KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAKİNE EĞİTİMİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

GELİŞİMSEL KALÇA DİSPLAZİSİ TEDAVİLERİ İÇİN PELVİS OSTEOTOMİ YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI -BİYOMEKANİK ÇALIŞMA-

İBRAHİM MUTLU

KOCAELİ 2013

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAKİNE EĞİTİMİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

GELİŞİMSEL KALÇA DİSPLAZİSİ TEDAVİLERİ İÇİN PELVİS OSTEOTOMİ YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI –BİYOMEKANİK ÇALIŞMA-

İBRAHİM MUTLU

Doç. Dr. Yasin KİŞİOĞLU
Danışman, Kocaeli Üniv. .....

Prof. Dr. Reşat ÖZCAN
Jüri Üyesi, Bursa Orhangazi Üniv. .....

Doç. Dr. Ali ÇINAR
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniv. .....

Doç. Dr. Murat MAKARACI
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniv. .....

Yrd. Doç. Dr. Akın Oğuz KAPTI
Jüri Üyesi, Sakarya Üniv. .....

Tezin Savunulduğu Tarih: 20.11.2013

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Günümüzde mühendislik bilim dalındaki temellerin sağlık alanındaki uygulamaları ile hızla gelişen biyo-mühendislik bilim dalı popüler olmuştur. Biyomühendisliğin ana dallarından birisi biyomekaniktir. Biyomekanik biliminde kullanılan teknikler ile deneysel olarak insan vücudun da yapılamayacak deney ve ölçümlerin nümerik olarak gerçeğe yakın bir şekilde gerçekleştirmesine imkân sağlar. Bu yöntemler dahilinde gelişimsel kalça displazisili kalça biyomekaniğini incelemek amacıyla bilimsel yayınlar ışığında bu tez hazırlanmıştır.

Bu tez kapsamında gelişimsel kalça displazisi biyomekaniğini incelemek ve uygulanan cerrahî ameliyatlarının karşılaştırmasını yapmak amacıyla hem deneysel hemde nümerik bir çalışma yapılmıştır. Bu çalışmanın ortaya çıkmasında fikri ve emekleri ile gösterdiği sabır, anlayış, verdiği sürekli destek ve imkân sağladığı huzurlu çalışma ortamı için danışmanım saygıdeğer hocam Doç. Dr. Yasin KİŞİOĞLU'na teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmam sırasında bana maddi manevi destek veren Yrd. Doç. Dr. Abdülkadir CENGİZ, Araş. Gör. Talip ÇELİK ve Öğr. Gör. Levent UĞUR'a teşekkür ederim.

Değerli katkılarından dolayı üniversitemizin Ortopedi ve Travmatoloji Ana bilim Dalında görev yapan Yrd. Doç. Dr. Kaya MEMİŞOĞLU, Uzm. Dr. Resul MUSAOĞLU ve Akdeniz Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Ana bilim Dalında görev yapan Yrd. Doç. Dr. Halil ATMACA'ya teşekkürü bir borç bilirim.

Çalışmam süresince desteğini, sabrını, anlayışını ve sevgisini eksik etmeyen sevgili eşim Ümmühan'a teşekkür ederim.

Bana her zaman destek olan sevgili anne ve babama ve bana yoldaş olan kardeşime sonsuz saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunuyorum.

Yapmış olduğum bu tez çalışmasına 2010/98 numaralı tez proje desteği veren Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne (KOU–BAP) teşekkür ederim.

Bu tez çalışmamı en değerli varlığım olan kızım Ela'ya ithaf ediyorum.

Aralık - 2013 İbrahim MUTLU

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR i
İÇİNDEKİLER ii
ŞEKİLLER DİZİNİ iv
TABLOLAR DİZİNİ vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ viii
ÖZET ix
ABSTRACT x
GİRİŞ 1
1. KALÇA EKLEM BİYOMEKANİĞİ 3
1.1. Kireçlenme 3
1.2. Gelişimsel Kalça Displazisi 4
1.2.1. Asetabular indeks açısı 8
1.2.2. Perkins çizgisi 9
1.2.3. Wiberg merkez kenar açısı 10
1.2.4. Wiberg ön merkez kenar açısı 10
1.2.1.5.Bilgisayarlı tomografi 11
1.3. Osteotomi 12
1.3.1. Pelvis osteotomileri 13
1.3.2. Pelvis osteotomi türleri 15
1.3.2.1. Asetabular hacim arttırıcı yöntemler 16
1.3.2.2. Basit yönlendirici osteotomileri 18
1.3.2.3. Kompleks yönlendirici osteotomiler 23
1.3.3. Pelvis osteotomi seçimi 28
2. LİTERATÜR TARAMASI 30
2.1. Kalça Eklem Biyomekaniği İçin Deneysel Çalışmalar 32
2.1.1. İn vitro çalışmalar 32
2.1.2. İn vivo çalışmalar 34
2.2. Analitik Çalışmalar 36
2.2.1. Bilgisayarlı (nümerik) çalışmalar 38
2.2.1.1. Ayrık elemanlar analizi 38
2.2.1.2. Sonlu elemanlar analizi 40
2.3. GKD Kalça Eklemi Biyomekaniği için Yapılan Çalışmalar 42
2.3.1. Deneysel ve nümerik çalışmalar 42
2.3.2. GKD tedavisi pelvis osteotomiler için literatür taraması 51
3. MALZEME VE YÖNTEM 53
3.1. Deneysel Çalışma 53
3.1.1. 3B GKD modeli oluşturma 53
3.1.1.1. Kıkırdak kalınlığı 56
3.1.2. Yapay deney modellerinin üretilmesi 57
3.1.2.1. Yapay kalça modeli imalatı 59
3.1.2.2. Kıkırdak modelleri 61
3.1.2.3. Asetabulum kıkırdağı 62
3.1.2.4. Polyester femur imalatı 63

3.1.2.5. Femur kıkırdağı 64
3.1.3. Hastanın anatomik geometrik ölçümleri 66
3.1.3.1. Femur anatomik ekseni 66
3.1.3.2. Femur ve pelvis koordinat sistemi 67
3.1.4. Deney düzeneği 69
3.1.4.1. Pelvis bağlama aparatı tasarımı ve imalâtı 69
3.1.4.2. Düzeneğin oluşturulması 70
3.1.4.3. Deney düzeneği koordinat sistemi 73
3.1.5. Fuji film temas basınç sensörü 76
3.1.5.1. Fuji film kalibrasyonu 78
3.1.5.2. Femura Fuji film yerleştirilmesi 83
3.1.6. Modeller üzerinde pelvis osteotomi 86
3.1.6.1. Salter pelvis osteotomisi 87
3.1.6.2. Ganz pelvis osteotomisi 88
3.1.7. Deneyin yapılması 91
3.2. Sonlu Elemanlar Çalışması 91
3.2.1. Kıkırdak katı modelinin oluşturulması 91
3.2.2. Sanal osteotomilerin yapılması 92
3.2.3. Sonlu elemanlar modeli 93
3.2.4. Malzeme modelleri 94
3.2.5. Sınır şartları 97
3.2.6. Statik analiz 98
3.2.7. Yürüme analizi 99
4. BULGULAR VE TARTIŞMA 104
4.1. Deney Sonuçları 104
4.2. SEA Sonuçları 115
4.3. Yürüme analizi 134
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 145
KAYNAKLAR 148
EKLER 159
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER 161
ÖZGEÇMİŞ 163

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Gelişimsel kalça displazi tipleri 5
Şekil 1.2. Normal kalça radyografi görüntüsü 7
Şekil 1.3. GKD olgusuna sahip hastanın anterior-posterior X-ray filmi 8
Şekil 1.5. Perkins çizgisi 9
Şekil 1.4. Asetabular açı 9
Şekil 1.6. Wiberg merkez-kenar açısı 10
Şekil 1.7. Ön merkez kenar açısı 11
Şekil 1.8. Normal ve GKD'li kalça eklemi femur başına gelen basınç 14
Şekil 1.9. Pelvis osteotomi tipleri 15
Şekil 1.10. Chiari osteotomisi 16
Şekil 1.11. Shelf prosedürü 18
Şekil 1.12. Pemberton osteotomisi 19
Şekil 1.13. Salter osteotomisi 20
Şekil 1.14. Dega ostetomisi 21
Şekil 1.15. Yönlendirici pelvis osteotomileri 21
Şekil 1.16. Ganz osteotomisi 25
Şekil 1.17. Steel Üçlü osteotomi 26
Şekil 1.18. Tönnis'in Üçlü osteotomisi 26
Şekil 1.19. Poligonal Üçlü osteotomisi 27
Şekil 1.20. Yönlendirici kompleks osteotomiler 28
Şekil 1.21. Osteotomi seçimi için kriterler 29
Şekil 2.1. Yürüme döngüsü 30
Şekil 2.2. Varus ve valgusda sırasıyla artmış ve azalmış moment kolu 31
Şekil 2.3. Kalça ekleminde basınç temas sensörü ile kalça basınç ölçümü 33
Şekil 2.4. Kadavra üzerinde sensör kullarak kalça basıncı ölçümü 33
Şekil 2.5. Basınç algılayıcılı bir endoprotez 35
Şekil 2.6. DEA yöntemini kullanarak kalça ekleminde basınç ölçümü 39
Şekil 2.7. Kadavra kalça eklemi deneysel çalışma 42
Şekil 2.8. Sonlu elemanlar yöntemi ile kalça temas analizi 42
Şekil 2.9. Farklı CE açı değerlerinde kalça ekleminde hesaplanan gerilme dağılımı 45
Şekil 2.10. 3B yenidoğan proksimal femur modeli 47
Şekil 2.11. GKD'li hastanın temas basınç analizi 48
Şekil 2.12. Bir hastanın kümülatif basınç ve aşırı basınç maruziyeti 49
Şekil 2.13. Normal ve GKD'li modeller üzerinde fotoelastik deney 52
Şekil 3.1. GKD olgusuna sahip hastanın BT görüntülerinde modellerin oluşturulması ve düzenlenmesi 55
Şekil 3.2. Hastanın sol ilium, proksimal femur ve femur başı kıkırdağı 56
Şekil 3.3. Hastanın yapay kalça modeli 57
Şekil 3.4. Kalça modeli silikon kalıbı 58
Şekil 3.5. Silikon kalıpla imal edilen sol kalça yapay modeli 59
Şekil 3.6. Sol proksimal femur önden, arkadan ve yandan görünüşü 60
Şekil 3.7. Pürüzleri giderilmiş proksimal femur modeli 61

Şekil 3.8. Kıkırdak kullanılmadan yapılan bası deneyleri 61
Şekil 3.9. Asetabulum kıkırdağı üretimi ve yerine yerleştirilmesi..... 62
Şekil 3.10. Yapay kıkırdak yapmak amacıyla oluşturulan femur silikon kalıp 63
Şekil 3.11. Yapay femur ve üzerine yerleştirilmiş yapay kıkırdak 65
Şekil 3.12. Normal bir insanın anatomik ölçüleri 66
Şekil 3.13. Femoral boyun ya da anteversiyon açısı..... 67
Şekil 3.14. Femur koordinat sistemi 68
Şekil 3.15. Pelvis koordinat sistemi 69
Şekil 3.16. Pelvis sabitleme aparatı..... 70
Şekil 3.17. Pelvis modelinin sabitlenmesi ve pozisyonlandırılması 71
Şekil 3.18. Deney düzeneğinin genel görünümü 72
Şekil 3.19. Deney düzeneğinin şematik görünümü..... 73
Şekil 3.20. Deney düzeneğinin önden ve yandan şematik görünümü ve koordinat sistemi 74
Şekil 3.21. Modellerin deney düzeneğine göre ön ve yan görünüş ölçüleri 75
Şekil 3.22. Femur ve Pelvisin ön ve yan görünüşte mesafeler..... 76
Şekil 3.23. Temas basınç sensörü 77
Şekil 3.24. Fuji Film kalibrasyon deneyi 79
Şekil 3.25. Kalibrasyon deneyi esnasında yük uygulama 80
Şekil 3.26. Belirtilen yüklerde elde edilen kalibrasyon numuneleri 80
Şekil 3.27. Artifakların temizlenmesi ve gri formata dönüştürülmesi 81
Şekil 3.28. Fuji Film temas basınç sensörü kalibrasyon eğrisi 81
Şekil 3.29. Fuji film yerleştirme şekilleri 83
Şekil 3.30. Fuji Film sensörü bir yaprağının eğrilik yarıçapı 84
Şekil 3.31. Çift tabakalı basınç temas sensörü ve üst üste yerleştirilmesi 85
Şekil 3.32. Sensörün femur küresine yerleştirilmesi..... 86
Şekil 3.33. Modellerin yerleştirilmesi ve Salter pelvis osteotomi yapılması..... 88
Şekil 3.34. Ganz osteotomisi operasyon animasyonu..... 89
Şekil 3.35. Ganz osteotomi yapılışı..... 90
Şekil 3.36. Femur başı kıkırdak modeli 92
Şekil 3.37. Salter (üst) ve Ganz (alt) pelvis osteotomisi sanal modelleri 93
Şekil 3.38. Displazik kalça ekleminin sonlu elemanlar modeli 94
Şekil 3.39. ASTM D 412 C kalıbı..... 95
Şekil 3.40. Silikon mum tek taraflı çekme deney verileri..... 95
Şekil 3.41. Kalıp silikon tek taraflı çekme deney verileri..... 96
Şekil 3.42. Sınır şartları..... 98
Şekil 3.43. Yürüme esnasında koordinata göre öne (ϕ), yana (δ) ve eksenel dönme (ρ) anatomik döndürme eksenleri ve açıları..... 100
Şekil 3.44. Bir tam adım süresince femur ekleminde pelvise göre değişimi açıları..... 101
Şekil 3.45. Bir tam adım süresince femur eklemine etkiyen kuvvetler 101
Şekil 3.46. Seçilen 21 veride Şekil 3.44'de verilen açılara göre yürüme analiz simülasyonu 102
Şekil 4.1. Displazik kalça modelinde yapılan deneyde basınç sensörlerinde basınç dağılımı 105
Şekil 4.2. 10°-10° döndürme açılarıda displazik kalça modelinde Salter osteotomi sonrası yapılan deneyde elde edilen basınç dağılımı..... 106
Şekil 4.3. 20°-20° döndürme açılarıda displazik kalça modelinde Salter osteotomi sonrası yapılan deneyde elde edilen basınç dağılımı..... 107

Şekil 4.4. 30°-30° döndürme açılarıda displazik kalça modelinde Salter osteotomi sonrası yapılan deneyde elde edilen basınç dağılımı..... 108
Şekil 4.5. 30°-30° döndürme açılarıda displazik kalça modelinde Ganz osteotomi sonrası yapılan deneyde elde edilen basınç dağılımı..... 109
Şekil 4.6. 20°-20° döndürme açılarıda displazik kalça modelinde Ganz osteotomi sonrası yapılan deneyde elde edilen basınç dağılımı..... 110
Şekil 4.7. 10°-10° döndürme açılarıda displazik kalça modelinde Ganz osteotomi sonrası yapılan deneyde elde edilen basınç dağılımı..... 111
Şekil 4.8. Displazik kalçada femur üzerindeki basınç dağılımı 112
Şekil 4.9. Osteotomi yapılmamış ve Salter osteotomi sonrası temas alanı değerleri..... 113
Şekil 4.10. Normal ve Salter osteotomi sonrası maksimum basınç değerleri 114
Şekil 4.11. Ganz osteotomi sonrası temas alanı değerleri..... 114
Şekil 4.12. Ganz osteotomi sonrası ortalama basınç değerleri..... 115
Şekil 4.13. SEA ile displazik kalçada hiperelastik malzeme için basınç dağılımı 116
Şekil 4.14. SEA ile displazik kalçada lineer izotropik malzeme için basınç dağılımı 117
Şekil 4.15. SEA salter osteotomisi 30°x30° basınç dağılımı 118
Şekil 4.16. SEA salter osteotomisi 20°x20° basınç dağılımı 119
Şekil 4.17. SEA Ganz osteotomisi 30°x30° basınç dağılımı 120
Şekil 4.18. SEA Ganz osteotomisi 20°x20° basınç dağılımı 121
Şekil 4.19. Kontrol grubu olan normal bir kalçada temas basınç dağılımı 122
Şekil 4.20. Deney malzemesi ile SEA sonuçları..... 123
Şekil 4.21. Sonlu elemanlar ve deneysel sonuçların temas alanı..... 125
Şekil 4.22. Sonlu elemanlar ve deneysel sonuçların ortalama temas basınçları 126
Şekil 4.23. Literatürde ve deneyde kullanılan kıkırdak malzeme özellikleri..... 129
Şekil 4.24. Analizde pinball değerine göre yürüme esnasında temas alanı 135
Şekil 4.25. Analizde pinball değerine göre femur ve asetabulumda temas basıncı 136
Şekil 4.26. Yürüme esnasında femur başı üzerinde oluşan temas basınçları..... 137
Şekil 4.27. Yürüme esnasında asetabulum üzerinde oluşan temas basınçları..... 141

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1.1. GKD patolojileri 6
Tablo 1.2. GKD için Severin sınıflandırma dereceleri 12
Tablo 2.1. Kalça ekleminde tespit edilen en yüksek basınç değerleri 50
Tablo 3.1. Yapay kıkırdak kalınlığı 63
Tablo 3.2. Hasta anatomik ölçüm değerleri 67
Tablo 3.3. Fuji Film Basınç kapasiteleri 77
Tablo 3.4. Ek -1'de sıcaklık-nem grafiğinde görülen her bir çizgi için yoğunluk değerleri 82
Tablo 3.5. Task-9 ve Al-5083 Alüminyum alaşım malzeme değerleri 94
Tablo 3.6. Pelvis ve femur kıkırdakları için hiperelastik malzeme tanımlaması 99
Tablo 4.1. Displazik kalçaya sahip ayakta duran bir kişi için yapılan deneyde kullanılan döndürme açıları 104
Tablo 4.2. Deneysel olarak bulunan temas alanı ve ortalama basınç değerleri 113
Tablo 4.3. SEA ile hesaplanan en yüksek, ortalama basınç ve temas alanı değerleri 124

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

2B	:	İki boyutlu
3B	:	Üç boyutlu
BT	:	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	:	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CE	:	Center Edge (Merkez Kenar)
DEA	:	Discrete Element Analysis (Ayrık Elemanlar Analizi)
GKD	:	Gelişimsel Kalça Displazisi
OA	:	Osteoartritis
P	:	Pressure (Basınç)
RTV	:	Room Temperature Vulcanization (Oda Sıcaklığında Polimerizasyon)
SEA	:	Sonlu Elemanlar Analizi
SİAS	:	Spina Iliaca Anterior Superior (Omurga İliak Ön Üst Bölgesi)
SİAİ	:	Spina Iliaca Anterior Inferior
VCE	:	Vertical Center Edge (Dikey Merkez Kenar)

GELİŞİMSEL KALÇA DİSPLAZİSİ TEDAVİLERİ İÇİN PELVİS OSTEOTOMİ YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI -BİYOMEKANİK ÇALIŞMA-

ÖZET

Biyomekanik in vitro deneysel çalışmalar çoğunlukla kadavra üzerinde yapılmaktadır. Ancak özellikli bir hastalığı olan deformiteli bir kadavra bulmak neredeyse imkânsızdır. Bu amaçla gelişimsel kalça displazili bir hastanın bilgisayarlı tomografi görüntülerinden üç boyutlu yapay ve sonlu elemanlar kalça eklemi elde edildi. Hastaya özgü yapay kalça modeli üzerinde temas basınçları ve temas alanları FujiFilm prescale basınç sensörü kullanılarak ölçüldü. Sonlu elemanlar modelinde deneysel koşullar uygulanarak sonlu elemanlar analizi yapıldı. Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen bulgular ile deneysel sonuçlar karşılaştırıldı.

Gelişimsel kalça displazisi çoğunlukla birçok çeşidi olan pelvis osteotomi ile tedavi edilmektedir. Farklı biyomekaniği olan bu osteotomilerin etkileri eklem temas basıncı açısından, imal edilen yapay kalça modellerinde Salter ve Ganz osteotomileri yapılarak farklı iyileştirme açılarında incelendi. Kalça ekleminde basınç ve temas alanı ölçüldü. Tüm sonuçlar birbirleri ile kıyaslandı. Ayrıca, bu iki osteotomi yönteminin sonlu elemanlar modelleri oluşturuldu. Deneysel koşullar sonlu elemanlar modelinde uygulanıp sonuçlar kıyaslandı. Diğer bir çalışmada ise gelişimsel kalça displazisili hastanın sonlu elemanlar yöntemiyle yürüme analizi yapılarak sonuçlar değerlendirildi.

Deneysel sonuçlara göre osteotomi sonrası örtünme açısı arttıkça ortalama basınç beklendiği gibi düşmekte, ancak temas alanı beklenmedik biçimde azalmaktadır. Sonlu elemanlar analizinde her iki osteotomi yöntemi için temas alanı artmaktadır. Sonuç olarak kıkırdak malzeme özellikleri ve geometrik yapısıyla daha uygun bir yapay model temas alanı ve temas basıncı ölçmek için kadavra model yerini alabilir.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Fuji Film, Gelişimsel Kalça Displazisi, Pelvis Osteotomisi, Temas Basıncı.

COMPARISION OF PELVIC OSTEOTOMY TECHNIQUE FOR TREATMENTS OF DEVELOPMENTAL HIP DYSPLASIA -BIOMECHANICAL STUDY-

ABSTRACT

In vitro biomechanic experimental studies are commonly performed on cadavra sample. However, obtaining cadaveric sample with deformity which has specific disorder is practically impossible. For this reason, a three-dimensional congruence artificial and finite element hip joint were obtained using images of computerized tomography of patient hip with developmental hip dysplasia. The contact pressure and area were measured by using Fuji Film Prescale sensor on patient-specific artificial hip model. The finite element analysis was performed by applying the experimental conditions to finite element model. The obtained results from finite element analysis were compared with experimental results.

Developmental hip dysplasia is generally treated by many type pelvic osteotomy. The effects of different osteotomy, has different biomechanic characteristic, were investigated using manufactured artificial hip models at different osteotomy angle by applying Salter and Ganz osteotomy. The contact pressure and area were measured in hip joint. All results were compared with each other. Also, the finite element models were generated with both applied osteotomy. The results were compared by applying the experimental conditions to finite element model. In other study, the results from gait analysis were evaluated by performed on a patient with development hip dysplasia using finite element method.

To sum up, the average contact pressure expectedly decreases as long as osteotomy coverage angle increases. However, contact area improbably decreases. The contact area increases for both osteotomy techniques in finite element analysis. In conclusion, the more appropriate non-natural specimens can be generated to replace with cadaveric material for contact pressure and area determination in detail patient specific cartilage production with defined material properties.

Keywords: Biomechanic, Fuji Film, Developmental Hip Dysplasia, Pelvic Osteotomy, Contact Pressure.

GİRİŞ

Halk arasında kalça çıkığı olarak bilinen gelişimsel kalça displazisi (GKD), dünyada ve ülkemizde özellikle kız çocuklarında sık karşılaşılan hastalıklardan biridir. Bu hastalığın ülkemizde görülme sıklığı (insidansı) yaklaşık % 1,5 dur [1, 2]. Ülkemizde yılda yaklaşık 15 bin yenidoğan bebek GKD ile karşı karşıya kaldığı tahmin edilmektedir [3]. Bu hastalık erken tanı ve tedavi ile büyük bir ölçüde tedavi edilmektedir. Bu kapsamda Sağlık bakanlığı doktorlara ve halka yönelik kapsamlı seminer, konferans ve bilgilendirme toplantıları organize etmektedir. Bakanlık ayrıca GKD'yi yeni doğan tarama programına dahil etmeyi planlamaktadır [4].

GKD'nin erken tanısı ile ater ya da bandaj kullanımı haricinde çoğunlukla cerrahi yöntemle sağaltım uygulanır. GKD'nin anatomik ve işlevsellik tedavisine yönelik birçok cerrahi tedavi yöntemi vardır. Bu cerrahî tedavi yöntemlerinin başında pelvis osteotomileri yer alır. Literatürde çok sayıda tanımlanmış pelvis osteotomi tekniği bulunmaktadır. Hasta için uygun pelvis osteotomi seçimi için klinik kriterler dikkate alınarak yapılır. Pelvis osteotomileri için çalışılan bölgenin karmaşıklığından dolayı oldukça zor operasyonlardır. Bu nedenle cerrahın en iyi bildiği ve en sık uyguladığı yöntemi tercih etmesi en doğru sağaltım seçim kriteri olarak kabul edilebilmektedir.

Dünyada ve ülkemizde bu konu üzerinde birçok klinik çalışma olmasına rağmen konuyu biyomekanik olarak inceleyen kısıtlı sayıda çalışmalar mevcuttur. Bu tez kapsamında GKD'li bir hastanın biyomekanik değerlendirmeleri yapılmış ve farklı pelvis osteotomi tekniklerine karşı biyomekanik parametrelerin değişimi incelenmiştir.

Bu tez beş bölümden oluşmaktadır. İlk bölümde GKD hakkında genel bilgiler verilerek tanı için kullanılan geometrik parametreler sunulmuştur. GKD tedavisi için cerrahların kullandığı pelvis osteotomi yöntemleri kısaca bahsedilmiştir. İkinci bölümde literatürde yer alan kalça için yapılan biyomekanik çalışmalar anlatılmıştır. GKD için yapılan biyomekanik çalışmalar ve karşılaştırmaları incelenmiştir. Üçüncü

bölüm deneyde kullanılan malzeme ve yöntem bölümüdür. Fuji film prescale basınç temas sensörünün kullanımı, kalibrasyonu ve sayısallaştırma işlemi anlatıldı. Daha sonra hastaya özgü GKD'li kalça modeli oluşturulması ve imalatı ayrıntılı bir şekilde anlatıldı. Dördüncü bölümde model kullanılarak yapılan sonlu elemanlar analizi (SEA) ile deneysel sonuçlar rapor edildi. Modellere deneysel ve sanal olarak yapılan pelvis osteotomilerinin karşılaştırılması mevcuttur. Beşinci bölümde ise elde edilen sonuçların özeti ve öneriler yer almıştır.

1. KALÇA EKLEM BİYOMEKANİĞİ

Kalça eklemi ortopedik travma ve hastalıkların yaygın görüldüğü vücudumuzun bir bölgesidir [5]. Kalça eklemindeki rahatsızlık hastanın günlük aktivitelerinde kısıtlamalara neden olduğundan, ekleminin yapısı ve gelişimi üzerine kapsamlı birçok araştırma yapılmaktadır [6]. Kalça eklemi çok önemli biyomekanik işlevleri yürütmektedir. İnsan vücudunun büyük bir kısmını taşırken (vücut ağırlığının yaklaşık 2/3'ü) bu esnada adım atabilmek için ahenkli bir etkileşimle hareket sağlar. Rutin günlük aktiviteler esnasında vücut ağırlığının 5,5 katı kadar kuvvetler pelvis ve femura aktarılır [7]. Kalça eklemi yaşam hareketliliğini sürdürmemize yardımcı olurken normal olmayan, tekrarlı kalça yüklenmeleri eklemsel kıkırdağın hasarına, bu da kireçlenmeye (Osteoartrit-OA) sebep olmaktadır [8].

1.1. Kireçlenme (Osteoartrit-OA)

Artrit, eklemlerde vücut tarafından üretilen mikrobik olmayan bir iltihaptır. Özellikle ileri yaşlarda, eklemlerde tekrarlayan mekanik zorlanmalarla meydana gelerek eklem kıkırdaklarındaki parlak ve pürüzsüz yapının deforme olması, işlevselliğinde oluşan bozulma artrite neden olur. Düşük seviyeli iltihaplanma (enflamasyon) sonucu, osteoartrit (dejeneratif artrit, OA veya dejeneratif eklem hastalığı) eklemlerde ağrıya yol açar. Eklemlerde bir tür tampon gibi işlev gören kıkırdağın anormal bir ölçüde yıpranması veya yok olması veya bu eklemleri kayganlaştıran sinoviyal sıvının azalması sonucu oluşan osteoartrit klinik bir sendromdur. Kemik yüzeyleri kıkırdak tarafından gittikçe daha da az korunurken yürüme ve ayakta durma ve hatta hasta ağırlık kaldıran eylemlerde bulundukça ağrı hisseder [9].

Osteoartrit genellikle tekrarlı yüklenmelerin ya da mekanik zorlanmaların etkisiyle kalça eklem yüzeylerinde süreklilik arz eden akut travmaya (ani hasar) neden olur. Sıra dışı eklem geometrisi (örneğin GKD), vücut ağırlığı, kişinin mesleği yaştan bağımsız olarak kalça eklemini önemli derecede etkilemektedir. Ayrıca normalden daha fazla basınç ve gerilmeler kıkırdakta hasara neden olmaktadır [5, 10]. Bu

nedenle eklemlerdeki mekanik parametrelerin (basınç, gerilme vb.) belirlenmesi bu hastalığın anlaşılmasına yönelik başlıca çalışmaları teşkil eder.

1.2. Gelişimsel Kalça Displazisi

Normal yürümede kalça ekleminin 45º kadar bükülmesi (fleksiyonu), bir miktarda içe ve dışa dönmesi (rotasyon), dışlak (abduksiyon) ve içlek (addüksiyon) hareketi gerekir. Oturma işlevi kalçanın aşırı büküsü (hiperfleksiyonu) ile olur. Böylece, geniş hareket imkânı sayesinde kalça eklemi, insanın işlevsel yaşantısında önemli bir yer tutar.

Gelişimsel kalça displazisi (GKD) kalça eklemindeki karşılaşılan doğumda varolan ya da süt çocukluğu dönemi boyunca gelişen iskelet sorunudur. Mekanik ve çevresel nedenlerle başlangıçta herhangi bir sorun saptanmayan bebeklerin kalçasında da GKD gelişebilir. Halk arasında kalça çıkığı olarak tanımlanan GKD hastalığı için önceleri, "Doğumsal Kalça Çıkığı" terimi kullanılmakta iken, günümüzde bunun yerine "Gelişimsel Kalça Displazisi" terimi kullanılmaktadır [11].

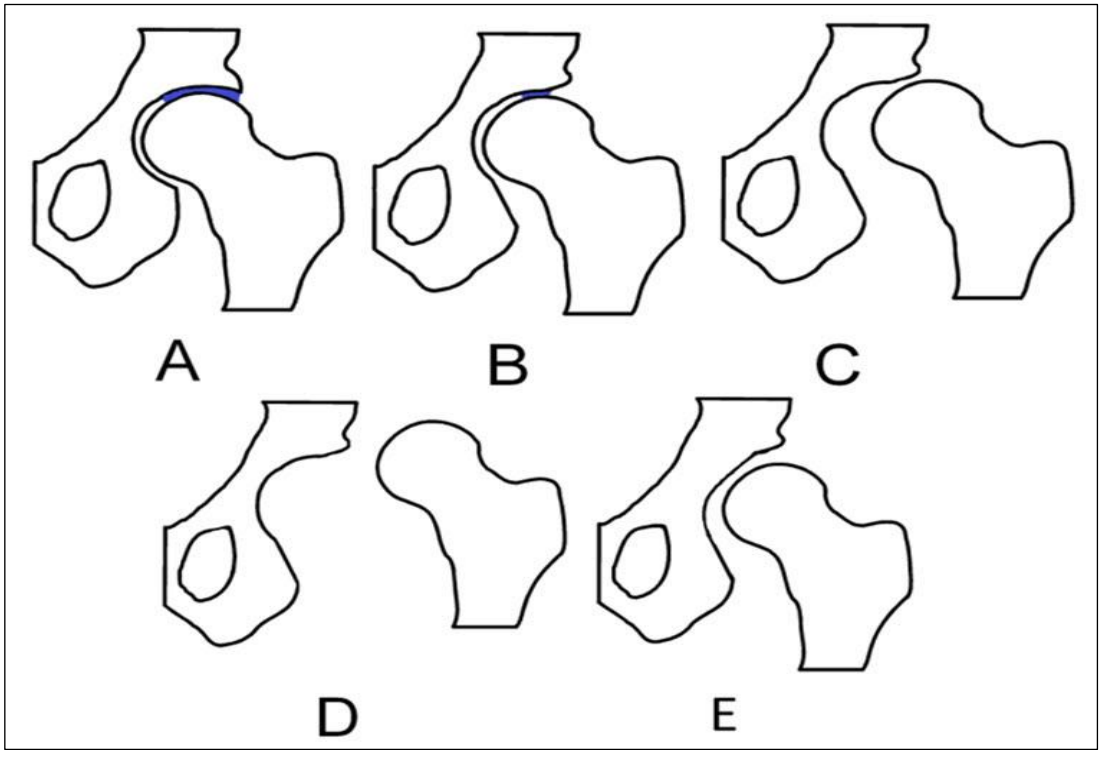
GKD görülme sıklığı % 0,1 ve % 0,4 arasındadır [12]. GKD'nin Türkiye'deki görülme sıklığının %0,5 ve %1,5 arasında olduğu öngörülmektedir [1, 2]. Kız bebeklerde 4-5 kat fazla görülür [13]. İlk doğan çocukta görülme şansı daha yüksektir. Tek başına sol kalçada görülme sıklığı %67 dir. İkinci sıklıkta ise çift taraflı (bilateral) görülür [6]. Özetle GKD, farklı yaşlarda farklı şekillerde ortaya çıkan kalça gelişiminin kusurudur.

Kalça eklemini oluşturan kemik yapıları uyluk ve uylukbaşı yuvasının düzgün gelişmesi için femur başının asetabulum içinde yerleşik olması gereklidir. Femur ve asetabulum arasındaki ilişki küresel yapıya yakın olarak uyumlu gelişim önemlidir. Şekil 1.1'de görüldüğü gibi GKD'de femurbaşı ve asetabulum arasındaki ilişki bozulmuş ya da ortadan kalkmıştır. Anatomik yapılardaki patolojiye, radyolojik bulgulara göre GKD değişik tip ve evrelerde bulunur [14]. Gelişimsel kalça displazisinin Tablo 1.1'de belirtildiği gibi esas olarak 2 tipi ve 3 altgrubu vardır [12].

1.Teratolojik (atipik) tip: İleri derecede uyluk başı yer değiştirmiş durumdadır.

2.Tipik: Normal reşit olmayan kimselerde (infantlarda) görülür. Prenatal, natal veya postnatal dönemde gelişebilir.

Sublukse kalçada femur başının sferik (küresel) yapısı kaybolmuştur. Asetabulum sığdır ve posterosuperiorda deformasyon başlamıştır. Çıkık kalçada ise femur ve asetabulum ilişkisi tamamen kaybolmuştur. Asetabular çatı konkavitesini kaybetmiş ve konveks bir yüzey oluşmuştur. Femur başı posterosuperiorda yer değiştirmiştir. Çıkık femur başının iliuma yaptığı basınçla yalancı asetabulum oluşmuştur. Yetişkin döneme kadar kalça çıkık kalmışsa femur başı asetabulumun oldukça üzerine yerleşir. Eklem kapsülü aşırı kalındır. Femur başı ise aşırı ovaldir ve mediale basıktır [6]. GKD'de femur başı asetabulum ilişkisi normal olduğu halde asetabulum ve femurda patolojik gelişim de söz konusu olabilir. Bu durumda, femur başı üzerindeki asetabuler çatı örtümü yetersizdir. Asetabuler displazi adı verilen bu tip GKD'de uyluk başının kısmen ya da tamamen dislokasyonuna sebep olabilir. Bu durum eklemde stabilitenin olmamasına yol açar. Normal ve GKD kalça tipleri şematik olarak Şekil 1.1'de gösterilmiştir.



Şekil 1.1. Gelişimsel kalça displazi tipleri A- Normal B- Displazik C- Tam olmayan çıkık D- Tam çıkık E- Asetabular displazi [1]

Tablo 1.1. GKD patolojileri [15]

Tip	Özellikleri
Teratolojik kalça (Doğuştan gelen)	Prenetal gelişen, redüksiyonu zor, sıklıkla nöromüsküler hastalıklarla birlikte bulunan çıkık
İnstabil kalça (Disloke edilebilir kalça)	Femur başı asetabulumun içindedir, ancak Barlow testi ile kolaylıkla asetabulum dışına çıkabilir yani tam olarak (çıkık) veya kısmen (subluksasyon) çıkarılabilir.
Disloke kalça (Tam çıkık)	Femur başı, gerçek asetabulumun hiçbir bölümüyle eklem yapmaz. Femur başı tamamen asetabulum dışındadır
Sublukse kalça (Tam olmayan çıkık)	Femur başı, gerçek asetabulumun yalnız bir bölümüyle eklem yapar. Femur başı asetabulumun içinde olmakla beraber bir bölümü dışa (laterale) ve üste (superiora) yer değiştirmiştir
Asetabular displazi	Ana sorun asetabulumun sığ olmasıdır, femur başı normal konumunda veya sublukse olabilir.

Hemen hemen tüm GKD olgularında femur başı ile asetabulum arasında uyumsuzluk olur. Femurun arka ve orta yüzleri düzleşir. Genelde çıkık baş, ilkin düzleşir ve giderek mantar (mushroom shape) şeklini alır. Femur boynunda belirgin derecede kısalma vardır ve bu da uzvun kısalmasına yol açar. Femur boynu şaftın devamı gibi görünebilir. Zamanla cisim boyun açısı 135 dereceden 125 dereceye yaklaşır yani açı artar ve koksa valga gelişir [16]. Zamanla bozulan asetabulumun yuvarlak şekli, tabanı ön ve aşağıda, tepesi arka ve yukarıda olan üç köşeli bir yapı halini alır [6].

Normalde asetabulum ve femur başı arasında geniş bir temas alanı vardır (Şekil 1.2). Kalça ekleminin eklem kıkırdağı asetabuluma eşit yük dağılımını sağlar. Eklem bütünlüğü korunduğunda, fazla yük taşıma alanına karşılık tüm dokulara en az yük yansıması sağlanır. Femur başının ve asetabulumun yük altında yapılarının bozulması, şok emici işlevi görerek kalçanın eklem kıkırdağını korur. Yük taşıma yüzeyinin azalması tam olmayan çıkık meydana gelmesine, ekleme gelen makaslama kuvvetlerinin artmasına, eklem kıkırdağının bozulmasına ve dolayısıyla eklemsel yüzeylerdeki deformitelerin olması gerekenden daha yüksek mekanik gerilmelerin ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Yük taşıma yüzeyinin azaldığı GKD'li bir hastanın anterior-posterior X-ray görüntüsü Şekil 1.3'de görülmektedir. Yüksek mekanik gerilmeler osteoartritin normal populasyondan daha önce olmasına sebep olmaktadır [16, 17]. Asetabular displazide eklem ve kıkırdak bozulmazı yani osteoartrozun meydana gelmesindeki en önemli sebep, osteositlerin ve kondrositlerin kapasitelerinden daha fazla yüklenmeye maruz kalmalarıdır. Bu gerek normal gerilmelere karşı kıkırdak hücre kapasitesinin azalması gerekse normal hücreye aşırı

yüklerin gelmesinden kaynaklanır. Sebep ne olursa olsun, kıkırdak hücresinde santimetre kareye 23 kilogramdan daha fazla yüklenme olması durumunda hücre fonksiyonları bozulmaktadır [18].



Şekil 1.2. Normal kalça radyografi görüntüsü



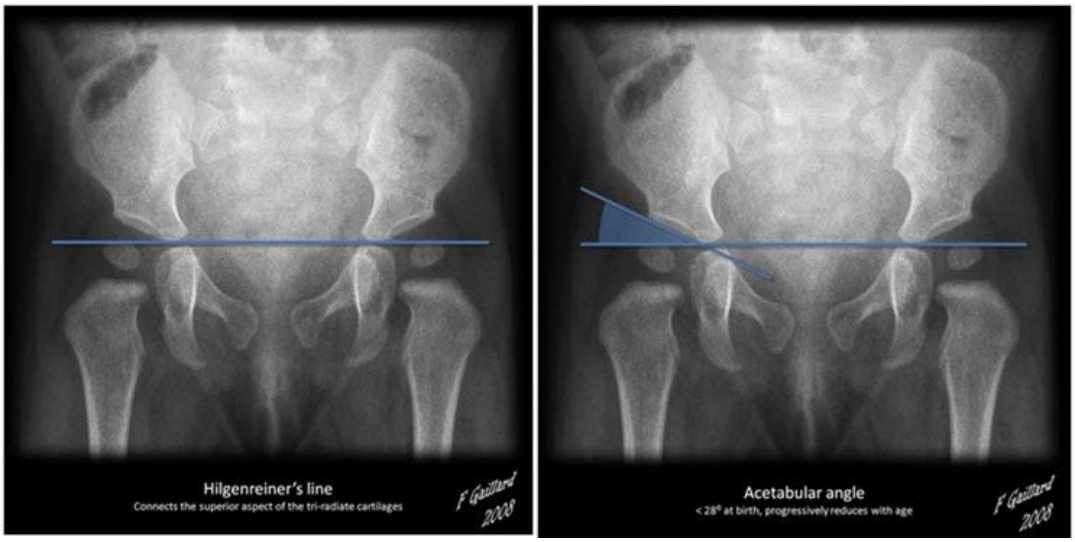
Şekil 1.3. GKD olgusuna sahip hastanın anterior-posterior X-ray filmi

Ultrasonografi, fizik muayene ya da radyoloji görüntüleri tanı için kullanılabilir. [15, 19-21]. Özellikle yetişkin ve yaşı büyük çocuklar için GKD'nin radyoloji teşhisi çok yaygındır ve genellikle önden arkaya doğru (A-P) radyoloji görüntülerinde geometrik parametreler ile tanımlanır. Ana parametre Wiberg tarafından tanımlanan lateral merkez-kenar açısı ve Lequesne tarafından tanımlanan asetabular index açısıdır [22, 23].

1.2.1. Asetabular indeks (Aİ) açısı

Her iki Y kıkırdağını birleştiren Hilgenreiner çizgisi çizilir. Bu çizgiye asetabulumun üst dış kenarı ile Y kıkırdağı arasındaki ikinci çizgi çizilir. Şekil 1.4'de [24] görüldüğü gibi iki doğru arasındaki açıya asetabular indeks açısı denir. Yenidoğanda bu açı 27.5º'dir. 30º üst sınır olarak kabul edilir. Açı daha üst değerde ise asetabular displaziyi gösterir. Çıkık kalçalarda Aİ açısı 35º-45º arasındadır [25]. Genç erişkinlerde Y kıkırdağı kapandığından asetabular indeksi ölçmek mümkün değildir.

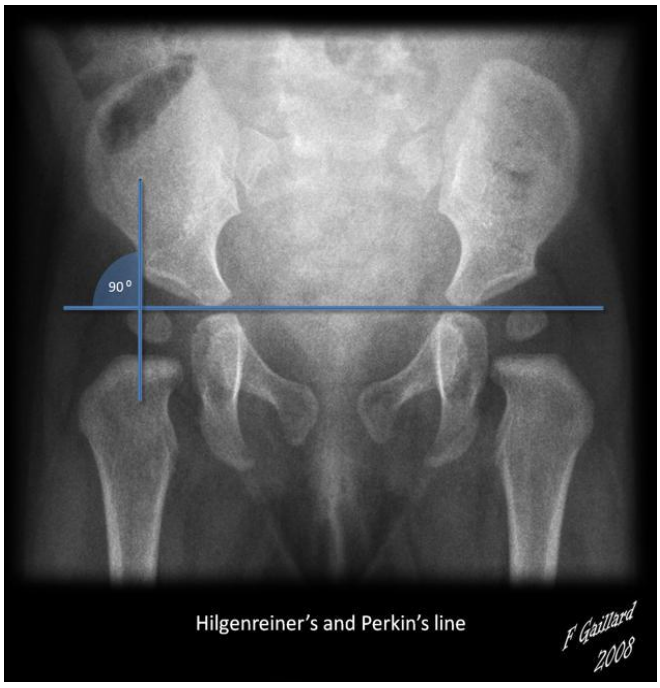
Bu nedenle Sharp tarafından tarif edilen ölçüm kullanılır ve bu açının >40° olması patolojik kabul edilir.



Şekil 1.4. Asetabular açı [24]

1.2.2. Perkins çizgisi

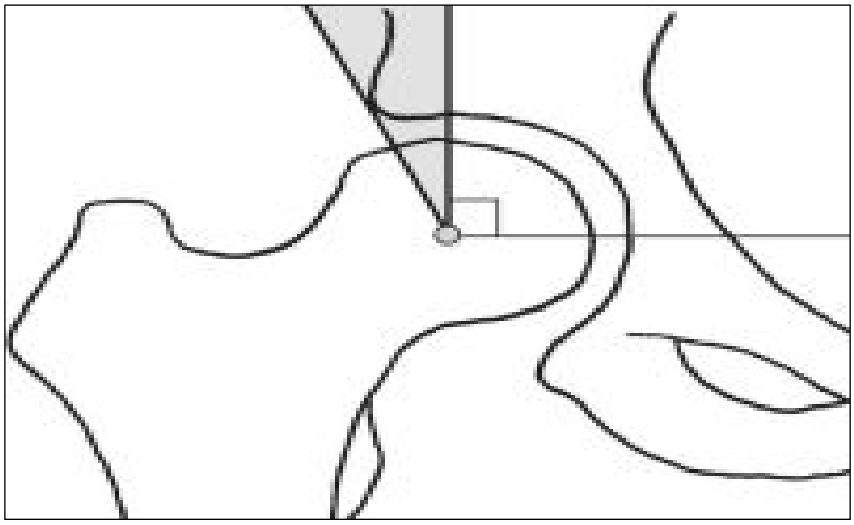
Bu çizgi Şekil 1.5'de görüldüğü gibi asetabulumun en dış kemikleşen (ossifiye olan) kenarından dik olarak çizilen çizgi olup, hilgenreiner hattını dik keser. Perkins hattı ile asetabulum dış dudağından femur başı merkezine çekilen hat arasındaki açıdır.



Şekil 1.5. Perkins çizgisi [24]

1.2.3. Wiberg merkez (CE) kenar açısı

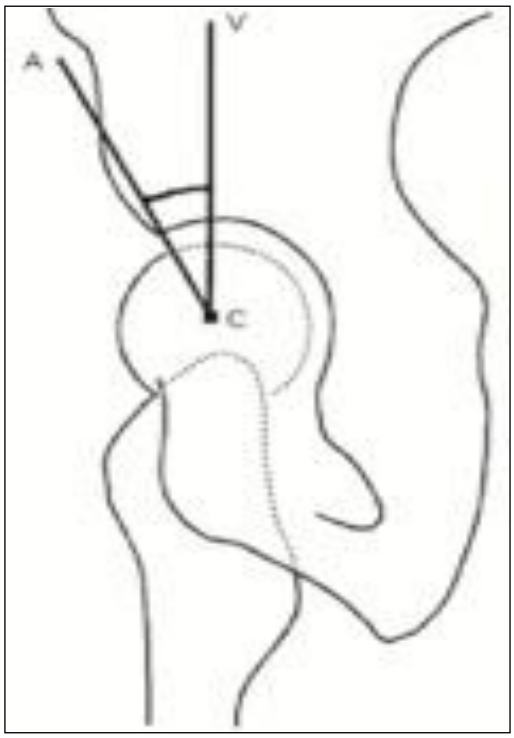
Merkez kenar açısı (central-edge, CE) Şekil 1.6'da görüldüğü gibi perkins çizgisi ile acetabulum tavanı ossifikasyon merkezinin en dış ucunu femur başı ossifikasyon nukleusuna birleştiren çizgi arasında kalan açıdır. Bu açı ile femur proksimalinin dışa (laterale) mesafesi ölçülür. Örtünme açısı olarak da adlandırılan bu açı normalde 15-20° veya üzerindedir [22]. Kalça çıkığında ise bu açı 15°'den küçüktür veya negatiftir. Açı, asetabulum ile femur başı ilişkisini, asetabulumun yeterliliğini ve lateral subluksasyonu göstermektedir [6].



Şekil 1.6. Wiberg merkez-kenar (CE) açısı

1.2.4. Wiberg ön merkez kenar açısı

CE açısının yandan görünüşüne ise ön merkez kenar açısı (vertical center edge (VCE) ya da anterior center edge (ACE) olarak adlandırılır. "False profile" adı verilen radyolojik çekim pozisyonunda alınan X-ray görüntüsü üzerinden ölçme yapılarak Şekil 1.7'de görüldüğü gibi VCE belirlenir. Normalde 20° ile 50° arasında olmalıdır. 20° 'den küçük ise kalça displazisini işaret eder [26].



Şekil 1.7. Ön merkez kenar açısı [27]

1.2.1.5. Bilgisayarlı tomografi

Asetabular displazili hastalarda radyolojik görüntü üzerinden yapılan radyolojik ölçüm yöntemleri tanı koymada gayet etkili ve güvenlidir. Ancak üç boyutlu (3B) bilgisayarlı tomografi (BT) asetabulumun neresinde yetersizlik olduğunun belirlenebilmesi ve asetabular osteotominin planlanması açısından önemli bir yer tutar. Tanı aşamasında asetabulumdaki anteversiyon fazlalığı, arka dudağın yetersizliği ve femoral anteveresiyonun ölçümü ile yapılacak tedavinin seçiminde önemlidir [28]. Bu tanı yöntemleri haricinde artrografi, ultrasonografi ve manyetik rezonans gibi yöntemler ile tanı koyulabilmektedir [29, 30].

AI, Wiberg açısı gibi geometrik ölçümler eklem yüzeyinin şeklini değerlendirmez ve bu nedenle hastalık oluşumundan kaynaklanan temas basınç değişimi ile ilgili herhangi bir yorum yapamazlar. Bu nedenle bu parametreler kalça eklemindeki kuvvet ve gerilme gibi mekanik nicelikleri temsilen lanse edilir. Bir kalçanın GKD'den ne kadar etkilendiği Tablo 1.2'de belirtilen Severin sınıflandırma skorlarıyla belirlenir [31].

Tablo 1.2. GKD için Severin sınıflandırma dereceleri [31]

Severin sınıflandırması	Durum	Özellik
1	Mükemmel	Normal CE açısı >20°-25°
2	İyi	Makul asetabular/femur başı deformitesi CE açısı >20°-25°
3	Zayıf	Displazik (Çıkık durumu olmadan) CE açısı < 20°
4	Kötü	Tam olmayan çıkık CE açısı <0°

1.3. Osteotomi

"Osteo" kemik ve "tomy" kesi kelimelerinin anlamca birleşmesiyle oluşan latince kökenli bir terimdir. Kısaca kemik kesisi olarak adlandırılır. GKD tedavisinde erken teşhis edilebilen hastalar bandaj veya kalçaları ayrık tutan basit cihazlarla tedavi edilebilirken, 6 aydan sonra genel anestezi altında yapılacak gövde alçısına gerek duyabilirler. Bir yaşından sonra çıkık eklemi yerine koymak veya bozulmuş eklem ilişkisini yeniden oluşturmak için cerrahi müdahale şarttır. Yürümeye başlayan çocuklarda sadece kemikleri karşılıklı getirmek yeterli gelmez, kemiklerin kesilerek yani osteotomi yapılarak yeniden şekillendirilmesi gerekebilir. Erişkin düzeyine girdikten sonraki yaşlarda yapılacak girişimlerle, tamamen normal bir kalça eklemi elde edebilmek mümkün olamaz [15]. Genç hastalarda kalça ekleminde iltihaplanma başlamış artrit kalçanın tedavisi reconstrüktif cerrahı için büyük bir sorun teşkil eder. Yaşlı hastalarda son evre dejeneratif eklem hastalığı için total kalça artroplastileri çok başarılı operasyonlardır. Ama gençlerde hem kemik çimentolu ve çimentosuz total kalça protez değişimi aktif hastalarda yüksek hata riskini beraberinde getirmektedir. Eklemsel kıkırdağa sahip uygulanabilir osteotomi ile düzeltilebilir morfolojik anormallikler olduğu zaman kalça osteotomiler çok yararlı olmaktadır. Kalçadaki yapısal anormallikler yüzey alanının azalmasına ve eklemsel kıkırdakta bir noktaya düşen birim yükün artmasına sebep olmaktadır. Eğer kalça işlevlerinde bir kısıtlılık mevcut ise ve bu hareketsel olarak aşılırsa kıkırdak hasarı oluşacaktır. Ewald vd. birim alana 3,5 kg/cm^2 aşıldığı zaman eklemsel kıkırdağın işlevselliği ve hayatiyeti riske girdiğini rapor etmişlerdir. Osteotomide öncelikli amaç hem eklemin temas alanını arttırmak hem de böylece kalçaya gelen yükü azaltıp normal eklem fonksiyonlarına uyumlu hale getirmektir [6]. Osteotomi eklemsel mekanizmanın

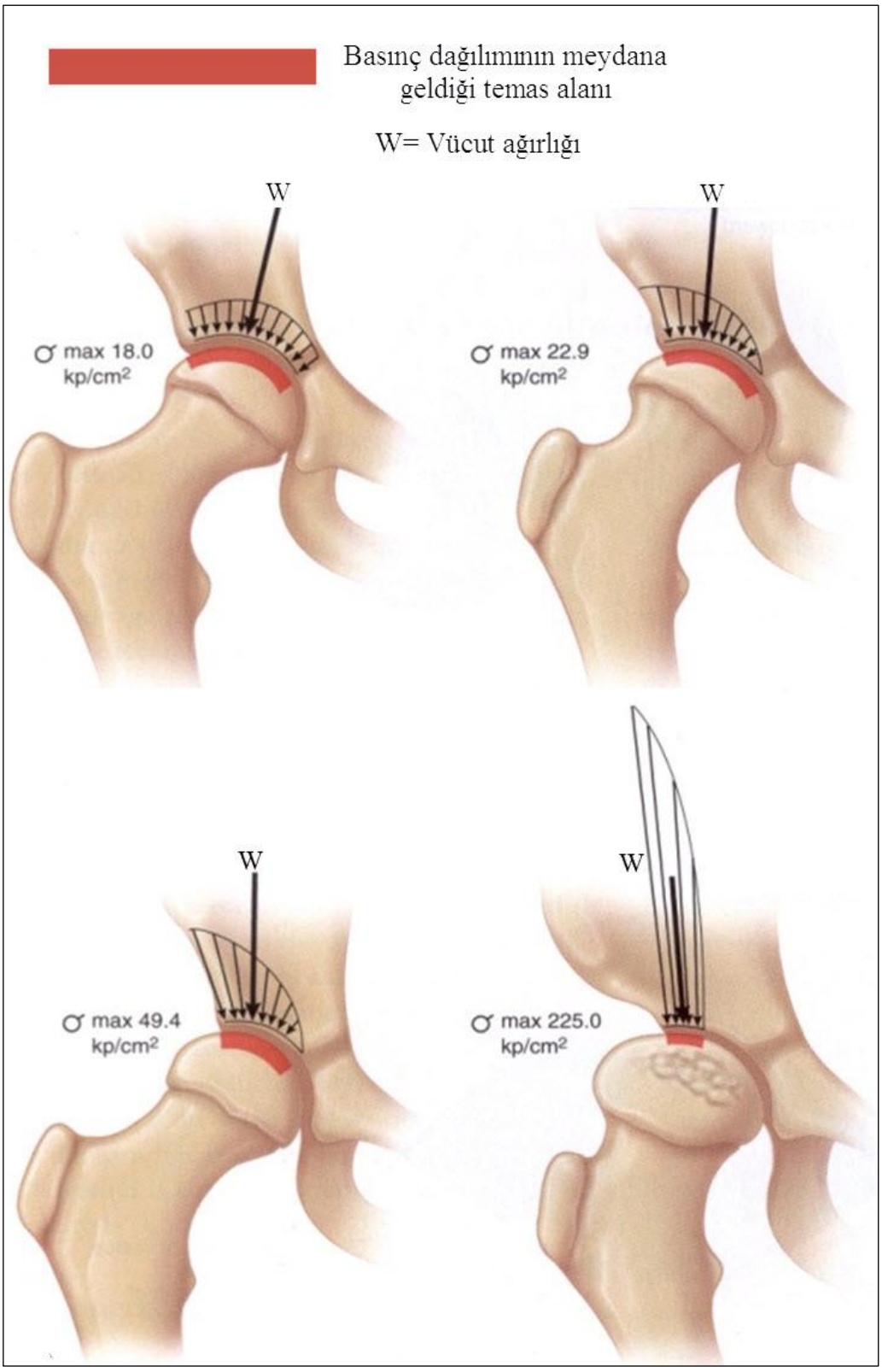
gelişmesine ve deformiteleri elemine ederek daha işlevsel hareket aralık kabiliyetine ulaştırmayı amaçlar [32].

1.3.1. Pelvis osteotomileri

Pelvis osteotomileri, kalçadaki yapısal problemlere sahip genç hastalar için pelvis kemiğinin osteotomi ile uyluk kemiğinin birbirine göre konumlarını geliştirilebilecek cerrahi bir girişimdir. Pelvis osteotomisi için en yaygın bulgu klasik GKD'dir. Diğer bulgular ise post-travmatik GKD ya da asetabulumun anormal yapısıdır. Çoğu kalça displazili hastada pelvis osteotomileri eklemin asetabulum kenarının üzerinde yerleşimini düzenler ve anormilliği düzeltmeye kabiliyeti olduğu düşünülür [32].

Pelvis osteotomisi, uyluk başının asetabulumdan çıktığı (tam veya tam olmayan çıkık) durumlarda, femur başının asetabulum çatısı içerisinde yerleştirilmesi amacıyla pelviste yapılan girişimlerdir. Kalça displazilerinin tedavisi için pek çok pelvis osteotomi tanımlanmıştır. Rekonstrüktif osteotomi normal kalça anatomisini ve biyomekaniğini sağlamak, belirtilerini iyileştirmek ve artritisi engellemek için uygulanmaktadır. Anatomik anormallik olduğundan dolayı eklemsel yüzey uyumluluğunun restore edilemediği hasar görmüş yapılar için yapılan osteotomiler ağrıyı dindirmek için uygulanır [32].

Asetabuler displazide artrozun meydana gelmesindeki en önemli sebep; osteosit (kemik hücresi) ve kondrositlerin (kıkırdak hücresi) kapasitelerinden daha fazla yüke maruz kalmalarıdır. Şekil 1.8'de kalça durumuna göre femur başına gelen yük miktarı görülmektedir. Kondrositlerde santimetrekareye 23 kg dan fazla bir yük gelmesi hücre fonksiyonlarını bozmaktadır. Amaç; ekleme gelen aşırı yüklenmeleri kondrositlerin normal fonksiyonlarını yapacağı makul bir düzeye indirmek ve ekleme eşit olarak dağıtmak olmalıdır (Şekil 1.8). Bu şekilde artrozun önlenebileceği ya da ilerlemesinin durdurulabileceği kabul edilmektedir. Yapılacak uygun bir pelvik osteotomi ile asetabulumun yeniden yönlendirilmesi (reorientasyon) veya hacminin arttırılması (augmentsyon) suretiyle istenilen amaca ulaşılabilmektedir.



Şekil 1.8. Normal ve GKD'li kalça eklemi femur başına gelen basınç [6]

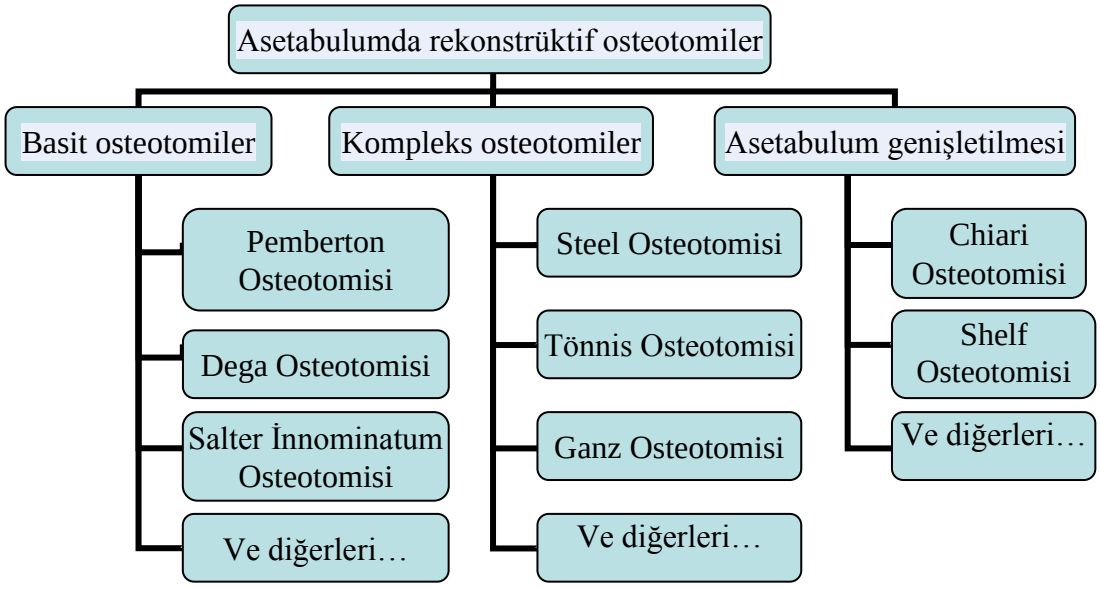
Tedavide yapılan işlemler kabaca ekleme gelen aşırı yüklenmeleri düzeltmek yoluyla yapılabilinir. Eklem kıkırdağının direnci ile eklem basıncı arasındaki uyumu sağlamak ve/veya eklem yüzeyine gelen aşırı kompresif kuvvetleri azaltmak ve eşit olarak dağıtmak yoluyla mekanik yetersizlik düzeltilebilir. Asetabulumdaki displaziyi, tedaviden önce femur proksimalinin normal biyomekaniği tahsis edilmelidir. Ağır asetabuler displazilerde tek pelvik osteotomide önerilmektedir. Kurtarıcı ameliyatlar olarak bilinen Chiari ve Shelf gibi hacim arttırıcı protokoller biyolojik olmadıklarından, çok ileri derecede uyumsuz ve instabil kalçalarda düşünülmelidir. Yeniden yönlendirme ameliyatları (Steel, Tönnis, Ninomiya, Ganz) günümüzde daha sık uygulanmaktadır [33].

1.3.2. Pelvis osteotomi türleri

Uygulanan pelvis osteotomilerinin literatürde birçok çeşidi vardır [34]. Şekil 1.9'da en yaygın olarak kullanılanlar gösterilmiştir. Çok çeşitli olmasına rağmen temelde iki şekilde birbirinden ayrılmaktadır.

1)Asetabuler çatının hacmini arttırmak (augmentation)

2)Femur başı üzerindeki asetabuler çatının yöneltisini değiştirmek (reorientation)

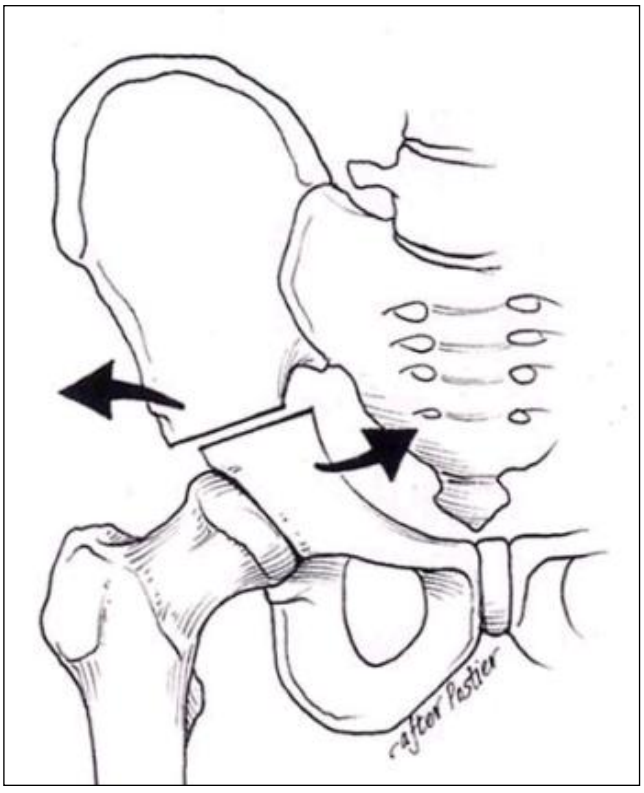


Şekil 1.9. Pelvis osteotomi tipleri [34]

1.3.2.1. Asetabular hacim arttırıcı yöntemler

Augmentasyon ameliyatları olarak da bilinen asetabular hacim arttırıcı ameliyatlar yetersiz asetabuluma ekstraartiküler ilave bir çatı sağlar. Yük binme yüzeyinin genişlemesi, eklem yüzeyine gelen basınç ve makaslama kuvvetlerini azaltır. Özellikle genç hastalarda bu ameliyatlar son çare olarak düşünülür. Femur başı ile asetabulum arasında uyumsuzluğun olduğu ve reoryantasyon yapılamayacak derecede artrozu olan hastalarda bu osteotomiler tercih edilir. En çok kullanılan iki tipi vardır. Bunlardan birincisi Chiari osteotomisi diğer Shelf Çatı osteotomisidir.

Chiari tarafından tarif edilmiş Chiari Osteotomisi Şekil 1.10'da gösterildiği gibi kalça eklemi kapsülünün hemen üzerinden iliak kemiğinde yukarı doğru 10°-15°'lik bir açı ile osteotomi yapılır ve distal kemil parçası iliak kemiğin % 50'si kadar mediale kaydırılır. Kesilen kemik kaydırma işleminden sonra kirschner teli veya spongioz vida ile tespit edilir [32]. Böylece kalçaya binen yükler azaltılmış olur.

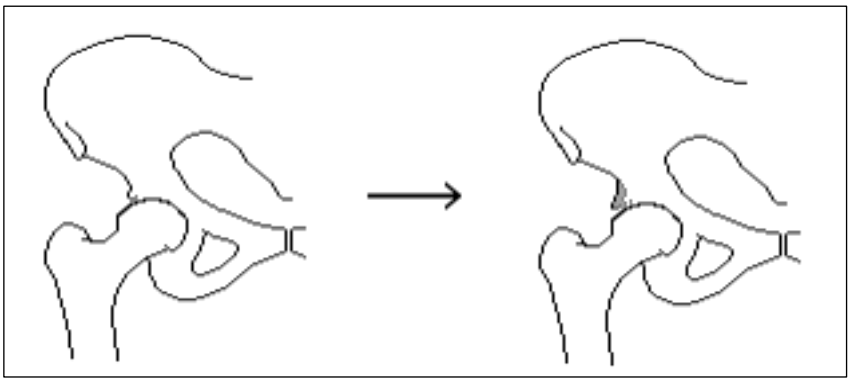


Şekil 1.10. Chiari osteotomisi

Asetabulum kapasitesini büyütmesi, kalça eklemini medialize ederek biyomekaniği düzeltir [35, 36]. Chiari pelvis osteotomisinde distal fragman içeriye kaydırılmasıyla femur başına gelen yükler biyomekanik olarak azalmaktadır [35]. Chiari osteotomisinin avantajları, asetabulumun kapasitesini büyütmesi, kemik stoğunu arttırması, eklemin uzağından yapılıyor olması nedeniyle eklem hareketlerini etkilememesi, femur başına gelen yüklerin kalça eklemi medializasyonu sayesinde azaltılmasının sağlanması ve ileride yapılabilecek bir protez ameliyatına engel teşkil etmemesi olarak sayılabilir. Ancak fragmanlar arasında nokta teması olmakta, düzgün ve küresel femur başı üzerine enlemesine, pürtüklü ve uyumsuz bir asetabulum gelmesi nedeniyle ileri dönemlerde dejeneratif artroz riski artmaktadır [33].

