

**T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KALÇA DİSPLAZİ CERRAHİ TEDAVİSİNDE KULLANILAN GANZ
PERİASETABULAR OSTEOTOMİNİN FARKLI FİKSASYON
TEKNİKLERİ KULLANILARAK BİYOMEKANİK AÇIDAN
İNCELENMESİ: DENEYSEL ÇALIŞMA**

**ECEM BECERİK
ORCID: 0000-0002-9862-7068**

**BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI
Biyomekanik Yüksek Lisans Programı**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR

OCAK 2023

TEZ KODU: DEU.HSI.Msc-2020970175

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KALÇA DİSPLAZİ CERRAHİ TEDAVİSİNDE KULLANILAN GANZ
PERİASETABULAR OSTEOTOMİNİN FARKLI FİKSASYON
TEKNİKLERİ KULLANILARAK BİYOMEKANİK AÇIDAN
İNCELENMESİ: DENEYSEL ÇALIŞMA

ECEM BECERİK
ORCID: 0000-0002-9862-7068

BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI
Biyomekanik Yüksek Lisans Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI
ORCID:0000-0003-4049-954X

İZMİR
OCAK 2023

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE
ETİK BEYANI

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlayıp sunduğum 'Kalça Displazi Cerrahi Tedavisinde Kullanılan Ganz Periasetabular Osteotominin Farklı Fiksasyon Yöntemleri Kullanılarak Biyomekanik Açıdan İncelenmesi: Deneysel Çalışma' başlıklı Yüksek Lisans tezim içinde elde ettiğim verileri, bilgileri, belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, değerlendirme ve sonuçları bilimsel kurallara uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, tezimin özgün olduğunu tezimin çalışma ve yazımında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Ecem BECERİK PAYTAR

09.01.2023

TEŐEKKÜR

Bu tez çalışmanın ortaya konmasında görüşü ve emeği ile gösterdiği yol için saygı değer hocam Prof. Dr. Hasan HAVITCIOĞLU'na ve huzurlu çalışma ortamına olanak sağladığı için kıymetli danışman hocam Doç.Dr. Ahmet KARAKAŞLI'ya teőekkür ederim.

Çalışma dıőındaki klinik sorularıma da yanıt bulan, değerli fikir katkılarından dolayı üniversitemizin Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalında görev yapan sayın Doç. Dr. Onur HAPA ve Uz. Dr. Onur GÜRSAN'a teőekkürü bir borç bilirim.

Bu çalışmanın her seviyesinde fikir alışverişinde bulunduğum, tez çalıőmam boyunca zorlandığımda desteklerini benden esirgemeyen, her saat sorularıma cevap veren ve yorulmadan yardımcı olan Buğra HÜSEMOĞLU'na, Dr. Bora UZUN'a ve biyomekanik ekibine teőekkür ederim.

Bu günlere gelmemi sağlayan, beni hayatın zorluklarına hazırlayan ve beni daima destekleyen sevgili anne-babama ve kardeőime sonsuz saygı, sevgi ve teőekkürlerimi sunuyorum.

Her koşulda yanımda olan çalıőmam süresince manevi açıdan desteğini hissettiğim, sabrını, anlayıőını, sevgisini eksik etmeyen ve beni sürekli motive eden sevgili hayat arkadaőım Burak PAYTAR'a teőekkür ederim.

Ecem BECERİK PAYTAR

Ocak 2023

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|-----|
| TABLolar DİZİNİ | i |
| ŞEKİLLER DİZİNİ | ii |
| SİMGELER VE KISALTMALAR | iii |
| ÖZET | iv |
| ABSTRACT | vi |
| 1.GİRİŞ VE AMAÇ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 4 |
| 2.1. Kalça Eklem Anatomisi. | 4 |
| 2.2. Displazik Kalçada Anatomik Değişiklikler..... | 5 |
| 2.3. Kalça Eklem Biyomekaniği | 7 |
| 2.4.Osteoartrit-OA | 13 |
| 2.5. Kıkırdığın Yapısal Bileşenleri | 15 |
| 2.6. Kalça Displazisi..... | 15 |
| 2.7. Asetabular indeks (AI) Açısı | 19 |
| 2.8. Hilgenreiner Çizgisi | 20 |
| 2.9. Perkins Çizgisi | 20 |
| 2.10. Wiberg Merkez (CE) Kenar Açısı | 20 |
| 2.11. Wiberg Ön Merkez Kenar Açısı..... | 21 |
| 2.12. Osteotomi | 21 |
| 2.13. Pelvis Osteotomi Türleri | 22 |
| 2.13.1. Salter Osteotomi | 22 |
| 2.13.2. Chiari Pelvik Osteotomi..... | 24 |
| 2.13.3. Kompleks Yönlendirici Osteotomiler..... | 24 |
| 2.13.3.1. Ganz Osteotomisi..... | 24 |
| 2.14. Pelvis Osteotomi Seçimi..... | 28 |
| 2.15. Literatür Taraması | 29 |

| | |
|--|-----------|
| 3.GEREÇ VE YÖNTEM..... | 31 |
| 3.1. Araştırmanın Tipi | 31 |
| 3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı | 31 |
| 3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi..... | 31 |
| 3.4. Çalışma Materyali..... | 31 |
| 3.5. Araştırmanın Değişkenleri..... | 31 |
| 3.6. Veri Toplama Araçları..... | 31 |
| 3.7. Araştırma Planı..... | 32 |
| 3.7.1. KD 3B Modeli Oluşturma..... | 32 |
| 3.7.2. Deney Düzenegi..... | 35 |
| 3.7.3. PAO Ganz Osteotomisi..... | 35 |
| 3.7.4. Pelvis Bağlama Aparatı Tasarımı ve İmalâtı..... | 38 |
| 3.7.5. Düzenegin Oluşturulması..... | 38 |
| 3.7.6. Deneyin Yapılması..... | 39 |
| 3.8. Verilerin Değerlendirilmesi..... | 40 |
| 3.9. Araştırmanın Kısıtlılıkları..... | 40 |
| 3.10. Etik Kurul Onayı..... | 40 |
| 4. BULGULAR | 41 |
| 4.1. Deney Sonuçları | 41 |
| 4.2. İstatiksel Yöntem..... | 42 |
| 5. TARTIŞMA..... | 43 |
| 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER..... | 47 |
| 7.KAYNAKLAR..... | 49 |
| 8.EKLER..... | 54 |
| 8.1. Ek-1: Etik Kurul Onayı..... | 55 |
| 8.1. Ek-2: Özgeçmiş..... | 57 |

TABLÖLAR DİZİNİ

| | Sayfa No |
|---|----------|
| Tablo 1. Kalça Ekleminin Rotasyonları ve Hareketleri..... | 10 |
| Tablo 2. Crowe Sınıflandırması..... | 16 |
| Tablo 3. Hartofilakidis Sınıflandırması..... | 18 |
| Tablo 4. Deney Bulguları..... | 40 |
| Tablo 5: Verilerin Shapiro-Wilk testi ile değerlendirilmesi..... | 41 |
| Tablo 6: Grupların Kuvvet ve Uzama Değerlerinin Karşılaştırılması..... | 41 |



ŞEKİLLER DİZİNİ

| | |
|--|----|
| Şekil 1.Yetişkin kalça displazi X-ray görüntüsü | 1 |
| Şekil 2.Kalça eklem anatomisi..... | 4 |
| Şekil 3.Displazik kalçada değişiklikler..... | 7 |
| Şekil 4. Kalça kasları önden görünüş | 12 |
| Şekil 5. Kalça kasları yandan görünüş..... | 13 |
| Şekil 6. OA tamalı kalça X-ray görüntüsü..... | 14 |
| Şekil 7. Kalça displazi tipleri..... | 17 |
| Şekil 8.Normal kalçanın radyografi görüntüsü..... | 19 |
| Şekil 9.KD tanısına sahip modelin anterior-posterior X-ray filmi..... | 19 |
| Şekil 10.Asetabular indeksi artmış sol displazik kalça ve Pelvis Röntgeni (AP görünümü) sol taraflı displastik kalça | 20 |
| Şekil 11.Wiberg merkez-kenar (CE) açısı. | 21 |
| Şekil 12.Wiberg ön merkez-kenar (ACE) açısı | 21 |
| Şekil 13.Salter Osteotomi..... | 23 |
| Şekil 14.Ganz Periasetabular Osteotomi şematik gösterimi..... | 26 |
| Şekil 15.Ganz Osteotomi vida yerleşim görseli..... | 27 |
| Şekil 16.Cerrahların tercih ettiği cerrahi yöntem seçenekleri..... | 29 |
| Şekil 17. PAO Ganz Osteotomisi Önden Görünüm | 33 |
| Şekil 18.PAO Ganz Osteotomisi Arkadan Görünüm..... | 33 |
| Şekil 19.3B yazıcıdan çıkarılmış KD'li kalça modeli..... | 34 |
| Şekil 20.Osteotomi için marker ile işaretlenen pelvis modeli..... | 36 |
| Şekil 21.PAO Ganz Osteotomikesisini..... | 37 |
| Şekil 22. PAO Ganz Osteotomi Vida fiksasyonu | 37 |
| Şekil 23.PAO Ganz Osteotomi Plak fiksasyonu..... | 38 |
| Şekil 24. PAO Ganz Osteotomisi Plak Yukarıdan Görünüş..... | 38 |
| Şekil 25. 3D Yazıcıda Basılan Asetabular Labrum..... | 39 |
| Şekil 26.Deney Düzeneyi..... | 39 |
| Şekil 27. PAO Ganz Osteotomisinin Failure Hali..... | 48 |

SİMGELER VE KISALTMALAR

- 2D: İki boyutlu
3D: Üç boyutlu
ACE: Anterior Center Edge
Aİ: Asetabular indeks Açısı
AP: AnteriorPosterior
AVN: Avasküler Nekroz
BGS: Biyomedikal Guide Sistem
BT: Bilgisayarlı Tomografi
CE: Wiberg Merkez Kenar Açısı
DDH: Gelişimsel Kalça Displazi
KD: Kalça Displazi
KG: Kilogram
LFCN: The Lateral Femoral Cutaneous Sinir
Mm: Milimetre
N: Newton
OA: Osteoartrit
P: Pressure (Basınç)
PLA: Polilaktik Asit
SİAİ: Spina Iliaca Anterior Inferior
SİAS: Spina Iliaca Anterior Superior
SİO: Salter Pelvik Osteotomisi
STL: Stereolitografi
TFL: Tensor Fasya Lata
TPU: Termoplastik Poliüretan
VCE: Vertical Center Edge (Ön Merkez Kenar)

**KALÇA DİSPLAZİ CERRAHİ TEDAVİSİNDE KULLANILAN GANZ
PERİASETABULAR OSTEOTOMİNİN FARKLI FİKSASYON
TEKNİKLERİ KULLANILARAK BİYOMEKANİK AÇIDAN
İNCELENMESİ-DENEYSEL ÇALIŞMA**

Yüksek Lisans Tezi

Ecem BECERİK PAYTAR

**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Biyomekanik Anabilim Dalı**

ÖZET

Kalça displazisi; kalça eklemi laksitesinden kaynaklı olup ve ardından osteoartrit ile karakterize gelişimsel bir bozukluktur. Tedavi edilmezse kısa ve orta vadede ciddi problemlere yol açabilen bir patoloji halidir. Kalça displazisi, başlangıcı ve ilerlemesi genetik yatkınlık ve çevresel faktörlerle etkileşime bağlıdır. Kalça displazi tanısı almış ergenlik çağı adolesan dönemde ve yetişkinlerde birçok tedavi seçenekleri tanımlanmıştır. Bu yöntemler kalça eklemine koruyarak, asetabulumu yeniden şekil vererek ve yönlendiren pelvik osteotomi seçeneklerinden oluşmaktadır. Periasetabular Ganz Osteotomisi de adolesan ve yetişkinlerde kullanılan bu tedavi seçeneklerinden biri olup, çalışmamızda kalça displazi tanısı almış pelvis modelleri 3B yazıcıdan çıkarılarak üzerinde farklı fiksasyon yöntemleri (plak ve vida) uygulanmış olup, fiksasyon yöntem farklılıklarının biyomekanik açıdan birbirine üstünlükleri incelenmek istenmiştir.

Çalışmamıza kalça displazi tanısı olan pelvis modelleri Mart 2022 Eylül 2022 tarihleri arasında 3D yazıcıdan 14 adet basılarak başlanmıştır. Ardından yazıcıdan çıkarılan pelvis modellere plak ve vida olmak üzere iki farklı fiksasyon yöntemi Ganz osteotomi cerrahi tekniği literatüre uygun olarak kesilmiş olup Shimatzu cihazında aksiyal yüklenme ile biyomekanik teste tabii tutulmuştur.

Değerlerin karşılaştırılması için veriler Shapiro-Wilk normallik testi kullanıldı. Plak ve vida gruplarının kuvvet ve uzama değeri vida grubunun kuvvet

değerleri plak grubundan istatistiksel olarak önemli düzeyde yüksek olduğu görüldü.($p<0,05$)

Biyomekanik testler ve ölçümler göz önüne alındığında vidanın plaktan daha stabil olduğu ortaya konmuştur.

Anahtar Sözcükler: biyomekanik test, fiksasyon türleri, ganzosteotomi

Tezin Sayfa Adedi: 58

Danışman: Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI



**BIOMECHANICAL COMPARISON OF DIFFERENT FIXATION
TECHNICS IN PERIACETABULAR OSTEOTOMY USED IN TREATMENT
OF HIP DYSPLASIA: EXPERIMENTAL STUDY**

Master's Thesis

Ecem BECERİK PAYTAR

**DOKUZ EYLUL UNIVERSITY HEALTH SCIENCE INSTITUTE
Biomechanics Department**

ABSTRACT

Hip dysplasia is a developmental disorder caused by hip joint laxity and then characterized by osteoarthritis. It is a pathology that can lead to serious problems in the short and medium term if left untreated. Hip dysplasia, its onset and progression depend on genetic predisposition and interaction with environmental factors. Many treatment options have been described in adolescents and adults diagnosed with hip dysplasia. These methods consist of pelvic osteotomy options that protect the hip joint, reshape and guide the acetabulum. Periacetabular Ganz Osteotomy is one of these treatment options used in adolescents and adults. In our study, pelvis models diagnosed with hip dysplasia were extracted from the 3D printer and different fixation methods (plate and screw) were applied on them, and different fixation methods were compared with each other about that their advantages was examined.

In our study, 14 pelvis models diagnosed with hip dysplasia were printed from a 3D printer between the dates of March 2022 - September 2022. Then, two different fixation methods; plate and screw, were cut into the pelvic models removed from the printer in accordance with the Ganz osteotomy surgical technique and subjected to biomechanical testing with axial loading on the Shimatzu device.

The Shapiro-Wilk normality test was used to compare the data of the values. The strength and displacement values of the plate and screw groups were found to be statistically significantly higher than the strength values of the screw group than the plate group. ($p < 0.05$)

When biomechanical tests and measurements are taken into consideration, it has been revealed that the screw is more stable than the plate.

Key Words: biomechanics test, fixation method, ganz periacetabular osteotomy

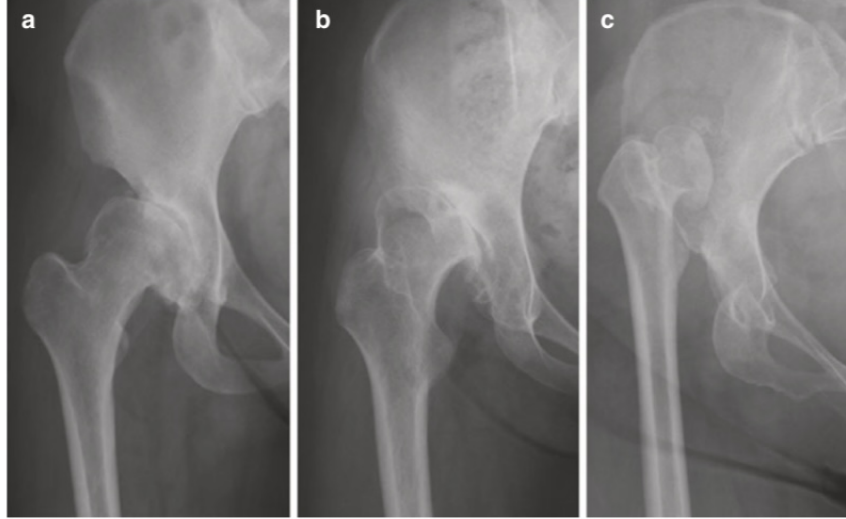
Paper: 58

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Ahmet KARAKAŞLI



1.GİRİŞ VE AMAÇ

Kalça displazi; kalça eklemi laksitesi kaynaklı ve ardından osteoartrit ile karakterize gelişimsel bir bozukluktur. Kalça displazisi kalça ekleminin merkezinin laterizasyonuna yol açan anterior merkez kenar açısının azaldığı ağırlık taşıyan alandaki açıda artışa sebep olmaktadır (1) ve değişen eklem morfolojisi sonucu da gelişebilmektedir. Kalça displazi (KD), başlangıcı ve ilerlemesi genetik yatkınlık ve çevresel faktörlerle etkileşime bağlıdır. Bu radyolojik anormallikler asetabulumun morfolojik değişikliklerini ve femur başı ile ilişkisini tanımlar ve radyolojik değişiklikler biyomekanik olarak analiz edilebilir. Tedavi edilmezse kalça displazi yetişkinlerde atroz kaçınılmaz olduğu gibi, kişi 50 yaşına ulaştığında vakaların yarısında sekonderosteoartirite neden olur (2).



Şekil 1. Yetişkin kalça displazi X-ray görüntüsü

a) displazi b) az çıkık c) çok çıkık

(<https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/978-981-13-0414-9.pdf?pdf=button>)

Asetabular displazi için pelvik osteotomi, femur başın asetabular kapsamını iyileştirmek ve osteoartroz riskini azaltmak için ortaya kondu. Osteotomi asetabular yük taşıma alanında bir artışa sebep olur (3) ve mevcut kırıkda yüzeyi üzerinde basınç dağılımını iyileştirebilir. PAO, üst dış asetabulum eğimini azaltabileceğini, femur başı çalışma aralığını artırabileceğini, eklem yükünü azaltabileceğini ve femur başı asetabulum temas alanını arttırabileceğini göstermektedir (4). Operasyonda osteotomize edilmiş asetabular fragman addüksiyon, ektansiyon ve rotasyon pozisyonunda yeniden yönlendirilir (5).

Asetabulumun yeniden oryantasyonu için çeşitli cerrahi yöntemler tarif edilmiştir. Tekli, ikili, üçlü, küresel ve periasetabular osteotomiler bu amaçla önerilmiştir (6).

