

**T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİRİNCİ METATARSOFA LANKS EKLEMİNİN
BİRLEŞTİRİLMESİNDE (FÜZYONUNDA) STAPLER VE AÇI
OLUŞUMLARININ DENEYSEL VE SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Gülistan DURSUN

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

TEMMUZ 2023

**T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİRİNCİ METATARSOFA LANKS EKLEMİNİN
BİRLEŞTİRİLMESİNDE (FÜZYONUNDA) STAPLER VE AÇI
OLUŞUMLARININ DENEYSEL VE SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Gülistan DURSUN

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Dr.Öğr. Üyesi Osman İYİBİLGİN

Ortak Danışman: Doç.Dr. Levent BAYAM

TEMMUZ 2023

Gülistan DURSUN tarafından hazırlanan “Birinci Metatarsofalanks Ekleminin Birleştirilmesinde (Füzyonunda) Stapler Açık Oluşumlarının Deneysel Ve Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi” adlı tez çalışması 31.07.2023 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Jüri Başkanı :	Dr.Öğr.Üyesi Osman İYİBİLGİN (Danışman)
	Sakarya Üniversitesi
Jüri Üyesi :	Doç.Dr. Levent BAYAM (Ortak Danışman)
	İstanbul Medipol Üniversitesi
Jüri Üyesi :	Doç.Dr. A. Çağatay ÇİLİNGİR
	Sakarya Üniversitesi
Jüri Üyesi :	Doç.Dr. Sedat İRİÇ
	Sakarya Üniversitesi
Jüri Üyesi :	Prof.Dr. Fehim FINDIK
	Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi



ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliğine ve Yükseköğretim Kurumları Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesine uygun olarak hazırlamış olduğum “BİRİNCİ METATARSOFALANKS EKLEMİNİN BİRLEŞTİRİLMESİNDE (FÜZYONUNDA) STAPLER VE AÇI OLUŞUMLARININ DENEYSEL VE SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ” başlıklı tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın tüm aşamalarında yukarıda belirtilen yönetmelik ve yönergeye uygun davrandığımı, tezin içerdiği yenilik ve sonuçları başka bir yerden almadığımı, tezde kullandığım eserleri usulüne göre kaynak olarak gösterdiğimi, bu tezi başka bir bilim kuruluna akademik amaç ve unvan almak amacıyla vermediğimi ve 20.04.2016 tarihli Resmi Gazete’de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince Sakarya Üniversitesi’nin abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Enstitü tarafından belirlenmiş ölçütlere uygun rapor alındığını, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun ortaya çıkması halinde doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi beyan ederim.

(...../...../20.....).

(imza)

Gülistan DURSUN



TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, her konuda bilgi ve desteğini almaktan çekinmediğim, araştırmanın planlanmasından yazılmasına kadar tüm aşamalarında yardımlarını esirgemeyen, teşvik eden, aynı titizlikte beni yönlendiren değerli danışman hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Osman İYİBİLGİN ve Doç. Dr. Levent BAYAM'a, çalışmalarım sırasında bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan Mr. Efsthios DRAMPALOS ve Arş. Gör. Engin GEPEK'e, manevi desteklerini hiçbir zaman eksik etmeyen annem Yedigâr DURSUN, babam Ali DURSUN ve nişanlım Mert GÜL'e teşekkürlerimi sunarım.

Gülistan DURSUN



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ	v
TEŞEKKÜR	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xi
SİMGELER	xiii
TABLO LİSTESİ	xv
ŞEKİL LİSTESİ	xvii
ÖZET	xxi
SUMMARY	xxv
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI	3
2.1. Kemik ve Kemik Yapıları	3
2.2. Ayak-Ayak Bileği Kemik Yapısı	4
2.2.1. Tarsal kemikler	5
2.2.2. Metatarsal kemikler	6
2.2.3. Falankslar	7
2.3. Ayak Eklemleri	7
2.3.1. Subtalar eklem	8
2.3.2. Midtarsal eklem	8
2.3.3. Tarsometatarsal eklem	8
2.3.4. İnterfalangeal eklem	8
2.3.5. Metatarsofalangeal eklem	8
2.4. Ayak Kasları	8
2.4.1. Ayağın intrinsik kasları	8
2.4.2. Ayağın ekstrinsik kasları	10
2.5. Ayak Parmağı Kırıkları	10
2.5.1. Metatars kırıkları	10
2.5.1.1. Metatars kırıklarının sınıflandırılması	12
2.5.1.2. Metatarsal kırıklarda tanı	13
2.5.1.3. Metatarsal kırıklarda tedavi	13
2.5.2. Falanks kırıkları	14
2.5.2.1. Falanks kırıklarında sınıflandırma	14
2.5.2.2. Falanks kırıklarında tanı ve tedavi	14
2.6. Ayak Parmak Deformiteleri	15
2.6.1. Hallux valgus	15
2.6.1.1. Hallux valgus deformitesinde tanı	16
2.6.1.2. Hallux valgus deformitesinde tedavi	18
2.6.2. Hallux rigidus	21
2.6.2.1. Hallux rigidus deformitesinde tanı	22
2.6.2.2. Hallux rigidus deformitesinde tedavi	23
2.7. Birinci Metatarsofalanks Eklemine Füzyonunda Kullanılan İmplantlar	24

2.7.1. Kirschner (K) telleri	25
2.7.2. Vidalar	26
2.7.3. Plaklar.....	27
2.7.4. Stapler.....	27
2.7.4.1. Nitinol (NiTi) stapler.....	28
2.7.4.2. 316L stapler.....	29
2.8. Sonlu Elemanlar Analizi.....	31
2.8.1. Sonlu elemanlar analizi tarihçesi.....	31
2.8.2. Sonlu elemanlar analizinde temel kavramlar	32
2.8.2.1. Mesh(Ağ)	32
2.8.2.2. Kuvvet	33
2.8.2.3. Stres(Gerilme)	33
2.8.2.4. Strain (gerinim/ deformasyon)	34
2.8.2.5. Young modülü (elastisite modülü).....	34
2.8.2.6. Poisson oranı	34
2.8.2.7. Von mises gerilmesi	35
2.8.2.8. Sonlu elemanlar analizinin ortopedi alanında kullanımı	35
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	37
3.1. Materyal	37
3.2. Yöntem	38
3.2.1. Kemik modeli tasarımı	38
3.2.2. Stapler modeli tasarımı	41
3.2.3. Mekanik testler.....	42
3.2.4. Arduino ile staplelerin uyguladığı kuvvetin ölçülmesi	44
3.2.5. Sonlu elemanlar analizi	51
4. ARAŞTIRMA BULGULARI.....	55
4.1. Dayanım Değerlendirilmesi.....	55
4.1.1. DFA 25° - HA 13° Kemik modelinde von mises stress değerleri.....	55
4.1.2. DFA 30° - HA 13° Kemik modelinde von mises stress değerleri.....	57
4.1.3. DFA 35° - HA 13° Kemik modelinde von mises stress değerleri.....	59
4.2. Deformasyon Değerleri	61
4.2.1. DFA 25° - HA 13° Kemik modelinde deliklerde oluşan deformasyon değerleri.....	61
4.2.2. DFA 30° - HA 13° Kemik modelinde deliklerde oluşan deformasyon değerleri.....	63
4.2.3. DFA 35° - HA 13° Kemik modelinde deliklerde oluşan deformasyon değerleri.....	65
5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR	69
5.1. Tartışma.....	69
5.2. Sonuçlar.....	70
KAYNAKLAR.....	73
EKLER.....	83
ÖZGEÇMİŞ.....	87

KISALTMALAR

A	: Alan
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
DFA	: Dorsifleksiyon Açısı
DİF	: Distal İnterfalangeal
DMAA	: Distal Metatarsal Açı
HR	: Hallux Rigidus
HV	: Hallux Valgus
HVA	: Hallux Valgus Açısı
IMA	: İntermetatarsal Açı
IPA	: Falangeal Açı
K-Telleri	: Kirschner Telleri
MR	: Manyetik Rezonans
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MTF	: Metatarsofalangeal
PİF	: Proksimal İnterfalangeal
SE	: Sonlu Elemanlar



SİMGELER

316 L	: Paslanmaz Çelik
3D	: 3 Boyut
F	: Kuvvet
m²	: Metrekare
N	: Newton
NiTi	: Nitinol
Pa	: Pascal
Ti	: Titanyum
TLX33	: Toolox33
TLX44	: Toolox44
σ	: Sigma gerilmesi



TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1. Hallux valgus açısal ve sesamoidal sublikasyon derecesine göre deformite şiddetinin değerlendirilmesi. HVA: Hallux Valgus Açısı, İMA: İntermetatarsal Açı LSS: Lateral Sesamoid Subliksasyonu [46].....	17
Tablo 2.2. Hallux valgus deformitesi genel tedavi dizini [49]......	19
Tablo 3.1. Kullanılan staplerların mekanik özellikleri [112] [113].....	43
Tablo 3.2. Stapler kombinasyonlarında elde edilen kuvvet değerleri.	51
Tablo 3.3. Kemğin mekanik özellikleri [114] [115].	51
Tablo 3.4. Geometrilere tanımlanan düğüm ve eleman sayıları.....	52



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1. Kemiğin yapısı [9].	3
Şekil 2.2. Ayak kemiklerinin planter görünümü [12].	4
Şekil 2.3. Ayak kemiklerinin dorsal görünümü [12].	5
Şekil 2.4. Proksimal falanksların bazislerinin proksimalden görünümü ve metatarsal kemiklerin bazislerinin birbirleriyle ilişkilerinin arkadan görünümü A: proksimal falanksların bazislerinin proksimalden görünümü B: metatarsal kemiklerin bazislerinin birbirleriyle ilişkilerinin arkadan görünümü [14].	6
Şekil 2.5. Ayak ve ayak bileği eklemleri [16].	7
Şekil 2.6. Ayak intrinsik kasları. Plantar intrinsik kaslar: katman 1: 1: abduktor hallusis, 2: fleksor digitorum brevis, 3: abduktor digiti minimi; katman 2: 4: quadratus plantae, 5: lumbrikaller 1-4; katman 3: 6: fleksor digiti minimi, 7a: adduktor hallusis oblik başı, 7b: adduktor hallusis transvers başı, 8: fleksor hallusis brevis; katman 4: 9: plantar-dorsal interossealler, dorsal intrinsik kaslar: 10: dorsal interossealler, 11: ekstansör digitorum Brevis [18].	10
Şekil 2.7. Kırık şekilleri [20].	11
Şekil 2.8. Hallux valgus radyografik açılar [41].	16
Şekil 2.9. Manchester skalası, A: normal, B: hafif, C: orta, D: şiddetli [43].	17
Şekil 2.10. Hallux valgus açısı ve sesamoidlerin yer değiştirmesi [47].	18
Şekil 2.11. Hallux valgus deformitesinde konservatif tedavi seçenekleri a) gece ateli, b) parmak arası makarası, c) bunion yastığı [48].	18
Şekil 2.12. İkili osteotomide kapalı kama ve buradan elde edilen kemikle açık kama uygulaması ve kapalı kama uygulaması A: ikili osteotomide kapalı kama ve buradan elde edilen kemikle açık kama uygulaması B: kapalı kama uygulaması [50].	20
Şekil 2.13. Oblik osteotomi yapılarak translasyon oluşturulması [50].	20
Şekil 2.14. Proksimal kresentrik ile angüstasyon osteotomi [50].	21
Şekil 2.15. Hattrup ve Johnson'ın hallux rigidus radyolojik sınıflandırması A: Hattrup ve Johnson'ın radyolojik sınıflandırması. B: birinci evre C: ikinci evre D: üçüncü evre [57].	22
Şekil 2.16. Çelyoktomi yöntemi ile metatars başını %25-30'unun alınması [5].	24
Şekil 2.17. K-teli ile birinci metatars-falanks ekleminin füzyonu [76].	25
Şekil 2.18. Birinci MTP ekleminin vida ile füzyonu [79].	26
Şekil 2.19. Birinci MTP ekleminin plak ile füzyonu [79].	27
Şekil 2.20. Stapler açma aparatı ile açılmış stapler ve kapalı durumdaki stapler [88].	29
Şekil 2.21. Stapler mekanizması a: kapalı stapler, b: açık stapler, c: kemiğe yerleştirilmiş stapler [87].	30
Şekil 2.22. Birinci MTP ekleminin stapler ile füzyonu [79].	31
Şekil 2.23. Mesh (ağ) oluşumunda kullanılan bazı eleman tipleri [100].	33
Şekil 2.24. Gerilme-gerinim eğrisi [103].	34

Şekil 2.25. İnsan ayak modelinin sonlu elemanlar analizi, a: ayağın 3D MR görüntüsü, b: ayağın yumuşak doku modeli, c: ayağın kemik ve bağ doku modeli, d: dengeli duruşu simüle etmek için yüklemenin SE ağından oluşturulan yüzey modeli [106].	36
Şekil 3.1. İnce film kuvvet sensörü A: RP-C7.6-ST ince film sensörü B: 1 adet RP-C18.3-LT ince film kuvvet sensörü [108-109].	37
Şekil 3.2. Kullanılan stapler çeşitleri A: TLX33 stapler, B: TLX44 stapler, C: NiTi stapler.	38
Şekil 3.3. Tasarlanan kemik modelleri A: DFA 25°-HA 13°, B: DFA 30°-HA 13°, C: DFA 35°-HA 13°.	39
Şekil 3.4. Zaxe marka 3D yazıcı.	40
Şekil 3.5. XDesktop uygulamasında kemik modellerinin iç yapısının görünümü.	40
Şekil 3.6. 3D yazıcıda üretilen kemik modellerinin iç yapısı.	41
Şekil 3.7. Kemik modellerinde stapler yerleşim açıları A: 0° tek stapler kombinasyonu B: 0°- 30° iki stapler kombinasyonu, C: 0°- 60° iki stapler kombinasyonu D: 0°- 90° iki stapler kombinasyonu.	41
Şekil 3.8. Düz köprü stapler A: ön görünüm, B: üst görünüm C: sağ görünüm.	42
Şekil 3.9. Açık Köprü Stapler A: ön görünüm B: üst görünüm C: sağ görünüm.	42
Şekil 3.10. Zwick markanın Role Z050 model çekme test cihazı.	43
Şekil 3.11. Çekme testi yardımcı parçaları.	44
Şekil 3.12. Kullanılan Staplerların kuvvet- yer değiştirme grafiği.	44
Şekil 3.13. Kuvvet ölçüm cihaz kutusu.	45
Şekil 3.14. Stapler kalibrasyon düzeneği.	45
Şekil 3.15. Kuvvet sensörü kalibrasyon değerleri 1 ve 2:300 g ağırlık ve kalibrasyon değeri, 3 ve 4: 500 g ağırlık ve kalibrasyon değeri, 5 ve 6: 1000 g ağırlık ve kalibrasyon değeri.	46
Şekil 3.16. Stapler deney düzeneği A: solidWorks montajı B: deney düzeneği gerçek montajı.	47
Şekil 3.17. Staplertan ölçüm alınan bölgeler 1:açık stapler 2: kapalı stapler.	48
Şekil 3.18. NiTi stapler sıcaklığa bağlı kuvvet değişim grafiği.	48
Şekil 3.19. 25°C'de sıcaklığa bağlı stapler kuvvet değişim grafiği.	49
Şekil 3.20. 37°C'de sıcaklığa bağlı stapler kuvvet değişim grafiği.	49
Şekil 3.21. TLX44 staplerların 0°-30° kombinasyonunda eklem birleşim noktasından ölçülen kuvvet değeri.	50
Şekil 3.22. Ansys Workbench ara yüzü.	51
Şekil 3.23. DFA 25°- HA 13° kemik modelinde MTP eklem yüzeyindeki maksimum Von Mises Stress değerleri a: NiTi stapler 0°, b: TLX33 stapler 0°, c: TLX44 stapler 0°, d: NiTi stapler 0°-30°, e:TLX33 stapler 0°-30°, f: TLX44 stapler 0°-30°, g:NiTi stapler 0°-60°, h: TLX33 stapler 0°-60°, ı: TLX44 stapler 0°-60°, i: NiTi stapler 0°-90°, j:TLX33 stapler 0°-90°, k: TLX44 stapler 0°-90°.	56
Şekil 3.24. DFA 25°-HA 13° kemik modelinde stapler yerleşim açısına bağlı maksimum gerilme grafiği.	57
Şekil 3.25. DFA 30°- HA 13° kemik modelinde MTP eklem yüzeyindeki maksimum Von Mises Stress değerleri a: NiTi stapler 0°, b: TLX33 stapler 0°, c: TLX44 stapler 0°, d: NiTi stapler 0°-30°, e:TLX33 stapler 0°-30°, f: TLX44 stapler 0°-30°, g:NiTi stapler 0°-60°, h: TLX33 stapler 0°-60°, ı: TLX44 stapler 0°-60°, i: NiTi stapler 0°-90°, j:TLX33 stapler 0°-90°, k: TLX44 stapler 0°-90°.	58

Şekil 3.26. DFA 30°- HA 13° kemik modelinde stapler yerleşim açısına bağlı maksimum gerilme grafiği.	59
Şekil 3.27. DFA 35°- HA 13° kemik modelinde MTP eklem yüzeyindeki maksimum Von Mises Stress değerleri a: NiTi stapler 0°, b: TLX33 stapler 0°, c: TLX44 stapler 0°, d: NiTi stapler 0°-30°, e:TLX33 stapler 0°-30°, f: TLX44 stapler 0°-30°, g:NiTi stapler 0°-60°, h: TLX33 stapler 0°-60°, ı: TLX44 stapler 0°-60°, i: NiTi stapler 0°-90°, j:TLX33 stapler 0°-90°, k: TLX44 stapler 0°-90°.....	60
Şekil 3.28. DFA 35°- HA 13° kemik modelinde stapler yerleşim açısına bağlı maksimum gerilme grafiği.	61
Şekil 3.29. DFA 25°- HA 13° kemik modelinde deliklerdeki deformasyon değerleri a: NiTi staple 0°, b: TLX33 staple 0°, c: TLX44 staple 0°, d: NiTi staple 0°-30°, e:TLX33 staple 0°-30°, f: TLX44 staple 0°-30°, g:NiTi staple 0°-60°, h: TLX33 staple 0°-60°, ı: TLX44 staple 0°-60°, i: NiTi staple 0°-90°, j:TLX33 staple 0°-90°, k: TLX44 staple 0°-90°.....	62
Şekil 3.30. DFA 25°- HA 13° kemik modelinde stapler yerleşim açısına bağlı deliklerdeki maksimum deformasyon grafiği.....	63
Şekil 3.31. DFA 30°- HA 13° kemik modelinde deliklerdeki deformasyon değerleri a: NiTi staple 0°, b: TLX33 staple 0°, c: TLX44 staple 0°, d: NiTi staple 0°-30°, e:TLX33 staple 0°-30°, f: TLX44 staple 0°-30°, g:NiTi staple 0°-60°, h: TLX33 staple 0°-60°, ı: TLX44 staple 0°-60°, i: NiTi staple 0°-90°, j:TLX33 staple 0°-90°, k: TLX44 staple 0°-90°.....	64
Şekil 3.32. DFA 30°- HA 13° kemik modelinde stapler yerleşim açısına bağlı deliklerdeki maksimum deformasyon grafiği.....	65
Şekil 3.33. DFA 35°- HA 13° kemik modelinde deliklerdeki deformasyon değerleri a: NiTi staple 0°, b: TLX33 staple 0°, c: TLX44 staple 0°, d: NiTi staple 0°-30°, e:TLX33 staple 0°-30°, f: TLX44 staple 0°-30°, g:NiTi staple 0°-60°, h: TLX33 staple 0°-60°, ı: TLX44 staple 0°-60°, i: NiTi staple 0°-90°, j:TLX33 staple 0°-90°, k: TLX44 staple 0°-90°.....	66
Şekil 3.34. DFA 35°- HA 13° kemik modelinde stapler yerleşim açısına bağlı deliklerdeki maksimum deformasyon grafiği.....	67



BİRİNCİ METATARSOFAFANKS EKLEMİNİN BİRLEŞTİRİLMESİNDE (FÜZYONUNDA) STAPLER VE AÇI OLUŞUMLARININ DENEYSSEL VE SONLU ELEMANKLAR YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ

ÖZET

Hallux rigidus, birinci metatarsofalanks (MTP) eklemünde görülen dejeneratif bir hastalıktır. Hareket esnasında ağrı ve hareket kısıtlılığı şeklinde kendini göstermektedir. Ayakta en sık rastlanılan ikinci patolojik durum olarak bilinmektedir. Kadınlarda daha sık rastlanılan bir hastalık olmakla birlikte, 50 yaş ve üstü insanların % 2-2,5'inde görülmektedir. Hastalığın kesin sebebi bilinmemekle birlikte, hastaların çoğunluğunda, pozitif aile geçmişi olduğu görülmektedir. Hallux rigidus 4 evreye ayrılmaktadır. İlk evrelerde semptomlar fazla olmamasına karşın, son evrelerde ağrı ve hareket kısıtlılığı artmaktadır. Hallux rigidus rahatsızlığında birkaç farklı tedavi yöntemi bulunmaktadır. Hastaneye başvuran hastalarda tedavi yöntemini, hastalığın evresi belirlemektedir. Hastalığın tanısında uygulanan palpasyonla osteofitler hissedilebilmekte ve dorsal eklemdede hassasiyet bulunmaktadır. Hasta yere basar pozisyondayken, ayağın ön-arka, oblik ve yan grafilerine bakılarak hastalığın evresi tespit edilmektedir. Oblik grafide metatarsal kemikte düzleşme ve genişleme ve ön-arka, yan grafide metatarsal kemiğin düzleşmesi ve genişlemesi sonucu eklem aralığında azalma görülebilmektedir. Yandan bakıldığında metatarsal kemiğin başı ve proksimal falanksın tabanında osteofitlere rastlanabilmektedir. Hallux rigidus deformasyonunda iki tür tedavi yöntemi bulunmaktadır. İlk evrelerde hastalığın ilerlemesini durdurmak ve ağrıyı azaltmak amacıyla konservatif tedavi yöntemi önerilmektedir. Konservatif tedavide ortezer, aktivite modifikasyonları, analjezikler ve kortikosteroidler hastanın klinik evresine göre tercih edilebilmektedir. Konservatif tedavinin cevap vermediği veya ileri evre hallux rigidus rahatsızlıklarında ise cerrahi tedavi yöntemleri önerilmektedir. Cerrahi tedavi yöntemlerinde öncelikli amaç, ağrıyı azaltmak ve hastaya konforlu bir yürüme sağlamaktır. Bu uygulama estetik amaçlı olarak tercih edilmemektedir. Cerrahi tedavide cheilektomi, rezeksiyon artroplastisi, implant artroplastisi ve artrodez gibi birçok cerrahi tedavi yöntemi mevcuttur. Birinci MTP eklemi füzyonu (yani artrodez) sık kullanılan cerrahi yöntemler arasındadır. Bu yöntem, başparmak fonksiyonu kaybı ve kaynamama gibi nedenlerden dolayı genellikle, ileri evrelerde tercih edilmektedir. Birinci MTP eklemi füzyonunda implant olarak kirschner telleri (K- telleri), staplerler, plaklar ve vidalar tercih edilmektedir. Staplerlerin, boyutlarının küçük olması, diğer implantlara oranla uygulamasının kolay olması ve düşük yoğunluktaki kemiklerde kullanılabilme imkanına sahip olması gibi avantajları bulunmaktadır. Staplerler, son yıllarda birinci MTP eklemi füzyonunda sıklıkla tercih edilen bir yöntem haline gelmeye başlamıştır.

Bu çalışmada, sonlu elemanlar yöntemi ile hallux rigidus rahatsızlığında birinci metatarsal ve proksimal falanks kemiklerinin füzyonunda, stapler kullanımı deneysel ve nümerik yöntemlerle incelenmiştir. Bu amaçla uygulamada, tek stapler ve iki stapler birlikte kullanılması durumları ve staplerlerin yerleştirme açılarının etkileri araştırılmıştır. Tek stapler kullanılması durumunda stapler, dorsal eksende, ikili stapler kullanım durumundaki kombinasyonlarda ise birinci staplere 30°, 60° ve 90° açı yapacak şekilde farklı kombinasyonlarda yerleştirilmiştir. Deneysel çalışmada, üç farklı malzemeden üretilmiş olan staplerler test edilmiştir. Bunlar süper elastik

özellikte ve şekil hafızalı malzemeden üretilmiş olan NiTi stapler ve paslanmaz çelikten üretilmiş TLX33 ve TLX44 stapler'leridir.

Deneyisel çalışmada, staplerlerin kemikleri bir arada tutmak için dairesel kanal içerisine uyguladığı kuvveti ölçmek amacıyla bir kuvvet ölçüm cihazı ve staplerlerin kemik yerleşiminde kemiğe uyguladığı kuvveti belirlemek amacıyla bir deney düzeneği tasarlanmıştır. Bir çenesi sabit diğer çenesi hareketli olan deney düzeneği, staplerlerin bacaklarını açık hale (paralel hale) getirerek kuvvet sensörü yardımı ile kanal içerisinde 3 farklı bölgede oluşan kuvvet değerlerini ölçülmek amacıyla kullanılmıştır. Sıcaklığa duyarlı olan ve şekil hafızalı malzemeden üretilmiş olan NiTi staplerin uyguladığı sıkıştırma kuvvetini belirlemek amacıyla, oda sıcaklığında (25°C) ve vücut sıcaklığında (37°C) kuvvet ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Oda sıcaklığında ölçüm alındığında, en fazla sıkıştırma kuvveti TLX44 staplerde ölçülürken en az sıkıştırma kuvveti NiTi staplerde ölçülmüştür. Ortam sıcaklığı vücut sıcaklığına (37°C) getirildiğinde en fazla sıkıştırma kuvveti NiTi staplerde oluşurken en düşük sıkıştırma kuvveti TLX33 staplerde görülmüştür. Süper elastik özelliğe sahip olan NiTi staplerde sıcaklığın artması ile kanal içerisine uygulanan kuvvetin arttığı görülmüştür. TLX33 ve TLX44 staplerlerin sıcaklığa bağlı sıkıştırma kuvvetinde herhangi bir değişiklik görülmemiştir.

Kemik modelleri tasarlanırken literatür verileri dikkate alınarak, birinci metatarsal kemik ve proksimal falanks kemik uzunlukları sırası ile 60 mm ve 35 mm, kalınlıkları ise 10 mm olarak belirlenmiştir. Tek stapler kullanımı ve ikili stapler kombinasyonlarında stapler yerleşim mesafeleri belirlenirken, dorsal eksene 0° ile yerleştirilen staplerler birinci metatarsal kemiği ve proksimal falanks kemiğinden eklem birleşim noktasına olan uzaklıkları 10 mm olacak şekilde tasarlanmıştır. İkili stapler kombinasyonlarında stapler yerleşim mesafeleri belirlenirken 30°, 60° ve 90° stapler yerleştirme açıları, proksimal falanks kemiğinden eklem birleşim noktasına 7 mm uzaklıkta ve metatarsal kemikten eklem birleşim noktasına 13 mm uzaklıkta olacak şekilde tasarlanmıştır.

Ayrıca, kemik modelleri oluşturulurken anatomik açılanmaya uygun olsun diye metatarsal kemik ile proksimal falanks kemik arasındaki hallux açısı (HA), 13° ve dorsifleksiyon açısı (DFA), 25°, 30° ve 35° olacak şekilde 3 farklı kemik modeli oluşturulmuştur. Bu 3 farklı kemik modeli kendi içinde stapler yerleşim açısına göre dorsal eksende 0° tek stapler kombinasyonu ve dorsal eksene 30°, 60° ve 90° açı yapacak şekilde iki stapler yerleşim kombinasyonu olmak üzere 4 farklı şekilde tasarlanmıştır. Toplamda 12 farklı kemik modeli tasarlanmış ve stapler yerleşim kombinasyonlarının mekanik dayanıma etkileri incelenmiştir.

Kemik modelleri, FDM tipi 3D yazıcıda PLA malzeme kullanılarak % 20 doluluk oranında üretilmiştir. Dolgu deseni olarak kemik iç yapısına benzerliğinden dolayı Gyroid deseni seçilmiştir. Farklı stapler yerleştirme açıları öngörülerek üretilen kemik modelleri, laboratuvar ortamında test edilmiş ve tasarlanan kemik modellerinin sonlu elemanlar yöntemi ile analizi (ANSYS Workbench yazılımında) yapılmıştır. Kemiklerin Young Modulu (E) 20000 Mpa ve Poisson oranı 0,3 olarak tanımlanmıştır.

Gerçek durumda stapler ayakları boyunca değişken bir kuvvet etki etmektedir. En büyük kuvvet staplerin ayaklarının uç noktasında etki etmektedir. Analizlerde de bu gerçek durumu simüle edebilmek için stapler ayaklarına doğrusal olarak değişecek şekilde kuvvet tanımlanmıştır.

Yapılan testler ve analizler sonucunda en yüksek sıkıştırma kuvveti NiTi staplerde ölçülmüştür. İkili stapler kombinasyonlarının tekli staplere göre daha yüksek

sıkıştırma kuvveti uyguladığı görülmüştür. İkili stapler kombinasyonlarında en yüksek sıkıştırma kuvveti 0°-30° stapler kombinasyonunda, en düşük sıkıştırma kuvveti ise 0°-90° stapler kombinasyonunda görülmüştür. Sonuç olarak, stapler yerleşim açılarının azalması durumunda deformasyonun arttığı tespit edilmiştir. Fakat, çalışmada kullanılan en düşük stapler kombinasyon açıları 0°-30°'dir ve bu kombinasyonun kemik yapısına zarar verecek büyüklükte olmadığı görülmüştür. Stapler yerleşim açıları arttıkça maksimum gerilmenin ve buna bağlı olarak sıkıştırma kuvvetinin azaldığı tespit edilmiştir. Stapler yerleşim açılarının azalması durumunda ise, gerilmenin arttığı ve buna bağlı olarak birleştirme bölgesinde oluşan sıkıştırma kuvvetinin arttırdığı ve daha fazla sabitleme sağladığı sonucuna varılmıştır.





EXPERIMENTAL AND FINITE ELEMENT METHOD INVESTIGATION OF STAPLER AND ANGLE FORMATIONS IN JOINING (FUSION) OF THE FIRST METATARSOPHALANGX JOINT

SUMMARY

Hallux rigidus is a degenerative disease of the first metatarsophalanx (MTP) joint. It manifests itself in the form of pain and movement restrictions. It is the second most common pathological condition in the foot. It is more common in women, it is seen in 2-2.5 % of people aged 50 and over. Although the exact cause of the disease is unknown, the majority of patients appear to have a positive family history. Hallux rigidus is divided into 4 stages. The symptoms are not excessive in the first stages, pain and limitation of movement increase in the final stages. There are several different treatment methods for hallux rigidus. The treatment method in patients admitted to the hospital is determined by the stage of the disease. On palpation in the diagnosis of the disease, osteophytes are frequently and there is tenderness in the dorsal joint. Determination is made by looking at the anteroposterior, oblique and lateral radiographs of the foot while the patient is in the grounded position. Flattening and enlargement of the metatarsal bone on oblique X-ray and a decrease in joint space can be seen as a result of flattening and enlargement of the metatarsal bone on anteroposterior and lateral X-ray. When viewed from the side, osteophytes can be observed at the head of the metatarsal bone and at the base of the proximal phalanx. There are two types of treatment methods for hallux rigidus deformation. In the initial stages, conservative treatment is recommended in order to stop the progression of the disease and reduce pain. In conservative treatment, orthoses, activity modifications, analgesics and corticosteroids can be preferred according to the pathological condition of the patient. Surgical treatment methods are recommended in cases where conservative treatment does not respond or in advanced stages of hallux rigidus. The primary aim of surgical treatment methods is to reduce pain and provide a comfortable walking for the patient. This option is not preferred for aesthetic purposes. In surgical treatment, there are many surgical treatment methods such as cheilectomy, resection arthroplasty, implant arthroplasty and arthrodesis. First MTP joint fusion is among the frequently used surgical methods. This method is generally preferred in advanced stages due to reasons such as loss of the joint function and nonunion. Kirschner wires (K-wires), stapler, plates and screws are preferred as implants in the first MTP joint fusion. Stapler have advantages such as being small in size, easy to apply compared to other implants, and being able to be used in osteoporotic bones. Stapler have become a frequently preferred method in first MTP joint fusion in recent years.