Kalça ekleminin medializasyonu ile femur başına düşen stresin azaldığı biyomekanik olarak gösterildiği halde, Hogh ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada Chiari osteotomisinden sonra ağrının azalmasının femur başına düşen yükün azalmasına bağlı olmayıp esas olarak eklemin stabilizasyonuna bağlı olduğu belirtilmiştir [37].

Shelf Çatı osteotomisi ise femur başının asetabulum tarafından tam örtülmediği ya da başın asetabulumun posterior ve superioruna doğru çıkmaya başladığı instabil durumlarda uygulanır. Şekil 1.11'de görüldüğü gibi asetabulumun yeni bir kemik çatı ile desteklenerek eklem yüzünün arttırılmasıyla yapılan girişimdir. Bu girişim ile yetersiz asetabulum kapasitesi arttırılır. Shelf prosedürü asetabulumun hacmini arttırma amacıyla yapılır. Kalçanın stabilizasyonu sağlanır ve femur başının yukarı deplasmanı engellenir. Kalça ekleminin yük binme yüzeyi artar. Pelvik anatomi bozulmaz. Ancak hiyalen kıkırdak yerine fibröz kıkırdak gelişimine sebep olduğu için ileride artroz gelişme riski yüksektir. Kalça eklemini medialize etmediği için biyomekanik bir düzelme sağlamaz. Yetersiz lateral kapsaması olan hastalar için Shelf lateral asetabuler güçlendirme prosedürü uygulanabilir [33].

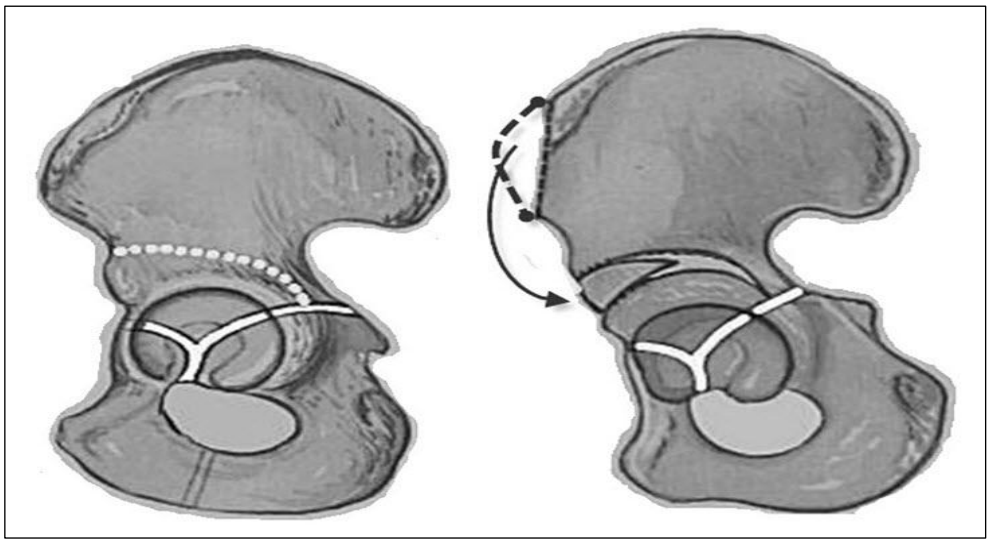


Şekil 1.11. Shelf prosedürü [38]

1.3.2.2. Basit yönlendirici (Reoryantasyon) osteotomileri

Yük taşıma alanını arttırmak için asetabulumun mevcut kıkırdak yüzeyini tekrar yönlendirir. Bu işlem özellikle küresel uyumun olduğu ve asetabulumun yöneltisinin bozukluğuna (maldirection) bağlı yetersizliğindeki doğumsal gelişim yetersizliklerinde kullanılır. Bu şekilde yapılan bir osteotomi sonrası, femur başı hyalin kıkırdakla eklemleşmeye devam eder. Bu osteotomiler için en önemli ön koşul; uyumlu (congruent) ve sferik baş-asetabulum ilişkisinin gerekli olmasıdır [32]. En sık kullanılan tipleri; Salter innominate osteotomi (SİO), Sutherland, Triple (Steel) osteotomileridir.

Pemberton Osteotomisi asetabulumu, femur başının ön ve yandan örtümünü iyileştirecek şekilde konumlandırır. Osteotomi iliak kemiğinin çıkıntı kısmının altından başlar ve asetabulumun arkasında Y kıkırdağına girecek şekilde arkaya ve aşağıya doğru uzanır. Osteotomi aralandığında, Şekil 1.12'de görüldüğü gibi asetabuler kısım öne ve yana devrilir ve bir kemik grefti ile tutturulur. İliumda perikapsüler iç kesi, dış kesi osteotomiler tam kat olabildiğince arkaya Y kıkırdağına doğru yapılır ve Y kıkırdağının arka bacağında sonlanır [6]. Osteotomiler birleştirilir. Üst parça sabitlenir ve distale itilirken, asetabuler parça öne, laterale ve distale devrilir. Osteotomi hattında meydana gelen boşluğa aynı taraf iliak kanattan alınan üçgen kemik grefti kesi yerine yerleştirilir. Osteotomize edilen ve iliak fragmanlar arasına greft yerleştirilen kemik kısımları sıkıca dişlendirilir. Farklı bir nesne ile tesbite gerek yoktur.



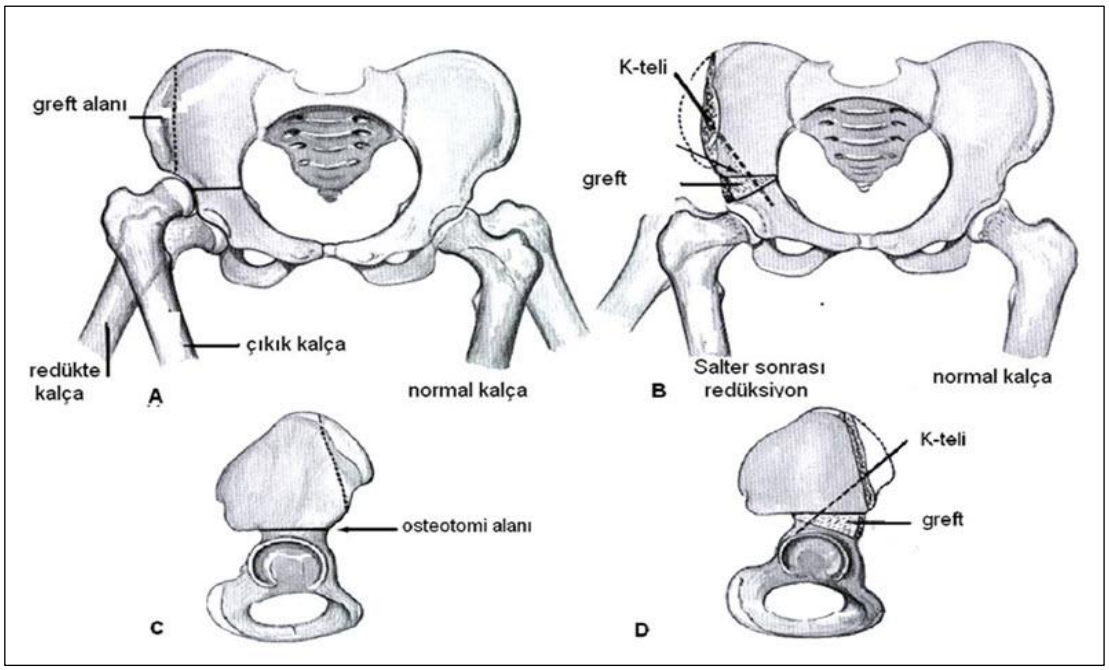
Şekil 1.12. Pemberton osteotomisi [39]

12-18 aylık nispeten ufak çocuklara uygulanabilmesi, asetabulum tavanının oldukça dik olduğu durumlarda dahi yeterli düzelme sağlaması, tam olmayan bir osteotomi olduğu için oldukça stabil olması, tespit materyali kullanılmadığı için ikinci bir operasyona gerek olmaması, pemberton pelvis osteotomisini bilhassa asetabulumun geniş olduğu olgular için uygun kılar.

Osteotominin Y kıkırdağından geçmesi sebebiyle Y kıkırdağında erken kapanma ve asetabuluma çok yakın yapılan osteotomiye bağlı asetabuler büyüme merkezlerinin hasarlanması ve siyatik çentikdeki nörovasküler yapıların zedelenme riski vardır [6].

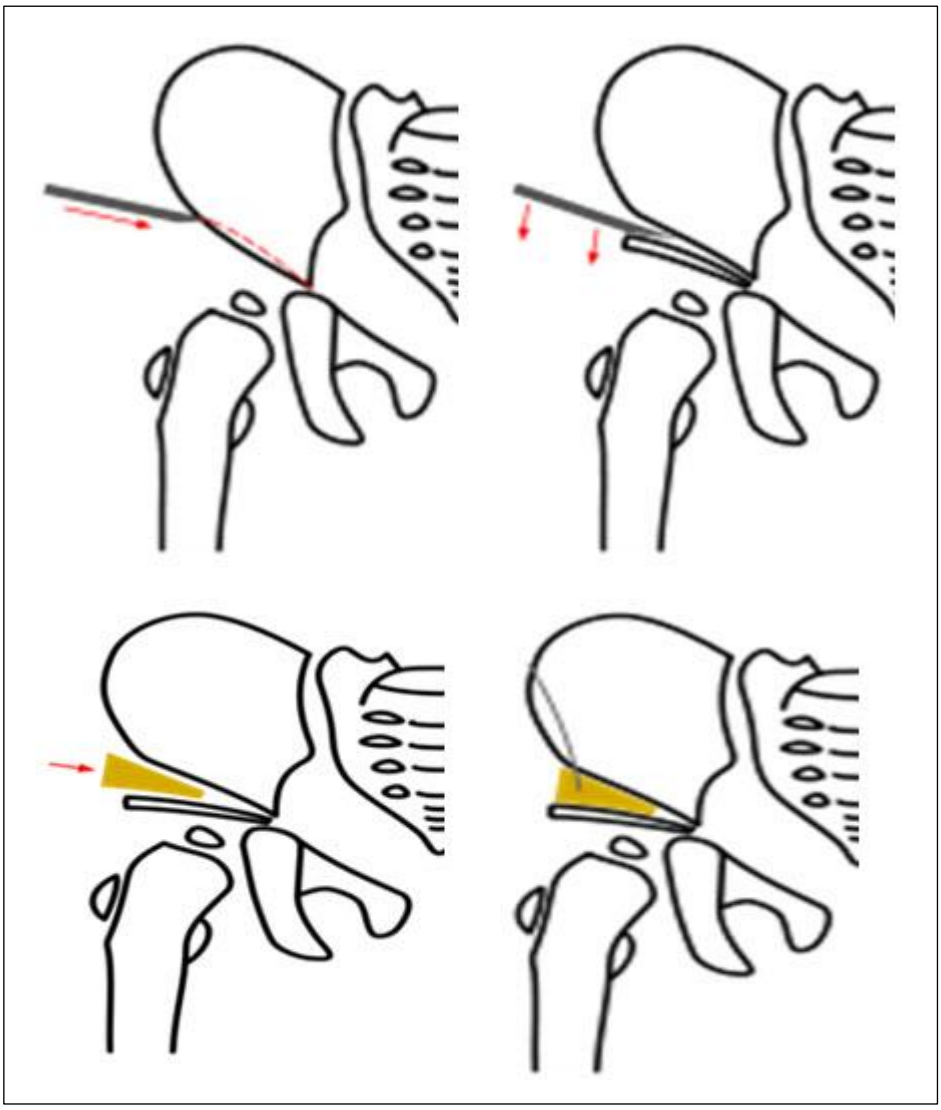
Salter, GKD'deki en büyük bozukluğun asetabulumun aşağıya doğru dönük olması gerektiği halde, normalden çok fazla öne dışarıya dönük olması ve kusurlu yönlenmesi olduğunu belirtmiştir. Salter innominate osteotomisi asetabulum antetorsiyonunu düzeltmek için dizayn edilmiştir [40-42].

Salter, siyatik çentik ile SİAS (Spina iliaca anterior superior)ve SİAİ (Spina iliaca anterior inferior) kemik bölgeleri arasında Şekil 1.13'de gösterildiği gibi yataya yakın osteotomi yapmıştır. Asetabulumu distal innominate kemik fragmanı ile birlikte aşağıya ve laterale çekerek henüz elastiki olan, simfizis pubisi menteşe veya eksen gibi kullanarak öne, aşağıya ve laterale döndürmüştür. Kalan boşluğa kemik grafti koyulur ve 2 adet Kirnchner teli ile sabitleme yapılır (Şekil 1.13) [32].



Şekil 1.13. Salter osteotomisi A- Ön taraftan pelvis görünümünde greft alanı, osteotomi hattı. B- Salter osteotomisi yapıldı ve osteotomi hattına iliak kanattan alınan greft konularak, K-teli ile tespit sağlandı. C,D, Uygulamanın yandan görünüşü [35]

Dega osteotomi asetabulumun ön, arka ya da merkezi örtünmesine imkan sağlar. Şekil 1.14'de sırasıyla gösterildiği gibi osteotomi asetabulum üstünden başlar, triradiat kıkırdağın arkasından asetabulum arkasına kadar ilerler. Asetabular fragman aşağı çekilir ve araya greft koyulur. Greftin yerleşim bölgesinin örtünmesi greftten dolayı daha çok arttar. Greft arka bölgeye koyulursa arka kısımdaki örtünme daha çok arttırılır. Ön ve üst bölgeye koyulursa pemberton osteotomisi gibi anterolateral örtünme artar [33].



Şekil 1.14. Dega Ostetomisi [9]

Küçük yaş grup hastalara uygulanan genel olarak Şekil 1.15'de şematik olarak karşılaştırma amaçlı verilmiş üç tip osteotomi mevcuttur. Bu osteotomileri avantaj ve dezavantajları ile değerlendirirsek Salter osteotomisi pelvik devamlılığı bozan tam bir osteotomi olarak diğerlerinden ayrılır. Pemberton ve Dega osteotomisi bütünlüğün kısmen korunduğu tamamlanmamış osteotomilerdir. Bütünlüğün bozulmaması tespit ihtiyacını azalttığı gibi uzuv boyunda da değişikliğe neden olmaz. Salter osteotomisinde K telinin çıkartılması için ikinci bir operasyona gerek olması dezavantajtır.

Salter osteotomisi ile Aİ de sınırlı (15-20°) derecede düzelme elde edilebilmesi şiddetli displazilerde kullanımını kısıtlar. Her ne kadar gerek pemberton gerekse Dega, yüksek GKD'ler için daha geçerli bir alternatif gibi görünsede, Salter

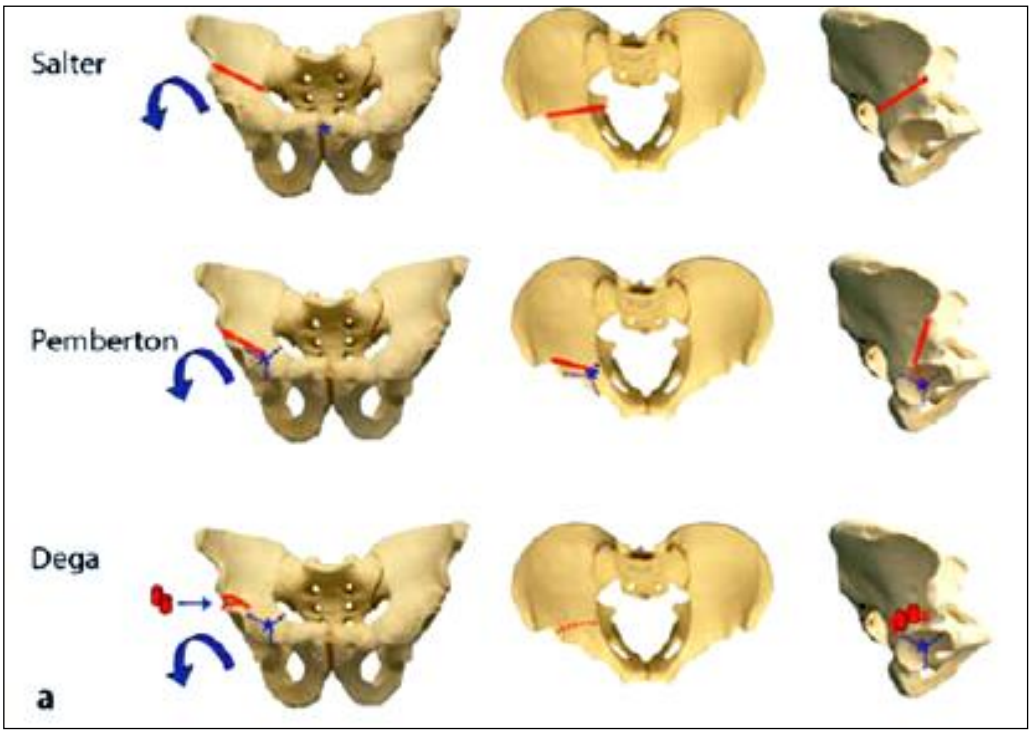
osteotomisinde kemik çatıda yapılacak yeterli düzeltme ile kıkırdaktaki ikincil kemikleşme merkezlerine yeterli uyarının yönlendirilmesi normal bir asetabuler gelişimini sağlayabilir.

Salter osteotomisi asetabulum şekil ve kapasitesini etkilemez, sadece simfizis pubisi menteşe gibi kullanarak asetabulumun yönünü değiştirir ve bu nedenle "yön değiştirme osteotomisi" olarakta bilinir. Ön ve dışa doğru makul düzeyde örtünme sağlarken arkaya doğru örtünmeye katkısı olmaz.

Pemberton osteotomisi ise Y kıkırdağının arka bacağını menteşe olarak kullanır. Başlangıçta yeniden şekillendirme osteotomisi olarak adlandırılmışsada son hayvan çalışmalarında gerçekte asetabulumun yönünü değiştirdiği ve asetabulum hacminin değişmediği gösterilmiştir [43]. Pemberton osteotomisi teknik olarak zordur ve Y kıkırdağının erken kapanmasına neden olabilir [6].

Dega osteotomiside asetabuluma yeniden şekil veren tamamlanmamış bir osteotomidir. Menteşe noktası üzerinde uzlaşma olmamakla birlikte Y kıkırdağına ciddi bir stres aktarımı olmadığı konusunda fikir birliği mevcuttur. Bu durumda erken büyüme duraklaması riskinin bu yöntemle daha az olacağı beklentisini doğurmaktadır [44]. Dega osteotomisinde greftin yerleştirilme yönü değiştirilerek defektin lokalizasyonuna göre örtünmenin yönü ayarlanabilinir [45].

Pemberton ve Dega osteotomilerinin asetabuler hacmi azaltan girişimler olduğu bildirilse de; Dega osteotomisi sonrası asetabulum hacmindeki değişimi araştıran ve anlamlı bir artış tespit eden çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalar daha önce yapılmış olan plastik asetabulum modellerinde pemberton sonrası asetabulum hacmini arttığını gösteren çalışmanın tamamlayıcısıdır [46].



Şekil 1.15. Yönlendirici pelvis osteotomileri [34]

1.3.2.3. Kompleks yönlendirici osteotomiler

Bu tip osteotomilerde kesi sayısı artmakta ve prosedür uygulanması daha zorluk kazanmaktadır. Genel kapsamda üçlü pelvik osteotomileri olarak üç kesi osteotomiler ve Ganz osteotomisini içermektedir.

Ganz tarafından 1988 yılında tanımlanan kendi adıyla da anılan periasetabular osteotomi sayesinde önceden uygulanan reoryantasyon prosedürlerindeki osteotomi hatları daha da geliştirilmiştir. Böylece femur başının yük taşıyan yüzeyinde artış, eklemin maruz kaldığı basıncın azaltılması ve kıkırdak yüzeyindeki temasın artması sağlanmıştır. Bu şekilde kıkırdak yüzeylerde yük dağılımı daha uniform olması sağlanmıştır. Böylelikle oluşan maksimum basınç gerilmesi azalmıştır. Pelviste osteotomi atıldıktan sonra kesi atılmayan tamamlayıcı kısım yeterli ise Ganz osteotomisi tercih edilebilir. İdeal olarak bu yöntem; kalça hareketleri yeterli olan, sferik eklem yüzeyli ve sekonder artroz olmayan genç erişkinlerde uygulanmaktadır. Ancak çoğu semptomatik kalça displazili hastalar bu ölçütlere uymamaktadır. Bu tekniğin bir çok avantajı vardır. Sağlanan düzeltmenin medial, lateral ve anterioru kapsaması, abdüktör kaslara zarar vermeden tek bir kesik (insizyon) ile yapılabilmesi, erken harekete izin verecek şekilde pelvik halka ve pelvik çıkıma

zarar vermemesi, alçı uygulanmadan erken hareketin sağlanabilmesi, vajinal doğum yapılabilmesi sayılan avantajları arasındadır. Ganz periasetabular osteotomisi ile uzun dönemde kalçanın rekonstrüksiyon ihtiyacının ve osteoartrit gelişiminin önlenmesi ve morbiditenin azaltılması hedeflenmiştir [47].

Günümüzde Ganz osteotomisi, cerrahi yaklaşımdaki birkaç ufak değişiklik ile Kuzey Amerika'da, Avrupa'nın çoğu merkezinde ve dünyadaki bazı merkezlerde displazik asetabulumu yeniden yönlendirmede tercih edilen birincil yöntem olarak görülmektedir [32].

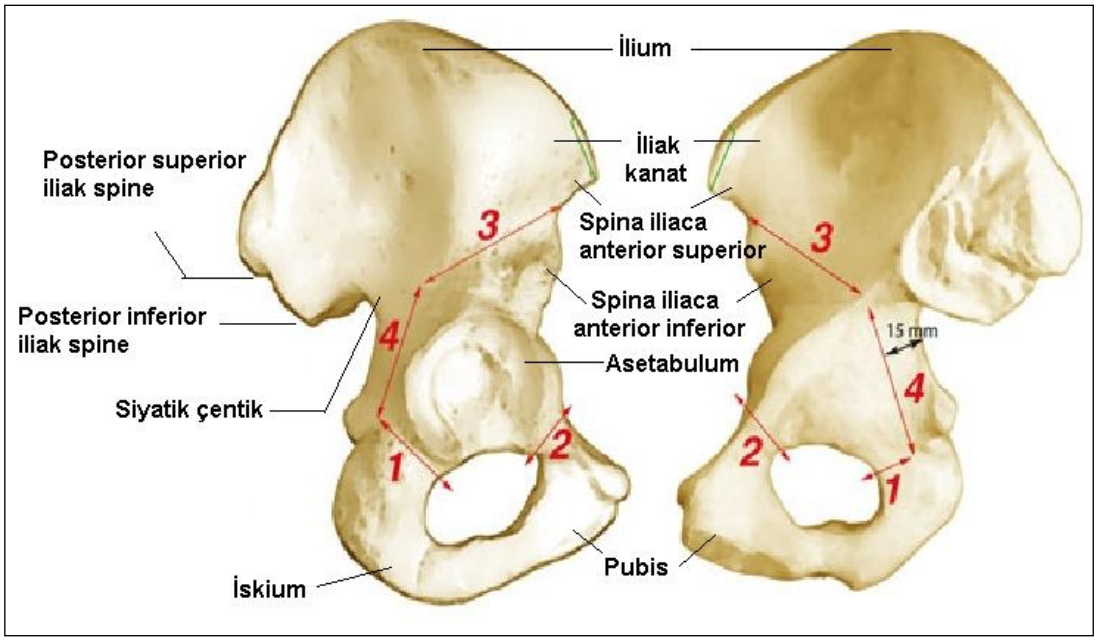
Teknik Şekil 1.16'da görülen iskium kemiğinin mediali kesilerek posterolaterali kontrollü kırık amaçlandığı için sağlam bırakılır (1). Pubis osteotomisi iliopektineal emınensia'nın hemen medialinden yapılır (2). İliak kanadın iç kısmı disekte edilir (3). Dış iliak diseksiyon, supraasetabuler bölgede 2 cm'lik yumuşak doku sağlam bırakılarak sınırlı yapılır (4). Anterior iliak osteotomi pelvik birim'e 1 cm'lik mesafe kalana kadar yapılır. Posterior iliak osteotomi yapılırken ise küçük siyatik çentik yönünde posterior kolonda yaklaşık 1 cm'lik sağlam kemik bırakılır. Posterior iliak osteotominin iskial kesi ile birleşmesi bir schanz vidası yardımıyla kontrollü kırık yapılarak sağlanır. Serbestleşen asetabuler fragman planlanan ölçüde istenilen yönde düzeltilir ve kirschner telleri ile geçici olarak tespit sağlanır. Pelvis anteriorposterior grafiside düzeltme değerlendirilir. Düzeltme yeterli ise kortikal vidalarla osteosentez yapılır [48].

Ganz osteotomisinden sonra kullanılan 3 kesili üçlü pelvis osteotomi ameliyatları sağaltım için sıklıkla kullanılmaktadır. Steel Üçlü osteotomisi, Tönnis Üçlü osteotomisi ve Kotz osteotomisi başta olmak üzere birçok çeşidi bulunmaktadır.

Steel'in Üçlü osteotomisi**,** Üçlü (Triple) İnnominate osteotomisi ile yük binen yüzey artarak kalça eklemi üzerindeki basıç gerilmesini ters orantılı bir şekilde azaltır. CE açısında artış olduğunda kalça ekleminde ağırlık binen yüzey artar ancak kalçaya binen yük değişmez. Steel tarafından asetabuler displazide, özellikle simfisiz pubis kapandıktan sonraki yaşlarda uygulanan üçlü osteotomi olarak tanımlanmıştır [6].

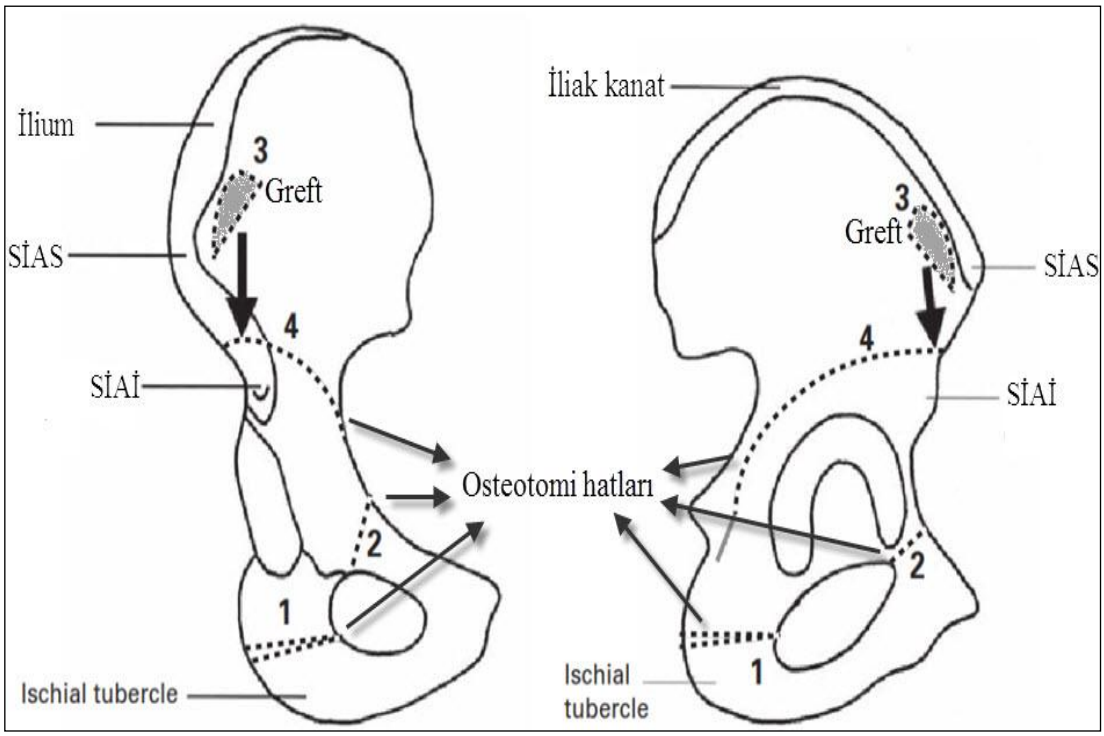
Steel tarafından tanımlanan Triple Innominate osteotomide Şekil 1.17'de gösterildiği gibi iskium, süperior ramus pubis ve iliak bölgelerinden kesiler yapılarak asetabulum

tekrar konumlandırılır. Kemik grefti şekilde ok ile gösterilen kesi hattına yerleştirilerek pinlerle stabilizasyon sağlanır [49]. Operasyonun başarılı sayılabilmesi için postoperatif uyumlu bir eklem yüzü elde edilmeli, asetabulum uygun pozisyonda redirekte edilebilmeli ve fonksiyonel, ağrısız, eklem hareket kısıtlılığı olmayan, trendelenburg testi negatif bir kalça elde edilmelidir [48].

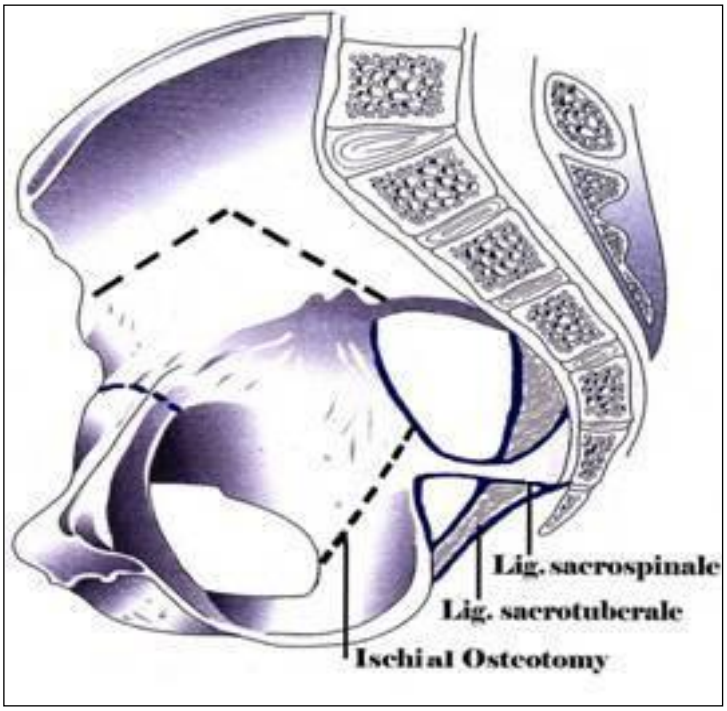


Şekil 1.16. Ganz osteotomisi [50]

Tönnis'in Üçlü osteotomisi Steel tarafından tanımlanan osteotominin modifiye şeklidir. Tönnis'in tanımladığı tip osteotomide hasta önce yan yatırılıp Şekil 1.19'de gösterildiği gibi iskium kemiği üzerinden girilerek iskium kesisi yapılır ve ardından sırtüstü pozisyona çevrilerek iliak ve pubik kesiler yapılır. Pubis osteotomisi ayrı bir transvers insizyonla (kesiyle) yapılır. İliak kesisi Salter osteotomisi gibi yapılır. İskium osteotomisi perianal bölgeden uzakta yapılan bir insizyon ile yapıldığından, kontaminasyon riski azalır. İskium ve pubis kolu osteotomileri asetabuluma yakın ve açılı olarak yapıldığından asetabulum daha kolay serbestleştirilir [48].

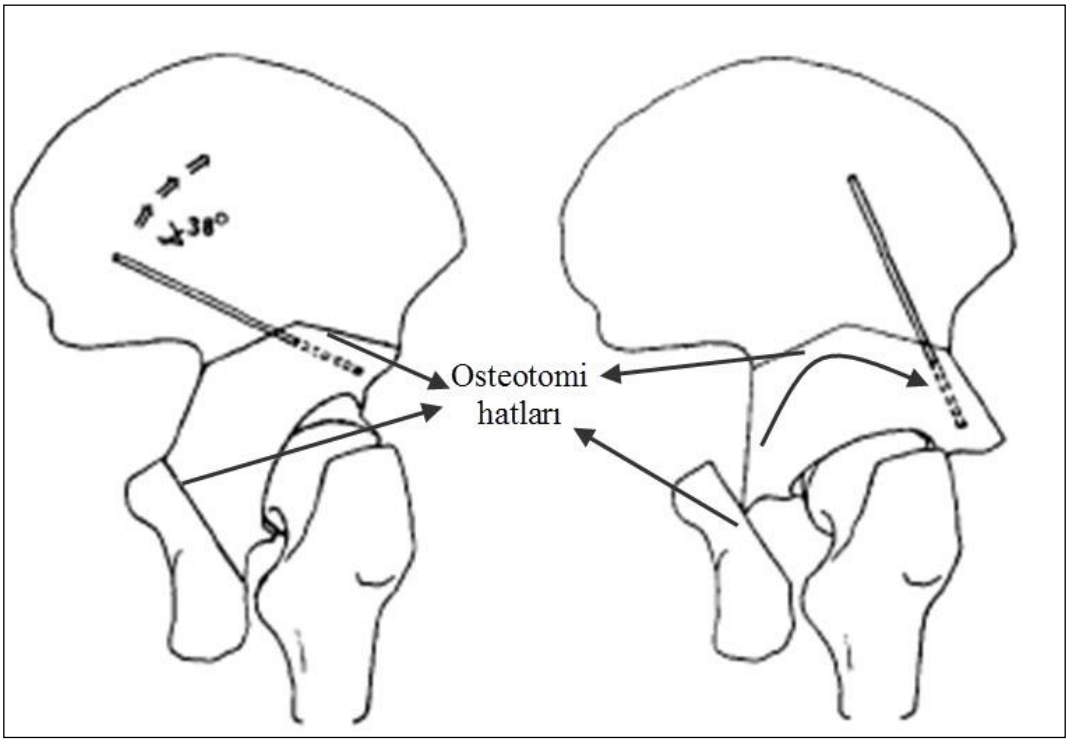


Şekil 1.17. Steel Üçlü osteotomi 1- iskial osteotomi 2- pubik osteotomi 3- kemik grefti çıkarma 4- iliak osteotomi [49]



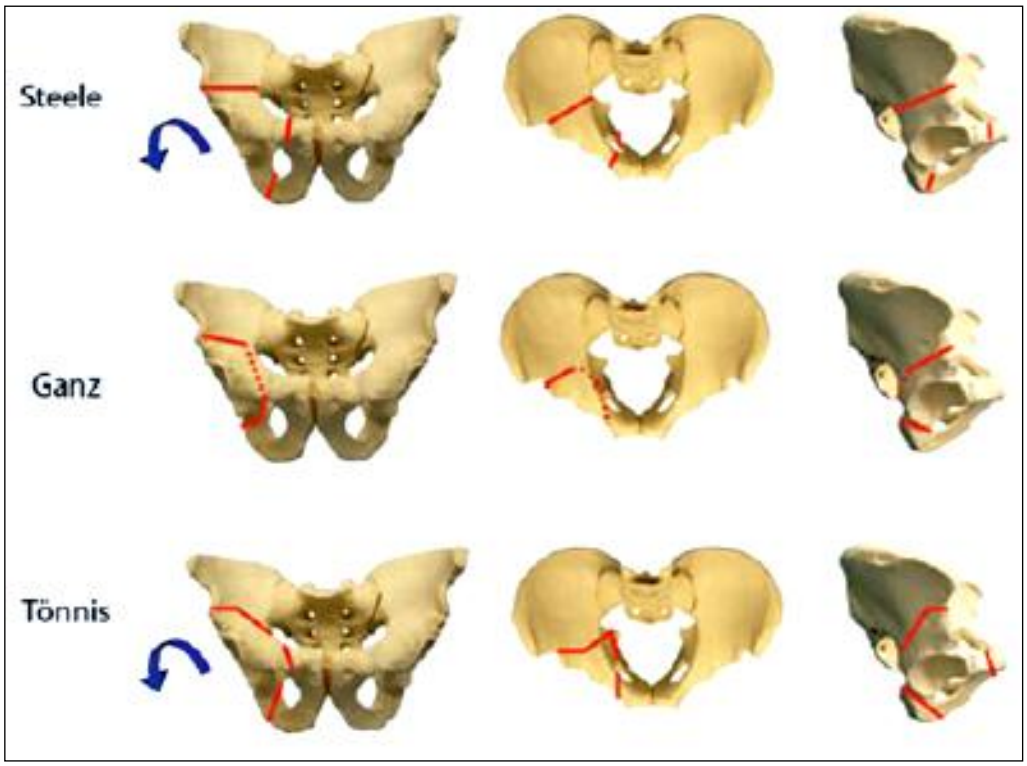
Şekil 1.18. Tönnis'in Üçlü osteotomisi [51]

Poligonal Üçlü (Kotz) pelvik osteotomi, Kotz tarafından 1989 yılında, poligonal pelvik osteotomi adıyla üçlü osteotomi tarif edilmiştir [52]. Şekil 1.19'da görüldüğü gibi asetabulum pubis etrafında yönlendirilir. Osteotomi sonrası yerdeğiştirme, asetabulum rotasyonunu anterolateral yönde oluşturur. Rotasyondan sonra iliak kanat ve pubiste kemik teması artar ve herhangi bir greft kullanılmadan pelvik fragmanlar kilitlenir (Şekil 1.19). Üç osteotomi için üç ayrı insizyon kullanılır. Bu teknikte hasta yan yatırılarak pubise transvers, iskiuma Tönnis'teki osteotomisinde olduğu gibi girilip oblik osteotomi yapılır. İlium kesisi ise anterolateral insizyonla girildikten sonra 38°'lik açıyla yapılır [48].



Şekil 1.19. Poligonal Üçlü (Kotz) Osteotomisi

Yaygın olarak kullanılan üç adet üçlü pelvik osteotomisi şematik olarak karşılaştırma amaçlı verilmiş Şekil 1.20'de sunulmuştur. Şekilde osteotomi yerleri sırasıyla ön, üst ve yan görüntülerde renkli olarak belirtilmiştir.



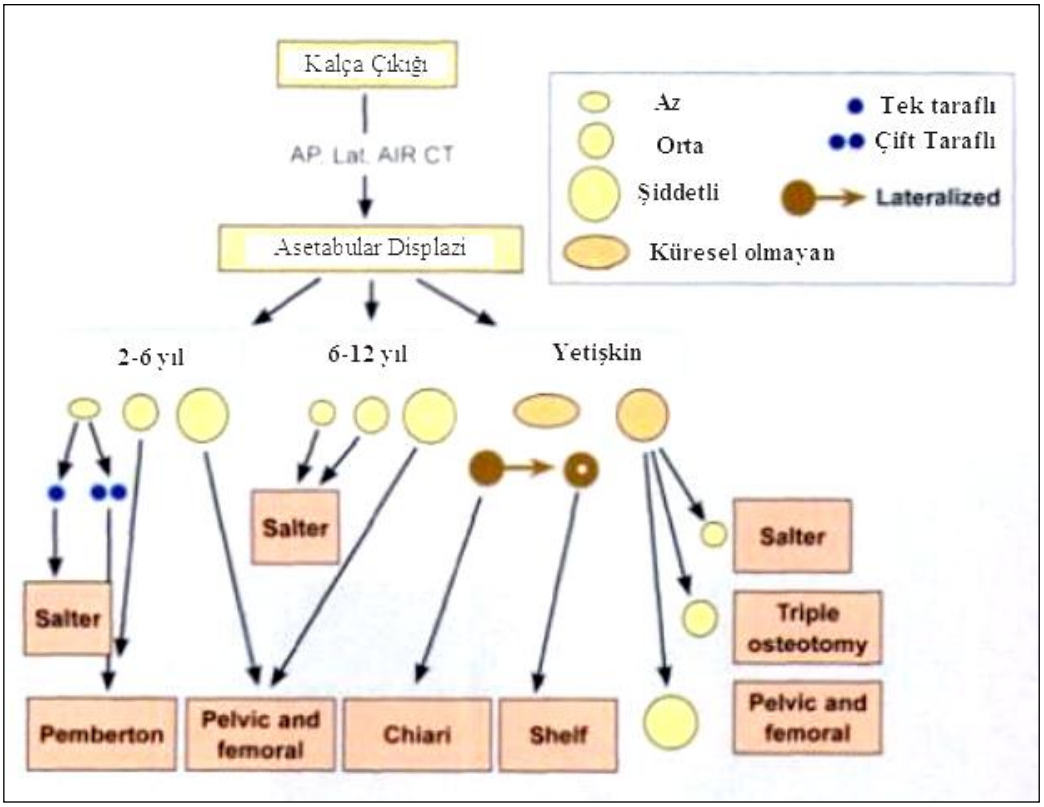
Şekil 1.20. Yönlendirici kompleks osteotomiler [34]

1.3.3. Pelvis osteotomi seçimi

Birçok kalça osteotomisi olmasına rağmen farklı belirti ve tedavi sonuçları etkilerinden dolayı hasta için en uygun osteotomi seçimi bazı kriterlere göre yapılır. Pelvis osteotomiler çalışılan bölgenin karmaşıklığı ve zorluğundan oldukça zor operasyonlardır. Bu nedenle GKD hastalarında uygulanacak yöntem cerrahlara bırakılır. Cerrahın en iyi bildiği, en sık uyguladığı yöntemi tercih etmesi en doğru yoldur. Cerrahlar kendilerine uygun osteotomileri gerçekleştirdikten sonra kesi yaptıkları yeri yer değiştirme ve yönlendirmesini yapmaktadırlar. Bu yer değiştirme ve yönlendirme hastanın tanı için radyolojik görüntülerinden hesaplanan sapma açıları doğrultusunda yapılmaktadır. Dega osteotomilerinde greftin şekli bu değere göre ayarlanır ve yönlendirme ve yer değiştirme gerçekleştirilir. Bazen bu değer cerrahın göz kararı ve tecrübesi ile elle ayarlanır. Bilinen optimum yer değiştirme ve yönlendirme metodu veya aygıtı bulunmamaktadır.

Bu şartlar altında seçim kriterleri tamamıyla tüm cerrahlar tarafından kabul görmesede Şekil 1.21'deki gibi bir osteotomi seçim kriterleri özetlenebilir. Bu

kriterlere göre en önemli etken yaş sonra GKD için Severin sınıflandırma dereceleridir.

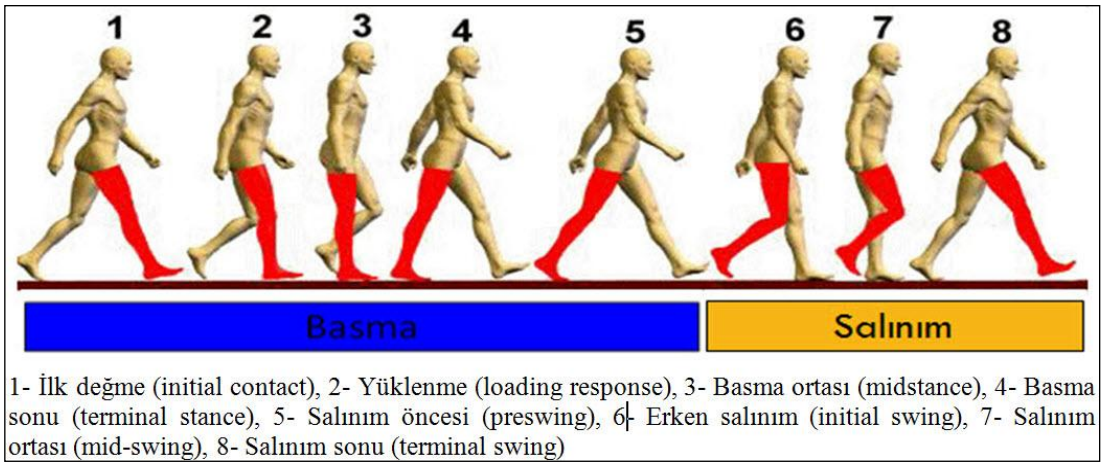


Şekil 1.21. Osteotomi seçimi için kriterler [21]

2. LİTERATÜR TARAMASI

Biyomekanik bilim dalında kalça eklemi son yıllarda üzerine en çok çalışılan konulardan biridir. Kalça ekleminin biyomekanik açıdan incelenmesi bu eklemi etkileyen kuvvetlerle, eklem hareketi ve eklemi oluşturan yapılar arasındaki ilişkiyi belirlemektir. Biyomekanikte önemli problemlerden biri de çeşitli anatomik yapılarda etkiyen kuvvetlerin belirlenmesidir.

İnsana özgü iki ayak üzerinde yürüme, yaşamın çok basit bir parçası gibi görünmekle birlikte aslında son derece karmaşık bir hareketler döngüsüne sahiptir. Yürürken gövdeyi öne doğru ilerletebilmek için bacaklarda bir dizi hareket oluşur ve bu hareketler sürekli tekrarlanır. Belirli bir düzenle tekrarlanan bu hareket zincirine yürüme siklusu adı verilir. Yürüme siklusunda bacağın havada olduğu süre salınım (swing), yerde olduğu süre ise basma (stance) fazı olarak tanımlanır. Bu fazlar da kendi içlerinde ayrılır [53]. Fazlar Şekil 2.1'de görülmektedir.



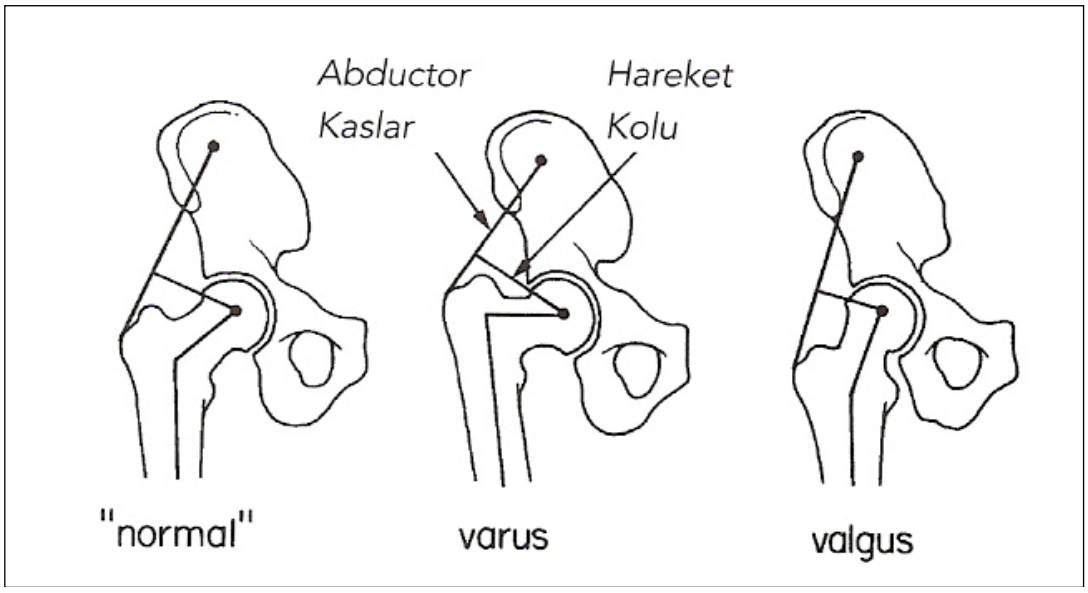
1- İlk değme (initial contact), 2- Yüklenme (loading response), 3- Basma ortası (midstance), 4- Basma sonu (terminal stance), 5- Salınım öncesi (preswing), 6- Erken salınım (initial swing), 7- Salınım ortası (mid-swing), 8- Salınım sonu (terminal swing)

Şekil 2.1. Yürüme döngüsü [53]

Alt ekstremitelerin üzerindeki gövdenin ağırlığı, iki normal kalça eklemi üzerine eşit olarak geldiğinde, her kalçaya gelen statik kuvvet gövdenin bütün ağırlığının yarısı veya 1/3'ünden daha azdır. Örneğin yürümenin yaylanma (swing) fazında olduğu gibi, sol alt taraf yerden kaldırıldığında, sol alt tarafın ağırlığı gövde ağırlığına

eklenecek ve normalde vücut simetri ekseni sagital düzlemde olan gövde yerçekimi merkezi sola kayacaktır. Bu durumda dengeyi sağlamak amacıyla abduktor kaslar karşı bir kuvvet ortaya koyarlar. Sağdaki femur başına gelen toplam yük bu iki kuvvetin bileşkesidir. Kuvvetler kaldıraç kollarının nisbi uzunluğu ile ilgilidir. Normalde abduktor kaldıraç kolu uzunluğu, femur başından yerçekimi merkezine giden kaldıraç kolu uzunluğunun yaklaşık 1/3'üne eşittir. Bu nedenle pelvisi yere paralel tutabilmek ve dengeyi sağlamak için abduktor kasların çekiş kuvveti, yerçekimi kuvvetinin 3 katı olmalıdır. Böylece başa gelen toplam kuvvet, vücut ağırlığının 4 katını bulacaktır [54, 55].

Abduktor kaldıraç kolunun patolojik sebeplerle veya cerrahi işlemler yoluyla kısalması (örneğin Şekil 2.2'de belirtilen koksa vara), dengeyi sağlamak için gerekli abduksiyon kuvvetinin ve femur başına binen yükün artmasına neden olur. Yine aynı mekanizma ile kaldıraç kolunun uzaması, yani abduktor kaslarının yapışma yerlerinin lateralize olması (örneğin Şekil 2.2'de belirtilen koksa valga), dengeyi sağlamak için gerekli abduksiyon kuvvetinin daha az ve femur başına gelen yükün daha küçük olmasını sağlar [33].



Şekil 2.2. Varus ve valgusda sırasıyla artmış ve azalmış moment kolu [32]

Yürüme sırasında en fazla yüklenmenin, salınım fazının hızlanma ve yavaşlama evrelerinde olduğu bulunmuştur. Yürüme hızına bağlı olarak, kalçada vücut ağırlığının 3,5-7 katı yüklenme oluşmaktadır. Merdiven veya yokuş inip çıkmada

yüklenme artar, vücut ağırlığının 5-7 katına ulaşabilir [7]. Buna benzer insan vücud kinetik ve kinematiği çeşitli teknikler kullanılarak ekleme etkiyen kuvvetlerin ölçülmesi ve eklemsel yüzeylere, kaslara v.b. organ yapılarına etkiyen kuvvetlerin tahmini yapılmaktadır. Bu teknikleri genel olarak deneysel ve nümerik olarak sınıflandırabiliriz.

2.1. Kalça Eklem Biyomekaniği İçin Deneysel Çalışmalar

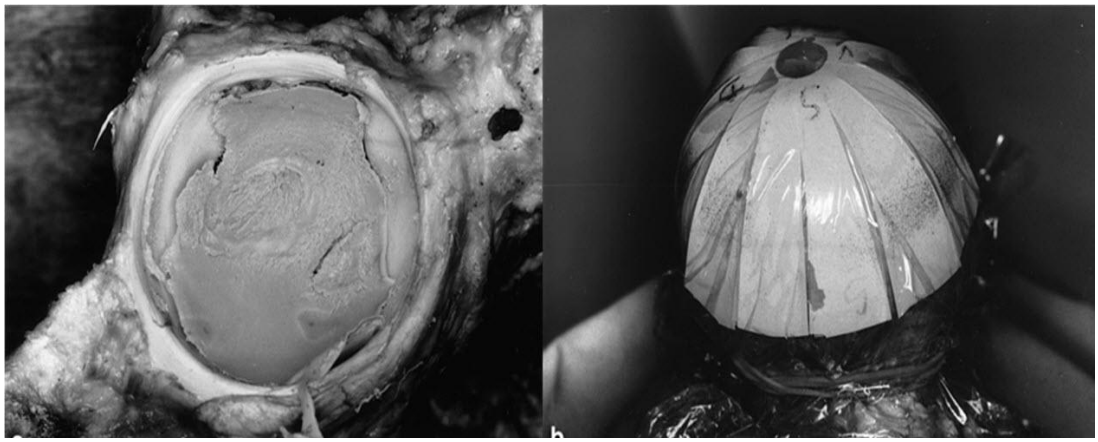
2.1.1. İn vitro çalışmalar

Pek çok çalışmada gerinme-ölçer kullanarak pelvisteki gerinmeler ölçülmüştür [10, 54, 56]. Rise ve arkadaşları 4 ayrı kadavra pelvise 10'ar adet gerinme-ölçer yapıştırarak in vitro ortamında pelvis gerinmelerini ölçmüşlerdir [56]. Ayakta tek ayak duruş fazı simule edilerek statik yüklenme yapılmıştır. Stolk ve arkadaşları yapay modelde kullandığı kalça protezinin üstüne yapıştırdığı gerinme-ölçerlerden faydalanıp bilgisayar modellerindeki gerçek kemik ve doku özellikleri kullandığı çalışma ile sonuçlarını doğrulamıştır [54]. Pekçok in vitro çalışmasında bütünlüğü bozulmamış kalça ekleminde kıkırdak gerilimlerini ölçmek için deneysel çalışma yapılmıştır [5, 57-62]. Bu çalışmalarda kalça ekleminde basınç ölçümü için prescale basınç temas sensörü [17, 57, 59-61, 63-69], piezoelektrik sensör [5, 58] ya da içine basınç sensörü yerleştirilmiş endoprotezler [7, 62, 70] kullanılmıştır.

Von Eisenhart-Rothe ve arkadaşları Şekil 2.3'de görüldüğü gibi kadavra üzerinde prescale sensor kullanarak asetabuluma vücut ağırlığının % 50'sinde femur başı üzerinde maksimum 7 MPa, % 300'ünde maksimum 9 Mpa'lık maksimum basınç değeri bulmuşlardır [59]. Diğer çalışmalarında yürüme fazlarındaki kuvvetleri kadavra numuneye uygun pozisyonda etki ettirerek mid-stance fazında buldukları maksimum basınç değeri 7,7 ±1,95 MPa'dır [60, 67].

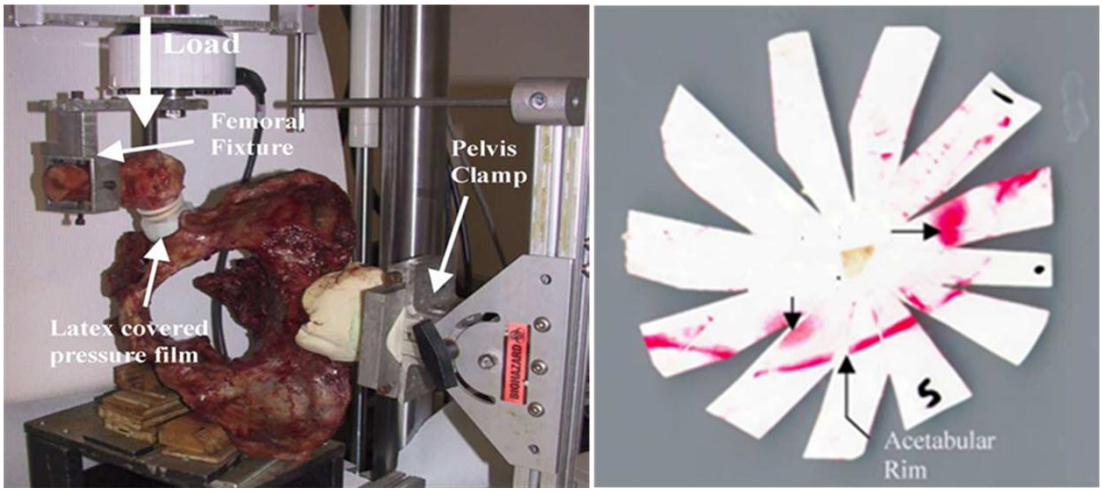
Miyanaga ve arkadaşları 5 normal kadavra üzerinde prescale presensor kullanarak üniversal test cihazında deney yapmışlardır [71]. Sonuç olarak ne temas alanının ne de temas basınç dağılımının simetrik ya da konsantrik olduğunu bu şekilde bir durumun yükün büyüklüğüne bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Singerman ve arkadaşları genç kadavra femur başı üzerinde 5 mm boşluk bırakarak presensörleri yerleştirdi [72]. Hızlı bir şekilde 220 N kuvvet uygulamıştır. Buna göre yerleştirdiği

numunelere kaç N yük geldiğini yeni kalibrayon tekniği ile belirlemiştir. Olson ve arkadaşları kadavra üzerinde prescale sensor kullanarak normal durum için temas alanını 9,21 cm^2 bulmuşlardır [69].



Şekil 2.3. Kalça ekleminde basınç temas sensörü ile kalça basınç ölçümü [62,63]

Spark ve arkadaşları Şekil 2.4'de görüldüğü gibi kadavra üzerinde deney yapmak üzere bir test düzeneği hazırladılar [61]. Görüldüğü gibi çeşitli femoral pozisyonunda femur ve asetabulum arasındaki etkileşimi incelemek üzere prescale sensör kullanarak bir deney gerçekleştirmişlerdir. Femurun çeşitli pozisyonlarına göre tüm asetabulum için temas alanı 1,76 cm^2 den 2,61 cm^2 ye değiştiklerini bulmuştur. Ortalama basınç olarak maksimum 6,87 MPa basınç tespit etmişlerdir.



Şekil 2.4. Kadavra üzerinde sensör kullarak kalça basıncı ölçümü [64]

Adams ve arkadaşları asetabulum kemiğine onbir adet piezoelektirik sensör yerleştirerek kemik ile asetabulum kıkırdak arasındaki maksimum basıncın 4,93 den 9,57 Mpa kadar değiştiğini göstermiştir [5]. Rushfeld ve arkadaşları içerisinde ondört

basınç transduserinin barındığı modifiye edilmiş endoprotez kullanarak asetabulum kıkırdak yüzeyindeki in vitro basınç dağılımını ölçmüşlerdir [62]. 2250 N da maksimum 11 MPa basınç ölçmüşlerdir. Ayrıca basınç dağılımının üniform olmadığını tespit etmişlerdir. Sonuç olarak yüksek oranda düzensiz basınç dağılımının kemikleşmiş ara yüzeylerdeki kıkırdak kalınlık dağılımından ve düzensizliğinden olduğunu belirlemişlerdir.

Bu tip deneysel çalışmaların bir kısıtlılığı gerilme ve gerinme ölçümünün sadece sensörün yerleştirildiği noktada almasıdır. Bu nedenle öncelikli bilgi olarak sensörün tam yerleştirildiği yer ve pozisyonu önemlidir. Ancak özel rahatsızlık ya da bozuklukların çalışılması için bu bilgi belki bilinmeyebilir. Diğer bir kısıtlılıkta kalça OA ve displazi gibi kişisel rahatsızlıkları analiz etmek için bu hastalığa sahip kadavra numunesi elde etme gerekliliğidir. Bu kısıtlılıkları göz önüne alarak, specifik kalça patolojilerini çalışmak için in vitro deneyler çok uygun yöntemler olabilir.

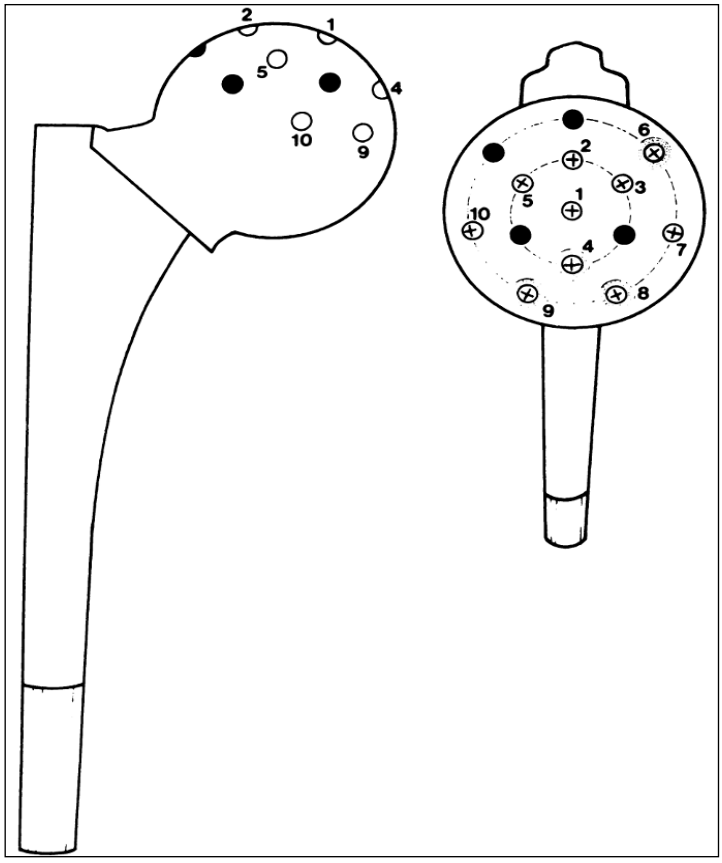
2.1.2. In vivo çalışmalar

In vivo ortamında pelvis ve femur gerinmelerini ölçmek için hiçbir yöntem bilinmemektedir. Ancak içine sensör yerleştirilmiş protezler kullanarak kalça eklemi temas basınçları ve tepki kuvvetlerini ölçen çok sayıda çalışma mevcuttur.

Hodge ve arkadaşları bir hastaya Şekil 2.5'de şematik olarak gösterilen içine sensör yerleştirilmiş bir endoprotez yerleştirerek ameliyattan sonraki bir yıllık süreçte kalçadaki temas basınçlarını ölçmüşlerdir [73, 74]. Çeşitli aktivitelerde ölçüm yaptığı hastalarda sandalyeden kalkma eyleminde 18 MPa ya kadar temas basıncı bulmuşlardır. 68 kg bir hastanın yürüme esnasındaki basınç değeri 5,5 MPa olarak ölçülmüştür.

Pedersen ve arkadaşları sensörlü endoprotez takılmış bir hastanın kinetik ve kinematik ölçümlerini alarak pelvis kaslarının ve temas basınç kuvvetlerinin değerlerini rapor etmişlerdir [75]. Yürüme esnasında tepki kuvvetlerinin yönlerinin oldukça değişken olduğunu bildirip yürüme fazının 2/3 ünde maksimum basınçların oluştuğunu bildirmişlerdir.

Bergmann ve arkadaşları OA rahatsızlığı olan hastalara enstrümente edilmiş telemetrik kalça protezi yerleştirerek hasta üzerinde birebir kinematik analiz gerçekleştirmiştir [7, 76]. Özel protez yerleştirilmiş hastalara yürüme, merdiven inip çıkma, sandalyeye oturup kalkma gibi bir çok günlük eylem esnasında kalça eklemine gelen temas basıncı ve oluşan eklem tepki kuvvetlerini ölçmüşlerdir. Bu aktiviteleri hasta gerçekleştirirken hastanın eklemsel kinematiğini ölçen bir kameralı yürüme sistemi kullanmışlardır. Hatta bu esnada yürüme zeminine yerleştirilmiş ayak kuvvet ölçümleriyle tepki kuvvetlerini doğrulamıştır.



Şekil 2.5. Basınç algılayıcılı bir endoprotez [73]

Sensörlü protez kullanarak elde edilen temas basınç verileri deneysel çalışmalar ile örtüşmektedir. Bu durum kullanılan yöntemin in vivo ortamında kalça eklemi mekaniğini doğru olarak ölçme kapasitesinin olduğunu göstermektedir. Ancak işlem invaziv bir tekniktir ve tedavi olmak için yerleştirilecek protezin uygulanacak hastanın sayısı gerçekten çok az miktardadır. Ayrıca yöntem kıkırdak gerilmelerinden daha çok implantın temas mekaniği ile ilgili eklemsel tepki kuvvetlerinin ölçülmesiyle kısıtlıdır. Sonuç olarak in vitro çalışmalardan dolayı, içine

sensör yerleştirilmiş protez kullanarak elde edilen veriler daha çok eklemdeki mekanik tahminden daha çok protezin temas bölgesindeki mekanik tahmini gerçekleştirir. Oysa ki eklem mekaniği OA'li yada kalça displazili hastaların gelişim ve oluşum süreçlerinde hayati bir rol oynamaktadır.

2.2. Analitik Çalışmalar

Kalça eklem biyomekaniğinin belirlenmesindeki analitik yaklaşımlar genellikle statik denklemlerden faydalanarak eklem tepki kuvvetlerini çözmek için kullanılır. Daha basit bir ifadeyle matematiksel eşitlikler kullanılarak modelleme ile hesaplamalar yapılır. Bu nedenle geometrinin bölümlendirilmesi ve malzeme özelliklerinin kullanılması gibi bir durum söz konusu değildir. Kalça eklem biyomekaniğini belirlemek için birçok analitik modelleme mevcuttur. Analitik yöntemle yapılan ilk çalışmalar genelde iki boyutlu radyolojik görüntülerden femur ve asetabulumun ortalama yarıçapları hesaplanarak femur ve asetabulum geometrileri küresel farz edilerek gerçekleştirilmiştir [17,77-79]. Dikey yöndeki vücut ağırlığından kaynaklanan kuvvet ile dikey olmayan abduktor kas kuvvetlerinin toplamının sıfır olduğu değerlendirilerek eklem tepki kuvvetleri belirlenmiştir. Temas basınçları, belirlenen alana karşılık gelen kuvvetlerin dağıtımı yapılarak bulunmuştur.

Michaeli ve arkadaşları asetabulum ve pelvis modelini üç boyutlu elde ederek daha sonra elde edilen deneysel kuvvet verileri kullanarak temas eden bir küre modeli oluşturmuşlardır [17]. Bu yüzeyin asetabulumla temas eden yüzeyinde 0,5 mm^2'lik bölümlendirmeler yapılarak her bir bölüme gelen yük matematiksel olarak dağıtılmıştır. Böylece herbir noktadaki basınç değeri matematiksel olarak hesaplanmıştır. Buradaki değerler ideal asetabulum ve femur geometrilerine göre hesaplanmıştır. Malzeme özellikleri ve kayma kuvvetleri ihmal edilmiştir. Hesaplanan değerler prescale sensörle bir kadavradan ölçüm yapıp elde ettiği değerlerle karşılaştırılmıştır.