İlk olarak 1988'de tarif edilen Ganz ve ark., asetabulumu yeniden yönlendirmek için periartikülerosteotomi (PAO) geliştirdi. Amaç; femur başı kapsamını arttırmak, kalça displazinin radyografik parametrelerini iyileştirmek, anormal kümülatif temas stresini azaltmak ve osteoartriti önlemektir. Ganz periacetabular osteotomi (Ganz ve ark.) posterior kolon yeterli ise yaygın olarak kullanılmaktadır (7).

Cerrahi indikasyonları; büyüme plakalarının kapanmasından sonra kalçanın semptomatik rezidüel displazisi, asetabular retroversiyon ve asetabular çukurluk bulunur. Femur başının subluksasyonu ile rezidüel Legg-Calve Perthes hastalığında da cerrahi indikedir (8).

Asetabuler displazi cerrahisinde amaç; patolojik kalça eklem biyomekaniğini ortadan kaldırarak mümkün olduğunca erken stabil, tutarlı ve konsantrik bir kalça eklemi elde ederek kalça eklemine stabilize ve medialize etmektir. Böylelikle ağrıyı hafifletir, işlevi iyileştirir ve labrum, kıkırdak ve yumuşak dokuların daha fazla aşırı yüklenmesini önler. Ayrıca eklem kıkırdağında dejenerasyonu geciktirir veya önler.

Dünyada ve ülkemizde kalça displazi konusunda çeşitli klinik çalışma olmasına karşın tanıyı biyomekanik olarak irdeleyen sınırlı sayıda çalışmalar mevcuttur. İn vitro deneysel çalışmalar biyomekanikte sıklıkla kadavra üzerinde yapılmaktadır. KD deformitesine sahip kadavra modeli bulunması zor olduğundan dolayı çoğunlukla deneysel çalışma yapılamaz. Bu nedenle, yazılımlar yardımı ile biyomekanik çalışmalar yapılabilir. Son yıllarda, dijitalin gelişmesiyle birlikte 3D (3 boyutlu) baskı teknolojisi klinikte kullanılmaya başlandı. Bilgisayarlı tomografi (CT) ve MRI (Manyetik Rezonans Görüntüleme)'daki verilerin iki boyutlu sınırlandırmasını ortadan kaldırarak gerçek bir anatomik yapı sunar. Dahası, bu teknoloji diş hekimliği, anatomik modeller ve tıbbi cihazlar dahil daha çok çeşitli alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır.

Bu çalışmada KD tanısına sahip kalçanın modellemesi, kırıkta ve femur 3D yazıcıda basılarak yapay kalça modelinde gerçeğe yakın olarak biyomekanik değerlendirmeleri yapılmış ve plak ve vida gibi farklı fiksasyon yöntemlerin biyomekanik parametreler üzerindeki değişimi incelenmek istenmiştir.

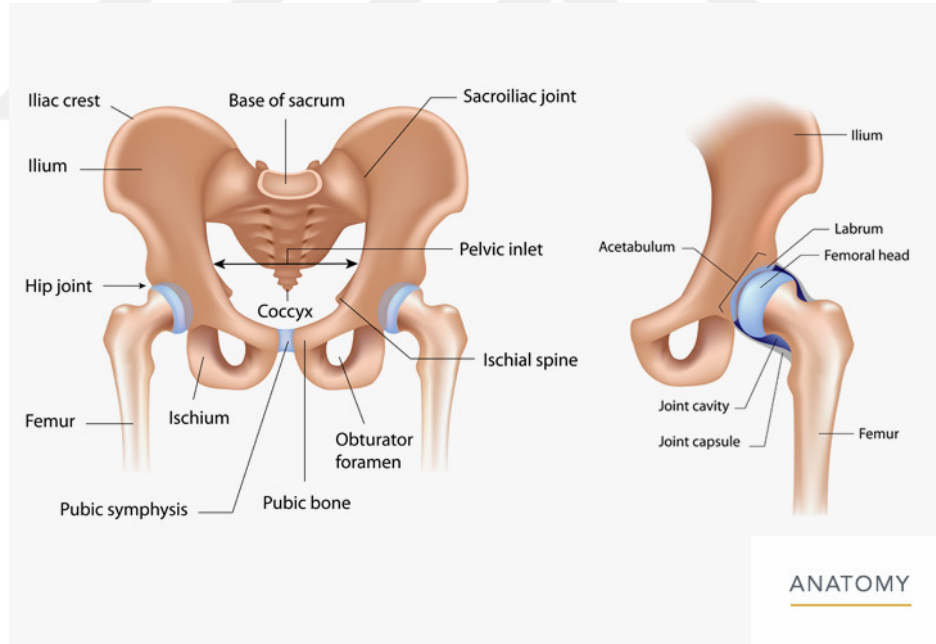
Çalışmanın amacı; pelvise uygulanan Ganz osteotomi cerrahisini iki farklı fiksasyon yöntemi (plak ve vida) kullanılarak basma deneyinde kuvvet karşılaştırması ve uzama miktarının birbiri üzerine üstünlükleri belirlenmek istenmiştir. Elde edilen veriler ile deneysel sonuçlar karşılaştırıldı. Bu çalışmada ortaya konan hipotez; kalça displazi tanısına sahip kişilerde geçmiş literatüre de uygun olarak vidanın plaktan daha stabil bir fiksasyon yöntemi olduğunu biyomekanik test ile de ispatlama yönündedir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Kalça Eklem Anatomisi

Kalça eklemi klasik yuva ve baş tipine sahip bir eklemdir. Kalça eklem yuvasını oluşturan asetabulum pubis, iskium ve ilium kemiklerin birleşmesi ile oluşur. Bu üç kemiğin birleşmesi ergenlikle birlikte başlar (14-16 yaşlar) ve gelişim tamamlanana kadar (23 yaş) devam eder. Asetabulum labrum ile çevrilmiştir. Böylece labrum, asetabulum hacmini %33 ve eklem yüzüne %22 lik katkı sağlar (9). Ayrıca labrum, kalça stabilizasyonun korunmasında önemli ölçüde rol oynar (10). Labrumun kalınlığı en geniş posterior-inferior asetabular kenarda (ort. 6,4 +- 1,7mm) ölçülmüştür. Anterosüperior alanda ise en dar olarak ölçülmüştür (ort.5,5+-1,5mm) (11).

Asetabulum ve femoral başı gelişimi yakından ilişkilidir. Femur başı asetabulum ile temas halinde olmadığı durumda, daha sonra yeterli gelişimi olmaz ve düz şekilli görünüm olur (12).



Şekil 2.Kalça eklem anatomisi

(<https://www.oanc.org/>)

2.2. Displazik Kalçada Anatomik Değişiklikler

Kalça displazisi, kalça fonksiyonundaki mekanik instabilite halini ifade eder. Anormal kalça anatomisi anormal kalça mekanik davranış ile sonuçlanır. Zamanla ve büyüme ile, birçok adaptasyon değişiklikleri tüm kalça yapısını etkiler. İnstabilitenin arttığı durumda semptomlar kendini erken gösterebilir. Asetabular kavitenin yeterli gelişimi için femur başı ile asetabulumun konsentrik redükte olması ve femur başı ile asetabulum ahenginin tam olması gerekmektedir. Konsentrik redüksiyon tam olarak sağlanamamış veya devam ettirilemez ise asetabulumun normal gelişimi ve büyümesi gerçekleşemez (13).

Asetabulum, femur başının hareketleri ve femur kemiğine etki eden yüklenmeler sonucuna bağlı olarak gelişir (14). Asetabulumun sahip olması gereken konkav şekil ancak sferik femur başı varlığında gelişir. Eğer bahsi geçen süreçte aksama olursa femur başı asetabulumun dışına çıkar veya deforme olmuş halde asetabular yuva içinde kalırsa asetabular displazi durumu meydana gelir. Böylece kalça boyunca artan bir stres ortaya çıkar, çünkü stress eşittir kuvvet bölü alan. Bu stress iki komponente ayrılır. İlk olarak, eklem reaksiyon kuvveti artar çünkü karşı kalçaya göre lateralizedir. İkinci olarak da bu hal; moment kolunun uzunluğunu artırarak tek ayak duruşta karşı pelvisin düşmesinin önlemek amacıyla daha büyük abdüktör kas ile sonuçlanır (Trendeleng burg bulgusu ve yürüyüşü). Basit matematik bize gösterir ki, kalça eklemine merkezden 2 cm'lik laterizasyonu 150 poundluk bir hastada her adımda eklem reaksiyon kuvvetinde 75 poundluk bir artışa sebep olur. Reaksiyon kuvvetindeki artışa ek olarak yüzey alanı azalır çünkü AP ve lateral görüntüde asetabulumun eğikliği önemli ölçüde azalmıştır. Bu yüzey alanının azalması karşı kalçada yükü artırır. Asetabular displazide vektör analizleri göstermiş ki kalça eklemine merkezden daha laterilize olması artikular kıkırdak hasarı yaratmaktadır. Bu biyomekanik durum erken dönem osteoartrit ile sonuçlanabilir. Kemik anormalliklerine ek olarak kalça displazisi yumuşak doku yaralanmalarına da sebep olabilir (2).

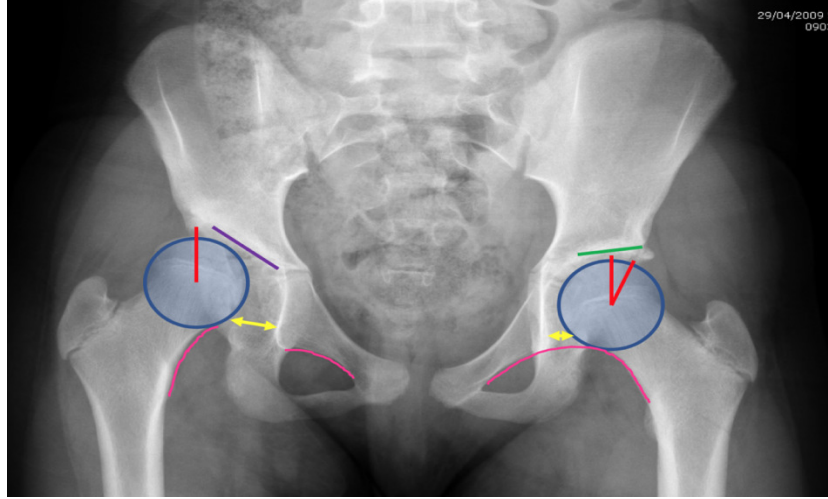
Harris ve ark., 2021 yılında sağlıklı ve displazik kişilerde yaptıkları biyomekanik değerlendirmede kalça eklem merkezin displazik kişilerde daha lateralde olduğunu gözlemlemişlerdir. Bu da lateral örtünmenin azlığını femur boyun

şaft açısının artması ve kalça eklem merkezinin lateralizasyonu ile açıklanabilir. Ayrıca izometrik kas testinde kalça abdükör, ekstensör ve flexör kas gruplarında sağlıklı kişilere oranla daha az kuvvette olduğu ancak displazik kişilerin kendi aralarında anlamlı bir fark olmadığını ve yine izometrik test ile kas moment kolunun özellikle kalça abdükörlerinde olmak üzere kalça ekstensörlerinde de kısa olduğunu ölçmüşlerdir. Kalça fleksörlerinde ise displazik kişilerde ve sağlıklı kişilerde anlamlı bir fark görmemişlerdir. Gluteus medius kas volümü displazik kişilerde daha geniştir ($p=0.02$). Diğer kas grupları birbirinden farklı anlamlı olacak kadar değildi (85). Kalça abdüksiyonundaki azalmış moment kolu sebebiyle kalça abdükör kasları kalça stabilizasyonu ve hareketleri için tork talebini karşılamak için normalden daha fazla kuvvet üretmek zorunda kalır. Abdükör kasları üzerindeki kronik olarak artan bu etki muhtemelen gluteus medius hipertrofisine yol açar ve kalça displazili hastalarda normalden yüksek medial ve süperiyor eklem reaksiyon kuvveti açığa çıkarır. Yürüme siklusu boyunca primer olarak kalça abdükör kas momenti değişime uğrar (15).

Liu ve ark., kalça displazisine bağlı sekonder olarak OA gelişen hastalarda gluteus medius kesit alanı etkilenmeyen tarafa göre daha az olduğunu raporlamıştır. Tersine, Chalian, travma kaynaklı genç yetişkin kalça displazi kişilerde sağlıklı kişilere kıyasla gluteus medius kesit alanı anlamlı bir fark görmemiştir (16).

Babst'in Ganz ile 2011 yılında yaptığı bir çalışmada da iliokapsülarisin kesit alanının displazik kişilerde daha fazla olduğunu raporlamıştır (17).

Bu anatomik sapmalar sonucu kalçanın instabilite hali asetabular rim de artan mekanik stres hipertrofiye, fibrokartilajinöz asetabüler labrumun yırtılması ve hyalin eklem kıkırdağının daha hızlı dejenerasyonunu ortaya çıkarır. Eğer tedavi edilmezse kalça displazisi ağrı, fonksiyon azalmasına ve kalça osteoartritine neden olur.



Şekil 3.Displazik Kalçada Değişiklikler

2.3. Kalça Eklem Biyomekaniği

Kalça eklem biyomekaniği; kalça eklem bozukluklarını ve kalçanın yapısını mekanik biliminin kuralları dahilinde araştırılmasıdır. Biyomekanik olarak kalça eklemine etki eden kuvvetler, kalça eklem hareketleri ve kalça eklemine oluşturan dokuların özellikleri arasındaki bağlantıyı belirlemek ve mevcut biyolojik dengenin mekanik kurallarını ortaya koymak amacına yöneliktir.

Kalça biyomekaniği araştırılırken, bir bütün olarak kalça eklemi incelenmesi gerektiği gibi, bu bütünü oluşturan, kortikal kemik, bağ ve kıkırdak, spongiyöz ve kapsül gibi unsurların mekanik özelliklerinin ayrı ayrı ve birlikte değerlendirilmesi gereklidir. Çünkü bu dokuların tek başına gösterdikleri biyomekanik karakterleri ile örneğin femur üst ucu ya da asetabulum gibi bir birimde birliktelikleri varlığında ortaya koydukları biyomekanik karakterleri birbirinden farklıdır. Bunun haricinde, kalça eklem biyomekaniği 'statik ve dinamik' hallerde incelenmelidir. Femurun kompleks anatomik yapısı, ağırlık aktarma boyunca yük taşıma talebi ve kalçanın erken biyomekanik incelemeleri Rydell tarafından anlatılmıştır (18).

Crowninshield, kalçanın yürüme, merdiven hareketi, oturmadan harekete veya ayakta durma sırasındaki kinematik ve kinetik analizleri göstermiştir (19). Bu araştırmalar, sağlıklı ve patolojik popülasyonda fiziksel aktivite boyunca kalça biyomekaniğinin daha fazla araştırılması için temel teşkil etmektedir. Kalça osteoartritli hastalarda kinematik inceleme, yürüyüş esnasında kalça eklem hareket açıklığında genel bir kayıp olduğunu ortaya koydu (20).

Kalça patolojisinin de kalça ekleminde kinetik değişikliklere neden olduğu gösterilmiştir. Genellikle gelişimsel deformite veya dejeneratif osteoartrit ile ilişkili yapısal anormallik, kalça ekleminde kuvvet üretimi ve iletimi üzerinde derin bir etkiye sahip olabilir. Bu yapısal anormallikler kalça eklemi dönme ekseninde değişikliklere yol açabilir. Kalça kasları moment kol uzunluğu, kas kuvveti üretimi ve kalça ekleminde üretilen kas momentleri üzerinde derin etkisi olduğu gösterilmiştir (21).

Eklem reaktif kuvveti, femoroasetabular ekleminde yaşanan basınç kuvvetidir. Eklem reaktif gücüne birincil katkılar, vücut ağırlığından daha küçük bir katkı ile ayakta durma ve yürüyüş sırasında pelvisi düzleştirmek için türetilen kas kuvvetleridir. Kalça eklemi yer reaksiyon kuvveti yürüme sırasında vücut ağırlığın 1.5 katı, merdiven çıkma esnasında da vücut ağırlığın 2.5 katı olarak bulunmuştur (22). Kalça eklem kuvveti açık kinetik zincir egzersizleri sırasında sağlıklı insanlarda kinetik kinematik ve EMG verileri alınarak ölçüldü. Bu model simülasyonu, özellikle kalça ekstansör güçsüzlüğü varlığında ön kalçada kuvvette önemli bir artışın meydana geldiğini göstermiştir (23). Yakın tarihli yapılan sistematik incelemede, kalça kas güçsüzlüğü olan osteoartritli hastalarda kas kuvveti output'unda ve bağ atrofisinde azalma olduğuna dair tutarlı kanıtlar ortaya konmuştur (24).

Son zamanlarda, deformitelerin tanımlanmasına yardımcı olmak ve cerrahi tedaviye rehberlik etmek için üç boyutlu görüntüleme kullanılarak kalça patomorfolojisinin karakterizasyonuna ilgi duyulmaktadır. Bilgisayar tomografi (BT) taramaları, kalça ekleminin üç boyutlu morfolojisinin hassas bir şekilde değerlendirilmesini sağlar.

Kang ve meslektaşları proksimal femur ve asetabulumun topografyasındaki anormallikleri tanımlamak için otomatik bir yöntem yayınladı (25). Daha gelişmiş üç boyutlu görüntüleme ve dinamik görüntüleme, anatomiye normalleştirmek ve hareket çatışmasını ortadan kaldırmak için cerrahlara asetabulum osseos rezeksiyonu ve proximal femur normalizasyonda tam bilgi sağlayabilir.

Sağlıklı ve patolojik popülasyon kalça biyomekanisini anlamada laboratuvar ortamındaki biyomekanik araştırmalar temel anlayışı oluşturmaktadır. Kalçanın değerlendirilmesinde; kemik kinematiği, eklem kinematiği ve kas aktivasyonu yaralanma mekanizmasındaki yüklenme paterninin değişimi ve hareketi hakkında bilgi

verebilir. Ayrıca, bu bilgi bir tedaviyi takiben iyileşmeyi değerlendirme esnasında da temel bir karşılaştırma sağlar. Tekrarlayan kalça hareketi sırasında eklem kuvvetinin vektörü hızla dalgalanır ve eklem yapısı özelliklerinde bir uyumsuzlukla karşılaşılabilir.

Günlük ve atletik aktiviteler, kilo, obezite ve femoroasetabular eklem hareketin limitasyonu dahil olmak üzere kalçada karşılaşılan güçlere birçok faktör katkıda bulunur. İşlevi eski haline getirmek ve daha fazla patolojik veya dejeneratif değişikliği en aza indirmek için yaralanma sonrası rehabilitasyon veya kalçanın cerrahi müdahalesi gerekir.