In this study, the use of stapler in the fusion of the first metatarsal and proximal phalanx bones in hallux rigidus with the finite element method was investigated by experimental and numerical methods. For this purpose, the use of single stapler and two stapler together and the effects of the placement angles of the stapler were investigated. In the case of single stapler, the stapler were placed at an angle of 0° on the dorsal axis. In combinations where double stapler are used, the first stapler are placed at an angle of 0° on the dorsal axis, while the second stapler are placed in different combinations at an angle of 30° , 60° and 90° to the first staple. Stapler made of three different materials were tested in the experimental study. These are NiTi

stapler made of super elastic and shape memory material, and TLX33 and TLX44 stapler made of stainless steel.

In the experimental study, a force measuring device was designed to measure the force applied by the stapler into the circular canal to hold the bones together, and an experimental setup was designed to determine the force applied by the stapler to the bone in bone placement. The experimental setup, with one fixed jaw and movable jaw, was used to measure the force values formed in 3 different regions in the canal with the help of a force sensor by making the legs of the stapler open (parallel). Force measurements were carried out at room temperature (25°C) and body temperature (37°C) in order to determine the clamping force applied by the temperature-sensitive NiTi stapler made of shape memory material. When measuring at room temperature, the highest compression force was measured in TLX44 stapler, while the least compression force was measured in NiTi stapler. When the ambient temperature is brought to body temperature (37°C), the highest compression force was observed in NiTi stapler, while the lowest compression force was observed in TLX33 stapler. It has been observed that the force applied into the canal increases with the increase in temperature in NiTi stapler, which have super-elastic properties. There was no change in the temperature-dependent clamping force of TLX33 and TLX44 stapler.

In the literature while designing the bone models, the first metatarsal bone and proximal phalanx bone lengths were determined as 60 mm and 35 mm, respectively, and their thickness was 10 mm. Staple placement distances are determined in single staple use and dual staple combinations, while stapler placed at 0° to the dorsal axis are designed to be 10 mm from the first metatarsal bone and proximal phalanx bone to the joint junction. When determining staple placement distances in double staple combinations, it is designed at 30°, 60° and 90° staple placement angles, 7 mm from the proximal phalanx bone to the joint junction and 13 mm from the metatarsal bone to the joint junction.

In addition, while creating bone models, 3 different bone models were created as hallux angle (HA), 13° and dorsiflexion angle (DFA), 25°, 30° and 35° between metatarsal bone and proximal phalanx bone. These 3 different bone models are designed in 4 different ways, as 0° single staple combination on the dorsal axis and two staple placement combinations at 30°, 60° and 90° angles to the dorsal axis, according to the staple placement angle. A total of 12 different bone models were designed and the effects of staple placement combinations on mechanical strength were investigated.

Bone models were produced in FDM type 3D printer using PLA material at 20% occupancy rate. Gyroid pattern was chosen as the filling pattern due to its similarity to the bone internal structure. Bone models produced by predicting different stapler placement angles were tested in the laboratory environment and the designed bone models were analyzed using the finite element method (in ANSYS Workbench software). The Young's Modulus (E) of the bones was defined as 20000 Mpa and the Poisson's ratio was 0.3.

In reality, a variable force acts along the stapler feet. The greatest force acts on the tip of the feet of the stapler. In order to simulate this real situation in the analyzes, the force was defined to change linearly to the stapler feet.

As a result of the tests and analyzes, the highest clamping force was measured in NiTi stapler. It has been observed that double staple combinations exert higher clamping force than single stapler. In double staple combinations, the highest clamping force

was seen in the 0° - 30° staple combination, while the lowest compression force was seen in the 0° - 90° staple combination. However, more even distribution seen 0 - 90 degrees staple combination. As a result, it was determined that the deformation increased when the stapler placement angles decreased. However, the lowest staple combination angles used in the study were 0° - 30° and it was seen that this combination was not large enough to damage the bone structure. It was determined that the maximum stress and, accordingly, the compression force decreased as the stapler placement angles increased. It was concluded that in case of decrease in staple placement angles, the tension increases and accordingly the compression force in the joint area increases and provides more fixation.





1. GİRİŞ

İnsan ayağına etki eden kuvvet vücut ağırlığının yaklaşık %25'i mertebelerindedir. Ayak başparmağına gelen yük ise diğer parmaklara oranla toplamın iki katından fazladır. Duruş esnasında ön ayaktaki ağırlığın 1/3 'ünü birinci metatarsofalanks (MTF) eklemi karşılamaktadır. Ayakta oluşan herhangi bir kemik rahatsızlığı sonucu bu denge bozulabilmektedir. Bu nedenle oluşan rahatsızlık kısa sürede tespit edilip tedavi edilmelidir [1-2].

Hallux rigidus (HR) birinci MTF eklemine dejenere olması sonucunda eklem hareketi sırasında ağrı ve hareket kısıtlamasına neden olan hastalıktır [3]. HR hastalığında birçok tedavi yöntemi bulunmaktadır. Hastalığın ilk evrelerinde konservatif tedavi önerilirken ileri evre HR'larda cerrahi tedavi önerilmektedir [4]. İleri evre HR deformasyonlarında artrodez kullanılmaktadır. Bu cerrahi yöntemde MTF eklemine oluşan osteofitler temizlenmekte ve artiküler yüzeydeki kıkırdak tamamen çıkarılmaktadır [5]. İşlem sonrasında birinci MTF eklemi füzyonunda K-teli, plak, vida veya stapler kullanılarak sabitleme yapılmaktadır [6-7].

Bu çalışmada ilk olarak farklı konfigürasyonlarda 3 farklı malzemeden üretilmiş stapler yapılarının kemiğe uyguladığı kuvvet belirlemek amacıyla, yüke bağlı olarak değişen hasar ve deformasyon durumunu incelemek için çekme test cihazı kullanılarak ölçümler yapılmıştır. Birinci MTF eklemine birleştirilmesinde kullanılacak olan ayak başparmağının laboratuvar ortamında test edilmesi ve sonlu elemanlar yöntemi ile analizi (SE) için CAD model tasarımları yapılmıştır. Çalışmada kullanılan kemik modelleri ve stapler açısı değerleri aşağıda verilmiştir;

Modeller, HA 13° ve DFA 25°, 30° ve 35° olarak belirlenmiştir ve 0° dorsal eksende 1. Stapler, dorsal eksene 30°, 60° ve 90°'lik açı yapacak şekilde 2. stapler yerleştirilmiştir.

Staplerlerin kemiklerin birleşme noktasındaki uyguladıkları basınç kuvvetini ölçmek için arduino test düzeneği oluşturulmuş ve eklem birleşim yüzeyinde 3 farklı noktadan kuvvet değerleri ölçülmüştür. Oluşturulan CAD modellerinin 3D yazıcıda PLA ile üretimi yapıp laboratuvar testleri gerçekleştirilmiştir. Daha sonra CAD modellerin

SE yöntemi kullanılarak birinci MTP ekleminde oluşan gerilmeler ve kemiğe stapler yerleşimi için açılan deliklerde oluşan deformasyonların incelenmesi amacıyla analizler gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak, Kemikleri bir arada tutmak amacıyla açılan deliklerde oluşan deformasyonlar ve gerilmeler hem SE yöntemi ile ve hem de deneysel olarak tespit edilmiş ve yorumlanmıştır.

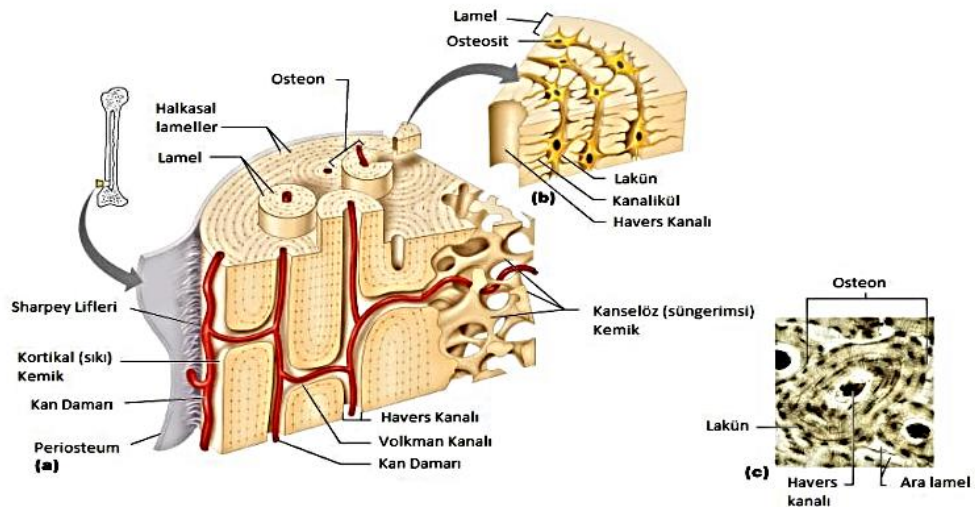


2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Kemik ve Kemik Yapıları

Vücuttaki en sert dokulardan biri olan kemik dokusu iskelet sistemini oluşturmakta ve kaslar yardımı ile hareket sistemini desteklemektedir. Sert yapısından dolayı hayati organları koruma ve vücudun yükünü taşıma özelliğine de sahiptir.

Kemik dokusu histolojik olarak süngerimsi (kalselöz) kemik ve kortikal kemik olarak 2 gruba ayrılmaktadır. Kortikal kemik kemiğin dış kısmını saran katmandır. Bu yapı ince fibrillerin bir araya gelmesiyle oluşan ve mekanik destek sağlayan kemik tipidir. Sert kemik olarak da bilinen bu kemik tüm kemik kütlesinin %80'ini oluşturur. Süngerimsi kemik ise kortikal kemiğe göre daha boşluklu bir yapıya sahiptir. Bu boşluklar kemik iliği ile doludur. Gelişim sürecinde ilk olarak süngerimsi kemik oluşmaktadır. Daha sonra bu süngerimsi kemiğin dış kısmını kortikal kemik kaplamaktadır. Süngerimsi kemik %50-90 gözenekli bir yapıya sahiptir. Uzun ve kısa kemiklerin epifiz ve metafiz bölgesinde yer alırken yassı kemiklerin iç kısmında yer almaktadır. Şekil 2.1'de kemiğin anatomik-mikroskopik yapısı gösterilmiştir [8-9].

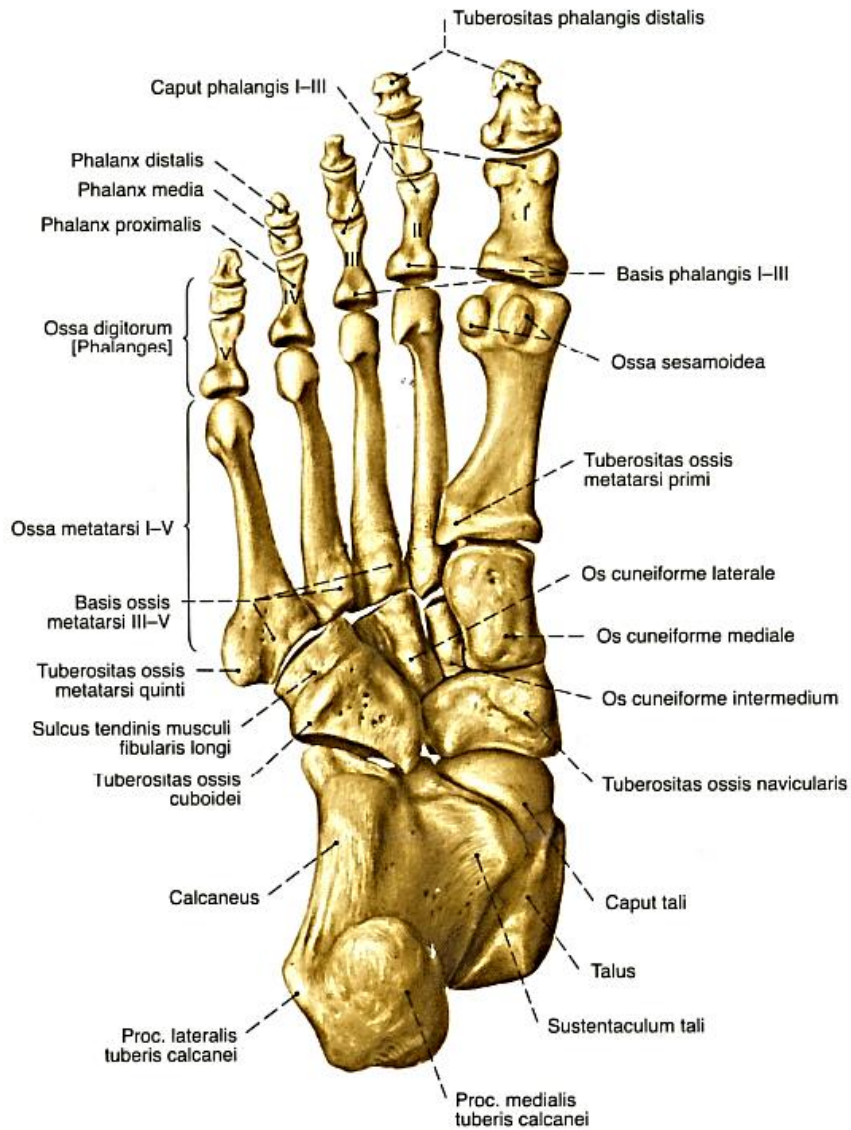


Şekil 2.1. Kemiğin yapısı [9].

2.2. Ayak-Ayak Bileği Kemik Yapısı

Ayaklar vücudun ağırlığını taşıyan, yürümek ve hareket etmek için kullanılan bir uzuvdur. İnsan ayağı 33 adet eklem ve 26 adet kemikten oluşmaktadır [10].

Ayak kemikleri falanksılar, metatarsallar ve tarsallar olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır. Bu kemikler 7 adet tarsal kemik, 5 adet metatarsal kemik ve 14 adet falankstan oluşmaktadır [11]. Şekil 2.2’de ayak kemiklerinin planter görünümü verilmiştir [12]. Şekil 2.3’te ise ayak kemiklerinin dorsal görünümü detaylı bir şekilde gösterilmektedir [12].



Şekil 2.2. Ayak kemiklerinin planter görünümü [12].



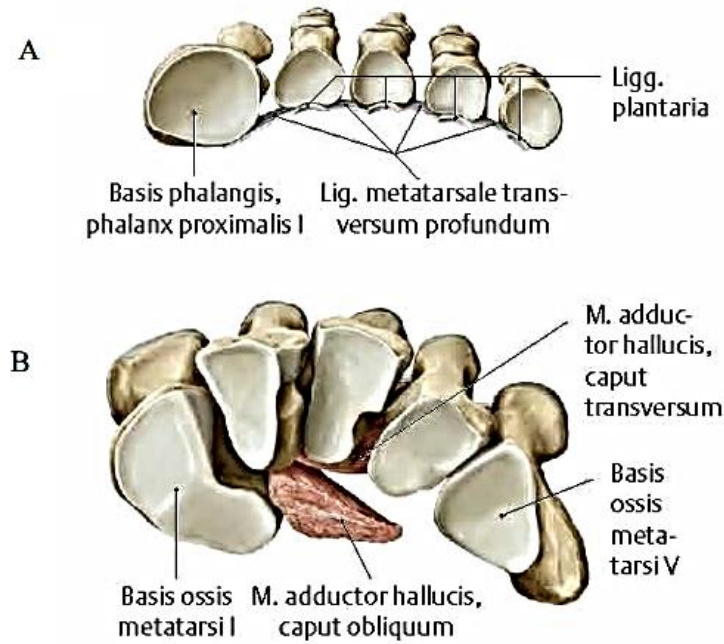
Şekil 2.3. Ayak kemiklerinin dorsal görünümü [12].

2.2.1. Tarsal kemikler

Tarsal kemikler ayağın proksimal bölgesinde bulunmaktadır ve 7 adet kısa kemikten oluşmaktadır. Bu kemikler proksimal grupta iki adet büyük kemik olan talus ve kalkaneus, distal grupta dış yandan iç yana doğru kuboid kemik ve kuneiform kemikler ve bu iki grup arasında ayağın iç yan tarafında bulunan navikula kemiğinden oluşmaktadır [12-14].

2.2.2. Metatarsal kemikler

Ayakta 5 adet metatarsal kemik bulunmaktadır. Bu kemikler ayağın içinden dışına doğru I'den başlayarak V'e kadar numaralandırılmaktadır. I. metatarsal kemik ayak başparmağına aittir ve metatarsal kemikler arasında en kısa ve en kalın olan kemiktir. Metatarsal kemikler arasında klinik ve cerrahi olarak en önemli kemik I. metatarsal kemiktir. I. metatarsal kemiğin diğer kemiklerden farklı olarak epifizi proksimalde bulunmaktadır. Diğer metatarsal kemiklerin epifizi distalde bulunmaktadır. II. metatarsal kemik ayak metatarsal kemikleri arasındaki en uzun kemiktir. V. metatarsal kemik ise bu kemikler arasında en küçük ve en ince olan kemiktir. Metatarsal kemiklerde distal kısımda bir kaput ve proksimal kısımda bir bazis yer almaktadır. Distalde bulunan kaput kısmı her metatarsala ait proksimal falans ile eklemleşmektedir. Bazis kısmı ise bir ya da birden fazla proksimal bölgedeki tarsal kemikler ile eklemleşmektedir [12-14]. Şekil 2.4'te proksimal falanksların bazislerinin proksimalden görünümü ve metatarsal kemiklerin bazislerinin arkadan görünümü detaylı bir şekilde verilmiştir [14].



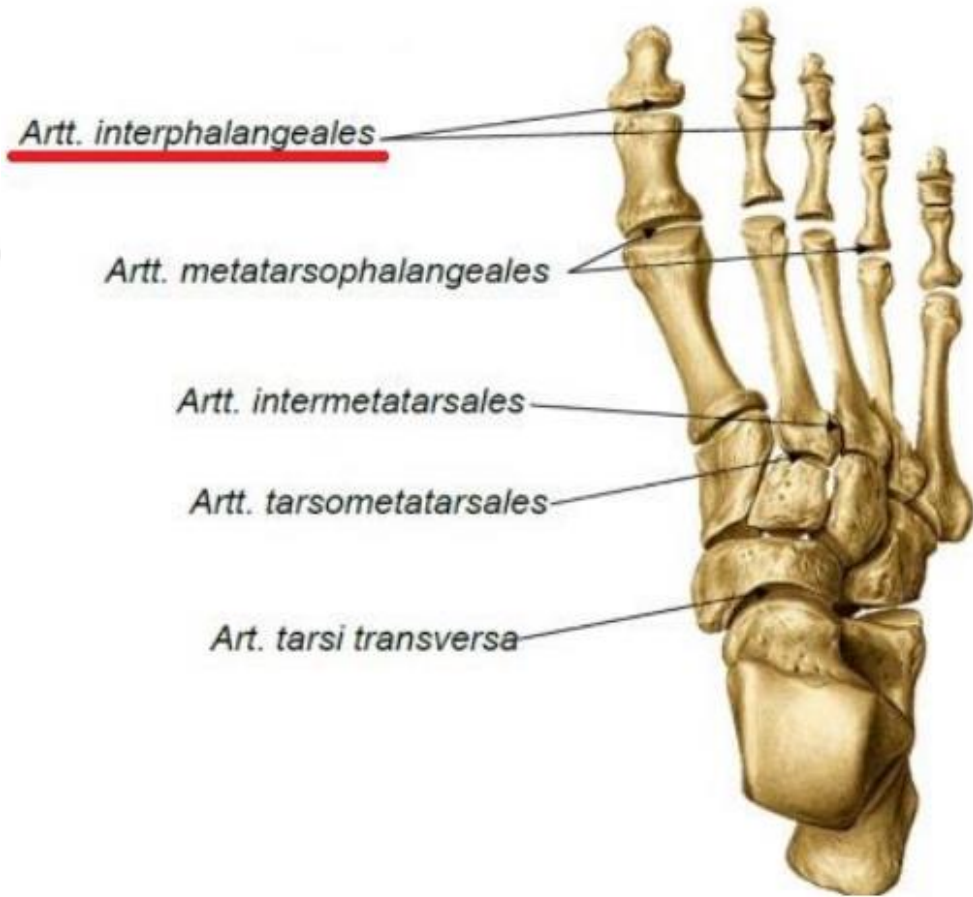
Şekil 2.4. Proksimal falanksların bazislerinin proksimalden görünümü ve metatarsal kemiklerin bazislerinin birbirleriyle ilişkilerinin arkadan görünümü A: proksimal falanksların bazislerinin proksimalden görünümü B: metatarsal kemiklerin bazislerinin birbirleriyle ilişkilerinin arkadan görünümü [14].

2.2.3. Falankslar

Ayak parmak kemikleri olan falankslar; başparmakta iki adet(proksimal, distal), diğer dört parmakta üç adet (proksimal, medial, distal) olmak üzere toplamda 14 adet kemikten oluşmaktadır. Tüm falankslarda bir adet bazis, bir adet kaput bulunmaktadır. Her bir falanksın bazis kısmı ile ilgili metatarsal kemiğin kaput kısmı eklemlenmektedir. Distal falanksların kaput kısmı eklem oluşturmaya müsait bir yapıya sahip değildir [12-14].

2.3. Ayak Eklemleri

Ayak eklemleri ayakta bulunan ve üç gruba ayrılan tarsal kemikler, metatarsal kemikler ve falankslar arasında bulunan yapılardır [15]. Şekil 2.5'te ayak ve ayak bileği eklemleri verilmiştir [16].



Şekil 2.5. Ayak ve ayak bileği eklemleri [16].

2.3.1. Subtalar eklem

Bu eklem, kalkaneus ve talus kemiklerinin oluşturduğu oblik eksenli eklemdir. Ön ayağın hareketliliği subtalar eklemin eksenli sayesinde sağlanır. Subtalar eklemler arka ayaktan orta ayağa yük aktarımını sağlar ve inversiyon/ eversiyon hareketlerini gerçekleştirmeye yardımcı olur.

2.3.2. Midtarsal eklem

Midtarsal eklemler talus ile navikula ve kalkaneus ile kuboid kemikler arasında yer alan yapıdır. İki eksenli hareketi sağlayan bu eklemin asıl görevi yürüme sırasında arka ayağın yer ile teması kesildiğinde ön ayağın yerle temasını sağlamaktır.

2.3.3. Tarsometatarsal eklem

Metatarsal kemiklerin kuneiform kemikler ve kuboid kemikler arasındaki eklemlerdir.

2.3.4. İnterfalangeal eklem

İnterfalangeal eklem proksimal ve distal falanks kemikleri arasındaki yapıdır. Bu eklem ile fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri gerçekleşir [17].

2.3.5. Metatarsofalangeal eklem

Metatarsofalangeal eklem metatarsal kemikler ile proksimal falanksler arasındaki yapıdır. İki eksenli hareketi sağlayan bu eklem ile fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri yapılabilmektedir. Fleksiyon hareketi esnasında küçük miktarda adduksiyon, ekstansiyon hareketi esnasında az da olsa abduksiyon hareketleri görülür. MTF eklemleri arasında en önemli eklem ayak başparmağına ait olan birinci MTF eklemdir. Duruş esnasında ön ayakta ağırlığın 1/3 'ünü birinci MTF eklemi karşılamaktadır. Ayak başparmağına gelen yük diğer parmaklara oranla toplamın iki katından fazladır[2].

2.4. Ayak Kasları

2.4.1. Ayağın intrinsik kasları

Ayağın intrinsik kasları ayakta başlayıp ayakta biten kaslardır. Ayağın dorsal yüzde iki adet kas bulunmaktadır. Bunlar, M.Extensor Hallucis Brevis ve M.Extensor Digitorum Brevistir. Bu iki kas 1. ve 4. parmaklara ekstansiyon hareketi yaptırır. Ayak planter yüzeyinde bulunan kaslar ise dört tabaka halinde incelenmektedir. Şekil 2.6'da ayak intrinsit kasları detaylı bir şekilde verilmiştir [18].

Birinci tabakadaki kaslar: M. Abduktor Hallucis, M. Flexor Digitorum Brevis, M. Abductor Digiti Minimi. Abdüktör hallusis kası, kalkaneusun medial tüberkülünden başlar, başparmak proksimal falanksın medial tarafında sonlanır. Başparmağa abduksiyonu ve interfalangeal eklemlere fleksiyon yaptırır. Flexör digitorum brevis kalkaneusun medial tüberkülünden başlar, dört parmağın orta falanklarında sonlanır. Proksimal interfalangeal eklemlere fleksör yaptırır. Abdüktör digiti minimi kalkaneusun medial ve lateral tüberkülünden başlar, beşinci distal falaksın tabanında sonlanır. Beşinci parmağa abduksiyon ve fleksiyon hareketi yaptırır.

İkinci Tabakadaki Kaslar: M. Quadratus Plantae, Mm. Lumbricales. İkinci tabakada bulunan lumbrikaller, fleksör digitorum longus tendonu üzerinde başlar, proksimal falanklarda sonlanır. Bu kaslar metatarsofalangeal ekleme fleksiyon, proksimal interfalangeal ve distal interfalangeal eklemlere ekstansiyonu yaptırırlar.

Üçüncü Tabakadaki Kaslar: M. Flexor Hallucis Brevis, M. Adductor Halluces, M. Flexor Digiti Minimi Brevis. Fleksör hallusis brevis tarsal kemiklerden başlar, başparmak proksimal falanksın medial ve lateralinde sonlanır. Başparmağın metatarsofalangeal eklemine fleksiyon yaptırır. Addüktör hallusis birinci metatarstan başlar, başparmak proksimal falanksın lateralinde sonlanır ve birinci parmak addüksiyon ve fleksiyon hareketini yaptırır. Fleksör digiti minimi beşinci metatarsalden başlar, beşinci proksimal falanksta sonlanır ve proksimal interfalangeal eklemine fleksiyon yaptırır.

Dördüncü Tabakadaki Kaslar: Mm. İnterossei Plantares, Mm. İnterossei Dorsalesdir. Plantar bölgede üç, dorsal bölgede dört tane interosseöz kas vardır. Plantar kaslar addüksiyon hareketinden sorumlu iken, dorsal kaslar abduksiyon hareketinden sorumludurlar.



Şekil 2.6. Ayak intrinsik kasları. Plantar intrinsik kaslar: katman 1: 1: abduktor hallusis, 2: fleksor digitorum brevis, 3: abduktor digiti minimi; katman 2: 4: quadratus plantae, 5: lumbrikaller 1-4; katman 3: 6: fleksor digiti minimi, 7a: adduktor hallusis oblik başı, 7b: adduktor hallusis transvers başı, 8: fleksor hallusis brevis; katman 4: 9: plantar-dorsal interossealler, dorsal intrinsik kaslar: 10: dorsal interossealler, 11: ekstansor digitorum Brevis [18].

2.4.2. Ayağın ekstremsik kasları

Ayağın ekstremsik kasları, bacakta başlayıp ayakta biten kaslardır. Bu kaslar, Aponeurosis Plantaris, M. Abductor Hallucis, M. Flexor Digitorum Brevis, M. Abductor Digiti Minimi, M. Quadratus Plantae, M. Lumbricalis, M. Flexor Hallucis Brevis, M. Adductor Hallucis, M. Flexor Digiti Minimi Brevis, Mm. İnterosseidir [16] [19].

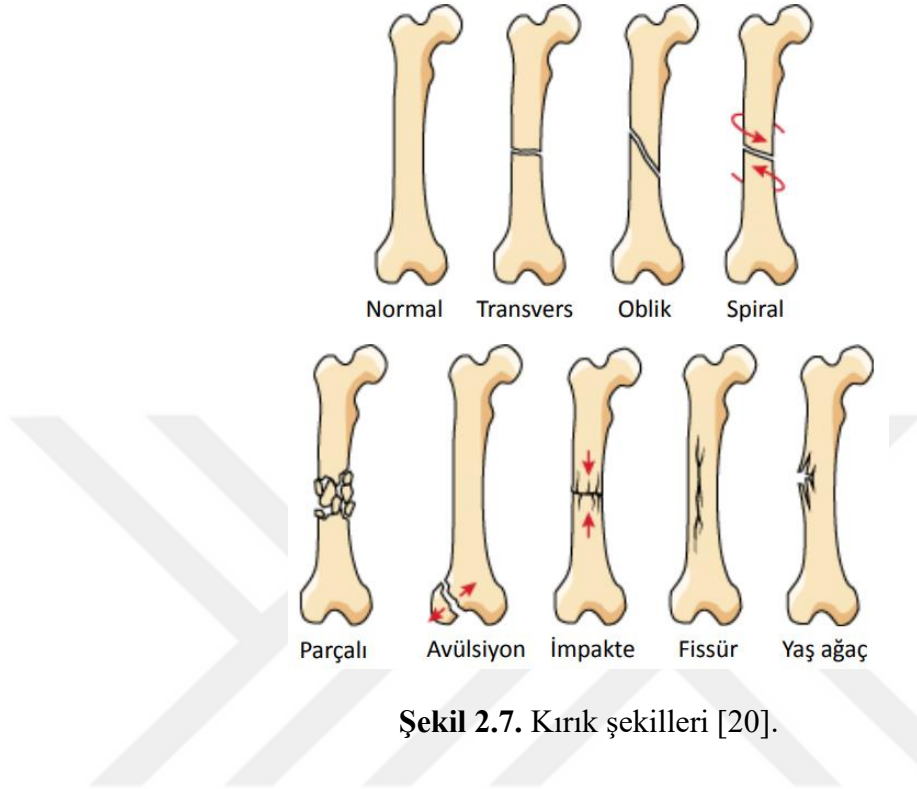
2.5. Ayak Parmağı Kırıkları

Vücut ağırlığının yaklaşık %25'ini taşımakla görevli olan ayak yük dağılımını dengeli bir şekilde yapmaktadır. Ayakta oluşan herhangi bir kemik rahatsızlığı sonucu bu denge bozulabilmektedir. Bu nedenle oluşan rahatsızlık kısa sürede tespit edilip tedavi edilmelidir[1].

2.5.1. Metatars kırıkları

Kemiğin yapısal bütünlüğünün bozulmasına kırık denir. Kırık oluşan bölgede ağrı ve hassasiyet, deformite, şişlik, ekimoz, fonksiyon kaybı gibi belirtiler görülür. Kırık

çizgisinin seyrine göre “transversal”, “oblik”, “spiral”, “parçalı”, “avülsiyon”, “impakte”, “füssür” ve “yaş ağaç” olarak adlandırılmaktadır (şekil 2.7) [20].



Şekil 2.7. Kırık şekilleri [20].

Metatars kırıkları, yetişkinlerde en sık görülen ön ayak yaralanmasıdır. Metatars kırıkları yetişkinlerdeki ayak kırıklarının %35’ini kapsarken, tüm iskelet sistemi yaralanmalarının %5’ini kapsamaktadır [21]. Çocuklardaki metatars kırıkları ise tüm ayak yaralanmalarının %61’ini kapsamaktadır [22]. Bu kırıklar kemikte oluşan travma ve baskı sonucu meydana gelmektedir. Bunlar; ayağa sert bir cismin çarpması, burulma, düşme gibi sebeplerden dolayı oluşmaktadır [23].