Ipavec ve arkadaşları radyolojik görüntüleri kullanarak türettiği iki boyutlu matematiksel bir model kullanarak endoprotezlerle ölçülen tepki kuvvetlerinin farklı doğrultularda gelmesi durumunda sonuç parametrelerini incelemiştir [77]. Böylece matematiksel modelin hassaslığını değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak ölçülen kalça kuvvetlerinin doğrultularının değişimi yüksek açılı CE sahip kişilerde maksimum

gerilmenin yavaşça değiştiğini göstermektedir. Mavcic ve arkadaşları önden arkaya radyoloji görüntülerine göre tek ayak üzerinde duruş pozisyonunda statik bir matematik model kullanmıştır [78]. Böylece farklı yürüme fazındaki kalçadaki maksimum gerilme dağılımlarını ayrı matematiksel model ile hesaplamıştır. Böylece kalça ekleminin yük taşıma bölgesinde maksimum gerilme olan bölgeleri tanımlamıştır. Mavcic ve arkadaşları benzer bir çalışmayı kalçadaki ağırlık taşıma alanlarının genişlik ve şeklinin belirlenmesi için yapmıştır [80]. Bir sonraki çalışmaları ise gerilme dağılımının matematiksel model ile belirlenmesi üzerine olmuştur. Normal kalçadaki ortalama en büyük gerilmeyi 3,5 Kpa/N olarak bulmuştur. Yazarın bir başka çalışmasında displazik kalçada en büyük temas basınçlarının sağlıklı bir kalçaya oranla önemli derecede fazla olduğunu göstermiştir [79].

Matematiksel modellemeler ile kalçanın diğer anatomik yapılarına (kas, ligament vb.) gelen kuvvet ve kalça yükünü belirlemek içinde kullanılabilir. Bu nedenle daha pek çok matematiksel model kullanılmaktadır [81, 82]. Kas iskelet sistemi insan vücudunun matematiksel modellemesi kısımların eklemsel olarak birbirlerine bağlandığı ve segment hareketlerinin bir sistem içinde düşünülmesiyle oluşturulur. Bu noktada insan vücudu, dinamik denge eşitlikleri ile kontrol edilmiş birçok yapıda mekanik sistem olarak algılanır. Bu sistemlerin simulasyonları inverse ya da forward dinamik olarak adlandırılır. Bu sistemleri kullanarakta kalça eklemi üzerine birçok çalışma mevcuttur [81, 83-85].

Wang ve arkadaşları analitik olarak yaptıkları çalışmada CE ve tepki kuvvetinin düşeyle yaptığı açıyı değiştirerek dört model elde etmişler ve sonuç olarak en fazla 5,557 MPa basınç bulmuşlardır [85]. Lenaerts ve arkadaşları hastaya özgü kalça geometri modelinin kas aktivasyonları ve kalça temas kuvvetlerinde değişikliğe yol açtığı görülmüştür [83]. Inverse dinamik tekniği kullanılan çalışmada kalçaya özgü yüklenmelerin önemli olduğu ve kalça cerrahisi planlamasında önemli olduğu sonucuna varılmıştır. Vukasinovic ve arkadaşları radyolojik görüntülerden elde ettikleri parametreleri kullanarak osteotomi öncesi ve sonrası bazı geometrik tanım değerlerini karşılaştırmışlardır [86]. Buna göre Tönnis pelvis osteotomisinin kalça eklemi asetabular kıkırdak üzerindeki gerilme dağılımını iyileştirdiğini rapor etmiştir.

Bu analitik çalışmalar patolojik biyomekaniğin birçok konusuna önemli vurgular atsa da, biyomekaniğin birçok önemli yönlerini ihmal etmektedir. Örneğin femur ve asetabulum kıkırdakları arasındaki hastaya özgü uyum ve konular ihmal edilerek, idealize edilmiş geometriler kullanılmıştır. Kıkırdak geometrisinin göz ardı edilmesi ve eklemlerin konsantrik gibi düşünülmesi temas basınçlarında önemli yanılma paylarını ortaya çıkaracaktır.

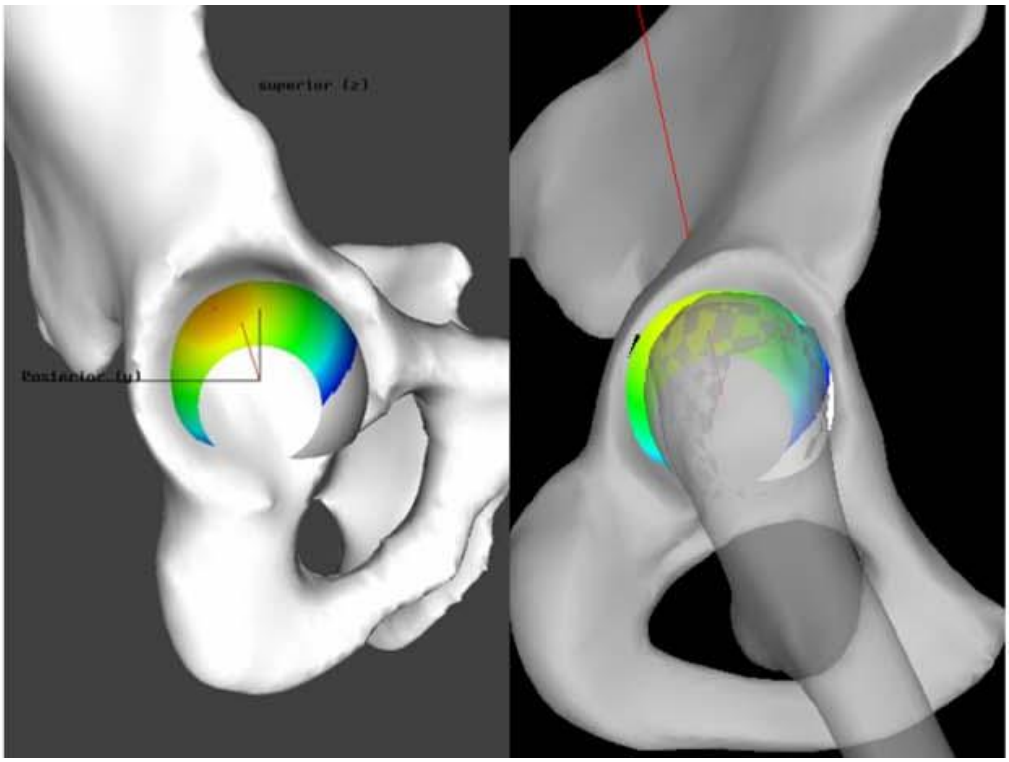
2.2.1. Bilgisayarlı (nümerik) çalışmalar

Bu tip nümerik çalışmalar geometrinin küçük parçalara ayrılarak temsil edildiği bilgisayar modelleri ve bilgisayar aracılığı ile yapılan modelleme çalışmalarını kapsamaktadır. Sınır koşulları ve denklemleri bilgisayarlı modelin gelişimi esnasında öngörü üzerine oluşturulur. Bilgisayar modelleri kıkırdak ve kemik gerilim ve gerinmeleri öngörme kapasitesine sahiptir. Medikal görüntüleme tekniklerinin sayesinde hastanın görüntüleri geliştirilebilir ve detaylı geometri ve malzeme özellikleri oluşturulur. Bu nedenle kalça eklemiyle ilgili büyük oranda basitleştirmeler (geometrinin küreselleştirilmesi, kıkırdak ekleminin konsentrikliği vb.) gerekli değildir. Ayrıca BT esnasında radyasyona maruz kalma dışında invaziv olmayan bir yöntemle yaşayan dokuların bilgisayarlı modellemesi bireysel hastaların analizine imkân tanır ve buna göre geliştirilebilir.

2.2.1.1. Ayrık elemanlar analizi

Ayrık elemanlar analizi (discrete element analizi, DEA) sonlu elemanlar yönteminin bir çeşididir. Bu yöntem kalça eklemi temas mekanizmasını analiz etmek için geniş ölçüde kullanılmıştır [55, 87, 88]. Kıkırdak katmanları basılı yay elementleri ve tanjantiel kayma elemanları serisini kullanarak temsil edilir. Yoshida ve arkadaşları literatürdeki in vivo dataları kullanarak kalça eklem temas basınçlarının dağılımını araştırmak için dinamik DEA modeli geliştirmiştir [88]. Çalışmada benzer bir şekilde femur ve asetabulum için küresel geometri olarak varsayılmış ve kalçanın konsantrik olarak eklemsel yerleşimde bulunduğu öngörülmüştür. Yürüme ve merdiven inip-çıkma eylemleri için yapılan simulasyon esnasında ölçülen en büyük basınç değerleri önceki deneysel ölçümler ile karşılaştırıldığında düşük çıkmıştır. Benzer bir çalışmayı da Genda ve arkadaşları femoral baş ve asetabular yüzeyin küresel şekilde varsayarak iki boyutlu radyolojik görüntüleri kullanıp Şekil 2.6'da görülen 3B temas

kalça DEA model oluşturmuşlardır [55]. Çalışmalarında kadın ve erkekler arasında eklem temas alanı ve en büyük temas basınç değerleri arasında önemli derecede fark bulmuşlardır. Ayrık elemanlar analizi etkili yöntem olabilir ancak direk deneysel doğrulama bu yöntem için gerçekleştirilememektedir. Bu nedenle DEA yönteminin kalça eklem temas mekanizmasını doğru bir şekilde ölçüp ölçmediği açık değildir. Buna ilaveten iki boyutlu görüntülerden üç boyutlu modellerin oluşturulması gibi basitleştirme varsayımları yapılmaktadır. Bu varsayımlar elde edilen verilerin deneysel verilerle karşılaştırıldığında en büyük basınç ölçümlerinin önemli derecede daha küçük çıkmasına neden olmaktadır.



Şekil 2.6. DEA yöntemini kullanarak kalça ekleminde basınç ölçümü [55]

Kumagai ve arkadaşları günlük aktivitelerin 3B dinamik çalışmasını yaparak kalça temas basınçlarını incelemiştir [84]. DEA modelleri poisson oranı 0,3 elastisite modülü 5 MPa ile doğru orantılı olan bir yay benzetiminde bulunarak kıkırdaklı rijit yay modelleri oluşturulmuştur. Sonuç olarak midstance fazında en yüksek 22,4 MPa lı bir basınç bulunmuştur.

2.2.1.2. Sonlu elemanlar analizi (SEA)

Sonlu elemanlar modeli yapının fiziksel davranışını tasvir eden bilgisayar modelidir. Modeli basit parçalara bölerek element olarak isimlendirilen yapı ile yöntem işlevini görür. Klasik matematikte gerilme analiz için matematiksel araçlar mevcuttur ancak karmaşık derecede kemiklerin yapısal özellikleri için uygun değillerdir. Bu nedenle sonlu elemanlar yöntemi yapıların karmaşık şekil, yük durumu ve malzeme davranışı için gerilme değerlendirme kapasitesi nedeniyle biyomekanikte en çok başvurulan yöntemlerden birisi olmuştur. Kullanımı ve uygulama alanları gittikçe artmaktadır. SEA, ortopedide omurga diskleri ve eklemsel kıkırdaklar gibi dokuların mekanik davranışlarını incelemek, yapay eklem tasarımlarını ve kırık fiksasyon aygıtlarını test edip optimize etmek, kemik gelişiminin modellenmesi (remodeling) ve kemik yapısının gerilmelerini araştırmak için kullanılmaktadır. Sonlu eleman modelleri nümerik matematiksel modellerdir. Nümeriktirler çünkü geniş kapsamda oluşturulan denklemlerin yaklaşık çözümlerini bulmak için bilgisayarlara ihtiyaç duyarlar. Ortopedi ile ilgili birçok öngörü sağlarlar. Çoğu durumda bu öngörüler fiziksel modeller ile karşılaştırılarak doğruluğu sağlanır. Biyomekanikte birçok sonlu elemanlar modeli deneyler ile direk karşılaştırma yapamaz. Ancak sonlu elemanlar modeli deneysel ve klinik bulgular ile aynı çıkarım elde ediliyor ise dolaylı kıyaslamalar mümkündür. Tüm sonlu elemanlar modeli basitleştirmedir. Kompleks şekiller basitleştirilebilir, uzun kemikler bir tüp boru olarak modellenebilir. Yüklemeler basitleştirilir, hareketli birçok kas göz ardı edilir. Malzeme özellikleri de basitleştirilir. Yapıya yük uygulandığında gerilme ve gerinimler yer değiştiren bölgedeki hesaplamalardan belirlenir.

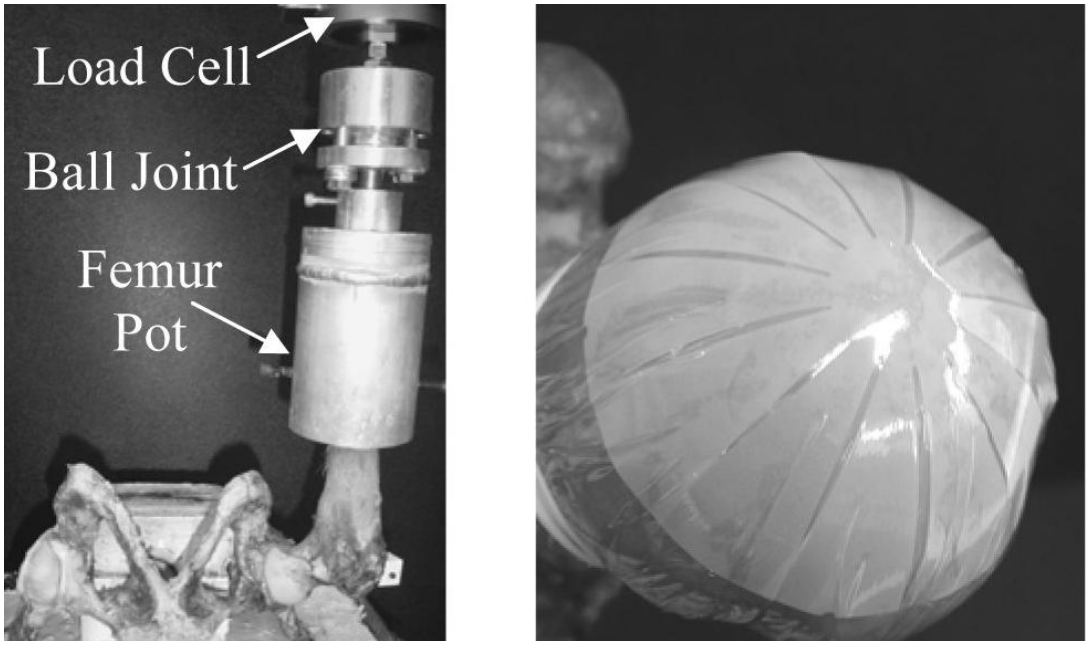
Kalça biyomekaniği üzerine çok sayıda SEA yapılmıştır. İlk zamanlar 2B [89, 90] yapılan analizler gelişen teknik ve donanımlar sayesinde artık 3B [64, 91-94] olarak yapılmaktadır. Erken dönem bu ilk çalışmalarda elastisite varsayımı sıvı akışkanlığı ve mikroyapısından kaynaklanan zamana bağlı değişen kıkırdağın esas özelliği ihmal edilmiştir [94, 95].

Hai-bo Jiang sonlu elemanlar yöntemini kullanarak yapay kalça ekleminde statik ve dinamik analizler yapmıştır [96]. Ferguson ve arkadaşları eklem biyotribolojisinde labrumun etkisini simula etmek için iki boyutlu poroelastic model kullanmışlardır

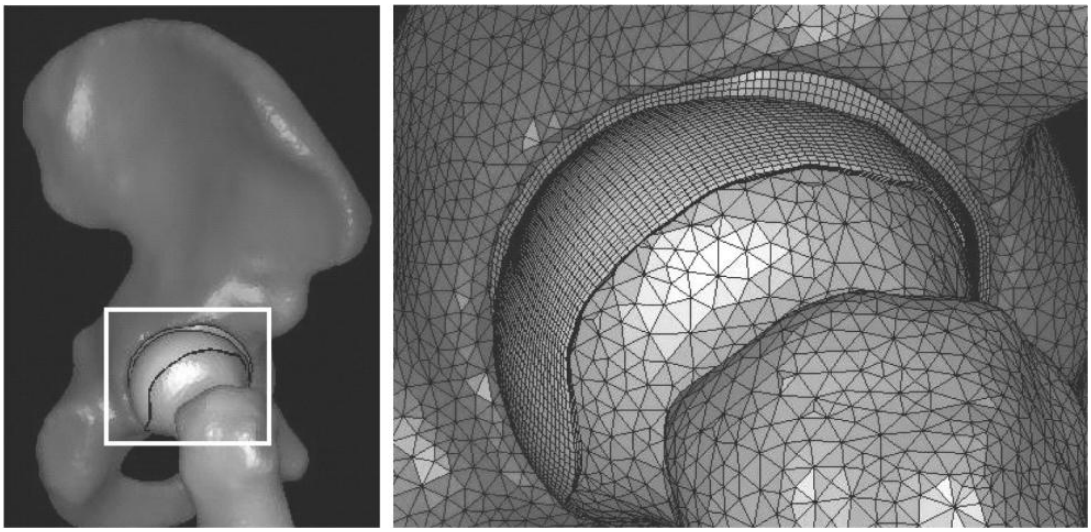
[91]. Labrumun kıkırdak yüzeyinden dışarı doğru sızan akışkan hacmini azalttığı bulunmuş. Bu nedenle labrumun uygun temas basıncını daim etmede yardımcı olduğunu göstermişlerdir. (yük uygulandıktan 1000 s sonraki labrum ile 0,373 MPa; labrum olmadan 0,439 MPa). Ancak bu çalışmanın bir kısıtlılığı ise şudur; kalça ekleminin düz olmayan morfolojisi 2B modelleme ile doğru olarak temsil edilemez.

Sonlu elemanlar eksplisit formül kullanarak zamana bağlı değişen özellikleri analizde yansıtabilen dinamik analizlerde yapılmıştır. Wei ve arkadaşları subkondrial tabakanın sertliğinin etkisini araştırmak için 2B linear elastik ve izotropik model kullanmışlardır [97]. Şaşırtıcı bir şekilde subkondrial sertliği kıkırdak yüzeyindeki öngörülen kayma gerilimlerini önemli derecede arttırtığı gözlemlemişlerdir. Bu nedenle subkondrial tabakanın sertliğine gerilme dağılımların çok duyarlı olduğu görülmüştür.

Yük ve sınır koşullarında [94, 98] ve eklemsel yüzeylerin geometrik şeklin farklılıkları [92, 99] tüm eklem modelini deney sonuçları açısından etkilediği belirtilmiştir. Bu nedenden dolayı Şekil 2.7 ve 2.8'de görüldüğü gibi Anderson ve arkadaşları sırasıyla deneysel ve sonlu elemanlar yöntemlerini kullanarak kıyaslama yapmıştır [64]. Çalışmada kıkırdak için poroelastisite özelliği olmayan Neo-Hookean hiperelastik malzeme tanımlayarak temas kontörleri (profilleri) ve temas basınçlarını doğrulamak için kadavra kalçada ölçüm aralığı 1,7-10 Mpa olan prescale basınç sensörü kullanmıştır. Başka bir çalışmasında eklem uyumluluğunda hastaya özgü ve birkaç varyasyonlu ideal geometrilerde temas basınçlarını karşılaştırmıştır [99]. Küresel, konkoidal ve yuvarlak yüzey geometrilerinde temas alanı tahminlerinin önemli derecede altında bulunmuştur. Sonuç olarak sonlu elemanlar modeli için geometri temsilinin önemli bir özellik olduğunu bulmuştur. Aslında normal bir yürüme esnasında temas alanları 304 mm^2 den 2265 mm^2 ye kadar değişiklik göstermektedir [64, 92]. Bu nedenle bu göreceli büyük aralık kalça morfolojileri arasında yüksek oranda değişikliliği destekler. Dahası, GKD gibi düzgün olmayan kemik morfolojilerindeki gibi dejenere olan modelleme yapıldığı zaman bu değişiklik daha belirgin olacaktır.



Şekil 2.7. Kadavra kalça eklemi deneysel çalışma [64]



Şekil 2.8. Sonlu elemanlar yöntemi ile kalça temas analizi [64]

2.3. GKD Kalça Eklemi Biyomekaniği için Yapılan Çalışmalar

2.3.1. Deneysel ve nümerik çalışmalar

GKD dengesiz, şekli bozulmuş, tam çıkık olmayan ya da tamamen çıkık durumlarını kapsayan geniş kapsamlı olayları kapsar [15]. En çok görülen durumu ise femur ve asetabulum arasında temas alanalanın azalması ve farklı oryantasyonu oluşma durumudur [17]. Tam çıkık olmayan kalça eklemi ise klinik yetersizlik ve dejeneratif eklem hastalığının öncelikli sebebidir [17]. Ayrıca bu durum yürüme esnasında kalça

eklemine gelen gerilmelerin artmasına neden olur [92]. Sonuç olarak erken kalça OA'ya yol açan kalça kemik ve kıkırdakların biyomekaniğinin değişimine neden olur. OA genellikle kalça protezi ameliyatları ile tedavi edilir [15, 93]. Kalça displazisiyle ilgili anormal anatomiz pozisyonları cerrahi düzeltmesi ise genç hastalarda pelvis osteotomileriyle gerçekleştirilir [100, 101].

Anormal yani normal olmayan gelişim sürecinden sonra ortaya çıkan GKD'li kalça ekleminde fiziksel etkiler farklı olacaktır. Kalça displazisi femur ve asetabulum arasında genişlik, şekil ya da her iki taraftaki boyutsal farklılıkta deformasyonlar ve sapmaları işaret eder. Kalça dispalizsinde temas basınç dağılımı ölçümü amacıyla çeşitli yöntemler kullanılmaktadır [17, 79, 87, 92]. Klinik çalışmalarda displazili kalçadaki en büyük temas basınçlarının normal kalça eklemine göre yüksek çıktığı görülmektedir [79].

Kalça çıkığı küçük yaşlarda ater ya da sonra cerrahi girişimler gibi geleneksel yöntemlerle tedavi edilmektedir. Kalça eklemindeki patalojik değişimlerin gelişimini durdurmak ya da engellemek için displazik kalçanın asetabulum ya da proksimal kemiğin yapısı cerrahi müdahalelerle değiştirilir [6]. Kalça eklemindeki biyomekanik açıdan çeşitli osteotomilerin etkileri çalışılmıştır [98, 102-113].

Pek çok çalışma tam olmayan kalça çıkığının hastada önceden tanımlanamayıp kalçada OA'ya sebep olduğunu belirtmiştir [114, 115]. Michaeli ve arkadaşları OA'lı hastaları incelediğinde hastalarının %76'sında tedavi edilmemiş asetabula displazi anatomik bozukluğunun olduğunu tespit etmiştir [17]. Bunun tam tersine kalça OA riski ve asetabular displazi arasında ilişkinin istatiksel olarak önemli derecede ilişkilendirilemediğinden bahsedilmektedir [115, 116]. İşte bu çelişki noktası kalça displazisinin anlaşılmasına ihtiyaç olduğunu göstermektedir.

Michaeli ve arkadaşları normal kalça eklemi olan kadavra kalça ile plastik displazili kalça eklemlerini deneysel ve matematiksel karşılaştırdıklarında temas basınçlarının ve basınç bölgesinin önemli farklılığa sahip olduğunu göstermiştir [17]. Romano ve arkadaşları tek taraflı GKD'li yetişkin hastalarda, yürüme analizlerinde kontrol grubu sağlıklı kalça eklemine sahip insanlarla karşılaştırma yaptıklarında farklılığı tespit etmiştir [117]. Özellikle tek taraflı GKD'li hastalarda ekstansiyonda belirgin azalma, daha ciddi displazilerde fleksiyonda dikkat çekici bir biçimde azalmayı işaret

etmişlerdir. Ayrıca fleksiyon ve ekstansiyon momentlerinde önemli derecede düşük olmasına dikkat çekmişlerdir [75].

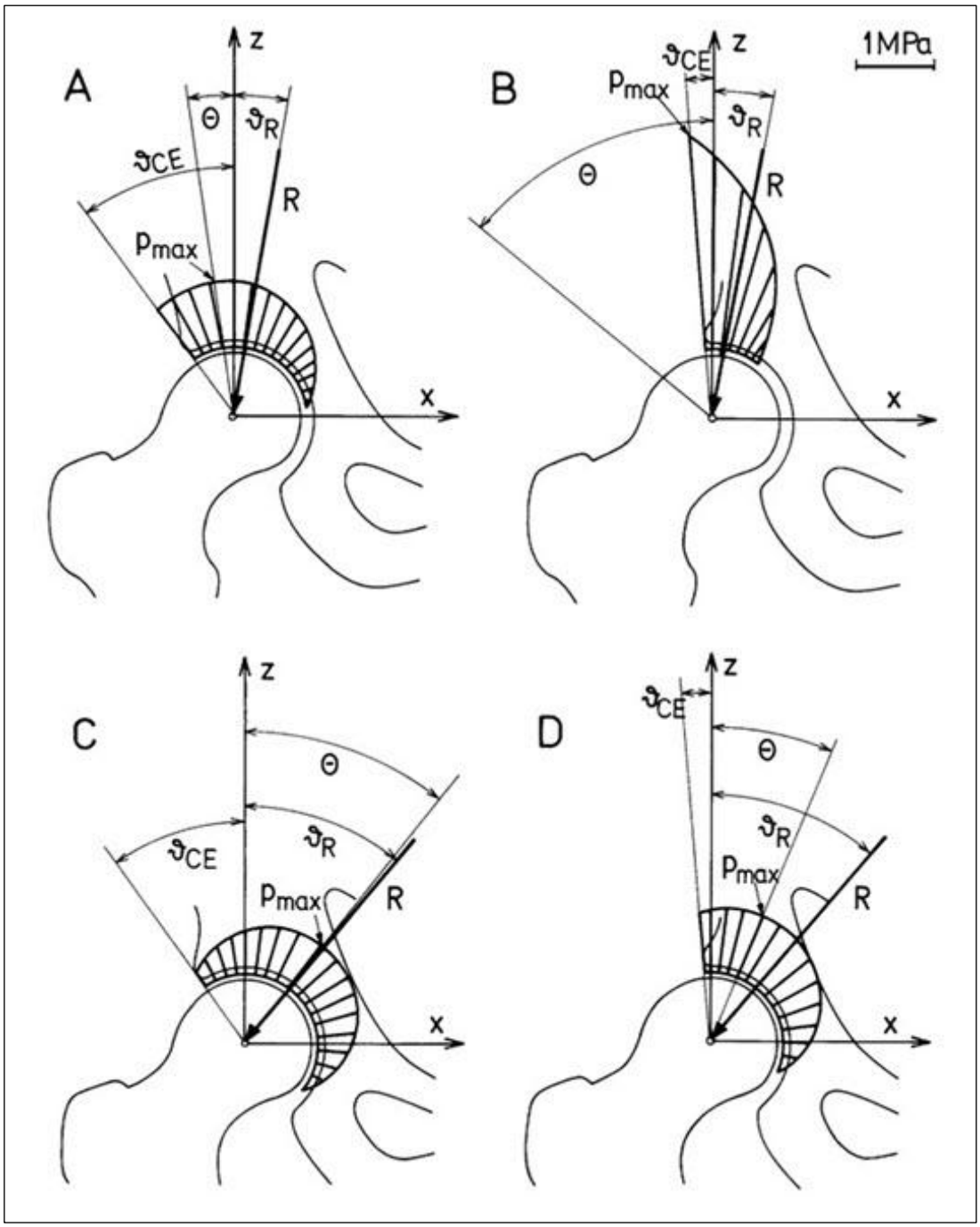
Hadley ve arkadaşları geleneksel olarak tedavi edilmiş displazik kalçanın normal kalçaya oranla 2,6 kat daha fazla ortalama temas basıncı olduğunu göstermiştir [118]. Temas alanı displazi temas belirgin alanında 759 mm^2 karşı tarafınkinde 2317 mm^2 olduğu görülmüştür. Bu çalışmada ayrıca ani aşırı gerilme değerinden daha çok displazi ve OA sürecini değerlendiren önemli bir etken ortaya çıkarılmıştır. Bu etken kronik artan gerilme maruziyetidir. Aşırı basınç maruziyet parametresini hesaplamak için şu eşitlik kullanılmıştır;

$$P_c = \sum_{i=1}^{v} (p - p_d)(\Delta t_i)^k \qquad (2.1)$$

Bu eşitlikte i parametresi klinik ziyaret sayısını v en son ziyareti gösterir. Değişken Δt_i ziyaretler arasında geçen zamanı, p ise spesifik bir zamanda temas basıncını gösterir. Değişken parametreler p_d ve k ise belirlenecek iki parametre; sırasıyla hasarın meydana geldiği eşik basıncı ve zaman ağırlık katsayısıdır.

Bu çalışmada kıkırdağın hasar gördüğü aşırı basınç miktarının 2 Mpa olduğu ileri sürülmüştür. Severin puanlaması ile zaman-aşırı basınç tanımlayıcı doğrulandığı zaman bu ilişkinin kuvvetlendirildiği görülmektedir. Severin puanı 1 olan 98 kalçadan yalnızca 1 tanesi 10 MPa-yıl aşırı-basınçtan daha fazla bir değerde görüldü. 20 MPa'dan daha büyük kronik aşırı-basınç durumu aşırı ciddi deformiteli hasta populasyonlarında görüldü (Severin puanlama derecesi 3 ya da daha kötü). Tedavi edilip ardındaki 30 yıl boyunca yeterli Severin puanlamasına sahip hastalarda (2b ya da daha iyisi) 10 MPa-yıldan daha az aşırı-basınç görülmüştür. Burada dikkat edilecek bir husus makalede geçen 2 MPa'lık ortalama basınç bölgesel olarak 5-7 MPa karşılığına gelmektedir.

Ipavec ve arkadaşları çalışmasında Şekil 2.9'da görüldüğü gibi eşit kalınlıktaki 2B kıkırdak modelin homojen ve linear elastik kabul ederek femoral baş ve asetabular yapıları küresel farzettiği çalışmasında displazik kalçada en büyük basınçları göstermiştir [77]. Ancak makalede femur ve asetabulumum küresel olmayan ya da elipsoidal bir yapıda olduğunu belirtmiştir. Bu basitleştirmelerden dolayı bölgesel temas gerilmeleri doğru olarak tahmin edilemez.



Şekil 2.9. Farklı CE açı değerlerinde kalça ekleminde hesaplanan gerilme dağılımı ve R=2000 N r=2,6cm A-) υR= 10º υCE=35º B-) υR= 10º υCE=5º C-) υR= 40º υCE=35º D-) υR= 40º υCE=5º [77]

Displazik kalçada normal bir kalça ile kıyaslandığında temas basınçları asetabulumda daha ön ve daha arkaya gelmekte bu da asetabulumun yüzey alanının azalmasına neden olmaktadır. Yüzey alanını azalması temas alanının azalmasına ve daha fasılalı olmasına sebep olmaktadır. Bu da displazik kalçada daha yüksek gerilmelerin ana sebebidir [80].

Maxian ve arkadaşları [119] iki bilgisayar temas modeli geliştirmiştir. Bu modeller GKD'li hastalarda kronik olarak aşırı eklem kıkırdağı temas gerilmesi ve uzun dönem klinik sonuçlarının ilişkilerini araştırmak için kullanılmıştır. Temas alanı dağılımı 0,5 MPa aralıklarla temas esnasında kıkırdak bağıl alanının fonksiyonu olarak tanımlandı. Bu model kronik aşırı-basınç değerlendirmesi için önemli bir araç haline geldi;

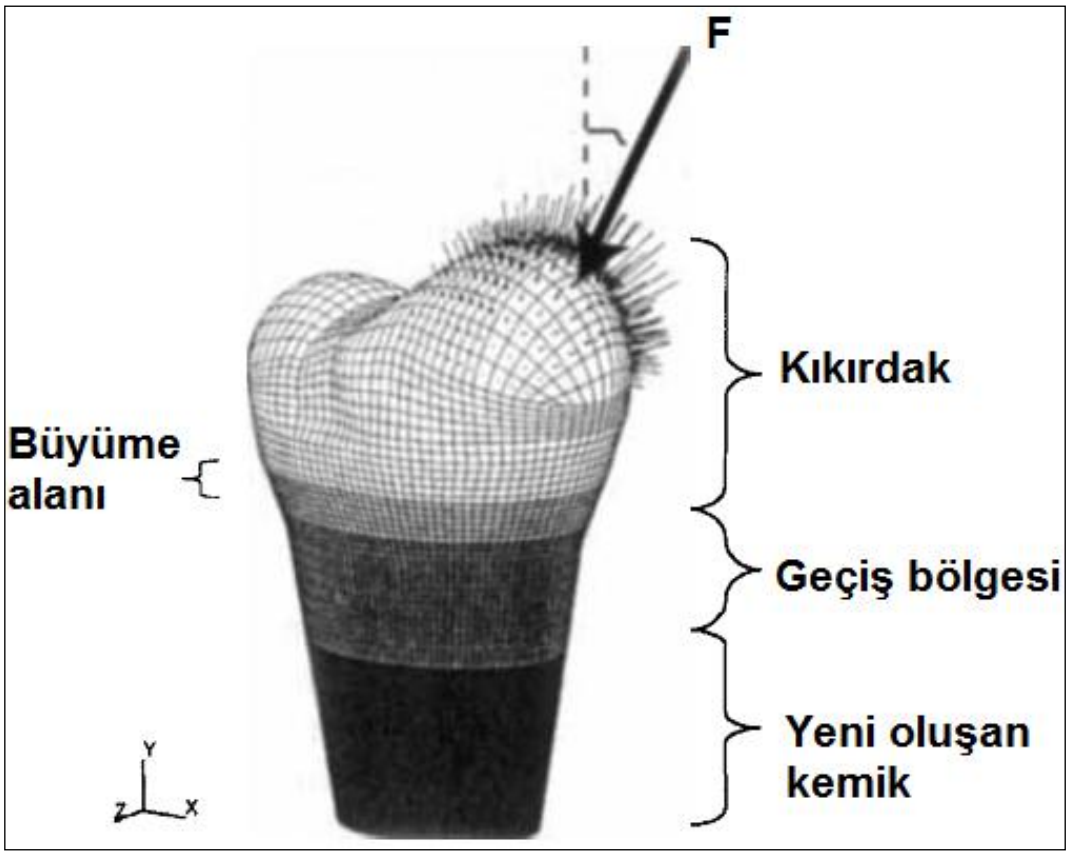
$$p^{i}_{index} = \sum_{j=a+1}^{n} \widehat{p_j}\,\widehat{A_j} \qquad (2.2)$$

Yukarıdaki eşitlikte $\widehat{p_j}$ basınç gerilme aralığının değerlerini içeren tek boyutlu dizi, $\widehat{A_j}$ ise yük taşıyan alanın dağılımı, n ise toplam gerilme aralık sayısıdır.

Bu çalışmada da Severin puanlama ile en büyük basınçlara karşılık gelen kronik maruziyet değerleri örtüşmüştür. Ortalama 29,2 yıl izleme için, Severin 1 puan derecesinde ortalama 0,26 MPa-yıl kronik aşırı-basınç değeri bulunur. Ancak Severin 4 puanlı hastalar ortalama 30,3 MPa- yıl aşırı-basınç değerini görmüşlerdir. Severin puanlaması ve toplam basınç dozu arasındaki korelasyon kısmen bu şekilde geliştirilmiştir.

Genda ve arkadaşları CE açısını küçük olarak hesapladığı hastalarda yani displazik vakalarda abdüktör kas doğrultusunun eklem temas basınç tahmininde çok duyarlı olduğunu göstermiştir [55]. Sonuçlarına göre kalça eklemi en büyük temas basıncı ile asetabular örtünme alanını gösteren ve baş trokanterik oran parametreleri önemli derecede doğrusallık göstermiştir. Buna göre en büyük temas basınç değerleri kıkırdak dejenerasyonunu değerlendirme için duyarlı bir biyomekanik parametre olduğu rapor edilmiştir.

Shefelbine ve arkadaşları eklem tepki kuvvetlerinin değişip değişmediğini belirlemek için doğum öncesi kalça ekleminin sonlu elemanlar modelini Şekil 30'da görüldüğü gibi oluşturarak çalışmasında kullanmıştır [16]. Amacı GKD'de koksa valga oluşumu ve proksimal femurun büyüme yüzünün morfolojisini açıklayabilmektir. Yazar doğum öncesi rahimde oluşan anormal kuvvetlerin GKD gelişimini tetikleyebileceğini ve kemik morfolojisini etkileyebileceğini belirtmiştir.

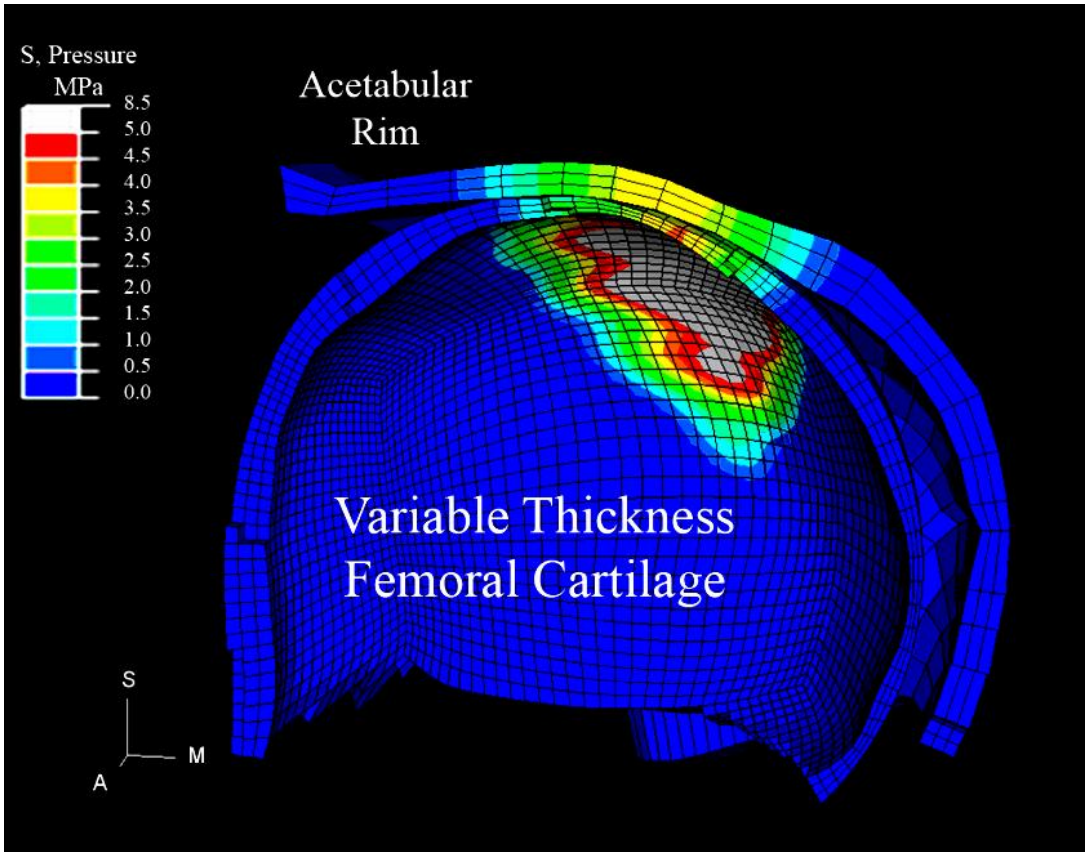


Şekil 2.10. 3B yenidoğan proksimal femur modeli [16]

Russell ve arkadaşları Şekil 2.11'de görüldüğü gibi BT görüntülerinden elde ettiği GKD'li hastaya özgü kalça eklem modelini yürüme esnasında oluşan doğrultu ve değerlerde analize tabi tutmuştur [92]. Displazik ve asimptomatik kalçada en büyük temas basınçının 3,5 MPa dan 10 MPa ya kadar değiştiğini belirlemişlerdir. Yürüme esnasında kümülatif temas basınç aralığı ise 2,45 MPa'dan 6,62 MPa'ya değişmektedir. Kümülatif temas basıncı aşağıdaki formül ile hesaplanmıştır;

$$P_{cumulative} = \sum_{i=1}^{16} (p_i \cdot \Delta t_i) \quad (2.3)$$

Pi parametresi yürüme çevrim adımında element basıncını Δti ise belirtilen adım için zaman dilimidir. Yürüme çevriminde her adımda temas alanları ve basınçlar bilinmektedir. Sonuç olarak bu değerler yürümedeki o anın zaman dilimi ile çarpılır. 16 zaman-adımın her biri için bir saniyenin 1/16 sıdır. Sonra her element 16 adımın her biri için toplanır. Böylece hesaplanacak temas alanına karşılık kümülatif basınç dağılımı bulunur.

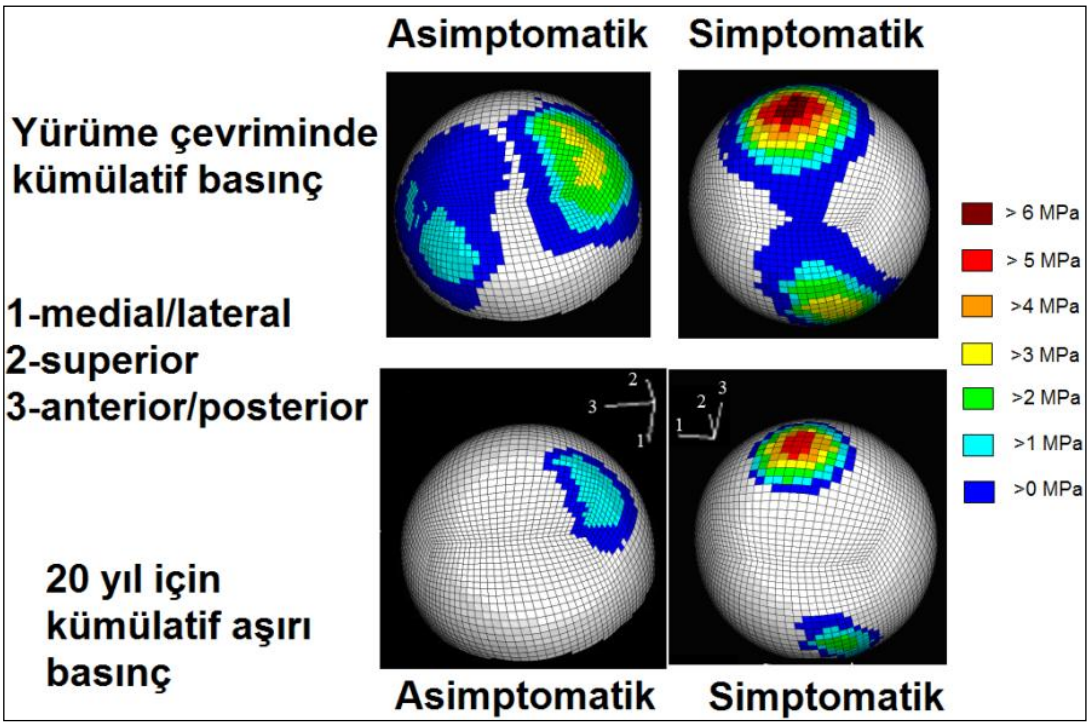


Şekil 2.11. GKD'li hastanın temas basınç analizi [92]

Şekil 32'de görüldüğü gibi kronik aşırı-basınç dozunun 2 MPa hasar eşiği kabul edildiği analizde 20 yılı aşan her yıl için 2 milyon çevrimde 0,463 MPa dan 5,85 MPa ya değişen aralıklarda değer bulunmuştur. Yazar kronik aşırı-basınç değerini aşağıdaki formülle hesaplamıştır;

$$P_c = \sum_{i=1}^{16} \left((P_i - P_d)\Delta t_i \right) \left(\frac{2.10^6 \text{ çevrim}}{\text{yıl}} \right) \left(\frac{\text{yıl}}{3{,}16*10^7 \text{ sn}} \right) \text{ N} \qquad (2.4)$$

Pi ve Δt parametreleri yukarıdaki formülle aynıdır. Pd kıkırdak hasarı oluşan basınç hasar eşik değeridir. N ise basıncın hesaplandığı yıl sayısı ya da zaman uzunluğudur.



Şekil 2.12. Bir hastanın kümülatif basınç ve aşırı basınç maruziyeti [92]

Literatürde yayınlanmış normal ve GKD'li kalça için bulunan en yüksek temas basınç (P_{max}) değerleri Tablo 4'de derlenmiştir. Tabloda görüldüğü gibi displazik kalçada bulunun en yüksek basınç değerleri normal kalçaya göre yüksektir. Ayrıca osteotomi sonrası tedavide bu değerin düştüğü bildirilmiştir.

Tablo 2.1. Kalça ekleminde tespit edilen en yüksek (P_{max}) basınç değerleri

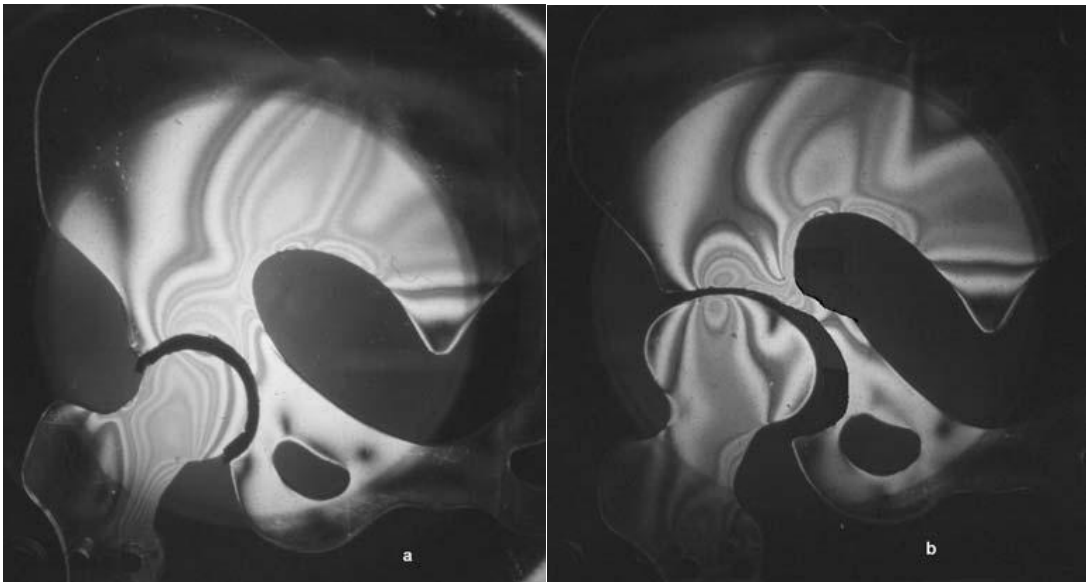
Yöntem	P_{max}(MPa)	Kalça durumu	Kaynak
Basınç dönüştürücü	6,8	-	[62]
	2,5-18	Kadavrada	[74]
	7	Normal kalçada (in vivo)	[73]
	2,92-8,80	Kadavrada	[120]
	9,57	Kadavrada	[5]
Basınç Algılayıcı	2,9-10,4	Kadavrada	[57]
	4-6	Kadavrada	[5]
	8-9	Kadavrada	[59]
	6-10	Kadavrada	[67]
	Ortalama 6,87 maksimum >10	Kadavrada	[61]
	1,32-11,02	Kadavrada	[65]
	4,9-13,9	Kadavrada	[66]
	7,7±1,95	Kadavrada	[67]
	10,9-13	Kadavrada	[68]
	8,5	Kadavrada	[17]
	2,5	Plastic model	[17]
	>10	Kadavrada	[64]
Analitik matematik	5		[98]
	0,5-4	-	[118]
	2,3		[77]
	5,31	Displazik kalça	[121]
	3,59	Osteotomi sonrası	[121]
	5,557		[85]
	12	Displazik kalça	[55]
	1,01±0,7	Osteotomi sonrası	[86]
	2,4±2,91	Displazik kalça	[86]
	5,2-8	Displazik kalça	[122]
	4,3-5,6	Normal kalçada	[122]
Sonlu elemanlar çalışması	2-2,45	Normal kalçada	[87]
	3,56-9,88	Displazik kalça	[92]
	4,2	-	[123]
	0,373-0,439	Normal kalçada	[91]
	5,50	-	[94]
	4,5	Protezli kalçada	[68]
Ayrık elemanlar analizi	3,28	Normal kalçada	[88]
	25,4	Normal kalçada	[84]
Foto-elastisite	8	Normal kalçada	[124]
	13,5	Displazik kalçada	[124]
	11,5	Osteotomi sonrası	[124]

2.3.2. GKD tedavisi pelvis osteotomiler için literatür taraması

Normal kalça ya da displazik kalça için yapılan deneysel ya da nümerik çalışmalar bir önceki bölümde verilmiştir. Ancak literatürde osteotomi sonrası biyomekanik değişiklikleri inceleyen çok az makale bulunmaktadır. Bunun birçok nedeni olduğu düşünülebilir. Tedavinin canlı bir hastada yapılıp deneysel çalışmaya imkân vermemesi, ya da sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan nümerik çalışmalarında sadece teorik düzeyde kalması ve bulunan sonuçların deneysel sonuçlar ile karşılaştırılamaması bunların başında gelmektedir. Ancak kısıtlı dahi olsa çok az sayıda çalışma mevcuttur.

Tai ve arkadaşları displazik asetabulum için modifiye periasetabular osteotomi ile bernese osteotomi karşılaştırmasını yapmıştır [125]. Sonlu elemanlar modeli kullanarak yaptığı çalışmada modifiye edilmiş osteotomi tekniğinin pelvis üzerinde daha az gerilmeye neden olduğunu bulmuştur. Song ve arkadaşları sonlu elemanlar yöntemi kullanarak asetabular medial osteotomisinin etkilerini incelemiştir [126]. Buna göre osteotomi sonrası ötelenecek en uygun miktarın değerini bulmuşlardır. Li ve arkadaşları sonlu elemanlar çalışması yaparak Chiari osteotomi sonrası femur başına kalça abdüktör kasın mekanik etkilerini incelemiştir [127]. Tsumura ve arkadaşları BT görüntülerinden elde ettiği 7 displazik kalça modelini osteotomi simulasyonu uygulayarak basınç dağılımı analizi yapmıştır [121]. Rotasyonel osteotomi uyguladıkları modele temas alanı ve en büyük basınç değeri olarak değerlendirmelerde bulunmuşlardır.

Iliescu ve arkadaşları Şekil 2.13'de görüldüğü gibi normal, displazik ve Chiari osteotomi yapılmış kalça modellerinde fotoelastik çalışma yaparak temas bölgesinde asal gerilme değerlerini hesaplamışlardır [124]. Buna göre displasik kalçada en yüksek gerilme değeri normal kalçaya göre yüksek çıkmıştır. Chiari osteotomi yapılmış modelde değerin düştüğü rapor edilmiştir.



Şekil 2.13. Normal ve GKD'li modeller üzerinde fotoelastik deney [124]

Harris ve Enneking`in çalışmalarında iyi bir osteotomi sonrası subkondral kemik remodelasyonunun oluştuğu gözlenmiştir [96]. Hipp ve arkadaşları 70 displazili ve 12 normal kalçada asetabulumda oluşan temas basıncını ölçmüşler ve displastik kalçada temas alanının %26 daha az, basıncın ise %23 daha fazla olduğunu saptamışlardır [97]. BT simülasyonu ile asetabuler fragmanın yeniden yönlendirilmesi (ön-frontal ve yan-sagittal planlarda) sonrası bu basıncın 2 kat azaldığını bulmuşlardır.

3. MALZEME VE YÖNTEM

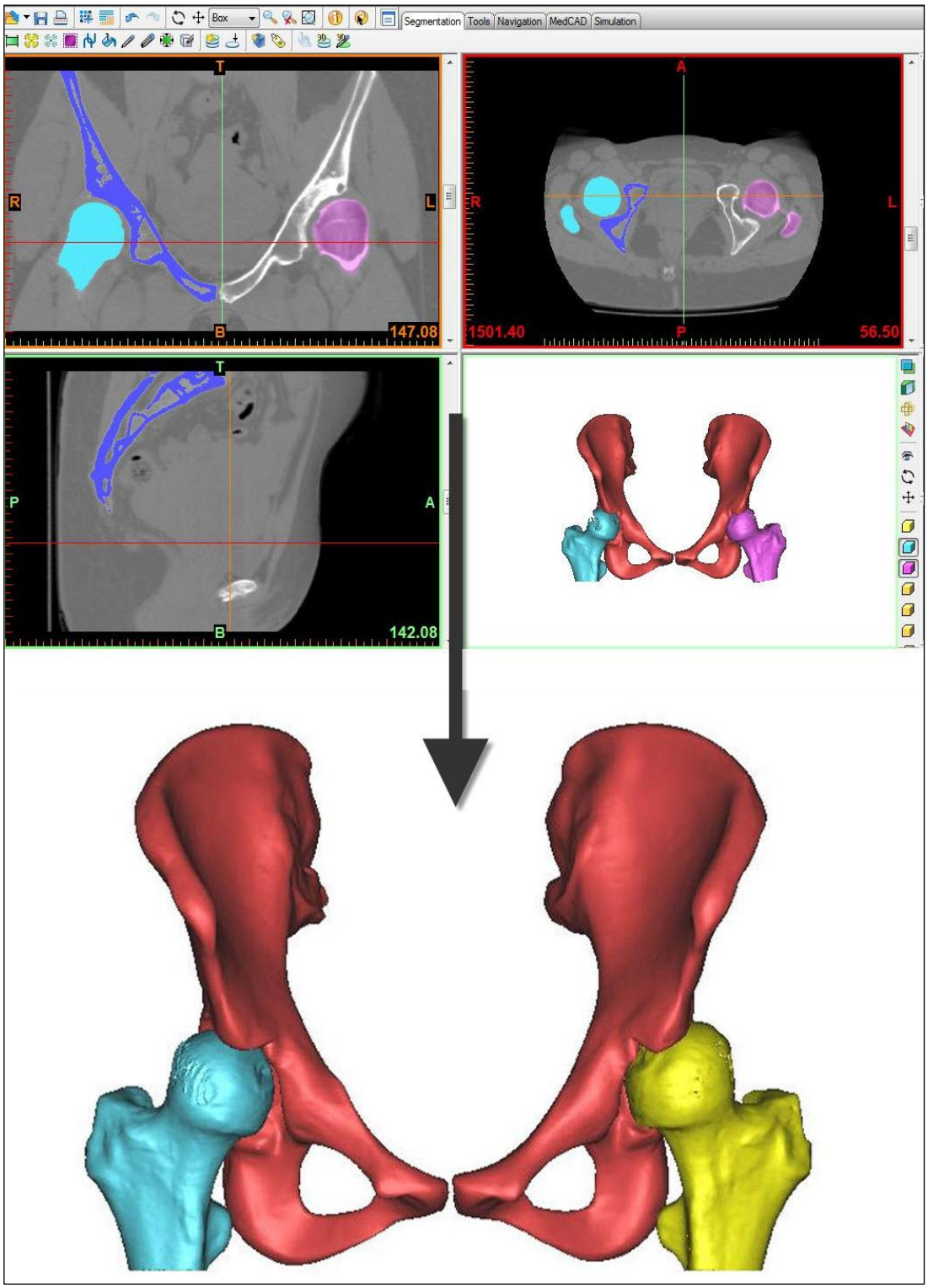
Gelişimsel kalça displazisi (GKD) femur yapısı ve eklem kuvvetlerine bağlı olarak kıkırdak üzerinde aşırı basınç oluşturur. Kıkırdak ve dolayısıyla kalça ekleminde aşırı basınç oluşumundan kaynaklanan bozulmalar meydana gelir. Bu yüksek basınç oluşumları yürümeden kaynaklanan tekrarlı yük etkisinden kaynaklanmaktadır. Yüksek basınç özellikle obez insanlarda akut travmaya neden olmaktadır [128]. Eklemde meydana gelen fiziksel bozulma hareket kısıtlılığı ve hareketle birlikte ağrıyı getirir. Bu sonuç hastanın yaşam kalitesini düşürmekte ve çoğunlukla cerrahi müdahale gerektirmektedir. Gelişimsel kalça çıkığı olan kişilerde aynı şekilde bahsedilen nedenlerden dolayı cerrahi müdahale ile karşı karşıya kalmaktadır. Oysa normal bir insanda asetabulum içine femur yerleşmesi uyumludur ve neredeyse küreseldir [14]. Bu uyumun bozulması eklem yüzeylerinde deformasyonlara ve şekil bozukluklarına yol açmaktadır. Normalde kalça ekleminde femur başı ile asetabulum arasında geniş temas alanı mevcuttur. Bu temas alanı kabul edilir yük dağılımını oluşturmaktadır. Ancak GKD'li bir kalçada eklem yüzeylerindeki deformiteler nedeniyle daha küçük temas alanına bu ise yüksek mekanik gerilmelere yol açmaktadır. Bu yüksek gerilmeler Osteoartritin (OA) erken başlamasına sebep olur [17]. Bu çalışmada, GKD tanısı koyulan bir hastanın 3B bilgisayar modelini kullanarak yapay ve analiz modelleri oluşturuldu. Oluşturulan kişiye özel modeller deneysel ve sonlu elemanlar analiz çalışmaları yapılarak karşılaştırmaları yapıldı.

3.1. Deneysel Çalışma

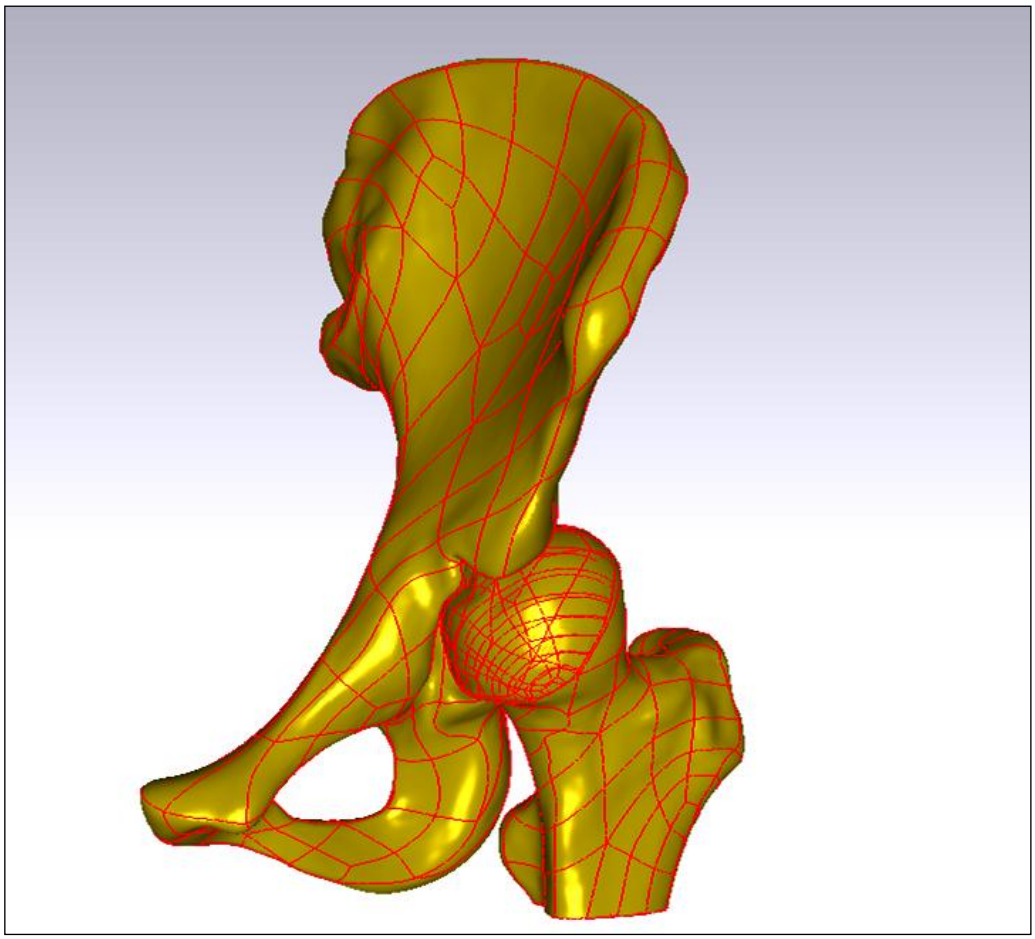
3.1.1. 3B GKD modeli oluşturma

Bu çalışma, kapsamında yapılacak aşamaların gerçekleştirilebilmesi için ilk olarak GKD olgusuna sahip yaklaşık 60 kg ağırlığında, 28 yaşındaki hastanın ameliyat öncesi Şekil 1.3'de görülen x-Ray ve Şekil 3.1'de görülen BT görüntüleri çekildi. Hastanın BT taraması Toshiba Aquilion BT aygıtıyla Kocaeli Üniversitesi Hastanesinde yapıldı. DICOM formatında ham veri 135 Kv 'da 0,555 mm piksel büyüklüğünde 512x512 piksel çözünürlüğü ile tarama yapılarak elde edildi.

Toplamda 551 kesit oluşturuldu. Hastanın BT çekimleri MIMICS (Materialise's Interactive Medical Image Control System) yazılımı ile ham veri dosya biçimi DICOM formatı şeklinde elde edilebilmekte ve daha sonra katı model olarak istenilen anatomik modeller oluşturulabilmektedir. Böylelikle model üzerinde 3B kemik yapı model oluşturulur. Şekil 3.1'de görüldüğü gibi A.İ. adlı hastanın BT görüntülerinden MIMICS yazılımı kullanılarak kemik modeller oluşturuldu. Oluşturulan 3B modeller daha sonra boşlukların doldurulması, otomatik olarak işaretlenmeyen bölgelerin manuel olarak işaretlenmesi gibi işlemlere tabi tutularak düzenlendi. STL (stereolithography) formatında olan bu dosyalar daha sonra tersine mühendislik yazılımı olan GEOMAGIC Studio (Raindrop Geomagic, Inc.) programında düzenlenerek CAD verileri elde edildi. Tersine mühendislik yazılımında yüzeylerin pürüzlülüğün düzeltilmesi, boşlukların doldurulması, sivriliklerin giderilmesi, yüzey çakışmaların revize edilmesi gibi süreçler gerçekleştirilerek NURBS (Non-Uniform Rational B-Splines) yüzeyler elde edildi. Ardından yüzeyler Şekil 3.2'de görüldüğü gibi CAD modele dönüştürüldü.



Şekil 3.1. GKD olgusuna sahip hastanın BT görüntülerinde modellerin oluşturulması ve düzenlenmesi



Şekil 3.2. Hastanın sol ilium, proksimal femur ve femur başı kıkırdağı

3.1.1.1. Kıkırdak kalınlığı

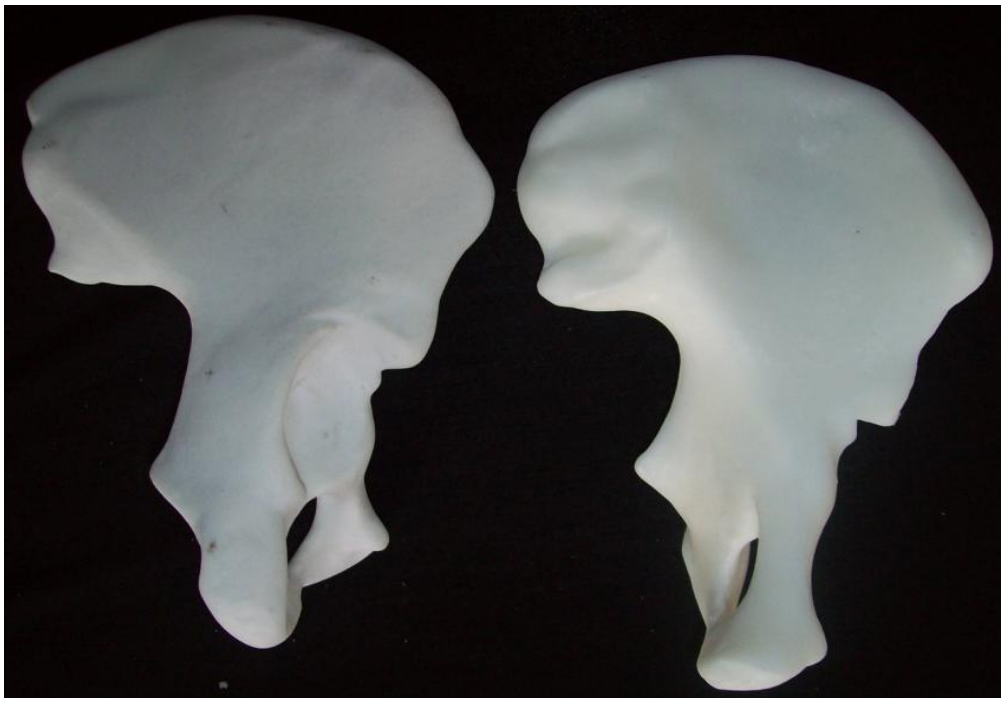
BT görüntülerinde kıkırdak gibi yumuşak dokuların belirgin olmamasından dolayı tahmini bir kıkırdak kalınlığı vermek gerekir. Bu amaçla femur ve asetabulum kıkırdak kalınlığı konusu geçen çalışmalar incelendi. Çünkü kıkırdak kalınlığı temas basıncı ve temas alanı gibi incelenecek parametreler ile kuvvetli ilişkisi olan bir parametredir.

Von Eisenhart ve arkadaşları maksimum kıkırdak kalınlığını asetabulumun üst yüzeyinde bulmuşlardır ve asetabulumda kalınlık 2,6 mm den 4,3 mm ye kadar değişmektedir. Femur başında ise 2,4 den 5,3 e değişmektedir [67]. Sphered ve arkadaşları bir iğne probu ile kıkırdak kalınlığını ölçmüş ve asetabulum, ters U biçiminde kalınlığı yetişkin bireylerde 1,2 mm den 2,3 mm'ye değişen aralıklarda kıkırdak ile örtülü olduğunu rapor etmiştir [129]. Femur başının tamamı da yetişkinlerde fovea capitis bölgesi hariç 1 mm ile 2,5 mm kıkırdak ile kaplıdır.

Chengini ve arkadaşları kalça ekleminde yaptıkları sonlu elemanları çalışmasında asetabular kalınlığı sabit 2 mm almışlardır [130]. Femur başı kıkırdağını ise en kalın noktasında 2 mm fakat kenarlara doğru kalınlığının sıfıra doğru azalarak modeli oluşturmuşlardır. Russell ve arkadaşları kıkırdak kalınlığını özel bir yöntem kullanarak BT görüntüleri ile elde ettiklerini bildirmişlerdir [92]. Sonuç olarak 0,5 mm'den 2,8 mm değişen ortalama 1,8 mm kalınlığa sahip pürüzsüz, elipsoidal kıkırdaklar oluşturulmuştur. Anderson ve arkadaşları çalışmasında asetabulum ve femur başı uyumunu sonlu elemanlar yöntemini kullanarak incelemişlerdir [99]. Fonksiyonlarına göre verdiği kalınlık ölçüsü bir modelinde 1,28 mm almıştır. Diğer bir çalışmasında ise asetabular kıkırdak 1,6 mm femur kıkırdağı ise 1,5 mm alınmıştır [64].