Kalça eklemi, baş ve soket tipine bir eklem yapısına sahip olup kalça eklemi merkezinde üç eksenle harekete izin vermektedir. Kalça nispeten hareketli bir eklem olmasına rağmen, kemiksi mimarisi, eklem artikülasyonu ve geniş çevreleyen yumuşak doku yapıları nedeniyle inanılmaz derecede stabildir. Kalça ekleminin açık zincir aktivitesi femurun pelvis üzerinde hareket ile karakterizedir, oysa kapalı zincir fonksiyonu sıklıkla pelvisin femur üzerindeki hareket ile sonuçlanır.

Osteokinematik, bir vücut segmentinin hareketini tanımlar ve kalça eklemi, femur veya pelvisin hareketini ifade eder. Artrokinematik, iki eklem yüzeyi arasındaki hareketi ifade eder ve kalça ekleminde femur başı ile asetabulum arasında meydana gelen harekettir. Kalça ekleminin artokinematiği konkav tarafın konveks taraf üzerinde ve konveks tarafın konkav taraf üzerinde bağlı olduğu ilkeleri ifade eder (26). Bu ilkeler, konveks yüzey (femur başı) konkav yüzey (asetabulum) üzerinde hareket ettiğinde eklem yüzeyleri arasındaki hareket ters yönlerde gerçekleşir. Tersine, asetabulumun konkav yüzeyi femur başının konveks bir yüzeyinde hareket ettiğinde, eklemde hareket aynı yönde meydana gelecektir (kalça kapalı kinetik zincir).

Her hareket düzleminde kalça ekleminin rotasyonları ve hareketleri Tablo 1’de listelenmektedir.

Tablo 1. Kalça Eklem Hareketleri

| Hareket Düzlemi | Hareket | Rotasyon Eksenini | Kaslar |
|-----------------|---|--------------------|---|
| Sagittal | Fleksiyon ve Ekstansiyon | Mediolateral | Fleksörler: iliopsoas, rektus femoris, sartorius, adductor longus Ektensörler: gluteus maksimus, adductor magnus; hamstringler |
| Frontal | Abdüksiyon ve Addüksiyon | Anterior-Posterior | Addüktörler: adductor longus, adductor brevis, magnus, obturator externus, pectineus Abdüktörler: tensor fascia lata, gluteus medius ve gluteus minimus, Sartorius |
| Transvers | İnternal Rotasyon ve Eksternal Rotasyon | Longitudinal Axis | Eksternal rotatörler: piriformis, gluteus maksimus, gemellus superior ve inferior, obturator internus, quadratus femoris |

(Hip Arthroscopy and Hip Joint Preservation Surgery kitabı, S 23)

Kalça, eklemi kaplayan 25 kastan oluşur, bu sebeple bu kaslar aksiyon etkisi eklem biyomekaniği üzerinde etkilidir (21). Ayrıca, kasların bir kısmı iki eklemi kapsar bu nedenle aktivasyon boyunca birden fazla eklemi etkiler.

Kalça eklemine sagittal planda açık kinetikte normal eklem hareket açıklığı diz fleksiyonda iken 120-125°'dir ancak diz ekstansiyondayken bu açı 70-80° olur. Kapalı kinetik fonksiyonu boyunca pelvisin anterior tiltine karşılık gelir ve bu da anteriorpelvisin ve femur boynu ve shaftın yönünün yaklaşmasına neden olur. Bu düzlemdeki hareket, kalça fleksiyonu olarak kalça patolojisine derin bir etki ile ilişkilidir, OA gibi (27). Açık kinetik zincirde normal eklem hareketi kalça ekstansiyon açısı 10-15°'dir. Kalça eklemine kapalı zincir hareketi belin hareketi

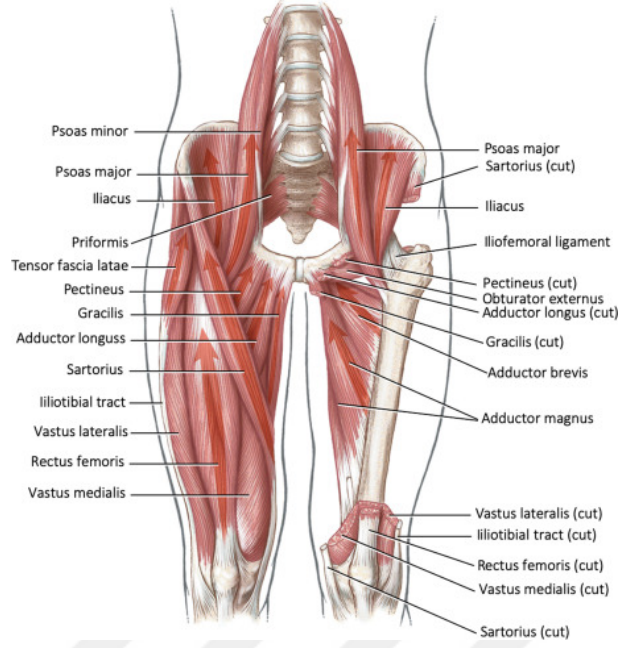
üzerinde doğrudan bir sonuca sahiptir çünkü sakrumdan pelvise posterior pelvik bağlar ve gövde ekstansör kasları boyunca güçlü bağlanır. Kalça eklemi gövde ve alt ekstremiteler arasında sağladığı bağlantı teşhis, bel ağrısı tedavisi ve alt ekstremiteler yaralanmalarında etkindir. Kalça eklemi kemik yapı ve yumuşak doku desteği femur başının asetabulum üzerindeki translasyonel hareketini en aza indirir. Kalça fleksiyonu ve ekstansiyonu hareketleri sırasında femur ve asetabulum arasındaki hareket, femur başın merkezinden geçen bir medial lateral eksen etrafında saf bir dönüş olarak ortaya çıkar (26).

Kalça fleksör kasları; tensor fascia lata (TFL), psoas major, rektus femoris, sartorius ve iliopus (iliopus) ve addüktör longus oluşmaktadır. İliopus kası açık zincir kalça fleksiyonu veya kapalı zincir anterior pelvik tilte neden olabilir. İliopus femura bağlanır ve pelvis ve lomber omurga hem kalça eklemi hem de bel omurga yapıları boyunca kuvvet iletimi oluşturur (28).

ITB distalden tibianın proximaline ve femurun linea aspera'ya bağlanır. TFL uyluğun fasyal sistemi boyunca tension oluşturur. Böylece uyluk yumuşak dokulara ve kalça eklemi boyunca kuvvet verir. Rektus femoris kası hem diz eklemi ve hem de kalça eklemi geçer. Bu nedenle, her iki eklem boyunca kuvvet iletir (24). Sartorius kası, kalça fleksiyon, dış rotasyon ve abduksiyon yaptırır.

Kalça ekstansör kasları; gluteus maksimus, hamstringler ve addüktör magnus'tur. Gövdenin öne eğilmesi esnasında yer reaksiyon kuvveti kalça önünden geçerek gövdenin dik durmasını uyarmak için kalça ekstansörleri aktive olur.

Kalça abduktör ve addüktör kaslar frontal planda femur ve pelvisin hareketini kontrol eder. Bu kasların işlevi alt ekstremitenin ve yürüme esnasında pelvisin stabilizasyonu için son derece önemlidir. Kalça addüktörleri spor esnasında en sık yaralanan kas gruplarından biridir (29). Kalça addüktör kas grubu kalçanın üç hareket düzleminde de vardır. Birincil olarak, frontal planda kapalı ve açık kinetik hareketlerde abduksiyon hareketini yaptırır. Tek ayak üstündeki kapalı kinetikteki aktivite boyunca addüktör kasların eksenrik aktivasyonu frontal bölgede pelvisin kontrolünü sağlar. Örneğin, tek ayak üstünde tekme sallama veya koşarken ani yön değiştirme gibi...

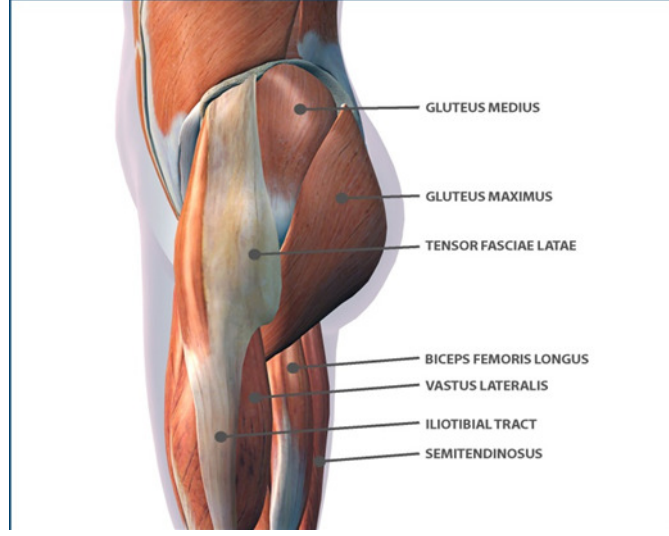


Şekil 4.Kalça kasları önden görünüm

(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128121627000217>)

Kalça abdüksiyon kasları; gluteus minimus, gluteus medius ve tensör fasya lata (TFL) kaslarından oluşmaktadır. Bu kasların her biri kalçanın açık kinetik zincir ve kapalı kinetik zincir hareketini üretir. Ek olarak, kalça abdüktörleri yürüme esnasında tek ayak duruşta pelvisin frontal düzlemde stabilitesinin sağlar (30). Kalça abdüktör kasların aktivasyonu yan pelvisin aşırı düşmesini de önler (Trendelenburg bulgusu).

Kalça internal rotasyon açısı 35-70° olup, kalça eksternal rotasyon açısı 45-90° (31). Kalça eksternal rotasyon hareketi, gluteus maksimus ve derin eksternal rotatör kasların açık ve kapalı kinetik zincir hareketlerin aktivasyonu ile gerçekleşir.



Şekil 5. Kalça kasları yandan görünüş

[\(https://www.floridaortho.com/specialties/hip-thigh/hip-muscle-strains/\)](https://www.floridaortho.com/specialties/hip-thigh/hip-muscle-strains/)

Alt ekstremitteki yaralanma kalça dış rotatörlerin zayıflığıyla bağlantılı ve bu da ağırlık aktarma esnasında transvers planda kontrolün kaybolmasına neden olmaktadır (32). Kalça nötral ya da ekstansiyon pozisyonda olduğunda kalça kapsüler bağlar ve yumuşak dokular daha gergin pozisyondadır. Bu nedenle kalça fleksiyon haline geldiğinde kalça rotasyon miktarında artış olur. Kalça internal rotasyon hareketi pelvisin anterior rotasyonuna karşılık gelirken, pelvisin posterior hareketi kalçanın eksternal rotasyon hareketine karşılık gelir (26). Kalçanın transvers plandaki normal kemik hareketin değişimi femur ve asetabulum arasındaki temas yüzeyinin değişimi ile gösterilmiştir (33).

2.4.Osteoartrit-OA

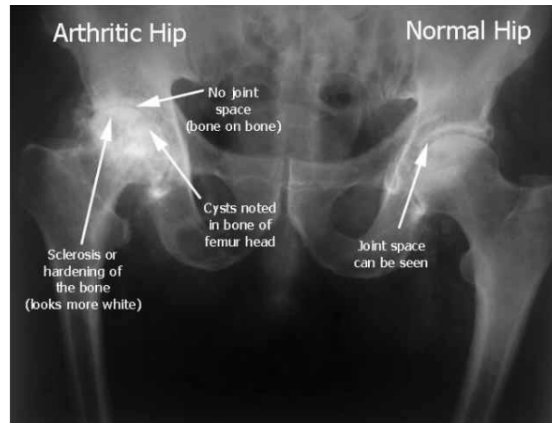
Osteoartrit (OA) çağımızın en yaygın hastalıklarından biridir. Sadece eklem ağrısına yol açan özel bir kıkırdak kaybı değil, aynı zamanda "eklem organının" bir bozukluğu olarak görülmekte ve kıkırdak, alttaki kemik, çevreleyen kaslar ve bağlarla birlikte etkilemektedir. Ulusal Artrit Veri Çalışma Grubu'ndan (NADW) elde edilen veriler, bu durumun sadece yaşla değil, kalçayı etkileyen hastalıklarla da arttığını öne sürüyor.

Hem hastalar hem de doktorlar sıklıkla artrit, artroz ve osteoartrit terimlerini karşılıklı olarak kullanırlar. Ancak eklem iltihabı; eklem iltihabına işaret eden, kesin

olmayan bir terimdir, oysa artroz, eklem dejeneratif ızdırıp olarak tanımlanır. Artritik sürecin merkezinde olmasına rağmen hasar genellikle asemptomatiktir (34). Buna karşılık, osteoartrit belirgin patolojik süreci olan bir hastalıktır. Artrit, artiküler kıkırdağın erozyonu ile birincil ya da ikincil kıkırdak travması ya da yumuşak, yıpranmış ve yenilenmiş subkondral kemik ve kenar boşlukları osteofitlerle; fonksiyon kayıpları ve ağrı gibi sonuçları ile karakterizedir (35). Dejeneratif eklem artrit, dejeneratif eklem hastalığı ve osteoartrozis osteoartrit ile eş anlamlıdır.

OA'nın başlama faktörleri arasında kesin bir birlik yoktur, kıkırdak yüzeyin ileri derecede kaybı ile karakterize bir süreçtir. Başlangıçta kıkırdak fissürleme, kondrosit kümelenme ve bazı tamir girişimleri vardır. Bu erken dönemde kıkırdak hasarı belirli bir yüzeyle sınırlıdır ve subkondral reaksiyon ile ilişkisi yoktur. Bu aynı zamanda "artrit" olarak da kabul edilebilir "osteo" yani kemik bileşeni yoktur. Dejeneratif süreç gerçekleştiğinde subkondral kemik remodelingi ve radyografide sklerotik yapılar görülmeye başlar. Osteoartrit araştırmacıları arasında, bunların nedeni hakkında rekabetçi teoriler vardır.

Kıkırdak hasarı biyomekanik ve biyokimyasal faktörlerin birleşiminden meydana gelir, ancak klinik hastalık bu dokunun hasarı ve onarımı arasındaki dengesizlikten kaynaklanır. Bu süreci anlamak için, normal kıkırdağın yapısı ve fonksiyonu bakmak gerekir.



Şekil 6.Osteoartritli Kalça X-Ray görüntüsü

https://www.researchgate.net/figure/Radiological-Hallmarks-of-Osteoarthritis-1_fig24_321867129

2.5. Kıkırdağın Yapısal Bileşenleri

Kalça eklemının eklemli yüzeyleri hiyalin kıkırdakla hizalanır. Bu, büyük miktarda hücre dışı matrise gömülü kondrosit kümelerinden oluşur. Matris proteoglikanlardan oluşur ve agregan en bol olan tip II kollajen fiberdir. Agregan kıkırdağın ana yapısal bileşenini oluşturur. Birkaç agregan molekülü hyaluronanın merkezine bağlanarak dallanmış bir yapı oluşturur. Bu makromoleküller kıkırdak içinde yüksek bir osmolite yaratırlar ve bu negatif yüklü glikoprotein hareketleriyle birlikte matrisin içine su çekerek onun 'süngerliğine' katkıda bulunuyor. Bu su molekülleri, kıkırdağa sıkıştırıcı kuvvetler uygulandığında serbest bırakılır ve normal kıkırdak dokusunu viskoelastik özelliklerini veren kuvvetin çıkarılmasıyla tekrar yakalanırlar. Matrisin içinde hiç kılcal damar bulunmadığından, kondrositler matrisle difüzyon yoluyla besin alır. Bu anatomik ve fizyolojik düzenleme hiyalin kıkırdağının normal işlevinin merkezindedir (36).

2.6. Kalça Displazisi

Asetabulum displazi; asetabular başın anterior ve lateral kaplamasındaki belirgin yetersizliği, asetabular inklinasyonda bir artış ve kalça eklemının merkezının nispeten daha lateral pozisyonu ile karakterize olan, asetabulumun komplike ve birçok planda deformite halidir. Asetabulumdaki bu yapısal bozukluk, yük taşıyan bölümdeki açıda artışa sebep olmak ile birlikte; kalça eklemının merkezinde daha fazla lateralizasyona neden olmaktadır (Anterior merkez-kenar (CE) açısı da azalmıştır).

Çalışmalar kalça displazi insidansının %01 hasta ile %34 hasta kadar arasında değiştiğini bildirmiştir (37). Erişkin kalça displazisi, genç erişkinlerde kalça ağrısının yaygın bir etiolojisidir (38). Erişkin kalça displazik hastalarda kalça ağrısı ve artmış kalça-temas stresinden kaynaklanan erken dejeneratif değişiklikler görülebilir (39). Bu olumsuz mekanik ortamın bir sonucu olarak, kalça displazisi sık görülen bir ağrı ve sekonder osteoartrit nedenidir (40). Tedavi edilmediğinde, bu yapısal değişiklikler ilerleyici kalça dejenerasyonu ile ilişkili olabilir (35).

Yetişkinlerde kalça displazisini sınıflandırmak için çeşitli sınıflandırma sistemleri geliştirmişlerdir. En sık kullanılanı 'Crowe sınıflandırma sistemi'dir (41). Sistem, asetabulumun patoanatomisi hakkında bilgilendirici olmayan, deforme

olmamış femur başının yüksekliğine göre femur başı subluksasyon miktarına dayanan nicel bir yöntemdir. Displazi dört farklı tiptedir. Yaygın olarak kullanılan başka bir sınıflandırma yöntemi Hartofilakidis ve arkadaşları tarafından tanıtılmıştır (42).

Hartofilakidis sınıflandırması, kalçanın radyografik görünümüne dayanan asetabulumun anatomisine dayanır. Üç tip listeler; displazi, düşük çıkık ve yüksek çıkık (43).

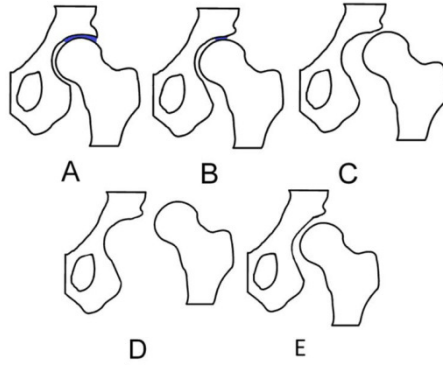
Crowe tip I / II veya Hartofilakidis asetabulumu azalan bir merkez-kenar açısına sahip A tipi genellikle normale yakın olduğu düşünülüyor. Yüksek çıkık durumlarda, gerçek asetabulum sığ oval şekilli bir fossa olma eğilimindedir. Yaygın olarak algılanan kalça displazisi, lateral ve anterior asetabular eksikliği ile ilişkilidir ve asetabulum anormal anteversiyon ile oryantedir.