Genç ve ark. ayak ve ayak bileği kırıklarında en sık kemik kırığının saptandığı ikinci bölgenin metatarsal bölge olduğunu görmüştür. Bunun yanı sıra en sık görülen kemik kırığının V. metatars kırığı olduğunu ifade etmişlerdir [24].

George ve ark. beş yaşından küçük çocuklarda en fazla metatars kırığının birinci metatars kırığı olduğunu, beş yaşın üstündeki çocuklarda ise en fazla metatars kırığının beşinci metatars kırığı olduğunu ifade etmişlerdir [1].

Cakir ve ark. çalışmalarında, 400 hastadan veri toplamışlar ve metatars kırığı dağılımını incelemişlerdir. Bu inceleme sonucunda, birinci metatars kırığı %5, ikinci metatars kırığı %12, üçüncü metatars kırığı %14, dördüncü metatars kırığı %13 ve

beşinci metatars kırığı %56 olarak tespit edilmiş ve hastaların %15,6'sında çoklu metatars kırığı saptamışlardır [25].

2.5.1.1. Metatars kırıklarının sınıflandırılması

Metatarsal kırıklar birçok özelliğe göre sınıflandırılabilir. Kemik doku sağlamlığına göre sınıflandırıldığında;

- Travma kırıkları: normal bir kemikte bir travma sonucu oluşan kırıklar travma kırıklarıdır.
- Patolojik kırıklar: Hastalıklı bir kemikte(tümör bölgesindeki kırıklar, osteomyelit, vb.) oluşan kırıklar patolojik kırıklardır.
- Stres kırıkları: Kemikte tekrarlayan yüklenmeler sonucunda oluşan kırıklar ise stres kırığıdır. Stres kırıkları genellikle sporcularda, balerinlerde ve askeri personellerde görülmektedir.

Kırığın dış ortamla bağlantısına bakıldığında;

- Açık kırıklar
- Kapalı kırıklar olarak sınıflandırılır.

Kırık sayısına göre;

- Tek kırık hattı
- Çoklu kırık hattı olarak sınıflandırılır.

Kırığın yerleşim yerine göre;

- Proksimal bölge kırıkları,
- Shaft kırıkları,
- Distal bölge kırıkları,
- Epifiz bölgesi kırıkları,
- Çıkıklı kırıklar olarak sınıflandırılır[26].

Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) sınıflandırması, metatars kırıkları, eklem dışı kırıklar(Tip A), eklem içi kırıklar(Tip B) ve çıkıklı kırıklar(Tip C) ve saf çıkıklar (Tip D) olarak ayırmaktadır [27].

2.5.1.2. Metatarsal kırıklarda tanı

Hastalar genellikle şiddetli ağrı ve şişlik şikâyeti ile hastaneye başvururlar. Büyük deformasyonlar çoklu metatars kırıklarında ve çıkıklı kırıklarda görülmektedir. Tanı için yan, 45°'lik oblik ve ön-arka ayak grafilerinin çekilmesi genellikle yeterli olmaktadır. Ciddi kırık ve çıkıklarda bilgisayarlı tomografi (BT) tanı ve tedaviye yardımcı olmaktadır.

Akut stres kırıkları diğer metatars kırıklarından farklıdır. Bu kırıklar zamanla yüklenme sonucunda gerçekleşir. Akut stres kırıklarının tespiti genel grafilerle zordur. Akut stres kırıklarının tanısında manyetik rezonans görüntüleme(MRG) veya sintigrafi tanıda yardımcı olmaktadır [28].

2.5.1.3. Metatarsal kırıklarda tedavi

Ayaktaki yükün yaklaşık 1/3'ü birinci metatarsal kemik taşımaktadır. Bu özelliğinden dolayı birinci metatarsal kemiğin yer değiştirmesi veya kırılması ön ayaktaki yükün çoğunun karşılanamayacağı anlamına gelir ve anatomik redüksiyon gerekir. Eklem içi kırıklarda posttravmatik artrit oluşumunu önlemek için cerrahi müdahale gerekmektedir. Yer değiştirmemiş eklem dışı kırıklarda ise genellikle cerrahi müdahale olmadan tedavi edilebilir. Santral metatarsal kemik kırıklarında >3-4 mm yer değiştirme ve >10° açılanma varsa cerrahi tedavi önerilmektedir. 2 mm kısalma zamanla transfer metatarsalji gelişimini destekler. Transfer metatarsaljiyi önlemek amacıyla cerrahi tedavi gereklidir. Lifranc eklemde deformasyon görülmeyen santral metatarsal kemiklerin taban kırıkları genellikle cerrahi müdahale olmadan tedavi edilmektedir. Beşinci metatarsal kırıklar taban kırıkları ve taban dışı kırıklar olarak ikiye ayrılır. Taban dışı kırıklar genellikle korumalı yüklenme ile cerrahi müdahale olmadan tedavi edilebilir. >3-4 mm yer değiştirme ve >10° açılanma varsa cerrahi tedavi önerilmektedir [29].

Metatars kırıklarında cerrahi fiksasyon farklı tekniklerle sağlanabilir. Kirschner telleri(K-telleri), stapler, mini plaklar ve mini vidalar fiksasyonda kullanılabilir [30]. Metatars kırıklarının tedavi süreci bölgedeki hassasiyet azalınca kadar devam eder, bu süreç ise yaklaşık üç hafta sürmektedir [31].

2.5.2. Falanks kırıkları

Falanks kırıklarına ön ayak yaralanmalarında sıklıkla karşılaşılmaktadır. Bu kırıklar ayak pediatrik kırıklarının yaklaşık %20'lik kısmını kapsarken, alt ekstremitte kırıklarının %3,6-%8'ini kapsar.

Falank kırıkları genellikle düşme, trafik kazaları, ev kazaları, iş kazaları ve spor kazaları sonucu oluşmaktadır. Falanks kırıklarında, proksimal falanks kırığı distal falanks ve orta falanks kırıklarına oranla daha sık görülmektedir [31-32].

Genç ve ark. ayak ve ayak bileği kırıklarında en sık karşılaşılan kemik kırığının falanklarda olduğunu görmüşlerdir. Falank kırıkları arasında en fazla kırık beşinci falanksta görülürken, ikinci sırada birinci falanks kırığı yer almaktadır [24].

Shibuya ve ark. metatarsal kırıkların falanks kırıklarından daha fazla görüldüğünü fakat falanks açık kırıklarının metatarsal açık kırıklarına göre daha fazla olduğunu görmüşlerdir [33].

Çocukluk döneminde oluşan falanks kırıkları genellikle basit şekilde tedavi edilmektedir. Fakat bazı durumlarda büyümenin durmasına sebep olabilmektedir. Büyüme bozukluğu riski, hastanın yaşına, kırık tipine, kırık yerine, kırığın açık veya kapalı olmasına bağlıdır [34]. Bu kırıklar doğru tedavi edilmezse hallux rigidusa zemin hazırlayabilir [35].

2.5.2.1. Falanks kırıklarında sınıflandırma

Ayak falanks kırıkları genellikle iki kuvvete maruz kalarak kırılır. Bu kuvvetlerden ilki ayağa yabancı bir cisim çarpması veya düşmesi sonucu falankslarda transvers kırık veya parçalı kırık oluşumudur. Kırığa neden olan ikinci kuvvet ise, aksiyel yüklenme sonucu spiral veya oblik olarak meydana gelen kırıklardır.

2.5.2.2. Falanks kırıklarında tanı ve tedavi

Falanks kırık şüphesi ile hastaneye başvuran hastalardan anamnez alındıktan sonra radyografi çekilmesi ve ardından fiziksel muayene yapılması yeterlidir. Fiziksel muayene sonrasında radyografik sonuçlar değerlendirilir. Falanks kırıkları genellikle kapalı redüksiyon sonrası atel ile 3-4 haftalık bir süre zarfında tedavi edilir. Parçalı kırıklarda, kapalı redüksiyon ile kemiklerin anatomik düzeninin sağlanamadığı, kaynamama, yanlış kaynama, açık kırıklar olduğu durumlarda cerrahi tedavi gerekebilir [32].

2.6. Ayak Parmak Deformiteleri

Ayak parmak deformiteleri sık karşılaşılan bir rahatsızlıktır ve önemli derecede morbitideye sebep olur. Akut travmalar sonrasında zamanla gelişen deformasyonlarını ayakkabı seçimi de etkiler. Her deformite hastanın fonksiyonel durumuna göre değerlendirilip uygun tedavi yöntemi uygulanmalıdır.

Ön ayak deformiteleri maller (tokmak) parmak deformitesi, hammer (çekiç) parmak deformitesi, pençe parmak ve çapraz parmak deformitesi olarak sınıflandırılır. Maller parmak deformitesi, distal interfalangeal (DİF) ekleminin deformasyona uğraması sonucu oluşur. Hastaların sıkı ayakkabı giymesi sonucu DİF eklemi fleksiyon hareketi sonucunda zorlanır ve zamanla maller parmak deformitesi ortaya çıkar. Hammer (çekiç) parmak deformitesi de proksimal interfalangeal (PİF) ekleminin deformasyonu sonucu oluşur. Bu deformitenin de sıkı ayakkabı giymeyle ilişkisi vardır. Genellikle hallux valgus ile görülür. Pençe parmak deformasyonu, MTF ekleminin hiperekstansiyonu sonucu gerçekleşir. Deformasyon başlangıçta, sadece yürürken gerçekleşir. Zamanla deformasyon artar ve kalıcı hale gelir. Çapraz parmak deformitesinde parmak medial veya laterale kayar. Genellikle hallux valgus ile görülür. Başlangıçta esnek olan deformasyon zamanla kalıcı hale gelir [28].

2.6.1. Hallux valgus

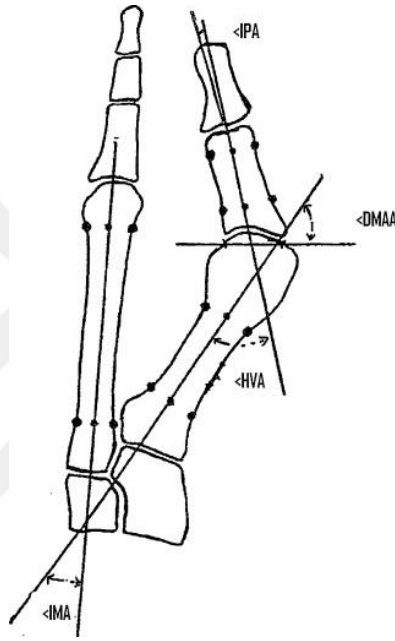
Hallux valgus (HV), ayak başparmağının orta hattının mediale doğru yönelmesi ile gelişen bir ön ayak deformitesidir [36]. HV yetişkinlerde %23, yaşlılarda %36 oranında görülen yaygın bir deformasyondur. Kadınlarda erkeklere oranla daha sık rastlanır. Ferrari ve ark. çalışmalarında kadınların metatars başı eklem yüzeyinin daha yuvarlak ve daha küçük olduğunu görmüşlerdir. Bu durum stabiliteyi azaltmaktadır [37]. HV deformitesinin yaş ilerledikçe görülme oranı artarken, deformasyon arttıkça ağrı ve ayak fonksiyonunda kısıtlamalar da artmaktadır [38]. Bu deformasyonda kalıtım, yaş, kullanılan ayakkabı, birinci metatarsal kemiğin uzunluğu, metatarsal anatomik varyantlar önemli rol oynar [39].

HV ilk defa 1877 yılında Alman cerrah Carl Huster tarafından başparmağın laterale birinci metatarsal kemiğin ise mediale yöneldiği deformasyon olarak tanımlanmıştır. Literatürde uzun yıllar HV deformitesi “bunion” kelimesiyle ifade edilmiştir. Daha sonrasında MTF eklemi ve çevresinde oluşan her türlü büyümeyi tanımlama da “bunion” kelimesi yetersiz kalmıştır [40].

2.6.1.1. Hallux valgus deformitesinde tanı

HV seviyesini belirlerken kullanılan açısal değerler şekil 2.8’de gösterilmiştir.

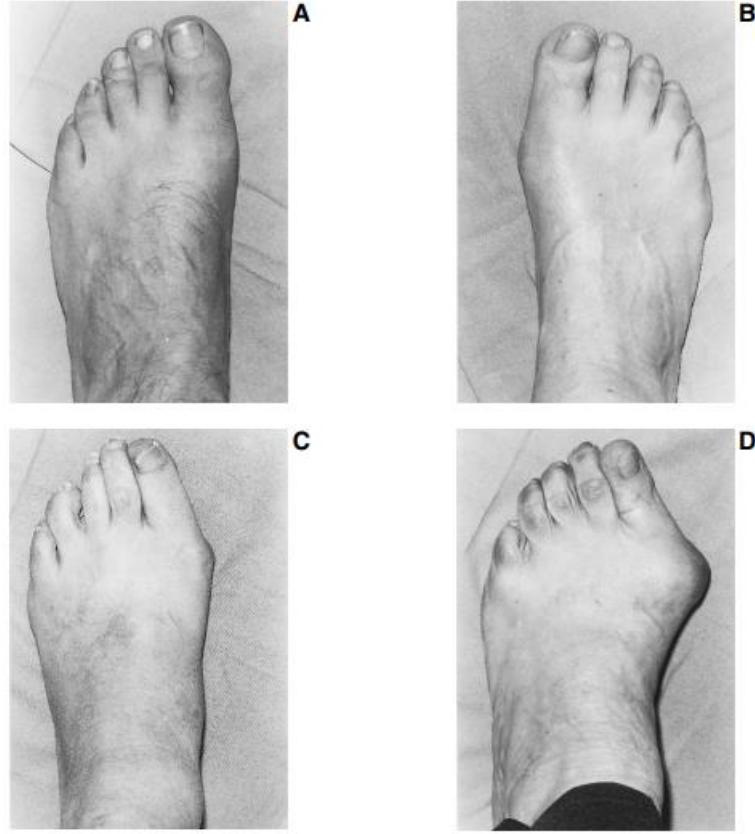
- Hallux valgus açısı (HVA)
- İntermetatarsal açı (IMA)
- Falangeal açı (IPA)
- Distal metatarsal açı (DMAA) [41].



Şekil 2.8. Hallux valgusta radyografik açılar [41].

Coughlin ve ark. HVA 15°, IMA’nın 9° > olması durumunda hallux valgus deformitesi olduğunu bildirmişlerdir. Açısal değerler arttıkça semptomlar da artmaktadır [42].

Garro ve ark. HV deformitesini “yok, hafif, orta ve şiddetli” şeklinde sınıflandırdıkları “Manchester Skalası” nı geliştirmişlerdir[43]. Hafif HV deformitesinde HVA 20°’den azdır. Orta HV deformitesinde HVA 21°-40° arasındadır. Şiddetli HV deformitesinde ise HVA 40°’den fazladır [44]. Şekil 2.9’da Manchester Skalası detaylı bir şekilde gösterilmiştir [43].



Şekil 2.9. Manchester skalası, A: normal, B: hafif, C: orta, D:şiddetli [43].

HV deformitesinin detaylı incelenmesi için HVA yeterli değildir. Birinci MTP eklemindeki osteoartritik değişikliklerin seviyesi ve sesamoid kemiklerin yer değiştirme derecesine de bakılmalıdır. Tablo 2.1’de, hallux valgus açısal ve sesamoidal sublikasyon derecesine göre deformite şiddetinin değerlendirilmesi gösterilmiştir [46]. Şekil 2.10’da ise halluks valgus açısı ve sesamoidlerin yer değiştirmesi gösterilmiştir [47].

Tablo 2.1. Hallux valgus açısal ve sesamoidal sublikasyon derecesine göre deformite şiddetinin değerlendirilmesi. **HVA:** Hallux Valgus Açısı, **İMA:** İntermetatarsal Açı **LSS:** Lateral Sesamoid Subliksasyonu [46].

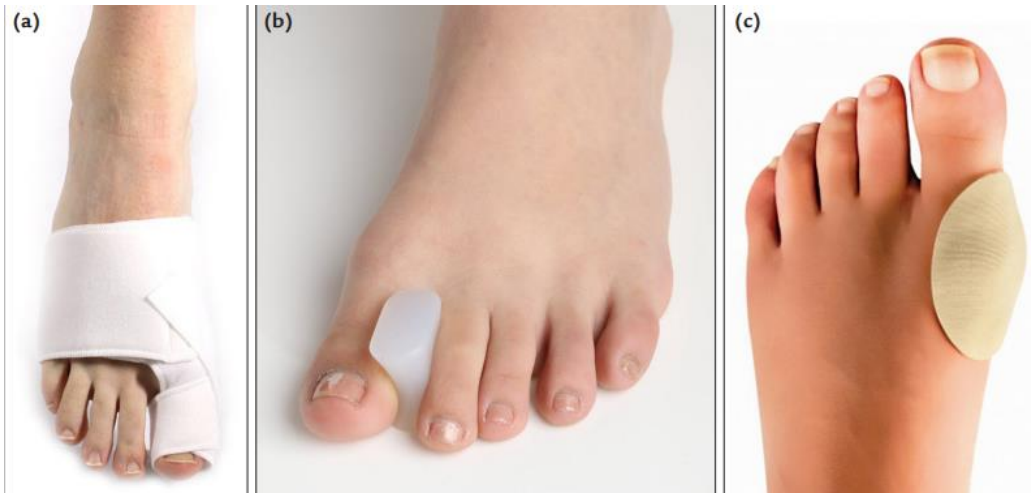
Deformitenin Şiddeti	HVA	İMA	LSS
Hafif	<20°	<11°	<%50
Orta	20°-40°	<16°	%50-%75
Şiddetli	>40°	>16°	>%75



Şekil 2.10. Halluks valgus açısı ve sesamoidlerin yer değiştirmesi [47].

2.6.1.2. Hallux valgus deformitesinde tedavi

HV deformitesi olan hastalarda öncelikli amaç ağrıların dindirilmesi ve istedikleri ayakkabıları rahatlıkla giymektir. İki tip tedavi yöntemi vardır. İlki konservatif tedavi ikincisi ise cerrahi tedavidir. Hasta eğer ortezler ile ağrısız bir şekilde hayatını devam ettirebiliyorsa cerrahi tedaviye ihtiyaç duyulmamaktadır. Konservatif tedavi yönteminde piyasada üç çeşit ortez satılmaktadır. Bunlar gece atelleri, parmak arası makaraları ve bunion yastıklarıdır (Şekil 2.11.). Fakat bu ortezler kalıcı bir tedavi sunmamaktadır. Kilmartin ve ark. Juvenil HV olgularında ortez kullanımı yaptıkları çalışmalarında ortez kullanımının bazı gruplarda deformiteyi arttırdığını ifade etmişlerdir [48] [49].



Şekil 2.11. Hallux valgus deformitesinde konservatif tedavi seçenekleri a) gece ateli, b)parmak arası makarası, c)bunion yastığı [48].

Cerrahi tedavide öncelikli amaç ağrıları dindirmektir. Estetik amaçlı uygulanması tercih edilmez. Estetik amaçlı yapılan ameliyatlarda güzel görünen fakat ağrı veren sonuçlar elde edilebilir [44].

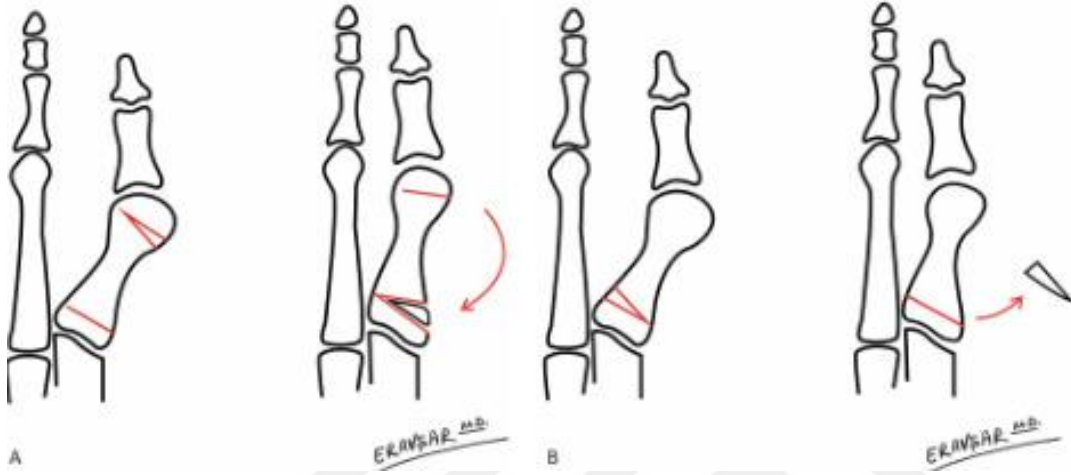
Literatürde HV deformitesinin tedavisine yönelik birçok yöntem bulunmaktadır. Fakat hiçbir tedavi yöntemi tüm deformite bileşenlerinin düzeltilmesini sağlamamaktadır. HV deformitesinin tedavisinde uygulanacak tedavi yöntemi Tablo 2.2’de verilmiştir [47].

Tablo 2.2. Hallux valgus deformitesi genel tedavi dizini [49].

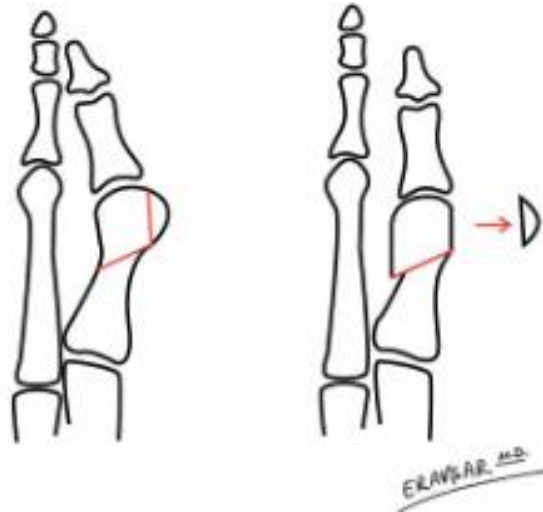
Uyumlu Eklem	• Metatarsal osteotomi- distal veya proksimal: Chevron, kubbe, transvers, kapalı kama • Distal yumuşak doku gevşetmesi • Proksimal falangeal osteotomi (seçilmiş olgularda)
Uyumsuz Eklem	• İntermetatarsal açı<15°, Hallux valgus açısı<30° ○ Distal Chevron osteotomisi ○ Mitchell girişimi ○ Proximal veya distal metatarsal osteotomi ile birlikte ya da izole distal yumuşak doku girişimi, bunyon eksizyonu • İntermetatarsal açı>15°, Hallux valgus açısı<40° ○ Proximal metatarsal osteotomi ile birlikte ya da izole distal yumuşak doku girişimi ○ Bunyon eksizyonu ○ Mitchell veya Sharf osteotomisi • İntermetatarsal açı>20°, Hallux valgus açısı>40° ○ Proximal metatarsal osteotomi ve bunyon eksizyonu ile birlikte ya da izole distal yumuşak doku girişimi ○ Metatarsofalangeal eklem artrodezi ○ Rezeksiyon artroplastisi
Dejeneratif Eklem Hastalığı	• Metatarsofalangeal eklem füzyonu • Rezeksiyon artroplastisi • İmplant artroplastisi
Halluks Rigidus	• Yumuşak doku girişimi ile birlikte ya da izole çeliyeotomi • Metatarsofalangeal eklem artrodezi • Rezeksiyon artroplastisi • Rezeksiyon artroplastisi ve yumuşak doku interpozisyonu • implant artroplastisi

HV deformitesinde genellikle dört tip osteotomi uygulanmaktadır:

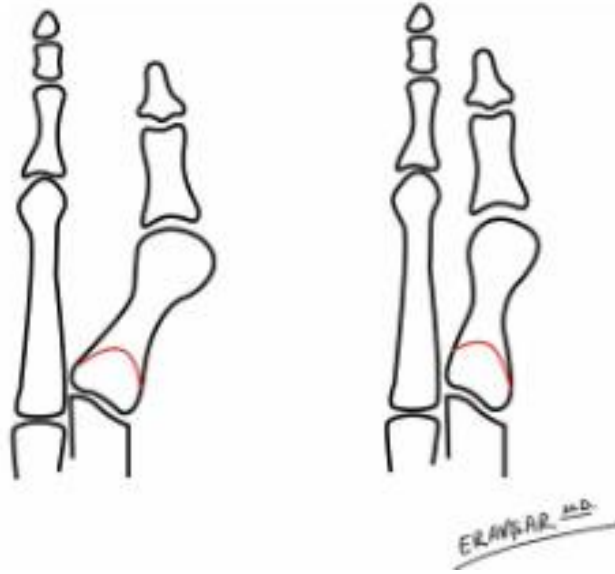
- Kama osteotomiler (şekil 2.12)
- Translasyon osteotomiler (şekil 2.13)
- Angülasyon osteotomiler (şekil 2.14)
- Kombine osteotomiler



Şekil 2.12. İkili osteotomide kapalı kama ve buradan elde edilen kemikle açık kama uygulaması ve kapalı kama uygulaması A: ikili osteotomide kapalı kama ve buradan elde edilen kemikle açık kama uygulaması B: kapalı kama uygulaması [50].



Şekil 2.13. Oblik osteotomi yapılarak translasyon oluşturulması [50].



Şekil 2.14. Proksimal kresentrik ile angölasyon osteotomi [50].

Cerrahi tedavideki genel amaç ağrıları dindirmek ve kozmetik olarak hastayı iyi hissettirmektir. Fakat bazı hastalarda birinci MTF eklemının füzyonu uygulanmaktadır. Füzyon sonrası birinci MTF eklemi işlevini kaybetmektedir [47].

2.6.2. Hallux rigidus

Hallux rigidus ilk kez 1877 yılında Davis Colley tarafından ayak basma pozisyonundayken birinci MTF eklemінде oluşın fleksiyon pozisyonu ve ekstansiyon kısıtlılığından dolayı Hallux Fleksus olarak adlandırılmıştır. 1888 yılında Cotterill hallux rigidusu birinci MTF eklemінде hareket kısıtlılığı olarak tanımlamıştır [3].

HR birinci MTF eklemının dejenere olması sonucu birinci MTF eklemi hareketi sırasında ağrı ve hareket kısıtlılığına neden olan hastalıktır [51]. HR 50 yaş ve üzerinde en sık görülen ayak eklem rahatsızlığı olmakla birlikte 31-69 yaş grubunda yaygın olarak görölmektedir.

Literatürde, ayak başparmağında ağrı, sertlik, palpe edilebilir ekzostoz, pozitif X-ışını bulguları, hareket kısıtlılığı, sinovit şikâyetlerinden en az dördü mevcut ise HR tanısı konulması önerilmektedir [52-53]. Gerçek sebebi bilinmeyen bu rahatsızlığı birinci metatarsal kemiğın anatomik farklılıkları, akut travmalar ve tekrarlayan mikro travmaların etkilediği düşünölmektedir [54].

2.6.2.1. Hallux rigidus deformitesinde tanı

Hastalar aktif hareket sırasında, birinci MTF ekleminde dorsifleksiyon hareketinde kısıtlılık, ağrı ve sertlik şikâyeti ile hastaneye başvururlar. Elle muayenede, sıklıkla osteofitler görülür ve dorsal eklemden hassasiyet vardır. HR tanısında hasta yere basar pozisyondayken ayağın ön-arka, oblik ve yan graflarına bakılır. Oblik grafide metatarsal kemikte düzleşme ve genişleme ve ön-arka, yan grafide metatarsal kemiğin düzleşmesi ve genişlemesi sonucu eklem aralığında azalma görülebilir. Yandan bakıldığında metatarsal kemiğin başı ve proksimal falanksın tabanında osteositlere rastlanabilir [55].

Hattrup ve Johnson 1988 yılında HR hastalığını radyolojik verilere göre 3 evreye ayırmışlardır (Şekil 2.15). Birinci evrede eklem aralığında herhangi bir değişim olmamakta ve minimal düzeyde osteositlere rastlanmaktadır. İkinci evrede eklem aralığında hafif düzeyde daralma, osteosit ve subkondral skleroz görülmektedir. Üçüncü evrede ise eklem aralığında tamamen daralma, osteositler, subkondral kistler ve sesamoidlerde hipertrofi görülmektedir [56].



Şekil 2.15. Hattrup ve Johnson'ın hallux rigidus radyolojik sınıflandırması A: Hattrup ve Johnson'ın radyolojik sınıflandırması. B: birinci evre C: ikinci evre D: üçüncü evre [57].

Coughlin ve Shurnas 1999 yılında klinik semptomlar ve radyolojik bulguları birleştirerek HR hastalığını 5 evrede (0-4 evre) sınıflandırmışlardır.

- Evre 0'da radyolojik bulgular normaldir ve eklem katılığı ile hafif hastalık derecesi görülür. Dorsifleksiyon açısı 40°-60°'dir. Harekette %20 kayıp. Ağrı görülmez.

- Evre 1’de eklem aralığında hafif daralma ve metatars başında hafif düzleşme görülür. Dorsifleksiyon açısı 30°-40°’dir. Harekette %20-50 kayıp. Hafif ağrı ve ya ara sıra ağrı ile sertlik görülür.
- Evre 2’de metatars başında düzleşme ve eklemde hafif ve ya orta düzeyde daralma ve skleroz görülür. Dorsal, lateral ve bazı durumlarda medial düzlemde osteositlere rastlanır. Dorsifleksiyon açısı 10°-30°’dir. Harekette %50-75 kayıp. Orta düzeyde ağrı ve sertlik görülür.
- Evre 3’te radyolojik bulgular evre 2 ile benzerdir. Dorsifleksiyon ve planter fleksiyon açısı 10°’den azdır. Harekette %75-100 kayıp. Sürekli ağrı ve belirgin sertlik görülür.
- Evre 4’te ise ileri derecede eklem katılığı. Dorsifleksiyon ve planter fleksiyon açısı 10°’den azdır. Harekette %75-100 kayıp. Şiddetli ağrı görülmektedir [58].

2.6.2.2. Hallux rigidus deformitesinde tedavi

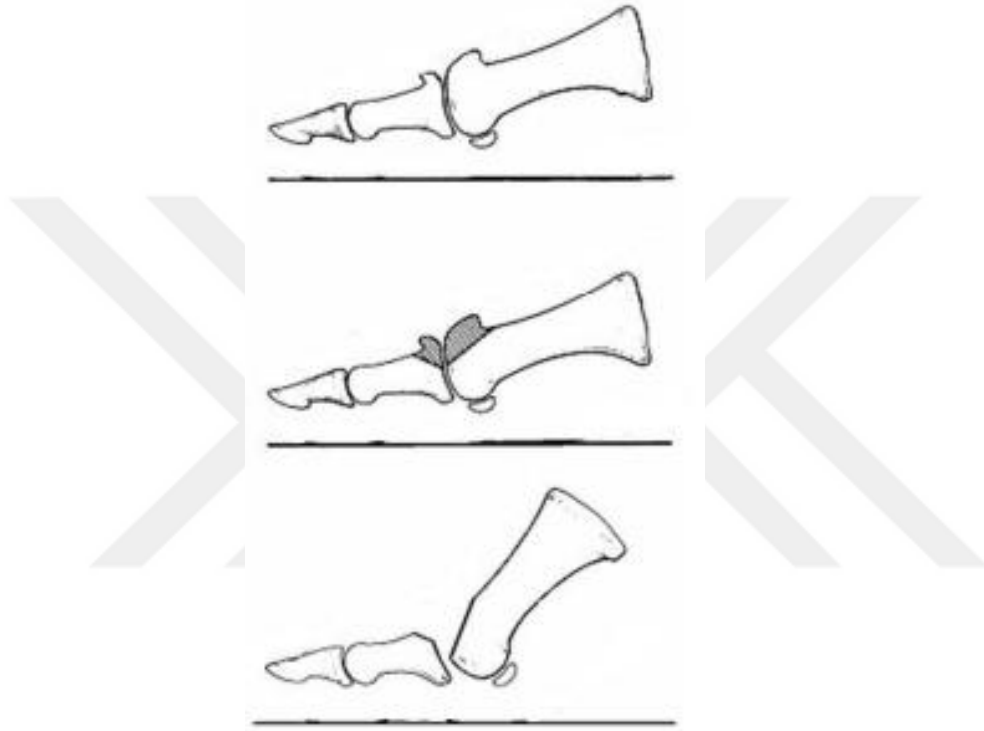
HR tedavi yöntemi klinik semptomlar ve evresine göre değişmektedir. Başlangıç evresinde konservatif tedavi önerilirken ileri evre HR’larda cerrahi tedavi önerilmektedir. Her iki tedavi yönteminde de asıl amaç hastaya konforlu bir yürüme imkânı sağlamaktır.