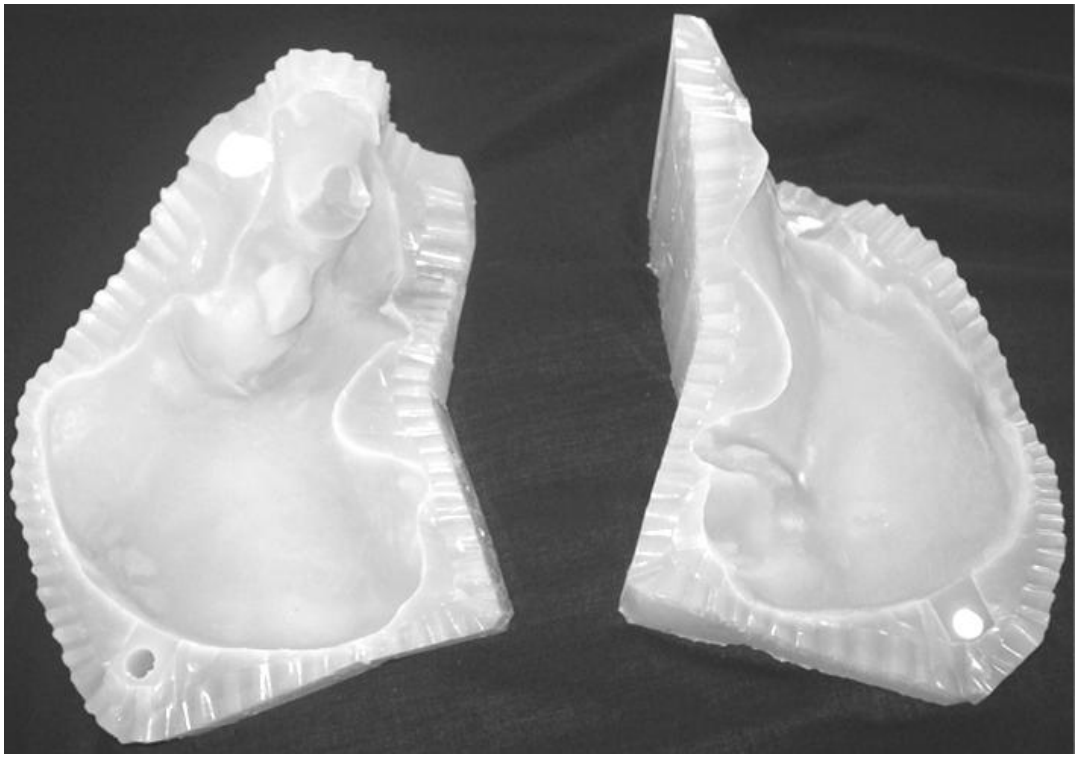
3.1.2. Yapay deney modellerinin üretilmesi

Deney için ilk olarak modellerin üretimi yapıldı. Literatürde yer alan deneylere benzer bir şekilde tek taraflı ilium üzerinden deneyin gerçekleştirildi. Literatürde yer alan bilgiler doğrultusunda modellenen STL data Z-Corporation marka ZPrinter model 3B yazıcı da Şekil 3.3'de görüldüğü gibi birebir ölçüde üretildi.



Şekil 3.3. Hastanın yapay kalça modeli

Üretilen modelin çoğaltılması amacıyla silikon kalıp modelleme tekniği kullanıldı. İlk aşamada bir kabta Şekil 3.4'de görüldüğü gibi silikon dökülerek donması sağlandı. Silikon kalıp oluşturulduktan sonra istenilen malzeme kalıba dökülerek şekil 3.5'de şekil ve biçim olarak birebir model elde edilir. Silikon kalıp yardımıyla Smooth-On firmasının kataloglarında yer alan TASK-9 malzemesi kullanılarak deney için yapay kalça modelleri oluşturuldu.



Şekil 3.4. Kalça modeli silikon kalıbı



Şekil 3.5. Silikon kalıpla imal edilen sol kalça yapay modeli

3.1.2.1. Yapay kalça modeli imalatı

Sol proksimal femurun bilgisayar modeli BT görüntülerinden elde edildikten sonra 5 eksenli CNC (MIKRON HSM-400 5 eksen) aygıtıyla Şekil 3.6'da görüldüğü gibi alüminyum alaşım (Al-5083) malzemeden imalatı yapıldı. Şekilde görüldüğü gibi kesi uçların özelliğinden dolayı yüzey pürüzlü imal edildi. Bu nedenle model tesviyelenerek kumlama işlemine tabi tutuldu. Kumlama işleminden sonra Şekil 3.7'da görüldüğü gibi özellikle femur başı küresel forma yakın bir hale getirildi.



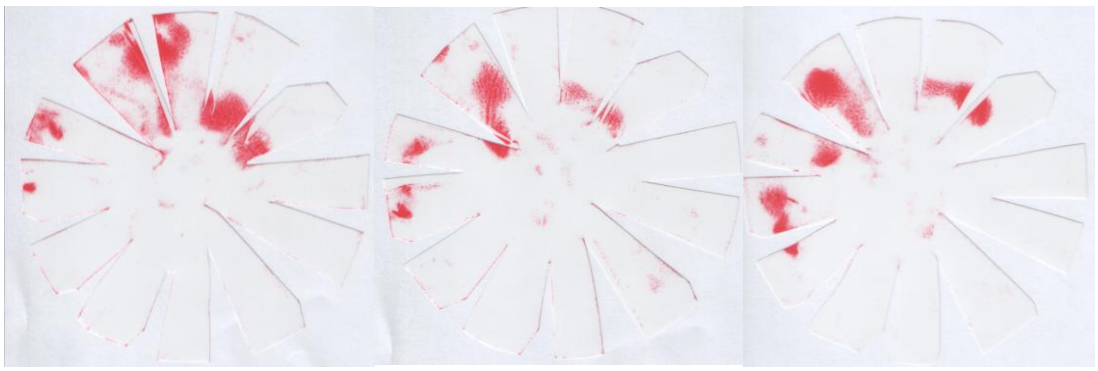
Şekil 3.6. Sol proksimal femur önden, arkadan ve yandan görünüşü



Şekil 3.7. Pürüzleri giderilmiş proksimal femur modeli

3.1.2.2. Kıkırdak modelleri

Çalışmamızda ilk yapılan hazırlık deneylerinde Şekil 3.8'de görüldüğü gibi basınç dağılımının olmaması ve gerçeği daha doğru simüle etmesi amacıyla kıkırdak kullanımı zorunlu olmuştur. Bu nedenle femur başı ve acetabulum yuvası için iki farklı kıkırdak modeli üretilip deney esnasında kullanıldı.



Şekil 3.8. Kıkırdak kullanılmadan yapılan bası deneyleri

3.1.2.3. Asetabulum kıkırdağı

Asetabulum kıkırdağı üretimi için de kalıp silikonu kullanıldı. RTV2 (Room temperature vulcanization) kalıp silikonu çift komponentli silikon elastomerlerdir. RTV2 oda sıcaklığında vulkanize olmaktadır. İki bileşen belirli oranlarda karıştırılarak vulkanizasyon (polimerizasyon) başlar. Şekil 3.9 üst resimde gösterildiği gibi düz bir zemine dökülen silikon asetabulum yapısında kesilerek alt resimde görüldüğü gibi asetabuluma yapıştırıldı. Asetabulum kıkırdakları yapıştırılmadan önce 3 bölgesinden mikrometre ile ölçüm alındı. 10 farklı numune de yapılan ölçümler Tablo 3.1'de görülmektedir.



Şekil 3.9. Asetabulum kıkırdağı üretimi (üst) ve yerine yerleştirilmesi (alt)

Tablo 3.1. Yapay kıkırdak kalınlığı (mm)

Numune	1.bölge	2.bölge	3.bölge
1	2,10	2,54	2,30
2	2,15	2,27	1,75
3	1,76	2,30	2,16
4	2,25	2,15	2,05
5	2,07	2,35	2,25
6	3,05	2,10	1,80
7	2,70	2,50	2,30
8	2,04	2,20	2,34
9	3,10	2,17	2,26
10	2,77	2,40	2,45

3.1.2.4. Polyester femur imalatı

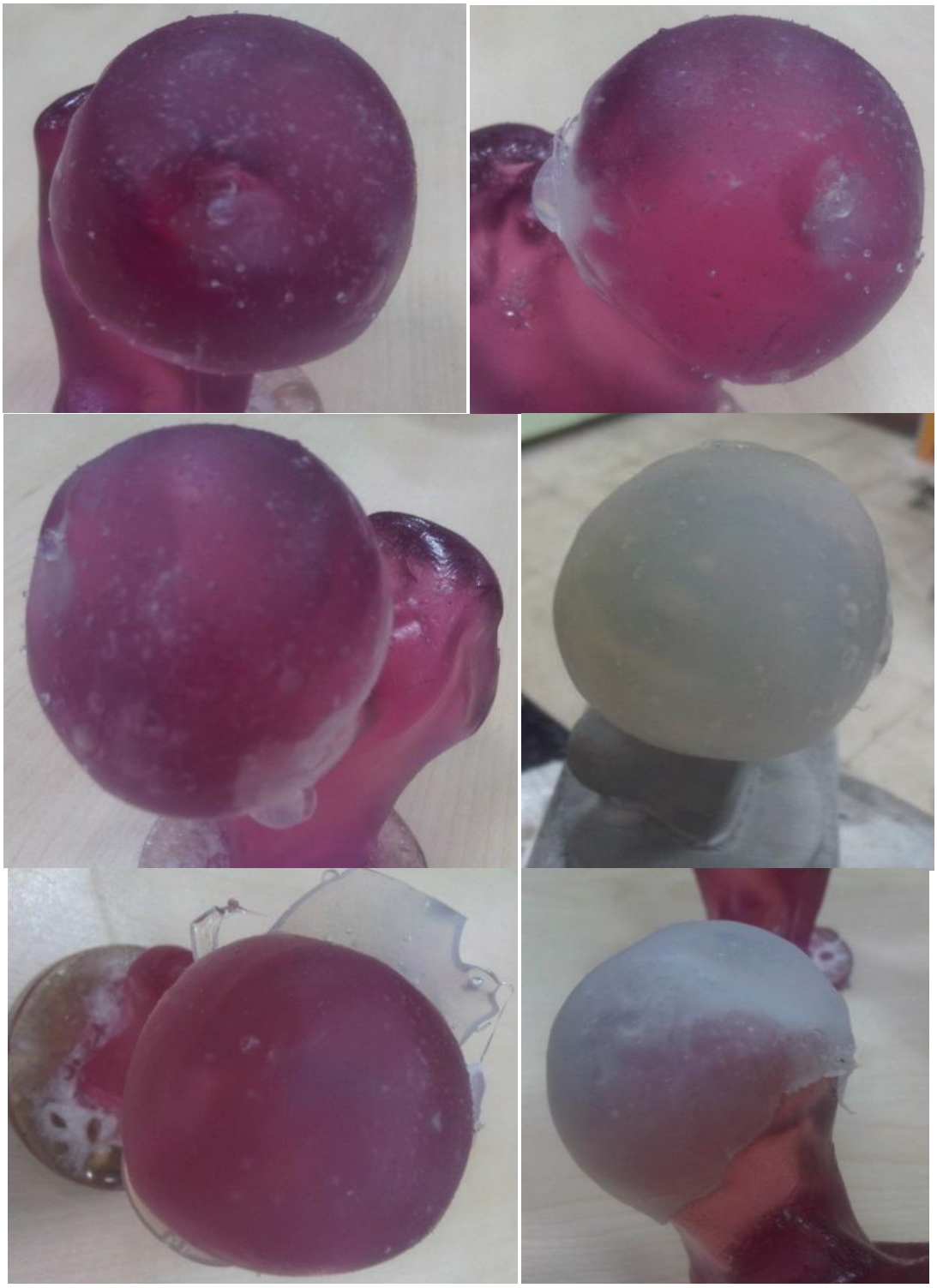
Femur kıkırdağı oluşturmak ve femurun geometrisini birebir temsil etmesinden dolayı polyester femur üretildi. Polyester femur ile deney düzeneğine yerleştirilen orijinal femur tekrar tekrar düzenekten sökülmemiş ve kıkırdağın ardı ardına üretimi yapılmasını sağlamıştır. İlk olarak Şekil 3.10'de görüldüğü gibi polyester femur için orjinal alüminyum parçanın silikon kalıbı alındı. Kalıp silikona uygun oranlarda kobalt ve polyester dökülerek Şekil 3.11'de görüldüğü gibi femur oluşturuldu.



Şekil 3.10. Yapay kıkırdak yapmak amacıyla oluşturulan femur silikon kalıp

3.1.2.5. Femur kıkırdağı

Femur kıkırdağını oluşturmak için ilk olarak yukarıda anlatıldığı gibi femur başının kalıbı alındı. Kalıp içine mum tabancasıyla silikon mum malzemesi sıkıldı. Hemen ardından femur modeli kalıba tekrar yerleştirilerek kuvvetlice bastırıldı. 1-2 dk. beklenildikten sonra femur kalıptan çıkarıldı. Böylece femurun yüzeyi mum tabancası silikonu ile kaplandı. Şekil 3.11'de görüldüğü gibi polyester femurun üzerinde yapay bir kıkırdak oluşturdu.



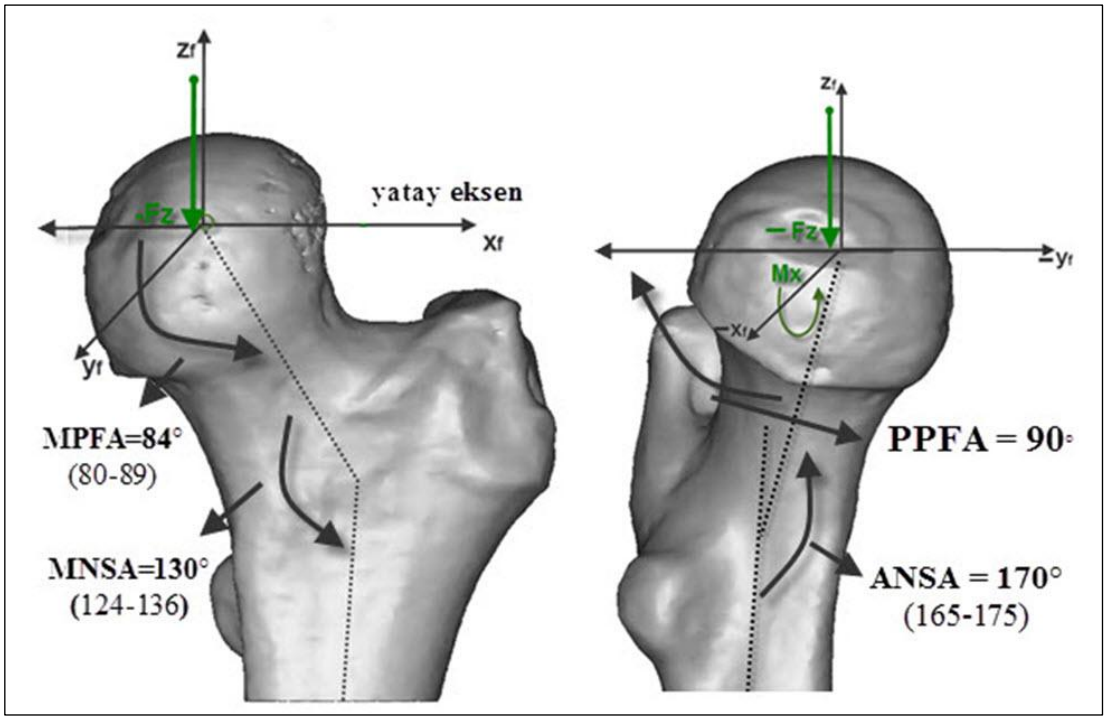
Şekil 3.11. Yapay femur ve üzerine yerleştirilmiş yapay kıkırdak

3.1.3. Hastanın anatomik geometrik ölçümleri

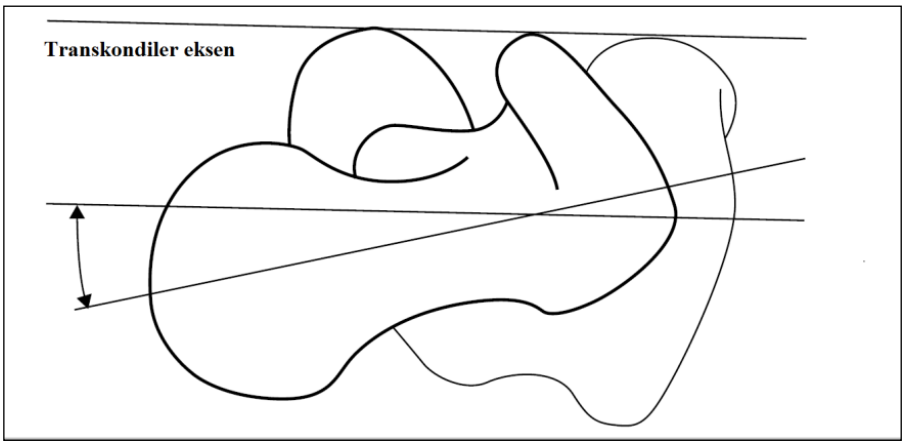
Hastaya tanı koyabilmek ve hastayı ortopedik açıdan daha iyi değerlendirmek için radyolojik görüntüleri üzerinden geometrik ölçümlerinin yapılması gereklidir. Bu amaçla hem X-ray hem de BT görüntülerinden faydalanılarak ölçümler yapıldı.

3.1.3.1. Femur anatomik ekseni

Hastanın ayakta duruş pozisyonu için durum değerlendirmesi çoğunlukla radyolojik görüntüleme ile yapılmaktadır. Önden arkaya (Anterior-Posterior, A-P) grafide femur başı merkezinden her bir kemiğin şaft ekseni doğrultusunda anatomik eksen belirlenir [69]. Eksenlerin belirlenmesi işleminden sonra deformitenin tanımlanması için her bir açı parametresi normal anatomik eksene göre belirlenir. Şekil 3.12 ve 3.13'de normal bir insan için şaft eksenleri ve açı parametreleri gösterilmiştir. Uygun radyolojik görüntülerin elde edilmesinden sonra alt uzuvlar için anatomik eksenler belirlendi.



Şekil 3.12. Normal bir insanın anatomik ölçüleri [69]



Şekil 3.13. Femoral boyun ya da anteversiyon açısı [77]

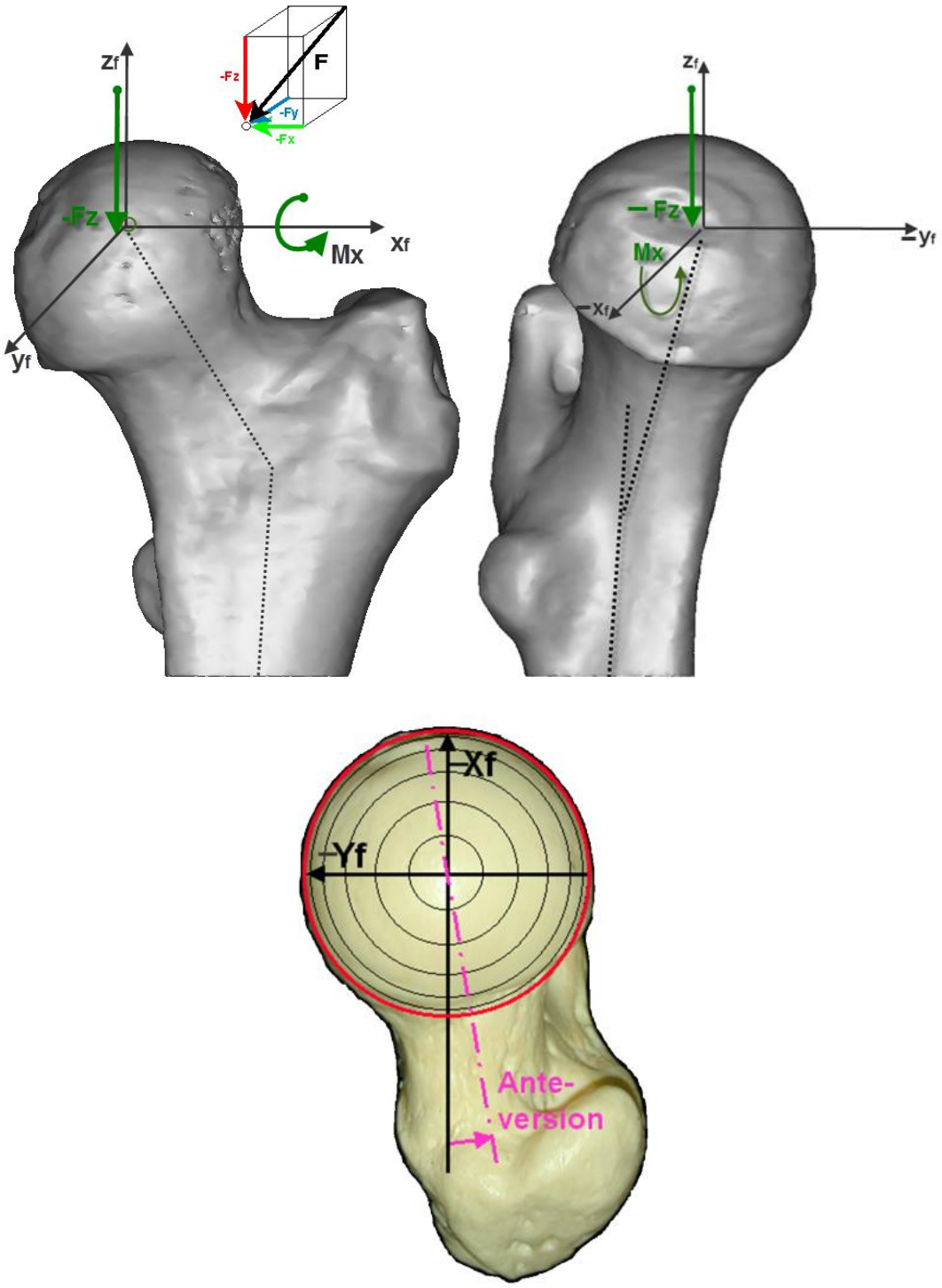
BT'den elde edilen ön, yan ve üst görüntülerden femoral anteversiyon (FA), medial boyun shaft açısı (MNSA), medial proksimal femoral açısı (MPFA), posterior proksimal femoral açısı (PPFA) ve anterior boyun shaft açısı (ANSA) hesaplanmıştır. X-ray görüntüsü olan A-P grafiden ise MNSA ve MPFA açıları tespit edilir. Buna göre Tablo 3.2'da görüldüğü gibi kabul görmüş belirli aralıklarda en büyük açı farkı femoral anteversiyon açısında görülmektedir. °

Tablo 3.2. Hasta anatomik ölçüm değerleri [69]

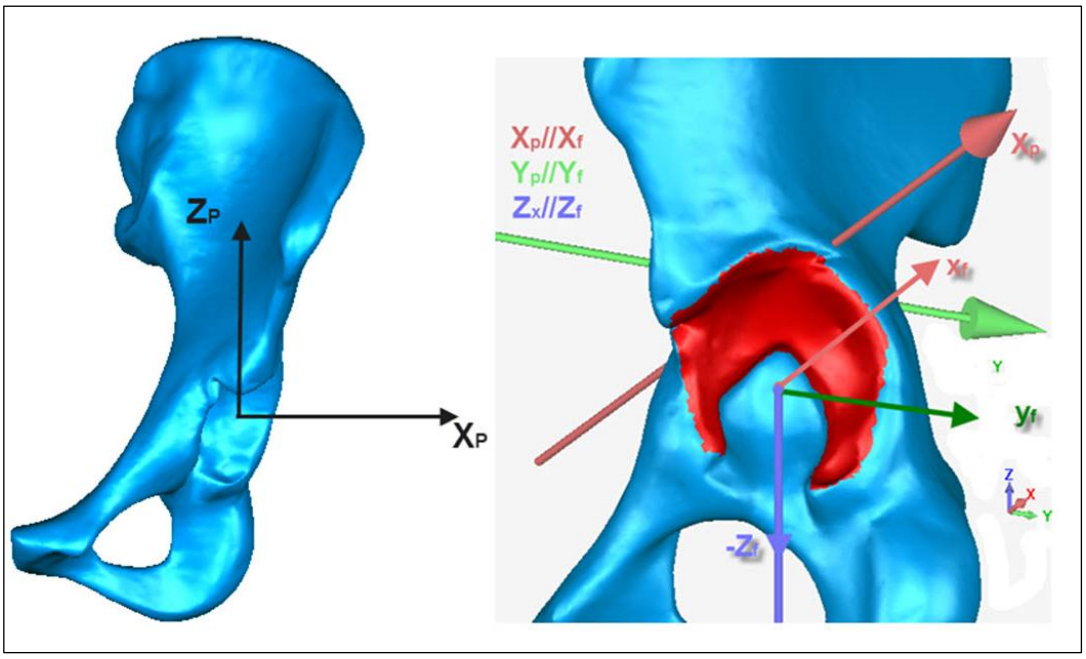
	BT Ölçümleri					X-Ray Ölçümleri	
	MNSA	MPFA	PPFA	ANSA	FA	MNSA	MPFA
Kabul edilen	130	85	90	170	12	130	85
Hastanın değerleri	142	85	75	166	30	147	84

3.1.3.2. Femur ve pelvis koordinat sistemi

Hastanın pelvis ve femur modeli Şekil 3.1'de görüldüğü gibi BT görüntüsünden elde edildikten sonra anatomik pozisyona göre modeller üzerinde iki farklı koordinat sistemi oluşturuldu (Şekil 3.14 ve 3.15). Hastanın pelvis kemiği sabit kabul edilip x,y,z ekseninde koordinata yerleştirilerek femur kemiğinin bu koordinat sistemine göre tanımlaması yapıldı. Şekil 3.14 ve 3.15'de görüldüğü gibi Lateral-Medial(L-M) yani koronal düzlemleri x ekseni, anterior posterior (A-P) yani sagittal düzlemleri y ekseni üzerinde bulunmaktadır. Her iki modelin x,y ve z eksenleri birbirlerine paralel oluşturulmuştur. Femur için f alt indeksi, pelvis için ise p alt indeksi kullanılmıştır. Kuvvet F harfi ile belirtilip 3 eksendeki bileşeni F_x, F_y ve F_z olarak gösterilmiştir.



Şekil 3.14. Femur koordinat sistemi



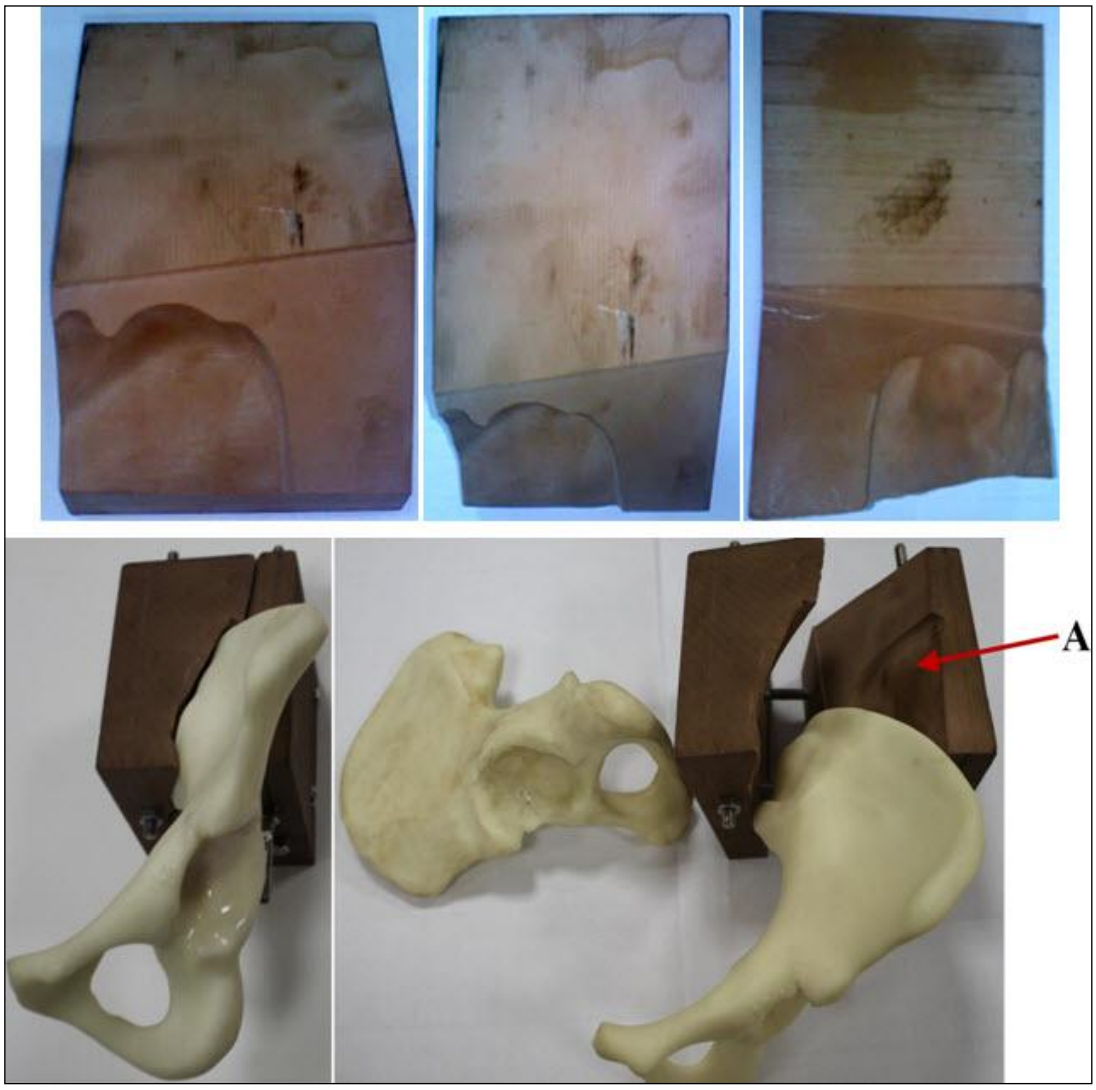
Şekil 3.15. Pelvis koordinat sistemi

3.1.4. Deney düzeneği

İmal edilen hasta modelleri deneysel çalışma için hidrolik basma test cihazına yerleştirilmesi amaçlanmıştır. Bu nedenle pelvisi sabitleme için bir aparat imal edildi.

3.1.4.1. Pelvis bağlama aparatı tasarımı ve imalâtı

Pelvisin herhangi bir deney sistemine sabitlenmesi için iki parçalı sıkıştırılmış ahşap malzemeden pelvisin formunu alan bir sabitleme aparatı imal edildi. Sabitleme aparatı bilgisayar modeli kütük bir modelden pelvis çıkarılması ve ikiye bölünmesi ile sağlandı. İki parçalı bağlama aparatının bilgisayar modelleri kullanılarak CNC'de imal edildi. Şekil 3.16'da A harfi ile pelvis kemiğinin formu görülmektedir. Şekildeki pelvis tespit kütüğü, pelvis kemiğinin ilium sorguçundan pelvisi sabitlemektedir.



Şekil 3.16. Pelvis sabitleme aparatı

3.1.4.2. Düzeneğin oluşturulması

Hasta modellerinin hidrolik basma test cihazına yerleştirmesi hastanın ayakta duruş pozisyonu simule edecek şekilde yapıldı. Basma deneyi için Şekil 3.14 ve 3.15'de gösterilen z ekseni boyunca yukarı aşağı hareket eden hidrolik piston kullandı.

İlk olarak Şekil 3.17 üst resimde görüldüğü gibi pelvis kemiği sabitleyici parçaya yerleştirildi ve sıkıştırıldı. Daha sonra sabitleyici parça, hidrolik pistonun ucuna yerleştirilmiş üstteki mengeneye sabitlendi. Mengene ucu küresel bağlantıya sahiptir. Bu nedenle 3 eksen etrafında dönebilmekte ve arzu edilen yerde sabitlenebilmektedir. Şekil 3.17 alt resimde görüldüğü gibi sabitlenen parça

koordinat sistemine göre önden ve yandan yere yatay olması için su terazisi ile dengelendi ve ayarlanan pozisyonda sabitlendi. Böylece pelvis, BT'den elde edilen duruş pozisyonuna göre pozisyonlandırıldı.



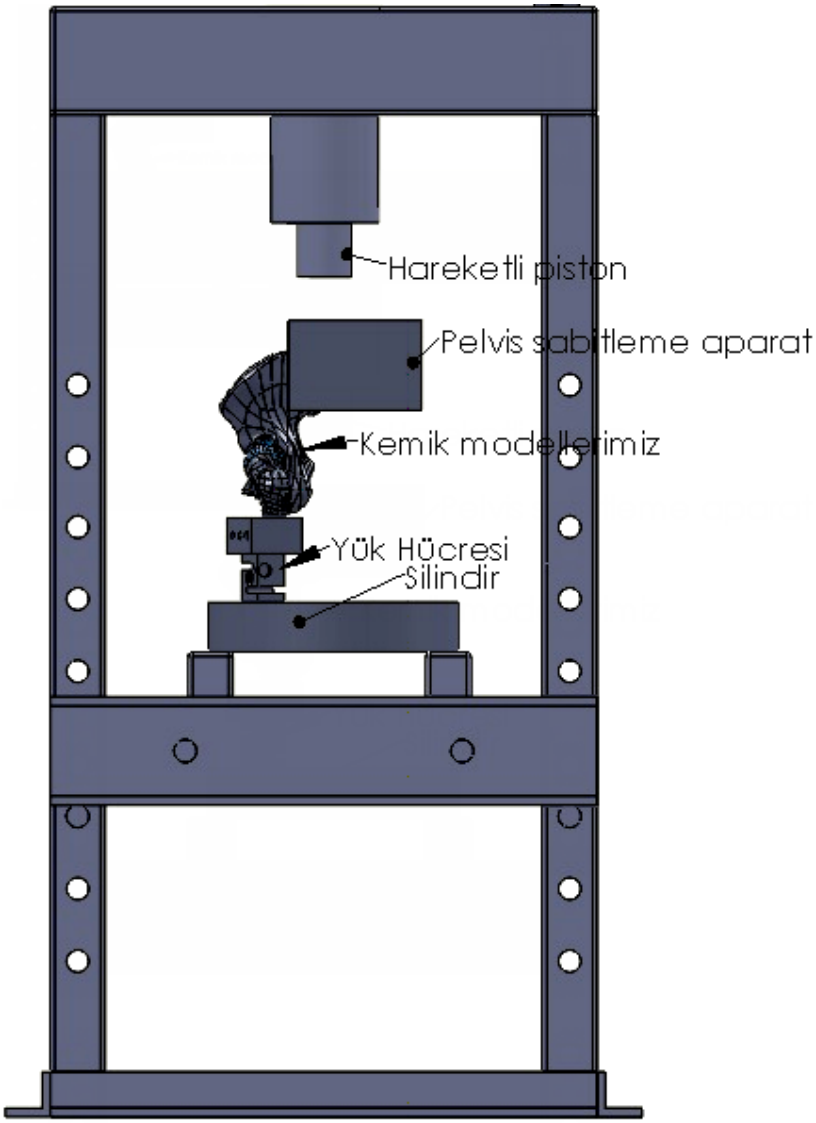
Şekil 3.17. Pelvis modelinin sabitlenmesi (üst) ve pozisyonlandırılması (alt)

Kuvvet, Şekil 3.18 ve 3.19'da görüldüğü gibi femurun altına yerleştirilen 1 ton kapasiteli yük hücresi ile ölçüldü. Yük hücresi, altında bulunan silindir tablaya sabitlendi. Femur asetabulum yuvasına oturacak şekilde x-y düzleminde konumlandırıldı ve daha sonra konumlandırma açısı, anteversiyon açısı dikkate alınarak bir açıölçer ile ayarlanarak sabitlendi. Yük hücresinin sabitlendiği alt tabla,

deney sırasında küçük oynama ve hareketlerden kaçınmak için yardımcı bağlama araçları ile basma düzeneği test cihazına sabitlendi. Deney düzeneği ayakta duruş pozisyonu simule edecek şekilde yerleştirilen femur ve pelvis modelleri yerleştirilmesinden sonra Şekil 3.18'de görüldüğü gibi deney için hazır duruma getirildi. Şekil 3.19'de ayrıca deney düzeneğinin şematik görüntüsüde görülebilir.



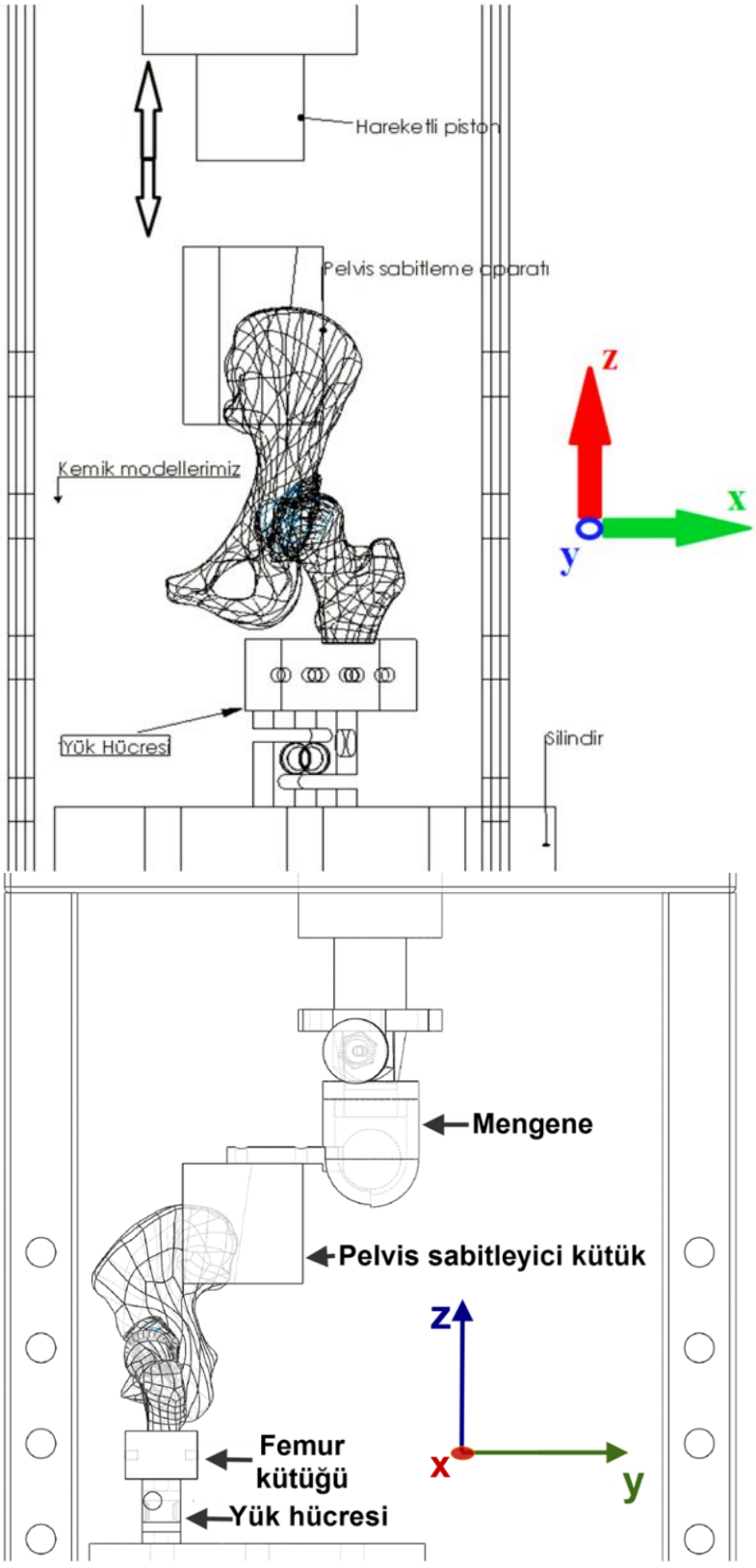
Şekil 3.18. Deney düzeneğinin genel görünümü



Şekil 3.19. Deney düzeneğinin şematik görünümü

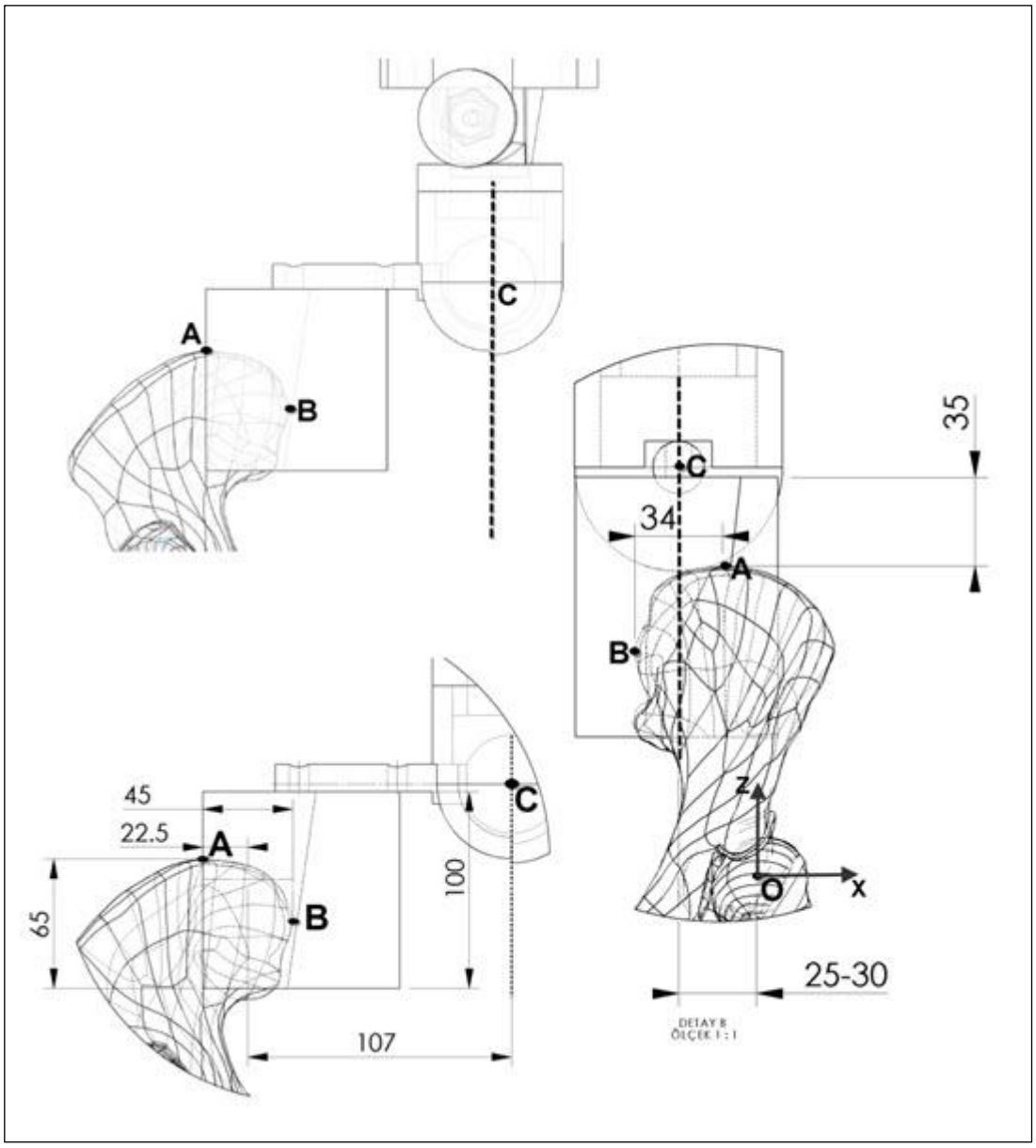
3.1.4.3. Deney düzeneği koordinat sistemi

Femur ve pelvis koordinat düzlemlerine paralel olarak deney düzeneğininde koordinat eksenleri görülmektedir. Koordinat düzlemi Şekil 3.20'de şematik deney düzeneği üzerinde görülmektedir. Düzlemler Şekil 3.14 ve 3.15'de belirlenen düzlemlere paraleldir.

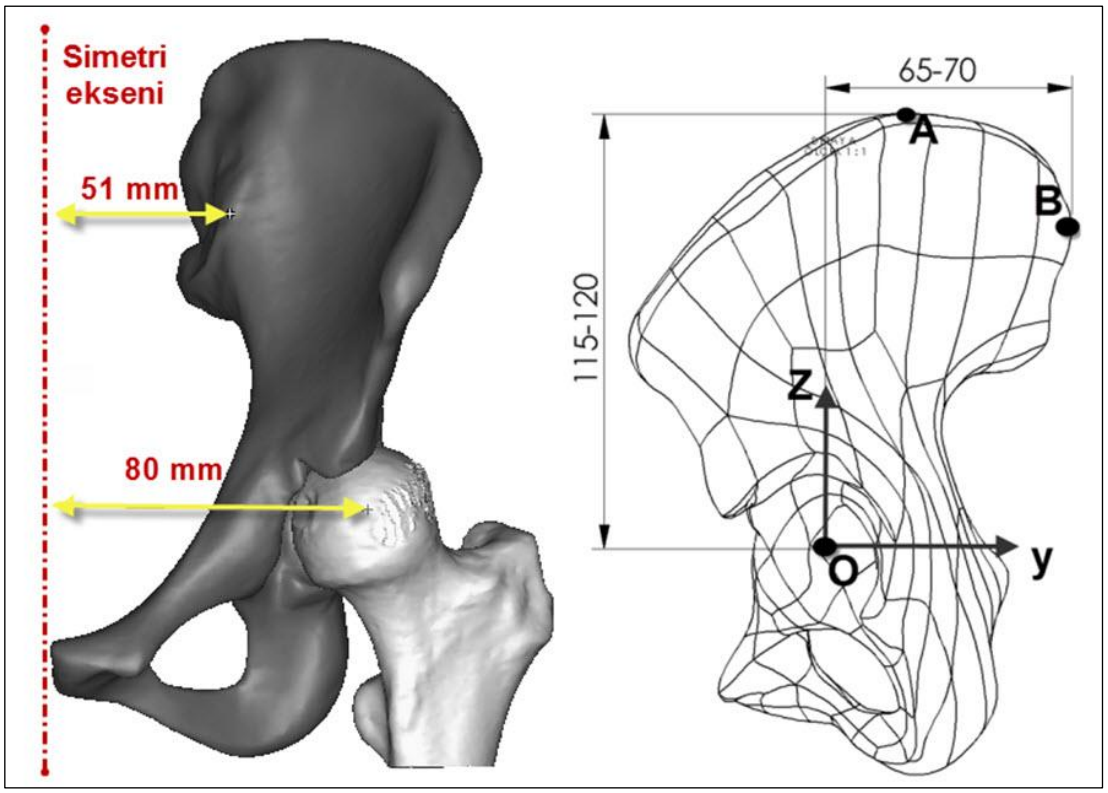


Şekil 3.20. Deney düzeneğinin önden (üst) ve yandan (alt) şematik görünümü ve koordinat sistemi

Modellerin birbirlerine ve deney düzeneğine göre mesafe ölçümleri Şekil 3.21 ve 3.22'de şematik olarak gösterilmektedir. Deney yapmak için son aşama ise ölçüm sensörümüzü basınç ölçümü alınacak femur başının üzerine yerleştirilmesidir.



Şekil 3.21. Modellerin deney düzeneğine göre ön ve yan görünüş ölçüleri

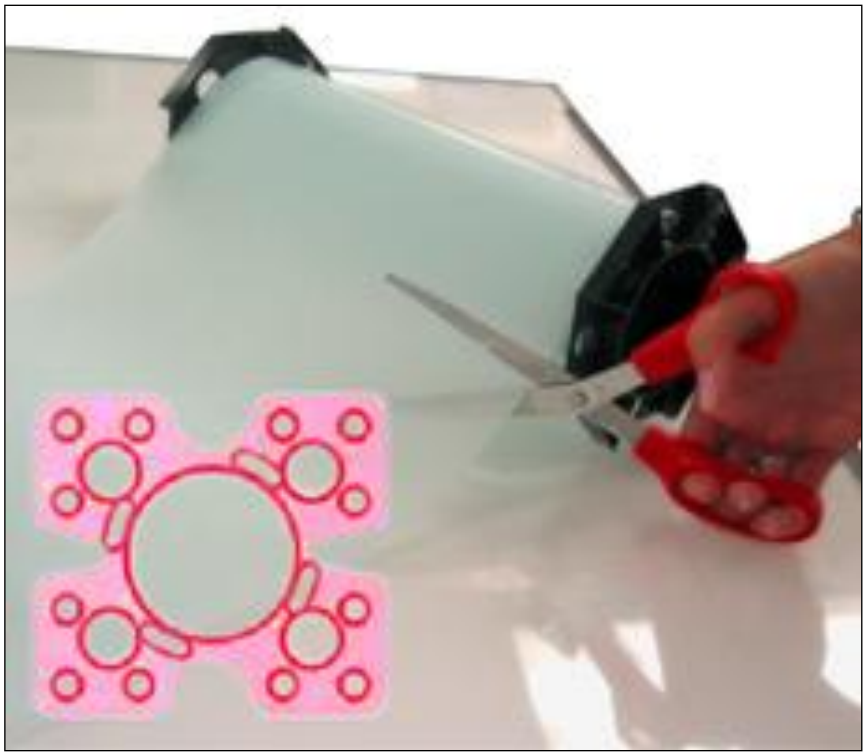


Şekil 3.22. Femur ve Pelvisin ön ve yan görünüşte mesafeler

3.1.5. Fuji film temas basınç sensörü

Fuji Film temas basınç sensörü kağıt tabanlı bir sensördür. "Prescale sensitive sensör" olarak da anılan bu sensör literatürde in vitro çalışmalarda kullanımı yaygındır. Düzgün olmayan yüzeylerde ölçüm imkânı ve istenilen boyutta kesilebilmesi sebebiyle biyomekanik uygulamalarda kullanımı çok elverişlidir. Şekil 3.23'de görülen Fuji Film prescale temas basınç sensörü A-film ve C-film olarak adlandırılan iki parçalı alt tabakaları polimer esaslı olan bir sensördür. Her film eşit büyüklükte kesilerek üst üste gelecek şekilde ölçüm yapılacak ara yüzeye yerleştirilir. A-filminin aktif olan yüzeyi renksiz sıvı barındıran mikroskopik baloncuklar (2-26 μm çaplı) içerir. Üzerine basınç uygulanan baloncuklar basıncın şiddetine göre patlayacaktır. C filminde ise pigment barındıran bir çeşit sıvı ortam mevcuttur. Bu ortam A filminden salınan sıvı ile etkileşime girerek kırmızı tonda bir renk oluşur. Bu kırmızı renginin yoğunluğu basıncın şiddetine bağlı olarak doğru orantılı bir şekilde artmaktadır. Yüksek basınçta rengin yoğunluğu artar. Bu renk yoğunluğu artış oranı üretici tarafından yayınlanan Ek 1'de yer alan katalogda görülmektedir. Yapısı karmaşık görünsede Fuji Film prescale sensörü basınç

dağılımını kırmızı tonda renk yoğunluğu olarak gösteren kâğıt tabanlı bir sensörüdür [131]. Uygulanan basınç sonrası ilk olarak beyaz kabul edilen kâğıdın kırmızı tonlarda boyanmasıyla basınç değerleri üreticinin belirttiği %10 hassasiyette belirlenir. Dört farklı ölçüm aralığına sahip film çeşidi mevcuttur. Tablo 3.3' de farklı kapasitede sensör kâğıtları belirtilmiştir.



Şekil 3.23. Temas basınç sensörü

Tablo 3.3. Fuji Film Basınç kapasiteleri [131]

Film çeşidi	Ölçüm aralığı
Aşırı Düşük (Superlow)	0,5-2,5 MPa
Düşük (Low)	2,5-10 MPa
Orta (Medium)	10-50 MPa
Yüksek (High)	50-130 MPa

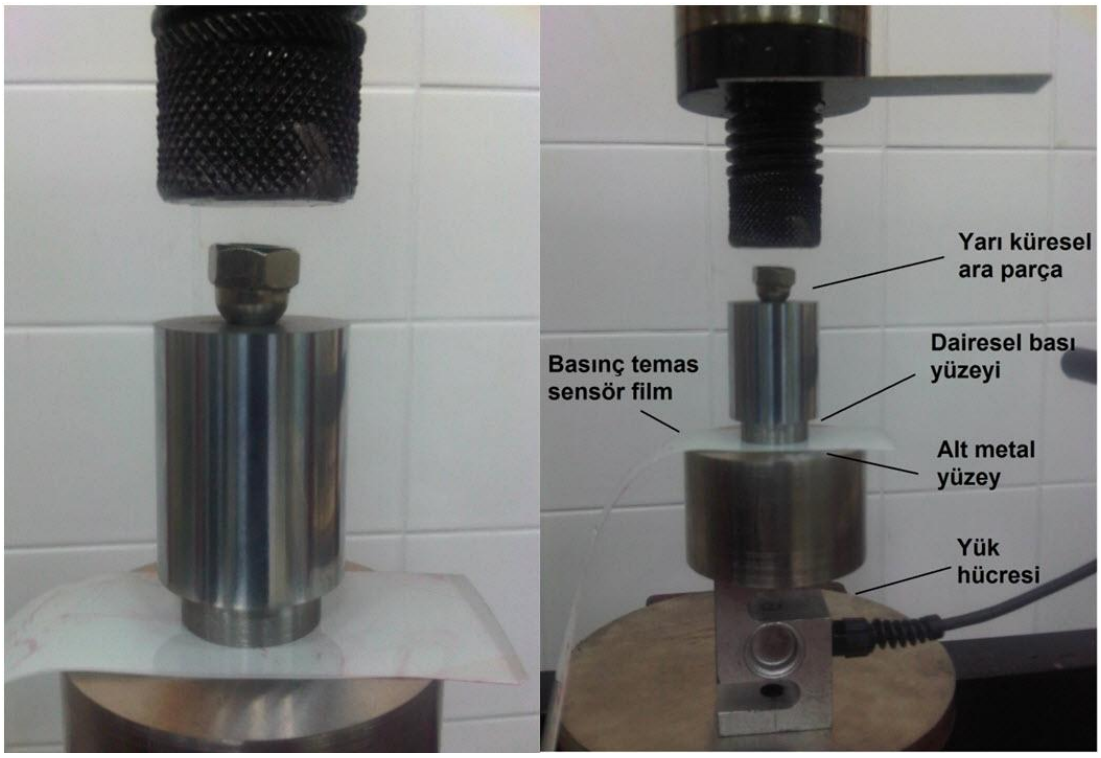
Renk yoğunluğunu 3 farklı çevresel etken etkilemektedir. Bu etkenler bağıl nem, ortam sıcaklığı ve uygulanan yük zamanıdır. Ayrıca basınç uygulamasından sonra zamana bağlı olarak renk yoğunluğu değişmektedir. Bu nedenle üretici uygulamadan sonra belirlenen sabit bir zamanda renk yoğunluğunun belirlenmesini tavsiye etmektedir. Üretici bu etkenlerin, uygulanan basınç sonrası renk yoğunluğunu farklılaştırdığını belirten kalibrasyon grafikleri yayınlamışlardır. Düşük kapasiteli (low) sensör için ilgili grafikler Ek-1 de yer almaktadır.

Basınç ölçümü için deneyde kullanılan sensörlerin renk değişimini değerlendirmek ve okumak için sayısallaştırılması gerekir. Nitel gözleme dayanan değerlendirme ölçümü olmasına rağmen kesin değeri belirlemek için birçok yöntem vardır. En yaygın olarak kullanılan yöntem Liggins ve arkadaşları rapor ettiği kalibrasyon yöntemidir [74].

3.1.5.1. Fuji film kalibrasyonu

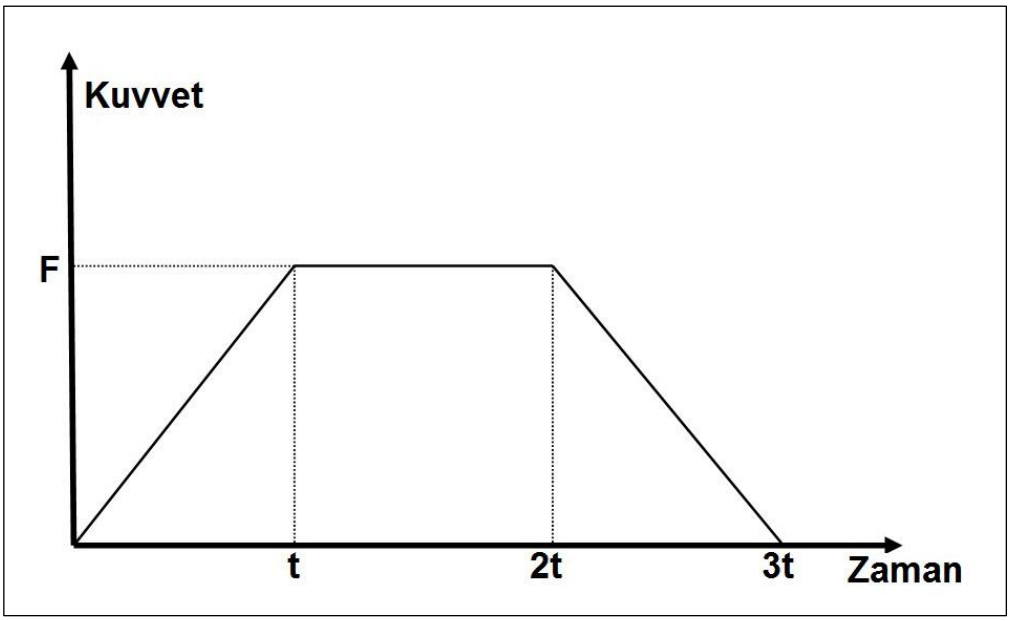
Kalibrasyon iki aşamada yapılmaktadır. İlk aşama kalibrasyon deneyinin yapılmasıdır. Deney ile elde edilen numuneler ikici aşamada resim işleme sürecine tabi tutur. Elde edilen değerlere göre kalibrasyon eğrisi oluşturularak deney ölçümleri eğriye göre hesaplanır.

Şekil 3.24'de görüldüğü gibi deney hidrolik bir basma aletinde gerçekleştirildi. İki katmanlı sensörün aktif yüzeyleri üst üste gelecek şekilde düz bir yüzeyin üstüne konuldu. Yüzeyin parlatılmış ve cilalanmış olmasına dikkat edilir. Temas edecek yüzey düzgün olmalıdır. Bu amaçla önceden bası yapan metaller önceden taşlandı ve parlatıldı. Kalibrasyon numuneleri üzerinde eşit basınç dağılımı olması için sensör üzerinde yük iletimi ve dağıtımı sağlayacak silindirik ek bir parça konuldu. Şekilde de görüldüğü gibi silindirik parça eksantrik yüklenmelerden kaçınmak için küçük bir deliğin üzerine yerleştirildi. Baskı yüzeyinin alanı göz önüne alınarak uygulacak basınç miktarınca yüzeye düşey doğrultuda kuvvet uygulanır. Farklı yüklemelerde sensör kapasitesi sınırları dahilinde bir dizi test yapıldı. 180, 270, 360, 450, 540, 630 ve 720 kgf 'lık kuvvet değerinde yüklemeler yapıldı. Her bir deney uygun dağılım elde edilinceye kadar tekrarlanarak yapıldı.

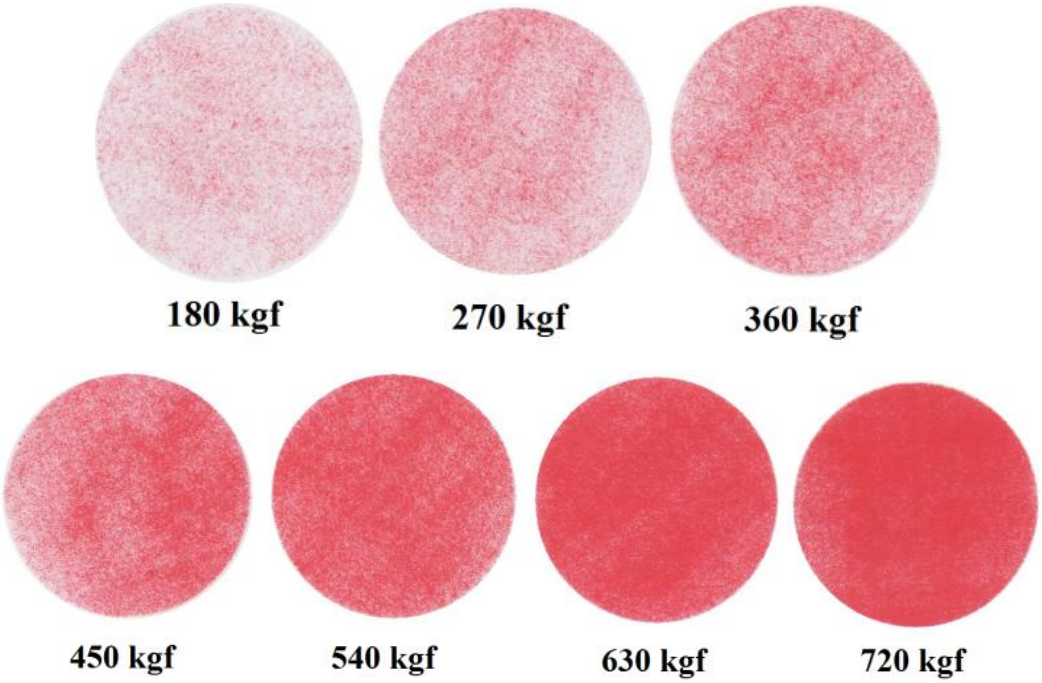


Şekil 3.24. Fuji Film kalibrasyon deneyi

Yük uygulama biçimi Şekil 3.25'de belirtilen stratejide 5 saniyelik sabit yükte yapıldı. Şekilde görüldüğü gibi sensör manuelinde belirtilen 5 sn ve 2 dk.'lık yükleme stratejileri 3 aşamalı olarak yapılır. Belirlenen bir zaman dilimi boyunca ilk aşamada istenilen kuvvet değerine ulaşılır. Daha sonra sabit kuvvette beklenir ve son olarak kuvvet değeri sıfırlanır. Literatürde belirtildiği gibi sensör manualinden farklı olarak farklı bir zaman dilimini için kalibrasyon deneyi yapılabilir. Ancak deney esnasında da bu farklı zaman dilimi süreci uygulanmalıdır. Deneyde 1 ton kapasiteli yük hücresi kullanıldı. Sensörün üzerinde metalin bası çapı 30 mm'dir. Deney sırasında sıcaklık ve nem KIMO marka HD50 model cihazla tespit edildi. Deney %42±3 Rh nem, 19±1 °C sıcaklıkta yapıldı. Kullanılan sensör "Low pressure" tipinde ve ölçme aralığı 2,5-10 MPa dır. Sonuç olarak Şekil 3.26'de görülen numuneler elde edildi ve numuneler MUSTEK marka 1248UB model tarayıcı ile 600x600 dpi çözünürlükte tarandı.



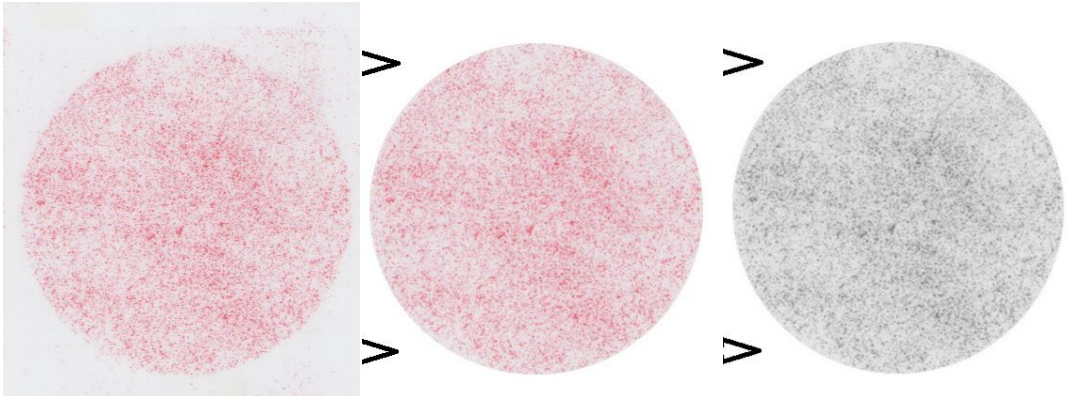
Şekil 3.25. Kalibrasyon deneyi esnasında yük uygulama



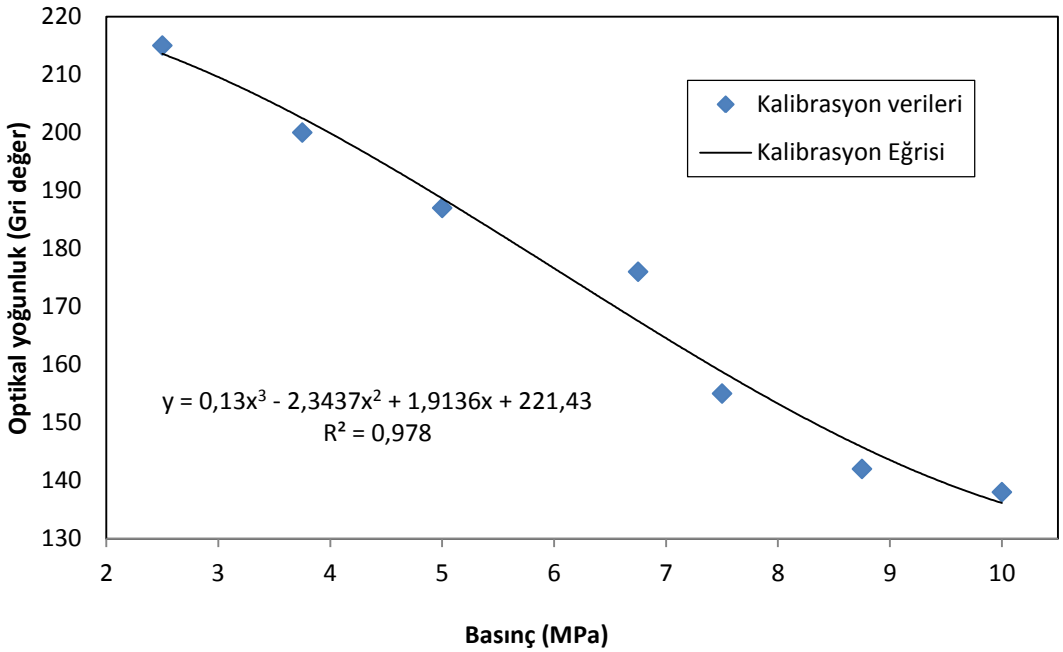
Şekil 3.26. Belirtilen yüklerde elde edilen kalibrasyon numuneleri

Kalibrasyon deneylerinden sonra ikinci aşama olan numunelerin resim işlemesi yapıldı. Şekil 3.27'de görüldüğü gibi ilk olarak resimde elde edilen artifaklar temizlendi. Daha sonra silme aracı ile temizlenen resimler MATLAB yazılımı kullanarak griölçekli formata dönüştürüldü. Gri formatlı resim eğer aksi belirtilmemişse 0 noktası siyah maksimum değer olan 255 değeri ise beyazı temsil eder. Basınç uygulanmış resimlerden gürültüyü kaldırmak için 25x25 piksellik

ortalama bir filtre ile filtrelendi. Gri ölçekli yoğunluk değeri resim dış sınırları hariç tutulup ortalama alınarak belirlendi. Ortalama optik yoğunluk belirlendi ve karşılık gelen uygulanmış basınç değerlerine göre Şekil 3.28'de görüldüğü gibi grafiğe döküldü.