Tablo 2.Kalça Eklemi Crowe Sınıflandırması

| Tip | Proksimal Yerleştirme | Femur Başı Subluksasyonu |
|-----------|-----------------------|--------------------------|
| Crowe I | < %10 | < %50 |
| Crowe II | %10-15 | %50-75 |
| Crowe III | %15-20 | %75-100 |
| Crowe IV | > %20 | > %100 |

Displastik femurdaki yaygın deformiteler; abdüktör kasların kontraktürü, boyun-şaft açının valgusu, intramedüller kanalın hipoplazi hali... Bu nedenle, bu malformasyonlar tedavi sürecinin her aşaması için bireyselleştirilmiş bir bakım stratejisi gerektirir. Çeşitli seçeneklerle detaylı operasyon planlaması, başarılı olmanın en önemli ön koşullarından biridir.

Risk faktörleri; ilk doğan olma, kadın olmak, aile öyküsü ve makat doğum olmasıdır (44). Diğer ilişkili faktörler; etnik köken, tortikollis ve alt ekstremitte deformitesi kaynaklı olabilir (45).



Şekil 7. Kalça displazi tipleri

A - Normal Kalça B - Displazik Kalça C - Tam olmayan çıkık D - Tam çıkık
E - Asetabular displazi

Tablo 3. Kalça Eklemi Hartofilakidis Sınıflandırması

| Konjenital Kalça Hastalıkları | Tanımlama | Alt Türü |
|--------------------------------------|---|---|
| Displazi | Femur başı, sublüksasyon derecesine rağmen asetabulum içinde ya da femurun proksimale kayması | A |
| Az Çıkık | Femur başı yalancı asetabulum içerisinde ancak alt dudağı gerçek asetabulumla temas halindedir. | B1 Sahte asetabulum gerçek asetabulumun %50'sinden fazlasını kapsar. B2 Sahte asetabulum gerçek asetabulumun %50'sinden daha azını kapsar. |
| Yüksek Çıkık | Femur başı yalancı asetabulumda olup gerçek asetabulum ile temas halinde değildir. | C1 Femur başı sahte asetabulum ile eklenmiştir. C2 Sahte asetabulum yok; femur başı gluteal kas sistemi içinde serbest yüzüyor. |



Şekil 8. Normal kalça X-Ray görüntüsü
(<https://www.researchgate.net/figure/Normal-X-ray-left-hip-Lateral-view-fig6-268985229>)



Şekil 9. KD tanısına sahip kalçanın anterior-posterior X-ray filmi
(<https://glasgow-hip-clinic.co.uk/hip-conditions/>)

2.7. Asetabular indeks (AI) Açısı

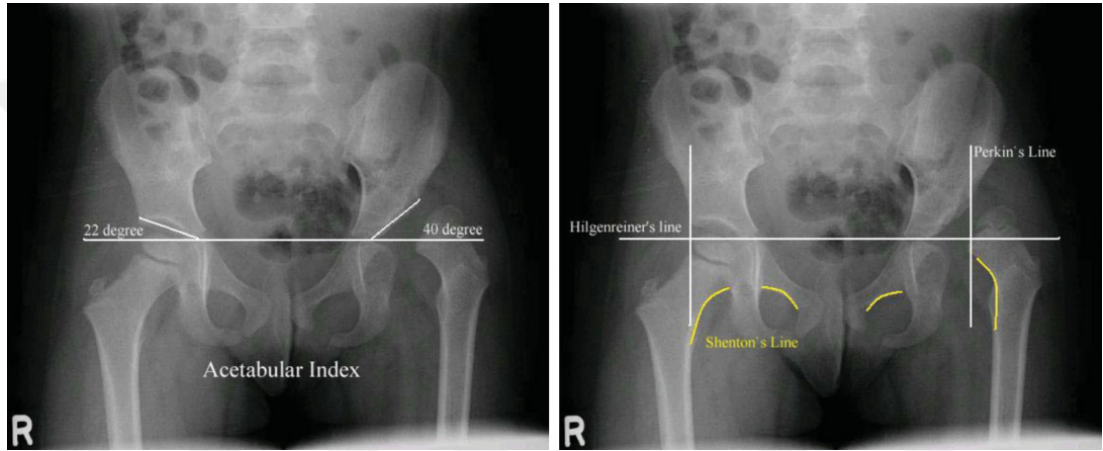
İliumun Y kırırdağındaki en alt noktası ile asetabulumun en dış noktasından geçen çizgi ile Hilgenreiner çizgisi arasında kalan açıya denir (46). Normal yeni doğanlarda asetabular indeks ortalama 27.5° , altıncı ayda 23.5° ve iki yaşında 20° 'dir. 30° 'ler normalin üst sınırı olarak kabul edilir (47).

2.8. Hilgenreiner Çizgisi

Hilgenreiner çizgisi her iki kalçada Y kırırdağını birleştiren horizontal çizgidir. İlk 4 ayda 30°'nin altında, 5-24 ayları arasında 25°'nin altında normal olarak kabul edilmiş olup ve patolojik kalçalarda bu açı artmaktadır (48).

2.9. Perkins Çizgisi

Asetabulumun yan kenarından çizilen Perkin çizgisi, Hilgenreiner çizgisine diktir. Kalça eklemine dört yüze böler. Normalde femur başının merkezi alt iç yüzde bulunur (48).

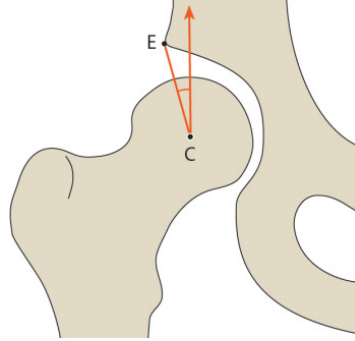


Şekil 10. Asetabular indeksi artmış sol displazik kalça ve Pelvis Röntgeni (AP görünümü) sol taraflı displastik kalça (https://www.researchgate.net/figure/Pelvis-X-Ray-AP-view-showing-left-sided-dysplastic-hip-with-femur-head-lying-in-the_fig1_51539897)

2.10. Wiberg Merkez (CE) Kenar Açısı

Wiberg'in merkez kenar açısı femur başının merkezinden Hilgenreiner hattına çekilen dik çizgi ile aynı şekilde femur başı merkezinden asetabulum dış kenarına çekilen çizgi arasındaki açıdır. CE'deki bir azalma, femur başının asetabuler soketten dışarı doğru sublukse olduğunun göstergesidir. Femur başı ossifikasyonu tamamlanmaya yakın olmadıkça güvenilir değildir. Bu sebeple 5 yaş altı çocuklarda değerlendirilmesi önerilmemektedir. 5 yaşın üzerindeki çocuklarda 25°'nin üzerinde olması gerekir. 6-13 yaş aralığındaki çocuklarda, 19'dan büyük bir açı normal kabul edilirken, daha büyük çocuklarda 25'ten büyük bir açı normal kabul edilmektedir (49). Erişkin hastalarda asetabular displazi ölçümünde kullanılır.

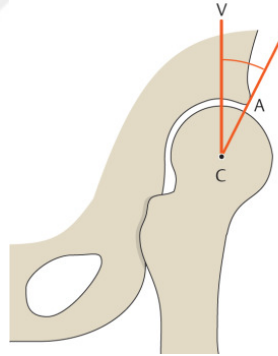
Kalça eklem yapısı normal olan bir bireyde eklem kıkırdağına binen yük miktarı 15-20 kPa/cm²'dir. CE açısı 30°'den 0°'ye geldiğinde bu yük yaklaşık 10 kat artmaktadır (50).



Şekil 11.Wiberg Merkez-Kenar (CE) Açısı

2.11. Wiberg Ön Merkez Kenar Açısı

CE açısının yandan görünümüne; ön merkez kenar açısı (vertical center edge) (VCE) veya anterior center edge (ACE) olarak isimlendirilir. "False profile" olarak adlandırılan radyolojik çekim pozisyonunda alınan X-ray görüntüsünden ölçüm yapılarak VCE belirlenir. Normalde 20° ile 50° arasında olmalıdır. 20° 'den küçük ise kalça displazi halini gösterir.



Şekil 12.Wiberg ön merkez-kenar (ACE) açısı

2.12. Osteotomi

“Osteo” kemik ve “tomy” kesi sözcüklerinin manaca birleşmesiyle ortaya çıkan Latince kökenli terimdir. Özetle kemik kesisi olarak isimlendirilir. Kalça displazi tedavisinde cerrahi veya cerrahi olmayan seçenekler mevcuttur. 6 aydan küçük çocuklarda tercih edilen en sık yöntem abduksiyon cihazlarıdır. Ciddi gelişimsel displazi problemi olan yetişkinlerde ise cerrahi seçenekler; Dega Osteotomi, Pemberton Osteotomisi ve Salter innominate osteotomidir (51).

Pelvis osteotomisinde amaç; asetabulumu yeniden yönlendirerek asetabulum merkezi ile femur başı arasındaki uyumun geliştirerek displazik kalçada femur başı örtümünün iyileştirmeyi amaçlar (52).

Cerrahi indikasyonlar: (53)

- 6 aydan fazla süren ağrı ve topallama
- CE'nin 20°'nin altında olması
- VCA'nın 25°'nin altında olması
- Sharp'ın 40°'nin üzerinde olması
- En az 90° kalça fleksiyonu
- 30° kalça abdüksiyon ve addüksiyon eklem hareket açıklığı

2.13. Pelvis Osteotomi Türleri

Pelvik osteotomiler genel olarak üç tipe ayrılabilir:

(1) Yeniden yönlü osteotomiler (Salter'in üçlü, periasetabüler osteotomi ve küresel osteotomi)

(2) Osteotomilerin yeniden şekillendirilmesi (Pemberton, Dega ve San Diego)

(3) Kurtarma prosedürleri (Chiari ve Shelf).

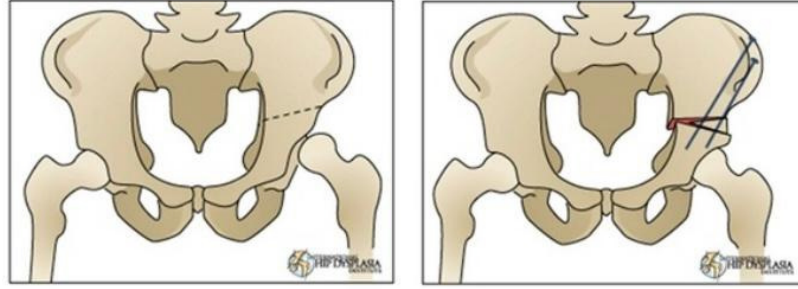
Kalça eklemi kapalı veya açık redüksiyon ile konsantrik olarak azaltılabiliyorsa rekonstrüktif pelvik osteotomiler indikedir. Tarif edilen herhangi bir yöntemle eşmerkezli bir indirgeme mümkün değilse, kurtarma prosedürleri tercih edilir. Konunun daha iyi anlaşılması için birkaç osteotomi türünden bahsedilecektir.

2.13.1. Salter Osteotomi

1961'de Salter, ilk olarak tüm asetabulumun yeniden yönlendirilmesiyle indirgenmiş kalçayı stabilize etmek için tam bir innominat osteotomi tanımladı. Pubis simfizi dönen bir menteşe görevi görür ve asetabulum anterolateral eksikliği kapsayacak şekilde yönlendirilir (53).

SİO (Salter Pelvik Osteotomisi) için birincil indikasyon, kalçada anterolateral asetabular bir eksikliklerdir. Sağ bir asetabulum göreceli bir kontrendikasyondur. SİO, 18 ay ile 8 yaş arasında gösterilir; bunun ötesinde, simfizin sertliği nedeniyle düzeltmenin optimal olamayacağı belirtilir. Bununla birlikte, en iyi sonuçlar <4 yaşında gösterilmiştir.

SİO, anterior inferior iliak omurganın (AIIS) hemen üstünden siyatik çentiğe uzanan enine iliak osteotomidir. Distal asetabular fragman, kasık simfize menteşelenmek için sivri bir kelepçe ile manipüle edilir ve anterior ve / veya lateral translasyon sağlanır. İliak kanattan üçgen bir kemik kaması kesilir ve osteotomi bölgesine yerleştirilir ve iki veya üç dişli K-telleri ile sabitlenir.



Şekil 13. Salter Osteotomi

(<https://hipdysplasia.org/infant-child/child-treatment-methods/osteotomy/>)

Salter ve diğ. 140 hastanın 15 yıllık takibinin gözden geçirilmesinde başarısızlık olmaksızın 18 aydan 4 yaşına kadar ameliyat edilen hastalarda %93.6 oranında mükemmel veya iyi sonuçlar bildirilmiştir. 4-10 yaş grubunda sadece %56.7'si mükemmel veya iyi sonuçlar elde etmiş ve başarısızlık oranı %6.6'dır (54). Bildirilen komplikasyonlar arasında avasküler nekroz (AVN) (%5.7), düzeltme kaybı (%2.8), yeniden dislokasyon (%5.6), siyatik sinir felci ve asetabular retroversiyon sayılabilir. Aşırı düzeltme, asetabulumun retroversiyonuna ve posterior yetmezliğe yol açabilir. Dora ve ark. tarafından, özellikle femur osteotomisi ile kombine edildiğinde femur başının posterior subluksasyonu rapor edilmiştir (55).

SİO, daha büyük yaş grubunda da başarılı bir şekilde uygulandığına dair çok az rapor olmasına rağmen, daha büyük çocuklarda önerilmemektedir (56). Bohm ve diğ. Ortalama 30 yıllık takipte SİO'yu takiben %90 oranında genel sağ kalım bildirilmiştir (57). Kobayashi ve diğ. SİO'nun uzun dönem radyografik sonuçları gözden geçirdi ve osteotominin yetişkinlerde sürekli olarak asetabular retroversiyon ile sonuçlanmadığını buldu (58).

Ek avantajları; asetabular fragmanın kan beslenmesini korur ve normal vajinal doğuma izin veren pelvis şeklini muhafaza eder. Asetabular parça, kortikal vidalarla kolayca sabitlenir ve erken ağırlık aktarma mümkündür. En büyük dezavantaj teknik zorluktur. Bu sebeple majör komplikasyonlar sırasıyla %0.6 ve %1

oranında geçici femoral ve siyatik sinir felcidir. Bununla birlikte, bildirilen yaygın komplikasyonlardan biri %6.14'te LFCN (lateral femoral cutaneous sinir) yaralanmasıdır. Fiksasyon veya kaynamama hali % 2.2 olarak gerçekleşmiştir. Semptomatik ektojik kemik oluşumu en sık rektus femorisin kökeninde olmak üzere %5,3 oranında meydana gelmiş ve kalça fleksiyonu kısıtlanırsa çıkarılması gerekmiştir. Primer PAO'da ve osteotomiler doğru yapılırsa asetabular fragmanın nekrozu son derece nadirdir. Küçük komplikasyonlar arasında hematomlar, SİAS'ın inferiorunda skar dokusu yer alır (59).

2.13.2. Chiari Pelvik Osteotomi

Kalça displazili hastalar için yeniden yapılandırmadan ziyade kurtarma prosedürü içeren osteotomi türüdür. İlk olarak 1950'de Profesör Karl Chiari tarafından Avusturya'da yapıldı ve 1953 yılında yayınlandı. Yaklaşık 600 hastanın (en az 400'ü 2 yıl takip edildi) uzun dönem sonuçlarını inceleyen çalışma 1974 'te yayınlandı (60). Chiari pelvik osteotomisi, diğer rekonstrüktif prosedürler uygulanamadığında göz önünde bulundurulması gereken kapsüler interpozisyon artroplastisidir.

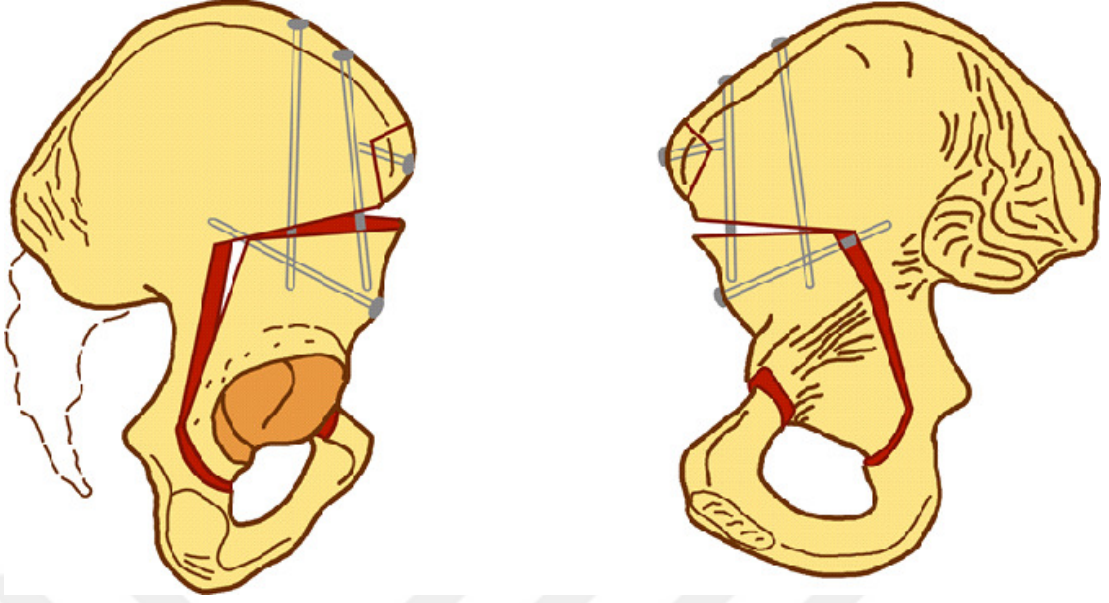
2.13.3. Kompleks Yönlendirici Osteotomiler

Bu tarz osteotomi çeşitlerinde kesi sayısı fazlalaşmakta ve prosedür uygulanması daha zorlu bir hal kazanmaktadır. Genel kapsamda üçlü pelvik osteotomileri; üç kesi osteotomiler ve Ganz osteotomisini kapsamaktadır.