Konservatif tedaviler başlangıç evresinde uzun süre ağrının azaltılmasına katkı sağlamaktadır. Konservatif tedavide soğuk uygulamalar, steroid olmayan anti-enflamatuar ilaçlar kullanılabilir [4, 59].

Fizik tedavi uygulamaları genellikle HR tedavisinde işe yaramamaktadır ve bazı durumlarda semptomlar kötüleşebilmektedir [60]. Bir diğer konservatif tedavi seçeneği olarak hastalara dorsifleksiyonu artırmayı hedefleyen dinamik splintleme uygulanabilir [60].

HR cerrahi tedavisi, hastanın yaşına, hastalığın evresine ve tedaviden beklenen sonuç düzeyine göre değişmektedir. Cerrahi tedavideki amaç hareket kısıtlılığını gidermek, HR ilerlemesini engellemek ve oluşan deformasyonları düzeltmektir. Konservatif tedaviye yanıt vermeyen ve evre 0 olarak isimlendirilen hallux rigiduslarda yumuşak doku tedavi seçenekleri uygulanabilir. Sesamoidler metatars başlarından gevşetildikten sonra MTP eklemi dorsifleksiyona zorlanarak tedavi edilebilir [61].

Çelyektomi yöntemi HR tedavisinde en sık kullanılan yöntemdir. Bu yöntemin evre 1 ve evre 2’de daha iyi sonuçlar verdiğine dair çalışmalar bulunmaktadır [61-63]. Fakat bazı çalışmalarda evre 3 ve evre 4’te daha iyi sonuçlar elde ettiklerini ifade etmişlerdir [64-66]. Feltham ve ark. Çelyektomi tedavisi ile 60 yaş ve üstündeki hastalarda daha iyi sonuçlar elde etmişlerdir [67]. Çelyektomi tedavisinde metatars başının %25-30’u alınmakta ve prosimal falanksın proksimal bölgesindeki osteositler de temizlenmektedir (şekil 2.16).



Şekil 2.16. Çelyektomi yöntemi ile metatars başını %25-30’unun alınması [5].

İleri evre HR deformasyonlarında artrodez yöntemi kullanılmaktadır. Bu cerrahi yöntem ile MTP ekleminde oluşan osteofitler temizlenmekte ve artiküler yüzeydeki kıkırdak tamamen çıkarılmaktadır. Artrodez işlemi sonrasında rijid ve kompresif fiksasyon gerekmektedir. Fiksasyon çeşitli implantlar ile sağlanmaktadır [5].

2.7. Birinci Metatarsofalanks Ekleminin Füzyonunda Kullanılan İmplantlar

- Clutton 1894 yılında ilk kez birinci MTP eklemi füzyonunda fil dişini kullanmıştır ve tatmin edici sonuçlar elde etmiştir [68, 69]. Daha sonrasında birinci MTP ekleminin fiksasyonu için stapler, çapraz K-telleri, dorsal plaklar,

kompresyon vidaları veya başsız kanüllü vidalar kullanılmaya başlanmıştır [6-7].

Birinci MTP eklemının füzyonunda kemik yüzeyinin artrodez için hazırlanmasında farklı teknikler uygulanmaktadır. Eklem yüzeyinin düz osteotomileri basit olduğundan sıklıkla tercih edilmektedir. Bu yöntemle ilgili olarak literatürde bildirilen füzyon oranı %90'dır [70-71]. Bir diğer teknikte ise kavisli yüzeyler tercih edilir ve literatürde bildirilen başarı oranı %92'dir [72].

2.7.1. Kirschner (K) telleri

Birinci metatarsofalanks eklemi füzyonunda en sık kullanılan cerrahi yöntemlerden biri K-telleridir (şekil 2.17) [73]. Ucuz ve basit olan K-tellerinin stabilitesi azdır. Tek K-teli rotasyonu engellememektedir. Bundan dolayı genellikle çapraz K-telleri kullanılmaktadır [74]. Yeterli fiksasyon sağlanmadan hastanın hareket etmesi sonucunda iyileşmenin gecikmesi, deformite ve kaynamama gibi problemler meydana gelmektedir [73]. K-tellerinin avantajı vidalara göre daha kolay yerleştirilmesidir. Bununla birlikte k-tellerinde pin yolu enfeksiyonu, stabilizasyon kaybı, yumuşak doku tahrişi, migrasyon vb. durumlarla karşılaşıldığı gibi gömülü k-tellerini çıkarmak için ikinci bir cerrahi girişime ihtiyaç duyulabilmektedir [75].



Şekil 2.17. K-teli ile birinci metatarsofalanks eklemının füzyonu [76].

Nakajima ve ark. 43 hastada K-telleri kullanmışlardır. Dorsifleksiyon açısı ameliyattan önce ortalama 53,3° iken ameliyat sonrası 66,5°'ye yükselmiştir. Hastaların hiçbirinde

kaynamama probleminin görülmediğini ifade etmişlerdir. Fakat 43 hastanın %67,6'sında çeşitli komplikasyonlar olduğu rapor edilmiştir [76].

2.7.2. Vidalar

Birinci MTP ekleminin füzyonunda kullanılan vidalar geçirme tekniği ile metatarsal kemik ve proksimal falanks kemikleri arasında kompresyon sağlamaktadır (şekil 2.18). Bu vidalar tendonları veya bağları kemiğe sabitlemek için de kullanılmaktadır. Mini vidalar 1,5;2,0 ve 2,7 mm çapında olup ve paslanmaz çelik veya titanyumdan üretilmektedir [77]. Vidalar, güçlü bağlanma sağlamaları ve çok yönlü olmalarının yanı sıra, düşük reaksiyon vermeleri açısından da avantajlı implantlardır [75]. Bu implantların en büyük sorunu ise çıkarılması gereken durumlarda çıkartılmasının zor olması ve çıkartılan bölgede büyük kemik boşluklarının oluşmasıdır [78].



Şekil 2.18. Birinci MTP ekleminin vida ile füzyonu [79].

Sander 89 hastada, 109 ayakta birinci MTP eklemine tek vida ile tedavi etmiştir. Hastaların %96,3'ünde 8 hafta içinde birleşme sağlanırken hastaların %3,7'lik kısmı tekrar ameliyat edilmiştir. Hastaların %78'inde intramedüller vida başının tahrişi sebebiyle vidalar zamanla çıkarılmıştır [25].

Turan ve ark. 20 hastada birinci MTP eklemine vida ile tedavi etmişlerdir. Bir yılın sonunda 13 hastada herhangi bir semptom görülmemiştir. 5 hastada minimal düzeyde semptomlar görülmüştür, 2 hastada ise ağrıların devam ettiği belirtilmiştir [80].

2.7.3. Plaklar

Birinci MTP eklemi füzyonunda vidalara ek olarak plak kullanımı kırılma çizgileri boyunca daha yüksek oranda stabilite sağlamaktadır. Bu plaklar kemik iyileşmesini desteklediği gibi kemik teması ve hizalamayı da sağlamaktadır. Kırığın stabilizasyonunun sağlanması için plağın vidalar ile kemiğe sabitlenmesi gerekmektedir [77]. Şekil 2.19’da birinci MTP ekleminin plak ile füzyonu gösterilmiştir [79].



Şekil 2.19. Birinci MTP ekleminin plak ile füzyonu [79].

Chraim ve ark. 60 hastada dorsal plak kullanarak %93,3 oranında füzyon elde etmişlerdir. Hastaların %6,7’sinde ağrısız psödartroz görülmüş ve cerrahi müdahale gerekmemiştir [81].

Mann ve ark. düşük profilli titanyum plak kullanarak %95,24 oranında füzyon elde etmişlerdir [82].

Literatürde birinci MTP ekleminin füzyonunda vida ve plak kullanımı sonrası başarı oranı genelde %90 üzerinde olduğu görülmektedir [83-85].

Dening ve ark. Birinci MTP eklemi füzyonunda plak ve vida kullanımında plakların daha yüksek oranda kaynama sağladığını ifade etmişlerdir [86].

2.7.4. Stapler

Ortopedide ilk stapler kullanımı Blount ve Clarke tarafından gerçekleştirilmiştir. Stapler bir köprü bölümü ile ayrılmış iki bacadan oluşmaktadır. Staplerlar kemiğe

yerleştirilmeden önce bacaklarının geleceği yerlerden delinir. Eğer delinmeden uygulanırsa kortikal kemikte kırılmalar ve stapler bacaklarının yanlış yönde ilerlemesi meydana gelebilmektedir.

Stapler paslanmaz çelik (316 L), Ti(titanyum) ve ya Ti alaşımlarından üretilir. Stabilize edilen yapının gereksinimlerine göre çeşitli staplerlar mevcuttur. Köprü boyu veya bacak boyları farklılık gösterebilir [77].

Curenton ve ark. köprü boyu 20mm ve 15mm olan iki adet NiTi stapleri karşılaştırdıklarında köprü boyu arttıkça temas kuvvetinin arttığını görmüşlerdir [87].

2.7.4.1. Nitinol (NiTi) stapler

Nitinol stapler ilk kez 1980 yılında kullanılmaya başlanmış olan ve başarılı geçmişe sahip olan bir implanttır. Süper elastik özelliği sayesinde üzerine etki eden sıcaklık veya kuvvet etkisi çekildikten sonra eski halini geri almaktadır. Nitinol staplerler 3 kategoride sınıflandırılmaktadır. Bunlar oda sıcaklığında eski halini alanlar, vücut sıcaklığında eski halini alanlar ve vücut sıcaklığının üzerinde eski halini staplerler şeklinde sıralanabilir.

Nitinol stapler uygulaması 4 aşamada gerçekleşir;

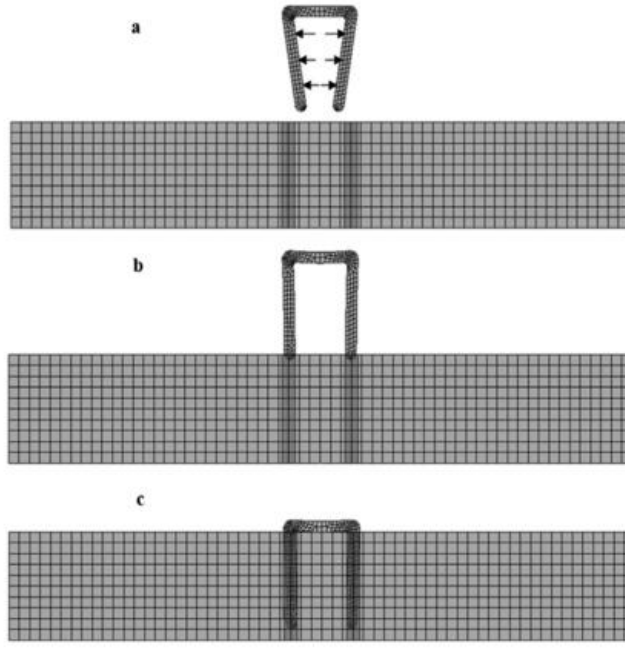
- Başlangıçta kemik parçaları geçici olarak sabitlenir.
- Stapler yerleşimi için delikler açılır.
- Stapler açma aparatı ile stapler açılarak kemiğe yerleştirilir (Şekil 2.20).
- Stapler üzerindeki etkinin kalkması ile stapler eski halini alarak iki kemik arasında sıkıştırma sağlar [89].



Şekil 2.20. Stapler açma aparatı ile açılmış stapler ve kapalı durumdaki stapler [88].

2.7.4.2. 316L stapler

Biyoyumlu olan ve birçok implant üretiminde kullanılan 316L malzemesi stapler üretiminde de kullanılmaktadır. Staplere, özel bir aparat aracılı ile kuvvet uygulanarak staplerin bacakları açılır ve daha önceden kemik üzerinde açılmış olan deliğe yerleştirilir. Kuvvet kaldırıldıktan sonra stapler iki kemiği birbirine yaklaştırmaya çalışarak basma kuvveti uygular ve kemiklerin birleşmesini sağlar. Şekil 2.21’de staplerin uygulama adımları şematik olarak gösterilmiştir [87].



Şekil 2.21. Stapler mekanizması a: kapalı stapler, b: açık stapler, c: kemiğe yerleştirilmiş stapler [87].

316L stapler diğer staplerlere göre daha sert bir yapıya sahiptir. Dezavantajı da belli bir kuvvetin üstünde süper elastik malzemeden üretilmiş stapler gibi eski halini almaz ve kalıcı deformasyona uğrar.

Rethnam ve ark. Süper elastik staplerleri ve 316L'den yapılmış staplerleri mekanik olarak karşılaştırmışlardır. Süper elastik malzemeden üretilen staplerlerin 316L malzemeden üretilmiş staplere göre daha az sert olduğunu ifade etmişler ve belirli bir kuvvet sonrasında süper elastik malzemeden üretilen staplerlerin eski haline döndüğünü fakat 316L malzemeden yapılan staplerların kalıcı deformasyona uğradığını belirtmişlerdir [90].

Staplerlerin kemikleri daha kolay sabitlemesi, cerrahi işlem süresini azaltması, travmaların az olması, bundan dolayı iyileşmeyi artırması ve ameliyat sonrası ağrıları azaltması gibi avantajları bulunmaktadır [91]. Stapler, vida ve plaklara göre daha düşük profilli olması, daha hızlı uygulanması ve düşük yoğunluklu kemiklerde kullanımı avantajları arasındadır [92]. Şekil 2.22'de birinci MTP ekleminin stapler ile füzyonu gösterilmiştir [79].



Şekil 2.22. Birinci MTP ekleminin stapler ile füzyonu [79].

Kang ve ark. literatürde yapılan bazı çalışmalarda birinci MTP ekleminin sabitlenmesinde kullanılan stapler, vida ve plakları karşılaştırmışlardır. Ortalama kaynama süresi 84 gün olan staplerlerin kaynama oranı %98,2 ile en yüksektir. Plakların 92 günde %95,2 oranında vidaların ise 71 günde %94,9 oranında kaynama sağladıklarını belirtmişlerdir [93].

2.8. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar (SE) analizi, tasarım sürecinde karşılaşılan yapısal ve termal problemlerin analizi için kullanılan bir yöntemdir [94]. Mühendislik problemlerinde bazı temel bilinmeyenlerin tahmin edilmesinde SE analizi yöntemi kullanılmaktadır. SE analizi sayısal bir yöntemdir. Bu yöntemde, farklı şekiller, sınır koşulları ve yükler değişebilir ve elde edilen sonuçlar yaklaşık değerlerdir.

Birçok SE analizi programı mevcuttur. STAAD-PRO, GT-STRUDEL, NASTRAN, NISA ve ANSYS bunlardan bir kaçıdır [95].

2.8.1. Sonlu elemanlar analizi tarihçesi

İlk SE analizi 1941 yılında Hrenlkoff tarafından uçak kanatlarının düzlem elastisite problemini çözmek için kullanılmıştır. Courant 1943 yılında üçgensel elemanlar ile sürekli fonksiyonlar tanımlamıştır. 1956 yılında ise Turner, Cloug, Martin ve Topp bir uçağın analizi çalışmasında kirişler için katılık matrisi özelliğini ortaya çıkarmıştır. Bu çalışmaların hepsinin bir araya gelmesi ile sonlu elemanlar terimi ilk kez 1960 yılında

Clough tarafından kullanılmıştır [96] [97]. Ortopedi alanında ilk SE analizi çalışması ise Chen ve arkadaşları tarafından 2001 yılında insan ayağı biyomekaniği üzerine yapılmıştır [98].

Günümüz bilgisayar teknolojisi SE analizi çalışmalarına büyük katkı sağlamaktadır. Çözümü zor veya zaman alan çalışmaların bilgisayar ortamında analizi sonucunda gerçek değerlere yakın değerler elde edilebilmektedir [97].

2.8.2. Sonlu elemanlar analizinde temel kavramlar

SE analizi yapılmak istenen parçanın üç boyutlu katı modelini elde etmek için BT veya MR görüntüleri elde edilip ve ya CAD model tasarımı yapıp bilgisayar ortamına aktarılıp analizi elde edilebilir Bilgisayar ortamında SE analizi yapılması istenen parçanın bilinmesi gereken özellikleri;

- Geometrik model
- Poisson oranı ve elastisite modülü değerleri
- Başlangıç, sınır yükleme koşulları
- Yapılacak olan analiz tipi [99].

2.8.2.1. Mesh(Ağ)

SE analizi yapmak için katı model sonlu sayıda küçük parçaya ayrılır. Bu küçük parçalar eleman olarak adlandırılırken, bu parçaların birleşim noktaları ise düğüm (node) olarak adlandırılmaktadır. Katı model üzerinde mesh (ağ) yapısı oluşturulduğunda elemanlar ve düğümler yazılım tarafından belirlenmiş olur. [100]. Mesh yapıldığında, hesaplamada kullanılacak teorik formüller de tanımlanmış olur. Sınır şartlarına bağlı olarak da hesaplamalar veya analizler gerçekleştirilir. Şekil 2.23'te mesh oluşumunda kullanılan bazı eleman tipleri detaylı bir şekilde verilmiştir [100].

boyut	el. derece.	eleman şekli	eleman tipi
1D (eğri)	lineer		kiriş
	kuadratik		kiriş
	kübik		kiriş
2D (alan)	lineer		tabaka, kabuk
			
	Cubic		
3D (hacim)	lineer		
	kuadratik		

Şekil 2.23. Mesh (ağ) oluşumunda kullanılan bazı eleman tipleri [100].

2.8.2.2. Kuvvet

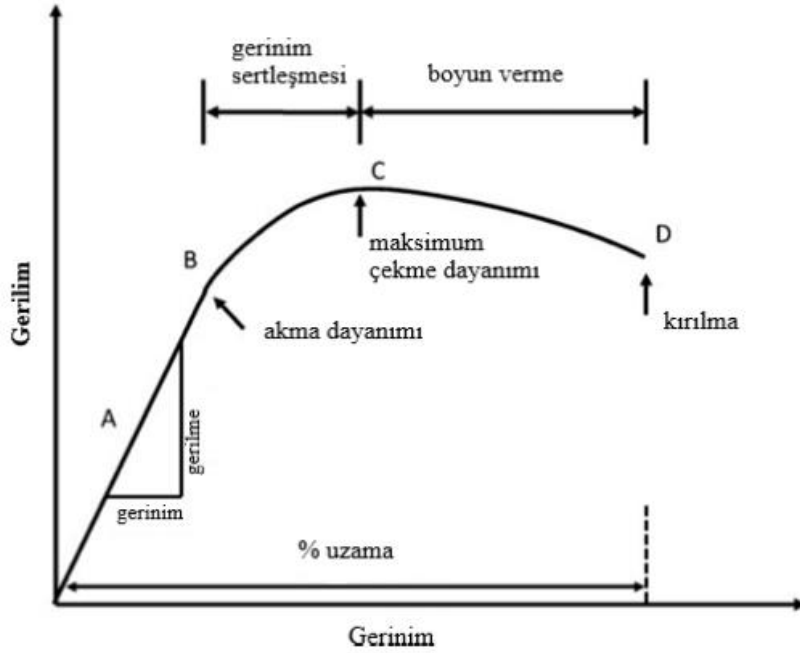
Cisimlerin hareket veya fiziksel özelliğini değiştiren etkiye kuvvet denir. Cisme dışardan gelen tüm etkiler dış etki olarak adlandırılırken, cismin belli noktadan parçalara ayrılması sonucunda hesaplanan tepki kuvvetleri iç kuvvet olarak adlandırılır [101-103].

2.8.2.3. Stres(Gerilme)

Normal Stres (normal gerilme) birim alana düşen kuvvete karşı cismin gösterdiği dirençtir. Formülü $\sigma = F/A$ 'dır. Kuvvet (F), birimi Newton (N); Alan (A), birimi Metrekare (m^2) olduğundan gerilmenin birimi N/m^2 'dir. Bu birim pascal (Pa) olarak ifade edilir [101-103].

Uygulanan kuvvet sonucunda cisimde oluşan gerilme, akma dayanımının altında ise cisim elastik deformasyona uğrar ve kuvvet kaldırıldıktan sonra cisim eski halini alır. Cisimde oluşan gerilme akma dayanımının üstünde ise cisim plastik deformasyona uğrar ve malzemede gözle görülür bir hasar olmasa bile malzeme hasarlanmış ve

kırılmış olarak kabul edilir [101-103]. Şekil 2.24'te gerilme - gerinim grafiği verilmiştir [103].



Şekil 2.24. Gerilme-gerinim eğrisi [103].

2.8.2.4. Strain (gerinim/ deformasyon)

Cisme uygulanan kuvvet sonucunda cisimde oluşan şekil değiştirmelere gerinim olarak adlandırılmaktadır. Elastik gerinim ve plastik gerinim olmak üzere ikiye ayrılır. Cisimde kalıcı şekil değiştirme oluştuysa plastik gerinim, geçici şekil değiştirme oluştuysa elastik gerinim olarak adlandırılır [101-103].

2.8.2.5. Young modülü (elastisite modülü)

Young modülü (elastisite modülü), bir cisimdeki birim gerilmenin, birim gerinmeye oranıdır. Young modülü büyüdükçe cisimler daha rijit davranmaya başlarken, young modülü düşük olan cisimler esnek cisimler, daha esnek davranışlar sergilemektedir [101-103].

2.8.2.6. Poisson oranı

Poisson oranı elastik sınırlar içinde cismin enine deformasyonunun boyuna deformasyonuna oranıdır. Yapılan analizlerde young modülü ve poisson oranı malzeme tanımlamasında kullanılan iki önemli parametredir [101-103].

2.8.2.7. Von mises gerilmesi

Von mises gerilmesi, hasar mekanizmasını belirlemek ve cismin hasarlanıp hasarlanmayacağını tespit etmek amacıyla kullanılan kırılma kriteridir. Von mises gerilmesi, analizler sonucunda elde edilen gerilme dağılımları ve yoğunlukları hakkında bilgi verir [104].

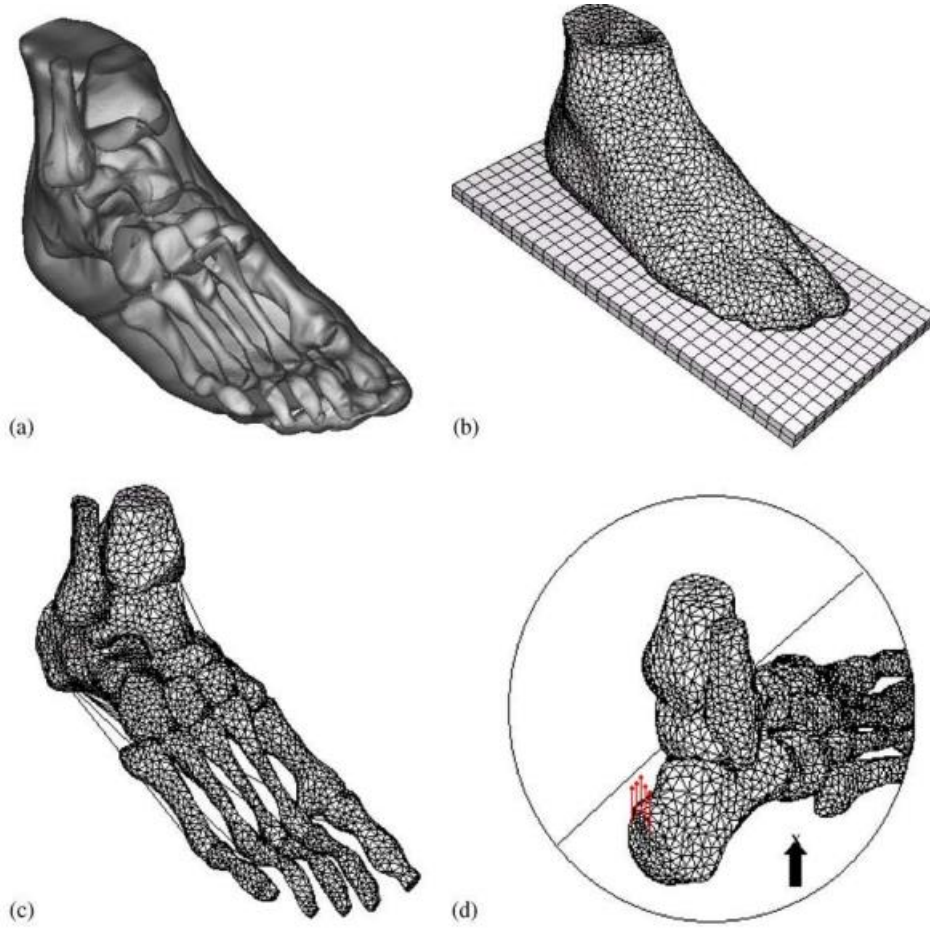
2.8.2.8. Sonlu elemanlar analizinin ortopedi alanında kullanımı

Sonlu elemanlar analizi, başta gerilme analizi (yapısal analiz) olmak üzere ısı, akışkanlar, piezoelektrik, elektrik gibi birçok alanda kullanılmaktadır.

SE analizi makine, elektrik, inşaat gibi temel mühendislik dallarının yanı sıra, ortopedi, ortodonti, estetik cerrahisi ve kalp damar cerrahisi gibi sağlık alanlarında da sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır [99].

Ortopedi alanında SE analizi yöntemi ile karmaşık geometrilere sahip kemiklerin, dokuların analizleri gerçekleştirilirken dijital ortamda gerçeğine çok yakın modeller elde edilebilir. Geometri üzerine uygulanan dış etkenler sonucunda oluşan değişimler ayrıntılı olarak incelenebilir. Analiz sonuçları görsel veriler ile desteklenerek anlaşılabilirliği artırılabilir. Uygulaması uzun zaman alan işlemler SE yöntemi ile hızlı ve etkili bir şekilde çözülebilir. Cerrahi işlem öncesi planlamaya yardımcı olarak zamandan ve maliyetten tasarruf sağlamaktadır. SE analizi ile yapılan çalışmalarda programa girilmesi gereken veriler doğru bir şekilde değerlendirilip doğruluğundan emin olduktan sonra kullanılmalıdır. Verilerde bir hata oluşması tüm analiz sonucunu etkileyecektir [105].

Cheung ve ark. ayakta bulunan kemiklerin ve yumuşak dokuların şekil 2.25'de gösterilen üç boyutlu SE analiz modelini BT görüntüleri kullanılarak oluşturmuşlardır. Ayak kemikleri ile yumuşak doku arasındaki yük dağılımını araştırdıkları çalışmada en yüksek gerilme değerinin üçüncü metatarsal kemikte oluştuğunu ifade etmişlerdir [106].



Şekil 2.25. İnsan ayak modelinin sonlu elemanlar analizi, a: ayağın 3D MR görüntüsü, b: ayağın yumuşak doku modeli, c: ayağın kemik ve bağ doku modeli, d: dengeli duruşu simüle etmek için yüklemenin SE ağından oluşturulan yüzey modeli [106].

Emrah ve ark. ligamentöz laksitenin ayak ve ayak bileği yapılarına etkilerini SE yöntemi ile incelemişlerdir. Ligamentöz laksitenin ayaktaki stres dağılımını artırdığını ve patolojik durum oluşturduğunu ifade etmişlerdir [101].

Özcan ve ark. düz tabanlılık tedavisinde plak ve titanyum tutucuların stabilitesinin SE yöntemi ile analizlerini gerçekleştirmişleridir. Gerilmeler incelendiğinde titanyum ayırıcının daha homojen değerler verdiğini ifade etmişlerdir [107].

3. MATERYAL VE YÖNTEM

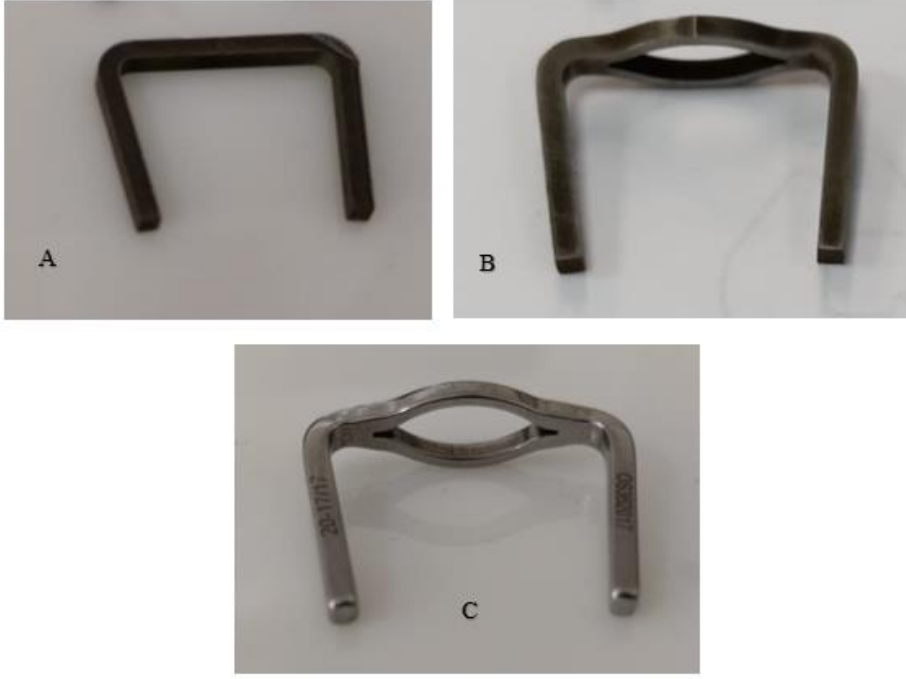
3.1. Materyal

Çalışmada staplerlerin uyguladığı kuvveti ölçmek için 1 adet arduino UNO, 2 adet 10 K Ω direnç, 2 adet RP-C7.6-ST ince film kuvvet sensörü, 1 adet RP-C18.3-LT ince film kuvvet sensörü ve 1 adet LCD ekran kullanılmıştır (şekil 3.1).



Şekil 3.1. İnce film kuvvet sensörü A: RP-C7.6-ST ince film sensörü B: 1 adet RP-C18.3-LT ince film kuvvet sensörü [108-109].

Kemikleri sabitlemek için, köprü boyu 20 mm, bacak boyutları 1,8 x 2,2 x 17 mm olan Orthosol marka, süper elastik nikel-titanyum (NiTi) alaşımı malzemeden yapılmış bir stapler kullanılmıştır. Ayrıca köprü boyu 20mm, bacak boyutları 1,8 x 2,2 x 17 mm olan 2 adet toolox33 (TLX33) malzemeden yapılmış stapler deneylerde kullanılmıştır. Köprü boyu 20mm, bacak boyutları 1,8 x 2,2 x 17mm olan 2 adet toolox44 (TLX44) malzemeden yapılmış stapler deneysel çalışmada test edilmiştir. TLX33 ve TLX44 staplerleri tez çalışmasında kullanılmak amacıyla atasan makine A.Ş tarafından üretilmiştir. Şekil 3.2’de tez çalışmasında kullanılan ve yukarıda açıklanmış olan staplerler gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan stapler çeşitleri A: TLX33 stapler, B: TLX44 stapler, C: NiTi stapler.

