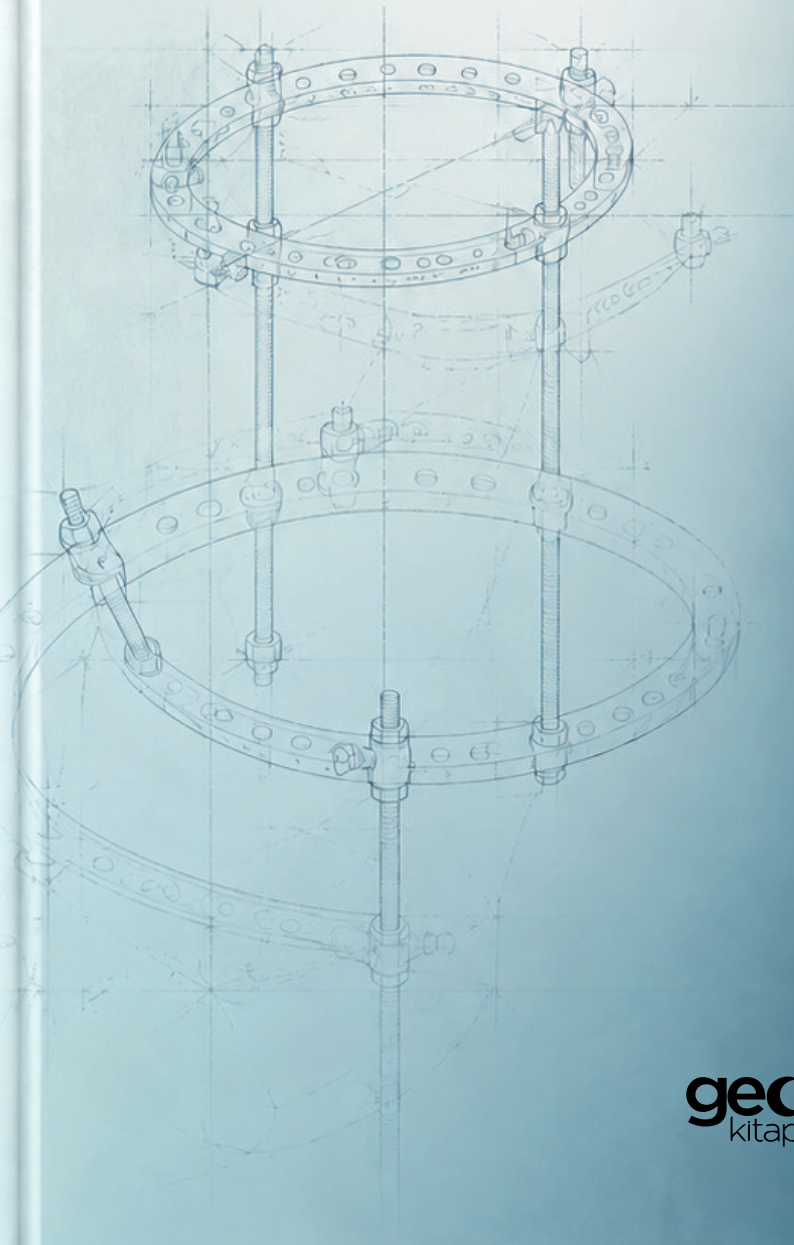


# İLİZAROV YÖNTEMİ

Distraksiyon Osteogenezi,  
Deformite Düzeltme ve  
Kemik Transportu

Op. Dr. Mehmet Fatih Uzun



**İmtiyaz Sahibi** / Yaşar Hız  
**Yayına Hazırlayan** / Gece Kitaplığı

**Birinci Basım** / Eylül 2026 - Ankara  
**ISBN** / 978-625-321-250-6

**© copyright**

Bu kitabın tüm yayın hakları Gece Kitaplığı'na aittir.  
Kaynak gösterilmeden alıntı yapılamaz, izin almadan hiçbir yolla çoğaltılamaz.

**Gece Kitaplığı**

Kızılay Mah. Fevzi Çakmak 1. Sokak  
Ümit Apt No: 22/A Çankaya/ANKARA  
0312 384 80 40  
www.gecekitapligi.com / gecekitapligi@gmail.com

**Baskı & Cilt**

Bizim Büro  
**Sertifika No:** 42488

# **İLİZAROV YÖNTEMİ:**

## **Distraksiyon Osteogenezi, Deformite Düzeltilme Ve Kemik Transportu**

Op. Dr. Mehmet Fatih Uzun<sup>1</sup>

**gece**  
kitaplığı

---

<sup>1</sup> Yozgat Şehir Hastanesi, ORCID: 0000-0003-2327-5536



## İÇİNDEKİLER

|                                                                    |    |
|--------------------------------------------------------------------|----|
| İÇİNDEKİLER .....                                                  | 5  |
| GİRİŞ .....                                                        | 27 |
| KAYNAKLAR .....                                                    | 27 |
| 2. TARİHÇE .....                                                   | 28 |
| KAYNAKLAR .....                                                    | 28 |
| 3. İLİZAROV YÖNTEMİNİN TEMEL PRENSİPLERİ .....                     | 29 |
| 3.1. BİYOLOJİNİN KORUNMASI.....                                    | 29 |
| 3.2. STABİL MEKANİK ORTAMIN SAĞLANMASI .....                       | 29 |
| 3.3. TENSION-STRESS ETKİSİ.....                                    | 29 |
| 3.4. LATENT DÖNEM.....                                             | 30 |
| 3.5. DISTRAKSİYON HIZI: RATE.....                                  | 30 |
| 3.6. DISTRAKSİYON RİTMİ: RHYTHM.....                               | 30 |
| 3.7. KADEMELİ DÜZELTME PRENSİBİ.....                               | 30 |
| 3.8. KOMpresyon VE DISTRAKSİYONUN KONTROLLÜ KULLANIMI .....        | 30 |
| 3.9. AKSİYEL YÜKLENME VE FONKSİYONEL KULLANIM.....                 | 31 |
| 3.10. TEDAVİ SÜRECİNİN DİNAMİK OLARAK İZLENMESİ .....              | 31 |
| 3.11. TEMEL PRENSİPLERİN ÖZETİ .....                               | 31 |
| KAYNAKLAR .....                                                    | 32 |
| 4. TENSION-STRESS ETKİSİ.....                                      | 33 |
| 4.1. MEKANOTRANSDÜKSİYON VE HÜCRESEL YANIT .....                   | 33 |
| 4.2. ANJİYOGENEZİN ROLÜ .....                                      | 33 |
| 4.3. DISTRAKSİYON BOŞLUĞUNUN HİSTOLOJİSİ .....                     | 34 |
| 4.4. RATE VE RHYTHM'İN TENSION-STRESS ETKİSİ ÜZERİNDEKİ ROLÜ ..... | 34 |
| 4.5. YUMUŞAK DOKULARDA TENSION-STRESS ETKİSİ .....                 | 34 |
| 4.6. STABİLİTE VE TENSION-STRESS ETKİSİ .....                      | 34 |
| 4.7. TENSION-STRESS ETKİSİNİN KLİNİK YANSIMALARI .....             | 34 |
| KAYNAKLAR .....                                                    | 35 |
| 5. DISTRAKSİYON OSTEOGENEZİNİN BİYOLOJİSİ .....                    | 36 |
| 5.1. LATENT DÖNEM.....                                             | 36 |
| 5.2. DISTRAKSİYON DÖNEMİ .....                                     | 36 |
| 5.3. DISTRAKSİYON BOŞLUĞUNUN HİSTOLOJİK ORGANİZASYONU .....        | 36 |

|                                                                      |    |
|----------------------------------------------------------------------|----|
| 5.4. ANJİYOGENEZ VE OSTEOGENEZİN EŞLEŞMESİ.....                      | 36 |
| 5.5. MEKANOTRANSDÜKSİYON .....                                       | 37 |
| 5.6. BÜYÜME FAKTÖRLERİ VE MOLEKÜLER MEDİATÖRLER .....                | 37 |
| 5.7. KONSOLİDASYON DÖNEMİ.....                                       | 37 |
| 5.8. REMODELİNG DÖNEMİ .....                                         | 37 |
| 5.9. DİSTRAKSİYON HIZI VE RİTMİNİN BİYOLOJİ ÜZERİNE ETKİSİ .....     | 38 |
| 5.10. DİSTRAKSİYON OSTEOGENEZİNİN KIRIK İYİLEŞMESİNDEN FARKLARI..... | 38 |
| 5.11. KLİNİK ÖNEM .....                                              | 38 |
| KAYNAKLAR .....                                                      | 39 |
| 6. REJENERAT KEMİĞİN OLUŞUMU VE MATURASYONU .....                    | 40 |
| 6.1. REJENERAT OLUŞUMUNUN BAŞLANGICI.....                            | 40 |
| 6.2. REJENERATIN HİSTOLOJİK ORGANİZASYONU.....                       | 40 |
| 6.3. PRİMER MİNERALİZASYON CEPHESİ .....                             | 40 |
| 6.4. REJENERATIN RADYOGRAFİK GELİŞİMİ.....                           | 41 |
| 6.5. NORMOTROFİK REJENERAT .....                                     | 41 |
| 6.6. HİPERTROFİK REJENERAT .....                                     | 41 |
| 6.7. HİPOTROFİK VEYA YETERSİZ REJENERAT .....                        | 41 |
| 6.8. KONSOLİDASYON DÖNEMİ.....                                       | 42 |
| 6.9. KORTİKALİZASYON.....                                            | 42 |
| 6.10. REMODELİNG VE MEDÜLLER KANALIN YENİDEN OLUŞUMU .....           | 42 |
| 6.11. REJENERAT MATURASYONUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ.....                | 42 |
| 6.12. MATURASYONU ETKİLEYEN FAKTÖRLER .....                          | 42 |
| 6.13. HEALING INDEX VE EXTERNAL FIXATION INDEX .....                 | 43 |
| 6.14. FRAME ÇIKARILMASI VE REJENERAT MATURASYONU .....               | 43 |
| KAYNAKLAR .....                                                      | 44 |
| 7. İLİZAROV SİSTEMİNİN BİLEŞENLERİ.....                              | 45 |
| 7.1. HALKALAR.....                                                   | 45 |
| 7.2. TRANSOSSEÖZ TELLER.....                                         | 45 |
| 7.3. TEL GERİLİMİ .....                                              | 45 |
| 7.4. TEL KESİŞME AÇISI.....                                          | 46 |
| 7.5. DÜZ TELLER.....                                                 | 46 |
| 7.6. OLIVE WIRE.....                                                 | 46 |
| 7.7. HALF-PİNLER VE SCHANZ VİDALARI.....                             | 46 |
| 7.8. THREADED RODLAR.....                                            | 46 |
| 7.9. TELESKOPİK RODLAR VE DİSTRAKTÖRLER .....                        | 47 |
| 7.10. MENTEŞELER.....                                                | 47 |

|                                                          |    |
|----------------------------------------------------------|----|
| 7.11. MOTOR ÜNİTELERİ VE DISTRAKSİYON MEKANİZMALARI..... | 47 |
| 7.12. PLAKLAR, BAYRAKLAR VE POSTLAR.....                 | 47 |
| 7.13. SOMUN, CIVATA VE BAĞLANTI ELEMANLARI.....          | 47 |
| 7.14. RİNG BLOCK KAVRAMI .....                           | 48 |
| 7.15. HİBRİT KONSTRÜKSİYONLAR.....                       | 48 |
| 7.16. MODERN HEXAPOD SİSTEMLERDE STRUTLAR.....           | 48 |
| 7.17. BİLEŞENLERİN BİYOMEKANİK ETKİLEŞİMİ.....           | 48 |
| KAYNAKLAR .....                                          | 49 |
| 8. HALKA EKSTERNAL FİKSATÖRÜN BİYOMEKANİĞİ .....         | 50 |
| 8.1. AKSİYEL RİJİDİTE VE AKSİYEL MİKROMOBİLİTE .....     | 50 |
| 8.2. NONLİNEER RİJİDİTE .....                            | 50 |
| 8.3. TEL ÇAPININ ETKİSİ.....                             | 50 |
| 8.4. TEL GERİLİMİNİN ETKİSİ.....                         | 50 |
| 8.5. HALKA ÇAPININ ETKİSİ .....                          | 51 |
| 8.6. KEMİĞİN HALKA İÇİNDEKİ POZİSYONU .....              | 51 |
| 8.7. TEL KESİŞME AÇISININ ETKİSİ .....                   | 51 |
| 8.8. TEL SAYISININ ETKİSİ .....                          | 51 |
| 8.9. OLIVE WIRE'LARIN BİYOMEKANİK ETKİSİ .....           | 51 |
| 8.10. BENDING RİJİDİTESİ .....                           | 52 |
| 8.11. TORSİYONEL RİJİDİTE.....                           | 52 |
| 8.12. SHEAR STABİLİTESİ .....                            | 52 |
| 8.13. HALKA SAYISI VE RING BLOCK UZUNLUĞU .....          | 52 |
| 8.14. CONNECTING RODLARIN ETKİSİ.....                    | 52 |
| 8.15. HALF-PİNLERİN FRAME RİJİDİTESİNE ETKİSİ.....       | 52 |
| 8.16. DİNAMİZASYON VE YÜK VERME.....                     | 53 |
| 8.17. FRAME RİJİDİTESİNİN KLİNİK OLARAK AYARLANMASI..... | 53 |
| 8.18. BİYOMEKANİK VE BİYOLOJİK DENGESİ.....              | 53 |
| KAYNAKLAR .....                                          | 54 |
| 9. TEL VE HALF-PIN YERLEŞTİRME PRENSİPLERİ.....          | 55 |
| 9.1. SAFE CORRIDOR KAVRAMI .....                         | 55 |
| 9.2. PREOPERATİF PLANLAMA .....                          | 55 |
| 9.3. TEL YERLEŞTİRMEDE TEMEL PRENSİPLER .....            | 55 |
| 9.4. TEL ÇAPI .....                                      | 55 |
| 9.5. TELİN YUMUŞAK DOKULARDAN GEÇİRİLMESİ.....           | 56 |
| 9.6. TELLERİN KEMİKTEN GEÇİRİLMESİ VE TERMAL HASAR ..... | 56 |
| 9.7. TEL KESİŞME AÇISI .....                             | 56 |

|                                                            |    |
|------------------------------------------------------------|----|
| 9.8. TEL GERİLİMİ .....                                    | 56 |
| 9.9. OLIVE WIRE YERLEŞTİRİLMESİ .....                      | 56 |
| 9.10. HALF-PİN YERLEŞTİRME PRENSİPLERİ .....               | 57 |
| 9.11. HALF-PİN İÇİN PREDRILLING .....                      | 57 |
| 9.12. TERMAL NEKROZUN ÖNLENMESİ .....                      | 57 |
| 9.13. HALF-PİNİN BİKORTİKAL TUTUNMASI.....                 | 57 |
| 9.14. HALF-PİN ÇALIŞMA UZUNLUĞU.....                       | 57 |
| 9.15. KAS VE TENDON TETHERING'İNİN ÖNLENMESİ .....         | 58 |
| 9.16. EKLEM KAPSÜLÜNDEN KAÇINMA.....                       | 58 |
| 9.17. CİLT GERİLİMİNİN ÖNLENMESİ.....                      | 58 |
| 9.18. NO-TOUCH TEKNİĞİ.....                                | 58 |
| 9.19. FİKSASYON NOKTALARININ DAĞILIMI .....                | 58 |
| 9.20. FLUOROSKOPİK KONTROL .....                           | 58 |
| 9.21. TEL VE HALF-PİN YERLEŞİMİ SONRASI KONTROL.....       | 59 |
| 9.22. TEMEL PRENSİPLERİN ÖZETİ .....                       | 59 |
| KAYNAKLAR .....                                            | 60 |
| 10. SAFE CORRIDORLAR .....                                 | 61 |
| 10.1. SAFE CORRIDOR KAVRAMININ TEMEL PRENSİPLERİ .....     | 61 |
| 10.2. TEL YERLEŞTİRMESİNDE GÜVENLİK PRENSİPLERİ .....      | 61 |
| 10.3. PROKSİMAL TİBİA .....                                | 61 |
| 10.4. TİBİA DİYAFİZİ .....                                 | 62 |
| 10.5. DISTAL TİBİA .....                                   | 62 |
| 10.6. FİBULA .....                                         | 62 |
| 10.7. KALKANEUS .....                                      | 62 |
| 10.8. TALUS .....                                          | 62 |
| 10.9. METATARSALLAR VE ÖN AYAK .....                       | 63 |
| 10.10. FEMUR.....                                          | 63 |
| 10.11. HUMERUS .....                                       | 63 |
| 10.12. ÖN KOL: RADIUS VE ULNA .....                        | 63 |
| 10.13. SAFE CORRIDOR VE EKLEM KAPSÜLÜ .....                | 64 |
| 10.14. SAFE CORRIDOR VE MUSKULOTENDİNÖZ YAPILAR.....       | 64 |
| 10.15. NÖROVASKÜLER RİSKİN AZALTILMASI .....               | 64 |
| 10.16. SAFE CORRIDORLARIN KLİNİK OLARAK DEĞİŞEBİLMESİ..... | 64 |
| KAYNAKLAR .....                                            | 65 |
| 11. OLIVE WIRE VE ÖZEL TEL TEKNİKLERİ .....                | 66 |
| 11.1. OLIVE WIRE'IN YAPISI VE TEMEL MEKANİZMASI .....      | 66 |

|                                                                      |    |
|----------------------------------------------------------------------|----|
| 11.2. OLIVE WIRE'İN BİYOMEKANİK ETKİSİ .....                         | 66 |
| 11.3. TRANSLASYON DÜZELTİMİNDE OLIVE WIRE .....                      | 66 |
| 11.4. KOMPRESYON OLUŞTURULMASI .....                                 | 66 |
| 11.5. KARŞILIKLI OLIVE WIRE TEKNİĞİ .....                            | 67 |
| 11.6. PERİARTİKÜLER KIRIKLARDA OLIVE WIRE.....                       | 67 |
| 11.7. DROP WIRE TEKNİĞİ.....                                         | 67 |
| 11.8. POST VE OFFSET WIRE TEKNİKLERİ .....                           | 67 |
| 11.9. BAYONET VE BENT WIRE UYGULAMALARI .....                        | 68 |
| 11.10. TRANSFİBULAR TELLER.....                                      | 68 |
| 11.11. TENSIONED WIRE VE DİNAMİK DAVRANIŞ.....                       | 68 |
| 11.12. OLIVE WIRE İLE SHEAR KONTROLÜ .....                           | 68 |
| 11.13. PULLING WIRE TEKNİĞİ .....                                    | 68 |
| 11.14. PUSH-PULL PRENSİBİ.....                                       | 69 |
| 11.15. TEL GEOMETRİSİ VE KUVVET VEKTÖRLERİ.....                      | 69 |
| 11.16. ÖZEL TEL TEKNİKLERİNDE KOMPLİKASYONLAR.....                   | 69 |
| 11.17. MODERN SİRKÜLER FİKSASYONDA OLIVE WIRE'İN YERİ .....          | 69 |
| KAYNAKLAR .....                                                      | 70 |
| 12. ENDİKASYONLAR VE KONTRENDİKASYONLAR .....                        | 71 |
| 12.1. NONUNION .....                                                 | 71 |
| 12.2. ENFEKTE NONUNION.....                                          | 71 |
| 12.3. SEGMENTAL KEMİK DEFECTLERİ .....                               | 71 |
| 12.4. EKSTREMİTE UZUNLUK EŞİTSİZLİĞİ .....                           | 71 |
| 12.5. ANGÜLER VE MULTİPLANAR DEFORMİTELER .....                      | 72 |
| 12.6. MALUNION .....                                                 | 72 |
| 12.7. AKUT KOMPLEKS KIRIKLAR .....                                   | 72 |
| 12.8. PERİARTİKÜLER KIRIKLAR .....                                   | 72 |
| 12.9. KRONİK OSTEOMİYELİT .....                                      | 73 |
| 12.10. AYAK VE AYAK BİLEĞİ DEFORMİTELERİ.....                        | 73 |
| 12.11. ARTRODEZ .....                                                | 73 |
| 12.12. PEDİATRİK ENDİKASYONLAR.....                                  | 73 |
| 12.13. TEDAVİYE UYUM GÖSTEREMEYECEK HASTA .....                      | 74 |
| 12.14. CİDDİ PSİKOSOSYAL UYUM SORUNLARI.....                         | 74 |
| 12.15. CİDDİ PERİFERİK VASKÜLER YETERSİZLİK.....                     | 74 |
| 12.16. KONTROLSÜZ SİSTEMİK ENFEKSİYON VEYA MEDİKAL İNSTABİLİTE ..... | 74 |
| 12.17. CİDDİ KEMİK KALİTESİ BOZUKLUĞU .....                          | 74 |
| 12.18. CİDDİ PERİFERİK NÖROPATİ .....                                | 75 |

|                                                                   |    |
|-------------------------------------------------------------------|----|
| 12.19. KONTROLSÜZ METABOLİK VE SİSTEMİK HASTALIKLAR .....         | 75 |
| 12.20. AKTİF SİGARA KULLANIMI.....                                | 75 |
| 12.21. HASTANIN FRAME TEDAVİSİNİ REDDETMESİ.....                  | 75 |
| 12.22. DAHA BASİT VE DAHA AZ MORBİD BİR TEDAVİNİN BULUNMASI ..... | 75 |
| KAYNAKLAR .....                                                   | 76 |
| 13. PREOPERATİF PLANLAMA .....                                    | 77 |
| 13.1. KLİNİK DEĞERLENDİRME .....                                  | 77 |
| 13.2. YÜK VEREREK TAM BOY RADYOGRAFİLER.....                      | 77 |
| 13.3. MEKANİK AKS ANALİZİ.....                                    | 77 |
| 13.4. EKLEM ORYANTASYON AÇILARI .....                             | 78 |
| 13.5. CORA’NIN BELİRLENMESİ .....                                 | 78 |
| 13.6. MULTİAPİKAL DEFORMİTELER .....                              | 78 |
| 13.7. ROTASYONEL DEFORMİTE ANALİZİ .....                          | 78 |
| 13.8. EKSTREMİTE UZUNLUK ANALİZİ.....                             | 78 |
| 13.9. OSTEOTOMİ SEVİYESİNİN PLANLANMASI .....                     | 78 |
| 13.10. YUMUŞAK DOKU DEĞERLENDİRMESİ.....                          | 79 |
| 13.11. NÖROVASKÜLER DEĞERLENDİRME .....                           | 79 |
| 13.12. ENFEKSİYON DEĞERLENDİRMESİ .....                           | 79 |
| 13.13. FRAME TASARIMININ ÖNCEDEN PLANLANMASI .....                | 79 |
| 13.14. KLASİK İLİZAROV FRAME PLANLAMASI.....                      | 80 |
| 13.15. HEXAPOD FRAME PLANLAMASI .....                             | 80 |
| 13.16. MOUNTING PARAMETERS.....                                   | 80 |
| 13.17. REFERANS HALKANIN YERLEŞİMİ .....                          | 80 |
| 13.18. CT VE ÜÇ BOYUTLU PLANLAMA.....                             | 80 |
| 13.19. AKUT VEYA KADEMELİ DÜZELTME KARARI .....                   | 80 |
| 13.20. HASTA EĞİTİMİ VE UYUM DEĞERLENDİRMESİ .....                | 81 |
| 13.21. REHABİLİTASYON PLANININ CERRAHİ ÖNCESİ BELİRLENMESİ.....   | 81 |
| 13.22. PLANLAMANIN DOKÜMANTASYONU .....                           | 81 |
| KAYNAKLAR .....                                                   | 82 |
| 14. DEFORMİTE ANALİZİ.....                                        | 83 |
| 14.1. DEFORMİTE ANALİZİNİN TEMEL AMAÇLARI .....                   | 83 |
| 14.2. DOĞRU RADYOGRAFİK TEKNİK.....                               | 83 |
| 14.3. ANATOMİK AKS .....                                          | 83 |
| 14.4. MEKANİK AKS .....                                           | 83 |
| 14.5. MECHANICAL AXIS DEVIATION .....                             | 84 |
| 14.6. EKLEM ORYANTASYON ÇİZGİLERİ .....                           | 84 |

|                                                                   |    |
|-------------------------------------------------------------------|----|
| 14.7. mL DFA .....                                                | 84 |
| 14.8. MPTA.....                                                   | 84 |
| 14.9. LDTA .....                                                  | 84 |
| 14.10. SAGİTTAL PLAN DEFORMİTELERİ .....                          | 84 |
| 14.11. JOINT LINE CONVERGENCE ANGLE .....                         | 84 |
| 14.12. CORA.....                                                  | 84 |
| 14.13. ANGULATION CORRECTION AXIS.....                            | 85 |
| 14.14. TRANSLASYONEL DEFORMİTE.....                               | 85 |
| 14.15. ROTASYONEL DEFORMİTE .....                                 | 85 |
| 14.16. UZUNLUK DEFORMİTESİ .....                                  | 85 |
| 14.17. KOMPLEKS MULTİPLANAR DEFORMİTELER .....                    | 85 |
| 14.18. OBLIQUE PLANE DEFORMİTE.....                               | 85 |
| 14.19. MULTİAPİKAL DEFORMİTE.....                                 | 86 |
| 14.20. EKLEM İÇİ VE EKLEM DIŞI DEFORMİTENİN AYRILMASI.....        | 86 |
| 14.21. KARŞI EKSTREMİTENİN REFERANS OLARAK KULLANILMASI.....      | 86 |
| 14.22. PEDİATRİK DEFORMİTE ANALİZİ.....                           | 86 |
| 14.23. ÜÇ BOYUTLU DEFORMİTE ANALİZİ .....                         | 86 |
| 14.24. DEFORMİTE ANALİZİNDE SIK YAPILAN HATALAR.....              | 86 |
| 14.25. SİSTEMATİK DEFORMİTE ANALİZ ALGORİTMASI .....              | 87 |
| KAYNAKLAR .....                                                   | 87 |
| 15. CORA PRENSİBİ .....                                           | 88 |
| 15.1. CORA'NIN TANIMLANMASI .....                                 | 88 |
| 15.2. ANATOMİK CORA VE MEKANİK CORA.....                          | 88 |
| 15.3. CORA HER ZAMAN DEFORMİTENİN GÖRÜNÜR APEKSİNDE DEĞİLDİR..... | 88 |
| 15.4. DEFORMİTE AÇISININ BELİRLENMESİ.....                        | 88 |
| 15.5. ANGULATION CORRECTION AXIS.....                             | 88 |
| 15.6. BİRİNCİ OSTEOTOMİ KURALI .....                              | 89 |
| 15.7. İKİNCİ OSTEOTOMİ KURALI .....                               | 89 |
| 15.8. ÜÇÜNCÜ OSTEOTOMİ KURALI.....                                | 89 |
| 15.9. OSTEOTOMİ CORA'DAN NEDEN UZAKTA YAPILABİLİR? .....          | 89 |
| 15.10. CORA VE TRANSLASYON İLİŞKİSİ .....                         | 89 |
| 15.11. CORA VE KEMİK UZUNLUĞU .....                               | 89 |
| 15.12. CORA VE KLASİK İLİZAROV HINGE YERLEŞİMİ .....              | 90 |
| 15.13. CORA VE HEXAPOD SİSTEMLER.....                             | 90 |
| 15.14. UNİAPİKAL DEFORMİTE .....                                  | 90 |
| 15.15. MULTİAPİKAL DEFORMİTE.....                                 | 90 |

|                                                                  |    |
|------------------------------------------------------------------|----|
| 15.16. TRANSLASYONUN EŞLİK ETTİĞİ DEFORMİTELER .....             | 90 |
| 15.17. SAGİTTAL PLANDA CORA .....                                | 91 |
| 15.18. OBLIQUE PLANE DEFORMİTE VE CORA .....                     | 91 |
| 15.19. ROTASYONEL DEFORMİTE VE CORA .....                        | 91 |
| 15.20. CORA İLE OSTEOTOMİ SEVİYESİNİN AYRILMASININ AVANTAJI..... | 91 |
| 15.21. CORA PLANLAMASINDA SIK YAPILAN HATALAR .....              | 91 |
| 15.22. CORA ANALİZİNİN PRATİK UYGULAMASI .....                   | 91 |
| KAYNAKLAR .....                                                  | 92 |
| 16. OSTEOTOMİ VE KORTİKOTOMİ TEKNİKLERİ.....                     | 93 |
| 16.1. OSTEOTOMİ VE KORTİKOTOMİ ARASINDAKİ FARK.....              | 93 |
| 16.2. DÜŞÜK ENERJİLİ OSTEOTOMİNİN BİYOLOJİK TEMELİ .....         | 93 |
| 16.3. MULTIPLE DRILL-HOLE OSTEOTOMİ .....                        | 93 |
| 16.4. DRILL-AND-OSTEOTOME TEKNİĞİ .....                          | 93 |
| 16.5. OSTEOKLAZİ .....                                           | 93 |
| 16.6. GİĞLİ TESTERE OSTEOTOMİSİ .....                            | 94 |
| 16.7. OSCILLATING SAW OSTEOTOMİSİ.....                           | 94 |
| 16.8. PERKÜTAN OSTEOTOMİ .....                                   | 94 |
| 16.9. OSTEOTOMİ SEVİYESİ .....                                   | 94 |
| 16.10. PERİOSTUN KORUNMASI.....                                  | 95 |
| 16.11. MEDÜLLER DOLAŞIMIN KORUNMASI.....                         | 95 |
| 16.12. FİBULA OSTEOTOMİSİ.....                                   | 95 |
| 16.13. OSTEOTOMİNİN TAMAMLANIP TAMAMLANMADIĞININ KONTROLÜ .....  | 95 |
| 16.14. TERMAL HASARIN ÖNLENMESİ.....                             | 95 |
| 16.15. OSTEOTOMİ SONRASI LATENT DÖNEM.....                       | 95 |
| 16.16. DEFORMİTE DÜZELTİMİNDE OSTEOTOMİ .....                    | 96 |
| 16.17. BİFOKAL VE TRİFOKAL OSTEOTOMİLER.....                     | 96 |
| 16.18. OSTEOTOMİ KOMPLİKASYONLARI.....                           | 96 |
| 16.19. HANGİ OSTEOTOMİ TEKNİĞİ DAHA ÜSTÜNDÜR?.....               | 96 |
| KAYNAKLAR .....                                                  | 97 |
| 17. FRAME KURULUMU VE KONFİGÜRASYONLARI .....                    | 98 |
| 17.1. FRAME TASARIMININ TEMEL AMAÇLARI .....                     | 98 |
| 17.2. RING BLOCK KAVRAMI .....                                   | 98 |
| 17.3. TEK HALKA VE ÇOKLU HALKA KONFİGÜRASYONLARI .....           | 98 |
| 17.4. HALKA ÇAPININ SEÇİMİ .....                                 | 99 |
| 17.5. TAM HALKA, 5/8 HALKA VE YARIM HALKA .....                  | 99 |
| 17.6. TEL TEMELLİ KONSTRÜKSİYON.....                             | 99 |

|                                                              |     |
|--------------------------------------------------------------|-----|
| 17.7. HALF-PİN TEMELLİ KONSTRÜKSİYON.....                    | 99  |
| 17.8. HİBRİT KONSTRÜKSİYON.....                              | 99  |
| 17.9. TEL VE HALF-PİNLERİN DAĞILIMI.....                     | 100 |
| 17.10. PROKSİMAL VE DISTAL FRAGMANIN KONTROLÜ .....          | 100 |
| 17.11. DROP WIRE VE OFFSET BAĞLANTILAR .....                 | 100 |
| 17.12. KIRIK VE NONUNION KONFİGÜRASYONLARI .....             | 100 |
| 17.13. KOMPRESYON KONFİGÜRASYONU .....                       | 101 |
| 17.14. DISTRAKSİYON KONFİGÜRASYONU .....                     | 101 |
| 17.15. BONE TRANSPORT FRAME KONFİGÜRASYONU.....              | 101 |
| 17.16. DEFORMİTE DÜZELTME KONFİGÜRASYONU .....               | 101 |
| 17.17. HEXAPOD KONFİGÜRASYONU .....                          | 101 |
| 17.18. STRUT KONFİGÜRASYONU .....                            | 101 |
| 17.19. STRUT ÇAKIŞMASI VE RANGE OF MOTION .....              | 102 |
| 17.20. FOOT RING VE AYAK-AYAK BİLEĞİ KONFİGÜRASYONLARI ..... | 102 |
| 17.21. EKLEMİ KÖPRÜLEYEN FRAME .....                         | 102 |
| 17.22. FRAME İÇİNDE EKLEM HAREKETİNİN KORUNMASI.....         | 102 |
| 17.23. FRAME'İN ORTOGONAL YERLEŞİMİ .....                    | 102 |
| 17.24. FRAME MONTAJINDA SİMETRİ.....                         | 103 |
| 17.25. FRAME RİJİDİTESİNİN ARTIRILMASI.....                  | 103 |
| 17.26. FRAME'İN DİNAMİZE EDİLMESİ .....                      | 103 |
| 17.27. KONFİGÜRASYON SEÇİMİNDE KLİNİK FAKTÖRLER.....         | 103 |
| 17.28. MODÜLERLİK .....                                      | 103 |
| 17.29. FRAME KURULUMUNDA SIK YAPILAN HATALAR .....           | 104 |
| KAYNAKLAR .....                                              | 104 |
| 18. EKSTREMİTE UZATMA .....                                  | 105 |
| 18.1. ENDİKASYONLAR.....                                     | 105 |
| 18.2. PREOPERATİF UZUNLUK ANALİZİ .....                      | 105 |
| 18.3. UZATMA SEGMENTİNİN SEÇİMİ.....                         | 105 |
| 18.4. OSTEOTOMİ SEVİYESİ .....                               | 106 |
| 18.5. LATENT DÖNEM.....                                      | 106 |
| 18.6. DISTRAKSİYON HIZI .....                                | 106 |
| 18.7. DISTRAKSİYON RİTMİ .....                               | 106 |
| 18.8. UZATMA FAZİ.....                                       | 106 |
| 18.9. REJENERATIN TAKİBİ.....                                | 106 |
| 18.10. YUMUŞAK DOKU ADAPTASYONU .....                        | 106 |
| 18.11. FİZİYOTERAPİ VE EKLEM HAREKETLERİ.....                | 107 |

|                                                       |     |
|-------------------------------------------------------|-----|
| 18.12. NÖROLOJİK TAKİP.....                           | 107 |
| 18.13. VASKÜLER TAKİP.....                            | 107 |
| 18.14. UZATMA MİKTARI.....                            | 107 |
| 18.15. KONSOLİDASYON DÖNEMİ.....                      | 107 |
| 18.16. FRAME ÇIKARILMASI.....                         | 108 |
| 18.17. EXTERNAL FIXATION INDEX.....                   | 108 |
| 18.18. HEALING INDEX.....                             | 108 |
| 18.19. FEMORAL UZATMA.....                            | 108 |
| 18.20. TİBİAL UZATMA.....                             | 108 |
| 18.21. FİBULA YÖNETİMİ.....                           | 109 |
| 18.22. PEDİATRİK EKSTREMİTE UZATMA.....               | 109 |
| 18.23. LENGTHENING OVER NAIL .....                    | 109 |
| 18.24. LENGTHENING THEN NAILING / PLATING .....       | 109 |
| 18.25. MOTORİZE İNTRAMEDÜLLER UZATMA ÇİVİLERİ .....   | 109 |
| 18.26. EKSTERNAL FİKSATÖRE ÖZGÜ KOMPLİKASYONLAR.....  | 110 |
| 18.27. PREMATÜR KONSOLİDASYON .....                   | 110 |
| 18.28. YETERSİZ REJENERAT.....                        | 110 |
| 18.29. EKLEM KONTRAKTÜRÜ.....                         | 110 |
| 18.30. HASTA SEÇİMİ VE PSİKOSOSYAL BOYUT .....        | 110 |
| KAYNAKLAR .....                                       | 111 |
| 19. KEMİK TRANSPORTU.....                             | 112 |
| 19.1. ENDİKASYONLAR.....                              | 112 |
| 19.2. ENFEKSİYONLU KEMİK DEFECTLERİNDE TRANSPORT..... | 112 |
| 19.3. TRANSPORT SEGMENTİNİN OLUŞTURULMASI.....        | 112 |
| 19.4. CORTİKOTOMİ VE LATENT DÖNEM .....               | 113 |
| 19.5. TRANSPORT HIZI VE RİTMİ.....                    | 113 |
| 19.6. MONOFOKAL, BİFOKAL VE TRİFOKAL KAVRAMLAR .....  | 113 |
| 19.7. PROKSİMALDEN DISTALE TRANSPORT.....             | 113 |
| 19.8. DISTALDEN PROKSİMALE TRANSPORT.....             | 113 |
| 19.9. TANDEM VE ÇİFT SEVİYELİ TRANSPORT.....          | 113 |
| 19.10. FRAME KONFİGÜRASYONU.....                      | 113 |
| 19.11. TRANSPORT SEGMENTİNİN STABİLİTESİ.....         | 114 |
| 19.12. REJENERATIN TAKİBİ.....                        | 114 |
| 19.13. DOCKING SITE .....                             | 114 |
| 19.14. DOCKING SITE KOMPRESYONU .....                 | 114 |
| 19.15. DOCKING SITE GREFTLEME .....                   | 114 |

|                                                                |     |
|----------------------------------------------------------------|-----|
| 19.16. ENFEKTE DOCKING SITE .....                              | 115 |
| 19.17. YUMUŞAK DOKU TRANSPORTU .....                           | 115 |
| 19.18. AKUT KISALTMA VE SONRADAN UZATMA.....                   | 115 |
| 19.19. KEMİK TRANSPORTU VE MASQUELET TEKNİĞİ .....             | 115 |
| 19.20. INDUCED MEMBRANE İÇİNDEN KEMİK TRANSPORTU .....         | 115 |
| 19.21. BONE TRANSPORT OVER NAIL .....                          | 116 |
| 19.22. MOTORİZE İNTRAMEDÜLLER BONE TRANSPORT .....             | 116 |
| 19.23. TRANSPORT SÜRESİ.....                                   | 116 |
| 19.24. EXTERNAL FIXATION INDEX.....                            | 116 |
| 19.25. KOMPLİKASYONLAR.....                                    | 117 |
| 19.26. JOINT KONTRAKTÜRÜ .....                                 | 117 |
| 19.27. TRANSPORT SEGMENTİNİN MALALIGNMENT’İ .....              | 117 |
| 19.28. PREMATÜR KONSOLİDASYON .....                            | 117 |
| 19.29. ZAYIF REJENERAT.....                                    | 117 |
| 19.30. DOCKING SITE NONUNION .....                             | 118 |
| 19.31. REHABİLİTASYON .....                                    | 118 |
| 19.32. MODERN YAKLAŞIM .....                                   | 118 |
| KAYNAKLAR .....                                                | 118 |
| 20. MONOFOKAL, BİFOKAL VE TRİFOKAL TRANSPORT.....              | 120 |
| 20.1. MONOFOKAL YAKLAŞIM .....                                 | 120 |
| 20.2. BİFOKAL KEMİK TRANSPORTU .....                           | 120 |
| 20.3. BİFOKAL TRANSPORTUN AVANTAJLARI.....                     | 120 |
| 20.4. TRİFOKAL KEMİK TRANSPORTU .....                          | 120 |
| 20.5. TRİFOKAL TRANSPORTUN BİYOMEKANİK VE KLİNİK AVANTAJI..... | 121 |
| 20.6. TRİFOKAL TRANSPORTUN DEZAVANTAJLARI.....                 | 121 |
| 20.7. BİFOKAL VE TRİFOKAL TRANSPORT SEÇİMİ.....                | 121 |
| KAYNAKLAR .....                                                | 121 |
| 21. DOCKING SITE YÖNETİMİ .....                                | 122 |
| 21.1. DOCKING SITE’İN DEĞERLENDİRİLMESİ .....                  | 122 |
| 21.2. DOCKING ÖNCESİ KEMİK UÇLARININ HAZIRLANMASI.....         | 122 |
| 21.3. DOCKING SITE KOMPRESYONU .....                           | 122 |
| 21.4. DOCKING SITE KEMİK GREFTLEMESİ.....                      | 122 |
| 21.5. RUTİN Mİ, SEÇİCİ GREFTLEME Mİ? .....                     | 123 |
| 21.6. DOCKING SITE NONUNION .....                              | 123 |
| 21.7. DOCKING SITE NONUNIONUNUN TEDAVİSİ.....                  | 123 |
| 21.8. ENFEKTE DOCKING SITE .....                               | 123 |

|                                                                              |     |
|------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 21.9. DOCKING SITE VE INDUCED MEMBRANE.....                                  | 124 |
| 21.10. DOCKING SITE VE INTERNAL FİKSASYON .....                              | 124 |
| 21.11. DOCKING SITE REFRAKTÜRÜ .....                                         | 124 |
| 21.12. FRAME ÇIKARILMADAN ÖNCE DOCKING SITE DEĞERLENDİRMESİ.....             | 124 |
| KAYNAKLAR .....                                                              | 125 |
| 22. NONUNION TEDAVİSİNDE İLİZAROV .....                                      | 126 |
| 22.1. NONUNIONUN DEĞERLENDİRİLMESİ .....                                     | 126 |
| 22.2. HİPERTROFİK NONUNION .....                                             | 126 |
| 22.3. ATROFİK NONUNION .....                                                 | 126 |
| 22.4. STIFF NONUNION .....                                                   | 126 |
| 22.5. MOBILE NONUNION .....                                                  | 127 |
| 22.6. KOMPresYON OSTEOGENEZİ.....                                            | 127 |
| 22.7. DİSTRAKSİYON-KOMPresYON TEKNİĞİ.....                                   | 127 |
| 22.8. ENFEKTE NONUNION.....                                                  | 127 |
| 22.9. NONUNION VE KEMİK DEFEKTİ .....                                        | 127 |
| 22.10. DEFORMİTENİN EŞLİK ETTİĞİ NONUNION .....                              | 127 |
| 22.11. HEXAPOD FRAME'LERİN NONUNIONDA KULLANIMI .....                        | 128 |
| 22.12. KEMİK KAYBI OLAN NONUNIONDA İLİZAROV VE HEXAPOD<br>KOMBİNASYONU ..... | 128 |
| 22.13. KEMİK GREFTLEMENİN YERİ.....                                          | 128 |
| 22.14. YÜK VERME .....                                                       | 128 |
| 22.15. FRAME SÜRESİ .....                                                    | 128 |
| 22.16. KOMPLİKASYONLAR.....                                                  | 129 |
| 22.17. AVANTAJLARI .....                                                     | 129 |
| 22.18. SINIRLILIKLARI.....                                                   | 129 |
| KAYNAKLAR .....                                                              | 130 |
| 23. ENFEKTE NONUNION VE OSTEOMİYELİTTE İLİZAROV .....                        | 131 |
| 23.1. TEDAVİNİN TEMEL PRENSİPLERİ.....                                       | 131 |
| 23.2. RADİKAL DEBRİDMAN.....                                                 | 131 |
| 23.3. MİKROBİYOLOJİK ÖRNEKLEME .....                                         | 131 |
| 23.4. ANTİBİYOTİK TEDAVİSİ .....                                             | 131 |
| 23.5. LOKAL ANTİBİYOTİK UYGULAMALARI.....                                    | 132 |
| 23.6. STABİLİZASYON .....                                                    | 132 |
| 23.7. HİPERTROFİK ENFEKTE NONUNION.....                                      | 132 |
| 23.8. ATROFİK ENFEKTE NONUNION .....                                         | 132 |
| 23.9. KEMİK DEFEKTİNİN YÖNETİMİ .....                                        | 132 |

|                                                             |     |
|-------------------------------------------------------------|-----|
| 23.10. BONE TRANSPORT .....                                 | 133 |
| 23.11. BİFOKAL VE TRİFOKAL TRANSPORT .....                  | 133 |
| 23.12. DOCKING SITE YÖNETİMİ .....                          | 133 |
| 23.13. OSTEOMİYELİTTE İLİZAROV .....                        | 133 |
| 23.14. DEAD-SPACE YÖNETİMİ .....                            | 133 |
| 23.15. INDUCED MEMBRANE VE BONE TRANSPORT KOMBİNASYONU..... | 134 |
| 23.16. YUMUŞAK DOKU YÖNETİMİ .....                          | 134 |
| 23.17. AKUT KISALTMA VE SONRADAN UZATMA.....                | 134 |
| 23.18. INTERNAL FİKSASYON İLE KOMBİNE YÖNTEMLER .....       | 134 |
| 23.19. YÜK VERME VE REHABİLİTASYON .....                    | 134 |
| 23.20. ENFEKSİYON REKÜRRENSİ.....                           | 134 |
| 23.21. DİĞER KOMPLİKASYONLAR.....                           | 135 |
| 23.22. TEDAVİ BAŞARISININ DEĞERLENDİRİLMESİ .....           | 135 |
| 23.23. MULTİDİSİPLİNER YAKLAŞIM .....                       | 135 |
| KAYNAKLAR .....                                             | 136 |
| 24. ANGÜLER DEFORMİTELERİN DÜZELTİLMESİ .....               | 137 |
| 24.1. DEFORMİTENİN TANIMLANMASI.....                        | 137 |
| 24.2. CORA’NIN BELİRLENMESİ .....                           | 137 |
| 24.3. OSTEOTOMİ SEVİYESİNİN SEÇİMİ .....                    | 137 |
| 24.4. AKUT VE KADEMELİ DÜZELTME .....                       | 137 |
| 24.5. KLASİK İLİZAROV HINGE TEKNİĞİ.....                    | 138 |
| 24.6. HINGE POZİSYONU VE AÇIORTAY .....                     | 138 |
| 24.7. AÇILMA TİPİ DÜZELTME .....                            | 138 |
| 24.8. KAPANMA TİPİ DÜZELTME.....                            | 138 |
| 24.9. ANGÜLASYON VE TRANSLASYON İLİŞKİSİ .....              | 138 |
| 24.10. KORONAL PLAN DEFORMİTELERİ .....                     | 139 |
| 24.11. SAGİTTAL PLAN DEFORMİTELERİ .....                    | 139 |
| 24.12. OBLİK PLAN DEFORMİTELERİ .....                       | 139 |
| 24.13. MULTİAPİKAL ANGÜLER DEFORMİTELER .....               | 139 |
| 24.14. EŞLİK EDEN UZUNLUK FARKI.....                        | 139 |
| 24.15. HEXAPOD SİSTEMLERDE ANGÜLER DÜZELTME .....           | 139 |
| 24.16. KADEMELİ DÜZELTME HIZI .....                         | 140 |
| 24.17. NÖROVASKÜLER GÜVENLİK.....                           | 140 |
| 24.18. YUMUŞAK DOKU KONTRAKTÜRLERİ.....                     | 140 |
| 24.19. DÜZELTMENİN TAKİBİ.....                              | 140 |
| 24.20. AŞIRI VE YETERSİZ DÜZELTME.....                      | 140 |

|                                                                   |     |
|-------------------------------------------------------------------|-----|
| 24.21. KOMPLİKASYONLAR.....                                       | 141 |
| KAYNAKLAR .....                                                   | 141 |
| 25. TRANSLASYONEL VE ROTASYONEL DEFORMİTELERİN DÜZELTİLMESİ ..... | 142 |
| 25.1. TRANSLASYONEL DEFORMİTE.....                                | 142 |
| 25.2. CORA VE TRANSLASYON İLİŞKİSİ .....                          | 142 |
| 25.3. TRANSLASYON MİKTARININ BELİRLENMESİ.....                    | 142 |
| 25.4. KLASİK İLİZAROV SİSTEMİNDE TRANSLASYON DÜZELTİMİ.....       | 142 |
| 25.5. TRANSLASYON VE ANGÜLASYONUN BİRLİKTE DÜZELTİLMESİ.....      | 142 |
| 25.6. ROTASYONEL DEFORMİTE .....                                  | 143 |
| 25.7. ROTASYONEL DEFORMİTENİN KLİNİK DEĞERLENDİRİLMESİ .....      | 143 |
| 25.8. ROTASYON MERKEZİNİN BELİRLENMESİ .....                      | 143 |
| 25.9. KLASİK İLİZAROV SİSTEMİNDE ROTASYON DÜZELTİMİ .....         | 143 |
| 25.10. HEXAPOD SİSTEMLERDE ROTASYONEL DÜZELTME.....               | 143 |
| 25.11. ALTI EKSENLİ DEFORMİTE DÜZELTİMİ.....                      | 144 |
| 25.12. ROTASYONEL DÜZELTME HIZI.....                              | 144 |
| 25.13. NÖROVASKÜLER GÜVENLİK.....                                 | 144 |
| 25.14. EŞLİK EDEN UZUNLUK FARKI.....                              | 144 |
| 25.15. POSTTRAVMATİK DEFORMİTELER.....                            | 144 |
| 25.16. RESİDÜEL DEFORMİTE.....                                    | 144 |
| 25.17. DÜZELTMENİN DOĞRULUĞU .....                                | 145 |
| 25.18. KOMPLİKASYONLAR.....                                       | 145 |
| KAYNAKLAR .....                                                   | 145 |
| 26. AYAK VE AYAK BİLEĞİ DEFORMİTELERİNDE İLİZAROV .....           | 146 |
| 26.1. ENDİKASYONLAR.....                                          | 146 |
| 26.2. TEDAVİNİN TEMEL AMAÇLARI .....                              | 146 |
| 26.3. PREOPERATİF DEĞERLENDİRME.....                              | 146 |
| 26.4. EQUINUS DEFORMİTESİ.....                                    | 147 |
| 26.5. KADEMELİ EQUINUS DÜZELTİMİ.....                             | 147 |
| 26.6. EQUINOVARUS DEFORMİTESİ.....                                | 147 |
| 26.7. CAVOVARUS DEFORMİTESİ.....                                  | 147 |
| 26.8. HINDFOOT DEFORMİTELERİ.....                                 | 147 |
| 26.9. MIDFOOT VE FOREFOOT DEFORMİTELERİ .....                     | 148 |
| 26.10. FOOT RING KONFİGÜRASYONU .....                             | 148 |
| 26.11. KLASİK İLİZAROV FRAME.....                                 | 148 |
| 26.12. HEXAPOD SİSTEMLER .....                                    | 148 |
| 26.13. POSTTRAVMATİK AYAK VE AYAK BİLEĞİ DEFORMİTELERİ .....      | 148 |

|                                                      |     |
|------------------------------------------------------|-----|
| 26.14. CHARCOT NÖROARTROPATİSİ .....                 | 149 |
| 26.15. CHARCOT AYAKTA HEDEF .....                    | 149 |
| 26.16. CHARCOT AYAKTA SONUÇLAR .....                 | 149 |
| 26.17. AYAK BİLEĞİ ARTRODEZİNDE İLİZAROV .....       | 149 |
| 26.18. TİBİOTALOKALKANEAL ARTRODEZ .....             | 149 |
| 26.19. ENFEKSİYON VARLIĞINDA KULLANIM .....          | 149 |
| 26.20. YUMUŞAK DOKU KONTRAKTÜRLERİ .....             | 150 |
| 26.21. AKUT VE KADEMELİ DÜZELTME .....               | 150 |
| 26.22. YÜK VERME .....                               | 150 |
| 26.23. PIN-SITE VE TEL PROBLEMLERİ .....             | 150 |
| 26.24. NÖROVASKÜLER KOMPLİKASYONLAR .....            | 151 |
| 26.25. EKLEM SUBLUKSASYONU .....                     | 151 |
| 26.26. KOMPLİKASYONLAR .....                         | 151 |
| KAYNAKLAR .....                                      | 151 |
| 27. PEDİATRİK ORTOPEDİDE İLİZAROV UYGULAMALARI ..... | 152 |
| 27.1. PEDİATRİK HASTAYA ÖZGÜ ÖZELLİKLER .....        | 152 |
| 27.2. EKSTREMİTE UZUNLUK EŞİTSİZLİĞİ .....           | 152 |
| 27.3. KONJENİTAL VE GELİŞİMSEL DEFORMİTELER .....    | 152 |
| 27.4. BLOUNT HASTALIĞI .....                         | 152 |
| 27.5. KONJENİTAL TİBİAL PSÖDOARTROZ .....            | 153 |
| 27.6. CPT'DE UZATMA .....                            | 153 |
| 27.7. POSTTRAVMATİK DEFORMİTELER .....               | 153 |
| 27.8. PEDİATRİK HEXAPOD UYGULAMALARI .....           | 153 |
| 27.9. PEDİATRİK NONUNION VE ENFEKSİYON .....         | 154 |
| 27.10. FİZİSİN KORUNMASI .....                       | 154 |
| 27.11. OSTEOTOMİ VE REJENERAT .....                  | 154 |
| 27.12. DİSTRAKSİYON HIZI .....                       | 154 |
| 27.13. EKLEM KONTRAKTÜRLERİ .....                    | 154 |
| 27.14. REHABİLİTASYON .....                          | 155 |
| 27.15. PSİKOSOSYAL BOYUT .....                       | 155 |
| 27.16. KOMPLİKASYONLAR .....                         | 155 |
| 27.17. REKÜRRENS .....                               | 155 |
| KAYNAKLAR .....                                      | 156 |
| 28. ACCORDION MANEUVER .....                         | 157 |
| 28.1. TEMEL PRENSİP .....                            | 157 |
| 28.2. ENDİKASYONLAR .....                            | 157 |

|                                                          |     |
|----------------------------------------------------------|-----|
| 28.3. UYGULAMA TEKNİĞİ .....                             | 157 |
| 28.4. UYGULAMA ZAMANI.....                               | 157 |
| 28.5. OLASI BİYOLOJİK MEKANİZMA .....                    | 158 |
| 28.6. KEMİK TRANSPORTUNDA KULLANIM.....                  | 158 |
| 28.7. AVANTAJLARI .....                                  | 158 |
| 28.8. SINIRLILIKLARI.....                                | 158 |
| 28.9. KOMPLİKASYONLAR VE DİKKAT EDİLMESİ GEREKENLER..... | 158 |
| KAYNAKLAR .....                                          | 159 |
| 29. POSTOPERATİF TAKİP VE REHABİLİTASYON .....           | 160 |
| 29.1. ERKEN POSTOPERATİF DEĞERLENDİRME .....             | 160 |
| 29.2. FRAME KONTROLÜ .....                               | 160 |
| 29.3. POSTOPERATİF RADYOGRAFİLER .....                   | 160 |
| 29.4. AĞRI VE ÖDEM KONTROLÜ .....                        | 161 |
| 29.5. ERKEN MOBİLİZASYON .....                           | 161 |
| 29.6. YÜK VERME .....                                    | 161 |
| 29.7. YÜRÜME EĞİTİMİ .....                               | 161 |
| 29.8. EKLEM HAREKET AÇIKLIĞININ KORUNMASI .....          | 161 |
| 29.9. KAS GÜÇLENDİRME.....                               | 162 |
| 29.10. KONTRAKTÜRÜN ÖNLENMESİ.....                       | 162 |
| 29.11. SPLINT VE ORTEZ KULLANIMI.....                    | 162 |
| 29.12. PİN-SİTE BAKIMI .....                             | 162 |
| 29.13. PİN-TRACT ENFEKSİYONUNUN ERKEN TANINMASI.....     | 162 |
| 29.14. DİSTRAKSİYON DÖNEMİNDE TAKİP .....                | 162 |
| 29.15. REJENERATIN RADYOGRAFİK TAKİBİ.....               | 163 |
| 29.16. NÖROVASKÜLER TAKİP .....                          | 163 |
| 29.17. HEXAPOD FRAME TAKİBİ .....                        | 163 |
| 29.18. KONSOLİDASYON DÖNEMİ.....                         | 163 |
| 29.19. FRAME DİNAMİZASYONU .....                         | 163 |
| 29.20. FRAME ÇIKARMA ÖNCESİ DEĞERLENDİRME .....          | 164 |
| 29.21. FRAME ÇIKARILMASI SONRASI REHABİLİTASYON .....    | 164 |
| 29.22. PSİKOSOSYAL DESTEK .....                          | 164 |
| 29.23. HASTA EĞİTİMİ .....                               | 164 |
| 29.24. REHABİLİTASYONUN BİREYSELLEŞTİRİLMESİ .....       | 164 |
| KAYNAKLAR .....                                          | 165 |
| 30. PIN-SITE BAKIMI VE PIN-TRACT ENFEKSİYONLARI.....     | 166 |
| 30.1. PIN-SITE ENFEKSİYONUNUN PATOGENEZİ .....           | 166 |

|                                                             |     |
|-------------------------------------------------------------|-----|
| 30.2. RİSK FAKTÖRLERİ.....                                  | 166 |
| 30.3. CERRAHİ TEKNİĞİN ÖNEMİ .....                          | 166 |
| 30.4. PIN-SITE BAKIMININ TEMEL PRENSİPLERİ.....             | 167 |
| 30.5. BAKIM SIKLIĞI .....                                   | 167 |
| 30.6. TEMİZLEME SOLÜSYONLARI .....                          | 167 |
| 30.7. DUŞ VE HASTANIN KENDİ BAKIMI .....                    | 167 |
| 30.8. NORMAL PIN-SITE REAKSİYONU VE ENFEKSİYON AYRIMI ..... | 167 |
| 30.9. CHECKETTS–OTTERBURN SINIFLANDIRMASI.....              | 168 |
| 30.10. YÜZEYEL PIN-TRACT ENFEKSİYONU.....                   | 168 |
| 30.11. PIN GEVŞEMESİ.....                                   | 168 |
| 30.12. DERİN ENFEKSİYON VE OSTEOMİYELİT .....               | 168 |
| 30.13. FRAME STABİLİTESİNİN KORUNMASI .....                 | 168 |
| 30.14. PIN-TRACT ENFEKSİYONUNDA KÜLTÜR .....                | 169 |
| 30.15. ANTİBİYOTİK KULLANIMI .....                          | 169 |
| 30.16. PİN TASARIMI VE KAPLAMALAR .....                     | 169 |
| 30.17. HASTA EĞİTİMİ .....                                  | 169 |
| 30.18. ACİL DEĞERLENDİRME GEREKTİREN BULGULAR.....          | 169 |
| 30.19. KANITLARIN SINIRLILIKLARI.....                       | 170 |
| KAYNAKLAR .....                                             | 170 |
| 31. KOMPLİKASYONLAR.....                                    | 171 |
| 31.1. PALEY SINIFLANDIRMASI.....                            | 171 |
| 31.2. PIN-SITE VE PIN-TRACT ENFEKSİYONLARI .....            | 171 |
| 31.3. TEL VE HALF-PİN GEVŞEMESİ.....                        | 171 |
| 31.4. EKLEM KONTRAKTÜRLERİ.....                             | 171 |
| 31.5. EQUINUS DEFORMİTESİ.....                              | 171 |
| 31.6. EKLEM SUBLUKSASYONU VE DİSLOKASYONU.....              | 172 |
| 31.7. NÖROLOJİK KOMPLİKASYONLAR .....                       | 172 |
| 31.8. VASKÜLER KOMPLİKASYONLAR.....                         | 172 |
| 31.9. PREMATÜR KONSOLİDASYON .....                          | 172 |
| 31.10. GECİKMİŞ KONSOLİDASYON VE ZAYIF REJENERAT .....      | 172 |
| 31.11. REJENERAT DEFORMİTESİ.....                           | 173 |
| 31.12. AKS KAYBI .....                                      | 173 |
| 31.13. DOCKING SITE NONUNION .....                          | 173 |
| 31.14. NONUNION .....                                       | 173 |
| 31.15. REJENERAT VEYA DOCKING SITE REFRAKTÜRÜ .....         | 174 |
| 31.16. GEÇ BOWING VE UZUNLUK KAYBI .....                    | 174 |

|                                                            |     |
|------------------------------------------------------------|-----|
| 31.17. HARDWARE KOMPLİKASYONLARI.....                      | 174 |
| 31.18. DERİN ENFEKSİYON VE OSTEOMİYELİT .....              | 174 |
| 31.19. AĞRI.....                                           | 174 |
| 31.20. PSİKOSOSYAL KOMPLİKASYONLAR.....                    | 174 |
| 31.21. KOMPLİKASYON RİSKİNİ ARTIRAN FAKTÖRLER .....        | 175 |
| 31.22. KOMPLİKASYONLARIN ÖNLENMESİ.....                    | 175 |
| KAYNAKLAR .....                                            | 175 |
| 32. FRAME ÇIKARMA KRİTERLERİ.....                          | 176 |
| 32.1. RADYOGRAFİK KONSOLİDASYON.....                       | 176 |
| 32.2. REJENERATIN KALİTESİ .....                           | 176 |
| 32.3. KLİNİK STABİLİTE.....                                | 176 |
| 32.4. TAM YÜK VERME .....                                  | 176 |
| 32.5. DİNAMİZASYON.....                                    | 176 |
| 32.6. STRES TESTİ.....                                     | 177 |
| 32.7. TEK BACAK ÜZERİNDE DURMA TESTİ .....                 | 177 |
| 32.8. BONE TRANSPORT SONRASI FRAME ÇIKARMA .....           | 177 |
| 32.9. DOCKING SITE DEĞERLENDİRMESİ.....                    | 177 |
| 32.10. NONUNION TEDAVİSİNDE FRAME ÇIKARMA .....            | 177 |
| 32.11. ÜÇ KORTEKS KURALININ SINIRLILIKLARI.....            | 178 |
| 32.12. PİXEL VALUE RATIO.....                              | 178 |
| 32.13. BT VE DİĞER GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ .....            | 178 |
| 32.14. FRAME'İN KADEMELİ ÇIKARILMASI.....                  | 178 |
| 32.15. FRAME ÇIKARILMASI SONRASI KORUMA .....              | 178 |
| 32.16. REFRAKTÜR RİSKİ.....                                | 179 |
| 32.17. FRAME'İN GEREĞİNDEN UZUN TUTULMASI.....             | 179 |
| 32.18. PRATİK FRAME ÇIKARMA ALGORİTMASI .....              | 179 |
| KAYNAKLAR .....                                            | 180 |
| 33. KLASİK İLİZAROV VE HEXAPOD SİSTEMLER .....             | 181 |
| 33.1. KLASİK İLİZAROV SİSTEMİNİN TEMEL YAPISI.....         | 181 |
| 33.2. KLASİK İLİZAROV SİSTEMİNDE DEFORMİTE DÜZELTİMİ ..... | 181 |
| 33.3. KLASİK İLİZAROV SİSTEMİNİN AVANTAJLARI .....         | 181 |
| 33.4. KLASİK İLİZAROV SİSTEMİNİN SINIRLILIKLARI.....       | 182 |
| 33.5. HEXAPOD SİSTEMLERİN TEMEL PRENSİBİ.....              | 182 |
| 33.6. TAYLOR SPATIAL FRAME .....                           | 182 |
| 33.7. MOUNTING PARAMETERS.....                             | 182 |
| 33.8. MULTİPLANAR DEFORMİTELERDE HEXAPOD AVANTAJI.....     | 182 |

|                                                                   |     |
|-------------------------------------------------------------------|-----|
| 33.9. DÜZELTME DOĞRULUĞU .....                                    | 182 |
| 33.10. TİBİAL DEFORMİTELERDE HEXAPOD DOĞRULUĞU .....              | 182 |
| 33.11. RESİDÜEL DÜZELTME AVANTAJI .....                           | 183 |
| 33.12. SMART CORRECTION VE DİĞER HEXAPOD SİSTEMLER .....          | 183 |
| 33.13. BİYOMEKANİK FARKLILIKLAR .....                             | 183 |
| 33.14. BONE TRANSPORTTA KULLANIM .....                            | 183 |
| 33.15. KEMİK DEFEKTLERİNDE KARŞILAŞTIRMALI SONUÇLAR.....          | 183 |
| 33.16. KEMİK İYİLEŞMESİ AÇISINDAN KARŞILAŞTIRMA .....             | 184 |
| 33.17. KOMPLİKASYONLAR.....                                       | 184 |
| 33.18. HEXAPOD SİSTEMLERİN DEZAVANTAJLARI .....                   | 184 |
| 33.19. KLASİK İLİZAROVUN HALEN AVANTAJLI OLDUĞU DURUMLAR .....    | 184 |
| 33.20. HEXAPOD SİSTEMLERİN ÖZELLİKLE AVANTAJLI OLDUĞU DURUMLAR .. | 184 |
| 33.21. TEMEL KARŞILAŞTIRMA .....                                  | 185 |
| 33.22. SİSTEM SEÇİMİ .....                                        | 185 |
| KAYNAKLAR .....                                                   | 186 |
| 34. TAYLOR SPATIAL FRAME VE DİĞER MODERN HEXAPOD SİSTEMLER .....  | 187 |
| 34.1. TAYLOR SPATIAL FRAME'İN TEMEL YAPISI.....                   | 187 |
| 34.2. STEWART PLATFORM PRENSİBİ.....                              | 187 |
| 34.3. SIX-AXIS CORRECTION .....                                   | 187 |
| 34.4. DEFORMİTE PARAMETRELERİ .....                               | 187 |
| 34.5. FRAME PARAMETRELERİ .....                                   | 188 |
| 34.6. MOUNTING PARAMETERS.....                                    | 188 |
| 34.7. ORIGIN VE CORRESPONDING POINT .....                         | 188 |
| 34.8. DÜZELTME PROGRAMI .....                                     | 188 |
| 34.9. RESIDUAL CORRECTION PROGRAM.....                            | 188 |
| 34.10. TSF'NİN DÜZELTME DOĞRULUĞU.....                            | 188 |
| 34.11. TİBİAL DEFORMİTELERDE TSF .....                            | 189 |
| 34.12. POSTTRAVMATİK DEFORMİTELER.....                            | 189 |
| 34.13. NONUNION VE KEMİK DEFEKTLERİNDE TSF .....                  | 189 |
| 34.14. PEDİATRİK UYGULAMALAR .....                                | 189 |
| 34.15. AYAK VE AYAK BİLEĞİ UYGULAMALARI.....                      | 189 |
| 34.16. ORTHO-SUV FRAME .....                                      | 189 |
| 34.17. SMART CORRECTION.....                                      | 189 |
| 34.18. ORTHEX HEXAPOD SYSTEM.....                                 | 190 |
| 34.19. TRUELOK-HEX VE DİĞER SİSTEMLER .....                       | 190 |
| 34.20. ÜÇ BOYUTLU GÖRÜNTÜLEME VE SANAL PLANLAMA .....             | 190 |

|                                                                        |     |
|------------------------------------------------------------------------|-----|
| 34.21. ROBOTİK VE OTOMATİK STRUT SİSTEMLERİ.....                       | 190 |
| 34.22. HEXAPOD SİSTEMLERİN AVANTAJLARI .....                           | 190 |
| 34.23. SINIRLILIKLARI.....                                             | 191 |
| 34.24. KLASİK İLİZAROV İLE İLİŞKİSİ .....                              | 191 |
| 34.25. SİSTEM SEÇİMİ .....                                             | 191 |
| KAYNAKLAR .....                                                        | 192 |
| 35. İLİZAROV YÖNTEMİNİN AVANTAJLARI VE SINIRLILIKLARI .....            | 193 |
| 35.1. BİYOLOJİK AVANTAJLAR.....                                        | 193 |
| 35.2. KEMİK GREFTİ GEREKSİNİMİNİ AZALTABİLMESİ.....                    | 193 |
| 35.3. ENFEKTE ORTAMDA KULLANILABİLMESİ .....                           | 193 |
| 35.4. MULTİPLANAR STABİLİTE .....                                      | 193 |
| 35.5. STABİLİTENİN TEDAVİ SIRASINDA AYARLANABİLMESİ .....              | 194 |
| 35.6. KOMPRESYON VE DİSTRAKSİYONUN AYNI SİSTEMLE UYGULANABİLMESİ ..... | 194 |
| 35.7. DEFORMİTENİN KADEMELİ DÜZELTİLEBİLMESİ .....                     | 194 |
| 35.8. BİRDEN FAZLA PROBLEMİN EŞ ZAMANLI TEDAVİSİ.....                  | 194 |
| 35.9. ERKEN FONKSİYONEL KULLANIM VE YÜK VERME .....                    | 194 |
| 35.10. YUMUŞAK DOKUYA SINIRLI CERRAHİ MARUZİYET .....                  | 195 |
| 35.11. FRAME'İN MODÜLER OLMASI .....                                   | 195 |
| 35.12. MALİYET VE ERİŞİLEBİLİRLİK.....                                 | 195 |
| 35.13. UZUN EKSTERNAL FİKSASYON SÜRESİ .....                           | 195 |
| 35.14. PIN-SITE ENFEKSİYONU.....                                       | 195 |
| 35.15. EKLEM KONTRAKTÜRÜ VE KAS-TENDON PROBLEMLERİ .....               | 196 |
| 35.16. NÖROVASKÜLER KOMPLİKASYON RİSKİ .....                           | 196 |
| 35.17. REJENERAT PROBLEMLERİ.....                                      | 196 |
| 35.18. DOCKING SITE PROBLEMLERİ .....                                  | 196 |
| 35.19. REFRAKTÜR VE GEÇ DEFORMİTE .....                                | 196 |
| 35.20. TEKNİK ÖĞRENME EĞRİSİ .....                                     | 196 |
| 35.21. HASTA UYUMUNA BAĞIMLILIK .....                                  | 197 |
| 35.22. HASTA KONFORU VE GÜNLÜK YAŞAM.....                              | 197 |
| 35.23. PSİKOSOSYAL YÜK .....                                           | 197 |
| 35.24. SIK POLİKLİNİK VE RADYOGRAFİK TAKİP GEREKSİNİMİ.....            | 197 |
| 35.25. ESTETİK DEZAVANTAJLAR .....                                     | 198 |
| 35.26. MODERN ALTERNATİFLERİN GELİŞMESİ .....                          | 198 |
| 35.27. İLİZAROV YÖNTEMİNİN ÖZELLİKLE AVANTAJLI OLDUĞU DURUMLAR ...     | 198 |
| 35.28. DAHA BASİT YÖNTEMLERİN TERCİH EDİLEBİLECEĞİ DURUMLAR .....      | 198 |
| 35.29. AVANTAJ VE SINIRLILIKLARIN ÖZET KARŞILAŞTIRMASI .....           | 198 |

|                                                            |     |
|------------------------------------------------------------|-----|
| KAYNAKLAR .....                                            | 199 |
| 36. GELECEK PERSPEKTİFLER .....                            | 200 |
| 36.1. DAHA AKILLI VE OTOMATİK HEXAPOD SİSTEMLER .....      | 200 |
| 36.2. BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜÇ BOYUTLU PLANLAMA .....        | 200 |
| 36.3. 3D PRINTING VE HASTAYA ÖZGÜ CERRAHİ PLANLAMA .....   | 200 |
| 36.4. YAPAY ZEKÂ DESTEKLİ DEFORMİTE ANALİZİ .....          | 200 |
| 36.5. CLOSED-LOOP DEFORMİTE DÜZELTME .....                 | 201 |
| 36.6. SENSOR TEKNOLOJİLERİ .....                           | 201 |
| 36.7. UZAKTAN TAKİP VE TELEMEDICINE .....                  | 201 |
| 36.8. MOTORİZE İNTRAMEDÜLLER UZATMA ÇİVİLERİ .....         | 201 |
| 36.9. İNTRAMEDÜLLER BONE TRANSPORT .....                   | 202 |
| 36.10. INTERNAL VE EXTERNAL SİSTEMLERİN KOMBİNASYONU ..... | 202 |
| 36.11. INTERNAL LENGTHENING NAIL KOMPLİKASYONLARI .....    | 202 |
| 36.12. BİYOLOJİK AUGMENTASYON .....                        | 202 |
| 36.13. MEZANKİMAL KÖK HÜCRELER .....                       | 203 |
| 36.14. BÜYÜME FAKTÖRLERİ .....                             | 203 |
| 36.15. ANJİYOGENEZİN HEDEFLENMESİ .....                    | 203 |
| 36.16. MEKANOTRANSDÜKSİYONUN MOLEKÜLER HEDEFLENMESİ .....  | 203 |
| 36.17. FİZİKSEL BİYOSTİMÜLASYON .....                      | 204 |
| 36.18. HASTAYA ÖZGÜ DİSTRAKSİYON PROTOKOLLERİ .....        | 204 |
| 36.19. DAHA HAFİF VE DÜŞÜK PROFİLLİ FRAME'LER .....        | 204 |
| 36.20. KİŞİYE ÖZGÜ FRAME TASARIMI .....                    | 204 |
| 36.21. DAHA HIZLI BONE TRANSPORT .....                     | 204 |
| 36.22. HASTA RAPORLU SONUÇLARIN ÖNEM KAZANMASI .....       | 205 |
| 36.23. KLASİK İLİZAROVUN GELECEKTEKİ YERİ .....            | 205 |
| 36.24. GELECEĞİN İLİZAROV KONSEPTİ .....                   | 205 |
| KAYNAKLAR .....                                            | 205 |
| 37. SONUÇ .....                                            | 206 |
| KAYNAKLAR .....                                            | 207 |



## GİRİŞ

Ekstremité rekonstrüksiyonu; travma, enfeksiyon, konjenital anomaliler, ekstremité uzunluk eşitsizlikleri, malunion, nonunion ve segmental kemik kayıpları gibi çok çeşitli ve karmaşık ortopedik problemlerin tedavisini kapsayan önemli bir alandır. Bu tür patolojilerin yönetiminde yalnızca mekanik stabilitenin sağlanması değil, aynı zamanda kemik biyolojisinin korunması, deformitenin düzeltilmesi, ekstremité uzunluğunun ve diziliminin yeniden oluşturulması ve fonksiyonun mümkün olduğunca korunması amaçlanmaktadır. İlizarov yöntemi, bu hedeflerin birçoğunun aynı tedavi süreci içerisinde gerçekleştirilebilmesine olanak sağlayan en önemli ekstremité rekonstrüksiyon yöntemlerinden biri olarak kabul edilmektedir [1,2].