Şekil 3.27. Artifakların temizlenmesi ve gri formata dönüştürülmesi



Şekil 3.28. Fuji Film temas basınç sensörü kalibrasyon eğrisi

Oluşturulan kalibrayon eğrisine göre interpolasyon tekniğinden faydalanarak ara değerler belirlenir. Deney numunelerinde bu yönteme göre basınç değerleri ve temas alanı belirlendi. Ayrıca Ek-1'de yer alan kalibrasyon eğrisine göre farklı sıcaklık ve nem değerleri için yapılan deney sonuçlarının da tahmini yapılmaktadır. Buna göre ilk olarak Ek-1 de yer alan sıcaklık-bağıl nem grafiğindeki eğrileri

hesaplamalarımızda matematiksel olarak tanımlarsak eğim denklemlerini çıkartmamız gerekecektir. Buna göre herbir çizginin eğimi aşağıda hesaplanmıştır.

H= Humidity, T= Temperature Sıcaklık değişim aralığı 0-35 °C, Nem değişim aralığı 0-100

$g_1 = H + ((90-72)/35) \times T - 90$ (3.1)

$g_2 = H + ((68-50)/35) \times T - 68$ (3.2)

$g_3 = H + ((49-32)/35) \times T - 49$ (3.3)

Buna göre program (MATLAB) içerisinde ilk olarak sıcaklık ve neme göre bir tanımlama yapılır. Buna göre hangi alan içinde kalıyorsa ona göre A, B, C ve D eğrilerinden birisi kullanılır. Eğriler ise aşağıdaki Tablo 3.4'de verilen değerlere göre çizdirilerek ara değerler belirlenir. Daha sonra program resimde görülen yoğunluğu ilk olarak gri tonlamaya, gri tonlama değerinden basınç değerine geçiş yapmaktadır. Programda sıcaklık ve nem değerleri elle girilmiştir.

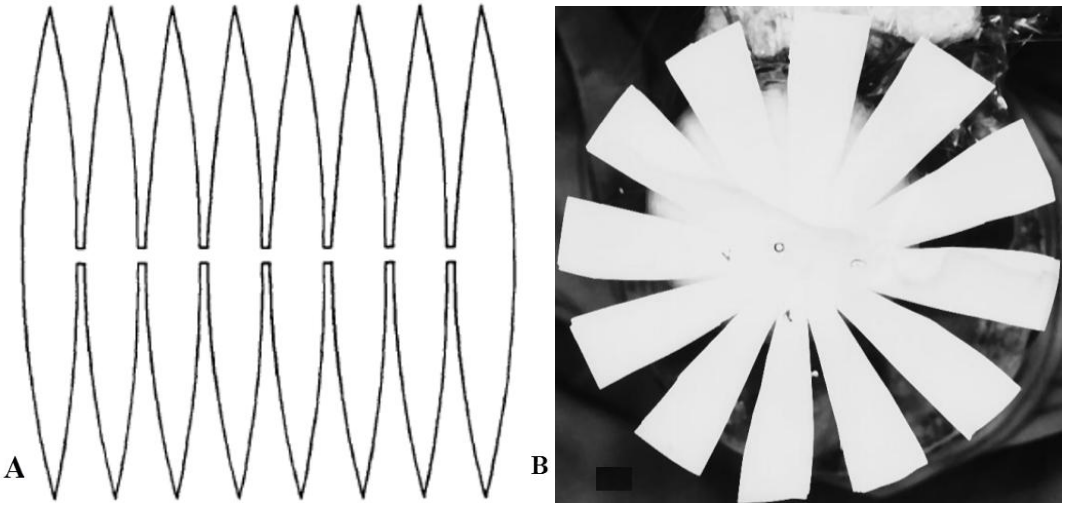
Tablo 3.4. Ek -1'de sıcaklık-nem grafiğinde görülen her bir eğri için yoğunluk değerleri

Density	A eğrisi	B eğrisi	C eğrisi	D eğrisi
0,2	-	-	-	2,4
0,25	-	-	2,5	2,75
0,3	2,25	2,5	2,75	3,15
0,345	2,5	-	-	-
0,4	2,7	3	3,4	4
0,5	3,15	3,55	4,1	4,9
0,6	3,6	4,1	4,8	5,85
0,7	4,1	4,7	5,55	7
0,8	4,55	5,3	6,4	8,35
0,9	5,05	6	7,35	10,3
1	5,6	6,8	8,6	-
1,1	6,25	7,75	10,1	-
1,2	6,9	8,8	-	-
1,3	7,7	10,2	-	-
1,4	8,65	-	-	-
1,5	9,7	-	-	-

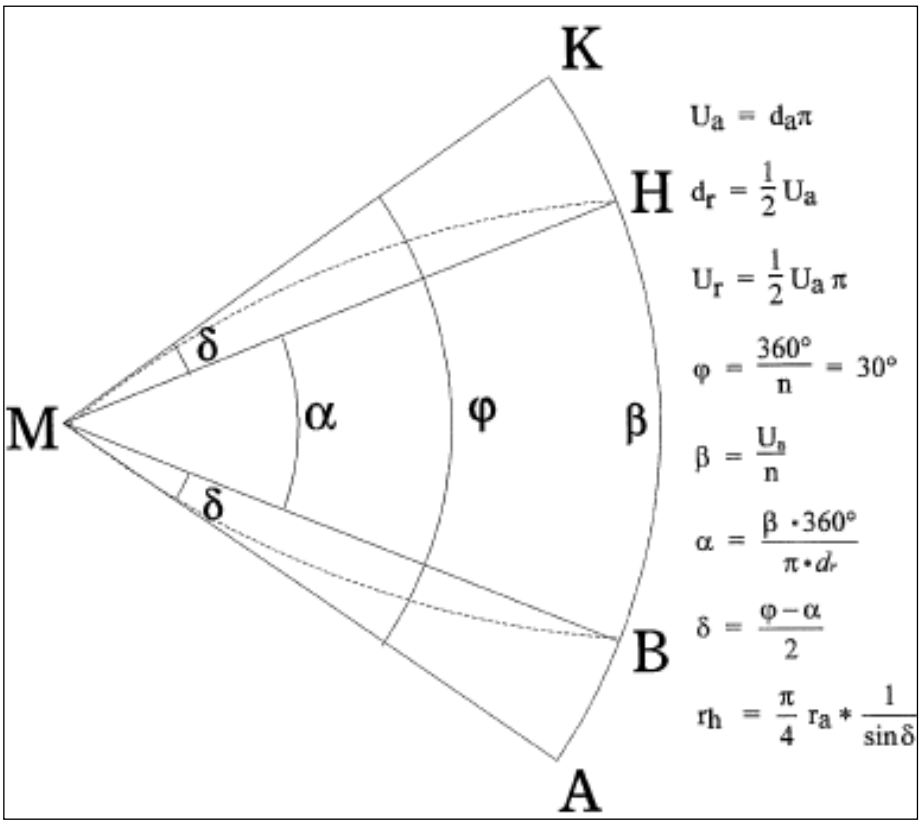
Son olarak yazılımda interpolasyon yöntemi ile belirlenen değerler bir komut vasıtasıyla renklendirme işlemine tabi tutuldu. Böylece istenilen bölgenin değeri okundu.

3.1.5.2. Femura Fuji film yerleştirilmesi

Kalça eklemi küresel olmasından dolayı kağıt tabanlı sensörü kullanılabilmesi için sensöre özel bir form verilmelidir. Literatürde kalça eklemi üzerine yapılan çalışmalarda femur başının üzerindeki sensörü 2 farklı biçimde kullanıldığı görülmektedir. Birincisi Şekil 3.29-A'da görüldüğü gibi konveks lens cam biçiminde ardışık kesimlerle bir biçim oluşturularak kullanılmıştır [5, 17, 57, 66]. Şekil 3.29-B 'de görüldüğü gibi rozet biçiminde kesi yaparak femur üzerine filmi yerleştirme biçimide literatürde yapılmaktadır [59-61, 63, 64, 67, 68]. Ayrıca rozet kesimin Şekil 3.30'da görülen parametrelerle kesim ölçüleri formüle edilmiştir. Tüm eklemi kaplaması için farklı femur çapına adapte edilebilmesi amacıyla hastalarda formül kullanılmıştır. Ayrıca bu nizam deneyde daha sonra oluşabilecek buruşma ve üst üste gelme durumundan kaçınmak amacıyla da kullanılmaktadır. Formüllerde U_a ve U_r çevre, d_a ve d_r çap olmak üzere sırasıyla asetabulum ve rozetteki çevre ve çap uzunluğunu göstermektedir. n yaprak sayısı, rh ise kesikli çizgilerle gösterilmiş dairesel parçanın yarıçapı α,β B ve H arasıda mesafe δ, φ sembolleri ise çeşitli açılardır.

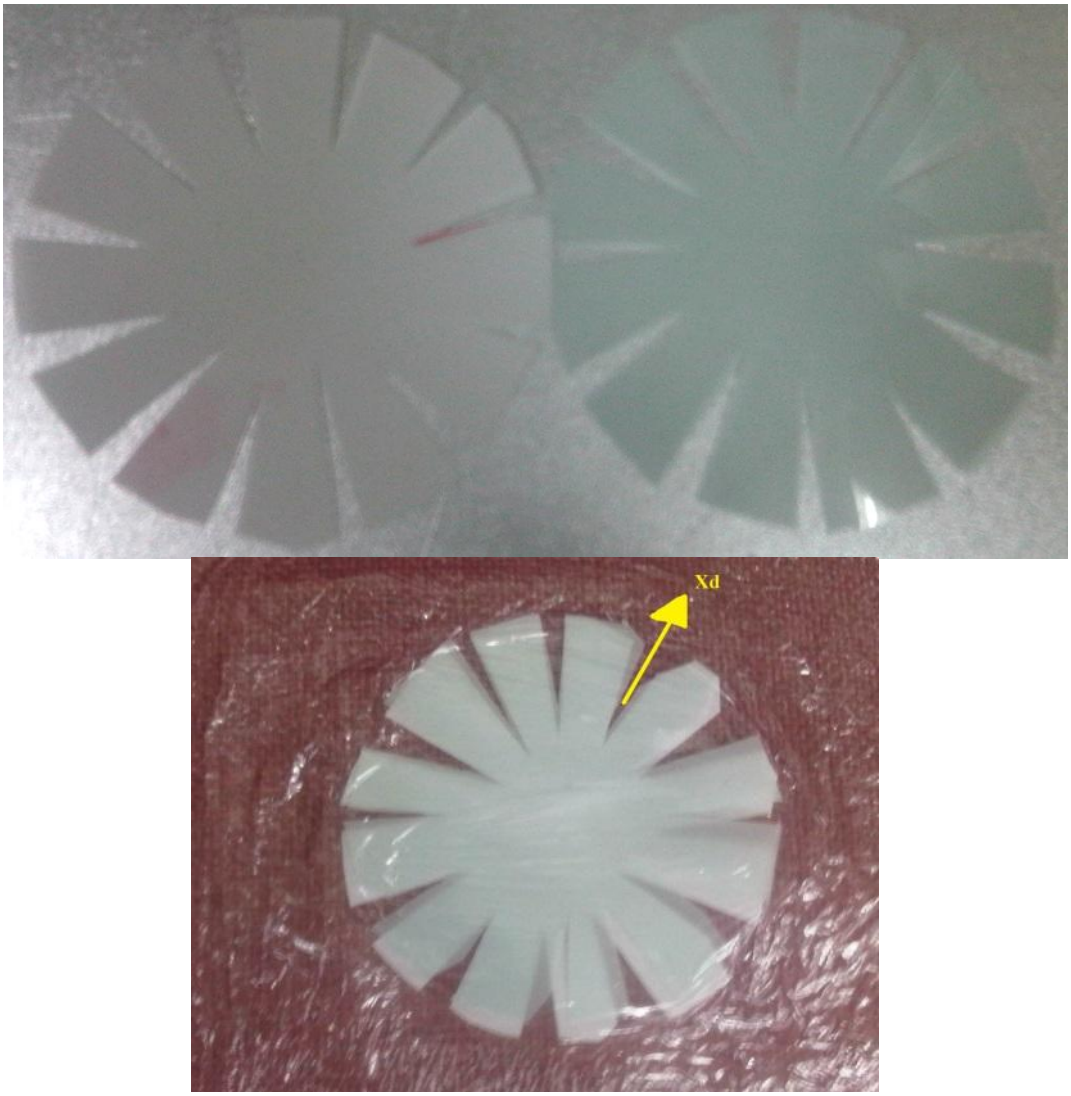


Şekil 3.29. Fuji film yerleştirme şekilleri A-[17], B-[60]



Şekil 3.30. Fuji Film sensörü bir yaprağının eğrilik yarıçapı [59]

Sensör küresel femur başına geçtiği için rozet yaprak biçiminde kesilerek kullanıldı. Şekil 3.31'de görüldüğü gibi streç film arasına 2 tabakadan oluşan ve üst üste gelecek şekilde yerleştirilen sensör femur başına lâstikle sıkıştırıldı. Yerleştirme her bir sensörün belirlenmiş aralık noktasının femurun belirlenen koordinatlarında X_d eksenine gelecek şekilde gelmesiyle yapıldı. Ayrıca sensörün orta noktası femurun orta noktasına gelecek şekilde yerleştirme yapıldı (Şekil 3.32).



Şekil 3.31. Çift tabakalı basınç temas sensörü (üst) ve üst üste yerleştirilmesi (alt)



Şekil 3.32. Sensörün femur küresine yerleştirilmesi

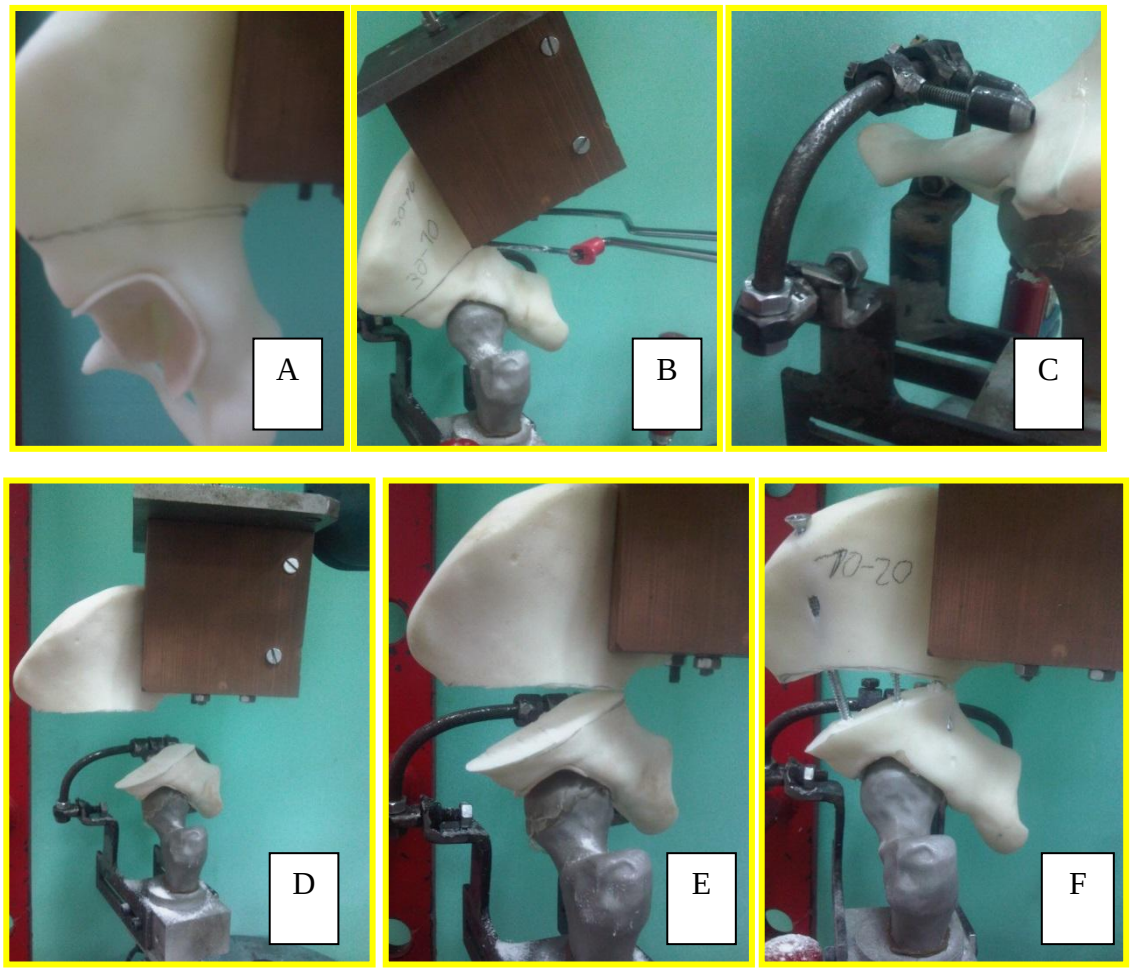
3.1.6. Modeller üzerinde pelvis osteotomi

Deney genel görünüşü Şekil 3.18'de, şematik görünümü ise Şekil 3.19'da görülmektedir. Ayakta duruş pozisyonu simule edecek şekilde yerleştirilen femur ve pelvis modellerinde deney yapıldıktan sonra pelvis osteotomi yapıldı. İki farklı osteotomi yapılan modellerimiz de ilk olarak normal duruş pozisyonunda yapılan deneyin ardından Salter pelvis osteotomisi yapıldı. Daha sonraki süreçte osteotomi karşılaştırılması amacıyla modeller üzerinde Ganz pelvis osteotomisi yapıldı. Osteotomi yapıldıktan sonra koordinat sisteminde belirtilen x ve y eksenlerine göre

döndürme yapılarak CE ve VCE açısının değiştirilmesi amaçlandı. VCE yani x ekseni etrafında ve CE yani y ekseni etrafında döndürülerek açılarına göre mengene açısı ayarlandı. Mengene açısının ayarlanması daha önce hazırlanan açı şablonu malzemelerle yapıldı. Şablon malzemeler 10° ve 15° kesilmiş ahşap malzemelerdir. Açı ayarlandıktan sonra femur anteversiyon açısında asetabuluma yerleştirildi. Deney düzeneğinde femur ve pelvis ayrı ayrı sabitlenmektedir.

3.1.6.1. Salter pelvis osteotomisi

Şekil 3.33'de görüldüğü gibi model üzerinde VCE ve CE açılarının değişmesini etkileyebilecek sadece 1 kesi yapıldı. İlk olarak Şekil 3.33-A'da görüldüğü gibi pelvis osteotomi yapılacak hat model üzerinde çizildi. Daha sonra Şekil 3.33-B'de yukarıda bahsedildiği gibi CE ve VCE açılarının değiştiren pelvis modelinde döndürme yapıldı. Modellerde açıyı bozmayacak şekilde hareket etmemesi için pelvis sabitleme aparatı ile alt parça sıkıştırıldı (Şekil 3.33-C). Belirlenen hat üzerinden kesim yapıldı (Şekil 3.33-D). Üst pelvis parçası ilk pozisyonuna getirildi. Kesilen parçaların arka taraftaki uç noktaları birbirlerine temas ettirildi (Şekil 3.33-E). Daha sonra 3 vida ile iki parça birbirine tespit ettirildi (Şekil 3.33-F). Böylece modeller üzerinde Salter osteotomisi simule edildi. Şekil 3.33'de Salter osteotomisi aşamaları görülmektedir.

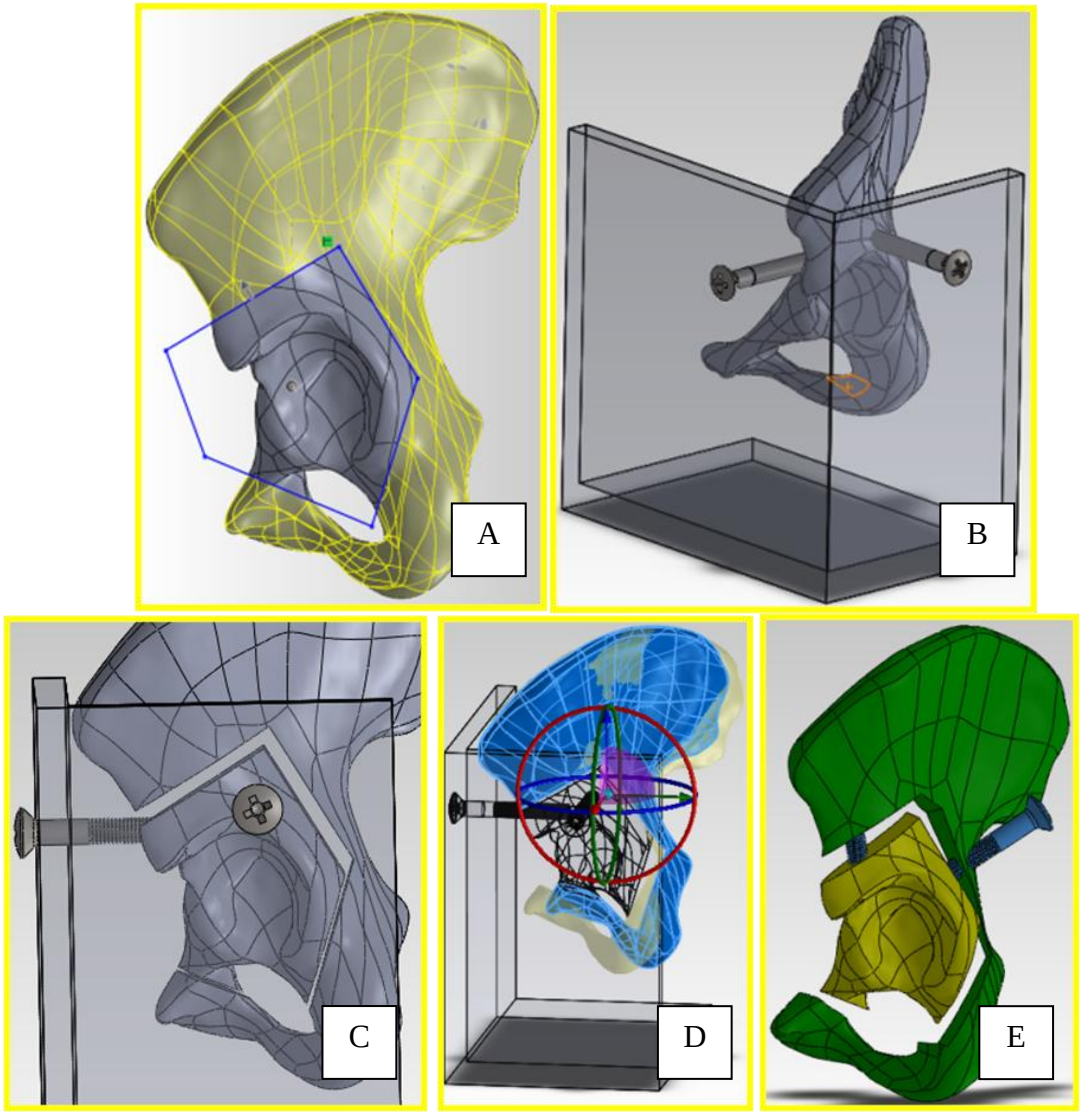


Şekil 3.33. Modellerin yerleştirilmesi ve Salter pelvis osteotomi yapılması

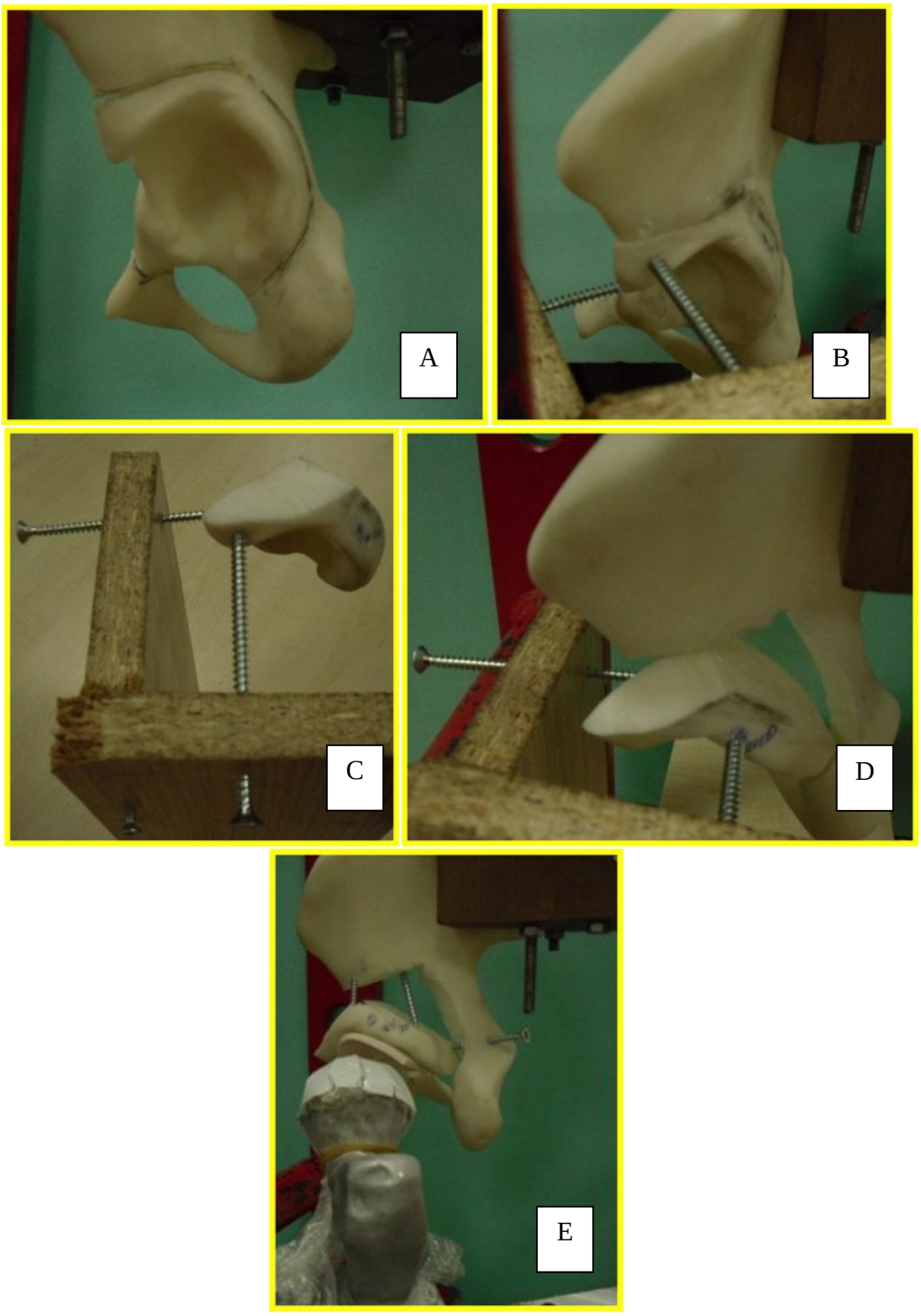
3.1.6.2. Ganz pelvis osteotomisi

Bu çalışmada modellere ganz osteotomisi yapılarak gerçeğe uygun ameliyat kesileri gerçekleştirildi. Modeller üzerinde doğru bir şekilde gerçeğe uygun Ganz osteotomisini gerçekleştirmek amacıyla uygun deney düzeneği kuruldu. Şekil 3.34 ve Şekil 3.35'de Ganz osteotomisinin aşamaları görülmektedir. Ganz osteotomisinin modeller üzerinde sırasıyla şematik ve deneyin resmedildiği aşamaların ilki yani Şekil 3.34-A ve Şekil 3.35-A'da görüldüğü gibi kesi çizgilerinin çizilmesidir. Pelvis, Şekil 3.34-B ve Şekil 3.35-B' de görüldüğü gibi sabitleme aparatına sabitlenerek L biçimindeki ahşap malzemeye asetabulum çevresinden ahşap malzemenin her iki yanından vida ile sabitlendi. Böylece tahta düzeneğe kesi yapılan asetabulum kısmı sabitlendi. Bu sabitlemenin ardından Şekil 3.34-C ve Şekil 3.35-C' de görüldüğü gibi küçük el testeresiyle kesi yerlerinden kesim yapıldı. ve pelvisten ayrıldı. Tahta

düzenek yerinden çekilerek pelvis arkaya ve yana doğru istenilen açıda döndürüldü (Şekil 3.34-D ve Şekil 3.35-D). Tahta düzenek zemine tekrar yerleştirildi. İki parça arasında vida ile sabitleme yapılarak tahta düzenek çıkartıldı ve pelvis eski konumuna getirilerek deney için hazır hale getirildi (Şekil 3.34-E ve Şekil 3.35-E).



Şekil 3.34. Ganz osteotomisi operasyon animasyonu



Şekil 3.35. Ganz osteotomi yapılışı

3.1.7. Deneyin yapılması

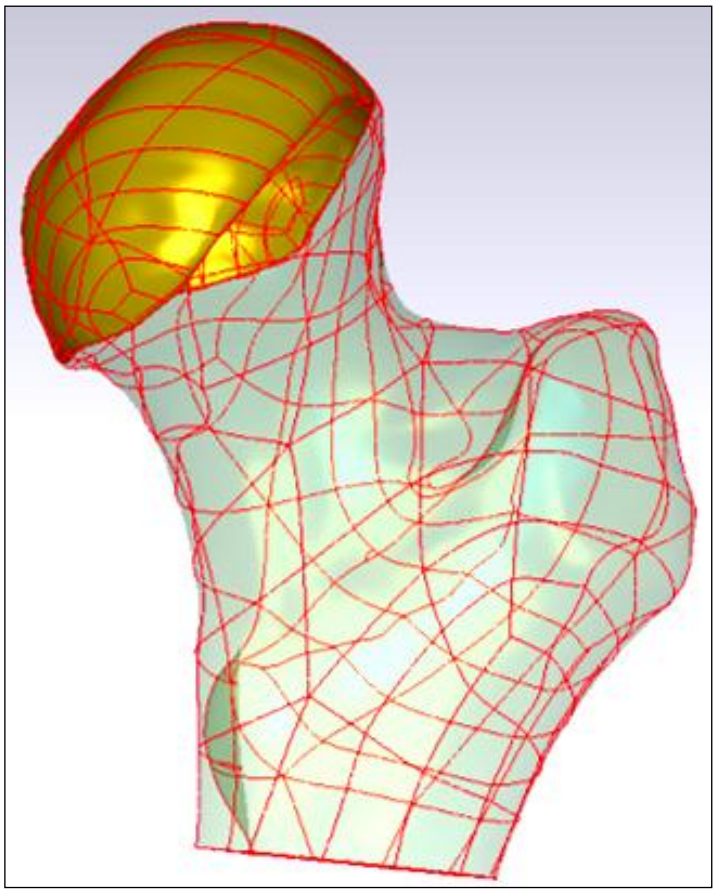
Deneye, kemik modellerinin ve basınç sensörünün yerleştirilmesi ve düzeneğin hazırlanması ile başlandı. Yük hücresi indikatör sıfırlandı ve hidrolik piston ile yükleme yapılmaya başlandı. Yükleme piston pompa kolu ile manuel olarak yapılır. 80 kgf ulaşıldığı zaman yükleme durduruldu. Kuvvet uygulama stratejisi Şekil 3.25'de belirtilen biçimde yapıldı. Bu kuvvet zaman aralığı 5 sn olarak belirlendi. Uygulama basma kuvveti manuel yapıldığından 80±2 kgf yük uygulanarak femur basınç ölçümleri yapıldı. Normal ve Salter osteotomi deneyleri 18±1 °C sıcaklıkta Rh %40±5 bağıl nem ortamında yapıldı. Ganz osteotomisi ise 28 C°'de ve % Rh 66,5±1,5 bağıl nem ortamında yapıldı. Çıkartılan sensör MUSTEK marka 1248UB model tarayıcı ile 600x600 çözünürlükte tarandı.

3.2. Sonlu Elemanlar Çalışması

Bölüm 3.1.1'de GKD'li hastanın bilgisayarlı modeli oluşturulması anlatılmıştı. Bu aşamadan sonra modellerin gerçeği yansıtması amacıyla kıkırdak oluşturuldu.

3.2.1. Kıkırdak katı modelinin oluşturulması

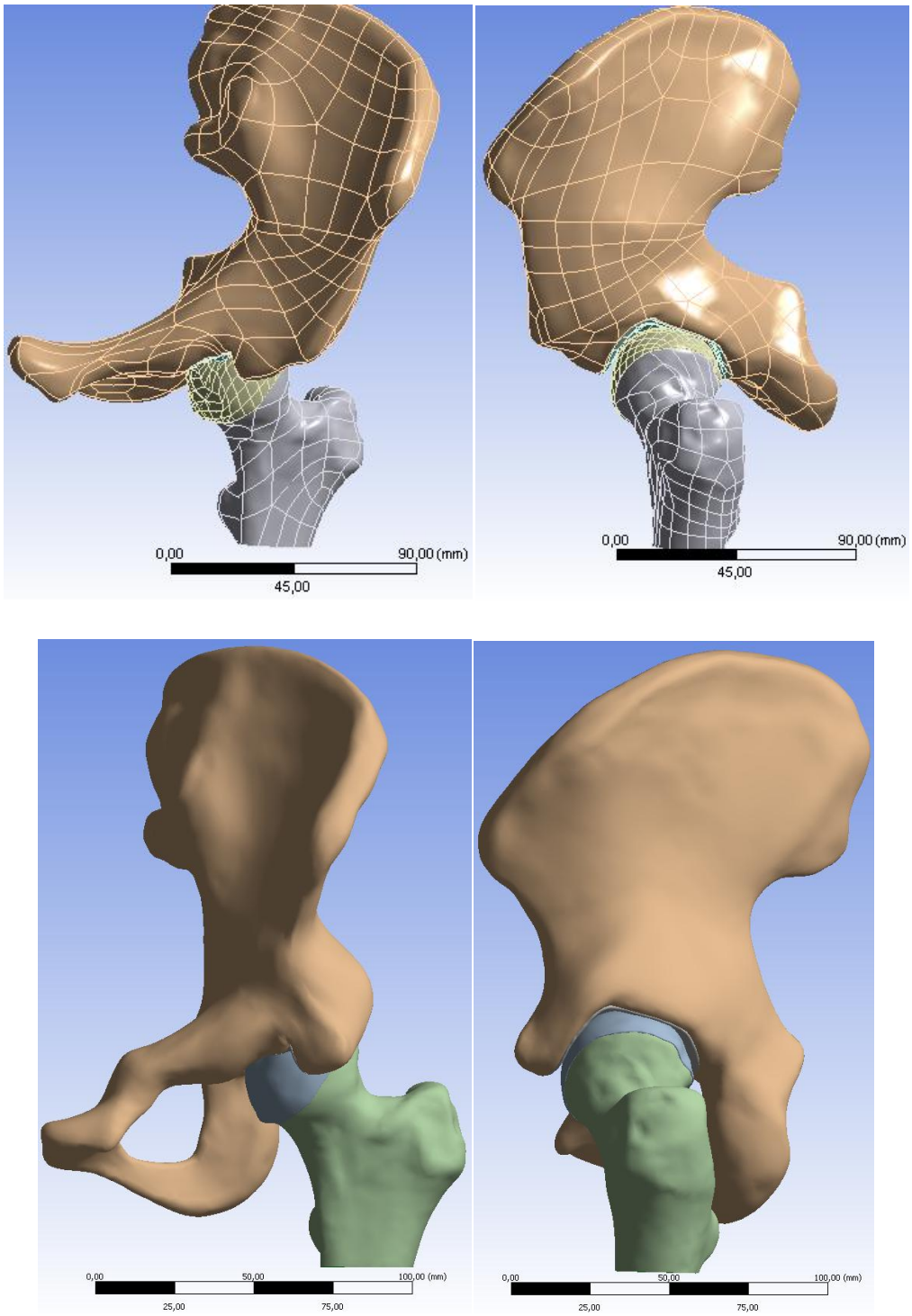
Şekil 3.36'de görüldüğü gibi GEOMAGIC Studio yazılımı ile femur başının üst yüzeyi ötelenerek femur başı kıkırdağı oluşturuldu. Asetabulum kıkırdağıda yine aynı yöntemle oluşturuldu. Literatür de yer alan bilgiler doğrultusunda femur ve asetabulum kıkırdak kalınlığı 1,5 mm olarak yapıldı.



Şekil 3.36. Femur başı kıkırdak modeli

3.2.2. Sanal osteotomilerin yapılması

Modeller üzerinde deneysel modellerdeki gibi Şekil 3.37'de görüldüğü gibi sanal pelvis osteotomileri yapıldı. Salter ve Ganz Osteotomileri yapılarak istenilen açıda düzeltme sağlandı. Osteotomi GEOMAGIC Studio yazılımıyla gerçekleştirildi. Yazılımda düzlemsel kesilerden sonra osteotomi boşlukları gerçek hasta modelinde olduğu gibi düzenlenerek katı model olarak oluşturuldu. Daha sonra oluşturulan bilgisayar modelleri ile sonlu elemanlar modeli oluşturma aşamasına geçildi.

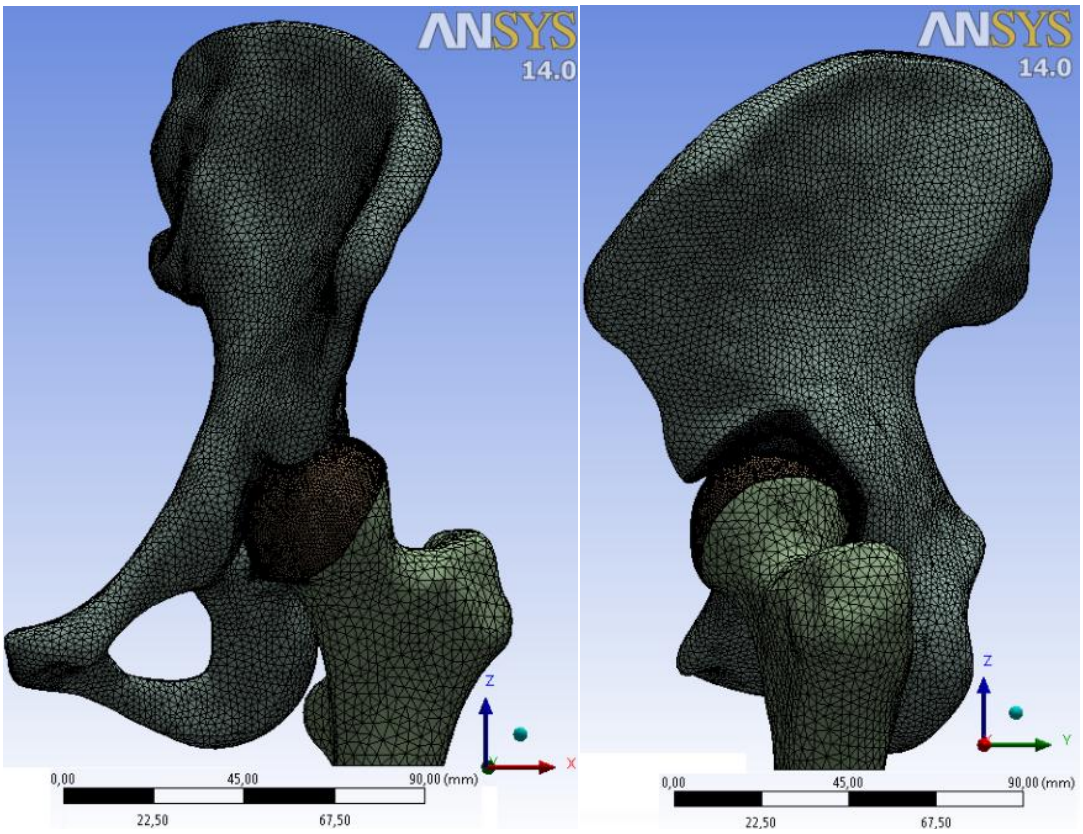


Şekil 3.37. Salter (üst) ve Ganz (alt) pelvis osteotomisi sanal modelleri

3.2.3. Sonlu elemanlar modeli

ANSYS Workbench (version 14.0) yazılımı kullanılarak Şekil 3.38'de görüldüğü gibi ağ oluşturuldu. Ağ yapıda oluşturulan tüm elemanlar tetrahedral elementlerden oluşmaktadır. Kıkırdaklar için ağ yapı boyutu 1 mm verildi. Modeldeki tüm eleman

sayısı 349136, nod sayısı ise 72442'dir. Eleman çeşidi olarak solid 185 ve solid 285 kullanıldı.



Şekil 3.38. Displazik kalça ekleminin sonlu elemanlar modeli

3.2.4. Malzeme modelleri

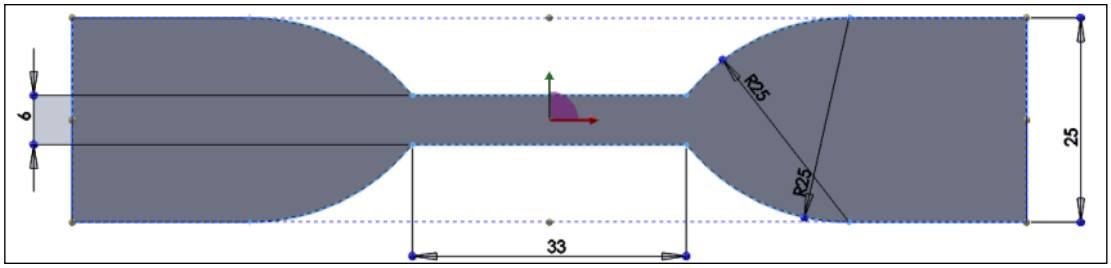
Deney malzeme değerleri simulasyon çalışması için gereklidir. SMOOTH-ON firması kataloglarında yer alan Task-9 adlı malzemeden pelvis modeli imal edildi. Task-9 malzemesi ürethan türevli döküm resinidir. Malzemeye ait özellikler aşağıda Tablo 3.5'de gösterilmektedir. Femur malzemesi olarak kullanılan Al-5083 malzeme değerleri de tabloda yer almaktadır.

Tablo 3.5. Task-9 ve Al-5083 Alüminyum alaşım malzeme değerleri

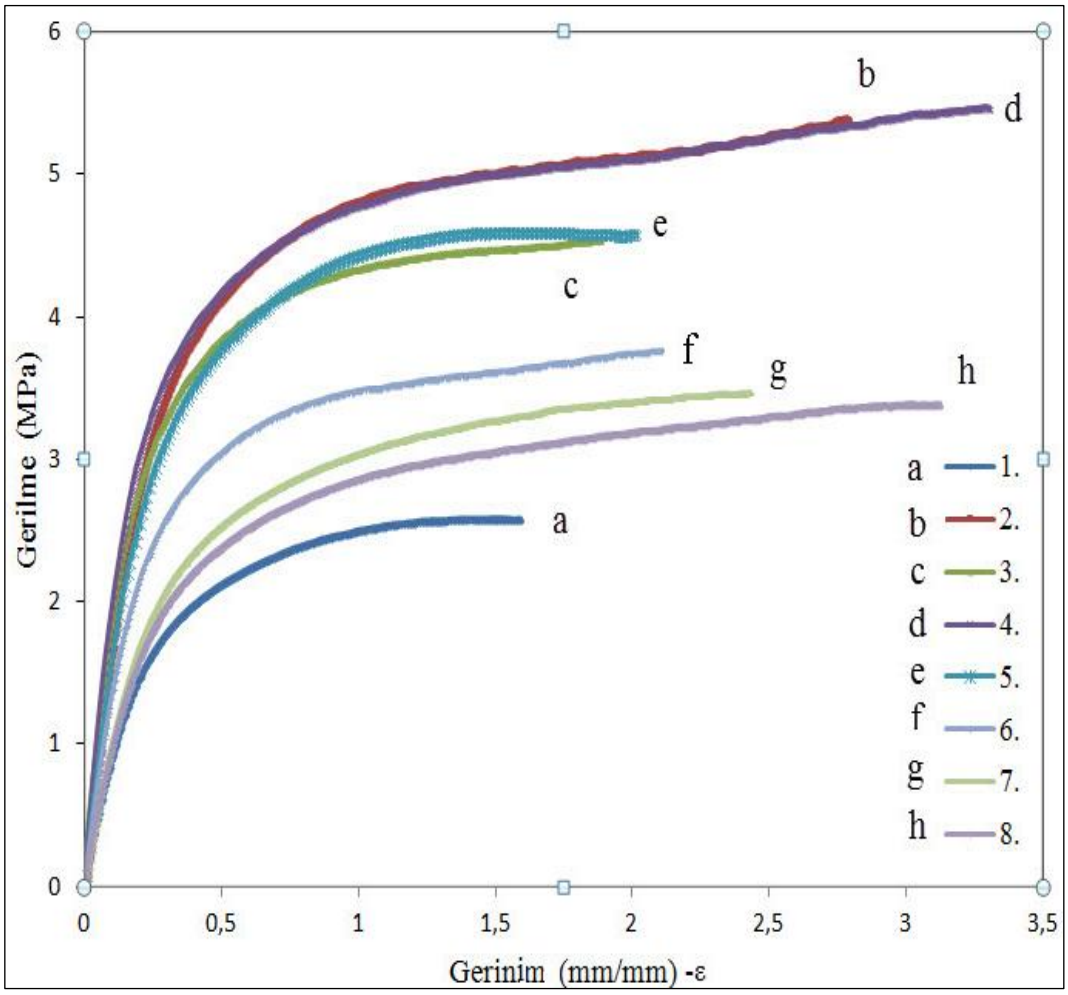
	Sertlik	Kopma Mukavemeti	Uzama	Elastisite Modülü	Poisson's Oranı
TASK 9	85 (Shore D)	7800 (psi)	6 (%)	370 (ksi)	0,35
Al-5083	75 (Vickers, HV)	300 (MPa)	23 (%)	72 (GPa)	0,33

Pelvis kıkırdak için kullanılan vulkanize kalıp silikonu ve femur kıkırdak için kullanılan silikon mum için ASTM D 412 standartlarına göre çekme deneyi yapıldı.

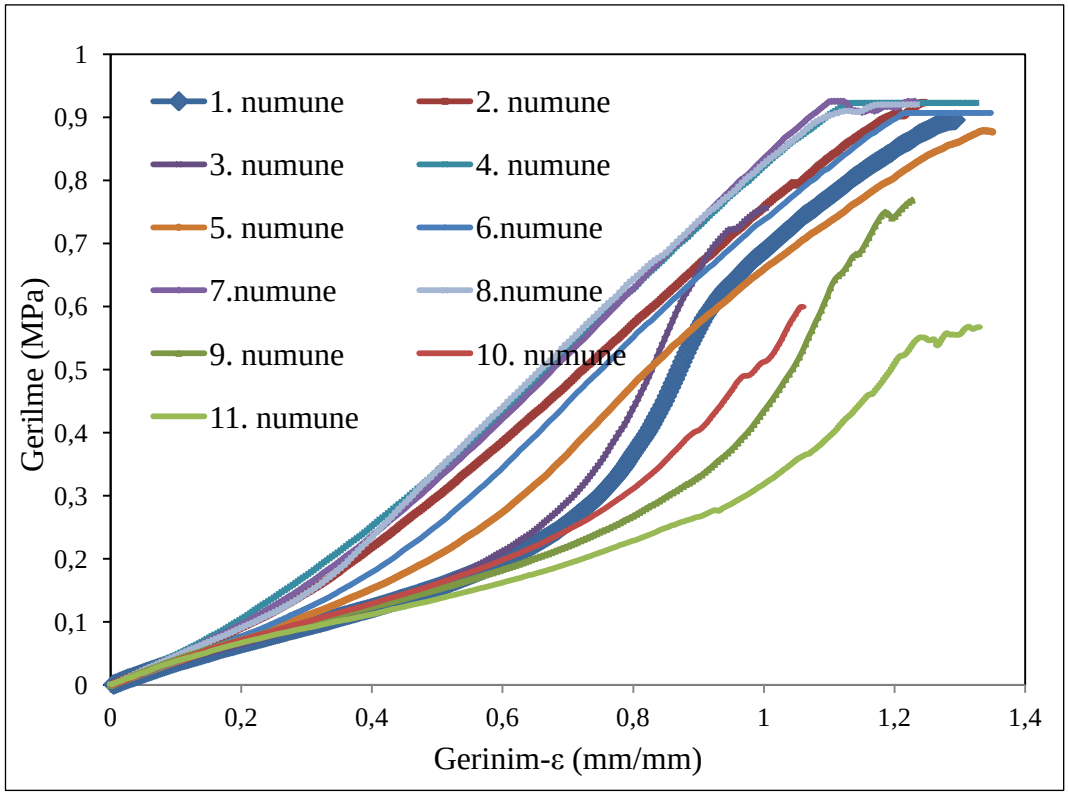
Çekme numunesi için standartta yer alan Şekil 3.39'da ölçüleri gösterilen C kalıbı kullanıldı. Çekme deneyi sonucunda Şekil 3.40 ve 3.41'deki grafikler elde edildi.



Şekil 3.39. ASTM D 412 C kalıbı



Şekil 3.40. Silikon mum tek taraflı çekme deney verileri



Şekil 3.41. Kalıp silikon tek taraflı çekme deney verileri

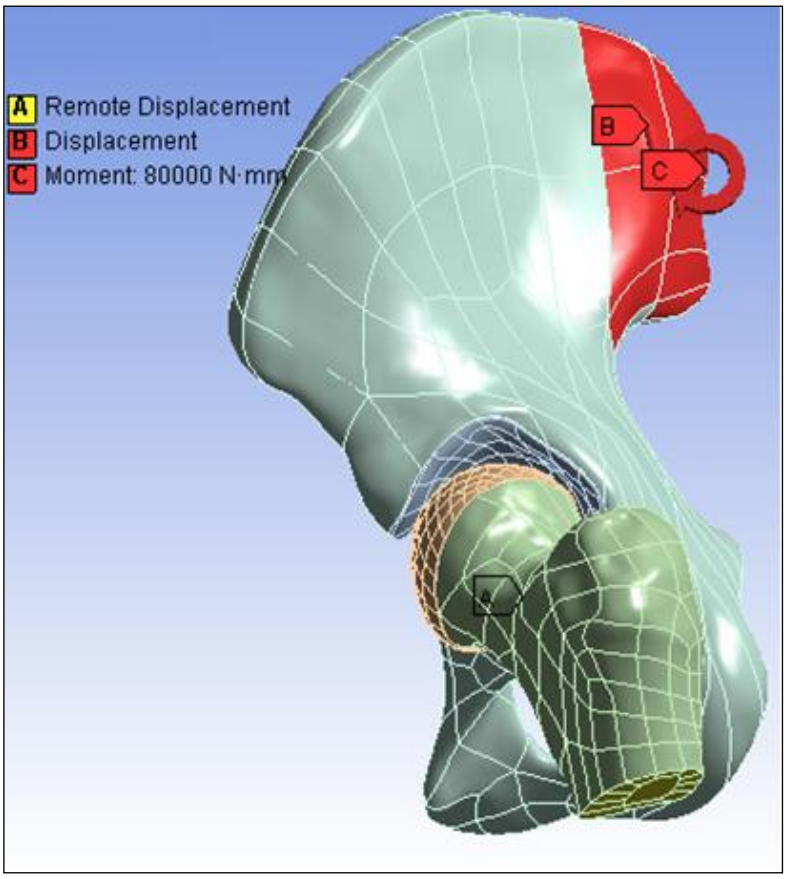
Deney malzemesi olarak kullanılan yukarıdaki malzemelerin haricinde analizlerin yapılması için literatürde yer alan kemik ve kıkırdak değerleri de kullanıldı. Russell ve arkadaşları çalışmalarında kıkırdak ve kemiği lineer izotropik malzeme olarak kabul ederek elastisite modülünü 12 MPa poisson oranını ise 0,42 almışlardır [92]. Chengini ve arkadaşları kıkırdak malzemeyi aynı şekilde izotropik ve lineer elastik tanımlayıp elastisite modulünü 12 MPa poisson oranını ise 0,45 almışlardır [130]. Yoshida ve arkadaşları ayrık elemanlar yöntemini kullandığı çalışmasında kıkırdak malzeme için elastisite modülü 11,85 MPa poisson oranını 0,45 almışlardır [88]. Iliescu ve arkadaşları kullandığı yapay kıkırdağın mazlemesi 12 MPa elastisite modulü ve 0,49 poisson oranı özelliğine sahipti [124]. Anderson ve arkadaşları çalışmalarında farklı bir kaynaktan yararlanarak kıkırdak malzemeyi kayma Modülü 13,6 MPa neo-Hookean hiperelastik malzeme tanımlamışlardır [99]. Bachtar ve arkadaşları aynı çalışmayı kaynak göstererek elastisite modülünü 25 MPa olarak almışlardır [94]. Pawaskar ve arkadaşları neo-Hookean hiperelastic malzeme tanımlayarak elastik modulü 1,072 MPa poisson oranı ise 0,011 almıştır [68]. Ferguson ve arkadaşları kıkırdağı isotropic poroelastik malzeme olarak tanımlayıp elastisite modülünü 0,467 MPa poisson oranını ise 0,167 olarak almışlardır [91]. Wei

ve arkadaşları femur ve asetabulum kıkırdağı için 15 MPa elastisite modulü 0,45 poisson oranı tanımlamışlardır [97]. Anderson ve arkadaşları diğer çalışmasında kıkırdak malzeme değerini neo-Hookean hiperelastik malzeme tanımlayarak kayma modülünü 6,8 MPa olarak kullanmışlardır [64].

Kemik malzeme birçok yayında kortikal ve süngerimsi olarak ayrılmasına rağmen çalışmamızda bütün olarak alındı. Kortikal kemik malzeme değerleri kullanılarak elastisite modülü 17000 MPa poisson oranı ise 0,3 olarak alındı.

3.2.5. Sınır şartları

Malzeme tanımlamasından sonra kemikler arasında temas tanımlamaları girildi. Kıkırdaklar arası sürtünmesiz kontak, kıkırdak ve kemik doku arası yapışkan (bonded) kontak tanımlanmıştır. Kıkırdaklar arası "stiffness factor" manuel olarak 10 değeri girildi. Şekil 3.42'de görüldüğü gibi femur altından sadece y ekseni yönünde hareket serbestliği tanımlandı. Pelvis deneyde sorguçtan sabitleme sağlamasından dolayı moment ve deplasman hareketi şekilde görüldüğü gibi arka kısımdan tanımlanmıştır. Deplasman sadece düşey eksende verildi ve diğer eksenlerde hareket sınırlandırıldı. Moment ise sadece x eksenine döndürme sağlayacak biçimde M_x olarak tanımlandı. Moment değeri Şekil 3.21 ve 3.22'deki ölçümler dikkate alınarak 80000 N.mm verildi.



Şekil 3.42. Sınır şartları

3.2.6. Statik analiz

Analiz sınır şartlarının uygulanmasının ardından 80000 Nmm'lik moment ile birlikte çoklu adımlı deplasman verilerek yapılmıştır. Deplasman miktarı modelden modele değişmekte olduğundan femur sabitleme noktasından reaksiyon kuvveti ölçüldü. Ölçülen kuvvet 800 N olacak şekilde deplasman uygulandı. Analizler non-lineer olarak yapıldı. Analizler karşılaştırma amaçlı birçok deney malzemesi kullanılarak tekrar edildi. Kullanılan deney malzeme özelliklerinin yanında in-vivo malzeme özelliklerini yansıtan iki farklı kıkırdak malzeme analizlerde kullanıldı. Bunlardan birincisi E=12 Mpa υ=0,45 özelliklerine sahip izotropik kabul edilen malzeme, diğeri de kayma modulü 13,6 MPa tanımlanmış Neo-Hookean hiperelastik malzemedir. Ayrıca deneyi simüle etmek için kıkırdak deney malzeme özelliği çekme deneyi verileri kullanılarak tanımlandı. Şekil 3.40 ve 3.41'de kalın çizgiyle gösterilen ortalama değere sahip sırasıyla 5 (e) ve 1 nolu numunelerin deney verileri değerlendirilerek kullanıldı. Bu deney verileri ANSYS Workbench yazılımında uygun hiperelastik malzeme eğrisi seçildikten sonra eğri sabitleme özelliği

kullanılarak katsayılar belirlendi. Tablo 3.6'da görüldüğü gibi deney verisine uygun pelvis kıkırdağı için 3 parametreli Mooney-Rivlin, femur kıkırdağı için 1 parametreli Ogden hiperelastik malzeme modelleri seçilerek katsayılar tablodaki gibi tanımlandı. Bu tablo ANSYS Workbench malzeme seçimi sırasında oluşturuldu. Deney sonucuna en uygun Şekil 3.40 ve 3.41'de gösterilen ortalam eğrinin yazılıma deney verisi olarak yükletilip sırasıyla grafiksel olarak yakın görünen lineer olmayan malzeme seçimi yapıldı. Aşağıdaki tabloda görünen malzeme parametrelerinin katsayıları seçim belirlendikten sonra yazılıma hesaplatıldı.

Tablo 3.6. Pelvis ve femur kıkırdakları için hiperelastik malzeme tanımlaması

3 Parametreli Mooney-Rivlin	Pelvis kıkırdağı	1 Parametreli Ogden	Femur kıkırdağı
C10	-1,8212 (MPa)	MU1	72449 (MPa)
C01	3,1667 (MPa)	A1	0,00012232
C11	1,5724 (MPa)	D1	0
D1	0	-	-

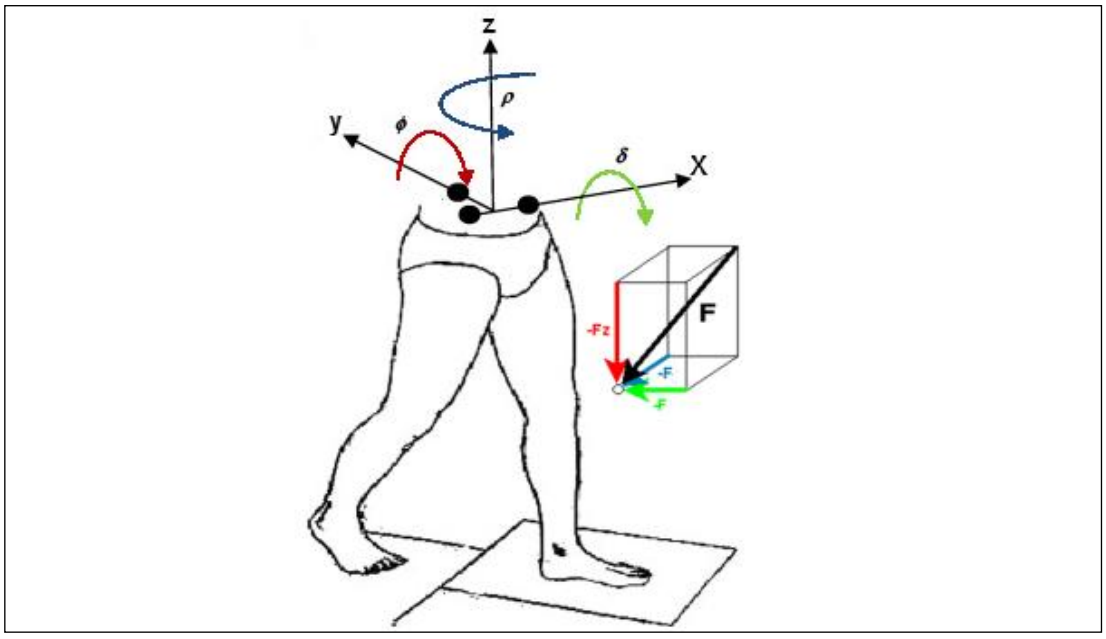
Yüzey temas basınçları Russell ve arkadaşları [61] çalışmalarında belirtildiği gibi aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı. Karekökün karesi alınarak değerlerin pozitif olması sağlandı;

$$P=\sqrt{\left(\frac{\sigma_X+\sigma_Y+\sigma_Z}{3}\right)^2} \tag{3.4}$$

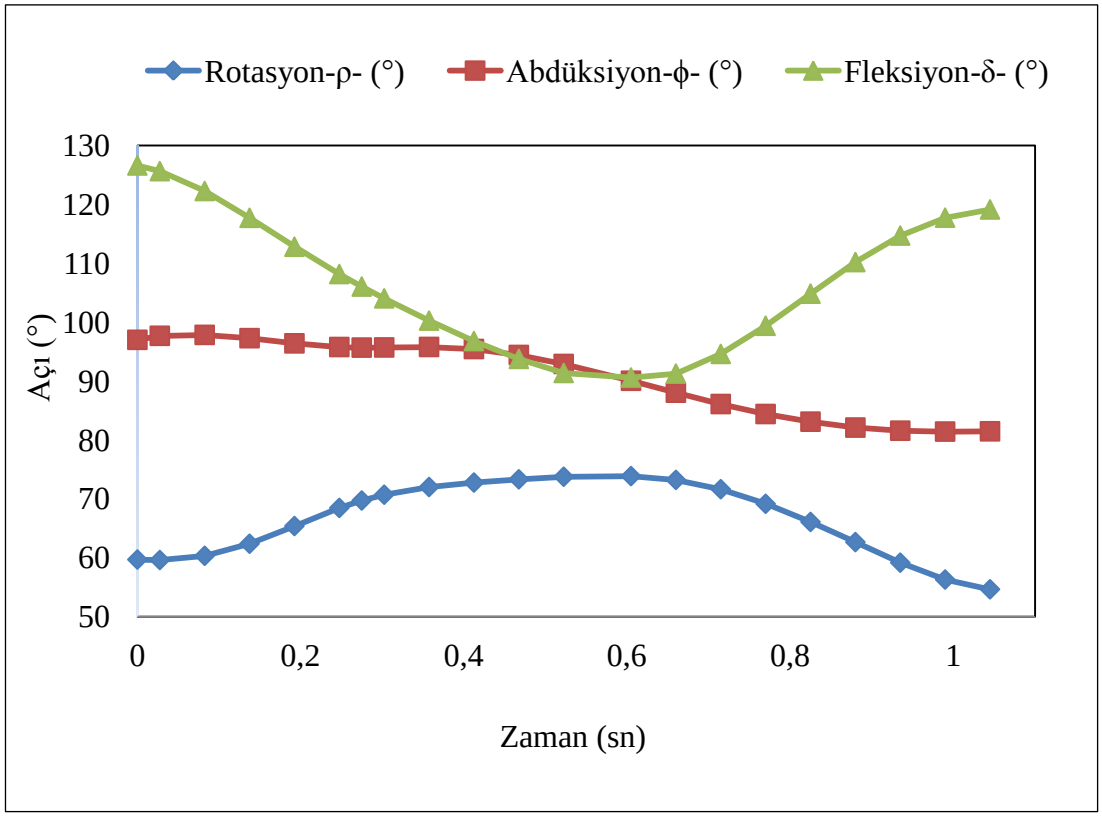
3.2.7. Yürüme analizi

Çalışmamızda statik analiz ile birlikte BT görüntüleri çekilen GKD'li hastanın yürüme simülasyonu yapıldı. Normal ayakta duruş pozisyonunda kabul edilen modellerde Şekil 3.43'de görüldüğü gibi ilk olarak öne (ϕ), yana (δ) ve eksenel dönme (ρ) açıları tanımlandı. Bu açıların yürüme anındaki değerleri Şekil 3.44'de verilmiştir. Yürüme esnasında Bergmann ve arkadaşları tarafından sunulan kalça ekleminde oluşan kuvvet değerleri ise Şekil 3.45'de görülmektedir [7]. Şekil 3.44 ve 3.45'de görüldüğü gibi bir adımlık harekette (yaklaşık 1 sn boyunca) pelvis sabit olarak femurun değişimi 21 data verisinde incelendi. Yürüme esnasında belirli zaman aralıklarında statik durumu temsil eden zamanlar Şekil 3.44'de görülmektedir. Statik analizden farklı olarak şekilde görüldüğü gibi sabitleme pelvisten yapıldı. Etkiyen reaksiyon kuvveti Şekil 3.46'de koordinat sistemine göre femurun altından

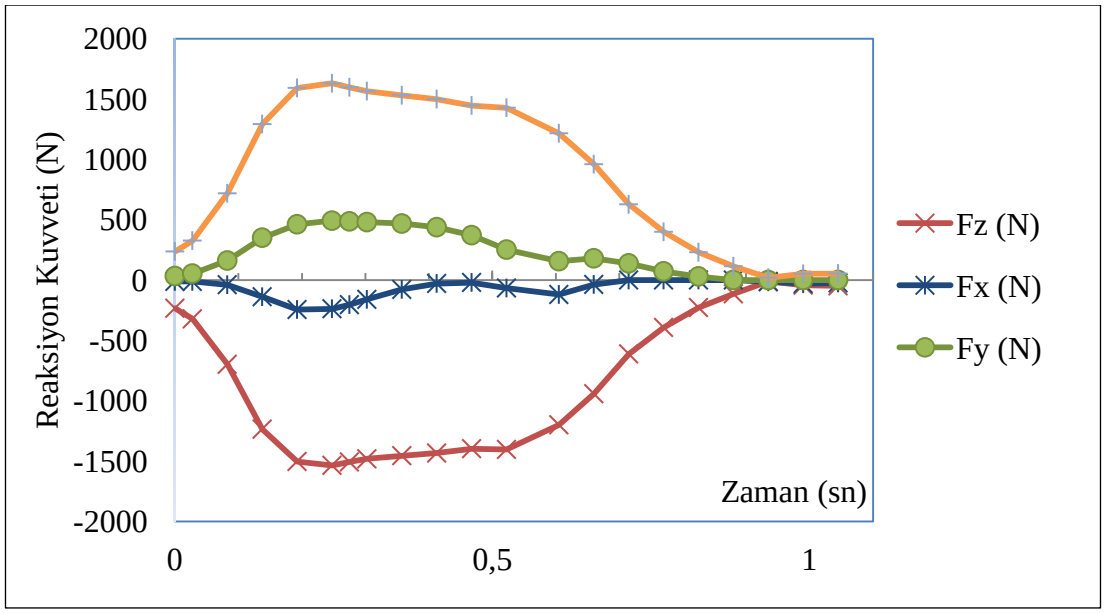
uygulandı. Normal modelden farklı olarak kıkırdak yüzeylere hexahedral geri kalan kemiklere tetrahedral mesh atıldı. Toplamda modelin ağ örgüsünde 215164 nod ve 127015 element mevcuttur. Element olarak 110842 adet solid 187 ve 12689 adet solid 186 kullanıldı. Kontaklar kıkırdaklara yapışık (bonded), kıkırdaklar birbirlerine ayrık (no Seperation) olarak tanımlandı. Geometri elde edilirken önceden yapılmış çalışmalarda femur acetabulum ilişkisi sürekli olarak küresel farzedilmiştir. Ancak çalışmamızda geometri elde edilirken çok az bir yuvarlatma (smoothing) işlemi yapıldı. Analiz yazılım özelliği olan "pinball alanı" kontak alanına eklendi. Pinball alanı eğer mevcut lokasyon istenildiği gibi değilse eklemin yüzeye ilişkilendirildiği yeri tanımlamak için kullanılır. İki parça ya da yüzey arasında bir teması yapışkan, ayrık, sürtünmeli ya da sürtünmesiz tanımlandığında, temas yüzeyleri ve çizgileri arasındaki mesafe pinball alanı ile belirlenebilmektedir. Pinball alanı mesafeyi belirlemeye imkân tanır ve küçük bir mavi top olarak gösterilir. Bu alan değeri yüzeyden girilen değer kadar öteleme bir sanal yüzey oluşturur. Bu amaçla pinball alanı üç değerde ölçüm yapıldı. 2, 2,5 ve 3 mm değeri verilerek statik koşul için yürüme analizi yapıldı.