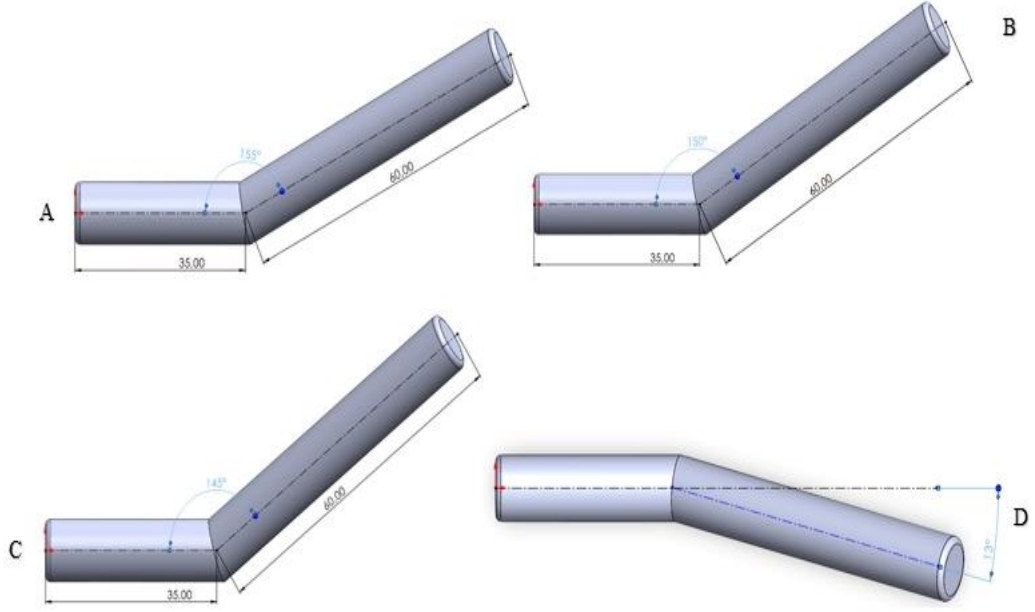
Deneyisel çalışmada kullanılan kemik modelleri, arduino devre kutusu, arduino kalibrasyon sistemi ve stapler deney düzeneği parçaları Zaxe marka FDM tipi yazıcıda PLA malzemeden üretilmiştir.

3.2. Yöntem

3.2.1. Kemik modeli tasarımı

Çalışmada kullanılan kemik modellerinin tasarımı için SolidWorks yazılımı kullanılmıştır. Birinci metatarsal ve proksimal falanks kemiği modeli çizilirken, literatür verileri de dikkate alınarak uzunluklar sırası ile 60 mm ve 35 mm, kalınlıklar ise 10 mm olarak tespit edilmiştir [110].

Kemik modelleri oluşturulurken metatarsal kemik ile proksimal falanks kemik arasındaki hallux açısı (HA), 13° ve dorsifleksiyon açısı (DFA), 25° , 30° ve 35° olacak şekilde 3 farklı model oluşturulmuştur (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Tasarlanan kemik modelleri A: DFA 25°-HA 13°, B: DFA 30°-HA 13°, C: DFA 35°-HA 13°.

Bu 3 farklı kemik modeli kendi içinde stapler yerleşim açısına göre dorsal ekseninde 0° tek stapler kombinasyonu ve 0 derecenin yanısıra, dorsal eksene 30°, 60° ve 90° açı yapacak şekilde iki stapler yerleşim kombinasyonu olarak 4 farklı şekilde tasarlanmıştır. Toplamda 12 farklı kemik modeli oluşturulmuştur.

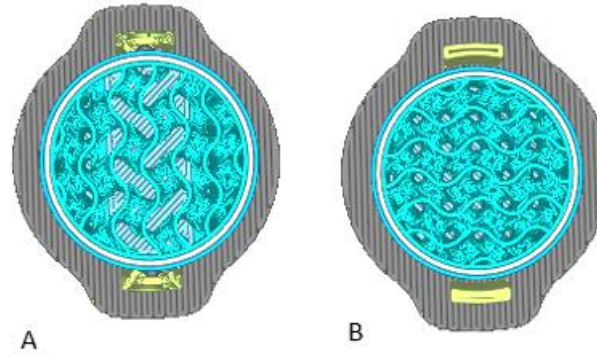
Stapler yerleşim mesafeleri belirlenirken dorsal ekseninde 0° stapler yerleşiminde birinci metatarsal kemikten ve proksimal falanks kemiğinden birleşim noktasına 10 mm uzaklıkta olacak şekilde ayarlanmıştır. 30°, 60° ve 90° stapler yerleşimleri proksimal falanks kemiğinden merkeze 7 mm uzaklıkta ve metatarsal kemikten merkeze 13 mm olacak şekilde tasarlanmıştır.

Kemik modellerinin 3D çıktısı Zaxe marka yazıcı ile alınmıştır (şekil 3.4). Modellerin yazıcıya aktarılması için XDesktop 2.3.20 uygulaması kullanılmıştır.



Şekil 3.4. Zaxe marka 3D yazıcı.

Kemik modelleri %20 doluluk oranında üretilmiştir. Dolgu deseni olarak kemik içyapısına benzerliğinden dolayı Gyroid seçilmiştir. Şekil 3.5’te ve şekil 3.6’da kemik modellerinin iç yapıları gösterilmiştir. Şekillerden de anlaşılacağı üzere ilk katman üretildikten sonra ikinci katman 90 derece döndürülerek üretilmiş ve bu sayede dayanımı daha yüksek olan kompozit bir yapı oluşturulmuştur. Şekil 3.7’de PLA ile üretimi yapılan kemik modellerinde stapler yerleşim açıları için kemiklerde açılan delikler detaylı bir şekilde gösterilmiştir.

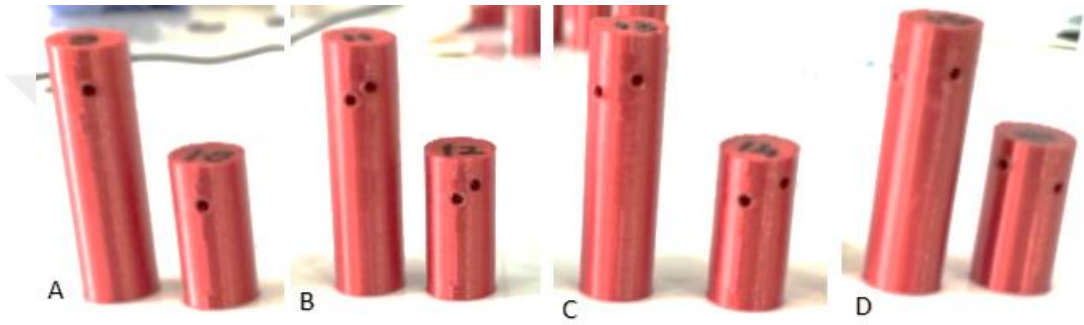


Şekil 3.5. XDesktop uygulamasında kemik modellerinin iç yapısının görünümü.

A:boşluklu ilk katman. B: boşluklu ikinci katman



Şekil 3.6. 3D yazıcıda üretilen kemik modellerinin iç yapısı.



Şekil 3.7. Kemik modellerinde stapler yerleşim açıları A: 0° tek stapler kombinasyonu
B: 0°- 30° iki stapler kombinasyonu, C: 0°- 60° iki stapler kombinasyonu
D: 0°- 90° iki stapler kombinasyonu.

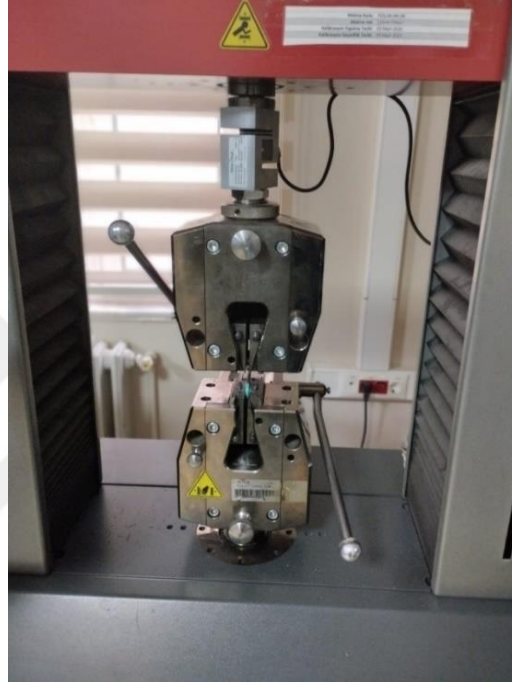
3.2.2. Stapler modeli tasarımı

Çalışmada 3 farklı malzemeden iki farklı geometride üretilmiş stapler kullanılmıştır. Tüm staplerların köprü boyları 20 mm, bacak boyları 1,8x2,2x17 mm olacak şekilde tasarlanmıştır. Tasarımda iki farklı stapler modeli oluşturulmuştur. Birinci modelde köprü kısmı düz olarak tasarlanmış, ikinci modelde ise, köprü kısmı genişletilerek kesilmiş şekilde tasarlanmıştır (şekil 3.8 ve şekil 3.9). Tasarımlar SolidWorks 2022 uygulaması üzerinden gerçekleştirilmiştir.

Tablo 3.1. Deneylerde kullanılan staplerların mekanik özellikleri [112] [113].

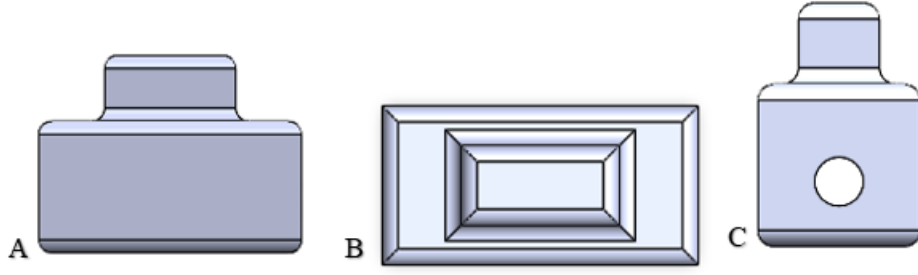
Malzeme	Sertlik (kg/m ³)	Yield Strength (MPa)	Tensile Strength (MPa)
NiTi	6450	690	1900
TLX33	29000	850	980
TLX44	45000	1300	1450

Staplerlerin sertliklerini ölçmek için Zwick marka, Role Z050 model çekme test cihazı kullanılmıştır (şekil 3.10).



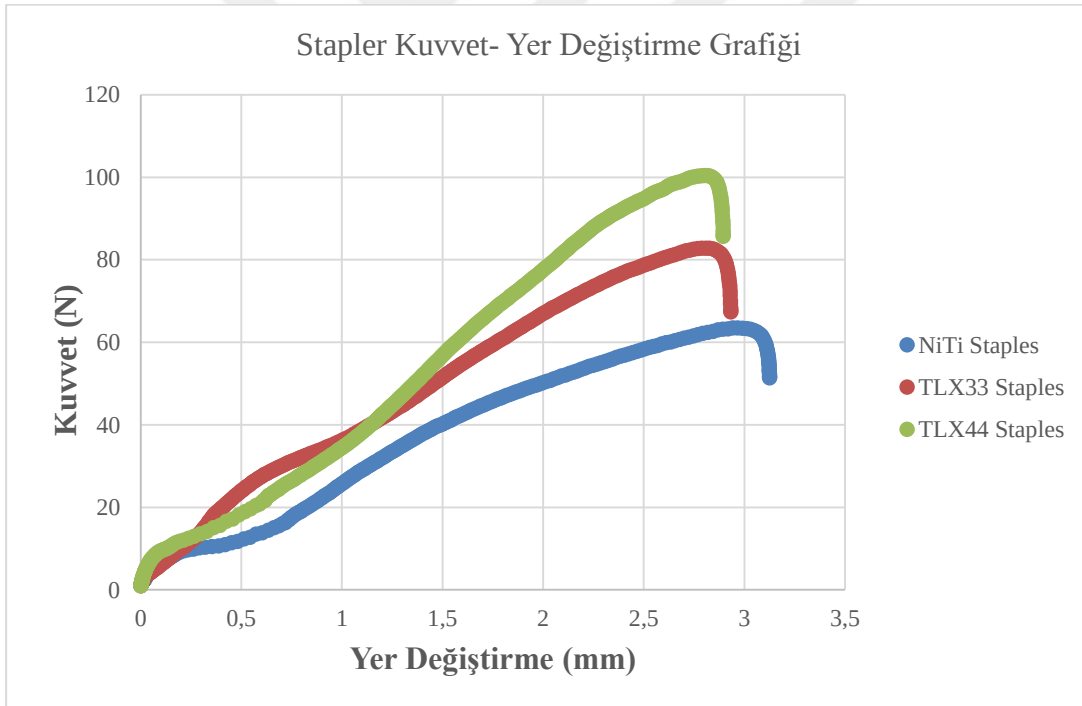
Şekil 3.10. Deneylerde kullanılan Zwick marka, Role Z050 model çekme test cihazı.

Çekme testi işleminde kullanılmak üzere şekil 3.11’deki çekme testi yardımcı parçaları tasarlanıp 3D yazıcıda üretilmiştir. Stapler bacakları şekil 3.11’de C numarası ile gösterilen şekildeki deliklere yerleştirilerek, parçanın üst kısmından çekme test cihazına sabitlenmiş ve çekme işlemi uygulanmıştır. Şekil 3.11’de gösterilen parçadan çekme testinde kullanılmak üzere 2 adet üretilmiştir. Bu parçalardan bir tanesi alt çeneye diğeri üst çeneye yerleştirilerek testler yapılmıştır.



Şekil 3.11. Çekme testi yardımcı parçaları. A:ön görünüş, B: üst görünüş, C: sol yan görünüş.

Çekme testi, oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir. Oda sıcaklığında, en yüksek kuvvete sahip olan staplerin TLX44 olduğu görülürken, en düşük kuvveti uygulayan staplerin ise süper elastik NiTi stapler olduğu görülmüştür. Şekil 3.12’de, deneysel çalışmada kullanılan staplerler için ölçülen kuvvet-yerdeğiştirme değerleri gösterilmiştir.

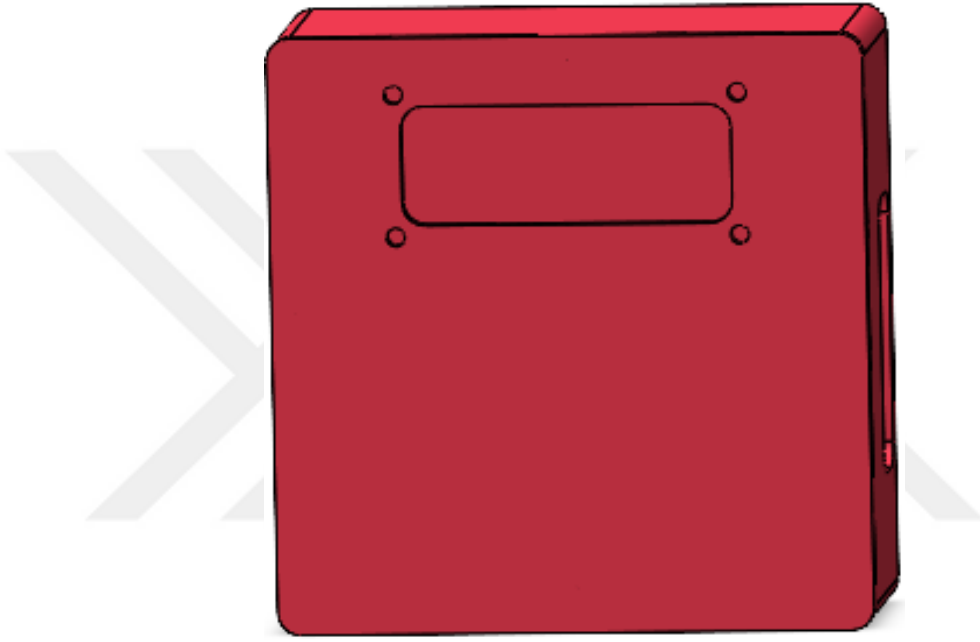


Şekil 3.12. Deneylerde kullanılan Staplerlerin kuvvet- yer değiştirme grafiği.

3.2.4. Arduino ile staplelerin uyguladığı kuvvetin ölçülmesi

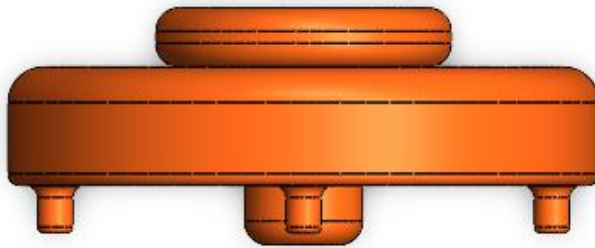
Staplerler merkezine doğru açılı şekilde üretilmiş implantlardır. Bacakları açık pozisyona (paralel konuma) getirilip kemiğe yerleştirildikten sonra serbest bırakılmakta ve stapler kapanmaya çalışırken delik içerisine basınç kuvveti uygulamaktadır. Staplerların en ucunda basma kuvveti maksimumken çekme kuvveti

minimum düzeydedir. Dip kısmında ise çekme kuvveti maksimumken, basma kuvveti minimum düzeydedir. Bu kuvvetleri belirlemek için kuvveti Newton cinsinden ölçen bir arduino düzeneği oluşturulmuştur. Staplerlerin delik içerisine yerleştirildiğinde uyguladıkları kuvvetler arduino ile bağlantılı olan ince film kuvvet sensörleri ile algılanıp arduino kartına aktarılmıştır. Arduino UNO kartında bulunan yazılım sayesinde kuvvet değerleri newton cinsinden LCD ekranda görüntülenmiştir. Kuvvet ölçüm cihazı için SolidWorks 2022 uygulamasında tasarlanmış kutu 3D yazıcıda üretilmiştir (şekil 3.13).



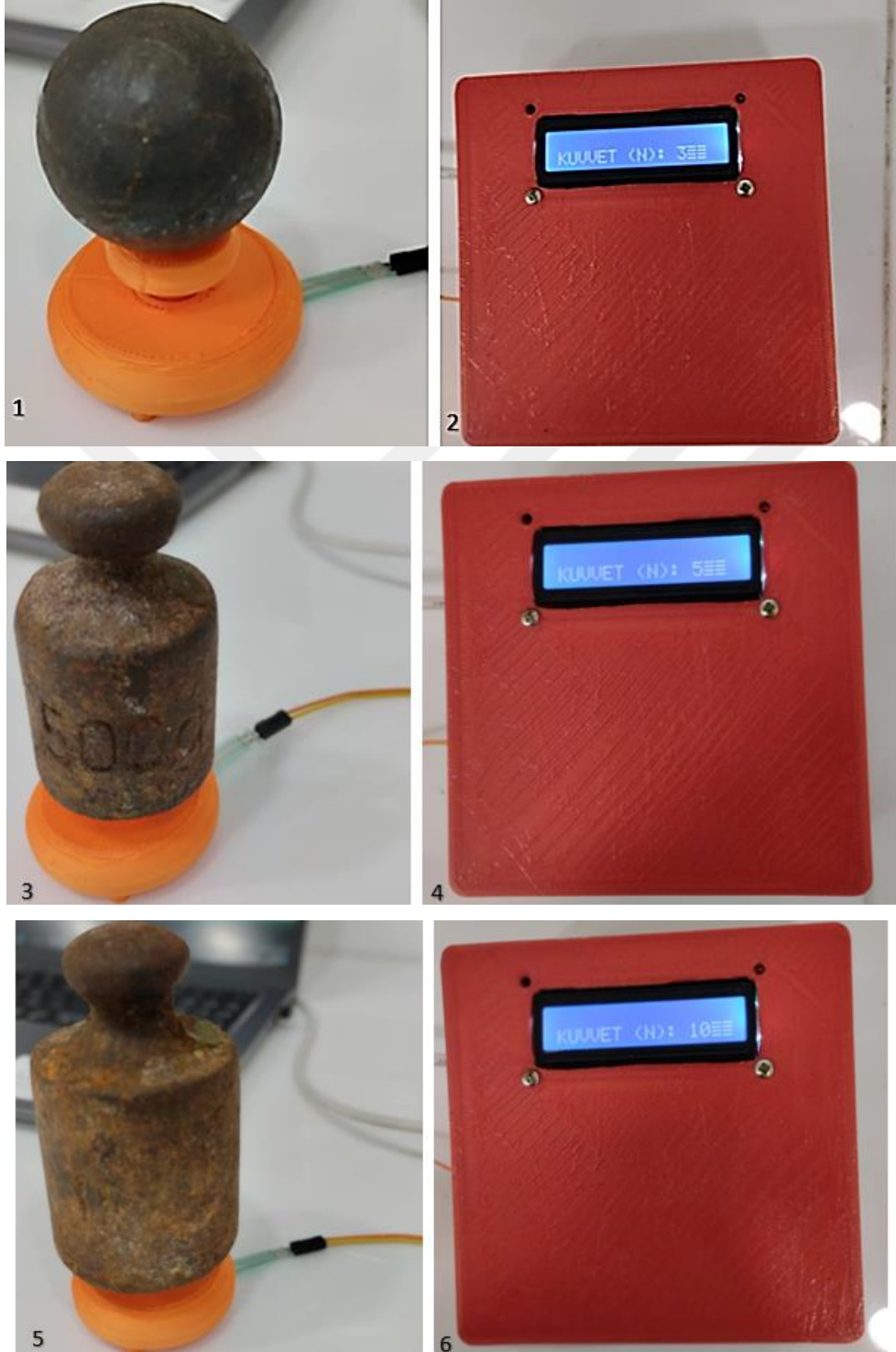
Şekil 3.13. Kuvvet ölçüm cihaz kutusu.

Kuvvet ölçüm cihazı ile ölçüm alınmadan önce 300 g, 500 g ve 1000 g'lık ağırlıklar ile cihazın kalibrasyonu yapılmıştır. Kalibrasyon işlemi sırasında ağırlıkların, sensör yüzeyine eşit ve dengeli bir şekilde dağılması için SolidWorks 2022 uygulamasında Şekil 3.14'de görülen kalibrasyon düzeneği tasarlanmış ve 3D yazıcıda üretilmiştir.



Şekil 3.14. Kuvvet ölçümünde kullanılan sensör kalibrasyon düzeneği.

Kalibrasyonda 300 g ağırlığa karşılık cihazdan 3 N, 500 g ağırlığa karşılık 5 N, 1000 g ağırlığa karşılık 10N değerinde kuvvet LCD ekrandan okunmuştur (Şekil 3.15). 1kg 10 N olacak şekilde kalibrasyon yapılmış ve ölçümler gerçekleştirilmiştir.



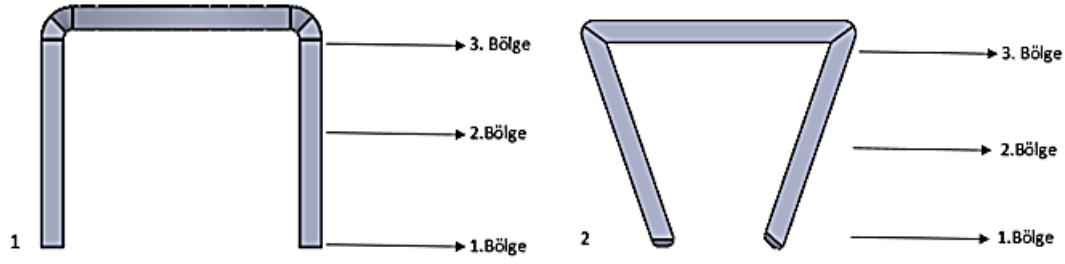
Şekil 3.15. Kuvvet sensörü kalibrasyon değerleri, 1 ve 2:300 g ağırlık ve kalibrasyon değeri, 3 ve 4: 500 g ağırlık ve kalibrasyon değeri, 5 ve 6: 1000 g ağırlık ve kalibrasyon değeri.

Staplerlerin uyguladığı kuvvet değerlerini ölçmek amacıyla SolidWorks 2022 uygulaması kullanılarak stapler kuvvet ölçüm düzeneği tasarlanmış ve 3D yazıcıda üretilmiştir (şekil 3.16). Tasarlanan sistemde 2 adet mil ile merkezlenmiş ve sabitlenmiş parça bulunmaktadır. Bu sabit parçaların arasında rulmanlar ile merkezlenmiş ve aşağı yukarı hareketi sağlayan hareketli bir parça bulunmaktadır. Alttaki sabit parçada bir adet ve ortadaki hareketli parçada bir adet vida kullanılarak parçalar sabitlenmiştir. Bu parçaların iç kısmında yer alan ve kuvvet değerinin ölçüleceği bölgeye kuvvet sensörü yerleştirilmiştir. Stapler bacakları tam açık pozisyondayken staplerin ucundan, ortasından ve dip kısmından kuvvet değerleri ölçülmüştür.



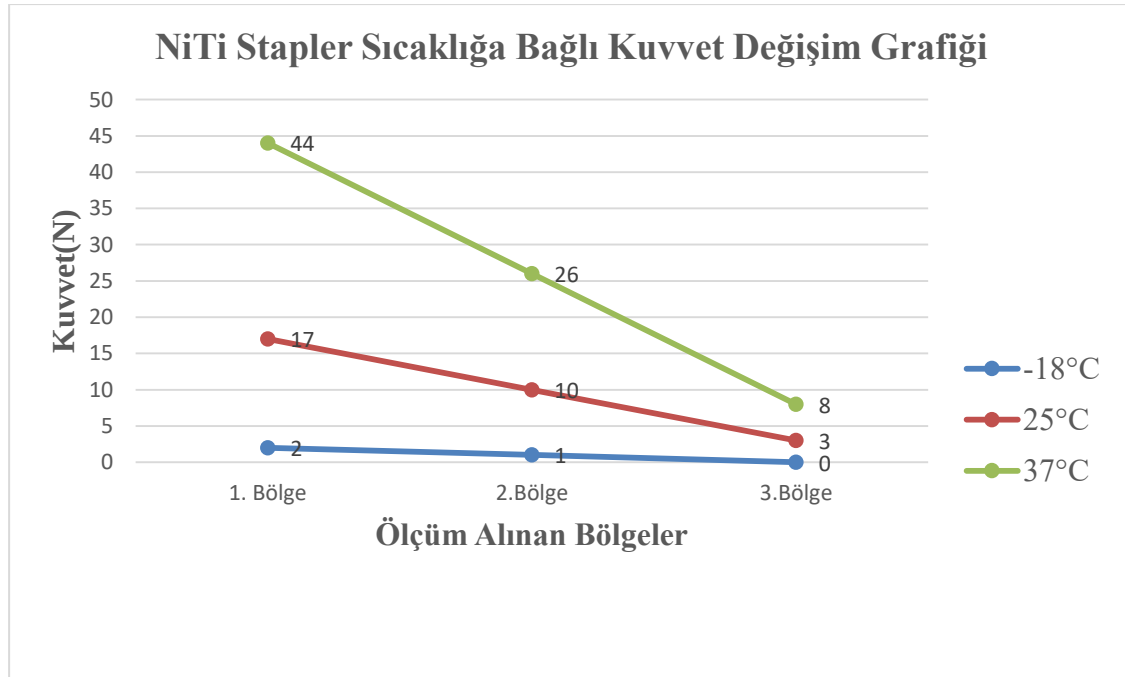
Şekil 3.16. Staplerin kuvvet ölçümünde kullanılan deney düzeneği A: solidWorks montajı B: deney düzeneği gerçek montajı.

Her stapler için uç, orta ve dipten olmak üzere 3 bölgeden ölçümler alınmıştır. Staplerlerden ölçüm alınan bölgeler şekil 3.17’de detaylı bir şekilde gösterilmiştir.



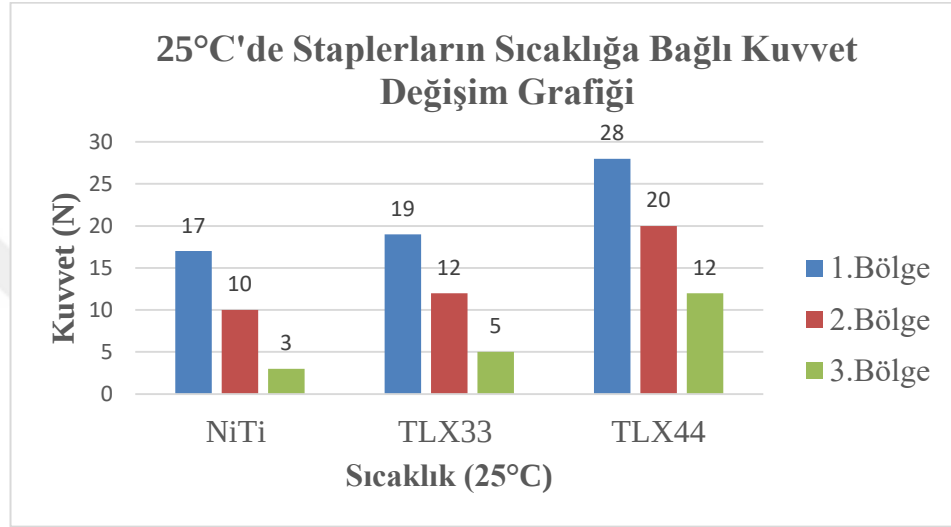
Şekil 3.17. Staplerten kuvvet ölçümü yapılan bölgeler, 1: açık stapler 2: kapalı stapler.

Kullanılan süper elastik NiTi stapler vücut sıcaklığına duyarlı malzemeden üretilmiştir. Bu özelliğinden dolayı 3 farklı sıcaklıkta kuvvet değerleri ölçülmüştür. İlk adımda NiTi Stapler -18°C sıcaklıkta buzdolabında bekletilmiş, daha sonrasında buzdolabından çıkartılıp 3 bölgeden kuvvet değeri ölçülmüştür. -18°C 'de 1. bölgede 2 N, 2. bölgede 1 N, 3. bölgede 0 N kuvvet değerleri ölçülmüştür. İkinci adımda oda sıcaklığında (25°C) 3 bölgeden kuvvet değerleri ölçülmüştür. 25°C 'de 1.bölgede 17 N, 2.bölgede 10 N, 3.bölgede 3 N kuvvet değerleri ölçüldü. Üçüncü adımda NiTi stapler, fırında vücut sıcaklığında (37°C) ısıtılıp sıcaklık sabit tutularak ölçümler alınmıştır. 37°C 'de 1.bölgede 44 N, 2.bölgede 28 N, 3.bölgede 8 N kuvvet değerleri ölçülmüştür. Süper elastik NiTi Staplerin sıcaklığa bağlı kuvvet değişim değerleri şekil 3.18'de verilmiştir.