2.13.3.1. Ganz Osteotomisi

Ganz, kalça displazi olan ergenlerde ve yetişkinlerde pelvis osteotomisi geliştirdi. İlk olarak 1984 yılında yapıldı. Sonuçlar 1988 yılında bir dizi prosedür halinde yayınlandı. Ganz daha önceden kullanılan osteotomi türlerini geliştirmiştir. Günümüzde en yaygın halde kullanılan osteotomi tekniğidir.3 boyutlu planlama ve teknik olarak daha zor olup dikkatli olunmasını gerektirir. Her yöne büyük düzeltmeler yapılabilir. Hasta sırt üstü yatar pozisyonudadır. Her iki kalçada da elevasyon kullanılmaz. Genellikle cerrah, kan kaybını ve ameliyat sonrası ağrı yönetimini azaltmak için intraoperatif kullanıma epidural bir kateter yerleştirir. Simith Petersen(anterior) ilio femoral insizyonu ile girilir. Anterior superior iliak

omurga osteotomisi oluşturulur ve tensör fasya lata ve sartorius medial olarak geri çekilir. İç pelvis yumuşak dokudan arındırılır ve genellikle siyatik çentiğe künt bir Hohmann retraktörü yerleştirilir. İlk kesim ASİS'in 8 cm proksimalinden başlanarak iliak krest trasesini takip edip ve ardından distal ve laterale bir dönüş yaparak büyük trokanterin 3 cm ön ve distalinde sonlandırılan 20 cm'lik anterior cilt insizyonudur. Alt ekstremité abdüksiyon pozisyonunda sartorius ve TFL arasında lateral femoral kutanöz sinir görünecek tarzda disseksiyona devam edilir. Sartorius tendonunun ASİS kısmı gevşetilerek V (çavuş) tipi osteotomi yapılır. Ardından kalça fleksiyon ve addüksiyona alınır. İkinci kesim, sinir yapılarının doğrudan kontrolü ve korunması ile pubiste yapılır. Üçüncü kesim, en karmaşık iliak kanatta yapılır, böylece birinciye katılır. Böylece parça serbesttir ve boşlukta dönebilir Parça, özel forseps yardımı ile ayrılır ve daha sonra optimum düzeltme konumuna döndürülür. Kesin fiksasyondan önce her zaman bir kontrol radyografisi yapılır. İki adet dren konularak katlar devamlı suture atılarak kapatılır. Asetabular parçanın yeniden yönlendirilmesi, dört vidayla veya daha karmaşık durumlarda bir plaka ve vidalarla son sıkma konumuna kadar hassas bir şekilde gerçekleştirilir. Bu sabitleme, son derece stabil olmalıdır. Posterior kolonun yeterli olması halinde tercih edilebilir (61). Asetabulumu çok iyi mobilize ediyor olup, mükemmel örtüm ve osteotomi siyatik çentiğe girmediği için daha iyi stabilizasyon sağlar. Ek olarak, hastanın erken yük vermesine olanak verir (62). Displazik kalçada femur başın örtüsünün artmasını sağlayarak eklemin maruz kaldığı yükün azalmasını ve kıkırdaktaki yük dağılımını geliştirilmesini sağlar.

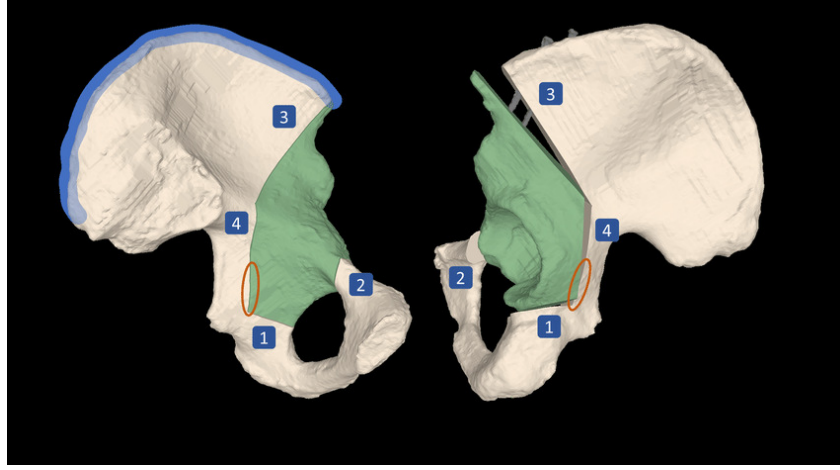


Şekil 14.Ganz Periasetabular Osteotomi şematik gösterimi

(Morteza Kazemi S, Jalili M.A, Yeganeh M.H. Ganz Periacetabular Osteotomy in Acetabular Dysplasia, 2014, JBS Journal)

Minimal internal fiksasyon ile stabiliteyi kolayca sağlayabilir, böylelikle kalça protezini geciktirebileceği ve muhtemelen önleyebileceği bir kalça koruma prosedürüdür (35). Ganz yaklaşımı, femur başının kan dolaşımına zarar vermeden kalça çıkığı için güvenli ve güvenilir bir yaklaşım sağlar. Dahası, iç fiksasyon ve labral onarıma izin vermek için femur başı ve asetabulumun tüm bölgelerine erişim ile mükemmel pozlama sağlar. Ganz yaklaşımı femur başın 360 derecelik bir görünümünü sağlar ve femur başı kırıklarında azalmayı kolaylaştırabilir (63).

Asetabular fragmanın fiksasyonu, cerrahın tercihi ve vücudun kalitesine bağlı olarak üç ila dört adet 3,5 mm veya 4,5 mm vida mükemmel stabilite sağlar. Vidalar genellikle ileriki dönemlerde yeniden yapılandırma seçeneklerine müdahale etmekten kaçınmak için asetabular ağırlık taşıma yüzeyine yakın olmayacak şekilde yerleştirilir (64).



Şekil 15. Ganz Osteotomi vida yerleşim görseli

Ameliyat sırasında en sık görülen komplikasyon osteotomun kalça eklemi kavitesine penetrasyonudur, bazı yazarlar dörtgen yüzeyin görselleştirilememesi nedeniyle ortaya çıkan bu komplikasyon için % 2,7 oran bildirmiştir (65).

Klinik çalışmalar, PAO'nun üst dış asetabulum eğimini azaltabileceğini, femur başının hareket aralığını artırabileceğini, eklem yükünü azaltabileceğini ve femur başı asetabulum temas alanını artırabileceğini göstermektedir (4).

Biyomekanik bulgular PAO'nun kalça eklem merkezinin medial translasyonu yoluyla addüktör kas kuvveti aktarımıyla eklem yükünde azalmayı teşvik ettiğini göstermiştir (65).

Fluckiger ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada osteotomi sonrası hamile kalan kadınların pelvik yolu bozulmadığı için normal doğum yapabildiklerini gözlemlemiştir (66).

MacDonald ve meslektaşları, altta yatan nörolojik tanıları olan 11 yetişkin hastada 13 displastik kalçayı yeniden inceledi. Flask olan hastalarda yedi kalça, spastisitesi olan hastalarda altı kalça vardı. Genel olarak iyi sonuçlar gösterdi (67).

Katz ve diğerleri, Ganz periasetabular osteotomisinin ortalama yaşları 17 olan down sendromlu hastalarda etkili bir şekilde kullanılabileceğini gösterdi (68). Bu zor hasta popülasyonunda rezidüel displaziyi tedavi etmek için Ganz periasetabular osteotomi uygulanabilir bir seçenektir.

2.14. Pelvis Osteotomi Seçimi

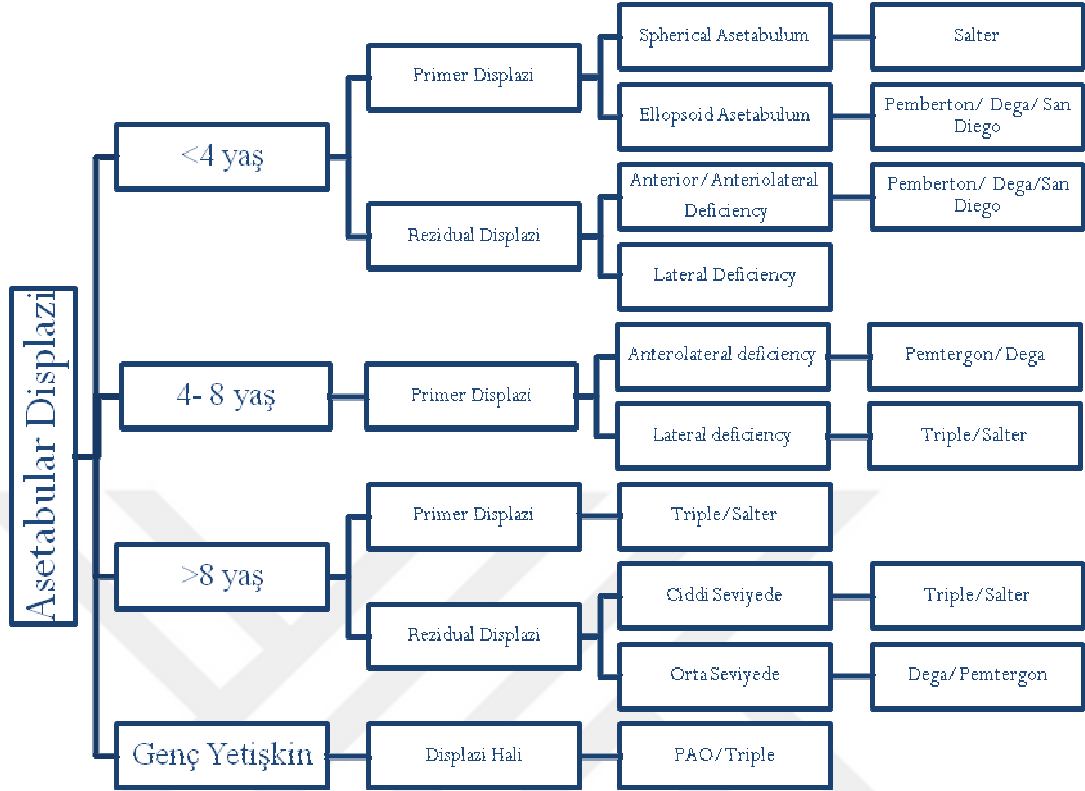
PO seçimi, asetabulumdaki morfolojik anormalliğe ve normalleştirmek için gereken düzeltmenin büyüklüğüne bağlıdır. Asetabular displazileri aşağıdaki gibi iki farklı tipe ayırabiliriz:

1. Primer displazi - tedavi edilmemiş DDH (gelişimsel kalça displazi) bir hastada asetabular yetmezlik
2. Rezidüel displazi - tedavi edilen DDH'de displazi (hem kapalı hem de açık redüksiyon)

Genel olarak, gereken düzeltme miktarı rezidüel displazide primer displazi ile karşılaştırıldığında daha azdır. Düzeltmenin büyüklüğünü etkileyen diğer faktör hastanın yaşıdır. Bunu dört farklı yaş grubuna ayırabiliriz:

- (1) <4 yıl,
- (2) 4-8 yıl,
- (3) > 8 yıl
- (4) Genç yetişkinler (iskelet olgunluğundan sonra).

Yaş ilerledikçe, kıkırdaktan geçen asetabuloplastilerin yeniden şekillendirilmesi zorlu hale gelir ve büyük bir düzeltme mümkün olmayabilir. Yazarların bir PO seçmek için tercih ettikleri yaklaşım algoritmada gösterilmiştir.



Şekil 16. Cerrahların tercih ettiği cerrahi yöntem seçenekleri
(69) (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8897565/>)

Genç erişkinlerde asetabular displazi (iskelet olgunluğundan sonra); displazi tipine bakılmaksızın, bu yaş grubunda, tercih edilen PO, şiddetli displaziye bile düzeltmek için bir araç olan Ganz Osteotomidir. Bununla birlikte, PAO teknik olarak zorlayıcıdır, özel osteotomiler ve aletler gerektirir ve bu nedenle bir TPO (Triple Pelvik Osteotomi) bu yaş grubunda iyi düzeltme sağlayan değerli bir alternatiftir (69).

2.15. Literatür Taraması

Pauwels, her iki ayağın da yerde olduğu zaman yani dik duruş esnasında her iki kalçada da eşit bir yük olduğu sonucuna vardı. Sağlıklı bir bireyde vücut ağırlığı, sakral ikinci (S2) vertebranın önünden geçmektedir ve her iki ayak da yerdeyken, pelvisin ortasından geçer; fakat tek ayak yere bastığında diğer ayak yerden kalktığı esnada, ağırlık merkezi ortanın yere basmayan tarafına doğru kayar. Yürüme

sırasında, topuk vuruşunda femur başının antro-supero-mediya, salınım siklusu başlangıcında ise postero-supero-laterali yük altında kalır (70).

Kalça eklemi, günün herhangi bir anında az da olsa bir miktar yüke uğramaktadır. Bu yükün miktarı; oturma, çömelme, merdiven inme ve çıkma, sandalyeden kalkma ve koşma, gibi hareketler esnasında değişir. Bu durumlarda, kalça eklemine; yerçekimi kuvveti (vücut ağırlığı-karşı alt ekstremite ağırlığı-vücut ağırlığının yaklaşık 5/6'sı kadardır), abdüktor kol kuvveti (pelvisi dengede tutmak için kullanılan kuvvet) ve eklem reaksiyon kuvvetinden (femur başına etkiyen toplam kuvvet) etkilenir. Vücut ağırlığı ve kaldıraç kol uzunlukları kolayca hesaplanabilir, basit bir fizik hesabı ile de abdüktor kol kuvveti hesaplanabilir. Tüm bu ölçümler neticesinde, güç vektörleri esas alınarak, tek ayak üzerinde durulduğu esnada pelvis yere paralel haldeyken femur başına etki eden yük, vücut ağırlığının 2,7-3,4 katı kadar olup, horizontal çizgiden 69° uzaktadır (71).

Romano ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada semptomatik tek taraflı kalça displazisi olan deneklerde, etkilenmemiş tarafta azalmış hız, daha kısa adımlar ve artmış duruş ile yürüme eğilimi olduğu bildirildi (72).

Murphy ve ark. tarafından takip edilen bir dizi displastik kalçada, lateral merkez kenar açısı 16'dan az ise, asetabular derinlik-genişlik indeksi % 38'den az ise, asetabular indeks 15'ten büyükse ve femur başının %31'inden fazlasını çevrelemiyorsa hiçbir hastada 65 yaşında iyi işleyen bir kalça yoktu. Sekonder osteoartrit ile bilinen bu korelasyon göz önüne alındığında, çeşitli düzeltici kalça osteotomisi semptomatik displazinin tedavisi için teknikler önerilmiştir. Bu prosedürler innominate osteotomi (53), juxta eklem üçlü osteotomi (34), periacetabular osteotomi (PAO) (61) ve spherical osteotomileridir (72). Cerrahi sonrası etkilenen kalçada 20 yılda %61'e kadar iyi ve mükemmel sonuçlar ortaya kondu (73).

Cerrahi tedavinin amaçları; kalça patomekaniğini düzeltmek, semptomları hafifletmek, hasta aktivitesini ve yaşam kalitesini korumak veya iyileştirmek, ikincil osteoartriti önlemek veya geciktirmek ve zamanla normal kalça yapısını korumaktır.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Biyomekanik test olup deneysel çalışma olarak planlanmıştır.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Biyomekanik Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Şubat 2022-Aralık 2022 tarihlerini kapsamaktadır.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi

Araştırmada kalça displazi tanısına sahip 14 pelvis modelinin Ganz Periasetabular Osteotominin 2 gruba ayırıp 7 pelvise vida ve 7 pelvise plak fiksasyon yöntemi uygulanarak biyomekanik olarak test edilmesi planlanmıştır.

3.4. Çalışma Materyali

Dokuz Eylül Üniversitesi Biyomekanik Labaratuvarı'nda bulunan statik çekme ve basma cihazı kullanılacaktır.

3.5. Araştırmanın Değişkenleri

- Bağımlı Değişken: Cerrahide kullanılan farklı implantlar; plak ve vida
- Bağımsız Değişken: Femura etki eden yük

3.6. Veri Toplama Araçları

Shimadzu AG-IS 5kN mekanik test cihazı kullanılacaktır.

Seçilen yöntemin üstünlüğü; biyomekanik test sonucu çekme ve basma cihazın verdiği femura binen statik yüklenme miktarı bize objektif olarak verilecektir. Başka bir açıdan her birey için kişinin vücut ağırlından kaynaklı farklı miktarda olan yüklenmenin manuel olarak artırılıp veya azaltılıp cihaz üzerinde femura binen yük miktarını verecek olmasıdır.

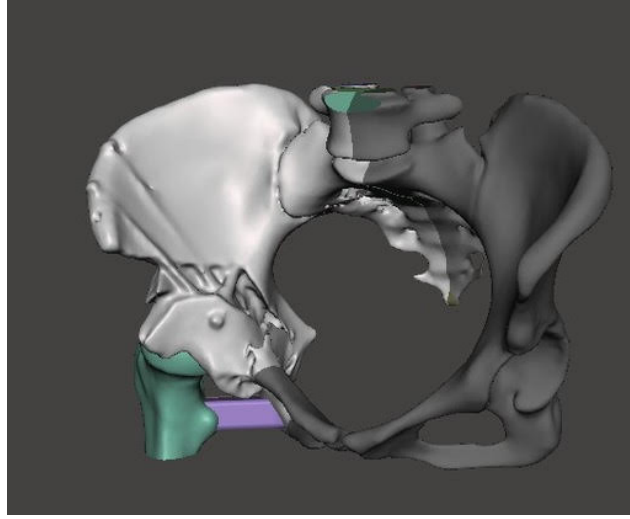
3.7. Araştırma Planı

| | Aralık 2021 | Mart 2022 | Nisan 2022 | Mayıs-Eylül 2022 | Ekim –Aralık 2022 | Ocak 2023 |
|-------------------------------|-------------|-----------|------------|------------------|-------------------|-----------|
| Kaynak tarama | | | | | | |
| Planlama | | | | | | |
| Ön çalışma | | | | | | |
| İzinler – onaylar | | | | | | |
| Veri toplama ve değerlendirme | | | | | | |
| İstatiksel çözümleme | | | | | | |
| Yazım | | | | | | |

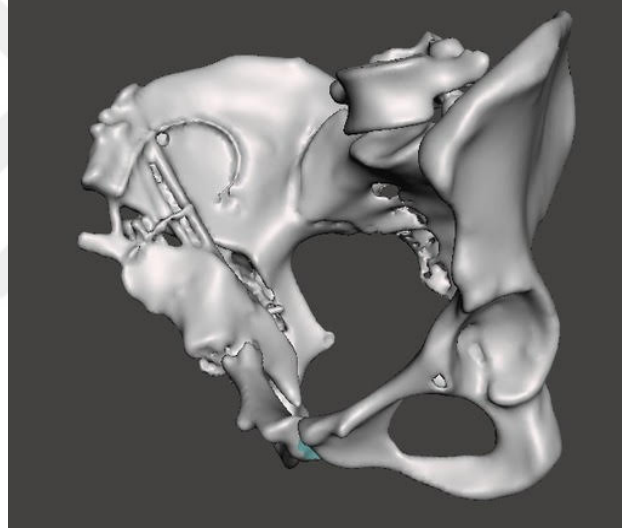
3.7.1. KD 3B Modeli Oluşturma

Model Oluşturulması

Kalça displazisi teşhisi olan, internet üzerinden açık erişimi bulunan (ref: <https://mrl.sci.utah.edu/software/dysplastic-hip-data-downloads/>) BT görüntülerinden elde edilen DICOM görüntüleri elde edilmiştir. BT veri setleri (aksiyel, koronal, sagittal), rekonstrüksiyon yazılımı olan 3D Slicer programına aktarılmıştır. 3D Slicer, format dönüştürme ve çıkarma işlemlerinden sonra pelvis kemiğinin rekonstrüksiyonu gerçekleştirilmiştir. Maskeleme işlemi yapılacak ve kalça ve ana geometrileri ikili maskeler olarak izole etmek için segmentasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Veriler daha sonra, 3D yazıcıda üretilebilmesi için STL (stereolitografi) formatında alınmıştır.