Günümüzde İlizarov prensipleri; konjenital ve kazanılmış ekstremité deformitelerinin düzeltilmesi, ekstremité uzunluk eşitsizliklerinin tedavisi, kompleks kırıklar, malunion, aseptik ve enfekte nonunion, kronik osteomyelit sonrası oluşan kemik kayıpları, segmental kemik defektlerinin rekonstrüksiyonu ve çeşitli ayak-ayak bileği deformitelerinin tedavisinde kullanılmaktadır [1,7]. Özellikle enfekte nonunion ve geniş segmental kemik defektlerinde radikal debridman sonrasında uygulanan kemik transportu, defekt bölgesinin hastanın kendi rejeneratif kapasitesi kullanılarak rekonstrükte edilmesine olanak sağlamaktadır. Böylece büyük miktarda kemik grefti gerektiren veya internal fiksasyonun uygun olmadığı kompleks olgularda önemli bir tedavi alternatifi ortaya çıkmaktadır [1,7].

## KAYNAKLAR

1. Malkova TA, Borzunov DY. International recognition of the Ilizarov bone reconstruction techniques: current practice and research. *World J Orthop.* 2021;12(8):515-533.
2. Goldstein RY, Jordan CJ, McLaurin TM, Grant A. The evolution of the Ilizarov technique: part 2: the principles of distraction osteosynthesis. *Bull Hosp Jt Dis.* 2013;71(1):96-103.
3. Jordan CJ, Goldstein RY, McLaurin TM, Grant A. The evolution of the Ilizarov technique: part 1: the history of limb lengthening. *Bull Hosp Jt Dis.* 2013;71(1):89-95.
4. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(238):249-281.
5. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(239):263-285.
6. Santy J, Vincent M, Duffield B. The principles of caring for patients with Ilizarov external fixation. *Nurs Stand.* 2009;23(26):50-56.
7. Borzunov DY, Shastov AL. Contribution of G.A. Ilizarov to bone reconstruction: historical achievements and state of the art. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2016;11(3):145-152.
8. Radler C. External fixation for the correction of complex deformities: from the classic Ilizarov ring fixator to modern software-driven hexapod fixators. *Orthopadie (Heidelb).* 2023;52(9):710-718.
9. Rozbruch SR, Ilizarov S. Limb lengthening and reconstruction surgery. New York: Informa Healthcare; 2007.
10. Gao C, et al. Evolution of the Ilizarov technique: a scoping review of improvement. 2026.

## 2. TARİHÇE

Ekstremité uzatma ve kemik rekonstrüksiyonu düşüncesi İlizarov yönteminden çok daha önce ortaya çıkmıştır. Ekstremité uzunluk eşitsizliklerinin cerrahi olarak düzeltilmesine yönelik girişimler 19. yüzyılın sonları ve 20. yüzyılın başlarına kadar uzanmaktadır. Alessandro Codivilla'nın 1905 yılında femur kısalığının tedavisinde cerrahi uzatma girişimini bildirmesi, modern ekstremité uzatma cerrahisinin erken dönüm noktalarından biri olarak kabul edilmektedir. Daha sonraki yıllarda Vittorio Putti, Leroy Abbott ve diğer araştırmacılar kemik uzatma amacıyla çeşitli traksiyon cihazları ve cerrahi yöntemler geliştirmişlerdir. Ancak bu erken dönem tekniklerinde akut distraksiyon, yetersiz fiksasyon ve yumuşak doku sorunları nedeniyle yüksek komplikasyon oranları önemli bir sınırlılık oluşturmuştur [1,2].

İlizarov yönteminin Batı Avrupa'ya aktarılmasındaki kritik dönüm noktası İtalya olmuştur. Yöntemin özellikle kompleks nonunion ve ekstremité deformitelerinde sağladığı sonuçlar İtalyan ortopedi cerrahlarının dikkatini çekmiş ve Ilizarov'un çalışmaları 1980'li yılların başında İtalya'da tanıtılmaya başlanmıştır. 1981 yılında Lecco'da gerçekleştirilen temaslar ve bilimsel toplantılar, Ilizarov yönteminin Batı Avrupa'da sistematik olarak tanınmasını hızlandırmıştır. İtalyan cerrahlar yöntemin uygulanmasını öğrenmek amacıyla Kurgan'a ziyaretler gerçekleştirmiş ve daha sonra Avrupa'da Ilizarov prensiplerinin yaygınlaştırılmasında önemli rol üstlenmişlerdir [8].

Günümüzde ekstremité uzatma cerrahisi, motorize intramedüller uzatma çivileri ve bilgisayar destekli eksternal fiksatörler gibi yeni teknolojilerle önemli ölçüde gelişmiş olsa da modern yöntemlerin biyolojik temelinde Ilizarov'un distraksiyon osteogenezi prensipleri bulunmaktadır. Başka bir ifadeyle cihazlar değişmiş olmakla birlikte, kontrollü mekanik gerilimin yeni kemik oluşumunu uyardığı temel biyolojik mekanizma geçerliliğini korumaktadır. Bu nedenle Ilizarov'un çalışmaları modern ekstremité rekonstrüksiyonu ve uzatma cerrahisinin tarihindeki en önemli dönüm noktalarından biri olarak kabul edilmektedir [1,2,6].

## KAYNAKLAR

1. Jordan CJ, Goldstein RY, McLaurin TM, Grant A. The evolution of the Ilizarov technique: part 1: the history of limb lengthening. *Bull Hosp Jt Dis* (2013). 2013;71(1):89-95.
2. Birch JG. A brief history of limb lengthening. *J Pediatr Orthop*. 2017;37 Suppl 2.
3. Borzunov DY, Malkova TA. Impact of the Ilizarov apparatus on external fixation: current modifications of the 75-year-old orthopedic tool. 2025.
4. Shevtsov VI. Professor G.A. Ilizarov's contribution to the method of transosseous osteosynthesis. *Bull Hosp Jt Dis*. 1997;56(1):11-15.
5. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;(238):249-281.
6. Hosny GA. Limb lengthening history, evolution, complications and current concepts. *J Orthop Traumatol*. 2020;21(1):3.
7. Borzunov DY, Shastov AL. Contribution of G.A. Ilizarov to bone reconstruction: historical achievements and state of the art. *Strategies Trauma Limb Reconstr*. 2016;11(3):145-152.
8. Bianchi-Maiocchi A. Historical review of the method according to Ilizarov. 15 years after its worldwide application. *Bull Hosp Jt Dis*. 1997;56(1):16-18.
9. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;(239):263-285.

### 3. İLİZAROV YÖNTEMİNİN TEMEL PRENSİPLERİ

İlizarov yöntemi yalnızca sirküler bir eksternal fiksatörün uygulanmasından ibaret değildir; kemik ve yumuşak dokuların biyolojik özellikleri ile kontrollü mekanik kuvvetlerin birlikte kullanılmasına dayanan kapsamlı bir ekstremitte rekonstrüksiyon sistemidir. Yöntemin başarısı; yeterli mekanik stabilitenin sağlanması, lokal kanlanmanın korunması, dokulara minimal cerrahi travma verilmesi, kontrollü ve kademeli distraksiyon uygulanması, rejeneratın düzenli olarak izlenmesi ve ekstremitenin mümkün olduğunca erken fonksiyonel olarak kullanılmasına dayanır [1–4]. İlizarov bu yaklaşımı, biyolojik dokuların uygun mekanik ortam sağlandığında rejenerasyon kapasitesini ortaya çıkaran bir tedavi felsefesi olarak tanımlamıştır.

#### 3.1. BİYOLOJİNİN KORUNMASI

İlizarov yönteminin temel prensiplerinden biri kemik ve çevre yumuşak dokuların vasküler bütünlüğünün mümkün olduğunca korunmasıdır. Osteotomi sırasında periostun, endosteal dolaşımın ve çevre yumuşak dokuların gereksiz yere hasarlanması, rejenerasyon potansiyelini azaltabilir. Bu nedenle klasik yöntemde düşük enerjili ve biyolojik dokulara saygılı osteotomi teknikleri tercih edilmiştir [1,5].

İlizarov'un deneysel çalışmalarında, stabil fiksasyon ile birlikte kemik ve çevre dokuların kanlanmasının korunmasının distraksiyon bölgesinde osteogenez açısından önemli olduğu gösterilmiştir. Özellikle periosteal ve çevre yumuşak dokuların korunması, distraksiyon boşluğunda vasküler ve osteojenik yanıtın sürdürülebilmesi açısından önem taşımaktadır [1]. Bununla birlikte daha sonraki deneysel çalışmalar, medüller dolaşımın geçici olarak bozulmasının distraksiyon osteogenezini tamamen engellemediğini ve revaskülarizasyon geliştirdiğini göstermiştir. Bu nedenle günümüzde temel amaç, herhangi bir tek vasküler kaynağı mutlak olarak korumaktan çok osteotomi sırasında genel biyolojik travmayı en aza indirmektir [5].

#### 3.2. STABİL MEKANİK ORTAMIN SAĞLANMASI

Distraksiyon osteogenezinin başarılı olabilmesi için kemik segmentlerinin kontrollü bir mekanik ortam içerisinde tutulması gerekir. İlizarov sirküler eksternal fiksatörü, gerilmiş transosseöz teller ve halkalar aracılığıyla kemik segmentlerinin üç boyutlu kontrolünü sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Yeterli konstrüksiyon stabilitesi; osteotomi hattında istenmeyen translasyon, rotasyon ve aşırı shear hareketlerini sınırlandırırken kontrollü aksiyel mikromobilitéye izin verebilir [3,6].

Sirküler frame'in mekanik davranışı; halka çapı, kemik ile halka arasındaki mesafe, tel sayısı, tel çapı, tellerin birbirleriyle yaptığı açı, tel gerilimi, half-pin kullanımı ve konstrüksiyonun geometrisi gibi çok sayıda faktörden etkilenmektedir [3,6]. Fleming ve arkadaşlarının klasik biyomekanik çalışmasında İlizarov fiksatörünün aksiyel yüklenme altında diğer bazı eksternal fiksatörlere göre daha fazla kontrollü aksiyel hareket sağlayabildiği, buna karşılık bükülme ve torsiyon rijiditesinin yeterli düzeyde olduğu gösterilmiştir. Aynı çalışmada tel geriliminin ve kemiğin halka içerisindeki konumunun konstrüksiyon stabilitesini belirgin olarak etkilediği bildirilmiştir [6].

#### 3.3. TENSION-STRESS ETKİSİ

İlizarov yönteminin biyolojik temelini oluşturan en önemli kavram tension-stress effect olarak tanımlanan gerilim-stres etkisidir. Bu prensibe göre canlı dokulara uygun hız ve ritimde sürekli, kontrollü ve kademeli gerilim uygulanması, dokularda proliferatif ve biyosentetik aktiviteyi uyartabilir [1,2].

Osteotomi sonrasında kemik segmentleri kontrollü şekilde birbirinden uzaklaştırıldığında distraksiyon boşluğunda yeni kemik oluşmaya başlar. Bu süreç yalnızca kemik dokusuyla sınırlı değildir; kas, fasya, damar, sinir ve deri gibi çevre dokular da kontrollü uzamaya adaptasyon gösterebilir [1,2]. İlizarov'un deneysel çalışmaları, mekanik gerilimin osteogenez ve anjiyogenez üzerinde güçlü bir

uyarıcı etkisi olduğunu göstermiş ve bu biyolojik mekanizma modern distraksiyon osteogenezinin temelini oluşturmuştur.

### 3.4. LATENT DÖNEM

Osteotomi ile distraksiyonun başlatılması arasında bırakılan süre latent dönem olarak tanımlanır. Bu dönemde osteotomi bölgesinde erken hematoma organizasyonu, inflamatuvar yanıt, revaskülarizasyon ve erken reparatif dokunun oluşumu gerçekleşir. Latent dönem, distraksiyon sırasında gerilecek biyolojik köprünün oluşmasına olanak verir [7].

Klasik İlizarov uygulamalarında erişkinlerde yaklaşık 5–7 günlük bir latent dönem sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak latent sürenin sabit olmadığı; hastanın yaşı, osteotomi lokalizasyonu, kemik kalitesi, lokal vaskülarite ve klinik duruma göre değiştirilmesi gerektiği kabul edilmektedir [7]. Çocuklarda daha yüksek osteojenik kapasite nedeniyle daha kısa, ileri yaşta veya biyolojik potansiyelin azaldığı durumlarda ise daha uzun latent dönem gerekebilir.

### 3.5. DISTRAKSİYON HIZI: RATE

Distraksiyon osteogenezinde rate, kemik segmentlerinin bir gün içerisinde toplam ne kadar uzaklaştırıldığını ifade eder. İlizarov'un deneysel çalışmaları, distraksiyon hızının yeni kemik oluşumunun kalitesi üzerinde belirleyici olduğunu göstermiştir [2].

Klasik yaklaşımda çoğu uzun kemik uygulaması için hedef distraksiyon hızı yaklaşık:

1 mm/gün

olarak kabul edilmektedir.

İlizarov'un hayvan deneylerinde 0,5 mm/gün distraksiyonun prematür konsolidasyona eğilimi artırmayacağı, 2 mm/gün distraksiyonun ise osteogenez ve yumuşak doku adaptasyonu açısından olumsuz sonuçlara yol açabileceği gösterilmiştir. Yaklaşık 1 mm/gün hızın daha uygun biyolojik yanıt oluşturduğu bildirilmiştir [2].

### 3.6. DISTRAKSİYON RİTMİ: RHYTHM

Rhythm, günlük toplam distraksiyon miktarının gün içerisinde kaç ayrı uygulamaya bölündüğünü ifade eder.

İlizarov'un deneysel çalışmalarında aynı günlük toplam distraksiyon miktarında, distraksiyonun daha küçük fakat daha sık aralıklarla uygulanmasının osteogenez açısından daha avantajlı olduğu gösterilmiştir. Bunun nedeni, dokuların büyük ve aralıklı mekanik gerilimler yerine küçük ve tekrarlayıcı gerilimlere maruz kalmasının biyolojik olarak daha fizyolojik bir ortam oluşturması olabilir [2,9].

### 3.7. KADEMELİ DÜZELTME PRENSİBİ

İlizarov yönteminin temel özelliklerinden biri deformatenin akut olarak değil, gerektiğinde kademeli olarak düzeltilebilmesidir. Gradual correction yaklaşımı özellikle ciddi angüler, translasyonel, rotasyonel veya multiplanar deformatelerde önem taşır [4].

Klasik İlizarov frame'lerinde düzeltme menteşeler ve rodlar aracılığıyla yapılırken, modern hexapod sistemlerde angülasyon, translasyon, rotasyon ve uzunluk bileşenlerinin eş zamanlı olarak değiştirilmesi mümkündür. Ancak kullanılan cihazdan bağımsız olarak biyolojik temel, kontrollü ve kademeli mekanik düzeltme prensibidir [4].

### 3.8. KOMpresyon VE DISTRAKSİYONUN KONTROLLÜ KULLANIMI

İlizarov sisteminin önemli avantajlarından biri aynı konstrüksiyon içerisinde hem kompresyon hem de distraksiyon uygulanabilmesidir. Distraksiyon yeni kemik oluşturmak ve uzunluk elde etmek amacıyla kullanılırken, kompresyon özellikle nonunion ve docking bölgelerinde kemik temasının artırılması amacıyla kullanılabilir.

Örneğin nonunion tedavisinde kemik uçları arasında kontrollü kompresyon uygulanabilirken, aynı ekstremitenin başka bir seviyesinde oluşturulan osteotomiden distraksiyon osteogeneziyle yeni kemik meydana getirilebilir. Bu özellik, özellikle segmental kemik defektlerinde kullanılan bone transport yönteminin temelini oluşturur [4].

### **3.9. AKSİYEL YÜKLENME VE FONKSİYONEL KULLANIM**

İlizarov yönteminin önemli prensiplerinden biri, uygun mekanik stabilite sağlandıktan sonra ekstremitenin erken fonksiyonel kullanımının teşvik edilmesidir. Sirküler frame konstrüksiyonunun yükü kemik ile cihaz arasında paylaşabilmesi, uygun olgularda erken yük vermeye olanak sağlayabilir [3].

İlizarov, yeterli kanlanma ve stabil fiksasyonla birlikte aksiyel yüklenmenin osteogenez açısından uygun bir mekanik ortam oluşturduğunu vurgulamıştır. Buna karşılık yetersiz stabilite altında aşırı yüklenmenin kemik uçlarında rezorpsiyon ve deformasyona yol açabileceği bildirilmiştir [3]. Bu nedenle erken yük verme kavramı, kontrolsüz yüklenme olarak değil; konstrüksiyon stabilitesi, kemik teması ve hastanın klinik durumuyla uyumlu kontrollü fonksiyonel yüklenme şeklinde değerlendirilmelidir.

### **3.10. TEDAVİ SÜRECİNİN DİNAMİK OLARAK İZLENMESİ**

İlizarov tedavisi önceden belirlenen sabit bir protokolün mekanik biçimde uygulanmasından ziyade, biyolojik yanıtın sürekli değerlendirilmesini gerektirir. Distraksiyon sırasında rejenerat oluşumu seri radyografilerle izlenmeli; distraksiyon hızı ve ritmi gerektiğinde değiştirilmelidir [7].

Bu nedenle yöntemin temel prensiplerinden biri de tedavi sürecinin devamlı kontrol edilebilir ve modifiye edilebilir olmasıdır [4,7].

### **3.11. TEMEL PRENSİPLERİN ÖZETİ**

İlizarov yönteminin temel prensipleri genel olarak şu şekilde özetlenebilir:

1. Kemik ve yumuşak dokuların biyolojik bütünlüğünün mümkün olduğunca korunması,
2. Yeterli ve kontrollü mekanik stabilitenin sağlanması,
3. Tension-stress etkisinden yararlanılması,
4. Osteotomi sonrasında uygun latent dönemin bırakılması,
5. Distraksiyonun uygun hız ve ritimde gerçekleştirilmesi,
6. Deformite ve uzunluk düzeltmesinin kontrollü ve kademeli yapılması,
7. Kompresyon ve distraksiyon kuvvetlerinin tedavi amacına göre kullanılması,
8. Uygun olgularda erken eklem hareketi ve kontrollü aksiyel yüklenmenin teşvik edilmesi,
9. Rejenerat ve deformite düzeltiminin tedavi boyunca izlenmesi,
10. Tedavinin hastanın biyolojik ve mekanik yanıtına göre bireyselleştirilmesidir [1–4,7].

## KAYNAKLAR

1. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(238):249-281.
2. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(239):263-285.
3. Fragomen AT, Rozbruch SR. The mechanics of external fixation. *HSS J.* 2007;3(1):13-29.
4. Ganger R, Radler C, Speigner B, Grill F. Correction of post-traumatic lower limb deformities using the Taylor Spatial Frame. *Int Orthop.* 2010;34(5):723-730.
5. Eidelman M, Katzman A. The history, evolution and basic science of osteotomy techniques. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2017;12(3):169-180.
6. Fleming B, Paley D, Kristiansen T, Pope M. A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(241):95-105.
7. Catagni MA, et al. Distraction osteogenesis for bone repair in the 21st century: lessons learned. *Injury.* 2011;42(6):580-586.
8. Borzunov DY, Shastov AL. Contribution of G.A. Ilizarov to bone reconstruction: historical achievements and state of the art. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2016;11(3):145-152.
9. Li G, Simpson AHRW, Kenwright J, Triffitt JT. Effect of lengthening rate on angiogenesis during distraction osteogenesis. *J Orthop Res.* 1999;17(3):362-367.

#### 4. TENSION-STRESS ETKİSİ

İlizarov yönteminin biyolojik temelini oluşturan en önemli kavramlardan biri tension-stress effect, yani kontrollü gerilim-stres etkisidir. İlizarov tarafından tanımlanan bu prensibe göre, canlı dokulara uygun hızda, uygun ritimde ve kontrollü şekilde sürekli gerilim uygulanması; hücresel proliferasyonu, doku sentezini, vasküler yanıtı ve rejenerasyonu uyandırabilir [1,2]. Bu kavram, distraksiyon osteogenezinin yalnızca mekanik bir kemik uzatma işlemi olmadığını, mekanik kuvvetlerin biyolojik yanıtı yönlendirdiği bir mekanobiyolojik süreç olduğunu ortaya koymuştur.

İlizarov'un deneysel çalışmalarında, özellikle köpek tibiasında gerçekleştirilen kontrollü distraksiyon deneyleri sonucunda, osteotomi sonrası birbirinden kademeli olarak uzaklaştırılan kemik uçları arasında yeni kemik oluşabildiği gösterilmiştir. Bu süreçte kemik segmentlerinin birbirinden ani şekilde ayrılması yerine, küçük miktarlarda ve tekrarlayan distraksiyonların uygulanmasının daha organize bir rejeneratif yanıt oluşturduğu saptanmıştır. Aynı zamanda periostun, kemik iliğinin, vasküler yapıların ve çevre yumuşak dokuların korunması ile konstrüksiyon stabilitesinin sağlanmasının yeni kemik oluşumunu belirgin şekilde etkilediği gösterilmiştir [1].

Tension-stress etkisinin oluşabilmesi için ilk koşullardan biri, dokuların canlılığının ve vasküler bütünlüğünün mümkün olduğunca korunmasıdır. Osteotomi sırasında aşırı periosteal sıyrma, geniş yumuşak doku diseksiyonu veya vasküler yapıların belirgin şekilde hasarlanması rejeneratif kapasiteyi azaltabilir. Bu nedenle İlizarov prensiplerinde biyolojik dokulara minimal cerrahi travma verilmesi esastır. Bunun yanında osteotomi hattında aşırı shear veya rotasyonel hareketlerin önlenmesi için yeterli mekanik stabilitenin sağlanması gerekir [1,3]. Kırık iyileşmesinde olduğu gibi distraksiyon osteogenezinde de vaskülarite ve stabilite temel biyolojik belirleyiciler arasında yer almaktadır.

##### 4.1. MEKANOTRANSDÜKSİYON VE HÜCRESEL YANIT

Tension-stress etkisinin hücresel düzeydeki karşılığı mekanotransdüksiyon olarak tanımlanabilir. Mekanotransdüksiyon, mekanik uyarıların hücre içerisinde biyokimyasal ve moleküler sinyallere dönüştürülmesi sürecidir. Distraksiyon sırasında oluşan tensile strain; mezenkimal hücrelerin proliferasyonu ve farklılaşması, osteoblast aktivasyonu, ekstrasellüler matriks üretimi ve vasküler proliferasyon gibi çok sayıda biyolojik olayı etkiler [4,5].

Distraksiyon osteogenezinde baskın kemik oluşum mekanizması intramembranöz ossifikasyondur. Bununla birlikte distraksiyonun mekanik koşullarına, lokal vaskülariteye ve stabiliteye bağlı olarak endokondral veya transkondroid ossifikasyon alanları da görülebilir [4]. Özellikle uygun stabilite ve vaskülarizasyon koşullarında kemik oluşumunun doğrudan osteoblastik farklılaşma ve intramembranöz ossifikasyon yoluyla ilerlediği bildirilmektedir.

##### 4.2. ANJİYOGENEZİN ROLÜ

Distraksiyon osteogenezi belirgin şekilde vasküler bağımlı bir süreçtir. Kontrollü gerilim yalnızca osteojenik hücreleri değil, aynı zamanda damar endotel hücrelerini ve anjiyojenik sinyal yollarını da uyarır. Distraksiyon sırasında yeni kapiller yapıların oluşumu artar ve gelişen vasküler ağ, rejenerat bölgesine oksijen, besin maddeleri, progenitör hücreler ve osteojenik faktörlerin taşınmasına katkı sağlar [4,5].

Bu süreçte vasküler endotelial büyüme faktörü (VEGF) başta olmak üzere çeşitli anjiyojenik mediatörlerin ekspresyonunda artış gösterilmiştir. Anjiyogenez ile osteogenez arasında yakın bir eşleşme bulunması, distraksiyon osteogenezinin karakteristik özelliklerinden biridir. Yeni damar oluşumu özellikle latent ve aktif distraksiyon dönemlerinde belirgindir; konsolidasyon döneminde ise vasküler yanıt giderek azalır [4,5].

#### 4.3. DİSTRAKSİYON BOŞLUĞUNUN HİSTOLOJİSİ

Distraksiyon devam ederken kemik uçları arasında karakteristik bir histolojik organizasyon gelişir. Distraksiyon boşluğunun merkezinde daha az mineralize, fibröz karakterli ve kollajen açısından zengin bir fibrous interzone bulunur. Bu bölgedeki kollajen lifleri distraksiyon kuvvetinin yönüne paralel olarak dizilir [2,6].

- santral fibröz/interzon bölgesi,
- vasküler proliferasyon alanları,
- osteoid oluşum bölgeleri,
- mineralizasyon cepheleri,
- longitudinal yeni kemik trabekülleri.

Distraksiyon sona erdikten sonra konsolidasyon döneminde bu trabeküller kalınlaşır, birbirleriyle birleşir ve zamanla kortikal kemik yapısına dönüşür. Ardından remodeling süreciyle birlikte medüller kanal ve normal kemik geometrisi giderek yeniden oluşur [4,6].

#### 4.4. RATE VE RHYTHM'İN TENSION-STRESS ETKİSİ ÜZERİNDEKİ ROLÜ

Tension-stress etkisinin oluşmasında yalnızca toplam distraksiyon miktarı değil, distraksiyon hızı (rate) ve uygulama sıklığı (rhythm) da belirleyicidir. İlizarov'un klasik deneylerinde 0,5 mm/gün, 1 mm/gün ve 2 mm/gün distraksiyon hızları karşılaştırılmıştır. Yaklaşık 0,5 mm/gün uygulamalarda prematür konsolidasyon eğiliminin arttığı, 2 mm/gün uygulamalarda ise kemik ve çevre yumuşak dokularda olumsuz değişikliklerin daha sık görüldüğü bildirilmiştir. En uygun sonuçların yaklaşık 1 mm/gün distraksiyon hızında elde edildiği belirtilmiştir [2].

Aynı günlük distraksiyon miktarının daha sık ve küçük adımlara bölünmesinin de doku rejenerasyonunu olumlu etkilediği gösterilmiştir. İlizarov'un deneylerinde distraksiyon sıklığının artmasıyla sonuçların iyileştiği bildirilmiş; bu gözlem klasik klinik uygulamada 1 mm/gün toplam distraksiyonun dört ayrı 0,25 mm'lik uygulamaya bölünmesi prensibine temel oluşturmuştur [2].

#### 4.5. YUMUŞAK DOKULARDA TENSION-STRESS ETKİSİ

İlizarov'un tension-stress prensibi yalnızca kemiği kapsamaz. Kademeli distraksiyon sırasında kas, tendon, fasya, sinir, damar ve deri gibi çevre dokular da uzamaya uyum sağlayabilir. İlizarov bu olguyu daha geniş anlamda distraction histogenesis kavramı içerisinde değerlendirmiştir [1,2].

Kontrollü distraksiyon sırasında kas lifleri ve bağ dokusu elemanları uzama yönünde yeniden organize olur; damarlar uzar ve neovaskülarizasyon gelişir. Periferik sinirlerde de kontrollü ve yavaş elongasyona adaptasyon görülebilir. Ancak yumuşak dokuların adaptasyon kapasitesi sınırsız değildir. Distraksiyon hızının aşırı olması veya büyük deformitelerin çok hızlı düzeltilmesi kas kontraktürü, eklem sertliği, nörolojik irritasyon ve vasküler sorunlara yol açabilir [1,2].

#### 4.6. STABİLİTE VE TENSION-STRESS ETKİSİ

İlizarov'un deneyleri, tension-stress etkisinin optimum düzeyde ortaya çıkması için distraksiyon alanında yeterli stabilitenin gerekli olduğunu göstermiştir. Kontrolsüz rotasyonel veya shear hareketler fibröz doku oluşumunu artırabilir ve kemikleşmeyi geciktirebilir. Buna karşılık stabil bir eksternal fiksatör altında uygulanan kontrollü aksiyel distraksiyon yeni kemik oluşumu için daha uygun biyomekanik ortam sağlar [1].

Burada amaç tam bir mekanik hareketsizlik sağlamak değildir. Uygun miktardaki aksiyel mikromobilité ve fonksiyonel yüklenme, osteojenik uyarıya katkıda bulunabilir. Esas olarak kaçınılması gereken durumlar aşırı shear, rotasyon ve kontrolsüz segment hareketleridir.

#### 4.7. TENSION-STRESS ETKİSİNİN KLİNİK YANSIMALARI

Tension-stress etkisinin klinik açıdan en önemli sonucu, organizmanın kendi rejenerasyon kapasitesinin kullanılarak yeni kemik ve yumuşak doku oluşturulabilmesidir. Bu sayede yalnızca

ekstremitte uzatma değil, aynı zamanda geniş segmental kemik defektlerinin bone transport yöntemiyle rekonstrüksiyonu mümkün hale gelmiştir [7].

- ekstremitte uzatma,
- konjenital veya posttravmatik deformite düzeltimi,
- kemik transportu,
- segmental kemik defektlerinin rekonstrüksiyonu,
- enfekte nonunion tedavisi,
- bazı kompleks ayak ve ayak bileği deformitelerinin kademeli düzeltilmesi

gibi çok sayıda uygulamanın temelini oluşturmaktadır [3,7].

## KAYNAKLAR

1. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(238):249-281.
2. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(239):263-285.
3. Borzunov DY, Shastov AL. Contribution of G.A. Ilizarov to bone reconstruction: historical achievements and state of the art. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2016;11(3):145-152.
4. Lee DY, Cho TJ, Lee HR, Park MS, Yoo WJ, Chung CY, Choi IH. Distraction osteogenesis induces endothelial progenitor cell mobilization without inflammatory response in man. *Bone.* 2010;46(3):673-679.
5. Yoo WJ, Chung CY, Choi IH, Cho TJ, Kim DH. Angiogenesis and mineralization during distraction osteogenesis. *J Korean Med Sci.* 2002;17(4):435-447.
6. Aronson J. Temporal and spatial increases in blood flow during distraction osteogenesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;(301):124-131.
7. Aronson J, Johnson E, Harp JH. Local bone transportation for treatment of intercalary defects by the Ilizarov technique. Biomechanical and clinical considerations. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(243):71-79.

## 5. DISTRAKSİYON OSTEOGENEZİNİN BİYOLOJİSİ

Distraksiyon osteogenezi, osteotomi ile birbirinden ayrılan iki canlı kemik segmenti arasında kontrollü ve kademeli mekanik gerilim uygulanması sonucunda yeni kemik oluşması esasına dayanan bir rejenerasyon sürecidir. Bu süreç klasik kırık iyileşmesi ile birçok ortak biyolojik mekanizmayı paylaşmakla birlikte, aktif distraksiyon sırasında oluşan sürekli mekanik gerilim nedeniyle kendine özgü histolojik ve moleküler özellikler gösterir [1–3]. Distraksiyon osteogenezinin biyolojik temelinde inflamasyon, mezenkimal hücrelerin proliferasyonu ve farklılaşması, yoğun anjiyogenez, osteoid matriks üretimi, mineralizasyon ve remodeling yer almaktadır.

Klinik olarak distraksiyon osteogenezi dört ana biyolojik dönemde incelenebilir: latent dönem, distraksiyon dönemi, konsolidasyon dönemi ve remodeling dönemi. Bu fazlar birbirinden tamamen bağımsız olmayıp ardışık ve iç içe geçen hücresel olaylardan oluşur [1,4].

### 5.1. LATENT DÖNEM

Latent dönem, osteotomi ile aktif distraksiyonun başlatılması arasındaki süredir. Biyolojik açıdan bu dönem erken kırık iyileşmesine benzer. Osteotomi sonrasında lokal hematoma oluşur; trombositlerden, inflamatuvar hücrelerden ve çevre dokulardan çeşitli sitokin ve büyüme faktörleri salınır. İnterlökinler, trombosit kaynaklı büyüme faktörleri ve diğer mediatörler mezenkimal progenitör hücrelerin osteotomi bölgesine göçünü, proliferasyonunu ve farklılaşmasını başlatır [1,5].

Bu dönemde fibroblastlar, mezenkimal kök hücreler, endotel hücreleri ve osteoprogenitör hücrelerden zengin bir granülasyon dokusu gelişir. Aynı zamanda yoğun neovaskülarizasyon başlar. Osteotomi bölgesinde oluşan erken kallus henüz yeterince mineralize değildir ve sonraki distraksiyon sırasında mekanik gerilimin aktarılacağı biyolojik matriksi oluşturur [1,2].

### 5.2. DISTRAKSİYON DÖNEMİ

Distraksiyon dönemi, distraksiyon osteogenezinin klasik kırık iyileşmesinden ayıran temel aşamadır. Bu fazda kemik segmentleri kontrollü olarak birbirinden uzaklaştırılır ve erken kallus dokusu longitudinal mekanik gerilime maruz kalır. Bu gerilim yalnızca fiziksel bir ayrışma oluşturmaz; aynı zamanda hücre davranışını, matriks sentezini, gen ekspresyonunu ve damar oluşumunu etkileyen güçlü bir biyolojik uyaran görevi görür [2,6].

Distraksiyon alanındaki kollajen lifleri ve fibroblastlar distraksiyon eksenine paralel olarak organize olur. Mezenkimal progenitör hücreler yoğun biçimde çoğalır ve uygun mekanik ve vasküler ortam altında osteoblastik farklılaşmaya yönelir. Osteoblastlar kollajen açısından zengin osteoid matriks sentezlemeye başlar ve yeni kemik oluşumu özellikle distraksiyon eksenine paralel mikrokolonlar şeklinde ilerler [2,7].

### 5.3. DISTRAKSİYON BOŞLUĞUNUN HİSTOLOJİK ORGANİZASYONU

Aktif distraksiyon sırasında rejenerat dokusunda karakteristik zonal bir organizasyon meydana gelir. Distraksiyon boşluğunun merkezinde kollajen liflerden ve proliferatif fibroblast benzeri hücrelerden oluşan, henüz mineralize olmamış bir fibrous interzone bulunur. Bu bölgedeki kollajen lifler distraksiyon eksenine paralel olarak dizilir [2,7].

Bu zonal organizasyon, mekanik gerilim ile hücresel farklılaşmanın geometrik olarak yönlendirildiğini gösteren distraksiyon osteogenezinin özgü önemli bir histolojik özelliğidir [1,7].

### 5.4. ANJİYOGENEZ VE OSTEOGENEZİN EŞLEŞMESİ

Distraksiyon osteogenezi oldukça vasküler bir rejenerasyon sürecidir. Yeni kemik oluşumu ile neovaskülarizasyon arasında yakın zamansal ve mekânsal ilişki bulunmaktadır. Distraksiyon sırasında lokal kan akımında artış, kapiller proliferasyon ve distraksiyon eksenine paralel yeni damar oluşumu gözlenmektedir [2,8].

Yeni gelişen damarlar yalnızca oksijen ve besin sağlamakla kalmaz; aynı zamanda osteoprogenitör hücrelerin taşınması, parakrin sinyallerin düzenlenmesi ve mineralizasyon cephelerinin oluşması açısından da önemlidir. Vasküler endotelial büyüme faktörü (VEGF) bu süreçte temel mediatörlerden biridir. Hipoksi ve mekanik uyarı, HIF-1 $\alpha$ -VEGF eksenini üzerinden anjiyogenezi artırabilir [8,9].

### 5.5. MEKANOTRANSDÜKSİYON

Distraksiyon sırasında uygulanan mekanik gerilimin hücresel biyolojik yanıtı dönüştürülmesi mekanotransdüksiyon olarak tanımlanır. Osteoblastlar, osteositler, mezenkimal progenitör hücreler ve endotel hücreleri mekanik ortamı çeşitli hücresel sensörler aracılığıyla algılar ve bu uyarıyı hücre içi sinyal yollarına dönüştürür [6,10].

Güncel veriler; integrin-FAK, Wnt/ $\beta$ -katenin, TGF- $\beta$ /BMP-Smad, MAPK, PI3K/Akt, Hippo-YAP/TAZ ve HIF-1 $\alpha$  gibi yolların distraksiyon osteogenezindeki mekanik yanıtı düzenlenmesinde rol oynadığını göstermektedir [6,10]. Mekanik duyarlı iyon kanallarından özellikle Piezo1'in de kemik hücrelerinin mekanik uyarıyı algılamasında rol oynadığı bildirilmektedir. Ancak bu sinyal ağlarının insan klinik distraksiyon osteogenezindeki kesin göreceli katkıları halen araştırılmaktadır.

### 5.6. BÜYÜME FAKTÖRLERİ VE MOLEKÜLER MEDIATÖRLER

Distraksiyon osteogenezinde çeşitli büyüme faktörleri ve sitokinlerin ekspresyonu değişmektedir. Bunlar arasında özellikle:

- transforming growth factor-beta (TGF- $\beta$ ),
- bone morphogenetic proteins (BMP'ler),
- vascular endothelial growth factor (VEGF),
- fibroblast growth factor (FGF),
- insulin-like growth factor (IGF)

BMP ailesi mezenkimal progenitör hücrelerin osteoblastik farklılaşmasını desteklerken, TGF- $\beta$  hücresel proliferasyon ve ekstrasellüler matriks oluşumunda rol oynar. VEGF anjiyogenezin temel düzenleyicilerinden biri olup osteogenez ile vasküler gelişim arasındaki bağlantıda merkezi rol oynar. FGF ve IGF ailesi ise hücre proliferasyonu, osteoblast aktivitesi ve matriks sentezini destekleyen faktörler arasında yer almaktadır [5].

### 5.7. KONSOLİDASYON DÖNEMİ

Planlanan uzunluk veya deformite düzeltilmesi tamamlandıktan sonra aktif distraksiyon durdurulur ve konsolidasyon dönemi başlar. Bu dönemde santral fibrous interzone giderek ortadan kalkar ve karşılıklı olarak ilerleyen mineralizasyon cepheleri birleşir [1,2].

Başlangıçta longitudinal yönelim gösteren ince kemik trabekülleri kalınlaşır, birbirleriyle birleşir ve mekanik olarak daha dayanıklı bir trabeküler yapı oluşturur. Osteoid dokunun mineralizasyonu artarken erken dönemde yüksek düzeyde bulunan bazı anabolik büyüme faktörlerinin ekspresyonu zaman içerisinde azalır ve remodeling aktivitesi ön plana çıkar [1].

### 5.8. REMODELING DÖNEMİ

Remodeling, rejenerat kemiğin giderek normal kortikal ve medüller kemik mimarisine dönüştüğü son aşamadır. Osteoklastik rezorpsiyon ve osteoblastik kemik yapımı arasındaki koordineli süreç sonucunda başlangıçta düzensiz olan trabeküler yapı fonksiyonel yüklenme doğrultusunda yeniden organize edilir [1].

Zaman içerisinde korteksler belirginleşir, medüller kanal yeniden oluşur ve rejenerat kemiğin mekanik özellikleri normal kemiğe yaklaşır. Remodeling süreci frame çıkarıldıktan sonra da aylar veya yıllar boyunca devam edebilir. Bu nedenle radyografik olarak distraksiyon boşluğunun kapanması biyolojik sürecin tamamlandığı anlamına gelmez.

### **5.9. DİSTRAKSİYON HIZI VE RİTMİNİN BİYOLOJİ ÜZERİNE ETKİSİ**

Distraksiyon osteogenezinde mekanik gerilimin miktarı kadar zamansal dağılımı da önemlidir. Aşırı yavaş distraksiyon prematür konsolidasyona yol açabilirken, aşırı hızlı distraksiyon fibröz doku oluşumu, yetersiz mineralizasyon ve zayıf rejenerat ile sonuçlanabilir. Bu nedenle klasik İlizarov protokolünde yaklaşık 1 mm/gün toplam distraksiyonun küçük fraksiyonlara bölünerek uygulanması önerilmiştir [3].

protokolünün biyolojik amacı, hücre ve damarların sürekli fakat tolere edilebilir düzeyde mekanik gerilime maruz bırakılmasıdır. Bununla birlikte hız ve ritim sabit kurallar olarak değerlendirilmemeli; hastanın yaşı, osteotomi seviyesi, rejeneratın radyolojik görünümü, yumuşak doku toleransı ve klinik şartlara göre uyarlanmalıdır.

### **5.10. DİSTRAKSİYON OSTEONEZİNİN KIRIK İYİLEŞMESİNDEN FARKLARI**

Distraksiyon osteogenezi ile kırık iyileşmesi erken inflamatuvar ve onarım fazları açısından benzerlik gösterir. Ancak aktif distraksiyon fazında uygulanan kontrollü gerilim, hücrelerin ve matriksin longitudinal yönde organizasyonunu sağlar ve rejenerat içerisinde karakteristik bir fibrous interzone meydana getirir [1].

Klasik kırık iyileşmesinde özellikle relatif instabilite altında endokondral ossifikasyon ve kallus oluşumu baskın olabilirken, optimal distraksiyon koşullarında yeni kemiğin büyük bölümü doğrudan intramembranöz ossifikasyon ile meydana gelir [1,2].

### **5.11. KLİNİK ÖNEM**

Distraksiyon osteogenezinin en önemli klinik özelliği, kemik grefti kullanılmadan büyük miktarda otolog, vaskülarize ve biyolojik olarak canlı yeni kemik oluşturulabilmesidir. Bu özellik sayesinde ekstremiteler uzatma, kemik transportu ve geniş segmental defektlerin rekonstrüksiyonu mümkün hale gelmiştir [2].

Ancak başarılı rejenerasyon için mekanik ve biyolojik faktörlerin dengeli olması gerekir. Yetersiz stabilite, aşırı hızlı distraksiyon, kötü vaskülarite, ileri yaş, enfeksiyon, sigara kullanımı, ciddi metabolik hastalıklar ve yetersiz beslenme gibi faktörler rejenerat oluşumunu olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle distraksiyon osteogenezi biyolojik açıdan yüksek rejeneratif kapasiteye sahip olmakla birlikte, klinik başarısı uygun mekanik ortam ve hastaya özgü biyolojik faktörlerin optimizasyonuna bağlıdır.

## KAYNAKLAR

1. Alzahrani MM, Anam EA, Makhdum AM, Villemure I, Hamdy RC. The biology of bone lengthening. *J Child Orthop*. 2016;10(6):493-499.
2. Yoo WJ, Chung CY, Choi IH, Cho TJ, Kim DH. Angiogenesis and mineralization during distraction osteogenesis. *J Korean Med Sci*. 2002;17(4):435-447.
3. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;(239):263-285.
4. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;(238):249-281.
5. Rachmiel A, Leiser Y. The molecular biology of distraction osteogenesis. *Oral Dis*. 2002;8(6):299-303.
6. Li Y, et al. Mechanoresponsive regulation of tissue regeneration during distraction osteogenesis. *FASEB J*. 2024.
7. Percival CJ, Richtsmeier JT. Angiogenesis and intramembranous osteogenesis. *Dev Dyn*. 2013;242(8):909-922.
8. Wan C, Gilbert SR, Wang Y, et al. Activation of the hypoxia-inducible factor-1 $\alpha$  pathway accelerates bone regeneration. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2008;105(2):686-691.
9. Schipani E, Maes C, Carmeliet G, Semenza GL. Regulation of osteogenesis-angiogenesis coupling by HIFs and VEGF. *J Bone Miner Res*. 2009;24(8):1347-1353.
10. Qin L, et al. Mechanotransduction in osteogenesis. *Bone Res*. 2020.

## 6. REJENERAT KEMİĞİN OLUŞUMU VE MATURASYONU

Distraksiyon osteogenezi sırasında osteotomi ile oluşturulan kemik segmentleri arasında gelişen yeni kemik dokusu rejenerat kemik olarak tanımlanır. Rejenerat oluşumu; inflamasyon, hücresele proliferasyon, kollajen matriks organizasyonu, osteoblastik farklılaşma, osteoid oluşumu, mineralizasyon, kortikalizasyon ve remodeling basamaklarından oluşan dinamik bir süreçtir [1–3]. Oluşan yeni kemiğin miktarı ve kalitesi; lokal vaskülarite, mekanik stabilite, osteotomi tekniği, distraksiyon hızı ve ritmi, anatomik bölge, hastanın yaşı ve sistemik biyolojik faktörlerden etkilenmektedir [2,4]. Distraksiyon osteogenezinde başarılı tedavi için yalnızca yeterli miktarda rejenerat oluşması değil, bu rejeneratın zaman içerisinde mekanik yük taşıyabilecek olgun kemiğe dönüşmesi gereklidir.

### 6.1. REJENERAT OLUŞUMUNUN BAŞLANGICI

Osteotomi sonrasında oluşan hematoma ve erken inflamatuvar yanıt, rejenerat gelişiminin başlangıç aşamasını oluşturur. İnflamatuvar hücreler, trombositler ve lokal mezenkimal hücrelerden salınan büyüme faktörleri osteoprogenitör hücrelerin bölgeye göçünü ve proliferasyonunu uyarır. Latent dönemde osteotomi aralığı fibroblastlar, mezenkimal progenitör hücreler, yeni kapiller yapılar ve kollajen liflerden zengin bir granülasyon dokusuyla dolmaya başlar [3].

Aktif distraksiyon başladığında bu erken reparatif doku longitudinal gerilime maruz kalır. Mekanik gerilim, hücre ve kollajen liflerinin distraksiyon eksenine paralel olarak organize olmasına neden olur. Elektron mikroskopik incelemelerde hem skeletogenik hücrelerin hem de kollajen fibrillerin uzatma kuvvetlerinin yönüne paralel yerleştiği gösterilmiştir [5]. Bu yönelme, rejeneratın karakteristik longitudinal kemik trabeküllerinin gelişmesinde önemli rol oynar.

### 6.2. REJENERATIN HİSTOLOJİK ORGANİZASYONU

Aktif distraksiyon sırasında rejenerat homojen bir doku değildir; distraksiyon boşluğu boyunca farklı histolojik bölgeler gelişir. Optimal mekanik koşullarda rejeneratın santralinde henüz mineralize olmamış, kollajen ve fibroblast benzeri hücrelerden zengin bir fibröz interzon bulunur. Bu bölgenin her iki yanında primer mineralizasyon cephesi ve daha periferde giderek olgunlaşan yeni kemik trabekülleri yer alır [3,6].

Distraksiyon ilerledikçe fibröz interzon merkezi bölgede varlığını sürdürürken, mineralizasyon cephesi osteotomi yüzeylerinden merkeze doğru ilerler. Yeni kemik trabekülleri distraksiyon eksenine paralel longitudinal kolonlar halinde gelişir. Optimal stabilite altında kemik oluşumunun büyük kısmı intramembranöz ossifikasyon yoluyla gerçekleşirken, aşırı instabilite veya biyolojik yetersizlik varlığında kırıkta oluşumu ve endokondral ossifikasyon alanları daha belirgin hale gelebilir [3,7].

### 6.3. PRİMER MİNERALİZASYON CEPHESİ

Primer mineralizasyon cephesi, rejenerat kemiğin oluşumunda biyolojik olarak en aktif bölgelerden biridir. Bu alanda osteoprogenitör hücrelerin proliferasyonu, osteoblastik farklılaşma ve osteoid matriks üretimi belirgindir. Deneysel çalışmalarda hücresele proliferasyonun özellikle bu bölgede yoğun olduğu gösterilmiştir [8].

Distraksiyon hızının artırılması belirli bir düzeye kadar hücresele proliferasyonu uyarabilse de aşırı hızlarda fibröz bölgenin genişlediği, yeni kemik bölgesinin küçüldüğü ve nekroz, kistik değişiklikler veya kırıkta oluşumu gibi olumsuz histolojik özelliklerin ortaya çıkabildiği bildirilmiştir [8]. Bu bulgular, rejeneratın kalitesinin yalnızca osteojenik aktiviteyle değil, uygulanan mekanik gerilimin uygun düzeyde tutulmasıyla ilişkili olduğunu göstermektedir.

#### **6.4. REJENERATIN RADYOGRAFİK GELİŞİMİ**

Rejenerat oluşumu klinik uygulamada en sık seri direkt radyografilerle takip edilir. Erken dönemde distraksiyon boşluğu büyük ölçüde radyolüsent görünür. Zaman içerisinde osteotomi yüzeylerinden merkeze doğru uzanan ince longitudinal mineralizasyon çizgileri ortaya çıkar. Bunlar giderek kalınlaşır, birbirleriyle birleşir ve rejenerat boyunca daha homojen mineralize kemik dokusu oluşur [1,9]. Direkt radyografi, günümüzde de rejeneratın rutin takibinde temel görüntüleme yöntemidir.

- yoğunluğu,
- genişliği,
- homojenliği,
- longitudinal trabeküler organizasyonu,
- kortikalizasyon derecesi,
- rezidüel radyolüsent alanlar

Catagni, klinik deneyimlerine dayanarak rejeneratı radyolojik morfoloji açısından normotrofik, hipertrofik ve hipotrofik olarak sınıflandırmıştır. Bu sınıflama, distraksiyon sırasında rejeneratın yakın izlenmesinin ve anormal paternlerin erken fark edilmesinin önemini vurgulamıştır [9]. Bununla birlikte bu sınıflamanın gözlemci deneyimine dayandığı ve hasta yaşı, osteotomi seviyesi ve altta yatan patoloji gibi değişkenleri doğrudan hesaba katmadığı unutulmamalıdır.

#### **6.5. NORMOTROFİK REJENERAT**

Normotrofik rejenerat, uygun distraksiyon osteogenezinin beklenen radyografik görünümünü temsil eder. Distraksiyon boşluğunda düzenli longitudinal mineralizasyon kolonları gelişir ve zaman içerisinde mineral yoğunluğu artar. Rejeneratın genişliği genellikle ana kemik segmentleriyle uyumludur ve belirgin santral defekt veya düzensiz mineralizasyon görülmez.

Bu patern; uygun vaskülarite, yeterli mekanik stabilite ve biyolojik olarak tolere edilebilir distraksiyon hızı ve ritminin birlikte bulunduğunu düşündürür. Distraksiyon tamamlandıktan sonra trabeküller giderek kalınlaşır ve konsolidasyon döneminde kortikalizasyon ilerler [2,3].

#### **6.6. HİPERTROFİK REJENERAT**

Hipertrofik rejenerat, aşırı miktarda yeni kemik oluşumuyla karakterizedir. Radyografik olarak rejeneratın çapı komşu kemik segmentlerinden daha geniş olabilir ve yoğun mineralizasyon görülebilir. Bu durum güçlü biyolojik yanıtla birlikte distraksiyonun nispeten yavaş ilerlemesiyle ilişkili olabilir.

Belirgin hipertrofik rejenerat veya hızla kapanan distraksiyon aralığı, prematür konsolidasyon açısından uyarıcı olabilir. Bu nedenle bu hastalarda distraksiyon protokolü yeniden değerlendirilmelidir. Ancak radyografik hipertrofinin tek başına patolojik kabul edilmemesi; klinik süreç, distraksiyon miktarı ve deformite düzeltme hedefiyle birlikte değerlendirilmesi gerekir [2].

#### **6.7. HİPOTROFİK VEYA YETERSİZ REJENERAT**

Hipotrofik rejeneratta yeni kemik oluşumu zayıf, ince ve düzensizdir. Distraksiyon boşluğunda geniş radyolüsent alanlar bulunabilir ve mineralizasyon kolonları yetersiz gelişebilir. Bu patern yetersiz vaskülarite, aşırı distraksiyon hızı, mekanik instabilite, osteotomi sırasında aşırı biyolojik travma veya hastaya ait sistemik faktörlerle ilişkili olabilir [2,10].

Yetersiz rejenerat oluşumunda risk faktörleri arasında ileri yaş, sigara kullanımı, yetersiz beslenme, metabolik kemik hastalıkları, geniş yumuşak doku hasarı ve bazı anatomik bölgelerde düşük osteojenik kapasite sayılabilir. Rejenerat yetersizliği fark edildiğinde distraksiyon hızının azaltılması, geçici duraklama, mekanik stabilitenin yeniden değerlendirilmesi ve biyolojik nedenlerin düzeltilmesi düşünülebilir [10].

## 6.8. KONSOLİDASYON DÖNEMİ

Planlanan uzatma veya deformite düzeltilmesi tamamlandıktan sonra distraksiyon durdurulur ve konsolidasyon dönemi başlar. Bu aşamada rejenerat artık longitudinal olarak gerilmez; bunun yerine yeni oluşan osteoid dokunun mineralizasyonu ve yapısal olgunlaşması ön plana çıkar [1,3].

Santral fibröz interzon giderek küçülür ve karşılıklı mineralizasyon cepheleri birleşir. İlk dönemde ince ve düzensiz olan trabeküller kalınlaşır ve birbirleriyle bağlantı kurar. Mineral yoğunluğu arttıkça radyografik olarak rejenerat daha opak hale gelir. Konsolidasyon ilerledikçe yeni kortekslerin oluşumu belirginleşir ve mekanik dayanıklılık artar [3].

## 6.9. KORTİKALİZASYON

Rejenerat maturasyonunun klinik açıdan en önemli göstergelerinden biri kortikalizasyon gelişimidir. Konsolidasyon sırasında periferik trabeküler kemik yeniden şekillenerek kortikal benzeri yoğun kemik yapısına dönüşür.

Seri radyografilerde başlangıçta ince mineralizasyon kolonları şeklinde görülen rejeneratın zaman içerisinde belirgin kortikal sınırlar oluşturmaya, mekanik maturasyonun ilerlediğini düşündürür. Frame çıkarılması yalnızca geçen süreye göre değil, yeterli kortikalizasyon ve klinik stabilite birlikte değerlendirilerek planlanmalıdır [1].

## 6.10. REMODELİNG VE MEDÜLLER KANALIN YENİDEN OLUŞUMU

Kortikalizasyon rejenerat maturasyonunun son basamağı değildir. Yeni kemik, konsolidasyon sonrasında uzun süre devam eden remodeling sürecine girer. Osteoklastik rezorpsiyon ile osteoblastik yeni kemik yapımı arasındaki koordinasyon sonucunda rejeneratın mimarisi fonksiyonel mekanik yüklenmeye göre yeniden düzenlenir.

İlk dönemde yoğun trabeküler yapıya sahip olan rejenerat zaman içerisinde daha fizyolojik kortikal ve kansellöz organizasyona dönüşür. Kortikal tabakalar yeniden şekillenir ve medüller kanal giderek yeniden oluşur. Böylece yeni oluşan kemik morfolojik ve mekanik olarak çevredeki normal kemiğe yaklaşır [3].

## 6.11. REJENERAT MATURASYONUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ

Klinik uygulamada rejenerat maturasyonunu değerlendirmek için en yaygın kullanılan yöntem direkt radyografidir. Bununla birlikte radyografik değerlendirmenin belirli ölçüde subjektif olması nedeniyle daha objektif yöntemler geliştirilmiştir [9].

- seri direkt radyografi,
- dijital radyografik yoğunluk analizi,
- pixel value ratio (PVR),
- **DEXA,**
  - kantitatif bilgisayarlı tomografi,
  - ultrasonografi,
  - mekanik testler

Son yıllarda özellikle dijital radyografilerden elde edilen pixel value ratio (PVR), rejenerat mineralizasyonunun kantitatif değerlendirilmesinde araştırılmıştır. 2026'da yayımlanan bir scoping review'da 22 klinik çalışmada PVR kullanımının incelendiği ve tam yük verme sırasında bildirilen değerlerin çoğunlukla yaklaşık 0,85–0,94 aralığında olduğu belirtilmiştir; ancak güvenli tam yük verme veya frame çıkarılması için evrensel olarak kabul edilmiş tek bir eşik bulunmamaktadır [11].

## 6.12. MATURASYONU ETKİLEYEN FAKTÖRLER

Rejeneratın oluşum ve maturasyon süresi hastalar arasında önemli değişkenlik gösterir. Başlıca belirleyiciler aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir:

Distraksiyon osteogenezinde kemik oluşumunun başarısı bu değişkenlerin birbirleriyle etkileşiminden ortaya çıkar. Bu nedenle rejenerat değerlendirilirken tek bir faktöre odaklanmak yerine biyolojik ve mekanik ortamın birlikte değerlendirilmesi gerekir [2,4].

### **6.13. HEALING INDEX VE EXTERNAL FIXATION INDEX**

Rejeneratın maturasyon hızını ve tedavi süresini karşılaştırmak amacıyla literatürde çeşitli indeksler kullanılmıştır. Bunların arasında healing index, bone healing index, consolidation index, lengthening index ve external fixation index (EFI) bulunmaktadır.

Ancak bu kavramların kullanımında literatürde önemli terminolojik tutarsızlık bulunmaktadır. 2026 yılında yayımlanan kapsamlı bir incelemede bone healing index, lengthening index ve consolidation index tanımlarının çalışmalar arasında sık şekilde farklı veya hatalı kullanıldığı, buna karşılık EFI tanımının daha tutarlı olduğu gösterilmiştir [12]. Bu nedenle kitap veya bilimsel çalışmalarda kullanılan indeksin formülü açıkça belirtilmelidir.

### **6.14. FRAME ÇIKARILMASI VE REJENERAT MATURASYONU**

Frame'in çıkarılacağı zamanın belirlenmesi rejenerat değerlendirmesinin en kritik klinik uygulamalarından biridir. Erken çıkarma refraktür veya deformite gelişmesine, gereğinden uzun süre tutma ise pin-tract enfeksiyonu, eklem sertliği, hasta konforunda bozulma ve diğer eksternal fiksator komplikasyonlarının artmasına neden olabilir.

- yeterli kortikalizasyon,
- rejeneratın homojenliği,
- radyografik yoğunluk,
- birden fazla planda korteks oluşumu,
- klinik stabilite,
- ağrısız fonksiyonel yüklenme

Gerektiğinde frame'in kademeli olarak dinamize edilmesi ve hastanın rejenerat üzerine kontrollü yük vermesi sağlanarak kemik segmentinin mekanik yeterliliği değerlendirilebilir. Kesin kararın tek bir zaman kriterine veya yalnızca bir görüntüleme bulgusuna dayandırılmaması gerekir [1,9].

## KAYNAKLAR

1. Paley D, Tetsworth K. Distraction histiogenesis: principles and indications. *Clin Orthop Relat Res*. 2000;(372):33-48.
2. Catagni MA, et al. Distraction osteogenesis for bone repair in the 21st century: lessons learned. *Injury*. 2011;42(6):580-586.
3. Alzahrani MM, Anam EA, Makhdum AM, Villemure I, Hamdy RC. The biology of bone lengthening. *J Child Orthop*. 2016;10(6):493-499.
4. Borzunov DY, Shastov AL. Contribution of G.A. Ilizarov to bone reconstruction: historical achievements and state of the art. *Strategies Trauma Limb Reconstr*. 2016;11(3):145-152.
5. Mikhailova LN, Shtin VP. Electron microscopic study of the characteristics of skeletogenic tissue differentiation during distraction osteosynthesis. *Ark Patol*. 1979;41(5):55-64.
6. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;(239):263-285.
7. Lascombes P, Membre H, Prevot J, Hoeffel JC. Ilizarov's method. Histological and radiological aspects. *J Radiol*. 1991;72(1):11-16.
8. Li G, Simpson AHRW, Kenwright J, Triffitt JT. Assessment of cell proliferation in regenerating bone during distraction osteogenesis at different distraction rates. *J Orthop Res*. 1997;15(5):765-772.
9. Bone regenerate evaluation methods. *Rev Bras Ortop*. 2024.
10. Makhdum AM, Cartaleanu AS, Rendon JS, Villemure I, Hamdy RC. Strategies of enhancing bone regenerate formation in distraction osteogenesis. *Int Orthop*. 2017;41(12):2495-2510.
11. Bafor A, Fridberg M, Gehred A, Rahbek O, Iobst C, Kold S. Quantitative assessment of regenerate bone maturation using the pixel value ratio following distraction osteogenesis: a scoping review. *Strategies Trauma Limb Reconstr*. 2025;20(2):120-129.
12. Healing indices are poorly standardized in distraction osteogenesis literature. 2026.

## 7. İLİZAROV SİSTEMİNİN BİLEŞENLERİ

İlizarov sistemi; kemik segmentlerini çevreleyen halkalar, kemiğe tutunmayı sağlayan transosseöz teller ve/veya half-pinler, halkaları birbirine bağlayan rodlar, plaklar ve bağlantı elemanları ile deformite düzeltiminde kullanılan menteşe ve distraksiyon-kompresyon ünitelerinden oluşan modüler bir sirküler eksternal fiksasyon sistemidir [1–4]. Sistemin temel avantajı, bu parçaların farklı kombinasyonlarda bir araya getirilebilmesi sayesinde kırık stabilizasyonu, ekstremité uzatma, deformite düzeltme, nonunion tedavisi ve kemik transportu gibi çok farklı klinik durumlara uyarlanabilmesidir [1,3].

Klasik İlizarov konstrüksiyonunda kemiğe olan bağlantı esas olarak gerilmiş ince transosseöz teller aracılığıyla sağlanırken, modern uygulamalarda half-pinlerin de eklenmesiyle hibrit konstrüksiyonlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Her bir komponent yalnızca yapısal bir parça olmayıp konstrüksiyonun aksiyel, torsiyonel ve bükülme rijiditesini doğrudan etkileyen biyomekanik bir unsur olarak değerlendirilmelidir [1,2].

### 7.1. HALKALAR

İlizarov sisteminin temel dış iskeletini sirküler halkalar oluşturur. Klasik sistemde halkalar çoğunlukla paslanmaz çelikten üretilmekle birlikte günümüzde karbon fiber ve farklı hafif alaşımlardan yapılmış seçenekler de bulunmaktadır [1,5].

- tam halka,
- 5/8 halka,
- yarım halka,
- ark biçimli elemanlar

Halka çapının seçimi klinik açıdan önemlidir. Ekstremitéyi sıkıştırmayacak ve yumuşak doku şişmesine izin verecek yeterli mesafe bırakılmalı, ancak gereksiz büyük halka kullanımından kaçınılmalıdır. Kemik ile halka arasındaki mesafenin artması, tel ve pinlerin çalışma uzunluğunu artırarak konstrüksiyon rijiditesini azaltabilir [1,2]. Bu nedenle genel prensip, yumuşak dokular açısından güvenli olan en küçük uygun halka çapının tercih edilmesidir.

### 7.2. TRANSOSSEÖZ TELLER

Klasik İlizarov sisteminin kemiğe tutunmasını sağlayan temel elemanlar ince, paslanmaz çelik transosseöz tellerdir. Teller kemiği tamamen geçerek halkanın karşılıklı iki noktasına bağlanır ve daha sonra kontrollü şekilde gerilerek konstrüksiyon stabilitesine katkı sağlar [1,6].

- tel çapı,
- uygulanan gerilim,
- telin serbest uzunluğu,
- teller arasındaki kesişme açısı,
- telin kemiğe olan ilişkisi

gibi faktörlerden etkilenmektedir [1,2,6].

### 7.3. TEL GERİLİMİ

İlizarov konstrüksiyonunda teller halkanın iki tarafına sabitlendikten sonra bir wire tensioner yardımıyla ön gerilime alınır. Bu işlem, telin başlangıç rijiditesini artırarak yük altında oluşabilecek deformasyonu azaltır [1,6].

Biyomekanik çalışmalar tel çapı ve tel geriliminin frame rijiditesi üzerinde önemli etkileri olduğunu göstermiştir. Daha yüksek tel gerilimi belirli sınırlar içerisinde aksiyel stabiliteyi artırabilir; ancak sistem stabilitesi yalnızca tel gerilimine bağlı değildir. Halka çapı, tel kesişme açısı ve tel sayısı gibi diğer parametrelerle birlikte değerlendirilmelidir [2,6].

#### 7.4. TEL KESİŞME AÇISI

Aynı halka seviyesinde kullanılan iki transosseöz tel arasındaki açı, konstrüksiyon stabilitesinin önemli belirleyicilerindendir. Tellerin birbirine çok yakın doğrultuda yerleştirilmesi belirli düzlemlerde stabilitenin azalmasına neden olabilir. Buna karşılık tellerin daha geniş açılarla kesişmesi, özellikle translasyonel stabiliteyi artırır [1,2].

Teorik olarak 90°'ye yaklaşan tel kesişme açıları daha yüksek stabilite sağlayabilir. Ancak klinik uygulamada nörovasküler yapılar, kas kompartmanları ve anatomik safe corridorlar nedeniyle her anatomik bölgede bu açının elde edilmesi mümkün değildir. Bu nedenle tel geometrisi, biyomekanik avantaj ile anatomik güvenlik arasında denge kurularak planlanmalıdır [1].

#### 7.5. DÜZ TELLER

Düz teller, kemiği her iki korteksten geçerek halka üzerine sabitlenen standart transosseöz tellerdir. Başlıca işlevleri kemik segmentini halka içerisinde stabilize etmek ve frame-kemik bağlantısını sağlamaktır.

İki veya daha fazla uygun doğrultuda yerleştirilen düz tel, kemik segmentinin translasyon ve rotasyon hareketlerini kontrol altına alabilir. Bununla birlikte düz teller kemik segmenti üzerinde belirgin yönlendirilmiş kompresyon veya translasyon oluşturmak için sınırlı kapasiteye sahiptir. Bu amaçla olive wire gibi özel teller kullanılabilir.

#### 7.6. OLIVE WIRE

Olive wire, tel üzerinde metal bir stop veya “olive” bulunan özel transosseöz tel tipidir. Olive kısmı kemiğin korteksine temas ettiğinde telin o yönde ilerlemesini sınırlar ve böylece mekanik kuvvetin doğrudan kemik segmentine aktarılmasına olanak sağlar [3].

- fragmanların redüksiyonunda,
- interfragmenter kompresyon sağlamada,
- translasyon düzeltiminde,
- kemik segmentlerinin halka içerisinde yönlendirilmesinde,
- deformite düzeltiminde

Karşılıklı yönde yerleştirilen iki olive wire ile kemik fragmanlarının birbirine doğru sıkıştırılması mümkün olabilir. Bu nedenle olive wire yalnızca bir fiksasyon elemanı değil, aynı zamanda güçlü bir redüksiyon ve kuvvet yönlendirme aracıdır.

#### 7.7. HALF-PİNLER VE SCHANZ VİDALARI

Modern sirküler eksternal fiksasyon sistemlerinde transosseöz tellere ek olarak half-pinler yaygın şekilde kullanılmaktadır. Half-pin kemiğin yalnızca bir tarafından yerleştirilerek genellikle her iki korteksi kavrar ve dışarıdaki bölümü uygun bir bağlantı elemanı ile halkaya veya arka sabitlenir [1,7].

- kas dokusunun tamamen transosseöz telle geçilme gereksinimini azaltması,
- belirli anatomik bölgelerde hasta konforunu artırabilmesi,
- yüksek lokal fiksasyon gücü sağlaması,
- tel yerleştirmenin nörovasküler açıdan zor olduğu bölgelerde alternatif oluşturmasıdır.

Half-pin kullanılan konstrüksiyonlar sıklıkla hybrid frame olarak adlandırılır. Bununla birlikte half-pinlerin çapı, kemik içindeki çalışma uzunluğu, kortikal tutunması ve halkaya olan bağlantı mesafesi mekanik stabiliteyi önemli ölçüde etkiler [1].

#### 7.8. THREADED RODLAR

Threaded rodlar, iki veya daha fazla halkanın birbirine bağlanmasını sağlayan temel longitudinal elemanlardır. Klasik İizarov konstrüksiyonunda halkalar genellikle birden fazla threaded rod ile birbirine bağlanır [3].

- halkalar arasındaki mesafeyi korumak,
- frame bütünlüğünü sağlamak,
- kompresyon ve distraksiyon oluşturmak,
- kemik segmentlerinin eksenel ilişkisini kontrol etmektir.

Klasik iki halka bloğunun yeterli stabilite oluşturabilmesi için birden fazla bağlantı rodunun dengeli şekilde dağıtılması gerekir. Rod sayısının veya geometrisinin yetersiz olması frame rijiditesinin azalmasına neden olabilir [3].

## 7.9. TELESKOPIK RODLAR VE DISTRAKTÖRLER

Teleskopik bağlantı üniteleri, kontrollü uzunluk değişimine izin veren ve özellikle ekstremitte uzatma veya kemik transportu sırasında kullanılan elemanlardır.

Distraktörler, halkalar veya kemik segmentleri arasında kontrollü mesafe değişikliği oluşturur. Klasik distraksiyon protokollerinde günlük ilerleme, rod üzerindeki somun veya ayarlama mekanizmalarının belirli miktarda çevrilmesiyle gerçekleştirilir.

## 7.10. MENTEŞELER

Hinge (menteşe) sistemleri, angüler deformitelerin kademeli olarak düzeltilmesinde kullanılan temel bileşenlerdendir. Menteşe, deformite düzeltimi sırasında kemik segmentlerinin kontrollü bir rotasyon merkezi etrafında hareket etmesine olanak sağlar [3].

Menteşenin yerleşimi deformite düzeltim geometrisini doğrudan etkiler. Özellikle CORA prensibine uygun şekilde konumlandırıldığında yalnızca angüler düzeltme sağlanabilirken, menteşenin yanlış konumlandırılması istenmeyen translasyon veya kemik uçlarında kompresyon/distraksiyon oluşturabilir [3].

## 7.11. MOTOR ÜNİTELERİ VE DISTRAKSİYON MEKANİZMALARI

Klasik İlizarov frame’inde angüler deformitenin karşı tarafında menteşeye eşlik edecek şekilde bir motor veya distractor unit kullanılabilir. Bu ünitenin kademeli olarak uzatılması veya kısaltılmasıyla halkalar arasında kontrollü açsal değişiklik oluşturulur.

Kullanılan sistemin geometrisine bağlı olarak aynı prensip:

- angüler düzeltme,
- translasyon,
- derotasyon,
- kompresyon,
- distraksiyon

## 7.12. PLAKLAR, BAYRAKLAR VE POSTLAR

İlizarov sisteminde tellerin, half-pinlerin veya diğer bağlantı elemanlarının halkaya doğrudan bağlanamadığı durumlarda farklı yardımcı komponentler kullanılabilir. Bunlar arasında:

- postlar,
- plaklar,
- slotted plates,
- bayrak veya offset bağlantılar

Bununla birlikte bağlantı noktasının halkadan uzaklaştırılması kaldıraç kolunu artırabilir ve mekanik rijiditeyi azaltabilir. Bu nedenle mümkün olduğunda kemik-frame bağlantısının kısa ve doğrudan tutulması biyomekanik açıdan avantajlıdır [1].

## 7.13. SOMUN, CIVATA VE BAĞLANTI ELEMANLARI

İlizarov sisteminin modüler yapısını sağlayan çok sayıda küçük bağlantı elemanı bulunur. Bunlar arasında:

- somunlar,
- cıvatalar,
- wire fixation bolts,
- washers,
- sockets,
- coupling nuts

Her ne kadar küçük parçalar olarak görülse de bağlantı elemanlarının doğru yerleştirilmesi ve yeterli şekilde sıkılması frame stabilitesi açısından kritiktir. Gevşek bir bağlantı noktası tüm konstrüksiyonda istenmeyen mikromobiliteye yol açabilir.

#### **7.14. RİNG BLOCK KAVRAMI**

Bir kemik segmentini kontrol eden bir veya daha fazla halka ve bu halkalara bağlı tel/half-pin kombinasyonu ring block şeklinde değerlendirilebilir. Deformite düzeltme veya kemik transportunda temel mekanik mantık, farklı kemik segmentlerine bağlı ring block'ların birbirlerine göre kontrollü olarak hareket ettirilmesidir [3].

Her ring block'un ilgili kemik segmentini yeterince kontrol etmesi gereklidir. Yetersiz fiksasyon noktası veya uygun olmayan tel/pin geometrisi, frame üzerinde yapılan düzeltmenin kemiğe istenilen şekilde aktarılmasını engelleyebilir.

#### **7.15. HİBRİT KONSTRÜKSİYONLAR**

Klasik İlizarov sistemi ağırlıklı olarak transosseöz tellerden oluşmasına rağmen günümüzde teller ve half-pinlerin birlikte kullanıldığı hibrit konstrüksiyonlar oldukça yaygındır.

Hibrit frame tasarımının amacı, transosseöz tellerin sağladığı sirküler stabilite ile half-pinlerin sağladığı lokal rijidite ve anatomik kullanım kolaylığını bir araya getirmektir [1,7].

#### **7.16. MODERN HEXAPOD SİSTEMLERDE STRUTLAR**

Klasik İlizarov sisteminde halkalar threaded rod, hinge ve distractorlarla bağlanırken, modern hexapod sistemlerde iki halka genellikle altı ayarlanabilir oblik strut ile birbirine bağlanır [5,8].

- angülasyon,
- mediolateral translasyon,
- anteroposterior translasyon,
- aksiyel translasyon,
- rotasyon,
- uzunluk değişimi.

Taylor Spatial Frame gibi sistemlerde strut değişiklikleri bilgisayar yazılımlarıyla hesaplanarak kompleks multiplanar deformitelerin simultane ve kademeli düzeltimi gerçekleştirilebilir [5,8].

#### **7.17. BİLEŞENLERİN BİYOMEKANİK ETKİLEŞİMİ**

İlizarov sisteminin mekanik davranışı tek bir komponent tarafından belirlenmez. Frame rijiditesi ve stabilitesi;

Aronson ve Harp, İlizarov sisteminin mekanik özelliklerinin unilateral ve bilateral eksternal fiksatörlere göre daha izotropik olabileceğini ve aksiyel yüklenmede karakteristik nonlineer rijidite gösterdiğini bildirmiştir [2]. Bu mekanik davranış, düşük yüklerde kontrollü mikromobiliteye izin verirken artan yük altında frame'in giderek daha rijit davranmasına katkıda bulunabilir.

## KAYNAKLAR

1. Fragomen AT, Rozbruch SR. The mechanics of external fixation. *HSS J.* 2007;3(1):13-29.
2. Aronson J, Harp JH. Biomechanics of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(280):11-14.
3. Nho SJ, Helfet DL, Rozbruch SR. Ilizarov principles of deformity correction. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2010;68(2):96-106.
4. Jürgens C, Schmidt HG, Schümann U, Fink B. Der Ilisarow-Ringfixateur und seine technische Anwendung. *Unfallchirurg.* 1992;95(11):529-533.
5. Khaleel A, et al. An engineering review of external fixators. *J Mater Res Technol.* 2021;16:1922-1941.
6. Fleming B, Paley D, Kristiansen T, Pope M. A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(241):95-105.
7. Green SA. The Ilizarov method: Rancho technique. *Orthop Clin North Am.* 1991;22(4):677-688.
8. Tan B, Shanmugam R, Gunalan R, et al. A biomechanical comparison between Taylor's Spatial Frame and Ilizarov external fixator. *Malays Orthop J.* 2014;8(2):35-39.

## 8. HALKA EKSTERNAL FİKSATÖRÜN BİYOMEKANİĞİ

Halka eksternal fiksatorlerin biyomekaniği; kemik segmenti ile eksternal frame arasında oluşturulan bağlantının aksiyel kompresyon, bükülme, torsiyon ve shear kuvvetleri altındaki davranışını ifade eder. İlizarov tipi sirküler eksternal fiksatorlerin mekanik özellikleri, unilateral eksternal fiksatorlerden belirgin şekilde farklıdır. Sistemin en karakteristik özelliklerinden biri, gerilmiş transosseöz tellerin kullanılması ve yük altında nonlineer aksiyel rijidite göstermesidir [1–4]. Bu özellik sayesinde düşük yüklerde kontrollü aksiyel mikromobilitateye izin verilirken, yük arttıkça sistem giderek daha rijit davranabilir [2,3].

Halka eksternal fiksatorün biyomekanik davranışı tek bir komponent tarafından belirlenmez. Tel çapı, tel gerilimi, tel kesişme açısı, halka çapı, kemik segmentinin halka içerisindeki pozisyonu, halka sayısı, halkalar arasındaki mesafe, half-pin kullanımı, olive wire konfigürasyonu ve bağlantı rodlarının geometrisi birlikte frame'in mekanik özelliklerini oluşturur [1,4,5]. Dolayısıyla klinik uygulamada hedef mutlak olarak en rijit frame'i oluşturmak değil, ilgili patoloji ve biyolojik iyileşme süreci için yeterli stabilite ile kontrollü interfragmenter hareket arasında uygun dengeyi sağlamaktır [1,4].

### 8.1. AKSİYEL RİJİDİTE VE AKSİYEL MİKROMOBİLİTE

İlizarov frame'inin en önemli mekanik özelliklerinden biri aksiyel yüklenme altındaki davranışdır. Fleming ve arkadaşlarının klasik biyomekanik çalışmasında İlizarov sisteminin konvansiyonel unilateral half-pin fiksatorlere kıyasla osteotomi bölgesinde daha fazla aksiyel harekete izin verdiği, buna karşın bükülme ve torsiyon altında benzer düzeyde genel stabilite sağlayabildiği gösterilmiştir [3].

Bu özellik biyolojik açıdan önemlidir. Kontrollü aksiyel mikromobilitenin osteojenik mekanotransdüksiyonu uyurabileceği düşünülürken, aşırı aksiyel hareket veya özellikle shear hareketleri rejenerat veya kırık iyileşmesini olumsuz etkileyebilir [1,4].

### 8.2. NONLINEER RİJİDİTE

Sirküler frame'in karakteristik özelliklerinden biri nonlineer aksiyel stiffness davranışdır. Klasik lineer eksternal fiksatorlerde yük-deplasman ilişkisi daha doğrusal olabilirken, tensioned wire kullanılan İlizarov frame'inde yük arttıkça sistemin rijiditesi de değişir [2,6].

- gerilmiş tellerin yük altında şekil değiştirmesi,
- tel-kemik etkileşimi,
- wire fixation bolt bağlantıları,
- kemik segmentlerinin yük altında birbirine yaklaşması,
- frame elemanlarının geometrik deformasyonu

olarak açıklanabilir [2,6].

### 8.3. TEL ÇAPININ ETKİSİ

Tel çapı frame stabilitesini doğrudan etkileyen temel parametrelerden biridir. Tel çapının artırılması bükülme rijiditesini ve genel frame stabilitesini artırır [1,2].

Biyomekanik çalışmalar tel çapının, wire pretension ile birlikte frame rijiditesinin en önemli belirleyicilerinden biri olduğunu göstermiştir. Daha kalın teller deformasyona karşı daha dirençlidir ve aynı yük altında daha az defleksiyon gösterir [6].

### 8.4. TEL GERİLİMİNİN ETKİSİ

Transosseöz tellerin pretension uygulanarak halkaya sabitlenmesi, İlizarov sisteminin temel biyomekanik özelliklerinden biridir. Gerilmemiş bir tel düşük bükülme rijiditesine sahipken, kontrollü ön gerilim uygulanması telin mekanik stabilitesini belirgin şekilde artırır [1,3].

Fleming ve arkadaşları frame stabilitesinin wire tension'dan önemli ölçüde etkilendiğini göstermiştir [3]. Benzer şekilde farklı çalışmalar, tel gerilimi arttıkça aksiyel ve bükülme rijiditesinin belirli bir seviyeye kadar yükseldiğini bildirmiştir [6,8].

### 8.5. HALKA ÇAPININ ETKİSİ

Halka çapı frame rijiditesini belirleyen en önemli geometrik faktörlerden biridir. Genel olarak halka çapı arttıkça konstrüksiyon rijiditesi azalır [1,9].

Bunun temel nedeni, halka çapının büyümesiyle telin kemik ile halka arasındaki serbest çalışma uzunluğunun artması ve yük altında daha fazla tel defleksiyonu meydana gelmesidir. Cross ve arkadaşlarının çalışmasında halka çapının konstrüksiyon rijiditesi üzerinde wire tension'dan daha güçlü bir etkisi olduğu gösterilmiştir [9].

### 8.6. KEMİĞİN HALKA İÇİNDEKİ POZİSYONU

Kemik segmentinin halka merkezine göre konumu da konstrüksiyon mekaniklerini etkiler. Klasik çalışmalar, kemiğin halka içerisindeki pozisyonunun aksiyel, bükülme ve torsiyonel rijidite üzerinde etkili olabileceğini göstermiştir [3,6].

İdeal olarak halka kemiğe göre uygun anatomik pozisyonda yerleştirilmeli, ancak klinik gereksinimler nedeniyle kemik her zaman halkanın tam merkezinde bulunamayabilir. Tibia gibi anatomik olarak eksenrik yerleşimli kemiklerde halka merkezleme, nörovasküler güvenlik ve hasta konforu arasında denge kurulması gerekir.

### 8.7. TEL KESİŞME AÇISININ ETKİSİ

Aynı halkaya bağlı teller arasındaki açı, özellikle bending ve shear stabilitesi açısından önemlidir. Tellerin birbirine çok yakın doğrultularda yerleştirilmesi, belirli yönlerde düşük stabiliteye neden olabilir [4,11].

Klasik öğretilerde mümkün olduğunca geniş tel kesişme açıları tercih edilmekle birlikte, biyomekanik davranış yükleme yönüne göre değişebilir. Örneğin farklı deneysel modellerde 90° kesişmenin aksiyel rijidite açısından avantajlı olmasına karşılık 45°'lik konfigürasyonların torsiyonel rijiditeyi artırabildiği bildirilmiştir [6].

### 8.8. TEL SAYISININ ETKİSİ

Bir ring block'a bağlanan tel sayısı arttıkça kemik-frame bağlantısının stabilitesi genel olarak artar. Orbay ve arkadaşları aksiyel kompresyon ve torsiyon altında frame rijiditesinin tel sayısı ile doğrudan ilişkili olduğunu göstermiştir [11].

Ancak daha fazla tel kullanımı her zaman klinik olarak avantajlı değildir. Tel sayısının artması:

- pin-site problemlerini,
- yumuşak doku transfixasyonunu,
- hasta rahatsızlığını,
- eklem hareket kısıtlılığını

### 8.9. OLIVE WIRE'LARIN BİYOMEKANİK ETKİSİ

Olive wire'lar yalnızca fragman redüksiyonu için değil, frame'in shear stabilitesini artırmak için de kullanılabilir. Fleming ve arkadaşlarının çalışmasında olive stop wire kullanımının İlizarov sisteminin shear direncini artırdığı gösterilmiştir [3]. Orbay ve arkadaşları da karşılıklı olive wire kullanımının shear rijiditesini iyileştirdiğini bildirmiştir [11].

Olive wire kemiğe karşı mekanik bir stop oluşturduğu için kemik segmentinin tel boyunca kaymasını sınırlar. Böylece özellikle translasyonel kuvvetlere karşı stabilite artabilir.

### 8.10. BENDING RİJİDİTESİ

Bending rijiditesi frame'in lateral veya anteroposterior yöndeki eğilme kuvvetlerine karşı direncidir. İlizarov sisteminde bending stabilitesi özellikle tel geometrisi ve ring block uzunluğundan etkilenir [1,11].

Orbay ve arkadaşları ana halkadan belirli bir mesafeye ikinci bir tel veya fiksasyon seviyesi eklenmesinin bending rijiditesini belirgin şekilde artırdığını göstermiştir [11].

### 8.11. TORSİYONEL RİJİDİTE

Torsiyonel rijidite, kemik segmentlerinin birbirlerine göre rotasyonel hareketine karşı konstrüksiyonun gösterdiği dirençtir. İlizarov sistemi, uygun tel ve halka geometrisi sağlandığında torsiyona karşı yüksek stabilite sağlayabilir [2,3].

- tel sayısı,
- tel çapı,
- tel orientasyonu,
- ring block uzunluğu,
- half-pin kullanımı

gibi faktörlerden etkilenmektedir [1,6].

### 8.12. SHEAR STABİLİTESİ

Shear kuvvetleri distraksiyon osteogenezi ve kırık iyileşmesi açısından özellikle istenmeyen hareketlerdir. Kontrollü aksiyel mikromobilite biyolojik olarak tolere edilebilirken, aşırı shear hareketleri rejenerat organizasyonunu bozabilir [1,4].

- geniş açıyla yerleştirilen teller,
- olive wire kullanımı,
- yeterli ring block uzunluğu,
- uygun half-pin yerleşimi

ile artırılabilir [3,11].

### 8.13. HALKA SAYISI VE RING BLOCK UZUNLUĞU

Bir kemik segmentini kontrol eden halka sayısı arttıkça genellikle frame stabilitesi artar. İki ayrı halka seviyesinden kemiğe fiksasyon sağlanması, tek halka düzeyine göre bending ve torsiyon kontrolünü artırabilir [1].

Ancak halkaların birbirlerine çok yakın yerleştirilmesi, segmentin etkili çalışma uzunluğunu azaltabilir. Buna karşılık aşırı uzak halka yerleşimi frame'in toplam boyutunu ve deformasyon potansiyelini artırabilir.

### 8.14. CONNECTING RODLARIN ETKİSİ

Halkaları birbirine bağlayan rodların sayısı ve dağılımı da konstrüksiyon stabilitesini etkiler. Klasik İlizarov frame'lerinde simetrik olarak dağıtılmış dört connecting rod yaygın olarak kullanılmıştır.

Sonraki biyomekanik çalışmalar, üç rodlu konstrüksiyonların belirli klinik koşullarda yeterli stabilite sağlayabileceğini, ancak rod sayısı ve dağılımının özellikle eksantrik yüklenmelerde frame davranışını değiştirebildiğini göstermiştir [12].

### 8.15. HALF-PİNLERİN FRAME RİJİDİTESİNE ETKİSİ

Modern sirküler frame'lerde half-pinler transosseöz tellerle birlikte yaygın olarak kullanılmaktadır. Half-pinler özellikle belirli düzlemlerde yüksek bending ve torsiyonel stabilite sağlayabilir [1].

- pin çapı,
- pinin kemik içerisindeki tutunma uzunluğu,
- bikortikal tutunma,
- pinin halkaya bağlantı uzaklığı,
- pin sayısı ve yönü

Kemiğe daha yakın bağlantı yapılan kısa çalışma uzunluklu half-pinler, uzun çalışma uzunluklu pinlere göre daha rijittir [1]. Bu nedenle pinin halkaya mümkün olduğunca kısa bir lever arm ile bağlanması mekanik açıdan avantajlıdır.

#### **8.16. DİNAMİZASYON VE YÜK VERME**

Halka eksternal fiksatörler uygun konstrüksiyonlarda kontrollü aksiyel yüklenmeye izin verebilir. Yük verme sırasında kuvvetin bir bölümü frame üzerinden, bir bölümü ise kemik-rejenerat sistemi üzerinden aktarılır. İyileşme ilerledikçe kemiğin yük paylaşımı artar ve frame'in göreceli katkısı azalır [1,4].

Ayrıca yük verme platformlarının biyomekaniği değiştirebileceği gösterilmiştir. Deneyssel bir çalışmada dolaylı yük verme platformu kullanıldığında tel üzerindeki mekanik stresin belirgin şekilde arttığı bildirilmiş ve bu durumun mobilizasyon planlanırken dikkate alınması gerektiği vurgulanmıştır [13].

#### **8.17. FRAME RİJİDİTESİNİN KLİNİK OLARAK AYARLANMASI**

Halka eksternal fiksatörün en büyük avantajlarından biri konstrüksiyon mekaniklerinin klinik ihtiyaca göre modifiye edilebilmesidir.

- daha küçük halka çapı,
- daha kalın teller,
- uygun tel pretension,
- daha fazla fiksasyon noktası,
- geniş tel açıları,
- ek half-pinler,
- daha uzun ring block,
- gerektiğinde olive wire

Ancak her değişikliğin aksiyel, torsiyonel ve bending davranış üzerinde farklı etkileri olabileceği unutulmamalıdır. Bu nedenle frame modifikasyonları yalnızca radyografik iyileşmeye değil, konstrüksiyonun genel mekanik geometrisine göre yapılmalıdır [1,4].

#### **8.18. BİYOMEKANİK VE BİYOLOJİK DENGİ**

İlizarov sisteminin temel mekanik felsefesi mutlak rijidite değildir. Amaç, kemik iyileşmesini destekleyen bir mekanobiyolojik ortam oluşturmaktır. Kontrollü aksiyel mikromobilite ve yük paylaşımı faydalı olabilirken, aşırı hareket ve özellikle shear veya rotasyonel instabilite rejenerasyon sürecini bozabilir [1,4].

Watson ve arkadaşlarının derlemesinde de eksternal ring fiksatörlerin temel avantajının, osteotomi veya kırık bölgesindeki interfragmenter hareket miktarının konstrüksiyon değişkenleri aracılığıyla ayarlanabilmesi olduğu vurgulanmıştır [4].

## KAYNAKLAR

1. Fragomen AT, Rozbruch SR. The mechanics of external fixation. *HSS J.* 2007;3(1):13-29.
2. Aronson J, Harp JH. Biomechanics of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(280):11-14.
3. Fleming B, Paley D, Kristiansen T, Pope M. A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(241):95-105.
4. Watson MA, Mathias KJ, Maffulli N. External ring fixators: an overview. *Proc Inst Mech Eng H.* 2000;214(5):459-470.
5. Podolsky A, Chao EYS. Mechanical performance of Ilizarov circular external fixators in comparison with other external fixators. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;(293):61-70.
6. Podolsky A, Chao EYS. Mechanical performance of Ilizarov circular external fixators in comparison with other external fixators. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;(293):61-70.
7. Paley D, Fleming B, Catagni M, Kristiansen T, Pope M. Mechanical evaluation of external fixators used in limb lengthening. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;(250):50-57.
8. Gasser B, Boman B, Wyder D, Schneider E. Stiffness characteristics of the circular Ilizarov device as opposed to conventional external fixators. *J Biomech Eng.* 1990;112(1):15-21.
9. Cross AR, Lewis DD, Murphy ST, et al. Effects of ring diameter and wire tension on the axial biomechanics of four-ring circular external skeletal fixator constructs. *Am J Vet Res.* 2001;62(7):1025-1030.
10. Davidson AW, Mullins M, Goodier D, Barry M. The biomechanics of wire fixation in the Ilizarov system. *Injury.* 2003;34(2):155-157.
11. Orbay GL, Frankel VH, Kummer FJ. The effect of wire configuration on the stability of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(279):299-302.
12. Ferreira N, et al. Influence of different connecting rod configurations on the stability of the Ilizarov/TSF frame: a biomechanical study. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2021.
13. Mechanical stress on tensioned wires at direct and indirect loading: a biomechanical study on the Ilizarov external fixator. *Injury.* 2011.

## 9. TEL VE HALF-PIN YERLEŞTİRME PRENSİPLERİ

İlizarov ve diğer sirküler eksternal fiksasyon sistemlerinde tel ve half-pin yerleşimi, konstrüksiyonun mekanik stabilitesi kadar nörovasküler güvenlik, yumuşak doku toleransı ve pin-site komplikasyonlarının önlenmesi açısından da kritik öneme sahiptir. Başarılı bir uygulama için her fiksasyon elemanının ilgili anatomik seviyedeki safe corridor içerisinde yerleştirilmesi, kas-tendon ünitelerinin fonksiyonunun korunması, eklem kapsüllerinden kaçınılması, termal kemik hasarının önlenmesi ve yeterli kemik tutunmasının sağlanması gerekir [1–4]. Safe corridor bilgisi, eksternal fiksasyon uygulayan cerrah için temel anatomik gerekliliklerden biridir.

### 9.1. SAFE CORRIDOR KAVRAMI

Safe corridor, tel veya half-pinin nörovasküler yapılar ve fonksiyonel açıdan önemli musculetendinöz yapılara zarar verme riskinin düşük olduğu anatomik geçiş bölgesini ifade eder [1]. Ancak safe corridorlar ekstremiteler boyunca sabit değildir. Sinir ve damarların kemiğe göre konumu proksimalden distale değiştiği için, pin veya tel yerleştirilmeden önce giriş seviyesine özgü kesitsel anatominin bilinmesi gerekir [1].

Özellikle alt ekstremitelerde dikkat edilmesi gereken yapılar arasında fibula boynu çevresindeki n. peroneus communis, anterior kompartmanda anterior tibial damarlarla birlikte seyreden n. peroneus profundus ve distal tibianın posteromedialinde seyreden posterior tibial nörovasküler paket bulunmaktadır [1].

### 9.2. PREOPERATİF PLANLAMA

Tel ve half-pin yerleşimi cerrahi sırasında rastlantısal olarak belirlenmemeli; frame geometrisi ve kemik segmentlerinin kontrol gereksinimleri preoperatif olarak planlanmalıdır.

- kemik segmentinin uzunluğu,
- osteotomi veya kırık seviyesi,
- deformitenin düzlemi,
- gerekli ring block yapısı,
- nörovasküler anatomi,
- eklem hareket açıklığı,
- mevcut yara ve skarlar,
- gelecekte planlanan cerrahi insizyonlar

Özellikle geçici eksternal fiksatörün ilerleyen dönemde internal fiksasyona dönüştürüleceği travma hastalarında pinlerin planlanan kesin implant ve cerrahi insizyon yollarından mümkün olduğunca uzak tutulması önemlidir [2,3].

### 9.3. TEL YERLEŞTİRMEDE TEMEL PRENSİPLER

Transosseöz teller genellikle kemiğin her iki korteksini geçerek karşı tarafta ciltten çıkar ve halkanın iki tarafına sabitlenir. Tel yerleştirilirken giriş ve çıkış noktalarının her ikisi de anatomik açıdan güvenli olmalıdır.

Telin sivri ucu karşı tarafta nörovasküler yapılara zarar verebileceği için, yüksek riskli tarafın mümkün olduğunca giriş tarafı olarak seçilmesi avantajlıdır. Cerrah giriş noktasını doğrudan kontrol edebilirken telin çıkış noktası daha az öngörülebilir olabilir [1].

### 9.4. TEL ÇAPI

Tel çapı kemik boyutu, anatomik bölge ve hastanın yaşı dikkate alınarak seçilmelidir. Erişkin tibia ve kalkaneusta sıklıkla yaklaşık 1,8–2,0 mm, radius ve ulna gibi daha küçük kemiklerde ise daha ince teller kullanılabilir [1].

Tel çapının artırılması mekanik rijiditeyi artırmakla birlikte, küçük kemiklerde veya pediatrik hastalarda gereğinden büyük çaplı teller kortikal hasar ve iyatrojenik kırık riskini artırabilir. Bu nedenle mekanik gereksinim ile kemik çapı arasında denge kurulmalıdır.

### 9.5. TELİN YUMUŞAK DOKULARDAN GEÇİRİLMESİ

Tel bir kas veya tendon ünitesinden geçirilmek zorundaysa, ilgili kas-tendon biriminin tel yerleştirilirken maksimum fonksiyonel uzunluğa getirilmesi önerilir [1,5]. Böylece kasın kısalmış pozisyonda transfiye edilmesi ve postoperatif tethering ile kontraktür gelişmesi azaltılabilir.

Örneğin gastrosoleus kompleksinden geçen bir tel yerleştirilirken ayak bileğinin uygun pozisyonda tutulması; distalde fleksör veya ekstansör tendonlara yakın tellerde ise parmakların ilgili kas grubunu uzatacak pozisyona getirilmesi önemlidir [1].

### 9.6. TELLERİN KEMİKTEN GEÇİRİLMESİ VE TERMAL HASAR

Transosseöz telin kemikten geçirilmesi sırasında oluşabilecek önemli sorunlardan biri termal osteonekrozdur. Yüksek sıcaklık kemik-tel arayüzünde nekroza, sekestrema, tel gevşemesine ve sekonder pin-site enfeksiyonuna zemin hazırlayabilir [5,6].

- kontrollü drill hızı kullanılmalı,
- sert kortikal kemikte uzun süre kesintisiz drilling'den kaçınılmalı,
- gerektiğinde stop-start tekniği uygulanmalı,
- uygun irrigasyon kullanılmalı,
- tel kemikten geçtikten sonra karşı yumuşak dokularda yüksek hızlı drill kullanımından kaçınılmalıdır [1,5].

Termal osteonekroz üzerine yapılan çalışmalar, irrigasyonun kemik sıcaklığını azaltmada önemli olduğunu göstermektedir [6,7].

### 9.7. TEL KESİŞME AÇISI

Aynı ring block üzerindeki iki tel arasındaki açı konstrüksiyonun mekanik stabilitesini etkiler. Genel olarak teller arasındaki açının artırılması translasyonel stabiliteyi artırır. Teorik olarak yaklaşık 90° kesişme açısı çoğu düzlemde iyi stabilite sağlayabilir; ancak gerçek klinik uygulamada safe corridorlar bu açıyı sınırlayabilir.

Bu nedenle biyomekanik olarak ideal tel açısı uğruna nörovasküler güvenlikten ödün verilmemelidir. Anatomik olarak izin verilen en geniş güvenli tel açısı tercih edilmelidir [1].

### 9.8. TEL GERİLİMİ

Tel halkaya sabitlendikten sonra tensioner ile kontrollü şekilde gerilir. Pretension uygulanması telin fonksiyonel rijiditesini artırarak frame stabilitesine katkı sağlar.

Ancak uygulanacak gerilim tel çapı, halka tipi ve anatomik bölgeye göre değişir. Özellikle küçük kemiklerde veya osteoporotik kemikte aşırı tension uygulanması tellerin korteksi kesmesine veya lokal kemik hasarına neden olabilir.

### 9.9. OLIVE WIRE YERLEŞTİRİLMESİ

Olive wire'da bulunan metal stop, kortekse dayandığında kemiğin tel üzerinde kaymasını önler. Bu nedenle olive wire hem fiksasyon hem de fragman redüksiyonu amacıyla kullanılabilir.

- translasyonun düzeltilmesi,
- periartiküler fragmanların redüksiyonu,
- interfragmenter kompresyon,
- fragmanın halka içerisine çekilmesi

Olive'in kemiğe hangi taraftan temas edeceği, uygulanmak istenen kuvvetin yönüne göre önceden planlanmalıdır. Karşılıklı iki olive wire kullanılarak iki kemik fragmanı arasında kontrollü kompresyon

oluşturulabilir. Periartiküler kırıklarda olive wire'lar küçük fragmanların redüksiyon ve stabilizasyonunda özellikle yararlıdır.

### 9.10. HALF-PİN YERLEŞTİRME PRENSİPLERİ

Half-pinler kemiğe tek taraftan giren ve genellikle her iki korteksi kavrayarak ring veya ark sistemine bağlanan fiksasyon elemanlarıdır. Half-pin yerleşiminde yeterli kemik tutunması ile yumuşak doku güvenliği birlikte sağlanmalıdır.

Half-pin çapı kemik çapına uygun seçilmelidir. Erişkinlerde yaklaşık olarak tibia ve kalkaneusta 4–6 mm, femurda 5–6 mm, humerusta 4–5 mm, radius-ulnada 3–4 mm half-pinler kullanılabilir; ancak kesin seçim hasta ve kullanılan sisteme göre değişir [1].

### 9.11. HALF-PİN İÇİN PREDRILLING

Half-pin yerleştirilirken özellikle kalın kortikal kemikte predrilling, termal hasarın azaltılmasında önemli bir tekniktir. Deneysel çalışmalar predrilling'in pin yerleştirme sırasında oluşan maksimum sıcaklığı belirgin şekilde azaltabileceğini göstermiştir [6,8].

- keskin drill kullanılmalı,
- kontrollü hız uygulanmalı,
- soğuk serum fizyolojik ile irrigasyon yapılmalı,
- aralıklı drilling uygulanmalı,
- drill oluklarında biriken kemik debrisleri temizlenmelidir [5].

Pilot delik hazırlandıktan sonra pin mümkün olduğunca kontrollü biçimde ilerletilmelidir.

### 9.12. TERMAL NEKROZUN ÖNLENMESİ

Half-pin uygulamasında aşırı ısı oluşumu pin loosening'in önemli mekanizmalarından biridir. Isıya bağlı kemik nekrozu kemik-pin arayüzünde mekanik stabilitenin bozulmasına ve daha sonra enfeksiyona zemin hazırlayabilir [5,6].

- predrilling,
- keskin drill kullanımı,
- düşük/uygun drilling hızı,
- stop-start drilling,
- sürekli veya yeterli soğuk irrigasyon,
- drill ve pilot deliğin kemik debrislerinden temizlenmesidir [5–8].

Modern deneysel çalışmalar da irrigasyon ve kontrollü düşük hızın özellikle self-drilling pinlerde oluşabilecek aşırı sıcaklık artışını azaltabileceğini göstermektedir [7].

### 9.13. HALF-PİNİN BİKORTİKAL TUTUNMASI

Half-pinin mekanik tutunması için çoğu klasik eksternal fiksasyon uygulamasında iki korteksin yeterli şekilde kavranması tercih edilir. Ancak pinin uzak korteksi aşırı miktarda geçmesi nörovasküler yapılar açısından tehlike oluşturabilir.

Bu nedenle pin uzunluğu intraoperatif görüntüleme ve taktik geri bildirim kullanılarak kontrol edilmeli; distal uç uzak korteksi güvenli şekilde kavrayacak, ancak gereksiz protrüzyon oluşturmayacak biçimde yerleştirilmelidir.

### 9.14. HALF-PİN ÇALIŞMA UZUNLUĞU

Half-pinin kemik ile frame arasındaki serbest uzunluğu, konstrüksiyon rijiditesini doğrudan etkiler. Kemik ile ring/ark bağlantısı arasındaki mesafe arttıkça lever arm uzar ve pinin bending deformasyonu artar.

Ancak cilt, yara ve postoperatif ödem için yeterli yumuşak doku mesafesi bırakılmalıdır.

### 9.15. KAS VE TENDON TETHERING'İNİN ÖNLENMESİ

Half-pin veya tel bir kas kompartmanından geçiyorsa ilgili kasın postoperatif hareket sırasında pin çevresinde sürtünmesi ağrı ve inflamasyona yol açabilir. Ayrıca kasın kısalmış pozisyonda transfiye edilmesi kontraktür gelişimine katkıda bulunabilir [1,5].

Bu nedenle:

- mümkün olduğunda intermusküler veya güvenli yüzeyel koridorlar kullanılmalı,
- kas transfiye edilecekse maksimum uzunlukta tutulmalı,
- pin yerleştirildikten sonra komşu eklem hareket ettirilerek tethering kontrol edilmelidir.

### 9.16. EKLEM KAPSÜLÜNDEN KAÇINMA

Periartiküler teller ve half-pinler mümkün olduğunca ekstrakapsüler yerleştirilmelidir. Pin veya tel eklem kapsülünden geçerse yüzeyel pin-site enfeksiyonunun eklem içine ilerlemesi sonucunda septik artrit gelişebilir [1,9].

Örneğin proksimal tibiada diz kapsülünün ve sinovyal refleksiyonun gerçek eklem çizgisinden distal seviyelere uzanabileceği unutulmamalıdır. Nayagam, proksimal tibial tellerin diz eklem çizgisinden yeterli mesafede yerleştirilmesinin önemini vurgulamıştır [1].

### 9.17. CİLT GERİLİMİNİN ÖNLENMESİ

Tel veya half-pin yerleştirildikten sonra çevre cildin doğal pozisyonunda olması gerekir. Pin çevresinde cilt tenting'i veya aşırı gerilim bulunması lokal iskemi, ağrı ve pin-site inflamasyonunu artırabilir.

Özellikle distraksiyon veya deformite düzeltimi sırasında pin-cilt ilişkisi zaman içerisinde değişebileceğinden, takiplerde cilt gerilimi yeniden değerlendirilmelidir.

### 9.18. NO-TOUCH TEKNİĞİ

Pin ve tellerin yerleştirilmesi sırasında implant yüzeyinin kontaminasyonunu azaltmak amacıyla no-touch technique önerilmektedir [5]. Half-pinlerin steril implant yüzeyine doğrudan temas edilmeden yerleştirilmesi, tellerin ise steril kompres veya uygun enstrümanla manipüle edilmesi tercih edilir.

Bu yaklaşım tek başına pin-site enfeksiyonunu ortadan kaldırmaya da dikkatli cerrahi teknik, termal hasarın azaltılması ve stabil pin-kemik arayüzü ile birlikte enfeksiyon riskini azaltmaya yönelik bütüncül yaklaşımın bir parçasıdır [5,10].

### 9.19. FİKSASYON NOKTALARININ DAĞILIMI

Frame stabilitesi yalnızca pin ve tel sayısına değil, bunların kemik segmenti boyunca dağılımına da bağlıdır. Fiksasyon noktalarının birbirine çok yakın yerleştirilmesi ring block'un efektif uzunluğunu azaltabilir.

Ancak fiksasyon noktası sayısının gereksiz artırılması yumuşak doku komplikasyonlarını ve pin-site enfeksiyonu riskini yükseltebilir. Amaç, yeterli mekanik kontrolü sağlayan minimum gerekli fiksasyon elemanını kullanmaktır.

### 9.20. FLUOROSKOPİK KONTROL

Özellikle periartiküler bölgelerde, küçük fragmanlarda, derin yerleşimli kemiklerde ve anatomik landmarkların yeterince palpe edilemediği hastalarda tel ve half-pin yerleşimi fluoroskopi ile doğrulanmalıdır.

- eklem penetrasyonu,
- pin derinliği,
- kortikal tutunma,
- osteotomi veya kırıkla ilişki,
- ring'in kemik eksenine göre pozisyonu

Fluoroskopi anatomik bilgi yerine geçmez; safe corridor bilgisi ile birlikte kullanılmalıdır.

### 9.21. TEL VE HALF-PİN YERLEŞİMİ SONRASI KONTROL

Frame tamamlandıktan sonra her tel ve pin sistematik olarak kontrol edilmelidir.

- nörovasküler muayene,
- tel ve pin stabilitesi,
- cilt gerilimi,
- eklem hareket açıklığı,
- kas-tendon tethering'i,
- halka-cilt mesafesi,
- bağlantı elemanlarının sıklığı

Özellikle tel veya half-pin yerleştirilmesinden sonra yeni gelişen parestezi, motor defisit veya beklenmeyen şiddetli ağrı varsa nörovasküler yapı irritasyonu veya yaralanması açısından implant pozisyonu hızla değerlendirilmelidir.

### 9.22. TEMEL PRENSİPLERİN ÖZETİ

Tel ve half-pin yerleştirirken temel hedef güvenli anatomik geçiş + güçlü kemik tutunması + düşük yumuşak doku travması + uygun mekanik geometri sağlamaktır.

1. Her anatomik seviyede safe corridorlar bilinmelidir.
2. Nörovasküler yapılar ve eklem kapsülleri korunmalıdır.
3. Kas ve tendonlar mümkün olduğunca transfiye edilmemelidir.
4. Transfiksasyon gerekiyorsa kas fonksiyonel olarak uzatılmış pozisyonda tutulmalıdır.
5. Tel çapı ve half-pin çapı kemiğin boyutuna uygun seçilmelidir.
6. Termal osteonekrozdan kaçınılmalıdır.
7. Half-pinlerde uygun predrilling ve irrigasyon uygulanmalıdır.
8. Tel kesişme açıları anatomik olarak mümkün olduğunca geniş tutulmalıdır.
9. Half-pinlerin çalışma uzunluğu gereksiz yere artırılmamalıdır.
10. Fiksasyon elemanları kemik segmenti boyunca mekanik olarak etkili şekilde dağıtılmalıdır.
11. Cilt tenting'i ve musculetendinöz tethering engellenmelidir.
12. Periartiküler yerleşimlerde fluoroskopi ve kapsüler anatomi özellikle dikkate alınmalıdır [1–5].

## KAYNAKLAR

1. Nayagam S. Safe corridors in external fixation: the lower leg (tibia, fibula, hindfoot and forefoot). *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2007;2(2):105-110.
2. Bible JE, Mir HR. External fixation: principles and applications. *J Am Acad Orthop Surg.* 2015;23(11):683-690.
3. Wynn MS, Jang Y, Ochenjele G, Natoli RM. External fixation before planned conversion to internal fixation in orthopaedic trauma: controversies and current trends. *J Am Acad Orthop Surg.* 2024;32(19):873-880.
4. Fragomen AT, Rozbruch SR. The mechanics of external fixation. *HSS J.* 2007;3(1):13-29.
5. Ferreira N, Marais LC. Prevention and management of external fixator pin track sepsis. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2012;7(2):67-72.
6. Timon C, Keady C. Thermal osteonecrosis caused by bone drilling in orthopedic surgery: a literature review. *Cureus.* 2019;11(7).
7. Manoogian S, Lee AK, Widmaier JC. The effect of insertion technique on temperatures for standard and self-drilling external fixation pins. *J Orthop Trauma.* 2017;31(8).
8. Matthews LS, Green CA, Goldstein SA. The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(7):1077-1083.
9. Stavlas P, Polyzois D. Septic arthritis of the major joints of the lower limb after periarticular external fixation application: are conventional safe corridors enough to prevent it? *Injury.* 2005;36(2):239-247.
10. Kazmers NH, Fragomen AT, Rozbruch SR. Prevention of pin site infection in external fixation: a review of the literature. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2016;11(2):75-85.

## 10. SAFE CORRIDORLAR

Sirküler eksternal fiksasyon uygulamalarında safe corridor, transosseöz tel veya half-pinin kemik içine yerleştirilmesi sırasında majör nörovasküler yapılar, tendonlar, eklem kapsülleri ve fonksiyonel açıdan önemli kas gruplarının yaralanma riskinin en düşük olduğu anatomik geçiş bölgesini ifade eder. Safe corridorların doğru bilinmesi, İlizarov ve diğer eksternal fiksasyon sistemlerinin güvenli uygulanmasının temel koşullarından biridir [1–3]. Bu koridorlar yalnızca yüzeysel anatomik işaretlere göre değil, ekstremitenin farklı seviyelerindeki kesitsel anatomi dikkate alınarak değerlendirilmelidir [1].

Ekstremitte boyunca nörovasküler yapıların kemiğe göre konumu değiştiğinden, belirli bir kemik için tüm uzunluğu boyunca geçerli tek bir güvenli koridor bulunmamaktadır. Örneğin n. peroneus communis fibula boynu seviyesinde kemiğin posterolateralinden anteriora doğru dönerken, anterior tibial damarlar ve n. peroneus profundus bacağın daha distal seviyelerinde tibia'nın lateral yüzüne ve interosseöz membrana yakın seyrederek. Benzer şekilde posterior tibial nörovasküler paket distal tibia seviyesinde posteromedial bölgeye yaklaşır [1]. Bu nedenle pin veya tel yerleştirilmeden önce yalnızca kemik değil, yerleştirme seviyesine özgü anatomik kesit düşünülmelidir.

### 10.1. SAFE CORRIDOR KAVRAMININ TEMEL PRENSİPLERİ

Safe corridor kavramının temel amacı büyük sinir ve damarların yaralanmasını önlemek olmakla birlikte, güvenli pin yerleşimi bununla sınırlı değildir. Kas, tendon ve eklem kapsülünün gereksiz transfiksasyonu da önemli fonksiyonel sorunlara neden olabilir [1,4].

- arter ve venler,
- periferik sinirler,
- motor sinir dalları,
- kas-tendon üniteleri,
- eklem kapsülü ve sinovyal refleksiyonlar,
- büyüme plakları,
- mevcut yara veya cerrahi insizyonlar.

Safe corridorların belirlenmesinde palpabl kemik landmarkları önemlidir. Bununla birlikte obezite, travmaya bağlı ödem, ciddi deformite, geçirilmiş cerrahi veya anatomik varyasyonlarda yüzeysel landmarkların güvenilirliği azalabilir. Böyle durumlarda fluoroskopi ve gerektiğinde ultrasonografik değerlendirme anatomik güvenliği artırılabilir.

### 10.2. TEL YERLEŞTİRMESİNDE GÜVENLİK PRENSİPLERİ

Transosseöz tel kemiğin iki tarafındaki yumuşak dokuyu geçtiği için half-pine göre daha uzun bir anatomik yol izler. Bu nedenle telin hem giriş hem de çıkış tarafındaki yapılar göz önünde bulundurulmalıdır.

Nayagam, riskli nörovasküler yapının bulunduğu tarafın mümkün olduğunda telin giriş tarafı olarak seçilmesini önermektedir. Bunun nedeni cerrahın telin kemiğe giriş noktasını doğrudan kontrol edebilmesi, buna karşılık çıkış noktasının daha az öngörülebilir olmasıdır [1]. Tel kemikten çıktıktan sonra karşı taraftaki yumuşak dokular yüksek devirli motorla delinmek yerine kontrollü olarak geçilmelidir.

### 10.3. PROKSİMAL TİBİA

Proksimal tibia sirküler eksternal fiksasyonun en sık kullanıldığı anatomik bölgelerden biridir. Bu seviyede dikkat edilmesi gereken iki temel yapı diz eklem kapsülü/sinovyası ve n. peroneus communis'tir [1].

Fibula başı ve özellikle fibula boynu seviyesinde n. peroneus communis kritik anatomik yapıdır. Sinir fibula boynu çevresinde posterior bölgeden laterale ve anteriora doğru ilerlediğinden, bu seviyede transfibular tel yerleştirilmesi tehlikelidir [1].

#### 10.4. TİBİA DİYAFİZİ

Tibia diyafizi eksternal fiksasyon açısından avantajlıdır; çünkü anteromedial tibial yüzey büyük ölçüde subkütandır. Half-pinler çoğunlukla tibial krestin hemen medialinden veya anteromedial yüzeye yaklaşık dik olacak şekilde yerleştirilebilir [1].

- anterior tibial arter ve venler,
- 
- n. peroneus profundus,
- posterior tibial nörovasküler paket

Anterior tibial damarlar ve n. peroneus profundus interosseöz membrana ve tibia'nın lateral tarafına yakın seyrederek. Bu nedenle laterale doğru aşırı pin penetrasyonu nörovasküler yaralanmaya neden olabilir [1].

#### 10.5. DISTAL TİBİA

Distal tibia anatomisi proksimal ve orta tibia düzeylerinden farklıdır. Anterior tibial nörovasküler yapıların distale doğru daha anterior pozisyona geçmesi ve posterior tibial nörovasküler paketin posteromedial bölgeye yaklaşması, güvenli koridorları daraltır [1].

Bu bölgede tibia'nın subkutan medial yüzü half-pin yerleşimi açısından avantaj sağlayabilir. Bununla birlikte:

- 
- n. tibialis,
- 
- a. tibialis posterior,
- 
- v. tibialis posterior,
- anterior tibial/dorsalis pedis damarları,
- ekstansör tendonlar

#### 10.6. FİBULA

Fibulada güvenli koridorun en kritik anatomik belirleyicisi n. peroneus communis'tir.

Sinir fibula boyunun posterolateralinden yüzeyleşerek fibula çevresinden anteriora doğru ilerler. Bu nedenle fibula boynu, eksternal fiksasyon açısından yüksek riskli bir bölgedir [1].

#### 10.7. KALKANEUS

Kalkaneus özellikle ayak ve ayak bileği deformite düzeltimlerinde, artrodezlerde ve distal tibial frame'lerin ayağa uzatılması gereken durumlarda önemli bir fiksasyon bölgesidir.

Kalkaneal tel yerleştirirken posterior tibial nörovasküler paket mümkünse palpasyonla belirlenmeli ve tel bu yapıyla güvenli mesafe korunarak yerleştirilmelidir [1]. Nayagam, medialden başlayan posterior kalkaneal telin posterior tibial nörovasküler paketin arkasından posterolaterale doğru geçirilmesini tanımlamıştır. Tamamlayıcı tel ise yaklaşık 45–60° açıyla anterolateralden posteromediale yönlendirilebilir [1].

#### 10.8. TALUS

Talus pin ve tel yerleşimi açısından daha sınırlı güvenli alana sahip bir kemiktir. Bunun nedeni kemiğin önemli bölümünün eklem kıkırdağı ile kaplı olması ve nörovasküler-tendinöz yapıların kemiğe yakın seyretmesidir.

Klinik uygulamada uygun olgularda half-pin talus boynuna lateralinden mediale doğru yerleştirilebilir [1]. Bununla birlikte:

- dorsalis pedis/anterior tibial nörovasküler yapı,
- derin peroneal sinir,
- ekstansör tendonlar,
- posterior tibial nörovasküler paket

### 10.9. METATARSALLAR VE ÖN AYAK

Ön ayağın frame'e dahil edilmesi gereken durumlarda sıklıkla birinci ve beşinci metatarslar kullanılır. Çapraz teller, metatarsları stabil şekilde frame'e bağlarken transvers arkın korunmasına yardımcı olabilir [1].

Tek bir transvers tel ile bütün metatarsları birbirine sıkıştırmak yerine oblique ve crossed-wire konfigürasyonları kullanılabilir. Nayagam özellikle birinci ve beşinci metatarsın yakalanarak çapraz tel konfigürasyonu oluşturulmasını tarif etmiştir [1].

### 10.10. FEMUR

Femur çevresinde tibia ile karşılaştırıldığında çok daha kalın bir yumuşak doku kılıfı bulunmaktadır. Bu nedenle tam transosseöz teller hasta toleransı ve kas transfiksasyonu açısından daha problemli olabilir. Modern sirküler frame'lerde femoral fiksasyonda half-pin kullanımının daha yaygın olmasının önemli nedenlerinden biri budur.

- - a. ve v. femoralis,
- - n. femoralis,
  - profunda femoris damarları,
  - siyatik sinir

Anterior ve anterolateral yaklaşımlar çoğu seviyede half-pin için daha kullanılabilir koridorlar sağlar; ancak güvenli pin açısı femurun proksimal, orta ve distal seviyelerinde değişir. Posterior yöne gereksiz penetrasyondan kaçınılmalıdır.

### 10.11. HUMERUS

Humerusta eksternal fiksasyon uygulanırken başlıca risk altındaki yapılar:

- - n. radialis,
- - n. ulnaris,
- - n. medianus,
  - brakial arter

Özellikle n. radialis, humerus diyafizinin posteriorunda radial olukta ilerledikten sonra distal üçte bir seviyesinde lateral intermuscular septumu geçerek anterolateral bölgeye ulaşır. Bu nedenle orta-distal humerusta kör lateral pin yerleşimi sinir yaralanması açısından risklidir.

### 10.12. ÖN KOL: RADIUS VE ULNA

Ön kol eksternal fiksasyon açısından anatomik olarak kompleks bir bölgedir; radius ve ulna çevresinde çok sayıda motor sinir dalı, tendon ve damar bulunmaktadır.

Anatomik bir kadavra çalışmasında ön kol eksternal fiksator pinlerinin küçük stab insizyonlardan kör şekilde yerleştirilmesinin çevredeki yapıların transfiksasyonu açısından risk taşıdığı; doğrudan görüş altında yerleştirmenin daha güvenli olduğu bildirilmiştir [5].

- radial arter,
- yüzeysel radial sinir,
- ekstansör tendonlar

### 10.13. SAFE CORRIDOR VE EKLEM KAPSÜLÜ

Bir tel veya pin majör bir damar ya da sinire zarar vermese bile eklem kapsülünden geçmesi ciddi komplikasyonlara yol açabilir. Pin-site enfeksiyonunun intraartiküler bölgeye ilerlemesi septik artritis gelişmesine neden olabilir.

- proksimal tibia,
- distal femur,
- distal tibia,
- dirsek çevresi

Proksimal tibiada diz sinovyasının gerçek eklem çizgisinin yaklaşık 15 mm distaline kadar uzanabilmesi bu açıdan klasik bir örnektir [1].

### 10.14. SAFE CORRIDOR VE MUSKULOTENDİNÖZ YAPILAR

Safe corridor kavramı yalnızca sinir ve damarların korunmasına indirgenmemelidir. Özellikle sirküler eksternal fiksasyonda kas ve tendonların transfixasyonu, hastanın uzun süre frame taşıdığı düşünüldüğünde önemli fonksiyonel sonuçlar doğurabilir.

- ağrı,
- tethering,
- hareket kısıtlılığı,
- kas kontraktürü,
- rehabilitasyon güçlüğü

Transfiksasyon zorunluysa ilgili kas-tendon ünitesi maksimum uzunlukta tutulmalıdır [1]. Örneğin gastrosoleus üzerinden tel geçilecekse ayak bileği dorsifleksiyona getirilerek kasın kısalmış pozisyonda fiks edilmesi önlenir.

### 10.15. NÖROVASKÜLER RİSKİN AZALTILMASI

Nörovasküler komplikasyonların azaltılmasında yalnızca anatomik bilgi değil, cerrahi teknik de önemlidir.

1. Giriş noktası palpasyonla belirlenmelidir.
2. Riskli yapı bulunan taraf mümkünse kontrollü giriş tarafı olarak seçilmelidir.
3. Tel önce yumuşak dokudan kemiğe kadar kontrollü olarak ilerletilmelidir.
4. Kemik geçildikten sonra karşı yumuşak dokular motorla hızla delinmemelidir.
5. Half-pinlerde uzak korteks gereğinden fazla aşılmalıdır.
6. Şüpheli anatomik seviyelerde fluoroskopi veya doğrudan görerek yerleştirme kullanılmalıdır.
7. Pin/tel yerleştirilmesinden sonra nörovasküler muayene tekrarlanmalıdır [1,5].

### 10.16. SAFE CORRIDORLARIN KLİNİK OLARAK DEĞİŞEBİLMESİ

Safe corridorlar anatomik atlasta sabit sınırlar olarak gösterilse de gerçek hastada bu alanlar değişebilir.

- ciddi deformite,
- rotasyonel malalignment,
- önceki cerrahiler,
- skar dokusu,
- travmatik yumuşak doku defekti,

- kas atrofisi,
- vasküler rekonstrüksiyon,
- nörovasküler anatomik varyasyonlar

Özellikle kompleks deformite olgularında ekstremitenin mevcut rotasyonel pozisyonu dikkate alınmalıdır. Ciddi rotasyon deformitesi bulunan bir tibiada normal kesitsel anatomiden ezberlenen bir pin yönü gerçek nörovasküler yapıların pozisyonunu doğru yansıtmayabilir.

## KAYNAKLAR

1. Nayagam S. Safe corridors in external fixation: the lower leg (tibia, fibula, hindfoot and forefoot). *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2007;2(2):105-110.
2. Catagni MA. *Atlas for the Insertion of Transosseous Wires and Half Pins*. Milan: Medicalplastic; 2002.
3. Faure C, Merloz P. *Transfixation: Conventional Transfixation Techniques and Applications*. Berlin: Springer-Verlag; 1987.
4. Fragomen AT, Rozbruch SR. The mechanics of external fixation. *HSS J.* 2007;3(1):13-29.
5. Chissell HR, Patel AD. External fixator pin placement in the forearm: how safe is it? An anatomical study. *Injury.* 1993;24(8):535-537.
6. Bible JE, Mir HR. External fixation: principles and applications. *J Am Acad Orthop Surg.* 2015;23(11):683-690.
7. Rozbruch SR, Ilizarov S, eds. *Limb Lengthening and Reconstruction Surgery*. New York: Informa Healthcare; 2007.

## 11. OLIVE WIRE VE ÖZEL TEL TEKNİKLERİ

İlizarov ve diğer sirküler eksternal fiksasyon sistemlerinde kullanılan transosseöz teller yalnızca kemik segmentini halkaya bağlayan pasif fiksasyon elemanları değildir. Tel geometrisi, tel üzerindeki stop mekanizmaları, gerilim yönü ve halkaya bağlanma şekli değiştirilerek kemik fragmanlarına kontrollü kompresyon, translasyon ve redüksiyon kuvvetleri uygulanabilir. Bu amaçla kullanılan en önemli komponent olive wire olup, uygun konfigürasyonda kullanıldığında standart düz tellere göre belirgin ek mekanik avantaj sağlayabilir [1–4]. Olive wire kullanımının özellikle shear stabilitesini artırdığı ve frame rijiditesine katkıda bulunabildiği biyomekanik çalışmalarda gösterilmiştir [2,3].

### 11.1. OLIVE WIRE’IN YAPISI VE TEMEL MEKANİZMASI

Olive wire, standart transosseöz tele benzer yapıda olmakla birlikte tel üzerinde sabitlenmiş metalik bir genişleme veya “olive” bulunur. Tel kemikten geçirildiğinde olive kortekse temas ederek telin kemik içerisinden daha fazla ilerlemesini mekanik olarak sınırlar. Böylece tel üzerine uygulanan gerilim doğrudan kemiğe aktarılabilir ve kemik fragmanının belirli bir yöne doğru çekilmesi veya sıkıştırılması mümkün hale gelir.

- translasyon,
- interfragmenter kompresyon,
- fragman redüksiyonu,
- shear kontrolü,
- küçük periartiküler fragmanların tutulması

Bu nedenle olive wire hem bir fiksasyon elemanı hem de redüksiyon kuvveti oluşturan aktif bir mekanik araçtır [1–3].

### 11.2. OLIVE WIRE’IN BİYOMEKANİK ETKİSİ

Olive wire’in mekanik avantajı, kemiğin tel üzerinde serbestçe kaymasını sınırlandırmasından kaynaklanır. Düz bir telde kemik belirli yükler altında tel boyunca minimal translasyon gösterebilirken, olive kısmı kortekse dayandığında bu hareket mekanik olarak engellenir.

İlizarov frame’inin klasik biyomekanik çalışmalarında olive wire kullanımının, özellikle oblique fracture modellerinde konstrüksiyon rijiditesini artırdığı gösterilmiştir. Frame stiffness; kemik segmentlerinin ön yüklenmesi, halkalar arasında kompresyon uygulanması, tel sayısının artırılması ve olive wire kullanımıyla yükseltilebilmektedir [3].

### 11.3. TRANSLASYON DÜZELTİMİNDE OLIVE WIRE

Olive wire’in en sık kullanım alanlarından biri kemik fragmanının belirli bir yöne translasyonudur.

Örneğin bir fragmanın mediale doğru çekilmesi gerekiyorsa olive, kuvvetin karşı tarafından kortekse yaslanacak biçimde konumlandırılır ve tel halka üzerinde gerildiğinde kemik segmenti olive yönünde kontrollü olarak hareket ettirilir.

- malunion düzeltiminde,
- periartiküler fragman redüksiyonunda,
- tibial plato kırıklarında,
- metafizer fragmanların halka merkezine getirilmesinde

### 11.4. KOMPRESYON OLUŞTURULMASI

Karşılıklı yönlerden yerleştirilen iki olive wire kullanılarak iki kemik fragmanı arasında kontrollü kompresyon oluşturulabilir. Bu teknikte her bir olive ilgili kortekse dayanır ve teller ters yönlerde gerildiğinde fragmanlar birbirlerine doğru sıkıştırılır.

- nonunion,
- metafizer kırıklar,

- periartiküler fragmanlar,
- artrodez yüzeyleri

Kompresyonun amacı kemik yüzeyleri arasındaki teması artırmak ve shear hareketlerini azaltmaktır. İlizarov konstrüksiyonlarında kemik preload'unun artırılmasının frame stiffness'i belirgin şekilde yükseltebildiği deneysel olarak gösterilmiştir [3].

### 11.5. KARŞILIKLI OLIVE WIRE TEKNİĞİ

Opposing olive wire tekniğinde iki olive wire zıt yönlerden geçirilerek aynı fragmanı veya iki karşılıklı fragmanı kontrollü biçimde sıkıştırır.

- fragman translasyonu kontrol edilebilir,
- interfragmenter kompresyon artırılabilir,
- shear hareketleri azaltılabilir,
- küçük metafizer veya periartiküler parçalar stabilize edilebilir.

Özellikle tibial plato gibi periartiküler kırıklarda küçük çaplı lag vidalarla birlikte olive wire kullanımının eklem yüzünün ve metafizer bölgenin stabilizasyonunda yararlı olduğu bildirilmektedir [5].

### 11.6. PERİARTİKÜLER KIRIKLARDA OLIVE WIRE

Olive wire'lar periartiküler kırıklarda özellikle değerlidir. İnternal implant için sınırlı yumuşak doku toleransı bulunan kompleks kırıklarda küçük fragmanlar minimal invaziv biçimde halka sistemine bağlanabilir.

- kondiler genişlemeyi azaltmak,
- metafizer fragmanı çekmek,
- periartiküler fragmanları birbirine komprese etmek,
- eklem bloğunu shaft ring block'a bağlamak

Güncel sirküler fiksasyon tekniklerinde eklem yüzeyi ve metafizer segment; küçük çaplı lag vidaları, olive wire'lar ve gerektiğinde half-pinlerin kombinasyonu ile stabilize edilebilmektedir [5].

### 11.7. DROP WIRE TEKNİĞİ

Klasik halka düzlemi üzerinden geçirilmesi mümkün olmayan veya biyomekanik olarak avantaj sağlamayan bir tel, drop wire tekniğiyle halkadan farklı bir seviyede bağlanabilir.

- daha uygun bir safe corridor kullanılabilir,
- tel kesişme açısı artırılabilir,
- belirli bir kemik fragmanı daha etkili şekilde kontrol edilebilir,
- ring block'un efektif fiksasyon uzunluğu artırılabilir.

Drop wire özellikle standart tel düzleminin nörovasküler açıdan uygun olmadığı bölgelerde veya fragmana daha uzun lever arm üzerinden kontrol sağlanmak istendiğinde yararlı olabilir.

### 11.8. POST VE OFFSET WIRE TEKNİKLERİ

Telin halka üzerinde doğrudan sabitlenemediği durumlarda post, bayrak veya slotted plate gibi bağlantı elemanları kullanılabilir. Bu yaklaşım telin daha uygun bir anatomik koridordan geçirilmesine olanak sağlar.

- periartiküler bölgelerde,
- deformite nedeniyle kemiğin halka merkezinden uzakta olduğu durumlarda,
- yara veya skar bölgelerinden kaçınılması gerektiğinde

Bununla birlikte bağlantı noktasının halkadan uzaklaşması lever arm'ı artırarak konstrüksiyon rijiditesini azaltabilir. Genel eksternal fiksasyon biyomekaniğinde fiksasyon elemanının frame'e mümkün olduğunca kısa çalışma mesafesiyle bağlanması daha yüksek rijidite sağlar [1].

### 11.9. BAYONET VE BENT WIRE UYGULAMALARI

Bazı kompleks frame konfigürasyonlarında telin standart düz doğrultuda halkaya bağlanması mümkün olmayabilir. Tel, uygun enstrümanlarla kontrollü olarak yönlendirilerek veya özel bağlantı elemanları kullanılarak halka düzlemine adapte edilebilir.

Ancak transosseöz tel üzerinde keskin kıvrımlar oluşturulması stres konsantrasyonuna, tel yorgunluğuna ve kırılma riskine yol açabileceğinden dikkatli olunmalıdır. Genel olarak mümkün olduğunda telin kemik ile halka arasındaki segmenti düz tutulmalı ve mekanik gereklilik bağlantı elemanlarıyla çözümlenmelidir.

### 11.10. TRANSFİBULAR TELLER

Proksimal veya distal tibial ring block'larda tibia ile fibulanın birlikte yakalanması belirli olgularda ek stabilite sağlayabilir.

- proksimal tibiofibular ilişki stabilize edilebilir,
- ring block'un mediolateral kontrolü artırılabilir,
- bazı periartiküler kırıklarda ek stabilite elde edilebilir.

Ancak özellikle proksimal fibulada n. peroneus communis riski nedeniyle safe corridor kurallarına kesinlikle uyulmalıdır. Fibula boynu seviyesinde kör transfibular tel yerleştirilmesinden kaçınılmalıdır.

### 11.11. TENSIONED WIRE VE DİNAMİK DAVRANIŞ

Özel tel tekniklerinin başarısı, telin uygun pretension altında çalışmasına bağlıdır. İlizarov frame'inde tel çapı, gerilimi ve orientasyonu genel frame stiffness'inin temel belirleyicileri arasındadır [1,2].

- bending deformasyonu artar,
- kemik-tel mikrohareketi artabilir,
- frame stabilitesi azalabilir.

Bununla birlikte olive wire'larda tension tekniği özel önem taşır. Olive'ın kemiğe dayanmasının ardından telin hangi ucundan veya her iki ucundan gerildiği, farklı yükleme modlarında frame stiffness'ini değiştirebilir [4].

### 11.12. OLIVE WIRE İLE SHEAR KONTROLÜ

Distraksiyon osteogenezi ve kırık iyileşmesi açısından özellikle istenmeyen hareketlerden biri shear'dır. Düz teller aksiyel kontrollü mikromobilitateye izin verebilirken, belirli konfigürasyonlarda kemik tel üzerinde minimal translasyon gösterebilir.

- oblique nonunion,
- metafizer kırık,
- periartiküler fragman,
- bone transport docking bölgesi

Klasik biyomekanik çalışmalar olive wire kullanımının frame stiffness'ini artırabileceğini göstermiştir [3].

### 11.13. PULLING WIRE TEKNİĞİ

Bir kemik segmentinin halka içerisinde belirli bir yöne çekilmesi gerektiğinde olive wire bir pulling wire olarak kullanılabilir.

1. tel planlanan redüksiyon doğrultusunda geçirilir,
2. olive kemik korteksine temas ettirilir,
3. tel halka üzerine alınır,
4. kontrollü tension uygulanır,
5. kemik segmenti olive tarafından çekilerek istenen pozisyona getirilir.

#### 11.14. PUSH-PULL PRENSİBİ

Kompleks deformite düzeltiminde aynı kemik segmentine bir taraftan olive wire ile çekme kuvveti uygulanırken karşı taraftan başka bir tel, half-pin veya frame komponentiyle karşı kuvvet oluşturulabilir.

- translasyonel malunion,
- eksantrik fragman,
- küçük periartiküler parçalar

Bu tekniklerde her kuvvet vektörünün kemik üzerindeki olası rotasyonel etkisi de hesaba katılmalıdır. Olive wire kemiğin merkezinden uzak yerleştirilirse yalnızca translasyon değil, aynı zamanda rotasyon momenti oluşturabilir.

#### 11.15. TEL GEOMETRİSİ VE KUVVET VEKTÖRLERİ

Özel tel tekniklerinin planlanmasında en önemli noktalardan biri, telin yalnızca giriş ve çıkış noktalarının değil, oluşturduğu kuvvet vektörünün değerlendirilmesidir.

- tel doğrultusunda,
- olive'in kortekse dayandığı yönde,
- tension miktarıyla ilişkili büyüklükte
- Fragman hangi yöne hareket ettirilmek isteniyor?
- Olive hangi kortekse dayanmalı?
- Tel hangi halka veya posta bağlanmalı?
- Oluşan kuvvet yalnızca translasyon mu, yoksa rotasyon da oluşturacak mı?
- Safe corridor buna izin veriyor mu?

Bu yaklaşım, olive wire kullanımını rastlantısal bir tel yerleşiminden çıkarıp planlı bir redüksiyon tekniğine dönüştürür.

#### 11.16. ÖZEL TEL TEKNİKLERİNDE KOMPLİKASYONLAR

Özel tel konfigürasyonları ilave mekanik avantaj sağlamakla birlikte bazı özgün riskler taşır.

- nörovasküler yaralanma,
- aşırı kompresyon,
- kortikal kesilme,
- tel migrasyonu,
- tel gevşemesi,
- tel kırılması,
- yumuşak doku tethering'i,
- pin-tract enfeksiyonu

Ayrıca daha kompleks tel sistemleri frame montajını zorlaştırabilir. Güncel sirküler fiksator literatüründe wire-clamping yöntemleri ve komponent tasarımının frame performansının önemli belirleyicileri olduğu vurgulanmaktadır [6].

#### 11.17. MODERN SİRKÜLER FİKSASYONDA OLIVE WIRE'IN YERİ

Bilgisayar destekli hexapod sistemlerin yaygınlaşmasına rağmen olive wire klinik önemini korumaktadır. Hexapod strutlar kemik segmentleri arasında multiplanar hareket oluşturabilir; ancak kemiğin ring block'a güvenli şekilde bağlanması ve küçük fragmanların kontrol edilmesi halen tel ve half-pin geometrisine bağlıdır.

- fragman redüksiyonu,
- periartiküler stabilizasyon,
- shear kontrolü,
- ring block oluşturma

amacıyla kullanılmaya devam etmektedir. Sirküler eksternal fiksator teknolojilerinin gelişmesine rağmen temel mekanik prensipler halen tel orientasyonu, tension ve komponent geometrisine dayanmaktadır [6].