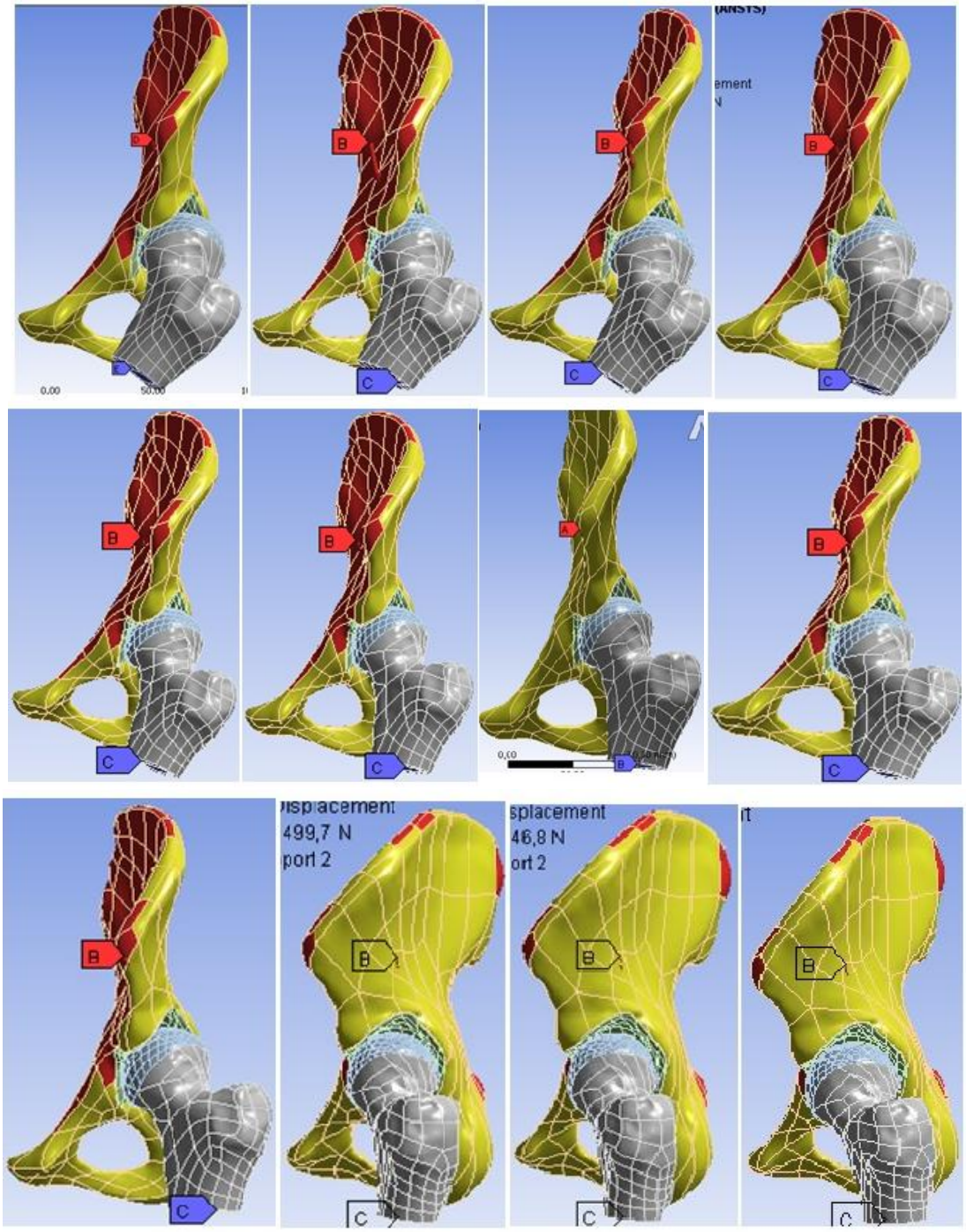
Şekil 3.43. Yürüme esnasında koordinata göre öne (ϕ), yana (δ) ve eksenel dönme (ρ) anatomik döndürme eksenleri ve açıları



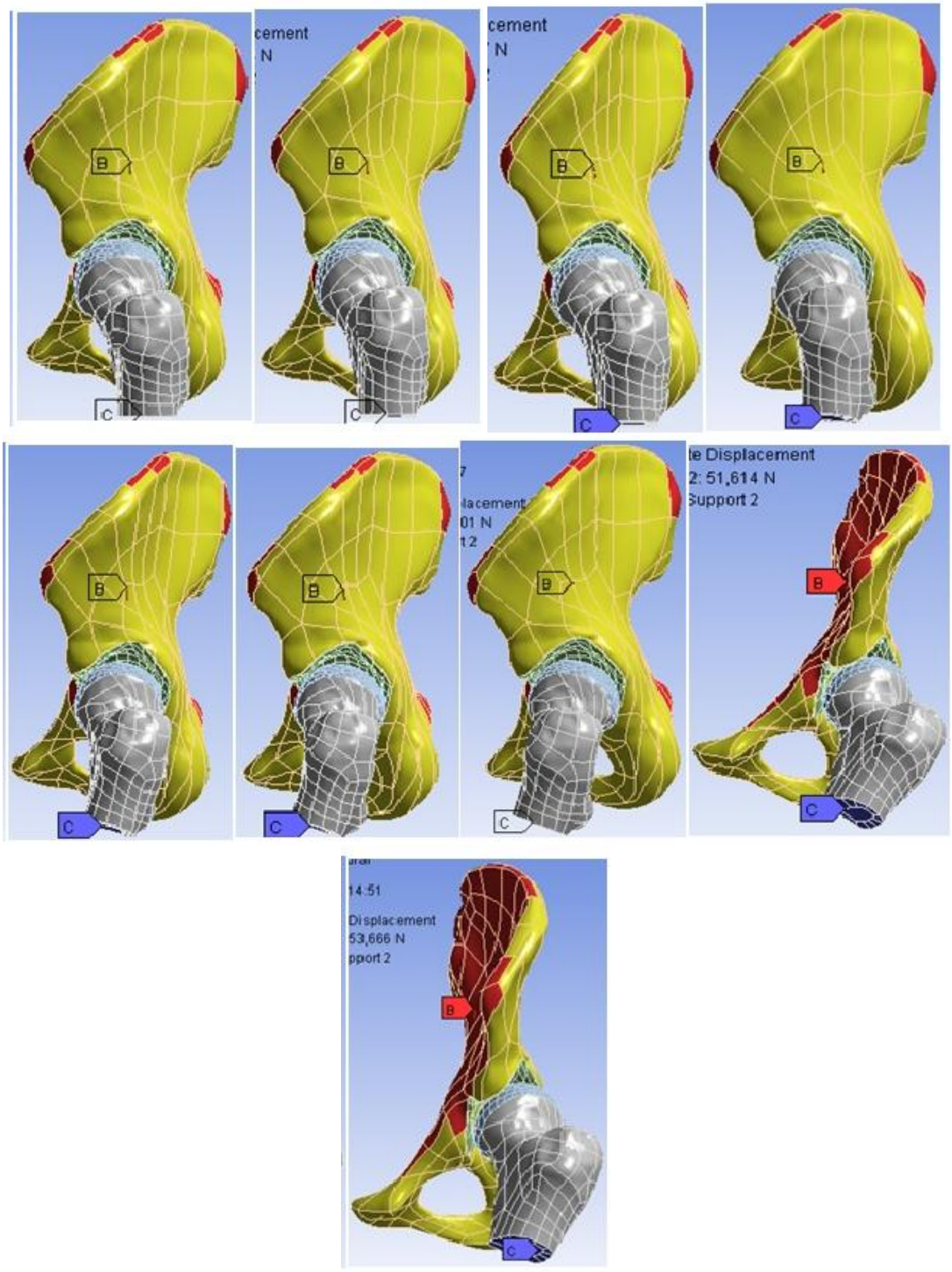
Şekil 3.44. Bir tam adım süresince femur ekleminde pelvise göre değişimi açıları [7]



Şekil 3.45. Bir tam adım süresince femur eklemine etkiyen kuvvetler [7]



Şekil 3.46. Seçilen 21 veride Şekil 3.44'de verilen açılara göre yürüme analizi simülasyonu



Şekil 3. 46. Seçilen 21 veride Şekil 3.43'de verilen açılara göre yürüme analizi simülasyonu (devam)

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

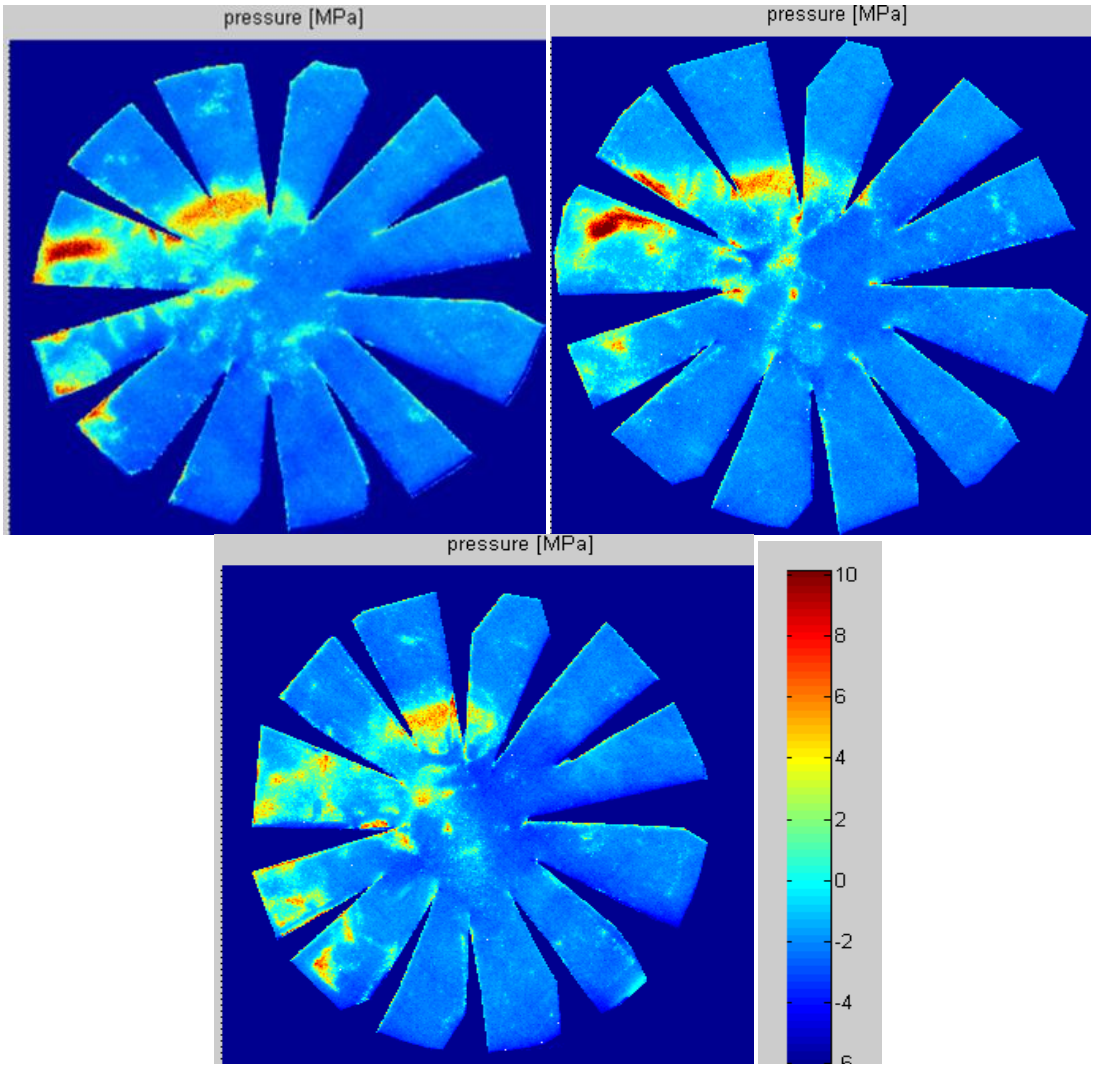
4.1. Deney Sonuçları

Tablo 4.1'de sunulan displazik kalçaya sahip ayakta duran bir kişiyi ve osteotomi döndürme açılarını temsil eden değerlere göre deneyler yapıldıktan sonra elde edilen basınç sensör numuneleri tarayıcıda taranarak MATLAB yazılımıyla işlendi. Bu resim işleme sürecinde maksimum basınç, ortalama basınç ve temas alanı hesaplandı. Şekil 4.1'de normal duruş pozisyonuna göre osteotomi uygulanmamış displazik kalça ekleminde yapılan deney sonucu, elde edilen basınç sensörlerinin renklendirilerek dijitalleştirildiği deney numuneleri görülmektedir. Şekil 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, 4.6 ve 4.7'de ise Tablo 4.1'de belirtildiği gibi çeşitli açılarda döndürme yapılarak sırasıyla Salter ve Ganz osteotomi sonrası yapılan deneyde elde edilen basınç sensörleri gösterilmiştir.

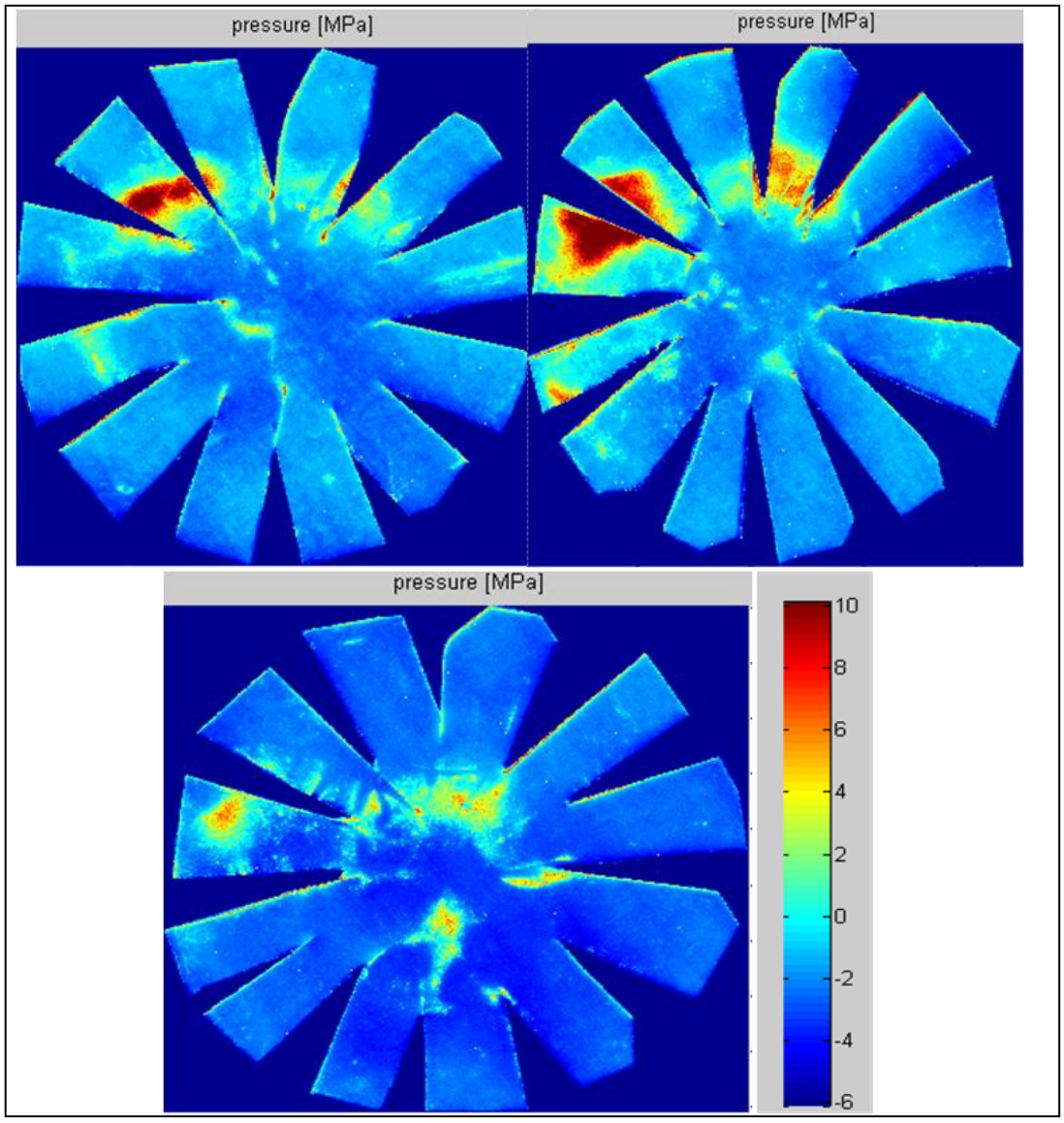
Şekil 4.8'de normal duruş pozisyonuna göre osteotomi uygulanmamış displazik kalça ekleminde gerçekleştirilen üç deney için sensörlerin femur başı üzerine yerleştirilmiş haldeki basınç dağılımı görülmektedir. Bu şekilde görüldüğü gibi sensörlerin pozisyonlandırılması Bölüm 3.1.5.2'de anlatılan ve Şekil 3.30'da gösterilen şekliyle femur başına yerleştirilmiştir. Buna göre Şekil 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5 4.6 ve 4.7'de resmedilen sensörlerin merkezi femur baş küresinin ortasına gelecek ve femur merkezinden üst kısmın ortasına doğru olan yönü ise Bölüm 3.1.5.2'de anlatılan X_d doğrultusunda olacak şekilde pozisyonlandırılmıştır.

Tablo 4.1. Displazik kalçaya sahip ayakta duran bir kişi için yapılan deneyde kullanılan döndürme açıları

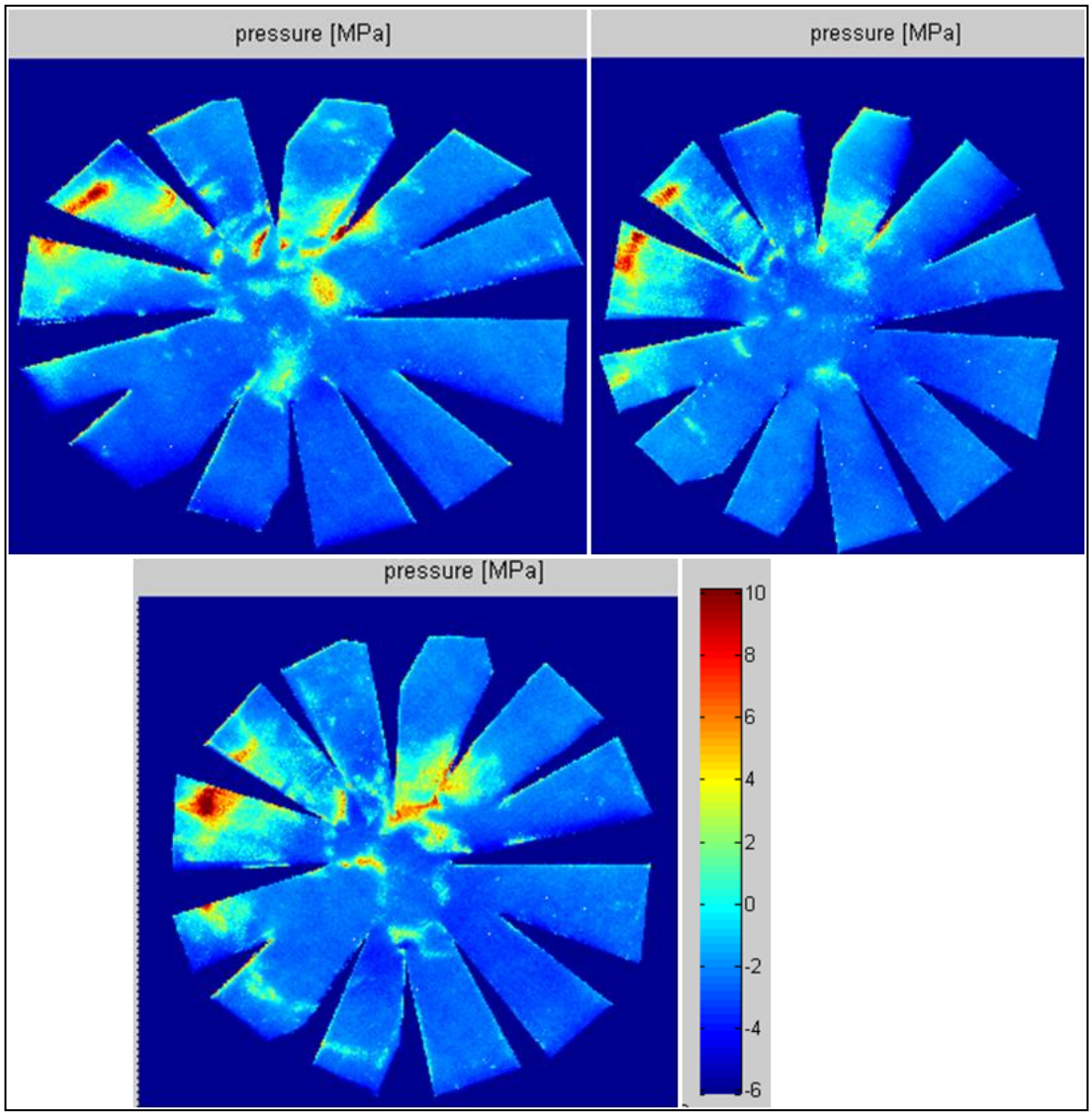
	Deney no	VCE (°) (x ekseni etrafından döndürme açısı)	CE (°) (y ekseni etrafında döndürme açısı)
Normal duruş pozisyonu	1	0	0
Salter ve Ganz Osteotomi açıları	2	10	10
	3	20	20
	4	30	30



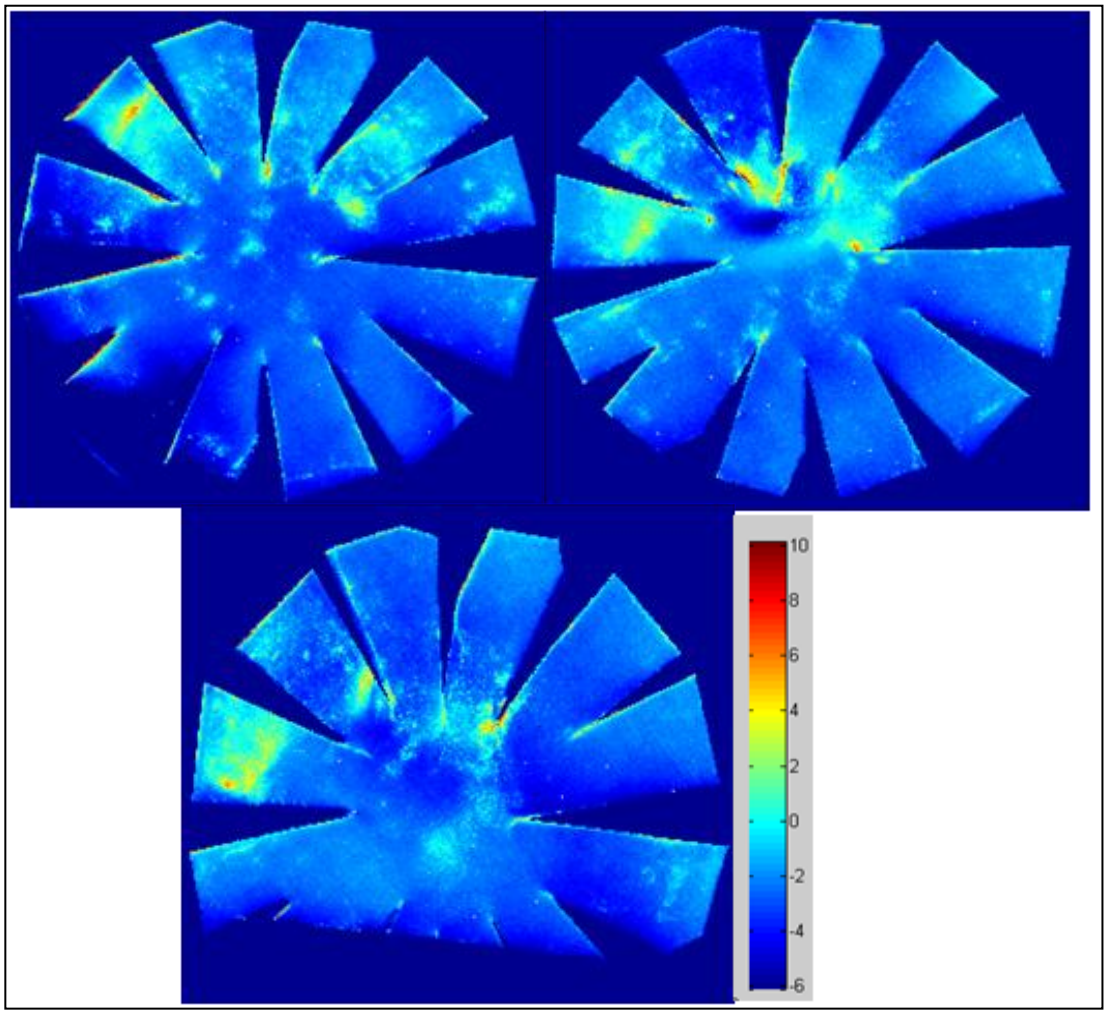
Şekil 4.1. Displazik kalça modelinde yapılan deneyde basınç sensörlerinde basınç dağılımı



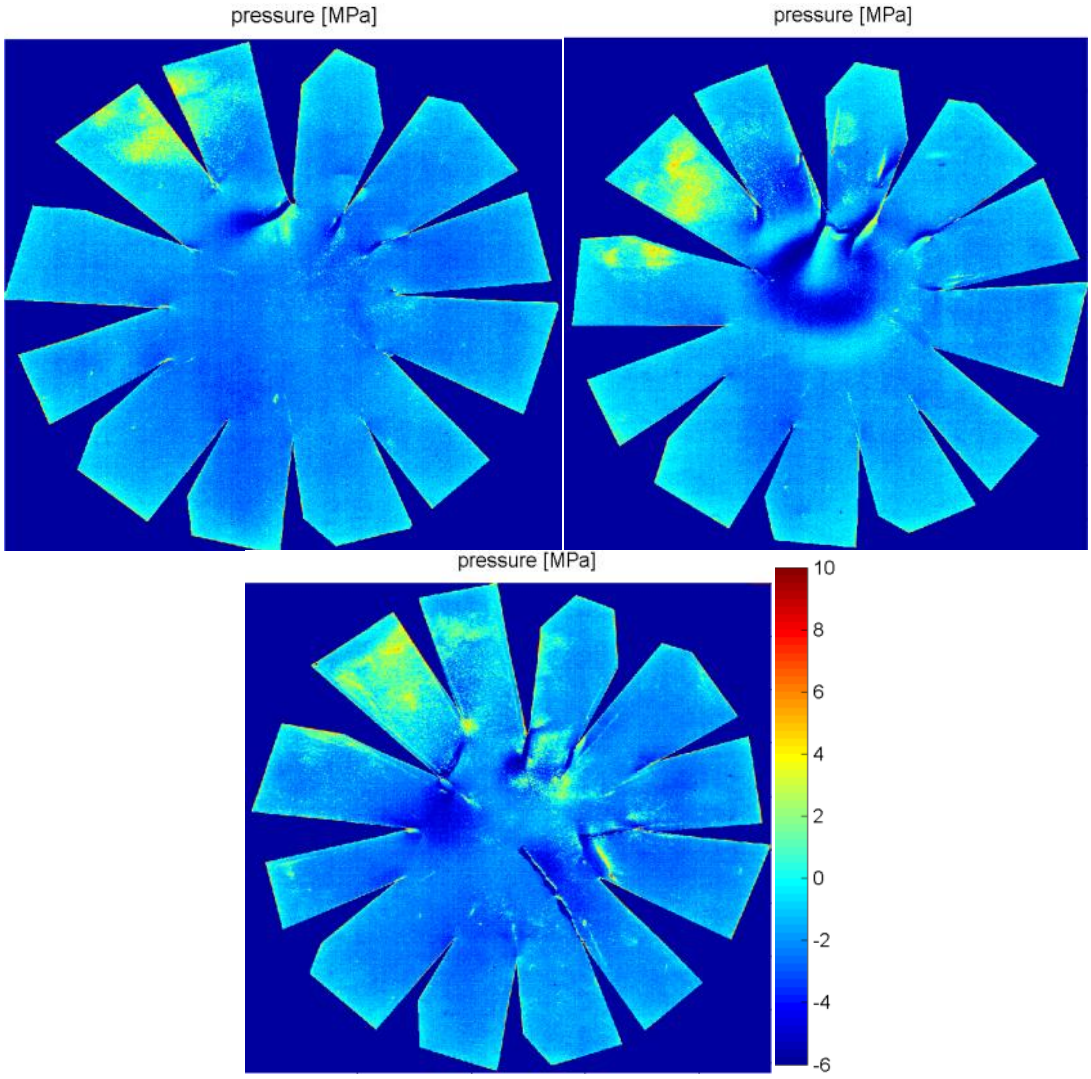
Şekil 4.2. 10°-10° döndürme açılarıda displazik kalça modelinde Salter osteotomi sonrası yapılan deneyde elde edilen basınç dağılımı



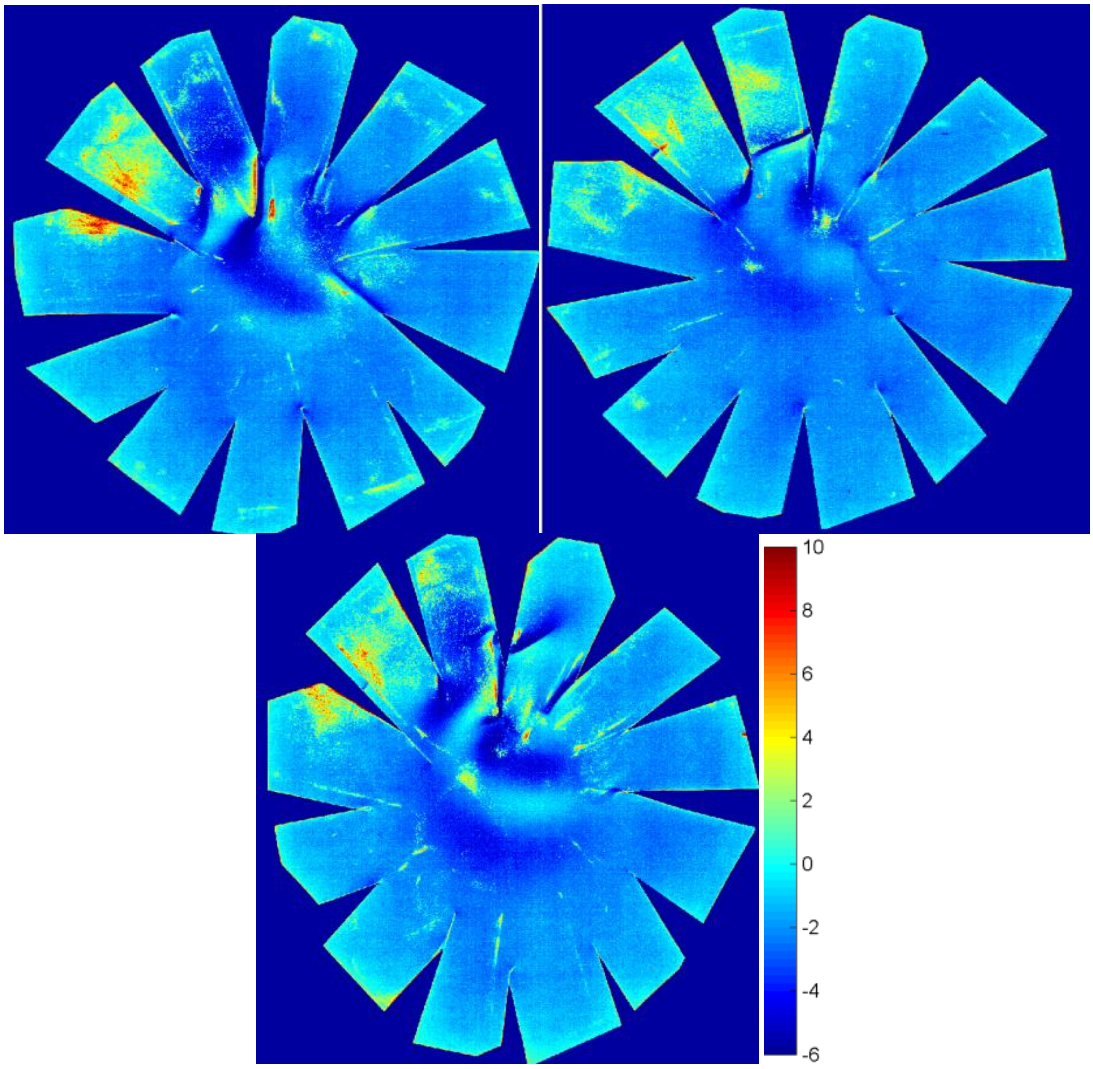
Şekil 4.3. 20°-20° döndürme açılarıda displazik kalça modelinde Salter osteotomi sonrası yapılan deneyde elde edilen basınç dağılımı



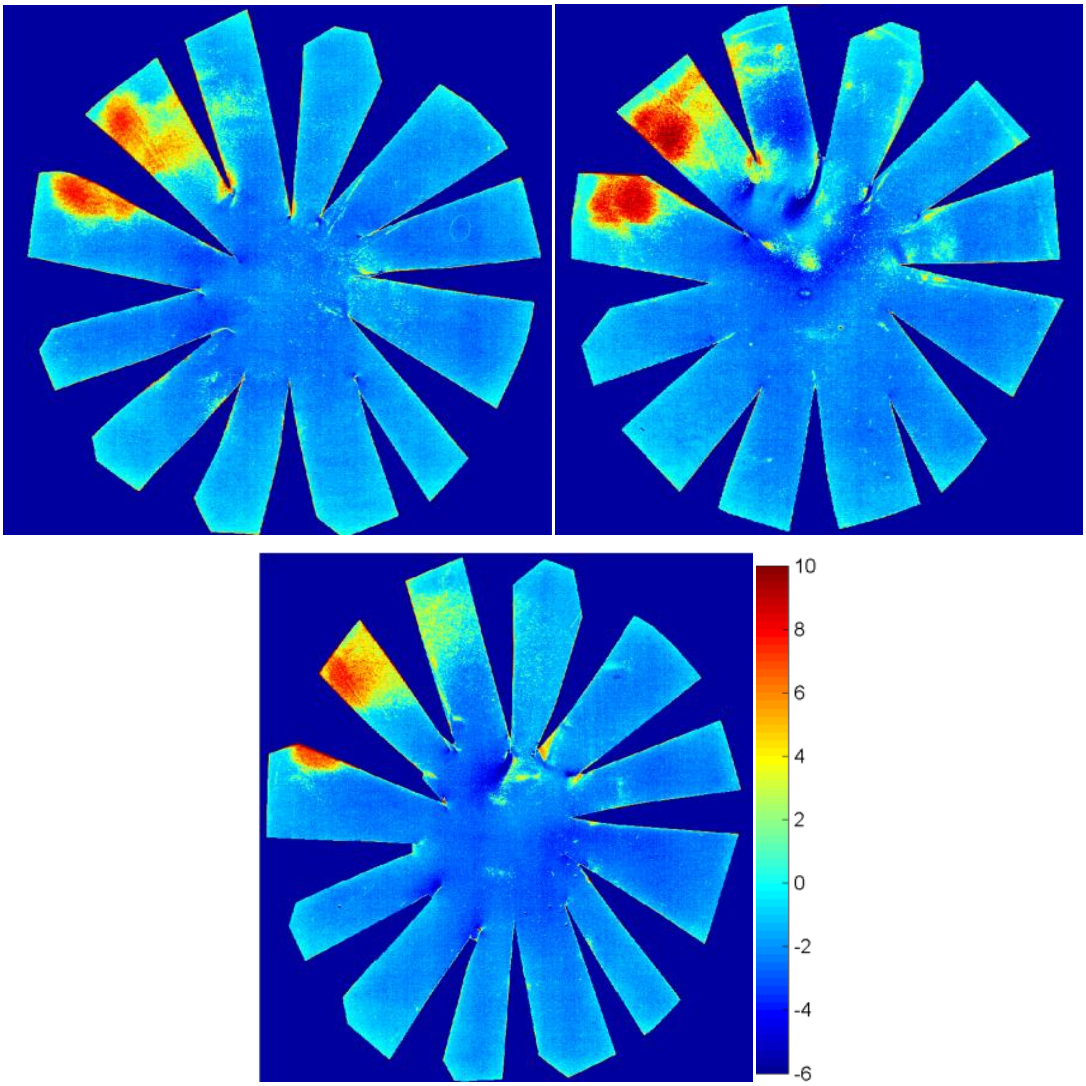
Şekil 4.4. 30°-30° döndürme açılarıda displazik kalça modelinde Salter osteotomi sonrası yapılan deneyde elde edilen basınç dağılımı



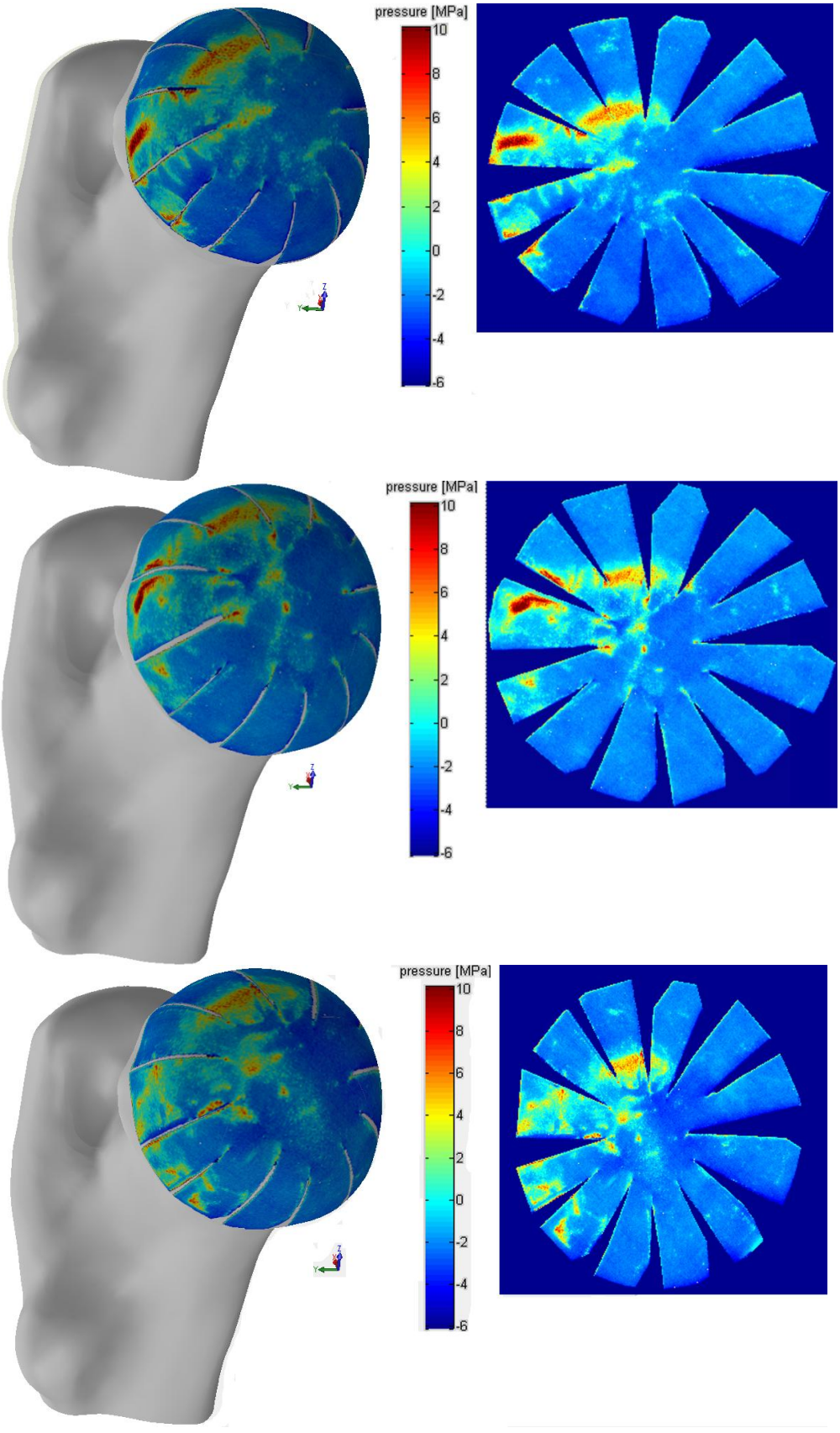
Şekil 4.5. 30°-30° döndürme açılarıda displazik kalça modelinde Ganz osteotomi sonrası yapılan deneyde elde edilen basınç dağılımı



Şekil 4.6. 20°-20° döndürme açılarıda displazik kalça modelinde Ganz osteotomi sonrası yapılan deneyde elde edilen basınç dağılımı



Şekil 4.7. 10°-10° döndürme açılarıda displazik kalça modelinde Ganz osteotomi sonrası yapılan deneyde elde edilen basınç dağılımı

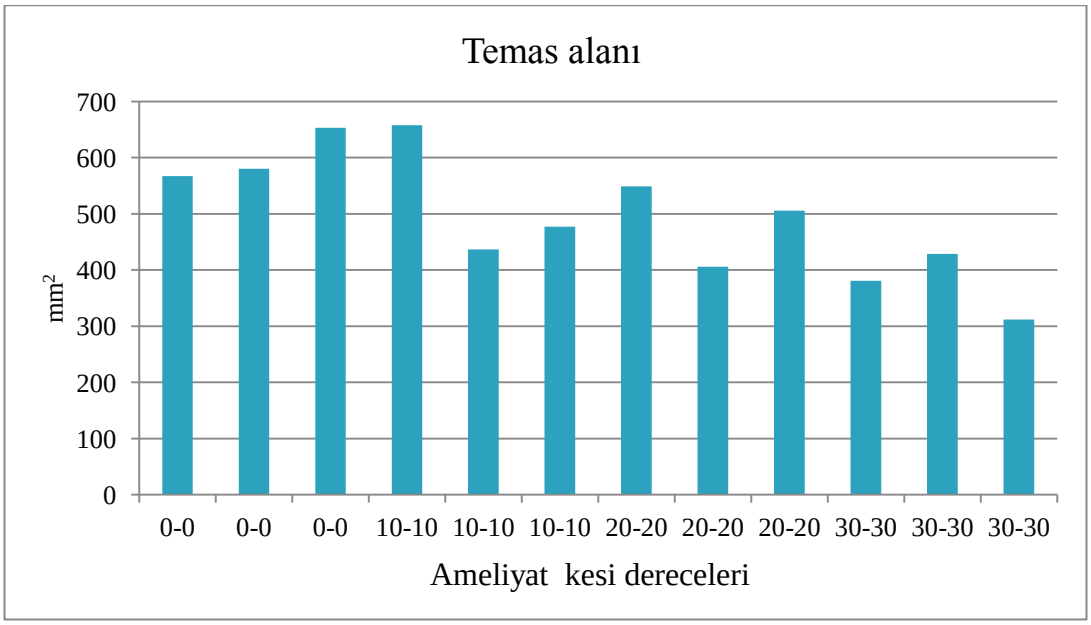


Şekil 4.8. Displazik kalçada femur üzerindeki basınç dağılımı

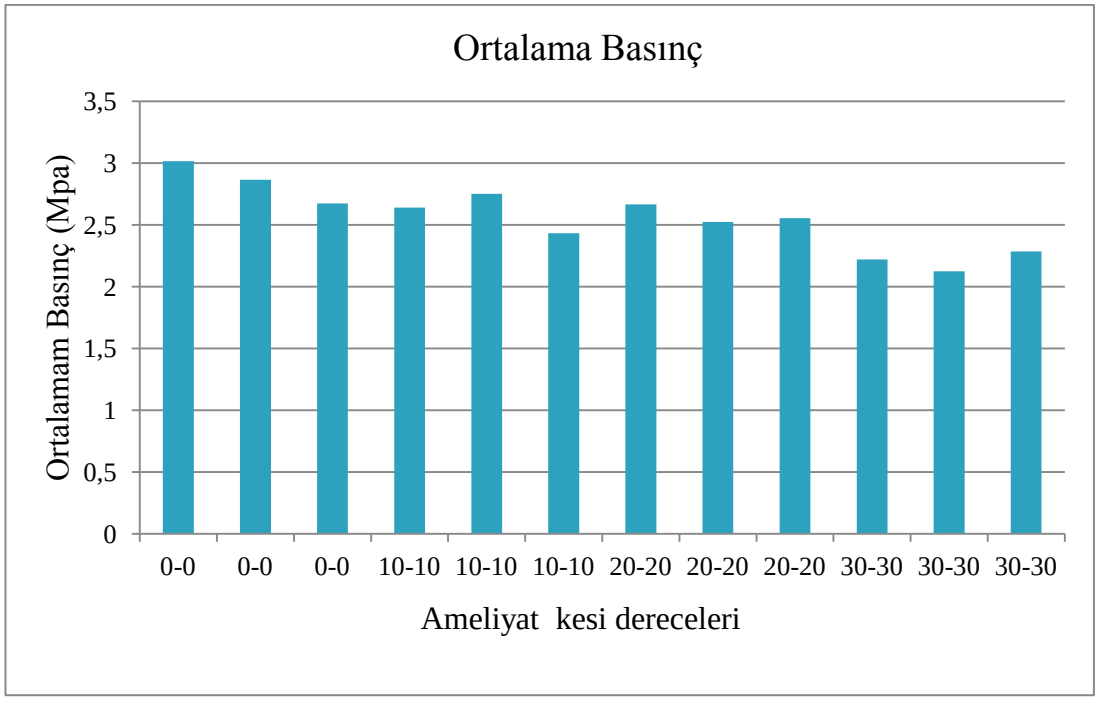
Buna göre analiz edildiğinde Tablo 4.2'de hesaplanan tüm deney sonuçları sunulmuştur. Tüm deney sonuçları Şekil 4.9, 4.10, 4.11 ve 4.12'de karşılaştırma amaçlı grafik halinde verildi. Tüm deney numunelerinde maksimum basınç 10 MPa olarak bulundu.

Tablo 4.2. Deneysel olarak bulunan temas alanı ve ortalama basınç değerleri

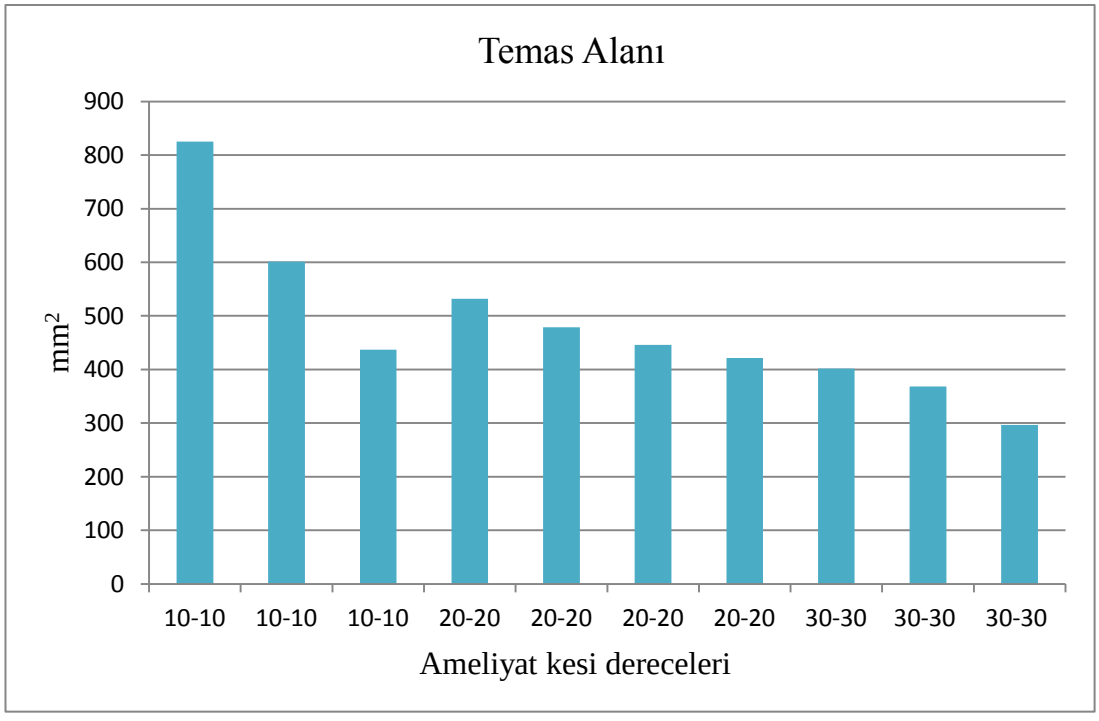
Deney No 1		Numune 1		Numune 2		Numune 3	
Temas Alanı (mm^2)		567,23		580,32		652,91	
Ortalama Basınç (MPa)		3,01		2,86		2,67	
		Deney no 2 (10x10)		Deney no 3 (20x20)		Deney no 4 (30x30)	
		mm^2	MPa	mm^2	MPa	mm^2	MPa
Salter Osteotomisi	Numune 1	657,54	2,64	549,02	2,66	380,98	2,21
	Numune 2	436,45	2,75	406	2,52	428,43	2,12
	Numune 3	476,88	2,43	505,42	2,55	311,95	2,28
Ganz Osteotomisi	Numune 1	825,21	1,95	531,67	1,97	401,85	1,61
	Numune 2	601,28	3,24	479,02	1,99	368,44	1,44
	Numune 3	437,01	3,29	446,19	1,60	296,86	1,79
	Numune 4	-	-	421,16	1,99	-	-



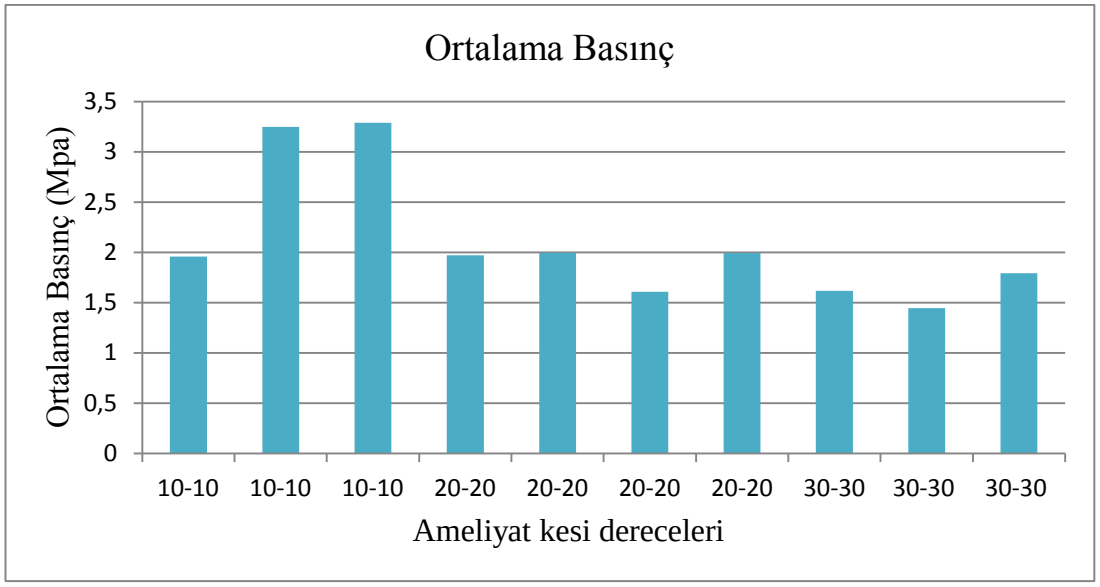
Şekil 4.9. Osteotomi yapılmamış ve Salter osteotomi sonrası temas alanı değerleri



Şekil 4.10. Normal ve Salter osteotomi sonrası maksimum basınç değerleri



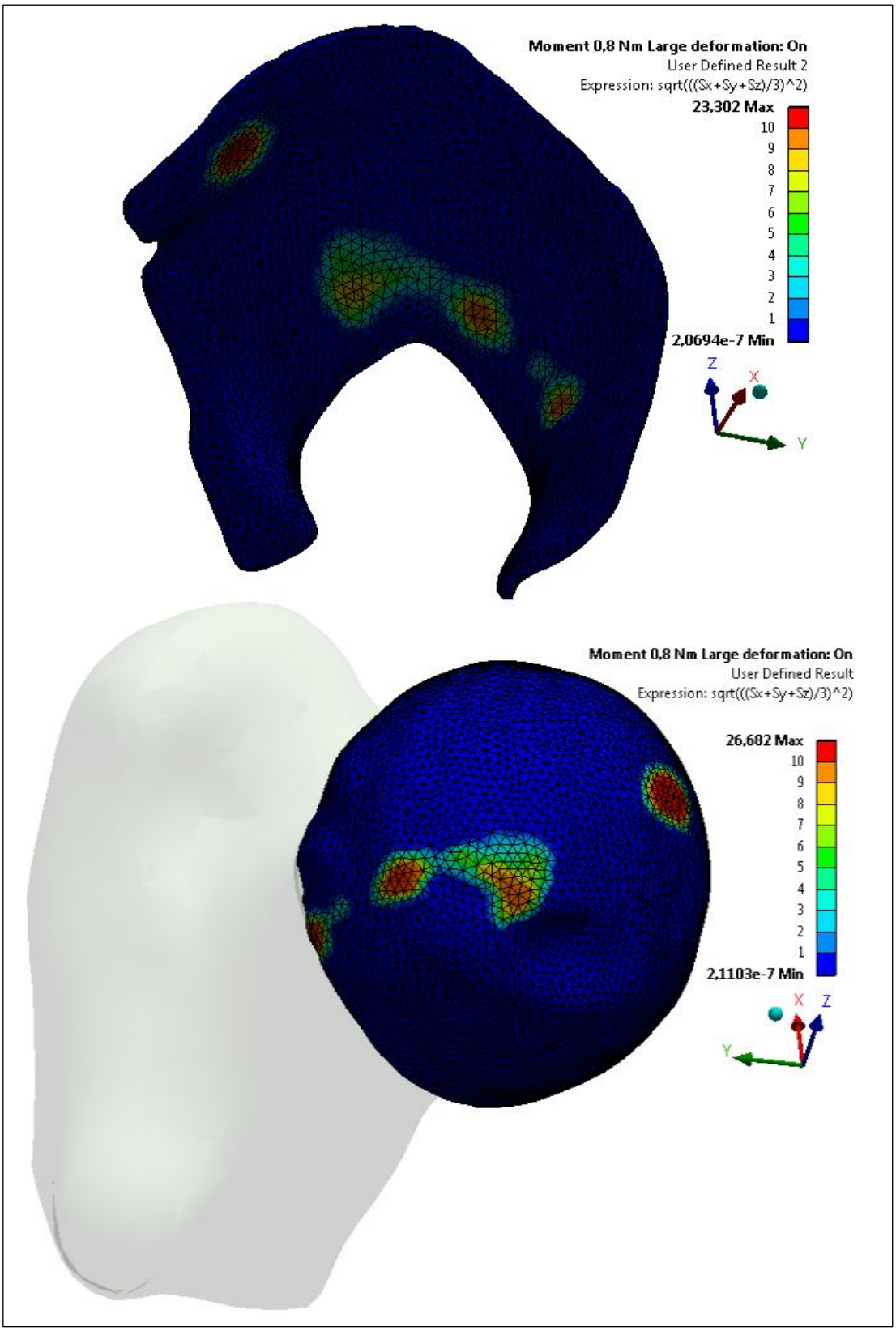
Şekil 4.11. Ganz osteotomi sonrası temas alanı değerleri



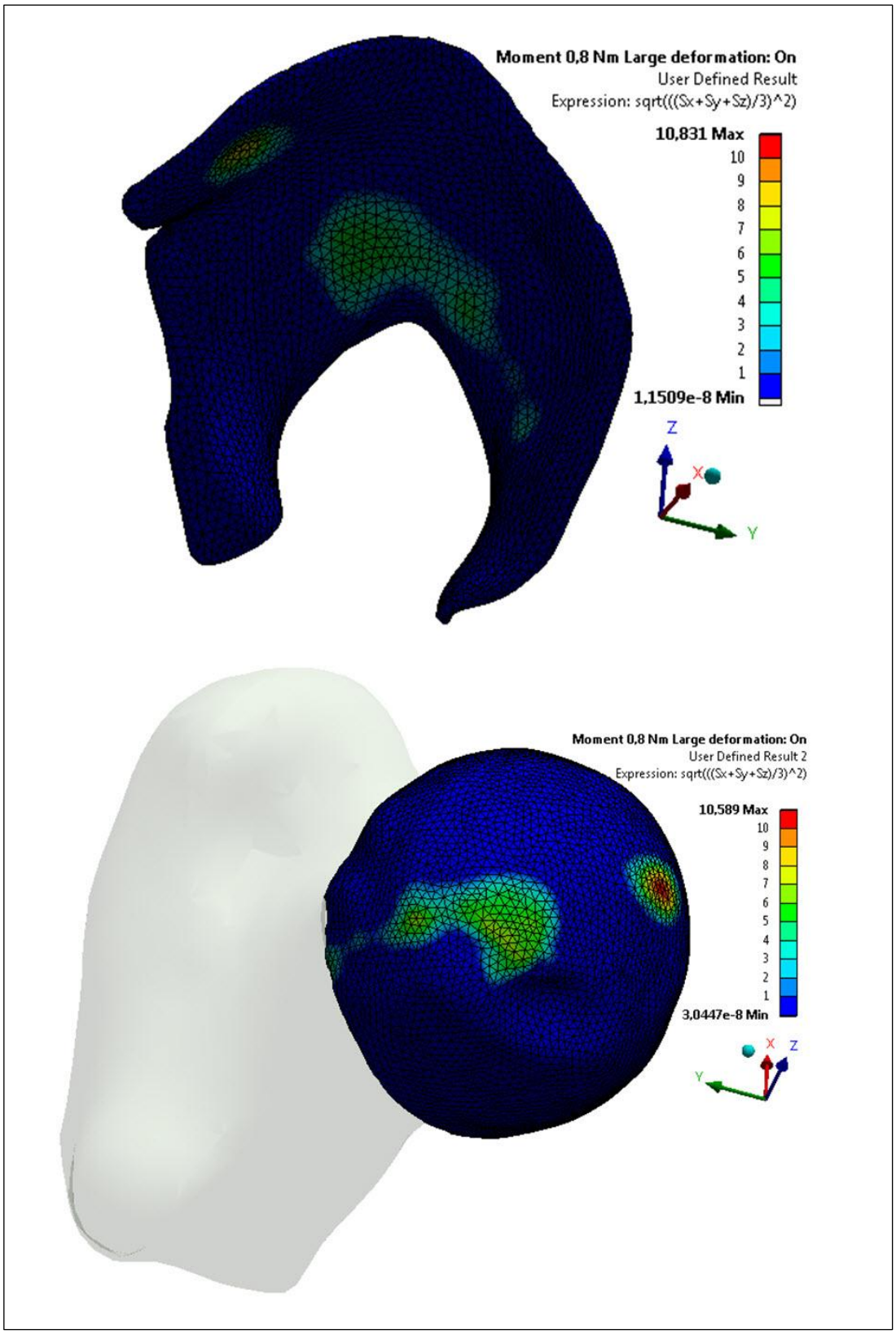
Şekil 4.12. Ganz osteotomi sonrası ortalama basınç değerleri

4.2. SEA Sonuçları

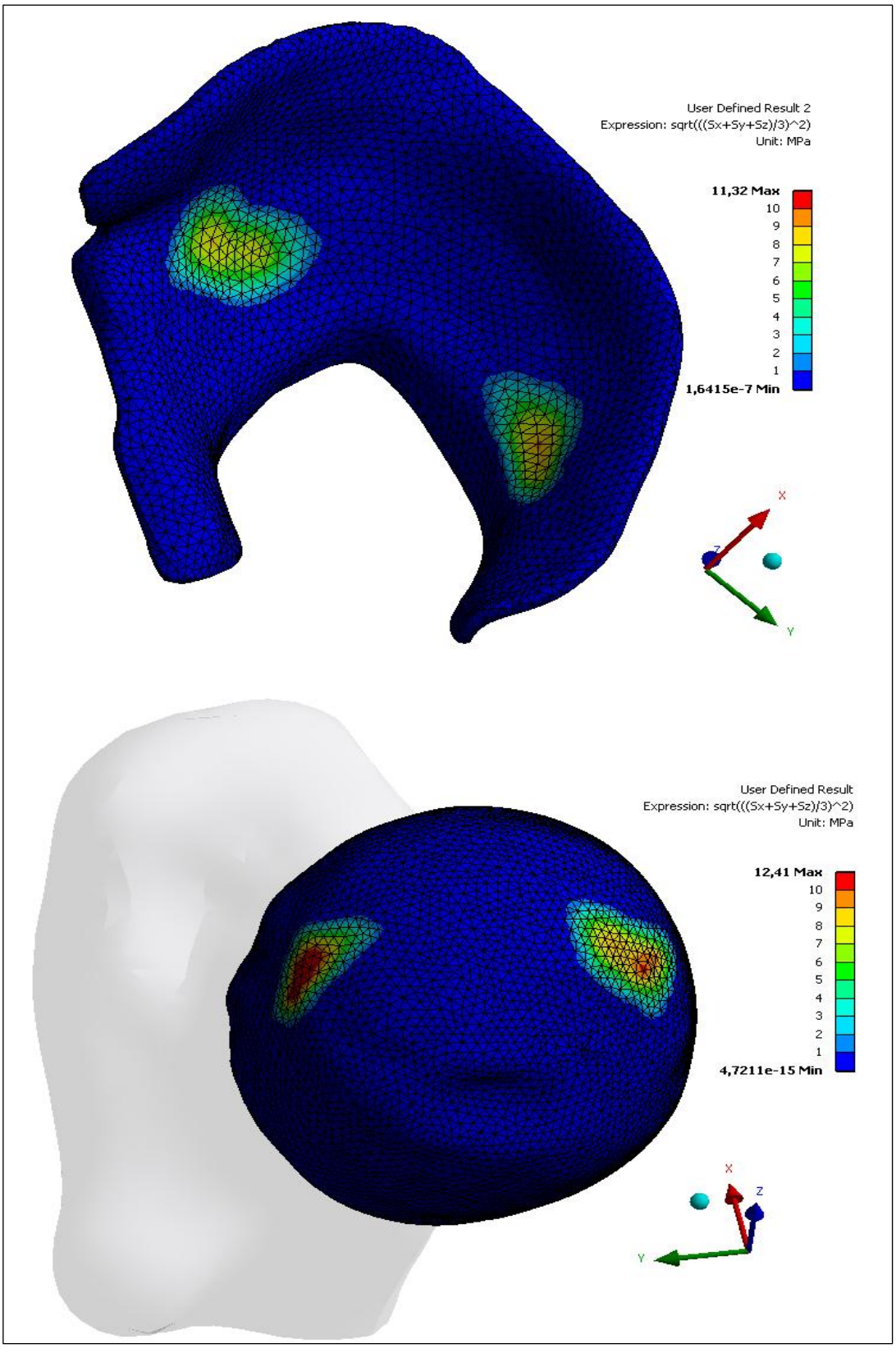
Deney sonuçlarından sonra Tablo 4.1'de belirtilen deney no 1, 3 ve 4 nolu açılara göre sanal Salter ve Ganz osteotomisi yapılarak SEA'i gerçekleştirildi. Şekil 4.13 ve 4.14'de deney no 1 için sırasıyla hiperelastik ve lineer izotropik malzemeler tanımlı displazik bir kalçada, Şekil 4.15, 4.16, 4.17 ve 4.18'de deney no 3 ve 4 için lineer isotropik tanımlı sırasıyla Salter ve Ganz osteotomisi uygulanan kalçada, Şekil 4.19'da ise kontrol grubu olarak ele alınmış farklı bir hastanın normal kalçasındaki basınç dağılımları görülmektedir. Analiz edilen modellerde en yüksek basınç, ortalama basınç ve temas alanları hesaplandı. Sonuçlar Tablo 4.3'de sunuldu. Ayrıca gerçekleştirilen deneyi simüle etmek için Bölüm 3.2.4.'de anlatıldığı gibi femur ve asetabulum kıkırdağında çekme verileri -normal duruş pozisyonu için- hiperelastik malzeme tanımlaması yapıldı. Buna göre elde edilen sonuçlar Şekil. 4.20'de gösterildiği gibi elde edildi.



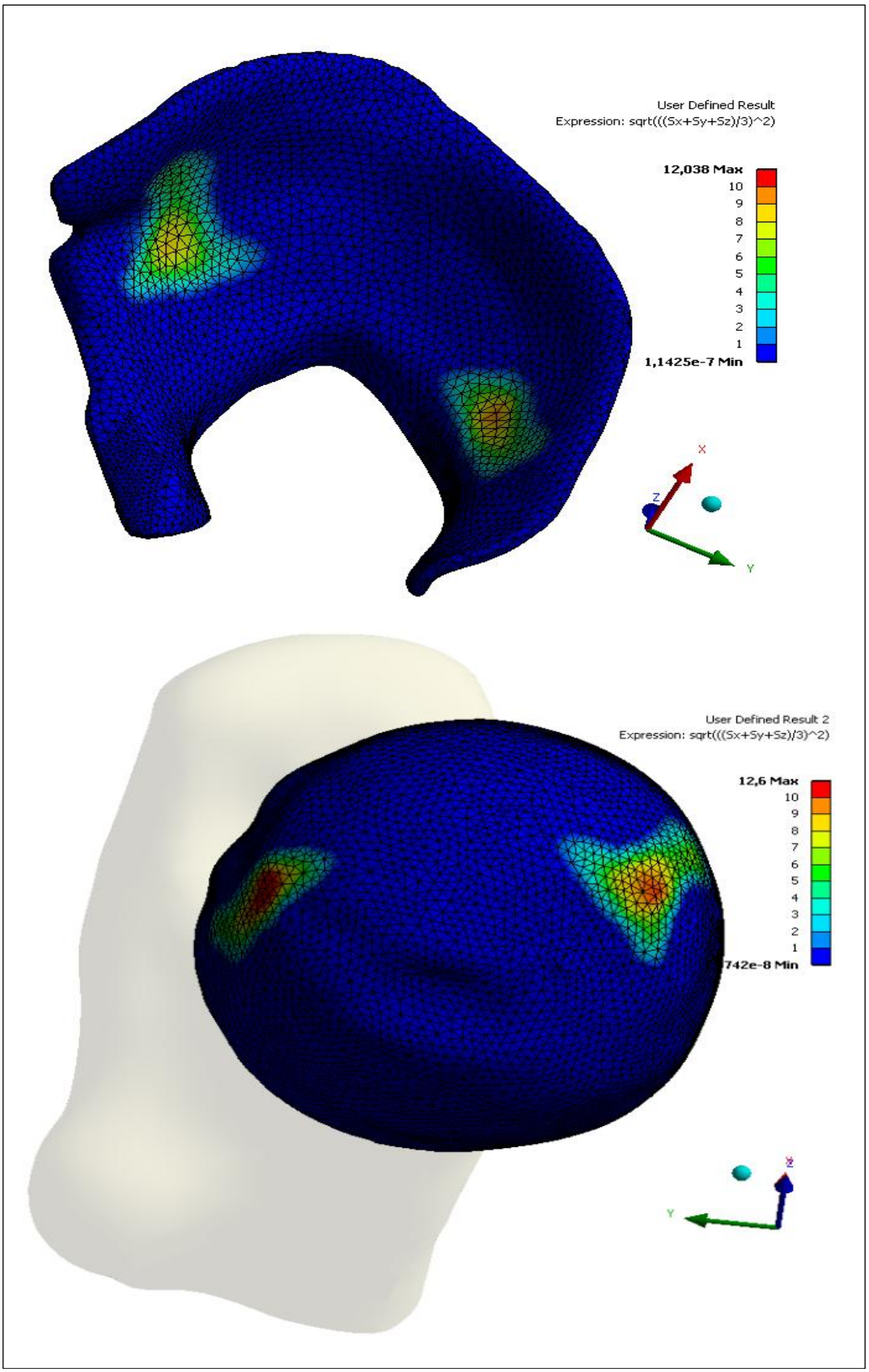
Şekil 4.13. SEA ile displazik kalçada hiperelastik malzeme için basınç dağılımı



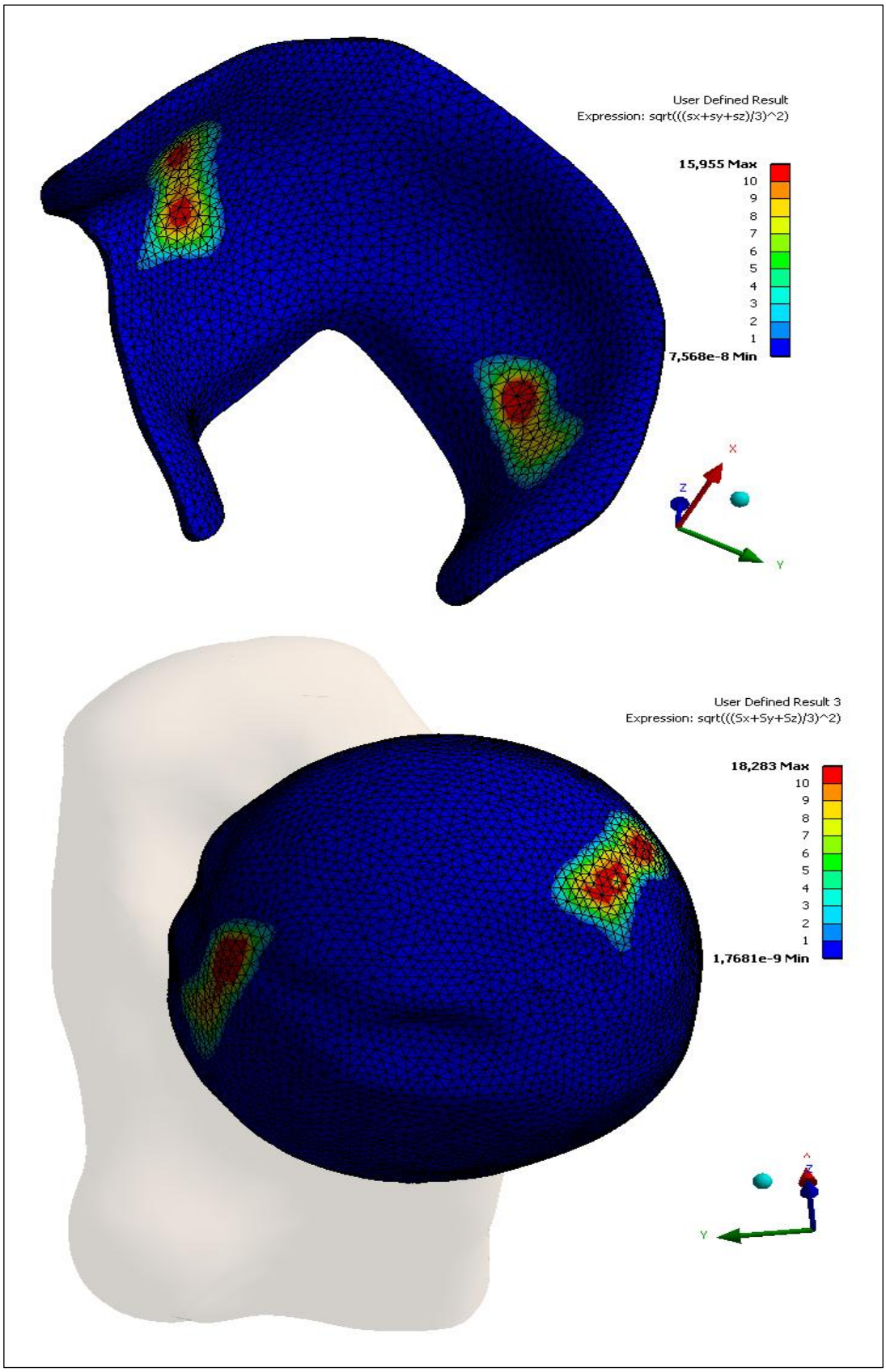
Şekil 4.14. SEA ile displazik kalçada lineer izotropik malzeme için basınç dağılımı



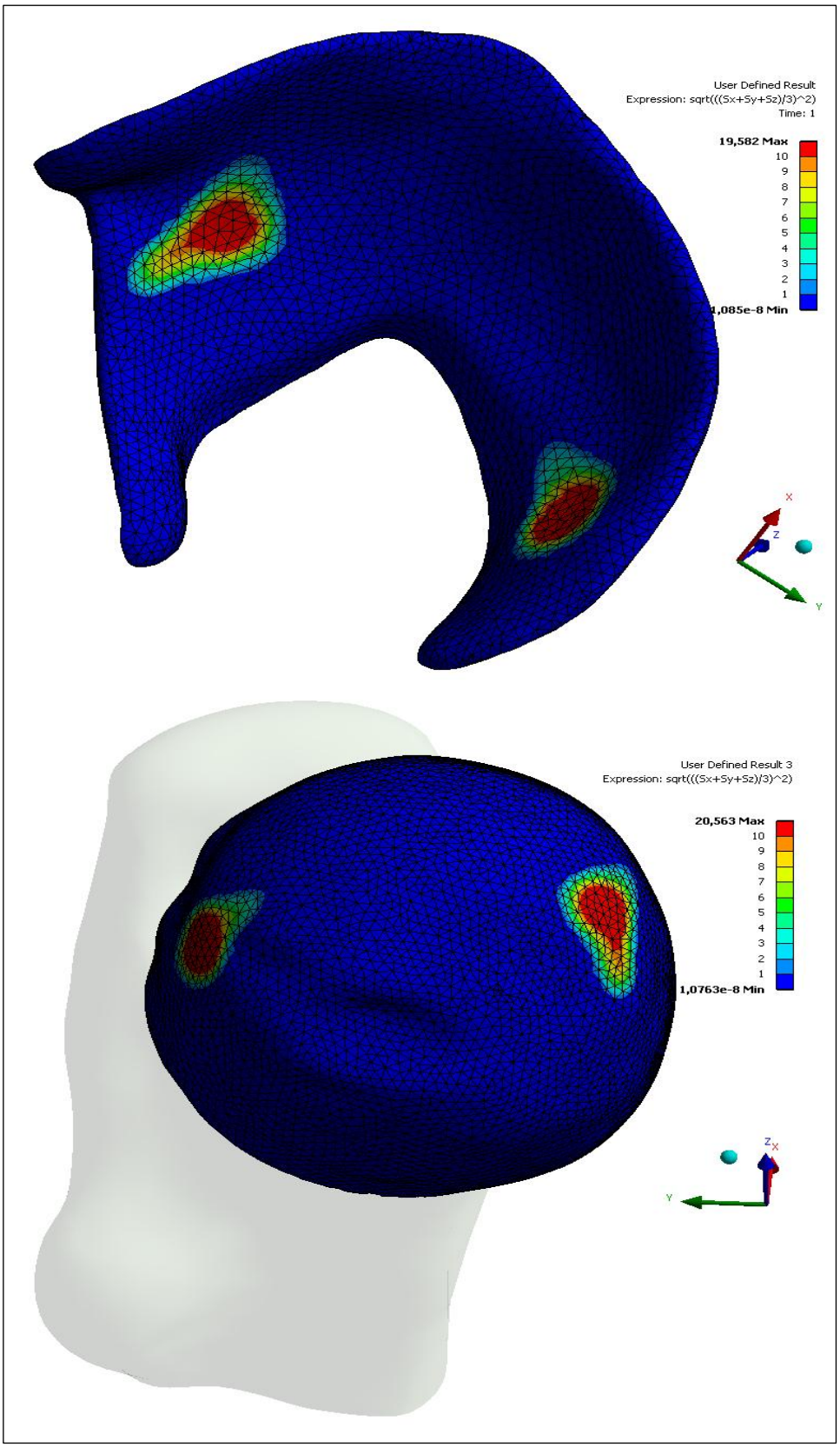
Şekil 4.15. SEA salter osteotomisi 30°x30° basınç dağılımı



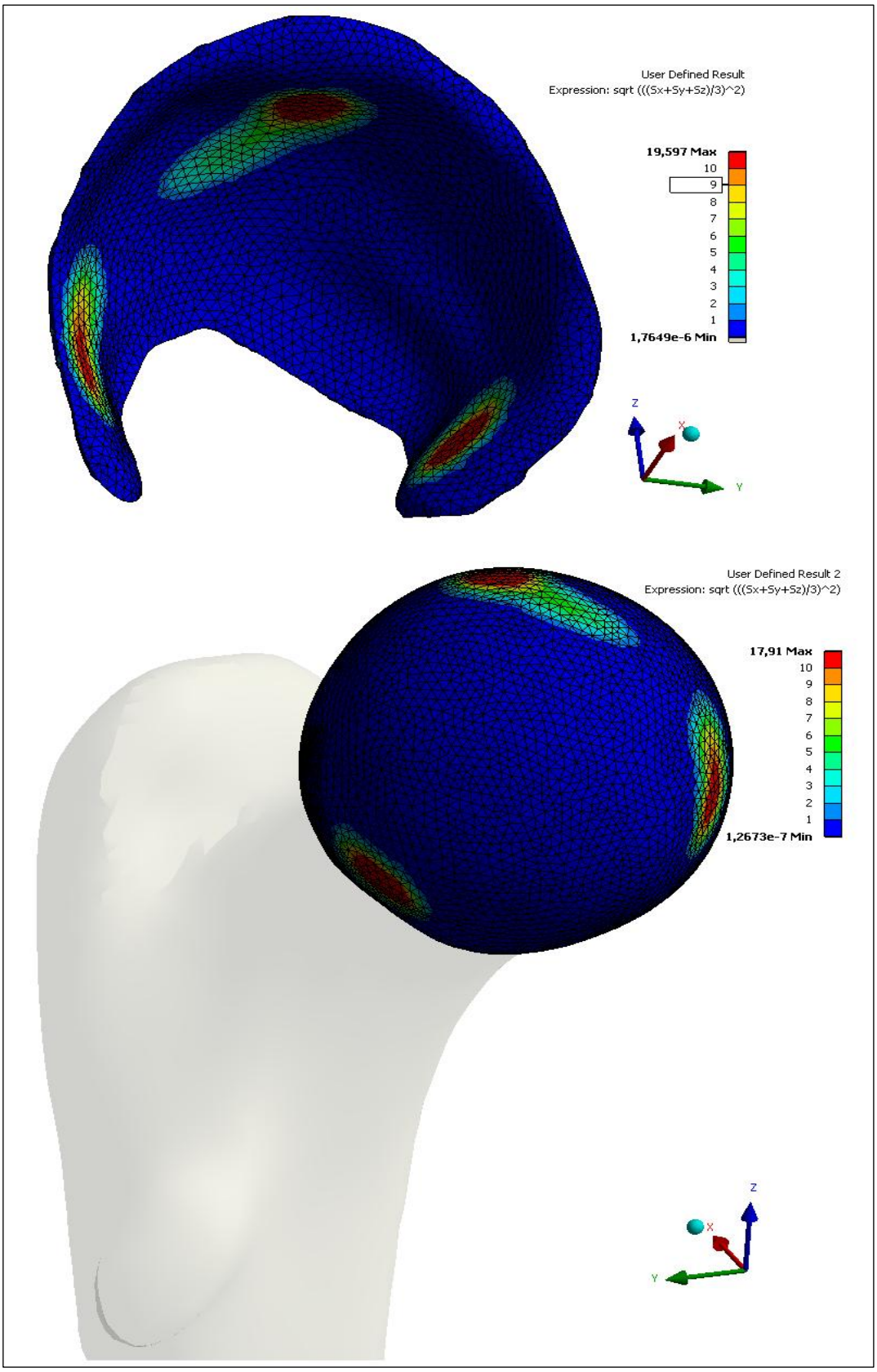
Şekil 4.16. SEA salter osteotomisi 20°x20° basınç dağılımı



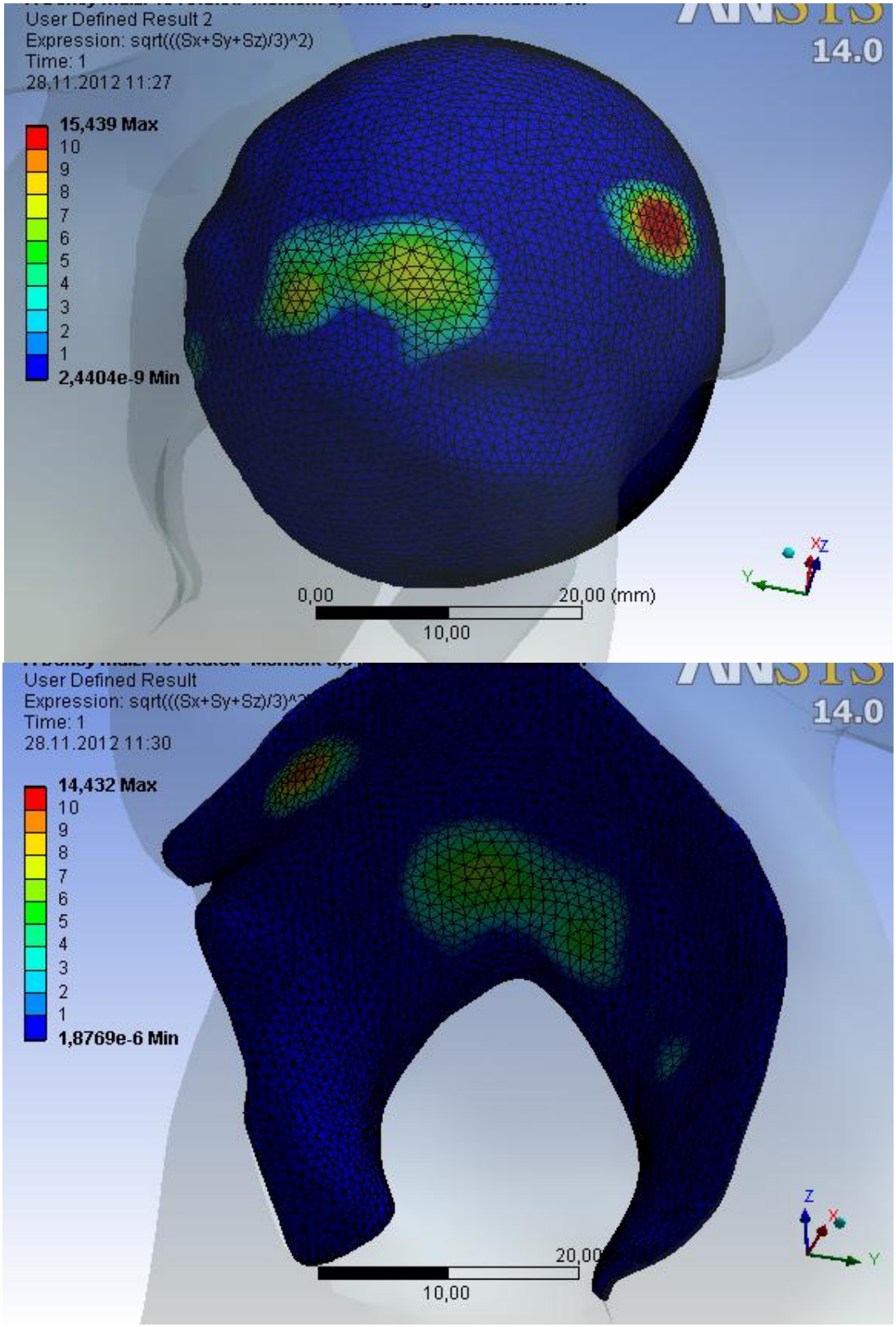
Şekil 4.17. SEA Ganz osteotomisi 30°x30° basınç dağılımı



Şekil 4.18. SEA Ganz osteotomi 20°x20° basınç dağılımı



Şekil 4.19. Kontrol grubu olan normal bir kalçada temas basınç dağılımı



Şekil 4.20. Deney malzemesi ile SEA sonuçları (normal duruş pozisyonu için)

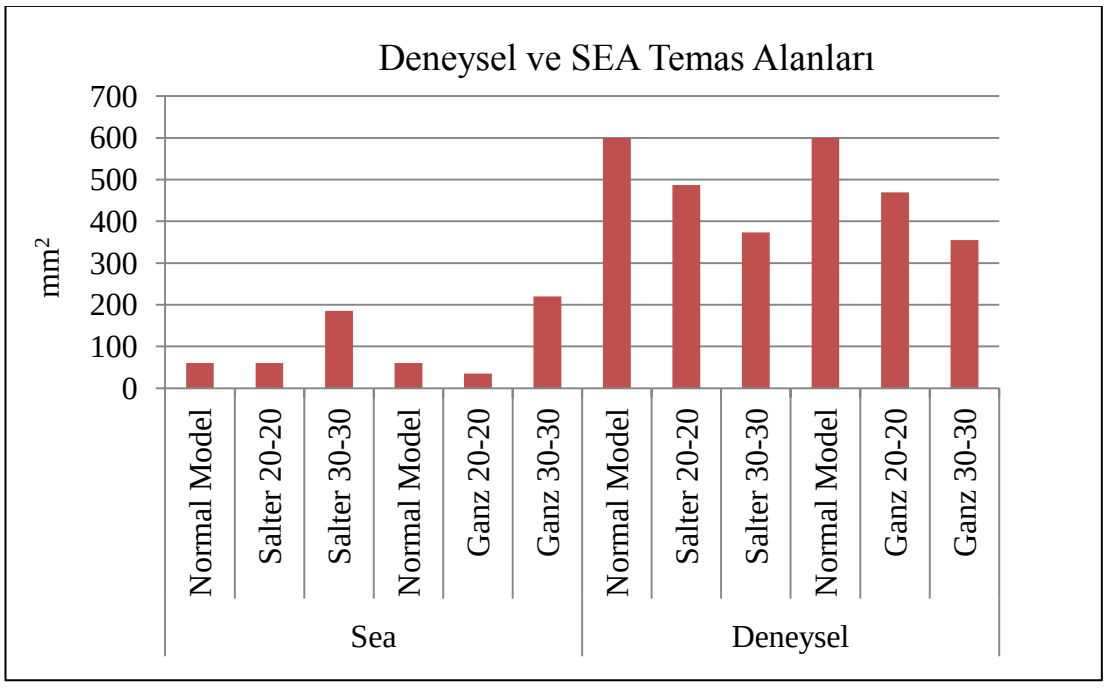
Tablo 4.3. SEA ile hesaplanan en yüksek, ortalama basınç ve temas alanı değerleri

Femur (F) Asetabulum (A)			En yüksek Basınç (MPa)	Ortalama Basınç (MPa)	Temas Alanı (mm^2)
Displazik bir kalçada	Hiper elastik	F	26,68	0,41	32,4
		A	23,3	-	
	Lineer izotropik	F	10,58	0,31	60,23
		A	10,83	-	
Salter osteotomisi	Deney no 3 (Lineer izotropik)	F	12,6	0,365	60,61
		A	12	-	
	Deney no 4 (Lineer izotropik)	F	10,4	0,265	185,61
		A	10,8	-	
Ganz osteotomisi	Deney no 3 (Lineer izotropik)	F	20,5	0,358	35,61
		A	19,5	-	
	Deney no 4 (Lineer izotropik)	F	18,2	0,379	219,61
		A	15,95	-	
Normal insan (kontrol grubu)	Deney no 1 (Lineer izotropik)	F	17,91	0,855	210
		A	19,59	-	
Deney analizi	Deney no 1 (Hiperelastik)	F	15,5	-	161,2
		A	14,5	-	-

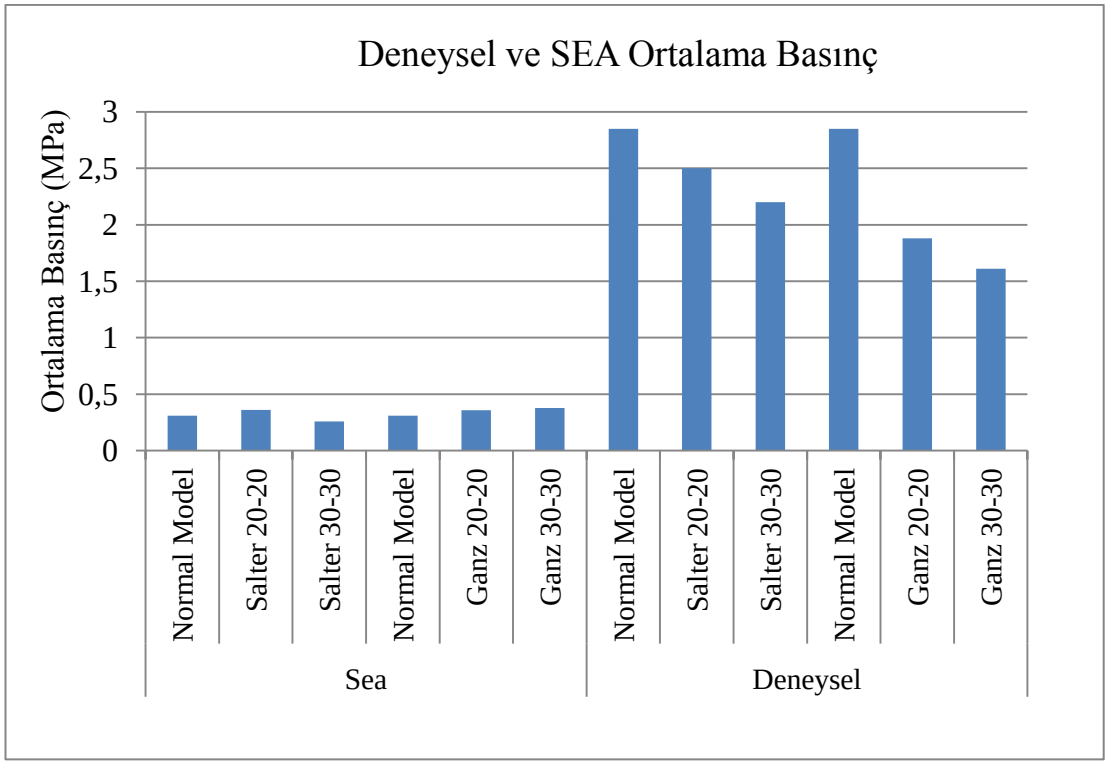
Bu sonuçlara göre deneysel sonuçlara bakıldığında Tablo 4.2'de belirtildiği gibi ameliyatsız 567,23-580,32-652,91 mm^2 temas alanı ve 3,01-2,86-2,67 MPa ortalama basınç elde edilmiş iken en yüksek ameliyat derecesinde (30°x30°) Salter osteotomisinde 308,98-428,43-311,95 mm^2 temas alanı ve 2,2186-2,1233-2,2858 MPa ortalama basınç, Ganz osteotomisinde 380,98-428,43-311,95 mm^2 temas alanı ve 1,61-1,44-1,79 MPa ortalama basınç elde edildi.

SEA'da Şekil 4.13 ve 4.14 ve Tablo 4.3'de görüldüğü gibi femur ve asetabulum kıkırdağında sırasıyla hiperelastik ve linear izotropik malzeme değerleri için sırasıyla 26,68-10,58 MPa ve 23,3-10,83 MPa en yüksek basınç büyüklükleri tespit edilmiştir. Yine hiperelastik ve linear izotropik malzeme için sırasıyla 32,4-60,23 mm^2 temas alanı ve 0,41-0,31 MPa ortalama basınç tespit edilmiştir. Şekil 4.15 ve 4.16'da görüldüğü gibi 30°x30° ve 20°x20° açılarında Salter osteotomisi temas basınç dağılımı görülmektedir. Hesaplamalara göre 30x30 modeli için lineer izotropik malzeme için temas alanı 185,61 mm^2 ve femur üstü ortalama basınç dağılımı ise 0,265 MPa bulundu. 20°x20° Salter osteotomisi temas basınçları için ise

hesaplamalara temas alanı 60,61 mm^2 ve femur üstü ortalama basınç dağılımı ise 0,365 MPa bulunmuştur. Asetabulum ve femur kıkırdağında sırasıyla 30°x30° ve 20°x20° modeller için en yüksek temas basıncı 10,8-12 ve 10,4-12,6 MPa basınç elde edildi (Şekil 4.15 ve 4.16). Şekil 4.17 ve 4.18'de ise sırasıyla 30°x30° ve 20°x20° Ganz osteotomisi temas basınç dağılımı görülmektedir. Hesaplamalara göre 30°x30° ve 20°x20° modeller için sırasıyla lineer izotropik malzeme için temas alanı sırasıyla 219,61-35,61 mm^2 ve femur üstü ortalama basınç dağılımı ise 0,379-0,358 MPa bulundu. Asetabulum ve femur kıkırdağında sırasıyla 30°x30° ve 20°x20° modeller için en yüksek temas basıncı sırasıyla 15,95-19,5 MPa ve 18,2-20,5 MPa olarak ölçüldü. Şekil 4.19'da görülen normal insan modeli için lineer izotropik bir malzemede 210 mm^2 temas alanı ortalama ise 0,855 MPa basınç elde edildi. Tüm deney sonuçlarının karşılaştırılması amacıyla aşağıdaki Şekil 4.21 ve 4.22'de görüldüğü gibi sırasıyla temas alanları ve ortalama temas basınçları verildi. Deneysel olarak yapılan üç denyin ortalaması grafiğe yansıtılmıştır.



Şekil 4.21. Sonlu elemanlar ve deneysel sonuçların temas alanı



Şekil 4.22. Sonlu elemanlar ve deneysel sonuçların ortalama temas basınçları

Sonlu elemanlar ve deneysel çalışmalarda kemik ve kıkırdak deformasyonu, hasarı ve dejenerasyonunun sınırlarını belirlemek ve aseptik ve avaskuler nekroz riskini tespit edebilmek için normal ve displazik kalçada temas basınçları, birçok çalışmada hesaplanmaktadır. Ayrıca biyolojik dokularda gerilmeler dokunun yeniden oluşumu açısından önemli bir role sahiptir [163]. Bu çalışmada displazik ve osteotomili kalça ekleminde temas basıncı ve alanı ölçüldü ve kullanılan iki yöntem; sonlu elemanlar ve deneysel yöntemler ile elde edilen sonuçlar kıyaslanarak yapay kalça modelinin uygunluğu araştırıldı.

Bu çalışmada her iki yöntemle belirlenen temas alanı ve temas basıncı Şekil 4.20 ve 4.21'de görüldüğü gibi çok değişken görülmektedir. Basınç sensörü ile ölçülen tüm numunelerde en yüksek basınç 10 MPa olarak ölçülmüştür. Bu bilgi literatürle yapılan çalışmalarla örtüşmektedir. Yürümenin mid-stance fazında ya da ayakta duruş pozisyonu olarak da adlandırılan durumda yapılan basınç ölçüm çalışmalarında sensör kapasitesi aşılmıştır. Afoke ve arkadaşları Deneysel çalışmasında nötral pozisyonda en yüksek basınç olarak 8, 4.9 [66] ve 6,2 MPa [57] bulmuştur. Konrath ve arkadaşları [68], Olson ve arkadaşları [65] ve von Eisenhart ve arkadaşları [60] normal bir kalçada deneysel çalışmalarda en yüksek basıncı yaklaşık 6,2±2,8,

8,08±2,46 ve 7,7±1,95 MPa olarak bulmuşlardır. Michaeli ve arkadaşları [17] normal kadavra modellerinde 800-1200 N kuvvetinde yaklaşık 6,65±1,85 MPa olarak ölçülmüştür. Konrath ve arkadaşları [68], Olson ve arkadaşları [65] ve Anderson ve arkadaşları [64] deneysel çalışmalarında mid-stance fazında ortalama basınçlarını sırasıyla yaklaşık olarak 3,8±0,95, 4,2±1,1 ve 4,7±0,5 MPa olarak bulmuşlardır. Bu çalışmada, displazik bir kalçanın duruş pozisyonunda deneysel olarak Tablo 4.2'de gösterildiği gibi 3,01-2,86-2,67 MPa ortalama basınç ölçülmüştür. Bahsedilen çalışmaların hepsi kadavra ile yapılmıştır. Deneysel çalışmadaki en yüksek ve ortalama basınçlara bakıldığında 5-10 MPa aralığında büyüklük normal kalça için kabul edilebilir bir değerdir.

Deneysel çalışmada ortalama ve en yüksek basınç değerlerinin displazik kalçada daha yüksek çıkması beklenir. Ancak ortalama basınç literatürde yayınlanan çalışmalarda belirlenen değerlerden daha düşük bulunmuştur. Bunun sebebi ölçülen temas alanının Konrath ve arkadaşları [68], Olson ve arkadaşları [65] ve Anderson ve arkadaşları [64] tarafından normal kalça eklemi için bulunan sırasıyla 589, 783±284 ve 425±25 mm^2 olan temas alanlarından daha düşüktür. Bu nedenle Şekil 4.13 ve 4.14'de görüldüğü gibi maksimum basınç küçük bir alanda yüksek bir değerde bölgesel olarak oluşmaktadır. Bu durum ve non-uniform gerilme dağılımı özellikle hiperelastik malzeme için anterior-superior bölgede açıkça görülmektedir (Şekil 4.13 ve 4.14). Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılmış çalışmalar ile kıyaslandığında ilgili literatürlerde femur üzerindeki en yüksek basınç Russell ve arkadaşları, [92] Bachtar ve arkadaşları [94] ve Anderson ve arkadaşları [64] sırasıyla normal kalçada yürüme esnasında 1,89, 5,50 and 10,78 MPa basınç olarak belirlemişlerdir. Russell ve arkadaşları [92] ve Anderson ve arkadaşları [64] çalışmalarında temas alanı olarak sırasıyla 2265 and 304,2 mm^2 değer bulmuşlardır. Ayrıca Russell ve arkadaşları [92] displazik kalçada temas basıncı ve temas alanı olarak 6,73±3,15 MPa ve 614±183 mm^2 bir değer bulmuştur. Deneysel çalışmada bulunan değerler literatürde normal kalça için tespit edilen değerler ile örtüşmektedir. Ancak displazik kalçada daha yüksek olması beklenmektedir. Şekil 4.21'de görüldüğü gibi yapılan deneysel çalışmada bulunan femur kıkırdağının üzerinde ortalama basınç sonlu elemanlardakinin yaklaşık 10 katıdır. Literatürde displazik kalçalar için ortalama basınç rapor edilmemiştir. Her iki yöntemde en yüksek,

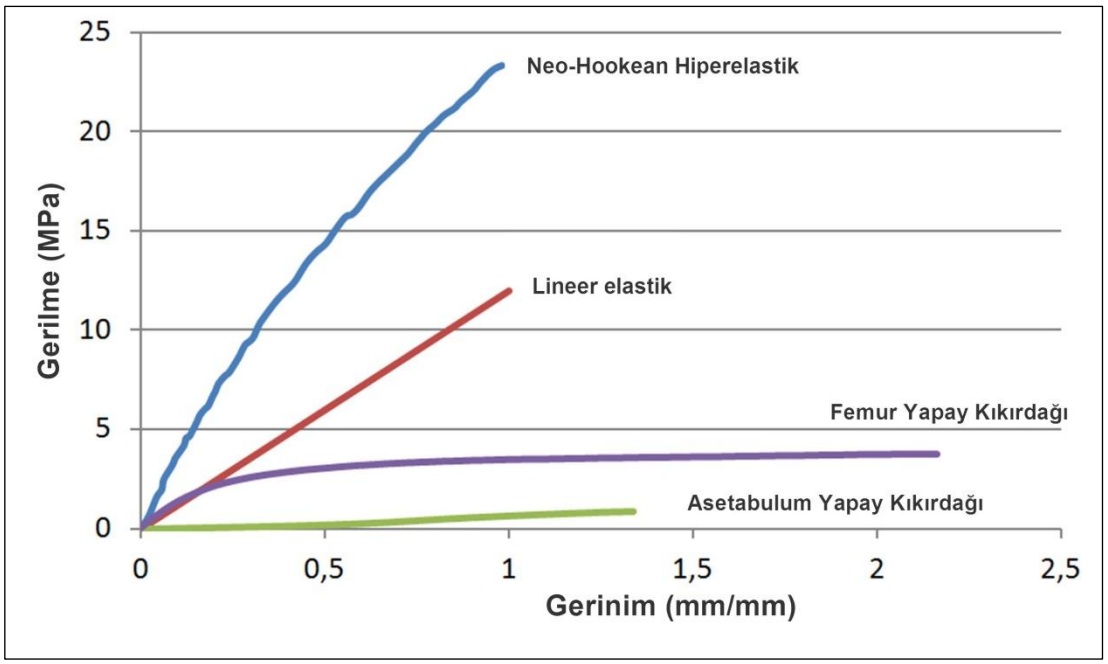
ortalama basınç ve temas alanı değerleri geniş kapsamda değişim gösterirken, deneysel çalışmada belirtilen ortalama temas basıncı ve alanı literatürle uyuşmaktadır. Bu durum deneysel sonuçların sonlu elemanlar sonuçlarından daha uygun olduğunu akla getirmektedir. Ancak film kapasitesinden dolayı her iki yöntem ile ölçülen en yüksek basınçları kıyaslamak tam anlamıyla mümkün değildir.

Sonlu elemanlar çalışmasındaki değerlerin deneysel çalışmalar ile karşılaştırıldığında bulunan aşırı farklar Russell ve arkadaşları [92] tarafından yapılan çalışmada da görülmektedir. Çalışmada bazı displazik kalça eklemlerinde en yüksek temas basıncı yaklaşık 4 MPa bulunmuştur. Oysaki çoğu çalışmada bu değer normal kalça eklemi için bahsedilen ortalama değeri belirtmektedir.

Çalışmada displazik kalçada yapılan deneysel durumu simüle etmek için hiperelastik malzeme tanımlaması deney verilerinden yapıldı. Simülasyon bu deney verileri kullanılarak sonuçlar incelendi (Şekil 4.20). Buna göre hesaplanan en yüksek basınç değerleri Tablo 4.3'de belirtildiği gibi 15 MPa civarında bulundu. Bu değer diğer sonlu elemanlar analiz sonuçları ile karşılaştırıldığında düşük kalmaktadır. Deney verileri kullanılarak yapılan analizlerde sonuçların deneysel sonuçlara daha yakın bulunacağı sonucu ortaya çıkar. Bu durum bize malzeme değerinin analizlerde sonuç açısından ne kadar önemli olduğunu göstermektedir. Şekil 4.20 basınç dağılımı açısından incelendiğinde deneysel sonuçlardan farklıdır. Basınç dağılımı Şekil 4.13'de gösterilen displazik kalçada elde edilen basınç dağılımı ile benzerlik gösterir. Bunun temel sebebi aynı geometrik yapının kullanılmasıdır. Geometrik yapı ve biçim analizlerde önemli olduğu bu oluşan durumdan da görülmektedir.

Bu çalışmada kalça bilgisayar modellerinin CAD modeline dönüştürülme sürecinde kişiye özgü model yüzeyleri oluşturabilmek için (düzleştirme, boşlukların doldurulması vb.) adapte olmayan ve uyumsuz kalça eklemlerinin yüzey bozuklukları birebir tanımlanmaya çalışılmıştır. En büyük basınç değerinin yüksek olmasının sebeplerinden biride modelleme süreci ile ilgilidir. İdeal geometriye sahip düzgün ve kalça uyumu olan dispalzik kalça modelinde, en yüksek basıncın daha düşük ve daha yüksek temas etkileşimi olması işte bu nedenledir. Bu durum şunu destekler: Çalışmamızla uyumlu sonuçlarda, kalça ekleminin geometri arayüzeyi özellikle tahmini yapılan en büyük gerilme ve temas alanının ana etkenidir. Çok az

da olsa diğer etkileyen etken ise sanal ve yapay modellerimizde labrum ve kankelous kemiklerinin ihmal edilmiş olmasıdır [132]. Ayrıca malzeme özelliklerinin farkıda literatürde yayınlanmış çalışmalarda olduğu gibi farklı bir etkendir. Şekil 4.23'de literatürde ve deneysel olarak kullanılan malzeme özellikleri görülmektedir. Sonlu elemanlar çalışmalarında hiperelastik malzeme [64, 132] kullanımı sonucu gerilim değerleri göreceli olarak yüksek, lineer izotropik [92, 130] malzeme kullanımı sonucu düşüktür. İlaveten, analizde atanan malzeme özellikleri sağlıklı bir insan için kullanılan değerlerdir. Çünkü literatürde displazik bir kalçanın kıkırdak malzeme özellikleri bildirilmemiştir. Dejenere kıkırdağın malzeme özellikleri normal bir kalça kıkırdağının malzeme özelliklerinden farklıdır.



Şekil 4.23. Literatürde ve deneyde kullanılan kıkırdak malzeme özellikleri

Bilgimiz dahilinde literatürde gerçekçi yapay eklem modeli ile temas basınç belirleyen iki çalışma mevcuttur. Iliescu ve arkadaşları [124] normal ve displazik kalçada temas basıncını ölçerek gerilme dağılımını göstermişlerdir. Kemik malzemeyi epoksi resin, kıkırdakları ise yumuşak lastik malzemeden üreterek fotoelastik çalışma yapmışlardır. Normal ve displazik kalçada en yüksek sırasıyla 8 ve 13,5 MPa asal gerilme değeri elde etmişlerdir. Bir diğer çalışma Michaeli ve arkadaşları [17] tarafından hem kadavra da hem de yapay modelde, normal ve displazik kalça modeli ile yaptığı çalışmadır. Normal ve displazik kalçada bilgisayarlı hesaplama yaparak en yüksek basınç gerilmesini tahmin etmişler ve

deneysel olarak buldukları sonuçlar ile basınçları karşılaştırmışlardır. Normal kadavra modellerinde 800-1200 N arasında yaklaşık 6,65±1,85 MPa basınç, yapay kalça modellerinde 250 N'da 0,825±0,32 MPa basınç elde etmişlerdir. Her iki model için en yüksek basınçlar günlük aktiviteler düşünülerek meydana gelen kuvvetlerin uygulanmasıyla oluşturulmuştur. Her iki çalışmayla, mevcut çalışmayı karşılaştırmak zordur. Çünkü fotoelastik çalışma anteroposterior görünüşü temelli iki boyutlu olarak yapılmıştır. Michaeli vd. [17] ise plastik yapay modellerde karşılaştırmayı belirli bir katsayıda/oranda yapmıştır.

Kalça temas basıncını tespit etmede kullanılan sensörlü endoprotez [73, 75], basınç transduserleri [5], matematik [77, 85] ve numerik yöntemler [88] gibi birçok yöntem ile yapılmış çok sayıda araştırma mevcuttur. Normal bir kalça ekleminde 5-10 MPa'lık en yüksek basınç seviyeleri yine bu çalışmalar ile de desteklenmektedir. Bu nedenle displazik kalça davranışını ortaya çıkarmak için temas özelliklerinin belirlenmesi gereklidir.

Femur ve pelvis ayakta duruş pozisyonuna göre pozisyonlandırılmıştır. Bu pozisyonda kalça eklemi düşey kuvvet ekseninde uzakta hizalandırılmıştır ki bu durum ekstra moment üretecektir. Bu da gerilme yoğunluğunun neden superior-posterior yönünde oluştuğunu açıklar. Bu gerilme yoğunluğu dikey yönde küçük farklılıklara sahiptir. Ancak sonlu elemanlar çalışmasında Şekil 4.13 ve 4.14'de görüldüğü gibi gerilme odak noktası superior-anterior alanda olur.

%10 hassasiyetle ölçüm yapan prescale basınç sensörü temas alanı ve temas basıncı ölçmek için değerli ve etkili bir araçtır [131]. İlaveten, resim işleme süreci %10 hassasiyetle ölçüm yapmamıza imkan sağlar [29]. Ayrıca sensörün yerleştirilmesi dahi temas durumunu değiştirir [133]. Streç filmle koruma amaçlı örtmede filmin tepkisini önemli derecede etkiler [134]. Bu bulgular sonuçları değerlendirirken ihmal edilmemelidir.

Deneyde kullanılan yapay modellerin uygunluğu ve kullanılabilirliği temas karakteristiği için gereklidir. Sonlu elemanlar çalışmalarındaki çoğu analiz sonuçları deneysel çalışmalarla karşılaştırılıp doğrulandığı sürece faydalı olacaktır. İdealize edilmiş koşullarda yapılan analizler gerçek ortamda sonuçlarla ilgili ciddi hatalar ortaya çıkarır. Gerçek sorunla bağlantılı olarak model hassasiyeti geometrik şeklin ve

malzeme özelliklerinin fiziksel durumda nasıl temsil edilebilirliği ile bağlantılıdır. Sonlu eleman çalışmalarının deneysel sonuçlarla in vivo doğrulaması, yaşayan dokunun benzetimi çok karmaşık olduğundan özellikle malzeme özellikleri, oryantasyon, yükleme modelleme ve ölçme tekniğinden dolayı çok zordur.

Fiziksel model kullanılarak biyomekanik alanında sonlu elemanlar çalışmasında gerilme ve basınç değerlerinin tayininde doğrulama birçok çalışmada yapılmıştır. Örneğin detaylı olarak oluşturulan bir ayak modelinde [66] daha sonra deneysel sonuçlar ile karşılaştırılması yapılmıştır [70]. Diğer bir çalışmada, ayak bileğinde dijital bir film sensörü ile yapılan ölçümler sonlu elemanlar yöntemiyle doğrulanmıştır [67]. Normal bir sağlıklı kalça ekleminde ise sonlu elemanlar çalışması ile doğrulama Anderson ve arkadaşları tarafından yapılmıştır [64]. Omurgada ise L3-L5 omurgaların çift taraflı sonlu elemanları modeli oluşturularak deneysel çalışma ile doğrulama yapmaya çalışmışlardır [135]. Kadavra femur ile yine sonlu elemanlar çalışmasının deneysel sonuçlar ile doğrulaması yapılmıştır [64]. Ancak bu ve benzer çalışmalarının çoğu canlı doğal dokular ya da organlar kullanılarak yapılmıştır. Canlı bir dokunun yerine kullanılabilecek yapay bir modelin kullanımı ise çok kısıtlı çalışmalarda mevcuttur. Bunlardan bir taneside "sawbone" olarak adlandırılan kemik modeli yerine kullanılan yapay modellerdir [136]. Kullanılan kemiğin özelliklerinden biriside tüm yükleme rejimlerinde gerçek kemik ile çok düşük değişiklikler göstermesidir. Johnson ve arkadaşları [137] hastaya özgü bir yapay kafatası modeli üreterek sonlu elemanlar ve deneysel sonuçları karşılaştırmıştır. Michaeli ve arkadaşları [17] yapay bir kalça modeli oluşturarak kadavra deneyleri ile karşılaştırmasını yapmıştır. Ancak sonuçların yorumlanması belirli oranlarda olmaktadır. Michaeli çalışmasında displazik kalça modelini bilgisayar ortamında oluşturmuştur.

Displazik kalça tedavisi için kullanılan asetabular osteotominin stabilitesini Widmer ve arkadaşları [107] yapay modeller ile incelemiştir. Ancak kullanılan modellerin hiçbirisi displazik kalça modelini yansıtmamaktadır. Normal sağlıklı bir kalça modelini temsil etmiştir. Dhakshyani ve arkadaşları [138] BT görüntülerinden displazik kalça modeli elde etmiştir. Ancak bu modellerde yalnızca görsel olarak yararlanmıştır. Bir diğer çalışmasında elde ettiği modeller üzerinde sonlu elemanlar çalışması yapsa da modeller üzerinde sadece eş değer gerilmeler belirlenmiştir [61].

Başka bir yapay displazik bir kalça model oluşturulan çalışma da Pressel ve arkadaşları [109] pelvik osteotomisini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmaların hiçbirinde kalça temas basıncı ve bunula ilgili bir parametre yer almamaktadır.

Displazik kalçada ostetomi sonrası kalça temas basıncı ile ilgili çalışmalar sürekli nümerik olarak çalışılmıştır. Sonlu elemanlar ya da matematiksel hesaplamalar şeklinde ayrılırsa son yıllarda nümerik hesaplamalardan sonlu elemanlar yöntemine doğru çalışma sayısı artma göstermektedir. Tai ve arkadaşları [125] temas basıncı ile ilgilenmeselerde kemik ve implant gerilme dağılımını inceleyerek uygun osteotomi yöntemini belirlemeye çalışmışlardır. Zhao ve arkadaşları [108] aynı şekilde sonlu elemanlar yöntemi ile femur ve pelvis üzerindeki gerilme dağılımını incelemişlerdir. Buna göre displazik modelde gerilme dağılımı daha yüksek çıkmaktadır. Chengini ve arkadaşları [130] CE açısı artışında Von Mises gerilmelerinin ve temas basıncının azaldığını belirlemiştir.

Deneysel olarak kalça temas basınçları Iliescu ve arkadaşları [124] tarafından yukarıda da değinildiği gibi osteotomi ile de temas bölgesinde asal gerilmelerin azaldığı gösterilmiştir. Iglic ve arkadaşları [82] ve Mavcic ve arkadaşları [79] displazik kalçada Şekil 1.7'de görülen VCE açısının artmasıyla en yüksek temas gerilmesi/vücut ağırlığı oranının azaldığını göstermiştir. Normal kalçaya göre displazik kalçada neredeyse 2 kat fark olduğunu belirlemiştir. Bir başka çalışmasında periasetabular osteotominin temas basıncını yarı yarıya azalttığını tespit etmiştir [112]. Mavcic ve arkadaşları [60] artan yaş ile kalça patolojisindeki değişimin yüksek temas basıncı ile ilgili olduğunu göstermişlerdir. Yine benzer bir çalışmada Herman ve arkadaşları [98] matematiksel olarak Chiari osteotomisinin kalçada yarıyarıya gerilme azalımına yol açtığını göstermişlerdir. Literatürde yapılan deneysel ve sonlu elemanlar çalışmalarında osteotomi sonrası fiziksel parametreler değerlendirilsede temas basıncını belirten teorik bilgiler haricinde az sayıda çalışma yapılmıştır. Tsumura ve arkadaşları [121] tarafından yapılan bilgisayar analizinde ise osteotomi sonra basınçların yarı yarıya azaldığı gösterilmiştir. Ancak bulunan değerler osteotomi öncesi 4±1,3 MPa civarında iken osteotomi sonrası 2,6±1 MPa'ya düştüğü belirtilmiştir.

Hipp ve arkadaşları [122] bilgisayarlı modellerle yaptığı çalışmada displazik kalçada temas alanını 1300±300 mm^2, normal kalçada ise 1750±300 mm^2 olduğunu belirtmiştir. Aynı şekilde mid-stance fazında displazik kalçada en yüksek temas basıncının yaklaşık 2,5±0,6 MPa, normal kalçada ise 2,2±0,3 MPa olarak tespit etmiştir. Deneysel çalışmada en yüksek açıda Salter osteotomisi yapılması durumunda temas alanı 610±52 mm^2 'den 370±59 mm^2 'ye düşmektedir (Şekil 4.9). Aynı şekilde Ganz osteotomisinde en yüksek açılı osteotomide temas alanı 348±53 mm^2 'ye düşmektedir (Şekil 4.11). Temas alanı açısından her iki osteotomi yöntemi için fark gözükmemektedir. Ancak ortaya çıkan durumun aksine temas alanının daha yüksek çıkması beklenir.

Ortalama basınç değerlerinde ise 2,84±0,17 MPa'dan Salter osteotomisinde en yüksek döndürme açısında 2,20±0,08 MPa, Ganz osteotomisinde ise 1,615±0,17 MPa ortalama basınç elde edilmiştir (Şekil 4.10 ve 4.12). Görüldüğü gibi beklendiğinin aksine temas alanı azalırken, ortalama basınç düşmektedir. Bu durumun iki sebebi olabilir. Bunlardan birincisi kullanılan sensörün özelliğinden kaynaklanabilir. Sensör film ölçüm kapasitesi 2,5-10 MPa'dır. Artan yük taşıma alanı artmasına karşın sensör kapasitesinin altında olduğu için 10 MPa'dan büyük değer ölçümleri tespit edilememiştir. Yani limit altında temas eden bölgenin sayısı artmaktadır. İkinci olarakta kıkırdak malzemesi için kullanılan kalıp silikonunun sönümleme özelliğidir. Her iki osteotomiyi kendi aralarında karşılaştırıldığında açık bir fark görülmemekle birlikte davranış yapıları benzemektedir. Ayrıca iki osteotomi yöntemi değer açısından farklı ortamlarda deneylerin gerçekleştirilmesinden dolayı kesin olarak karşılaştırılamaz. Çünkü deneyde kullanılan basınç temas sensörü sıcaklık ve neme duyarlıdır. Bu nedenle kesin karşılaştırmanın yapılması için deneyler aynı zaman diliminde peşi sıra yapılmalıdır.

Sonlu elemanlar modeli ameliyat sonuçlarına baktığımızda ise yine benzer durumlar ile karşılaşmaktayız. Şekil 4.15, 4.16, 4.17 ve 4.18'de görüldüğü gibi en yüksek döndürme açılarında Salter ve Ganz osteotomileri için yüzey alanı artmakta, maksimum temas basıncı ise 10 MPa değerini aşmaktadır. Ortalama alan için hesaplanan değerlerde fark tespit edilemedi. Böylece genel olarak bakıldığında osteotomiler arasında temas basıncı ve alanı bakımından ayrım sözkonusu gözükmesede beklendiği gibi ortalama basınçta düşme yaşanmaktadır. Bu durum

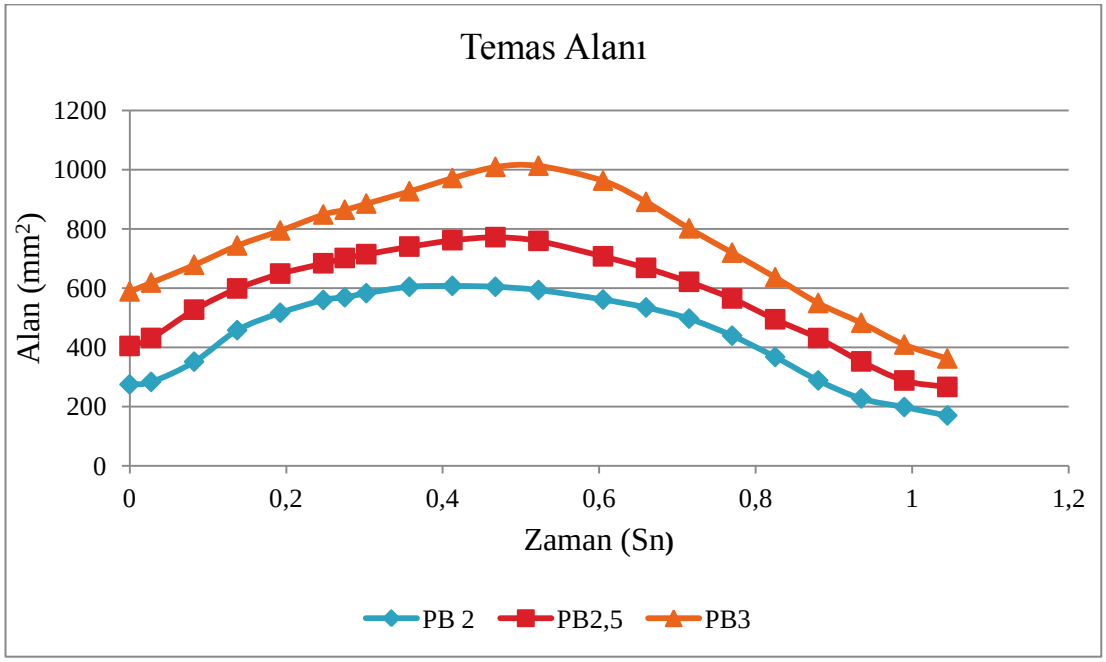
daha önce literatürde rapor edilmemiştir. Deneysel olarak bu durum Şekil 4.9, 4.10, 4.11 ve 4.12'de gösterildi. Sonlu elemanlar yöntemiyle elde edilen sonuçlar temas alanı açısından kıyaslanabilir gözükse de en yüksek ve ortalama basınç açısından bu mümkün gözükmemektedir. Ancak bu yöntemle de Salter osteotomisinde ortalama basınç düşmektedir. Ganz osteotomisinde de 20°x20° ameliyatı göz ardı edilirse aynı durum bu ameliyat içinde geçerlidir. Buna göre basınç açısından ameliyatla iyileşme sağlandığı görülmüştür.

Bu çalışmada Ganz ve Salter osteotomileri temas basıncı ve temas alanı olarak değerlendirilip karşılaştırılması yapıldı. Ancak biyomekanik açıdan değerlendirilmesi için kas kuvvetlerininde dahil edilmesi gereklidir. Çünkü ameliyat sonrası büyük ölçüde etki kuvveti değişen kas kuvvetleri femur başı ve asetabulum arasındaki biyomekaniği etkilemektedir [54]. Ezirmik ve arkadaşları [103] Salter ve Pemberton osteotomilerini hastalar üzerinde ameliyatını gerçekleştirip farklılıklarını biyomekanik açıdan değerlendirmişlerdir. Buna göre Pemberton osteotomisi, biyomekaniği Salter osteotomisinden daha az etkilemekte olduğunu rapor etmişlerdir. Pemberton osteotomisi, Salter osteotomisi ile karşılaştırılınca pelvik halkayı ve kalça eklemlerini üzerinde az değişikliklerle uygun biyomekanik değişiklikler göstermiştir. Pfeifer ve arkadaşları [110] Salter osteotomi sonrası kalça ekleme tepki kuvvetlerinin azaldığını ve gluteus medius ve maksimus kaslarının uzunluklarının arttığını tespit etmiştir. Böylece temas alanının artarak kas kuvvetlerinde azalma olduğunu rapor etmiştir. Bagatur ve arkadaşları [59] Pemberton osteotomisinin çok iyi sonuçlar verdiğini rapor etmişlerdir. Buna göre sonraki çalışmalarda modellerde kas kuvvetlerininde literatür ışığında çalışmaya dahil edilmesi gerekmektedir.

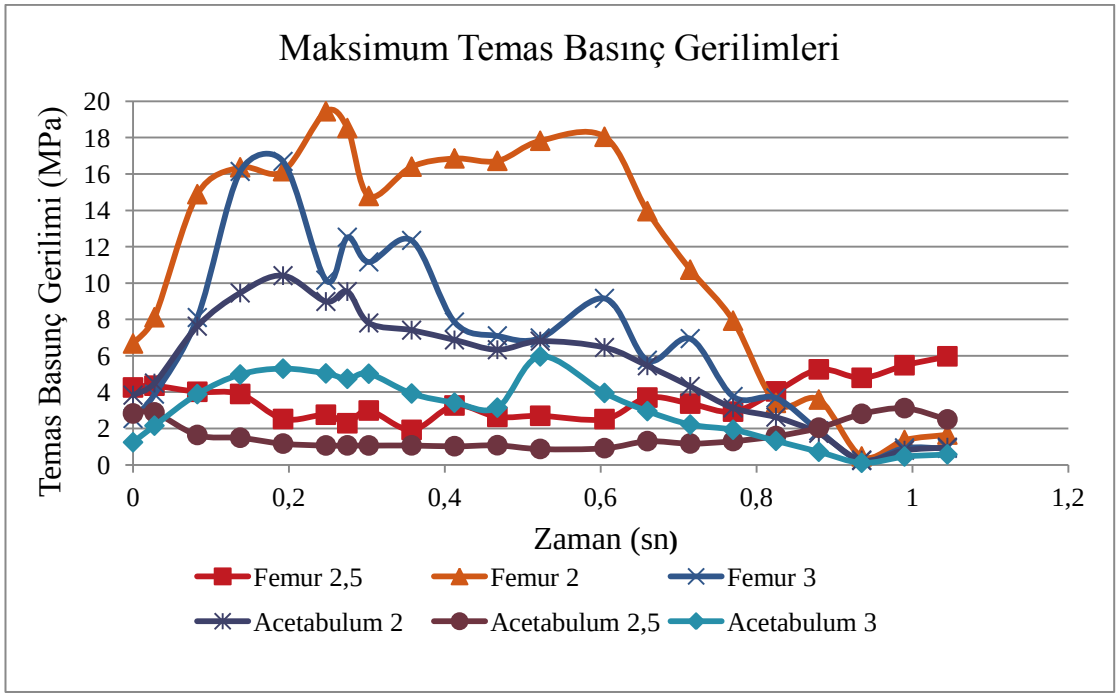
4.3.Yürüme analizi

Displazik bir kalçada sonlu elemanlar yöntemini kullanarak yürüme analizi gerçekleştirildi ve temas alanı ve temas basıncı açısından değerlendirildi. Şekil 3.43 ve 3.44' de görüldüğü gibi 1 adımlık süre içerisinde 21 dilimlik zaman içerisinde sonuçlar Şekil 4.24 ve 4.25' de gösterildi. Literatürde özellikle normal kalça için yürüme analizi gerçekleştirilmiştir. Yoshida ve arkadaşları [88] ayrık elemanlar yöntemini kullanarak yaptığı çalışmada normal yürüme esnasında 3,26 MPa en

yüksek basıncı elde etmiştir. Ayrıca bu süreçte toplam alanın %76,3 ü temas etkileşiminde olduğunu rapor etmiştir. Analizimizde 3. yada 4. dilime denk gelen esnada en yüksek basıncın olduğunu bildirmiştir. Benzer bir çalışmayı Kumagai ve arkadaşları [84] ve Guang ve arkadaşları [123] tarafından yapılmıştır. Kumagai ve arkadaşları [84] yine benzer bir zamanda 22,4 MPa'lık bir temas basıncı bulmuştur. Guang ve arkadaşları [123] ise yaklaşık 4,25 MPa basıncını 31 dilimlik yürüme esnasında 15. dilimde tespit etmiştir. Temas alanını ise ilk 20 zaman dilimi içerisinde 1200-1500 mm^2 arasında bularak en yüksek 1500 mm^2'lik temas alanı belirlemiştir. Yine benzer bir çalışma Yousif ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir [139]. Çalışmalarında temas basıncı yerine normal gerilme değerlerine bakmışlar ve femur boynunda 9,48 MPa değerinde en yüksek değeri bulmuşlardır. Bu alanda en kapsamlı çalışmayı Harris ve arkadaşları tarafından yapılmıştır [132]. Normal yürümede 7,52 MPa±2,11 MPa elde etmiştir. Resmettikleri şekilde temas alanı basınç yayılımı görülmektedir. Romano ve arkadaşları çift taraflı displazik kalçada yürüme analizinde ekstansiyonda azalma ve fleksor ve ekstansör momentlerinde düşüş görülmektedir [117].

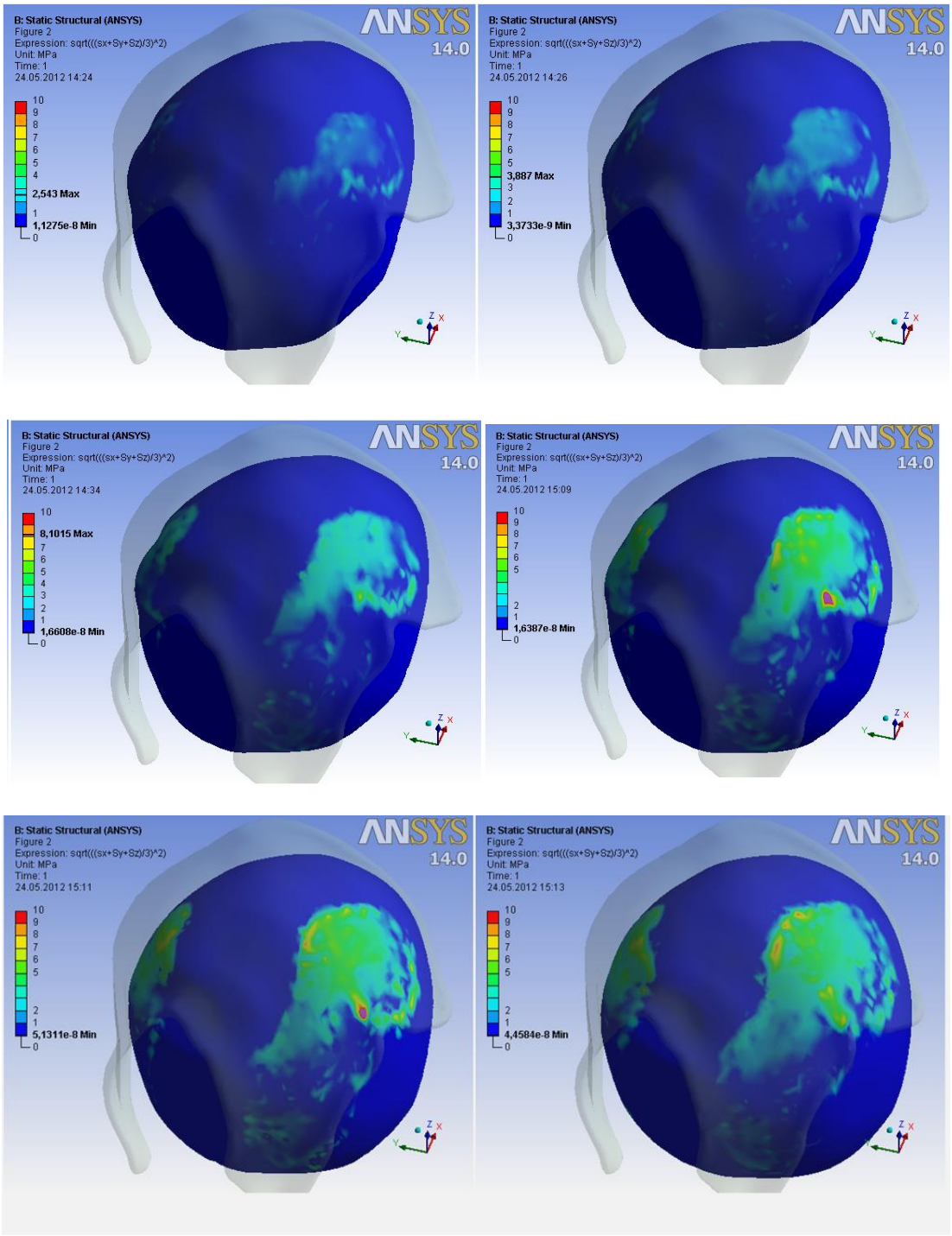


Şekil 4.24. Analizde pinball değerine göre yürüme esnasında temas alanı

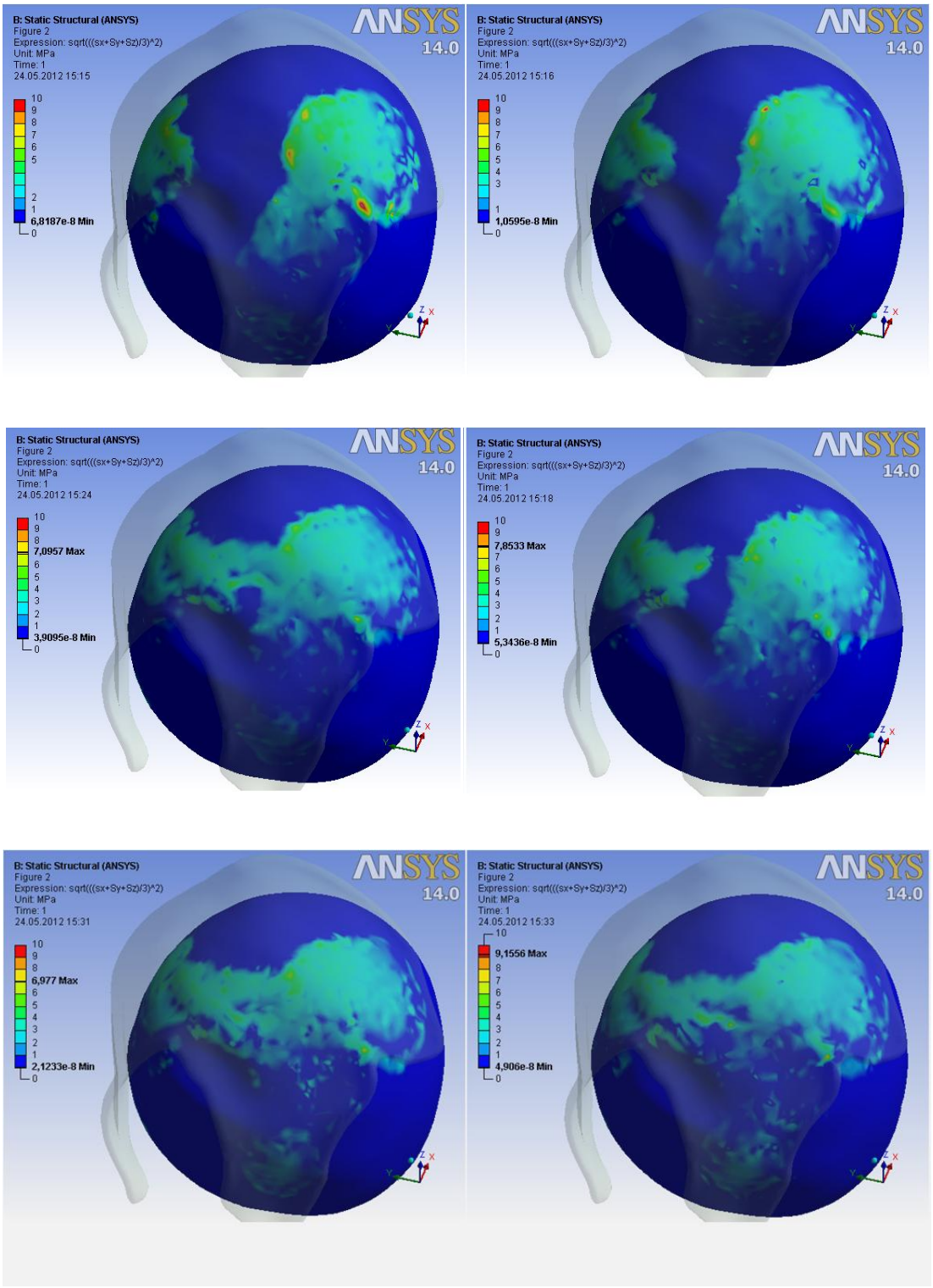


Şekil 4.25. Analizde pinball değerine göre femur ve asetabulumda temas basıncı

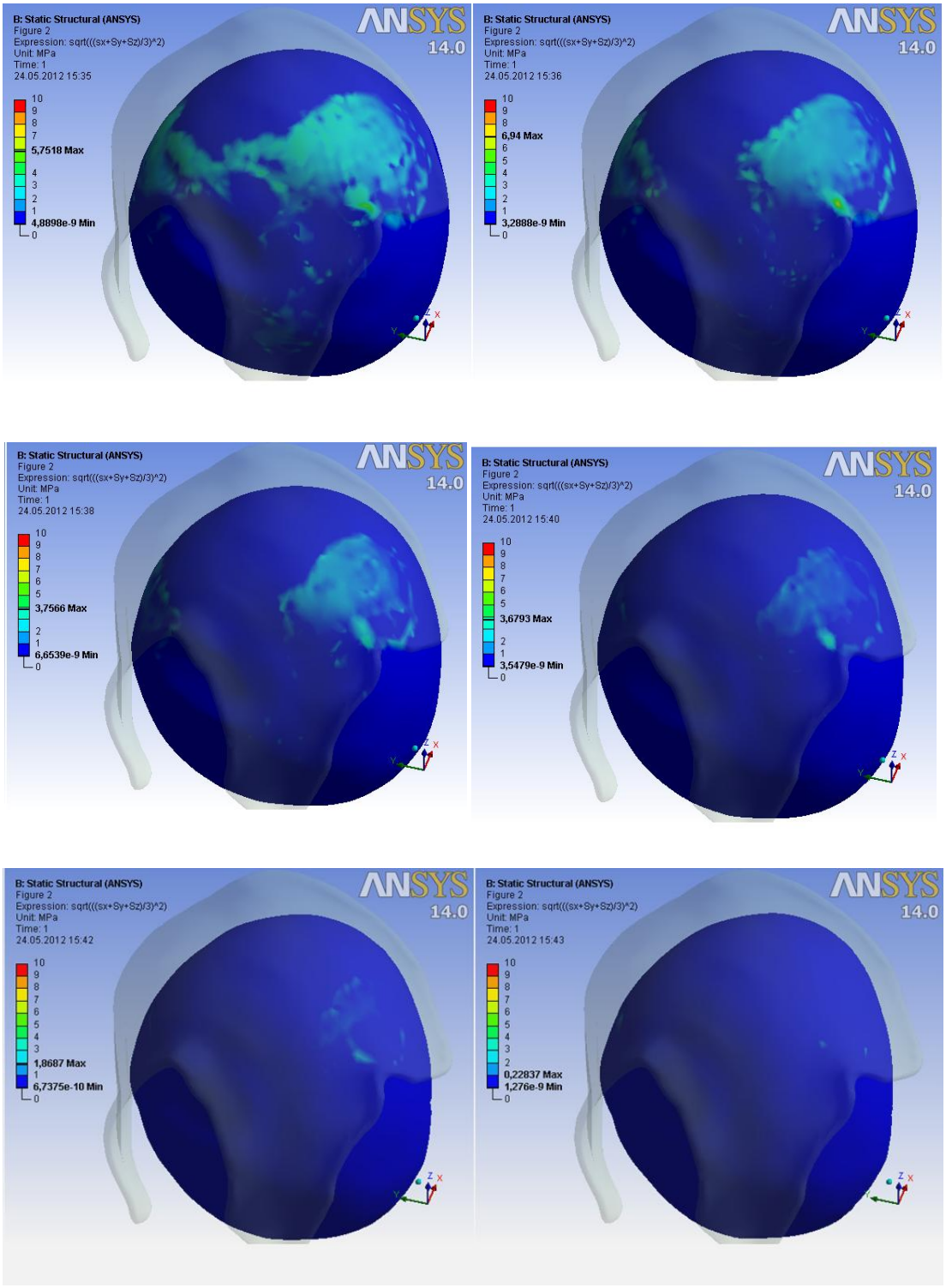
Daniel ve arkadaşları femur anteversion açısı arttıkça ve CE açısı azaldıkça yürüme esnasında oluşan temas basıncının arttığını belirtmiştir [106]. Chang ve arkadaşları çift taraflı kalça displazisi olan 11 bayan hastaya Pemberton osteotomi sonrası yürüme durumlarını inceleniyor [106]. Pemberton osteotomisi olan grubun normal gruba yakın bir yürüme sağladığını belirtiyor. Çalışmamızda ise yükleme durumu Bergmann ve arkadaşları tarafından ameliyatla iyileşen kişilerin verileri kullanarak yapıldı. Literatürde yürüme esnasında displazik kalçaya gelen yükler rapor edilmediği için bu tip bir veri kullanıldı. Şekil 4.24'de görüldüğü gibi yüzey öteleme miktarı artırıldıkça temas alanı artmaktadır. Ancak şuda bilinmelidir ki displazik kalçada yüksek temas alanı beklenmez. Bu açıdan öteleme miktarı 2 mm olan yürüme analizi daha uygun görülmektedir. Ancak Şekil 4.25'de ise en yüksek temas basıncı bu öteleme miktarında görülmektedir ki bu da displazik kalça için uygun görülebilir. Şekilden görülebileceği gibi maksimum temas basıncı yaklaşık 20 MPa elde edilmiştir. Bu basınç değeri ayakta duruş pozisyonunda elde edilen değerlerin yaklaşık 2 katıdır ki bu sonuç beklenen bir sonuçtur. Şekil 4.26 ve 4.27'de femur ve asetabulum üzerinde öteleme miktarı 2 mm olan analiz için temas basınç sonuçları görülmektedir. Şekillerden Harris ve arkadaşları tarafından yapılan çalışma ile basınç yerleri açısından benzeşim yoktur [132]. Asetabular displazide asetabulum sığ olduğu için özellikle asetabulum her iki yanında basınç oluşumu gözlenmektedir.



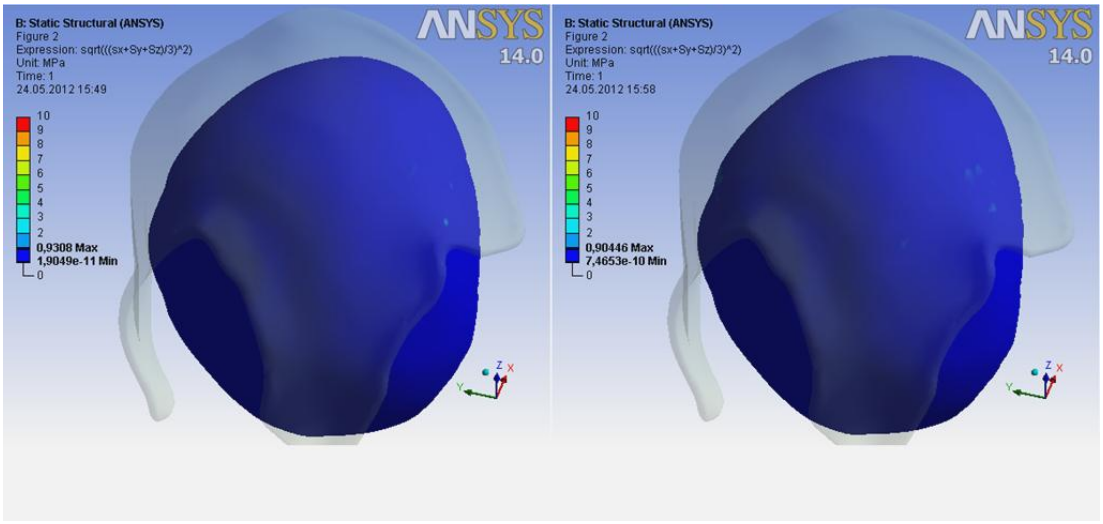
Şekil 4.26. Yürüme esnasında femur başı üzerinde oluşan temas basınçları



Şekil 4. 26. Yürüme esnasında femur başı üzerinde oluşan temas basınçları (devamı)

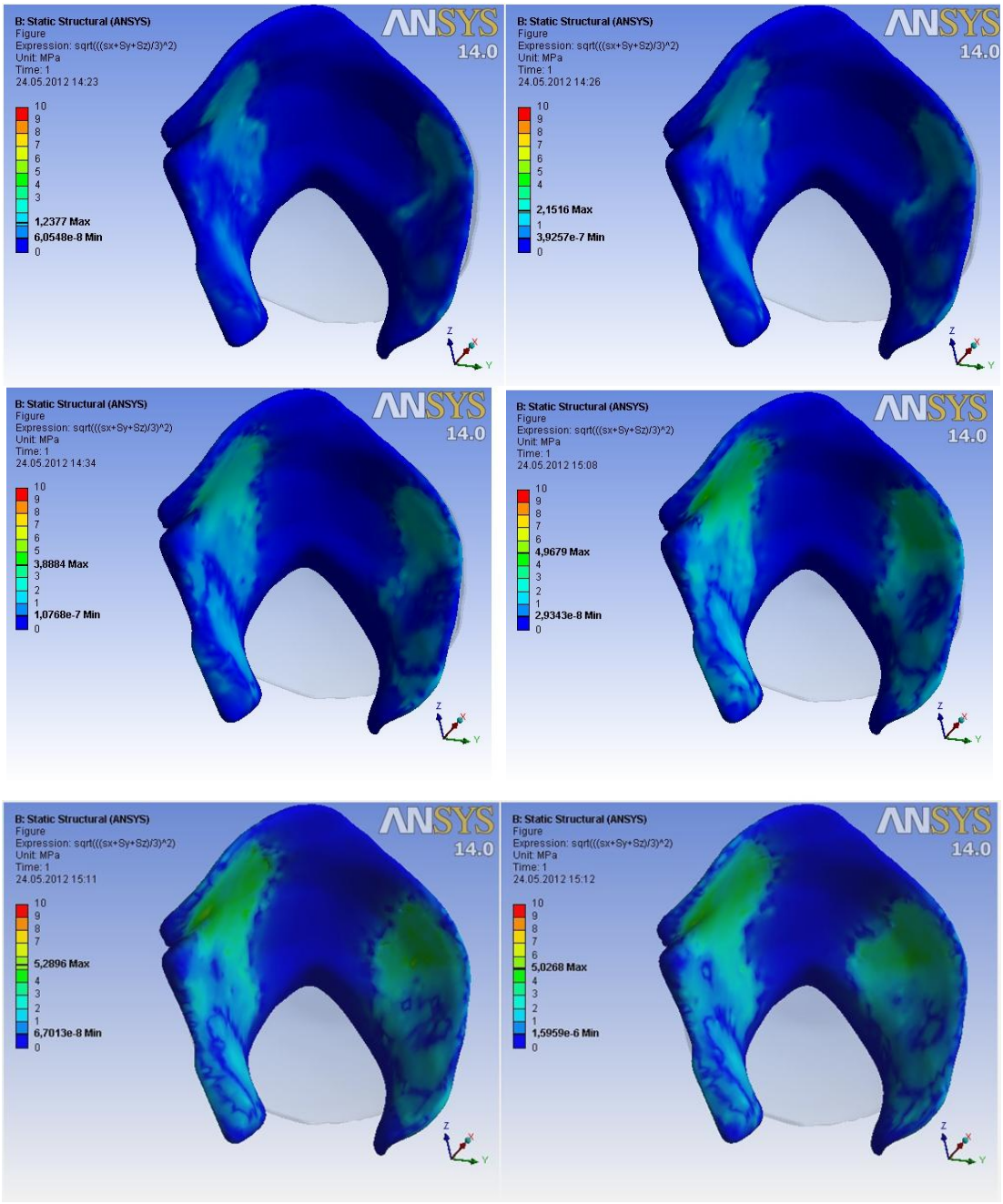


Şekil 4.26. Yürüme esnasında femur başı üzerinde oluşan temas basınçları (devamı)

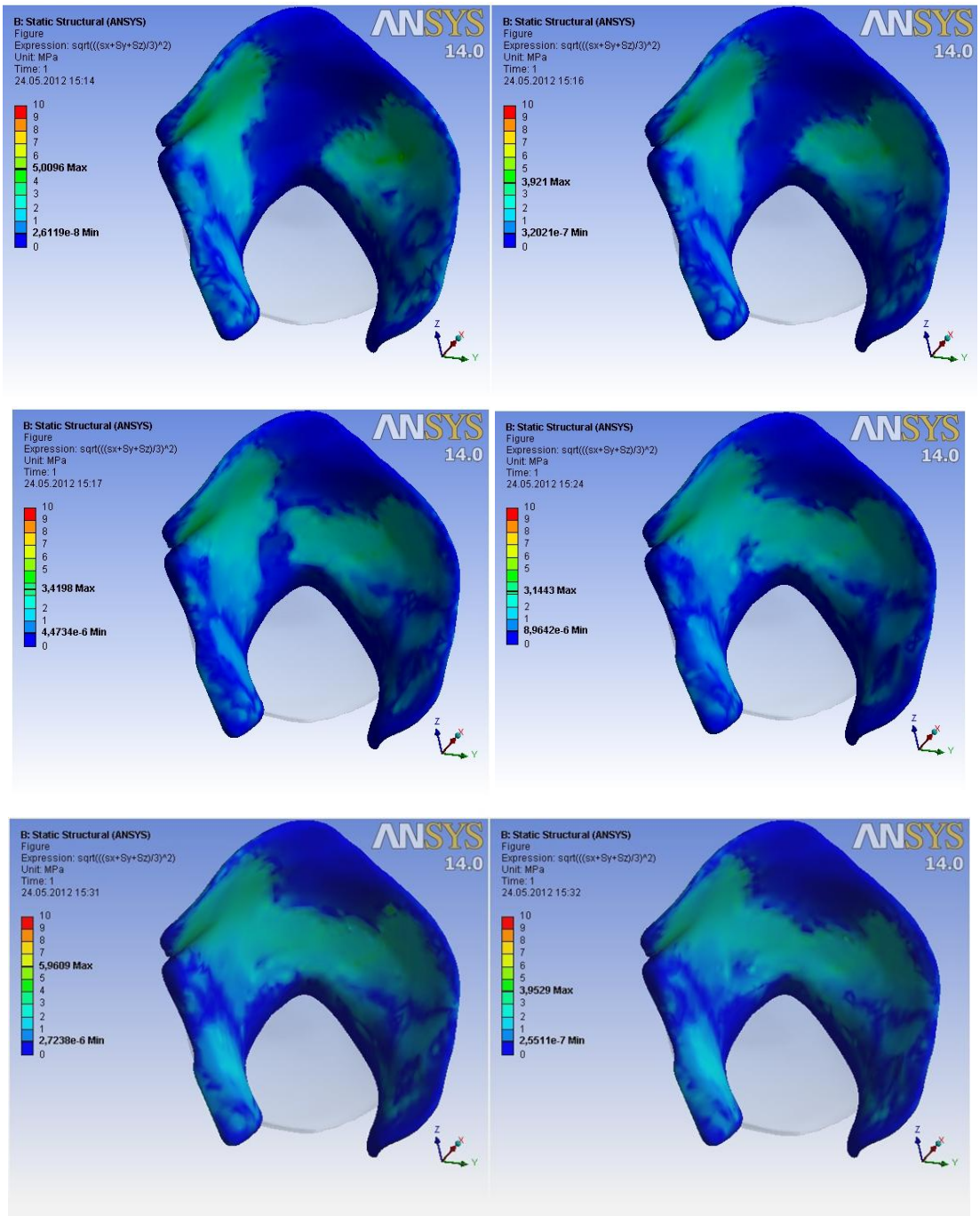


Şekil 4.26. Yürüme esnasında femur başı üzerinde oluşan temas basınçları (devamı)

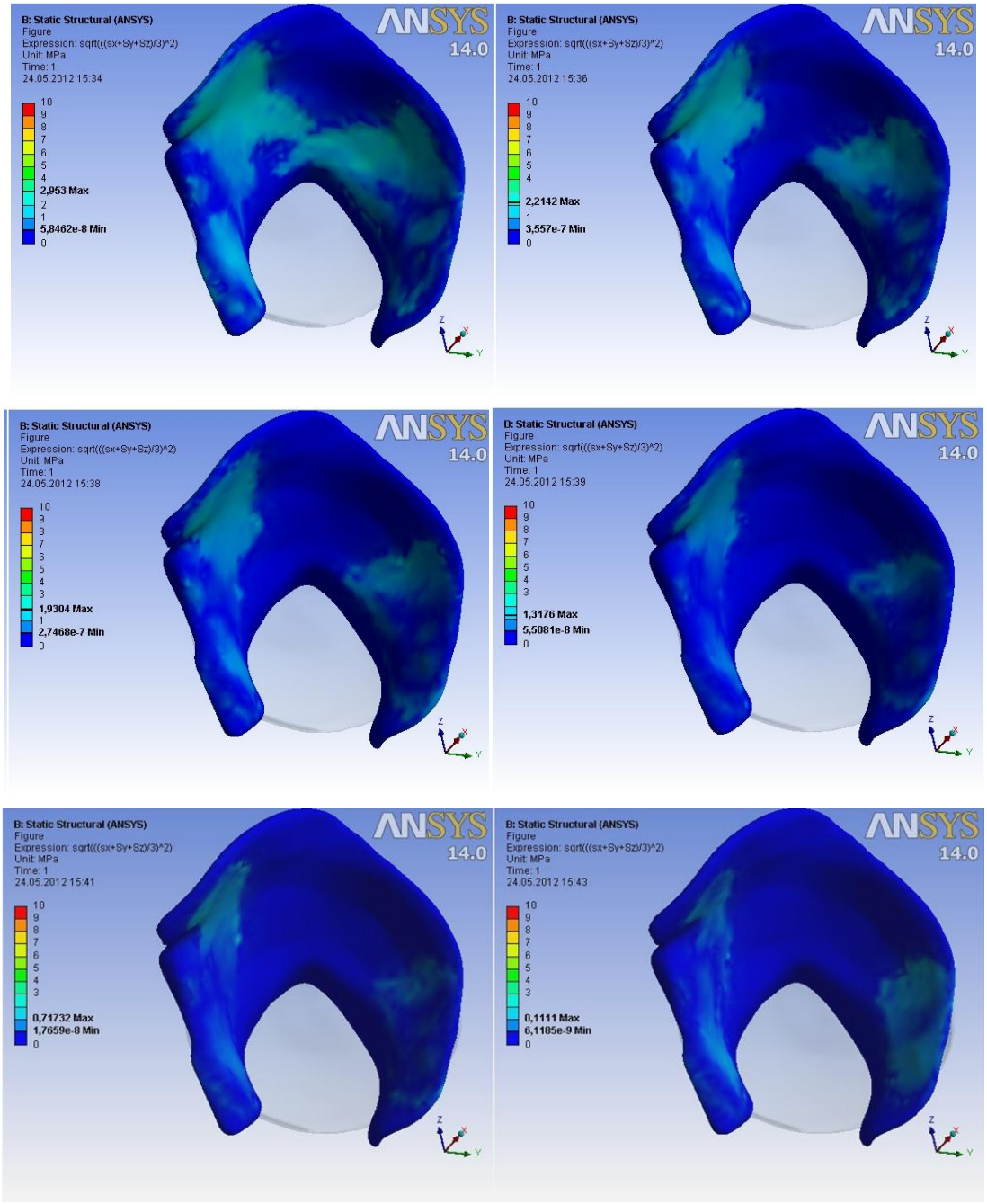
Bu çalışma da daha önceki sonlu elemanlar çalışmasında olduğu gibi bazı kısıtlılıklar mevcuttur. Temas bölgesinde öteleme ile yüzeyler üzerindeki şekil bakımından basitleştirme yapıldı. Ayrıca malzeme özellikleri olarak basitleştirilerek lineer isotropik olarak tanımlandı. Deneysel çalışmalarda olduğu gibi bu çalışmada da kas kuvvetleri ilâve edilmedi.



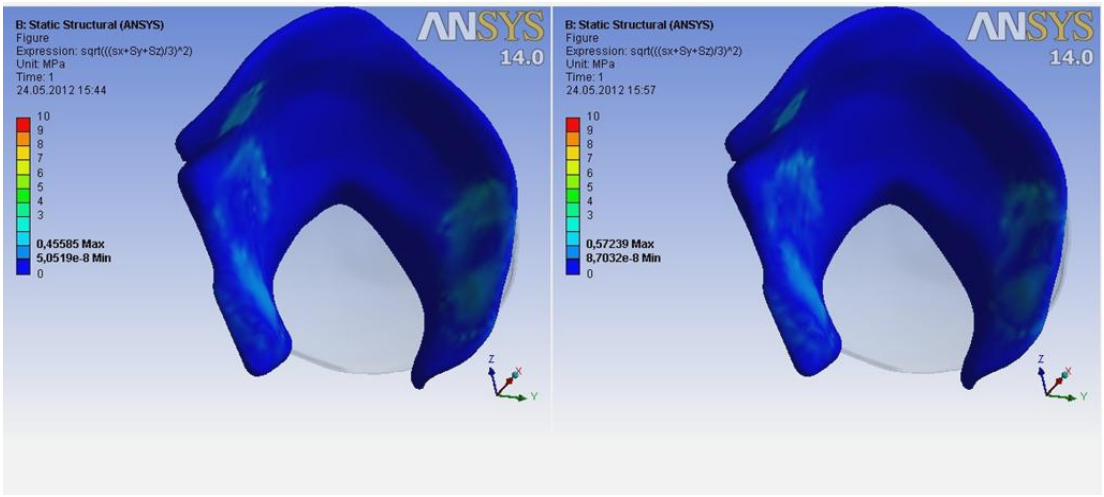
Şekil 4.27. Yürüme esnasında asetabulum üzerinde oluşan temas basınçları



Şekil 4.27. Yürüme esnasında asetabulum üzerinde oluşan temas basınçları (devamı)



Şekil 4.27. Yürüme esnasında asetabulum üzerinde oluşan temas basınçları (devamı)



Şekil 4.27. Yürüme esnasında asetabulum üzerinde oluşan temas basınçları (devamı)

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, bir GKD hastasının kalça eklem modeli, tomografi görüntülerinden elde edilerek CAD modelleri oluşturuldu. Bu CAD modellieri kullanılarak, hastaya özgü yapay kalça modelleri poliüretan türevli pelvis ve femur başı modelleri üretildi. Femur başı modeli alüminyum alaşımlı malzemeden ve farklı tip silikon malzeme kullanılarak yapay kıkırdak modelleri üretildi. Üretilen tam kalça modeli üzerine vücut ağırlığının 1,33 katı yük uygulanarak deneyler yapıldı. Oluşturulan düzenekte kalça ekleminde kâğıt tabanlı Fuji Film sensör yerleştirilerek en yüksek, ortalama temas basınç gerilmesi ve temas alanı hesaplandı. Daha sonra GKD modeline Salter ve Ganz osteotomileri uygulanarak farklı örtünme açılarında deney uygulamaları aynı şekilde tekrarlandı. Farklı osteotomi ve açılarda temas alanı ve temas basınçları da hesaplandı.

Elde edilen CAD modeller kullanılarak bilgisayar destekli sonlu elemanlar modelleri oluşturuldu. Sonlu elemanlar modelinde deneysel koşullar uygulanarak kalça ekleminde meydana gelen temas basınç gerilmesi ve temas alanları hesaplandı. Simülâsyonlarda, kemik malzemesi olarak, kortikal kemik için kullanılan malzeme değerleri tayin edildi. Kıkırdak malzemesi için ise, iki farklı kıkırdak (lineer ve non-lineer) malzeme değeri kullanıldı. SEA ile elde edilen temas alanı ve temas gerilmeleri deneysel sonuçlar ile elde edilen bulgular ile karşılaştırıldı. Ayrıca, elde edilen gelişimsel kalça displazili hastanın kalçe eklem modeli kullanılarak, hastanın yürümesi esanasında bir tam adımlık konumu için yürüme analizi yapıldı. Bir tam adımlık yürüme esnasında, kalça eklemine gelen x, y, ve z eksenleri doğrultusundaki temas yükleri uygulanarak temas basınçları hesaplandı.

Deneysel çalışmada elde edilen sonuçlar, sonlu elemanlar yöntemi ile hesaplanan sonuçlar ile kıyaslandığında ise Şekil 4.21'de görüldüğü gibi temas alanı, deneysel çalışmada daha yüksek, sonlu elemanlar çalışmasında ise daha düşük değerlerde olduğu görülmektedir. Temas alanının az olmasıyla Şekil 4.22'de görüldüğü gibi ortalama basınçta deneysel çalışmada yüksek, sonlu elemanlar çalışmasında düşük

hesaplanmıştır. Elde edilen hem temas alanı hem de ortalama basınç değerleri açısından yaklaşık 10 kat farklılık sözkonusudur. Bunun sebebi, deneyde kullanılan sensörlerin ölçme aralığı sınırlı olduğundandır.

Ayrıca, elde edilen kalça modellerine uygulanan farklı açılarda yapılan osteotomi modelleri deneysel ve sonlu elemanlar çalışmalarına tabi tutuldu ve sonuçlar karşılaştırıldı. Deneysel sonuçlarda her iki osteotomi sonrası örtünme açısı arttıkça ortalama temas basıncı azalırken, temas alanları da azalmıştır. Sonlu elemanlar modelinde ise örtünme açısı arttıkça temas alanı artmakta, ortalama basınç düşmektedir. Ayrıca sonlu elemanlar yönteminde literatürde geçen iki farklı kıkırdak malzeme değeri de kullanılmıştır. Kıkırdak modeli için kullanılan nonlineer malzeme ile elde edilen temas basınç değerleri, lineer malzeme kullanımı ile elde edilen temas basınç değerlerin yaklaşık 2 katı olarak hesaplandı.

Yürüme analizi incelendiğinde, geometri farklılaştırmasını simgeleyen pinball değerine göre analiz yapıldığında, pinball değeri büyüdükçe temas alanı artarken basınç değerlerinin azaldığı elde edildi. Pinball değeri 3 verildiğinde bulunan sonuçlar sağlıklı bir insanın değerlerine yakın olarak hesaplandı. Buradan displazik bir kalça eklemi yürüme analizi için pinball değerinin küçük olması gerektiği sonucuna varılır. Bu nedenle, pinball değeri 2 olan analiz sonuçları displazik bir kalçada oluşan yürüme değerleri ile örtüşmektedir.

Bu çalışma sonucu yapılabilecek öneriler şöyle ifade edilebilir. GKD deformitesine sahip hastaların kadavra çalışması için model bulunması zorluğundan dolayı genellikle deneysel çalışma yapılamaz. Bu nedenle, in vivo durumu iyi simule eden yazılımlar yardımı ile biyomekanik çalışmalar yapılabilir.

Elde edilen deneysel bulgulara göre örtünme açısı arttıkça temas basıncı azalırken temas alanı artması gerekirken azalmıştır. Bunun sebebi, ölçüm için kullanılan temas basınç sensörü 2,5 Mpa'dan düşük ve 10 MPa büyük değerleri okumamaktadır. Bu nedenle, 2,5 Mpa'dan düşük ve 10 MPa büyük basınç değerlerini de okuyan sensörler kullanılmalı ve yapılacak deney ortamı de sensör kullanım kılavuzuna göre düzenlenmelidir.

BT veya MRI görüntüleri yardımı ile, hastaya ait kıkırdak geometrisi bire-bir ölçüde elde edilmelidir ki temas basıncı hesaplamasıda doğru yapılabilsin. İlaveten, malzeme modellerinin de tanımlamaları, biyo malzemeye uygun veya yakın değerlerin de kullanılması önemlidir. Uygun model ve değerlerin kullanımı ile geometrik veya yükleme açısından duyarlılık çalışması da yapılmalıdır.

SEA'da, osteotomi sonrası temas alanları artmasına rağmen beklenen değerde bir artış olmamakta, çünkü simülâsyonlarda kullanılan direngenlik katsayısı en yüksek değer de (10) alınmıştır. Direngenlik katsayısının düşük alınarak yüksek kapasiteli bilgisayarlar kullanımı ile tekrar hesaplanmalıdır. Ayrıca, femur ve asetabulumdaki temas yüzeylerinin geoetrik uyumsuzluğu da dikkate alınmaldır. Kalça eklemini etkileyen kas kuvvetleri de dikkate alınmalıdır.

KAYNAKLAR

[1] Kutlu A., Memik R., Mutlu M., Kutlu R., Arslan A., Congenital dislocation of the hip and its relation to swaddling used in Turkey, *J. Pediatr. Orthop.*, 1992, **12**(5), 598-602.

[2] Doğruel H., Atalar H., Yavuz O. Y., İsmail U., Günay C., Şaylı U., Türkiye'de gelişimsel kalça displazisi sıklığının ve tarama programlarının değerlendirilmesi, *Turkiye Klinikleri Journal of Medical Sciences*, 2008, **28**(3), 357-360.

[3] İnci F., Gelişimsel kalça displazisinin açık redüksiyon ve salter innominate osteotomisi ile cerrahi tedavi sonuçlarının değerlendirilmesi, Uzmanlık Tezi, Dr. Lütfi Kırdar Kartal Eğitim Ve Araştırma Hastanesi, İstanbul, 2008.

[4] http://cocukergen.thsk.saglik.gov.tr/daire-faaliyetleri/756-gelişimsel-kalça-displazisi-erken-tanı-ve-tedavi-programı.html, (Ziyaret tarihi: 20 Nisan 2009).

[5] Adams D., Swanson S., Direct measurement of local pressures in the cadaveric human hip joint during simulated level walking, *Ann. Rheum. Dis.*, 1985, **44**(10), 658-666.

[6] Tachdjian M. O., *Congenital dislocation of the hip,* 1st ed., Churchill Livingstone, U.S.A., 1982.

[7] Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G. N., Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *J. Biomech.*, 2001, **34**(7), 859-871.

[8] Mow V. C., Setton L. A., Guilak F., Ratcliffe A., Mechanical factors in articular cartilage and their role in osteoarthritis, Editors: Kuettner K. E., Goldberg V. M., *in Osteoarthritic Disorders*, *Am. Acad. .Orthop. Surg*. Illinois, 147-171,1995.

[9] http://tr.wikipedia.org/wiki/osteoartrit, (Ziyaret tarihi: 15 Eylül 2012).

[10] Brand R. A., Joint contact stress: A reasonable surrogate for biological processes?, *Iowa Orthop. J.*, 2005, **25**, 82-94.

[11] Klisic P. J., Congenital dislocation of the hip--a misleading term: brief report, *J. Bone Joint Surg. Br.*, 1989, **71**(1), 136.

[12] Simon E. A., Saur F., Buerge M., Glaab R., Roos M., Kohler G., Inter-observer agreement of ultrasonographic measurement of alpha and beta

angles and the final type classification based on the Graf method, *Swiss Med. Wkly.*, 2004, **134**(45-46), 671-677.

[13] Novacheck T. F., Developmental dysplasia of the hip, *Pediatr. Clin. North. Am.*, 1996, **43**(4), 829-848.

[14] Weinstein S.L., Natural history and treatment outcomes of childhood hip disorders, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1997, **344**, 227-242.

[15] Bilgen S., Sarısözen B., Gelişimsel Kalça Displazisi, *J. Curr. Pediatr.*, 2005, **3**, 18-21.

[16] Shefelbine S. J., Carter D. R., Mechanobiological predictions of growth front morphology in developmental hip dysplasia, *J. Orthop. Res.*, 2004, **22**(2), 346-352.

[17] Michaeli D. A., Murphy S. B., Hipp J. A., Comparison of predicted and measured contact pressures in normal and dysplastic hips, *Med. Eng. Phys.*, 1997, **19**(2), 180-6.

[18] Poss R., The role of osteotomy in the treatment of osteoarthritis of the hip, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 1984, **66**(1), 144-51.

[19] Müezzinoğlu S., *Gelişimsel Kalça Displazisi Ulusal Erken Tanı Ve Tedavi Programı*, 2010.

[20] Pedersen D. R., Lamb C. A., Dolan L. A., Ralston H. M., Weinstein S. L., Morcuende J. A., Radiographic measurements in developmental dysplasia of the hip: reliability and validity of a digitizing program, *J. Pediatr. Orthop.*, 2004, **24**(2), 156-60.

[21] Staheli L. T., *Fundamentals of pediatric orthopedics*, 3th ed., Lippincott Williams & Wilkins, China, 2003.

[22] Wiberg G., Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint, *Acta. Chir. Scand.*, 1939, **5**, 135.

[23] Lequesne M., Coxometry. Measurement of the basic angles of the adult radiographic hip by a combined protractor, *Revue du rhumatisme et des maladies osteo-articulaires*, 1963, **30**, 479-85.

[24] http://radiopaedia.org/cases/acetabular-angle-diagram, (Ziyaret tarihi: 20 Nisan 2011).

[25] Spatz D. K., Reiger M., Klaumann M., Miller F., Stanton R. P., Lipton G. E., Measurement of acetabular index intraobserver and interobserver variation, *J. Pediatr. Orthop.*, 1997, **17**(2), 174-5.

[26] http://www.orthopaedicsone.com/display/main/hip+dysplasia, (Ziyaret tarihi: 12 Haziran 2011).

[27] http://orthostudio.spectronic.se/orthostudio/User_Manual.html, (Ziyaret tarihi: 5 Ocak).

[28] Janzen D., Aippersbach S., Munk P., Sallomi D., Garbuz D., Werier J., Duncan C., Three-dimensional CT measurement of adult acetabular dysplasia: technique, preliminary results in normal subjects, and potential applications, *Skeletal radiology*, 1998, **27**(7), 352-358.

[29] Muriuki M.G., Gilbertson L.G., Harner C.D. Characterization of the performance of a custom program for image processing of pressure sensitive film, *Trans, ASME, J, Biomech, Eng,,* 2009, **131**(1), 14503.

[30] Tuncay İ. C., Yenidoğan kalça ultrasonografisinin değerlendirilmesi, *Totbid Dergisi*, 2004, **3**, 3-4.

[31] Severin E., Congenital Dislocation of the hip joint--late results of closed reduction and arthrographic studies of recent cases, *Acta. Orthop. Scand. Suppl.*, 1941, **84**, 1-142.

[32] Callaghan J. J., Rosenberg A. G., Rubash H. E., *The adult hip*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2007.

[33] İnce A. Y., Adolesan ve genç erişkin asetabuler displazide ganz osteotomisi, Uzmanlık tezi, İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul, 2008,

[34] Jager M., Westhoff B., Zilkens C., Weimann-Stahlschmidt K., Krauspe R., Indications and results of corrective pelvic osteotomies in developmental dysplasia of the hip, *Der. Orthopade,* 2008, **37**(6), 556.

[35] Chiari K., Medial displacement osteotomy of the pelvis, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1974, **98**, 55-71.

[36] Kapubağlı A., Güvenir O., Üremen C. Ö., Özlen A., Asetabuler displazide uyguladığımız chiari osteotomisinin orta dönem sonuçları, *Artroplasti Artroskopik Cerrahi*, 2001, **12**, 131-138.

[37] Hogh J., Macnicol M., The Chiari pelvic osteotomy. A long-term review of clinical and radiographic results, *J. Bone Joint Surg. Br,*, 1987, **69**(3), 365-373.

[38] www.eorthopod.com, (Ziyaret tarihi: 20 Mayıs 2010).

[39] http://tuncaycentel.com/pemberton1.htm, (Ziyaret tarihi: 25 Mayıs 2010).

[40] Salter R. B., Role of innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip in the older child, *J. Bone Joint Surg.*, 1966, **48**(7), 1413-1439.

[41] Salter R. B., Innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip, *J. Bone Joint Surg. Br.*, 1961, **43**(3), 518-539.

[42] Salter R. B., Hansson G., Thompson G. H., Innominate osteotomy in the management of residual congenital subluxation of the hip in young adults, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1984, **182**, 53-68.

[43] Cummings R., How the pemberton innominate osteotomy really works: an animal study, *J. Surg. Orthop. Adv.*, 2004, **13**(3), 166-169.

[44] Özgür B., *Gkd Tedavisi Notları*.

[45] Woolf S. K.,Gross R. H., Posterior acetabular wall deficiency in Down syndrome, *J. Pediatr. Orthop.*, 2003, **23**(6), 708-713.

[46] Slomczykowski M., Mackenzie W.G., Stern G., Keeler K.A., Glutting J. Acetabular volume, *J. Pediatr. Orthop.*, 1998, **18**(5), 657-661.

[47] Ganz R., Klaue K., Vinh T. S., Mast J. W., A new periacetabular osteotomy for the treatment of hip dysplasias Technique and preliminary results, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1988, **232**, 26-36.

[48] Tuhanioğlu Ü., Erişkin asetabuler displazili olgularda Steel tekniği ile üçlü pelvik osteotomi uygulamalarımızın erken dönem sonuçları, Uzmanlık Tezi, Baltalimanı Metin Sabancı Kemik Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul, 2008.

[49] Eren A., Omeroglu H., Guven M., Ugutmen E., Altintas F., Incomplete triple pelvic osteotomy for the surgical treatment of dysplasia of the hip in adolescents and adults, *J Bone Joint Surg Br*, 2005, **87**(6), 790-795.

[50] http://www.maitrise-orthop.com/Viewpage.Do?İd=1063, (Ziyaret tarihi: 25 Haziran 2011).

[51] http://www.dr-toennis.de/pages/vortraege/update-of-triple-pelvic-osteotomy.php, (Ziyaret tarihi: 21 Mart 2012).

[52] Kotz R., David T., Helwig U., Uyka D., Wanivenhaus A., Windhager R., Polygonal triple osteotomy of the pelvis. A correction For Dysplastic Hip Joints., *Int. Orthop.*, 1992, **16**(4), 311-316.

[53] Özaras N.,Yalçın S., Normal yürüme ve yürüme Analizi-Derleme, *Türkiye fiziksel tıp ve rehabilitasyon dergisi*, 2002, 48(3).

[54] Pauwels F., Furlong R., Maquet P., *Biomechanics of the normal and diseased hip: theoretical foundation, technique, and results of treatment: an atlas.*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, New York, 1976.

[55] Genda E., Iwasaki N., Li G., MacWilliams B. A., Barrance P. J., Chao E. Y., Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing--effect of gender and anatomic parameters, *J. Biomech.*, 2001, **34**(7), 895-905.

[56] Ries M., Pugh J., Choy Au J., Gurtowski J., Dee R., Normal pelvic strain pattern in vitro, *J. Biomed. Eng.*, 1989, **11**(5), 398-402.

[57] Afoke N. Y., Byers P. D., Hutton W. C., Contact pressures in the human hip joint, *J. Bone Joint Surg. Br.*, 1987, **69**(4), 536-541.

[58] Adams M. A., Kerin A. J., Bhatia L. S., Chakrabarty G., Dolan P., Experimental determination of stress distributions in articular cartilage before and after sustained loading, *Clin, Biomech,*, 1999, **14**(2), 88-96.

[59] von Eisenhart-Rothe R., Eckstein F., Müller-Gerbl M., Landgraf J., Rock C., Putz R., Direct comparison of contact areas, contact stress and subchondral mineralization in human hip joint specimens, *Anatomy and embryology*, 1997, **195**(3), 279-288.

[60] Von Eisenhart R., Adam C., Steinlechner M., Müller-Gerbl M., Eckstein F., Quantitative determination of joint incongruity and pressure distribution during simulated gait and cartilage thickness in the human hip joint, *J. Orthop. Res.*, 1999, **17**(4), 532-539.

[61] Sparks D. R., Beason D. P., Etheridge B. S., Alonso J. E., Eberhardt A. W., Contact pressures in the flexed hip joint during lateral trochanteric loading, *J. Orthop. Res.*, 2005, **23**(2), 359-366.

[62] Rushfeldt P. D., Mann R. W., Harris W. H., Improved techniques for measuring in vitro the geometry and pressure distribution in the human acetabulum—II. Instrumented endoprosthesis measurement of articular surface pressure distribution, *J. Biomech.*, 1981, **14**(5), 315-323.

[63] Konrath G. A., Hamel A. J., Olson S. A., Bay B., Sharkey N. A., The Role of the acetabular labrum and the transverse acetabular ligament in load transmission in the hip, *J. Bone Joint Surg.*, 1998, **80**(12), 1781-1788.

[64] Anderson A. E., Ellis B. J., Maas S. A., Peters C. L., Weiss J. A., Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint, *Trans. ASME, J. Biomech. Eng.*, 2008, **130**(5), 051008-10,

[65] Olson S., Bay B., Chapman M., Sharkey N., Biomechanical consequences of fracture and repair of the posterior wall, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 1995, **77**, 1184-1192.

[66] Afoke N., Byers P., Hutton W., Tests on hypotheses about osteoarthritis and hip joints, *Ann. Rheum. Dis.*, 1992, **51**(4), 485-488.

[67] Anderson D. D., Goldsworthy J. K., Li W., James Rudert M., Tochigi Y., Brown T. D., Physical validation of a patient-specific contact finite element model of the ankle, *J. Biomech.*, 2007, **40**(8), 1662-1669.

[68] Konrath G. A., Hamel A. J., Guerin J., Olson S. A., Bay B., Sharkey N. A., Biomechanical evaluation of impaction fractures of the femoral head, *J. Orthop. Trauma.*, 1999, **13**(6), 407-413.

[69] Paley D., *Principles of deformity correction*, Springer, Germany, 2005.

[70] Luximon Y., Luximon A., Yu J., Zhang M., Biomechanical evaluation of heel elevation on load transfer—experimental measurement and finite element analysis, *Acta. Mechanica. Sinica.*, 2012, **28**(1), 232-240.

[71] Miyanaga Y., Fukubayashi T., Kurosawa H., Contact study of the hip joint, *Arch. Orthop. Trauma. Surg.*, 1984, **103**(1), 13-17.

[72] Singerman R., Pedersen D., Brown T., Quantitation of pressure-sensitive film using digital image scanning, *Exp. Mech.*, 1987, **27**(1), 99-105.

[73] Hodge W., Carlson K., Fijan R., Burgess R., Riley P., Harris W., Mann R. Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis, *J Bone Joint Surg Am*, 1989, **71**(9), 1378-1386.

[74] Liggins A., Stranart J., Finlay J., Rorabeck C., Calibration and manipulation of data from Fuji pressure-sensitive film, *Exp. Mech.*, 1992, 61-70.

[75] Pedersen D. R., Brand R. A., Davy D. T., Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait, *J. Biomech.*, 1997, **30**(9), 959-965.

[76] www.orthoload.com, (Ziyaret tarihi: 15 Ocak 2009).

[77] Peterson D. R., Bronzino J. D., *Biomechanics: principles and applications*, CRC press Taylor & Francis Group, United State of America, 2002.

[78] Mavcic B., Antolic V., Brand R., Iglic A., Kralj-Iglic V., Pedersen D. R., Peak contact stress in human hip during gait, *Pflügers Arch.*, 2000, **440**(1), 177-178.

[79] Mavcic B., Pompe B., Antolic V., Daniel M., Iglic A., Kralj-Iglic V. Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hips, *J. Orthop. Res.*, 2002, **20**(5), 1025-1030.

[80] Mavcic B., Antolic V., Brand R., Iglic A., Ipavec M., Kralj-Iglic V., Pedersen D. R., Weight bearing area during gait in normal and dysplastic hips, *Pflügers Arch,*. 2000, **439**(1), 213-214.

[81] Anderson F. C.,Pandy M. G., Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent, *J. Biomech.*, 2001, **34**(2), 153-161.

[82] Iglic A., Kralj-Iglic V., Daniel M., Macek-Lebar A., Computer determination of contact stress distribution and size of weight bearing area in the human hip joint, *Comput. Meth. Biomech. Biomed. Eng.*, 2002, **5**(2), 185-192.

[83] Lenaerts G., De Groote F., Demeulenaere B., Mulier M., Van der Perre G., Spaepen A., Jonkers I., Subject-specific hip geometry affects predicted hip joint contact forces during gait, *J. Biomech.*, 2008, **41**(6), 1243-1252.

[84] Kumagai M., Kim Y., Inoue N., Genda E., Liong K., Koo T., Chao E., 3-D dynamic hip contact pressure distribution in daily activities, *Summer*

Bioengineering Conference, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida, 2003.

[85] Wang X., Jiang F., Ma J., Hou X. The peak stress, weigh beared area and stress distributions at human hip joint, *Biomed. Eng. App. Bas. C.*, 2006, **18**(01), 19-23.

[86] Vukasinovic Z., Spasovski D., Kralj-Iglic V., Marinkovic-Eric J., Seslija I., Zivkovic Z., Spasovski V., Impact of triple pelvic osteotomy on contact stress pressure distribution in the hip joint, *Int. Orthop.*, 2013, **37**(1), 95-98.

[87] Genda E., Konishi N., Hasegawa Y., Miura T., A computer simulation study of normal and abnormal hip joint contact pressure, *Arch. Orthop. Trauma. Surg.*, 1995, **114**(4), 202-206.

[88] Yoshida H., Faust A., Wilckens J., Kitagawa M., Fetto J., Chao E. Y., Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living, *J. Biomech.*, 2006, **39**(11), 1996-2004.

[89] Hulskes R., Finite element analysis of acetabular reconstruction: noncemented threaded cups, *Acta. Orthopaedica. Scan.*, 1987, **58**(6), 620-625.

[90] Sloten J. V., Van Audekercke R., Van der Perre G., Simon J. P., Two-dimensional finite element analysis in revision arthroplasty of the hip, using allografts and cement, *14th Annual International Conference of the IEEE of Engineering in Medicine and Biology Society,* France, 1992.

[91] Ferguson S., Bryant J., Ganz R., Ito K., The influence of the acetabular labrum on hip joint cartilage consolidation: a poroelastic finite element model, *J. Biomech.*, 2000, **33**(8), 953-960.

[92] Russell M. E., Shivanna K. H., Grosland N. M., Pedersen D. R., Cartilage contact pressure elevations in dysplastic hips: A chronic overload model, *J. Orthop. Surg. Res.*, 2006, **1**, 6-17.

[93] Cilingir A., Ucar V., Kazan R., Three-dimensional anatomic finite element modelling of hemi-arthroplasty of human hip joint, *Trends. Biomater. Artif. Organs*, 2007, **21**(1), 63-72.

[94] Bachtar F., Chen X., Hisada T., Finite element contact analysis of the hip joint, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 2006, **44**(8), 643-651.

[95] Goldsmith A., Hayes A., Clift S. E., Application of finite elements to the stress analysis of articular cartilage, *Med. Eng. Phys.*, 1996, **18**(2), 89-98.

[96] Jiang H., Static and dynamic mechanics analysis on artificial hip joints with different interface designs by the finite element method, *J. Bionic. Eng.*, 2007, **4**(2), 123-131.

[97] Wei H. W., Sun S. S., Jao S. H. E., Yeh C.-R., Cheng C. K., The influence of mechanical properties of subchondral plate, femoral head and neck on dynamic stress distribution of the articular cartilage, *Med. Eng. Phys.*, 2005, **27**(4), 295-304.

[98] Herman S., Jaklič A., Iglič A., Kralj-Iglič V., Hip stress reduction after Chiari osteotomy, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 2002, **40**(4), 369-375.

[99] Anderson A. E., Ellis B. J., Maas S. A., Weiss J. A., Effects of idealized joint geometry on finite element predictions of cartilage contact stresses in the hip, *J. Biomech.*, 2010, **43**(7), 1351-1357.

[100] Şen C., Aşik M., Tozun I. R., Şener N., Çınar M., Kotz and Ganz osteotomies in the treatment of adult acetabular dysplasia, *Int. Orthop.*, 2003, **27**(2), 78-84.

[101] Şen C., Asetabuler Displazinin Tedavisinde Pelvik Osteotomiler, *Turkiye Klinikleri J. Med. Sci.*, 2008, **28**, 166-177.

[102] Korzinek K., Muftić O., Biomechanical analysis of hip function after Chiari pelvic osteotomy, *Arch. Orthop. Trauma. Surg.*, 1989, **108**(2), 112-115.

[103] Ezirmik N.,Yıldız K., A Biomechanical Comparison Between Salter Innominate Osteotomy And Pemberton Pericapsular Osteotomy, *E.A.J.M.*, 2012, **44**, 40-42.

[104] Karami M., Gouran Savadkoohi D., Ghadirpoor A., Rahimpoor S., Azghani M., Farahmand F., A computer model for evaluating the osteotomy parameters of Chiari pelvic osteotomy, *Int. Orthop.*, 2010, **34**(3), 329-333.

[105] Maheshwari R.,Madan S. S., Pelvic osteotomy techniques and comparative effects on biomechanics of the hip: a kinematic study, *Orthopedics*, 2011, **34**(12), 941.

[106] Chang C. F., Wang T. M., Wang J. H., Huang S. C., Lu T. W., Residual gait deviations in adolescents treated during infancy for unilateral developmental dysplasia of the hip using Pemberton's osteotomy, *Gait & Posture*, 2012, **35**(4), 561-566.

[107] Widmer B. J., Peters C. L., Bachus K. N., Stevens P. M., Initial stability of the acetabular fragment after periacetabular osteotomy: a biomechanical study, *.J Pediatr. Orthop.*, 2010, **30**(5), 443-448.

[108] Zhao X., Chosa E., Totoribe K., Deng G., Effect of periacetabular osteotomy for acetabular dysplasia clarified by three-dimensional finite element analysis, *J. Orthop. Sci.*, 2010, **15**(5), 632-640.

[109] Pressel T., Max S., Pfeifer R., Ostermeier S., Windhagen H., Hurschler C., A rapid prototyping model for biomechanical evaluation of pelvic osteotomies, *Biomedizinische Technik*, 2008, **53**(2), 65-69.

[110] Pfeifer R., Hurschler C., Ostermeier S., Windhagen H., Pressel T., In vitro investigation of biomechanical changes of the hip after Salter pelvic osteotomy, *Clin. Biomech.*, 2008, **23**(3), 299-304.

[111] Suh D. H., Lee D. H., Jeong W. K., Park S. W., Kang C. H., Lee S. H., Virtual Bernese osteotomy using three-dimensional computed tomography in hip dysplasia, *Arch. Orthop. Trauma. Surg.*, 2012, **132**(4), 447-454.

[112] Iglic A., Iglic V.K., Antolic V., Srakar F., Stanic U., Effect of the periacetabular osteotomy on the stress on the human hip joint articular surface, *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 1993, **1**(4), 207-212.

[113] Vengust R., Daniel M., Antolič V., Zupanc O., Iglič A., Kralj-Iglič V., Biomechanical evaluation of hip joint after Salter innominate osteotomy: a long-term follow-up study, *Arch. Orthop. Trauma. Surg.*, 2001, **121**(9), 511-516.

[114] Kim W., Hutchinson C., Andrew J., Allen P., The relationship between acetabular retroversion and osteoarthritis of the hip, *J. Bone Joint Surg. Br.*, 2006, **88**(6), 727-729.

[115] Janssen D., Kalchschmidt K., Katthagen B. D., Triple pelvic osteotomy as treatment for osteoarthritis secondary to developmental dysplasia of the hip, *Int. Orthop.*, 2009, **33**(6), 1555-1559.

[116] Inoue K., Wicart P., Kawasaki T., Huang J., Ushiyama T., Hukuda S., Courpied J.P. Prevalence of hip osteoarthritis and acetabular dysplasia in French and Japanese adults, *Rheumatology*, 2000, **39**(7), 745-748.

[117] Romano C., Frigo C., Randelli G., Pedotti A., Analysis of the gait of adults who had residua of congenital dysplasia of the hip, *J. Bone Joint Surg.*, 1996, **78**(10), 1468-79.

[118] Hadley N. A., Brown T. D., Weinstein S. L., The effects of contact pressure elevations and aseptic necrosis on the long-term outcome of congenital hip dislocation, *J. Orthop. Res.*, 1990, **8**(4), 504-513.

[119] Maxian T. A., Brown T. D., Weinstein S. L., Chronic stress tolerance levels for human articular cartilage: two nonuniform contact models applied to long-term follow-up of CDH, *J. Biomech.*, 1995, **28**(2), 159-166.

[120] Brown T. D.,Shaw D. T., In vitro contact stress distributions in the natural human hip, *J. Biomech.*, 1983, **16**(6), 373-384.

[121] Tsumura H., Kaku N., Ikeda S., Torisu T., A computer simulation of rotational acetabular osteotomy for dysplastic hip joint: does the optimal transposition of the acetabular fragment exist?, *J. Orthop. Sci.*, 2005, **10**(2), 145-151.

[122] Hipp J. A., Sugano N., Millis M. B., Murphy S. B., Planning acetabular redirection osteotomies based on joint contact pressures, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1999, **364**, 134-143.

[123] Guang-Ye W., Chun-Cai Z., Shuo-gui X., Three-dimensional finite analysis of hip contact area and contact pressure during normal walking, *CRTER*, 2011, **15**(22), 3991-3994.

[124] Iliescu N., Dan Pastrama S., Gruionu L. G., Jiga G., Biomechanical changes of hip joint following different types of corrective osteotomy–photoelastic studies, *Acta. Bioeng. Biomech.*, 2008, **10**(3), 65-71.

[125] Tai C. L., Lin C. L., Wang H. W., Lee D. M., Hsieh P. H., Stress Distribution of a Modified Periacetabular Osteotomy for Treatment of Dysplastic Acetabulum, *JMBE*, 2011, **31**(1), 53-58.

[126] Li D. S., Li S. Q., Cai B., Yang C., Liu J. G. Finite Element Analysis of Acetabular Medial Wall Displacement Osteotomy in Adult Acetabular Dysplasia, *Adv. Appl. Mech.*, 2012, **152**, 1353-1358.

[127] Li C. Y., Wang Y. X., Fan G. Y., Mechanical effect of the hip abductor muscle on the femoral head after Chiari pelvic osteotomy using finite element method, *J.Med. Biomech.*, 2007, **22**(1), 79-83.

[128] Thomas C.L., *Taber's cyclopedic medical dictionary*, Springer, 1997.

[129] Shepherd D.,Seedhom B. Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb, *Ann. Rheum. Dis.*, 1999, **58**(1), 27-34.

[130] Chegini S., Beck M., Ferguson S. J., The effects of impingement and dysplasia on stress distributions in the hip joint during sitting and walking: a finite element analysis, *J. Orthop. Res*., 2009, **27**(2), 195-201.

[131] Fuji Photo Film Co. Ltd, *Pressure measuring film-FUJI prescale film instruction manual*.

[132] Harris M. D., Anderson A. E., Henak C. R., Ellis B. J., Peters C. L., Weiss J. A., Finite element prediction of cartilage contact stresses in normal human hips, *J. Orthop. Res.*, 2012, **30**(7), 1133-1139.

[133] Liau J. J., Hu C. C., Cheng C. K., Huang C. H., Lo W. H., The influence of inserting a Fuji pressure sensitive film between the tibiofemoral joint of knee prosthesis on actual contact characteristics, *Clin. Biomech.*, 2001, **16**(2), 160-166.

[134] Liggins A., Surry K., Finlay J., Sealing Fuji Prescale pressure sensitive film for protection against fluid damage: the effect on its response, *Strain*, 1995, **31**(2), 57-62.

[135] Noailly J., Wilke H. J., Planell J.A., Lacroix D., How does the geometry affect the internal biomechanics of a lumbar spine bi-segment finite element

model? Consequences on the validation process, *J. Biomech.*, 2007, **40**(11), 2414-2425.

[136] www.sawbones.com/, (Ziyaret tarihi: 3 Ocak 2013).

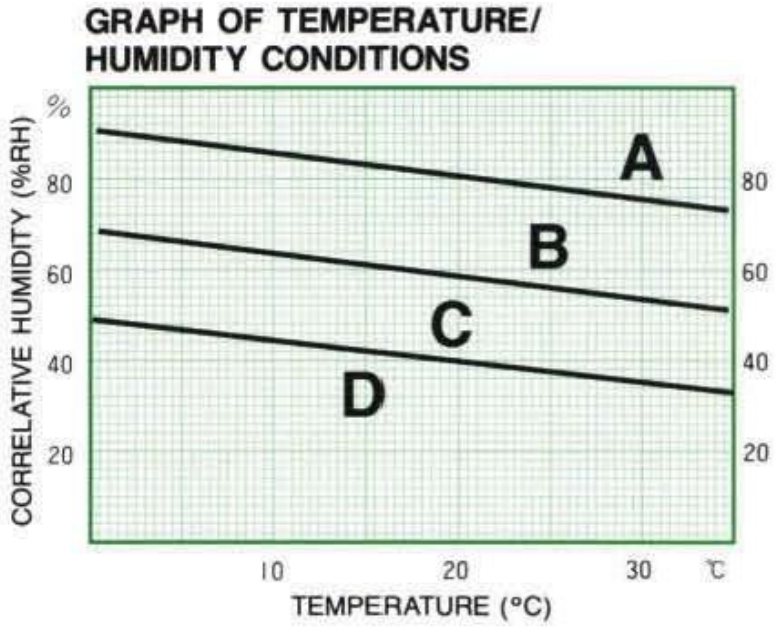
[137] Johnson E.,Young P., On the use of a patient-specific rapid-prototyped model to simulate the response of the human head to impact and comparison with analytical and finite element models, *J. Biomech.*, 2005, **38**(1), 39-45.

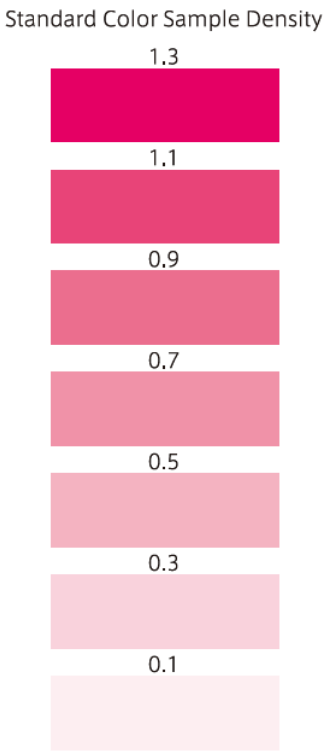
[138] Dhakshyani R., Nukman Y., Osman N. A., Merican A., George J., Rapid prototyping medical models for dysplastic hip orthopaedic surgery, *Proc. IME. B. J. Eng. Manufact.*, 2010, **224**(5), 769-776.

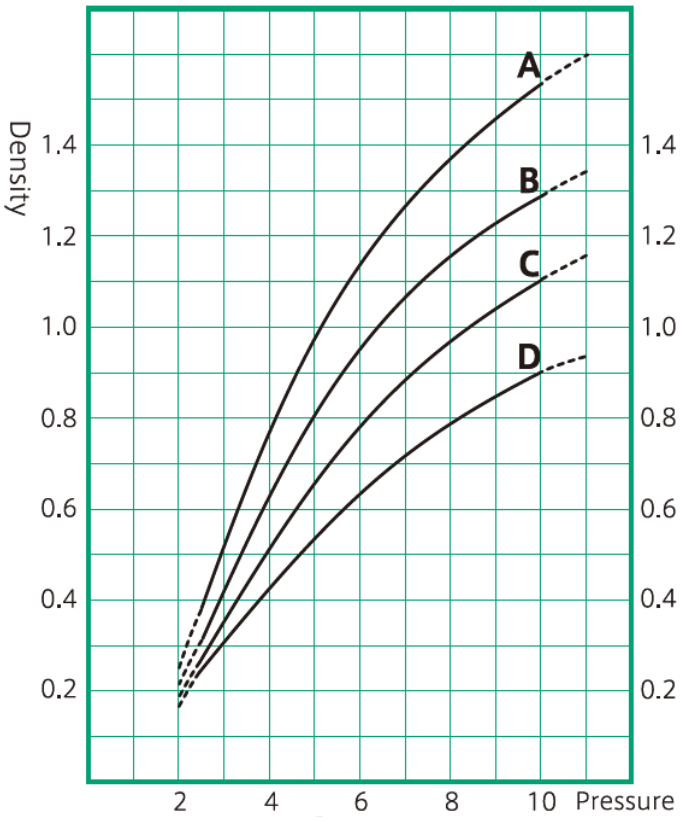
[139] Yousif A.,Aziz M., Biomechanical Analysis of the human femur bone during normal walking and standing up, *IOSR J. Eng.*, 2012, **2**(8), 9-12.

EKLER

EK-1


GRAPH OF TEMPERATURE/
HUMIDITY CONDITIONS
CORRELATIVE HUMIDITY (%RH)
%
80
60
40
20
A
B
C
D
10
20
30
℃
TEMPERATURE (°C)


Standard Color Sample Density
1.3
1.1
0.9
0.7
0.5
0.3
0.1


Density
1.4
1.2
1.0
0.8
0.6
0.4
0.2
A
B
C
D
2
4
6
8
10
Pressure

KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

SCI Kapsamındaki Yayınlar:

[1] Atmaca H., Ozkan A., **Mutlu** I., Celik T., Ugur L., Kisioglu Y., The effect of proximal tibial corrcetive osteotomy on menisci, tibia and tarsal bones: a finite element model study of tibia vara, *Int. J. Med. Robotics. Comput. Assist. Surg.*, 2013, DOI: 10.1002/rcs.1528.

[2] Ozkan A., **Mutlu** I., Celik T., Ugur L., Kisioglu Y., Effects of high tibial osteotomy on foot bones, *Acta. Bioeng. Biomech.*, In Press.

[3]. **Mutlu** I., Celik T., Ugur L., Buluc L., Muezzinoglu U. S., Kisioglu Y., Evaluation of contact characteristics of a patients-specific artificial dysplastic hip joint, *Acta. Bioeng. Biomech.*, Accepted Manuscript.

SCI Kapsamı Dışındaki Yayınlar:

[1] Celik T., **Mutlu** I., Ozkan A., Kisioglu Y., Lag vidasının farklı sabitleme pozisyonunda, dinamik kalça çivisi ile tedavi edilen intertrokanterik femoral kırıklarının kararlılığı, *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 2013, **1**, 120-129.

[2] Devseren I. E., Akcalı O., Erik B., **Mutlu** I., Dana omurgası modelinde farklı enstrümantasyon tekniklerinin ön kolon aksiyel yüklenmesine etkileri: Biyomekanik çalışma, *J. Turc. Spine. Surg.* , 2008, **19** (2), 89-96.

Bildiriler:

[1] Ozkan A., **Mutlu** I., Cengiz A., Aydın A., Buluc L., Muezzinoglu U. S., Kisioglu Y, Testing of callus formation strenght after bone fracture healinf for rats, *9th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, CMBBE, Valencia, Spain, 24–27 Feb 2010

[2] **Mutlu** I., Ozkan A., Atmaca H., Cırpıcı M. Y., Buluc L., Muezzinoglu U. S., Kisioglu Y., Remodeling of orthopedical implants using different techniques, *9th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, CMBBE, Valencia, Spain, 24–27 Feb 2010

[3] Ozkan A., **Mutlu** I., Atmaca H., Buluc L., Muezzinoglu U. S., Cırpıcı M. Y., Kisioglu Y., Uyluk kemiği yapısal hasarlarında menüsküslerde oluşan gerilmelerin değerlendirilmesi, *14. Conference for Computer Aided Engineering and System Modeling*, Ankara, 6-8 Kasım, 2009.

[4] Ozkan A., **Mutlu** I., Atmaca H., Buluc L., Muezzinoglu U. S., Kisioglu Y., Inspection of bone strength after bone fracture healing, *14. Ulusal Makine Teorisi Sempozyum, UMTS,* Kuzey Kıbrıs, 02-04 Temmuz, 2009.

[5] Ozkan A., **Mutlu** I., Buluc L., Muezzinoglu U. S., Kisioglu Y., Alt ekstremite bozukluğu olan vakaların 3B tanımlanması ve operasyon öncesi çözüm önerileri, *4. Ulusal Biyomekanik Kongresi*, Erzurum, 16-18 Ekim, 2009.

[6] Ozkan A., **Mutlu** I., Cırpıcı M.Y., Buluc L., Muezzinoglu U. S., Kisioglu Y., Effects of fibula and talus on the tibial stress distribution, *Enginsoft International Conference*, Bergamo, Italy, 1-2 Oct, 2009.

[7] **Mutlu** I., Ozkan A., Kisioglu Y., Sonlu elemanlar tabanlı bir analiz için biyomekanik model oluşturma teknikleri, *5. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu (IATS)*, Karabük, 13-15 Mayıs, 2009.

[8] Baran O., Turan A., Baktaroglu L., **Mutlu** I., Havıtcıoglu H., Biomechanical evaluation of tibia plateau fractures with ilizarov ring fixator systems, *4th Meeting of A.S.A.M.I. International*, Kyoto, JAPAN . 12-15 Oct, 2006

ÖZGEÇMİŞ

1980 senesinde Ankara'da doğdu. İlkokula İzmir'in Balçova semtindeki Ertuğrul Gazi ilköğretim okulunda başlayıp Afyon'un İscehisar ilçesi İscehisar ilköğretim okulunda tamamladı. Ortaokulu Bursa'nın Yunus Emre ilköğretim okulunda tamamladı. Liseyi İzmit 19 Mayıs lisesinde başlayıp İzmit lisesinden 1998 yılında mezun olmuştur. Üniversiteyi Kocaeli Üniversitesi Makine Mühendisliğinde tamamlamıştır. Yüksek lisansını Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik ABD. Başlayıp 2007 yılında "Osteoblast hücrelerinin çeşitli mekanik uyarılara yanıtının araştırılması" adlı yüksek lisans tezi ile mezun olmuştur. Daha sonra doktoraya Kocaeli Üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü Makine Eğitimi ABD de başlamıştır.