Şekil 17.PAO Ganz Osteotomisi Önden Görünüm



Şekil 18.PAO Ganz Osteotomisi Arkadan Görünüm

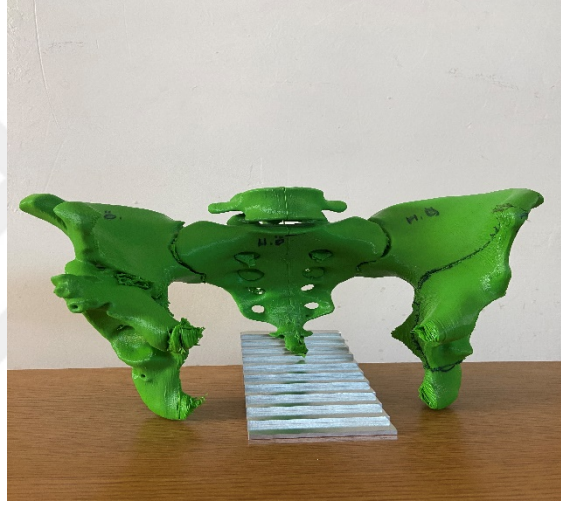
Model Sayısallaştırma

Üç boyutlu mühendislik yazılımı ile STL formatındaki dosya kullanılarak çalışılması hedeflenen kısımda görüntü işleme gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan modelde yüzey temizleme, smoothing, mesh yapısı düzeltme ve yüzey deformasyonlarının giderilmesi gibi düzeltmelerin yapılmasını takiben, oluşturulan model tekrar .STL formatında alınmıştır. Süreç sonrası katı modele son hali verilmiştir. 3 boyutlu yazıcılar için hazırlanmış olan bilgisayar destekli üretim yazılımları (CAM) ile elde edilen modelin G Kodları Cura Yazılımında (Version 4.12.1, 64 bit, Ultimaker, Geldermalsen, Netherlands) üretilmiştir. FDM (biriktirmeli

yazdırma) teknolojisi kullanılarak PLA (polilaktik asit) (210°C) ana madde olarak, yanında eriyebilen destek malzeme PVA (polivinil alkol) (190°C) kullanılarak kompleks bir yapıda olan pelvis modelin üretimi tamamlanmıştır.

3B Baskı

Sayısallaştırılmış görüntü, Ultimaker 3+ Extended (Ultimaker 3 Extended, Ultimaker, Geldermalsen, Netherlands) 3D Yazıcı kullanılarak 3B baskısı gerçekleştirilmiştir. Yazıcı modelin katman hassasiyeti 0,2 mm olacaktır. Üretimle beraber ortopedi cerrahları 3D baskı simülasyon modelini somut model üzerinden planlama yapıp, ganz osteotomisi cerrahisi gerçekleştirmiştir, şekil 19'da gösterilmektedir.



Şekil 19. 3B yazıcıdan çıkarılmış KD'li kalça modeli

Üretilen modelin çoğaltılması amacıyla alçılama tekniği kullanıldı. İlk olarak bir kaba alçı ve su döküldü ardından pelvis istenilen pozisyona alınarak pelvisin sabitlenmesi sağlandı ve donması bekledi. Pelvisin alçı kalıp ile donmasının ardından fazla olan alçı kısımları ve pürüzler yok edildi. Böylece biyomekanik deney için gerekli olan yapay kalça modeli alçılanıp sabitlenmiş oldu. 3B yazıcıda basılan 14 tane pelvis modeli aynı şekilde alçılanıp pelvisin sabitlenmesi amaçlandı.

3.7.2. Deney düzeneği

Biyomekanik Testler

Periasetabular Ganz Osteotomisi Numune Hazırlanması

Tez çalışmasında 14 adet 3D baskılı anatomik pelvis kemiği kullanılmıştır. Numunelere ganz osteotomi cerrahisi Smith Petersen yaklaşımla iliak krestin üzerinden distale doğru 8 cm kesi ile başlandı. SİAS üzerinden 2.7 mm drill ile drillenme sağlandı ve SİAS osteotomisi testere ile yapıldı. Osteotomi kalça 40-50 derece fleksiyonda olacak şekilde uygulandı. AP planda iken küçük eğri bifid osteotom ile pubik kol osteotomisi yapıldı. (Kalça bu aşamada fleksiyona ek olarak abdüksiyona da alındı.) Superior iliak osteotomisi için kılavuz tel, SİAS kesisi hemen inferiorundan medialde lineaterminalise doğru, ischiatik çentiğe doğru gönderildi ve motor testere ile lineaterminalise kadar superior iliak osteotomi yapıldı. Sonrasında, posterior iliak kesim; posterior 10 mm arka kolon intakt bırakılacak şekilde, eğri osteotomlar ile posterior iliak osteotomi yapıldı. Son olarak, posterior iliak osteotomi ile ischial osteotomi, eğri osteotom ile tamamlandı ve bu bölgede inkomplet kırık oluşturuldu.

Deney, 2 grup halinde planlanarak vida ve plak fiksasyonu gerçekleştirilmiştir. Osteotomi uygulanan yapay kemiklere tecrübeli cerrah tarafından 3.5 mm Curved Reconstruction Plak (Plate, TıpMed, Türkiye) ve diğer grupta ise 3'er adet kortikal vida (\emptyset 4.5 mm small cortical screw, TıpMed, Türkiye) ile tespit işlemi yapılmıştır. Daha sonra tüm numuneleri sagittal planda 2'ye ayrılan hemipelvis modelleri medialinden yaklaşık 2 cm çimento yardımı ile gömülerek potlama işlemi gerçekleştirilmiştir. Potlama işlemine ek olarak aksiyel yüklenmede asetabulum bölgesine denk gelecek şekilde 3D baskılı femur başı tasvir edilmiştir. Ayrıca mekanik kuvvetleri simule etmesi bakımından yine 3D baskılı yumuşak (TPU) malzemeden Şekil.25'de özellikleri gösterilen asetabular labrum 3D yazıcıda basılmıştır. Sonuç olarak bası kuvveti tam olarak asetabulum ekseninden gelecek şekilde yukarıda, femur kemiği ve beraberinde labrum ile testlere tabi tutulmak üzere hazırlanmıştır.

3.7.3. PAO Ganz Osteotomisi

Modeller üzerinde doğru bir şekilde realiteye uygun Ganz osteotomisini gerçekleştirmek maksadıyla uygun deney düzeneği kuruldu. Bu biyomekanik

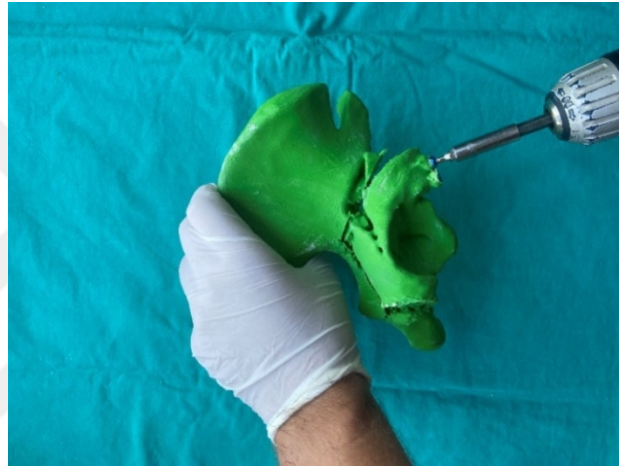
deneysel çalışmada modellere periasetabular ganz osteotomisi yapılarak ameliyat kesileri gerçekleştirildi. Şekil 20’de gösterilen kesilmesi ve açılması gereken yerler marker ile işaretlenmiştir. Ganz osteotomisinin modeller üzerinde sırasıyla kesi çizgilerinin çizilmesidir. Hasta sırt üstü pozisyonda genel anestezi altında Smith Petersen (anterior) yaklaşım ile müdahaleye başlanır. Küçük el testeresiyle iliak krestten (1 cm arayla) aşağı doğru 3 vida-1 vida SİAI’dan siyatik sinire doğru,2. Vida-kesi yerlerinden kesim yapıldı ve pelvisten ayrıldı. Pelvise addüksiyon, ekstansiyon ve rotasyon verilerek döndürüldü. Gerçek boyutlu kalça modelinde 3.5 mm’lik rekonstrüksiyon plağı ve 60 mm uzunlukta üç adet 4.5 mm kortikal vidalar (Tıpmad, İzmir, Türkiye) seçilmiştir. Cerrahi yaklaşım Ganz ve ark. (73) tarafından tarif edildiği gibi ortopedistler tarafından yapıldı. Prosedür, radyolüsent bir masa üzerinde sırtüstü pozisyonda gerçekleştirilmiştir. Şekil 22 ve Şekil 23 'te Ganz osteotomisinin aşamaları vida için görülmektedir.



Şekil 20.Osteotomi için marker ile işaretlenen pelvis modeli



Şekil 21.PAO Ganz Osteotomi kesisi



Şekil 22. Ganz Osteotomi için vida yerleşimi

Diğer grup için de aynı şekilde küçük el testeresi ile kesilerek pelvisten ayrıldı ve yine aynı şekilde pozisyonlama verilerek iki parça arasına plak yerleşimi iliak kanatın 2 cm aşağısından başlanarak bir vida, atılan vidanın 1 cm lateraline doğru toplamda 4 vida atılarak SİAS'ın 4 cm distaline doğru sonlandırılacak şekilde plak konumlandırıldı. Böylelikle deney için hazır hale getirildi. 115 mm uzunluklukta 7 delikli kilitli 3.5 mm Curved Reconstruction plak (Tıpsan, İzmir, Türkiye) kullanılmıştır. Plak dört adet 4,5 mm çapında 30 mm uzunlukta kortikal vida ile tespit edilmiştir. Sagittal düzlemde bakıldığında iliak krestin 1 cm medialinden başlayarak pektineal çizgiden 120 derece açılacak şekilde osteotomi yapıldı. Şekil 23 ve Şekil 24'de plak için aşamalar gösterilmektedir.



Şekil 23. PAO Ganz Osteotomi Plak Yerleşimi



Şekil 24. PAO Ganz Osteotomisi Plak Yukarıdan Görünüş

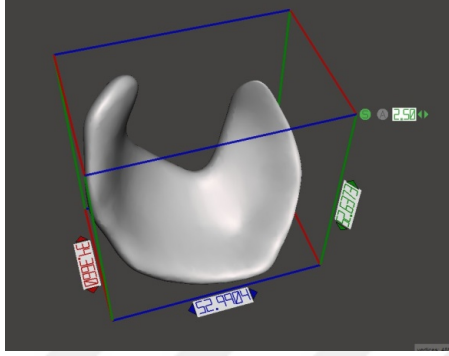
3.7.4. Pelvis Bağlama Aparatı Tasarımı ve İmalâtı

Pelvisin deney düzeneğine sabitlenmesi için açılama yapılmıştır.

3.7.5. Düzeneğin Oluşturulması

Pelvis modellerinin hidrolik basma test cihazına yerleştirilmesi bireyin ayakta dik duruş pozisyonuna benzer olacak şekilde yapıldı. Basma deneyin yapılması için Şekil 25’de gösterilen z eksenini boyunca aşağı yukarı hareket eden hidrolik piston kullandı. İlk olarak Şekil 25’de görüldüğü gibi pelvis kemiğine alçı yerleştirildi ve sıkıştırıldı. Ardından alçılanmış pelvis kemiği, hidrolik pistonun ucuna yerleştirilmiş alt mengeneyle sabitlendi. Femur da üst mengeneyle sabitlendi. Mengene ucu küresel bağlantıya sahiptir. Bu sebeple 3 eksen etrafında dönebilmekte ve istenildiği gibi sabitlenebilmektedir. Sabitlenmiş pelvis koordinat sistemine göre önden ve yandan yere yatay olması için su terazisi ile dengelenmiş olup, ayarlanan pozisyonda sabitlendi. 3D yazıcıda basılan asetabular labrumun anatomik ebat özellikleri Şekil 25’de gösterilmiş olup, kalça eklem yuvasına konumlandırılmıştır. Böylece pelvis, ayakta duruş pozisyonuna göre konumlandırılmış oldu. Femur asetabulum yuvasına yerleşecek şekilde x-y düzleminde pozisyonlandırıldı ve ardından pozisyonlanma

açısı, kalça anteversiyon açısı 15° olacak şekilde bir açıölçer ile ayarlanarak sabitlendi. Yük hücresinin sabitlendiği alt kısım, deney esnasında küçük oynama ve hareketleri önlemek amacıyla yardımcı bağlama araçları ile basma düzeneği test cihazına sabitlendi. Pozisyonlanan femur ve pelvis modelleri yerleştirilmesinin ardından Şekil 25’de görüldüğü gibi deney için hazır duruma getirildi.



Şekil 25. 3D Yazıcıda Basılan Asetabular Labrum



Şekil 26. Deney Düzeneyi

3.7.6. Deneyin Yapılması

Deneye, kemik modellerinin yerleştirilmesi ve düzeneğin hazırlanması ile başlandı. Deneyde basma cihazı olarak SHIMADZU Autograph AG-IS 5kN universal test cihazı (Shimadzu corp., Tokyo, Japan) kullanılmıştır. Aksiyel yüklenme testlerinde plak ve vida uygulanmış kemiklere uygulanan kuvvet ve uzama miktarı anlık olarak kendi yazılım üzerinden (Trapezium, Tokyo, Japan) alınmıştır. Yük hücresi indikatör sıfırlandı ve ardından hidrolik piston ile yükleme yapılmaya başlandı. Yükleme piston pompa kolu ile manuel olarak yapıldı. Her numune her vida yapısı için 10 döngü boyunca 0 N’den 933 N’akadar, her plak yapısı için de 0

N'dan 688 N'a kadar aksiyel olarak yüklendi. Kırılma yaşandığında yükleme durduruldu. Yükleme profili 60 ile 90 kg arasındaki yetişkin hastanın ağırlık aktarmasına yaklaştı (Tablo 4).

Tablo 4: Aksiyel Yükleme ve Uzama İlişkisi

| No | Grup 1 – Vida | | Grup 2 – Plak | | |
|-------------|---------------|------------|---------------|------------|------------|
| | Kuvvet (N) | Uzama (mm) | No | Kuvvet (N) | Uzama (mm) |
| vida1 | 408,125 | 11,796 | plak1 | 367,5 | 28,997 |
| vida2 | 655,625 | 16,003 | plak2 | 264,688 | 16,972 |
| vida3 | 932,969 | 15,446 | plak3 | 270,313 | 24,946 |
| vida4 | 506,875 | 15,797 | plak4 | 687,969 | 19,054 |
| vida5 | 607,656 | 14,895 | plak5 | 373,281 | 12,296 |
| vida6 | 603,281 | 14,043 | plak6 | 383,906 | 18,597 |
| vida7 | 710,938 | 19,494 | plak7 | 247,188 | 22,046 |
| Ortalamalar | 632,210 | 15,353 | | 370,692 | 20,415 |

*60mm/dk

3.8 Verilerin Değerlendirilmesi

Veriler eş zamanlı olarak sistem üzerinden kayıt altına alınmıştır. Veriler IBM SPSS Statistics Standard Concurrent User V 26 (IBM Corp., Armonk, New York, ABD) istatistik paket programında değerlendirilmiştir. Bağımsız iki örneklem t testi ile karşılaştırılmış olup $p < 0,05$ değeri istatistiksel olarak önemli kabul edildi.

3.9 Araştırmanın Kısıtlılıkları

Çalışmanın güçsüz yanları; vücut içindeki dokuların tam olarak modellenip deney şartlarının oluşturulması mümkün olamamaktadır. Gerçek bir canlı dokuya ait olmamasından kaynaklı kas, tendon, fasya gibi anatomik yapıların ihmali olacaktır. Bu yüzden deneyler belirli kabuller yapılarak gerçeğe en yakın şartlar sağlanarak yapılacaktır. Bu tür deneysel çalışmaların bir diğer kısıtlılığı da gerilme ve gerinme ölçümünün sadece yerleştirilen noktadan alınmasıdır.

3.10 Etik Kurul Onayı

Doç. Dr. Ahmet Karakaşlı'nın sorumlusu olduğu 'Kalça Displazi Cerrahi Tedavisinde Kullanılan Ganz Periacetebular Osteotominin Farklı Fiksasyon Tekniklerin Biyomekanik Açısından İncelenmesi: Deneysel Çalışma' isimli araştırma Karar No: 2022/12-21 etik yönden uygun olduğu karar verilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Deney Sonuçları

Displazik kalçaya sahip ayakta duran bir kişiyi temsil eden değerlere göre osteotomi yapıldıktan sonra gerçekleştirilen vida ve plak fiksasyonları için femur başı üzerine düşen basınç dağılımı görülmektedir.

Tablo 5: Verilerin Normalliğinin Shapiro-Wilk Testi İle Değerlendirilmesi

| | Grup | Shapiro-Wilk İstatistiği | Serbestlik derecesi | <i>p</i> |
|------------------|------|--------------------------|---------------------|----------|
| Kuvvet | Vida | 0,954 | 7 | 0,767 |
| | Plak | 0,770 | 7 | 0,020 |
| logKuvvet | Vida | 0,979 | 7 | 0,953 |
| | Plak | 0,859 | 7 | 0,149 |
| Uzama | Vida | 0,941 | 7 | 0,648 |
| | Plak | 0,985 | 7 | 0,981 |

Tablo 5’de gruplara göre verilerin normal dağılımı Shapiro-Wilk testi ile değerlendirilmiştir. Plak grubunda kuvvet değerleri normal dağılım göstermediği için kuvvet verilerine logaritma 10 tabanına göre dönüşüm uygulanmıştır. Dönüşüm uygulanmış log kuvvet ile uzama değişkenlerinin normal dağılım gösterdiği belirlenmiştir.

Tablo 6: Grupların Kuvvet ve Uzama Değerlerinin Karşılaştırılması

| | Gruplar | | Test İstatistikleri | |
|--------|---------------------|---------------------|---------------------|-----------------|
| | Vida <i>n</i> =7 | Plak <i>n</i> =7 | <i>t</i> değeri | <i>p</i> değeri |
| Kuvvet | 632,210±165,61 | 370,692±151,34 | 3,376 | 0,006 |
| Uzama | 15,33±2,32 | 20,42±5,47 | 2,252 | 0,044 |

Tablo 6'ya göre vida grubunun kuvvet değerleri plak grubundan istatistiksel olarak önemli düzeyde yüksektir ($p=0,006$). Uzama değerleri ise istatistiksel olarak vida grubuna göre plak grubunda yüksektir ($p=0,044$).

4.2. İstatiksel Yöntem

Veriler IBM SPSS Statistics Standard Concurrent User V 26 (IBM Corp., Armonk, New York, ABD) istatistik paket programında değerlendirildi. Tanımlayıcı istatistikler birim sayısı (n), ortalama \pm standart sapma değerleri olarak verildi. Sayısal değişkenlere ait verilerin normal dağılımı Shapiro Wilk normallik testi ile değerlendirildi. Varyansların homojenliği Levene testi ile değerlendirildi. Normal dağılım göstermeyen kuvvet değişkeni verileri için logaritma 10 tabanında dönüşüm uygulandı. Vida ve plak gruplarının kuvvet ve uzama değerleri bağımsız iki örneklem t testi ile karşılaştırıldı. $p<0,05$ değeri istatistiksel olarak önemli kabul edildi.

Femur ve pelvis ayakta duruş pozisyonuna göre pozisyonlandırılmıştır. Bu çalışmada Ganz osteotomisinin vida ve plağın femur başına düşen yükün değerlendirilip karşılaştırılması yapıldı.

5. TARTIŞMA

Asetabular displazi tanısına bağlı eklem dejenerasyonu önlemek daima temel amaçtır. PAO şu anda birçok merkezde tercih edilen bir tedavi yöntemidir. PAO, birçok avantaja sahip olması nedeniyle popüler hale gelmiştir. Prosedür abdükör tarafta minimal inzisyon ile gerçekleşir. Böylelikle tüm eksenlerde mükemmel düzeltme sağlayarak osteotomize parçanın vaskülerizasyonu korunur. Biyomekanik avantajlar ise şunları içerir; posterior kolon sürekliliğinin korunması ve periasetabuler osteotominin poligonal şekli minimum vida fiksasyonu ile doğal stabilite sağlar (70). CE açısındaki düzelme miktarı osteotomi türüne göre farklılık gösterir. CE açısındaki ortalama düzelme miktarı Ganz'da 28°'dir (74).

Periasetabular osteotomi zorlu ve zahmetli prosedürdür. Operasyon tekniği hasta iyileştirme odaklı olup, tatmin edici olmayan sonuçları önlemek için doğru indikasyonların daha iyi anlaşılması gerekmektedir. Bu çalışmada kalça displazisinin mevcut klinik tanısı ve biyomekanik analizi ile tutarlı olarak plak fiksasyonu ile popüler olan vida fiksasyonun biyomekanik gücünü ve stabilitesini karşılaştırması göz önüne alınmıştır. 3 boyutlu baskı, hem cerrahi öncesi hem de cerrahi içi planlama için yeni bir teknoloji olup, PAO için de cerrahi süresi ve X-ray maruziyetini azaltmada faydalı olduğu gösterilmiştir (75).

Vincent Justus Leopold ve ark. yaptığı vida ve K teli ile yaptığı karşılaştırmada asetabular örtünme açısında (wiber lateraledge angle) ve femoral head extrusion index de anlamlı bir fark görülmedi. Ancak; yumuşak doku irritasyonunda anlamlı bir fark oldu. K teli irritasyonu vidaya göre daha fazla gözlemlendi. Her iki grupta da kaynanama ya da eklem içi failure hali yaşanmadı (76).

Babis ve ark.'nın biyomekanik bir çalışmasında, kadavralardan 6 pelvis üzerinde periasetabüler osteotomiler oluşturuldu ve iliak krestten 3 vida veya iliak krestten enine bir vida ile takviye edilmiş 2 vida ile rastgele sabitlendi. Pelvisler, yürüyüş döngüsünün itme fazını simüle edilmiş aşamasında 130 kg'a kadar yüklendi. Her iki durumda da pubik osteotominin ortalama 13 mm yer değiştirmesi bulundu (77). Bizim çalışmamızda 2 vida ile sabitlenen pelvise max 932,969 N min 408,125 N luk yük uygulanarak (ort: 632,209N) max 19,494 mm ve min 11,796mm (ort:15,353mm) yer değiştirmesi bulundu.

Lee ve ark., FE üzerinde yaptığı cerrahi öncesi ve cerrahi sonrası karşılaştırmalı bir çalışmada femur başının temas alanının $643,4 \text{ mm}^2$ olduğu tahmin edildi ve 3D görüntü verilerine dayanarak bu yükün femur başının süperolateral kısmına dağıldığı gözlemlendi (78). Bu, literatürdeki 29 adet normal eklem (yaklaşık $700 \sim 900 \text{ mm}^2$) temas alanından daha azdır ve kalça osteoartritinden yaygın nedenlerinden biri olarak da bilinen DDH nedeniyle femur başındaki asetabular örtünün azalmasını yansıtır (79). PAO'dan sonra temas alanının $849,1 \text{ mm}^2$ (% 32 artış) olduğu tahmin edildi. Bu sonuçlar, femur başının asetabular kaplamasının ameliyattan sonra restore edildiğini gösterdi. Ayrıca, osteotomiden önce 8 MPa olan temas basıncı tedavi edilmezse 10 MPa 'lık kümülatif temas basıncı devam ettikçe bunun temas basıncında bir artışa ve ardından kıkırdağın dejenerasyonuna yol açması muhtemeldir (80). Osteotomi yapıldıktan sonra peak temas basıncının $4,3 \text{ MPa}$ (% 53,8 azalma) olduğu tahmin edildi. Böylelikle çalışmalarında gösterdiler ki; temas alanı artarak femur kıkırdağı üzerindeki temas basıncı da azaltıldı (81).

Ferraz ve ark., FE yardımı ile 28 yaşında kadın displazik hastada tek ayak üzerinde yaptığı bir çalışmada literatürde tanımlanan açısal değişimlere uygun olarak femurun döndürülmesi sağlandı. Femur başı ile asetabulum arasındaki peak temas basıncı bakıldı. Hastanın kalça geometrisi ve morfolojik parametrelerine ve 650 N vücut ağırlığına göre sırasıyla 533 N ve 1584 N yük verildi. Pelvis kıkırdaktaki peak temas basıncı $23,68$ 'den $9,178 \text{ MPa}$ 'ya düşerek yaklaşık %61,24 azaldı. Displazik kalça için planlanan pozisyonun asetabular kıkırdaktaki temas basıncını en aza indirdiğini ve ameliyat tarafından planlanan ortostatik pozisyon prosedürü ile yapılan düzeltmeyi doğruladığını göstermekte ve burada geliştirilen modelin hastaya özel bir model olduğunu belirtmekte fayda var sonucuna vardılar (82).

Zhao ve ark., FE üzerinde yaptığı bir çalışmada üç femura 15° (CE açısı 10° ; VCA açısı 10° , 25° (CE açısı 0° ; VCA açısı 0°) ve 35° (CE açısı -10° ; VCA açısı -10°) anterolateral yönlendirme yapılarak asetabular displazi şiddetinin normal kalçaya göre etkisi cerrahi sonrası ile karşılaştırarak incelenmek istenmiştir. FE üzerinde yapılan bu bulgular, daha küçük CE ve VCA açılarının kıkırdak ablyasyonu, kemik sklerozu, asetabular kenarda osteofit oluşumu ve nihayetinde kalça osteoartriti geliştirme açısından daha yüksek risklerle ilişkilendirildiğini göstermektedir (83).

Niknafs ve ark., BGS (Biyomedikal Guide Sistem) ile kıkırdak kalınlığının bası üzerine etkisi olup olmadığını sağlıklı ve kalça displazi tanılı 29 adet kalça eklem modeller üzerinde BT taramaları üzerinden inceleyen çalışmada optimal kalınlığa sahip asetabulum (1,24mm-1,95mm arası) ve dört farklı kalınlığa sahip (1,29mm-2,87mm arası) kıkırdak profili günlük yaşam aktiviteleri preoperatif ile karşılaştırılarak test etti. En uygun hizalama yapılarak karşılaştırıldı. Sonuçta, farklı kıkırdak kalınlığı modelleri ve DEA teknikleri radyolojik açılarda benzer gelişmelerle sonuçlandı, hepsi optimize edilmiş yerde femur başının lateral kaplamasının arttığını gördü. Yani, kıkırdak kalınlığı yük dağılımında önemli ölçüde duyarlı değildi. Ancak, tüm gruplarda biyomekanik olarak tahmin edilen optimal hizalama, tepe temas basıncını $49,2 \pm 22,3$ azaltmıştır böylelikle eklem temas basıncının düşmesine ve asetabular kaplamanın iyileşmesine neden oldu (84).

Mechlenburg ve ark., 17 hasta ile 2010 yılında yaptığı çalışmada kıkırdak kalınlığın cerrahi öncesi ve PAO'da önemli ölçüde değişmediğini 10 yıllık prospektif çalışmada gözlemiştir. Ameliyat öncesi, asetabular kıkırdağın ortalama kalınlığı 1.38 ± 0.14 mm; ve ameliyattan 10 yıl sonra 1.43 ± 0.07 mm olarak ölçülmüştür, aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p = 0.24$) (85).

Vukasinovic ve ark., yaptığı 3B model üzerindeki tek ayakta duruşu simule eden kalça temas basıncını değerlendiren çalışmada ameliyattan sonra kalça temas basıncı yeterince azalmıştır, bu da ameliyatın iyi klinik sonucu ile ilgilidir. Bu tür çalışmalar ile ameliyat öncesi kalça eklemi ve ameliyat sonrası radyografiler operasyon sonucunun daha kesin bir değerlendirmesini sağlayabilir ve daha doğru takibe katkıda bulunmalıdır. Değerlendirme kalça ekleminde rutin kullanımda olan CE açısına ek olarak kalça ekleminin ortaya çıkan kuvvet dağılımının biyomekanik parametrelerinin displazi değerlendirmesi, cerrahların operatif tedavi için zamanında indikasyon yapmalarına yardımcı olur sonucuna varmışlardır (86).

Bu çalışmanın gücü; az sayıda biyomekanik çalışma ameliyat sonrası eklem yüklenmesini ve farklı fiksasyon yöntemlerin değişikliklerini Ganz Osteotomi etkinliği açısından incelemiştir. Bu yüzden bu çalışmada, kalça displazisinin mevcut klinik tanısı ve biyomekanik analizi ile tutarlı olarak, 3D yazıcıdan modellenen kalça sadece ayakta duruş varlığında vida ve plak fiksasyon tekniklerinin biyomekanik mukavemetini ve stabilitesini biyomekanik parametreler açısından analiz etmek

amacıyla literatüre uygun olarak yapılmıştır. Ek olarak, osteotomi fragmanlarımızı saran yumuşak doku ve periostun olmaması, beklenenden daha büyük yer değiştirmelere ve açısız hareketlere katkıda bulunabilir. Bununla birlikte, yumuşak doku zarfının bulunmaması, vida yerleşimini olduğundan önemli ölçüde kolaylaştırmıştır.

Bu çalışmanın birçok limitasyonu vardır. İlk olarak, osteotomi fragmanlarımızı saran yumuşak doku ve periostun olmaması beklenenden daha büyük yer değiştirmelere ve açısız hareketlere katkı sağlayabilir (84). Diğer yandan kemik iyileşmesi gözlenemediği için in vivo bir çalışma olmamasından kaynaklı stabiliteye etkisi ölçülememiştir. Ek olarak, pelvis 360° erişimi olan bir modelin kullanılması ve yumuşak doku zarfının olmaması vida yerleşimini canlı dokuya kıyasla önemli ölçüde kolaylaştırdı. İkincil olarak, farklı yüklenme koşullarının diğer aktiviteleri yansıtan etkileri bu çalışmada dikkate alınmamıştır. Ayrıca, segmentin gerçek hareketi aslında üç boyutludur ve bu çalışmada yer değiştirme sadece bir boyutta ölçülmüştür. Farklı yüklenme koşullarını yansıtan diğer faaliyetleri yansıtan etkileri hesaba katılamamıştır. Dahası, insan vücudu dinamik bir yapıya sahip olup hareket üç düzlemde gerçekleşir. Bu çalışmada statik hareket ölçülmüş olup sadece dik duruş pozisyonu esas alınarak deney gerçekleştirilmiş, dinamik aktiviteler; yürüme siklusu, koşma gibi baz alınmamıştır. İlaveyen, yorulma deney testi yapılmamış olup pelvis modelin failure hali yaşandığı anda test durdurulmuştur. Son olarak; bu çalışma tek bir parametreyi ele almış olup sadece farklı fiksasyon yöntemlerin femur üzerindeki etkisine bakmış olup, noktasal olarak yüklenmeyi hesaba katarak yapılamamıştır.

Daha fazla parametre incelenerek (CE açısı, femur başının temas yüzeyine etki eden kuvvetin büyüklüğünün kliniğe olan etkisi gibi) geometrik parametrelerdeki değişiklikler ile biyomekanik/klinik sonuçlar arasındaki ilişki daha iyi tanımlanabilir ve daha iyi anlaşılabilir. Tüm bu parametreler cerrahi sonucu etkileyecek ve her cerrahi (geometrik) parametrenin kemik ve kırıldaktaki temas yüzeyi, temas basıncı, içindeki gerilme dağılımı gibi biyomekanik sonuçla ilgili rollerini aydınlatmak için cerrahi parametrelerin duyarlılık analizi yapılabilecektir. Öte yandan kırılmanın yaşandığı karakteristik durum 3D baskı model kullanıldığı için her yönden görüntülenebildi.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

KD deformitesine sahip hastaların kadavra çalışması için model bulunması oldukça güç olduğundan dolayı çoğunlukla deneysel çalışma yapılamaz. Bu sebeple, sonlu elemanlar (FE) sanal analiz yöntemi yardımı ile biyomekanik çalışmalar yapılabilir. Uygun model ve değerlerin kullanımı ile geometrik veya yükleme açısından duyarlılık çalışması da yapılmalıdır. Sanal analizlere ilave olarak günümüzde, özellikle bilgisayar modellemeleri ve polimer malzemeler kullanılarak 3D anatomik modellerinin de tanımlamaları, mekanik özellikleri uygun veya yakın değerlerin de kullanılması literatürde görülmektedir.

Bizim çalışmamızda, vidada kuvvet artması ile beraber uzama mesafesi de artmaktadır, buradan anlıyoruz ki vida baskıyı plağa göre daha iyi kaldırıp tolere edebiliyor. Buradan yola çıkarak, biyomekanik olarak elde ettiğimiz sonuçlar klinik pratikte de sıklıkla vida kullanılmasının kaynağını doğrular nitelikteydi. Ancak biyomekanik açıdan değerlendirilmesi için kas kuvvetlerinde dahil edilmesi gerekmektedir. Çünkü ameliyat sonrası büyük ölçüde etki kuvveti değişen kas kuvvetleri femur başı ve asetabulum arasındaki biyomekaniği etkilemektedir.

Asetabular displaziyi tedavi eden cerrah sayısı attıkça plak kullanımı pratikte daha kolay olabilir. Hem translasyonel hem de rotasyonel olarak daha sert bir yapıya sahip olması daha az kaynamama, daha az yanlış konumlandırılma ve cerrahi işlem sonrası femoroasetabular impingement'de azalmaya neden olabilir. Vidanın plaktan daha iyi çıkmasında yarı sert fiksasyon kullanılsa bile, düzeltme sonucunu elde etmek için yeterli stabilitenin sağlandığı varsayılabilir.

Şekil 27'de vida uygulamasının maksimum kuvvet yüklenmesi ile osteotomi yapılan kısımda kırılmanın yaşandığı ve kırılma noktasının neresi olduğu gösterilmek istenmiştir.



Şekil 27. PAO Ganz Osteotomisin Failure Hali

Cerrahi parametreler, insizyon ve osteotomi yerleri, pelvisin 3 ekseninde dönme hareketi gibi tüm bu parametreler cerrahi sonucu etkilemektedir ve her cerrahi parametrenin biyomekanik sonucunu aydınlatmak için duyarlılık analizleri yapılmalıdır.

Özet olarak iki fiksasyon tekniği de hem yer değiştirme hem de aldığı yük bakımından birbirinden farklı özellik gösterdiler. Bu tür çalışmalar ile gelecekte hastaya özgü optimize edilmiş ameliyat öncesi planlama mümkün olabilir. Dahası, cerrahi strateji simülasyonunun yanı sıra doğru preoperatif planlamaya yardımcı olabilir ve hastalarla iletişimi geliştirebilir. Cerrahi komplikasyonlar da bu tür teknolojik cihazların yardımcı kullanılması ile en aza indirgenebilir ve böylece cerrahi başarıyı artırarak cerrahi sonrası gereken fizik tedavi sürecini de kısaltabilecektir. Gelecekte, karşılaştırma sonuçlarını daha da haklı çıkarmak için daha fazla kadavra deneylerinin de yapılması gerekiyor.

7. KAYNAKLAR

1. Anderson A. Treatment of hip dysplasia. *J Small Anim Pract.* 2011;52(4):182-189.
2. Sucato DJ. Treatment of late dysplasia with Ganz osteotomy. *Orthop Clin North Am.* 2006;37(2):161-vi.
3. Mechlenburg I, Nyengaard JR, Rømer L, Søballe K. Changes in load-bearing area after Ganz periacetabular osteotomy evaluated by multislice CT scanning and stereology. *Acta Orthop Scand.* 2004;75(2):147-153.
4. Armand M, Lepistö J, Tallroth K, Elias J, Chao E. Outcome of periacetabular osteotomy: joint contact pressure calculation using standing AP radiographs, 12 patients followed for average 2 years. *Acta Orthop.* 2005;76(3):303-313.
5. Søballe K. Pelvic osteotomy for acetabular dysplasia. *Acta Orthop Scand.* 2003;74(2):117-118.
6. Leunig M, Siebenrock KA, Ganz R. Rationale of periacetabular osteotomy and background work. *Instructional Course Lectures.* 2001;50:229-238.
7. Shiramizu K, Naito M, Asayama I, Yatsunami M. A quantitative anatomic characterization of the quadrilateral surface for periacetabular osteotomy. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;(418):157-161.
8. Leunig M, Nho SJ, Turchetto L, Ganz R. Protrusio acetabuli: new insights and experience with joint preservation. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(9):2241-2250.
9. Turgut A. Anatomy and biomechanics of the hip joint. *TOTBİD Dergisi.* 2015; 14:27-33
10. Dunn PM. The anatomy and pathology of congenital dislocation of the hip. *Clin Orthop Relat Res.* 1976;(119):23-27.
11. Seldes RM, Tan V, Hunt J, Katz M, Winiarsky R. Anatomy, histologic features, and vascularity of the adult acetabular labrum. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;(382):232-240.
12. Harrison TJ. The influence of the femoral head on pelvic growth and acetabular form in the rat. *J Anat.* 1961;95(Pt 1):12-24.
13. Weinstein SL, Mubarak SJ, Wenger DR. Developmental hip dysplasia and dislocation: Part I. *Instr Course Lect.* 2004;53:523-530.
14. Tönnis D. Congenital dysplasia and dislocation of the hip, *General Radiography of the hip joint: Chapter 9*, 111, February 1984
15. Song K, Gaffney BMM, Shelburne KB, Pascual-Garrido C. Dysplastic hip anatomy alters muscle moment arm lengths, lines of action, and contributions to joint reaction forces during gait. *J Biomech.* 2020;110:109968.
16. Harris MD, Shepherd MC, Song K. The biomechanical disadvantage of dysplastic hips. *J Orthop Res.* 2022;40(6):1387-1396.

17. Babst D, Steppacher SD, Ganz R, Siebenrock KA, Tannast M. The iliocapsularis muscle: an important stabilizer in the dysplastic hip. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(6):1728-1734.
18. Rydell N. Biomechanics of the hip-joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1973;(92):6-15.
19. Crowninshield RD, Johnston RC, Andrews JG, Brand RA. A biomechanical investigation of the human hip. *J Biomech.* 1978;11(1-2):75-85.
20. Hurwitz DE, Hulet CH, Andriacchi TP, Rosenberg AG, Galante JO. Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion. *J Orthop Res.* 1997;15(4):629-635.
21. Delp SL, Maloney W. Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. *J Biomech.* 1993;26(4-5):485-499.
22. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech.* 2001;34(7):859-871.
23. Lewis CL, Sahrman SA, Moran DW. Anterior hip joint force increases with hip extension, decreased gluteal force, or decreased iliopsoas force. *J Biomech.* 2007;40(16):3725-3731.
24. Loureiro A, Mills PM, Barrett RS. Muscle weakness in hip osteoarthritis: a systematic review. *Arthritis Care Res (Hoboken).* 2013;65(3):340-352.
25. Kang RW, Yanke AB, Espinoza Orias AA, Inoue N, Nho SJ. Emerging ideas: Novel 3-D quantification and classification of cam lesions in patients with femoroacetabular impingement. *Orthop Relat Res.* 2013 Feb;471(2):694.
26. Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system foundations for rehabilitation.* 2nd ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2010.
27. Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M. Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;(417):112-120.
28. Arbanas J, Klasan GS, Nikolic M, Jerkovic R, Miljanovic I. Fibre type composition of the human psoas major muscle with regard to the level of its origin. *J Anat.* 2009;215(6):636-641.
29. Tyler TF, Nicholas SJ, Campbell RJ, McHugh MP. The association of hip strength and flexibility with the incidence of adductor muscle strains in professional ice hockey players. *Am J Sports Med.* 2001;29(2):124-128.
30. Neumann DA. *Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions.* *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(2):82-94
31. Dutton M. *Orthopaedic: Examination, Evaluation and Intervention.* New York, NY: McGraw-Hill; 2004.
32. Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(1):12-19.

33. Hunt MA, Guenther JR, Gilbert MK. Kinematic and kinetic differences during walking in patients with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Clin Biomech* 2013;28(5):519-523.
34. Tönnis D, Behrens K, Tscharani F. A modified technique of the triple pelvic osteotomy: early results. *J Pediatr Orthop*. 1981;1(3):241-249.
35. Murphy SB, Ganz R, Müller ME. The prognosis in untreated dysplasia of the hip. A study of radiographic factors that predict the outcome. *J Bone Joint Surg Am*. 1995;77(7):985-989.
36. Roughley PJ. The structure and function of cartilage proteoglycans. *Eur Cell Mater*. 2006;12:92-101.
37. Tian FD, Zhao DW, Wang W. Prevalence of Developmental Dysplasia of the Hip in Chinese Adults: A Cross-sectional Survey. *Chin Med J*. 2017;130(11):1261-1268.
38. Peters CL, Erickson J. The etiology and treatment of hip pain in the young adult. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88 Suppl 4:20-26.
39. Mavcic B, Igljic A, Kralj-Igljic V, Brand RA, Vengust R. Cumulative hip contact stress predicts osteoarthritis in DDH. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466(4):884-891.
40. Millis MB, Poss R, Murphy SB. Osteotomies of the hip in the prevention and treatment of osteoarthritis. *Instr Course Lect*. 1992;41:145-154.
41. Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 1979;61(1):15-23.
42. Hartofilakidis G, Yiannakopoulos CK, Babis GC. The morphologic variations of low and high hip dislocation. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466(4):820-824.
43. Hartofilakidis G, Stamos K, Ioannidis TT. Low friction arthroplasty for old untreated congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 1988;70(2):182- 186.
44. Bialik V, Bialik GM, Blazer S, Sujov P. Developmental dysplasia of the hip: a new approach to incidence. *Pediatrics*. 1999;103(1):93-99.
45. Weinstein SL. Developmental hip dysplasia and dislocation. In: Morrissy RT, Weinstein SL, eds. *Lovell and Winter's pediatric orthopaedics*. Vol 2. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2001.p.905-56
46. Hilgenreiner H. Zur Frühdiagnose und Frühbehandlung der angeborenen Hüftgelenkverrenkung. *Med Klin* 1925;21:1385– 8, 1425–9.
47. Sullivan JA. Book Review: *Standards in Pediatric Orthopedics: Tables, Charts, and Graphs Illustrating Growth*, by Robert N. Hensinger. *Journal of Child Neurology*. 1987;2(1):74-75.
48. Noordin S, Umer M, Hafeez K, Nawaz H. Developmental dysplasia of the hip. *Orthop Rev (Pavia)*. 2010;2(2):e19.

49. Ertürk C, Altay MA, Işikan UE. A radiological comparison of Salter and Pemberton osteotomies to improve acetabular deformations in developmental dysplasia of the hip. *J Pediatr Orthop B*. 2013;22(6):527-532.
50. Chiari K. Medial displacement osteotomy of the pelvis. *Clin Orthop Relat Res*. 1974;(98):55-71.
51. Patel H. Canadian Task Force on Preventive Health Care. Preventive health care, 2001 update: screening and management of developmental dysplasia of the hip in newborns. *CMAJ*. 2001;164(12):1669-1677.
52. Hurson C, Synnott K, Ryan M. The natural history of the periacetabular fragment following Ganz osteotomy. *J Surg Orthop Adv*. 2004;13(2):91-93.
53. Salter RB. Innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip by Robert B. Salter, J. *Clin Orthop Relat Res*. 1978;(137):2- 14.
54. Salter RB, Dubos JP. The first fifteen year's personal experience with innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip. *Clin Orthop Relat Res*. 1974;(98):72-103.
55. Dora C, Mascard E, Mladenov K, Seringe R. Retroversion of the acetabular dome after Salter and triple pelvic osteotomy for congenital dislocation of the hip. *J Pediatr Orthop B*. 2002;11(1):34-40.
56. Bøhm P, Weber G. Salter's innominate osteotomy for hip dysplasia in adolescents and young adults: results in 58 patients (69 osteotomies) at 4-12 years. *Acta Orthop Scand*. 2003;74(3):277-286.
57. Böhm P, Brzuske A. Salter innominate osteotomy for the treatment of developmental dysplasia of the hip in children: results of seventy-three consecutive osteotomies after twenty-six to thirty-five years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 2002;84(2):178-186.
58. Kobayashi D, Satsuma S, Kinugasa M, Kuroda R, Kurosaka M. Does Salter innominate osteotomy predispose the patient to acetabular retroversion in adulthood?. *Clin Orthop Relat Res*. 2015;473(5):1755-1762.
59. Hussell JG, Rodriguez JA, Ganz R. Technical complications of the Bernese periacetabular osteotomy. *Clin Orthop Relat Res*. 1999;(363):81-92.
60. Chiari K. Pelvic osteotomy in hip arthroplasty[in German]. *Wien MedWochenschr*. 1953;103(38):707-709.
61. Ganz R, Klaue K, Vinh TS, Mast JW. A new periacetabular osteotomy for the treatment of hip dysplasias. Technique and preliminary results. *Clin Orthop Relat Res*. 1988;(232):26-36.
62. Carlouz H. Pelvic osteotomies in children and adolescents. *Acta Orthop Belg*. 2000;66(4):321-328.
63. Massè A, Aprato A, Alluto C, Favuto M, Ganz R. Surgical hip dislocation is a reliable approach for treatment of femoral head fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 2015;473(12):3744-3751.

64. Thawrani D, Sucato DJ, Podeszwa DA, DeLaRocha A. Complications associated with the Bernese periacetabular osteotomy for hip dysplasia in adolescents. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(8):1707-1714.
65. Clohisy JC, Barrett SE, Gordon JE, Delgado ED, Schoenecker PL. Medial translation of the hip joint center associated with the Bernese periacetabular osteotomy. *Iowa Orthop J.* 2004;24:43-48.
66. Flückiger G, Egli S, Kosina J, Ganz R. Birth after peri-acetabular osteotomy. *Orthopade.* 2000;29(1):63-67.
67. McDonald GA. Pelvic disruptions in children. *Clin Orthop Relat Res.* 1980;(151):130-134.
68. Katz DA, Kim YJ, Millis MB. Periacetabular osteotomy in patients with Down's syndrome. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(4):544-547.
69. Venkatadass K, Durga Prasad V, Al Ahmadi, Rajasekaran S. Pelvic osteotomies in hip dysplasia: why, when and how?. *EFORT Open Rev.* 2022;7(2):153-163.
70. Turgut A, Kalça eklemi anatomisi ve biyomekaniği, *TOTBID,*2015;14:27–33
71. Nordin M, Frankel VH. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System* 3rd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2001. p.203–21.
72. Romanò CL, 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 Am.* 1996;78(10):1468-1479.
73. Ninomiya S, Tagawa H. Rotational acetabular osteotomy for the dysplastic hip. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(3):430-436.
74. Steppacher SD, Tannast M, Ganz R, Siebenrock KA. Mean 20-year followup of Bernese periacetabular osteotomy. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466(7):1633-1644.
75. Sen C, Gunes T, Erdem M, Ozger H, Tozun İR. Polygonal triple (Kotz) osteotomy (over 10 years experience). *International Orthopaedics (SICOT)* 2007; 31:279–285
76. Leopold VJ, Conrad J, Zahn RK, Hipfl C, Perka C, Hardt S. Fixation stability and implant-associated complications in periacetabular osteotomy: a comparison of screw and K-wire fixation. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2021;10.1007/s00402-021-04112-7.
77. Babis GC, Trousdale RT, Jenkyn TR, Kaufman K. Comparison of two methods of screw fixation in periacetabular osteotomy. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;(403):221-227
78. Lee KJ, Park SJ, Lee SJ. Biomechanical study on the efficacy of the periacetabular osteotomy using Patient-specific finite element analysis. *Int. J. Precis. Eng. Manuf.* 2015.16,823–82
79. Naito M, Shiramizu K, Akiyoshi Y, Ezoe M, Nakamura Y. Curved periacetabular osteotomy for treatment of dysplastic hip. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;(433):129-135.

80. Armiger RS, Armand M, Tallroth K, Lepistö J, Mears SC. Three-dimensional mechanical evaluation of joint contact pressure in 12 periacetabular osteotomy patients with 10-year follow-up. *Acta Orthop.* 2009;80(2):155-161.
81. Chalian M, Schauwecker N, Cai A. Regional muscle changes in adult dysfunctional hip conditions of femoroacetabular impingement and hip dysplasia. *Skeletal Radiol.* 2020;49(1):101-108.
82. Ferraz, M, Bastos, F, Souza, B. Finite element modeling for biomechanical validation of three-dimensional digital surgical planning in periacetabular osteotomy. *J Braz. Soc. Mech. Sci. Eng.* 2022.44-284
83. 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
84. Niknafs N, Murphy RJ, Armiger RS, Lepistö J, Armand M. Biomechanical factors in planning of periacetabular osteotomy. *Front Bioeng Biotechnol.* 2013;1:20.
85. Mechlenburg I, Nyengaard JR, Gelineck J, Soballe K, Troelsen A. Cartilage thickness in the hip measured by MRI and stereology before and after periacetabular osteotomy. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(7):1884-1890.
86. Vukasinovic Z, Spasovski D, Kralj-Iglic V. Impact of triple pelvic osteotomy on contact stress pressure distribution in the hip joint. *Int Orthop.* 2013;37(1):95-98.

8.EKLER

Ek-1 Etik Kurul Onayı

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

Sayın Doç.Dr. Ahmet Karakaşlı

Araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederiz.

| | |
|---------------------|--|
| ETİK KOMİSYONUN ADI | DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU |
| AÇIK ADRES | Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR |
| TELEFON | 0 232 412 22 54-0 232 412 22 58 |
| FAKS | 0 232 412 22 43 |
| E-POSTA | goaek@deu.edu.tr |

| | | |
|-------------------|---|--|
| BAŞVURU BİLGİLERİ | DOSYA NO: | 7095-GOA |
| | ARAŞTIRMA | UZMANLIK TEZİ <input type="checkbox"/> MÜNFERİT ARAŞTIRMA <input type="checkbox"/> ÖÇM <input type="checkbox"/> YÜKSEKLİSANS <input checked="" type="checkbox"/> DOKTORA <input type="checkbox"/> |
| | ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI | Kalça Displazi Cerrahi Tedavisinde Kullanılan Ganz Periacetebular Osteotominin Farklı Fiksasyon Teknikleri Kullanılarak Biyomekanik Açidan İncelenmesi: Deneysel Çalışma |
| | ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU | |
| | SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI | Doç.Dr. Ahmet Karakaşlı Ortopedi ve Travmatoloji A.D. |
| | ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER | TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/> ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/> |

| DEĞERLENDİRİLEN BELGELER | Belge Adı | Tarihi | Versiyon Numarası | Dili |
|--------------------------|-------------------------------------|--------|-------------------|--|
| | ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ | Mevcut | | Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/> |
| | ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR | Mevcut | | Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input checked="" type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/> |
| | BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU | Mevcut | | Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/> |
| | OLGU RAPOR FORMU | Mevcut | | Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/> |

| KARAR BİLGİLERİ | Karar No:2022/12-21 | Tarih:30.03.2022 | | | | |
|---|---|--|----------|----------------------------|---------------------------------------|------|
| | Doç.Dr. Ahmet Karakaşlı'nın sorumlusu olduğu "Kalça Displazi Cerrahi Tedavisinde Kullanılan Ganz Periacetebular Osteotominin Farklı Fiksasyon Teknikleri Kullanılarak Biyomekanik Açından İncelenmesi: Deneysel Çalışma" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekece, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, araştırmanın mevcut haliyle etik yönden uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir. | | | | | |
| ETİK KURUL BİLGİLERİ | | | | | | |
| ÇALIŞMA ESASI | Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu | | | | | |
| ETİK KURUL ÜYELERİ | | | | | | |
| Unvanı/Adı/Soyadı | Uzmanlık Alanı | Kurumu | Cinsiyet | Araştırma ile ilişkili mi? | | İmza |
| Prof.Dr.Mehmet Birhan Yılmaz (Başkan) | Kardiyoloji | DEÜ Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü | Erkek | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | |
| Prof.Dr. Emel Çalıkoğlu (Başkan Yardımcısı) | Preventif Onkoloji | Onkoloji Enstitüsü | Kadın | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | |
| Prof.Dr. Ahmet Okay Çağlayan | Moleküler Tıp | Sağlık Bilimleri Enstitüsü | Erkek | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | |
| Prof.Dr. Suna Asilsoy | Çocuk Sağlığı Ve Hastalıkları | DEÜ Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü | Kadın | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | |
| Doç.Dr.Seher Özyürek | Muskuloskeletal Fizyoterapi | DEÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi | Kadın | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | |
| Doç.Dr.Nil Hocoaoğlu Aksay | Tıbbi Farmakoloji | DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı | Kadın | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | |
| Doç.Dr. Meryem Öztürk Haney | Halk Sağlığı Hemşireliği | Hemşirelik Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği | Kadın | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | |
| Doç.Dr. Aylin Özgen Alpaydın | Göğüs Hastalıkları | DEÜ Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı | Kadın | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | |
| Doç.Dr. Aliye Akcalı | Periodontoloji | Diş Hekimliği Fakültesi | Kadın | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | |
| Doç.Dr. Şule Özbilgin | Anesteziyoloji ve Reanimasyon | DEÜ Tıp Fakültesi Cerrahi Tıp Bilimleri Bölümü | Kadın | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | |
| Dr.Öğr.Üyesi Özlenen Şimşek Papur | Tıbbi Biyoloji ve Genetik | Sağlık Bilimleri Enstitüsü | Kadın | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | |
| Dr.Öğr.Üyesi Tolga Şahin | Spor Yönetim Bilimleri | Necat Hepkon Spor Bilimleri Fakültesi | Erkek | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | |
| Öğr.Gör.Dr.Kıvanç Yüksel | Biyostatistik ve Tıbbi Bilişim | Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Bilişim A.D | Erkek | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | |

Ek-2 Özgeçmiş



ECEM BECERİK

Kişisel Bilgiler

İletişim Bilgileri

İletişim Adresi

Telefon

E-posta

İnternet Sayfası

Öğrenim Bilgileri

02 Mart 2021 - Şu Anda (1 yıl 11 ay)
Yüksek Lisans, Tezli Program, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ, BİYOMEKANİK (YL) (TEZLİ)
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 3.72 / 4.0

31 Ağustos 2012 - 13 Haziran 2017 (4 yıl 10 ay)
Lisans, Anadal/Normal Öğretim, YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ, FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON PR. (İNGİLİZCE)
(%50 BURLU)
Diploma Numarası: 2017-14-177
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 2.83 / 4.0

Yabancı Dil Bilgileri

İNGİLİZCE (Okuma: İyi, Yazma: İyi, Konuşma: İyi)

TÜBİTAK Burs ve Destekleri

Panelistlik/İzleyicilik/Raportörlük Sayısı

| | | | |
|---|---------------|----------|----------|
| Hakemlik/Panelistlik/Dış Danışmanlık Sayısı | ARDEB/BİDEB 0 | TEYDEB 0 | Toplam 0 |
| İzleyicilik/Danışmanlık Sayısı | ARDEB/BİDEB 0 | TEYDEB 0 | Toplam 0 |
| Raportörlük Sayısı | ARDEB/BİDEB 0 | TEYDEB 0 | Toplam 0 |