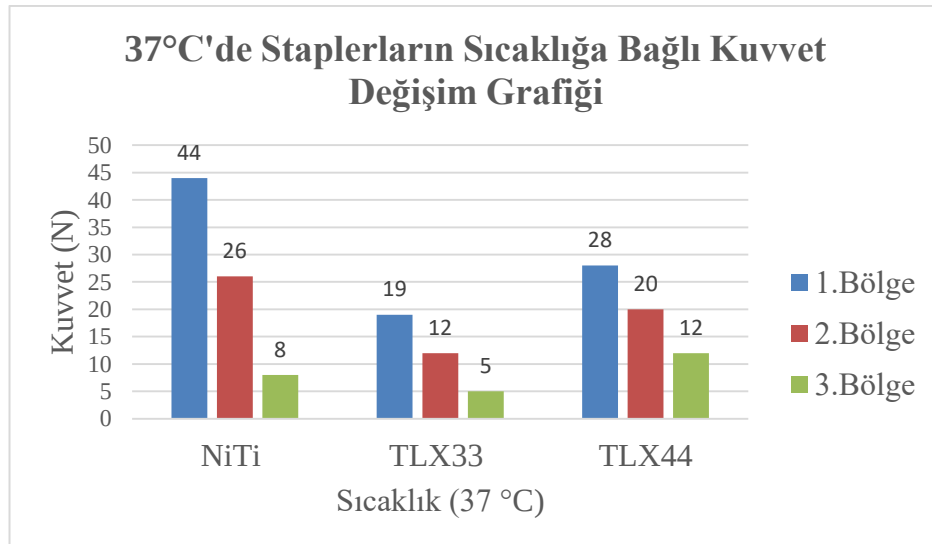


Şekil 3.18. NiTi stapler sıcaklığa bağlı kuvvet değişim grafiği.

TLX33 ve TLX44 malzemeden yapılan staplerlar -18°C, 25°C ve 37°C’lerde 3 bölgeden kuvvet değerleri ölçülmüş ve sıcaklığa bağlı kuvvet değişimi görülmemiştir. TLX33 stapler kuvvet ölçüm değerleri 3 farklı sıcaklık için 1.bölgede 5 N, 2.bölgede 12 N, 3.bölgede 19 N olarak ölçülmüştür. TLX44 stapler kuvvet ölçüm değerleri 3 farklı sıcaklık için 1.bölgede 12 N, 2.bölgede 20 N, 3.bölgede 28 N olarak ölçülmüştür. Kullanılan 3 farklı staplerin sıcaklığa bağlı kuvvet değişimleri şekil 3.19 ve şekil 3.20’de gösterilmiştir.



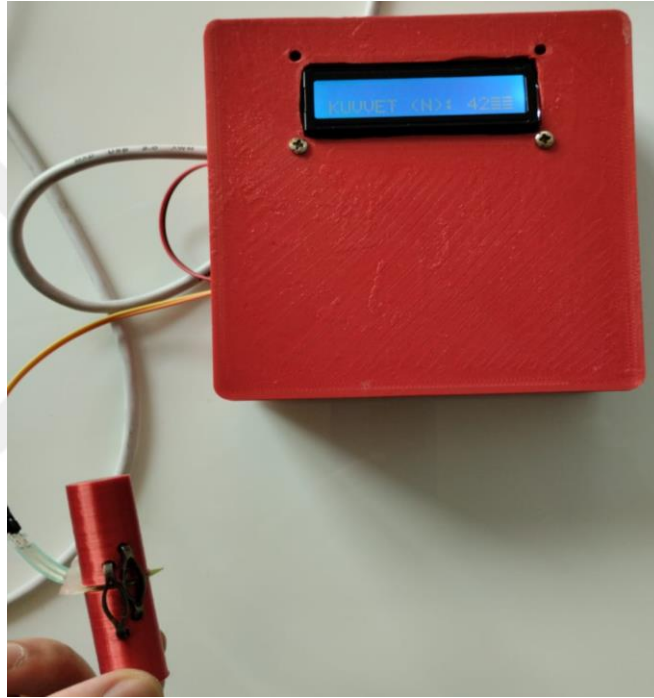
Şekil 3.19. 25°C’de sıcaklıkta staplerların 3 farklı bölgesinden deneysel olarak ölçülen kuvvet değerlerinin değişimi.



Şekil 3.20. 37°C’de sıcaklıkta staplerların 3 farklı bölgesinden deneysel olarak ölçülen kuvvet değerlerinin değişimi.

Oda sıcaklığında (25°C) ölçülen kuvvetlere bakıldığında en fazla kuvveti TLX44 Stapler, en az kuvveti ise NiTi staplerin uyguladığı görülmektedir. Vücut sıcaklığında (37°C) ölçülen kuvvetlere bakıldığında ise, NiTi staplerin uyguladığı kuvvetin arttığı, TLX33 ve TLX44 staplerların kuvvet değerlerinde değişim olmadığı görülmüştür. En fazla kuvveti NiTi Stapler, en az kuvveti ise TLX33 staplerin uyguladığı tespit edilmiştir.

TLX33 ve TLX44 malzemeden üretilen staplerlerin laboratuvar ortamında, farklı stapler yerleşim açılarında üretilen kemik modellerinde eklem birleşim noktalarında oluşturdukları sıkıştırma kuvvetleri belirlenmiştir (şekil 3.21).



Şekil 3.21. TLX44 staplerların 0°-30° kombinasyonunda eklem birleşim noktasından ölçülen kuvvet değeri.

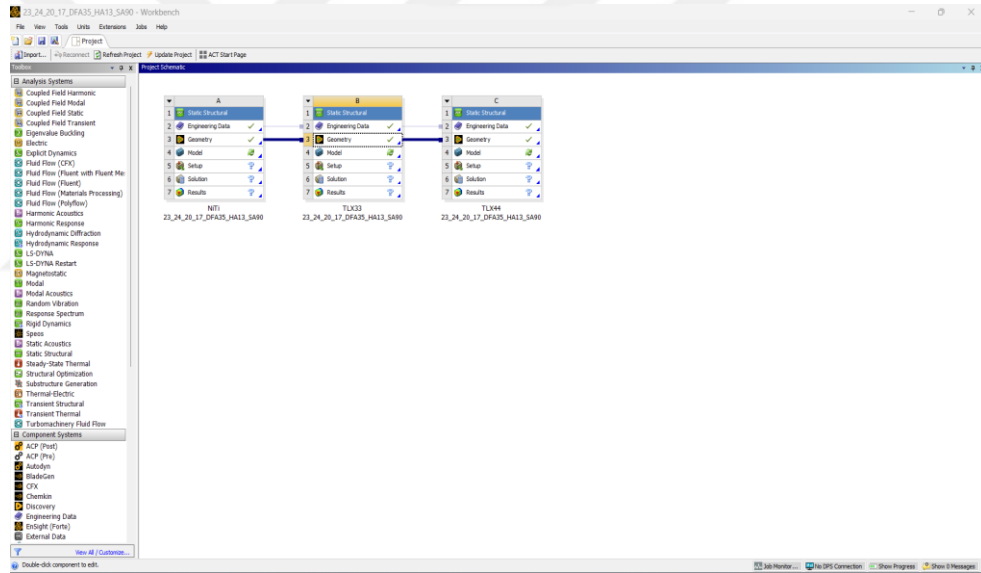
Staplerlerin ilk olarak tekli kullanımda oluşan kuvvetler ölçülmüştür. Daha sonrasında ikili kombinasyonlarda 0°-30°, 0°-60° ve 0°-90° stapler yerleşim açılarında eklem birleşim noktalarında oluşan kuvvet değerleri ölçülmüştür. Elde edilen değerler karşılaştırıldığında tekli ve ikili stapler uygulamalarında TLX44 stapler TLX33 staplere göre daha fazla kuvvet uyguladığı görülürken, en fazla sıkıştırma kuvveti 0°-30° stapler kombinasyonunda elde edilmiştir. Tablo 3.2’de stapler kombinasyonlarında elde edilen kuvvet değerleri verilmiştir. Kuvvet değerinin artması birleştirme bölgesinde daha iyi tutnma sağlandığı anlamına gelmektedir.

Tablo 3.2. Stapler kombinasyonlarında elde edilen kuvvet değerleri.

Stapler Kombinasyonlarından Elde Edilen Kuvvet Değerleri		
Stapler Yerleşim Açıları	TLX33 Stapler	TLX44 Stapler
0° Tek Stapler	18 N	24 N
0°-30° Çift Stapler	32 N	42 N
0°-60° Çift Stapler	27 N	37 N
0°-90° Çift Stapler	25 N	30 N

3.2.5. Sonlu elemanlar analizi

Tasarlanan kemik modellerinin analizlerinin yapılması için SolidWorks 2022 uygulamasından STEP formatında kaydedilen geometri verileri, bir SE analizi programı olan Ansys Workbench 2023 R1 uygulaması içerisinde static structural analiz modülüne aktarılmıştır (Şekil 3.22).



Şekil 3.22. Ansys Workbench ara yüzü.

Aktarılan STL modeli için kemiğin mekanik özellikleri tanımlanmıştır. Analizlerde kullanılan kemik modelinde kullanılan mekanik özellikleri Tablo 3.3'te verilmiştir.

Tablo 3.3. Kemiğin mekanik özellikleri [114] [115].

Malzeme	Density (kg/m ³)	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı	Akma Dayanımı (Mpa)
Kemik	1900	20000	0,3	140

Kemik modellerinde metatarsal kemik ile proksimal falanks kemik arasındaki HA 13° ve DFA 25°, 30° ve 35° olacak şekilde 3 farklı model oluşturulmuştur. Bu 3 farklı kemik modeli kendi içinde stapler yerleşim açısına göre 0° tek stapler kombinasyonu; 0°-30°, 0°-60° ve 0°-90° iki stapler kombinasyonu olarak 4 farklı şekilde tasarlanmıştır. Toplamda 12 adet metatarsal kemik ve 12 adet falanks kemiği olmak üzere 24 farklı kemik modeli tasarlanmış ve bu kemik birleşiminden 12 farklı montaj dosyası oluşturulmuştur. Tasarlanan her modelde kullanılan kemik parçalarının birleşimi 1'den başlayarak 24'e kadar numaralandırılmıştır. Tasarlanan montaj parçaları; ilk parça numarası _ ikinci parça numarası _ stapler köprü boyu _ stapler bacak boyu _ DFA _HA_ stapler açısı şeklinde kısaltılıp adlandırılmıştır.

Malzeme özellikleri tanımlandıktan sonra geometriye 0,5 mm mesh (ağ) yapısı tanımlanmıştır. Staplerlerin kuvvet uyguladıkları bölgelerde kuvveti 3 farklı değerde uygulamak için bu bölgelere 4 mm'lik mesh tanımlanmıştır. Her geometri için oluşturulan eleman ve düğüm noktası sayıları tablo 3.4'te verilmiştir.

Tablo 3.4. Analizlerde kullanılan düğüm noktası ve eleman sayıları.

Kemik Açıları	Geometri	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
DFA 25° - HA 13°	1_2_20_17_DFA25_HA13_SA0	44110	24843
	3_4_20_17_DFA25_HA13_SA30	48408	27329
	5_6_20_17_DFA25_HA13_SA60	48394	27364
	7_8_20_17_DFA25_HA13_SA90	49129	27788
DFA 30° - HA 13°	9_10_20_17_DFA30_HA13_SA0	69989	39915
	11_12_20_17_DFA30_HA13_SA30	66271	37730
	13_14_20_17_DFA30_HA13_SA60	69788	39768
	15_16_20_17_DFA30_HA13_SA90	69944	39837
DFA 35° - HA 13°	17_18_20_17_DFA35_HA13_SA0	47629	26896
	19_20_20_17_DFA35_HA13_SA30	48390	27323
	21_22_20_17_DFA35_HA13_SA60	48068	27173
	23_24_20_17_DFA35_HA13_SA90	44701	25181

Birinci MTP ekleminin füzyonunda 3 farklı malzeme için SE analizleri gerçekleştirilmiş ve eklemlerin birleşim noktalarında elde edilen gerilme (Von mises)

ve deformasyon değerleri incelenmiştir. Analizlerde, eklem birleşim yüzeyleri sabitlenmiş ve deliklerin iç kısmında staplerin temas ettiği noktalardan gerçeğine uygun şekilde basınç kuvveti uygulanmıştır. Bası kuvveti gerçek staplerin oluşturduğu şekilde (dip bölgede sıfır, uç bölgede maksimum olacak şekilde lineer olarak değişen) değişken olarak tanımlanmıştır.





4. ARAŞTIRMA BULGULARI

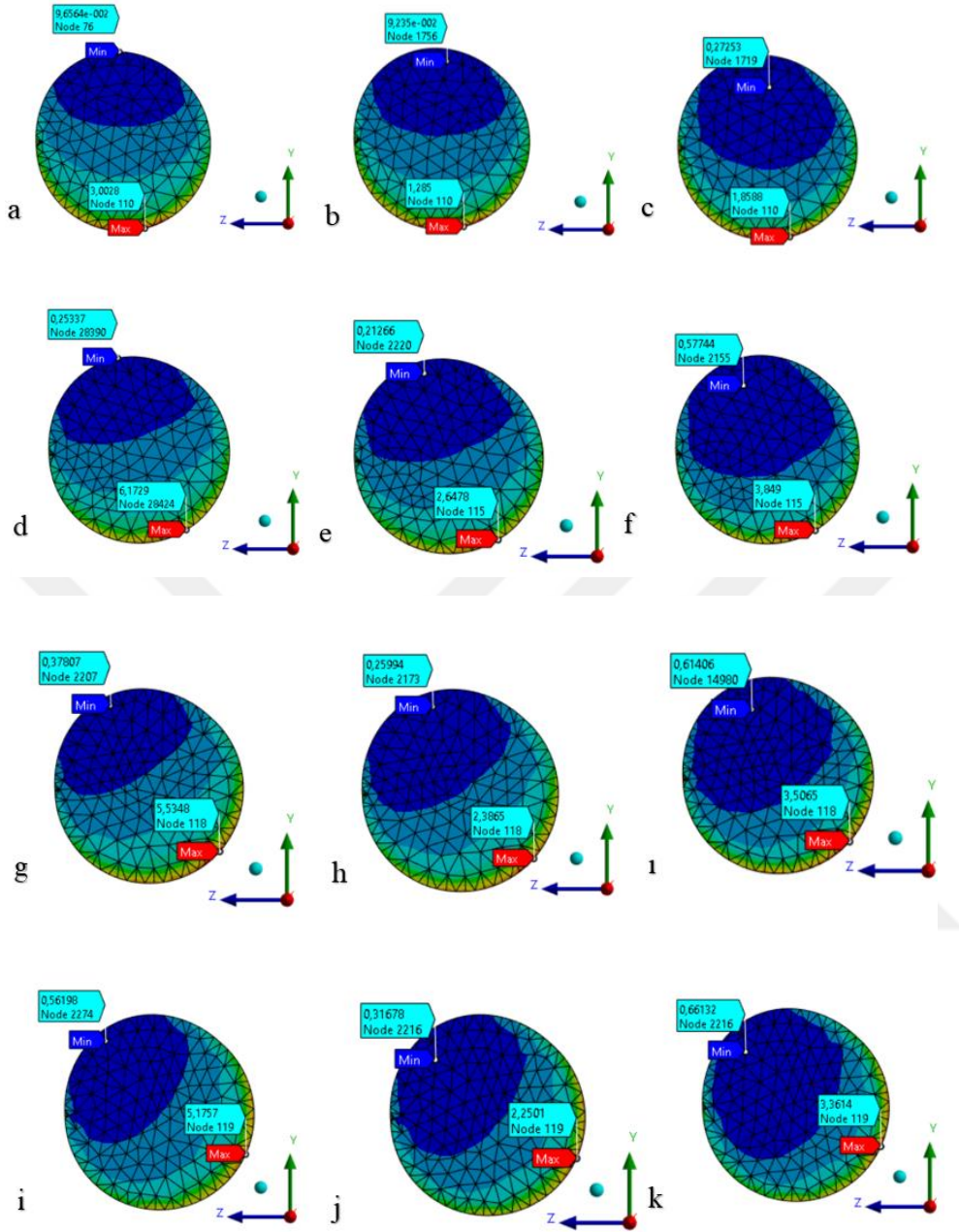
Bu çalışmada 3 farklı malzemeden üretilen staplerlerin birinci MTP eklemi füzyonunda tek stapler kullanımı ve farklı açılarda konumlandırılmış 2 adet stapler kullanımı durumunda eklem sabitlenmesindeki staplerlerin mekanik performansları araştırılmıştır. Aynı kuvvetler etkisi altında kullanılan staplerlerin kemikler üzerinde oluşturduğu Von Mises Stress değerleri ve deformasyon değerleri SE yöntemi kullanılarak tespit edilmiş ve karşılaştırılmıştır. Analizler sonucunda elde edilen her bir renk belirli bir değer aralığını ifade etmektedir. Her bir rengin ifade ettiği değer ilgili görüntüler üzerinde bulunan skalalarda gösterilmektedir.

4.1. Dayanım Değerlendirilmesi

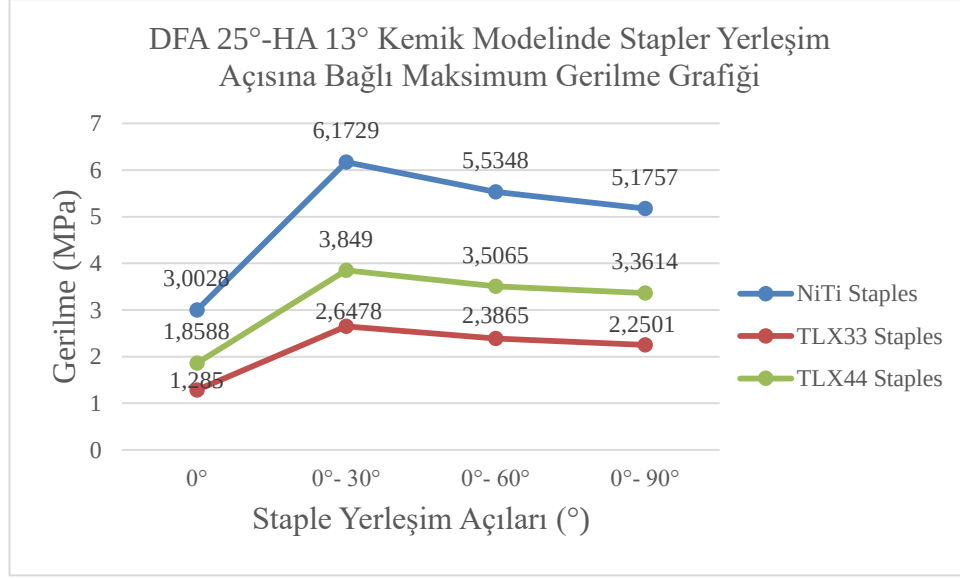
Bu çalışmada NiTi stapler, TLX33 stapler, TLX44 staplerlerin kemik füzyonunda oluşturduğu Von Mises Stress değerleri ayrı ayrı analiz edilmiştir. Daha sonra farklı açılarda yerleştirilmiş tüm stapler kombinasyonlarında elde Von Mises gerilme değerleri karşılaştırılmıştır.

4.1.1. DFA 25° - HA 13° Kemik modelinde von mises stress değerleri

DFA 25° - HA 13° olarak tasarlanan kemik modellerinde 0°, 0° - 30°, 0° - 60° ve 0° - 90° NiTi stapler, TLX33 stapler ve TLX44 stapler kombinasyonlarının SE analizi sonucunda MTP eklem birleşim yüzeyinde elde edilen gerilme dağılımları, şekil 3.23'te kontur olarak gösterilmiş ve şekil 3.24'te elde edilen sonuçlar grafik olarak özetlenmiştir.



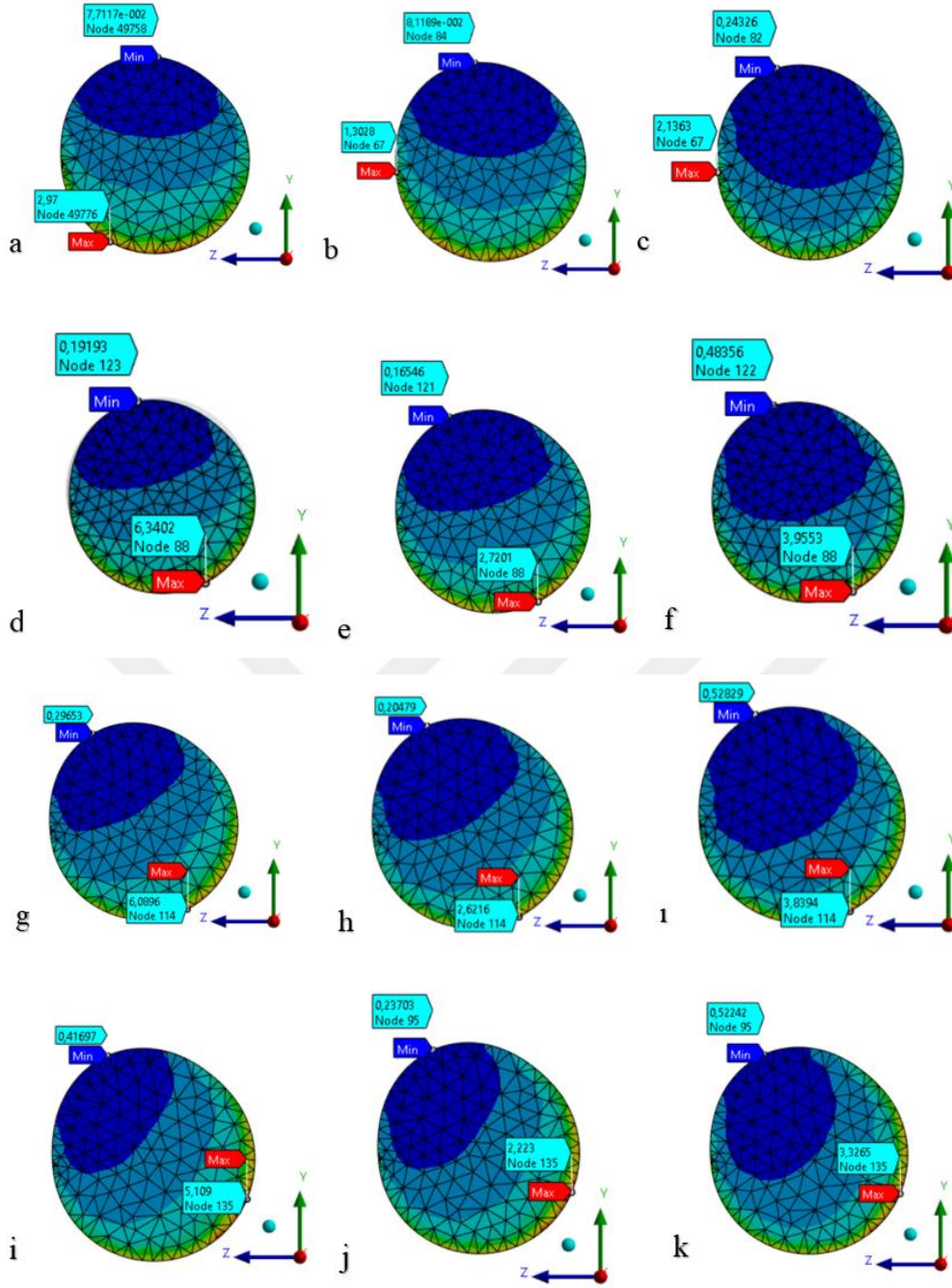
Şekil 3.23. DFA 25°- HA 13° kemik modelinde MTP eklem yüzeyindeki maksimum Von Mises Stress değerleri a: NiTi stapler 0°, b: TLX33 stapler 0°, c: TLX44 stapler 0°, d: NiTi stapler 0°-30°, e: TLX33 stapler 0°-30°, f: TLX44 stapler 0°-30°, g: NiTi stapler 0°-60°, h: TLX33 stapler 0°-60°, i: TLX44 stapler 0°-60°, j: NiTi stapler 0°-90°, k: TLX33 stapler 0°-90°, l: TLX44 stapler 0°-90°.



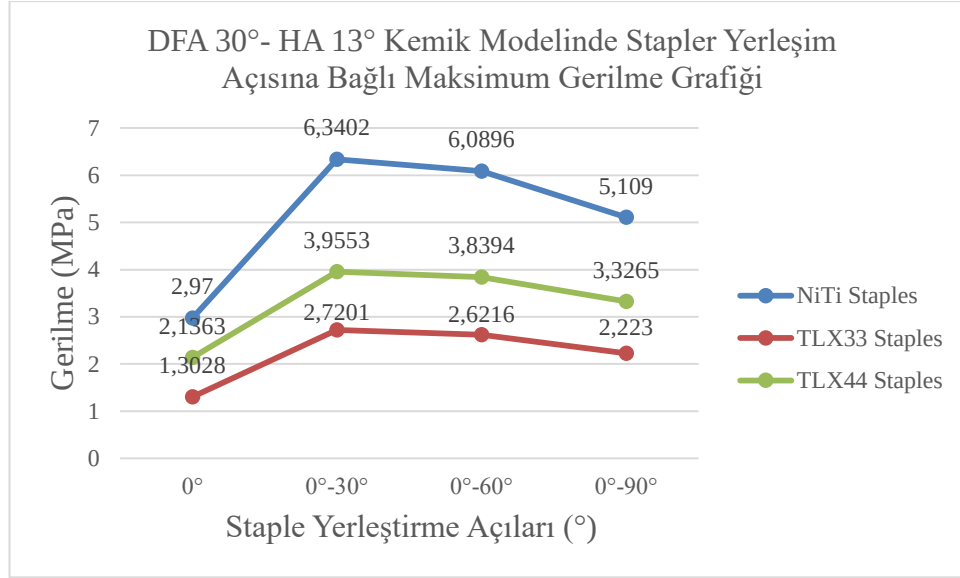
Şekil 3.24. DFA 25°-HA 13° kemik modelinde stapler yerleşim açısına bağlı maksimum gerilme grafiği.

4.1.2. DFA 30° - HA 13° Kemik modelinde von mises stress değerleri

DFA 30° - HA 13° olarak tasarlanan kemik modellerinde 0°, 0° - 30°, 0°- 60° ve 0° - 90° NiTi stapler, TLX33 stapler ve TLX44 stapler kombinasyonları sonucunda MTP eklem yüzeyine ait gösterimler şekil 3.25'te belirtilmiş ve maksimum gerilim değerleri şekil 3.26'da özetlenmiştir.



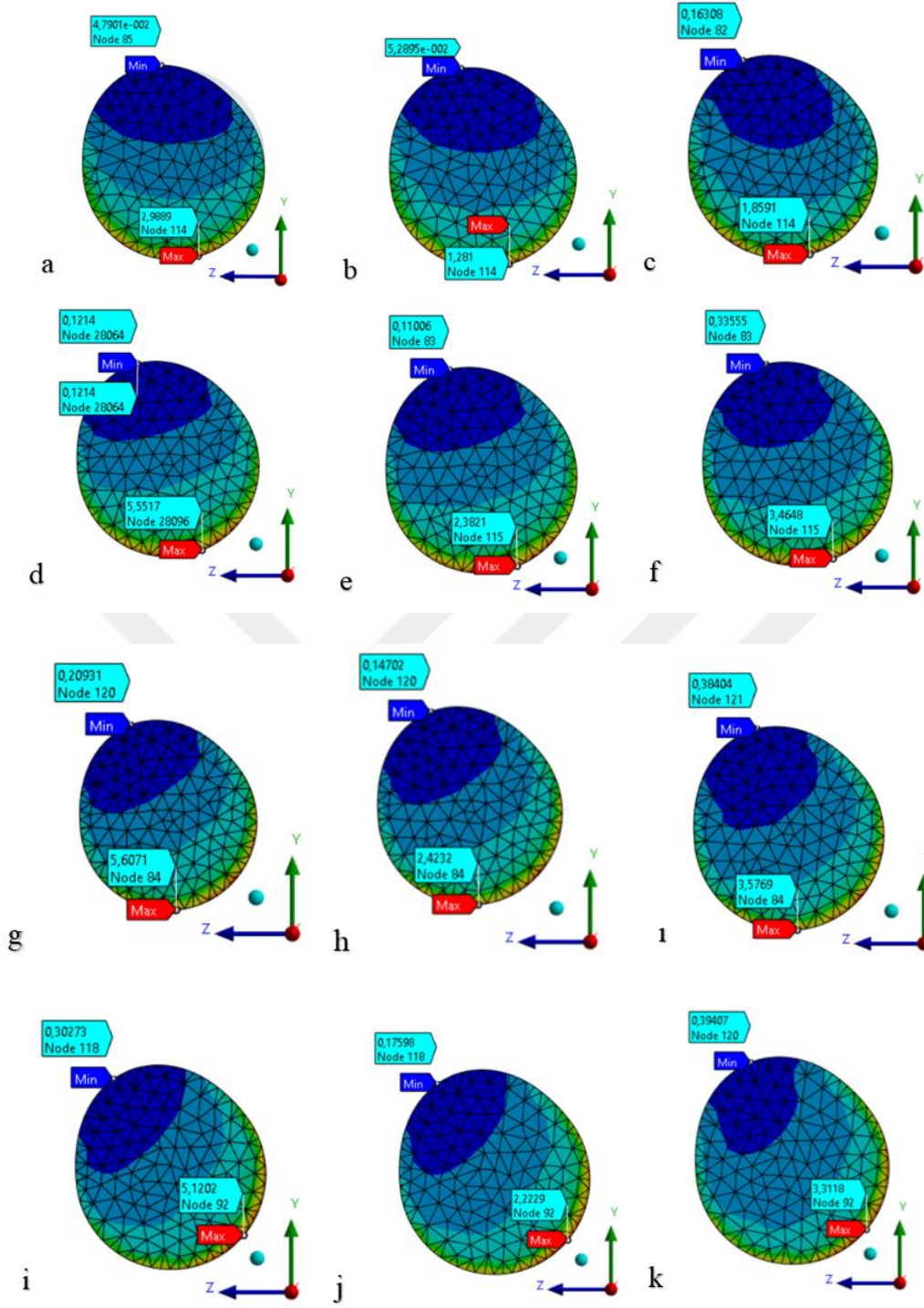
Şekil 3.25. DFA 30°- HA 13° kemik modelinde MTP eklem yüzeyindeki maksimum Von Mises Stress değerleri a: NiTi stapler 0°, b: TLX33 stapler 0°, c: TLX44 stapler 0°, d: NiTi stapler 0°-30°, e: TLX33 stapler 0°-30°, f: TLX44 stapler 0°-30°, g: NiTi stapler 0°-60°, h: TLX33 stapler 0°-60°, i: TLX44 stapler 0°-60°, j: NiTi stapler 0°-90°, k: TLX33 stapler 0°-90°.



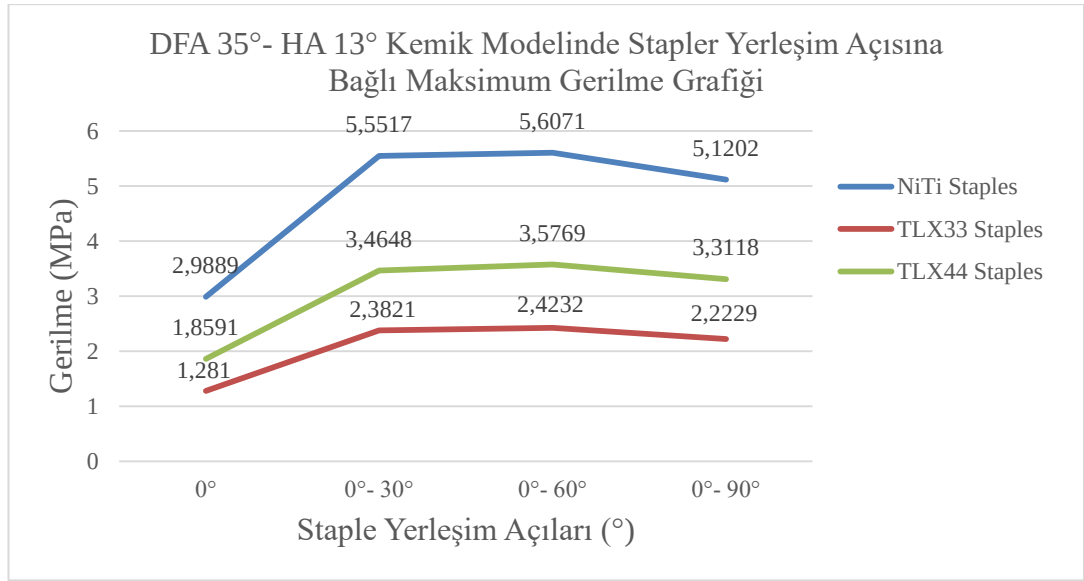
Şekil 3.26. DFA 30°- HA 13° kemik modelinde stapler yerleşim açısına bağlı maksimum gerilme grafiği.