## KAYNAKLAR

1. Fragomen AT, Rozbruch SR. The mechanics of external fixation. *HSS J.* 2007;3(1):13-29.
2. Aronson J, Harp JH. Biomechanics of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(280):11-14.
3. Kummer FJ. Biomechanics of the Ilizarov fixator for fracture fixation. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(280):15-18.
4. Antoci V, Voor MJ, Antoci V Jr, Roberts CS. Biomechanics of olive wire positioning and tensioning characteristics. *J Pediatr Orthop.* 2005;25(6):798-803.
5. Circular external fixation in the treatment of complex tibial plateau fractures. *J Orthop Trauma.* 2025.
6. Widanage KND, De Silva MJ, Lalitharatne TD, Bull AMJ, Gopura RARCG. Developments in circular external fixators: a review. *Injury.* 2023;54(12):111157.

## 12. ENDİKASYONLAR VE KONTRENDİKASYONLAR

İlizarov yöntemi ve modern sirküler eksternal fiksasyon sistemleri; kemik iyileşmesini destekleme, deformite düzeltme, ekstremitte uzatma, kemik transportu ve enfeksiyonlu alanlarda internal implant gereksinimini azaltma gibi avantajları nedeniyle çok geniş bir endikasyon yelpazesine sahiptir. Yöntemin en önemli üstünlüğü, stabilizasyon ile birlikte kompresyon, distraksiyon ve multiplanar deformite düzeltiminin aynı konstrüksiyon üzerinden gerçekleştirilebilmesidir [1–4].

Günümüzde sirküler eksternal fiksasyon; kompleks nonunionlar, enfekte nonunionlar, segmental kemik defektleri, deformiteler, ekstremitte uzunluk eşitsizlikleri, bazı kompleks akut kırıklar, periartiküler travmalar ve yumuşak doku sorunlarının eşlik ettiği olgularda önemli bir rekonstrüksiyon seçeneğidir [1,5]. Güncel derlemeler, özellikle enfeksiyon, deformite, kemik kaybı ve uzunluk eşitsizliğinin bir arada bulunduğu tibial nonunionlarda sirküler frame'lerin güçlü bir seçenek olduğunu göstermektedir.

### 12.1. NONUNION

İlizarov yönteminin klasik ve halen en önemli endikasyonlarından biri nonunion tedavisidir. Nonunionun mekanik instabilite, biyolojik yetersizlik veya enfeksiyonla ilişkili olabileceği göz önünde bulundurulduğunda, sirküler eksternal fiksasyon bu problemlerin bir kısmını eş zamanlı olarak ele alabilmektedir [1].

- deformitenin perkütan olarak düzeltilmesinin gerektiği nonunionlar,
- mekanik stimülasyon veya kontrollü kompresyon gerektiren olgular,
- periartiküler küçük fragmanların tutulmasının gerektiği nonunionlar,
- kemik ve yumuşak doku rekonstrüksiyonunun aşamalı planlandığı olgular,
- internal fiksasyonun uygun olmadığı enfekte nonunionlar [1].

Simpson ve arkadaşları eksternal fiksasyonun özellikle hizalanmanın perkütan düzeltilmesi, juxta-artiküler fragman fiksasyonu ve evreli kemik/yumuşak doku rekonstrüksiyonunun gerekli olduğu nonunionlarda önemli bir rolü olduğunu vurgulamıştır.

### 12.2. ENFEKTE NONUNION

Enfekte nonunion, İlizarov yönteminin en güçlü endikasyonlarından biridir. Bu olgularda tedavinin temel hedefleri:

Sirküler eksternal fiksasyonun en önemli avantajlarından biri enfekte alanda kalıcı internal implant bulunma gereksinimini azaltmasıdır. Ayrıca radikal debridman sonucunda ortaya çıkan segmental kemik kaybı bone transport ile rekonstrükte edilebilir [2,4].

### 12.3. SEGMENTAL KEMİK DEFİKTLERİ

Travma, enfeksiyon, tümör rezeksiyonu veya başarısız önceki cerrahiler sonucunda oluşan geniş segmental kemik defektleri İlizarov bone transport tekniğinin önemli endikasyonlarıdır [2–4].

- kronik osteomyelit sonrası defektler,
- enfekte nonunion sonrası debridman defektleri,
- ciddi açık kırıklardaki segmental kayıplar,
- seçilmiş tümör rezeksiyonları sonrası defektler

bone transport için uygun endikasyonlardır [2,3].

### 12.4. EKSTREMİTE UZUNLUK EŞİTSİZLİĞİ

Distraksiyon osteogenezinin klasik endikasyonlarından biri ekstremitte uzunluk eşitsizliğinin düzeltilmesidir.

- konjenital ekstremitte kısalıkları,
- posttravmatik kısalık,

- büyüme plağı hasarı sonrası kısalık,
- enfeksiyon sonrası gelişen kısalık,
- gelişimsel deformiteye eşlik eden uzunluk farkı

Sirküler frame'in en önemli avantajı uzatma sırasında eş zamanlı olarak angülasyon, translasyon ve rotasyon deformitelerinin de düzeltilebilmesidir. Günümüzde motorize intramedüller uzatma sistemleri bazı basit olgularda eksternal fiksasyonun yerini almış olsa da, multiplanar deformite, enfeksiyon, ciddi kemik kaybı veya küçük medüller kanal gibi durumlarda sirküler sistemler halen önemli rol taşımaktadır [3,6].

## 12.5. ANGÜLER VE MULTIPLANAR DEFORMİTELER

İlizarov sisteminin önemli endikasyonlarından biri konjenital, gelişimsel veya posttravmatik deformitelerin kademeli düzeltilmesidir.

- varus/valgus,
- fleksiyon/ekstansiyon,
- translasyon,
- rotasyon,
- uzunluk eşitsizliği

Klasik İlizarov frame'inde deformite menteşe ve rod sistemleriyle düzeltilirken, modern hexapod sistemlerde angülasyon, translasyon, rotasyon ve uzunluk komponentleri eş zamanlı olarak düzeltilebilir.

## 12.6. MALUNION

Posttravmatik malunionlarda sirküler eksternal fiksasyon, osteotomi sonrası deformitenin kademeli veya gerektiğinde akut düzeltilmesine olanak sağlar.

- multiplanar deformite,
- eşlik eden kısalık,
- rotasyonel deformite,
- kötü yumuşak doku örtüsü,
- önceki enfeksiyon öyküsü

bulunan hastalarda avantajlıdır.

## 12.7. AKUT KOMPLEKS KIRIKLAR

Sirküler eksternal fiksasyon, özellikle ciddi yumuşak doku hasarının internal fiksasyonu riskli hale getirdiği kompleks akut kırıklarda definitif tedavi yöntemi olarak kullanılabilir.

- yüksek enerjili tibial plato kırıkları,
- pilon kırıkları,
- ciddi açık tibia kırıkları,
- kemik kaybının eşlik ettiği kırıklar,
- enfeksiyon riskinin yüksek olduğu travmalar,
- çok parçalı periartiküler kırıklar

olarak sıralanabilir [5].

## 12.8. PERİARTİKÜLER KIRIKLAR

Periartiküler kırıklarda sirküler frame özellikle küçük metafizer ve subkondral fragmanların olive wire veya ince tellerle stabilize edilebilmesi açısından avantaj sağlar.

- tibial plato,
- distal tibia/pilon,
- distal femur,
- seçilmiş ayak ve ayak bileği kırıkları

Yumuşak doku travmasının belirgin olduğu olgularda minimal invaziv tel ve half-pin uygulamaları geniş açık cerrahi gereksinimini azaltabilir.

### 12.9. KRONİK OSTEOMİYELİT

Kronik osteomiyelit sonrası radikal kemik rezeksiyonu geniş kemik defekti ve instabilite oluşturabilir. İlizarov sistemi bu olgularda:

- enfekte kemiğin rezeksiyonu,
- eksternal stabilizasyon,
- bone transport,
- uzunluk restorasyonu

işlemlerinin aynı rekonstrüksiyon programı içerisinde gerçekleştirilmesine olanak sağlar [2].

### 12.10. AYAK VE AYAK BİLEĞİ DEFORMİTELERİ

İlizarov yöntemi kompleks ayak ve ayak bileği deformitelerinde de kullanılabilir.

- equinus,
- equinovarus,
- cavovarus,
- multiplanar posttravmatik deformite,
- kompleks artrodez,
- Charcot nöroartropatisine bağlı seçilmiş deformiteler,
- deformiteye eşlik eden kısalık

Sirküler frame'in avantajı ciddi deformitelerin yumuşak dokuları aşırı germeden kademeli şekilde düzeltilebilmesidir.

### 12.11. ARTRODEZ

Sirküler eksternal fiksasyon özellikle enfeksiyon, kötü kemik kalitesi veya ciddi yumuşak doku sorunlarının bulunduğu artrodezlerde avantajlı olabilir.

Başlıca kullanım alanları:

- ayak bileği artrodezi,
- tibiotalkalkaneal artrodez,
- enfekte artrodez revizyonları,
- Charcot rekonstrüksiyonu

### 12.12. PEDIATRİK ENDİKASYONLAR

Pediyatrik hastalarda sirküler eksternal fiksasyon:

- konjenital ekstremite kısalıkları,
- Blount hastalığı,
- büyüme plağı hasarı sonrası deformiteler,
- posttravmatik malunion,
- konjenital tibial psödoartroz,
- seçilmiş iskelet displazileri

İlizarov yönteminde klasik anlamda çok az mutlak kontrendikasyon bulunmaktadır. Bunun nedeni sistemin anatomik ve klinik koşullara göre büyük ölçüde modifiye edilebilmesidir. Bununla birlikte tedavinin uzun sürmesi, hasta katılımına yüksek derecede bağımlı olması ve yoğun rehabilitasyon gerektirmesi nedeniyle bazı durumlarda sirküler eksternal fiksasyon uygun değildir veya ciddi şekilde sorgulanmalıdır.

### **12.13. TEDAVİYE UYUM GÖSTEREMEYECİK HASTA**

En önemli göreceli kontrendikasyonlardan biri hastanın uzun süreli frame tedavisine uyum sağlayamayacak olmasıdır.

- günlük pin-site bakımını,
- distraksiyon programını,
- fizik tedaviyi,
- yük verme protokolünü,
- düzenli klinik ve radyografik kontrolleri

Uzun süre frame taşınmanın hasta için ciddi rehabilitasyon ve yaşam kalitesi yükü oluşturduğu bilinmektedir. Sistematik rehabilitasyon incelemeleri, tedavinin fonksiyonel başarısında mobilizasyon ve rehabilitasyon programlarının önemini vurgulamaktadır.

### **12.14. CİDDİ PSİKOSOSYAL UYUM SORUNLARI**

Frame'in uzun süre taşınması günlük yaşam, uyku, giyim, çalışma ve sosyal aktiviteleri önemli ölçüde etkileyebilir.

Bu nedenle ciddi ve kontrolsüz psikososyal sorunlar, madde bağımlılığı veya tedavi talimatlarının güvenilir biçimde uygulanamayacağı durumlar göreceli kontrendikasyon oluşturabilir.

### **12.15. CİDDİ PERİFERİK VASKÜLER YETERSİZLİK**

Distraksiyon osteogenezi ve kemik iyileşmesi yeterli vaskülariteye bağımlıdır. İleri periferik arter hastalığı veya kritik ekstremite iskemisi:

- osteotomi iyileşmesini,
- rejenerat oluşumunu,
- pin-track iyileşmesini,
- yara iyileşmesini

Kritik iskemi veya rekonstrüksiyon için yetersiz dolaşım, özellikle uzun süreli ekstremite kurtarıcı cerrahiler açısından ciddi göreceli veya fonksiyonel mutlak kontrendikasyon oluşturabilir.

### **12.16. KONTROLSÜZ SİSTEMİK ENFEKSİYON VEYA MEDİKAL İNSTABİLİTE**

Lokal kemik enfeksiyonu İlizarov için kontrendikasyon değildir; aksine enfekte nonunion sistemin temel endikasyonlarından biridir.

- kontrolsüz sepsis,
- ciddi hemodinamik instabilite,
- major organ yetmezliği,
- genel anestezi veya cerrahiyi tolere edemeyecek medikal durum

Burada lokal osteomyelit ile sistemik medikal instabilite birbirinden ayrılmalıdır.

### **12.17. CİDDİ KEMİK KALİTESİ BOZUKLUĞU**

Osteoporoz tek başına mutlak kontrendikasyon değildir. Sirküler frame'deki çoklu ince tel ve half-pin dağılımı bazı osteoporotik hastalarda internal fiksasyona göre avantaj bile sağlayabilir.

Bununla birlikte çok ileri kemik kaybı ve tel/half-pinlerin güvenilir fiksasyon sağlayamayacağı derecede zayıf kemik, konstrüksiyon stabilitesini sınırlayabilir.

- ek tel,
- daha fazla fiksasyon seviyesi,
- olive wire,
- farklı half-pin konfigürasyonları

### 12.18. CİDDİ PERİFERİK NÖROPATİ

Ciddi duyuşsal nöropati göreceli kontrendikasyondur. Özellikle hasta pin-site ağrısını, aşırı basıncı veya nörovasküler problemi erken fark edemeyebilir.

Bununla birlikte Charcot rekonstrüksiyonunda sirküler frame sıklıkla kullanılabildiğinden nöropati mutlak kontrendikasyon değildir. Bu hastalarda yakın takip, pin-site kontrolü ve yük verme protokolünün titizlikle düzenlenmesi gerekir.

### 12.19. KONTROLSÜZ METABOLİK VE SİSTEMİK HASTALIKLAR

Kemik rejenerasyonunu ve yara iyileşmesini ciddi şekilde etkileyen kontrolsüz sistemik hastalıklar tedavi başarısını azaltabilir.

- kontrolsüz diyabet,
- ağır malnütrisyon,
- ileri renal osteodistrofi,
- ciddi metabolik kemik hastalığı,
- immünsüpresyon

durumlarında risk-fayda değerlendirmesi yapılmalıdır.

### 12.20. AKTİF SİGARA KULLANIMI

Sigara kullanımı kemik iyileşmesi, vasküler yanıt ve yara iyileşmesi üzerinde olumsuz etkilidir. Aktif sigara kullanımı tek başına mutlak kontrendikasyon değildir; ancak distraksiyon osteogenezi ve kompleks rekonstrüksiyonlarda biyolojik riski artıran önemli bir faktördür.

Bu nedenle elektif uzatma veya deformite düzeltimi planlanan hastalarda sigaranın bırakılması güçlü şekilde teşvik edilmelidir.

### 12.21. HASTANIN FRAME TEDAVİSİNİ REDDETMESİ

İlizarov tedavisinin başarısı hastanın aktif katılımına bağlıdır. Tedavinin aylar sürebileceği, pin-site sorunlarının gelişebileceği, birden fazla müdahalenin gerekebileceği ve frame'in günlük yaşamı belirgin şekilde etkileyebileceği ayrıntılı olarak açıklanmalıdır.

Hasta bu tedavi sürecini kabul etmiyor veya gerekli rehabilitasyona katılmak istemiyorsa sirküler eksternal fiksasyon uygun değildir.

### 12.22. DAHA BASİT VE DAHA AZ MORBİD BİR TEDAVİNİN BULUNMASI

Teknik olarak İlizarov uygulanabiliyor olması, her hastada kullanılması gerektiği anlamına gelmez.

- plak osteosentezi,
- intramedüller çivi,
- akut osteotomi,
- motorize uzatma çivisi,
- kemik greftleme

Modern kemik defekti rekonstrüksiyonunda bone transport, vaskülarize fibula, induced membrane ve motorize transport sistemleri arasında seçim; defekt boyutu, enfeksiyon, yumuşak doku durumu, hasta özellikleri ve merkezin deneyimine göre yapılmalıdır.

## KAYNAKLAR

1. Simpson AHRW, Robiati L, Jalal MMK, Tsang STJ. Non-union: indications for external fixation. *Injury*. 2019;50 Suppl 1.
2. Borzunov DY, Shastov AL. Contribution of G.A. Ilizarov to bone reconstruction: historical achievements and state of the art. *Strategies Trauma Limb Reconstr*. 2016;11(3):145-152.
3. Rozbruch SR, Ilizarov S, eds. *Limb Lengthening and Reconstruction Surgery*. New York: Informa Healthcare; 2007.
4. Paley D. *Principles of Deformity Correction*. Berlin: Springer-Verlag; 2002.
5. Bible JE, Mir HR. External fixation: principles and applications. *J Am Acad Orthop Surg*. 2015;23(11):683-690.
6. Hosny GA. Limb lengthening history, evolution, complications and current concepts. *J Orthop Traumatol*. 2020;21(1):3.
7. Boksh K, Kanthasamy S, Divall P, et al. Hexapod circular frame fixation for tibial non-union: a systematic review of clinical and radiological outcomes. *Strategies Trauma Limb Reconstr*. 2022;17(3):172-183.
8. Metsemakers WJ, Fragomen AT, Morgenstern M, et al. Bone transport in the management of fracture-related infection: current concepts and innovations. *J Bone Joint Infect*. 2026;11:191-206.

### 13. PREOPERATİF PLANLAMA

İlizarov ve diğer sirküler eksternal fiksasyon sistemlerinde başarılı deformite düzeltiminin temel basamaklarından biri ayrıntılı preoperatif planlamadır. Cerrahi planlama yalnızca uygulanacak frame tipinin seçilmesini değil; deformitenin üç boyutlu analizi, mekanik ve anatomik aksların değerlendirilmesi, ekstremitenin uzunluk farkının ölçülmesi, osteotomi seviyesinin belirlenmesi, CORA'nın saptanması, yumuşak doku ve nörovasküler yapıların incelenmesi, kullanılacak halka ve fiksasyon elemanlarının seçilmesi ve postoperatif düzeltme stratejisinin önceden oluşturulmasını kapsar [1–4]. Özellikle multiplanar deformitelerde, hatalı preoperatif planlama rezidüel deformite, istenmeyen translasyon, eklem oryantasyon bozukluğu veya uzatma sırasında mekanik aks kaymasına yol açabilir.

#### 13.1. KLİNİK DEĞERLENDİRME

Planlamanın ilk aşaması ayrıntılı öykü ve fizik muayenedir. Hastanın deformitesinin etiyojisi, başlangıç zamanı, ilerleyici olup olmadığı, daha önce geçirdiği cerrahiler, enfeksiyon öyküsü, travma, nöromusküler hastalık ve büyüme potansiyeli değerlendirilmelidir.

- ekstremitenin uzunluk farkı,
- koronal ve sagittal deformite,
- rotasyonel deformite,
- eklem hareket açıklığı,
- kontraktür,
- ligamentöz instabilite,
- nörovasküler durum,
- cilt ve yumuşak doku kalitesi,
- skar dokusu,
- önceki insizyonlar,
- pin veya fistül traktları

Ekstremitenin uzunluk farkı yalnızca radyografik olarak değil, klinik blok testi ile de değerlendirilmelidir. Pelvik tilt, eklem kontraktürleri ve fonksiyonel kısa ekstremitenin gibi faktörlerin gerçek kemik uzunluk farkından ayırt edilmesi önemlidir.

#### 13.2. YÜK VEREREK TAM BOY RADYOGRAFİLER

Alt ekstremitenin deformite cerrahisinde temel radyolojik inceleme, her iki alt ekstremitenin kalça merkezinden ayak bileği merkezine kadar gösteren ayakta tam boy AP grafidir. Mümkün olduğunda hasta iki ekstremitenin üzerine eşit yük verecek şekilde konumlandırılmalıdır.

- mekanik aks,
- mekanik aks deviasyonu,
- femur ve tibia anatomik aksları,
- eklem oryantasyon açıları,
- ekstremitenin uzunluğu

Kompleks deformitelerde doğru düzlemde alınmış radyografiler planlama doğruluğu açısından kritik önem taşır. Hexapod sistemlerde özellikle referans halkaya göre doğru ortogonal görüntülerin elde edilmesi, deformite ve mounting parametrelerinin güvenilir hesaplanması için gereklidir [5].

#### 13.3. MEKANİK AKS ANALİZİ

Alt ekstremitenin mekanik aksı, koronal plan deformite analizinin temelidir.

Mekanik aksın yalnızca düzeltilmesi yeterli değildir; eklem yüzeylerinin oryantasyonunun da normalleştirilmesi gerekir. Bu nedenle deformite analizi femur ve tibianın ayrı ayrı değerlendirilmesini gerektirir.

### 13.4. EKLEM ORYANTASYON AÇILARI

Alt ekstremitte deformite analizinde sık kullanılan açılar şunlardır:

- mechanical lateral distal femoral angle (mLDFA),
- medial proximal tibial angle (MPTA),
- lateral distal tibial angle (LDTA),
- posterior proximal tibial angle (PPTA),
- posterior distal femoral angle (PDFA).

Normal referans değerlerinden sapma deformite lokalizasyonu ve osteotomi seviyesinin belirlenmesinde yol gösterir [1].

### 13.5. CORA’NIN BELİRLENMESİ

Deformite düzeltiminde temel kavramlardan biri Center of Rotation of Angulation (CORA)’dır.

CORA, proksimal ve distal kemik segmentlerinin anatomik veya mekanik akslarının kesiştiği noktadır. Tek apeksli basit angüler deformitede deformitenin merkezi bu noktaya karşılık gelir.

### 13.6. MULTIAPİKAL DEFORMİTELER

Bazı deformiteler tek bir CORA ile açıklanamaz. Özellikle:

- posttravmatik deformiteler,
- metabolik kemik hastalıkları,
- konjenital deformiteler,
- daha önce birden fazla osteotomi uygulanmış ekstremiteler

Tek osteotomi ile çok apeksli deformitenin düzeltilmeye çalışılması eklem oryantasyonunda veya mekanik aksta istenmeyen translasyon oluşturabilir. Hexapod sistemler kompleks multiplanar ve multiapikal deformitelerin aşamalı yönetiminde avantaj sağlayabilir [3,6].

### 13.7. ROTASYONEL DEFORMİTE ANALİZİ

Rotasyonel deformite yalnızca AP ve lateral grafilerle güvenilir şekilde ölçülemez. Klinik değerlendirmede:

- foot progression angle,
- patella yönelimi,
- kalça internal-eksternal rotasyonu,
- thigh-foot angle,
- transmalleolar axis

Özellikle hexapod sistemlerde rotasyonel deformitenin doğru ölçülmesi önemlidir; yanlış deformite veya mounting parametresi girilmesi rezidüel deformiteye neden olabilir [7].

### 13.8. EKSTREMİTE UZUNLUK ANALİZİ

Uzatma veya deformite düzeltme planlanan hastalarda toplam ekstremitte uzunluğu ve segmental uzunluklar ayrı ayrı değerlendirilmelidir.

- femur uzunluğu,
- tibia uzunluğu,
- toplam alt ekstremitte uzunluğu,
- klinik blok testi

Uzunluk farkının yalnızca kemiğe ait olmadığı unutulmamalıdır. Pelvik obliklik, kalça adduksiyon-abduksiyon kontraktürü, diz fleksiyon deformitesi ve equinus fonksiyonel uzunluk farkı oluşturabilir.

### 13.9. OSTEOTOMİ SEVİYESİNİN PLANLANMASI

Osteotomi seviyesi deformitenin geometrisi kadar biyolojik potansiyeli de dikkate alınarak seçilmelidir.

- deformiteyi uygun şekilde düzeltmeye izin vermeli,
- mümkün olduğunca CORA'ya yakın olmalı,
- yeterli vaskülariteye sahip kemik seviyesinde bulunmalı,
- fiksasyon için proksimal ve distal yeterli kemik segmenti bırakmalıdır.

Metafizler bölgeler genellikle yüksek vaskülarite ve geniş kemik yüzeyi nedeniyle distraksiyon osteogenezi açısından avantajlıdır.

### 13.10. YUMUŞAK DOKU DEĞERLENDİRMESİ

İlizarov rekonstrüksiyonunda yalnızca kemik deformitesi değil, yumuşak dokular da planlamaya dahil edilmelidir.

- ciddi skar,
- geçirilmiş flep,
- kronik fistül,
- geçirilmiş damar rekonstrüksiyonu,
- eklem kontraktürü,
- kas-tendon kısalığı

Gradual correction'ın en önemli avantajlarından biri, kemik düzeltmesi sırasında yumuşak dokuların da kademeli adaptasyonuna izin vermesidir. Ancak ciddi kontraktür veya yumuşak doku eksikliği bulunan hastalarda ek prosedürler gerekebilir.

### 13.11. NÖROVASKÜLER DEĞERLENDİRME

Preoperatif nörovasküler muayene mutlaka belgelenmelidir.

Özellikle:

- periferik nabızlar,
- kapiller dolum,
- motor fonksiyon,
- duyu muayenesi

### 13.12. ENFEKSİYON DEĞERLENDİRMESİ

Nonunion veya daha önce ameliyat edilmiş ekstremitelerde enfeksiyon olasılığı preoperatif olarak değerlendirilmelidir.

- klinik fistül veya akıntı,
- CRP ve ESR,
- önceki kültür sonuçları,
- implant öyküsü,
- osteoliz,
- sekestr veya involucrum

Enfekte nonunion düşünülüyorsa cerrahi plan yalnızca frame uygulamasını değil, radikal debridman ve sonrasında oluşacak kemik defektinin rekonstrüksiyonunu da içermelidir.

### 13.13. FRAME TASARIMININ ÖNCEDEN PLANLANMASI

Cerrahi öncesinde frame'in temel geometrisi belirlenmelidir.

Planlanması gereken başlıca unsurlar:

- halka çapı,
- halka sayısı,
- ring block sayısı,
- tel ve half-pin dağılımı,
- osteotomi ile halka ilişkisi,
- hinge veya strut pozisyonları,

- hareketli ve sabit segmentler.

### 13.14. KLASİK İLİZAROV FRAME PLANLAMASI

Klasik İlizarov sisteminde deformite düzeltimi için:

- hinge eksen,
- motor/distraktör pozisyonu,
- osteotomi seviyesi,
- **CORA,**
- translasyon gereksinimi

Bu nedenle klasik İlizarov deformite düzeltimi mekanik geometrinin dikkatli biçimde planlanmasını gerektirir.

### 13.15. HEXAPOD FRAME PLANLAMASI

Modern hexapod sistemlerde preoperatif planlama daha farklı parametreler gerektirir.

TSF ve benzeri sistemlerin doğruluğu, bu parametrelerin doğru ölçülmesine doğrudan bağlıdır [5,8]. Mounting parameter hataları rezidüel deformitenin önemli nedenlerinden biridir [7].

### 13.16. MOUNTING PARAMETERS

Mounting parameters, referans halkanın deformite originine göre üç boyutlu konumunu ifade eder.

- anterior/posterior offset,
- medial/lateral offset,
- aksiyel mesafe

Kalibrasyonlu radyografik ölçümlerin, kalibrasyonsuz görüntülere göre mounting parameters açısından daha doğru sonuç verdiği gösterilmiştir [9].

### 13.17. REFERANS HALKANIN YERLEŞİMİ

Hexapod frame'de referans halka mümkün olduğunca kemik segmentine:

- stabil,
- geometrik olarak anlaşılır,
- radyografik ölçümlere uygun

Postoperatif AP ve lateral radyografilerin referans halkaya mümkün olduğunca ortogonal alınması ölçüm doğruluğunu artırır [5].

### 13.18. CT VE ÜÇ BOYUTLU PLANLAMA

BT özellikle:

- kompleks rotasyon deformiteleri,
- çok düzlemlili deformiteler,
- eklem deformiteleri,
- ciddi posttravmatik anatomi bozukluğu

Rotasyonel deformite veya mounting parameter ölçümünde CT tabanlı yöntemler tanımlanmıştır ve özellikle kompleks rotasyonel komponentlerde rezidüel deformitenin azaltılmasına katkı sağlayabilir [7].

### 13.19. AKUT VEYA KADEMELİ DÜZELTME KARARI

Preoperatif planlamanın önemli aşamalarından biri deformitenin akut mu yoksa kademeli mi düzeltileceğine karar verilmesidir.

- küçük deformitelerde,
- nörovasküler yapıların izin verdiği durumlarda,

- yumuşak doku kontraktürünün bulunmadığı olgularda
- büyük deformitelerde,
- multiplanar deformitelerde,
- ciddi yumuşak doku kısalığında,
- nörovasküler gerilme riski yüksek hastalarda

Hexapod sistemler bu kademeli düzeltmenin altı ekseninde kontrollü biçimde gerçekleştirilmesine olanak verir [2,3].

### 13.20. HASTA EĞİTİMİ VE UYUM DEĞERLENDİRMESİ

İlizarov tedavisi yalnızca cerrahi işlem değildir; hastanın aktif olarak katıldığı uzun süreli bir tedavi sürecidir.

- tahmini frame süresi,
- distraksiyon programı,
- pin-site bakımı,
- günlük strut/rod ayarlamaları,
- yük verme,
- fizik tedavi,
- olası yeniden müdahaleler,
- komplikasyonlar

Hastanın frame tedavisini anlayabilmesi ve önerileri uygulayabilecek fiziksel ve psikososyal kapasiteye sahip olması gereklidir.

### 13.21. REHABİLİTASYON PLANININ CERRAHİ ÖNCESİ BELİRLENMESİ

Fizyoterapi ameliyat sonrasında başlayan ikincil bir işlem olarak görülmemelidir. Rehabilitasyon programı mümkün olduğunca cerrahi öncesinde planlanmalıdır.

Özellikle:

- eklem hareket açıklığı,
- mevcut kontraktürler,
- kas gücü,
- yürüme kapasitesi

### 13.22. PLANLAMANIN DOKÜMANTASYONU

Cerrahi öncesinde deformite planının yazılı ve görsel olarak kaydedilmesi önemlidir.

- deformite büyüklüğü,
- **CORA,**
  - osteotomi seviyesi,
  - düzeltme hedefi,
  - ekstremité uzunluk farkı,
  - frame konfigürasyonu,
  - osteotomi sayısı,
  - hedef mekanik aks,
  - gerekiyorsa hexapod deformite ve mounting parametreleri

Bu dokümantasyon intraoperatif karar verme sürecini kolaylaştırır ve postoperatif düzeltme sırasında referans oluşturur.

## KAYNAKLAR

1. Paley D. *Principles of Deformity Correction*. Berlin: Springer-Verlag; 2002.
2. Feldman DS, Madan SS, Koval KJ, van Bosse HJP, Bazzi J, Lehman WB. Correction of tibial malunion and nonunion with six-axis analysis deformity correction using the Taylor Spatial Frame. *J Orthop Trauma*. 2003;17(8):549-554.
3. Taylor JC. Perioperative planning for two- and three-plane deformities. *Foot Ankle Clin*. 2008;13(1):69-121.
4. Rozbruch SR, Ilizarov S, eds. *Limb Lengthening and Reconstruction Surgery*. New York: Informa Healthcare; 2007.
5. Al-Sayyad MJ. A guide frame for the Taylor Spatial Frame. *J Pediatr Orthop*. 2009;29(5):506-508.
6. Eidelman M, Bialik V, Katzman A. Correction of deformities in children using the Taylor Spatial Frame. *J Pediatr Orthop B*. 2006;15(6):387-395.
7. Kucukkaya M, Karakoyun O, Armagan R, Kuzgun U. Calculating the mounting parameters for Taylor Spatial Frame correction using computed tomography. *J Orthop Trauma*. 2011;25(7):449-452.
8. Gantsoudes GD, Fragomen AT, Rozbruch SR. Intraoperative measurement of mounting parameters for the Taylor Spatial Frame. *J Orthop Trauma*. 2010;24(4):258-262.
9. Accuracy of radiographic measurement techniques for the Taylor Spatial Frame mounting parameters. 2021.

## 14. DEFORMİTE ANALİZİ

Ekstremitte deformitesinin başarılı şekilde düzeltilmesi, deformitenin büyüklüğünün ve lokalizasyonunun doğru biçimde tanımlanmasına bağlıdır. Deformite analizi yalnızca “varus” veya “valgus” gibi genel bir tanımlama değildir; mekanik ve anatomik aksların, eklem oryantasyonunun, translasyonun, rotasyonun, uzunluk farkının ve sagittal plan deformitesinin sistematik olarak değerlendirilmesini gerektirir [1–4]. İlizarov ve modern hexapod sistemlerinin çok düzlemli düzeltme kapasitesi yüksek olmakla birlikte, bu sistemlerin doğruluğu yapılan deformite analizinin doğruluğuna bağlıdır.

Alt ekstremitte deformite analizinde Paley ve arkadaşları tarafından sistematik hale getirilen malalignment test, günümüzde temel yaklaşım olarak kabul edilmektedir. Bu yöntemde önce global mekanik aks değerlendirilir, ardından deformitenin femur, tibia, eklem veya bunların kombinasyonundan kaynaklanıp kaynaklanmadığı eklem oryantasyon açıları kullanılarak belirlenir [1,2].

### 14.1. DEFORMİTE ANALİZİNİN TEMEL AMAÇLARI

Deformite analizinin temel hedefleri şunlardır:

- deformitenin lokalizasyonunu belirlemek,
- deformitenin büyüklüğünü ölçmek,
- koronal, sagittal ve rotasyonel komponentleri tanımlamak,
- mekanik aks deviasyonunu belirlemek,
- eklem oryantasyonunu değerlendirmek,
- CORA’yı belirlemek,
- translasyon ve uzunluk farkını saptamak,
- tek veya çok seviyeli osteotomi gereksinimini belirlemek,
- düzeltme sonrası hedef aksı planlamak.

Deformitenin yalnızca görünen apeksine odaklanmak yeterli değildir. Global ekstremitte dizilimi ve komşu eklem yüzeylerinin yönelimi de değerlendirilmelidir.

### 14.2. DOĞRU RADYOGRAFİK TEKNİK

Alt ekstremitte koronal deformite analizinde temel görüntüleme yöntemi, kalça merkezinden ayak bileği merkezine kadar tüm ekstremitteyi içeren ayakta yük vererek tam boy AP grafidir [2,3].

Radyografinin güvenilir olabilmesi için hasta uygun pozisyonda olmalıdır. Özellikle patellanın frontal planda ve öne bakacak şekilde konumlandırılması önemlidir. Ayağın öne bakması tek başına yeterli değildir; tibial torsiyon varsa ayak pozisyonuna göre çekilen grafilerde koronal açı ölçümleri hatalı olabilir [2].

### 14.3. ANATOMİK AKS

Anatomik aks, uzun kemiğin medüller kanalının veya diyafizinin orta hattını temsil eder. Düz bir kemikte diyafiz boyunca tek bir anatomik aks çizilebilirken, angüler deformite bulunan kemikte deformitenin proksimal ve distalinde iki ayrı anatomik aks bulunur [1,3].

Tibiada anatomik ve mekanik akslar birbirine oldukça yakın seyrederken, femurda iki aks arasında belirgin açı bulunmaktadır. Bu nedenle femoral deformite analizinde mekanik ve anatomik aksların birbirinden ayrılması özellikle önemlidir.

### 14.4. MEKANİK AKS

Mekanik aks, yük taşıma kuvvetlerinin eklem merkezleri arasındaki genel doğrultusunu ifade eder. arasındaki çizgidir [1–3].

#### 14.5. MECHANICAL AXIS DEVIATION

Mechanical Axis Deviation (MAD), alt ekstremitenin mekanik aksının diz merkezine göre medial veya lateral yer değiştirme miktarıdır.

Normal erişkin alt ekstremitede mekanik aks genellikle diz merkezinin hafif medialinden geçer. Klasik Paley referanslarında yaklaşık 0–8 mm medial konum fizyolojik olarak kabul edilmektedir [1].

#### 14.6. EKLEM ORYANTASYON ÇİZGİLERİ

Her eklem yüzeyinin kemiğin mekanik veya anatomik aksına göre belirli bir oryantasyonu vardır. Deformite analizinde bu eklem yüzeyleri çizgilerle temsil edilir.

- mechanical lateral distal femoral angle (mLDFA),
- medial proximal tibial angle (MPTA),
- lateral distal tibial angle (LDTA),
- posterior proximal tibial angle (PPTA),
- posterior distal femoral angle (PDFA),
- anterior distal tibial angle (ADTA)

olarak sıralanabilir [1–3].

#### 14.7. mLDFA

Mechanical lateral distal femoral angle (mLDFA), femurun mekanik aksı ile distal femoral eklem oryantasyon çizgisi arasındaki lateral açıdır.

olarak kabul edilmektedir [1,2].

#### 14.8. MPTA

Medial proximal tibial angle (MPTA), tibia'nın mekanik aksı ile proksimal tibial eklem çizgisi arasındaki medial açıdır.

olarak kabul edilir [1,2].

#### 14.9. LDTA

Lateral distal tibial angle (LDTA), distal tibia'nın eklem oryantasyonunu değerlendirmek için kullanılır.

Distal tibial deformitenin yalnızca global ayak bileği görünümüne göre değerlendirilmesi yeterli değildir; tibial mekanik aks ile plafond arasındaki ilişkinin ölçülmesi gereklidir.

#### 14.10. SAGİTTAL PLAN DEFORMİTELERİ

Deformite analizi yalnızca koronal plana indirgenmemelidir. Sagittal planda procurvatum ve recurvatum deformiteleri değerlendirilmelidir.

- PPTA proksimal tibial sagittal oryantasyonu,
- ADTA distal tibial sagittal oryantasyonu

Ayak bileği için normal ADTA yaklaşık  $80^\circ \pm 3^\circ$  olarak bildirilmiştir [6].

#### 14.11. JOINT LINE CONVERGENCE ANGLE

Joint Line Convergence Angle (JLCA), distal femoral ve proksimal tibial eklem çizgileri arasındaki ilişkiyi gösterir.

aralığındadır [2].

#### 14.12. CORA

Center of Rotation of Angulation (CORA), deformite analizinin temel geometrik kavramlarından biridir.

Basit angüler deformitede proksimal ve distal kemik segmentlerinin anatomik veya mekanik akslarının kesiştiği nokta CORA'yı oluşturur. Bu iki aks arasındaki açı ise deformitenin büyüklüğünü gösterir [1,3].

#### 14.13. ANGULATION CORRECTION AXIS

Angulation Correction Axis (ACA), deformite düzeltimi sırasında kemik segmentlerinin etrafında döndürüldüğü eksenidir.

Buna karşılık osteotomi CORA'dan farklı bir seviyede yapılırsa angülasyonla birlikte translasyon gerekir [7].

#### 14.14. TRANSLASYONEL DEFORMİTE

Kemik segmentleri yalnızca angüler değil, translasyonel olarak da yer değiştirmiş olabilir.

- medial-lateral,
- anterior-posterior

Deformitenin CORA'sının anatomik apeksle örtüşmediği durumlarda angüler düzeltmeyle birlikte kontrollü translasyon gerekebilir [7].

#### 14.15. ROTASYONEL DEFORMİTE

Rotasyonel deformite, iki boyutlu radyografilerde değerlendirilmesi en zor komponentlerden biridir.

- foot progression angle,
- patellar yönelim,
- kalça rotasyonları,
- thigh-foot angle,
- transmalleolar axis

Belirgin femoral veya tibial torsiyon şüphesinde BT ile rotasyonel profil ölçümü tercih edilebilir [2,5].

#### 14.16. UZUNLUK DEFORMİTESİ

Deformite analizinin bir diğer boyutu ekstremité uzunluğudur.

- toplam alt ekstremité uzunluğu,
- femur uzunluğu,
- tibia uzunluğu,
- gerçek kemik kısalığı,
- fonksiyonel kısalık.

Bu nedenle klinik blok testi ve radyografik ölçüm birlikte kullanılmalıdır.

#### 14.17. KOMPLEKS MULTİPLANAR DEFORMİTELER

Birçok klinik deformite yalnızca tek düzlemde değildir. Aynı hastada:

Modern hexapod sistemlerin önemli avantajı bu deformite komponentlerinin altı serbestlik derecesinde eş zamanlı olarak düzeltilebilmesidir. Ancak sistemin bunu gerçekleştirebilmesi için deformitenin her komponentinin doğru şekilde tanımlanması gerekir.

#### 14.18. OBLIQUE PLANE DEFORMİTE

Bazı deformiteler saf koronal veya sagittal planda değildir; iki düzlem arasında oblik bir düzlemde bulunur.

Multiplanar deformitelerde koronal ve sagittal açılar kullanılarak deformitenin gerçek düzlemi ve büyüklüğü belirlenebilir. Güncel deformite düzeltme çalışmalarında oblik düzlem analizi özellikle kompleks tibial ve femoral deformitelerde kullanılmaktadır.

#### 14.19. MULTİAPİKAL DEFORMİTE

Her deformite tek bir CORA'ya sahip değildir.

- aşırı translasyon,
- eklem oryantasyon bozukluğu,
- estetik kemik konturunda bozulma

Her deformite apeksi ayrı analiz edilmeli ve gerektiğinde çok seviyeli osteotomi planlanmalıdır.

#### 14.20. EKLEM İÇİ VE EKLEM DIŞI DEFORMİTENİN AYRILMASI

Mekanik aks bozukluğu her zaman yalnızca femur veya tibia deformitesinden kaynaklanmaz.

- kondil kaybı,
- eklem yüzeyi depresyonu,
- eklem aralığı kaybı,
- ligament gevşekliği

Extraartiküler deformiteler MAD ve eklem oryantasyon açılarıyla değerlendirilirken, intraartiküler deformitelerde eklem kongruensi ve JLCA özellikle dikkate alınmalıdır [8].

#### 14.21. KARŞI EKSTREMİTENİN REFERANS OLARAK KULLANILMASI

Kontralateral ekstremiten normal ise deformite analizinde önemli bir bireysel referans sağlayabilir.

- eklem oryantasyonu,
- ekstremiten uzunluğu,
- torsiyon,
- anatomik varyasyon

açısından karşılaştırılabilir [2].

#### 14.22. PEDİATRİK DEFORMİTE ANALİZİ

Çocuklarda deformite analizinde erişkinlerden farklı olarak büyüme ve fizyolojik aks değişiklikleri dikkate alınmalıdır.

- büyüme plağının durumu,
- kalan büyüme potansiyeli,
- physeal bar varlığı,
- deformitenin progresyon riski

MRI ve BT physeal barların lokalizasyonunun değerlendirilmesinde yararlı olabilir [2].

#### 14.23. ÜÇ BOYUTLU DEFORMİTE ANALİZİ

Klasik deformite analizi iki boyutlu AP ve lateral radyografilere dayanır. Ancak özellikle rotasyonel ve kompleks multiplanar deformitelerde üç boyutlu görüntüleme giderek daha fazla kullanılmaktadır.

- rotasyon,
- kompleks translasyon,
- eklem yüzeylerinin üç boyutlu oryantasyonu,
- osteotomi simülasyonu

Bununla birlikte 3D alt ekstremiten alignment analizinde kullanılan ölçüm yöntemleri henüz tam standardize değildir ve çalışmalar arasında belirgin metodolojik farklılıklar bulunmaktadır [10].

#### 14.24. DEFORMİTE ANALİZİNDE SIK YAPILAN HATALAR

Deformite planlamasında sık görülen hatalar şunlardır:

1. AP grafide patella-forward pozisyonunun sağlanmaması,
2. yalnızca lokal deformiteye bakılıp tüm ekstremiten aksının değerlendirilmemesi,
3. femoral ve tibial deformite katkılarının ayrılması,
4. sagittal deformitenin gözden kaçırılması,

5. rotasyonun değerlendirilmemesi,
6. intraartiküler deformitenin extraartiküler deformite olarak yorumlanması,
7. CORA'nın yanlış belirlenmesi,
8. translasyonun göz ardı edilmesi,
9. tek CORA ile multiapikal deformitenin düzeltilmeye çalışılması,
10. normal populasyon değerlerinin bireysel anatomik varyasyon dikkate alınmadan uygulanması.

#### 14.25. SİSTEMATİK DEFORMİTE ANALİZ ALGORİTMASI

Alt ekstremitte deformitesi pratik olarak şu sıra ile analiz edilebilir:

1. Ayakta, patella-forward tam boy AP grafiiyi değerlendir. 2. Global mekanik aksı çiz. 3. MAD'ı belirle. 4. Femoral mekanik aksı çiz. 5. Tibial mekanik aksı çiz. 6. mLDFA ve MPTA'yı değerlendir. 7. Gerekirse LDFA ve diğer eklem oryantasyon açılarını ölç. 8. JLCA'yı değerlendir. 9. Proksimal ve distal segment akslarını çiz. 10. CORA'yı belirle. 11. Lateral grafide sagittal deformiteyi analiz et. 12. Translasyonu değerlendir. 13. Rotasyonel deformiteyi klinik olarak ve gerektiğinde BT ile ölç. 14. Ekstremitte uzunluk farkını belirle. 15. Deformitenin tek veya multiapikal olup olmadığını değerlendir. 16. Osteotomi seviyesi ve düzeltme stratejisini planla.

Bu yaklaşım deformiteyi yalnızca tanımlamak yerine, doğrudan cerrahi düzeltme planına dönüştürür.

#### KAYNAKLAR

1. Paley D. *Principles of Deformity Correction*. Berlin: Springer-Verlag; 2002.
2. Sabharwal S. Blount disease: an update. *Orthop Clin North Am*. 2015;46(1):37-47.
3. Nho SJ, Helfet DL, Rozbruch SR. Ilizarov principles of deformity correction. *Bull NYU Hosp Jt Dis*. 2010;68(2):96-106.
4. Paley D, Tetsworth K. Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of multiapical frontal plane angular and bowing deformities of the femur and tibia. *Clin Orthop Relat Res*. 1992;(280):65-71.
5. Strecker W, Keppler P, Gebhard F, Kinzl L. Length and torsion of the lower limb. *J Bone Joint Surg Br*. 1997;79(6):1019-1023.
6. Hintermann B, Barg A, Knupp M, Valderrabano V. Total ankle replacement: why, when and how? *Orthopade*. 2010.
7. Preoperative planning for posttraumatic lower limb deformity correction. 2025.
8. Extra-articular deformity analysis using mechanical axis deviation, joint orientation angles and joint-line convergence. *J Orthop*. 2022.
9. Angular deformities of lower limb in children: correction for whom, when and how? *J Clin Orthop Trauma*. 2020;11(Suppl 1).
10. High variability exists in 3D leg alignment analysis, but underlying principles that might lead to agreement on a universal framework could be identified: a systematic review. 2024.

## 15. CORA PRENSİBİ

Ekstremitte deformite cerrahisinde temel geometrik kavramlardan biri CORA (Center of Rotation of Angulation) prensibidir. CORA, deformitenin proksimal ve distal segmentlerine ait anatomik veya mekanik aksların kesiştiği noktayı ifade eder. Bu nokta, angüler deformitenin geometrik merkezini ve düzeltme planının temel referansını oluşturur [1–4]. CORA kavramı özellikle Paley ve arkadaşları tarafından sistematik hale getirilmiş ve frontal ile sagittal plan deformitelerinin analizinde evrensel bir planlama yöntemi olarak tanımlanmıştır [1].

CORA prensibinin temel amacı yalnızca deformitenin açısını ölçmek değil, osteotominin nerede yapılması gerektiğini ve deformitenin hangi eksen etrafında düzeltilmesi gerektiğini belirlemektir. Osteotomi seviyesi, CORA ve düzeltme eksenini arasındaki ilişki doğru kurulmadığında primer deformite düzeltilirken sekonder translasyon veya başka bir iyatrojenik deformite oluşturulabilir [1,5].

### 15.1. CORA’NIN TANIMLANMASI

Basit, tek apeksli angüler deformitede CORA belirlemek için deformitenin proksimal ve distal segmentlerinin aksları çizilir.

- anatomik akslar,
- mekanik akslar

Paley ve arkadaşları bu geometrik yaklaşımın femur ve tibianın frontal ve sagittal deformitelerinde kullanılabileceğini göstermiştir [1].

### 15.2. ANATOMİK CORA VE MEKANİK CORA

CORA, kullanılan referans aksına göre anatomik CORA veya mekanik CORA olarak değerlendirilebilir.

Mekanik CORA ise proksimal ve distal segmentlere ait mekanik aksların kesişiminden elde edilir ve özellikle eklem oryantasyonu ile global ekstremitte mekanik aksının birlikte değerlendirilmesi gereken metafizer veya periartiküler deformitelerde önemlidir [2,3].

### 15.3. CORA HER ZAMAN DEFORMİTENİN GÖRÜNÜR APEKSİNDE DEĞİLDİR

Basit saf angüler deformitelerde CORA genellikle deformitenin radyografik apeksine yakın bulunur. Ancak deformiteye translasyon, rotasyon veya kompleks kemik eğriliği eşlik ediyorsa CORA görünür deformite apeksinden farklı bir noktada bulunabilir; hatta bazı durumlarda kemiğin dışında yer alabilir [5,6].

Bu durum özellikle posttravmatik malunionlarda önemlidir. Bir deformiteyi yalnızca radyografide görülen “en fazla açılma noktası” üzerinden düzeltmeye çalışmak, gerçek geometrik deformite merkeziye uyumsuz bir osteotomiye neden olabilir.

### 15.4. DEFORMİTE AÇISININ BELİRLENMESİ

Proksimal ve distal segment akslarının kesişmesi yalnızca CORA’yı değil, deformitenin açısal büyüklüğünü de tanımlar.

Ancak deformite yalnızca angülasyondan oluşmuyorsa, bu değer tek başına kullanılması yeterli değildir. Translasyon, rotasyon ve uzunluk komponentleri ayrıca değerlendirilmelidir.

### 15.5. ANGULATION CORRECTION AXIS

CORA prensibinin ikinci önemli kavramı Angulation Correction Axis (ACA)’dır.

ACA, deformite düzeltimi sırasında proksimal ve distal kemik segmentlerinin etrafında döndüğü eksenidir. Klasik İizarov sisteminde bu eksen çoğunlukla hinge eksenine temsil edilir. Hexapod sistemlerde ise fiziksel bir menteşe bulunmasa da matematiksel olarak düzeltme aynı geometrik prensiplere dayanır [3,5].

### 15.6. BİRİNCİ OSTEOTOMİ KURALI

Paley'nin birinci osteotomi kuralına göre:

Bu durumda kemik segmentleri CORA çevresinde döner ve deformite açısı kapatıldığında anatomik veya mekanik akslar hizalanır. Ek translasyon gerekmez [1,5].

### 15.7. İKİNCİ OSTEOTOMİ KURALI

İkinci osteotomi kuralında:

Bu durumda deformitenin düzeltilmesi sırasında yalnızca angülasyon yeterli değildir; kemik segmentleri arasında translasyon da oluşmalıdır [5].

### 15.8. ÜÇÜNCÜ OSTEOTOMİ KURALI

Üçüncü osteotomi kuralında hem osteotomi hem de ACA CORA'dan uzakta yer alır.

Eğer ACA osteotomi seviyesinden geçiyor ancak CORA'dan geçmiyorsa, yalnızca angüler düzeltme yapılması sonucunda kemik aksları tam olarak hizalanmaz ve sekonder translasyonel deformite oluşur [5].

### 15.9. OSTEOTOMİ CORA'DAN NEDEN UZAKTA YAPILABİLİR?

Teorik olarak osteotominin CORA seviyesinde yapılması geometrik olarak en kolay seçenektir. Ancak klinik olarak her zaman mümkün değildir.

- CORA'nın ekleme çok yakın olması,
- büyüme plağının korunması,
- kötü yumuşak doku örtüsü,
- skar veya enfeksiyon,
- nörovasküler yapıların yakınlığı,
- kemik rejenerasyonu açısından daha uygun metafizer bölgenin tercih edilmesi,
- internal veya eksternal fiksasyon için yeterli kemik stokunun gerekliliği

Özellikle periartiküler deformitelerde CORA eklem yüzüne veya fizise çok yakın bulunabilir. Böyle durumlarda osteotomi daha güvenli bir seviyeye taşınır ve ortaya çıkacak translasyon preoperatif olarak planlanır [4].

### 15.10. CORA VE TRANSLASYON İLİŞKİSİ

CORA'dan uzakta gerçekleştirilen osteotomilerde gerekli translasyon miktarı, osteotomi ile CORA arasındaki mesafe arttıkça yükselir.

- kemik temasını azaltabilir,
- yumuşak dokuları gerebilir,
- nörovasküler risk oluşturabilir,
- kozmetik kemik konturunu bozabilir.

Sirküler eksternal fiksasyon sistemlerinin önemli avantajlarından biri, bu translasyonun kademeli olarak kontrol edilebilmesidir.

### 15.11. CORA VE KEMİK UZUNLUĞU

ACA'nın CORA'ya göre konumu yalnızca translasyonu değil, ekstremitenin uzunluğunu da etkileyebilir. Düzeltme ekseninin uygun olmayan pozisyonu angüler deformite düzeltilirken kemikte istenmeyen uzama veya kısalma oluşturabilir [6].

Özellikle klasik İlizarov hinge sisteminde menteşelerin konumu planlanırken:

- deformite açısı,
- CORA,
- osteotomi seviyesi,

- istenen uzunluk değişikliği

### 15.12. CORA VE KLASİK İLİZAROV HINGE YERLEŞİMİ

Klasik İlizarov deformite düzeltiminde hinge'ler mekanik olarak ACA'yı oluşturur.

- translasyon,
- kompresyon,
- distraksiyon

Bu nedenle klasik İlizarov frame'inde menteşe yerleşimi yalnızca teknik bir frame montajı değil, CORA geometrisinin cerrahi olarak uygulanmasıdır [3].

### 15.13. CORA VE HEXAPOD SİSTEMLER

Taylor Spatial Frame ve benzeri hexapod sistemlerde fiziksel hinge konumlandırılması gerekmez. Altı strutun uzunlukları bilgisayar yazılımıyla değiştirilerek kemik segmentleri altı serbestlik derecesinde hareket ettirilebilir.

- deformitenin merkezini,
- angülasyon miktarını,
- translasyonu,
- rotasyonu,
- uzunluğu

Hexapod sistemin avantajı, CORA'dan farklı bir osteotomi seviyesinde gerekli olan translasyon ve angülasyonu aynı düzeltme programı içerisinde simultane olarak gerçekleştirebilmesidir.

### 15.14. UNİAPİKAL DEFORMİTE

Uniapikal deformite, tek bir deformite merkezi ve dolayısıyla tek bir CORA ile açıklanabilen deformitedir.

- proksimal aks,
- distal aks,
- **CORA,**
- deformite açısı

Osteotomi CORA seviyesinde yapılabilirse tek osteotomi ile anatomik düzeltme elde edilebilir [1,7].

### 15.15. MULTİAPİKAL DEFORMİTE

Uzun kemik boyunca iki veya daha fazla deformite apeksi varsa multiapikal deformite söz konusudur.

- birden fazla CORA,
- birden fazla osteotomi,
- segmentler arası kademeli düzeltme

Tek osteotomi ile kompleks multiapikal deformiteyi düzeltmeye çalışmak aşırı translasyona ve kemik konturunun bozulmasına neden olabilir.

### 15.16. TRANSLASYONUN EŞLİK ETTİĞİ DEFORMİTELER

Angülasyon ve translasyonun birlikte bulunduğu deformitelerde proksimal ve distal aksların kesişimi kemiğin dışında bulunabilir [6].

Böyle bir deformitede yalnızca açının düzeltilmesi, proksimal ve distal mekanik aksların birbirine devamlılığını sağlamaz. Translasyon komponentinin ayrıca planlanması gerekir.

### 15.17. SAGİTTAL PLANDA CORA

CORA prensibi yalnızca varus-valgus gibi frontal plan deformitelerinde kullanılmaz. Procurvatum ve recurvatum gibi sagittal plan deformitelerinde de aynı geometrik prensip uygulanabilir [1].

Paley ve arkadaşlarının temel çalışmasında CORA tabanlı planlama yönteminin hem frontal hem sagittal plan deformitelerine uygulanabileceği belirtilmiştir [1].

### 15.18. OBLIQUE PLANE DEFORMİTE VE CORA

Gerçek klinik deformitelerin önemli bir bölümü saf frontal veya sagittal planda değildir. Deformite, bu iki düzlem arasında oblik bir düzlemde bulunabilir.

Modern hexapod sistemler bu komponentleri aynı anda düzeltebilse de, deformitenin gerçek üç boyutlu geometrisinin doğru tanımlanması gerekir.

### 15.19. ROTASYONEL DEFORMİTE VE CORA

Klasik CORA prensibi esas olarak angüler deformite geometrisini tanımlar. Saf rotasyonel deformitede proksimal ve distal akslar aynı doğrultuda bulunabileceğinden klasik iki boyutlu CORA analizi deformiteyi göstermeyebilir.

- klinik muayene,
- BT torsiyon ölçümleri,
- üç boyutlu analiz

Kompleks deformitelerde angüstasyon, translasyon ve rotasyon komponentleri birlikte tanımlanmalıdır.

### 15.20. CORA İLE OSTEOTOMİ SEVİYESİNİN AYRILMASININ AVANTAJI

CORA ve osteotomi seviyesinin farklı olması her zaman teknik bir dezavantaj değildir. Bazı durumlarda cerrah bunu bilinçli olarak tercih edebilir.

- daha vasküler metafizer bölgeden,
- daha güvenli yumuşak doku seviyesinden,
- fiksasyonu daha kolay bir segmentten

şeklindedir [1,5].

### 15.21. CORA PLANLAMASINDA SIK YAPILAN HATALAR

CORA analizinde başlıca hatalar şunlardır:

1. deformitenin görünen apeksinin otomatik olarak CORA kabul edilmesi,
2. yanlış anatomik veya mekanik aksların çizilmesi,
3. translasyonun göz ardı edilmesi,
4. multiapikal deformitenin tek CORA ile açıklanmaya çalışılması,
5. osteotomi-CORA mesafesinin dikkate alınmaması,
6. ACA'nın yanlış yerleştirilmesi,
7. sagittal ve rotasyonel deformite komponentlerinin gözden kaçırılması,
8. eklem oryantasyon bozukluğunun kemik deformitesi olarak yorumlanması.

### 15.22. CORA ANALİZİNİN PRATİK UYGULAMASI

Basit bir angüler deformitede CORA analizi şu şekilde yapılabilir:

1. Deformitenin proksimal segment aksını belirle. 2. Distal segment aksını belirle. 3. İki aksın kesiştiği noktayı işaretle: CORA. 4. İki aks arasındaki açıyı ölç: deformite açısı. 5. Osteotomi seviyesini belirle. 6. ACA'yı planla. 7. Osteotomi ve ACA'nın CORA ile ilişkisini değerlendir. 8. Gerekli translasyonu hesapla. 9. Uzunluk ve rotasyon komponentlerini ayrıca değerlendir. 10. Nihai mekanik aks ve eklem oryantasyonunu yeniden kontrol et.

Bu sistematik yaklaşım, deformiteyi radyografik bir gözlemden cerrahi olarak uygulanabilir geometrik bir plana dönüştürür.

## KAYNAKLAR

1. Paley D, Herzenberg JE, Tetsworth K, McKie J, Bhav A. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. *Orthop Clin North Am.* 1994;25(3):425-465.
2. Paley D, Tetsworth K. Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of uniapical angular deformities of the tibia or femur. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(280):48-64.
3. Nho SJ, Helfet DL, Rozbruch SR. Ilizarov principles of deformity correction. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2010;68(2):96-106.
4. Paley D, Pfeil J. Principles of deformity correction around the knee. *Orthopade.* 2000;29(1):18-38.
5. Preoperative planning for posttraumatic lower limb deformity correction. 2025.
6. Herzenberg JE, Waanders NA. Correction of leg deformities: definition, estimation and realignment of axis deviation and malalignment. *Orthopade.* 2000;29(1):39-48.
7. Paley D. *Principles of Deformity Correction.* Berlin: Springer-Verlag; 2002.

## 16. OSTEOTOMİ VE KORTİKOTOMİ TEKNİKLERİ

Distraksiyon osteogenezinde osteotomi veya kortikotomi, yeni kemik oluşumunun başlatıldığı temel cerrahi aşamadır. Bu işlemin amacı yalnızca kemiği mekanik olarak iki segmente ayırmak değil, aynı zamanda periosteal ve endosteal dolaşımı mümkün olduğunca koruyarak biyolojik olarak aktif bir rejenerasyon alanı oluşturmaktır [1–4]. İlizarov tekniğinin klasik prensiplerinde düşük enerjili, minimal yumuşak doku travmasına neden olan ve periosteal kanlanmayı koruyan kemik kesileri tercih edilmiştir.

Distraksiyon osteogenezinde rejenerat kalitesi; osteotomi tekniği, mekanik stabilite, latent dönem, distraksiyon hızı ve ritmi ile ekstremitenin fonksiyonel kullanımından etkilenmektedir [2,5]. Bu nedenle osteotomi tekniğinin seçimi, yalnızca cerrahın tercihi değil, doğrudan kemik biyolojisini etkileyen bir faktör olarak değerlendirilmelidir.

### 16.1. OSTEOTOMİ VE KORTİKOTOMİ ARASINDAKİ FARK

Osteotomi, kemiğin tüm kortikal ve medüller devamlılığının cerrahi olarak kesilmesini ifade eder.

İlizarov başlangıçta distraksiyon osteogenezinde kortikotomiyi biyolojik açıdan avantajlı bir yöntem olarak tanımlamış olsa da daha sonraki deneysel ve klinik çalışmalar, rejenerat başarısında asıl belirleyicinin “kortikotomi” teriminin kendisinden çok düşük enerjili kemik kesisi ve vasküler yapıların korunması olduğunu göstermiştir [1,4].

### 16.2. DÜŞÜK ENERJİLİ OSTEOTOMİNİN BİYOLOJİK TEMELİ

Distraksiyon osteogenezinde ideal osteotominin temel özellikleri:

- periostun mümkün olduğunca korunması,
- medüller dolaşımın gereksiz yere tahrip edilmemesi,
- geniş yumuşak doku sıyrılmasından kaçınılması,
- termal nekrozun önlenmesi,
- kemik segmentlerinde istenmeyen parçalanma oluşturmaması

Percutaneous osteotomy tekniklerinin en önemli avantajı, açık osteotomiye kıyasla yumuşak dokuların ve periosteal dolaşımın daha iyi korunmasıdır. Özellikle pediatrik deformite cerrahisi literatüründe düşük enerjili perkütan osteotomilerin kemik kanlanmasını koruyarak güvenilir iyileşme sağladığı vurgulanmaktadır [4].

### 16.3. MULTIPLE DRILL-HOLE OSTEOTOMİ

Multiple drill-hole osteotomy, günümüzde distraksiyon osteogenezinde en sık kullanılan düşük enerjili tekniklerden biridir.

Teknikte küçük bir cilt insizyonundan kemiğe ulaşılır ve osteotomi seviyesinde korteks boyunca çok sayıda delik oluşturulur. Daha sonra ince bir osteotom yardımıyla kalan kortikal köprüler kırılarak osteotomi tamamlanır [1,2].

### 16.4. DRILL-AND-OSTEOTOME TEKNİĞİ

Multiple drill-hole yönteminin klasik varyasyonlarından biri drill-and-osteotome tekniğidir.

Frierson ve arkadaşlarının deneysel çalışmasında klasik kortikotomi, multiple drill-hole + osteotom tekniği ve oscillating saw osteotomisi karşılaştırılmış; farklı tekniklerin rejenerat oluşumu üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir [3].

### 16.5. OSTEOKLAZİ

Osteoklazi, kortikal yapının tamamen kesilmesinden ziyade kontrollü olarak kırılması prensibine dayanır.

Multiple drill-hole osteotomi sonrasında osteotom veya manuel kuvvet kullanılarak kalan kortikal köprüler kırılabilir. Bu yaklaşımda amaç:

- periosteal sleeve'i korumak,

- çevre yumuşak dokulara minimal zarar vermek,
- kemik segmentlerini kontrollü şekilde ayırmaktır.

### 16.6. GİGLİ TESTERE OSTEOTOMİSİ

Percutaneous Gigli saw osteotomy, düşük enerjili osteotomi yöntemlerinden bir diğeridir. Bu teknikte Gigli testeresi kemiğin çevresinden subperiosteal olarak geçirilir ve kemik kontrollü şekilde kesilir [1,5].

- küçük cilt insizyonları,
- geniş periosteal sıyırma gerektirmemesi,
- düzgün osteotomi yüzeyi oluşturması,
- medüller kanalı termal olarak daha az travmatize etmesi

Makhdoom ve arkadaşlarının 2019 tarihli çalışmasında multiple drill-hole ve percutaneous Gigli saw teknikleri karşılaştırılmış; Gigli grubunda modified healing index daha düşük bulunmuştur. Ancak çalışma retrospektifti ve yöntemlerin birbirine kesin üstünlüğünü göstermek için yeterli değildi [5].

2026 yılında yayımlanan daha yeni prospektif gözlemsel çalışmada ise multiple drill-hole grubunda modified healing index daha düşük bulunmuş ve daha hızlı rejenerat maturasyonu bildirilmiştir. Bu çelişkili sonuçlar, mevcut literatürde iki teknik arasında kesin bir üstünlük olmadığını ve hasta, kemik seviyesi ve cerrahi uygulamanın sonuçları etkileyebileceğini göstermektedir [6].

### 16.7. OSCILLATING SAW OSTEOTOMİSİ

Oscillating saw ile osteotomi teknik olarak hızlı ve kontrollü bir kesim sağlar. Bununla birlikte güçlendirilmiş testere kullanımı sırasında oluşabilecek termal hasar ve daha geniş periosteal travma, distraksiyon osteogenezi açısından teorik dezavantajlar oluşturabilir [1,3].

Deneyisel karşılaştırmalarda yüksek enerjili testere osteotomilerinin düşük enerjili tekniklere göre daha fazla lokal doku travması oluşturabileceği gösterilmiştir [3].

- keskin blade,
- bol irrigasyon,
- kontrollü hız,
- minimal periosteal stripping

### 16.8. PERKÜTAN OSTEOTOMİ

Modern deformite cerrahisinde perkütan osteotomiler giderek daha fazla kullanılmaktadır.

- küçük cilt insizyonu,
- periostun korunması,
- düşük enfeksiyon riski,
- daha az yumuşak doku travması,
- güçlü biyolojik iyileşme potansiyeli

Ancak perkütan osteotomi teknik olarak daha zor olabilir. Güvenli uygulamanın temel koşulu subperiosteal düzlemde çalışmak ve nörovasküler yapılara kontrollü mesafe bırakmaktır [4].

### 16.9. OSTEOTOMİ SEVİYESİ

Osteotomi seviyesi yalnızca deformite geometrisine göre değil, biyolojik iyileşme potansiyeline göre de seçilmelidir.

- daha yüksek vaskülarite,
- geniş trabeküler yüzey,
- güçlü osteojenik kapasite

nedeniyle distraksiyon osteogenezi için avantajlıdır.

### 16.10. PERİOSTUN KORUNMASI

Periost, distraksiyon osteogenezinde önemli osteoprogenitör hücre kaynaklarından biridir.

- vaskülarizasyon,
- osteoblastik hücre kaynağı,
- rejenerat oluşumu

açısından önemlidir [1,4].

### 16.11. MEDÜLLER DOLAŞIMIN KORUNMASI

Klasik kortikotomi tekniğinde medüller dolaşımın korunması özellikle vurgulanmıştır. Ancak daha sonraki çalışmalar medüller dolaşımın geçici olarak bozulmasının distraksiyon osteogeneziyi tamamen engellemediğini göstermiştir.

şeklinde değerlendirilmelidir [1].

### 16.12. FİBULA OSTEOTOMİSİ

Tibial uzatma veya deformite düzeltiminde fibula da hareketi engelleyebileceği için osteotomize edilmesi gerekebilir.

- n. peroneus communis,
- proksimal tibiofibular eklem,
- distal tibiofibular sindesmoz,
- planlanan uzatma miktarı

Fibular osteotomi tibial osteotomiyle aynı seviyede yapılmak zorunda değildir. Nörovasküler güvenlik açısından uygun seviyede planlanmalıdır.

### 16.13. OSTEOTOMİNİN TAMAMLANIP TAMAMLANMADIĞININ KONTROLÜ

Osteotomi sonrasında kemik segmentlerinin birbirinden tamamen ayrıldığından emin olunmalıdır.

- fluoroskopi,
- küçük kontrollü rotasyon,
- frame üzerinden minimal translasyon veya distraksiyon
- yüksek direnç,
- frame deformasyonu,
- ağrı,
- prematür konsolidasyon benzeri klinik görünüm

Multiple drill-hole tekniğinde eksik osteotomi ve istenmeyen kırıklar literatürde bildirilen komplikasyonlar arasındadır [5].

### 16.14. TERMAL HASARIN ÖNLENMESİ

Drill veya motorlu testere kullanılırken oluşabilecek termal nekroz rejenerat oluşumunu olumsuz etkileyebilir.

- keskin drill ve saw blade kullanılması,
- düşük/uygun hız,
- bol irrigasyon,
- aralıklı drilling,
- gereksiz uzun süreli kemik teması oluşturmama

Termal hasarın azaltılması, özellikle kalın kortikal kemikte önemlidir.

### 16.15. OSTEOTOMİ SONRASI LATENT DÖNEM

Osteotomi tamamlandıktan sonra distraksiyona hemen başlanmaz.

Klasik İlizarov protokolünde erişkinlerde sıklıkla yaklaşık 5–7 günlük latent dönem kullanılır. Bu sürede hematoma organizasyonu, vasküler proliferasyon ve erken reparatif doku gelişir [2].

- hastanın yaşı,
- osteotomi seviyesi,
- kemik kalitesi,
- enfeksiyon varlığı,
- yumuşak doku durumu

#### **16.16. DEFORMİTE DÜZELTİMİNDE OSTEOTOMİ**

Deformite düzeltiminde osteotomi seviyesi CORA ile birlikte planlanmalıdır.

Bu nedenle osteotomi seviyesi seçimi hem biyolojik hem de geometrik bir karardır.

#### **16.17. BİFOKAL VE TRİFOKAL OSTEOTOMİLER**

Büyük kemik defektleri veya uzun segment rekonstrüksiyonlarında birden fazla osteotomi kullanılabilir.

Trifokal stratejilerin temel amacı büyük defektlerde transport süresini kısaltmaktır. Güncel Ilizarov literatüründe bifokal ve trifokal osteotomi stratejileri, tedavi süresini azaltmaya yönelik biyolojik ve mekanik geliştirmeler arasında değerlendirilmektedir [7].

#### **16.18. OSTEOTOMİ KOMPLİKASYONLARI**

Başlıca komplikasyonlar:

- eksik osteotomi,
- istenmeyen kırık hattı,
- parçalı kırık,
- nörovasküler yaralanma,
- termal nekroz,
- periosteal hasar,
- aşırı kanama,
- prematür konsolidasyon,
- zayıf rejenerat

Multiple drill-hole yönteminde eksik osteotomi veya istenmeyen kırık, Gigli saw tekniğinde ise testerenin geçirilmesine bağlı yumuşak doku ve nörovasküler yaralanma potansiyeli özellikle dikkate alınmalıdır [5,6].

#### **16.19. HANGİ OSTEOTOMİ TEKNİĞİ DAHA ÜSTÜNDÜR?**

Mevcut literatür, distraksiyon osteogenezi için tek ve kesin bir “en iyi” osteotomi tekniği göstermemektedir.

Kullanılan başlıca yöntemler:

- klasik kortikotomi,
- multiple drill-hole + osteotom,
- percutaneous Gigli saw,
- motorlu saw osteotomisi

2019 tarihli klinik çalışmada Gigli saw tekniği lehine sonuçlar bildirilirken [5], 2026 tarihli prospektif gözlemsel çalışmada multiple drill-hole tekniğinde daha iyi modified healing index elde edilmiştir [6]. Bu çelişki, teknik üstünlüğün cerrahi uygulama, anatomik bölge, hasta seçimi ve osteotomi biyolojisiyle yakından ilişkili olduğunu düşündürmektedir.

Dolayısıyla teknik seçimde temel hedef:

olmalıdır.

## KAYNAKLAR

1. Eidelman M, Katzman A. The history, evolution and basic science of osteotomy techniques. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2017;12(3):169-180.
2. Jordan CJ, Goldstein RY, McLaurin TM, Grant A. The evolution of the Ilizarov technique: part 2: the principles of distraction osteosynthesis. *Bull Hosp Jt Dis (2013).* 2013;71(1):96-103.
3. Frierson M, Ibrahim K, Boles M, Boté H, Ganey T. Distraction osteogenesis. A comparison of corticotomy techniques. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;(301):19-24.
4. Nahm N, Nichols LRB. Percutaneous osteotomies in pediatric deformity correction. *Orthop Clin North Am.* 2020;51(3):345-360.
5. Makhdoom A, Kumar J, Siddiqui AA. Ilizarov external fixation: percutaneous Gigli saw versus multiple drill-hole osteotomy techniques for distraction osteogenesis. *Cureus.* 2019;11(6).
6. Rana R, Behera HB, Behera S, et al. Comparative analysis of distraction osteogenesis with Ilizarov external fixation using percutaneous Gigli saw osteotomy versus multiple drill-hole osteotomy techniques: a prospective observational study. *Ann Afr Med.* 2026. doi:10.4103/aam.aam\_678\_25.
7. Gao C, et al. Evolution of the Ilizarov technique: a scoping review of improvement. 2026.

## 17. FRAME KURULUMU VE KONFIGÜRASYONLARI

İlizarov ve diğer sirküler eksternal fiksasyon sistemlerinde frame kurulumu, yalnızca halkaların ve tellerin mekanik olarak bir araya getirilmesi değil, kemik segmentlerinin üç boyutlu olarak kontrol edilmesini sağlayan biyomekanik bir konstrüksiyonun oluşturulmasıdır. Frame tasarımı; tedavi edilecek patolojiye, deformitenin düzlemine, kemik segmentlerinin uzunluğuna, osteotomi veya nonunion seviyesine, yumuşak doku durumuna ve planlanan distraksiyon ya da kompresyon stratejisine göre bireyselleştirilmelidir [1–4]. Sirküler frame’lerin modüler yapısı, aynı sistemin kırık stabilizasyonu, nonunion tedavisi, kemik transportu, ekstremitte uzatma ve multiplanar deformite düzeltiminde kullanılmasına olanak sağlar.

Frame’in biyomekanik davranışı; halka çapı, halka sayısı, ring block uzunluğu, tel ve half-pin dağılımı, bağlantı rodlarının geometrisi ve kemik ile frame arasındaki mesafe gibi çok sayıda değişken tarafından belirlenir. Bu nedenle başarılı bir konstrüksiyonun temel hedefi maksimum rijidite oluşturmak değil, ilgili klinik durum için yeterli aksiyel, torsiyonel ve bükülme stabilitesi sağlarken kontrollü mekanik yük aktarımına izin vermektir [1,5]. İlizarov sisteminin nonlinear aksiyel stiffness göstermesi ve tel geometrisinin genel stabilizeyi önemli ölçüde değiştirmesi, frame tasarımının önemini ortaya koymaktadır.

### 17.1. FRAME TASARIMININ TEMEL AMAÇLARI

Frame kurulumu sırasında temel hedefler şunlardır:

- her kemik segmentinin yeterli mekanik kontrolünü sağlamak,
- osteotomi, kırık veya nonunion seviyesinde istenmeyen shear ve rotasyonu sınırlandırmak,
- kompresyon veya distraksiyonun kontrollü uygulanmasına izin vermek,
- planlanan deformite düzeltmesini gerçekleştirebilmek,
- eklem hareketlerini mümkün olduğunca korumak,
- güvenli tel ve half-pin koridorlarını kullanmak,
- hastanın mobilizasyonuna ve rehabilitasyonuna olanak sağlamak.

Frame tasarımı bu hedeflerin tümünü aynı anda karşılamalıdır. Çok rijit fakat eklem hareketini engelleyen veya yumuşak dokuları aşırı irrite eden bir konstrüksiyon klinik açıdan uygun olmayabilir.

### 17.2. RING BLOCK KAVRAMI

Sirküler frame’in temel mekanik birimi ring block olarak düşünülebilir. Bir ring block, aynı kemik segmentini kontrol eden bir veya daha fazla halka ile bu halkalara bağlı teller ve half-pinlerden oluşur.

- angülasyon,
- translasyon,
- rotasyon,
- kompresyon,
- distraksiyon

Bir ring block yeterince stabil değilse, strut veya rod üzerinde yapılan düzeltme kemiğe beklenen şekilde iletilmeyebilir.

### 17.3. TEK HALKA VE ÇOKLU HALKA KONFIGÜRASYONLARI

Tek bir halka, kısa periartiküler fragmanların kontrolünde kullanılabilse de uzun kemik segmentlerinin stabilizasyonunda genellikle birden fazla halka tercih edilir.

- bending stabilitesini,
- torsiyonel kontrolü,
- segmentin üç boyutlu kontrolünü

Bununla birlikte halkaların gereğinden fazla uzaklaştırılması frame hacmini büyütebilir ve konstrüksiyonda deformasyon riskini artırabilir.

#### 17.4. HALKA ÇAPININ SEÇİMİ

Halka çapı konstrüksiyon stabilitesini doğrudan etkileyen temel parametrelerden biridir.

Halka çapının büyümesi telin çalışma uzunluğunu artırır ve aksiyel/bending rijiditesini azaltabilir [1,5].

- postoperatif ödem,
- cilt basısı,
- yara bakımı,
- hasta konforu

#### 17.5. TAM HALKA, 5/8 HALKA VE YARIM HALKA

Klasik konstrüksiyonda tam halka en yüksek geometrik bütünlüğü sağlar.

- eklem hareketi,
- yara bakımı,
- cerrahi erişim,
- hasta konforu

Tam olmayan halkalar mekanik olarak tam halkalardan daha az rijit olabilir. Deneysel çalışmalarda tam halka konfigürasyonlarının benzer açık halka konfigürasyonlarına göre daha yüksek gap stiffness sağladığı ve açık halkaya drop wire eklenmesinin rijiditeyi artırdığı gösterilmiştir [6].

#### 17.6. TEL TEMELLİ KONSTRÜKSİYON

Klasik İlizarov frame'inde kemik-frame bağlantısı gerilmiş ince transosseöz teller aracılığıyla sağlanır.

- küçük çaplı implant kullanımı,
- multiplanar fiksasyon,
- güçlü periartiküler tutunma,
- kontrollü aksiyel mikromobilité

Fine-wire frame'lerin karakteristik avantajı aksiyel yüklenmeye belirli ölçüde izin verirken shear hareketlerini sınırlayabilmesidir [7].

- tibia,
- distal tibia,
- periartiküler kırıklar,
- ayak ve ayak bileği rekonstrüksiyonları

#### 17.7. HALF-PİN TEMELLİ KONSTRÜKSİYON

Half-pinler özellikle kalın yumuşak doku örtüsü bulunan bölgelerde veya transosseöz tel kullanımının hasta toleransını azaltacağı durumlarda tercih edilebilir.

- daha az kas transfiksasyonu,
- güçlü lokal kemik bağlantısı,
- belirli anatomik koridorlarda kolay yerleştirme,
- hasta konforunun artırılabilmesi

Ancak half-pin konstrüksiyonları yükü tel sistemlerinden farklı aktarabilir. Fine-wire ile half-pin kombinasyonlarını karşılaştıran deneysel çalışmada fiksasyon elemanlarının tipi ve yöneliminin interfragmenter hareket paternini anlamlı şekilde değiştirdiği gösterilmiştir [7].

#### 17.8. HİBRİT KONSTRÜKSİYON

Günümüzde birçok sirküler frame hybrid configuration şeklinde oluşturulur.

- transosseöz teller,
- olive wire'lar,
- half-pinler
- proksimal tibia,
- distal tibia,
- femur,
- kompleks posttravmatik deformiteler

için hibrit sistemler avantaj sağlayabilir.

### 17.9. TEL VE HALF-PİNLERİN DAĞILIMI

Fiksasyon elemanlarının sayısından çok geometrik dağılımı önemlidir.

Fine-wire ve half-pin konfigürasyonlarının biomekanik davranışı üzerine yapılan çalışmalarda, pinlerin aynı düzlemde toplanmasının veya farklı düzlemlere dağıtılmasının interfragmenter strain paternini değiştirdiği gösterilmiştir [7].

### 17.10. PROKSİMAL VE DİSTAL FRAGMANIN KONTROLÜ

Deformite veya kırık düzeltiminde her iki ana kemik segmenti ayrı bir ring block tarafından kontrol edilmelidir.

- yeterli halka sayısı,
- farklı düzlemlerde fiksasyon noktaları,
- yeterli kemik-frame bağlantısı
- küçük halka,
- açık halka,
- drop wire,
- olive wire,
- periartiküler half-pin

kombinasyonları kullanılabilir.

### 17.11. DROP WIRE VE OFFSET BAĞLANTILAR

Kısa kemik segmentlerinde veya ring düzleminin güvenli tel yerleşimine izin vermediği durumlarda drop wire kullanılabilir.

- ring block çalışma uzunluğunu artırabilir,
- tel kesişme açısını iyileştirebilir,
- kısa juxtaartiküler segmentlerin kontrolünü artırabilir.

DeneySEL bir çalışmada eksik halka konfigürasyonuna drop wire eklenmesinin gap stiffness'i belirgin şekilde artırdığı gösterilmiştir [6].

### 17.12. KIRIK VE NONUNION KONFIGÜRASYONLARI

Kırık veya nonunion tedavisinde temel frame genellikle kırık hattının proksimal ve distalinde birer ring block'tan oluşur.

- rotasyonu kontrol etmek,
- shear hareketlerini azaltmak,
- uygun aksiyel mikromobilitateye izin vermek,
- gerektiğinde kompresyon uygulamaktır.

Aseptik hipertrofik nonunionlarda kontrollü kompresyon ve stabilizasyon ön plandayken, kemik kaybının eşlik ettiği olgularda frame kemik transportuna uygun şekilde tasarlanmalıdır.

### 17.13. KOMPRESYON KONFIGÜRASYONU

Nonunion veya artrodez uygulamalarında halkalar arasındaki bağlantı elemanları kullanılarak kontrollü kompresyon oluşturulabilir.

- threaded rodlar,
- teleskopik elemanlar,
- hexapod strutlar

Bu nedenle kompresyon rodları mümkün olduğunca simetrik şekilde dağıtılmalıdır.

### 17.14. DISTRAKSİYON KONFIGÜRASYONU

Ekstremitte uzatma veya distraksiyon osteogenezinde osteotominin iki tarafındaki ring block'lar kontrollü biçimde birbirinden uzaklaştırılır.

Distraksiyon sırasında frame:

- aksiyel hizayı korumalı,
- rotasyonu engellemeli,
- translasyonu kontrol etmeli,
- osteotomi aralığının simetrik açılmasını sağlamalıdır.

### 17.15. BONE TRANSPORT FRAME KONFIGÜRASYONU

Kemik transportunda frame genellikle üç veya daha fazla fonksiyonel segment içerir:

- transport yönünü,
- docking bölgesini,
- ekstremitte aksını,
- uzunluğu

Bifokal ve trifokal transportta ring block sayısı ve hareketli segment sayısı buna göre artırılır.

### 17.16. DEFORMİTE DÜZELTME KONFIGÜRASYONU

Klasik İlizarov deformite düzeltiminde proksimal ve distal ring block'lar arasında:

- hinge,
- motor rod,
- translasyon elemanları

Klasik sistemlerde multiplanar deformitelerin sekansiyel düzeltilmesi gerekebilir.

### 17.17. HEXAPOD KONFIGÜRASYONU

Hexapod sistemlerde iki temel ring block altı ayarlanabilir strut ile birbirine bağlanır.

- angülasyon,
- mediolateral translasyon,
- anteroposterior translasyon,
- aksiyel translasyon,
- rotasyon,
- uzunluk

olmak üzere altı serbestlik derecesinde hareket ettirilmesine olanak sağlar [8–10]. Modern derlemeler hexapod sistemlerin multiplanar ve rotasyonel deformitelerin bilgisayar destekli düzeltilmesinde önemli avantaj sağladığını göstermektedir.

### 17.18. STRUT KONFIGÜRASYONU

Taylor Spatial Frame gibi sistemlerde altı strut iki halka arasında oblik olarak uzanır ve her iki uçta universal jointlerle halkalara bağlanır.

Strut mekaniklerinin frame davranışının önemli bir parçası olduğu, 2026 tarihli mekanik çalışmada strut uzunluğu, kompresyon yönü ve universal jointlerin strut davranışını etkileyebildiği gösterilmiştir [11].

### 17.19. STRUT ÇAKIŞMASI VE RANGE OF MOTION

Hexapod sistemlerde düzeltme sırasında strutlar:

- birbirleriyle,
- halka ile,
- ekstremita ile

Gerektiğinde tedavi sırasında strut exchange yapılabilir.

### 17.20. FOOT RING VE AYAK-AYAK BİLEĞİ KONFIGÜRASYONLARI

Ayak ve ayak bileği deformitelerinde frame genellikle tibial ring block ile foot ring veya foot plate kombinasyonundan oluşur.

- kalkaneus,
- talus,
- metatarslar

Güncel ayak-ayak bileği literatürü klasik ve hexapod sistemlerde standardize edilebilen birkaç temel konfigürasyon bulunduğunu ve bunların deformitenin lokalizasyonuna göre adapte edilebildiğini göstermektedir [12,13].

### 17.21. EKLEMİ KÖPRÜLEYEN FRAME

Bazı klinik durumlarda frame komşu eklemi geçmek zorunda olabilir.

- ciddi periartiküler kırık,
- yumuşak doku instabilitesi,
- kontraktür düzeltimi,
- artrodez
- eklem sertliği,
- kas atrofisi,
- rehabilitasyon güçlüğü

Bu nedenle eklemin frame'e dahil edilmesi yalnızca gerekli olduğu süre boyunca sürdürülmelidir.

### 17.22. FRAME İÇİNDE EKLEM HAREKETİNİN KORUNMASI

Mümkünse frame tasarımı komşu eklem hareketlerini koruyacak şekilde yapılmalıdır.

- proksimal tibial halka diz fleksiyonunu engellememeli,
- distal tibial halka ayak bileği hareketini gereksiz yere sınırlamamalı,
- femoral half-pinler quadriceps tethering'ini azaltacak şekilde yerleştirilmelidir.

Başarılı frame tasarımı yalnızca radyografik stabilite değil, rehabilitasyon dostu geometri sağlamalıdır.

### 17.23. FRAME'İN ORTOGONAL YERLEŞİMİ

Klasik İizarov frame'inde halkaların kemiğin uzun aksına mümkün olduğunca uygun konumlandırılması cerrahi planlamayı ve postoperatif değerlendirmeyi kolaylaştırır.

Halka kemiğe tamamen ortogonal olmak zorunda değildir; yazılım bu ilişkiyi mounting parameters aracılığıyla kompanse edebilir. Ancak aşırı oblik veya eksantrik halka yerleşimi ölçüm hatalarını artırabilir.

#### 17.24. FRAME MONTAJINDA SİMETRİ

Kompresyon veya distraksiyonun dengeli uygulanması için connecting rod veya strutların mümkün olduğunca geometrik olarak dengeli dağıtılması gerekir.

- eksantrik yük aktarımı,
- istenmeyen açılanma,
- farklı yönlerde değişken rijidite

Bununla birlikte anatomik kısıtlamalar nedeniyle her zaman tam simetri sağlanamayabilir. Bu durumda mekanik sonuçlar önceden öngörülmelidir.

#### 17.25. FRAME RİJİDİTESİNİN ARTIRILMASI

Konstrüksiyonun daha rijit hale getirilmesi gerektiğinde:

- halka çapı küçültülebilir,
- ilave tel veya half-pin eklenebilir,
- tel pretension artırılabilir,
- fiksasyon noktaları farklı düzlemlere dağıtılabilir,
- ring block uzatılabilir,
- drop wire eklenebilir,
- half-pin çalışma mesafesi azaltılabilir.

İlizarov frame'inin stabilitesinin wire size, tension, orientation ve ring type gibi komponentlerin bileşkesine bağlı olduğu klasik biyomekanik çalışmalarda gösterilmiştir [5].

#### 17.26. FRAME'İN DİNAMİZE EDİLMESİ

İyileşmenin ileri döneminde kontrollü yük aktarımını artırmak amacıyla frame dinamize edilebilir.

- bazı rodların gevşetilmesi veya çıkarılması,
- frame rijiditesinin azaltılması,
- kontrollü aksiyel yük aktarımının artırılması

Ancak yeterli rejenerat veya union oluşmadan yapılan agresif dinamizasyon deformite veya refraktüre neden olabilir.

#### 17.27. KONFIGÜRASYON SEÇİMİNDE KLİNİK FAKTÖRLER

Frame tipi seçilirken:

- kemik segmentinin uzunluğu,
- kırık/nonunion seviyesi,
- deformite tipi,
- enfeksiyon,
- yumuşak doku örtüsü,
- hasta yaşı,
- kemik kalitesi,
- rehabilitasyon gereksinimleri

Bu nedenle tek bir “ideal İlizarov frame'i” yoktur.

#### 17.28. MODÜLERLİK

Sirküler eksternal fiksasyonun en önemli avantajlarından biri modüler olmasıdır.

- uzatılabilir,
- kısaltılabilir,
- halka eklenebilir,
- halka çıkarılabilir,
- tel veya half-pin eklenebilir,
- klasik rod sistemi hexapod sisteme dönüştürülebilir,

- düzeltme programı değiştirilebilir.

Bu modülerlik, değişen biyolojik ve mekanik ihtiyaçlara frame üzerinden yanıt verilebilmesini sağlar. Güncel teknoloji derlemeleri de circular external fixator gelişiminin temel olarak komponent, ayarlama mekanizması, otomasyon ve yazılım gelişimi üzerinden ilerlediğini göstermektedir [14].

### 17.29. FRAME KURULUMUNDA SIK YAPILAN HATALAR

Başlıca hatalar:

1. Gereğinden büyük halka kullanılması,
2. Fiksasyon noktalarının aynı düzlemde toplanması,
3. Kısa fragmanın yetersiz kontrol edilmesi,
4. Ring block'ların yetersiz uzunlukta olması,
5. Eklemin gereksiz yere frame'e dahil edilmesi,
6. Half-pinlerin uzun çalışma mesafesiyle bağlanması,
7. Hinge ekseninin CORA ile uyumsuz yerleştirilmesi,
8. Hexapod strutların düzeltme sırasında mekanik limite ulaşmasının öngörülmemesi,
9. Yumuşak doku ve rehabilitasyon ihtiyaçlarının göz ardı edilmesi,
10. Frame'in yalnızca statik stabilite düşünülerek tasarlanmasıdır.

### KAYNAKLAR

1. Fragomen AT, Rozbruch SR. The mechanics of external fixation. *HSS J.* 2007;3(1):13-29.
2. Bible JE, Mir HR. External fixation: principles and applications. *J Am Acad Orthop Surg.* 2015;23(11):683-690.
3. Rozbruch SR, Ilizarov S, eds. *Limb Lengthening and Reconstruction Surgery.* New York: Informa Healthcare; 2007.
4. Paley D. *Principles of Deformity Correction.* Berlin: Springer-Verlag; 2002.
5. Aronson J, Harp JH. Biomechanics of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(280):11-14.
6. Effect of various distal ring-block configurations on the biomechanical properties of circular external skeletal fixators. *Am J Vet Res.* 2004;65(4):393-398.
7. Henderson DJ, Rushbrook JL, Stewart TD, Harwood PJ. What are the biomechanical effects of half-pin and fine-wire configurations on fracture site movement in circular frames? *Clin Orthop Relat Res.* 2016;474(4):1041-1049.
8. Saw A, Chan CK, Saw YC. A review and comparison of hexapod external fixators. 2025.
9. Manner HM, Huebl M, Radler C, Ganger R, Petje G, Grill F. Accuracy of complex lower-limb deformity correction with external fixation: a comparison of the Taylor Spatial Frame with the Ilizarov ring fixator. *J Child Orthop.* 2007;1(1):55-61.
10. Dammerer D, et al. Clinical utility of the Taylor spatial frame for limb deformities. 2019.
11. Mechanics of struts in the Taylor Spatial Frame. *Injury.* 2026;57:113141.
12. Nogueira MP, Fodor D, Fernandes RMP. Basic ring fixator configurations for the foot and ankle surgeon. *Foot Ankle Clin.* 2026.
13. Treatment strategies and frame configurations in the management of foot and ankle deformities. *Foot Ankle Clin.* 2018;23(4).
14. Widanage KND, De Silva MJ, Lalitharatne TD, Bull AMJ, Gopura RARCG. Developments in circular external fixators: a review. *Injury.* 2023;54(12):111157.

## 18. EKSTREMİTE UZATMA

Ekstremitte uzatma, kemik segmentlerinin kontrollü osteotomi sonrasında kademeli olarak birbirinden uzaklaştırılması ve oluşan distraksiyon aralığında yeni kemik meydana gelmesi esasına dayanan bir rekonstrüksiyon yöntemidir. Günümüzde ekstremitte uzatmanın temel biyolojik mekanizması distraksiyon osteogenezi olup, İlizarov tarafından tanımlanan tension-stress prensipleri bu yöntemin bilimsel temelini oluşturmaktadır [1–3]. Tarihsel süreç içerisinde eksternal fiksatörler, sirküler frame sistemleri, bilgisayar destekli hexapod cihazlar ve motorize intramedüller uzatma çivileri geliştirilmiş olmakla birlikte modern tekniklerin tamamı kontrollü mekanik distraksiyon ve yeni kemik oluşumu prensibine dayanır [2,4].

### 18.1. ENDİKASYONLAR

Ekstremitte uzatma en sık klinik olarak anlamlı ekstremitte uzunluk eşitsizliğinin düzeltilmesi amacıyla uygulanır. Endikasyonlar arasında:

- konjenital ekstremitte kısalıkları,
- büyüme plağı hasarı sonrası gelişen kısalık,
- posttravmatik kısalık,
- enfeksiyon sonrası oluşan kısalık,
- iskelet displazileri,
- deformiteye eşlik eden uzunluk eşitsizlikleri,
- seçilmiş segmental kemik kayıpları

Uzatma kararı yalnızca ölçülen santimetre farkına göre verilmemelidir. Hastanın yaşı, fonksiyonel kısıtlılığı, deformitenin eşlik edip etmediği, beklenen kalan büyüme, eklem hareket açıklığı ve tedavinin komplikasyon yükü birlikte değerlendirilmelidir [2].

### 18.2. PREOPERATİF UZUNLUK ANALİZİ

Cerrahi öncesinde gerçek ekstremitte uzunluk farkı ile fonksiyonel kısalık birbirinden ayrılmalıdır.

- klinik blok testi,
- ayakta tam boy ekstremitte grafileri,
- femur uzunluğu,
- tibia uzunluğu,
- toplam ekstremitte uzunluğu,
- pelvik obliklik,
- kalça ve diz kontraktürleri,
- equinus

Pediyatrik hastalarda yalnızca mevcut kısalık değil, iskelet maturasyonu tamamlandığında beklenen fark da göz önünde bulundurulmalıdır.

### 18.3. UZATMA SEGMENTİNİN SEÇİMİ

Uzatmanın femurdan mı, tibiadan mı veya her ikisinden mi yapılacağı hastaya özgü olarak belirlenir.

- deformitenin lokalizasyonu,
- segmental uzunluk oranları,
- eklem hareket açıklığı,
- yumuşak doku toleransı,
- önceki cerrahiler,
- kemik kalitesi

Femoral uzatma sırasında diz hareket açıklığı ve quadriceps gerilimi önemli sorunlar oluşturabilirken, tibial uzatmada özellikle equinus deformitesi ve ayak bileği kontraktürü klinik açıdan önemlidir.

#### 18.4. OSTEOTOMİ SEVİYESİ

Ekstremitte uzatmada osteotomi seviyesi biyolojik ve mekanik açıdan kritik öneme sahiptir.

- yüksek vaskülarite,
- geniş kansellöz yüzey,
- güçlü osteojenik kapasite

İdeal osteotomi düşük enerjili olmalı, periost ve çevre yumuşak dokular mümkün olduğunca korunmalıdır. Multiple drill-hole + osteotom veya percutaneous Gigli saw gibi teknikler bu amaçla kullanılabilir.

#### 18.5. LATENT DÖNEM

Osteotomi sonrasında aktif distraksiyona başlamadan önce bırakılan süre latent dönem olarak tanımlanır.

latent dönem kullanılmaktadır [1,3].

#### 18.6. DISTRAKSİYON HIZI

Distraksiyon hızı günlük toplam uzatma miktarını ifade eder.

Klasik İlizarov protokolünde en sık kullanılan değer:

1 mm/gün

dür [1,3].

İlizarov'un deneysel çalışmalarında çok yavaş distraksiyonun prematür konsolidasyona, aşırı hızlı distraksiyonun ise fibröz doku oluşumu ve zayıf rejenerata yol açabileceği gösterilmiştir [1].

#### 18.7. DISTRAKSİYON RİTMİ

Günlük toplam uzatma miktarının kaç ayrı uygulamaya bölündüğü distraksiyon ritmi olarak tanımlanır.

şeklinde distraksiyon yaygın olarak kullanılmaktadır [1].

#### 18.8. UZATMA FAZİ

Aktif distraksiyon sırasında her gün planlanan miktarda uzatma gerçekleştirilir.

- kaslar,
- tendonlar,
- sinirler,
- damarlar,
- fasya,
- deri

Bu nedenle ekstremitte uzatma yalnızca distraction osteogenesis değil, daha geniş anlamda distraction histogenesis olarak değerlendirilir [2,3].

#### 18.9. REJENERATIN TAKİBİ

Aktif uzatma sırasında rejenerat düzenli radyografik kontrollerle izlenmelidir.

Değerlendirilmesi gereken özellikler:

- mineralizasyon yoğunluğu,
- rejenerat genişliği,
- longitudinal trabeküler organizasyon,
- santral radyolüsent zon,
- kortikalizasyon eğilimi

#### 18.10. YUMUŞAK DOKU ADAPTASYONU

Kemik yeni uzunluğa ulaşırken çevre yumuşak dokular da gerilim altında kalır.

- kas-tendon üniteleri,
- periferik sinirler,
- eklem kapsülleri

Bu nedenle aktif distraksiyon döneminde fizyoterapi tedavinin ayrılmaz bir parçasıdır.

### **18.11. FİZYOTERAPİ VE EKLEM HAREKETLERİ**

Uzatma sırasında:

- diz hareket açıklığı,
- ayak bileği dorsifleksiyonu,
- kalça hareketleri,
- kas gücü
- aktif ve pasif eklem hareketleri,
- stretching,
- kas güçlendirme,
- yürüme eğitimi

Eklem hareket açıklığındaki progresif azalma, distraksiyon hızının azaltılması veya tedavi planının yeniden değerlendirilmesini gerektirebilir.

### **18.12. NÖROLOJİK TAKİP**

Periferik sinirler kademeli uzamaya belirli ölçüde uyum sağlayabilir; ancak aşırı gerilim nöropraksi veya daha ciddi nörolojik sorunlara neden olabilir.

Özellikle:

- parestezi,
- yeni motor güçsüzlük,
- nöropatik ağrı

### **18.13. VASKÜLER TAKİP**

Distraksiyon osteogenezi yoğun anjiyogenezele ilişkilidir. Bununla birlikte uzatma sırasında nörovasküler yapıların mekanik gerilimi de artar.

Preoperatif periferik dolaşım bozukluğu olan hastalarda risk daha yüksektir.

- periferik nabızlar,
- kapiller dolum,
- cilt sıcaklığı,
- distal renk değişikliği

### **18.14. UZATMA MİKTARI**

Güvenli uzatma miktarı sabit bir santimetre değeri değildir.

- toplam uzatma miktarı,
- başlangıç kemik uzunluğunun yüzdesi,
- hastanın yaşı,
- anatomik segment,
- kas-tendon toleransı,
- eşlik eden deformite

Genel olarak başlangıç kemik uzunluğuna göre uzatma yüzdesi arttıkça komplikasyon riski yükselir. Bu nedenle çok büyük uzatmaların tek seansta yapılması yerine aşamalı stratejiler gerekebilir [2].

### **18.15. KONSOLİDASYON DÖNEMİ**

Planlanan uzunluğa ulaşıldığında distraksiyon durdurulur ve konsolidasyon fazı başlar.

- osteoid mineralizasyonu artar,

- trabeküler kolonlar kalınlaşır,
- santral fibröz zon kaybolur,
- kortikalizasyon gelişir.

Frame veya diğer stabilizasyon sistemi rejenerat yeterli mekanik dayanıklılığa ulaşınca kadar korunur.

#### 18.16. FRAME ÇIKARILMASI

Frame çıkarma zamanı yalnızca uzatmanın tamamlanmasından sonra geçen süreye göre belirlenmemelidir.

- radyografik kortikalizasyon,
- farklı projeksiyonlarda korteks oluşumu,
- rejenerat yoğunluğu,
- klinik stabilite,
- ağrısız yüklenme

Gerektiğinde frame kontrollü olarak dinamize edilerek rejeneratın mekanik yeterliliği test edilebilir.

#### 18.17. EXTERNAL FIXATION INDEX

Eksternal fiksasyon süresinin uzatma miktarıyla ilişkisini tanımlamak için External Fixation Index (EFI) kullanılabilir.

Klasik eksternal fiksasyon tekniklerinde EFI tedavi yükünün önemli göstergelerinden biridir. Günümüzde lengthening-over-nail ve lengthening-then-plating gibi kombine tekniklerin geliştirilmesinin amaçlarından biri external fixation index'i azaltmaktır [2]. Pediatrik serilerde post-lengthening plating ile EFI'nin belirgin olarak azaltılabildiği bildirilmiştir.

#### 18.18. HEALING INDEX

Bone healing veya healing index, yeni oluşan kemiğin belirli bir uzatma miktarı için maturasyona ulaşma süresini ifade etmek amacıyla kullanılmaktadır.

Yüksek healing index daha uzun konsolidasyon süresini ifade eder. Bazı çalışmalarda >45 gün/cm değerleri uzamış iyileşme göstergesi olarak değerlendirilmiştir; ancak bu değer evrensel bir komplikasyon eşiği değildir.

#### 18.19. FEMORAL UZATMA

Femoral uzatma:

- sirküler eksternal fiksator,
- monolateral fiksator,
- lengthening-over-nail,
- motorize intramedüller çivi
- diz fleksiyon kaybı,
- quadriceps kontraktürü,
- hip subluksasyonu riski bulunan seçilmiş hastalar,
- pin-site problemleri

Bu nedenle özellikle femoral uzatmada yoğun fizyoterapi gereklidir.

#### 18.20. TİBİAL UZATMA

Tibial uzatma İlizarov yönteminin klasik uygulamalarından biridir.

- equinus kontraktürü,
- diz fleksiyon kontraktürü,
- fibular migrasyon,
- peroneal sinir irritasyonu,

- ayak bileği deformitesi

Uzun miktarda tibial uzatma planlanan hastalarda ayak bileği dorsifleksiyonunun preoperatif ve postoperatif dönemde yakından takip edilmesi önemlidir.

### 18.21. FİBULA YÖNETİMİ

Tibial uzatmada fibula da uzatma sürecine dahil edilmelidir.

- osteotomize edilebilir,
- proksimal ve distal tibiofibular ilişkiler stabilize edilebilir.
- diz çevresinde deformite,
- ayak bileği mortisinde bozulma,
- valgus/varus değişiklikleri

Bu nedenle tibial uzatma yalnızca tibianın uzatılması olarak düşünülmemelidir.

### 18.22. PEDIATRİK EKSTREMİTE UZATMA

Çocuklarda yüksek osteojenik kapasite nedeniyle rejenerat oluşumu genellikle erişkinlerden daha hızlıdır.

- büyüme plağı,
- kalan büyüme potansiyeli,
- tekrarlayan uzatma gereksinimi,
- psikososyal yük

İskelet displazilerinde büyük uzatma miktarları mümkün olmakla birlikte tedavi yükü ve komplikasyon oranları artabilir. 2026 tarihli achondroplasia meta-analizinde anlamlı uzunluk kazanımları bildirilirken overall komplikasyon yükünün yüksek olduğu gösterilmiştir.

### 18.23. LENGTHENING OVER NAIL

Lengthening over nail (LON) tekniğinin amacı sirküler veya monolateral eksternal fiksator ile distraksiyon sağlandıktan sonra intramedüller çivinin konsolidasyon süresinde mekanik destek sağlamasıdır.

- eksternal fiksatörde geçirilen süreyi azaltabilir,
- frame çıkarıldıktan sonra deformite ve refraktür riskini azaltabilir.

Ancak pin-track ile intramedüller implant arasındaki enfeksiyon riski nedeniyle dikkatli cerrahi teknik gerektirir.

### 18.24. LENGTHENING THEN NAILING / PLATING

Eksternal fiksasyon süresini azaltmak amacıyla distraksiyon tamamlandıktan sonra intramedüller çivi veya plakla stabilizasyon uygulanabilir.

Özellikle pediatrik hastalarda plating after lengthening üzerine güncel çalışmalar eksternal fiksasyon indeksinde azalma ve daha erken tam yük verme sağlayabileceğini göstermektedir. Ancak hasta seçimi ve enfeksiyon riski önemlidir.

### 18.25. MOTORİZE İNTRAMEDÜLLER UZATMA ÇİVİLERİ

Modern motorize intramedüller çiviler pin-site enfeksiyonu ve frame intoleransı gibi eksternal fiksasyona özgü sorunları azaltabilir.

- medüller kanal gereksinimi,
- kemik çapı sınırlamaları,
- implant maliyeti,
- mekanik arıza,
- enfeksiyon ve implantla ilişkili komplikasyonlar

Dolayısıyla eksternal fiksasyon ve intramedüller uzatma birbirinin mutlak alternatifi değil, farklı klinik durumlarda kullanılan tamamlayıcı yöntemlerdir [2].

### **18.26. EKSTERNAL FİKSATÖRE ÖZGÜ KOMPLİKASYONLAR**

Ekstremité uzatma sırasında başlıca komplikasyonlar:

- pin-tract enfeksiyonu,
- tel veya pin gevşemesi,
- eklem kontraktürü,
- kas-tendon gerginliği,
- nörolojik irritasyon,
- prematür konsolidasyon,
- yetersiz rejenerat,
- aks kaybı,
- subluksasyon,
- refraktür

olarak sıralanabilir [2,4].

### **18.27. PREMATÜR KONSOLİDASYON**

Prematür konsolidasyon, distraksiyon tamamlanmadan osteotomi aralığının erken kemikleşmesidir.

Risk faktörleri:

- yavaş distraksiyon,
- uzun latent dönem,
- genç yaş,
- yüksek osteojenik kapasite

### **18.28. YETERSİZ REJENERAT**

Rejenerat oluşumu yetersiz olduğunda:

- distraksiyon hızı azaltılabilir,
- geçici duraklama uygulanabilir,
- mekanik stabilite kontrol edilebilir,
- beslenme ve metabolik faktörler optimize edilebilir.

Persistan ciddi yetersizlikte ilave biyolojik veya cerrahi yöntemler gerekebilir.

### **18.29. EKLEM KONTRAKTÜRÜ**

Uzatma sırasında kas-tendon ünitelerinin kemiğe göre daha sınırlı adaptasyonu eklem kontraktürüne neden olabilir.

Bu nedenle eklem hareket açıklığındaki değişim aktif distraksiyon döneminin en önemli klinik takip parametrelerinden biridir.

- fizyoterapi yoğunlaştırılabilir,
- splintleme uygulanabilir,
- distraksiyon hızı azaltılabilir,
- gerektiğinde yumuşak doku gevşetmeleri düşünülebilir.

### **18.30. HASTA SEÇİMİ VE PSİKOSOSYAL BOYUT**

Ekstremité uzatma uzun süreli ve hasta katılımı gerektiren bir süreçtir.

- günlük cihaz ayarlamalarını,
- pin bakımını,
- fizik tedaviyi,
- sık kontrolleri

Modern derlemeler ekstremitte uzatma cerrahisinin teknik olarak başarılı olabilmesine rağmen uzun ve yorucu postoperatif tedavi sürecinin sonuçları belirgin şekilde etkileyebildiğini vurgulamaktadır [2].

## KAYNAKLAR

1. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(239):263-285.
2. Hosny GA. Limb lengthening history, evolution, complications and current concepts. *J Orthop Traumatol.* 2020;21(1):3.
3. Aronson J. Experimental and clinical experience with distraction osteogenesis. *Cleft Palate Craniofac J.* 1994;31(6):473-481.
4. Paley D. Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;(250):81-104.
5. Fischgrund J, Paley D, Suter C. Variables affecting time to bone healing during limb lengthening. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;(301):31-37.
6. Herzenberg JE, Paley D. Tibial lengthening over nails (LON). *Tech Orthop.* 1997;12:250-259.
7. Depaoli A, et al. Is the high healing index a complication of progressive long bone lengthening? 2023.
8. Engin MÇ, et al. The effectiveness of post-lengthening plating after pediatric limb lengthening. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2026.

## 19. KEMİK TRANSPORTU

Kemik transportu, segmental kemik defektlerinin rekonstrüksiyonu amacıyla canlı bir kemik segmentinin kontrollü ve kademeli olarak defekt boyunca ilerletilmesine dayanan bir distraksiyon osteogenezi yöntemidir. Teknik, İlizarov'un tension-stress prensiplerinin klinik uygulamalarından biri olup, özellikle geniş kemik kayıpları, enfekte nonunionlar, kronik osteomyelit sonrası oluşan defektler ve yüksek enerjili travmaya bağlı segmental kemik kayıplarında önemli bir ekstremité kurtarıcı yöntemdir [1–4]. Transport sırasında osteotomi bölgesinde yeni rejenerat kemik oluşurken, hareket ettirilen segment defekt boyunca ilerleyerek karşı kemik segmentine ulaşır. Bu son temas bölgesi docking site olarak adlandırılır.

Kemik transportunun ekstremité uzatmadan temel farkı, ekstremitenin toplam uzunluğunun transport sırasında genellikle sabit tutulmasıdır. Uzatmada iki ana kemik segmenti birbirinden uzaklaştırılırken, kemik transportunun temel amacı bir transport segmentini defekt içerisinde ilerleterek kemik boşluğunu ortadan kaldırmaktır [3]. Güncel literatürde kemik transportu özellikle büyük segmental kemik defektlerinde ve fracture-related infection (FRI) ile komplike olgularda halen önemli bir rekonstrüksiyon yöntemi olarak kabul edilmektedir [4].

### 19.1. ENDİKASYONLAR

Kemik transportunun başlıca endikasyonları:

- enfekte nonunion sonrası segmental kemik kaybı,
- kronik osteomyelit sonrası radikal debridman defekti,
- yüksek enerjili açık kırıklara bağlı segmental kemik kaybı,
- posttravmatik kritik kemik defektleri,
- seçilmiş tümör rezeksiyonları sonrası oluşan defektler,
- başarısız rekonstrüksiyonlar sonrası oluşan uzun segment defektler

Kritik kemik defektinin kesin tanımı literatürde değişkenlik göstermektedir. Güncel değerlendirmelerde özellikle birkaç santimetreyi aşan, kortikal çevrenin önemli kısmının kaybolduğu ve spontan iyileşme beklenmeyen defektlerin rekonstrüktif müdahale gerektirdiği kabul edilmektedir. Yaklaşık 5–6 cm ve üzerindeki segmental defektlerde kemik transportu önemli seçeneklerden biridir; ancak endikasyon yalnızca defekt uzunluğuna göre değil, enfeksiyon, yumuşak doku durumu, vaskülarite, hasta yaşı ve alternatif rekonstrüksiyon yöntemleri birlikte değerlendirilerek belirlenmelidir [4].

### 19.2. ENFEKSİYONLU KEMİK DEFEKTLERİNDE TRANSPORT

Fracture-related infection ile ilişkili segmental kemik kayıpları kemik transportunun en önemli kullanım alanlarından biridir. Bu hastalarda tedavinin ilk ve en önemli basamağı enfekte ve devitalize dokuların yeterli şekilde debride edilmesidir. Debridman sırasında canlılığını kaybetmiş kemik, nekrotik yumuşak doku ve gerektiğinde enfekte implantlar çıkarılmalı ve çoklu derin doku örnekleri mikrobiyolojik incelemeye gönderilmelidir [4].

Güncel FRI literatüründe segmental kemik defekti olan her hastada enfeksiyon olasılığının sistematik olarak değerlendirilmesi ve rekonstrüksiyonun FRI prensipleri doğrultusunda planlanması önerilmektedir [4].

### 19.3. TRANSPORT SEGMENTİNİN OLUŞTURULMASI

Kemik transportu için canlı ve yeterli vaskülarizasyona sahip bir transport segmenti oluşturulmalıdır. Transport segmenti, düşük enerjili osteotomi veya kortikotomi ile ana kemikten ayrılır.

- yeterli uzunlukta olması,
- çevre yumuşak dokularla biyolojik bağlantısının korunması,
- frame tarafından yeterli mekanik kontrol altında tutulması,

- transport boyunca rotasyon ve translasyona karşı stabil olması

Osteotomi sırasında periost ve yumuşak dokuların korunması, transport sırasında oluşacak rejeneratın kalitesini doğrudan etkiler [1,3].

#### 19.4. CORTİKOTOMİ VE LATENT DÖNEM

Kemik transportunda klasik yaklaşım düşük enerjili kortikotomi veya osteotomi uygulanmasıdır. Osteotomi sonrası genellikle kısa bir latent dönem bırakılır.

Bu süreçte erken hematoma organizasyonu ve vasküler proliferasyon meydana gelir. Daha sonra transport başlatılır [1,4]. Güncel FRI kemik transportu derlemelerinde de düşük enerjili kortikotomi sonrası yaklaşık 5–7 günlük latent dönem klasik yaklaşım olarak tanımlanmaktadır.

#### 19.5. TRANSPORT HIZI VE RİTMİ

Kemik transportunda ilerletme hızı, distraksiyon osteogenezinin temel biyolojik prensiplerine uygun olmalıdır.

Ancak transport hızı sabit bir değer olarak kabul edilmemelidir; rejenerat kalitesi, hastanın yaşı, osteotomi lokalizasyonu, yumuşak doku toleransı ve nörovasküler bulgulara göre değiştirilmelidir [1,3]. Güncel kemik transportu literatüründe yaklaşık 0,5–1 mm/gün ilerletme önerilmektedir.

#### 19.6. MONOFOKAL, BİFOKAL VE TRİFOKAL KAVRAMLAR

Kemik defekti rekonstrüksiyonunda transport stratejisi oluşturulan osteotomi ve hareketli segment sayısına göre değişebilir.

Defekt büyüdükçe tek segmentin taşınması gereken mesafe artar ve tedavi süresi uzar. Bu nedenle özellikle çok büyük tibial defektlerde trifokal veya çok seviyeli transport stratejileri kullanılabilir.

#### 19.7. PROKSİMALDEN DISTALE TRANSPORT

Transport segmenti proksimal osteotomi seviyesinden oluşturularak distale doğru ilerletilebilir.

- iyi vaskülarizasyonu,
- geniş kansellöz yüzeyi,
- yüksek osteojenik kapasitesi

rejenerat oluşumu açısından avantaj sağlayabilir.

#### 19.8. DISTALDEN PROKSİMALE TRANSPORT

Distal segmentin biyolojik ve mekanik olarak daha uygun olduğu hastalarda transport distalden proksimale doğru gerçekleştirilebilir.

Temel prensip, en uygun osteojenik bölgeden güvenli bir transport segmenti oluşturmak ve transport mesafesini mümkün olduğunca etkin biçimde yönetmektir.

#### 19.9. TANDEM VE ÇİFT SEVİYELİ TRANSPORT

Büyük defektlerin rekonstrüksiyonunda iki transport segmentinin aynı yönde ilerletildiği tandem transport veya farklı yönlerden defekte doğru ilerletilen çift seviyeli transport yöntemleri kullanılabilir.

Bu tekniklerin temel amacı:

- tek bir transport segmentinin kat edeceği mesafeyi azaltmak,
- toplam tedavi süresini kısaltmak,
- büyük defektlerde uzun external fixation index'i azaltmaktır.

#### 19.10. FRAME KONFİGÜRASYONU

Kemik transportunda frame'in hem ana kemik segmentlerini hem de transport segmentini bağımsız olarak kontrol etmesi gerekir.

- ekstremita aksını koruması,
- rotasyonu kontrol etmesi,

- transport segmentinin docking site'a doğru doğru ekseninde ilerlemesini sağlaması kritik öneme sahiptir.

### 19.11. TRANSPORT SEGMENTİNİN STABİLİTESİ

Transport segmentinin frame'e yeterince rijit şekilde bağlanması gerekir. Yetersiz fiksasyon:

- segment rotasyonu,
- angülasyon,
- translasyon,
- docking site uyumsuzluğu

Transport segmentinin çok kısa olması mekanik kontrolü zorlaştırırken, aşırı uzun segment osteotomi seviyesinin biyolojik avantajlarını azaltabilir.

### 19.12. REJENERATIN TAKİBİ

Transport sırasında osteotomi bölgesinde yeni kemik oluşumu düzenli radyograflerle takip edilmelidir.

- longitudinal mineralizasyon çizgileri,
- rejenerat genişliği,
- homojenlik,
- santral radyolüseni,
- kortikalizasyon eğilimi
- transport hızı azaltılabilir,
- geçici duraklama yapılabilir,
- mekanik stabilite kontrol edilebilir.

Prematür konsolidasyon gelişme eğilimi varsa transport hızı yeniden düzenlenmelidir.

### 19.13. DOCKING SITE

Transport segmentinin karşı ana kemik segmentine ulaştığı bölge docking site olarak tanımlanır.

Docking site'ta temel amaç:

- canlı kemik yüzeylerinin karşılaştırılması,
- yeterli mekanik temas,
- aks ve rotasyonun korunması,
- kemik unionunun sağlanmasıdır.
- docking site açılması,
- fibröz dokunun eksizyonu,
- kemik uçlarının tazelenmesi,
- dekortikasyon,
- otolog kemik grefti

### 19.14. DOCKING SITE KOMPRESYONU

Docking sonrasında kemik yüzeyleri arasında kontrollü kompresyon sağlanabilir.

- threaded rodlar,
- transport mekanizması,
- hexapod strutlar

Ancak aşırı kompresyon transport segmentinde deformasyon veya yumuşak doku sorunlarına yol açabileceğinden kontrollü uygulanmalıdır.

### 19.15. DOCKING SITE GREFTLEME

Docking site nonunion kemik transportunun iyi bilinen komplikasyonlarından biridir.

- osteojenik hücre,

- osteoindüktif faktörler,
- osteokondüktif matriks

Güncel rekonstrüksiyon yaklaşımlarında docking site yönetimi hasta ve lokal biyolojiye göre bireyselleştirilmektedir [4].

#### **19.16. ENFEKTE DOCKING SITE**

FRI bulunan olgularda transport segmentinin docking bölgesine ulaşması tek başına enfeksiyonun eradike edildiği anlamına gelmez.

- fistül,
- pürülan akıntı,
- inflamatuvar bulgular,
- radyolojik osteoliz

Gerekirse docking bölgesinde yeniden debridman ve derin doku kültürleri alınmalıdır. Güncel FRI yaklaşımı, rekonstrüksiyon başarısının yalnızca kemik unionuna değil, enfeksiyon eradikasyonuna da bağlı olduğunu vurgulamaktadır [4].

#### **19.17. YUMUŞAK DOKU TRANSPORTU**

Kemik transportu sırasında yalnızca kemik değil, transport segmentine bağlı yumuşak dokular da kademeli olarak hareket eder.

- kas,
- fasya,
- damar,
- sinir,
- deri

Bununla birlikte ciddi yumuşak doku defektleri her zaman kemik transportu ile spontan olarak çözülemez. Özellikle büyük cilt ve kas defektlerinde plastik cerrahi rekonstrüksiyon gerekebilir.

#### **19.18. AKUT KISALTMA VE SONRADAN UZATMA**

Bazı segmental defektlerde kemik transportuna alternatif olarak akut kısaltma uygulanabilir ve daha sonra farklı bir osteotomi seviyesinden ekstremitte tekrar uzatılabilir.

- daha küçük defektlerde,
- yumuşak dokunun akut kısaltmaya izin verdiği olgularda

Güncel kemik defekti literatüründe küçük ve orta defektlerde acute shortening–lengthening, büyük defektlerde ise bone transport önemli seçenekler arasında yer almaktadır [4].

#### **19.19. KEMİK TRANSPORTU VE MASQUELET TEKNİĞİ**

Kemik defektlerinde diğer önemli rekonstrüksiyon yöntemi induced membrane (Masquelet) tekniğidir.

- defekt büyüklüğü,
- enfeksiyon,
- yumuşak doku örtüsü,
- hasta faktörleri,
- merkezin deneyimi

Güncel literatürde induced membrane ile kemik transportunun kombine edildiği teknikler de tanımlanmıştır [4].

#### **19.20. INDUCED MEMBRANE İÇİNDEN KEMİK TRANSPORTU**

Yeni yaklaşımlardan biri bone transport through induced membrane yöntemidir.

- lokal biyolojik ortamın iyileştirilmesi,

- dead-space yönetimi,
- enfeksiyon kontrolü,
- transport segmentinin biyolojik desteklenmesi

Randomize kontrollü bir çalışmada induced membrane içinden transport uygulanan hastalarda docking süresinde azalma bildirilmiştir; ancak uzun dönem üstünlüğün belirlenmesi için ek çalışmalara ihtiyaç vardır [4].

### 19.21. BONE TRANSPORT OVER NAIL

Eksternal fiksasyon süresini ve frame'e bağlı morbiditeyi azaltmak amacıyla bone transport over nail teknikleri geliştirilmiştir.

- ekstremité aksını korur,
- transport segmentinin rotasyonunu kontrol eder,
- frame çıkarıldıktan sonra internal destek sağlar.

Bu nedenle eksternal ve internal implantların birlikte kullanıldığı tekniklerde pinlerin çiviyle temas etmemesi ve enfeksiyon kontrolünün sağlanması önemlidir [4]. Güncel derlemeler integrated fixation yöntemlerinin eksternal fiksasyon süresini ve hasta yükünü azaltabileceğini, ancak enfekte ortamda yeni riskler getirdiğini vurgulamaktadır.

### 19.22. MOTORIZED INTRAMEDULLER BONE TRANSPORT

Son yıllarda motorize teleskopik intramedüller implantlarla tamamen internal kemik transportu uygulanabilmektedir.

- pin-site enfeksiyonunun ortadan kaldırılması,
- hasta konforunun artması,
- frame intoleransının azaltılması,
- eklem hareketlerinin daha kolay korunmasıdır.
- maliyet,
- implant çapı ve anatomik gereksinimler,
- mekanik arıza,
- docking site yönetimi,
- enfeksiyonlu alanda implant kullanımı

Güncel FRI derlemelerinde, uygun seçilmiş hastalarda motorize intramedüller transport sistemlerinin kullanımının arttığı ancak biyolojik prensiplerin klasik İlizarov yönteminden değişmediği vurgulanmaktadır [4].

### 19.23. TRANSPORT SÜRESİ

Transport süresi büyük ölçüde defekt uzunluğuna ve günlük transport hızına bağlıdır.

Örneğin 6 cm'lik defektin 1 mm/gün hızla kapatılması teorik olarak yaklaşık:

60 gün

aktif transport gerektirir.

- latent dönem,
- docking site unionu,
- rejenerat konsolidasyonu

Bu nedenle geniş defektlerde uzun frame süresi kemik transportunun en önemli dezavantajlarından biridir.

### 19.24. EXTERNAL FIXATION INDEX

Bone transport sırasında external fixation index, toplam eksternal fiksasyon süresinin rekonstrükte edilen kemik uzunluğuna oranını göstermek için kullanılabilir.

Trifokal transport, transport-over-nail ve kombine internal-eksternal yöntemlerin geliştirilmesindeki önemli amaçlardan biri toplam external fixation time ve EFI'yi azaltmaktır.

### 19.25. KOMPLİKASYONLAR

Kemik transportu uzun ve kompleks bir tedavi süreci olduğundan komplikasyonlar sık görülebilir.

- pin-site enfeksiyonu,
- tel veya half-pin gevşemesi,
- joint stiffness,
- kas kontraktürü,
- nörovasküler irritasyon,
- transport segmentinin angülasyonu,
- segment rotasyonu,
- aks kaybı,
- zayıf rejenerat,
- prematür konsolidasyon,
- docking site nonunion,
- refraktür,
- persistan veya rekürren enfeksiyon

olarak sıralanabilir [2–4].

### 19.26. JOINT KONTRAKTÜRÜ

Kemik transportu sırasında kas ve tendonlar da kademeli olarak gerildiği için komşu eklemlerde kontraktür gelişebilir.

- diz fleksiyon kontraktürü,
- ayak bileği equinus

Erken fizyoterapi, eklem hareketleri ve uygun frame tasarımı kontraktür riskinin azaltılmasında önemlidir.

### 19.27. TRANSPORT SEGMENTİNİN MALALIGNMENT'I

Transport segmentinin docking site'a doğru yanlış eksenle ilerlemesi:

- translasyon,
- angülasyon,
- rotasyon

Hexapod sistemler transport sırasında oluşan sekonder deformitelerin düzeltilmesinde avantaj sağlayabilir.

### 19.28. PREMATÜR KONSOLİDASYON

Osteotomi bölgesinin transport tamamlanmadan önce kemikleşmesi transportu durdurabilir.

- genç hastalarda,
- uzun latent dönemde,
- yavaş transportta

risk artabilir.

### 19.29. ZAYIF REJENERAT

Yetersiz rejenerat oluşumu:

- aşırı hızlı transport,
- kötü vaskülarite,
- mekanik instabilite,
- biyolojik risk faktörleri

Tedavide:

- transport hızının azaltılması,
- geçici duraklama,
- mekanik stabilitenin iyileştirilmesi,
- sistemik faktörlerin optimize edilmesi

### 19.30. DOCKING SITE NONUNION

Docking site nonunion, kemik transportunun karakteristik ve önemli komplikasyonlarından biridir.

- interpoze fibröz doku,
- yetersiz kemik teması,
- segment malalignment'ı,
- persistan enfeksiyon,
- kötü vaskülarite,
- mekanik instabilite

Tedavi seçenekleri:

- docking site eksplorasyonu,
- dekortikasyon,
- yeniden kompresyon,
- kemik greftleme,
- gerekiyorsa revizyon stabilizasyonu

### 19.31. REHABİLİTASYON

Kemik transportunda rehabilitasyon tedavinin ayrılmaz bir parçasıdır.

Temel hedefler:

- eklem hareketlerinin korunması,
- kas gücünün sürdürülmesi,
- kontraktürlerin önlenmesi,
- uygun yük vermenin sağlanması,
- hastanın günlük yaşam fonksiyonlarının korunmasıdır.

### 19.32. MODERN YAKLAŞIM

Modern kemik transportu artık yalnızca klasik sirküler eksternal fiksatör kullanımını ifade etmemektedir.

düşük enerjili osteotomi + kontrollü mekanik distraksiyon + yeni kemik rejenerasyonu [4].

## KAYNAKLAR

1. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(239):263-285.
2. Aronson J, Johnson E, Harp JH. Local bone transportation for treatment of intercalary defects by the Ilizarov technique. Biomechanical and clinical considerations. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(243):71-79.
3. Paley D, Maar DC. Ilizarov bone transport treatment for tibial defects. *J Orthop Trauma.* 2000;14(2):76-85.
4. Metsemakers WJ, Fragomen AT, Morgenstern M, Rosslenbroich SB, Quinnan SM, Corona PS, Bernstein M, Tetsworth K. Bone transport in the management of fracture-related infection: current concepts and innovations. *J Bone Jt Infect.* 2026;11(2):191-206.
5. Tsang SJ, van Rensburg AJ, van Heerden J, Epstein GZ, Venter R, Ferreira N. The management of critical bone defects: outcomes of a systematic approach. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2024;34:3225-3231.

6. Thakeb MF, Kozman MA, ElGebeily MA, Baraka MM, Al Kersh MA. Bone transport through induced membrane versus conventional bone transport in management of infected long-bone defects of lower limbs: a randomized controlled trial. *J Orthop Trauma*. 2023;37:462-468.

## 20. MONOFOKAL, BİFOKAL VE TRİFOKAL TRANSPORT

Segmental kemik defektlerinin rekonstrüksiyonunda kullanılan transport teknikleri, oluşturulan osteotomi ve hareketli kemik segmenti sayısına göre monofokal, bifokal ve trifokal olarak sınıflandırılabilir. Bu tekniklerin temelinde İlizarov'un distraksiyon osteogenezi ve tension-stress prensipleri bulunmakta olup, amaç kemik defektini hastanın kendi rejeneratif kapasitesinden yararlanarak ortadan kaldırmaktır [1–3].

### 20.1. MONOFOKAL YAKLAŞIM

Monofokal teknikte tedavi tek bir biyolojik odak üzerinden yürütülür. Bu yaklaşım daha çok nonunion bölgesinde kompresyon uygulanması veya tek bir osteotomi seviyesinden ekstremitte uzatılması şeklinde kullanılır. Segmental kemik defektlerinde klasik anlamdaki transporttan farklı olarak hareket eden ayrı bir transport segmenti bulunmayabilir.

Küçük defektlerde akut kısaltma ve daha sonra tek osteotomi seviyesinden uzatma da monofokal rekonstrüksiyon prensipleri içerisinde değerlendirilebilir. Bununla birlikte geniş segmental kemik kayıplarında bifokal veya trifokal transport genellikle daha uygun seçeneklerdir [2,3].

### 20.2. BİFOKAL KEMİK TRANSPORTU

Bifokal transport, klasik İlizarov kemik transport tekniğinin en yaygın kullanılan şeklidir. Bu teknikte bir osteotomi oluşturulur ve buradan elde edilen tek transport segmenti kemik defekti boyunca karşı fragmana doğru ilerletilir [1,2].

- osteotomi seviyesindeki distraksiyon rejeneratı,
- transport segmentinin karşı fragmana ulaştığı docking site.

Transport segmenti ilerledikçe arkasında yeni kemik oluşur ve defekt giderek kapanır. Segment karşı kemiğe ulaştığında docking bölgesinde kompresyon uygulanarak union sağlanmaya çalışılır [1,2].

- tibial enfekte nonunion,
- kronik osteomyelit sonrası segmental defekt,
- posttravmatik kemik kaybı

### 20.3. BİFOKAL TRANSPORTUN AVANTAJLARI

Bifokal tekniğin başlıca avantajları:

- teknik olarak trifokal transporttan daha basit olması,
- tek osteotomi gerektirmesi,
- frame kontrolünün daha kolay olması,
- transport segmentinin takip edilmesinin daha kolay olması

Bununla birlikte defekt büyüdükçe transport segmentinin kat etmesi gereken mesafe ve dolayısıyla aktif transport süresi artar. Uzun transport mesafesi external fixation time'ın uzamasına ve komplikasyon riskinin artmasına yol açabilir [2,3].

### 20.4. TRİFOKAL KEMİK TRANSPORTU

Trifokal transport, özellikle uzun segmental kemik defektlerinin rekonstrüksiyonunda kullanılan daha ileri bir tekniktir. Bu yöntemde iki ayrı osteotomi oluşturulur ve iki transport segmenti kullanılır [3–5].

- defektin iki tarafından birbirine doğru,
- veya aynı yönde tandem şeklinde

Temel amaç, toplam defekt uzunluğunu iki transport segmenti arasında paylaşarak her segmentin kat etmesi gereken mesafeyi azaltmaktır.

## 20.5. TRİFOKAL TRANSPORTUN BİYOMEKANİK VE KLİNİK AVANTAJI

Örneğin 12 cm'lik bir defektin tek transport segmentiyle kapatılması gerektiğinde segment yaklaşık 12 cm ilerlemek zorundadır. Aynı defekt iki transport segmenti kullanılarak rekonstrükte edildiğinde her segmentin kat edeceği mesafe belirgin şekilde azaltılabilir.

- transport süresini,
- external fixation time'ı,
- external fixation index'i

Catagni ve arkadaşlarının uzun tibial segmental defektlerde yaptığı karşılaştırmalı çalışmada trifokal transport uygulanan hastalarda, daha büyük defektlerin tedavi edilmesine rağmen bifokal gruba göre daha kısa eksternal fiksasyon süresi ve daha düşük healing index bildirilmiştir [4].

## 20.6. TRİFOKAL TRANSPORTUN DEZAVANTAJLARI

Trifokal teknik daha kompleks bir cerrahi ve mekanik yapı gerektirir.

- iki osteotomi gerektirmesi,
- daha kompleks frame konfigürasyonu,
- iki transport segmentinin aksının ayrı ayrı kontrol edilmesi,
- daha fazla radyografik takip gerektirmesi,
- segmentlerin angülasyon veya rotasyon riskinin artabilmesi

Bu nedenle trifokal transport özellikle deneyimli limb reconstruction merkezlerinde uygulanmalıdır [3–5].

## 20.7. BİFOKAL VE TRİFOKAL TRANSPORT SEÇİMİ

Teknik seçimi yalnızca defekt uzunluğuna göre yapılmamalıdır.

- defektin uzunluğu,
- defektin lokalizasyonu,
- mevcut kemik segmentlerinin uzunluğu,
- osteotomi yapılabilecek metafizer alanlar,
- yumuşak doku durumu,
- enfeksiyon varlığı,
- hastanın tedaviye uyumu,
- frame toleransı

Orta büyüklükteki defektlerde bifokal transport genellikle yeterli olurken, çok uzun segmental defektlerde trifokal transport tedavi süresini azaltabilecek önemli bir seçenek oluşturur [3–5].

## KAYNAKLAR

1. Aronson J, Johnson E, Harp JH. Local bone transportation for treatment of intercalary defects by the Ilizarov technique. Biomechanical and clinical considerations. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(243):71-79.
2. Paley D, Maar DC. Ilizarov bone transport treatment for tibial defects. *J Orthop Trauma.* 2000;14(2):76-85.
3. Borzunov DY, Shastov AL. Mechanical solutions to salvage failed distraction osteogenesis in large bone defect management. *Int Orthop.* 2019;43(5):1051-1059.
4. Catagni MA, Azzam W, Guerreschi F, Lovisetti L, Poli P, Khan MS, Di Giacomo LM. Trifocal versus bifocal bone transport in treatment of long segmental tibial bone defects. *Bone Joint J.* 2019;101-B(2):162-169.
5. Metsemakers WJ, Fragomen AT, Morgenstern M, et al. Bone transport in the management of fracture-related infection: current concepts and innovations. *J Bone Jt Infect.* 2026;11:191-206.

## 21. DOCKING SITE YÖNETİMİ

Kemik transportunda docking site, transport edilen kemik segmentinin karşı ana kemik segmentine ulaştığı temas bölgesidir. Distraksiyon bölgesinde yeni kemik oluşumu genellikle öngörülebilir olmakla birlikte, docking site iyileşmesi kemik transportu tedavisinin en problemlı aşamalarından biridir. Fibrotik doku interpozisyonu, kemik uçlarının sklerozu, yetersiz temas, malalignment ve persistan enfeksiyon docking site unionunu geciktirebilir [1–4]. Güncel bir sistematik derlemede docking site nonunionunun halen önemli bir sorun olduğu ve rutin cerrahi müdahale ile yalnızca gerektiğinde müdahale stratejileri arasında kesin bir üstünlük gösterilemediği bildirilmiştir [4].

### 21.1. DOCKING SITE'İN DEĞERLENDİRİLMESİ

Transport segmenti docking bölgesine yaklaşırken AP ve lateral radyografilerle:

- transport segmentinin aksı,
- rotasyonu,
- kortikal temas yüzeyi,
- rezidüel kemik aralığı,
- deformite veya translasyon

Segmentin yanlış eksen de ilerlemesi küçük bir temas yüzeyi oluşturabilir ve union olasılığını azaltabilir. Bu nedenle docking tamamlanmadan önce gerektiğinde frame üzerinden translasyon veya angülasyon düzeltmesi yapılmalıdır.

### 21.2. DOCKING ÖNCESİ KEMİK UÇLARININ HAZIRLANMASI

Uzun süreli transport sırasında docking bölgesindeki kemik uçları arasında fibröz doku gelişebilir ve kemik uçlarında kortikalizasyon veya skleroz meydana gelebilir. Bu nedenle seçilmiş olgularda docking site cerrahi olarak açılarak:

- fibröz dokunun çıkarılması,
- kemik uçlarının dekortikasyonu,
- kanayan canlı kemik yüzeylerinin oluşturulması,
- temas yüzeyinin artırılması

uygulanabilir [2,3].

### 21.3. DOCKING SITE KOMPRESYONU

Transport segmentinin karşı kemiğe ulaşmasının ardından kontrollü aksiyel kompresyon, docking site yönetiminin temel mekanik prensiplerinden biridir.

- kemik yüzeyleri arasındaki teması artırmak,
- interfragmenter boşluğu ortadan kaldırmak,
- shear hareketini azaltmak,
- mekanik stabiliteyi artırmaktır.

Kompresyon threaded rod, transport mekanizması veya hexapod strutlar üzerinden uygulanabilir. Ancak eksantrik temas mevcutsa aşırı kompresyon angülasyon veya translasyona neden olabileceğinden, önce aks ve temas yüzeyi düzeltilmelidir.

### 21.4. DOCKING SITE KEMİK GREFTLEMESİ

Docking site'a olog kemik grefti uygulanması klasik kemik transportunda sık kullanılan yöntemlerden biridir. Paley ve Maar'ın tibial kemik defekti serisinde 19 hastanın 10'unda transport sonunda docking site debridmanı ve/veya greftleme gerekmiş ve tüm olgularda union elde edilmiştir [2].

- atrofik docking site,
- yetersiz kemik teması,
- sklerotik kemik uçları,

- gecikmiş union,
- daha önce enfeksiyon geçirmiş biyolojik olarak zayıf alan

Klasik serilerde docking site greftlemesinin tedavi süresini kısaltabileceği ve nonunion ile refraktür riskini azaltabileceği bildirilmiştir [3].

### 21.5. RUTİN Mİ, SEÇİCİ GREFTLEME Mİ?

Docking site'ın her hastada rutin olarak açılıp greftlenmesi gerekip gerekmediği tartışmalıdır.

2024 yılında yayımlanan sistematik derlemede 23 çalışma ve 1153 hasta değerlendirilmiş; rutin docking site müdahalesi uygulanan hastalar ile başlangıçta gözlem yapılan hastalar karşılaştırılmıştır [4]. Mevcut kanıtlar tüm hastalara rutin olarak açık revizyon veya greft uygulanmasını zorunlu kılacak kadar güçlü değildir. Bu nedenle günümüzde yaklaşım daha çok docking site'ın biyolojik ve mekanik özelliklerine göre bireyselleştirilmektedir.

### 21.6. DOCKING SITE NONUNION

Docking site nonunion, kemik transportunun karakteristik komplikasyonlarından biridir. Güncel derlemelerde klasik eksternal fiksasyonla kemik transportu uygulanan hastaların yaklaşık üçte birine varan bölümünde docking site nonunionu nedeniyle ek cerrahi girişim gerekebildiği bildirilmektedir [4,5].

Başlıca nedenleri:

- fibröz doku interpozisyonu,
- kemik uçlarında skleroz,
- yetersiz kompresyon,
- yetersiz temas yüzeyi,
- segment malalignment'ı,
- mekanik instabilite,
- persistan enfeksiyon,
- kötü lokal vaskülarite

### 21.7. DOCKING SITE NONUNIONUNUN TEDAVİSİ

Union ilerlemesinin yetersiz olduğu hastalarda tedavi probleme göre planlanmalıdır.

- docking site eksplorasyonu,
- fibröz dokunun eksizyonu,
- kemik uçlarının tazelenmesi,
- dekortikasyon,
- otolog kansellöz kemik greftleme,
- yeniden kompresyon,
- frame stabilitesinin artırılması

Yumuşak dokunun kötü olduğu veya ringler arasındaki çalışma alanının sınırlı olduğu olgularda perkütan drilling ve greftleme gibi daha az invaziv teknikler de tanımlanmıştır [6].

### 21.8. ENFEKTE DOCKING SITE

Enfekte nonunion nedeniyle kemik transportu yapılan hastalarda docking bölgesinin iyileşmemesi persistan fracture-related infection açısından değerlendirilmelidir.

- fistül,
- pürülan akıntı,
- lokal inflamasyon,
- progresif osteoliz,
- açıklanamayan implant veya pin gevşemesi

Bu durumda yalnızca kemik grefti uygulanması yeterli değildir. Cerrahi debridman yapılmalı ve mikrobiyolojik değerlendirme için birden fazla derin doku örneği alınmalıdır [5]. Güncel FRI yaklaşımı, rekonstrüksiyon başarısında enfeksiyon kontrolünün docking site unionu kadar önemli olduğunu vurgulamaktadır.

## **21.9. DOCKING SITE VE INDUCED MEMBRANE**

Kemik transportunun induced membrane tekniğiyle kombine edilmesi docking site iyileşmesini geliştirmek amacıyla araştırılmıştır.

Randomize kontrollü bir çalışmada induced membrane içerisinden bone transport uygulanan hastalarda klasik bone transport grubuna göre docking site union süresi daha kısa bulunmuş (3,6 aya karşı 4,8 ay) ve docking site nonunion oranı daha düşük bildirilmiştir [7].

## **21.10. DOCKING SITE VE INTERNAL FİKSASYON**

Modern bone transport tekniklerinde docking sonrasında segmentin:

- intramedüller nail,
- plate,
- ilave vida

Integrated fixation yöntemlerinin amacı docking site ve rejeneratın stabilitesini korurken eksternal fiksatörün daha erken çıkarılmasını sağlamaktır [5].

## **21.11. DOCKING SITE REFRAKTÜRÜ**

Docking bölgesi frame çıkarıldıktan sonra refraktür açısından riskli olabilir. Özellikle yeterli union oluşmadan frame çıkarılması veya docking site'in biyolojik olarak zayıf olması bu riski artırır.

Enfekte kemik kaybı nedeniyle İlizarov transportu uygulanan klasik bir seride docking site revizyonu yapılmayan grupta daha fazla refraktür görülmüş ve yazarlar transport tamamlandığında docking site'in revizyonunu önermiştir [8].

## **21.12. FRAME ÇIKARILMADAN ÖNCE DOCKING SITE DEĞERLENDİRMESİ**

Frame çıkarılmadan önce:

- docking site'ta kortikal devamlılık,
- AP ve lateral grafilere union,
- ağrısız yük verme,
- deformite olmaması,
- rejenerat maturasyonu

Prematür frame çıkarılması docking site refraktörü, deformite veya nonunion gelişmesine yol açabilir [5].

## KAYNAKLAR

1. Aronson J, Johnson E, Harp JH. Local bone transportation for treatment of intercalary defects by the Ilizarov technique. Biomechanical and clinical considerations. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(243):71-79.
2. Paley D, Maar DC. Ilizarov bone transport treatment for tibial defects. *J Orthop Trauma.* 2000;14(2):76-85.
3. Cierny G 3rd, Zorn KE. Segmental tibial defects. Comparing conventional and Ilizarov methodologies. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;(301):118-123.
4. Liodakis E, Giannoudis VP, Harwood PJ, Giannoudis PV. Docking site interventions following bone transport using external fixation: a systematic review of the literature. *Int Orthop.* 2024;48:365-388.
5. Metsmakers WJ, Fragomen AT, Morgenstern M, et al. Bone transport in the management of fracture-related infection: current concepts and innovations. *J Bone Jt Infect.* 2026;11:191-206.
6. Giotakis N, Narayan B, Nayagam S. Bone grafting of the un-united docking site in bone transport: description of a percutaneous approach. *Ann R Coll Surg Engl.* 2008;90(7):613.
7. Thakeb MF, Kozman MA, ElGebeily MA, Baraka MM, Al Kersh MA. Bone transport through induced membrane versus conventional bone transport in management of infected long-bone defects of lower limbs: a randomized controlled trial. *J Orthop Trauma.* 2023;37:462-468.
8. Fabry K, Lammens J, Delhey P, Stuyck J. Ilizarov's method: a solution for infected bone loss. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2006.

## 22. NONUNION TEDAVİSİNDE İLİZAROV

Nonunion tedavisinde İlizarov yöntemi, özellikle mekanik instabilite, deformite, enfeksiyon, kemik kaybı ve ekstremité uzunluk eşitsizliğinin birlikte bulunduğu kompleks olgularda önemli bir rekonstrüksiyon seçeneğidir [1–4]. Sirküler eksternal fiksasyonun temel avantajı yalnızca nonunion bölgesini stabilize etmek değil; aynı konstrüksiyon üzerinden kompresyon, distraksiyon, deformite düzeltimi, ekstremité uzatma ve gerektiğinde kemik transportu uygulanabilmesidir [2–5].

İlizarov yöntemi özellikle tibial nonunionlarda uzun yıllardır kullanılmaktadır. Klasik serilerde aseptik ve enfekte nonunionların yanı sıra malunion ve kemik kaybının eşlik ettiği kompleks vakalarda başarılı sonuçlar bildirilmiştir [1,2]. Modern hexapod sistemler ise klasik İlizarov biyolojik prensiplerini koruyarak multiplanar deformitenin daha kontrollü düzeltilmesine olanak sağlamaktadır [6].

### 22.1. NONUNIONUN DEĞERLENDİRİLMESİ

Tedavi planı oluşturulmadan önce nonunionun biyolojik ve mekanik özellikleri belirlenmelidir.

- hipertrofik veya atrofik yapı,
- stiff veya mobile nonunion,
- enfeksiyon varlığı,
- segmental kemik kaybı,
- deformite,
- ekstremité uzunluk farkı,
- yumuşak doku durumu,
- vasküler durum

birlikte değerlendirilmelidir [3,6].

### 22.2. HİPERTROFİK NONUNION

Hipertrofik nonunionda radyografik olarak belirgin kallus oluşumu bulunur ancak mekanik stabilite yetersizdir.

Nonunion bölgesinin geniş şekilde açılması veya dekortikasyonu her zaman gerekli değildir. Stabil bir sirküler frame ile mikrohareketlerin kontrol edilmesi ve kompresyon uygulanması union için yeterli olabilir [2,3].

### 22.3. ATROFİK NONUNION

Atrofik nonunionda biyolojik aktivite daha düşüktür ve kemik uçlarında skleroz görülebilir.

- fibrotik dokunun debridmanı,
- sklerotik kemik uçlarının tazelenmesi,
- medüller kanalın açılması,
- stabil kompresyon,
- gerektiğinde otolog kemik greftleme

Bununla birlikte geniş debridman sonucunda segmental defekt oluşursa, klasik kompresyon yerine akut kısaltma veya kemik transportu tercih edilebilir [3–5].

### 22.4. STIFF NONUNION

Stiff nonunion, klinik olarak minimal hareket gösteren ancak union gelişmemiş nonunion tipidir.

- deformite,
- kısalık,
- mekanik aks bozukluğu

Hexapod frame'lerin tibial nonunionlarda kullanımını değerlendiren sistematik derlemede olguların yaklaşık %39'unun stiff hipertrofik nonunion olduğu bildirilmiştir [6]. ([pubmed.ncbi.nlm.nih.gov](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov))

## 22.5. MOBILE NONUNION

Mobile nonunionlarda patolojik hareket belirgindir ve stabilizasyon tedavinin temelini oluşturur.

- anatomik aksa getirilmeli,
- rotasyon düzeltilmeli,
- yeterli kemik teması sağlanmalı,
- stabil ring block'lar arasında komprese edilmelidir.

Bu hastalarda yeterli mekanik kontrol sağlanmadan yalnızca biyolojik augmentasyon uygulanması başarısız olabilir.

## 22.6. KOMPRESYON OSTEOGENEZİ

İlizarov yönteminde nonunion tedavisinin temel mekanik prensiplerinden biri compression osteogenesis kavramıdır.

- kemik temasını artırır,
- interfragmenter shear hareketini azaltır,
- mekanik stabiliteyi yükseltir.

Özellikle hipertrofik nonunionlarda bu yaklaşım oldukça etkilidir.

- threaded rodlar,
- motor üniteleri,
- hexapod strutlar

## 22.7. DISTRAKSİYON-KOMPRESYON TEKNİĞİ

Bazı nonunionlarda doğrudan kompresyon yeterli olmayabilir. İlizarov tarafından tanımlanan yöntemlerden biri distraction-compression veya tersine compression-distraction manevralarıdır.

Özellikle stiff hipertrofik nonunionlarda kontrollü mekanik stimulusun kallus maturasyonunu artıracak şekilde düşünülmektedir.

## 22.8. ENFEKTE NONUNION

Enfekte nonunion, İlizarov yönteminin en önemli endikasyonlarından biridir.

Klasik bir seride nonunion, malunion ve enfeksiyon kombinasyonları bulunan 56 hastanın 46 nonunionunun 40'ında union elde edilmiş ve tüm 22 enfeksiyon kontrol altına alınmıştır [1]. ([pubmed.ncbi.nlm.nih.gov](http://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov))

## 22.9. NONUNION VE KEMİK DEFEKTİ

Radikal debridman sonrası oluşan segmental kemik kaybı tedavi stratejisini değiştirir.

- akut kısaltma,
- kompresyon,
- kemik greftleme
- bifokal bone transport,
- trifokal bone transport,
- shortening-lengthening

Bone transport özellikle enfekte tibial nonunion ve geniş segmental defektlerde en çok çalışılmış rekonstrüksiyon yöntemlerinden biridir. Büyük enfekte tibial defektleri değerlendiren güncel bir scoping review'da bone transport grubunda yaklaşık %94 kemik unionu bildirilmiştir; ancak komplikasyon yükü de yüksektir [7]. ([pmc.ncbi.nlm.nih.gov](http://pmc.ncbi.nlm.nih.gov))

## 22.10. DEFORMİTENİN EŞLİK ETTİĞİ NONUNION

Nonunion sıklıkla:

- varus/valgus,
- procurvatum/recurvatum,

- translasyon,
- rotasyon,
- kısalık

Klasik frame ile deformite kademeli olarak düzeltilebilirken, modern hexapod sistemler multiplanar deformiteleri bilgisayar destekli olarak simultane düzeltebilir [6].

### 22.11. HEXAPOD FRAME'LERİN NONUNIONDA KULLANIMI

Taylor Spatial Frame ve diğer hexapod sistemler özellikle deformitenin eşlik ettiği tibial nonunionlarda avantaj sağlayabilir.

- angülasyon,
- translasyon,
- rotasyon,
- uzunluk

Tibial nonunionlarda hexapod frame kullanımını inceleyen sistematik derlemede 283 olguda ortalama union süresi 8,7 ay, union oranı ise %84,8 olarak bildirilmiştir. Hastaların %90'ından fazlasında deformite ve uzunluk açısından iyi radyolojik sonuçlar elde edilmiştir [6]. ([pubmed.ncbi.nlm.nih.gov](http://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov))

### 22.12. KEMİK KAYBI OLAN NONUNIONDA İLİZAROV VE HEXAPOD KOMBİNASYONU

Kemik kaybı bulunan tibial nonunionlarda klasik İlizarov ve Taylor Spatial Frame prensiplerinin kombine edildiği teknikler kullanılabilir.

55 tibial nonunionu değerlendiren bir çalışmada klasik sirküler frame ile kombine İlizarov-TSF sistemi karşılaştırılmış; docking site ve rejenerat konsolidasyonu ilk girişim sonrası hastaların %89'unda sağlanmış ve iki yöntem arasında anlamlı üstünlük gösterilememiştir [8]. ([pubmed.ncbi.nlm.nih.gov](http://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov))

Bu bulgu, kullanılan frame tipinden bağımsız olarak temel biyolojik ve mekanik prensiplerin doğru uygulanmasının önemini göstermektedir.

### 22.13. KEMİK GREFTLEMENİN YERİ

İlizarov yöntemi kullanılması kemik greftinin hiçbir zaman gerekli olmadığı anlamına gelmez.

Greftleme özellikle:

- atrofik nonunion,
- docking site,
- yetersiz biyolojik aktivite,
- küçük rezidüel defektler

### 22.14. YÜK VERME

Sirküler eksternal fiksasyonun önemli avantajlarından biri birçok hastada erken kontrollü yük vermeye izin vermesidir.

- fonksiyonel rehabilitasyonu destekler,
- kas atrofisini azaltır,
- kontrollü mekanik stimulasyon sağlayabilir.

Ancak yük verme protokolü frame stabilitesi, nonunion tipi, kemik kalitesi ve hastanın ağrı düzeyine göre bireyselleştirilmelidir.

### 22.15. FRAME SÜRESİ

Frame'in çıkarılma zamanı yalnızca takvim süresine göre belirlenmemelidir.

- nonunion bölgesinde kortikal devamlılık,
- radyografik union,

- ağrısız yük verme,
- klinik stabilite,
- varsa rejenerat maturasyonu

Kemik transportu uygulanmışsa hem docking site hem de distraksiyon rejeneratı ayrı ayrı yeterli maturasyona ulaşmalıdır.

## 22.16. KOMPLİKASYONLAR

Nonunion tedavisinde İlizarov yöntemine bağlı başlıca komplikasyonlar:

- pin-site enfeksiyonu,
- tel veya half-pin gevşemesi,
- eklem kontraktürü,
- equinus,
- aks kaybı,
- prematür konsolidasyon,
- yetersiz rejenerat,
- docking site nonunion,
- refraktür

şeklinde sıralanabilir [3,6].

2023 tarihli sistematik derlemede hexapod ile tedavi edilen tibial nonunionlarda pin-site enfeksiyonu yaklaşık %34, half-pin kırılması yaklaşık %9 ve equinus kontraktürü yaklaşık %14 oranında bildirilmiştir [6]. ([pubmed.ncbi.nlm.nih.gov](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov))

İlizarov ve monorail/LRS sistemlerini değerlendiren başka bir sistematik derlemede de en sık komplikasyon pin-tract enfeksiyonu, ardından komşu eklem sertliği ve deformite olarak bildirilmiştir [9]. ([pmc.ncbi.nlm.nih.gov](https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov))

## 22.17. AVANTAJLARI

Nonunion tedavisinde İlizarov yönteminin başlıca avantajları:

- internal implant gerektirmeden güçlü stabilizasyon,
- enfekte alanda kullanılabilme,
- kompresyon ve distraksiyon uygulanabilme,
- deformitenin eş zamanlı düzeltilebilmesi,
- kısıtlılığın giderilebilmesi,
- kemik transportuna izin vermesi,
- tedavi sırasında frame'in modifiye edilebilmesi

olarak sıralanabilir [1–4].

## 22.18. SINIRLILIKLARI

Yöntemin başlıca sınırlılıkları:

- uzun frame süresi,
- pin-site sorunları,
- hasta konforunun azalması,
- günlük frame bakımı gereksinimi,
- eklem kontraktürü riski,
- kompleks öğrenme eğrisi

Dolayısıyla İlizarov her nonunion için ilk seçenek değildir. Basit aseptik nonunionlarda plak, intramedüller çivi veya biyolojik augmentasyon daha düşük tedavi yüküyle yeterli olabilir.

## KAYNAKLAR

1. Marsh DR, Shah S, Elliott J, Kurdy N. The Ilizarov method in nonunion, malunion and infection of fractures. *J Bone Joint Surg Br.* 1997;79(2):273-279.
2. Paley D, Catagni MA, Argnani F, Villa A, Benedetti GB, Cattaneo R. Ilizarov treatment of tibial nonunions with bone loss. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(241):146-165.
3. Simpson AHRW, Robiati L, Jalal MMK, Tsang STJ. Non-union: indications for external fixation. *Injury.* 2019;50 Suppl 1.
4. Paley D, Maar DC. Ilizarov bone transport treatment for tibial defects. *J Orthop Trauma.* 2000;14(2):76-85.
5. Aronson J, Johnson E, Harp JH. Local bone transportation for treatment of intercalary defects by the Ilizarov technique. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(243):71-79.
6. Boksh K, Kanthasamy S, Divall P, et al. Hexapod circular frame fixation for tibial non-union: a systematic review of clinical and radiological outcomes. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2022;17(3):172-183.
7. Which surgical technique may yield the best results in large, infected, segmental non-unions of the tibial shaft? A scoping review. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2024.
8. Sala F, Thabet AM, Castelli F, et al. Distraction osteogenesis for tibial nonunion with bone loss using combined Ilizarov and Taylor spatial frames versus a conventional circular frame. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2016;11(3):153-161.
9. Outcome analysis of Ilizarov and monorail fixators in the treatment of nonunion of long bones: a systematic review and proportion meta-analysis. *J Clin Orthop Trauma.* 2023.

## 23. ENFEKTE NONUNION VE OSTEOMİYELİTTE İLİZAROV

Enfekte nonunion ve kronik osteomyelit, kemik kaynamaması ile enfeksiyonun aynı anda bulunduğu kompleks rekonstrüksiyon problemleridir. Bu olgularda yalnızca antibiyotik tedavisi veya yalnızca mekanik stabilizasyon yeterli değildir. Başarılı tedavinin temel hedefleri; enfekte ve nekrotik dokuların tamamen uzaklaştırılması, enfeksiyonun kontrol altına alınması, mekanik stabilitenin sağlanması, oluşan kemik defektinin rekonstrüksiyonu ve ekstremitte fonksiyonunun korunmasıdır [1–4].

İlizarov yöntemi bu hastalarda özellikle değerlidir çünkü enfekte alanda kalıcı internal implant kullanımını azaltırken aynı frame üzerinden kompresyon, deformite düzeltimi, ekstremitte uzatma ve kemik transportuna olanak sağlar [2–5]. Enfekte tibia ve femur nonunionlarını değerlendiren sistematik derleme ve meta-analizde İlizarov yöntemleriyle ortalama kemik union oranı yaklaşık %97 olarak bildirilmiştir; ancak refraktür, malunion, enfeksiyon rekürrensi ve eklem sertliği gibi komplikasyonlar devam etmektedir [5].

### 23.1. TEDAVİNİN TEMEL PRENSİPLERİ

Enfekte nonunion tedavisi dört temel prensip üzerine kurulmalıdır:

- radikal debridman,
- mikrobiyolojik tanı ve uygun antibiyotik tedavisi,
- stabil fiksasyon,
- kemik ve yumuşak doku defektinin rekonstrüksiyonu.

Bu sıralamada en kritik basamak enfeksiyon odağının yeterli şekilde temizlenmesidir. Güncel fracture-related infection yaklaşımında, segmental kemik defekti bulunan hastalarda enfeksiyonun aktif olarak araştırılması ve rekonstrüksiyondan önce yeterli debridman ile çoklu derin doku örneklerinin alınması önerilmektedir [4].

### 23.2. RADİKAL DEBRİDMAN

Cerrahi debridmanın amacı tüm nekrotik ve enfekte dokunun uzaklaştırılmasıdır.

- nekrotik kemik,
- sekestr,
- avasküler korteks,
- enfekte fibröz doku,
- devitalize kas ve yumuşak doku,
- gevşek veya enfekte implantlar

Kemik debridmanı canlı ve kanayan kemik yüzeyine ulaşılan kadar sürdürülmelidir. Yetersiz debridman persistan veya rekürren enfeksiyonun en önemli nedenlerinden biridir [1,4].

### 23.3. MİKROBİYOLOJİK ÖRNEKLEME

Antibiyotik tedavisinin yönlendirilmesi için yeterli mikrobiyolojik örnekleme gereklidir.

- farklı anatomik bölgelerden,
- ayrı steril aletlerle,
- birden fazla derin doku örneği

FRI tanı kriterlerinde aynı mikroorganizmanın en az iki ayrı derin örnekte üretilmesi güçlü doğrulayıcı kriterlerden biridir [4].

### 23.4. ANTİBİYOTİK TEDAVİSİ

Sistemik antibiyotik tedavisi kültür sonuçlarına göre düzenlenmelidir. Stabil hastalarda mümkün olduğunda derin örnekler alınmadan önce uzun süreli ampirik antibiyotik başlanmasından kaçınılması mikrobiyolojik tanı başarısını artırabilir.

Başlangıçta gerekli olduğunda geniş spektrumlu ampirik tedavi kullanılabilir; kültür sonuçları elde edildikten sonra antibiyotik tedavisi mikroorganizma ve duyarlılık profiline göre daraltılmalıdır.

- enfeksiyonun tipi,
- debridman yeterliliği,
- implant durumu,
- mikroorganizma

### **23.5. LOKAL ANTİBİYOTİK UYGULAMALARI**

Radikal debridman sonrası oluşan dead-space'in yönetiminde lokal antibiyotik taşıyıcıları kullanılabilir.

- antibiyotikli PMMA sement,
- antibiyotikli sement boncukları,
- biyolojik olarak rezorbe olan lokal taşıyıcılar

Lokal antibiyotik uygulamasının avantajı enfeksiyon bölgesinde yüksek lokal antibiyotik konsantrasyonu oluşturabilmesidir. Bununla birlikte lokal antibiyotik uygulaması yeterli debridmanın yerine geçmez.

### **23.6. STABİLİZASYON**

Enfekte nonunionda mekanik instabilite enfeksiyon kontrolünü ve kemik iyileşmesini olumsuz etkileyebilir.

- enfekte bölgeye internal implant yerleştirmeden stabilizasyon,
- kompresyon,
- deformite düzeltimi,
- erken kontrollü yük verme

Bu nedenle özellikle tibial enfekte nonunionlarda İlizarov frame uzun yıllardır temel rekonstrüksiyon yöntemlerinden biri olarak kullanılmaktadır [2,5].

### **23.7. HİPERTROFİK ENFEKTE NONUNION**

Hipertrofik nonunionda biyolojik aktivite kısmen korunmuş olabilir ancak enfeksiyon ve mekanik instabilite unionu engeller.

Tedavide:

- enfekte dokunun debridmanı,
- stabil frame kurulumu,
- nonunion bölgesine kontrollü kompresyon

### **23.8. ATROFİK ENFEKTE NONUNION**

Atrofik enfekte nonunionlarda hem mekanik hem biyolojik problem bulunur.

- nekrotik ve sklerotik kemik rezeksiyonu,
- medüller kanalın açılması,
- stabilizasyon,
- gerektiğinde kemik greftleme veya bone transport

Debridman sonrası oluşan defekt büyüdükçe klasik kompresyon yerine distraksiyon osteogenezi yöntemleri daha önemli hale gelir.

### **23.9. KEMİK DEFEKTİNİN YÖNETİMİ**

Radikal debridman sonrasında oluşan kemik defekti tedavi stratejisinin temel belirleyicisidir.

- akut kısaltma,
- kompresyon,
- otolog greftleme

- shortening-lengthening,
- bifokal bone transport,
- trifokal bone transport

Güncel FRI literatüründe kemik transportu büyük enfekte segmental defektlerin rekonstrüksiyonunda temel yöntemlerden biri olmaya devam etmektedir [4].

### 23.10. BONE TRANSPORT

Bone transportta sağlıklı bir kemik segmenti düşük enerjili osteotomi sonrasında defekt boyunca kademeli olarak ilerletilir.

Güncel derlemelerde osteotomi sonrası yaklaşık 5–7 günlük latent dönem ve ardından yaklaşık 0,5–1 mm/gün transport uygulanması klasik yaklaşım olarak belirtilmektedir [4].

### 23.11. BİFOKAL VE TRİFOKAL TRANSPORT

Orta büyüklükteki defektlerde bifokal transport genellikle yeterlidir.

- transport mesafesini,
- aktif transport süresini,
- external fixation index'i

Güncel FRI rekonstrüksiyon literatüründe bifokal, trifokal, tandem ve hatta daha fazla osteotomi içeren transport stratejileri tanımlanmıştır [4].

### 23.12. DOCKING SITE YÖNETİMİ

Transport segmentinin karşı fragmana ulaştığı docking site, enfekte bone transport olgularında önemli bir sorun kaynağıdır.

- fibröz doku interpozisyonu,
- kemik uçlarında skleroz,
- yetersiz temas,
- persistan enfeksiyon
- docking site eksplorasyonu,
- debridman,
- dekortikasyon,
- otolog kansellöz greft,
- kontrollü kompresyon

Güncel veriler docking site nonunionunun halen sık görüldüğünü ve bazı serilerde hastaların yaklaşık üçte birinde revizyon gerektirebildiğini göstermektedir [4].

### 23.13. OSTEOMİYELİTTE İLİZAROV

Kronik osteomiyelitte İlizarov yönteminin rolü yalnızca stabilizasyon değildir.

- enfekte kemiğin rezeksiyonu sonrası defektin rekonstrüksiyonu,
- deformitenin düzeltilmesi,
- kısalığın giderilmesi,
- yumuşak doku adaptasyonu

Özellikle segmental rezeksiyon gereken tibial osteomiyelitte bone transport, geniş kemik defektlerinin rekonstrüksiyonuna olanak verir [2–4].

### 23.14. DEAD-SPACE YÖNETİMİ

Debridman sonrası oluşan boşluk yalnızca kemik defekti değil, aynı zamanda enfeksiyon açısından biyolojik bir dead-space oluşturur.

- antibiyotikli sement spacer,
- lokal antibiyotik taşıyıcıları,

- geçici PMMA blokları

Dead-space'in iyi yönetilmesi hematoma birikimini azaltır ve lokal antibiyotik tedavisine imkan sağlar.

### **23.15. INDUCED MEMBRANE VE BONE TRANSPORT KOMBİNASYONU**

Güncel yaklaşımlardan biri induced membrane tekniğinin kemik transportuyla kombine edilmesidir.

Randomize kontrollü bir çalışmada bu yaklaşımın docking site union süresini azaltabileceği ve enfeksiyon rekürrensi ile docking site nonunionunu azaltabileceği bildirilmiştir [4,6].

### **23.16. YUMUŞAK DOKU YÖNETİMİ**

Başarılı kemik rekonstrüksiyonu için stabil yumuşak doku örtüsü gereklidir.

- lokal flep,
- serbest flep,
- deri grefti

Kemik transportu yumuşak doku rekonstrüksiyonu ihtiyacını tamamen ortadan kaldırmaz. Özellikle geniş açık tibia yaralanmalarında ortopedi, plastik cerrahi ve enfeksiyon hastalıklarının birlikte çalışması gerekebilir.

### **23.17. AKUT KISALTMA VE SONRADAN UZATMA**

Defektin uygun olduğu olgularda kemik uçları akut olarak birbirine yaklaştırılabilir.

Avantajları:

- docking site probleminin azaltılması,
- yumuşak doku defektinin küçültülmesi,
- erken kemik temasının sağlanmasıdır.

### **23.18. INTERNAL FİKSASYON İLE KOMBİNE YÖNTEMLER**

Geleneksel yaklaşım enfekte olgularda tamamen eksternal fiksasyondur. Bununla birlikte günümüzde seçilmiş hastalarda:

- bone transport over nail,
- plate-assisted transport,
- motorize intramedüller transport

Güncel literatür bu tekniklerin risk profilini değiştirdiğini; eksternal fiksator morbiditesini azaltırken implant ilişkili enfeksiyon riskini gündeme getirdiğini vurgulamaktadır [4].

### **23.19. YÜK VERME VE REHABİLİTASYON**

Sirküler frame'in avantajlarından biri yeterli stabilite sağlandığında kontrollü aksiyel yük vermeye izin vermesidir.

- komşu eklem hareketlerinin korunması,
- kas atrofisinin önlenmesi,
- kontraktürlerin engellenmesi,
- fonksiyonel yürümenin sürdürülmesidir.

Tibial rekonstrüksiyonda özellikle diz hareket açıklığı ve ayak bileği dorsifleksiyonu yakından takip edilmelidir.

### **23.20. ENFEKSİYON REKÜRRENSİ**

Enfeksiyon rekürrensi İlizarov tedavisinin önemli komplikasyonlarından biridir.

2015 tarihli sistematik derlemede İlizarov ile tedavi edilen enfekte tibia ve femur nonunionlarında enfeksiyon rekürrensi yaklaşık %5 olarak bildirilmiştir [5].

Rekürrensin başlıca nedenleri:

- yetersiz debridman,
- rezidüel sekestr,
- uygunsuz antibiyotik tedavisi,
- persistan dead-space,
- yetersiz yumuşak doku örtüsü

olarak sıralanabilir.

### 23.21. DİĞER KOMPLİKASYONLAR

İlizarov yöntemiyle tedavi edilen enfekte nonunionlarda:

- pin-site enfeksiyonu,
- eklem kontraktürü,
- equinus,
- tel veya half-pin gevşemesi,
- rejenerat problemi,
- docking site nonunion,
- malalignment,
- refraktür,
- nörolojik komplikasyonlar

görülebilir.

590 hastayı içeren meta-analizde refraktür yaklaşık %4, malunion %7, diz sertliği %12, amputasyon %4 ve peroneal sinir paralizisi %13 oranlarında bildirilmiştir [5].

### 23.22. TEDAVİ BAŞARISININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Başarılı tedavi yalnızca radyografik union olarak tanımlanmamalıdır.

- enfeksiyon eradikasyonu,
- solid union,
- mekanik aksın restorasyonu,
- kabul edilebilir ekstremite uzunluğu,
- fonksiyonel eklem hareketi,
- ağrısız veya kabul edilebilir yük verme

Bu nedenle sonuç değerlendirmesinde hem bone result hem de functional result dikkate alınmalıdır.

### 23.23. MULTİDİSİPLİNER YAKLAŞIM

Kompleks enfekte nonunion ve osteomyelit olgularında başarı:

- ortopedi,
- enfeksiyon hastalıkları,
- plastik cerrahi,
- mikrobiyoloji,
- fizyoterapi

iş birliğine bağlı olabilir.

2026 tarihli güncel FRI bone transport derlemesi, vakaların giderek daha kompleks hale geldiğini ve modern tedavinin deneyimli multidisipliner merkezlerde yürütülmesinin önemini özellikle vurgulamaktadır [4].

## KAYNAKLAR

1. Tetsworth K, Cierny G 3rd. Osteomyelitis debridement techniques. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(360):87-96.
2. Paley D, Catagni MA, Argnani F, Villa A, Benedetti GB, Cattaneo R. Ilizarov treatment of tibial nonunions with bone loss. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(241):146-165.
3. Paley D, Maar DC. Ilizarov bone transport treatment for tibial defects. *J Orthop Trauma.* 2000;14(2):76-85.
4. Metsemakers WJ, Fragomen AT, Morgenstern M, Rosslenbroich SB, Quinlan SM, Corona PS, Bernstein M, Tetsworth K. Bone transport in the management of fracture-related infection: current concepts and innovations. *J Bone Jt Infect.* 2026;11:191-206.
5. Yin P, Zhang L, Li T, Zhang L, Wang G, Li J, et al. A systematic review and meta-analysis of Ilizarov methods in the treatment of infected nonunion of tibia and femur. *PLoS One.* 2015;10(11).
6. Thakeb MF, Kozman MA, ElGebeily MA, Baraka MM, Al Kersh MA. Bone transport through induced membrane versus conventional bone transport in management of infected long-bone defects of lower limbs: a randomized controlled trial. *J Orthop Trauma.* 2023;37:462-468.

## 24. ANGÜLER DEFORMİTELERİN DÜZELTİLMESİ

Angüler deformitelerin düzeltilmesi, İlizarov ve modern sirküler eksternal fiksasyon sistemlerinin temel kullanım alanlarından biridir. Varus, valgus, procurvatum ve recurvatum deformiteleri; travma, büyüme plağı hasarı, konjenital hastalıklar, metabolik kemik hastalıkları veya malunion sonucunda gelişebilir. Başarılı düzeltmenin temelini deformitenin doğru analizi, CORA'nın (Center of Rotation of Angulation) belirlenmesi, uygun osteotomi seviyesinin seçilmesi ve düzeltme ekseninin doğru konumlandırılması oluşturur [1-4]. İlizarov sisteminin en önemli avantajlarından biri deformitenin kademeli olarak düzeltilmesine ve gerekli olduğunda aynı anda translasyon, rotasyon ve uzunluk komponentlerinin de yönetilmesine olanak vermesidir [3,4].

### 24.1. DEFORMİTENİN TANIMLANMASI

Angüler deformite değerlendirilirken yalnızca deformitenin yönü değil, lokalizasyonu ve büyüklüğü de belirlenmelidir. Koronal planda deformiteler genellikle varus veya valgus, sagittal planda ise procurvatum veya recurvatum olarak tanımlanır.

- mekanik aks deviasyonu,
- mL DFA,
- MPTA,
- LDTA,
- sagittal eklem oryantasyon açıları

Gerçek deformitenin oblik bir düzlemde bulunabileceği unutulmamalıdır. Böyle durumlarda AP ve lateral grafipler deformitenin yalnızca iki ayrı projeksiyonunu gösterir [4].

### 24.2. CORA'NIN BELİRLENMESİ

Basit angüler deformitede proksimal ve distal kemik segmentlerinin anatomik veya mekanik aksları çizilir. Bu aksların kesiştiği nokta CORA, iki aks arasındaki açı ise deformitenin büyüklüğüdür [1,2].

CORA düzeltme planının temel referansıdır. Osteotomi ve düzeltme eksenini CORA üzerinden geçirildiğinde angüler deformite teorik olarak translasyon oluşturmada düzeltilebilir [1,3].

### 24.3. OSTEOTOMİ SEVİYESİNİN SEÇİMİ

Geometrik olarak ideal osteotomi seviyesi CORA'dır. Osteotomi CORA seviyesinde ve angulation correction axis de CORA üzerinden olacak şekilde planlandığında saf angüler düzeltme sağlanabilir [1].

- CORA'nın ekleme çok yakın olması,
- büyüme plağının bulunması,
- kötü yumuşak doku örtüsü,
- enfeksiyon,
- nörovasküler risk,
- metafizer bölgenin daha iyi osteojenik potansiyele sahip olması

Bu durumda osteotomi CORA'dan farklı bir seviyeye taşınabilir ancak düzeltme sırasında gerekli translasyon önceden planlanmalıdır [1,3].

### 24.4. AKUT VE KADEMELİ DÜZELTME

Angüler deformiteler akut veya kademeli olarak düzeltilebilir.

- küçük deformitelerde,
- iyi yumuşak doku esnekliğinde,
- nörovasküler yapıların gerilme riskinin düşük olduğu olgularda
- büyük deformitelerde,

- uzun süredir mevcut deformitelerde,
- multiplanar deformitelerde,
- eşlik eden yumuşak doku kontraktürlerinde,
- nörovasküler gerilme riski yüksek hastalarda

daha avantajlıdır [3,4].

#### 24.5. KLASİK İLİZAROV HINGE TEKNİĞİ

Klasik İlizarov sisteminde angüler deformite düzeltimi genellikle iki ring block arasına yerleştirilen hinge ve karşı taraftaki distraksiyon-kompresyon elemanları ile gerçekleştirilir.

- istenmeyen translasyon,
- aşırı uzama,
- kompresyon

oluşabilir [3].

#### 24.6. HINGE POZİSYONU VE AÇIORTAY

Hinge ekseninin deformite geometrisine göre konumu, kemik uçlarının düzeltme sırasında birbirlerine göre nasıl hareket edeceğini belirler.

- açılma,
- kapanma,
- translasyon

Bu nedenle hinge konumu yalnızca deformite apeksine bakılarak değil, CORA ve osteotomi geometrisi birlikte değerlendirilerek belirlenmelidir [1,3].

#### 24.7. AÇILMA TİPİ DÜZELTME

Angüler deformitenin düzeltimi sırasında osteotomi aralığının bir tarafının açıldığı yöntem opening correction olarak düşünülebilir.

Bu yaklaşım özellikle ekstremitede mevcut kısalık varsa avantaj sağlayabilir çünkü düzeltme sırasında segment uzunluğunda artış elde edilebilir.

- rejenerat oluşturma,
- yeterli stabiliteye sahip olması,
- yumuşak dokular tarafından tolere edilmesi

#### 24.8. KAPANMA TİPİ DÜZELTME

Deformitenin konveks tarafında kemik temasının artırıldığı closing correction, bazı deformitelerde tercih edilebilir.

- daha hızlı kemik teması sağlayabilir,
- rejenerat oluşturma ihtiyacını azaltabilir.

Dolayısıyla mevcut uzunluk farkı ve yumuşak doku durumu cerrahi planlamada dikkate alınmalıdır.

#### 24.9. ANGÜLASYON VE TRANSLASYON İLİŞKİSİ

Osteotomi CORA'dan farklı bir seviyede gerçekleştirildiğinde angüler düzeltmeyle birlikte translasyon gerekebilir.

- anatomik aks,
- mekanik aks,
- kemik konturu

CORA temelli osteotomi kuralları bu nedenle angülasyon ile translasyon arasındaki ilişkiyi tanımlar [1,2]. Güncel örneklerde de CORA ile osteotomi ve ACA ilişkisi doğru kurulmadığında sekonder translasyon olduğu gösterilmektedir.

#### 24.10. KORONAL PLAN DEFORMİTELERİ

Varus ve valgus deformiteleri koronal planda değerlendirilir.

- mLDFA,
- MPTA,
- JLCA,
- MAD

Deformitenin esas olarak distal femurdan mı, proksimal tibiadan mı veya her ikisinden mi kaynaklandığı belirlendikten sonra osteotomi seviyesi planlanmalıdır.

#### 24.11. SAGİTTAL PLAN DEFORMİTELERİ

Procurvatum ve recurvatum deformitelerinde aynı CORA prensibi sagittal planda uygulanır.

- proksimal segment aksı,
- distal segment aksı

Sagittal düzeltme sırasında özellikle diz ve ayak bileği hareket açıklığı, posterior nörovasküler yapılar ve yumuşak doku gerginliği dikkate alınmalıdır.

#### 24.12. OBLİK PLAN DEFORMİTELERİ

Birçok angüler deformite saf AP veya lateral düzlemde değildir. Deformite iki düzlem arasında oblik bir düzlemde bulunabilir.

- frontal komponent,
- sagittal komponent

birlikte değerlendirilerek gerçek düzeltme düzlemi belirlenmelidir [2,4].

#### 24.13. MULTİAPİKAL ANGÜLER DEFORMİTELER

Uzun kemik boyunca birden fazla deformite apeksi bulunan durumlarda tek bir CORA ve tek osteotomi yeterli olmayabilir.

- büyük translasyon,
- anormal kemik konturu,
- eklem oryantasyonunda bozulma

Bu nedenle multiapikal deformitelerde iki veya daha fazla osteotomi gerekebilir [1,2].

#### 24.14. EŞLİK EDEN UZUNLUK FARKI

Angüler deformiteye ekstremitte uzunluk farkı eşlik ediyorsa düzeltme ve uzatma aynı osteotomi üzerinden gerçekleştirilebilir.

Ancak CORA distraksiyon osteogenezi için uygun olmayan bir bölgede bulunuyorsa iki ayrı osteotomi düşünülebilir:

- CORA seviyesinde deformite düzeltme osteotomisi,
- metafizer bölgede uzatma osteotomisi [3].

#### 24.15. HEXAPOD SİSTEMLERDE ANGÜLER DÜZELTME

Taylor Spatial Frame ve benzeri hexapod sistemlerde klasik fiziksel hinge sistemine ihtiyaç duyulmaz.

- angülasyon,
- translasyon,
- rotasyon,
- uzunluk

Bu sistemlerin önemli avantajı, kompleks multiplanar deformitelerde ardışık mekanik hinge düzenlemelerine gerek kalmadan düzeltme yapılabilmesidir [4–6].

#### **24.16. KADEMELİ DÜZELTME HIZI**

Angüler deformitelerde düzeltme hızı yalnızca “derece/gün” üzerinden değerlendirilmemelidir. Gerçek biyolojik gerilim, osteotomi seviyesinde oluşan distraksiyon miktarına bağlıdır.

- deformite açısı,
- kemik çapı,
- hinge pozisyonu,
- yumuşak doku toleransı

Kademeli düzeltmede nörovasküler semptomlar, ağrı ve eklem hareket açıklığı düzenli olarak izlenmelidir.

#### **24.17. NÖROVASKÜLER GÜVENLİK**

Büyük angüler deformitelerin akut düzeltilmesi sinir ve damar yapılarını ani olarak gerilebilir.

- peroneal sinir,
- tibial sinir,
- popliteal damarlar

deformitenin yönüne ve lokalizasyonuna göre risk altında olabilir.

- parestezi,
- motor güçsüzlük,
- şiddetli nöropatik ağrı,
- dolaşım bozukluğu

#### **24.18. YUMUŞAK DOKU KONTRAKTÜRLERİ**

Kronik angüler deformitelerde yalnızca kemik değil, kas, tendon, fasya ve eklem kapsülü de deformiteye adapte olur.

- eklem kontraktürü,
- kas-tendon gerginliği,
- subluksasyon

Kademeli İizarov düzeltiminin önemli avantajlarından biri yumuşak dokuların da kontrollü olarak adapte olmasına imkan sağlamasıdır.

#### **24.19. DÜZELTMENİN TAKİBİ**

Aktif düzeltme sırasında seri klinik ve radyografik değerlendirme yapılmalıdır.

- deformite açısı,
- mekanik aks,
- translasyon,
- ekstremité uzunluğu,
- rejenerat,
- eklem hareket açıklığı,
- nörovasküler durum

Hexapod sistemlerde rezidüel deformite saptandığında yeni radyografik ölçümler kullanılarak residual correction program oluşturulabilir.

#### **24.20. AŞIRI VE YETERSİZ DÜZELTME**

Yetersiz düzeltme rezidüel deformite bırakırken, aşırı düzeltme ters yönde mekanik aks bozukluğu oluşturabilir.

Başlıca nedenler:

- başlangıç deformite analizindeki hata,
- yanlış CORA,
- yanlış hinge/ACA pozisyonu,
- mounting parameter hatası,
- frame gevşemesi

#### 24.21. KOMPLİKASYONLAR

Angüler deformite düzeltiminde başlıca komplikasyonlar:

- rezidüel deformite,
- sekonder translasyon,
- aks kaybı,
- eklem kontraktürü,
- nörolojik gerilme,
- vasküler problem,
- pin-site enfeksiyonu,
- prematür konsolidasyon,
- yetersiz rejenerat

Kompleks deformitelerde komplikasyon riski cerrahi deneyim ve doğru preoperatif planlamayla yakından ilişkilidir. İlizarov deformite cerrahisi literatüründe öğrenme eğrisinin komplikasyon oranlarını belirgin şekilde etkileyebildiği bildirilmiştir [3].

#### KAYNAKLAR

1. Paley D, Herzenberg JE, Tetsworth K, McKie J, Bhav A. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. *Orthop Clin North Am.* 1994;25(3):425-465.
2. Paley D. *Principles of Deformity Correction*. Berlin: Springer-Verlag; 2002.
3. Spiegelberg B, Parratt T, Dheerendra SK, Khan WS, Jennings R, Marsh DR. Ilizarov principles of deformity correction. *Ann R Coll Surg Engl.* 2010;92(2):101-105.
4. Nho SJ, Helfet DL, Rozbruch SR. Ilizarov principles of deformity correction. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2010;68(2):96-106.
5. Feldman DS, Madan SS, Koval KJ, van Bosse HJP, Bazzi J, Lehman WB. Correction of tibial malunion and nonunion with six-axis analysis deformity correction using the Taylor Spatial Frame. *J Orthop Trauma.* 2003;17(8):549-554.
6. Manner HM, Huebl M, Radler C, Ganger R, Petje G, Grill F. Accuracy of complex lower-limb deformity correction with external fixation: a comparison of the Taylor Spatial Frame with the Ilizarov ring fixator. *J Child Orthop.* 2007;1(1):55-61.

## 25. TRANSLASYONEL VE ROTASYONEL DEFORMİTELERİN DÜZELTİLMESİ

Translasyonel ve rotasyonel deformiteler, özellikle posttravmatik malunionlar, konjenital deformiteler ve önceki cerrahiler sonrası gelişen kompleks ekstremite deformitelerinde sıklıkla angüler deformitelerle birlikte görülür. Başarılı tedavi için deformitenin yalnızca koronal ve sagittal açılanma açısından değil; medial-lateral translasyon, anterior-posterior translasyon ve aksiyel rotasyon açısından da değerlendirilmesi gerekir [1–4]. Modern hexapod sistemlerin temel avantajlarından biri bu komponentlerin altı serbestlik derecesinde aynı düzeltme programı içerisinde yönetilebilmesidir [3–5].

### 25.1. TRANSLASYONEL DEFORMİTE

Translasyon, proksimal ve distal kemik segmentlerinin birbirlerine göre paralel fakat farklı eksenlerde yer değiştirmesidir. Koronal planda medial veya lateral, sagittal planda ise anterior veya posterior translasyon görülebilir.

- primer deformitenin bir komponenti,
- posttravmatik malunionun sonucu,
- veya angüler deformite düzeltimi sırasında oluşan sekonder bir deformite

olabilir [1,2].

### 25.2. CORA VE TRANSLASYON İLİŞKİSİ

CORA prensibine göre osteotomi ve düzeltme eksenini deformitenin CORA'sından geçtiğinde saf angüler düzeltme gerçekleştirilebilir. Osteotomi CORA'dan uzaklaştığında ise kemik segmentlerinin anatomik veya mekanik akslarını yeniden hizalayabilmek için translasyon gerekir [1,2].

Dolayısıyla CORA'dan uzakta gerçekleştirilen bir osteotomide ortaya çıkan translasyon her zaman cerrahi hata değildir; aksların yeniden hizalanması için geometrik olarak gerekli bir düzeltme komponenti olabilir.

### 25.3. TRANSLASYON MİKTARININ BELİRLENMESİ

Translasyon miktarı AP ve lateral radyografilerde proksimal ve distal kemik segmentlerinin referans aksları arasındaki mesafe ölçülerek belirlenebilir.

- milimetre olarak,
- veya kemik çapının yüzdesi olarak

Preoperatif planlama sırasında nihai hedef yalnızca kemik uçlarının birbirine yaklaşması değil, mekanik aks ve eklem oryantasyonunun anatomik olarak restore edilmesidir.

### 25.4. KLASİK İLİZAROV SİSTEMİNDE TRANSLASYON DÜZELTİMİ

Klasik İlizarov sisteminde translasyon:

- olive wire,
- translation unit,
- post ve offset bağlantılar,
- hinge sistemleri,
- threaded rodlar

Olive wire özellikle kemik segmentinin halka içerisinde belirli bir yöne çekilmesini sağlar. Karşılıklı olive wire'lar kullanılarak segmentin kontrollü translasyonu ve stabilizasyonu gerçekleştirilebilir.

### 25.5. TRANSLASYON VE ANGÜLASYONUN BİRLİKTE DÜZELTİLMESİ

Posttravmatik deformitelerde angülasyon ve translasyon sıklıkla birlikte bulunur.

Modern altı eksenli sistemlerin önemli avantajlarından biri angülasyon ve translasyonun aynı program içerisinde eş zamanlı olarak düzeltilebilmesidir. Tibia vara deformitelerini karşılaştıran bir

çalışmada kademeli TSF düzeltmesinde planlanan translasyonun 5 mm içerisinde elde edilme oranı akut düzeltmeye göre daha yüksek bulunmuştur [5].

## 25.6. ROTASYONEL DEFORMİTE

Rotasyonel deformite, distal kemik segmentinin proksimal segmente göre uzun eksen çevresinde dönmesidir.

- internal rotasyon,
- external rotasyon

Rotasyonel deformiteler iki boyutlu standart radyografilerde kolaylıkla gözden kaçabilir. Bu nedenle klinik muayene tedavi planlamasında kritik öneme sahiptir.

## 25.7. ROTASYONEL DEFORMİTENİN KLİNİK DEĞERLENDİRİLMESİ

Alt ekstremitede rotasyonel profil değerlendirilirken:

- patella yönelimi,
- foot progression angle,
- kalça internal-eksternal rotasyonu,
- thigh-foot angle,
- transmalleolar axis

Femoral torsiyon bozukluklarında kalça rotasyonları ve patella pozisyonu, tibial torsiyon bozukluklarında ise thigh-foot angle ve transmalleolar aks özellikle yararlıdır.

## 25.8. ROTASYON MERKEZİNİN BELİRLENMESİ

Rotasyonel deformitenin düzeltilmesi sırasında yalnızca kaç derece rotasyon gerektiği değil, rotasyonun hangi kemik segmentinde ve hangi seviyede uygulanacağı da belirlenmelidir.

- deformitenin anatomik lokalizasyonu,
- osteotomi seviyesi,
- segmentlerin rotasyonel ilişkisi

Rotasyonun osteotomi seviyesinde kontrollü olarak uygulanması gerekir.

## 25.9. KLASİK İLİZAROV SİSTEMİNDE ROTASYON DÜZELTİMİ

Klasik İlizarov sisteminde rotasyonel deformitenin düzeltilmesi, angüler deformiteye göre daha karmaşık olabilir.

- özel hinge düzenekleri,
- motors,
- translation/rotation bağlantıları

Klasik frame ile rotasyonel deformitenin düzeltilmesi deneyimli cerrahlar için bile teknik olarak zor olabilir [3]. Hexapod sistemlerin geliştirilmesinin önemli nedenlerinden biri bu kompleks ayarlamaları kolaylaştırmaktır.

## 25.10. HEXAPOD SİSTEMLERDE ROTASYONEL DÜZELTME

Taylor Spatial Frame ve benzeri hexapod sistemlerde iki ring block arasındaki altı strutun uzunluğu değiştirilerek segmentler üç boyutlu olarak hareket ettirilebilir.

- koronal angülasyon,
- sagittal angülasyon,
- koronal translasyon,
- sagittal translasyon,
- aksiyel rotasyon,
- uzunluk

değişikliklerini yönetebilir [3,4].

### 25.11. ALTI EKSENLİ DEFORMİTE DÜZELTİMİ

Hexapod sistemlerde deformite genellikle altı temel parametreyle tanımlanır:

Posttravmatik tibial malunion ve nonunionlarda altı eksenli TSF düzeltmesini değerlendiren bir seride 18 hastanın 17'sinde union ile birlikte altı eksenle anlamlı deformite düzeltimi sağlanmıştır [4].

### 25.12. ROTASYONEL DÜZELTME HIZI

Rotasyonel deformitenin kademeli düzeltiminde güvenli hız için tüm hastalara uygulanabilecek tek bir derece/gün değeri yoktur.

- kemik yarıçapına,
- osteotomi seviyesine,
- deformitenin büyüklüğüne,
- kas ve sinir toleransına

Bu nedenle rotasyon programı hastanın klinik toleransına göre düzenlenmeli ve nörovasküler muayene yakından takip edilmelidir.

### 25.13. NÖROVASKÜLER GÜVENLİK

Rotasyonel ve translasyonel düzeltmeler sırasında sinir ve damarlar yalnızca uzamaz; çevre anatomik yapılar etrafında yer değiştirebilir veya kıvrılabilir.

- peroneal sinir,
- tibial sinir,
- popliteal damarlar

Kademeli düzeltmenin temel avantajlarından biri bu yapıların yeni ekstremitte geometrisine uyum sağlaması için zaman tanınmasıdır.

- parestezi,
- motor defisit,
- şiddetli nöropatik ağrı,
- vasküler değişiklik

### 25.14. EŞLİK EDEN UZUNLUK FARKI

Translasyonel veya rotasyonel deformiteye ekstremitte kısalığı eşlik edebilir.

Pediyatrik TSF serilerinde uzunluk eşitsizliği ile birlikte rotasyonel ve angüler deformitelerin eş zamanlı olarak başarıyla düzeltilebildiği bildirilmiştir [6].

### 25.15. POSTTRAVMATİK DEFORMİTELER

Posttravmatik malunionlar sıklıkla saf tek düzlem deformitesi değildir.

- varus/valgus,
- procurvatum/recurvatum,
- translasyon,
- rotasyon,
- kısalık

TSF ile posttravmatik alt ekstremitte deformitelerinin tedavisini değerlendiren çalışmalarda mekanik aks ve kompleks deformite komponentlerinin yüksek doğrulukla düzeltilebildiği bildirilmiştir [7].

### 25.16. RESİDÜEL DEFORMİTE

Hexapod sistemlerin önemli avantajlarından biri tedavi sırasında rezidüel deformitenin tekrar ölçülerek yeni bir düzeltme programı oluşturulabilmesidir.

- başlangıç ölçüm hatası,
- yanlış mounting parameters,
- osteotominin planlanandan farklı seviyede oluşması,

- frame gevşemesi,
- hastanın strut programına uyumsuzluğu

Yeni AP ve lateral görüntüler üzerinden parametreler yeniden hesaplanarak düzeltmeye aynı frame ile devam edilebilir [3].

### 25.17. DÜZELTMENİN DOĞRULUĞU

Hexapod sistemlerle yapılan çalışmalar özellikle translasyonel komponentlerin kontrollü düzeltilebildiğini göstermektedir.

122 tibianın değerlendirildiği bir çalışmada TSF ile kademeli düzeltme sonucunda mekanik aks ve proksimal tibial eklem oryantasyonunda yüksek doğruluk sağlanmıştır [8].

Diz çevresi translasyonel ve rotasyonel deformiteleri içeren başka bir klinik seride ise TSF ile tüm olgularda etkili düzeltme bildirilmiştir [9].

### 25.18. KOMPLİKASYONLAR

Translasyonel ve rotasyonel deformite düzeltiminde başlıca komplikasyonlar:

- rezidüel translasyon,
- yetersiz veya aşırı derotasyon,
- sekonder angülasyon,
- nörolojik gerilme,
- vasküler problem,
- eklem kontraktürü,
- pin-site enfeksiyonu,
- rejenerat bozukluğu

Femoral deformitelerin TSF ile düzeltildiği bir seride genel olarak doğru frontal ve sagittal düzeltme elde edilmiş olmakla birlikte pin-track enfeksiyonu, diz sertliği, gecikmiş union ve posterior diz subluksasyonu gibi komplikasyonlar bildirilmiştir [10].

### KAYNAKLAR

1. Paley D, Herzenberg JE, Tetsworth K, McKie J, Bhave A. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. *Orthop Clin North Am.* 1994;25(3):425-465.
2. Paley D. *Principles of Deformity Correction.* Berlin: Springer-Verlag; 2002.
3. Eidelman M, Bialik V, Katzman A. Correction of deformities in children using the Taylor Spatial Frame. *J Pediatr Orthop B.* 2006;15(6):387-395.
4. Feldman DS, Madan SS, Koval KJ, van Bosse HJP, Bazzi J, Lehman WB. Correction of tibial malunion and nonunion with six-axis analysis deformity correction using the Taylor Spatial Frame. *J Orthop Trauma.* 2003;17(8):549-554.
5. Feldman DS, et al. Accuracy of correction of tibia vara: acute versus gradual correction. *J Pediatr Orthop.* 2006;26(6):794-798.
6. Sluga M, Pfeiffer M, Kotz R, Nehrer S. Lower limb deformities in children: two-stage correction using the Taylor Spatial Frame. *J Pediatr Orthop B.* 2003;12(2):123-128.
7. Rozbruch SR, Segal K, Ilizarov S, Fragomen AT, Ilizarov G. Does the Taylor Spatial Frame accurately correct tibial deformities? *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(5):1352-1361.
8. Rozbruch SR, et al. Does the Taylor Spatial Frame accurately correct tibial deformities? *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(5):1352-1361.
9. Efficacy of the Taylor spatial frame in the treatment of deformities around the knee. 2013.
10. Rogers MJ, McFadyen I, Livingstone JA, Monsell F, Jackson M, Atkins RM. Femoral deformity correction in children and young adults using Taylor Spatial Frame. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(11):3018-3024.

## 26. AYAK VE AYAK BİLEĞİ DEFORMİTELERİNDE İLİZAROV

Ayak ve ayak bileği deformiteleri çoğu zaman yalnızca kemiksel hizalanma bozukluğundan ibaret değildir; eklem kontraktürü, tendon dengesizliği, kas kısalığı, yumuşak doku skarı, nöropati, enfeksiyon ve kemik kalitesi bozukluğu gibi faktörler de tabloya eşlik edebilir. İlizarov ve diğer sirküler eksternal fiksasyon sistemleri, bu kompleks deformitelerin kademeli olarak düzeltilmesine, yumuşak dokuların kontrollü adaptasyonuna ve gerektiğinde aynı anda artrodez, uzatma veya kemik transportu uygulanmasına olanak sağlar [1–4].

Özellikle ciddi multiplanar deformitelerde, kötü yumuşak doku örtüsünde, enfeksiyon varlığında ve internal fiksasyonun riskli olduğu Charcot nöroartropatisi gibi olgularda sirküler frame önemli bir rekonstrüksiyon seçeneğidir [4–6]. Ayak ve ayak bileği deformitelerinde İlizarov yöntemi yalnızca kemik düzeltme amacıyla değil, fonksiyonel ve plantigrad bir ayak elde etmek amacıyla kullanılmalıdır.

### 26.1. ENDİKASYONLAR

Ayak ve ayak bileğinde İlizarov yönteminin başlıca endikasyonları:

- equinus,
- equinovarus,
- cavovarus,
- calcaneovalgus,
- ciddi multiplanar posttravmatik deformiteler,
- malunion ve nonunion,
- Charcot nöroartropatisi,
- enfekte ayak bileği nonunionu,
- kompleks ayak bileği artrodezleri,
- deformiteye eşlik eden ekstremité kısalığı,
- yumuşak doku kontraktürleri

Sirküler eksternal fiksasyon özellikle internal fiksasyon için kemik kalitesinin yetersiz olduğu, açık yara veya enfeksiyonun bulunduğu, multiplanar deformitenin kademeli düzeltilmesi gereken olgularda avantaj sağlar [5,6].

### 26.2. TEDAVİNİN TEMEL AMAÇLARI

Ayak ve ayak bileği deformitelerinin tedavisinde amaç yalnızca radyografik deformiteyi düzeltmek değildir.

- plantigrad ayak,
- stabil ayak bileği ve hindfoot,
- ağrısız veya kabul edilebilir yük verme,
- ülserasyon riskinin azaltılması,
- uygun ayakkabı kullanabilme,
- fonksiyonel yürüme

Özellikle nöropatik hastalarda “mükemmel radyografik düzeltme” yerine stabil ve ülser oluşturmayan plantigrad bir ayak daha gerçekçi ve klinik olarak daha önemli bir hedef olabilir.

### 26.3. PREOPERATİF DEĞERLENDİRME

Preoperatif değerlendirmede deformitenin:

- kemiksel,
- eklemisel,
- yumuşak dokuya bağlı,
- nöromusküler

Ayakta yük vererek AP, lateral ve hindfoot alignment grafileleri alınmalıdır. Gerekli olgularda BT, özellikle kompleks posttravmatik deformite, subtalar eklem patolojisi ve artrodez planlamasında yararlı olabilir.

#### **26.4. EQUINUS DEFORMİTESİ**

Equinus, ayak bileğinin nötral dorsifleksiyona getirilememesi olarak tanımlanır ve İlizarov sistemlerinin ayak-ayak bileği deformite cerrahisindeki klasik kullanım alanlarından biridir.

- posttravmatik kontraktür,
- yanık veya skar,
- nöromusküler hastalık,
- uzun süreli immobilizasyon,
- tibial uzatma sonrası gastrosoleus kontraktürü

Hafif ve fleksibl deformitelerde gastrosoleus veya Aşıl tendonuna yönelik yumuşak doku prosedürleri yeterli olabilirken, ciddi ve rijit equinusta kademeli sirküler frame düzeltmesi tercih edilebilir [2,3].

#### **26.5. KADEMELİ EQUINUS DÜZELTİMİ**

Kademeli equinus düzeltiminde tibial ring block ile foot ring arasında hinge ve distraksiyon sistemleri kullanılır.

- anterior ayak bileği impingement,
- talar translasyon,
- subtalar eklem pozisyonu,
- nörovasküler gerilim

Aşırı hızlı dorsifleksiyon özellikle tibial sinir ve posterior nörovasküler yapılarda gerilim oluşturabilir.

#### **26.6. EQUINOVARUS DEFORMİTESİ**

Equinovarus deformitesi genellikle:

- konjenital,
- posttravmatik,
- nöromusküler,
- skar kontraktürüne bağlı

Kompleks equinovarus deformitelerinde klasik İlizarov frame ile farklı düzlemlerde hinge ve distraktörler kullanılarak kademeli düzeltme yapılabilir. Günümüzde hexapod sistemler multiplanar komponentlerin eş zamanlı yönetilmesini kolaylaştırmıştır [3,4].

#### **26.7. CAVOVARUS DEFORMİTESİ**

Cavovarus deformitesinde:

- yüksek medial longitudinal ark,
- hindfoot varus,
- plantar fleksiyonda birinci ışın,
- forefoot pronasyon veya adduksiyon

Fleksibl olgularda tendon transferleri ve yumuşak doku prosedürleri yeterli olabilir. Rijit veya ciddi multiplanar deformitelerde osteotomi, artrodez ve sirküler frame kombinasyonları gerekebilir.

#### **26.8. HINDFOOT DEFORMİTELERİ**

Hindfoot varus veya valgus deformitesinde kalkaneusun tibial mekanik aksa göre pozisyonu değerlendirilmelidir.

- calcaneal osteotomi,

- subtalar artrodez,
- gradual correction

Bu sayede hindfoot ve forefoot komponentleri birbirinden bağımsız veya eş zamanlı olarak düzeltilebilir.

## **26.9. MIDFOOT VE FOREFOOT DEFORMİTELERİ**

Midfoot ve forefoot deformitelerinde sirküler frame:

- adduksiyon,
- abduksiyon,
- supinasyon,
- pronasyon,
- kavus

Özellikle ciddi rijit deformitelerde midfoot osteotomisi veya arthrodesis ile kademeli frame düzeltmesi kombine edilebilir.

## **26.10. FOOT RING KONFIGÜRASYONU**

Ayak ve ayak bileği deformitelerinde frame genellikle:

- kalkaneus,
- talus,
- metatarslar

Frame tasarımının amacı yalnızca stabilite değil, deformitenin düzeltileceği eksenlerin mekanik olarak kontrol edilebilmesidir.

## **26.11. KLASİK İLİZAROV FRAME**

Klasik İlizarov sisteminde deformite düzeltimi:

- hinge,
- threaded rod,
- distractor,
- olive wire

Ancak kompleks multiplanar ayak deformitelerinde bir deformite komponentinin düzeltilmesinden sonra frame'in yeniden konfigüre edilmesi gerekebilir.

## **26.12. HEXAPOD SİSTEMLER**

Taylor Spatial Frame ve diğer digital hexapod sistemleri özellikle multiplanar ayak ve ayak bileği deformitelerinde avantaj sağlar.

- angülasyon,
- translasyon,
- rotasyon,
- uzunluk

İlizarov ve Taylor Spatial Frame'in ayak-ayak bileği deformitelerinde karşılaştırıldığı küçük bir seride her iki sistemle de deformite düzeltimi elde edilmiş, TSF'nin kompleks multiplanar deformitelerin yönetiminde teknik kolaylık sağladığı belirtilmiştir [4].

## **26.13. POSTTRAVMATİK AYAK VE AYAK BİLEĞİ DEFORMİTELERİ**

Posttravmatik deformitelerde:

- malunion,
- eklem yüzeyinin bozulması,
- kısalık,
- rotasyon,

- yumuşak doku skarı

Özellikle enfeksiyon veya geçirilmiş açık kırık öyküsü bulunan hastalarda sirküler fiksasyon önemli bir salvage seçeneğidir.

#### **26.14. CHARCOT NÖROARTROPATİSİ**

Charcot nöroartropatisinde ciddi kemik kaybı, osteopeni, eklem instabilitesi, deformite ve plantar ülserasyon birlikte bulunabilir.

- kötü kemik kalitesi,
- yara problemi,
- enfeksiyon,
- nöropati

Circular external fixation, osteopenik kemikte multiplanar stabilite sağlaması ve açık yara varlığında internal implant gereksinimini azaltması nedeniyle önemli bir rekonstrüksiyon seçeneğidir [5,6].

#### **26.15. CHARCOT AYAKTA HEDEF**

Charcot rekonstrüksiyonunda temel amaç anatomik olarak tamamen normal bir ayak elde etmekten çok:

Sirküler frame ayrıca yumuşak doku bakımına izin verir ve uygun olgularda erken kontrollü yük vermeye olanak sağlayabilir [5].

#### **26.16. CHARCOT AYAKTA SONUÇLAR**

Charcot ayak ve ayak bileğinde eksternal fixation ile rekonstrüksiyonu değerlendiren sistematik bir derlemede, 67 hastalık alt grupta yaklaşık %71,6 solid fusion, %14,9 fibrous union, %6 nonunion ve yaklaşık %9 diz altı amputasyon bildirilmiştir [5].

Bununla birlikte bu hasta grubunda pin-tract enfeksiyonu sıktır ve aynı derlemede yaklaşık %64 oranında bildirilmiştir [5].

#### **26.17. AYAK BİLEĞİ ARTRODEZİNDE İLİZAROV**

Sirküler eksternal fiksasyon:

- enfekte ayak bileği artriti,
- başarısız önceki artrodez,
- kötü kemik kalitesi,
- ciddi deformite,
- yetersiz yumuşak doku örtüsü

Güncel ayak bileği artriti literatüründe İlizarov tipi eksternal fixation özellikle aktif enfeksiyon, kötü kemik kalitesi ve açık yara nedeniyle internal fixation'ın uygun olmadığı salvage olgularında önemli bir seçenek olarak belirtilmektedir [8].

#### **26.18. TİBİOTALOKALKANEAL ARTRODEZ**

Kompleks hindfoot deformitelerinde tibiotalar ve subtalar eklemlerin birlikte füzyonu gerekebilir.

- aksın düzeltilmesi,
- hindfoot pozisyonunun kontrolü,
- artrodez yüzeylerine kompresyon

Özellikle enfeksiyon, kemik kaybı veya Charcot nöroartropatisi bulunan hastalarda TTC artrodez için internal implantlara alternatif olabilir.

#### **26.19. ENFEKSİYON VARLIĞINDA KULLANIM**

Aktif veya geçirilmiş enfeksiyon ayak-ayak bileği cerrahisinde internal fixation açısından önemli sorun oluşturur.

- enfekte implantların çıkarılması,
- debridman,
- deformite düzeltimi,
- artrodez,
- kemik transportu

Enfeksiyon varlığında tedavinin temel prensibi yine yeterli debridman ve stabilizasyondur.

## **26.20. YUMUŞAK DOKU KONTRAKTÜRLERİ**

Kronik ayak deformitelerinde yalnızca kemik değil:

- Aşil tendonu,
- gastrosoleus kompleksi,
- tibialis posterior,
- plantar fasya,
- eklem kapsülleri
- Aşil uzatma,
- gastroknemius recession,
- plantar fasya gevşetme,
- tendon transferi

gibi işlemler frame tedavisiyle kombine edilebilir.

## **26.21. AKUT VE KADEMELİ DÜZELTME**

Küçük ve fleksibl deformitelerde akut düzeltme uygulanabilir.

- ağır equinus,
- ciddi equinovarus,
- nöropatik deformite,
- skarlı yumuşak doku,
- nörovasküler gerilme riski

Gradual correction kemik ve yumuşak dokuların yeni pozisyona adaptasyonu için zaman sağlar.

## **26.22. YÜK VERME**

Circular frame'in önemli avantajlarından biri uygun stabilite sağlandığında kontrollü yük vermeye izin verebilmesidir.

- Charcot,
- artrodez,
- posttravmatik rekonstrüksiyon

hastalarında fonksiyonel rehabilitasyon açısından önemlidir.

## **26.23. PIN-SITE VE TEL PROBLEMLERİ**

Ayak ve ayak bileğinde pin-tract enfeksiyonu sirküler fixation'ın en sık komplikasyonlarından biridir.

- diyabet,
- nöropati,
- yumuşak doku ödemi,
- uzun frame süresi

Charcot rekonstrüksiyon serilerinde pin-site enfeksiyon oranlarının yüksek olabileceği bildirilmiştir [5].

## 26.24. NÖROVASKÜLER KOMPLİKASYONLAR

Ayak ve ayak bileğinde tel yerleştirilirken özellikle:

- posterior tibial nörovasküler bundle,
- dorsalis pedis arter,
- superficial peroneal nerve,
- sural nerve

Yeni gelişen parestezi, motor defisit veya nöropatik ağrı düzeltme hızının yeniden değerlendirilmesini gerektirir.

## 26.25. EKLEM SUBLUKSASYONU

Ciddi deformitenin kademeli düzeltilmesi sırasında talus veya diğer eklem segmentlerinde subluksasyon oluşabilir.

Özellikle equinus düzeltiminde ayak bileği merkezinin doğru tanımlanması ve hinge ekseninin uygun konumlandırılması önemlidir.

## 26.26. KOMPLİKASYONLAR

Ayak ve ayak bileğinde İlizarov tedavisinin başlıca komplikasyonları:

- pin-site enfeksiyonu,
- tel gevşemesi,
- nörovasküler irritasyon,
- eklem subluksasyonu,
- rezidüel deformite,
- nonunion,
- refraktür,
- kontraktür,
- frame intoleransı

Özellikle Charcot hastalarında komplikasyon oranları yüksek olmasına rağmen, seçilmiş yüksek riskli hastalarda sirküler fixation amputasyona alternatif bir ekstremité kurtarma stratejisi sağlayabilir [5,6].

## KAYNAKLAR

1. Paley D. *Principles of Deformity Correction*. Berlin: Springer-Verlag; 2002.
2. Rozbruch SR, Ilizarov S, eds. *Limb Lengthening and Reconstruction Surgery*. New York: Informa Healthcare; 2007.
3. Kirienko A, Villa A, Calhoun JH. *Ilizarov Technique for Complex Foot and Ankle Deformities*. New York: Marcel Dekker; 2004.
4. Manggala Y, Angthong C, Primadhi A, Kungwan S. The deformity correction and fixator-assisted treatment using Ilizarov versus Taylor spatial frame in the foot and ankle. *Orthop Rev (Pavia)*. 2018;9(4):7337.
5. Yousry AH, Abdalhy AM. Management of ankle Charcot neuroarthropathy: a systematic review. *J Clin Med*. 2021.
6. Pinzur MS. Circular fixation for the nonplantigrade Charcot foot. *Foot Ankle Clin*. 2010;15(2):205-210.
7. Research progress on correction of severe foot and ankle deformities with digital hexapod external fixators. 2025.
8. Ankle arthritis: review of diagnosis and operative management. 2021.
9. Manning E, Kung M. External fixation for Charcot reconstruction. *Clin Podiatr Med Surg*. 2025;42(4):703-719.

## 27. PEDIATRİK ORTOPEDİDE İLİZAROV UYGULAMALARI

İlizarov yöntemi pediatrik ortopedide ekstremité uzunluk eşitsizliği, konjenital ve gelişimsel deformiteler, posttravmatik malunionlar, kompleks nonunionlar ve bazı konjenital psödoartrozların tedavisinde önemli bir rekonstrüksiyon aracıdır. Çocuklarda yüksek osteojenik kapasite ve yumuşak dokuların adaptasyon yeteneği distraksiyon osteogenezi açısından avantaj sağlarken, açık fizisler, devam eden büyüme ve deformitenin rekürrens potansiyeli tedavi planlamasını erişkinlerden farklı hale getirir [1–4].

Klasik sirküler frame sistemlerinin yanı sıra Taylor Spatial Frame gibi hexapod cihazlar da pediatrik hastalarda angülasyon, translasyon, rotasyon ve uzunluk farkının aynı tedavi programı içerisinde düzeltilmesine olanak sağlamaktadır. Pediatrik TSF serilerinde konjenital ve kazanılmış kompleks deformitelerde yüksek düzeltme doğruluğu bildirilmiştir [3,4].

### 27.1. PEDIATRİK HASTAYA ÖZGÜ ÖZELLİKLER

Çocuklarda İlizarov cerrahisi planlanırken yalnızca mevcut deformite değil, kalan büyüme potansiyeli de değerlendirilmelidir.

- fizisin açık veya kapalı olması,
- deformitenin progresif olup olmadığı,
- beklenen ekstremité uzunluk farkı,
- büyüme plağı hasarı,
- rekürrens riski

Büyüme devam ettiği için başarılı bir düzeltmeden sonra dahi deformite yeniden gelişebilir. Bu durum özellikle Blount hastalığı ve bazı konjenital deformitelerde önemlidir [5].

### 27.2. EKSTREMİTE UZUNLUK EŞİTSİZLİĞİ

Pediatrik hastalarda İlizarov yönteminin temel kullanım alanlarından biri ekstremité uzunluk eşitsizliğidir.

- konjenital femoral kısalık,
- fibular veya tibial hemimeli,
- büyüme plağı hasarı,
- enfeksiyon sonrası büyüme bozukluğu,
- posttravmatik kısalık,
- iskelet displazileri

Pediatrik serilerde anlamlı uzunluk kazanımları elde edilebilmekle birlikte eklem sertliği, aks sapması, pin-track enfeksiyonu ve rejenerat problemleri önemli komplikasyonlardır [6,7].

### 27.3. KONJENİTAL VE GELİŞİMSEL DEFORMİTELER

İlizarov sistemi çocuklarda özellikle multiplanar ve kompleks konjenital deformitelerde avantaj sağlar.

Başlıca uygulama alanları:

- tibia vara,
- konjenital femoral deformiteler,
- tibial deformiteler,
- ekstremité kısalığına eşlik eden angülasyonlar,
- multiplanar postural veya gelişimsel deformiteler

### 27.4. BLOUNT HASTALIĞI

Blount hastalığında deformite genellikle yalnızca tibial varustan ibaret değildir; internal tibial torsiyon, procurvatum ve proksimal tibial eklem oryantasyon bozukluğu eşlik edebilir.

- MPTA'nın düzeltilmesi,
- mekanik aksın restorasyonu,
- rotasyonun düzeltilmesi,
- gerektiğinde uzatma

amacıyla kullanılabilir.

41 hastada 51 ekstremitenin değerlendirildiği bir seride hem klasik İlizarov hem de Taylor Spatial Frame ile mekanik aks ve proksimal tibial orientasyonda anlamlı iyileşme elde edilmiş, en sık komplikasyon yüzeysel pin-site enfeksiyonu olmuştur [5].

Bununla birlikte iskelet maturasyonu tamamlanmadan yapılan düzeltmelerde rekürrens riski devam etmektedir [8].

## 27.5. KONJENİTAL TİBİAL PSÖDOARTROZ

Konjenital tibial psödoartroz (CPT), pediatrik ortopedinin en zor rekonstrüksiyon problemlerinden biridir ve sıklıkla nörofibromatozis tip 1 ile ilişkilidir.

- psödoartrozun unionu,
- mekanik aksın düzeltilmesi,
- fibulanın stabilizasyonu,
- ekstremitte uzunluk farkının azaltılması,
- refraktürün önlenmesi

Ancak CPT'de primer union tedavinin sonu değildir; refraktür önemli bir uzun dönem sorundur. 2025 tarihli konsensus ve meta-analizde İlizarov ile primer union yaklaşık %89 olarak bildirilmiş, ancak refraktür oranının yüksek kalabildiği gösterilmiştir [10]. Güncel yaklaşımda intramedüller stabilizasyon, greftleme ve bazı olgularda cross-union gibi kombine yöntemler giderek daha fazla kullanılmaktadır.

## 27.6. CPT'DE UZATMA

Konjenital tibial psödoartrozlu hastalarda union sağlandıktan sonra belirgin ekstremitte uzunluk eşitsizliği kalabilir.

Bu hastalarda proksimal tibial distraksiyon osteogenezi ile uzatma uygulanabilir. 2026 tarihli bir scoping review'da 486 hastayı içeren 31 çalışma değerlendirilmiş; ortalama uzatma yaklaşık 5,5 cm olarak bildirilmiştir. Ancak pin-track enfeksiyonu, rejenerat kırığı ve tibial bowing gibi komplikasyonlar sık görülmüştür [11].

## 27.7. POSTTRAVMATİK DEFORMİTELER

Çocuklarda büyüme plağı hasarı, yanlış kaynamış kırık veya travma sonrası gelişen büyüme arresti:

- varus/valgus,
- procurvatum/recurvatum,
- rotasyon,
- translasyon,
- kısalık

TSF ile tedavi edilen 53 çocukluk bir seride 55 ekstremitenin 52'sinde 15 mm'den az uzunluk farkı ve 5°'den az rezidüel angülasyon ile kabul edilebilir düzeltme elde edilmiştir [3].

## 27.8. PEDIATRİK HEXAPOD UYGULAMALARI

Hexapod frame'ler pediatrik deformite cerrahisinde özellikle:

- multiplanar deformite,
- rotasyonel deformite,
- eşlik eden translasyon,
- uzunluk farkı

TSF ile deformite, frame ve mounting parametreleri bilgisayar ortamında tanımlanarak kademeli düzeltme programı oluşturulur.

192 pediatrik hastadan elde edilen geniş bir seride hem konjenital hem kazanılmış deformitelerde ortalama yaklaşık 4 cm uzatma sağlanmış ve hexapod sistemin kompleks deformitelerin tedavisinde etkili olduğu gösterilmiştir [4].

### **27.9. PEDIATRİK NONUNION VE ENFEKSİYON**

Nonunion çocuklarda erişkinlere göre daha nadirdir. Ancak:

- ciddi açık kırık,
- enfeksiyon,
- kemik kaybı,
- konjenital hastalık,
- önceki başarısız cerrahi
- stabilizasyon,
- enfeksiyon kontrolü sonrası rekonstrüksiyon,
- kemik transportu,
- deformite ve kısalık düzeltimi

Özellikle enfeksiyon veya kötü yumuşak doku örtüsü varlığında internal fiksasyona alternatif oluşturabilir.

### **27.10. FİZİSİN KORUNMASI**

Pediatrik İlizarov cerrahisinin en önemli prensiplerinden biri büyüme plağının korunmasıdır.

Tel, half-pin ve osteotomi planlanırken açık fizisler dikkate alınmalıdır. Gereksiz transphyseal fiksasyondan kaçınılmalı ve mümkün olduğunda fiksasyon elemanları epifiz veya metafizde büyüme plağını koruyacak şekilde yerleştirilmelidir.

- büyüme arresti,
- yeni angüler deformite,
- ekstremité uzunluk farkı

### **27.11. OSTEOTOMİ VE REJENERAT**

Çocuklarda periost kalın ve osteojenik kapasite yüksektir. Bu nedenle distraksiyon osteogenezi erişkinlere kıyasla genellikle daha hızlı gerçekleşebilir.

Ancak bu avantaj aynı zamanda prematür konsolidasyon riskini artırabilir.

- latent dönem,
- distraksiyon hızı,
- radyografik takip

### **27.12. DİSTRAKSİYON HIZI**

Klasik başlangıç protokolü erişkinlerde olduğu gibi yaklaşık:

1 mm/gün

olabilir ve genellikle dört ayrı distraksiyona bölünür.

Ancak küçük çocuklarda çok hızlı kemik oluşumu nedeniyle distraksiyon programının radyografik rejenerata göre ayarlanması özellikle önemlidir.

### **27.13. EKLEM KONTRAKTÜRLERİ**

Ekstremité uzatma sırasında kemiğin uzama kapasitesi kas-tendon ünitesinin adaptasyon kapasitesini aşabilir.

- diz fleksiyon kaybı,
- quadriceps kontraktürü,

- equinus,
- diz fleksiyon kontraktürü

Pediyatrik İlizarov serilerinde eklem sertliğı ve kontraktür önemli komplikasyonlar arasında bildirilmiştir [6,7].

#### 27.14. REHABİLİTASYON

Rehabilitasyon cerrahi öncesinde planlanmalıdır.

- eklem hareket açıklığını korumak,
- kas gücünü sürdürmek,
- kontraktürü önlemek,
- uygun yük vermeyi sağlamak,
- çocuğun günlük fonksiyonlarını mümkün olduğunca sürdürmektir.

Çocuk ve ailenin frame bakımı ve fizyoterapi programını anlayabilmesi tedavi başarısı açısından önemlidir.

#### 27.15. PSİKOSOSYAL BOYUT

Uzun süreli frame kullanımı çocuk ve aile için önemli psikososyal yük oluşturabilir.

- okul yaşamını,
- uyku düzenini,
- kişisel bakımı,
- sosyal aktiviteleri

Bu nedenle preoperatif dönemde hem çocuk hem de aile tedavi süresi, frame bakımı, olası ek cerrahiler ve rehabilitasyon süreci konusunda bilgilendirilmelidir.

#### 27.16. KOMPLİKASYONLAR

Pediyatrik İlizarov tedavisinde başlıca komplikasyonlar:

- pin-track enfeksiyonu,
- tel veya pin gevşemesi,
- eklem kontraktürü,
- sinir irritasyonu veya palsisi,
- aks kaybı,
- prematür konsolidasyon,
- gecikmiş rejenerat,
- rejenerat kırığı,
- subluksasyon,
- rekürren deformite

Klasik pediyatrik bir seride 61 tedavi edilen segmentte toplam 88 komplikasyon bildirilmiş; bunların 38'i ek cerrahi veya kalıcı sekel gerektiren major komplikasyon olarak sınıflandırılmıştır [6].

#### 27.17. REKÜRRENS

Çocuklarda başarılı başlangıç düzeltmesine rağmen büyüme devam ettiği için deformite tekrarlayabilir.

- erken yaşta yapılan düzeltmelerde,
- progresif büyüme bozukluklarında,
- Blount hastalığında,
- konjenital deformitelerde

Blount hastalığında hexapod frame ile yapılan çalışmalarda iskelet maturasyonu öncesinde tedavi edilen bazı hastalarda genu varum rekürrensi bildirilmiştir [8].

## KAYNAKLAR

1. Paley D. *Principles of Deformity Correction*. Berlin: Springer-Verlag; 2002.
2. Rozbruch SR, Ilizarov S, eds. *Limb Lengthening and Reconstruction Surgery*. New York: Informa Healthcare; 2007.
3. Naqui SZ, Thiriyai W, Foster A, Tselentakis G, Evans M, Day JB. Correction of simple and complex pediatric deformities using the Taylor-Spatial Frame. *J Pediatr Orthop*. 2008;28(6):640-647.
4. Ganger R, Radler C, Speigner B, Grill F. Limb lengthening and deformity correction of congenital and acquired deformities in children using the Taylor Spatial Frame. *Acta Orthop*. 2017;88(3):334-340.
5. Heflin JA, Ford S, Stevens P. Gradual deformity correction in Blount disease. *J Pediatr Orthop*. 2016.
6. Dahl MT, Gulli B, Berg T. Complications of limb lengthening. A learning curve. *Clin Orthop Relat Res*. 1994.
7. Atar D, Lehman WB, Grant AD, Strongwater A, Frankel V, Golyakhovsky V. Treatment of complex limb deformities in children with the Ilizarov technique. *Orthopedics*. 1991;14(9):961-967.
8. Mare PH, Marais LC. Gradual deformity correction with a computer-assisted hexapod external fixator in Blount's disease. *Strategies Trauma Limb Reconstr*. 2022;17(1):32-37.
9. Choi IH, Cho TJ, Moon HJ. Ilizarov treatment of congenital pseudarthrosis of the tibia: a multi-targeted approach using the Ilizarov technique. *Clin Orthop Surg*. 2011;3(1):1-8.
10. Surgical treatment of congenital pseudarthrosis of the tibia in children: CPAM-LRC consensus and guidelines. 2025.
11. Tibial lengthening in congenital pseudoarthrosis of the tibia: a scoping review. 2026.

## 28. ACCORDION MANEUVER

Accordion maneuver, distraksiyon osteogenezi sırasında yetersiz veya gecikmiş rejenerat oluşumunu uyarmak amacıyla uygulanan, kontrollü siklik distraksiyon–kompresyon tekniğidir. Temel amaç, osteotomi veya rejenerat bölgesine tekrarlayan mekanik uyarı vererek osteogenezi artırmak ve yetersiz kallus oluşumunu daha invaziv cerrahi girişimlere başvurmada desteklemektir [1–3]. Klinik literatürde özellikle ekstremiteler uzatma ve kemik transportu sırasında zayıf rejenerat görülen olgularda kullanılmıştır.

### 28.1. TEMEL PRENSİP

Accordion maneuver’da rejenerat bölgesi ardışık olarak kompresyona ve tekrar distraksiyona maruz bırakılır. Bu kontrollü mekanik değişikliklerin hücrel mekanotransdüksiyonu artırarak osteoblastik aktiviteyi, vaskülarizasyonu ve yeni kemik oluşumunu desteklediği düşünülmektedir [1,4].

Distraksiyon kuvvetleri yeni kemik oluşumunu uyarırken, kontrollü kompresyon da kallus maturasyonu ve intramembranöz ossifikasyon üzerinde olumlu etki gösterebilir. Bu nedenle iki farklı mekanik uyarının ardışık uygulanmasının rejenerat biyolojisini yeniden aktive edebileceği öne sürülmektedir [3,4].

### 28.2. ENDİKASYONLAR

Accordion maneuver en sık:

- zayıf veya hipotrofik rejenerat,
- gecikmiş kallus oluşumu,
- distraksiyon sonrası yetersiz mineralizasyon,
- kemik transportu sırasında yavaş rejenerat maturasyonu,
- seçilmiş docking site iyileşme problemleri

Makhdom ve arkadaşlarının serisinde 65 ekstremiteler uzatma hastasının dört tanesinde yetersiz tibial rejenerat nedeniyle accordion maneuver uygulanmış ve dört hastanın üçünde başarılı kemik oluşumu bildirilmiştir [1].

### 28.3. UYGULAMA TEKNİĞİ

Accordion maneuver için evrensel olarak kabul edilmiş tek bir protokol bulunmamaktadır. Literatürde farklı:

- başlangıç zamanları,
- kompresyon miktarları,
- distraksiyon miktarları,
- siklus sayıları,
- toplam uygulama süreleri

Yayınlanan klinik çalışmalarda günlük kompresyon ve distraksiyon miktarları genellikle yaklaşık 0,25–1 mm arasında değişmiş, iki veya daha fazla siklus uygulanmıştır [2].

### 28.4. UYGULAMA ZAMANI

Accordion maneuver’ın hangi dönemde uygulanmasının en etkili olduğu kesin olarak belirlenmemiştir.

- distraksiyon sonunda zayıf rejenerat saptandığında,
- erken veya orta konsolidasyon döneminde yetersiz mineralizasyon görüldüğünde

Güncel deneysel veriler zamanlamanın önemli olduğunu göstermektedir. 2024 tarihli bir hayvan çalışmasında distraksiyon veya erken konsolidasyon döneminde uygulanan accordion tekniğinin iyileşmeyi artırmadığı, hatta bazı gruplarda geciktirdiği bildirilmiştir [5]. Buna karşılık daha yeni

deneysel çalışmalar orta konsolidasyon dönemindeki siklik distraksiyon–kompresyonun kemik oluşumunu artırabileceğini göstermektedir [6].

### 28.5. OLASI BİYOLOJİK MEKANİZMA

Accordion maneuver’ın etkisinin mekanotransdüksiyon yoluyla ortaya çıktığı düşünülmektedir.

- osteojenik hücre aktivitesini,
- anjiyogenezi,
- osteoblast farklılaşmasını,
- ekstrasellüler matriks organizasyonunu

artırabilir [3,6].

2026 tarihli deneysel bir çalışmada siklik distraksiyon–kompresyon uygulamasının rejenerat kemik hacmini, mineral yoğunluğunu ve mekanik dayanıklılığı artırdığı; bu etkinin Piezo1–YAP–β-catenin sinyal yolu ve artmış VEGF ekspresyonu ile ilişkili olabileceği gösterilmiştir [6].

Bu sonuçlar accordion maneuver’ın osteogenez ile anjiyogenezi birlikte uyabilecek mekanik bir biyostimülasyon yöntemi olabileceğini düşündürmektedir.

### 28.6. KEMİK TRANSPORTUNDA KULLANIM

Accordion maneuver kemik transportunda özellikle transport tamamlandıktan sonra yetersiz rejenerat maturasyonu bulunan hastalarda kullanılabilir.

Tibial kemik defektlerini değerlendiren klinik çalışmalarda, transport sonrası accordion maneuver uygulamasının rejenerat konsolidasyonunu destekleyebileceği bildirilmiştir [7].

2024 tarihli sistematik derlemede İlizarov yöntemiyle birlikte accordion maneuver kullanılan sekiz çalışma değerlendirilmiş; çalışmaların tamamında siklik distraksiyon-kompresyon uygulanmış ve genel olarak yüksek union oranları bildirilmiştir. Bununla birlikte protokollerin belirgin derecede heterojen olduğu vurgulanmıştır [2].

### 28.7. AVANTAJLARI

Accordion maneuver’ın başlıca avantajları:

- ek osteotomi gerektirmemesi,
- kemik grefti gereksinimini geciktirebilmesi veya azaltabilmesi,
- mevcut frame üzerinden uygulanabilmesi,
- minimal invaziv olması,
- mekanik biyostimülasyon sağlaması

şeklinde sıralanabilir [1,2].

### 28.8. SINIRLILIKLARI

Accordion maneuver’ın en önemli sınırlılığı standart bir uygulama protokolünün bulunmamasıdır.

- kompresyon miktarı,
- distraksiyon miktarı,
- siklus süresi,
- toplam tedavi süresi,
- uygulama zamanı

Ayrıca klinik kanıtların büyük bölümü küçük hasta serileri ve retrospektif çalışmalara dayanmaktadır. Güncel sistematik derlemeler olumlu sonuçlar bildirmekle birlikte kanıt düzeyinin halen sınırlı olduğunu vurgulamaktadır [2].

### 28.9. KOMPLİKASYONLAR VE DİKKAT EDİLMESİ GEREKENLER

Aşırı veya uygun olmayan zamanda uygulanan kompresyon-distraksiyon:

- rejenerat deformasyonu,

- ağrı,
- tel veya pinlerde yük artışı,
- aks kaybı,
- iyileşmenin gecikmesi

Deneyisel veriler özellikle erken dönemde agresif siklik yüklemenin kemik oluşumunu olumsuz etkileyebileceğini göstermektedir [5].

## KAYNAKLAR

1. Makhdom AM, Cartaleanu AS, Rendon JS, Villemure I, Hamdy RC. The accordion maneuver: a noninvasive strategy for absent or delayed callus formation in cases of limb lengthening. *Adv Orthop*. 2015;2015:912790.
2. Ilizarov method combined with accordion technique for treating long bone defects in the lower limbs: a systematic review. 2024.
3. Overview of physical and pharmacological therapy in enhancing bone regeneration formation during distraction osteogenesis. 2022.
4. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;(239):263-285.
5. The accordion technique did not improve bone healing in a mouse model of distraction osteogenesis. 2024.
6. Cyclic distraction-compression promotes bone regeneration during distraction osteogenesis through the Piezo1-YAP- $\beta$ -catenin axis. 2026.
7. Accordion operation for the bone transport in treating tibial bone defect. 2018.

## 29. POSTOPERATİF TAKİP VE REHABİLİTASYON

İlizarov ve diğer sirküler eksternal fiksasyon sistemlerinde başarı yalnızca cerrahi uygulamaya değil, uzun süreli ve düzenli postoperatif takip ile rehabilitasyona da bağlıdır. Tedavi sürecinde amaç; frame stabilitesini korumak, nörovasküler komplikasyonları erken saptamak, pin-site enfeksiyonlarını önlemek, eklem hareket açıklığını sürdürmek, kas gücünü korumak, uygun yük vermeyi sağlamak ve distraksiyon osteogenezi sırasında rejeneratı yakından izlemektir [1–4]. Güncel sistematik derlemeler rehabilitasyonda en sık kullanılan yaklaşımların yürüme eğitimi, güçlendirme, aktif egzersizler ve yük verme olduğunu; ancak optimal rehabilitasyon protokolleri konusunda yüksek kaliteli kanıtların halen sınırlı olduğunu göstermektedir [4].

### 29.1. ERKEN POSTOPERATİF DEĞERLENDİRME

Ameliyat sonrası ilk dönemde ekstremitenin nörovasküler durumu ayrıntılı şekilde değerlendirilmelidir.

- distal nabızlar,
- kapiller dolum,
- cilt rengi ve sıcaklığı,
- duyu,
- motor fonksiyon,
- aşırı ağrı,
- kompartman bulguları

Transosseöz tellerin ve half-pinlerin yerleştirilmesinden sonra yeni gelişen parestezi, motor kayıp veya şiddetli nöropatik ağrı nörovasküler irritasyon açısından değerlendirilmelidir.

### 29.2. FRAME KONTROLÜ

Postoperatif dönemde frame sistematik olarak kontrol edilmelidir.

- tel gerilimleri,
- half-pin stabilitesi,
- rod ve strut bağlantıları,
- somunların gevşemesi,
- halka deformasyonu,
- kemik-frame ilişkisi

Gevşeyen tel veya pin yalnızca mekanik stabiliteyi azaltmakla kalmaz, pin-site enfeksiyonu riskini de artırabilir.

### 29.3. POSTOPERATİF RADYOGRAFİLER

İlk postoperatif AP ve lateral grafiler frame ve kemik segmentleri arasındaki ilişkinin referansını oluşturur.

- mekanik aks,
- osteotomi veya kırık hattı,
- translasyon,
- rotasyon,
- ring pozisyonu,
- fiksasyon elemanlarının konumu

Hexapod sistemlerde bu görüntüler aynı zamanda deformite ve mounting parameter ölçümlerinin doğrulanması için kullanılabilir.

#### 29.4. AĞRI VE ÖDEM KONTROLÜ

Erken postoperatif dönemde ağrı kontrolü hastanın mobilizasyonu ve fizyoterapiye katılımı açısından önemlidir.

Aşırı ve giderek artan ağrı ise yalnızca postoperatif ağrı olarak kabul edilmemeli; pin gerilimi, nörovasküler problem, kompartman sendromu veya enfeksiyon açısından değerlendirilmelidir.

#### 29.5. ERKEN MOBİLİZASYON

Sirküler eksternal fiksasyonun temel avantajlarından biri uygun mekanik stabilite sağlandığında erken mobilizasyona olanak vermesidir [1,3].

Erken mobilizasyon:

- kas atrofisini azaltır,
- eklem hareket açıklığını korur,
- venöz stazı azaltır,
- bağımsızlığı artırır,
- fonksiyonel rehabilitasyonu destekler.

2026 tarihli tibial bone transport sistematik derlemesinde erken yük vermeye çalışmaların yaklaşık %95’inde izin verildiği bildirilmiştir [5].

#### 29.6. YÜK VERME

İlizarov frame’in aksiyel yükü paylaşabilmesi birçok hastada kontrollü erken yük vermeye izin verir. Fonksiyonel ekstremité kullanımının İlizarov yönteminin temel avantajlarından biri olduğu uzun süredir vurgulanmaktadır [2].

- frame stabilitesi,
- kırık veya osteotomi tipi,
- kemik kalitesi,
- rejenerat durumu,
- ağrı,
- eşlik eden yumuşak doku problemi

“Tam yük verme” tüm İlizarov hastaları için otomatik bir kural değildir.

#### 29.7. YÜRÜME EĞİTİMİ

Hastaya uygun yürüme yardımcılarıyla erken dönemde yürüme eğitimi verilmelidir.

- uygun basma paterni,
- simetrik adım,
- gövde kontrolü,
- güvenli transfer

Güncel sistematik derlemede gait re-education, external fixation rehabilitasyonunda en sık bildirilen uygulamalardan biri olmuştur [4].

#### 29.8. EKLEM HAREKET AÇIKLIĞININ KORUNMASI

Komşu eklemlerde kontraktür gelişmesi uzun süreli frame tedavisinin en önemli fonksiyonel komplikasyonlarından biridir.

- aktif ROM,
- aktif yardımcı ROM,
- gerektiğinde pasif stretching
- diz ekstansiyonu,
- diz fleksiyonu,
- ayak bileği dorsifleksiyonu

Femoral frame’lerde quadriceps kışalmasına bağlı diz fleksiyon kaybı önemli bir sorundur.

### 29.9. KAS GÜÇLENDİRME

Uzun süreli eksternal fiksasyon kas atrofisine neden olabilir.

- quadriceps aktivasyonu,
- straight-leg raising,
- hamstring egzersizleri,
- gluteal kas güçlendirme,
- gastrosoleus egzersizleri

Güçlendirme egzersizleri güncel external fixation rehabilitasyon literatüründe temel rehabilitasyon komponentlerinden biri olarak tanımlanmaktadır [4].

### 29.10. KONTRAKTÜRÜN ÖNLENMESİ

Kontraktür riski özellikle ekstremité uzatma ve kemik transportu sırasında artar.

- quadriceps kontraktürü,
- diz fleksiyon kaybı,
- gastrosoleus kontraktürü,
- equinus

özellikle önemlidir.

### 29.11. SPLINT VE ORTEZ KULLANIMI

Kontraktür riski yüksek hastalarda gece splintleri veya dinamik ortezler kullanılabilir.

Özellikle tibial uzatma sırasında nötral ayak bileği pozisyonunu korumaya yardımcı olmak amacıyla AFO veya benzeri cihazlar kullanılabilir.

### 29.12. PİN-SİTE BAKIMI

Pin-site bakımı postoperatif sürecin önemli bir parçasıdır. Bununla birlikte hangi solüsyonun, pansuman materyalinin veya temizlik sıklığının en üstün olduğu konusunda evrensel bir konsensus bulunmamaktadır [6–8].

- pin çevresinin temiz tutulması,
- gereksiz manipulasyondan kaçınılması,
- akıntı ve eritemin izlenmesi,
- gevşeyen pinlerin değerlendirilmesi,
- hastanın bakım konusunda eğitilmesi

Farklı pin-site protokollerini karşılaştıran prospektif çalışmalar bulunmasına rağmen tek bir rejimin tüm hastalarda üstün olduğu gösterilememiştir [7].

### 29.13. PİN-TRACT ENFEKSİYONUNUN ERKEN TANINMASI

Takip sırasında:

- eritem,
- hassasiyet,
- ağrı,
- seröz veya pürülan akıntı,
- tel/pin gevşemesi

Yüzeyel enfeksiyonların erken tedavisi derin enfeksiyon ve pin gevşemesi riskini azaltabilir.

### 29.14. DİSTRAKSİYON DÖNEMİNDE TAKİP

Ekstremité uzatma veya bone transport uygulanıyorsa latent dönem sonrasında aktif distraksiyon başladığında takip yoğunlaştırılmalıdır.

- günlük distraksiyon miktarı,
- hastanın cihaz ayarlamalarını doğru yapıp yapmadığı,

- rejenerat görünümü,
- mekanik aks,
- ekstremité uzunluğu,
- eklem hareket açıklığı,
- nörolojik semptomlar

Distraksiyon hızının klasik olarak yaklaşık 1 mm/gün olması başlangıç referansıdır; klinik ve radyografik yanıtı göre değiştirilmelidir.

### 29.15. REJENERATIN RADYOGRAFİK TAKİBİ

Distraksiyon sırasında rejenerat seri AP ve lateral radyografilerle değerlendirilir.

- homojen longitudinal yapı,
- düzenli mineralizasyon,
- yeterli genişlik,
- progresif kortikalizasyon

Hipotrofik rejenerat gelişirse distraksiyon hızı azaltılabilir veya geçici olarak durdurulabilir. Prematür konsolidasyon eğilimi varsa protokol yeniden düzenlenebilir.

### 29.16. NÖROVASKÜLER TAKİP

Kademeli uzatma veya deformite düzeltimi sırasında nörovasküler yapılar progresif gerilime maruz kalabilir.

- parestezi,
- nöropatik ağrı,
- motor güçsüzlük,
- nabız değişikliği,
- kapiller dolaşım bozukluğu

Gerekirse distraksiyon azaltılmalı, durdurulmalı veya kısmi geri kompresyon uygulanmalıdır.

### 29.17. HEXAPOD FRAME TAKİBİ

Hexapod sistemlerde hasta veya bakım verenin strut programını doğru uygulaması gerekir.

- mevcut strut uzunlukları,
- program uyumu,
- rezidüel deformite,
- frame gevşemesi

Rezidüel deformite bulunursa yeni radyografiler üzerinden tekrar hesaplama yapılarak residual correction program uygulanabilir.

### 29.18. KONSOLİDASYON DÖNEMİ

Distraksiyon tamamlandığında konsolidasyon fazına geçilir.

Bu dönemde temel hedefler:

- rejenerat mineralizasyonunun devam etmesi,
- tam yük verme kapasitesinin geliştirilmesi,
- eklem hareketlerinin korunması,
- kas gücünün artırılmasıdır.

### 29.19. FRAME DİNAMİZASYONU

Yeterli rejenerat oluştuğunda frame kontrollü olarak dinamize edilebilir.

- deformite,
- rejenerat kırığı,
- nonunion

riskini artırabilir.

#### **29.20. FRAME ÇIKARMA ÖNCESİ DEĞERLENDİRME**

Frame çıkarma kararı yalnızca tedavi süresine göre verilmemelidir.

- en az birkaç kortekste radyografik kontinuitenin bulunması,
- rejenerat maturasyonu,
- klinik stabilite,
- ağrısız veya minimal ağrılı tam yük verme,
- docking site varsa union durumu

Bone transport olgularında hem rejenerat hem de docking site ayrı ayrı yeterli iyileşmeye ulaşmalıdır.

#### **29.21. FRAME ÇIKARILMASI SONRASI REHABİLİTASYON**

Frame çıkarıldıktan sonra ekstremitte hemen normal mekanik dayanıklılığa ulaşmış kabul edilmemelidir.

- kontrollü yük verme,
- kas güçlendirme,
- denge ve propriosepsiyon,
- eklem ROM egzersizleri

Yüksek refraktür riski bulunan hastalarda geçici brace veya ortez düşünülebilir.

#### **29.22. PSİKOSOSYAL DESTEK**

Frame aylar boyunca hastanın üzerinde kalabilir ve günlük yaşamı önemli ölçüde etkileyebilir. Bu nedenle postoperatif bakım yalnızca fiziksel rehabilitasyondan ibaret değildir.

- uyku problemleri,
- giyinme güçlüğü,
- sosyal izolasyon,
- tedavi yorgunluğu,
- çalışma veya okul yaşamında aksama

İlizarov frame ile yaşayan hastalarda psikososyal gereksinimlerin de takip edilmesi gerektiği bakım literatüründe vurgulanmaktadır [3].

#### **29.23. HASTA EĞİTİMİ**

Tedavinin başarısı büyük ölçüde hasta uyumuna bağlıdır.

- pin-site bakımı,
- frame temizliği,
- strut veya rod ayarlamaları,
- yük verme sınırları,
- egzersiz programı,
- enfeksiyon belirtileri,
- acil başvuru gerektiren nörovasküler bulgular

Uzun süreli eksternal fiksasyonda hastanın cihazla günlük yaşamını sürdürebilmesi tedavi başarısının önemli bir parçasıdır [3].

#### **29.24. REHABİLİTASYONUN BİREYSELLEŞTİRİLMESİ**

İlizarov rehabilitasyonunda tek ve evrensel bir protokol bulunmamaktadır.

2024 tarihli sistematik derlemede 1156 kaynaktan yalnızca 18 çalışma rehabilitasyon açısından dahil edilebilmiş ve mevcut çalışmaların genel metodolojik kalitesi düşük bulunmuştur [4]. Bu nedenle rehabilitasyon programı:

- patoloji,
- frame tipi,
- cerrahi işlem,
- hastanın yaşı,
- kas gücü,
- eklem hareket açıklığı,
- rejenerat durumu

dikkate alınarak bireyselleştirilmelidir.

## KAYNAKLAR

1. Paley D. *Principles of Deformity Correction*. Berlin: Springer-Verlag; 2002.
2. Malkova TA, Borzunov DY. International recognition of the Ilizarov bone reconstruction techniques: current practice and research. *World J Orthop*. 2021;12(8):515-533.
3. Santy J, Vincent M, Duffield B. The principles of caring for patients with Ilizarov external fixation. *Nurs Stand*. 2009;23(26):50-56.
4. Pawson JR, Church D, Fletcher J, et al. Rehabilitation techniques for adults undergoing external fixation treatment for lower limb reconstruction: a systematic review. *Strategies Trauma Limb Reconstr*. 2024;19(1):45-55.
5. Tibial bone transport using external fixation in adults: a systematic review. 2026.
6. Kazmers NH, Fragomen AT, Rozbruch SR. Prevention of pin site infection in external fixation: a review of the literature. *Strategies Trauma Limb Reconstr*. 2016;11(2):75-85.
7. Cavusoglu AT, Er MS, Inal S, et al. Pin site care during circular external fixation using two different protocols. *J Orthop Trauma*. 2009;23(10):724-730.
8. Lethaby A, Temple J, Santy-Tomlinson J. Pin site care for preventing infections associated with external bone fixators and pins. *Cochrane Database Syst Rev*. 2013;(12).

### 30. PIN-SITE BAKIMI VE PIN-TRACT ENFEKSİYONLARI

Pin-site enfeksiyonu, eksternal fiksasyon ve özellikle uzun süreli sirküler frame tedavisinin en sık karşılaşılan komplikasyonlarından biridir. Klinik spektrum hafif eritem ve seröz akıntıdan pin gevşemesi, osteoliz ve kronik osteomyelite kadar uzanabilir [1–4]. Literatürde bildirilen oranların geniş aralıkta değişmesinin başlıca nedenleri; kullanılan tanımların, pin-site bakım protokollerinin, fiksator tiplerinin ve hasta gruplarının heterojen olmasıdır [2,3]. Güncel literatürde de tek ve evrensel olarak üstün bir pin-site bakım protokolü konusunda konsensus bulunmamaktadır.

#### 30.1. PIN-SITE ENFEKSİYONUNUN PATOGENEZİ

Transkutan tel veya half-pin, cilt bariyerini kalıcı olarak geçerek dış ortam ile kemik arasında potansiyel bir enfeksiyon yolu oluşturur. Pin-cilt arayüzündeki mikrohareket, lokal inflamasyon ve mekanik irritasyonu artırabilir. İlerleyen süreçte bakterilerin implant yüzeyine adezyonu ve biofilm oluşturması enfeksiyonun persistan hale gelmesine katkıda bulunabilir [2,5].

Pin gevşemesi ve enfeksiyon arasında çift yönlü bir ilişki vardır. Mekanik gevşeme pin-cilt ve pin-kemik arayüzündeki hareketi artırarak enfeksiyona zemin hazırlayabilir; enfeksiyon ise osteoliz ve pin gevşemesine neden olarak konstrüksiyon stabilitesini bozabilir [2,5].

#### 30.2. RİSK FAKTÖRLERİ

Pin-tract enfeksiyonu gelişimini etkileyen faktörler hasta, cerrahi teknik ve konstrüksiyonla ilişkili olabilir.

- uzun eksternal fiksasyon süresi,
- pin veya tel çevresinde fazla yumuşak doku hareketi,
- pin gevşemesi,
- termal kemik hasarı,
- ciltte aşırı gerilim,
- kas veya tendon transfixasyonu,
- kötü hijyen,
- yetersiz hasta uyumu,
- diyabet ve kötü yara iyileşmesi,
- sigara kullanımı ve diğer biyolojik risk faktörleri

Pin yerleştirme sırasında termal nekrozun ve lokal hematoma azaltılmasının enfeksiyon riskini düşürebileceği prospektif çalışmalarda gösterilmiştir [6].

#### 30.3. CERRAHİ TEKNİĞİN ÖNEMİ

Pin-site enfeksiyonunun önlenmesi ameliyat sonrasındaki pansumandan önce, pin veya telin yerleştirilmesi sırasında başlar.

- güvenli anatomik koridor kullanılması,
- gereksiz yumuşak doku travmasından kaçınılması,
- ciltte aşırı gerilim oluşturulmaması,
- keskin drill kullanılması,
- uygun hızda drilling,
- gerekirse irrigasyon,
- half-pinlerde kontrollü predrilling,
- kemik içerisinde stabil fiksasyon sağlanmasıdır.

Özellikle termal nekroz ve yetersiz pin stabilitesinin enfeksiyon riskini artırabileceği için atraumatik yerleştirme tekniği kritik önem taşır [1,6].

### 30.4. PIN-SITE BAKIMININ TEMEL PRENSİPLERİ

Postoperatif bakımın amacı pin-cilt arayüzünü temiz tutmak, aşırı inflamasyonu erken fark etmek ve mekanik irritasyonu azaltmaktır.

- hastaya ve bakım verene standart eğitim verilmesi,
- pin çevresinin düzenli gözlenmesi,
- gereksiz pin manipulasyonundan kaçınılması,
- aşırı kabuk ve akıntının uygun şekilde temizlenmesi,
- pin gevşemesinin erken fark edilmesi,
- enfeksiyon bulgularının gecikmeden değerlendirilmesidir.

Bununla birlikte hangi antiseptik solüsyonun, pansuman materyalinin veya bakım sıklığının üstün olduğu konusunda mevcut kanıtlar yeterli değildir [1–3]. Cochrane derlemesinde de farklı temizleme ve pansuman stratejilerinden birini kesin olarak desteklemek için kanıtların yetersiz olduğu sonucuna ulaşılmıştır [3].

### 30.5. BAKIM SIKLIĞI

Pin-site bakımının günlük mı yoksa daha seyrek mi yapılması gerektiği tartışmalıdır.

Randomize bir çalışmada günlük ve haftalık pin-site bakımı karşılaştırılmış ve enfeksiyon sıklığı veya şiddeti açısından anlamlı fark gösterilememiştir [7].

- pin-site görünümü,
- akıntı miktarı,
- hastanın hijyen koşulları,
- lokal protokol

### 30.6. TEMİZLEME SOLÜSYONLARI

Pin-site temizliğinde:

- serum fizyolojik,
- klorheksidin,
- povidon-iyot,
- alkol bazlı antiseptikler

Bir prospektif çalışmada klorheksidin ile serum fizyolojik karşılaştırılmış; bazı enfeksiyon ve antibiyotik kullanımı parametreleri klorheksidin lehine bulunmuştur [8]. Başka bir çalışmada ise klorheksidin kullanılan pinlerde povidon-iyot grubuna kıyasla daha düşük enfeksiyon oranı bildirilmiştir [9].

### 30.7. DUŞ VE HASTANIN KENDİ BAKIMI

Pin-site bakımı hastanın günlük yaşamını gereksiz şekilde zorlaştırmamalıdır.

Circular external fixation uygulanan hastalarda iki farklı bakım protokolünü karşılaştıran randomize çalışmada, duş alma ve basit günlük temizlik uygulanan grup ile povidon-iyotlu steril gazlı bez kullanılan grup arasında major enfeksiyon açısından anlamlı fark gösterilememiştir [10].

### 30.8. NORMAL PIN-SITE REAKSİYONU VE ENFEKSİYON AYRIMI

Her pin çevresindeki kızarıklık enfeksiyon anlamına gelmez.

- minimal eritem,
- hafif hassasiyet,
- az miktarda seröz akıntı
- eritem,
- ağrı,
- şişlik,
- pürülan akıntı,

- pin gevşemesi

Klinik sınıflandırma, gereksiz antibiyotik kullanımını azaltmak ve ileri enfeksiyonları erken tanımak açısından önemlidir.

### 30.9. CHECKETTS–OTTERBURN SINIFLANDIRMASI

Pin-tract enfeksiyonlarının değerlendirilmesinde en yaygın kullanılan sistemlerden biri Checketts–Otterburn sınıflandırmasıdır [1,2].

- lokal pin-site bakımının artırılmasıdır.
- yoğun lokal bakım,
- gerektiğinde oral antibiyotik
- kültür alınması,
- antibiyotik tedavisinin düzenlenmesi,
- gerekli olgularda pin veya telin değiştirilmesi

Grade 6

### 30.10. YÜZEYEL PIN-TRACT ENFEKSİYONU

Çoğu pin-site enfeksiyonu yüzeyledir ve erken dönemde:

- lokal bakımın artırılması,
- mekanik irritasyonun azaltılması,
- gerektiğinde oral antibiyotik

Tekrarlayan veya tedaviye dirençli enfeksiyonda kültür alınması yararlı olabilir.

### 30.11. PIN GEVŞEMESİ

Pin veya tel gevşemesi önemli bir klinik bulgudur.

- mekanik stabiliteyi azaltır,
- pin-cilt hareketini artırır,
- enfeksiyonu kötüleştirebilir,
- osteolize yol açabilir.

Gerekli durumlarda pin çıkarılmalı ve frame stabilitesini korumak amacıyla farklı bir güvenli seviyeden yeni fiksasyon elemanı eklenmelidir [1,2].

### 30.12. DERİN ENFEKSİYON VE OSTEOMİYELİT

Enfeksiyon pin traktı boyunca ilerleyerek kemiğe ulaşırsa pin-tract osteomiyeliti gelişebilir.

- persistan pürülan akıntı,
- pin gevşemesi,
- radyografik osteoliz,
- sekestr oluşumu,
- frame çıkarıldıktan sonra devam eden fistül
- enfekte pinin çıkarılması,
- traktın debridmanı,
- gerektiğinde kültür alınması,
- uygun antimikrobiyal tedavi

Biofilm oluştuktan sonra enfeksiyonun eradikasyonu güçleştiği için derin ve gevşek pinlerde implantın çıkarılması çoğu zaman temel tedavi basamağıdır [5].

### 30.13. FRAME STABİLİTESİNİN KORUNMASI

Enfekte bir pin veya tel çıkarılırken tüm konstrüksiyonun stabilitesi mutlaka değerlendirilmelidir.

- yeni tel,
- yeni half-pin,

- ek halka bağlantısı

Aksi halde enfeksiyon tedavi edilirken kırık, nonunion veya rejenerat bölgesinde mekanik instabilite oluşturulabilir.

### 30.14. PIN-TRACT ENFEKSİYONUNDA KÜLTÜR

Hafif yüzeysel enfeksiyonlarda rutin kültür her zaman gerekli olmayabilir.

- tedaviye dirençli enfeksiyon,
- pürülan akıntı,
- tekrarlayan enfeksiyon,
- derin enfeksiyon şüphesi,
- osteomyelit

Derin enfeksiyon şüphesinde yüzeysel sürüntü yerine derin doku veya pin traktından cerrahi örnekleme daha güvenilir olabilir.

### 30.15. ANTİBİYOTİK KULLANIMI

Her pin-site kızarıklığında antibiyotik başlanması uygun değildir.

Klinik enfeksiyon düşündüren durumlarda oral antibiyotik başlanabilir. İleri veya sistemik enfeksiyonlarda kültür sonuçları ve klinik tablo doğrultusunda tedavi genişletilmelidir.

### 30.16. PİN TASARIMI VE KAPLAMALAR

Pin materyali ve yüzey kaplamalarının enfeksiyon oranını azaltıp azaltmadığı araştırılmıştır.

Hidroksiapatit, titanyum ve gümüş gibi farklı yüzeyler değerlendirilmiş olsa da sistematik derlemeler belirli bir pin kaplamasının pin-tract enfeksiyonunu güvenilir biçimde ortadan kaldırdığını göstermemektedir [11].

- doğru cerrahi teknik,
- stabil fiksasyon,
- uygun yumuşak doku ilişkisi,
- düzenli bakım

### 30.17. HASTA EĞİTİMİ

Uzun süreli İlizarov tedavisinde pin-site bakımı büyük ölçüde hastanın günlük katılımına bağlıdır.

- normal ve anormal pin-site görünümü,
- temizlik yöntemi,
- akıntı ve kızarıklığın izlenmesi,
- gevşeme belirtileri,
- ne zaman sağlık kuruluşuna başvurması gerektiği

Hasta eğitiminin yalnızca taburculuk sırasında değil, takip süresince tekrar edilmesi yararlıdır.

### 30.18. ACİL DEĞERLENDİRME GEREKTİREN BULGULAR

Aşağıdaki durumlar basit yüzeysel pin-site reaksiyonu olarak kabul edilmemelidir:

- hızla yayılan eritem,
- belirgin pürülan akıntı,
- şiddetli veya giderek artan ağrı,
- ateş veya sistemik bulgular,
- pin gevşemesi,
- radyografik osteoliz,
- yeni gelişen frame instabilitesi.

Bu bulgular derin enfeksiyon veya mekanik komplikasyon açısından erken değerlendirme gerektirir.

### 30.19. KANITLARIN SINIRLILIKLARI

Pin-site bakımına ilişkin literatürün önemli sorunu çalışma protokollerindeki heterojenliktir.

- temizleme solüsyonları,
- bakım sıklıkları,
- pansuman tipleri

arasında güçlü bir üstünlük gösterilemediğini bildirmiştir [3]. 2015 tarihli sistematik inceleme de 369 makaleden yalnızca 13 karşılaştırmalı çalışmanın uygun olduğunu ve hiçbir protokolün enfeksiyon oranını sıfıra indiremediğini göstermiştir [2].

### KAYNAKLAR

1. Kazmers NH, Fragomen AT, Rozbruch SR. Prevention of pin site infection in external fixation: a review of the literature. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2016;11(2):75-85.
2. Ceroni D, Grumetz C, Desvachez O, Pusateri S, Dunand P, Samara E. From prevention of pin-tract infection to treatment of osteomyelitis during paediatric external fixation. *J Child Orthop.* 2016;10(6):605-612.
3. Lethaby A, Temple J, Santy-Tomlinson J. Pin site care for preventing infections associated with external bone fixators and pins. *Cochrane Database Syst Rev.* 2013;(12).
4. Jennison T, McNally M, Pandit H. Prevention of infection in external fixator pin sites. *Acta Biomater.* 2014;10(2):595-603.
5. Santy-Tomlinson J, Vincent M, Glossop N, Jomeen J, Pearcey P. Calm, irritated or infected? The experience of the inflammatory states and symptoms of pin site infection and irritation during external fixation: a grounded theory study. *J Clin Nurs.* 2011.
6. Davies R, Holt N, Nayagam S. The care of pin sites with external fixation. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(5):716-719.
7. W-Dahl A, Toksvig-Larsen S. No difference between daily and weekly pin site care: a randomized study of 50 patients with external fixation. *Acta Orthop Scand.* 2003;74(6):704-708.
8. W-Dahl A, Toksvig-Larsen S. Pin site care in external fixation: sodium chloride or chlorhexidine solution as a cleansing agent. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2004;124(8):555-558.
9. Çelik S, et al. Effects of two different solutions used in pin site care on the development of infection. 2014.
10. Cavusoglu AT, Er MS, Inal S, et al. Pin site care during circular external fixation using two different protocols. *J Orthop Trauma.* 2009;23(10):724-730.
11. Role of coatings and materials of external fixation pins on the rates of pin tract infection: a systematic review and meta-analysis. 2021.
12. The external fixator pin site care study: EPIC. A circular frame pin site care study for healthcare professionals and patients. 2026.

## 31. KOMPLİKASYONLAR

İlizarov ve diğer sirküler eksternal fiksasyon sistemleri kompleks deformite düzeltimi, ekstremité uzatma, nonunion, enfekte nonunion ve kemik transportunda güçlü rekonstrüksiyon seçenekleri olmakla birlikte, tedavi sürecinde geniş bir komplikasyon spektrumu görülebilir. Komplikasyon riski; tedavi süresinin uzunluğu, uzatma miktarı, deformitenin kompleksliği, hastanın yaşı, kemik ve yumuşak doku kalitesi, enfeksiyon varlığı ve cerrahi deneyimle ilişkilidir [1–4]. Klasik İlizarov serilerinde komplikasyonların çok sık görülebilmesine rağmen büyük bölümünün tedavi sürecinde yönetilebildiği bildirilmiştir [1].

### 31.1. PALEY SINIFLANDIRMASI

İlizarov ve ekstremité uzatma komplikasyonlarının değerlendirilmesinde en yaygın kullanılan sistemlerden biri Paley tarafından tanımlanan problem–obstacle–complication sınıflandırmasıdır [1].

Complication ise intraoperatif yaralanmaları, tedavi sonunda kalıcı kalan sorunları veya tedavi hedeflerine ulaşmayı engelleyen sekelleri ifade eder [1].

### 31.2. PIN-SITE VE PIN-TRACT ENFEKSİYONLARI

Pin-site enfeksiyonu eksternal fiksasyonun en sık görülen komplikasyonlarından biridir.

- eritem,
- ağrı,
- hassasiyet,
- seröz veya pürülan akıntı,
- pin gevşemesi

Güncel komplikasyon incelemelerinde external fixation ile femoral uzatma sonrasında pin-site enfeksiyonunun en sık bildirilen komplikasyonlardan biri olduğu gösterilmiştir [5].

### 31.3. TEL VE HALF-PIN GEVŞEMESİ

Tel veya half-pin gevşemesi:

- konstrüksiyon rijiditesini azaltabilir,
- kemik-frame mikrohareketini artırabilir,
- enfeksiyon riskini yükseltebilir,
- deformite veya aks kaybına yol açabilir.

Gerekirse farklı bir güvenli seviyeden yeni tel veya half-pin eklenerek stabilite yeniden sağlanmalıdır.

### 31.4. EKLEM KONTRAKTÜRLERİ

Eklem kontraktürü özellikle ekstremité uzatma ve uzun süreli bone transport sırasında önemli bir komplikasyondur [1,3].

- femoral uzatmada diz fleksiyon kaybı,
- tibial uzatmada equinus,
- diz fleksiyon kontraktürü

Klasik femoral uzatma serilerinde diz hareket açıklığında belirgin kayıp sık bildirilmiştir [6].

### 31.5. EQUINUS DEFORMİTESİ

Equinus özellikle tibial uzatmanın karakteristik komplikasyonlarından biridir.

- düzenli gastrosoleus stretching,
- ayak bileği ROM egzersizleri,
- gece splinti veya AFO,
- gerektiğinde Aşil veya gastroknemius gevşetme

Paley'nin klasik serisinde kas kontraktürleri ve eklem problemleri uzatma sırasında karşılaşılan temel komplikasyonlar arasında yer almıştır [1].

### 31.6. EKLEM SUBLUKSASYONU VE DİSLOKASYONU

Uzatma veya kademeli deformite düzeltimi sırasında eklem yüzeyleri arasındaki kuvvet dengesi değişebilir.

- kalça displazisi bulunan femoral uzatmalarda kalça subluksasyonu,
- diz instabilitesi bulunan hastalarda tibial translasyon,
- ciddi equinus düzeltiminde talar subluksasyon

Eklem instabilitesi preoperatif olarak tanımlanmalı ve düzeltme sırasında seri radyografilerle takip edilmelidir. Gerekğinde eklemi geçici olarak frame'e dahil etmek gerekebilir.

### 31.7. NÖROLOJİK KOMPLİKASYONLAR

Kademeli distraksiyon sinirlerde longitudinal gerilime neden olabilir.

- parestezi,
- nöropatik ağrı,
- motor güçsüzlük,
- geçici veya kalıcı sinir palsisi

Klasik ve çok merkezli uzatma serilerinde peroneal sinir palsisi önemli komplikasyonlardan biri olarak bildirilmiştir [7].

### 31.8. VASKÜLER KOMPLİKASYONLAR

Vasküler komplikasyonlar nadir olmakla birlikte ciddi sonuçlara neden olabilir.

- tel veya half-pin ile direkt damar yaralanması,
- akut deformite düzeltimi sırasında damar gerilmesi,
- aşırı kısaltmaya bağlı damar kıvrılması,
- kompartman basınç artışı

Klasik çok merkezli uzatma serilerinde femoral arter hasarı gibi ciddi vasküler komplikasyonlar da bildirilmiştir [7].

### 31.9. PREMATÜR KONSOLİDASYON

Prematür konsolidasyon, planlanan distraksiyon tamamlanmadan osteotomi aralığının kemikleşmesidir.

- uzun latent dönem,
- yavaş distraksiyon,
- genç yaş,
- yüksek osteojenik kapasite,
- distraksiyonun kesintiye uğraması

Erken dönemde distraksiyon hızının artırılması yeterli olabilirken, tam konsolidasyon geliştiğinde yeniden osteotomi gerekebilir [1,3].

### 31.10. GECİKMİŞ KONSOLİDASYON VE ZAYIF REJENERAT

Hipotrofik veya yetersiz rejenerat:

- aşırı hızlı distraksiyon,
- düşük vaskülarite,
- mekanik instabilite,
- metabolik veya biyolojik problemler
- distraksiyon hızının azaltılması,
- geçici duraklama,

- frame stabilitesinin artırılması,
- metabolik faktörlerin düzeltilmesi,
- seçilmiş olgularda accordion maneuver

Paley sınıflamasında delayed consolidation ve nonunion önemli kemik iyileşme komplikasyonları arasında yer almaktadır [1].

### 31.11. REJENERAT DEFORMİTESİ

Yetersiz konsolidasyon döneminde frame stabilitesinin azalması veya frame'in erken çıkarılması rejenerat kemiğin eğilmesine neden olabilir.

- varus/valgus,
- procurvatum/recurvatum,
- translasyon

Rejenerat deformasyonu eksternal fiksasyon sonrası geç dönem komplikasyonlarından biri olarak tanımlanmıştır [1,8].

### 31.12. AKS KAYBI

Aks kaybı tedavinin herhangi bir döneminde meydana gelebilir.

- yetersiz frame rijiditesi,
- gevşek tel veya pin,
- asimetrik distraksiyon,
- yanlış hinge konumu,
- yetersiz ring block kontrolü,
- rejeneratın erken yüklenmesi

Hexapod sistemlerde rezidüel deformite yeni bir düzeltme programıyla çoğu zaman aynı frame üzerinden düzeltilebilir.

### 31.13. DOCKING SITE NONUNION

Bone transport uygulanan hastalarda docking site nonunion karakteristik bir komplikasyondur.

- fibröz doku interpozisyonu,
- sklerotik kemik uçları,
- yetersiz kompresyon,
- malalignment,
- enfeksiyon

Tedavide docking site eksplorasyonu, dekortikasyon, kemik greftleme ve yeniden kompresyon gerekebilir.

### 31.14. NONUNION

Distraksiyon veya rekonstrüksiyon alanında yeterli kemik iyileşmesinin sağlanamaması İlizarov tedavisinin daha ciddi komplikasyonlarından biridir.

Paley'nin klasik serisinde nonunion tedavi hedeflerine ulaşmayı engelleyebilen gerçek komplikasyonlardan biri olarak tanımlanmıştır [1].

- mekanik stabilitenin artırılması,
- kompresyon,
- biyolojik augmentasyon,
- kemik grefti,
- yeniden osteotomi

### 31.15. REJENERAT VEYA DOCKING SITE REFRAKTÜRÜ

Frame çıkarıldıktan sonra kemik tamamen remodel olmadan aşırı yük verilmesi refraktüre yol açabilir.

- ince veya düzensiz rejenerat,
- yetersiz kortikalizasyon,
- uzun segment uzatma,
- docking site zayıflığı

Güncel komplikasyon derlemelerinde external fixation sonrası refraktür önemli geç komplikasyonlardan biri olarak bildirilmiştir [5].

### 31.16. GEÇ BOWING VE UZUNLUK KAYBI

Frame çıkarıldıktan sonra maturasyonu tamamlanmamış rejenerat fizyolojik yükler altında progresif olarak eğilebilir.

Paley bu durumu late bowing olarak tanımlamış ve önemli geç komplikasyonlardan biri olarak bildirmiştir [1].

### 31.17. HARDWARE KOMPLİKASYONLARI

Mekanik komplikasyonlar:

- tel kırılması,
- half-pin kırılması,
- rod veya bağlantı elemanı gevşemesi,
- strut arızası,
- halka deformasyonu

Bu nedenle her kontrolde yalnızca hasta değil, frame'in tüm mekanik komponentleri de değerlendirilmelidir.

### 31.18. DERİN ENFEKSİYON VE OSTEOMİYELİT

Pin-track enfeksiyonunun ilerlemesi sonucunda pin traktı osteomiyeliti gelişebilir.

- persistan pürülan akıntı,
- osteoliz,
- pin gevşemesi,
- sekestr,
- frame çıkarıldıktan sonra devam eden fistül

Tedavi enfekte implantın çıkarılması, debridman ve uygun antimikrobiyal tedaviyi içerebilir.

### 31.19. AĞRI

Uzun süreli frame kullanımı sırasında ağrı:

- pin-site irritasyonu,
- kas gerilimi,
- sinir gerilimi,
- osteotomi veya distraksiyon,
- eklem kontraktürü

Paley'nin klasik çalışmasında ağrı ve uyku bozukluğu uzun tedavi sürecinde önemli problemler arasında tanımlanmıştır [1].

### 31.20. PSİKOSOSYAL KOMPLİKASYONLAR

Frame'in aylar boyunca taşınması:

- uyku bozukluğu,
- sosyal izolasyon,

- günlük yaşam aktivitelerinde zorluk,
- çalışma veya okul kaybı,
- tedavi yorgunluğu

Özellikle uzun süreli uzatma ve kemik transportunda hasta motivasyonunun azalması tedavi uyumunu etkileyebilir.

### 31.21. KOMPLİKASYON RİSKİNİ ARTIRAN FAKTÖRLER

Komplikasyon riski genel olarak:

- uzatma miktarı arttıkça,
- uzatma yüzdesi arttıkça,
- tedavi süresi uzadıkça,
- deformite kompleks hale geldikçe

Lengthening-over-nail serilerinde dahi 6 cm'den fazla uzatma ve başlangıç kemik uzunluğunun yaklaşık %21,5'inden fazla uzatma daha yüksek komplikasyon olasılığıyla ilişkili bulunmuştur [9].

### 31.22. KOMPLİKASYONLARIN ÖNLENMESİ

İlizarov komplikasyonlarının önemli bir bölümü doğru planlama ve yakın takip ile önlenabilir veya erken dönemde yönetilebilir.

- doğru deformite analizi,
- safe corridor kullanımı,
- biyolojiyi koruyan osteotomi,
- uygun frame rijiditesi,
- düzenli radyografik takip,
- erken rehabilitasyon,
- eklem hareket açıklığının korunması,
- pin-site bakımı,
- hasta eğitimi

Komplikasyonların erken saptanması, basit bir “problem”in cerrahi müdahale gerektiren “obstacle” veya kalıcı “complication” haline gelmesini önleyebilir [1].

### KAYNAKLAR

1. Paley D. Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;(250):81-104.
2. Rozbruch SR, Ilizarov S, eds. *Limb Lengthening and Reconstruction Surgery.* New York: Informa Healthcare; 2007.
3. Hosny GA. Limb lengthening history, evolution, complications and current concepts. *J Orthop Traumatol.* 2020;21(1):3.
4. Paley D. *Principles of Deformity Correction.* Berlin: Springer-Verlag; 2002.
5. Consent in limb lengthening surgery: predicting the true incidence of material risk. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2024.
6. Problems, obstacles and complications of femoral lengthening with the use of the Ilizarov device. 2000.
7. Short stature treatment by lower limb lengthening: multicenter study from five centers. 2002.
8. Al-Sayyad MJ. Lower limb lengthening and deformity correction: complication patterns and management. In: limb reconstruction literature.
9. Kristiansen LP, Steen H. Complications encountered during lengthening over an intramedullary nail. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86(11):2406-2411.

## 32. FRAME ÇIKARMA KRİTERLERİ

İlizarov ve diğer sirküler eksternal fiksasyon sistemlerinde frame'in çıkarılma zamanı, tedavinin en kritik karar noktalarından biridir. Frame'in erken çıkarılması rejenerat deformitesi, refraktür veya nonunion ile sonuçlanabilirken, gereğinden uzun süre tutulması pin-site enfeksiyonu, eklem sertliği, hasta konforunda azalma ve psikososyal yük gibi sorunları artırabilir [1–4]. Bu nedenle frame çıkarma kararı yalnızca geçen süreye değil; radyografik konsolidasyon, klinik stabilite, ağrısız yük verme ve gerektiğinde dinamizasyon sonrası mekanik değerlendirme gibi kriterlerin birlikte değerlendirilmesine dayanmalıdır [3–5].

Günümüzde frame çıkarılması için tek bir evrensel altın standart bulunmamaktadır. Limb Lengthening and Reconstruction Society üyeleri arasında yapılan bir ankette en sık kullanılan kriterlerin tam yük verme, radyografide üç korteksin görülmesi, ağrının olmaması ve frame dinamizasyonu olduğu bildirilmiştir [5].

### 32.1. RADYOGRAFİK KONSOLİDASYON

Frame çıkarma kararında en yaygın kullanılan kriter, AP ve lateral radyografilerde rejeneratın yeterli kortikalizasyon göstermesidir.

frame çıkarılması için önemli bir radyografik kriter olarak kabul edilmektedir [3–6].

### 32.2. REJENERATIN KALİTESİ

Korteks sayısı tek başına yeterli değildir. Rejeneratın morfolojisi de değerlendirilmelidir.

- homojen mineralizasyon,
- devamlı kortikal yapı,
- yeterli kemik çapı,
- santral radyolüsent alanın azalması,
- proksimal ve distal kemikle kortikal devamlılık

İnce, düzensiz veya hourglass görünümündeki rejeneratlarda üç korteks mevcut olsa bile mekanik dayanıklılık yetersiz olabilir. Bu nedenle radyografik görüntü klinik değerlendirmeye birlikte yorumlanmalıdır.

### 32.3. KLİNİK STABİLİTE

Frame çıkarılmadan önce tedavi edilen segment klinik olarak stabil olmalıdır.

- kırık veya nonunion seviyesinde ağrı olmaması,
- patolojik hareket bulunmaması,
- yük verme sırasında deformite gelişmemesi,
- lokal hassasiyetin minimal veya olmaması

Tibial nonunion serilerinde radyografik üç korteks kriterine ek olarak ağrının, patolojik mobilitenin ve dinamizasyon sırasında deformitenin olmaması frame çıkarma kriterleri arasında kullanılmıştır [7].

### 32.4. TAM YÜK VERME

Hastanın frame üzerinde ağrısız veya minimal ağrıyla tam yük verebilmesi, kemik maturasyonunun önemli klinik göstergelerinden biridir.

Uluslararası limb reconstruction cerrahlarının katıldığı ankette frame çıkarma kararında en sık kullanılan kriter tam yük verme (%75) olarak bildirilmiştir [5]. Aynı çalışmada üç korteks kriteri %71, ağrısızlık %55 ve dinamizasyon sonrası değerlendirme %55 oranında kullanılmıştır [5].

### 32.5. DİNAMİZASYON

Frame çıkarılmadan önce konstrüksiyonun kademeli olarak dinamize edilmesi sık kullanılan yöntemlerden biridir.

- bazı bağlantı elemanları gevşetilebilir veya çıkarılabilir,

- frame rijiditesi azaltılabilir,
- aksiyel yükün kemiğe daha fazla aktarılması sağlanabilir.
- ağrı,
- deformite,
- patolojik hareket

gelişmemesi mekanik stabilite lehine değerlendirilir [5,7].

### 32.6. STRES TESTİ

Seçilmiş olgularda frame bağlantıları geçici olarak gevşetilerek tedavi edilen segment üzerinde kontrollü stres uygulanabilir.

- translasyon,
- angülasyon,
- rotasyon,
- ağrı

Bu yöntem özellikle radyografik görüntünün sınırda olduğu hastalarda yararlı olabilir.

### 32.7. TEK BACAK ÜZERİNDE DURMA TESTİ

Son yıllarda single-leg stance test (SLST) frame çıkarılması öncesinde ek klinik değerlendirme yöntemi olarak önerilmiştir.

1. önce sağlam ekstremitte üzerinde,
2. ardından tedavi edilen ekstremitte üzerinde,
3. gerekirse frame dinamize edildikten sonra

2025 tarihli çalışmada SLST'nin rejenerat maturasyonunu öngörmede yüksek güvenilirlik gösterdiği ve bu testin kullanıldığı grupta frame çıkarılması sonrası refraktür oranının %10'dan %1,9'a düştüğü bildirilmiştir [6].

Bu bulgu umut verici olmakla birlikte tek merkezli veriye dayandığından, SLST'nin radyografik değerlendirmeye alternatif değil yardımcı bir klinik test olarak kullanılması daha uygundur.

### 32.8. BONE TRANSPORT SONRASI FRAME ÇIKARMA

Kemik transportu uygulanan hastalarda frame çıkarılması daha kompleks bir karardır çünkü iki farklı bölgenin ayrı ayrı iyileşmesi gerekir:

- rejenerat bölgesi
- docking site

birlikte sağlandıktan sonra frame çıkarılmasıdır [4,6].

### 32.9. DOCKING SITE DEĞERLENDİRMESİ

Docking site'ta:

- kortikal köprüleşme,
- trabeküler devamlılık,
- ağrısız yük verme,
- mekanik stabilite

Dinamizasyon sırasında docking site'ta ağrı veya hareket bulunması persistan nonunion düşündürmelidir.

### 32.10. NONUNION TEDAVİSİNDE FRAME ÇIKARMA

Nonunion tedavisinde frame çıkarma kriterleri distraksiyon rejeneratından biraz farklı değerlendirilmelidir.

- en az üç kortekte köprüleşme,
- trabeküler devamlılık,

- nonunion hattında progresif kaybolma
- ağrı olmaması,
- patolojik mobilite bulunmaması,
- dinamizasyon sırasında deformite gelişmemesi

önemlidir [7].

### 32.11. ÜÇ KORTEKS KURALININ SINIRLILIKLARI

“Üç korteks” kriteri pratik ve yaygın olmakla birlikte mutlak bir biyomekanik sınır değildir.

- iki boyutludur,
- kortikal kalınlığı sınırlı gösterir,
- kemik mineral yoğunluğunu doğrudan ölçmez,
- torsiyonel dayanıklılığı göstermez.

Nitekim experienced limb reconstruction cerrahları arasında yapılan ankette radyografik kriterlerin klinik yük verme, ağrı ve dinamizasyon ile birlikte kullanıldığı gösterilmiştir [5].

### 32.12. PİXEL VALUE RATIO

Rejenerat maturasyonunun daha objektif değerlendirilmesi amacıyla pixel value ratio (PVR) gibi radyografik ölçüm yöntemleri araştırılmıştır.

Çalışmalarda üç kortekste PVR'nin normal kortekse yaklaşmasının güvenli yük verme ve frame çıkarılması açısından yararlı olabileceği bildirilmiştir [8].

### 32.13. BT VE DİĞER GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

Şüpheli olgularda BT:

- docking site unionunun,
- kortikal köprüleşmenin,
- kompleks nonunion bölgelerinin

Ancak rutin olarak her hastada BT gerekli değildir.

2017 tarihli uluslararası ankette cerrahların yalnızca yaklaşık %23'ünün frame çıkarma kararı sırasında BT kullandığı bildirilmiştir [5].

DEXA, ultrason ve kantitatif BT gibi yöntemler de araştırılmış olmakla birlikte hiçbir yöntem klinik uygulamada standart altın kriter haline gelmemiştir [6].

### 32.14. FRAME'İN KADEMELİ ÇIKARILMASI

Bazı hastalarda frame tek aşamada çıkarılmak yerine öncesinde rijiditesi azaltılabilir.

- bazı rodların çıkarılması,
- bağlantıların gevşetilmesi,
- ring block'lar arasındaki stabilitenin kontrollü azaltılması

Dinamizasyon sırasında ağrı veya deformite gelişirse frame yeniden rijit hale getirilerek konsolidasyonun devam etmesi beklenebilir.

### 32.15. FRAME ÇIKARILMASI SONRASI KORUMA

Frame çıkarılması kemiğin tam remodeling sürecinin tamamlandığı anlamına gelmez.

- fonksiyonel brace,
- walking boot,
- cast,
- koltuk değneği ile kontrollü yük verme

Nonunion serilerinde frame çıkarılması sonrası yaklaşık 4–6 hafta kısmi yük verme veya koruyucu brace kullanımı bildirilmiştir [7,9].

### 32.16. REFRAKTÜR RİSKİ

Frame çıkarılmasının en ciddi komplikasyonlarından biri refraktürdür.

- yetersiz kortikalizasyon,
- ince rejenerat,
- docking site zayıflığı,
- uzun segment distraksiyonu,
- sigara,
- metabolik kemik hastalıkları,
- erken kontrolsüz yük verme

Erken frame çıkarılması yalnızca kırığa değil, rejeneratın progresif eğilmesine ve aks kaybına da neden olabilir [1–3].

### 32.17. FRAME'İN GEREĞİNDEN UZUN TUTULMASI

Frame'in gereğinden uzun süre tutulması da komplikasyonsuz değildir.

- pin-site enfeksiyonu,
- pin gevşemesi,
- eklem kontraktürü,
- kas atrofisi,
- psikososyal yük

Bu nedenle amaç frame'i "olabildiğince uzun" tutmak değil, yeterli mekanik güvenlik elde edildiği en erken uygun zamanda çıkarmaktır.

### 32.18. PRATİK FRAME ÇIKARMA ALGORİTMASI

Frame çıkarma kararı pratik olarak aşağıdaki şekilde özetlenebilir:

**1. Radyografik değerlendirme → AP ve lateral grafilere yeterli kortikalizasyon → tercihen en az 3/4 korteksin devamlı olması**

**2. Klinik değerlendirme → belirgin ağrı yok → patolojik hareket yok → tam veya tama yakın yük verme mümkün**

**3. Dinamizasyon → frame rijiditesi azaltıldığında ağrı veya deformite yok**

**4. Bone transport varsa → rejenerat yeterli → docking site unionu yeterli**

**5. Şüphe varsa → bekleme ve seri radyografi → gerektiğinde BT veya ek objektif değerlendirme**

**6. Çıkarma sonrası → kontrollü yük verme ± brace/cast → yakın radyografik takip**

şeklinde uygulanabilir [5–7].

## KAYNAKLAR

1. Paley D. Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;(250):81-104.
2. Hosny GA. Limb lengthening history, evolution, complications and current concepts. *J Orthop Traumatol.* 2020;21(1):3.
3. Paley D. *Principles of Deformity Correction.* Berlin: Springer-Verlag; 2002.
4. Rozbruch SR, Ilizarov S, eds. *Limb Lengthening and Reconstruction Surgery.* New York: Informa Healthcare; 2007.
5. Iobst CA, Mohammed W, Colley R. Determining when it is safe to remove the external fixator: results from a survey of the Limb Lengthening and Reconstruction Society. *Orthopedics.* 2017;40(5).
6. Reliability of the single leg stance test for safe removal of external fixator after tibial bone lengthening. 2025.
7. Borzunov DY, et al. A new criterion for assessing Ilizarov treatment outcomes in nonunion of the tibia. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2021.
8. A comparative study of bone union and nonunion during distraction osteogenesis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2022.
9. Wang et al. Circular external fixation for tibial nonunion: clinical assessment of union and frame removal after dynamization.

### 33. KLASİK İLİZAROV VE HEXAPOD SİSTEMLER

Klasik İlizarov sirküler eksternal fiksatörü, ekstremitte uzatma ve deformite düzeltme cerrahisinin temelini oluşturan sistemlerden biridir. Halka, tel, half-pin, threaded rod, hinge ve distraksiyon-kompresyon elemanlarından oluşan modüler yapısı sayesinde stabil fiksasyon, distraksiyon osteogenezi, kompresyon, kemik transportu ve deformite düzeltimi gerçekleştirilebilir [1–3]. Bununla birlikte multiplanar deformitelerde klasik frame'in doğru şekilde kurulması ve tedavi süresince yeniden konfigüre edilmesi önemli mekanik bilgi ve deneyim gerektirir.

Hexapod sistemler ise klasik İlizarov prensiplerini koruyarak iki halka veya ring block arasına yerleştirilen altı teleskopik strut aracılığıyla kemik segmentlerinin üç boyutlu uzayda hareket ettirilmesine olanak sağlar. Taylor Spatial Frame (TSF), Smart Correction ve benzeri sistemlerde deformite parametreleri bilgisayar yazılımına girilerek angülasyon, translasyon, rotasyon ve uzunluk farkı eş zamanlı olarak düzeltilebilir [4–7].

#### 33.1. KLASİK İLİZAROV SİSTEMİNİN TEMEL YAPISI

Klasik İlizarov frame esas olarak:

- halkalar,
- transosseöz teller,
- half-pinler,
- threaded rodlar,
- hinge sistemleri,
- distraktör ve kompresörler

Kemik segmentleri genellikle ayrı ring block'lara bağlanır ve ring block'lar arasındaki mekanik ilişki değiştirilerek düzeltme gerçekleştirilir [1,2].

#### 33.2. KLASİK İLİZAROV SİSTEMİNDE DEFORMİTE DÜZELTİMİ

Klasik İlizarov sisteminde angüler deformiteler genellikle hinge sistemi ile düzeltilir. Hinge eksenini, planlanan Angulation Correction Axis (ACA) üzerine yerleştirilir ve karşı tarafta distraksiyon veya kompresyon uygulanır [1,3].

- translation unit,
- offset bağlantılar,
- olive wire,
- threaded rod

Bu nedenle klasik sistemde her deformite komponentinin mekanik olarak nasıl düzeltileceğinin cerrah tarafından önceden ayrıntılı şekilde planlanması gerekir.

#### 33.3. KLASİK İLİZAROV SİSTEMİNİN AVANTAJLARI

Klasik İlizarov sisteminin başlıca avantajları:

- yüksek modülerlik,
- güçlü biyomekanik stabilite,
- kompresyon ve distraksiyonun kolay uygulanması,
- kemik transportunda geniş kullanım deneyimi,
- basit deformitelerde etkili olması,
- komponentlerin farklı konfigürasyonlarda kullanılabilmesi,
- yazılım bağımlılığının bulunmaması

şeklinde sıralanabilir [1–3].

### 33.4. KLASİK İLİZAROV SİSTEMİNİN SINIRLILIKLARI

Klasik sistemin en önemli dezavantajlarından biri kompleks multiplanar deformitelerde frame kurulumunun zorlaşmasıdır.

- varus/valgus,
- procurvatum/recurvatum,
- translasyon,
- rotasyon,
- uzunluk farkı

Bir deformite komponentinin düzeltilmesi sırasında başka bir komponent ortaya çıkabilir veya frame'in yeniden konfigüre edilmesi gerekebilir [4,5].

### 33.5. HEXAPOD SİSTEMLERİN TEMEL PRENSİBİ

Hexapod sistemlerin mekanik temeli Stewart platformu prensibine dayanır.

Bu nedenle sistemler sıklıkla six-axis correction systems olarak tanımlanır [4–6].

### 33.6. TAYLOR SPATIAL FRAME

Taylor Spatial Frame en yaygın kullanılan hexapod sistemlerden biridir.

- deformite parametreleri,
- frame parametreleri,
- mounting parameters.

Hasta veya bakım veren strutları günlük programa göre ayarlar ve kemik segmenti planlanan nihai pozisyona kademeli olarak ilerler [5,6].

### 33.7. MOUNTING PARAMETERS

Hexapod sistemlerde başarılı düzeltmenin en kritik noktalarından biri frame'in kemiğe göre konumunun doğru tanımlanmasıdır.

- anterior-posterior,
- medial-lateral,
- aksiyel

Dolayısıyla hexapod sistemler deformite düzeltme matematiğini kolaylaştırır ancak doğru radyografik ölçüm ve frame-kemik ilişkisi bilgisinin gerekliliğini ortadan kaldırmaz.

### 33.8. MULTIPLANAR DEFORMİTELERDE HEXAPOD AVANTAJI

Hexapod sistemlerin en belirgin avantajı kompleks deformitenin farklı komponentlerini eş zamanlı düzeltebilmesidir.

gibi ardışık düzeltmeler gerekebilirken, hexapod sistemlerde bu komponentler aynı düzeltme programı içerisinde yönetilebilir [4–6].

### 33.9. DÜZELTME DOĞRULUĞU

Klasik İlizarov ile TSF'nin doğruluğunu karşılaştıran önemli çalışmalardan birinde 208 deformite düzeltilmesi değerlendirilmiştir. Planlanan düzeltme hedefine TSF grubunda %90,7, klasik İlizarov grubunda ise %55,7 oranında ulaşıldığı bildirilmiştir [4].

Fark özellikle deformitenin kompleksliği arttıkça belirginleşmiştir. Üç boyutlu deformitelerde başarılı düzeltme oranı TSF grubunda %91,1 iken İlizarov grubunda %28,6 olarak bildirilmiştir [4].

### 33.10. TİBİAL DEFORMİTELERDE HEXAPOD DOĞRULUĞU

Rozbruch ve arkadaşları 102 hastanın 122 tibiasında TSF ile deformite düzeltimini değerlendirmiş ve sistemin mekanik aks ile eklem oryantasyonunun restorasyonunda yüksek doğruluk sağladığını göstermiştir [5].

Proksimal tibial varus deformitelerinde ortalama MPTA yaklaşık 80°'den 89°'ye, valgus deformitelerinde ise yaklaşık 96°'den 85°'ye düzeltilmiştir [5].

### 33.11. RESİDÜEL DÜZELTME AVANTAJI

Hexapod sistemlerin önemli özelliklerinden biri tedavi sürecinde kalan deformitenin yeniden ölçülerek aynı frame üzerinde yeni bir düzeltme programı oluşturulabilmesidir.

- yanlış başlangıç ölçümü,
- mounting parameter hatası,
- osteotominin beklenenden farklı seviyede olması,
- frame gevşemesi,
- hasta uyumsuzluğu

Yeni radyografiler üzerinden deformite parametreleri yeniden girilerek frame'i tamamen değiştirmeden düzeltmeye devam edilebilir [5].

### 33.12. SMART CORRECTION VE DİĞER HEXAPOD SİSTEMLER

TSF dışında farklı hexapod sistemler geliştirilmiştir.

- Smart Correction,
- Ortho-SUV,
- TrueLok-Hex,
- farklı bilgisayar destekli altı eksenli sistemler

Smart Correction ile klasik İlizarov'un karşılaştırıldığı bir klinik çalışmada hexapod grubunda rezidüel deformitenin daha düşük olduğu ve düzeltme süresinin daha kısa bulunduğu bildirilmiştir [7].

### 33.13. BİYOMEKANİK FARKLILIKLAR

Klasik İlizarov ve hexapod sistemlerin rijidite özellikleri tamamen aynı değildir.

- halka çapı,
- tel ve pin sayısı,
- tel gerilimi,
- half-pin geometrisi,
- ring aralığı,
- strut pozisyonu

Bazı biyomekanik çalışmalarda hexapod konstrüksiyonların klasik İlizarov frame'e göre aksiyel yönde daha elastik, torsiyonel ve bending yüklerinde ise farklı rijidite özelliklerine sahip olabileceği gösterilmiştir [8].

### 33.14. BONE TRANSPORTTA KULLANIM

Hem klasik İlizarov hem de hexapod sistemler kemik transportunda kullanılabilir.

- bifokal transport,
- trifokal transport,
- compression-distraction,
- shortening-lengthening

Hexapod sistemlerin bone transporttaki avantajı özellikle transport sırasında gelişen veya başlangıçta mevcut olan aks deformitesinin daha kolay düzeltilmesidir.

### 33.15. KEMİK DEFİKTLERİNDE KARŞILAŞTIRMALI SONUÇLAR

Tibial kemik defektlerinin tedavisinde İlizarov ile hexapod sistemlerin karşılaştırıldığı çok merkezli bir çalışmada her iki grupta da ekstremitte kurtarma sağlanmıştır [9].

- external fixation index daha düşük,
- rejenerat kalitesi daha iyi,

- bazı radyografik hizalanma parametreleri daha başarılı

Örneğin normal MPTA hexapod grubunda %83, klasik İlizarov grubunda %61 oranında sağlanmıştır. Buna karşılık iki grup arasında ASAMI fonksiyonel sonuçları açısından anlamlı fark bulunmamıştır [9].

### **33.16. KEMİK İYİLEŞMESİ AÇISINDAN KARŞILAŞTIRMA**

Hexapod sistemlerin düzeltme doğruluğundaki avantajı, distraksiyon osteogenezinin temel biyolojisini değiştirmez.

- osteotomi tekniği,
- periosteal ve endosteal kanlanmanın korunması,
- distraksiyon hızı,
- stabilite,
- hasta biyolojisi

Dammerer ve arkadaşlarının karşılaştırmalı serisinde healing index açısından TSF, klasik İlizarov ve unilateral fixator arasında anlamlı fark gösterilmemiştir [6].

### **33.17. KOMPLİKASYONLAR**

Her iki sistemde de transosseöz tel ve half-pinler kullanıldığı için:

- pin-site enfeksiyonu,
- pin gevşemesi,
- nörovasküler irritasyon,
- eklem kontraktürü,
- rejenerat sorunları

Karşılaştırmalı çalışmalarda bazı serilerde hexapod sistemlerle daha düşük toplam komplikasyon oranları bildirilmiş olsa da hasta grupları ve deformite kompleksliği heterojen olduğundan kesin bir üstünlük sonucu çıkarılmamalıdır [6].

### **33.18. HEXAPOD SİSTEMLERİN DEZAVANTAJLARI**

Hexapod sistemlerin başlıca dezavantajları:

- daha yüksek maliyet,
- bilgisayar/yazılım bağımlılığı,
- doğru deformite ölçümü gereksinimi,
- mounting parameter hatalarına duyarlılık,
- strutların bulky olması,
- öğrenme eğrisi

Dammerer ve arkadaşları TSF'nin kompleks deformitelerde avantajlı olduğunu ancak daha yüksek maliyet nedeniyle her deformitede rutin kullanımının gerekli olmadığını belirtmiştir [6].

### **33.19. KLASİK İLİZAROVUN HALEN AVANTAJLI OLDUĞU DURUMLAR**

Hexapod sistemlerin gelişmesi klasik İlizarov sistemini gereksiz hale getirmemiştir.

Klasik sistem özellikle:

- basit tek düzlem deformiteleri,
- saf ekstremité uzatma,
- bone transport,
- kompresyon gerektiren nonunion,
- maliyetin önemli olduğu durumlar

### **33.20. HEXAPOD SİSTEMLERİN ÖZELLİKLE AVANTAJLI OLDUĞU DURUMLAR**

Hexapod sistemler özellikle:

- multiplanar deformite,
- belirgin translasyon,
- rotasyonel deformite,
- posttravmatik kompleks malunion,
- tedavi sırasında rezidüel deformite gelişmesi

Deformite komponentlerinin sayısı arttıkça klasik İlizarov sistemine kıyasla hexapod sistemlerin doğruluk avantajının belirginleştiği karşılaştırmalı çalışmalarda gösterilmiştir [4,7].

### **33.21. TEMEL KARŞILAŞTIRMA**

Klasik İlizarov ve hexapod sistemler arasındaki temel farklar şu şekilde özetlenebilir:

Halka + 6 strut

### **33.22. SİSTEM SEÇİMİ**

Frame seçimi yalnızca cihaz teknolojisine göre yapılmamalıdır.

- deformitenin kompleksliği,
- angülasyon sayısı,
- rotasyon ve translasyon varlığı,
- bone transport gereksinimi,
- cerrahın deneyimi,
- cihazın erişilebilirliği,
- maliyet

Basit bir tek düzlem deformitesi için hexapod sistem kullanılması her zaman gerekli değildir. Buna karşılık belirgin multiplanar deformitede klasik İlizarov frame ile çok sayıda hinge ve frame değişikliği gerektiren bir düzeltme, hexapod sistemle daha kolay yönetilebilir.

## KAYNAKLAR

1. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(238):249-281.
2. Paley D. *Principles of Deformity Correction.* Berlin: Springer-Verlag; 2002.
3. Nho SJ, Helfet DL, Rozbruch SR. Ilizarov principles of deformity correction. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2010;68(2):96-106.
4. Manner HM, Huebl M, Radler C, Ganger R, Petje G, Grill F. Accuracy of complex lower-limb deformity correction with external fixation: a comparison of the Taylor Spatial Frame with the Ilizarov ring fixator. *J Child Orthop.* 2007;1(1):55-61.
5. Rozbruch SR, Segal K, Ilizarov S, Fragomen AT, Ilizarov G. Does the Taylor Spatial Frame accurately correct tibial deformities? *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(5):1352-1361.
6. Dammerer D, Kirschbichler K, Donnan L, Kaufmann G, Krismer M, Biedermann R. Clinical value of the Taylor Spatial Frame: a comparison with the Ilizarov and Orthofix fixators. *J Child Orthop.* 2011;5(5):343-349.
7. Eren I, Eralp L, Kocaoglu M. Comparative clinical study on deformity correction accuracy of different external fixators. *Int Orthop.* 2013;37(11):2247-2252.
8. Accuracy, efficacy and limits of hexapod external fixators in the treatment of lower limb complex deformity: a review.
9. The management of tibial bone defects: a multicenter experience of hexapod and Ilizarov frames. 2023.

## **34. TAYLOR SPATIAL FRAME VE DİĞER MODERN HEXAPOD SİSTEMLER**

Taylor Spatial Frame (TSF) ve diğer modern hexapod eksternal fiksatörler, klasik İlizarov prensiplerini bilgisayar destekli üç boyutlu deformite düzeltme teknolojisiyle birleştiren sistemlerdir. Bu cihazların temel özelliği, iki ring block arasına yerleştirilen altı teleskopik strut aracılığıyla kemik segmentlerinin altı serbestlik derecesinde hareket ettirilebilmesidir. Böylece angülasyon, translasyon, rotasyon ve uzunluk komponentleri tek bir frame konfigürasyonu üzerinden eş zamanlı olarak düzeltilebilir [1–4].

TSF'nin 1990'lı yıllarda klinik kullanıma girmesi, özellikle kompleks multiplanar deformitelerin tedavisinde önemli bir değişim oluşturmıştır. Günümüzde farklı geometrik tasarım ve yazılım platformlarına sahip çok sayıda hexapod sistem geliştirilmiştir; ancak tümünün temelinde Stewart platformu prensibi ve bilgisayar destekli strut değişim algoritmaları bulunmaktadır [3–5]. Modern derlemelerde hexapod sistemler özellikle kompleks posttravmatik, konjenital ve nöromusküler deformitelerde güçlü düzeltme araçları olarak kabul edilmektedir [5].

### **34.1. TAYLOR SPATIAL FRAME'İN TEMEL YAPISI**

TSF iki halka veya ring block arasına yerleştirilen altı oblik teleskopik struttan oluşur. Strutlar halkaları farklı noktalardan birbirine bağlayarak geometrik olarak bir hexapod sistem meydana getirir.

- koronal angülasyon,
- sagittal angülasyon,
- koronal translasyon,
- sagittal translasyon,
- aksiyel rotasyon,
- uzunluk değişimi

şeklindeki altı temel komponentte kontrol edilebilir [1–3].

### **34.2. STEWART PLATFORM PRENSİBİ**

Hexapod sistemlerin mekanik temeli, mühendislikte kullanılan Stewart platformu prensibidir.

- bir halka referans kemik segmentine,
- diğer halka hareket ettirilecek kemik segmentine

Altı strutun uzunluklarının kontrollü değiştirilmesiyle hareketli segment istenilen anatomik pozisyona taşınır.

### **34.3. SIX-AXIS CORRECTION**

TSF'nin temel kavramlarından biri six-axis correction yaklaşımıdır.

Bu değerler bilgisayar programına girildiğinde sistem her strut için gerekli uzunluk değişimini hesaplar [2,3].

### **34.4. DEFORMİTE PARAMETRELERİ**

TSF ile tedavi planlamasında ilk aşama deformitenin doğru tanımlanmasıdır.

- angülasyon miktarı,
- translasyon miktarı,
- rotasyon,
- aksiyel uzunluk farkı

Yanlış deformite ölçümü yapılırsa yazılım matematiksel olarak doğru çalışsa bile nihai düzeltme hatalı olacaktır.

### 34.5. FRAME PARAMETRELERİ

Frame parametreleri kullanılan halkaların ve strutların mekanik özelliklerini tanımlar.

- ring çapı,
- strut tipi,
- strut uzunlukları,
- strutların ring üzerindeki bağlantı noktaları

Program bu değerleri kullanarak sistemin başlangıç geometrisini oluşturur.

### 34.6. MOUNTING PARAMETERS

TSF uygulamasının en kritik aşamalarından biri mounting parameters ölçümüdür.

- anterior-posterior offset,
- medial-lateral offset,
- aksiyel offset

Gantsoudes ve arkadaşları mounting parametrelerin intraoperatif olarak belirlenebileceğini ve bunun düzeltme doğruluğunu artıracak pratik bir yaklaşım olduğunu göstermiştir [6].

### 34.7. ORIGIN VE CORRESPONDING POINT

Hexapod deformite düzeltmesinde:

- deformite origin'i,
- corresponding point

Origin genellikle referans fragmanda deformitenin geometrik merkezini temsil eder. Corresponding point ise mobil fragmanda düzeltme sonunda origin ile çakışması gereken noktadır.

### 34.8. DÜZELTME PROGRAMI

Deformite, frame ve mounting parametreleri sisteme girildikten sonra bilgisayar yazılımı her strut için günlük değişim programı oluşturur.

- başlangıç strut uzunluğu,
- günlük hedef değer,
- toplam düzeltme süresi

Böylece kemik segmenti birkaç gün veya hafta içerisinde kontrollü şekilde hedef pozisyona taşınır.

### 34.9. RESIDUAL CORRECTION PROGRAM

TSF'nin en önemli avantajlarından biri, başlangıç düzeltmesi tamamlandıktan sonra kalan deformitenin frame değiştirilmeden yeniden düzeltilebilmesidir.

- angülasyon,
- translasyon,
- rotasyon,
- uzunluk farkı

Pediyatrik TSF serilerinde aynı frame ile rezidüel deformitenin yeniden programlanabilmesi yöntemin önemli avantajlarından biri olarak bildirilmiştir [7].

### 34.10. TSF'NİN DÜZELTME DOĞRULUĞU

TSF'nin en iyi belgelenmiş avantajlarından biri kompleks deformitelerde yüksek düzeltme doğruluğudur.

Manner ve arkadaşlarının 208 deformite düzeltmesini değerlendirdiği çalışmada hedeflenen düzeltmeye ulaşma oranı TSF grubunda %90,7, klasik İlizarov grubunda ise %55,7 olarak bildirilmiştir [1].

### 34.11. TİBİAL DEFORMİTELERDE TSF

TSF özellikle tibial deformite düzeltiminde geniş klinik deneyime sahiptir.

Proksimal tibial varus hastalarında ortalama MPTA 80°'den 89°'ye, valgus deformitelerinde ise 96°'den 85°'ye düzeltilmiştir [2].

### 34.12. POSTTRAVMATİK DEFORMİTELER

Posttravmatik deformiteler sıklıkla:

- angülasyon,
- translasyon,
- rotasyon,
- kısalık

Bir posttravmatik TSF serisinde 25 deformite düzeltiminin büyük bölümünde mekanik aks başarıyla restore edilmiş ve sistemin kompleks deformitelerde yüksek doğruluk sağladığı bildirilmiştir [8].

### 34.13. NONUNION VE KEMİK DEFİKTLERİNDE TSF

TSF yalnızca deformite cerrahisinde değil, kompleks tibial nonunion ve kemik defektlerinde de kullanılabilir.

- deformite düzeltimi,
- bone transport,
- uzatma,
- nonunion kompresyonu

aynı rekonstrüksiyon planı içerisinde uygulanmıştır [9].

### 34.14. PEDIATRİK UYGULAMALAR

Hexapod sistemler pediatrik deformite cerrahisinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Eidelman ve arkadaşlarının pediatrik serisinde de hastaların büyük çoğunluğunda anatomik düzeltme elde edilmiş, ancak pin-track enfeksiyonu, rejenerat kırığı ve geçici peroneal palsi gibi komplikasyonlar bildirilmiştir [10].

### 34.15. AYAK VE AYAK BİLEĞİ UYGULAMALARI

TSF ve diğer hexapod sistemler kompleks ayak deformitelerinde de kullanılabilir.

- equinovarus,
- cavovarus,
- multiplanar posttravmatik deformiteler,
- nöromusküler deformiteler

TSF ile kompleks pediatrik ayak deformitelerinin değerlendirildiği bir seride tedavi hedeflerine hastaların büyük bölümünde ulaşılmış ve rezidüel deformitelerin aynı frame üzerinden yeniden programlanabildiği gösterilmiştir [11].

### 34.16. ORTHO-SUV FRAME

Ortho-SUV Frame, farklı geometrik bağlantılara izin veren bilgisayar destekli modern hexapod sistemlerden biridir.

Takata ve arkadaşlarının ayak deformitelerini değerlendirdiği çalışmada Ortho-SUV ile çeşitli forefoot ve hindfoot konfigürasyonları kullanılmış ve klinik olguların tamamında planlanan deformite düzeltimi elde edilmiştir [12].

### 34.17. SMART CORRECTION

Smart Correction sistemi de bilgisayar destekli altı eksenli düzeltme sağlayan modern hexapod eksternal fiksatorlerden biridir.

Kompleks rijit ayak deformitelerinde Smart Correction kullanılan klinik bir seride, multiplanar deformitelerin başarılı şekilde düzeltilebildiği bildirilmiştir [13].

#### **34.18. ORTHEx HEXAPOD SYSTEM**

Orthex Hexapod System, özellikle pediatrik deformite düzeltiminde kullanılan modern sistemlerden biridir.

- healing index,
- pin enfeksiyonu,
- rejenerat kalitesi,
- rezidüel düzeltme ihtiyacı,
- strut değişimi

gibi parametreler değerlendirilmiştir [14].

#### **34.19. TRUELOK-HEX VE DİĞER SİSTEMLER**

TrueLok-Hex (TL-HEX) ve benzeri sistemler klasik ring fixation komponentlerini altı strutlu bilgisayar destekli mekanizma ile birleştirir.

- daha kolay strut değişimi,
- düşük profil,
- hasta kullanımının kolaylaştırılması,
- bilgisayar destekli deformite düzeltimi

Klinik sonuçlar açısından sistemler arasında kesin bir üstünlük gösteren yüksek düzeyli karşılaştırmalı veri henüz sınırlıdır [5].

#### **34.20. ÜÇ BOYUTLU GÖRÜNTÜLEME VE SANAL PLANLAMA**

Modern hexapod sistemlerin gelişiminde önemli eğilimlerden biri 3D görüntüleme ve bilgisayar destekli sanal planlamadır.

- deformite analizi,
- sanal osteotomi,
- segment redüksiyonu,
- strut uzunluğu hesaplaması

yapılabilir.

25 hastalık bir çalışmada bilgisayar destekli 3D rekonstrüksiyon ve hexapod eksternal fiksasyon kullanılarak posttravmatik kompleks deformitelerde koronal ve sagittal translasyon ile angülasyonun belirgin şekilde azaltıldığı gösterilmiştir [15].

Bu yaklaşım gelecekte klasik iki boyutlu radyografi temelli mounting parameter ölçümlerinin bazı sınırlılıklarını azaltabilir.

#### **34.21. ROBOTİK VE OTOMATİK STRUT SİSTEMLERİ**

Konvansiyonel hexapod sistemlerin önemli sınırlılıklarından biri hastanın strutları manuel olarak ayarlaması gerekliliğidir.

Auto Strut sistemini değerlendiren ilk klinik çalışmada 10 hasta tedavi edilmiş ve sistemin bilgisayar programındaki düzeltme planına göre strutları otomatik olarak değiştirebildiği gösterilmiştir [16].

- hasta kaynaklı ayarlama hatalarının azaltılması,
- daha kontrollü düzeltme,
- tedavi uyumunun artırılması

#### **34.22. HEXAPOD SİSTEMLERİN AVANTAJLARI**

Modern hexapod sistemlerin başlıca avantajları:

- altı eksenli deformite kontrolü,

- multiplanar deformitenin eş zamanlı düzeltilmesi,
- frame'i yeniden kurmadan residual correction,
- rotasyonel deformitelerde kolaylık,
- bilgisayar destekli planlama,
- yüksek düzeltme doğruluğu

şeklinde sıralanabilir [1–5].

2025 tarihli sistematik derleme de hexapod sistemlerin kompleks deformite ve ekstremitte uzatma uygulamalarında yüksek düzeltme kapasitesi sağladığını, ancak çalışma gruplarının heterojen olduğunu göstermektedir [17].

### 34.23. SINIRLILIKLARI

Hexapod sistemlerin dezavantajları:

- maliyet,
- yazılım bağımlılığı,
- mounting parameter ölçüm hataları,
- strutların mekanik çalışma aralığının sınırlı olması,
- bazı düzeltmelerde strut değişimi gereksinimi,
- eğitim ve öğrenme eğrisi

Hexapod sistemlerin bilgisayar destekli olması insan hatasını tamamen ortadan kaldırmaz. Özellikle yanlış deformite ölçümü veya yanlış mounting parameter tanımı rezidüel deformiteye neden olabilir [6].

2025 tarihli klinik değerlendirmede planlanan ve elde edilen açısal düzeltmeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunması, sistemlerin matematiksel doğruluğuna rağmen klinik uygulamada hâlen ölçüm ve mekanik sınırlar bulunduğunu göstermektedir [18].

### 34.24. KLASİK İLİZAROV İLE İLİŞKİSİ

Modern hexapod sistemlerin geliştirilmesi klasik İlizarov prensiplerini ortadan kaldırmamıştır.

- stabil eksternal fiksasyon,
- biyolojik osteotomi,
- distraksiyon osteogenezi,
- kontrollü mekanik ortam,
- yumuşak dokuların kademeli adaptasyonu

gibi İlizarov prensiplerine dayanır.

### 34.25. SİSTEM SEÇİMİ

Hangi hexapod sistemin kullanılacağı:

- deformitenin tipi,
- hastanın yaşı,
- osteotomi seviyesi,
- frame boyutu,
- cihazın bulunabilirliği,
- cerrahın deneyimi,
- yazılım ve teknik destek

Mevcut literatür TSF'nin en geniş klinik veri tabanına sahip hexapod sistemlerden biri olduğunu göstermektedir; diğer sistemler için giderek artan olumlu veriler bulunmakla birlikte doğrudan karşılaştırmalı çalışmalar daha sınırlıdır [5,14].

## KAYNAKLAR

1. Manner HM, Huebl M, Radler C, Ganger R, Petje G, Grill F. Accuracy of complex lower-limb deformity correction with external fixation: a comparison of the Taylor Spatial Frame with the Ilizarov ring fixator. *J Child Orthop*. 2007;1(1):55-61.
2. Rozbruch SR, Segal K, Ilizarov S, Fragomen AT, Ilizarov G. Does the Taylor Spatial Frame accurately correct tibial deformities? *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468(5):1352-1361.
3. Rozbruch SR, Fragomen AT, Ilizarov S. Correction of tibial deformity with use of the Ilizarov-Taylor spatial frame. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88 Suppl 4:156-174.
4. Paley D. *Principles of Deformity Correction*. Berlin: Springer-Verlag; 2002.
5. Radler C. External fixation for the correction of complex deformities: from the classic Ilizarov ring fixator to modern software-driven hexapod fixators. *Orthopadie (Heidelb)*. 2023;52(9):710-718.
6. Gantsoudes GD, Fragomen AT, Rozbruch SR. Intraoperative measurement of mounting parameters for the Taylor Spatial Frame. *J Orthop Trauma*. 2010;24(4):258-262.
7. Naqui SZ, Thirayai W, Foster A, Tselentakis G, Evans M, Day JB. Correction of simple and complex pediatric deformities using the Taylor-Spatial Frame. *J Pediatr Orthop*. 2008;28(6):640-647.
8. Sala F, Thabet AM, Castelli F, et al. Correction of post-traumatic lower limb deformities using the Taylor spatial frame. *Injury*. 2011.
9. Rozbruch SR, Pugsley JS, Fragomen AT, Ilizarov S. Repair of tibial nonunions and bone defects with the Taylor Spatial Frame. *J Orthop Trauma*. 2008;22(2):88-95.
10. Eidelman M, Bialik V, Katzman A. Correction of deformities in children using the Taylor spatial frame. *J Pediatr Orthop B*. 2006;15(6):387-395.
11. Eidelman M, Katzman A. Treatment of complex foot deformities in children with the Taylor spatial frame. *Orthopedics*. 2008.
12. Takata M, Vilensky VA, Tsuchiya H, Solomin LN. Foot deformity correction with hexapod external fixator, the Ortho-SUV Frame. *J Foot Ankle Surg*. 2013;52(3):324-330.
13. Complex rigid foot deformity correction with hexapod external fixator system. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2023.
14. Clinical outcomes in pediatric tibial lengthening and deformity correction: a comparison of the Taylor Spatial Frame with the Orthex Hexapod System. *J Child Orthop*. 2021;15.
15. Long bone fracture reduction and deformity correction using the hexapod external fixator with a new method: a feasible study and preliminary results. *BMC Musculoskelet Disord*. 2021;22:211.
16. Segev E, et al. Auto Strut: a novel smart robotic system for external fixation device for bone deformity correction, a preliminary experience. *J Child Orthop*. 2021.
17. Use of hexapod external fixation in limb lengthening in patients with disproportionate short stature: a systematic review of the last 20 years. *J Clin Med*. 2025;14(4):1091.
18. Conteduca J, Sessa P, Lanzetti R, et al. Accuracy, efficacy and limits of hexapod external fixators in the treatment of lower limb complex deformity. *Strategies Trauma Limb Reconstr*. 2025;20(2):82-89.

### 35. İLİZAROV YÖNTEMİNİN AVANTAJLARI VE SINIRLILIKLARI

İlizarov yöntemi, deformite düzeltimi, ekstremitte uzatma, kemik defekti rekonstrüksiyonu, nonunion ve enfekte nonunion tedavisinde aynı biyolojik ve mekanik prensiplerin kullanılmasına olanak sağlayan çok yönlü bir ekstremitte rekonstrüksiyon yöntemidir. Yöntemin en önemli özellikleri; distraksiyon osteogenezi ile yeni kemik oluşturabilmesi, güçlü multiplanar stabilizasyon sağlaması, deformitenin kademeli olarak düzeltilebilmesi ve tedavi sırasında konstrüksiyonun modifiye edilebilmesidir [1–4]. Güncel literatürde klasik İlizarov prensiplerinin modern hexapod sistemler ve kombine rekonstrüksiyon tekniklerinin temelini oluşturmaya devam ettiği vurgulanmaktadır [4,5].

Bununla birlikte yöntemin uzun external fixation süresi, pin-site problemleri, eklem kontraktürleri, hasta konforunun azalması ve yoğun takip gereksinimi gibi önemli sınırlılıkları bulunmaktadır [3,5]. Bu nedenle İlizarov yöntemi özellikle kompleks rekonstrüksiyonlarda güçlü olmakla birlikte, her hastada veya her deformitede en uygun yöntem olarak değerlendirilmemelidir.

#### 35.1. BİYOLOJİK AVANTAJLAR

İlizarov yönteminin en önemli biyolojik avantajı distraksiyon osteogenezi yoluyla canlı yeni kemik oluşturabilmesidir.

- kas,
- fasya,
- damar,
- sinir,
- deri

gibi çevre dokular da kademeli olarak adapte olabilir. İlizarov bu biyolojik yanıtı tension-stress effect olarak tanımlamıştır [1,2].

#### 35.2. KEMİK GREFTİ GEREKSİNİMİNİ AZALTABİLMESİ

Büyük kemik defektlerinin rekonstrüksiyonunda geleneksel yöntemler geniş miktarda otolog kemik grefti gerektirebilir.

- geniş segmental defektleri,
- uzun kemik kayıplarını,
- debridman sonrası oluşan boşlukları

hastanın kendi yeni kemik oluşumuyla rekonstrükte edebilir [3,4].

#### 35.3. ENFEKTE ORTAMDA KULLANILABİLMESİ

İlizarov yönteminin önemli avantajlarından biri enfekte nonunion ve osteomyelitte internal implant kullanmadan stabilizasyon sağlayabilmesidir.

Bu nedenle yöntem özellikle enfeksiyon ile birlikte kemik kaybı bulunan kompleks tibial nonunionlarda önemli bir ekstremitte kurtarma seçeneğidir [3–5].

#### 35.4. MULTIPLANAR STABİLİTE

Circular external fixation, kemiği farklı düzlemlerde yerleştirilen teller ve half-pinler aracılığıyla kontrol eder.

- aksiyel,
- bending,
- torsiyonel

yükler karşısında güçlü multiplanar stabilizasyon sağlayabilir [6].

- ring çapı,
- tel sayısı,
- tel açısı,

- tel gerilimi,
- half-pin sayısı,
- ringler arası mesafe

### 35.5. STABİLİTENİN TEDAVİ SIRASINDA AYARLANABİLMESİ

Internal fixation sistemlerinde implant yerleştirildikten sonra konstrüksiyon mekanik özelliklerini değiştirmek çoğu zaman yeni cerrahi gerektirir.

- yeni tel eklenebilir,
- half-pin eklenebilir,
- ring ilave edilebilir,
- rod veya strut değiştirilebilir,
- konstrüksiyon dinamize edilebilir.

Dolayısıyla frame tedavi boyunca dinamik bir mekanik sistem olarak kullanılabilir.

### 35.6. KOMPRESYON VE DİSTRAKSİYONUN AYNI SİSTEMLE UYGULANABİLMESİ

İlizarov frame farklı biyolojik hedefler için kullanılabilir.

Bu özellik özellikle compression-distraction osteogenesis ve bone transport uygulamalarının temelini oluşturur.

### 35.7. DEFORMİTENİN KADEMELİ DÜZELTİLEBİLMESİ

Büyük deformitelerin akut düzeltilmesi:

- nörovasküler gerilme,
- yumuşak doku problemi,
- eklem subluksasyonu

Bu sayede kemik ile birlikte çevre yumuşak dokular da yeni pozisyona adapte olabilir [1–3].

- ciddi konjenital deformite,
- posttravmatik multiplanar deformite,
- uzun süreli kontraktürler,
- pediatrik deformiteler

### 35.8. BİRDEN FAZLA PROBLEMİN EŞ ZAMANLI TEDAVİSİ

Kompleks ekstremitte rekonstrüksiyonlarında hastada aynı anda:

- deformite,
- kısalık,
- nonunion,
- enfeksiyon,
- kemik kaybı

Bu çok yönlülük yöntemin temel klinik avantajlarından biridir [4].

### 35.9. ERKEN FONKSİYONEL KULLANIM VE YÜK VERME

Uygun frame stabilitesi sağlandığında circular external fixation birçok hastada erken kontrollü yük vermeye izin verir.

- kas atrofisinin azaltılması,
- eklem hareketlerinin korunması,
- kemik üzerinde fizyolojik aksiyel uyarı oluşturulması,
- hastanın bağımsızlığının korunması

Malkova ve Borzunov, İlizarov yönteminin temel avantajları arasında tedavi süresince ekstremitenin fonksiyonel kullanımını da vurgulamıştır [4].

### 35.10. YUMUŞAK DOKUYA SINIRLI CERRAHİ MARUZİYET

Klasik İlizarov osteotomisi ve perkütan fiksasyon teknikleri minimal yumuşak doku diseksiyonuyla uygulanabilir.

- periostal dolaşımın korunması,
- hematoma ve biyolojinin korunması,
- cerrahi skarın azaltılması

Özellikle kötü yumuşak doku örtüsü bulunan tibial rekonstrüksiyonlarda internal plate uygulamalarına göre avantajlı olabilir.

### 35.11. FRAME'İN MODÜLER OLMASI

İlizarov sisteminin komponentleri standartlaştırılmış ve modülerdir.

- uzatma,
- bone transport,
- artrodez,
- deformite düzeltimi,
- nonunion kompresyonu

Bu modülerlik hem akut cerrahi planlama hem de tedavi sırasında değişiklik yapılabilmesi açısından önemli avantajdır.

### 35.12. MALİYET VE ERİŞİLEBİLİRLİK

Klasik İlizarov komponentleri modern motorize intramedüller lengthening sistemleri veya bazı bilgisayar destekli hexapod sistemlere kıyasla daha düşük maliyetli olabilir.

2021 tarihli bir derlemede İlizarov tipi eksternal fiksatörlerin düşük maliyet, geniş kullanım alanı, mekanik özellikler ve başarılı klinik sonuçlar nedeniyle dünya genelinde kullanılmaya devam ettiği vurgulanmıştır [4].

Bu özellik özellikle ileri teknoloji implantların erişilebilirliğinin sınırlı olduğu merkezlerde önemlidir.

### 35.13. UZUN EKSTERNAL FİKSASYON SÜRESİ

İlizarov yönteminin en önemli dezavantajlarından biri hastanın frame'i uzun süre taşımasıdır.

- büyük uzatmalar,
- bone transport,
- geniş segmental defektler,
- kompleks nonunionlar

Hosny, ekstremite uzatmanın operasyonun kendisinden çok uzun ve yorucu postoperatif süreç nedeniyle hem hasta hem cerrah için önemli bir yük oluşturduğunu vurgulamıştır [5].

2026 tarihli güncel scoping review da uzamış external fixation süresi ve hasta rahatsızlığını İlizarov yönteminin devam eden başlıca sınırlılıkları arasında göstermektedir [7].

### 35.14. PIN-SITE ENFEKSİYONU

Transosseöz teller ve half-pinler nedeniyle pin-site enfeksiyonu yöntemin en sık komplikasyonlarından biridir.

- pin gevşemesi,
- osteoliz,
- derin enfeksiyon,
- osteomyelit

Pin-site enfeksiyonunun sıklığı ve tanımı çalışmalar arasında önemli değişkenlik göstermektedir; bazı klasik serilerde çok yüksek oranlar bildirilmekle birlikte olayların büyük bölümü lokal bakım ve oral antibiyotikle kontrol edilebilmiştir [3].

### **35.15. EKLEM KONTRAKTÜRÜ VE KAS-TENDON PROBLEMLERİ**

Distraksiyon sırasında kemik uzaması yumuşak dokuların adaptasyon kapasitesini aşabilir.

- femoral uzatmada diz fleksiyon kaybı,
- tibial uzatmada equinus,
- eklem kontraktürü,
- subluksasyon

Paley'nin klasik çalışmasında kas kontraktürleri, eklem luksasyonu ve kalıcı eklem sertliği başlıca tedavi sorunları arasında tanımlanmıştır [8].

### **35.16. NÖROVASKÜLER KOMPLİKASYON RİSKİ**

Tel ve half-pin yerleştirilmesi sırasında direkt nörovasküler yaralanma oluşabilir.

- sinir gerilmesi,
- nöropatik ağrı,
- motor defisit

Özellikle büyük deformitelerin veya hızlı distraksiyonun bulunduğu hastalarda risk artabilir [3,8].

### **35.17. REJENERAT PROBLEMLERİ**

Distraksiyon osteogenezinin başarısı uygun mekanik ve biyolojik koşullara bağlıdır.

- prematür konsolidasyon,
- zayıf rejenerat,
- delayed consolidation,
- nonunion,
- rejenerat deformitesi

Paley bu komplikasyonların distraksiyon hızı, mekanik stabilite ve hasta biyolojisiyle yakından ilişkili olduğunu belirtmiştir [8].

### **35.18. DOCKING SITE PROBLEMLERİ**

Bone transport uygulamalarında transport segmentinin karşı fragmana ulaştığı docking site ayrı bir problem alanıdır.

- fibröz doku interpozisyonu,
- sklerotik uçlar,
- malalignment,
- persistan enfeksiyon

Gerekli durumlarda docking site eksplorasyonu, debridman, kompresyon veya kemik greftleme gerekebilir.

2026 tarihli güncel değerlendirmelerde docking site nonunionu klasik bone transport yöntemlerinin halen önemli sınırlılıklarından biri olarak gösterilmektedir [7].

### **35.19. REFRAKTÜR VE GEÇ DEFORMİTE**

Frame çıkarıldıktan sonra henüz yeterince mature olmayan rejenerat:

- refraktür,
- late bowing,
- uzunluk kaybı

Paley bu durumları limb lengthening'in karakteristik geç komplikasyonları olarak tanımlamıştır [8].

### **35.20. TEKNİK ÖĞRENME EĞRİSİ**

İlizarov yöntemi yalnızca bir cihaz değil, kompleks bir mekanik sistemdir.

- deformite analizi,

- **CORA,**
  - frame biyomekaniği,
  - safe corridor,
  - hinge yerleşimi,
  - distraksiyon protokolleri
  - aks kaybı,
  - translasyon,
  - yetersiz düzeltme,
  - sekonder deformite

Modern hexapod sistemler bazı mekanik hesaplamaları kolaylaştırmakla birlikte deformite analizindeki temel hataları ortadan kaldırmaz.

### 35.21. HASTA UYUMUNA BAĞIMLILIK

Başarılı İlizarov tedavisi aktif hasta katılımı gerektirir.

- frame bakımını,
- pin-site bakımını,
- distraksiyon ayarlarını,
- yük verme protokolünü,
- fizyoterapi programını
- yanlış distraksiyon,
- pin enfeksiyonu,
- kontraktür,
- deformite

gibi komplikasyonlara neden olabilir.

### 35.22. HASTA KONFORU VE GÜNLÜK YAŞAM

Circular frame hacimli bir cihazdır ve günlük yaşam aktivitelerini zorlaştırabilir.

- giyinme,
- uyuma,
- kişisel bakım,
- araç kullanma,
- çalışma,
- sosyal yaşam

Uzun tedavi süresi ağrı ve uyku bozukluğu gibi sorunlarla da ilişkili olabilir [8].

2026 tarihli scoping review da hasta rahatsızlığı ve psikolojik etkilerin İlizarov yönteminin halen çözülememiş temel dezavantajlarından olduğunu vurgulamaktadır [7].

### 35.23. PSİKOSOSYAL YÜK

Aylar süren frame tedavisi yalnızca fiziksel değil psikososyal bir süreçtir.

- çocuklarda,
- genç erişkinlerde,
- çok uzun bone transport uygulamalarında

Bu nedenle hasta seçimi ve preoperatif bilgilendirme tedavinin önemli parçalarıdır.

### 35.24. SIK POLİKLİNİK VE RADYOGRAFİK TAKİP GEREKSİNİMİ

Tedavi sırasında düzenli olarak:

- frame kontrolü,
- pin-site değerlendirmesi,

- ekstremite aksı,
- rejenerat,
- eklem hareket açıklığı,
- nörovasküler durum

Bu yoğun takip hem hasta hem sağlık sistemi açısından önemli zaman ve kaynak gerektirir.

### **35.25. ESTETİK DEZAVANTAJLAR**

Halka, tel ve half-pinlerden oluşan konstrüksiyon dışarıdan belirgin olarak görülür.

- pin skarları,
- cerrahi izler,
- frame görünümü

Güncel literatür estetik sorunları da İlizarov yönteminin devam eden dezavantajları arasında göstermektedir [7].

### **35.26. MODERN ALTERNATİFLERİN GELİŞMESİ**

Motorize intramedüller lengthening nail, internal bone transport sistemleri ve plate-assisted transport gibi yöntemlerin gelişmesi eksternal frame süresini azaltmayı amaçlamaktadır.

- daha yüksek hasta konforu,
- daha az pin-site problemi,
- daha kolay günlük yaşam
- implant enfeksiyonu,
- mekanik arıza,
- maliyet,
- intramedüller anatomik uygunluk

gibi kendilerine özgü sınırlılıkları bulunmaktadır [5,7].

### **35.27. İLİZAROV YÖNTEMİNİN ÖZELLİKLE AVANTAJLI OLDUĞU DURUMLAR**

İlizarov yöntemi özellikle:

- enfekte nonunion,
- geniş kemik defekti,
- ciddi multiplanar deformite,
- deformite ile birlikte kısalık,
- kötü yumuşak doku örtüsü,
- başarısız önceki rekonstrüksiyonlar

bulunan hastalarda güçlü bir seçenektir [3–5].

### **35.28. DAHA BASİT YÖNTEMLERİN TERCİH EDİLEBİLECEĞİ DURUMLAR**

Her deformite veya nonunion için İlizarov kullanılması gerekli değildir.

- basit aseptik nonunion,
- küçük tek düzlem deformitesi,
- internal fixation'a uygun iyi yumuşak doku,
- sınırlı ekstremite kısalığı

Dolayısıyla İlizarov yönteminin teknik kapasitesinin yüksek olması, her durumda kullanımının gerekli olduğu anlamına gelmez.

### **35.29. AVANTAJ VE SINIRLILIKLARIN ÖZET KARŞILAŞTIRMASI**

Avantajlar

Frame'in tedavi sırasında değiştirilebilmesi

## KAYNAKLAR

1. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(238):249-281.
2. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(239):263-285.
3. Paley D. *Principles of Deformity Correction.* Berlin: Springer-Verlag; 2002.
4. Malkova TA, Borzunov DY. International recognition of the Ilizarov bone reconstruction techniques: current practice and research. *World J Orthop.* 2021;12(8):515-533.
5. Hosny GA. Limb lengthening history, evolution, complications and current concepts. *J Orthop Traumatol.* 2020;21(1):3.
6. Fragomen AT, Rozbruch SR. The mechanics of external fixation. *HSS J.* 2007;3(1):13-29.
7. Gao J, Shi W, Sun H, et al. Evolution of the Ilizarov technique: a scoping review of improvement. *Langenbecks Arch Surg.* 2026.
8. Paley D. Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;(250):81-104.

## 36. GELECEK PERSPEKTİFLER

İlizarov prensipleri, tanımlandıkları dönemden bu yana ekstremitre rekonstrüksiyonunun temel biyolojik ve mekanik dayanaklarından biri olmayı sürdürmektedir. Bununla birlikte modern limb reconstruction alanındaki gelişmeler klasik sirküler eksternal fiksasyonun tamamen terk edilmesinden çok; yöntemin daha hassas, daha otomatik, daha az invaziv ve hasta konforunu artıran teknolojilerle bütünleştirilmesine yönelmektedir [1–3]. Güncel gelişmeler özellikle bilgisayar destekli hexapod sistemler, üç boyutlu cerrahi planlama, motorize internal uzatma ve bone transport implantları, biyolojik augmentasyon ve otomasyon alanlarında yoğunlaşmaktadır [2,3].

### 36.1. DAHA AKILLI VE OTOMATİK HEXAPOD SİSTEMLER

Modern hexapod sistemler deformite düzeltiminde angülasyon, translasyon, rotasyon ve uzunluk komponentlerinin eş zamanlı olarak yönetilmesini sağlamıştır. Bununla birlikte günümüzde strut ayarlarının önemli bölümü halen hasta veya bakım veren tarafından manuel olarak yapılmaktadır.

- motorize strutlar,
- otomatik programlanabilir frame'ler,
- gerçek zamanlı düzeltme takibi,
- elektronik hata kontrolü

gibi sistemlerin gelişmesi beklenmektedir [2,4].

### 36.2. BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜÇ BOYUTLU PLANLAMA

Klasik deformite analizi büyük ölçüde iki boyutlu AP ve lateral grafipler üzerinden yapılmaktadır. Ancak multiplanar deformiteler gerçekte üç boyutludur.

- gerçek deformite düzlemi,
- osteotomi seviyesi,
- rotasyonel deformite,
- translasyon,
- optimal düzeltme eksen

üç boyutlu olarak değerlendirilebilir [2].

### 36.3. 3D PRINTING VE HASTAYA ÖZGÜ CERRAHİ PLANLAMA

Üç boyutlu baskı teknolojileri kompleks deformitelerde hastaya özgü anatomik modellerin oluşturulmasına olanak sağlamaktadır.

3D modeller:

- deformitenin preoperatif olarak anlaşılması,
- osteotomi seviyesinin belirlenmesi,
- frame konfigürasyonunun planlanması,
- cerrahi simülasyon

2026 tarihli İlizarov tekniğinin evrimini değerlendiren derleme, 3D printing ve computer-assisted surgery teknolojilerini yöntemin gelecekteki temel gelişim alanlarından biri olarak göstermektedir [2].

Bu yaklaşım özellikle multiplanar posttravmatik deformitelerde cerrahın kompleks anatomiye ameliyattan önce fiziksel ve sanal olarak değerlendirmesine olanak sağlayabilir.

### 36.4. YAPAY ZEKÂ DESTEKLİ DEFORMİTE ANALİZİ

Gelecekte yapay zekâ ve otomatik görüntü analizi algoritmalarının:

- mekanik aks ölçümü,
- CORA belirlenmesi,
- eklem oryantasyon açıları,
- deformite komponentlerinin tanımlanması,

- osteotomi planlaması

Ancak yapay zekâ destekli planlama, deformitenin biyolojik ve klinik değerlendirmesinin yerine geçmemelidir. Özellikle kompleks deformitelerde klinik muayene, yumuşak doku durumu ve nörovasküler risk algoritmik ölçümlerle tam olarak temsil edilemez.

### 36.5. CLOSED-LOOP DEFORMİTE DÜZELTME

Gelecekte hexapod sistemlerin yalnızca önceden hesaplanan programa göre değil, tedavi sırasında elde edilen veriler doğrultusunda otomatik olarak kendini güncelleyen closed-loop sistemlere dönüşmesi mümkündür.

Bununla birlikte güncel klinik veriler, mevcut hexapod sistemlerde dahi planlanan ve elde edilen açışal düzeltmeler arasında farklılık bulunabileceğini göstermektedir [4]. Bu nedenle otomasyonun geliştirilmesi kadar sensör doğruluğu ve algoritmik güvenilirlik de önemlidir.

### 36.6. SENSOR TEKNOLOJİLERİ

Akıllı eksternal fiksatörlerde gelecekte:

- yük sensörleri,
- strain gauge sistemleri,
- hareket sensörleri,
- dijital strut ölçerler
- üç korteks kuralı,
- dinamizasyon,
- klinik yük verme

gibi indirekt kriterlere ek olarak kantitatif mekanik veriler elde edilebilir.

### 36.7. UZAKTAN TAKİP VE TELEMEDICINE

İlizarov tedavisi sık poliklinik kontrolü gerektirir. Uzun mesafede yaşayan hastalar için bu durum önemli tedavi yükü oluşturabilir.

- mobil uygulamalar,
- dijital pin-site görüntüleme,
- uzaktan strut kontrolü,
- yük verme takibi,
- hasta tarafından gönderilen seri fotoğraf ve videolar

Özellikle uncomplicated frame hastalarında telemedicine, yüz yüze kontrollerin yerini tamamen almaktan çok aradaki takipleri destekleyen bir yöntem olarak kullanılabilir.

### 36.8. MOTORİZE İNTRAMEDÜLLER UZATMA ÇİVİLERİ

Ekstremitte uzatmada önemli gelişmelerden biri motorize intramedüller lengthening nail sistemleridir.

Bu implantların temel avantajları:

- external frame bulunmaması,
- pin-site enfeksiyonunun ortadan kalkması,
- daha iyi hasta konforu,
- daha kolay günlük yaşam

2026 tarihli sistematik derleme ve meta-analiz, motorize intramedüller nail sistemlerinin bazı yeniden cerrahi sonuçlarında avantaj sağlayabileceğini; ancak union zamanı gibi bazı parametrelerde external fixation yöntemlerine kesin üstünlük gösterilemediğini ortaya koymuştur [5].

Bu nedenle intramedüller uzatma sistemleri İlizarov yönteminin biyolojik prensiplerine alternatif değil, distraksiyon osteogenezinin farklı bir mekanik uygulama biçimidir.

### 36.9. İNTRAMEDÜLLER BONE TRANSPORT

Segmental kemik defektlerinin rekonstrüksiyonunda en dikkat çekici gelişmelerden biri motorize bone transport nail sistemleridir.

Potansiyel avantajları:

- uzun süreli external frame ihtiyacının azaltılması,
- pin-site komplikasyonlarının ortadan kaldırılması,
- hasta konforunun artması

2026 tarihli scoping review'da 15 çalışmada toplam 61 hasta değerlendirilmiş ve motorize bone transport nail ile genel union oranı yaklaşık %92,3 olarak bildirilmiştir [6]. Bununla birlikte komplikasyon yükü yüksek olup mekanik cihaz sorunları yaklaşık %22 oranında bildirilmiştir.

Bu nedenle bu teknoloji umut verici olmakla birlikte klasik external bone transporttan üstünlüğü henüz kesin olarak gösterilmiş değildir.

### 36.10. INTERNAL VE EXTERNAL SİSTEMLERİN KOMBİNASYONU

Gelecekte limb reconstruction cerrahisinin tamamen external veya tamamen internal sistemler yerine hybrid reconstruction yaklaşımına yönelmesi olasıdır.

- lengthening over nail,
- lengthening then nailing,
- plate-assisted bone transport,
- external fixation + intramedüller stabilizasyon,
- temporary circular frame + definitive internal fixation

Amaç external fixation süresini azaltırken İlizarov yönteminin deformite kontrolü ve distraksiyon osteogenezi avantajlarını korumaktır [2,3].

### 36.11. INTERNAL LENGTHENING NAIL KOMPLİKASYONLARI

Internal sistemler external frame komplikasyonlarını azaltabilir ancak tamamen komplikasyonsuz değildir.

2026 tarihli sistematik derlemede 2495 motorize intramedüller uzatma çivisi değerlendirilmiş ve intrinsic mekanizma arızası yaklaşık %4,3 oranında bildirilmiştir [7].

Olası problemler arasında:

- mekanik sıkışma,
- gear slippage,
- backtracking,
- motor arızası

Dolayısıyla gelecekteki implant geliştirmelerinde yalnızca hasta konforu değil, mekanik güvenilirlik de temel hedef olmalıdır.

### 36.12. BİYOLOJİK AUGMENTASYON

Distraksiyon osteogenezindeki önemli hedeflerden biri konsolidasyon süresinin kısaltılmasıdır.

- bone marrow aspirate concentrate,
- mezankimal kök hücreler,
- **PRP,**
- büyüme faktörleri,
- osteoindüktif moleküller

yer almaktadır.

2026 tarihli sistematik derleme, BMAC ve hücresele tedaviler dahil bazı biyolojik augmentasyon yöntemlerinin rejenerat maturasyonunu hızlandırma potansiyeli taşıdığını ancak çalışmaların heterojen olduğunu ve klinik kanıtların henüz kesin olmadığını göstermektedir [8].

Bu nedenle bu uygulamalar klasik İlizarov protokolünün rutin bir parçası olarak değerlendirilmemelidir.

### 36.13. MEZANKİMAL KÖK HÜCRELER

Mesenchymal stem cell uygulamalarının:

- osteoblast diferansiyasyonunu,
- anjiyogenezi,
- osteojenik matriks oluşumunu

Özellikle zayıf rejenerat oluşturma riski bulunan hastalarda hücresele augmentasyon teorik olarak faydalı olabilir.

2026 tarihli İlizarov evrimi scoping review’unda BMSC ve büyüme faktörleri yöntemin gelecekteki biyolojik geliştirme alanları arasında gösterilmektedir [2].

Ancak doz, uygulama zamanı ve hücre kaynağı konusunda standart protokoller henüz mevcut değildir.

### 36.14. BÜYÜME FAKTÖRLERİ

BMP ve diğer osteojenik büyüme faktörlerinin distraksiyon rejeneratını artırma potansiyeli deneysel olarak araştırılmıştır.

- **BMP,**
- **VEGF,**
- osteojenik sitokinler

Ancak maliyet, heterotopik ossifikasyon ve kontrolsüz kemik oluşumu gibi potansiyel sorunlar nedeniyle klinik kullanım dikkat gerektirir.

### 36.15. ANJİYOGENEZİN HEDEFLENMESİ

Distraksiyon osteogenezi yalnızca osteogenez değil aynı zamanda yoğun anjiyogenez gerektirir.

- VEGF tabanlı tedaviler,
- mekanotransdüksiyon modülasyonu,
- vasküler progenitör hücreler

Bone regeneration için osteojenik ve anjiyojenik mekanizmaların birlikte hedeflenmesi, özellikle biyolojik kapasitesi düşük hastalarda önem kazanabilir [2,8].

### 36.16. MEKANOTRANSDÜKSİYONUN MOLEKÜLER HEDEFLENMESİ

İlizarov yönteminin temel prensibi mekanik tension-stress etkisinin hücresele biyolojiye dönüştürülmesidir.

- Piezo1,
- **YAP/TAZ,**
- $\beta$ -catenin,
- integrin sinyalleri

Bu yaklaşım özellikle yetersiz rejenerat ve delayed consolidation tedavisinde yeni seçenekler oluşturabilir.

### 36.17. FİZİKSEL BİYOSTİMÜLASYON

Rejenerat maturasyonunu hızlandırmak amacıyla:

- low-intensity pulsed ultrasound,
- elektromanyetik alan,
- mekanik siklik yükleme

gibi fiziksel yöntemler araştırılmaktadır.

2026 tarihli klinik kanıt derlemesi, LIPUS ve biyolojik augmentasyon yöntemleriyle ilgili sonuçların umut verici olmakla birlikte heterojen olduğunu ve rutin kullanım için daha güçlü kontrollü çalışmalara ihtiyaç bulunduğunu göstermektedir [8].

### 36.18. HASTAYA ÖZGÜ DİSTRAKSİYON PROTOKOLLERİ

Klasik İlizarov protokolünde yaklaşık:

1 mm/gün,  $4 \times 0,25$  mm

distraksiyon sık kullanılan başlangıç değeridir.

- rejenerat yoğunluğu,
- mekanik yük ölçümü,
- hasta yaşı,
- vasküler durum,
- metabolik profil

Böylece sabit distraksiyon protokollerinden adaptive distraction protocols yaklaşımına geçilebilir.

### 36.19. DAHA HAFİF VE DÜŞÜK PROFİLLİ FRAME'LER

Modern external fixation sistemlerinde önemli hedeflerden biri hasta konforunu artırmaktır.

- karbon kompozit materyaller,
- daha hafif halkalar,
- düşük profilli strutlar,
- hasta anatomisine özel frame komponentleri

kullanılabilir.

2026 tarihli scoping review, daha hafif ve akıllı fixator tasarımlarını İlizarov teknolojisinin temel gelişim alanlarından biri olarak tanımlamaktadır [2].

### 36.20. KİŞİYE ÖZGÜ FRAME TASARIMI

3D scanning ve additive manufacturing teknolojileri sayesinde gelecekte hastaya özgü:

- halka geometrisi,
- pin bağlantıları,
- strut yerleşimi

Bu yaklaşım özellikle pelvis, ayak ve ciddi multiplanar deformitelerde standart halka sistemlerinin geometrik sınırlılıklarını azaltabilir.

### 36.21. DAHA HIZLI BONE TRANSPORT

Büyük kemik defektlerinde klasik bifokal transport uzun tedavi süresi gerektirir.

- trifokal transport,
- tandem transport,
- cable-pulley sistemleri,
- internal motorize transport

gibi yöntemler geliştirilmektedir [2].

2026 güncel derlemesi bifokal/trifokal osteotomi stratejilerini ve geliştirilmiş transport mekanizmalarını yöntemin temel modernizasyon alanlarından biri olarak göstermektedir [2].

### 36.22. HASTA RAPORLU SONUÇLARIN ÖNEM KAZANMASI

Geleneksel İlizarov literatüründe sonuçlar sıklıkla:

- union,
- alignment,
- external fixation index,
- komplikasyon
- ağrı,
- yaşam kalitesi,
- işe dönüş,
- uyku,
- psikolojik yük,
- tedavi memnuniyeti

Örneğin motorize bone transport konusundaki 2026 scoping review’da 61 hastayı içeren literatürde yalnızca iki çalışmanın hasta raporlu fonksiyonel skor bildirmesi bu alandaki önemli veri eksikliğini göstermektedir [6].

### 36.23. KLASİK İLİZAROVUN GELECEKTEKİ YERİ

Modern intramedüller implantlar ve robotik sistemlerin gelişmesi klasik İlizarov prensiplerinin önemini ortadan kaldırmamaktadır.

- aktif enfeksiyon,
- ağır kemik kaybı,
- kötü yumuşak doku örtüsü,
- kompleks multiplanar deformite,
- pediatrik deformite,
- internal implant uygulanmasının uygun olmadığı olgular

Asıl değişimin yöntemin biyolojik temelinden çok uygulanma biçiminde olması beklenmektedir.

### 36.24. GELECEĞİN İLİZAROV KONSEPTİ

Gelecekte ekstremité rekonstrüksiyonu muhtemelen tek bir cihaz yerine çoklu teknolojinin entegrasyonuna dayanacaktır:

Bu yaklaşım klasik İlizarov’un tension-stress prensibini korurken tedavinin doğruluğunu, hızını ve hasta konforunu artırmayı hedeflemektedir [2].

## KAYNAKLAR

1. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(239):263-285.
2. Gao J, Shi W, Sun H, et al. Evolution of the Ilizarov technique: a scoping review of improvement. *Langenbecks Arch Surg.* 2026.
3. Hosny GA. Limb lengthening history, evolution, complications and current concepts. *J Orthop Traumatol.* 2020;21(1):3.
4. Conteduca J, Sessa P, Lanzetti R, et al. Accuracy, efficacy and limits of hexapod external fixators in the treatment of lower limb complex deformity. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2025;20(2):82-89.
5. Comparison of techniques utilising external fixation to motorised intramedullary nails in the treatment of lower limb discrepancy: systematic review and meta-analysis. 2026.
6. Füzy EJ, Haribhai JD, Ferreira N. Motorised intramedullary bone transport: a scoping review. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2025;20(3):153-159.
7. Mechanism failures in externally controlled motorized intramedullary lengthening nails: a systematic review. 2026.
8. Adjunctive therapies in long-bone distraction osteogenesis: clinical evidence for biophysical and biologic treatment strategies. 2026.

### 37. SONUÇ

İlizarov yöntemi, yalnızca bir eksternal fiksasyon tekniği değil; distraksiyon osteogenezi, mekanik stabilite, kademeli deformite düzeltimi ve biyolojik doku adaptasyonunu bir araya getiren kapsamlı bir ekstremite rekonstrüksiyon sistemidir. İlizarov'un tanımladığı tension-stress prensibi, kontrollü mekanik kuvvetlerin kemik ve çevre yumuşak dokularda yeni doku oluşumunu uyurabileceğini ortaya koymuş ve modern limb reconstruction cerrahisinin temelini oluşturmuştur [1,2].

- kompleks deformiteler,
- ekstremite uzunluk eşitsizlikleri,
- segmental kemik defektleri,
- aseptik ve enfekte nonunionlar,
- kronik osteomyelit,
- posttravmatik rekonstrüksiyonlar,
- pediatrik deformiteler,
- kompleks ayak ve ayak bileği patolojileri

Modern hexapod sistemler klasik İlizarov prensiplerini bilgisayar destekli üç boyutlu deformite düzeltimiyle geliştirmiştir. Taylor Spatial Frame ve benzeri sistemler angülasyon, translasyon, rotasyon ve uzunluk farkının aynı düzeltme programında yönetilmesine olanak sağlamaktadır [9,10]. Özellikle multiplanar deformitelerde bu sistemler klasik hinge tabanlı frame'lere göre daha yüksek düzeltme doğruluğu sağlayabilmektedir [9].

- doğru deformite analizi,
- uygun osteotomi,
- doğru mounting parameters,
- stabil fiksasyon,
- biyolojik iyileşmenin korunması

İlizarov tedavisinin en önemli sınırlılıkları uzun frame süresi, pin-site enfeksiyonları, eklem kontraktürleri, nörovasküler komplikasyonlar, rejenerat problemleri ve hasta konforunun azalmasıdır [11,12]. Paley'nin klasik problem-obstacle-complication sınıflaması, bu sorunların sistematik olarak değerlendirilmesinde günümüzde de kullanılmaktadır [11].

- düzenli pin-site bakımı,
- erken mobilizasyon,
- kontrollü yük verme,
- yoğun fizyoterapi,
- nörovasküler takip,
- hasta eğitimi

Sonuç olarak İlizarov yöntemi, kompleks ekstremite rekonstrüksiyonunda günümüzde de temel yöntemlerden biridir. Özellikle deformite + kemik kaybı + enfeksiyon + kısalık gibi birden fazla problemin aynı hastada bulunduğu durumlarda yöntemin sağladığı biyolojik ve mekanik esneklik benzersizdir.

İlizarov cerrahisinin başarısı kullanılan frame'in teknolojik gelişmişliğinden çok:

Bu nedenle klasik İlizarov sisteminden modern hexapod ve internal transport teknolojilerine kadar bütün güncel uygulamaların ortak temelini, İlizarov'un yaklaşık yarım yüzyıl önce ortaya koyduğu tension-stress ve kontrollü mekanik stimülasyon prensipleri oluşturmaya devam etmektedir [1,2,6].

## KAYNAKLAR

1. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(238):249-281.
2. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(239):263-285.
3. Paley D. *Principles of Deformity Correction.* Berlin: Springer-Verlag; 2002.
4. Rozbruch SR, Ilizarov S, eds. *Limb Lengthening and Reconstruction Surgery.* New York: Informa Healthcare; 2007.
5. Paley D, Maar DC. Ilizarov bone transport treatment for tibial defects. *J Orthop Trauma.* 2000;14(2):76-85.
6. Malkova TA, Borzunov DY. International recognition of the Ilizarov bone reconstruction techniques: current practice and research. *World J Orthop.* 2021;12(8):515-533.
7. Paley D, Herzenberg JE, Tetsworth K, McKie J, Bhav A. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. *Orthop Clin North Am.* 1994;25(3):425-465.
8. Metsmakers WJ, Fragomen AT, Morgenstern M, et al. Bone transport in the management of fracture-related infection: current concepts and innovations. *J Bone Jt Infect.* 2026;11:191-206.
9. Manner HM, Huebl M, Radler C, Ganger R, Petje G, Grill F. Accuracy of complex lower-limb deformity correction with external fixation: a comparison of the Taylor Spatial Frame with the Ilizarov ring fixator. *J Child Orthop.* 2007;1(1):55-61.
10. Rozbruch SR, Segal K, Ilizarov S, Fragomen AT, Ilizarov G. Does the Taylor Spatial Frame accurately correct tibial deformities? *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(5):1352-1361.
11. Paley D. Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;(250):81-104.
12. Hosny GA. Limb lengthening history, evolution, complications and current concepts. *J Orthop Traumatol.* 2020;21(1):3.
13. Iobst CA, Mohammed W, Colley R. Determining when it is safe to remove the external fixator: results from a survey of the Limb Lengthening and Reconstruction Society. *Orthopedics.* 2017;40(5).
14. Gao J, Shi W, Sun H, et al. Evolution of the Ilizarov technique: a scoping review of improvement. *Langenbecks Arch Surg.* 2026.