4.1.3. DFA 35° - HA 13° Kemik modelinde von mises stress değerleri

DFA 35° - HA 13° olarak tasarlanan kemik modellerinde 0°, 0° - 30°, 0°- 60° ve 0° - 90° NiTi stapler, TLX33 stapler ve TLX44 stapler kombinasyonları sonucunda MTP eklem yüzeyinde oluşan gerilme dağılımları ve maksimum gerilme değerleri şekil 3.27'de gösterilmiş ve maksimum gerilme değerleri şekil 3.28'de grafik üzerinde verilmiştir.



Şekil 3.27. DFA 35°- HA 13° kemik modelinde MTP eklem yüzeyindeki maksimum Von Mises Stress değerleri a: NiTi stapler 0°, b: TLX33 stapler 0°, c: TLX44 stapler 0°, d: NiTi stapler 0°-30°, e: TLX33 stapler 0°-30°, f: TLX44 stapler 0°-30°, g: NiTi stapler 0°-60°, h: TLX33 stapler 0°-60°, ı: TLX44 stapler 0°-60°, i: NiTi stapler 0°-90°, j: TLX33 stapler 0°-90°, k: TLX44 stapler 0°-90°.



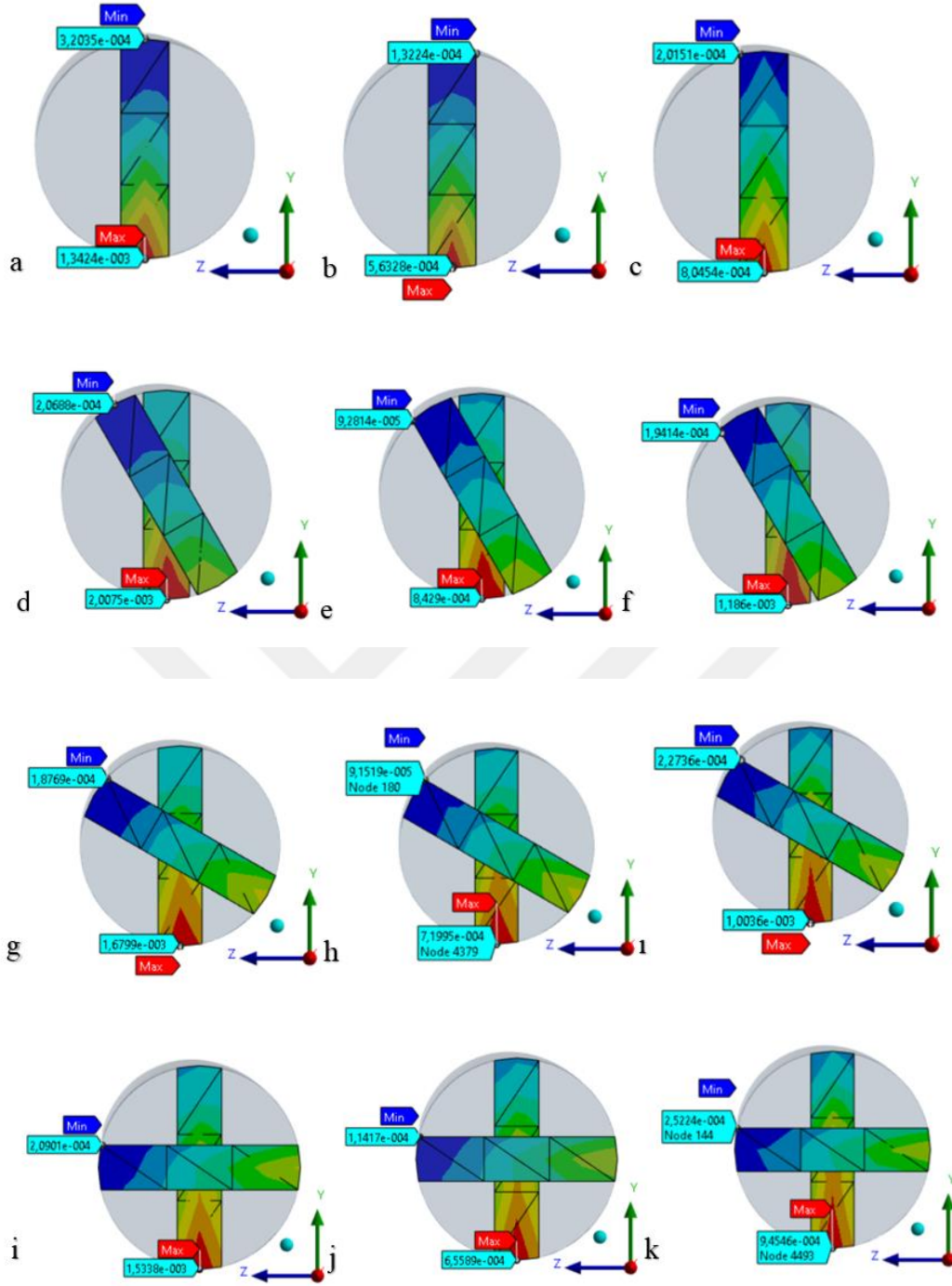
Şekil 3.28. DFA 35° - HA 13° kemik modelinde stapler yerleşim açısına bağlı elde edilen maksimum gerilme grafiği.

4.2. Deformasyon Değerleri

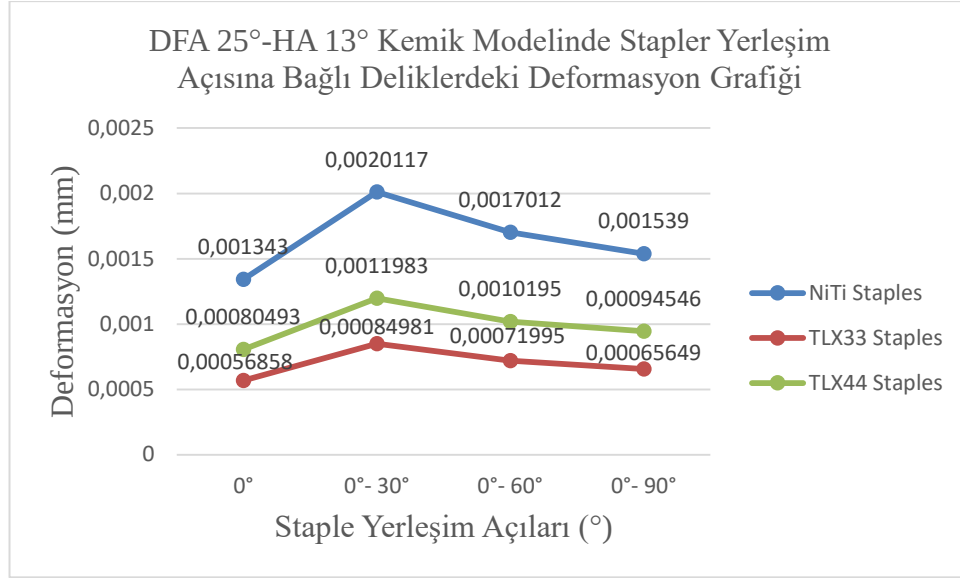
Tasarlanan kemik modellerinde 0°, 0° - 30°, 0° - 60° ve 0° - 90° kombinasyonlarında staplerlerin yerleştirilmesi için kemikte açılan deliklerde NiTi stapler, TLX33 stapler ve TLX44 stapler kullanımında deliklerde oluşan deformasyon incelenmiş ve her bir modelde oluşan deformasyon değerleri karşılaştırılmıştır.

4.2.1. DFA 25° - HA 13° Kemik modelinde deliklerde oluşan deformasyon değerleri

DFA 25° - HA 13° olarak tasarlanan kemik modellerinde 0°, 0° - 30°, 0° - 60° ve 0° - 90° NiTi stapler, TLX33 stapler ve TLX44 stapler kombinasyonları için kemikte açılan deliklerde oluşan deformasyon dağılımları şekil 3.29'da belirtilmiş ve maksimum gerilim değerleri şekil 3.30'da grafiksel olarak özetlenmiştir.



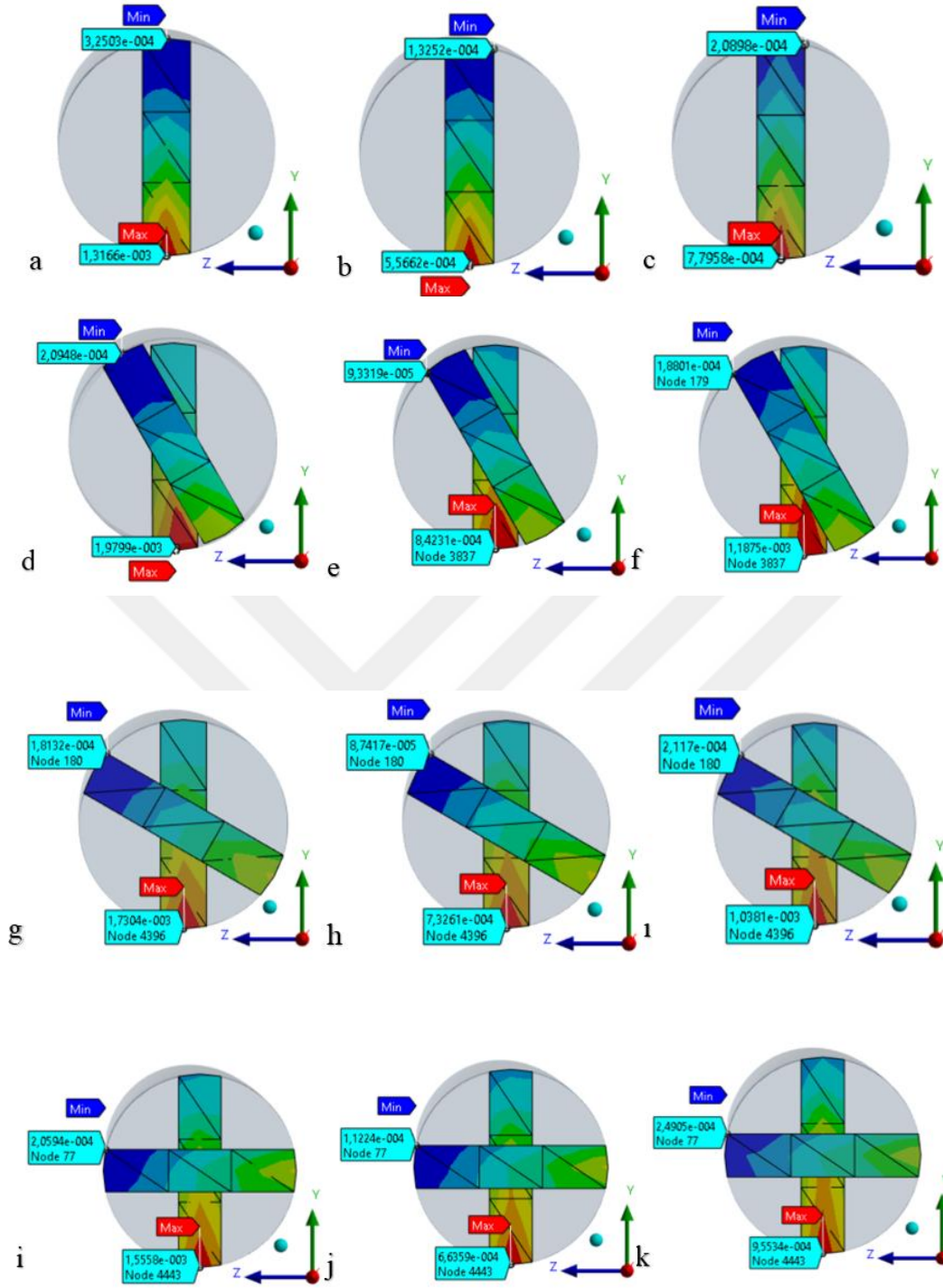
Şekil 3.29. DFA 25°- HA 13° kemik modelinde deliklerdeki deformasyon değerleri a: NiTi staple 0°, b: TLX33 staple 0°, c: TLX44 staple 0°, d: NiTi staple 0°-30°, e: TLX33 staple 0°-30°, f: TLX44 staple 0°-30°, g: NiTi staple 0°-60°, h: TLX33 staple 0°-60°, i: TLX44 staple 0°-60°, j: NiTi staple 0°-90°, k: TLX33 staple 0°-90°, l: TLX44 staple 0°-90°.



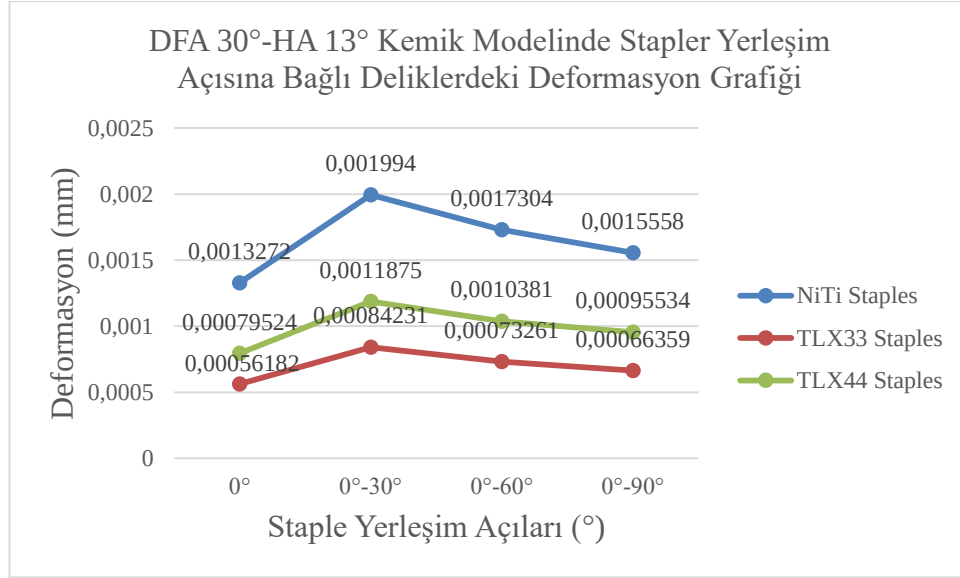
Şekil 3.30. DFA 25°- HA 13° kemik modelinde stapler yerleşim açısına bağlı deliklerdeki maksimum deformasyon grafiği.

4.2.2. 4.2.2. DFA 30° - HA 13° Kemik modelinde deliklerde oluşan deformasyon değerleri

DFA 30° - HA 13° olarak tasarlanan kemik modellerinde 0°, 0° - 30°, 0°- 60° ve 0° - 90° NiTi stapler, TLX33 stapler ve TLX44 stapler kombinasyonları için kemikte açılan deliklerde oluşan deformasyon dağılımları şekil 3.31’da belirtilmiş ve maksimum gerilme değerleri şekil 3.32’da grafik şeklinde özetlenmiştir.



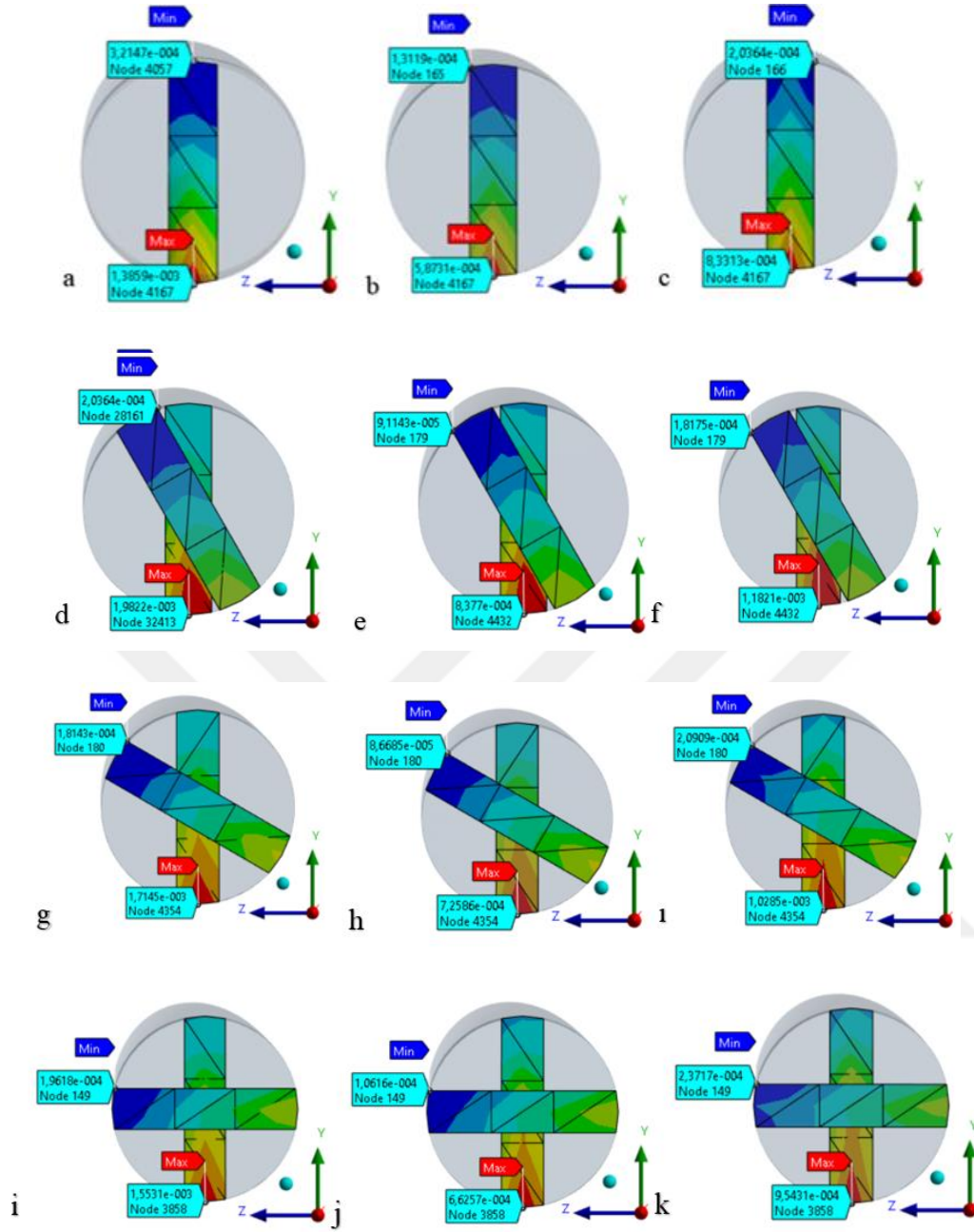
Şekil 3.31. DFA 30°- HA 13° kemik modelinde deliklerdeki deformasyon değerleri a: NiTi staple 0°, b: TLX33 staple 0°, c: TLX44 staple 0°, d: NiTi staple 0°-30°, e: TLX33 staple 0°-30°, f: TLX44 staple 0°-30°, g: NiTi staple 0°-60°, h: TLX33 staple 0°-60°, i: TLX44 staple 0°-60°, j: NiTi staple 0°-90°, k: TLX33 staple 0°-90°, l: TLX44 staple 0°-90°.



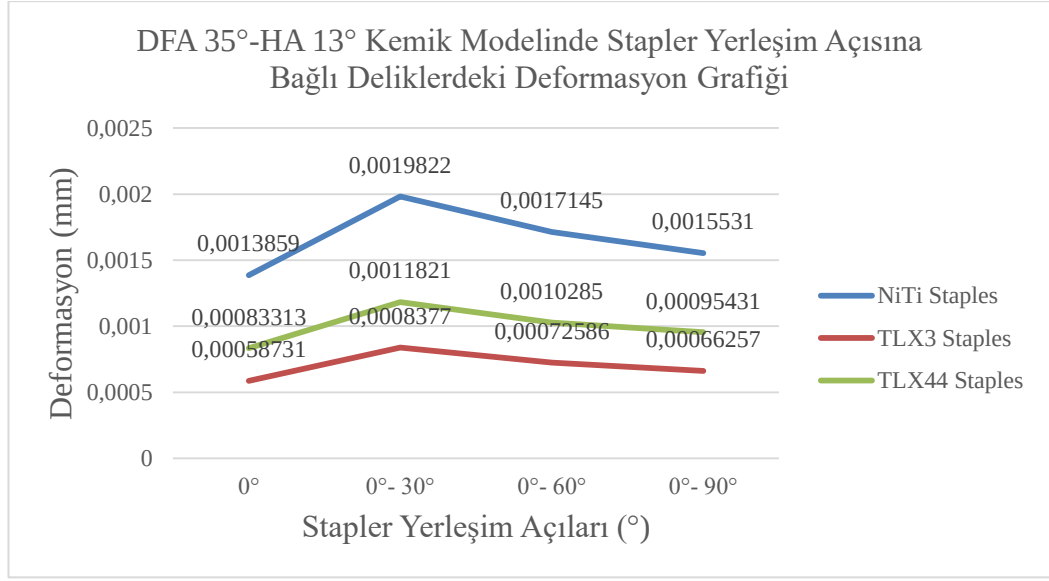
Şekil 3.32. DFA 30°- HA 13° kemik modelinde stapler yerleşim açısına bağlı deliklerdeki maksimum deformasyon grafiği.

4.2.3. DFA 35° - HA 13° Kemik modelinde deliklerde oluşan deformasyon değerleri

DFA 35° - HA 13° olarak tasarlanan kemik modellerinde 0°, 0° - 30°, 0°- 60° ve 0° - 90° NiTi stapler, TLX33 stapler ve TLX44 stapler kombinasyonları için kemikte açılan deliklerde oluşan deformasyon dağılımları şekil 3.33'te belirtilmiş ve maksimum gerilim değerleri şekil 3.34'te verilen grafikte özetlenmiştir.



Şekil 3.33. DFA 35°- HA 13° kemik modelinde deliklerdeki deformasyon değerleri a: NiTi staple 0°, b: TLX33 staple 0°, c: TLX44 staple 0°, d: NiTi staple 0°-30°, e: TLX33 staple 0°-30°, f: TLX44 staple 0°-30°, g: NiTi staple 0°-60°, h: TLX33 staple 0°-60°, i: TLX44 staple 0°-60°, j: NiTi staple 0°-90°, k: TLX33 staple 0°-90°, l: TLX44 staple 0°-90°.



Şekil 3.34. DFA 35°- HA 13° kemik modelinde stapler yerleşim açısına bağlı olarak delik içerisinde oluşan maksimum deformasyon grafiği.



5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

5.1. Tartışma

Hallux rigidus birinci MTP eklemının tam sebebi bilinmemekle birlikte birçok faktörden etkilenecek zamanla sertleşip ağrı oluşturmaları ile karakterize olan bir ön ayak eklem rahatsızlığıdır. Hastalar ağrıların ve hareket kısıtlılığının artması ile hastaneye başvurumaktadırlar. Hastadan alınan radyografik değerler sonucunda tedavi yöntemi belirlenmektedir. İlerleyen HR rahatsızlıklarında cerrahi yöntem uygulanmaktadır [116]. Cerrahi yöntem seçenekleri arasında birçok farklı implant ile birinci MTP eklemi sabitlemesi de bulunmaktadır. Bu implantlar arasında son yıllarda oldukça popüler olan staplerler de yer almaktadır. Staplerlerin kemikleri daha kolay sabitlemesi, cerrahi işlem süresini azaltması, travmaların az olması, uygulama sonrasında iyileşme oranının artması ve ameliyat sonrası ağrıları azaltması gibi avantajları bilinmektedir. Stapler, vida ve plaklara göre daha düşük profilli olması, daha hızlı uygulanması ve düşük yoğunluklu kemiklerde kullanımının uygun olması da diğer avantajları arasındadır [91] [92].

Son yıllarda birinci MTP eklemi füzyonunda birçok farklı uygulamada staplerler kullanılmıştır. Fakat birinci MTP eklemi füzyonunda stapler kullanımında yapılan çalışmalarda ikili stapler kombinasyonlarında staplerlerin yerleşim açılarına göre sabitleme performanslarını karşılaştıran bir çalışma bulunmamaktadır. Bundan yola çıkarak stapler kullanımında açının etkisini incelemek için üç farklı anatomik özellikte ayak başparmağı kemik modelleri tasarlanmıştır. Tasarlanan kemik modelleri ilk olarak, 3D yazıcıda üretilen kemik modelleri üzerinde bölgesel olarak ölçülen kuvvet değerleri tespit edilmiştir. Elde edilen veriler, sadece kuvvet sensörünün yerleştirildiği bölgeden (noktadan) elde edilen değerler olduğu için SE yöntemi ile kemik birleşim noktalarında elde edilen gerilme değerleri arasında bazı farklılıklar bulunmakta, SE yöntemi bize daha detaylı analiz yapma imkânı sunmaktadır.

Tek stapler kombinasyonuna kıyasla ikili stapler kombinasyonunda birinci MTP eklemi birleştirme yüzeyine düşen gerilme değerlerinin arttığı gözlemlenirken, ikili stapler kombinasyonlarında staplerler arasındaki açı arttıkça gerilme değerlerinin

azaldığı gözlemlenmiştir. İkili stapler kombinasyonlarında en yüksek gerilme değerleri DFA 30°- HA 13° kemik modelinde, 0°- 30° NiTi stapler kombinasyonunda gözlemlenirken en düşük gerilme değerleri DFA 35° - HA 13° kemik modelinde, 0° - 90° TLX33 stapler kombinasyonunda gözlemlenmiştir.

Son olarak staplerlerin kemiğe yerleştirilmesi için kemikte açılan deliklerde oluşan deformasyon değerleri incelenmiştir. Tek stapler kombinasyonuna kıyasla ikili stapler kombinasyonunda deformasyon değerlerinin arttığı gözlemlenirken, ikili stapler kombinasyonlarında staplerler arasındaki açı arttıkça deformasyon değerinin azaldığı görülmüştür ve deformasyon değerleri gerilme değerleri ile doğru orantılı olarak değişmektedir.

İkili stapler kombinasyonlarında en yüksek deformasyon değerleri DFA 25°- HA 13° kemik modelinde, 0°- 30° NiTi stapler kombinasyonunda gözlemlenirken en düşük gerilme değerleri DFA 35° - HA 13° kemik modelinde, 0° - 90° TLX33 stapler kombinasyonunda gözlemlenmiştir.

5.2. Sonuçlar

Bu çalışmada hallux rigidus rahatsızlığı tedavisinde kullanılan staplerlerin, farklı yerleştirme açısı kombinasyonlarında mekanik performansları hem sonlu elemanlar analizi ile hem de deneysel olarak incelenmiştir. Uygulamada kullanılan veriler kuvvet ölçüm düzeneğinden elde edilmiştir. SE analizi ile kemiklerin birleşim noktalarında ve stableslerin yerleştirildiği delikler içerisinde oluşan gerilme (von mises) ve deformasyon değerleri detaylı bir şekilde incelenmiştir. Çalışmada elde edilen sonuçlar aşağıda özetlenmiştir:

1. Literatürde birinci MTP eklemi füzyonunda stapler kullanımına yönelik birçok çalışma bulunmaktadır. Fakat staplerlerin farklı açılarda yerleşim kombinasyonlarının karşılaştırılmasına dair bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışmada staplerlerin tekli ve ikili kombinasyonlarında farklı açılarda (0°, 0°-30°, 0°-60°, 0°-90°) yerleştirilmesi durumunda mekanik performansları (kemiklerin ne kadar kararlı bir şekilde sabitlendiği) değerlendirilmiştir.
2. Çalışmada üç farklı malzemeden üretilen staplerler kullanılmıştır. En çok kullanılan stapler türü olan süper elastik NiTi stapler sıcaklık düştükçe

sıkıştırma etkisinin azaldığı, vücut sıcaklığında maksimum sıkıştırma sağladığı görülmüştür. Bu özelliği sayesinde uygulama esnasında yerleştirilmesinin kolay olması ve kemiğe yerleştirildikten sonra vücut sıcaklığıyla daha iyi tutunma sağladığı ve eski halini alıp kalıcı deformasyona uğramadığı görülmüştür.

3. Oda sıcaklığında staplerlerden elde edilen ölçümler karşılaştırıldığında en fazla sıkıştırma kuvvetini TLX44 malzemeden yapılan stapler gösterirken en düşük sıkıştırma kuvvetini süper elastik NiTi stapler göstermiştir. Vücut sıcaklığında ise en fazla sıkıştırma kuvvetini süper elastik NiTi stapler gösterirken en düşük sıkıştırma kuvvetini TLX33 stapler göstermiştir.
4. İkili staple kombinasyonları, tekli staple uygulamasına kıyasla daha fazla sıkıştırma kuvveti oluşturduğu ve ikili stapler kombinasyonlarında staplerler arasındaki açılar arttıkça sıkıştırma kuvvetinin azaldığı görülmüştür.
5. Üç farklı anatomik açıda tasarlanan kemik modellerinde en yüksek gerilme değeri DFA 30° ve HA 13° olan ve staplelerin 0°-30° kombinasyonlarında görülmüştür. En düşük gerilme değerleri ise DFA 35° ve HA 13° olan ve staplerlerin 0°-90° kombinasyonlarında görülmüştür.
6. İkili stapler kombinasyonlarında açı arttıkça maksimum gerilme değerinin azaldığı görülürken, gerilmenin daha homojen dağıldığı görülmüştür. 0°-30° kombinasyonunda en yüksek basınç kuvveti oluşmasına rağmen, 0°-90° kombinasyonunda gerilme dağılımı daha homojendir. 0°-30° kombinasyonunda oluşan ilave momentler tutunmayı olumsuz yönde etkilemektedir. Ancak, 0°-90° kombinasyonunda oluşan momentler geometrinin ağırlık merkezi çevresinde kaldığından daha kararlı bir tutunma sağlamaktadır. Bu nedenle en yüksek kuvvet 0°-30° kombinasyonunda görülmesine karşın, 0°-90° kombinasyonunun daha iyi tutunma sağladığı sonucuna varılmıştır.
7. Stapler yerleşimleri için kemikte açılan deliklerde oluşan deformasyonlar incelenmiştir. Tekli stapler yerleşimlerinde kemikte en az deformasyon görülürken ikili stapler kombinasyonları için açılan deliklerde daha fazla deformasyon görülmüştür. Stapler açıları azaldıkça açılan delikler birbirine

yaklaşmaktadır. Bundan dolayı açı azalıp delikler birbirine yaklaştıkça deformasyon değerlerinin arttığı görülmüştür.

8. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar gelecekte yapılacak olan in vitro ve in vivo çalışmalara ışık tutmaktadır.



KAYNAKLAR

- [1] Kara, G. (2018). Ayak problemlerinde tabanlık kullanımında eczacının rolü [Yüksek lisans tezi] İstanbul Medipol Üniversitesi.
- [2] Demirdel, E. (2010). Halluks valgus deformitesinde bantlamanın fiziksel performansa etkisi [Yüksek lisans tezi] Hacetepe üniversitesi.
- [3] Altıntaş, M. (2016). Halluks rijidus cerrahi tedavisinde rezeksiyon interpozisyon artroplastisi ile implant artroplastisi sonuçlarımızın karşılaştırılması [Uzmanlık tezi] Kırıkkale Üniversitesi.
- [4] Shereff, M. J., & Baumhauer, J. F. (1998). Current concepts review-hallux rigidus and osteoarthritis of the first metatarsophalangeal joint. *JBJS*, 80(6), 898-908.
https://journals.lww.com/jbjsjournal/citation/1998/06000/current_concepts_review_hallux_rigidus_and.15.aspx.
- [5] Meriç, G., Budeyri, A., Başdelioğlu, K., Demir, A., & Uysal, A. E. (2012). Halluks Rijidusta Kullanılan Tedavi Seçenekleri. *Balıkesir Sağlık Bilimleri Dergisi*, 1(2), 85-89. <https://dergipark.org.tr/en/pub/balikesirsbd/issue/38425/451579>.
- [6] Choudhary, R. K., Theruvil, B., & Taylor, G. R. (2004). First metatarsophalangeal joint arthrodesis: a new technique of internal fixation by using memory compression staples. *The Journal of foot and ankle surgery*, 43(5), 312-317. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2004.07.003>.
- [7] Giannini, S., Ceccarelli, F., Faldini, C., Bevoni, R., Grandi, G., & Vannini, F. (2004). What's new in surgical options for hallux rigidus?. *JBJS*, 86(suppl_2), 72-83. https://journals.lww.com/jbjsjournal/citation/2004/12002/what_s_new_in_surgical_options_for_hallux_rigidus.11.aspx.
- [8] Pirinç, Ö. (2015). Kemik defektlerinin onarımında sistemik olarak uygulanan denosumab'ın etkinliğinin incelenmesi [Doktora tezi] İnönü üniversitesi.
- [9] Topaloğlu, U., Ketani, M. A., & Saruhan, B. G. (2017). Kemik Doku Ve Kemikleşme Çeşitleri. *Dicle Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi*, 10(1), 62-71. <https://dergipark.org.tr/en/pub/duvetfd/issue/32735/363445>.
- [10] Rao, S., Riskowski, JL ve Hannan, MT (2012). Ayak ve ayak bileğinin kas-iskelet durumu: değerlendirmeler ve tedavi seçenekleri. *En İyi Uygulama. Res. klinik Romatol.* 26, 345–368. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2012.05.009>.
- [11] Arık, A. (2021). Metatars Kırıklarının Fizyoterapisinde Proprioseptif Egzersiz Eğitiminin Denge, Yürüyüş, Ayak Fonksiyonları ve Yaşam Kalitesi Üzerine Etkileri [Doktora tezi] Hacetepe üniversitesi.
- [12] Birişik, D. F., & Kiliçoğlu, D. Ö. Ağrılı Tarsal Koalisyonda Klinik Seyir [Uzmanlık tezi] İstanbul üniversitesi.

- [13] Drake R, Vogl AW, Mitchell AWM, Çeviri, Kale AÇ. Alt Ekstremitte- Ayak (Pes). In: Yıldırım ÇEM, editor. Tıp Fakülteleri Öğrencileri için Gray's Anatomi. İskitler/ Ankara: Elsevier Churchill Livingstone; *Güneş Kitabevi* 2007. p. 557- 84.
- [14] Demir, B. T. (2015). Os Metatarsale I'in Anatomik ve Ortopedik Özelliklerinin Araştırılması [Doktora tezi] Namık Kemal Üniversitesi.
- [15] Yüksel, H. B. (2015). Genç bireylerde ayak postürü, fonksiyonlar ve fiziksel aktivite düzeyinin incelenmesi [Yüksek lisans tezi] İstanbul Medipol Üniversitesi.
- [16] Deniz, İ. (2019). İnsan fetal kadavralarında ayak morfometrisi [Doktora tezi] Necmettin Erbakan Üniversitesi.
- [17] Demircan, A. (2021). Ayakta farklı duruş pozisyonlarının pedobarografik verilerinin karşılaştırılması ve güvenilirliklerinin incelenmesi [Yüksek lisans tezi] İstanbul Medipol Üniversitesi.
- [18] Varol, F. (2020). Ayak İntrinsik Kas Kuvvetinin Denge ve Fonksiyonel Performans ile İlişkisinin İncelenmesi [Doktora tezi] Hacettepe Üniversitesi.
- [19] Haznedar, A. (2017). Sağlıklı kadınlarda topuklu ayakkabı kullanım sıklığının, gastrosoleus kas kısalığına, ayak postürüne ve dengeye olan etkisinin araştırılması [Yüksek lisans tezi] Hasan Kalyoncu Üniversitesi.
- [20] Aydın, N. (2018) Kırık iyileşmesi, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji ders notları. <https://avesis.iuc.edu.tr/resume/downloadfile/nuri.aydin?key=b8d841f9-8662-4649-8859-ca8f3bbad222> adresinden 10 Mart 2023 tarihinde alınmıştır.
- [21] Çapkin, S. (2021). Metatars Kırıkları (1. Baskı, 189-205) *Akademisyen Kitabevi*.
- [22] Singer, G., Cichocki, M., Schalamon, J., Eberl, R., & Höllwarth, M. E. (2008). A study of metatarsal fractures in children. *JBJS*, 90(4), 772-776. https://journals.lww.com/jbjsjournal/abstract/2008/04000/a_study_of_metatarsal_fractures_in_children.13.aspx.
- [23] İnce, A. (2018). Acil servise ayak bileği travması sebebiyle başvuran ve ottawa kriterlerine göre radyolojik görüntüleme endikasyonu olan hastalarda ultrasonografi sonuçlarının ortopedi kliniğinin direk grafi ve bilgisayarlı tomografi ile tespit ettiği sonuçlar ile karşılaştırılması [Uzmanlık tezi] Marmara Üniversitesi.
- [24] Genç, S., Çatal, Y., Şen, M., Oğuz, A. B., Koca, A., Eneyli, M. G., & Polat, O. (2022). Acil Serviste Ayak ve Ayak Bileği Travmalarının Klinik Özelliklerinin ve Maliyetinin Değerlendirilmesi. *Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası*, 75(3):433-440. <https://doi.org/0000-0002-0516-1028>.
- [25] Cakir, H., Van Vliet-Koppert, S. T., Van Lieshout, E. M. M., De Vries, M. R., Van Der Elst, M., & Schepers, T. (2011). Demographics and outcome of metatarsal fractures. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 131, 241-245. <https://link.springer.com/article/10.1007/s00402-010-1164-6>.
- [26] Mutlu, B. (2004). Kırık Kemik Tedavilerinde Kullanılan Dış Fiksator Aletinin Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Analizi, Test Cihazı Tasarımı Ve İmalatı [Doktora tezi] Marmara Üniversitesi.

- [27] Boutefnouchet, T., Budair, B., Backshayesh, P., & Ali, S. A. (2014). Metatarsal fractures: a review and current concepts. *Trauma*, 16(3), 147-163. <https://doi.org/10.1177/1460408614525738>.
- [28] Özmanevra, R., Demirkiran, N. D., Kara, Y. S., Yağmur, I. Ş. I. N., Güran, O., & Yaman, F. (Eds.). (2021). Erişkinlerde Ayak Ve Ayak Bileği Hastalıkları Tanı Ve Tedavisinde Güncel Yaklaşımlar. Akademisyen Kitabevi.
- [29] Cuttica, D. J., & Putnam, R. M. (2014). Metatarsal fractures: what should be fixed and how to fix it. *Techniques in Foot & Ankle Surgery*, 13(4), 177-183. <https://doi.org/10.1097/BTF.0000000000000043>.
- [30] Wassink, S., & van den Oever, M. (2009). Arthrodesis of the first metatarsophalangeal joint using a single screw: retrospective analysis of 109 feet. *The Journal of foot and ankle surgery*, 48(6), 653-661. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2009.05.012>
- [31] Talmaç, M. A., & Görgel, M. A. (2019). Pediatrik ayak kırıklarının değerlendirilmesi ve tedavisi. *TOTBİD Dergisi*, 18: 460, 468. <https://doi.org/10.14292/totbid.dergisi.2019.58>.
- [32] Karagöz, B. (Ed.). (2022). Ayak ve Ayak Bileği Çevresi Kırıkları. Akademisyen Kitabevi.
- [33] Shibuya, N., Davis, M. L., & Jupiter, D. C. (2014). Epidemiology of foot and ankle fractures in the United States: an analysis of the National Trauma Data Bank (2007 to 2011). *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 53(5), 606-608. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2014.03.011>.
- [34] Maffulli, N. (2001). Epiphyseal injuries of the proximal phalanx of the hallux. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 11(2), 121-123. https://journals.lww.com/cjsportsmed/citation/2001/04000/epiphyseal_injuries_of_the_proximal_phalanx_of_the.11.aspx.
- [35] Ribbans, W. J., Natarajan, R., & Alavala, S. (2005). Pediatric foot fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 432, 107-115. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000156451.40395.fc>.
- [36] Thomas, S., & Barrington, R. (2003). Hallux valgus. *Current Orthopaedics*, 17(4), 299-307. [https://doi.org/10.1016/S0268-0890\(02\)00184-6](https://doi.org/10.1016/S0268-0890(02)00184-6).
- [37] Ferrari, J., & Malone-Lee, J. (2002). The shape of the metatarsal head as a cause of hallux abductovalgus. *Foot & ankle international*, 23(3), 236-242. <https://doi.org/10.1177/107110070202300308>.
- [38] Shinohara, M., Yamaguchi, S., Ono, Y., Kimura, S., Kawasaki, Y., Sugiyama, H., ... & Ohtori, S. (2022). Anatomical factors associated with progression of hallux valgus. *Foot and Ankle Surgery*, 28(2), 240-244.
- [39] Cavalheiro, C. S., Arcuri, M. H., Guil, V. R., & Gali, J. C. (2020). Hallux valgus anatomical alterations and its correlation with the radiographic findings. *Acta Ortopédica Brasileira*, 28, 12-15. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2021.03.019>.
- [40] Burns, P. R., & Mechem, B. (2014). Biodynamics of hallux abductovalgus etiology and preoperative evaluation. *Clinics in podiatric medicine and surgery*, 31(2), 197-212. [https://www.podiatric.theclinics.com/article/S0891-8422\(13\)00132-8/fulltext](https://www.podiatric.theclinics.com/article/S0891-8422(13)00132-8/fulltext).

- [41] Srivastava, S., Chockalingam, N., & El Fakhri, T. (2010). Radiographic measurements of hallux angles: a review of current techniques. *The Foot*, 20(1), 27-31. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2009.12.002>.
- [42] Coughlin, M. J. (1996). Instructional course lectures, The American academy of orthopaedic surgeons-hallux valgus. *JBJS*, 78(6), 932-66. https://journals.lww.com/jbjsjournal/citation/1996/06000/instructional_course_lectures_the_american.18.aspx.
- [43] Garrow, A. P., Papageorgiou, A., Silman, A. J., Thomas, E., Jayson, M. I., & Macfarlane, G. J. (2001). The grading of hallux valgus: *the Manchester Scale*. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(2), 74-78. <https://doi.org/10.7547/87507315-91-2-74>.
- [44] Sungur, İ., Kural, C., Yılmaz, M., & Ertürk, H. (2006). *Halluks valgus*. *Haseki Tıp Bülteni*, 44(2), 1-9.
- [45] Smith, R. W., Reynolds, J. C., & Stewart, M. J. (1984). Hallux valgus assessment: report of research committee of American Orthopaedic Foot and Ankle Society. *Foot & ankle*, 5(2), 92-103. <https://doi.org/10.1177/107110078400500208>.
- [46] Doğan, A., Üzümcügil, O., & Akman, Y. E. (2007). Halluks valgus. *TOTBİD dergisi*, 2, 88-94. https://dergi.totbid.org.tr/uploads/pdf_293.pdf.
- [47] Liebscher & Bracht's Encyclopedia Of Pain (2023). Bunion or hallux valgus: relieving pain when your big toe is out of line. <https://www.liebscher-bracht.com/en/encyclopedia-of-pain/bunion-hallux-valgus/> adresinden 19 Mart 2023 tarihinde alınmıştır.
- [48] Kılıçoğlu, Ö. (2013). Ayak başparmağının hastalıkları: Halluks valgus ve halluks rigidus. *Totbid Dergisi*, 12, 390-406. https://www.researchgate.net/profile/Onder-Kilicoglu/publication/260286059_Ayak_basparmaginin_hastaliklari_Halluks_valgus_ve_halluks_rigidus/links/00b495307fff39d37f000000/Ayak-basparmaginin-hastaliklari-Halluks-valgus-ve-halluks-rigidus.pdf.
- [49] Kilmartin, T. E., Barrington, R. L., & Wallace, W. A. (1994). A controlled prospective trial of a foot orthosis for juvenile hallux valgus. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 76(2), 210-214. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.76B2.8113278>.
- [50] Kanatlı, 2022. *Hallux Valgus*. *Us Akademi*, 1-123.
- [51] Karaytuğ, K., Yildiz, E., & Batibay, S. G. Early Functional Results Of Three-Component Total Arthroplasty In The Treatment Of Hallux Rigidus. *Anatolian Clinic The Journal Of Medical Sciences*, 23(1), 34-41. <https://doi.org/10.21673/anadoluklin.341051>.
- [52] Ibrahim, T., & Taylor, G. J. S. C. (2004). The new press-fit ceramic Moje metatarsophalangeal joint replacement: short-term outcomes. *The Foot*, 14(3), 124-128. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2004.01.002>.
- [53] Brantingham, J. W., & Wood, T. G. (2002). Hallux rigidus. *Journal of Chiropractic Medicine*, 1(1), 31-37. [https://doi.org/10.1016/S0899-3467\(07\)60025-1](https://doi.org/10.1016/S0899-3467(07)60025-1).

- [54] Karaytuğ, K., Yıldız, E., & Batıbay, S. G. (2018). Halluks Rigidus Tedavisinde Üç Komponentli Total Artroplastinin Erken Dönem Fonksiyonel Sonuçları. *Anatolian Clinic*, 34. https://www.academia.edu/download/55680521/AK_2018_231.pdf#page=42.
- [55] Ho, B., & Baumhauer, J. (2017). Hallux rigidus. *EFORT open reviews*, 2(1), 13. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.2.160031>.
- [56] Hattrup, S. J., & Johnson, K. A. (1988). Subjective results of hallux rigidus following treatment with cheilectomy. *Clinical orthopaedics and related research*, (226), 182-191. <https://europepmc.org/article/med/3335093>.
- [57] Jardé, O., Vernois, J., & Patout, A. (2007). Hallux rigidus. *EMC-Podologia*, 9(2), 1-6. [https://doi.org/10.1016/S1762-827X\(07\)70709-5](https://doi.org/10.1016/S1762-827X(07)70709-5).
- [58] Malerba, F., Milani, R., Sartorelli, E., & Haddo, O. (2008). Distal oblique first metatarsal osteotomy in grade 3 hallux rigidus: a long-term followup. *Foot & ankle international*, 29(7), 677-682. <https://doi.org/10.3113/FAI.2008.0677>.
- [59] Wülker, N., & Rudert, M. (1999). Hallux rigidus. *Foot and ankle surgery*, 5(2), 61-71. <https://doi.org/10.1046/j.1460-9584.1999.00137.x>.
- [60] Kalish, S. A., & Willis, F. B. (2009). Hallux limitus and dynamic splinting: a retrospective series. *The Foot & Ankle Online Journal*, 2(4), 1. <https://pdfs.semanticscholar.org/69c3/9f73148c687403063fb9d84bfffafd42ba44.pdf>.
- [61] Coughlin, M. J., & Shurnas, P. S. (2004). Hallux rigidus: surgical techniques (cheilectomy and arthrodesis). *JBJS*, 86(1), 119-130. https://journals.lww.com/jbjsjournal/abstract/2004/09001/hallux_rigidus__surgical_techniques__cheilectomy.3.aspx.
- [62] Hattrup SJ, Johnson KA. Subjective results of hallux rigidus following treatment with cheilectomy. *Clin Orthop Relat Res*. 1988;226:182–191. <https://europepmc.org/article/med/3335093>.
- [63] Lundeen RO, Rose JM. Sliding oblique osteotomy for the treatment of hallux abducto valgus associated with functional hallux limitus. *J Foot Ankle Surg*. 2000;39:161-7. [https://doi.org/10.1016/S1067-2516\(00\)80017-4](https://doi.org/10.1016/S1067-2516(00)80017-4).
- [64] Meyer JO, Nishon LR, Weiss L, Docks G. Metatarsus primus elevatus and the etiology of hallux rigidus. *J Foot Surg*. 1987;26:237-41. <https://europepmc.org/article/med/3611621>.
- [65] Mann RA, Clanton TO. Hallux rigidus: treatment by cheilectomy. *J Bone Joint Surg Am*. 1988;70(3):400–6. https://journals.lww.com/jbjsjournal/abstract/1988/70030/hallux_rigidus__treatment_by_cheilectomy.12.aspx.
- [66] Easley ME, Davis WH, Anderson RB. Intermediate to long-term follow-up of medial-approach dorsal cheilectomy for hallux rigidus. *Foot Ankle Int*. 1999;20(3):147–52. <https://doi.org/10.1177/107110079902000302>.
- [67] Feltham, G. T., Hanks, S. E., & Marcus, R. E. (2001). Age-based outcomes of cheilectomy for the treatment of hallux rigidus. *Foot & ankle international*, 22(3), 192-197. <https://doi.org/10.1177/107110070102200304>.

- [68] Clutton, HH (1894): The treatment of hallux valgus. *St. Thom. Hosp. Rep., International orthopaedics*, 22:1–12. <https://link.springer.com/article/10.1007/s00264-003-0492-3>.
- [69] Ettl, V., Radke, S., Gaertner, M., & Walther, M. (2003). Arthrodesis in the treatment of hallux rigidus. *International orthopaedics*, 27, 382-385. <https://link.springer.com/article/10.1007/s00264-003-0492-3>.
- [70] Mann, R. A., & Oates, J. C. (1980). Arthrodesis of the first metatarsophalangeal joint. *Foot & Ankle*, 1(3), 159-166. <https://doi.org/10.1177/107110078000100305>.
- [71] TURAN, I., & LINDGREN, U. (1987). Compression-screw arthrodesis of the first metatarsophalangeal joint of the foot. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 221,293-296. https://journals.lww.com/clinorthop/Abstract/1987/08000/Compression_Screw_Arthrodesis_of_the_First.39.aspx.
- [72] Coughlin MJ (1990) Arthrodesis of the first metatarsophalangeal joint. *Orthop Rev* 19:177–186. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-19900901-16>.
- [73] Pehlivan, O., Yilmaz, S., Kiral, A., Akmaz, I., Mahirogullari, M., & Kaplan, H. (2003). Evaluation of biomechanical rigidity of K-wire configurations in transverse osteotomies: a comparison of four-point bending test results. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 37(5), 395-399. <https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/168046>.
- [74] Kat, G. (2018). Falanks ve Metakarpal Kemik Kırıklarında Eksternal Fiksator Uygulamaları Sonuçlarının Retrospektif Olarak Değerlendirilmesi [Dokrota tezi] Uludağ Üniversitesi.
- [75] Bozkurt, M., Tigar, C., Dalstra, M., Jensen, N. C., & Linde, F. (2004). Stability of a cannulated screw versus a Kirschner wire for the proximal crescentic osteotomy of the first metatarsal: a biomechanical study. *The Journal of foot and ankle surgery*, 43(3), 138-143. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2004.03.010>.
- [76] Nakajima, K. (2022). Sliding oblique metatarsal osteotomy fixated with a K-wire without cheilectomy for hallux rigidus. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 61(2), 279-285. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2021.07.022>.
- [77] Banks, A. S. (2001). McGlamry's comprehensive textbook of foot and ankle surgery (Vol. 1). Lippincott Williams & Wilkins.
- [78] Aydoğan, U. (2013). Ayakta küçük parmak deformiteleri. *Totbid dergisi*, 12:407–415. <https://doi.org/10.14292/totbid.dergisi.2013.49>.
- [79] Conmed Company (2023). 1st MTP Fusion. <https://i2b-usa.com/mtp-fusion/> adresinden 29 Mart 2023 tarihinde alınmıştır.
- [80] Turan, I., & Lindgren, U. (1987). Compression-screw arthrodesis of the first metatarsophalangeal joint of the foot. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 221, 293-296. https://journals.lww.com/clinorthop/Abstract/1987/08000/Compression_Screw_Arthrodesis_of_the_First.39.aspx.

- [81] Chraim, M., Bock, P., Alrabai, H. M., & Trnka, H. J. (2016). Long-term outcome of first metatarsophalangeal joint fusion in the treatment of severe hallux rigidus. *International orthopaedics*, 40, 2401-2408. <https://link.springer.com/article/10.1007/s00264-016-3277-1>.
- [82] Mann, J. J., Moon, J. L., & Brosky II, T. A. (2013). Low-profile titanium plate construct for early weightbearing with first metatarsophalangeal joint arthrodesis. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 52(4), 460-464. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2013.03.008>.
- [83] Sharma, H., Bhagat, S., DeLeeuw, J., & Denolf, F. (2008). In vivo comparison of screw versus plate and screw fixation for first metatarsophalangeal arthrodesis: does augmentation of internal compression screw fixation using a semi-tubular plate shorten time to clinical and radiologic fusion of the first metatarsophalangeal joint (MTPJ)? *The Journal of foot and ankle surgery*, 47(1), 2-7. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2007.10.006>.
- [84] Kumar, S., Pradhan, R., & Rosenfeld, P. F. (2010). First metatarsophalangeal arthrodesis using a dorsal plate and a compression screw. *Foot & ankle international*, 31(9), 797-801. <https://doi.org/10.3113/FAI.2010.0797>.
- [85] Bennett, G. L., Kay, D. B., & Sabatta, J. (2005). First metatarsophalangeal joint arthrodesis: an evaluation of hardware failure. *Foot & ankle international*, 26(8), 593-596. <https://doi.org/10.1177/107110070502600803>.
- [86] Dening, J., & van Erve, R. H. (2012). Arthrodesis of the first metatarsophalangeal joint: a retrospective analysis of plate versus screw fixation. *The Journal of foot and ankle surgery*, 51(2), 172-175. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2011.10.044>.
- [87] Curenton, T. L., Davis, B. L., Darnley, J. E., Weiner, S. D., & Owusu-Danquah, J. S. (2021). Assessing the biomechanical properties of nitinol stapler in normal, osteopenic and osteoporotic bone models: A finite element analysis. *Injury*, 52(10), 2820-2826. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2021.08.006>.
- [88] McKnight, R. R., Lee, S. K., & Gaston, R. G. (2019). Biomechanical properties of nitinol stapler: effects of troughing, effective leg length, and 2-staple constructs. *The Journal of Hand Surgery*, 44(6), 520-e1. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2018.08.017>.
- [89] Russell, S. M. (2009). Design considerations for nitinol bone stapler. *Journal of materials engineering and performance*, 18(5-6), 831-835. <https://link.springer.com/article/10.1007/s11665-009-9402-1>.
- [90] Rethnam, U., Kuiper, J., & Makwana, N. (2009). Mechanical characteristics of three stapler commonly used in foot surgery. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2, 1-5. <https://link.springer.com/article/10.1186/1757-1146-2-5>.
- [91] Weltmer JB, Cracchiolo A. (1990). The use of the powered metaphyseal stapler for reconstructive procedures in the adult foot. *Foot Ankle*. 11 (1): 12-5. <https://doi.org/10.1177/107110079001100103>.

- [92] Herrera-Pérez, M., Andarcia-Bañuelos, C., Barg, A., Wiewiorski, M., Valderrabano, V., Kapron, A. L., ... & Pais-Brito, J. L. (2015). Comparison of cannulated screws versus compression stapler for subtalar arthrodesis fixation. *Foot & ankle international*, 36(2), 203-210. <https://doi.org/10.1177/1071100714552485>.
- [93] Kang, Y. S., & Bridgen, A. (2022). First metatarsophalangeal joint arthrodesis/fusion: a systematic review of modern fixation techniques. *Journal of Foot and Ankle Research*, 15(1), 1-11. <https://jfootankleres.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13047-022-00540-9>.
- [94] Kurowski, P. M. (2022). Finite element analysis for design engineers. SAE International.
- [95] Bhavikatti, S. S. (2005). Finite element analysis. New Age International.
- [96] Aydınay, A. (1996). Sonlu elemanlar analizi ile kasnak dizaynı ve optimizasyonu [Yüksek lisans tezi] Yıldız Teknik Üniversitesi.
- [97] Bedir, S. (2007). Çift yönlü asansör fren bloklarının modellenmesi ve sonlu elemanların analizi [Doktora tezi] İstanbul Teknik Üniversitesi.
- [98] Chen, W. P., Tang, F. T., & Ju, C. W. (2001). Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 16(7), 614-620. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00047-X](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00047-X).
- [99] Güler, M., & Sadri, Ş. E. N. (2015). Sonlu Elemanlar Yöntemi Hakkında Genel Bilgiler. *Ordu Üniversitesi Bilim Ve Teknoloji Dergisi*, 5(1), 56-66. <https://dergipark.org.tr/en/pub/ordubtd/issue/11069/132196>.
- [100] Aslan, E. M. (2020). Kişiyeye Özel Kraniyal İmplantlarda Yapısal Parametrelerin Araştırılması: Sonlu Elemanlar Analizi Uygulaması [Yüksek lisans tezi] Hacettepe Üniversitesi.
- [101] Afşar, E. (2020) Ligamentöz laksitenin ayak-ayak bileği yapılarına etkisinin sonlu elemanlar yöntemiyle belirlenmesi [Doktora tezi] Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi.
- [102] Müftüoğlu, G. (2013). Mandibuler lateral defektlerde kilitli ve kilitsiz plak ve vida sistemlerinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi [Doktora tezi] Başkent Üniversitesi.
- [103] Biçer, S. (2022). İskele Yapılı Omurga Kemikleri Birleştiren Kafes İmplant Tasarımı Ve Sonlu Elemanlarla Analizi [Doktora tezi] Karabük Üniversitesi.
- [104] Koç, S. (2021). Farklı altyapı materyal ve tasarımlarının all-on-four tekniğine göre yerleştirilen implantlar üzerindeki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi [Uzmanlık Tezi] Koceli Üniversitesi.
- [105] Karagözoğlu, H. Aşırı mandibula ilerletmelerinde total TME alloplastik protezin kondil/ramus CR-CO komponentinin iki farklı dizaynının sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi [Uzmanlık tezi] Marmara Üniversitesi.

- [106] Cheung, J., Zhang, M., Leung, A. ve Fan, Yu-Bo., “Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Foot During Standing a Material Sensitivity Study”, *Journal of Biomechanics*, 38, No. 5, 1045-1054, (2005). <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.035>.
- [107] Özcan, Ö. (2009). Düz Tabanlık Tedavisinde Lateral Kolon Uzatma İçin Tasarlanmış Yeni Bir Implantın Sonlu Elemanlar Analizi Ile Biyomekanik Değerlendirilmesi [Doktora tezi] Marmara Üniversitesi.
- [108] Direnç.net (2022). <https://www.direnc.net/rp-c76-st-ince-film-basinc-sensoru-en/> adresinden 3 Nisan 2023 tarihinde alınmıştır.
- [109] Direnç.net (2022). <https://www.direnc.net/rp-c183-lt-ince-film-basinc-sensoru-en> adresinden 3 Nisan 2023 tarihinde alınmıştır.
- [110] Munuera, P. V., Domínguez, G., & Castillo, J. M. (2007). Radiographic study of the size of the first metatarso-digital segment in feet with incipient hallux limitus. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 97(6), 460-468. <https://doi.org/10.7547/0970460>.
- [111] Es-Souni, M., Es-Souni, M., & Brandies, H. F. (2001). On the transformation behaviour, mechanical properties and biocompatibility of two NiTi-based shape memory alloys:: NiTi42 and NiTi42Cu7. *Biomaterials*, 22(15), 2153-2161. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(00\)00406-3](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00406-3).
- [112] SSAB Company (2021, 28 Nisan). Toolox® 33, 40 Ve 44 Engineering & Tool Steel. <https://ssabwebsitecdn.azureedge.net/media/files/tr/toolox/607trtooloxtypical-valuesv12020solodesignweb.pdf?m=20210507073749> adresinden 18 Nisan 2023 tarihinde alınmıştır.
- [113] Stachiv, I., Alarcon, E., & Lamac, M. (2021). Shape memory alloys and polymers for MEMS/NEMS applications: Review on recent findings and challenges in design, preparation, and characterization. *Metals*, 11(3), 415. <https://doi.org/10.3390/met11030415>.
- [114] Coşkun, Z. (2021). Metatarsal birinci kemiğin mekanik özelliklerinin incelenmesi [Yüksek lisans tezi] Kocaeli Üniversitesi.
- [115] Flavin, R., Halpin, T., O’sullivan, R., FitzPatrick, D., Ivankovic, A., & Stephens, M. M. (2008). A finite-element analysis study of the metatarsophalangeal joint of the hallux rigidus. The Journal of bone and joint surgery. *British volume*, 90(10), 1334-1340. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.90B10.20506>.
- [116] Chan, O., & Sakellariou, A. (2020). Hallux rigidus: a review. *Orthopaedics and Trauma*, 34(1), 23-29. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2019.11.004>.



EKLER

EK A. Kuvvet Sensörü Arduino Kodları

```
#include <Wire.h>

#include <LiquidCrystal_I2C.h>

LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);

float cf = 19.5;

int sensor_pin = A2;

int sensor_value;

int sensor_voltage;

unsigned long sensor_resistance;

unsigned long sensor_conductance;

long sensor_force;

int sensor_pin1 = A3;

int sensor_value1;

int sensor_voltage1;

unsigned long sensor_resistance1;

unsigned long sensor_conductance1;

long sensor_force1;

void setup(void) {

    lcd.begin();

    lcd.print("...");

    Serial.begin(9600);

}

void loop(void) {
```

```

lcd.setCursor(0,1);

sensor_value = analogRead(sensor_pin);

Serial.print("Analog reading = ");

Serial.println(sensor_value);

sensor_voltage = map(sensor_value, 0, 1023, 0, 5000);

Serial.print("Voltage reading (mV) = ");

Serial.println(sensor_voltage);

delay(1000);

if (sensor_voltage == 0) {
    Serial.println("BASINÇ YOK");
    lcd.print("KUVVET (N): ");
    lcd.println('0');
    delay(1000);
    lcd.clear();
} else {
    sensor_resistance = 5000 - sensor_voltage;
    sensor_resistance *= 10000;
    sensor_resistance /= sensor_voltage;
    Serial.print("FSR resistance (ohms) = ");
    Serial.println(sensor_resistance);
    sensor_conductance = 1000000;
    sensor_conductance /= sensor_resistance;
    Serial.print("Conductance (micro-Mhos): ");
    Serial.println(sensor_conductance);
    if (sensor_conductance <= 1000) {
        sensor_force = sensor_conductance / 80;
    }
}

```

```
Serial.print("KUVVET (N): ");  
Serial.println(sensor_force);  
lcd.print("KUVVET (N): ");  
lcd.println(sensor_force);  
delay(1000);  
lcd.clear();  
} else {  
    sensor_force = sensor_conductance - 1000;  
    sensor_force /= 30;  
    Serial.print("KUVVET (N): ");  
    Serial.println(sensor_force);  
    lcd.print("KUVVET (N): ");  
    lcd.println(sensor_force);  
    delay(1000);  
    lcd.clear();  
}  
}  
}
```



ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Gülistan DURSUN

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2019, Afyon Kocatepe Üniversitesi / Mühendislik Fakültesi / Biyomedikal Mühendisliği
- **Yükseklisans** : 2023, Sakarya Üniversitesi / Fen Bilimleri Enstitüsü / Biyomedikal Mühendisliği

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- 2020-2021 yılları arasında Kardelen MTAL da öğretmen olarak çalıştı.
- 2021-2022 yılında Vitrosens Biyoteknoloji A.Ş Kalite Kontrol Mühendisi olarak çalıştı.
- 2022 yılında STT Sağlık ürünleri A.Ş. de Çalışmaktadır.

TEZDEN TÜRETİLEN ESERLER:

DİĞER ESERLER: