

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SİMFİSİS PUBİS AYRILMASININ DEĞİŞİK
FİKSASYON MATERYALLERİ İLE TESPİTİNİN
SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE ANALİZİ



Mustafa Batuhan EMİROĞLU

Ekim, 2019
İZMİR

SİMFİSİS PUBİS AYRILMASININ DEĞİŞİK FİKSASYON MATERYALLERİ İLE TESPİTİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE ANALİZİ

Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Yüksek Lisans Tezi

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Mekanik Programı

Mustafa Batuhan EMİROĞLU

Ekim, 2019

İZMİR

YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU

MUSTAFA BATUHAN EMİROĞLU, tarafından **PROF. DR. YUSUF ARMAN** yönetiminde hazırlanan “**SİMFİSİS PUBİS AYRILMASININ DEĞİŞİK FİKSASYON MATERYALLERİ İLE TESPİTİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE ANALİZİ**” başlıklı tez tarafımızdan okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

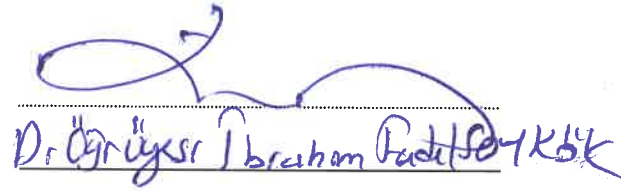


Prof. Dr. Yusuf ARMAN

Yönetici



Jüri Üyesi



Jüri Üyesi



Prof. Dr. Kadriye ERTEKİN

Müdür

Fen Bilimleri Enstitüsü

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak çalışmalarım sırasında bana yol gösteren saygıdeğer danışman hocam, Profesör Dr. Yusuf ARMAN’a sonsuz teşekkür ederim.

Çalışmam boyunca benden bir an olsun yardımlarını esirgemeyen saygıdeğer hocam, Doçent Dr. Ahmet KARAKAŞLI, değerli dostum Halis KANDAŞ ve bu zorlu süreçte bana destek olan tüm arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Son olarak çalışma süresince tüm zorlukları benimle göğüsleyen ve hayatımın her evresinde desteklerini yanımda hissettiğim aileme çok teşekkür ederim.

Mustafa Batuhan EMİROĞLU

SİMFİSİS PUBİS AYRILMASININ DEĞİŞİK FİKSASYON MATERYALLERİ İLE TESPİTİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE ANALİZİ

ÖZ

Simfisiz pubis ayrılması genellikle yüksek enerjili darbe sebebiyle meydana gelen bir yaralanma türüdür. Bu yaralanmaların tedavisinde yoğun olarak plak ile tespit yöntemi kullanılmaktadır. Bu çalışmada; 32 yaşında sağlıklı bir kadın donörden alınan bilgisayarlı tomografi verisi ile üç boyutlu pelvis katı modeli oluşturulmuş ve simfisiz pubis ayrılması uygulanmıştır. Çalışma bir sonlu elemanlar analizi çalışmasıdır ve iki aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada 3,5 mm kalınlığında 6 delikli rekonstrüksiyon plakası ve 3,5 mm kalınlığında 4 delikli simfisiz plakası ile yapılan fiksasyonlar biyomekanik olarak karşılaştırılmıştır. İkinci aşamada ise 6 delikli rekonstrüksiyon plakası sabitlemesinde kullanılan vidaların boy ve yerleşimlerinin fiksasyon sistemi üzerindeki biyomekanik etkileri araştırılmıştır. Analizlerin tamamı Ansys 18.1 programında yapılmıştır. Tüm analizlerde çift ayak üzerinde ve tek ayak üzerinde duruş simüle edilmek üzere iki farklı yükleme gerçekleştirilmiştir. Böylece simfisiz pubis ayrılmasının plak ile tespiti esnasında kullanılacak vidaların seçiminde cerrahlara rehberlik etmek amaçlanmıştır.

Anahtar kelimeler: Biyomekanik, sonlu elemanlar analizi, pelvis, simfisiz pubis, plaka sabitlemesi

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF FIXING WITH VARIOUS FIXATION MATERIALS OF SYMPHYSIS PUBIS SEPERATION

ABSTRACT

Separation of symphysis pubis is usually a type of injury caused by a high energy impact. Plate fixation is used extensively in the treatment of these injuries. In this study; a 32-year-old healthy female donor computed tomography data was used to construct a three-dimensional pelvic solid model and performed symphysal pubis separation. The study is a finite element analysis study and consists of two stages. In the first stage, fixations with 3.5 mm thick 6 hole reconstruction plate and 3.5 mm thick 4 hole symphysis plate were compared biomechanically. In the second stage, the biomechanical effects of the length and placement of the screws used in fixation with 6-hole reconstruction plate on fixation system were investigated. All analyzes were performed in Ansys 18.1. In all analyzes, two different loads were performed to simulate posture on two legs and on one leg. In this study, it was aimed to guide surgeons in choosing the screws to be used during plate fixation of symphysis pubis separation.

Keywords: Biomechanics, finite element analysis, pelvis, symphysis pubis, plate fixation

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZ	iv
ABSTRACT	v
ŞEKİLLER LİSTESİ	viii
TABLolar LİSTESİ	xii
 BÖLÜM BİR – GİRİŞ	 1
 BÖLÜM İKİ – GENEL BİLGİLER	 10
2.1 Biyomekanik	10
2.1.1 Kemik, İşlevi ve Biyomekaniği	12
2.1.2 Tespit Biyomekaniği	16
2.1.3 Anatomik Eksen ve Düzlemler	20
2.2 Pelvis	22
2.2.1 Tarihçe	22
2.2.2 Epidemiyoloji	23
2.2.3 Pelvis Anatomisi	24
2.2.4 Yaralanma Mekanizması	27
2.2.5 Sınıflandırma	28
2.2.5.1 Tile Sınıflandırması	29
2.2.5.2 Young-Burgess Sınıflandırması	31
2.2.6 Tedavi	33
2.2.6.1 Cerrahi Tedavi	34
2.2.6.1.1 Eksternal Fiksasyon	34
2.2.6.1.2 İnternal Fiksasyon	35
2.3 Simfisiz Pubis Ayrılması	37
2.4 Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)	38

2.4.1 Sonlu Elemanlar Analiz Aşamaları	42
2.4.1.1 Ön İşleme (Pre Processing)	43
2.4.1.2 Nümerik Analiz	43
2.4.1.3 İleri İşleme (Post Processing)	44
2.5 Bilgisayarlı Tomografi (BT)	44
BÖLÜM ÜÇ – MALZEME VE YÖNTEM	47
3.1 Bilgisayarlı Tomografi Verisinden Üç Boyutlu Model Oluşturulması	47
3.2 Fiksasyon Elemanlarına Ait Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması	49
3.3 Malzeme Özellikleri	53
3.4 Matematiksel Modelin Oluşturulması	55
3.5 Sınır Şartları	58
BÖLÜM DÖRT – SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME	62
4.1 Birinci Aşama: Plakların Biyomekanik Açıdan Karşılaştırılması	62
4.1.1 Çift Ayak Üzerinde Duruş	62
4.1.2 Tek Ayak Üzerinde Duruş	64
4.2 İkinci Aşama: Vida Konfigürasyonlarının Biyomekanik Açıdan Karşılaştırılması	66
4.1.1 Çift Ayak Üzerinde Duruş	67
4.1.2 Tek Ayak Üzerinde Duruş	74
BÖLÜM BEŞ – YARGILAR	82
KAYNAKLAR	84

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1.1 a) plaka sabitlemesi b) symfix sabitlemesi	3
Şekil 1.2 a) üst görüntü b) önden görüntü	4
Şekil 1.3 Endobutton yöntemi	5
Şekil 1.4 Kadavra üzerinde dikiş butonu yöntemi	5
Şekil 1.5 Kullanılan fiksasyon yöntemleri a) eksternal fiksasyon, b) subtükan plaka sabitlemesi, c)pectineal plaka sabitlemesi, d) infrapectinal plaka sabitlemesi, e)kanüllü vida sabitlemesi f) kullanılan pelvis modeli	5
Şekil 2.1 Kemik bileşenlerinin hiyerarşisi	13
Şekil 2.2 Kemik gücüne etki eden faktörler	15
Şekil 2.3 Yaralanma örnekleri: a) motorlu taşıt kazası b) yüksekten düşme	15
Şekil 2.4 Metal implant örneği.....	19
Şekil 2.5 Diz implant örneği	19
Şekil 2.6 Solda diz implantı ve vidalar ile fiksasyonun radyografik görüntüsü; sağda ayak bileği fiksasyonunun radyografik görüntüsü	20
Şekil 2.7 Temel eksen ve düzlemler	21
Şekil 2.8 Anterior pelvis görüntüsü	24
Şekil 2.9 Yalancı ve gerçek pelvis	25
Şekil 2.10 Pelvis stabilizasyonunu sağlayan ligamentler	26
Şekil 2.11 Ligamentlerin pelvis stabilizasyonuna etkisi	26
Şekil 2.12 Tile sınıflandırması	31
Şekil 2.13 Young Burgess sınıflandırması	33
Şekil 2.14 Eksternal fiksatör uygulanmış bir hasta	34
Şekil 2.15 İnstabil pelvis yaralanmasında iki plak ile internal simfisiz pubis fiksasyonu	35
Şekil 2.16 İnstabil pelvis yaralanmasında plak ile internal simfisiz pubis fiksasyonu uygulanan hasta	36
Şekil 2.17 Savaş uçağının sonlu elemanlar idealizasyonu	41
Şekil 2.18 Bilgisayarlı tomografi cihazı	46
Şekil 3.1 a) Sağ ilyak, b) sakrum, c) sol ilyak yapılarına ait üç boyutlu modeller ..	48
Şekil 3.2 a) Sağ femur, b) sol femur üç boyutlu modelleri	48

Şekil 3.3 a) Analizlerde kullanılacak temel pelvis modeli	49
Şekil 3.4 6 delikli plaka	50
Şekil 3.5 4 delikli plaka	50
Şekil 3.6 6 delikli plaka ve vida sistemi	51
Şekil 3.7 4 delikli plaka ve vida sistemi	51
Şekil 3.8 1 ve 2 numaralı konfigürasyonlar	52
Şekil 3.9 3 ve 4 numaralı konfigürasyonlar	52
Şekil 3.10 5 ve 6 numaralı konfigürasyonlar	53
Şekil 3.11 Kemik olarak modellenen bileşenler	54
Şekil 3.12 Kıkırdak olarak modellenen bileşenler	54
Şekil 3.13 Boyutu 6 mm olan elemanlar ile mesh oluşturulan bölge	55
Şekil 3.14 Boyutu 3 mm olan elemanlar ile mesh oluşturulan bölge	56
Şekil 3.15 Boyutu 2,5 mm olan elemanlar ile mesh oluşturulan bölge	56
Şekil 3.16 Boyutu 1,5 mm olan elemanlar ile mesh oluşturulan bölge	57
Şekil 3.17 Mesh oluşturulmuş pelvis yapısı	57
Şekil 3.18 Sakrum ve ilyak kemikleri arasındaki bonded ilişkiler	58
Şekil 3.19 Femur ve ilyak kemikleri arasındaki bonded ilişkiler	59
Şekil 3.20 Vida ve ilyak kemikleri arasındaki bonded ilişkiler	59
Şekil 3.21 Sakrumdan gerçekleştirilen sabitleme	59
Şekil 3.22 Femur kemiklerine distalden uygulanan kısıtlama	60
Şekil 3.23 Çift ayak yükleme durumunda kuvvetler	60
Şekil 3.24 Tek ayak yükleme durumu	61
Şekil 4.1 Çift ayak yükleme sonucu a) 6 delikli plakada von misses gerilme dağılımı b) 4 delikli plakada von misses gerilme dağılımı	63
Şekil 4.2 Çift ayak yükleme sonucu pelviste düşey yer değiştirme dağılımı a) 6 delikli plaka sabitlemesi b) 4 delikli plaka sabitlemesi	64
Şekil 4.3 Çift ayak yükleme sonucu pelviste asal gerilme dağılımı) 6 delikli plaka sabitlemesi b) 4 delikli plaka sabitlemesi	64
Şekil 4.4 Çift ayak yükleme altında oluşan değerlerin karşılaştırılması	64
Şekil 4.5 Tek ayak yükleme sonucu plaklarda Von Misses gerilme dağılımı	65
Şekil 4.6 Tek ayak yükleme sonucu pelviste asal gerilme dağılımı	66
Şekil 4.7 Tek ayak yükleme altında oluşan değerlerin karşılaştırılması	66

Şekil 4.8 Çift ayak yükleme durumunda plakta oluşan Von Misses gerilme dağılımı	68
Şekil 4.9 Çift ayak yükleme durumunda plakta oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri	68
Şekil 4.10 Çift ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan Von Misses gerilme dağılımı.....	69
Şekil 4.11 Çift ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri	70
Şekil 4.12 Çift ayak yükleme durumunda pelviste oluşan düşey yönlü yer değiştirme dağılımı	71
Şekil 4.13 Çift ayak yükleme durumunda pelviste oluşan düşey yönlü maksimum yer değiştirme değerleri	71
Şekil 4.14 Çift ayak yükleme durumunda pelviste oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	72
Şekil 4.15 Çift ayak yükleme durumunda pelviste oluşan maksimum asal gerilme değerleri	72
Şekil 4.16 Çift ayak yükleme durumunda vidada oluşan kayma gerilmesi dağılımı	73
Şekil 4.17 Çift ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum kayma gerilmesi değerleri	74
Şekil 4.18 Tek ayak yükleme durumunda plakta oluşan Von Misses gerilme dağılımı	75
Şekil 4.19 Tek ayak yükleme durumunda plakta oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri	75
Şekil 4.20 Tek ayak yükleme durumunda vidada oluşan Von Misses gerilme dağılımı	76
Şekil 4.21 Tek ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri	77
Şekil 4.22 Tek ayak yükleme durumunda pelviste oluşan düşey yönlü yer değiştirme dağılımı	78
Şekil 4.23 Tek ayak yükleme durumunda pelviste oluşan düşey yönlü maksimum yer değiştirme değerleri	78

Şekil 4.24 Tek ayak yükleme durumunda pelviste oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	79
Şekil 4.25 Tek ayak yükleme durumunda pelviste oluşan maksimum asal gerilme değerleri	79
Şekil 4.26 Tek ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan kayma gerilmesi dağılımı	80
Şekil 4.27 Tek ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum kayma gerilmesi değerleri	81



TABLÖLER LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 2.1 İnsan ve sığır kortikal kemik bileşenleri	14
Tablo 2.2 Biyomedikal implantlarda kullanılan bazı metal ve seramiklerin mekanik özellikleri	18
Tablo 2.3 Bazı bağ dokulara ait mekanik özellikler	19
Tablo 2.4 Biyomedikal implantlarda kullanılan bazı polimerlerin mekanik özellikleri	20
Tablo 2.5 Tile sınıflandırması	30
Tablo 2.6 Young Burgess sınıflandırması	32
Tablo 2.7 Pelvis halka sabitleme yöntemleri	36
Tablo 2.8 Bazı disiplinler için sınır değer problemleri	39
Tablo 3.1 Malzeme özellikleri	53
Tablo 3.2 Pelvis bileşenlerine ait eleman ve düğüm sayıları	58
Tablo 4.1 Çift ayak yükleme sonucu meydana gelen gerilme ve yer değiştirmeler .	63
Tablo 4.2 Tek ayak yükleme sonucu meydana gelen gerilme ve yer değiştirmeler .	65
Tablo 4.3 Çift ayak yükleme durumunda plakta oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri	67
Tablo 4.4 Çift ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri	69
Tablo 4.5 Çift ayak yükleme durumunda pelvis düşey yönlü maksimum yer değiştirme	70
Tablo 4.6 Çift ayak yükleme durumunda pelviste oluşan maksimum asal gerilme değerleri	72
Tablo 4.7 Çift ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum kayma gerilmeleri	73
Tablo 4.8 Tek ayak yükleme durumunda plakta oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri	74
Tablo 4.9 Tek ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri	76
Tablo 4.10 Tek ayak yükleme durumunda pelvis düşey yönlü maksimum yer değiştirme	77

Tablo 4.11 Tek ayak yükleme durumunda pelviste oluşan maksimum asal gerilme değerleri	79
Tablo 4.12 Tek ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum kayma gerilmeleri	80



BÖLÜM BİR

GİRİŞ

Simfisiz pubis ayrılması, genel olarak pelvisin yüksek enerjili darbeye maruz kalması sebebiyle meydana gelen, ayrılma miktarı 3 cm'yi geçtiğinde cerrahi müdahale ile fiksasyon gerektiren ve ayrılmaya ek olarak ligament hasarının varlığına göre temel olarak üç tipte tanımlanan bir yaralanma türüdür (Osterhoff ve diğer., 2016; Parker ve Bhattacharjee, 2009).

Simfisiz pubis ayrılması hayati tehlike oluşturabilen bir yaralanma türüdür. Yaralanmanın Young-Burgess sınıflandırılmasına göre APC1, APC2 (Tile sınıflandırılmasına göre B2 ve B3) veya daha ileri durumda olması halinde çoğu cerrah tedaviye 24 saat içerisinde açık redüksiyon ve internal fiksasyon (ORIF) yöntemiyle devam eder (Tile, 1988).

Günümüzde simfisiz pubis ayrılması tespitinde, altın standart olarak çok delikli plaka sabitlemesi kullanılmaktadır. Bununla beraber iki delikli plaka, özel tasarım plaka sabitlemeleri ve eksternal sabitleme yöntemleri gibi bir dizi yenilikçi fiksasyon yöntemi bulunmaktadır (Pierce, Issa, Callaghan ve Wright, 2016).

Webb ve diğer. (1988), yaptıkları çalışmada simfisiz pubis ayrılması bulunan ve ortalama 40 dakika süren cerrahi müdahale ile 2 delikli plaka sabitlemesi uygulanan 14 hastayı ortalama 17 gün takip etmişler; enfeksiyon oluşumuna ya da implant yetersizliğine rastlamamışlardır.

Sagi ve Papp (2008), 2 delikli plaka sabitlemesi uygulanan 51 hasta ile çok delikli (minimum 4 delik) plaka sabitlemesi uygulanan 41 hastayı radyolojik olarak takip etmişlerdir. 2 delikli plaka uygulanan grupta %33 implant yetmezliği ve %57 yanlış kaynama gözlenirken; çok delikli plaka uygulanan grupta %12 implant yetmezliği ve % 15 yanlış kaynama oranı belirlenmiştir. Böylece tedavide çok delikli plaka tercih edilmesi gerektiğini söylemişlerdir.

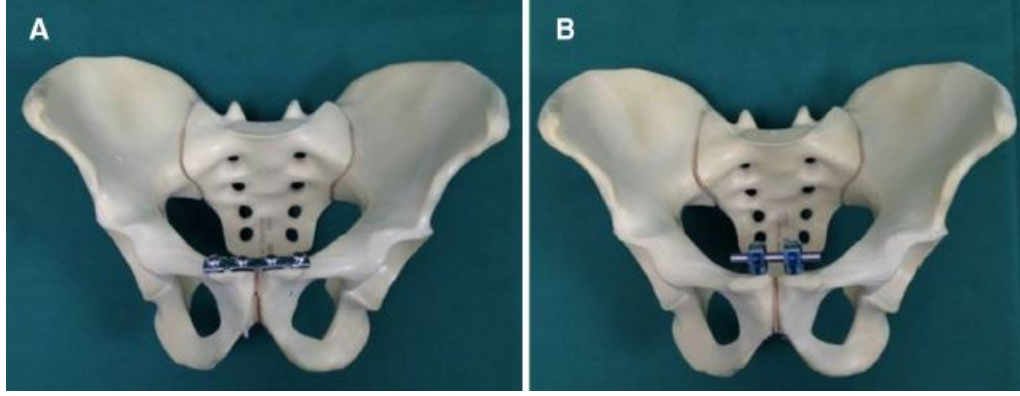
Giannoudis ve diğer. (2008), plaka sayısının fonksiyonelliğe etkisini araştırmak amacıyla plaka sabitlemesi uygulanan 74 hastayı radyolojik olarak takip etmişlerdir. Hastalardan 59'una tek 3,5 matta plağı, 15'ine 3,5 süperior rekonstrüksiyon plağı ve 3,5 anterior kompresyon plağı olmak üzere çift plak sabitlemesi uygulanmıştır. Sonuçta fonksiyonellik açısından tek plak sabitlemesinin yeterli olduğunu söylemişlerdir. Putnis ve diğer. (2010), tek yada çift 4 veya 6 delikli rekonstrüksiyon plakları ile tedavi edilen 52 hastayı radyolojik olarak takip etmiş ve çift plak uygulanan hastalarda daha sağlam sonuç elde etmiştir.

Cano-Luis ve diğer. (2012), çift kanüllü çift vidanın rotasyonel insitabilite durumunda kullanabileceğini belirlemişlerdir. Varga ve diğer. (1995), kadavralar üzerinde yaptıkları çalışmada çift rekonstrüksiyon plak sabitlemesi ile çift kanüllü vida sabitlemesini biyomekanik olarak karşılaştırmışlardır. Ayrıca çift kanüllü vida sabitlemesini polidoksanon ismi verilen emilebilir bir dikiş materyali ile beraber kullanarak genç hastalarda kullanılabilecek yeni bir yöntem geliştirmişlerdir. Deneyler sonucunda dikiş materyali ile beraber kullanılan çift kanüllü vida sabitlemesinin daha büyük sertlik sağladığı görülmüştür.

Chen ve diğer. (2011), plaka sabitlemesi ile perkütan vida sabitlemesinin fonksiyonelliğini karşılaştırmak adına; yarısına perkütan vida sabitlemesi ve diğer yarısına çok delikli plaka sabitlemesi uygulanan 90 kişilik hasta grubunu ortalama 21 ay boyunca takip etmişlerdir. Radyolojik takip sonuçlarına göre perkütan vida sabitlemesi uygulanan hasta grubunda daha iyi fonksiyonel performans görülmüştür. Operasyon sırasında daha az kan kaybına sebep olan perkütan vida sabitlemesi yönteminin düşük iyatrojenik yaralanmalarda plaka fiksasyonu kadar güçlü olduğu ortaya konulmuştur.

Osterhoff ve diğer. (2015), açık redüksiyonun mümkün olmadığı hastalarda perkütan şekilde uygulanmak üzere çok eksenli bir spinal vidalı çubuk ile sabitleme yönteminin (SYMFIX) biyomekanik stabilitesini araştırmışlardır. Açık kitap yaralanmasına sahip 6 kompozit pelvis modeline 4 delikli plaka ile sabitleme, diğer 6 kompozit pelvis modeline ise çok eksenli bir spinal vidalı çubuk sabitlemesi

uygulanmış ve Şekil 1.1’de gösterilmiştir. Deney sonucunda benzer sertlik değerleri elde edilmiş fakat SYMFIX yönteminde daha düşük deplasman görülmüştür.



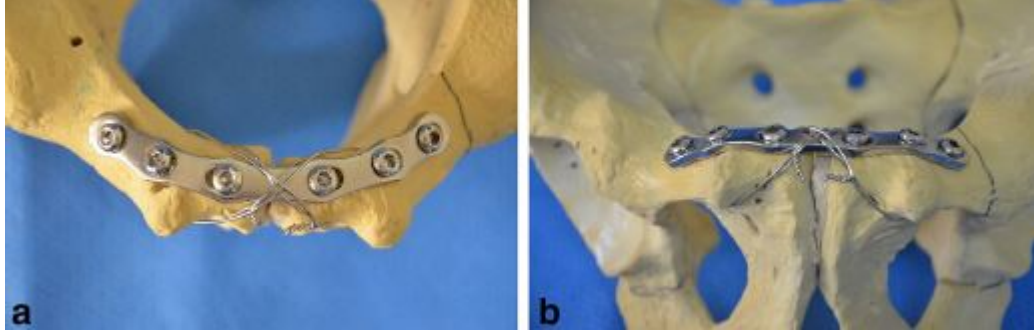
Şekil 1.1 a) plaka sabitlemesi b) symfix sabitlemesi (Osterhoff ve diğer., 2015)

Wei-dong ve diğer. (2009), simfisiz pubis ayrılması olan 8 hastaya bilgisayarlı navigasyon yöntemini kullanarak 7,3 mm kanüllü vida ile perkütan sabitlemesi uygulamışlardır. Stabilizasyon için tek vidanın yeterli olduğunu belirtmişler ayrıca enfeksiyon oranı ve operasyon süresini düşüren, ameliyattan sonra erken mobilizasyona izin veren bu yöntemin anatomik zorluk yaşanan obez hastalarda kullanılabileceği belirtilmiştir.

Prasarn ve diğer. (2012), yaptıkları deneyde kilitli ve kilitli olmayan 3,5 mm 4 delikli plaka sabitlemesini stabilize sağlama açısından karşılaştırmışlar ve iki yöntem arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Hamad ve diğer. (2013), kilitli plaka ile tedavi edilen 11 hastayı ortalama 27 ay boyunca takip ederek yöntemi radyolojik başarısızlık ve revizyon ihtiyacı açısından değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda, hiçbir hastada revizyon gerektirmeyen ve düşük komplikasyon oranına sahip bu yöntemin güvenilir olduğu sonucuna varılmıştır.

Park ve diğer. (2017), çok delikli plaka sabitlemesine ek olarak germe bandı kullanımının klinik faydasını araştırmışlardır. Uygulanan yöntem Şekil 1.2’de gösterilmiştir. 39’una çok delikli plaka sabitlemesi, 25’ine plaka sabitlemesine ek olarak germe bandı da uygulanan 64 hasta ortalama 24 ay boyunca gözlenmiştir. Komplikasyon oluşumu ve revizyon ihtiyacı açısından karşılaştırılma yapılmıştır.

Plakaya ek olarak germe bandı kullanılan hasta grubunda daha az revizyon ihtiyacı, daha az donanım gevşetme sıklığı ve daha iyi radyolojik sonuç görülmüştür.

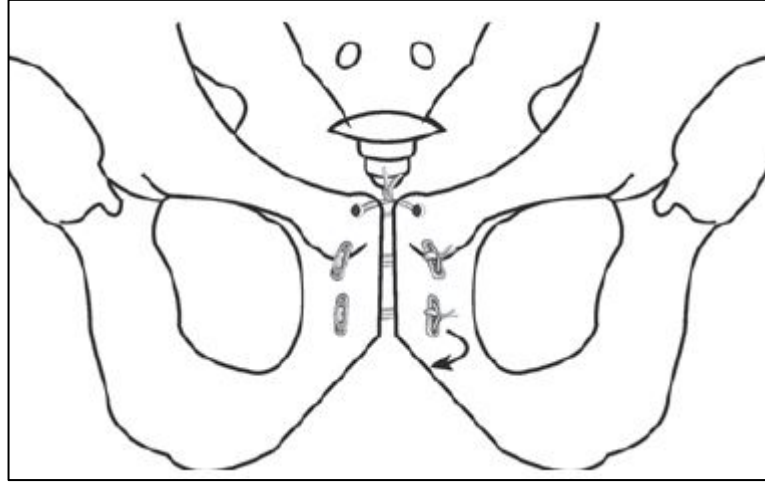


Şekil 1.2 a) üst görüntü b) önden görüntü (Park ve diğer., 2017)

Pizanis ve diğer. (2013), yaptıkları deneysel çalışmada klasik plakalama yöntemleri ile dinamik sıkıştırma (DC) ve ön bükme veya modern kilitleme vidalarının sabitleme kapasitelerini karşılaştırmışlardır. Önceden bükülmüş plakların, bükülemeyen plaklara göre biyomekanik açıdan daha avantajlı olduğunu belirlemişlerdir.

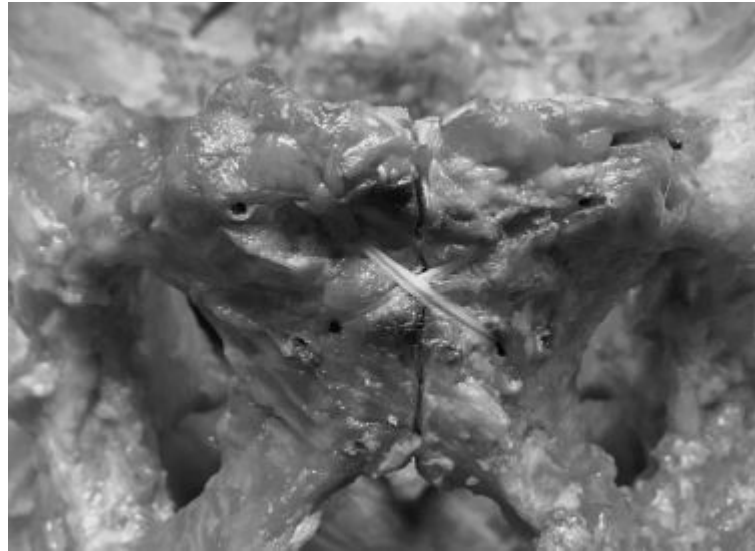
Osterhoff ve diğer. (2014), deneylerinde subtükan internal anterior fiksasyon (SIAF) yönteminin mekanik stabilitesini araştırmışlardır. Standart eksternal fiksatör ile SIAF sistemini universal test makinesinde, kuvvet ve tork altında test etmişlerdir. Benzer rotasyonel sertlik değerlerini bulmuşlar ve böylece SIAF yönteminin pin yolu enfeksiyon riski taşıyan hastalarda kullanılabilecek alternatif bir yöntem olduğunu kanıtlamışlardır.

Chen ve diğer. (2013), simfisiz pubis ayrılmasının fiksasyonu için endobutton adı verilen ve lateral kortekste delik açılarak uygulanan yöntemin radyolojik takibini yapmışlardır. Yöntem Şekil 1.3’de gösterilmiştir. 21 kişilik APC2 (young burgess sınıflandırmasına göre anterior posterior kompresyon ve 2,5 cm üzeri simfisiz pubis ayrılması) hasta grubuna endobutton yöntemi uygulanarak ortalama 23 ay izlenmiştir. İmplant yetersizliği görülmemiştir. Böylece bu tedavi yöntemini simfisiz pubis ayrılmasında kullanılabileceği ortaya konulmuştur.



Şekil 1.3 Endobutton yöntemi (Chen ve diğer., 2013)

Kiskaddon ve diğer. (2018), dikiş butonu ismi verilen yöntem ile plaka sabitlemesinin biyomekanik benzerliğini deneysel olarak ispatlamışlardır. Endobutton yöntemi Şekil 1.4'te gösterilmiştir. Simfisiz pubis fiksasyonunu 6 kadavra pelviste 3,5 mm plaka ile 6 kadavra pelviste ise dikiş buton aletiyle sağlanmıştır. Pnömatik test cihazında dikey duruşu simüle edecek testler yapılmıştır. İki yöntem arasında sabitleme kapasitesi ve yer değiştirme açısından kayda değer bir değişim görülmemiştir. Böylelikle dikiş butonu yönteminin plaka fiksasyonuna benzer biyomekanik özellikler sağladığı belirlenmiştir.



Şekil 1.4 Kadavra üzerinde dikiş butonu yöntemi (Kiskaddon ve diğer., 2018)

Li ve diğer. (2006), cinsiyete bağlı değişimler mekanik özellikleri etkilediği için bir kadın ve bir erkek kadavra pelvisine ait bilgisayarlı tomografi verilerini kullanarak viskohiperelastik yumuşak dokuları da içeren simfisiz pubis sonlu elemanlar modeli oluşturmuşlardır. Yüksek enerjili darbe durumunda simfisiz pubis tepkisini araştıran çalışmada sonlu elemanlar analiz sonuçları ile daha önceki deneylerden elde edilen veriler karşılaştırılmıştır. Sonlu elemanlar analizinde bası ve çeki kuvvetleri altında elde edilen kuvvet yer değiştirme eğrileri deneysel olarak elde edilen verilerden kadın modelde %10, erkek modelde %7'den az hata içerdiği tespit edilmiştir. Eğilme direnci tespitinde güvenilir sonuç veren ve alışılmışın dışında olarak viskohiperelastik doku modellemesini de içeren bu çalışma sonlu elemanlar analiz yöntemiyle gerçeğe yakın sonuçlar alınabildiğini göstermiştir.

Szitrinkai ve diğer. (2014), her kırık tipinin simülasyonunu mümkün kılan gerçekçi bir pelvis sonlu elemanlar modeli geliştirmek amacıyla sağlıklı bir pelvis sahip hastanın bilgisayarlı tomografi verisini kullanarak plastik bir pelvis modeli oluşturmuşlardır. Plastik modelin bilgisayarlı tomografi cihazında taranmasıyla sonlu elemanlar modeli elde etmişlerdir. C tipi pelvis hasarının simüle edildiği ve simfisiz pubisin 4 delikli plaka ile sabitlendiği sonlu elemanlar analizinde aşağı yönde 500 N kuvvet uygulanmış ve elde edilen gerilme dağılımı ve yer değiştirme verilerinin kadavra testlerinden elde edilen verilerle örtüştüğü saptanmıştır. Böylelikle farklı kırık tiplerinin ve sabitleme yöntemlerini simüle edilebileceği bir pelvis modeli oluşturulmuştur.

Shim ve diğer. (2017), sonlu elemanlar yöntemi kullanarak pelvis yaralanmalarında osteosentez başarısızlık bölgesini kabul edilebilir doğrulukta tahmin etmek amacıyla iki hasta için hastaya özel olan pelvis sonlu elemanlar modeli oluşturmuşlardır. Modeller dört farklı yükleme durumunda incelenmiş, belirlenen yüksek stres bölgeleri ile x ray ışınları yardımıyla tespit edilen gerçek implant kırılma ya da gevşeme bölgeleri karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda büyük oranda eşleşme görülmüştür. Ayrıca bir hastada Anterior bölgede oluşan implant gevşemesi doğru şekilde öngörülmüştür. Çalışma sonucunda, kolaylıkla hasar oluşturulabilen, zaman ve işçilik açısından verimli olan sonlu elemanlar analizi

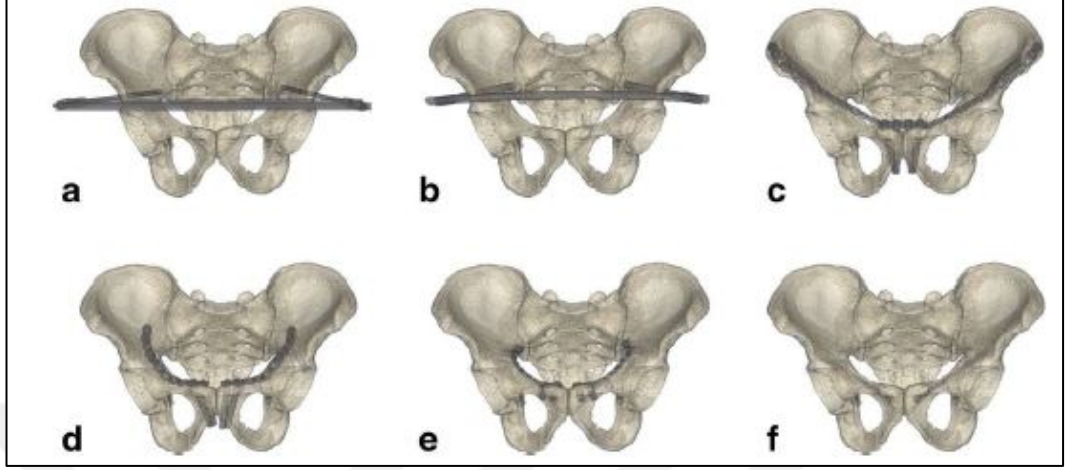
yönteminin; pelvis yaralanmalarında cerrahi müdahale öncesi planlama veya tedaviye yardımcı olması amacıyla rutin hale getirilebileceği ileri sürülmüştür.

Bodzay ve diğer. (2007), pelvik halka fiksasyonlarında sonlu elemanlar analizinin güvenilirliğini araştırdıkları çalışmada c tipi kırık modeli oluşturmuşlardır. Simfisiz pubis ayrılmasını 4 delikli rekonstrüksiyon plağı ile sabitleyip sakrum kırığını sabitlemek için iki farklı yöntem kullanmışlardır. Tek ayak ve çift ayak üzerinde duruşun simüle edildiği analizden elde edilen sonuçların kadavra üzerinde yapılan deney sonuçlarıyla örtüştüğü görülmüştür.

Garcia ve diğer. (2000), kişiye özel en uygun tedavi yöntemini belirlemek adına sonlu elemanlar analizinden faydalanmışlardır. Pelvis sonlu elemanlar modeli kadın hastadan alınan bilgisayarlı tomografi verisiyle oluşturulmuş, B1, C1.2 ve C1.3 tipi yaralanmalar meydana getirilmiştir. Düşey yönde 400N'luk yük uygulanma durumunun simüle edildiği bu çalışmada, daha önce deneysel olarak karşılaştırılan iki eksternal ve bir internal olmak üzere üç farklı sabitleme yöntemi karşılaştırılmıştır. İnternal sabitleme yöntemi 3,5 mm plak ile simfisiz pubis sabitlemesidir. Açık kitap yaralanmalarında yöntemler arasında anlamlı mekanik farklar görülmemiştir. Eksternal yöntemlerin instabil kırık fiksasyonunda yeterli stabilizasyon sağlayamadığı belirlenmiştir. Çalışma aynı zamanda sonlu elemanlar analiz yöntemi ile test prosedürlerinin maliyetini azaltıp tehlikelerini ortadan kaldırarak kişiye özel tedavi yaklaşımını desteklemektedir.

Song ve diğer. (2017), altı farklı simfisiz pubis sabitleme yönteminin biyomekanik karakteristiklerini sonlu elemanlar analizi yardımıyla karşılaştırmışlardır. Karşılaştırılan yöntemler şekil 1.5'te gösterilen; eksternal fiksasyon, subtükan plaka sabitlemesi, pectineal plaka sabitlemesi, infrapectinal plaka sabitlemesi ve kanüllü vida sabitlemesidir. Bilgisayarlı tomografi verisinden elde edilen pelvis sonlu elemanlar modeline altı sabitleme yöntemi ile ayrı ayrı sabitlenip 250N düşey yük ve 7Nm tork olmak üzere iki farklı yükleme yapılmıştır. İki yükleme durumunda da en düşük yapısal sertlik eksternal fiksasyon yönteminde görülmüştür. Pectinal plaka sabitlemesi ile infrapectinal plaka sabitlemesi arasında

kayda değer bir fark olmadığı belirlenmiştir. Rotasyonel sertliğin hiçbir yöntemle istenen seviyeye ulaşamadığı kaydedilmiştir.



Şekil 1.5 Kullanılan fiksasyon yöntemleri a) eksternal fiksasyon, b) subtitan plaka sabitlemesi, c)pectineal plaka sabitlemesi, d) infrapectineal plaka sabitlemesi, e)kanüllü vida sabitlemesi f) kullanılan pelvis modeli (Song ve diğer., 2017)

Yu ve diğer. (2015), B1 tipi simfisiz pubis ayrılmasında rekonstrüksiyon plağı ve perkütan kanüllü vida ile sabitlemelerini biyomekanik karakteristik ve klinik sonuçlar açısından karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonlu elemanlar analizi kısmında bilgisayarlı tomografi verisinden oluşturulan pelvis modelleri kullanılmıştır. Fiksasyon uygulanan modellere düşey yönde 600N kuvvet uygulanmış von mises gerilmesi ve yer değiştirmeler araştırılmıştır. Çalışmanın klinik kısmında ise B1 tipi simfisiz pubis ayrılmasına sahip, 24'ü perkütan kanüllü vida ve 27'si rekonstrüksiyon plağı ile tedavi edilen 51 hasta incelenmiş; simfisiz pubis aralığı ölçülerek komplikasyon ya da revizyon ameliyatı ihtiyacının varlığı araştırılmıştır. Çalışma sonucunda iki yöntemin de benzer radyolojik ve klinik çıktılara sahip olduğu ve elde edilen yer değiştirme değerlerinin birbirine çok yakın olduğu görülmüştür. Perkütan kanüllü vida sabitlemesindeki maksimum gerilme değerinin plaka sabitlemesindeki maksimum gerilme değerinden çok daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Buna karşın kanüllü vida sabitlemesinin daha kısa ameliyat süresi, daha az kan kaybı ve daha küçük yara izi gibi klinik avantajlarına dikkat çekilmiştir.

Yao ve diğer. (2015), B1 tipi simfisiz pubis ayrılmasının fiksasyonunda kullanılan beş farklı internal fiksasyon yöntemini biyomekanik karakteristik açısından karşılaştırmak amacıyla bilgisayarlı tomografi verisiyle oluşturulan pelvis modelini kullanmışlardır. Modellere tek plaka ile sabitleme, çift plaka ile sabitleme, tek kanüllü vida ile sabitleme, çift paralel kanüllü vida ile sabitleme ve çift çapraz kanüllü vida ile sabitleme olmak üzere beş farklı fiksasyon uygulanmıştır. Tek ayak üzerinde durma, çift ayak üzerinde durma ve dönme hareketi olmak üzere üç farklı yükleme tipi simüle edilmiştir. Maksimum von misses gerilmesi, yer değiştirme ve sertlik araştırılmıştır. İmplantlar maksimum gerilmeye, tek ayak üzerinde duruşun simüle edildiği yükleme şeklinde maruz kalmışlardır. Tek kanüllü vidanın stabilizasyon sağlama konusunda yetersiz kaldığı ve en iyi pelvik stabilitenin çift plaka ile sabitleme yöntemiyle elde edildiği belirlenmiştir. Paralel iki kanüllü vida ile sabitlemenin tüm yükleme tiplerinde en yüksek yapı sertliğini sağladığı belirlenmiştir.

Literatürde, genellikle yüksek enerjili darbe sebebiyle meydana gelen simfisiz pubis ayrılmasının farklı fiksasyon yöntemleri ile tespitini sonlu elemanlar analizi ile inceleyen çalışmalar bulunmaktadır. Simfisiz pubis ayrılmasının plak ile tespitini içeren çalışmalarda farklı plak tipleri biyomekanik açıdan birbiriyle karşılaştırılmasına rağmen plak sabitlemesinden kullanılan vidaların boy ve yerleşimlerinin fiksasyon sistemi üzerine etkileri araştırılmamıştır. İki aşamadan oluşan çalışmamızın ilk aşamasında 3,5 mm kalınlığında 4 delikli simfisiz plak ile aynı kalınlıktaki 6 delikli rekonstrüksiyon plakaları biyomekanik açıdan karşılaştırılmıştır. İkinci aşamada ise 6 delikli rekonstrüksiyon plak sabitlemesinde kullanılan vidaların boy ve yerleşimlerinin fiksasyon sistemi üzerindeki biyomekanik etkileri araştırılmıştır. Böylece simfisiz pubis ayrılmasının plak ile tespiti esnasında kullanılacak vidaların seçiminde cerrahlara rehberlik etmek amaçlanmıştır.

BÖLÜM İKİ

GENEL BİLGİLER

2.1 Biyomekanik

Biyomekanik temel olarak sağlık ve mühendislik bilimlerini, problemlere çözüm üretmek ve yenilikçi yaklaşımlar sağlamak amacıyla ortak paydada birleştiren multidisipliner bir çalışma alanıdır. Biyomekanik çalışmaların odak noktasında mekanik ilke ve yaklaşımlar çerçevesinde canlıların hareket mekanizmaları, oluşan kuvvetlerin etkileri, canlı ve cansız dokular üzerinde zorlanma durumları yer almaktadır. Yapılan çalışmalar tedavi yöntemlerinin test edilmesine ve geliştirilmesine olanak sağlamaktadır. Biyomekanik çalışmalar organlara ait tanıların konulması, tedavilerin oluşturulması ve mevcut tedavilerin geliştirilmesine olanak sağlamasının yanı sıra tedavi cihazlarının tasarlanması ve geliştirilmesi aşamalarına da katkıda bulunmaktadır (Enderle, Blanchard ve Bronzino, 2005).

Sanayileşme sayesinde teknolojik yenilikler hayatın her alanına nüfuz etmeye başlamıştır. Bu gelişmeler çerçevesinde tıp bilimi de teknolojik temelli yaklaşımları odağına almıştır. Bu yaklaşım çok çeşitli ve etkili teşhis ve tedavilerinin gerçekleştirilmesine olanak sağlamaktadır. Teknolojik gelişmelerin tıp alanında etkisi ile oluşan organik bağ biyomekanik disiplininin doğmasına zemin hazırlamıştır (Enderle ve diğer., 2005).

Biyomekanik disiplini, biyolojik organizmaların çeşitliliği ve sahip olduğu sistemlerin karmaşıklığı sebebiyle oldukça geniş bir çalışma alanına sahiptir. Bu alana biyolojik akışkanlar mekaniği, implant ve diğer fiksasyon malzemelerinin canlı vücuduyla etkileşimi, biyolojik dokulara ısı ve kütle transferi gibi oldukça geniş yelpazede konular örnek verilebilir. Tarihi Helenistik döneme kadar dayanan mekanik ise herhangi bir sistemin kuvvet ve hareketlerini tanımlamak için geliştirilen ve kullanılan bir disiplindir. Görece yeni sayılabilecek biyomekanik alanı canlı sistemler üzerine mekanik prensiplerini uygulayarak fizyolojinin kavranmasını

sağlamaktadır. Böylelikle biyolojik yapının işlevinin anlaşılması ve oluşabilecek değişimlerin tahmin edilmesi mümkün kılınmaktadır (Enderle ve diğer., 2005).

Biyomekanik biliminin tarihine bakıldığında bazı kilometre taşları göze çarpmaktadır. İlk olarak M.Ö 4. Yüzyılda Aristo hayvanların hareket etmesinde kasların görevini araştırmıştır. Ardından M.Ö 2.Yüzyılda Galen hareket oluşması için kasların kasılması gerektiğini tespit etmiştir. 15. Yüzyılda ortaya çıkan Leonardo Da Vinci ise eklemleri tanımlamış, kas sistemini ve üzerine etkiyen kuvvetleri resmetmiştir. İlerleyen yıllarda Galilei hayvanların hareketleri ile kemik yapılarını analiz etmiştir. 15 ile 17. Yüzyıllarda Santorio ve Harvey gibi isimlerin katkılarıyla kan dolaşımı sistemi için deneysel bir temel geliştirildi. Elastik malzemelerin gerilme ve uzamaları arasındaki ilişkiyi tarif eden Hooke kanunu geliştirildi. Aynı yıllarda Newton tarafından biyomekanik için temel oluşturacak klasik hareket yasaları ve viskoz akışkanlar için yapısal denklem ortaya kondu. İlerleyen yıllarda Euler Newton'un hareket yasalarını geliştirerek damarlardaki darbeli akışı inceledi. Ortopedi terimi ilk kez Andre tarafından kullanıldı, kendisi kas dengesizliklerinin iskelet yapısına zarar verdiğini düşünmekteydi. Hales tarafından ilk kez kan basıncının ölçülebilmesi 18. Yüzyılın öne çıkan gelişmelerindendir. Sonraki yüzyılda elastisite modülünün bulunması, Ernst ve Eduard Weber'in insan yürüyüş analizi ile ilgili öncü çalışma ve Helmholtz'un akışkanlar mekaniği, sinir iletim hızı ve kas kasılma hızı üzerine yapmış olduğu çalışmalar dönemin önemli kazanımlarındandır. 20. Yüzyılda ise Braune ve Fisher tarafından insan yürüyüşünün analizini ve güncelliğini koruyan yöntemleri içeren 'insan yürüyüşü' isimli yayın ortaya konulmuştur (Enderle ve diğer., 2005).

Biyomekanik disiplininin kendi içerisinde spor biyomekaniği, ortopedik biyomekanik, rehabilitasyon biyomekaniği gibi farklı alt disiplinlere ayrıldığı söylenebilir. Örneğin rehabilitasyon biyomekaniği yaralanma veya ameliyat sonrası kas iskelet sisteminin güç ve fonksiyonunu geri kazanmasıyla ilgilenir. Bu çalışmanın odak noktasını oluşturan ortopedi biyomekaniği ise kemik eklem ve dokuların mekanik özelliklerini karakterize eder. Kemik kırılması ve fiksasyonu ile ilgilenir. Bunların yanı sıra ortopedik implantların tasarlanıp test edilmesiyle yeni

implant, fiksasyon malzemeleri ve biyomalzemeler geliştirir. Ayrıca ortopedik cerrahi tekniklerinin optimize edilmesini sağlar. Sonuç olarak ortopedik biyomekanik; normal, hastalıklı, yaralı veya cerrahi olarak işlem görmüş kemikler, eklemler ve yumuşak dokularda oluşan mekanik yükleri keşfetmek ve potansiyel olarak optimize etmeyi hedefler. Bu sebeple endüstri, üniversite ve hastanelerde yapılan ortopedik biyomekanik konusundaki araştırmalar, ortopedik cerrahi, mekanik test ve tıbbi görüntüleme kombinasyonunu içerir (Zdero, 2017).

2.1.1 Kemik, İşlevi ve Biyomekaniği

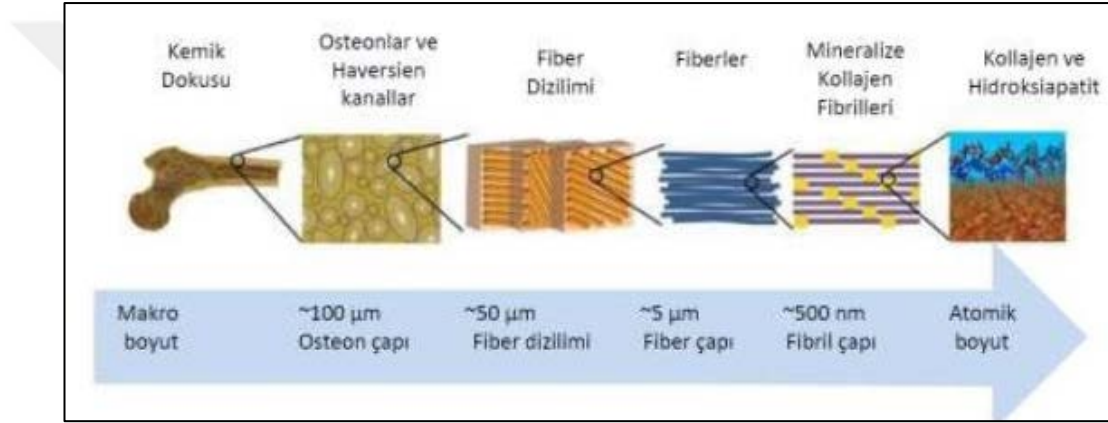
Kemik insan iskelet sisteminin temel yapı elemanıdır. Kemikler temel olarak iç organların korunması, hareket sağlanması, vücuda yapısal destek verilmesi, kasların bağlanabileceği eklemlerin meydana getirilmesi, mineral depolanması gibi çeşitli mekanik ve biyolojik görevleri üstlenen kompozit yapı elemanlarıdır. Diğer yapı malzemelerinden farklı olarak kendini onarabilme yeteneğine sahip olan kemik yapısı aynı zamanda değişimlere adapte olmak amacıyla mekanik özelliklerini, davranışını ve formunu değiştirebilmektedir. Kemikler iskelet sisteminde yer aldıkları bölgeye ve yapılarına göre farklı görevler üstlenirler (Özkaya ve Nordin, 1999).

Hastalıkların, şekil bozukluklarının, kas ve iskelet sistemini hedef alan yaralanmaların teşhis ve tedavisinde atılması gereken ilk adım kemiğin sürekli değişen doğasını ve karmaşık olan yapısını kavramaktır. Mevcut ortopedik uygulamalar cerrahların vida, plaka ve telleri kullanarak bileşenleri birbirlerine sabitlemek amacıyla kemiği delme, kesme ve hizalama işlemlerine dayanmaktadır. Bu operasyonların başarısı cerrahın teknik becerisi ve kullanılan ekipmanların tasarımına birinci dereceden bağlıdır. Fakat kemiğin yapı ve özellikleri dikkate alınmadan yapılacak operasyonun, tedaviyi tehlikeye atarak klinik problemlere sebep olması olasıdır. Mekanik olarak neredeyse dökme demirle aynı çekme mukavemetine sahip olmasına karşın üç kat daha hafif ve on kat daha esnek homojen olmayan bir yapıya sahip olan kemikler mekanik ve hormonal sinyallere cevap vererek sürekli değişmektedirler (Buckwalter, Glimhicher, Cooper ve Recker, 1995).

Kemiğin kompozit yapısını anlamak öncelikle bileşenlerinin yapısal düzeylerini ve hiyerarşilerini anlamayı gerektirir. Kemik bileşenlerinin hiyerarşik sıralamasın şu şekilde yapılabilir:

- a. Makroyapı: Süngerimsi ve kortikal kemik,
- b. Mikroyapı: Osteon ve haversien kanallar,
- c. Alt Mikroyapı: lamel,
- d. Nanoyapı: fibriller,
- e. Alt Yapısal Yapı: Kollajen ve organik proteinler.

Hiyerarşi Şekil 2.1’de gösterilmiştir (Nair, Gautieri, Chang ve Buehler, 2013).



Şekil 2.1 Kemik bileşenlerinin hiyerarşisi (Nair ve diğer., 2013)

Kemiğin mekanik özellikleri yapısal düzeyine bağlı olarak değişmektedir. Örneğin makro yapı düzeyindeki kortikal kemiğin Young modülü 14-20 Gpa aralığında tespit edilirken mikro yapı düzeyindeki kortikal kemikte bu değer 5,4 Gpa olarak belirlenmiştir. Ancak farklılığın test yönteminden mi yoksa mikro yapı sebebiyle mi meydana geldiği konusu netleştirilememiştir. Temel inşa bloklarını oluşturan apatit kristalleri ve kollajenler son derece küçük olduklarından mekanik testlerin yapılmasını imkansız kılmaktadırlar. Apatit kristalleri 2-3 nanometre kalınlığındadır. Buna karşın kollajenler ise fibril formunda 1,5-,35 nanometre, lif formunda 50-70 nanometre ve demet formunda 150-200 nanometre genişliğe sahiptirler. Mekanik testlerin imkansızlığından ötürü bu yapılara ait Young modülü verisi bulunmamaktadır. Bu sebeple karma yapılu bir modelden geriye doğru çalışmak suretiyle kollajen ve minerallere ait mekanik özellikleri makro yapısal

mekanik özelliklerden ekstrapolasyon ile elde etmeye yönelik başarısız girişimlerde bulunulmuştur (Rho, Spearing ve Zioupos, 1997).

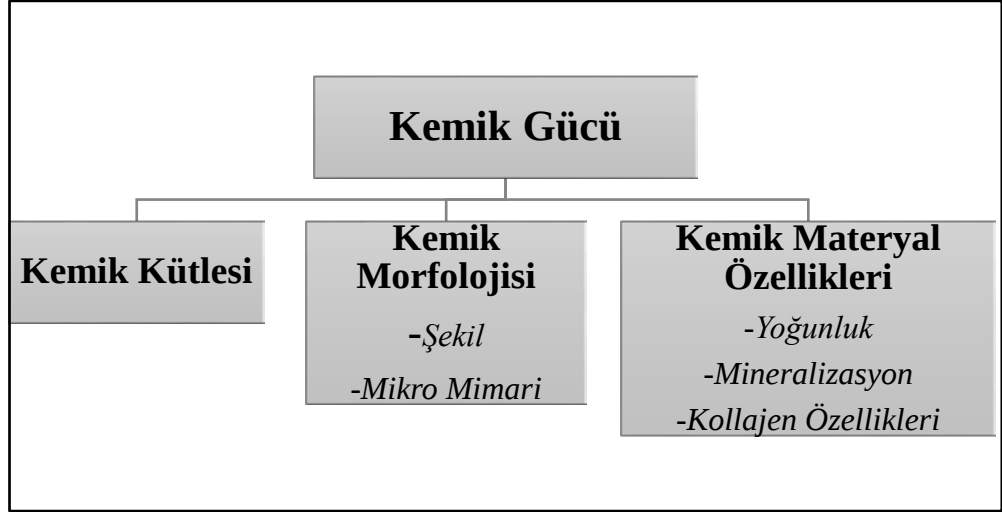
Kemik bileşimi; kemik türü, numunenin alındığı yer, yaş ve cinsiyet gibi birçok faktöre bağlıdır. Bunula birlikte hacimce bileşen oranlarına ilişkin fikir edinmek mümkündür. Literatürde insan ve sığır kortikal kemiklerinin bileşimlerini karşılaştırılan çalışmaya göre hacimce üçte biri H₂O, üçte biri kolajen ve diğer organik bileşikler ve üçte biri ise apatit kristalleridir. Çalışmaya ilişkin değerler Tablo 2.1’de verilmiştir (Peterson ve Bronzino, 2008).

Tablo 2.1 İnsan ve sığır kortikal kemik bileşenleri (Peterson ve Bronzino, 2008)

	% H ₂ O	% Apatit Kristalleri	% Kollajen
<i>Sığır</i>	9,1	76,4	21,5
<i>İnsan</i>	7,3	67,2	21,2

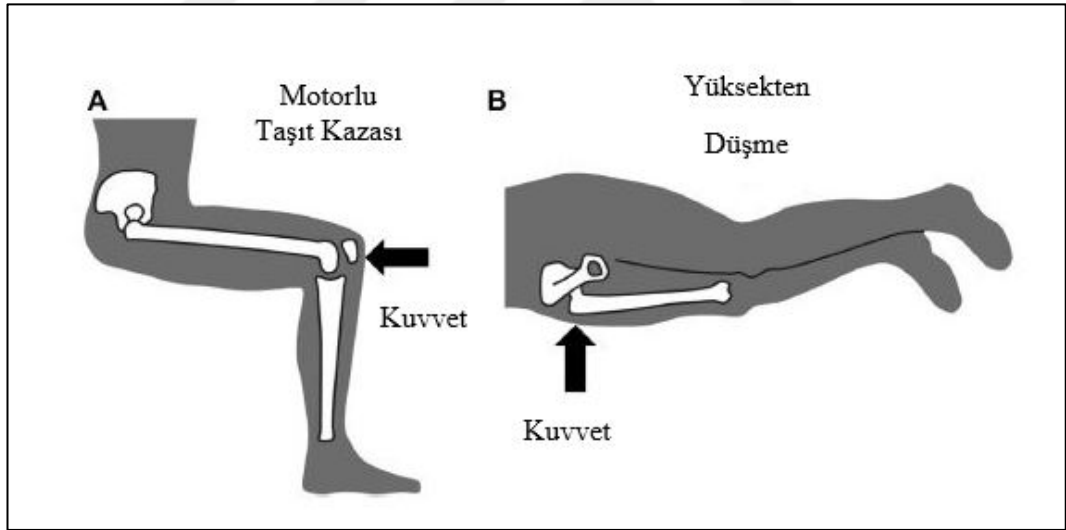
Kemik temel olarak hidroksiapatit ve kollajenden oluşan kompozit bir yapıdır. Bu yapı üzerine gelen yükler altında kırılmadan esneyebilmektedir. Kemiğe gelen yükün kollajen ve hidroksiapatit tarafından paylaşıldığı kabul edilir. Kemik gelen yükün doğrultusuna göre farklı mekanik özellikler göstermektedir.

Kemiğin kırılmaya karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanan kemik gücü; kemik kütlesine, kemik şekli ve mikro mimarisine, kemiği oluşturan materyalin karakteristik özelliklerine bağlıdır. Bu faktörler Şekil 2.2’de gösterilmiştir. Ayrıca kemik yapısının sertlik ve kırılabilirliği içerdiği mineral miktarı ile doğru orantılı artmaktadır. Mineral miktarının azalması ise esnekliği artırırken dayanımın azalmasına sebep olur (Bouxsein, 2005).



Şekil 2.2 Kemik gücüne etki eden faktörler (Bouxsein, 2005)

İnsan kemikleri yüksekten düşme, motorlu taşıt kazaları gibi çok sayıda yaralanmaya maruz kalabilir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3 Yaralanma örnekleri: a) motorlu taşıt kazası b) yüksekten düşme (Zdero, 2017)

Kadavralar üzerinden yapılan darbe testleri kemiklerin yaralanma sınırlarının tespitine olanak sağlar. Böylelikle yaralanmayı etkileyen faktörlerin araştırılması ve risk değerlendirmelerinde kullanılan güvenlik sınırlarının belirlenmesi mümkün olur. Böylece kırılmaya etki eden faktörlerin anlaşılması koruyucu önlemlerin geliştirilmesine olanak tanır (Zdero, 2017).

Kemik üzerine taşıma kapasitesini aşan yükler gelmesi durumunda kalıcı hasar oluşması kırılma olarak adlandırılır. Kırılmanın gerçekleşmesi için kuvvet ve deformasyon miktarı arasında lineer ilişki olan elastik bölgenin aşılmış olması gerekir. Elastik bölge içerisinde uygulanan yük kaldırıldığında kemik eski şekline döner. Fakat elastik bölge sınırı aşıldıktan sonra kuvvet uygulanmaya devam ederse kemikte meydana gelen deformasyonlar kalıcı hale gelir. Oluşan deformasyonların kalıcı hale geldiği bu bölgeye plastik bölge adı verilir. Bu noktadan itibaren kemikte oluşan deformasyon ve hasarların giderilmesi için tedavi uygulanması gerekir.

2.1.2 Tespit Biyomekaniği

İnsan vücudunu tedavi etme girişimlerinin insanlığın varoluşuyla başladığı kabul edilmektedir. 18. Yüzyılda demir, gümüş ve altın gibi yaygın metaller kullanılarak çeşitli protezler üretildiği bilinmektedir. Ayrıca aynı dönemde kırılmış kemikleri bir arada tutmak için tahta ve fildişi gibi malzemelerden yararlanılmaktadır. İlk metal implant kullanımı kaydı, 16. yüzyılda Petronius'un zarar görmüş damağı altın plak ile tedavi etmesidir. Yaklaşık iki yüzyıl sonra Lapoyede ve Sicre tel kullanarak kırık kemikleri tedavi etmeyi başarmışlardır. Aynı dönemde kurşun ve platin gibi farklı malzemelerden teller üretilerek yüksek mekanik özellikler araştırılmıştır. Bu yüzyılda henüz anestezi keşfedilmediği için fiksasyon materyallerinin yerleştirilmesi amacıyla yapılan ve uzun süren cerrahi operasyonlar mümkün olmamaktadır. Anestezinin ve steril cerrahi operasyon bilincinin olmaması bu alandaki gelişmelerin önünü tıkayan ana unsurlardır. 19. yüzyılın ortalarından itibaren cerrahide anestezinin kullanılmaya başlanması, zorlu operasyonların yapılmasına olanak sağlamıştır. Beraberinde steril cerrahi operasyon bilincinin oluşması ile içten sabitleme yöntemlerinde karşımıza çıkan enfeksiyon oluşumu azalmaya başlamıştır. Aynı zaman diliminde Hanssman, nikel kaplamalı çelik plaka ve vidalar kullanarak içten sabitleme gerçekleştirmiştir. 1895 yılında X ışınlarının keşfi ile insan iskelet yapısında meydana gelen rahatsızlıklar görüntülenebilmesi, ortopedi alanındaki gelişmelere hız katmıştır (Dorf, 1997).

1925 yılından bu yana cerrahinin çeşitli uzmanlık alanlarından kaydedilen ilerlemenin üç önemli gelişmeden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu kilometre taşlarından ilki 1930'lardan itibaren kobalt krom ve paslanmaz çelik alaşımlarının geliştirilmesi, ikincisi ise polimer kimyası ve plastiklerin geliştirilmesi olarak tanımlanmaktadır. Üçüncü kilometre taşı ise penisilin ve diğer antibiyotikleri üretme yollarının keşfidir. Cerrahi müdahale sonrası oluşabilecek enfeksiyon oranlarını önemli ölçüde azaltan bu gelişme, cerrahların farklı problemleri tedavi etme yeteneğini ise önemli ölçüde artırmıştır. Günümüze cerrahi operasyonlarda kullanılan çoğu biyomalzemenin keşfi 1930-1975 yılları arası döneme dayanmaktadır. Aradan geçen süre boyunca sürekli olarak geliştirilip iyileştirilmişlerdir (Dorf, 1997).

Biyomalzeme tanımı temel olarak insan vücuduna yerleştirilen plak, protez, implant gibi insan eliyle üretilmiş ve insan vücudu ile uyum içerisinde olan ürünler için kullanılmaktadır. Cerrahi tedavilerin önündeki en büyük engellerden biri insan vücudunun yerleştirilen malzemeye negatif tepki göstermesi durumudur. Bütün organizmalar yabancı olarak algılanan maddeyi kendinden uzak tutmak ister. Bu amaçla ilk olarak yabancı maddeyi yok etmeye çalışır. Eğer bu mümkün değilse yabancı maddeyi lifli doku içine hapsedme yolunu seçer. Tedavinin başarılı olabilmesi için kullanılan ürünlerin vücudun doğal eğilimi olan yabancı maddeyi uzaklaştırma işlemine maruz kalmaması gerekir. Bu ise kullanılan ürünün vücut kimyasal alıcıları tarafından görünmez kılınması ile mümkündür. Malzemelerin vücut tarafından yabancı olarak belirlenme kriterleri karışık olsa da temel ilke biyolojik moleküllere benzeyen molekül yapısına sahip malzemelerin daha fazla saldırıya uğradığıdır. Örnek olarak polietilen ve naylon ele alınabilir. İkisi de benzer şekilde hidrojenli karbon çekirdeklere sahip olmalarına rağmen naylon NH_2 son grubuna sahiptir. Bu farklılık, naylonu biyolojik bir molekül olan proteine benzetmektedir. Bu benzerlik sebebiyle naylon, bağışıklık sistemi hücreleri tarafından parçalanmaya daha yatkın hale gelmektedir. Öte yandan metal gibi yüksek mukavemete sahip malzemelerin bağışıklık sistemi tarafından yok edilmesi olası değildir. Bu sebeple vücut, bu malzemeleri lifli doku içerisine gömme yolunu seçer. Bu durum, malzemelerin kemiğe sağlam şekilde takılmalarını engeller (Dorf, 1997).

Kırıkların tespit ve tedavisinde metaller, üstün mekanik özellikleri ve yüksek mukavemetleri sebebiyle yoğun olarak kullanılmaktadır (Şekil 2.4, Şekil 2.5 ve Şekil 2.6). Biyomedikal implantlarda kullanılan bazı metal ve seramiklerin mekanik özellikleri Tablo 2.2’de verilmiştir (Dorf, 1997).

Tablo 2.2 Biyomedikal implantlarda kullanılan bazı metal ve seramiklerin mekanik özellikleri (Dorf, 1997)

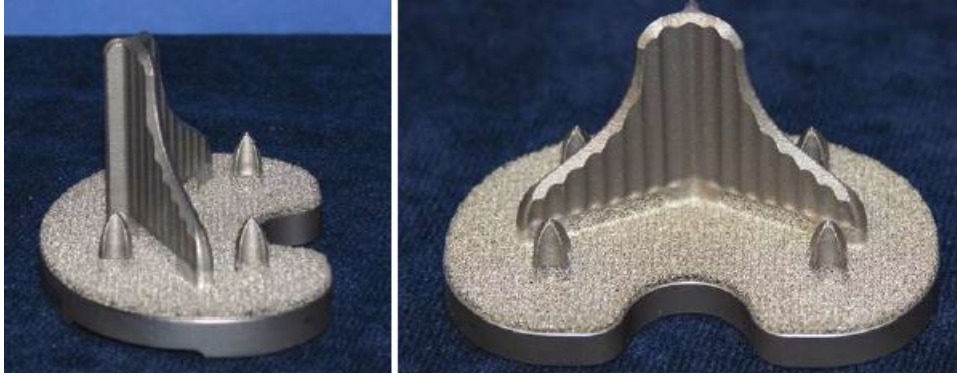
	<i>Elastisite Modülü (GPa)</i>	<i>Maksimum Gerinim(%)</i>	<i>Çekme Mukavemeti (MPa)</i>
<i>Paslanmaz Çelik</i>	193	10	1000
<i>Dökme Kobalt</i>	235	12	1170
<i>Ti-6Al-4V Alaşımı</i>	117	10	900
<i>Saf Titanyum</i>	100	15	550
<i>Al₂O₃</i>	380	0	50
<i>Apatit</i>	62	0	690

Üstün mekanik özelliklerine karşın tüm metal ve alaşımlarının tuzlu ortamlarda korozyona uğradığı bilinmektedir. Korozyon ise implantların yapısal bütünlüğü ve işlevselliğine zarar vermektedir. Bu durumun önüne geçebilmek için implant üretiminde paslanmaz çelik(genellikle 316L), Ti-6Al-4V alaşımı veya saf titanyum tercih edilmektedir. Ti-6Al-4V alaşımı %6 alüminyum, %4 vanadyum ve %90 titanyum içerir. Titanyum alaşımının tercih edilmesinin sebebi yüksek mukavemetine karşın düşük sertlik değerlerine sahip olmasıdır. Korozyon oluşum ihtimalini azaltmak için benzer malzemeler kullanılmalı, implant yerleşimi esnasında yüzeydeki kaplamaya zarar verecek çizilmelere karşı dikkatli olunmalıdır (Dorf, 1997).

Kırık tespiti esnasında, implantların ilişki içerisinde olduğu bazı bağ dokulara ait mekanik özellikler ise Tablo 2.3’te verilmiştir (Dorf, 1997).



Şekil 2.4 Metal implant örneği (Canal, Beaty ve Azar, 2017)



Şekil 2.5 Diz implant örneği (Canal, ve diğer., 2017)

Tablo 2.3 Bazı bağ dokulara ait mekanik özellikler (Dorf, 1997)

	<i>Elastisite Modülü (GPa)</i>	<i>Çekme Mukavemeti (MPa)</i>
<i>Kemik</i>	20000	150
<i>Kostal Kıkırdak</i>	14	1
<i>Kollajen (Lif Yapı)</i>	1300	75
<i>Keratin</i>	5000	50

Biyomedikal implantlarda metal ve seramiklerin yanı sıra polimerler de kullanılmaktadır. Kalça protez sapını medüller kanala doldurmak veya bir kemik kusurunu doldurmak amacıyla kullanılan polimetilmetakrilat bu malzeme bir örnektir. Bu malzeme ayrıca katarakt hastaları için sert kontakt lensler ve göz içi

lenslerin üretiminde de kullanılmaktadır. İmplantlarda kullanılan bazı polimerlere ait mekanik özellikler tablo 2.4'te verilmiştir (Dorf, 1997).

Tablo 2.4 Biyomedikal implantlarda kullanılan bazı polimerlerin mekanik özellikleri (Dorf, 1997)

	<i>Elastisite Modülü (GPa)</i>	<i>Maksimum Gerinim(%)</i>	<i>Çekme Mukavemeti (MPa)</i>
<i>Slikon Kauçuk</i>	2,4	700	-
<i>Polieter Üretan</i>	-	700	41
<i>Polimetilmetakrilat</i>	2000	2	30

Kırıkların plak ve vidalar kullanılarak tespiti uzun zamandır kullanılan bir yöntemdir. Zaman içerisinde plak ve vidaların tasarımları geliştirilmiştir. Plakların; nötralizasyon plakları, kompresyon plakları, brutress plakları gibi farklı ihtiyaçlara hitap eden çeşitleri vardır. Bunların yanı sıra özel plak tasarımları da bulunmaktadır. Plak ve vidanın beraber kullanılması ile yüksek dayanım elde edilir (Canal ve diğer., 2017).

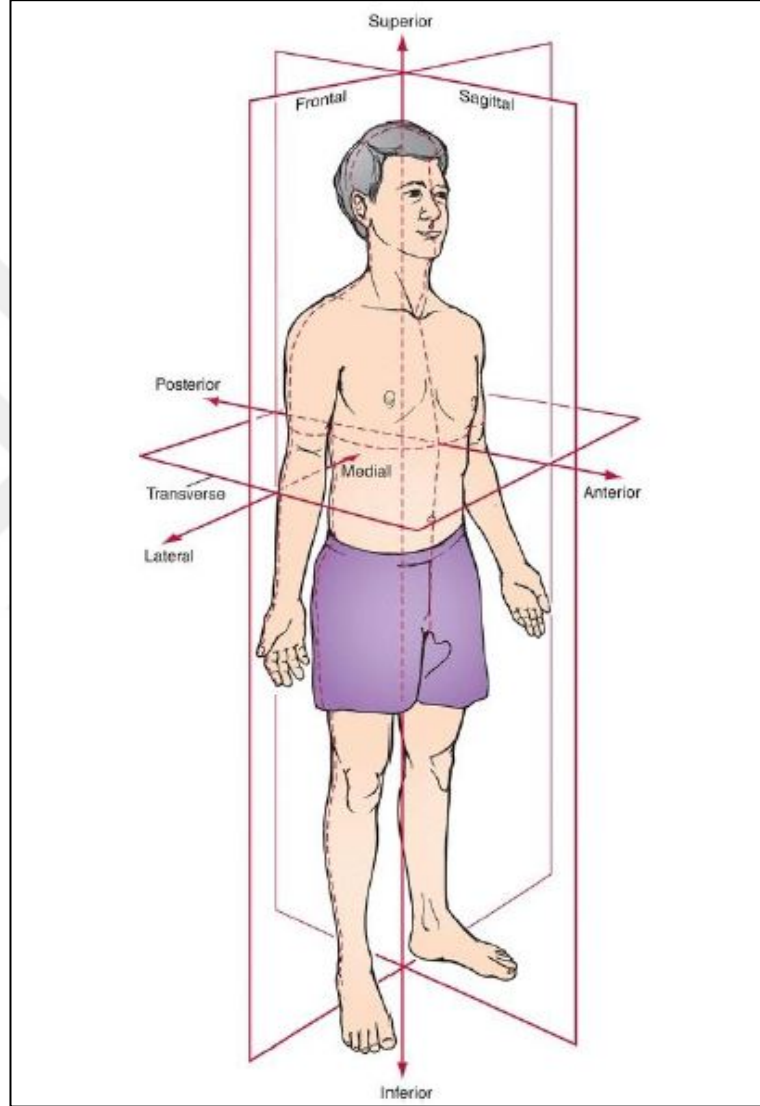


Şekil 2.6 Solda diz implantı ve vidalar ile fiksasyonun radyografik görüntüsü; sağda ayak bileği fiksasyonunun radyografik görüntüsü (Canal ve diğer., 2017)

2.1.3 Anatomik Eksen ve Düzlemler

İnsan vücudundaki bir bölge ya da bir organın yerinin tarif edilebilmesi; insan hareketlerinin tam olarak tanımlanabilmesi için referans düzlem ve referans eksenler kullanılmaktadır. Bu düzlem ve eksenler, vücudun anatomik duruş pozisyonu

üzerinden açıklanmaktadır. Anatomik duruş pozisyonu; karşımızda yüzü bize dönmüş, avuç içleri öne bakan olarak dik bir şekilde ayakta duran insanın duruşudur. Vücut bu pozisyondayken vücuttan, üç temel eksen ve üç düzlem geçtiği kabul edilmektedir. Üç temel eksen ve düzlem anatomik duruş pozisyonu üzerinde şekil 2.7’de gösterilmiştir (Oatis, 2009).



Şekil 2.7 Temel eksen ve düzlemler (Oatis, 2009)

Vücut eksenleri:

- Anteroposterior eksen (A-P): Vücudun önünden arkasına doğru yönelmiş eksendir.
- Mediolateral eksen (M-L): Vücudun sağından soluna doğru yönelmiş eksendir.

➤ Longitudinal eksen (L-D): Vücudun altından üstüne doğru yönelmiş eksendir (Oatis, 2009).

Vücut Düzlemleri:

➤ Sagittal düzlem: Vücudu anteroposterior eksen doğrultusunda sağ ve sol olmak üzere iki eşit parçaya böler. Düzlemin geçtiği kabul edilen vücut ortasına yakın kısma medial, uzak kısma ise lateral denir.

➤ Frontal düzlem: Vücudu longitudinal eksen doğrultusunda ön ve arka olmak üzere iki eşit parçaya böler. Düzlemin geçtiği kabul edilen vücut ortasına yakın kısma anterior, uzak kısma ise posterior denir.

➤ Transvers düzlem: Vücudu mediolateral eksen doğrultusunda üst ve alt olmak üzere iki eşit parçaya böler. Düzlemin geçtiği kabul edilen vücut ortasından itibaren kafaya yakın kısma superior, ayaklara doğru olan kısma ise inferior denir (Oatis, 2009).

Herhangi bir kemiğin hareketi tarif edilirken iki koordinat sisteminden biri referans gösterilebilir. Bunlar yerel ve global koordinat sistemleridir. Örneğin, tibianın hareketi, femura göre tariflenebilir, bu lokal koordinat sistemi uygulamasıdır. Öte yandan odaya göre nasıl hareket ettiği ise küresel koordinat sisteminin kullanımına örnektir (Oatis, 2009).

2.2 Pelvis

2.2.1 Tarihçe

Pelvis kırıklarının tedavisinde, x ışınlarının bulunduğu 20. yüzyılın başlarına dek radyolojik değerlendirme imkanı bulunamamıştır. Bu sebeple ilk tedavi yaklaşımları fiziki muayene sonucu konulan teşhise göre oluşturulmuştur. Kayıtlara geçen ilk tedavi yöntemi 1841 yılında Gibson tarafından verilen yatak istirahatidir. 1859 yılında Malgaigne pelvis vertikal kırığını kendi adıyla tanımlamış ve kırığa ait redüksiyon manevraları ile traksiyon yöntemlerini belirlemiştir. 1938 yılında vertikal deplasmanı olmayan anterior kompresyon yaralanmalarında hamak ve traksiyon kullanımını önermiş ek olarak uzun süreli immobilizasyon için alçılamaı gündeme

getirmiştir. 1943 yılında Levine, bugünkü eksternal fikstatörlerin atası olan cihazı tanımlamıştır. 1962 yılında Letournel ve Jewett ilk kez bir tedavide eksternal fikstatör kullanmayı başarmışlardır (Bucholz, 1981).

Pelvis yaralanmalarının teşhisi ve tedavisi konusundaki en güncel yaklaşım Tile ve Pennal tarafından ortaya konulmuştur. Tile ve Pennal tarafından oluşturulan sınıflandırma, önerdikleri tedavi prensipleri ve fiksasyon yöntemleri günümüzde de yaygın olarak kullanılmaktadır (Marsh ve diğer., 2007).

2.2.2 Epidemiyoloji

Pelvis yaralanmaları minimal ayrılma kırıklarından tamamen ayrılmış pelvik halka yaralanmalarına kadar geniş bir yelpazede değerlendirilir. Tamamen ayrılmış pelvik halka pelvis içi kanamaya sebep olur. Kararsız pelvis yaralanmaları %10 ile %31 oranında ölümle sonuçlanmaktadır. Literatür nihai sonucun kırık tipine bağlı olduğunu desteklemektedir. Uygulanan tedavi yöntemlerinin sonucu kesin ve doğru bir teşhis yapılmasına bağlıdır. Cerrahi anatomiye hâkimiyet, isabetli bir fiziki muayene ve görüntüleme yöntemleri kullanılarak doğru tanının konulması başarılı bir tedavinin önemli adımlarıdır (Tile, Helfet ve Kellam, 2003).

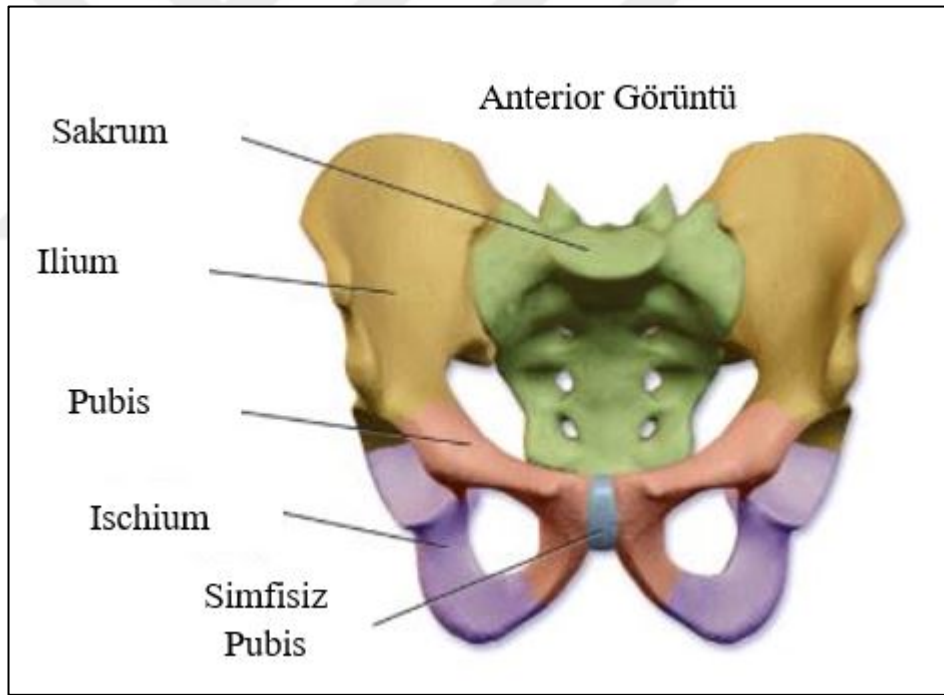
İstatistiksel çalışmaların sonuçlarına göre pelvis kırıkları tüm kırıkların %1-3'ünü oluşturmaktadır. Öte yandan politravmalı hastaların %20'sinde pelvis kırığı bulunmaktadır (Barzilay, Liebergall, Safran, Khoury ve Mosheiff, 2005). Pelvis yaralanmalarının en sık görüldüğü ortalama yaş 31,5'dir. Tüm pelvis yaralanmalarının %57-75'i erkeklerde görülmektedir (Henderson ve diğer., 1986).

Pelvis yaralanmalarının nedenleri incelendiğinde ilk sırada %60 oranla trafik kazaları gelmekte bunu %30 oran ile yüksekten düşme takip etmektedir. Genel olarak yüksek enerjili travma sonrası meydana gelen pelvis yaralanmaları beraberinde akciğer, beyin, pelvik bölge sinir yaralanmaları ile bazı cilt problemlerini meydana getirebilmektedir. Yaşlı hastalarda daha düşük enerjili

travmalar pelvis yaralanmalarına sebep olabilmektedir (Schmal, Markmiller, Mehlhorn ve Sudkamp, 2005).

2.2.3 Pelvis Anatomisi

Pelvis, üst vücut yüklerini vücudun alt uzuvlarına aktarma görevini üstlenen ve insan hareketinde kritik öneme sahip olan düşük ağırlıklı, yüksek mukavemetli geometrik yapıdır. Pelvis, omurga üzerinden kendi üzerine aktarılan yükü bacaklara paylaştırır. Pelvise ait Anterior görüntü şekil 2.8’de verilmiştir. Yürüme sırasında kalça eklemi boyunca vücut ağırlığından üç kat fazla kuvvet meydana gelmektedir. Bu kuvvet koşma ve merdiven çıkma gibi aktiviteler esnasında vücut ağırlığının altı katına kadar çıkabilmektedir (Yao, He, Qian, Zhou ve Li, 2015).

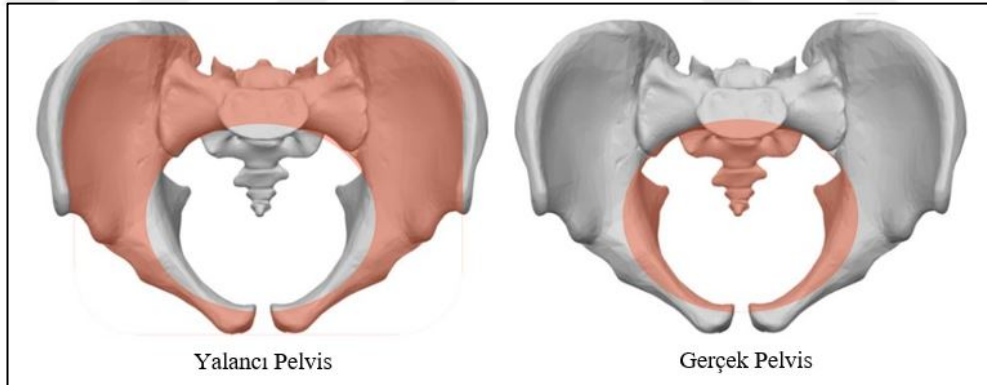


Şekil 2.8 Anterior pelvis görüntüsü (Lumenlearning, 2019)

Pelvis yapısı kendi içerisinde; kemik yapısı, pelvik halka bağ yapısı, sinir yapısı ve damar yapısı olarak farklı başlıklarda incelenmektedir. Bu çalışma kapsamında, kemik ve bağ yapısı üzerinde durulmaktadır. Pelvis halkası üç kemikten oluşur. Bunlar sakrum ve iki innominat kemiktir. Innominat kemikler üç ayrı yapı olan ilium, ishium ve pubisin triradiatta birleşmesiyle oluşur. Pelvis yapısının ön kısmında

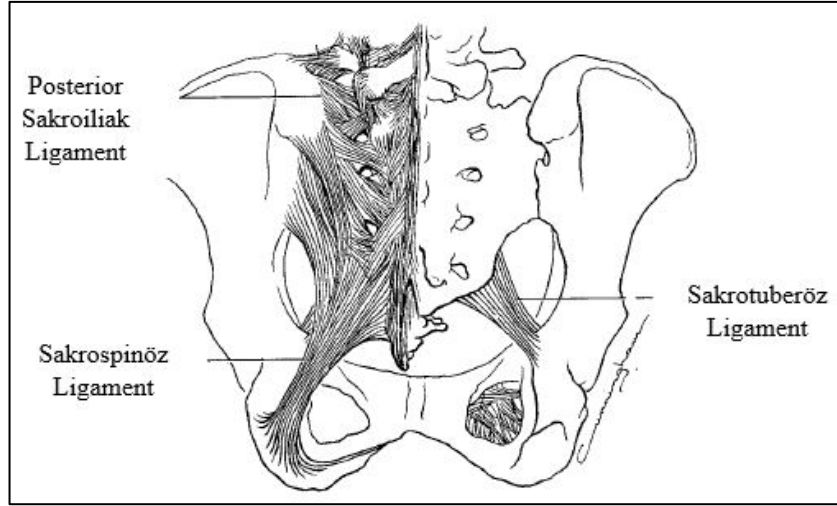
simfisiz pubis ve kalça eklemi; arka kısmında ise sakrum ve iliak arasında yer alan sakroiliak eklem bulunmaktadır. Sakroiliak eklem posteriorda birleşmeyi sağlarken simfisiz pubis anteriorda birleşme sağlamaktadır. Ilium, pubis ve ischium kemikleri 16 yaş dolaylarında birleşerek oscoxae adı verilen kemik yapıyı meydana getirir. Abdominal kaslar ilium yüzeyine yapışırlar. Kalça eklem hareketini sağlayan bir çok kasın orijin noktası ischiumdur ayrıca ischium ve pubis kolları birleşerek simfisiz pubisi meydana getirirler (Thompson, 2009).

Pelvis teorik olarak yalancı ve gerçek pelvis olmak ikiye ayrılabilir. Bu ayrım sırasında, sakrumun promontoryumu, pelvis kenarı ve simfiz pubisin üst kısmı sınır olarak kullanılmaktadır. Yalancı ve gerçek pelvis şekil 2.9’da görülmektedir. Yalancı pelvis, sakrum alası ve iliak fossa tarafından oluşturulur ve bu boşlukta alt abdominal organlar yer alır. Gerçek pelvis ise pelvis kenarının alt kısmında yer alır ve içerisinde mesane, üretra ve rektum bulunur. Ayrıca kadın gerçek pelvisi içerisinde uterus ve vajina, erkek gerçek pelvisi içerisinde prostat bezi bulunmaktadır (Drake, Vogel, Mitchell, Tibbits ve Richardson, 2014).

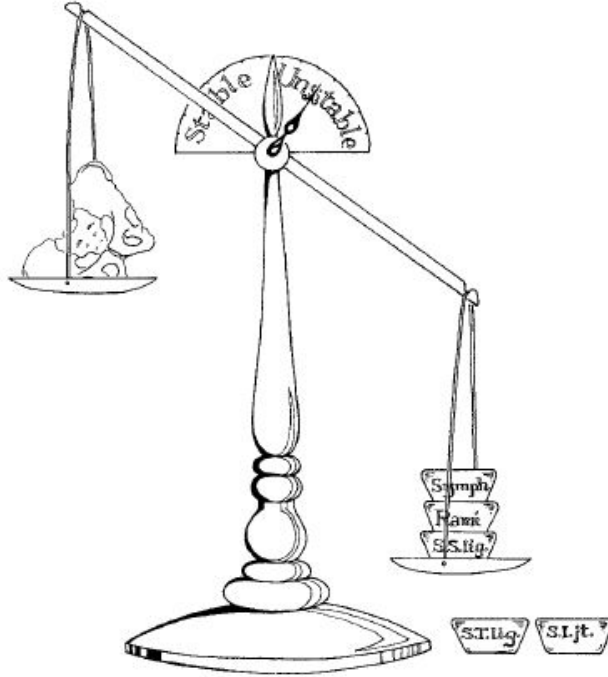


Şekil 2.9 Yalancı ve gerçek pelvis (Lumenlearning, 2019)

Stabil pelvis normal yüklemeler karşısında anormal deformasyona uğramadan dayanabilen pelvistir. Pelvis kendi başına stabil bir yapı olmamasına rağmen stabilizasyonu pelvik halka bağları tarafından sağlanmaktadır. Bu bağlar ayrıca pelvis bölgesindeki sinir ve damar yapılarına da destek oluşturmaktadır. Pelvis stabilizasyonu büyük oranda posteriorda; posterior sakroiliak, sakrospinöz ve sakrotuberöz ligamentleri tarafından sağlanmaktadır (Drake ve diğer., 2014).



Şekil 2.10 Pelvis stabilizasyonunu sağlayan ligamentler (Tile ve diğer., 2003)



Şekil 2.11 Ligamentlerin pelvis stabilizasyonuna etkisi (Tile ve diğer., 2003)

Tüm pelvik yaralanmalarda, kemik ve / veya ligament hasarının derecesine bağlı olarak stabilitesi hakkında çıkarım yapılabilir. Bu yaralanmalar stabil, rotasyonel olarak dengesiz fakat dikey olarak stabil veya hem rotasyonel olarak hem de dikey olarak dengesiz şeklinde sınıflandırılabilir. Herhangi bir özel yaralanmanın

stabilitesinin tanımlanması, doğru bir klinik ve radyografik değerlendirmeye bağlıdır (Tile ve diğer., 2003).

Pelvis stabilizasyonunu sağlayan ligamentler Şekil 2.10'da, ligamentlerin pelvis stabilizasyonuna etkisi ise Şekil 2.11'de gösterilmiştir (Tile, ve diğer., 2003).

Simfizis pubis, pelvik halkada iki pubis kemiği arasında bulunan eklemdir. Fiziksel aktivite esnasında arka sakroiliak eklemlerle beraber pelvisin dönmesine ve genişlemesine izin veren simfisiz pubis güçlü bir fibrokartilaj bandıdır. Pelvik halka bozulması yüksekten düşme, trafik kazası gibi yüksek enerjili bir olaydan kaynaklanan yaralanma türüdür. Yaralanma mekanizmaları, anterior posterior kompresyon, lateral kompresyon, dikey kesme veya bunların kombinasyonları olarak sınıflandırılabilir. Yaralanma mekanizmaları, karakteristik radyolojik bozulma kalıpları oluşturmaktadır. Bu yaralanma mekanizmalarının herhangi biri simfisiz pubis ayrışmasına sebep olabilir fakat genellikle bu mekanizma anterior posterior kompresyondur (Putnis, Pearce, Wali, Bircher ve Rickman, 2011)

2.2.4 Yaralanma Mekanizması

Genel olarak yüksek enerjili travma sonrası meydana gelen pelvis yaralanmaları, yaşlı hastalarda daha düşük enerjili travmalar sonucu oluşabilmektedir. Yüksek enerjili travmalar sonucu oluşan kırıklar genel olarak instabil iken düşük enerjili travmalar sonucu oluşan kırıklar daha çok stabildir. (Schmal, ve diğer., 2005). Stabil pelvis normal yüklemeler karşısında anormal deformasyona uğramadan dayanabilen pelvistir (Drake, ve diğer., 2014).

Yaralanmaya sebep olan kuvvetin büyüklüğü, yönü ve etki süresi yaralanma tipini belirleyen unsurlardandır. Bu kuvvet genelde lateral yönden etki etmekte ve böylece etkilenen taraftaki pelvik halka iç rotasyona zorlanmaktadır. Kuvvetin büyüklüğüne bağlı olarak öncelikle pubik kollarda ve sakrumda impaksiyon kırığı meydana gelmektedir. Kuvvetin sürdürülmesi halinde iliakta kırık oluşur ve sonunda pelvisin

dış rotasyona zorlanmasıyla sakroiliak bağlarda hasar meydana gelir (Tile ve diğer., 2003).

Kuvvetin anterior posterior yönünde gelmesi durumunda ilk etkilenen bölge simfisiz pubistir. Genel olarak bu durumda simfisiz pubis eklemine ayrışma görülür. Nadiren de olsa pubik kollarda kırık oluşumu da görülmektedir. Simfisiz pubis eklemine dış rotasyona zorlanması sonucu anterior sakroiliak eklem açılmaya başlar. Kuvvet devam ederse posterior sakroiliak bağlar hasar görmesi ve hatta sakroiliak eklem tamamen ayrışması söz konusu olur. Simfisiz pubis ayrışması yüksekten düşme gibi kuvvetin dikey şekilde etki edip vertikal makaslama hasarı oluşturduğu durumlarda da görülmektedir (Halawi, 2015).

2.2.5 Sınıflandırma

Geçmişte yaralanma mekanizmaları, sınıflandırmaları ve tedavileri hakkında sınırlı bilgi bulunmaktaydı. Akademik çalışmaların çoğunda farklı sınıflandırmalar kullanılması sebebiyle çok fazla standardizasyondan söz etmek mümkün değildi. Günümüzde ise yaralanma mekanizmaları anlaşılabilir olarak sınıflandırma konusunda daha fazla görüş birliğine varılmıştır. Ayrıca operatif stabilizasyon sağlam biyomekanik temellere dayandırılarak yaygın bir tedavi yöntemi olarak kabul görmüştür (Tile ve diğer., 2003).

Sınıflandırma temel olarak kemikte meydana gelen hasarın tanımlanmasıdır. Sınıflandırmalar yaralanmayı tarif etme, tedaviyi planlama konularında yol gösterici olmalarının yanı sıra akademik çalışmalar için de çok önemlidir (Tile ve diğer., 2003).

1847 yılında Malgaigne beş farklı kırık tipi tanımlayarak pelvis kırıkları için bilinen ilk sınıflandırma sistemini ortaya koymuştur. 1950'lerin sonlarında Pennal ve Suthe 359 farklı pelvik halka bozulmasını incelemiş ve anteroposterior kompresyon, lateral kompresyon ve dikey makaslama ana kuvvetlerinin tipik ve tekrarlanabilir yaralanma modelleri oluşturduğu fikrini ortaya atmışlardır. Ardından bu fikirlerini

laboratuvar çalışmaları ile ispatlamışlardır. Böylece Pennal sınıflandırılması ortaya çıkmıştır (Tile ve diğer., 2003).

Pennal sınıflandırılması; Tile tarafından stabilite ve kuvvet yönü belirleyici unsur olacak şekilde revize edilerek Tile sınıflandırılması oluşturulmuştur. Günümüzde en çok kullanılan sınıflandırmalar; Tile ve Young-Burgess sınıflandırmalarıdır. Young-Burgess sınıflandırmasında belirleyici unsur yaralanma mekanizmasıdır. Ek olarak OTA tarafından ileri sürülen bir sınıflandırma sistemi daha mevcuttur. Bu sistem bilgi toplama ve raporlama açısından standardize bir sistemdir (Tile ve diğer., 2003).

2.2.5.1 Tile Sınıflandırması

Tile sınıflandırılmasında pelvik kırıklar pelvik halka stabilizasyonuna göre üç gruba ayrılmıştır. Bu gruplar: Tile Tip A, Tile Tip B ve Tile Tip C'dir (Tile, 1996).

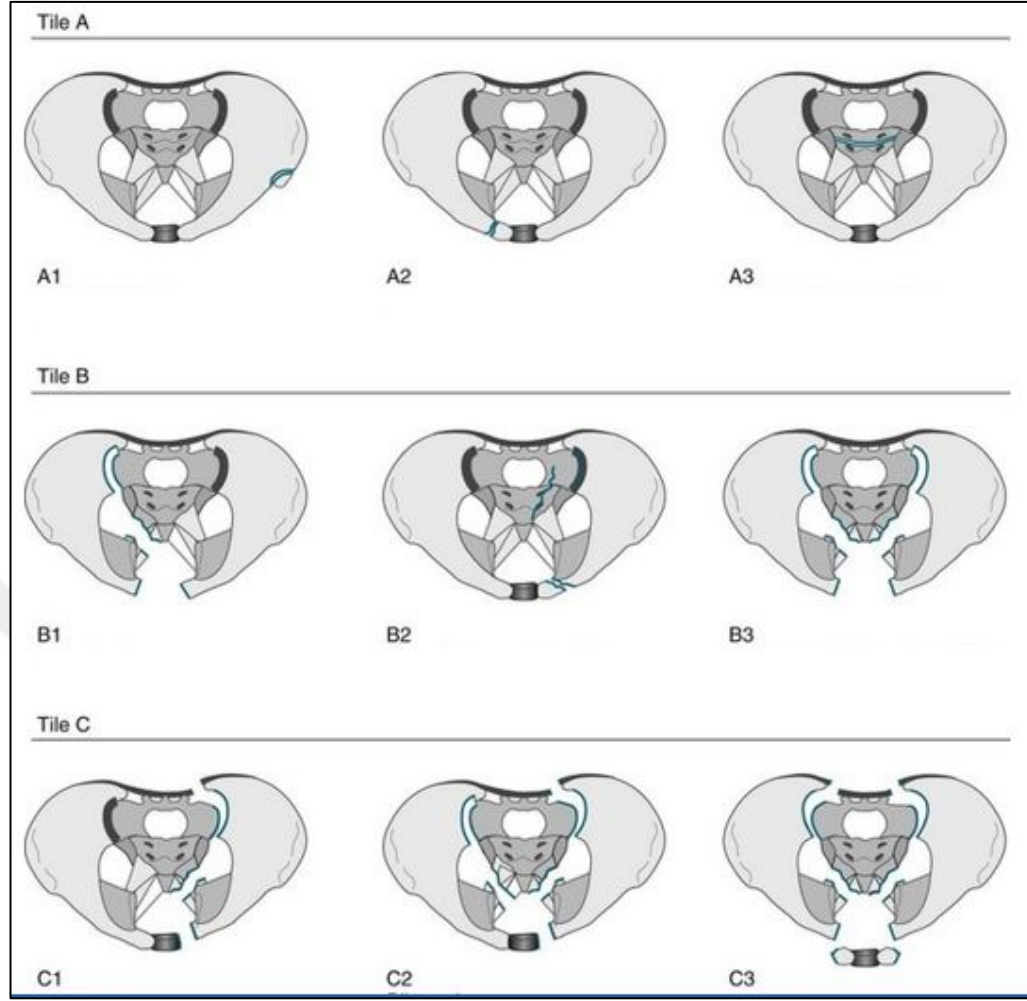
Tile Tip A; pelvis bütünlüğünün korunduğu stabil kırıklardır. Pelvis tabanının sağlam olduğu bu tipte, pelvis gelen kuvvetler karşısında çıkık oluşmadan direnebilir. A1, A2 ve A3 olmak üzere üç alt grubu vardır (Tile, 1996).

Tile Tip B; anterior pelvik halka bütünlüğü tamamen bozulmuştur. Posterior pelvik halka bütünlüğü ise kısmi olarak bozulmuştur. Böylece rotasyonel olarak instabil, vertikal olarak stabil pelvik halka meydana gelir. B1, B2 ve B3 olmak üzere üç alt grubu vardır. Örneğin B1 yalanma tipinde simfizis pubis ayrışması ve anterior sakroiliak bağın hasara uğramasıyla açık kitap deformitesi meydana gelir (Tile, 1996).

Tile Tip C; hem rotasyonel olarak hem de vertikal olarak instabil pelvik halkanın bulunduğu tiptir. C1, C2, ve C3 olmak üzere üç alt grubu vardır. Tile sınıflandırılmasının daha iyi anlaşılması amacıyla tablo 2.5 ile şekil 2.12 incelenebilir (Tile, 1996).

Tablo 2.5 Tile sınıflandırması (Garcia ve diğer., 2000)

Tile Sınıflandırması
TİP A: Stabil Pelvis Halka Yaralanmaları A1: Halkayı içermeyen kırıklar (avülsiyon, iliak kanat) A2: Stabil pelvis halka kırığının minimal deplasmanı
TİP B: Rotasyonel İnstabil, vertikal Stabil Yaralanmalar B1: Açık kitap tipi yaralanmalar B2: Lateral kompresyon yaralanması, internal rotasyon instabilitesi, aynı taraf B3: Lateral kompresyon yaralanması, bilateral rotasyonel instabilite, karşı taraf
TİP C: Rotasyonel ve vertikal instabil C1: Tek taraflı yaralanma C1.1: İliak yaralanması C1.2: Sakroiliakta dislokasyon ya da kırık C1.3: Sakral yaralanma C2: Çift taraflı yaralanma C3: Asetabular kırıkla ilişkili



Şekil 2.12 Tile sınıflandırması (Physio-pedia, 2019)

2.2.5.2 Young-Burgess Sınıflandırması

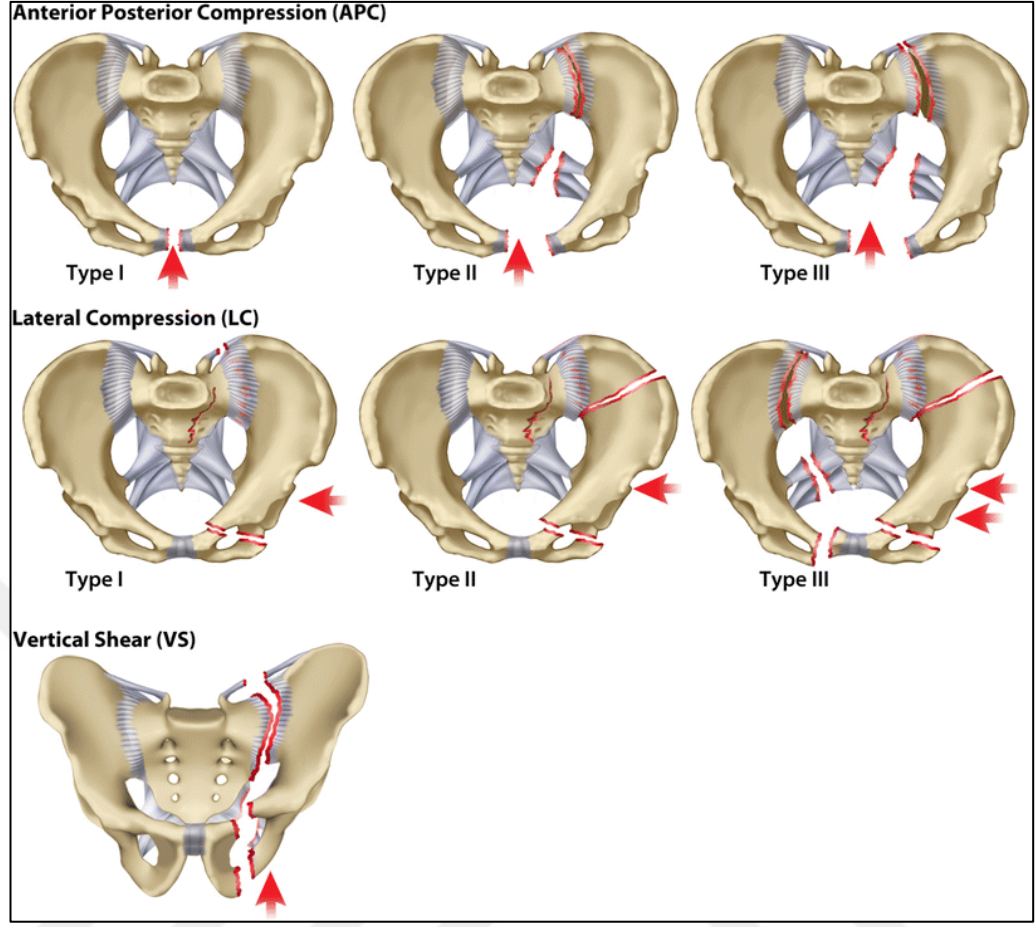
Young ve Burgess sınıflandırması, kırığın oluş mekanizmasını temel alarak oluşturulmuştur. Bu mekanizmalar: anterior posterior kompresyon, lateral kompresyon, dikey makaslama ve kombine yaralanmalardır. Tile tarafından tanımlanan rotasyonel ve vertikal stabilite kavramları burada da geçerlidir. Örneğin APC1 (anterior posterior kompresyon tip 1) ve LK1 (lateral kompresyon tip 1) kırıkları rotasyonel ve vertikal olarak stabildir. APC yaralanması açık kitap yaralanması olarak da bilinir (Halawi, 2015).

APC1’de simfisiz pubiste 2,5 cm’den az bir açılma olup sakrotüberoz, sakrospinoz ve posterior sakroiliak bağlarında hasar yoktur. APC2’de simfisiz pubiste 2,5 cm’den fazla bir açılma olup sakrotüberoz, sakrospinoz bağları hasara uğramış fakat posterior sakroiliak bağları sağlamdır (Halawi, 2015).

Young Burgess sınıflandırılmasının kavranabilmesi için Tablo 2.6 ve Şekil 2.13 incelenmelidir.

Tablo 2.6 Young Burgess Sınıflandırması (Ayvaz, Çağlar, Yılmaz, Güvendik ve Acaroğlu, 2011)

Young ve Burgess Sınıflandırması
APC: Anterior yaralanma, simfiz diastazı/ ramus kırıkları APC 1: Simfis Diastazı < 2,5 cm - Stabil APC 2: Simfis Diastazı >2,5 cm – Vertikal stabil, rotasyonel instabil APC 3: SI ekleminde tamamen ayrılma – Tamamen instabil
LC: Anterior yaralanma = Ramus kırığı LC1: İmpakte kısımda sakrum kırığı - Stabil LC2: Tip1’e ek olarak aynı taraf iliak kırığı veya SI eklem ayrılması cm – Vertikal stabil, rotasyonel instabil LC3: Tip1 ve tip2’ye ek olarak karşı tarafta açık kitap yaralanması – Tamamen instabil
VS: Vertikal ayrılma, simfiz diastazı veya ramus kırığı öne, iliak kanat, sakrum kırığı veya SI dislokasyonun arkaya olduğu hemipelvisin vertikal yer değiştirmesi
KM: Kombine mekanizma, anlatılan yaralanmaların herhangi bir kombinasyonu



Şekil 2.13 Young Burgess sınıflandırması (Alton, Timothy ve Albert, 2014)

2.2.6 Tedavi

Pelvis halka yaralanmalarının tedavisi; deformitenin önlenmesi, kemik anatomik bütünlüğünün sağlanması ve pelvisin fonksiyonunun tekrar kazanılmasını amaçlar. Tedavi yöntemine karar verilebilmesi için radyolojik ve klinik değerlendirme yapılır. Bu değerlendirmeler sonucunda cerrahi müdahale ihtiyacının olup olmadığı belirlenir. Kararlı pelvik halka yaralanmaları, kararlı sakral yaralanmalar ve LC1 tipi yaralanmalar cerrahi müdahale olmadan iyileşme sağlanabilen yaralanma türleridir. Cerrahi müdahale gerekmediği durumlarda, ağırlık taşımanın durdurulması ve semptomatik tedavi iyileşme için yeterli olabilmektedir (Heckman, McQueen, Ricci, Tornetta ve Mckee, 2015).

Pelvik halka kırığı tedavisinde; ortopedik travmatolojiste ameliyat ihtiyacını, fiksasyon tipini ve ilerlemenin sırasını belirleme konusunda yardımcı olabilecek bazı

temel prensipler mevcuttur. Örneğin 2,5 cm üzerinde ayrılma görülen vertikal olarak stabil fakat rotasyonel olarak instabil simfisizal durumda ön halka stabilizasyonu gerekir (Heckman ve diğer., 2015).

2.2.6.1 Cerrahi Tedavi

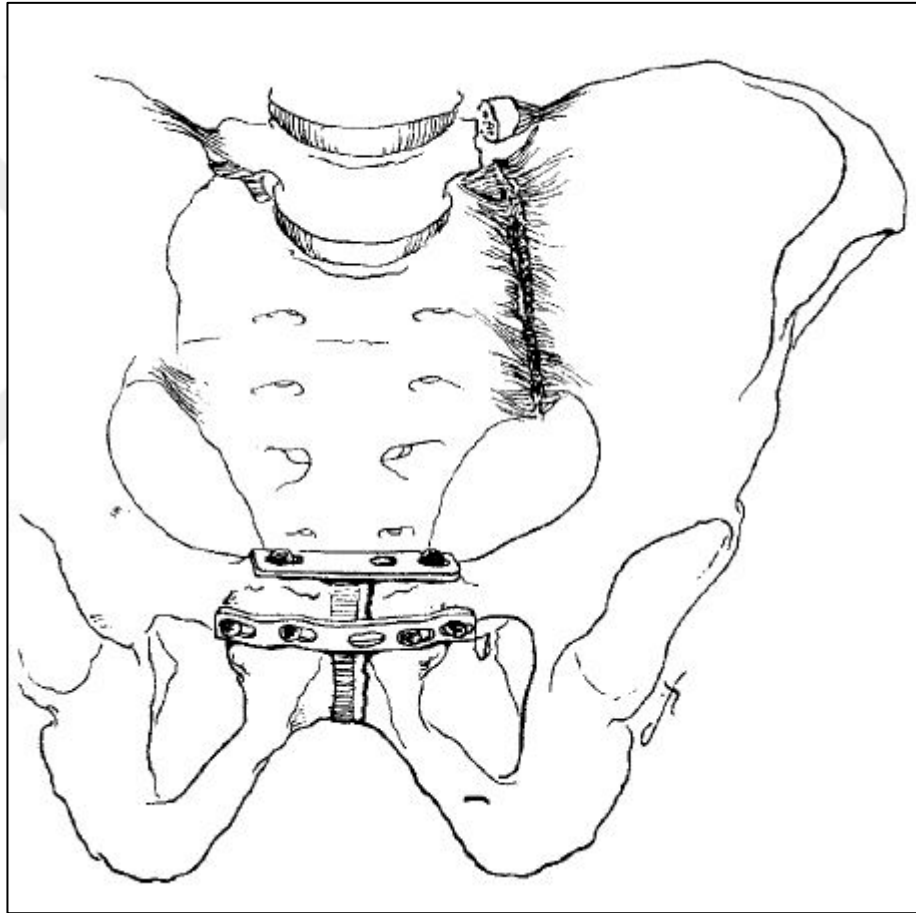
2.2.6.1.1 Eksternal Fiksasyon. Geçmişte çok daha eskiye dayanan eksternal fiksatörler, 1930 ve 1940 yıllarına kadar yaygın olarak kullanılmadı. Günümüzde ise eksternal fiksasyon ortopedi cerrahlarının en önemli resüstasyon silahlarından biri olarak kabul edilmektedir, Şekil 2.14'te fiksatör uygulaması görülebilir. Pelvik yaralanmalarda, eksternal fiksatör kullanımı hayat kurtarıcı (resüstitif) olarak uygulanabildiği gibi kalıcı tedavi olarak da tercih edilebilir. Resüstitif olarak kullanıldığında amaç, pelvik halkanın hareketliliğini önleyerek, ölümcül olan pelvik kanamayı durdurmaktır. Bu fiksatörlerin kullanımındaki en önemli amaç akut dönemdeki hastanın hemodinamik stabilitesini sağlamaktır (Tile ve diğer., 2003).

Pelvik eksternal fiksasyonu ile ilgili biyomekanik çalışmalarda anterior çerçevenin kararsız pelvik halka bozulmalarını stabil hale getirme konusunda yetersiz kaldığı görülmüştür. Aynı zamanda biletaral yaralanmalarda Anterior çerçevenin sağladığı kısıtlı stabilitenin erken dönemde ağırlık taşınmasına izin vermediği belirlenmiştir (Mears ve Fu, 1980).



Şekil 2.14 Eksternal fiksatör uygulanmış bir hasta (Heckman ve diğer., 2015)

2.2.6.1.2 *İnternal Fiksasyon.* İnternal fiksasyon, 1980 yılından günümüze kadar olan süreçte instabil pelvis yaralanmalarında tercih edilen tedavi haline gelmiştir. Daha güvenli teknikler ile biyomekanik açıdan daha stabil fiksasyonlar yapılmasına olanak sağlayan bu internal fiksasyon aynı zamanda hastanın daha kısa sürede mobilize olmasına olanak tanımaktadır. Şekil 2.15 ve Şekil 2.16’da internal fiksasyon örnekleri görülebilir. Açık kitap kırıklarında (B1, B3-1) ya da lateral kompresyon yaralanmalarında (B2) bu yöntem tercih edilebilir. Anterior pelvis fiksasyonunda, internal fiksasyon daha sağlam sonuç verir (Tile ve diğer., 2003).



Şekil 2.15 İnstabil pelvis yaralanmasında iki plak ile internal simfisiz pubis fiksasyonu (Tile ve diğer., 2003)



Şekil 2.16 İnstabil pelvis yaralanmasında plak ile internal simfisiz pubis fiksasyonu uygulanan hasta (Heckman, ve diğer., 2015)

Tablo 2.7’de Tile sınıflandırmasına göre farklı yaralanma tiplerine, tedavinin farklı dönemlerinde uygulanacak fiksasyon yöntemleri gösterilmiştir (Tile ve diğer., 2003)

Tablo 2.7 Pelvis halka sabitleme yöntemleri (Tile ve diğer., 2003)

Yaralanma Sınıfı	FİKSASYON		
	Acil Müdahale	Erken Dönem	Nihai Fiksasyon
<i>A (stabil)</i>	-	-	-
<i>B1 (açık kitap)</i>	Fiksator	Fiksator	Eksternal fikstatör ya da anterior plak fiksasyonu
<i>B2 (lateral kompresyon)</i>	-	Fiksator, Simfisiz Plak	Eksternal fikstatör, nadiren anterior vida ya da plak fiksasyonu
<i>C (instabil)</i>	Fiksator	Fiksator	İnternal Fiksator ya da Anterior çerçeve ile posterior internal fiksator

2.3 Simfisiz Pubis Ayrılması

Antero posterior kompresyon ya da açık kitap yaralanması olarak bilinen yaralanma türü, genel olarak yüksek enerjili travma sebebiyle meydana gelir. Temel olarak üç tipte tanımlanır. Tip1 sadece simfisiz pubis yaralanmasıdır. Tip2’de simfisiz pubis yaralanmasına ek olarak anterior sakroiliak ligament hasarı mevcuttur. Tip3’te ise bunlara ek olarak anterior posterior sakroiliak hasarları bulunur. Bu yaralanmalar Young Burgess sınıflandırılmasında, APC2 ve APC3’e karşılık gelir. Tile sınıflandırılmasında ise B1-3 ve C1’e karşılık gelmektedir ve genel olarak anterior fiksasyon ile tedavi edilmektedir (Osterhoff, ve diğer., 2016). Yapılan bir çalışma neticesinde ayrılma miktarının 3 cm’yi geçmesi halinde cerrahi müdahale yapılması gerektiği belirtilmiştir (Parker ve Bhattacharjee, 2009).

Epidemiyolojik çalışmalara göre simfisiz pubis ayrılması, tüm pelvik halka yaralanmalarının %2 ile %16’sını oluştururken tüm ortopedik yaralanmaların %4,6’sını oluşturmaktadır (Yao ve diğer., 2015).

Simfisiz pubis ayrılmasının tedavisinde eksternal fiksasyon, kanüllü vida fiksasyonu, plaka fiksasyonu gibi farklı fiksasyon yöntemleri kullanılabilir (Yao, ve diğer., 2015). Buna karşın genel olarak, 4 ya da 8 deliğe sahip, 3,5 mm’lik pelvis rekonstrüksiyon veya dinamik kompresyon plakalar tercih edilmektedir. Ek olarak özel tasarım plakalar da bulunmaktadır. Plakanın uzun vadede etkileri tam olarak anlaşılamadığı için tedavi sonrası plaka çıkarma hususunda fikir birliği bulunmamaktadır (Heckman ve diğer., 2015).

Posterior yapılar sağlam ise tek plaka tedavi için yeterli olmaktadır. İki delikli bir plakanın bir miktar dönmeye izin verdiği fakat büyük yer değiştirmelere dayanabildiği ispatlanmıştır. En iyi mekanik stabilitenin üst tarafa bir adet iki delikli kompresyon plakası ve ön tarafa dört ya da altı delikli kompresyon plakası yerleştirilerek elde edildiği düşünülmektedir. İnstabil bir pelvis ile çalışılırken, simfisiz pubisin stabilizasyonu için iki plakaya ek olarak eksternal bir fiksator ile desteklenmesi gerektiği biyomekanik çalışmalarda görülmüştür (Tile ve diğer., 2003).

2.4 Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)

Karmaşık mühendislik problemlerinin matematiksel modele indirgenerek hassas olarak çözülebilmesi için sonlu elemanlar gerilme analizi yönteminden faydalanılmaktadır. Bu yöntem sistemin sürekli daha küçük parçalara ayrılarak bir matematiksel model haline getirilmesi olarak tanımlanabilir (Zienkiewicz, Taylor, Nithiarasu ve Zhu, 1977).

Yöntemin adı ilk kez 1960 yılında Clough tarafından yazılmıştır. Sonlu elemanlar yöntemi başlangıçta fiziksel argümana dayalı kurulmuştur. Yöntem, 1960'ların başlarında klasik Rayleigh-Ritz yönteminin bir formu olarak görülmüş, matematiksel temelini kabul edilmesiyle birlikte gelişimi hız kazanmıştır (Rao, 2011).

Mühendislik problemlerinin çözümü için analitik yöntemler ve laboratuvar deneyleri uzun zamandır kullanılmaktadır. Analitik yöntemler temel fiziksel olayların derinlemesine anlaşılabilmesi için gerekli olmasına rağmen karmaşık sistemlerin tasarımı ve çoklu fizik problemlerinin çözümünde yetersiz kalmaktadır. Genellikle analitik çözüm elde edebilmek için problem geometrisinde, malzeme özelliklerinde ve sınır koşullarında büyük basitleştirici varsayımlarda bulunulması gerekmektedir. Mühendislikte büyük alana sahip deneysel ölçümler ise genelde maliyetli ve zaman alıcıdır (Ragap ve Fayed, 2017).

20.yüzyılın ortasından itibaren havacılık ve uzay endüstrisinde kullanılmaya başlanan yöntem, teorisinin genel yapısı itibarıyla çok çeşitli sınır değer problemlerine uygulanabilir durumdadır. Sınır değer problemleri, bağımlı değişkenler üzerinde öngörülen sınır koşullarının sağlandığı bir yapıda ya da yapının bir bölgesinde çözüm aranmasıdır. Sınır değer problemleri; (1) denge, sabit durum veya zamandan bağımsız problemler, (2) özdeğer problemleri ve (3) yayılma veya anlık problemler olmak üzere üç ana başlıkta toplanabilir. Tablo 2.8'de farklı disiplinler için bu problemlere örnekler verilmiştir (Rao, 2011).

Denge problemlerinde; katı mekaniği ise deplasman ve gerilme dağılımı, ısı transferi problemi ise sıcaklık veya ısı akısı dağılımını ve sıvı mekaniği problemi ise

basınç veya hız dağılımını bulmamız gerekir. Özdeğer problemlerinde; katı mekaniği ise doğal frekans veya mod şekillerini, akışkan mekaniği problemi ise laminar akım stabilizesini bulmamız gerekir. Anlık problemler ise zamana bağlı problemlerdir. Anlık problemlerde, zamana bağlı ısı transferini ya da değişen yükler altında maddenin tepkilerini bulmamız gerekir (Rao, 2011).

Tablo 2.8 Bazı disiplinler için sınır değer problemleri (Rao, 2011)

	<i>Denge Problemleri</i>	<i>Özdeğer Problemleri</i>	<i>Anlık Problemler</i>
<i>Makine Mühendisliği</i>	Basınçlı kap, piston ve dişlilerin gerilme analizi	Dişlilerin, tezgahların doğal frekansları ve kararlılıkları	Dinamik yükler altında çatlama ve kırılma problemleri
<i>İnşaat Mühendisliği</i>	Köprü ve çatıların statik analizi	Yapıların doğal frekansları ve modları	Gerilme dalgalarının yayılması
<i>Biyomedikal Mühendisliği</i>	Kemik ve dişlerin gerilme analizi	-	Kafatası gibi anatomik yapıların dinamik darbe analizi

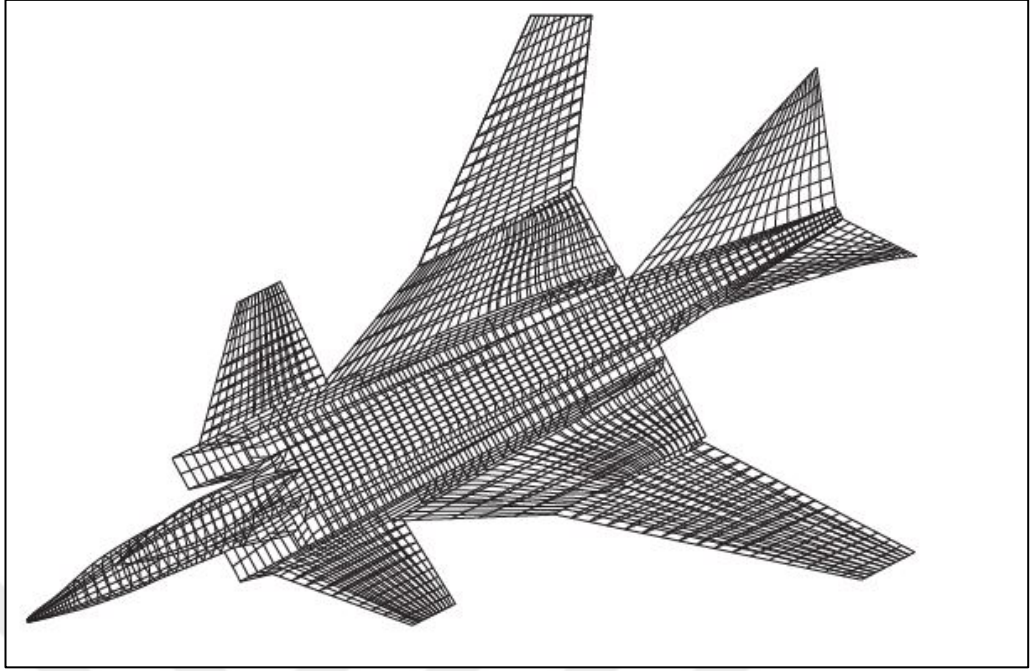
Sonlu elemanlar analizi yöntemi ilerleyen yıllarda akışkanlar mekaniği, elektromanyetik analiz, ısı transferi ve akustik gibi farklı alanlarda da kullanılmıştır. Teknolojideki gelişmeler sayesinde, sonlu elemanlar analiz yöntemini uygulayan özel yazılımlar kullanılmaya başlanmıştır. Bu yazılımlar sayesinde sonlu elemanlar analizi yöntemi karmaşık biyomekanik araştırmalarda kullanılabilmektedir (Adıgüzel, 2010).

Sonlu elemanlar yönteminin neredeyse her alandaki problemlere uygulanabilir olması, yöntemi çok güçlü ve çok yönlü bir araç haline getirmiştir. Bu nedenle yöntemin farklı alanlara uygulanabilmesini pratik hale getirmek için bir dizi bilgisayar programı oluşturulmuştur. Bunlara bir örnek ulusal havacılık ve uzay idaresi yapısal analiz programı paketi olan NASTRAN'dır. Bu yazılım, otomobil, uçak ve uzay mekiği dahil olmak üzere her boyuttaki fiziksel problemlerin çözümünde kullanılmaktadır. Donanım fiyatlarının düşmesiyle beraber kişisel bilgisayarların mühendislik tasarım ve analizlerinde kullanılması yaygınlaşmaktadır.

Bununla beraber kişisel bilgisayarlar için geliştirilen, kullanıcı dostu ara yüze sahip ve düşük maliyetli sonlu eleman programları geliştirilmektedir (Rao, 2011).

Bilgisayar destekli simülasyonların doğru şekilde oluşturulması durumunda oldukça karmaşık yapıya sahip matematik modelleri kolaylıkla çözüme kavuşturulabilir. Bu sayede simülasyon esnasında sistem üzerindeki değişiklikler izlenebilir, analize konu olan ürünün gerçekte nasıl bir davranış sergileyeceği hakkında net bir fikir elde edilebilir. Simülasyonda kullanılan ürün ya da sistem tasarımı tamamen değiştirilebilir, düzenlenebilir ve farklı simülasyon koşullarına maruz bırakılabilir. Böylece ürün ya da sistemin fonksiyonelliği ve güvenliği belirlenebilir, optimize edilebilir (Szabó ve Babuška, 1991).

Sonlu elemanlar yöntemindeki temel fikir karmaşık problemin tamamını çözmek yerine probleme ait küçük parçalara çözüm aramaktır. Küçük parçalar çözüldüğü için kesin sonuçtan ziyade yaklaşık sonuç elde edilir. Buna karşılık sonlu elemanlar analizi üzerinde daha fazla emek harcanarak elde edilen yaklaşık çözümü geliştirmek ve hassaslaştırmak genellikle mümkün olmaktadır. Sonlu elemanlar yönteminde çözümün uygulandığı bölgenin, sonlu elemanlar adı verilen birbirine bağlı olan birçok alt bölgeden oluştuğu kabul edilmektedir. Böylece her küçük eleman için çözüm bulunarak yapının genel dengesi koşulları elde edilir. Şekil 2.17’de bir savaş uçağının sonlu elemanlar idealizasyonu gösterilmektedir (Rao, 2011).



Şekil 2.17 Savaş uçağının sonlu elemanlar idealizasyonu (Rao, 2011)

Sonlu elemanlar yönteminin tam olarak kavranabilmesi için eleman, düğüm(node), ağ yapısı(mesh) ve sınır şartları gibi bazı kavramların bilinmesi gerekmektedir.

➤ Eleman: Sonlu elemanlar analizinde model ya da sistemler eleman adı verilen basit, sonlu sayıda geometrik şekillere bölünür. Elemanlar şekillerine göre üçgen, dörtgen, paralel kenar; boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve düğüm sayılarına göre sınıflandırılırlar. Kuvvet dağılımı her eleman için ayrı ayrı bulunur, bu sebeple problem çözümünün gerçeğe yakın olması için sistem ya da modelin mümkün olduğu kadar fazla elemana bölünmesi gerekir (Geng, Tan ve Liu, 2001).

➤ Düğüm (Node): Modelin bölünmüş olduğu sonlu sayıda elemanlar birbirlerine düğüm adı verilen noktalardan bağlanmaktadır. Modellerdeki elemanların yer değiştirmeleri, düğümelerin yer değiştirmeleri ile ilişkilidir (Geng ve diğer., 2001).

➤ Ağ yapısı (mesh), oluşturma işlemi, modeli oluşturan elemanların ve bu elemanları oluşturan düğüm noktalarına ait koordinatların oluşturulmasıdır. Bu işlem esnasında kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya öngörülen

bölgelerde, birim alana daha fazla sayıda eleman gelecek şekilde ağ yapısı oluşturulur (Geng ve diğer., 2001).

➤ Sınır Şartları, gerilme ve yer değiştirmelere ait sınırların belirlendiği basamak olarak ifade edilebilir. Burada cismin nereden sabitlendiği, kuvvet tork gibi yüklemelerin cismin neresinden yapıldığı gösterilir (Geng ve diğer., 2001).

Yöntemin avantajları ise şu şekilde sıralanabilir (Geng ve diğer., 2001).

- Karmaşık geometriye ve düzensiz sınırlı şekillere sahip elemanların gerçeğe uygun modelleri oluşturularak analizi yapılabilir.
- Eleman boyutları kullanıcı tarafından belirlenebilir, böylelikle önemli değişikliklerin olabileceği bölgelerde modelin geri kalanına göre daha küçük elemanlar kullanarak analiz süresini uzatmadan daha hassas sonuçlar elde edilebilir.
- Analizler farklı malzeme özellikleri ve sınır şartları için kolaylıkla tekrarlanabilir.
- Gerilme ve yer değiştirme dağılımları hassas olarak elde edilebilir.
- Farklı yüzeyler arasında oluşan kuvvetler ve temas şekilleri gerçeğe uygun olarak modellenabilir.
- Aynı anda birçok materyalin birbiri ile etkileşimi incelenebilir.

Günümüzde bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans gibi dijital görüntüleme teknikleri oldukça gelişmiştir. Bu teknikler yardımıyla elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamına üç boyutlu model şeklinde taşınabilmesi daha doğru anatomik modeller elde edilmesine olanak tanımaktadır (Geng ve diğer., 2001).

2.4.1 Sonlu Elemanlar Analiz Aşamaları

Herhangi bir mühendislik probleminin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile çözümü; ön işleme (pre processing), nümerik analiz ve ileri işleme (post processing) olmak üzere üç adımdan oluşur (Rao, 2011).

2.4.1.1 Ön İşleme (Pre Processing)

Bu adımda, kuvvet tork vb yüklemeler karşısında davranışı incelenecek olan yapının geometrik modelinin oluşturulur. Geometrik modelin oluşturulmasında genel olarak üç farklı yöntem uygulanır. Bunlar;

- a) Modelin çizim programları kullanılarak dijital ortamda oluşturulması,
- b) Modeli oluşturulmak istenen nesnenin lazer tarayıcı gibi tarayıcılar ile taranmasıyla alınan veriler ile model oluşturulması,
- c) Bilgisayarlı tomografi gibi dijital görüntüleme yöntemleri ile elde edilen verilerin özel programlarda işlenmesiyle model oluşturulmasıdır (Rao, 2011).

Model oluşturulduktan sonra malzeme özellikleri tanımlanarak modele etki edecek yüklemeler ve sınır şartı bilgileri programa tanımlanır. Dahili otomatik mesh üretim modülü ile sonlu elemanlar ağı geliştirilir. Bu noktada eleman türü ve mesh yoğunluğunu analizi yapan kişi tarafından belirlenir. Eleman boyutu düğüm sayısını belirleyen ana unsur olduğu için gerçeğe yakın sonuçlar elde etmek, eleman boyutunu azaltıp sayısını artırarak mümkün olmaktadır (Rao, 2011).

2.4.1.2 Nümerik Analiz

Bu adımda yazılım girdiğimiz veriler doğrultusunda elemanlara ait karakteristik rijitlik matrislerini, yük vektörlerini oluşturarak ya da sistemler eleman adı verilen basit, sonlu sayıda geometrik şekillere bölünür. Elemanlar şekillerine göre üçgen, dörtgen, paralel kenar; boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve düğüm sayılarına göre sınıflandırılırlar. Kuvvet dağılımı her eleman için ayrı ayrı bulunur, bu sebeple problem çözümünün gerçeğe yakın olması için sistem ya da modelin mümkün olduğu kadar fazla elemana bölünmesi gerekir (Geng ve diğer., 2001).

2.4.1.3 İleri İşleme (Post Processing)

Bu adımda, modeli oluşturan sonlu elemanların her biri için analiz gerçekleştirilerek; gerilme ve yer değiştirme gibi çözüm çıktıları elde edilir. Bu çıktılar, tablo formunda olabileceği gibi grafiksel olarak da görülebilir. Aynı zamanda incelenen yapının ilgili yükler altındaki defleksiyonları ile ilgili animasyonlar elde edilebilir (Geng ve diğer., 2001).

Yazılım girdiğimiz veriler doğrultusunda elemanlara ait karakteristik rijitlik matrislerini, yük vektörlerini oluşturarak ya da sistemler eleman adı verilen basit, sonlu sayıda geometrik şekillere bölünür. Elemanlar şekillerine göre üçgen, dörtgen, paralel kenar; boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve düğüm sayılarına göre sınıflandırılırlar. Kuvvet dağılımı her eleman için ayrı ayrı bulunur, bu sebeple problem çözümünün gerçeğe yakın olması için sistem ya da modelin mümkün olduğu kadar fazla elemana bölünmesi gerekir (Geng ve diğer., 2001).

2.5 Bilgisayarlı Tomografi (BT)

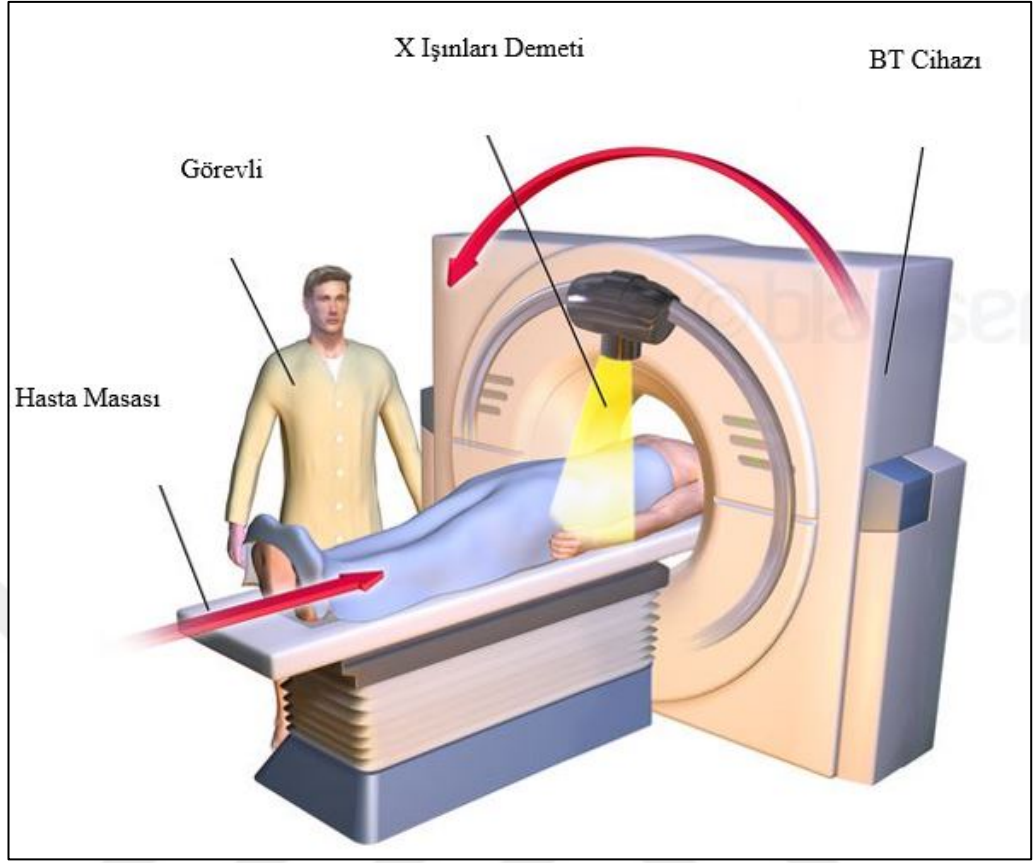
Günümüzde yaygın olarak kullanılan görüntüleme yöntemlerinden biri bilgisayarlı tomografidir. Tomografi, yunanca iki kelimenin birleşiminden meydana gelmektedir. Bu kelimelerden ilki olan tomos kesit anlamına gelirken graphy ise şekil ve görüntü anlamına gelmektedir. Buradan hareketle tomografi, vücuttan kesit şeklinde görüntü alma işlemi olarak tanımlanabilir. Bilgisayarlı tomografi (BT) ise bu işlemin bilgisayar yardımı ile gerçekleştirilmesidir. Yöntemde, ilk kez 1895 yılında Röntgen tarafından bulunan X ışınlarından faydalanılmaktadır (Özkan, 1997).

BT cihazları, görüntüleme teknolojisinde en gelişmiş X ışını kullanımına sahiptir. BT’de X ışınları demetinin vücuda düşüşü röntgenden farklıdır. BT’de ışın demeti inceltilerek çizgisel şekilde düşürülür. Bu yöntem sayesinde süper pozisyon adı verilen üst üste düşme olayı engellenmiştir. Bu yöntem sayesinde cismin fiziksel büyüklüklerinin yanı sıra içyapı karakteristik özellikleri kolayca elde edilebilir (Ulu, 2008).

BT; çeşitli kanserlerin teşhis ve tedavi aşamaları, kemik yaralanmaları, radyoterapi planlaması, damar ve kemik hastalıkları gibi pek çok alanda kullanılmaktadır. BT cihazı; tarama bölümü, bilgisayar sistemi ve görüntüleme bölümü olmak üzere üç ana bölümden oluşur, bir örneği Şekil 2.18’de verilmiştir. Tarama bölümünde gantri ve hasta masası bulunur. Hasta masası gantri içerisinde ileri geri hareket ettirilebilir. Gantri, içerisinde bulunan detektörler ve x ışını tüpleri ile hastanın etrafında dönerek kesit alma işlemini gerçekleştirir. Tüpten çıkan x ışınları hasta vücudundan geçerek detektörlere ulaşır, bu veriler bilgisayarda işlenerek görüntü oluşturulur. Kemik, kan, su gibi biyolojik yapıların x ışını tutma miktarı farklı olduğundan detektörlerden alınan sayısal veriler ışığında görüntü beyaz siyah ve gri tonlarda boyanır (Ulu, 2008).

NEMA (National Electrical Manufacturers Association) manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi gibi dijital görüntüleme sistemlerinden elde edilen görüntülerin belli bir standarda sahip olması amacıyla DICOM (The Digital Imaging and Communication In Medicine) adı verilen formatı oluşturmuştur (Aydoğan, 2008).

DICOM formatındaki görüntüleri bazı özel yazılımlarda işleyerek bilgisayarlı tomografi verisinden sanal ortamda üç boyutlu model elde etmek mümkündür. Bu durum, modellenmesi güç olan karmaşık geometriye sahip anatomik yapılar ile sonlu elemanlar analizi çalışılacağına büyük kolaylık sağlamaktadır.



Şekil 2.18 Bilgisayarlı tomografi cihazı (Commons wikimedia, 2019)

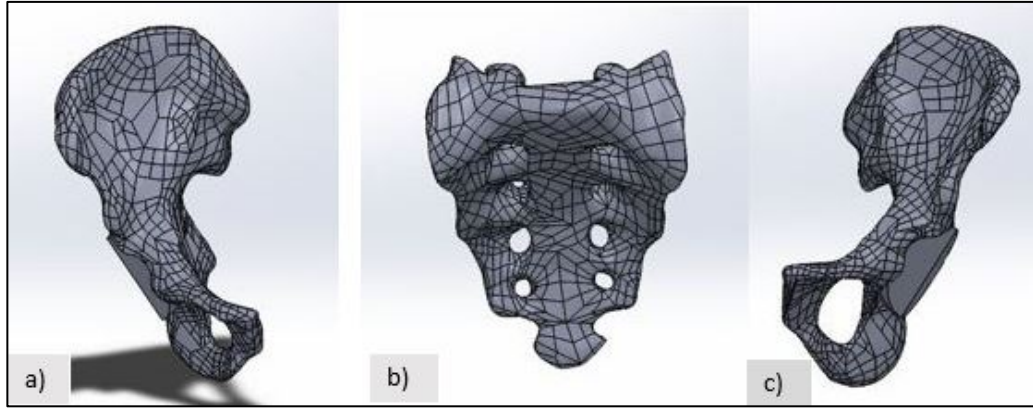
BÖLÜM ÜÇ

MALZEME VE YÖNTEM

Çalışmada 32 yaşında sağlıklı bir kadın donörden alınan bilgisayarlı tomografi verisi 3D Slicer 4.10.2 programında işlenerek yüzeylere ayrılmış ardından Solidworks programı yardımıyla üç boyutlu katı model haline getirilmiştir. Solidworks programında simfisiz pubis ayrılması uygulanan üç boyutlu modele ait analizler iki aşamada gerçekleştirilmiştir. Analizlerin tamamı Ansys 18.1 programında yapılmıştır. İlk aşamada dört delikli plak ve altı delikli plak sabitlemesi biyomekanik açısından karşılaştırılmıştır. Tüm analizlerde çift ayak üzerinde ve tek ayak üzerinde duruş simüle edilmek üzere iki farklı yükleme gerçekleştirilmiştir. İkinci aşamada, sadece altı delikli plaka kullanılmıştır. Fakat bu plakanın sabitlemesinde kullanılan vidaların boylarının ve sıralamalarının değişimi esas alınarak altı farklı vida konfigürasyonuna sahip altı farklı şekilde sabitleme yapılmıştır. Kısa vida ve uzun vida adı verilen iki tip vida kullanılmıştır. Böylece vida boylarının ve yerleşiminin fiksasyon sistemi üzerindeki biyomekanik özellikleri araştırılmıştır.

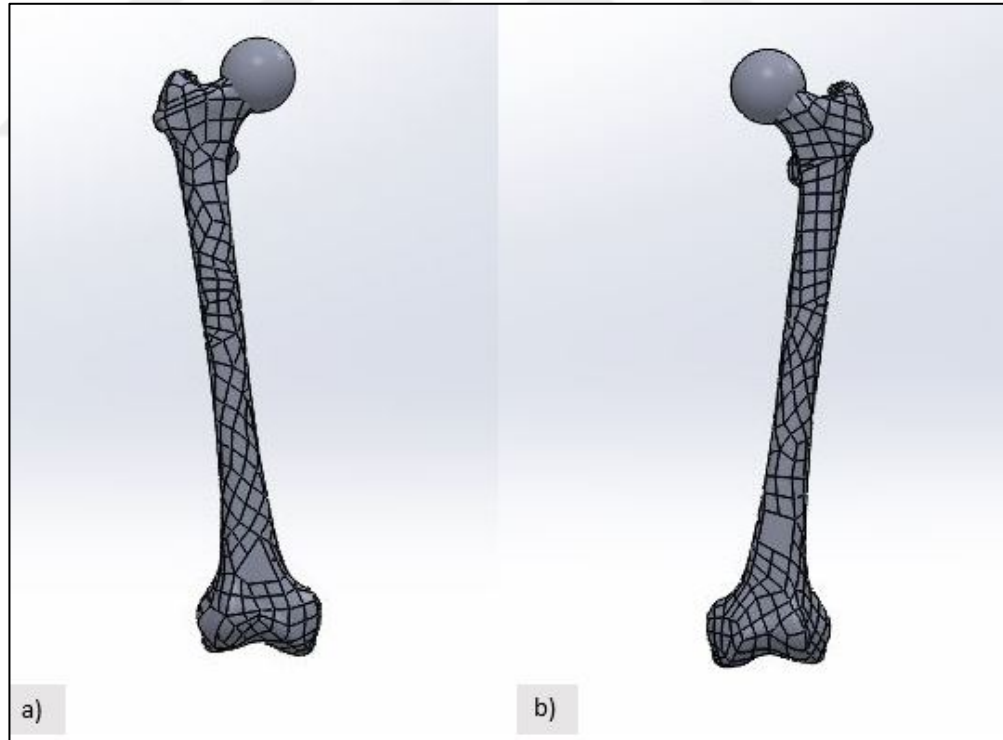
3.1 Bilgisayarlı Tomografi Verisinden Üç Boyutlu Model Oluşturulması

Simfisiz pubis ayrılmasını simüle edebilmek için 32 yaşında sağlıklı bir kadın donörden elde edilen DICOM formatındaki bilgisayarlı tomografi verisi görüntü analizi ve bilimsel görselleştirme yapılması için geliştirilen ücretsiz ve açık kaynaklı bir yazılım olana 3D Slicer'da işlenerek yüzey yapısı elde edilmiştir. Pelvisi oluşturan ana yapılar sakrum, sağ iliyak ve sol iliyak Solidworks programına aktarılarak katı model haline getirilen yapılar şekil 3.1'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1 a) Sağ ilyak, b) sakrum, c) sol ilyak yapılarına ait üç boyutlu modeller

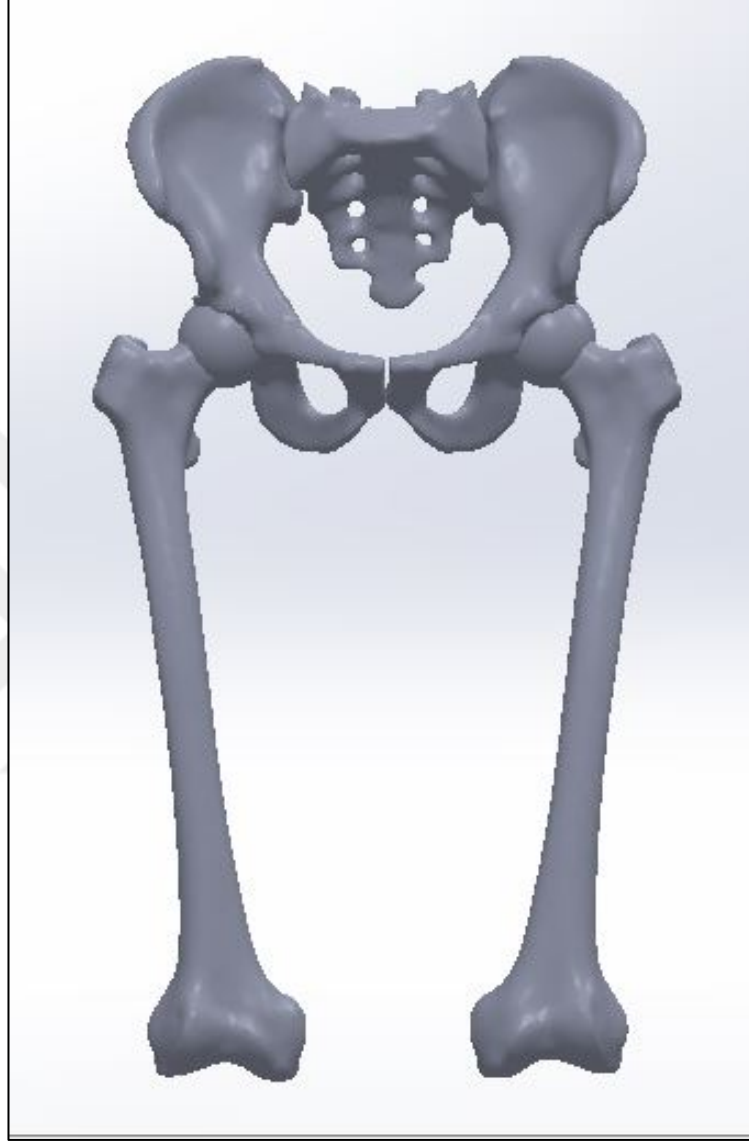
Stuby ve diğer. (2017) tarafından simfisiz pubis sabitlemesinde alternatif bir yöntem olarak femur kemiklerini üzerinden yükleme yapmışlardır. Çalışmada femur kemikleri üzerinden yükleme yapabilmek için şekil 3.2’de görülen sağ ve sol femur kemikleri modellenmiştir.



Şekil 3.2 a) sağ femur, b) sol femur üç boyutlu modelleri

İlyak yapıları, sakrum ve femurların bir araya gelmesiyle sağlıklı bir pelvis modeli elde edilmiştir. Bu modele Solidworks programı yardımıyla 3 cm’lik simfisiz pubis

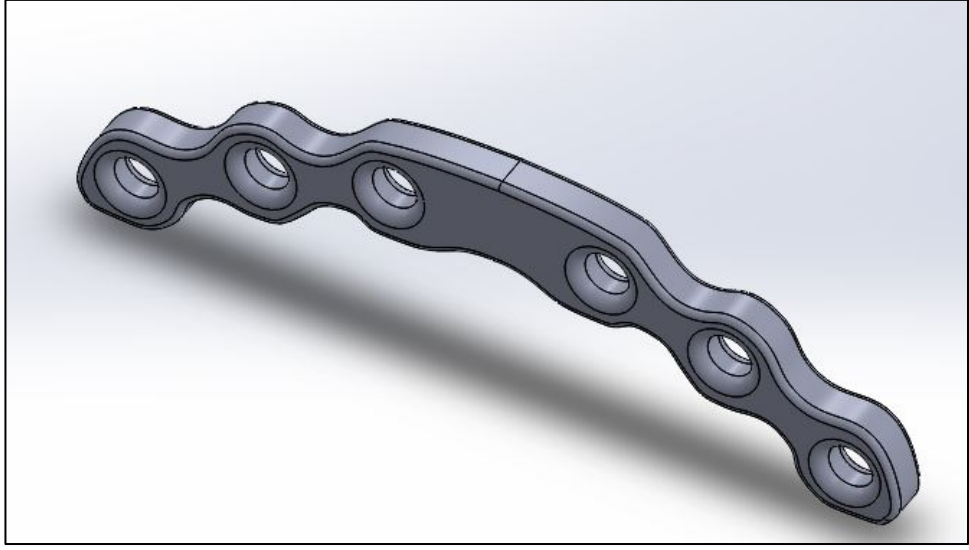
ayrılması uygulanarak şekil 3.3'te gösterilen ve analizlerde kullanılacak temel model elde edilmiştir.



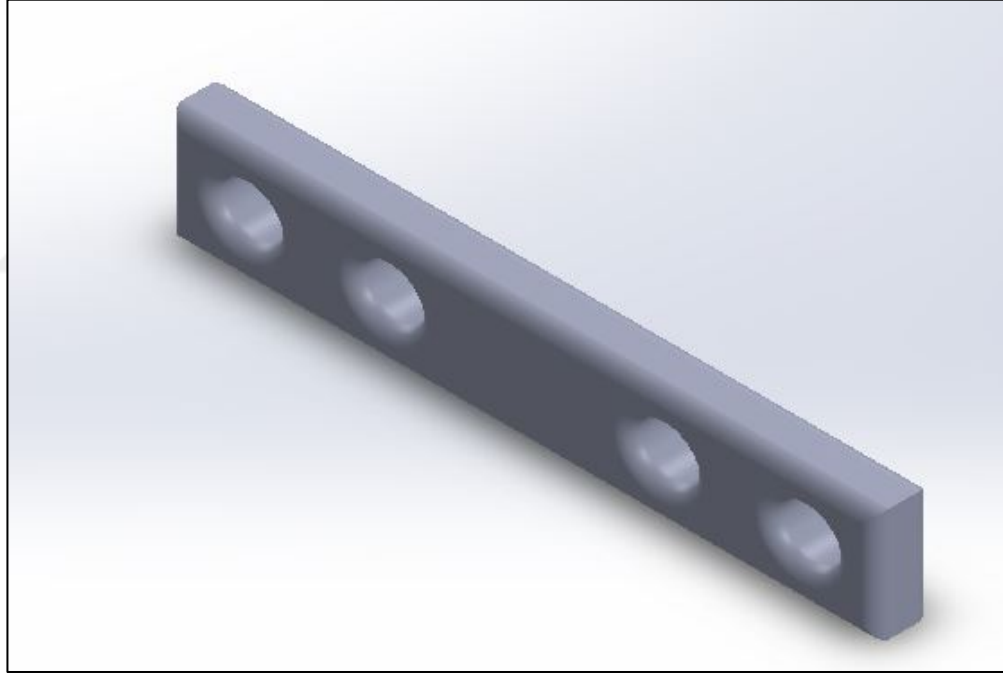
Şekil 3.3 Analizlerde kullanılacak temel pelvis modeli

3.2 Fiksasyon Elemanlarına Ait Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

Analizlerde kullanılmak üzere Synthes marka 3,5mm kalınlığında 6 delikli rekonstrüksiyon plakası ile 3,5 mm kalınlığında 4 delikli simfisiz pubis plakaları Solidworks programında modellenmiştir (Şekil 3.4 ve Şekil 3.5).

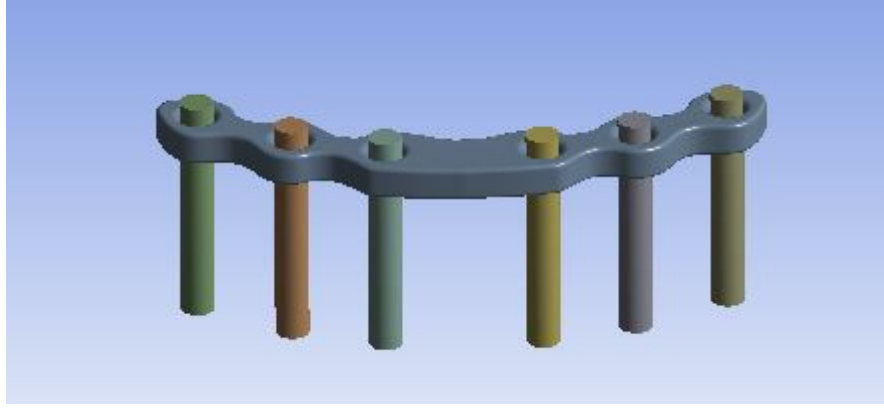


Şekil 3.4 6 delikli plaka

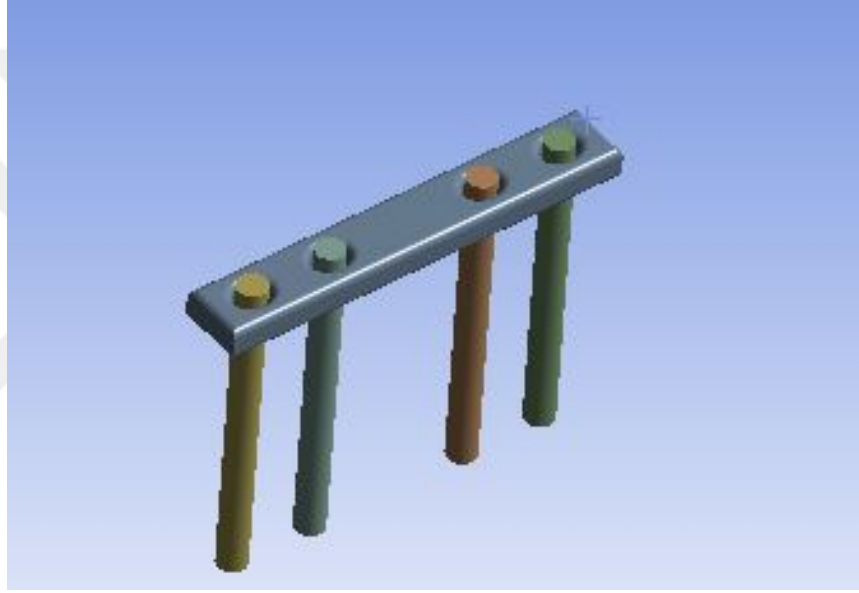


Şekil 3.5 4 delikli plaka

Plakaların sabitlenmesinde uzun ve kısa olmak üzere iki farklı vida tipi kullanılmıştır. Uzun vida 24 mm, kısa vida 12 mm olacak şekilde Solidworks programında geometrik basitleştirme yapılarak silindir şeklinde modellenmiştir. Oluşturulan sabitleme sistemleri Şekil 3.6 ve Şekil 3.7’de gösterilmiştir.

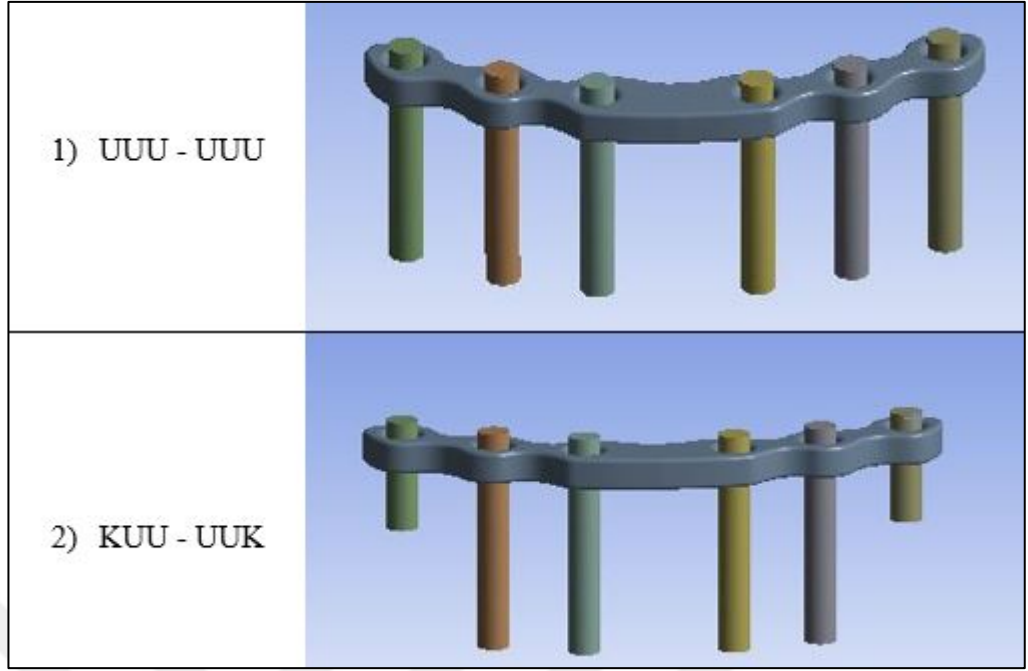


Şekil 3.6 6 delikli plaka ve vida sistemi

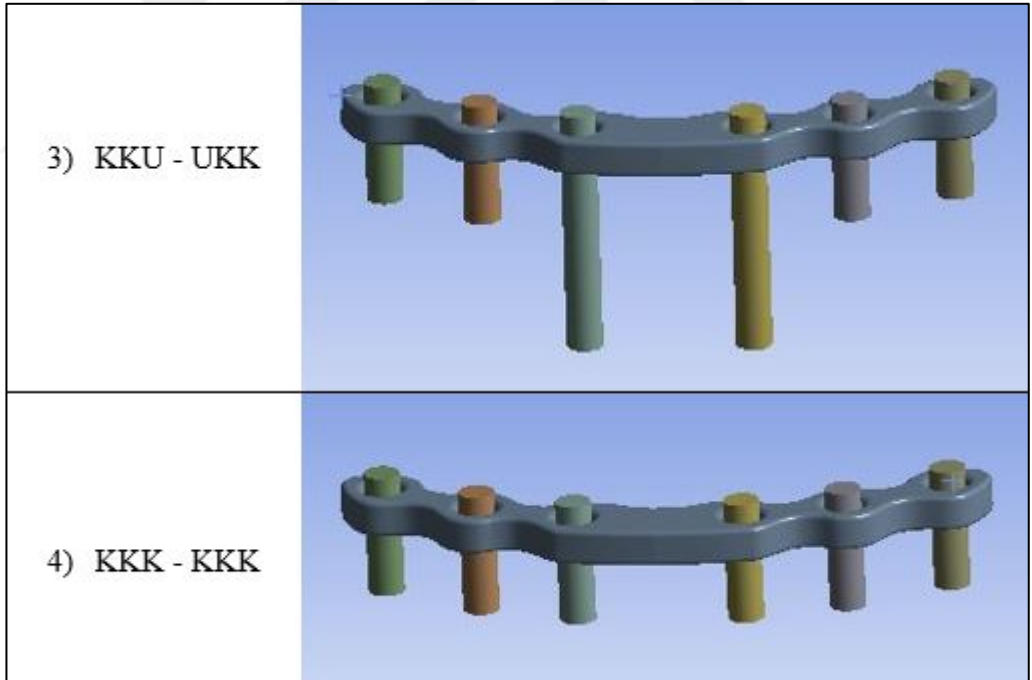


Şekil 3.7 4 delikli plaka ve vida sistemi

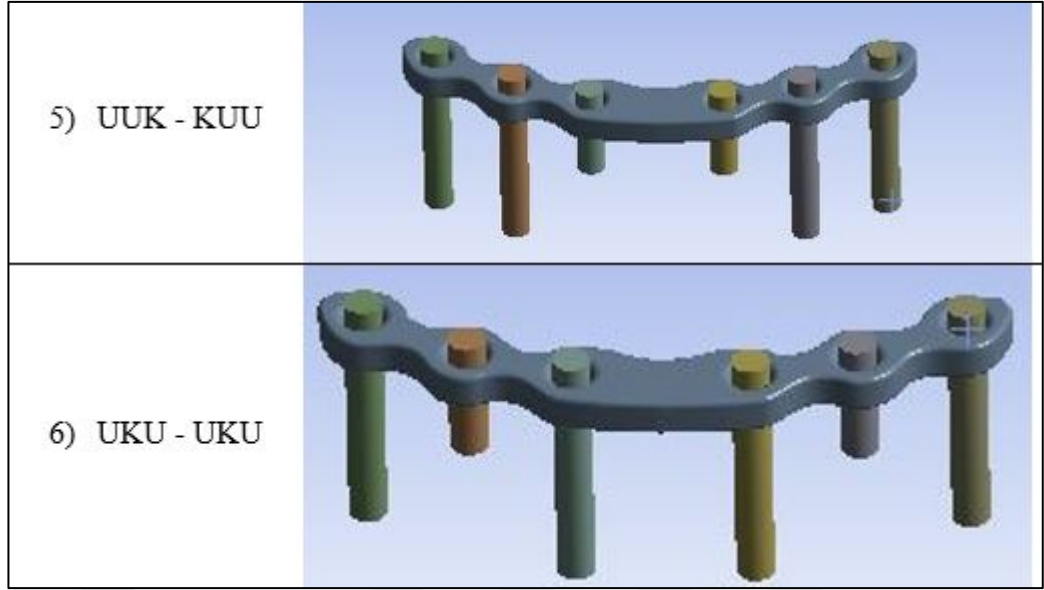
Analizlerin ikinci aşamasında vida boylarının ve yerleşiminin etkilerini incelemek amacıyla altı farklı konfigürasyon oluşturulmuştur. İsimlendirme oluşturulurken plak sistemine karşıdan bakılmış ve uzun vida u harfi ve kısa vida k harfiyle ifade edilmiştir. Oluşturulan altı farklı konfigürasyon Şekil 3.8, Şekil 3.9 ve Şekil 3.10'da gösterilmiştir.



Şekil 3.8 1 ve 2 numaralı konfigürasyonlar



Şekil 3.9 3 ve 4 numaralı konfigürasyonlar



Şekil 3.10 5 ve 6 numaralı konfigürasyonlar

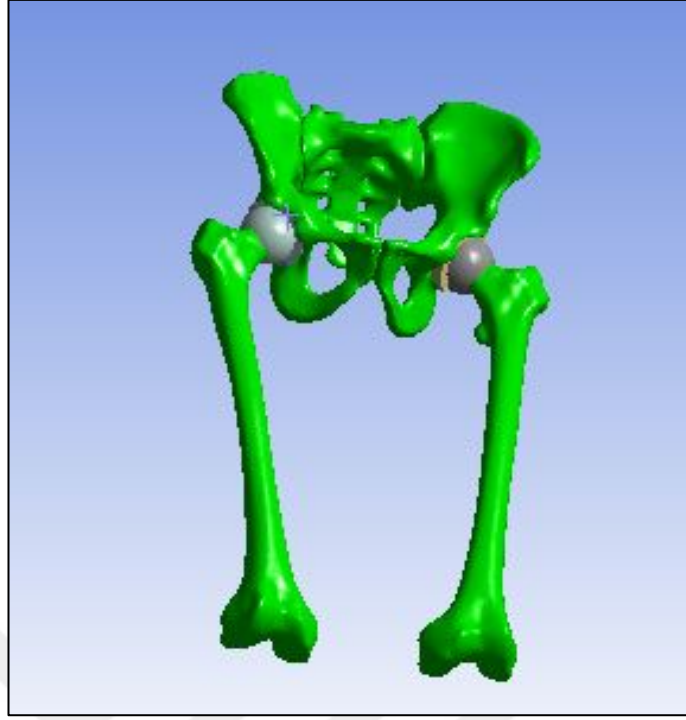
3.3 Malzeme Özellikleri

Çalışmada kullanılan kırkırdak, kemik ve tespit elemanlarına ait malzeme özellikleri lineer elastik izotropik olarak düşünülmüş ve literatürde kabul gören değerler alınmıştır. Plak ve vidalar paslanmaz çelik olarak modellenmiştir. Kullanılan malzeme özellikleri Tablo 3.1’de verilmiştir.

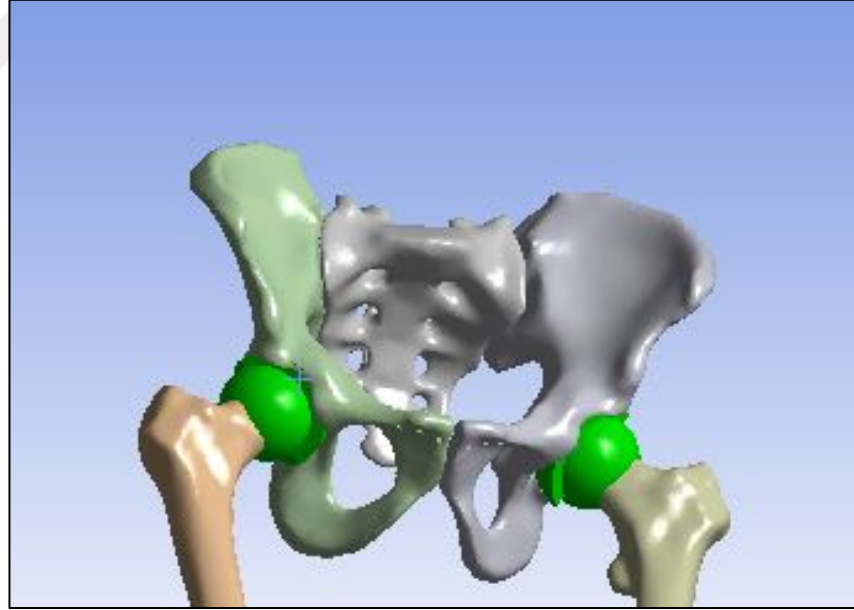
Tablo 3.1 Malzeme özellikleri (Yu ve diğer., 2015)

	Elastisite Modülü (MPa)	Poission Oranı
Kemik	17000	0,30
Kırkırdak	10	0,49
Plak ve Vida	200000	0,30

Pelvis üzerinde kemik ve kırkırdak olarak modellenen bileşenler şekil 3.11 ve 3.12’de yeşil renk ile gösterilmiştir.



Şekil 3.11 Kemik olarak modellenen bileşenler



Şekil 3.12 Kıkırdak olarak modellenen bileşenler

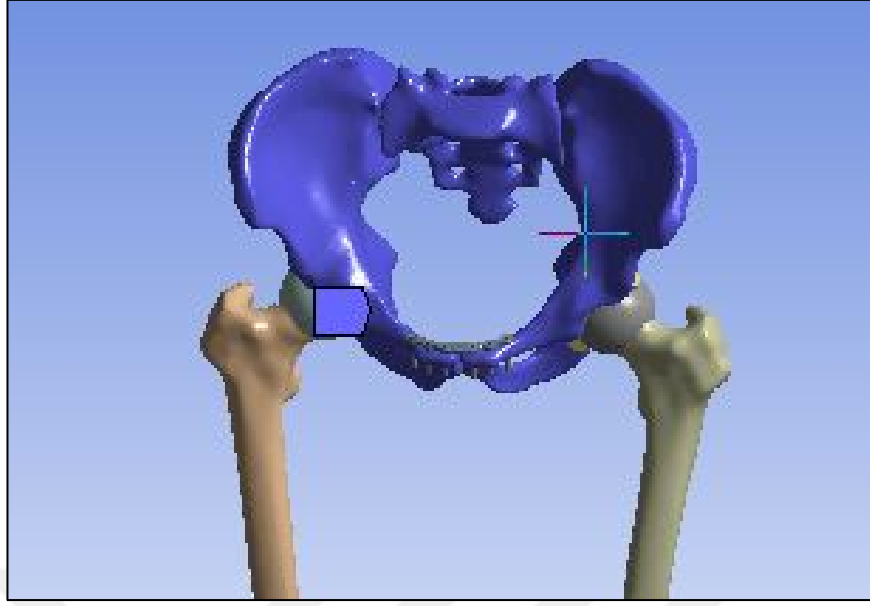
3.4 Matematiksel Modelin Oluşturulması

Çalışmada pelvis sistemine ait farklı bileşenlere farklı mesh boyutları verilmiştir. Sonucun daha hassas görölmek istendiği alanlara daha küçük eleman boyutu ile mesh uygulanmıştır. Eleman boyutunun küçölmesi eleman sayısının ve düğüm sayısını artırarak daha hassas çözüml yapılmasına olanak sağlarken diğer yandan analiz süresinin uzamasına sebep olmaktadır. Bu sebeple kritik öneme sahip olmayan alanlarda daha büyük elemanlar ile mesh işlemi yapılmıştır.

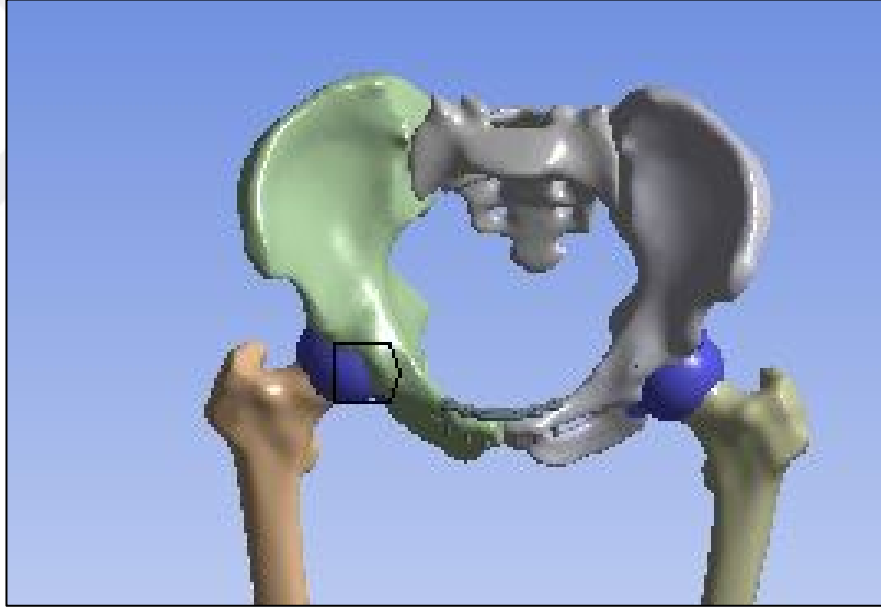
şekil 3.13'te 6 mm'lik mesh yapılan bölge, şekil 3.14'te 3 mm'lik mesh yapılan bölge, şekil 3.15'te 2,5 mm'lik mesh yapılan bölge, şekil 3.16'da 1,5 mm'lik mesh yapılan bölge ve şekil 3.17'de mesh uygulanmış pelvis yapısı gösterilmiştir.



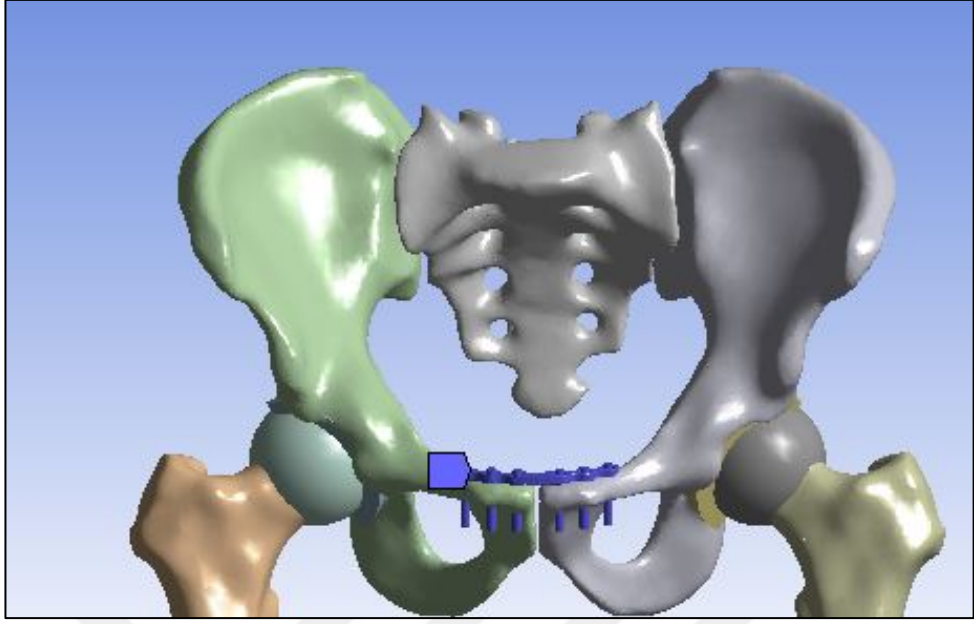
şekil 3.13 Boyutu 6 mm olan elemanlar ile mesh oluşturulan bölge



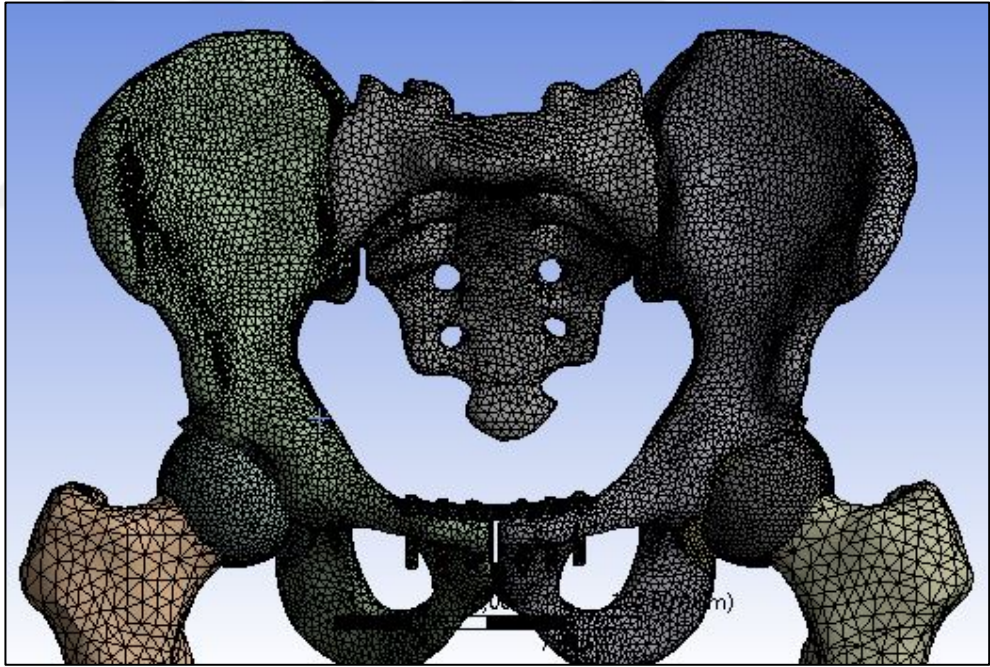
Şekil 3.14 Boyutu 3 mm olan elemanlar ile mesh oluşturulan bölge



Şekil 3.15 Boyutu 2,5 mm olan elemanlar ile mesh oluşturulan bölge



Şekil 3.16 Boyutu 1,5 mm olan elemanlar ile mesh oluşturulan bölge



Şekil 3.17 Mesh oluşturulmuş pelvis yapısı

Pelvis bileşenlerine ait eleman ve düğüm sayıları tablo 3.2’de verilmiştir. Eleman tipi program kontrolü ile SOLID185 olarak belirlenmiştir.

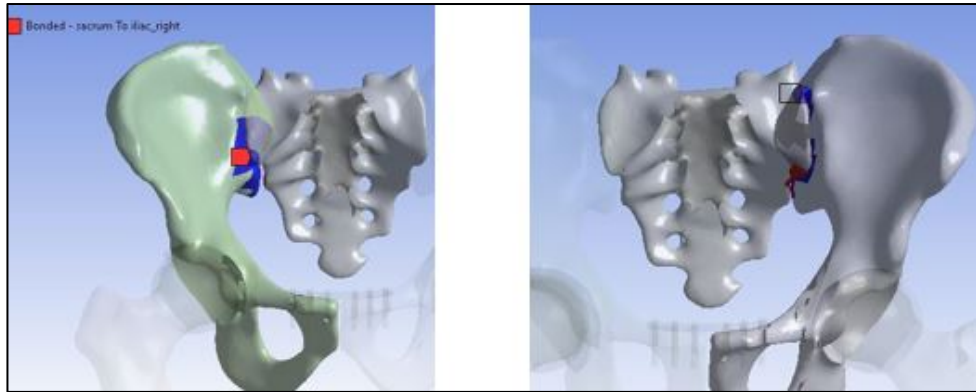
Tablo 3.2 Pelvis bileşenlerine ait eleman ve düğüm sayıları

Bileşen Adı	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
<i>Sakrum</i>	97444	19589
<i>Sağ İlyak</i>	105190	21896
<i>Sağ Femur</i>	42267	8893
<i>Sol İlyak</i>	108062	22504
<i>Sol Femur</i>	43126	9100

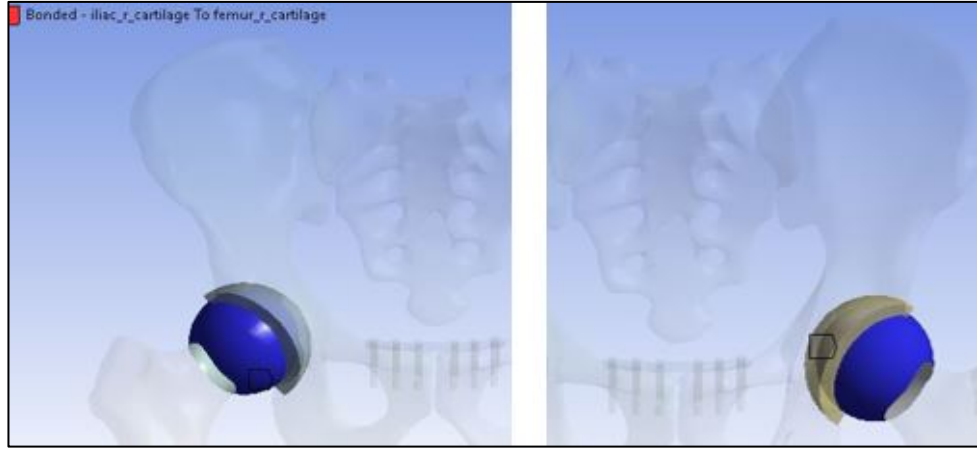
3.5 Sınır Şartları

Çalışmadaki sınır şartları üç başlıkta incelenebilir. Bunlardan ilki bileşenler arası ilişkiler (kontaklar) ikincisi sabitleme ve kısıtlamalardır. Üçüncü başlık ise yüklemelerdir.

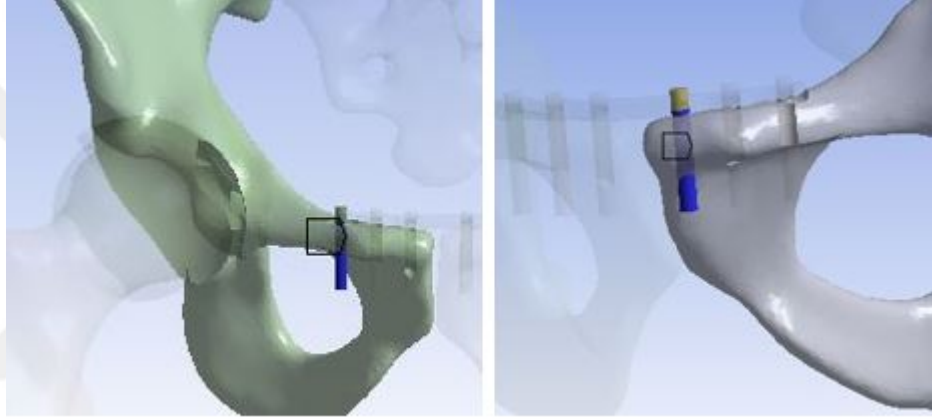
Bileşenler arası kontaklar bonded olarak tanımlanmıştır. Sakrum ve ilyak kemikleri arasındaki şekil 3.18’de, femur ve ilyak kemikleri arasındaki kontaklar şekil 3.19’da, vida ve kemikler arasındaki kontaklar ise şekil 3.20’de gösterilmiştir. Ayrıca plak ve vida arasında ve plak ve ilyak kemikleri arasında da kontak tanımlanmıştır.



Şekil 3.18 Sakrum ve ilyak kemikleri arasındaki bonded ilişkiler

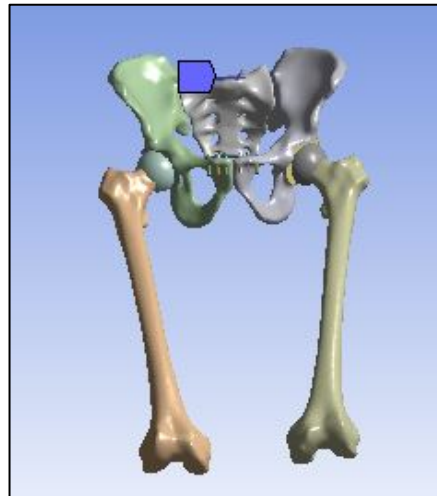


Şekil 3.19 Femur ve ilyak kemikleri arasındaki bonded ilişkiler



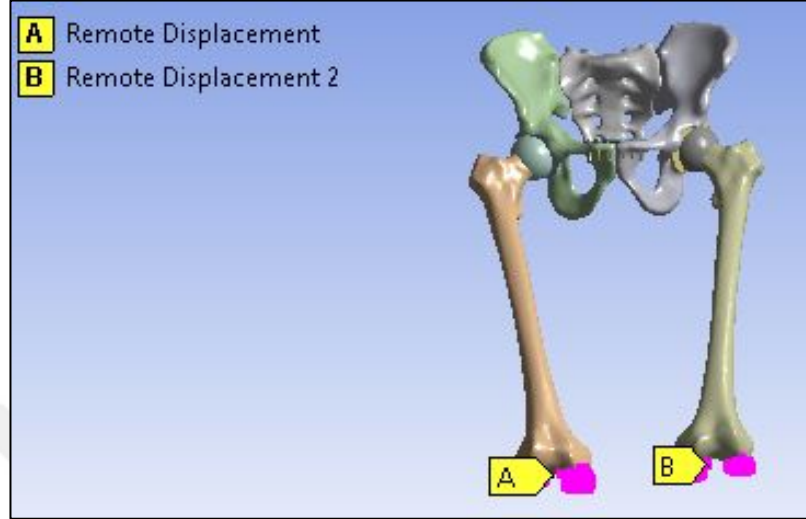
Şekil 3.20 Vida ve ilyak kemikleri arasındaki bonded ilişkiler

Yükleme aşamasına geçmeden önce pelvis sistemi sakrumdan sabitlenmiştir (Şekil 3.21).



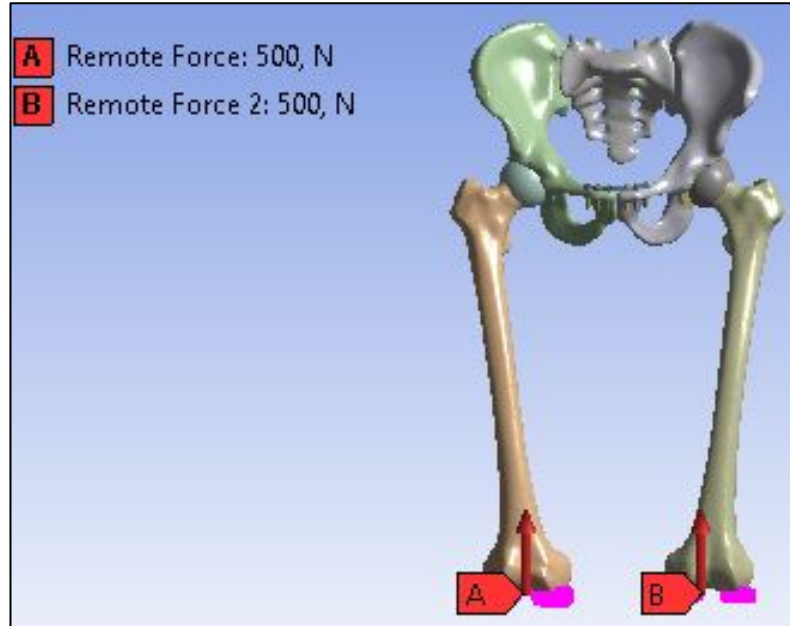
Şekil 3.21 Sakrumdan gerçekleştirilen sabitleme

Femur kemiklerinin x ve z eksenlerinde yer değiştirmesi ile y ekseninde dönmesi distalden yapılan sabitleme ile engellenmiştir (şekil 3.22).



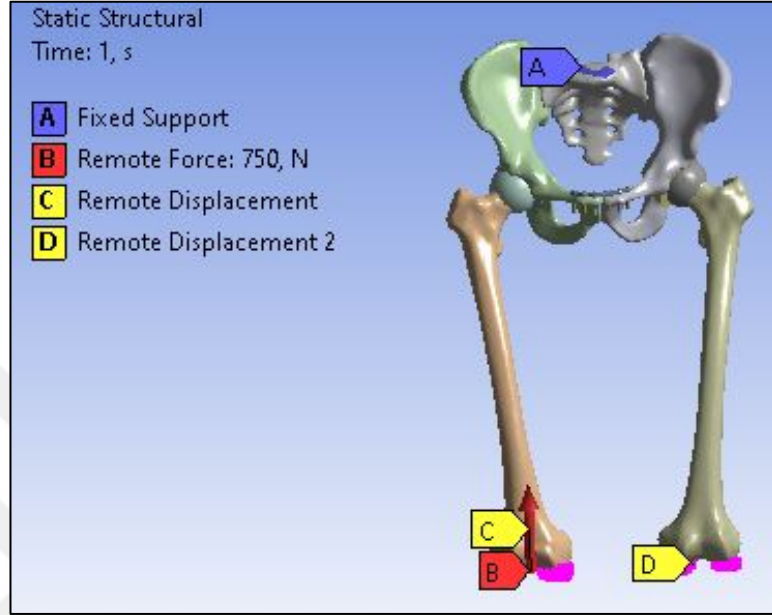
şekil 3.22 Femur kemiklerine distalden uygulanan kısıtlama

Çalışmada iki farklı yükleme gerçekleştirilmiştir. İlk yükleme şekli çift ayak üzerinde duruşu simüle eden ve iki femur kemiğine de distalden uygulanan 500N'dur (şekil 3.23).



şekil 3.23 çift ayak yükleme durumunda kuvvetler

İkinci yükleme şekli ise tek ayak üzerinde duruşu simüle eden ve sağ femur kemiğine distalden uygulanan 750N şekil 3.24'te gösterilmiştir (Yao ve diğer., 2015).



Şekil 3.24 Tek ayak yükleme durumu

BÖLÜM DÖRT

SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

Çalışmada 32 yaşında sağlıklı bir kadın donörden alınan bilgisayarlı tomografi verisinden elde edilen üç boyutlu pelvis modeline simfisiz pubis ayrılması uygulanmıştır. Analizler iki bölümden oluşmaktadır. İlk bölümde simfisiz pubis ayrılmasının tespitinde; Synthes marka 3,5mm kalınlığında 6 delikli rekonstrüksiyon plakası ile 3,5 mm kalınlığında 4 delikli simfisiz pubis plakası biyomekanik açıdan karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma esnasında çift ayak üzerinde ve tek ayak üzerinde duruş simüle edilmek üzere iki farklı yükleme gerçekleştirilerek plakalarda oluşan maksimum von mises gerilmesi ve pelvis yapısında oluşan maksimum asal gerilme ve gerilme dağılımları incelenmiştir.

Analizin ikinci bölümünde, daha üstün sonuçlar veren Synthes marka 3,5mm kalınlığında 6 delikli rekonstrüksiyon plakası ile tespit yapılmıştır. Burada plakanın sabitlemesinde kullanılan vidaların boylarının ve sıralamalarının değişimi esas alınarak altı farklı vida konfigürasyonuna sahip altı farklı şekilde sabitleme yapılmıştır. Analizin ilk bölümünde olduğu gibi çift ayak üzerinde ve tek ayak üzerinde duruş simüle edilmek üzere iki farklı yükleme gerçekleştirilmiştir. Vida konfigürasyonlarını mekanik açıdan karşılaştırmak için plakalarda oluşan von mises gerilme dağılımı, vidalarda oluşan von mises gerilme dağılımı, pelvis yapısının düşey yöndeki deformasyonu, pelvis yapısının asal gerilme dağılımı ve vidalarda oluşan kayma gerilme dağılımı incelenmiştir.

4.1 Birinci Aşama: Plakların Biyomekanik Açıdan Karşılaştırılması

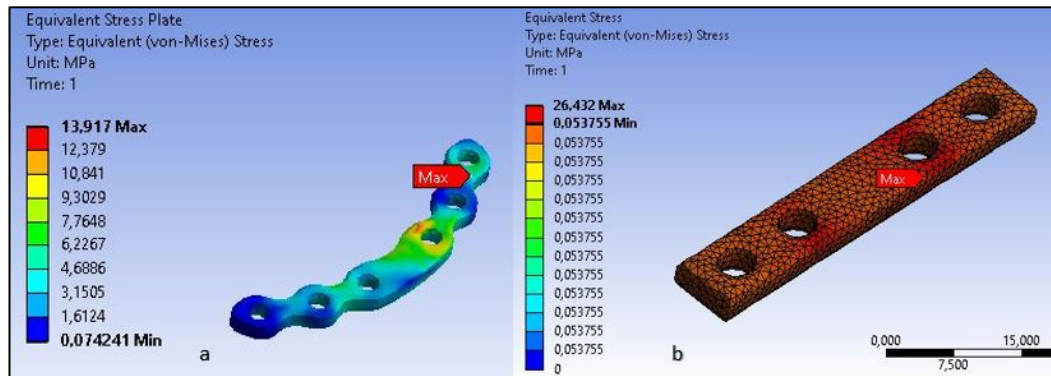
4.1.1 Çift Ayak Üzerinde Duruş

Çift ayak üzerinde duruşu simüle etmek amacıyla iki femur kemiğine de distalden 500N kuvvet uygulanmıştır. Bu yükleme altında elde edilen maksimum gerilme ve şekil değiştirme değerleri tablo 4.1’de verilmiştir. Pelviste meydana gelen maksimum

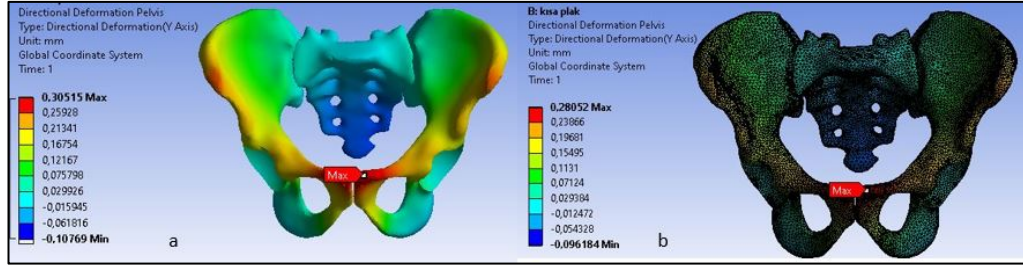
düşey yer değiştirme değerleri; 6 delikli plakada 0,305 mm iken 4 delikli plakada 0,280 mm olup aralarında anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Yer değiştirme dağılımı şekil 4.2’de gösterilmiş olup iki fiksasyon türünde de maksimum düşey yer değiştirme, plakların üzerine sabitlendiği pubik kemikler üzerinde görülmektedir. Pelviste meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri; 6 delikli plakada 16,62 MPa iken 4 delikli plakada 17,52 MPa olup aralarında anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Asal gerilme dağılımı şekil 4.3’te gösterilmiştir. Plaklarda meydana gelen maksimum Von Misses gerilme değerleri; 6 delikli plakada 13,91 mpa iken 4 delikli plakada 26,43 MPa olup 6 delikli plakadan 4 delikli plakaya geçildiğinde maksimum Von Misses gerilmesinin 1,9 katına çıktığı görülmektedir. Ortaya çıkan değerlerin karşılaştırıldığı grafik şekil 4.4’te verilmiştir. Çift ayak yükleme durumunda fiksasyon elemanı olarak 6 delikli plakanın seçilmesinin daha isabetli olacağı görülmektedir.

Tablo 4.1 Çift ayak yükleme sonucu meydana gelen gerilme ve yer değiştirmeler

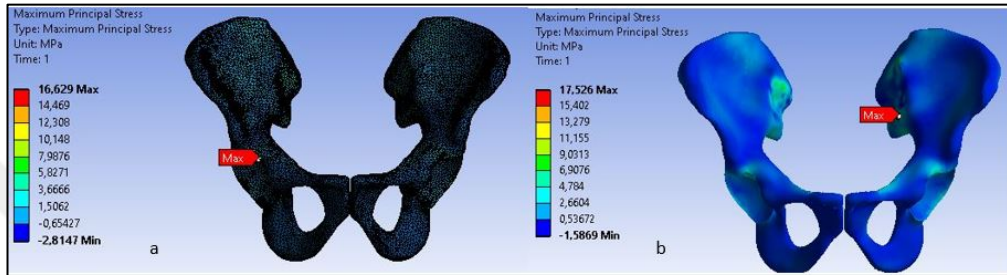
	6 Delikli Plak ile Tespit	4 Delikli Plak ile Tespit
Plak üzerindeki maksimum Von Misses gerilmesi (MPa)	13,91	26,43
Pelvisteki düşey yer değiştirme (mm)	0,305	0,280
Pelvisteki maksimum asal gerilme (MPa)	16,62	17,52



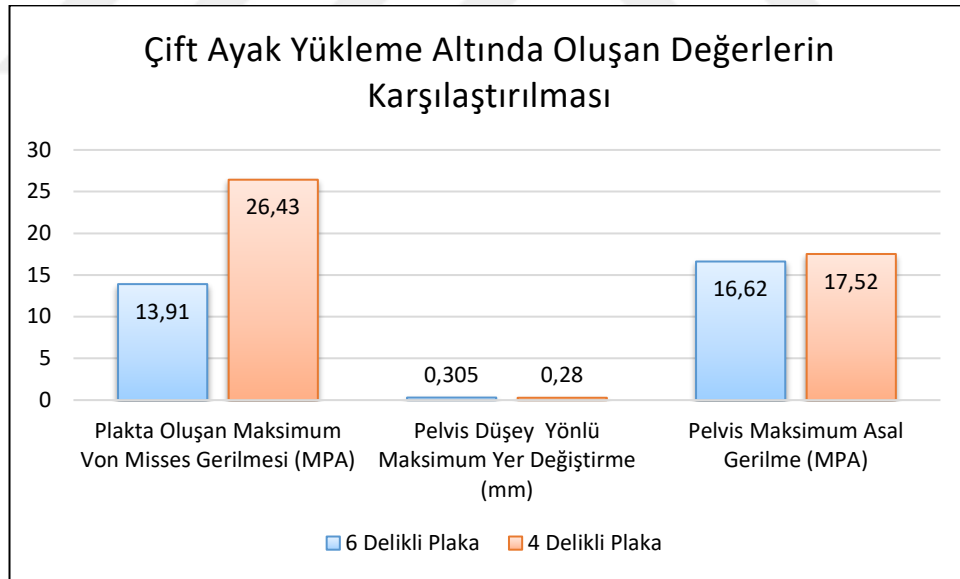
Şekil 4.1 Çift ayak yükleme sonucu a) 6 delikli plakada Von Misses gerilme dağılımı b) 4 delikli plakada Von Misses gerilme dağılımı



Şekil 4.2 Çift ayak yükleme sonucu pelviste düşey yer değıştirme dağılımı a) 6 delikli plaka sabitlemesi b) 4 delikli plaka sabitlemesi



Şekil 4.3 Çift ayak yükleme sonucu pelviste asal gerilme dağılımı a) 6 delikli plaka sabitlemesi b) 4 delikli plaka sabitlemesi



Şekil 4.4 Çift ayak yükleme altında oluşan değerlerin karşılaştırılması

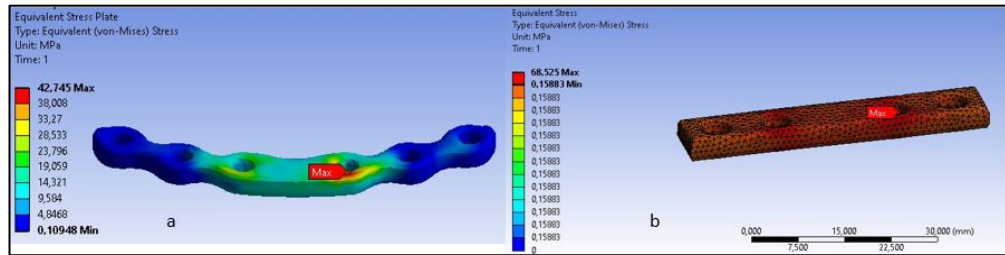
4.1.2 Tek Ayak Üzerinde Duruş

Tek ayak üzerinde duruşu simüle etmek amacıyla sağ femur kemiğine distalden 750N kuvvet uygulanmıştır. Bu yükleme altında elde edilen maksimum gerilme ve

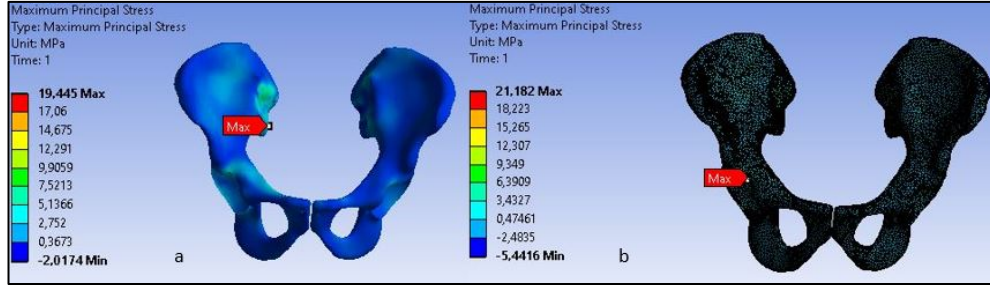
şekil değiştirme değerleri tablo 4.2’de verilmiştir. Pelviste meydana gelen maksimum düşey yer değiştirme değerleri; 6 delikli plakada 0,320 mm iken 4 delikli plakada 0,319 mm olup hem maksimum değerlerinde hem de dağılımlarında anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Pelviste meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri; 6 delikli plakada 19,44 MPa iken 4 delikli plakada 21,18 MPa olup aralarında %8 fark bulunmaktadır. Asal gerilme dağılımı şekil 4.6’da gösterilmiştir. Plaklarda meydana gelen maksimum Von Misses gerilme değerleri; 6 delikli plakada 42,74 MPa iken 4 delikli plakada 68,52 MPa olup 6 delikli plakadan 4 delikli plakaya geçildiğinde maksimum Von Misses gerilmesinin yaklaşık 1,6 katına çıktığı görülmektedir. Plaklarda oluşan Von Misses gerilme dağılımı şekil 4.5’te gösterilmiştir. Ortaya çıkan değerlerin karşılaştırıldığı grafik şekil 4.7’te verilmiştir. Tek ayak yükleme durumunda fiksasyon elemanı olarak 6 delikli plakanın seçilmesinin daha isabetli olacağı görülmektedir.

Tablo 4.2 Tek ayak yükleme sonucu meydana gelen gerilme ve yer değiştirmeler

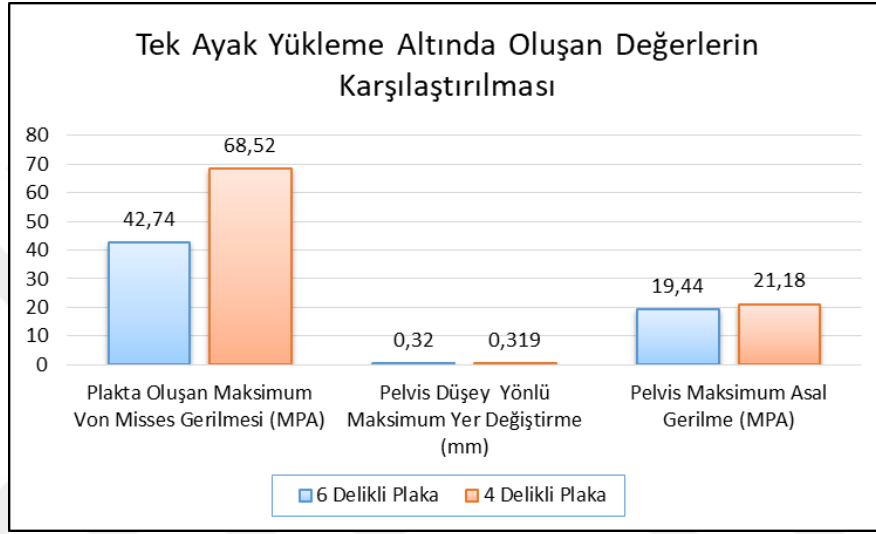
	6 Delikli Plak ile Tespit	4 Delikli Plak ile Tespit
<i>Plak üzerindeki maksimum Von Misses gerilmesi (MPa)</i>	42,74	68,52
<i>Pelvisteki düşey yer değiştirme (mm)</i>	0,320	0,319
<i>Pelvisteki maksimum asal gerilme (MPa)</i>	19,44	21,18



Şekil 4.5 Tek ayak yükleme sonucu plaklarda Von Misses gerilme dağılımı



Şekil 4.6 Tek ayak yükleme sonucu pelviste asal gerilme dağılımı



Şekil 4.7 Tek ayak yükleme altında oluşan değerlerin karşılaştırılması

4.2 İkinci Aşama: Vida Konfigürasyonlarının Biyomekanik Açidan Karşılaştırılması

Bu bölümde Synthes marka 3,5mm kalınlığında 6 delikli rekonstrüksiyon plakası ile tespit yapılmıştır. Plakanın sabitlenmesinde uzun vida 24 mm ve kısa vida 12 mm olmak üzere iki farklı vida tipi kullanılmıştır. İsimlendirme esansında plak sistemine karşıdan bakılarak uzun vida u harfi ve kısa vida k harfiyle ifade edilmiştir. Vida boylarının ve yerleşiminin etkilerini incelemek amacıyla oluşturulan altı farklı konfigürasyon şu şekildedir:

1. UUU - UUU
2. KUU – UUK
3. K KU – UKK

4. KKK – KKK
5. UUK – KUU
6. UKU – UKU

Bu konfigürasyonların biyomekanik olarak karşılaştırılabilmesi için analiz sonuçlarında aşağıdaki büyüklükler ve dağılımları incelenmiştir:

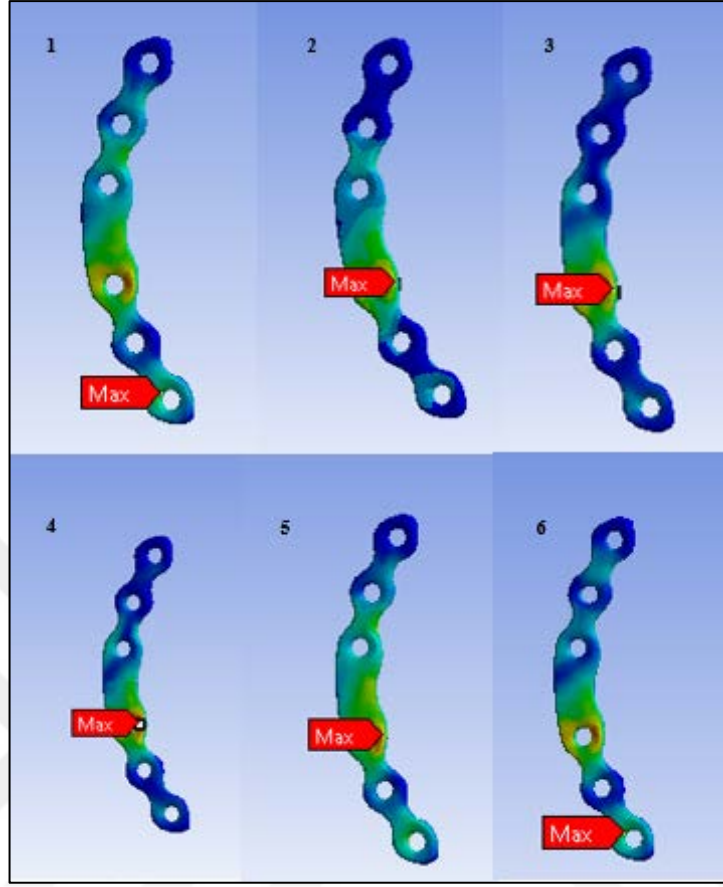
- Plakta oluşan von mises gerilmesi
- Vidalarda oluşan von mises gerilmesi
- Pelviste oluşan düşey yönlü yer değiştirme
- Pelviste oluşan asal gerilme
- Vidalarda oluşan kayma gerilmesi

4.2.1 Çift Ayak Üzerinde Duruş

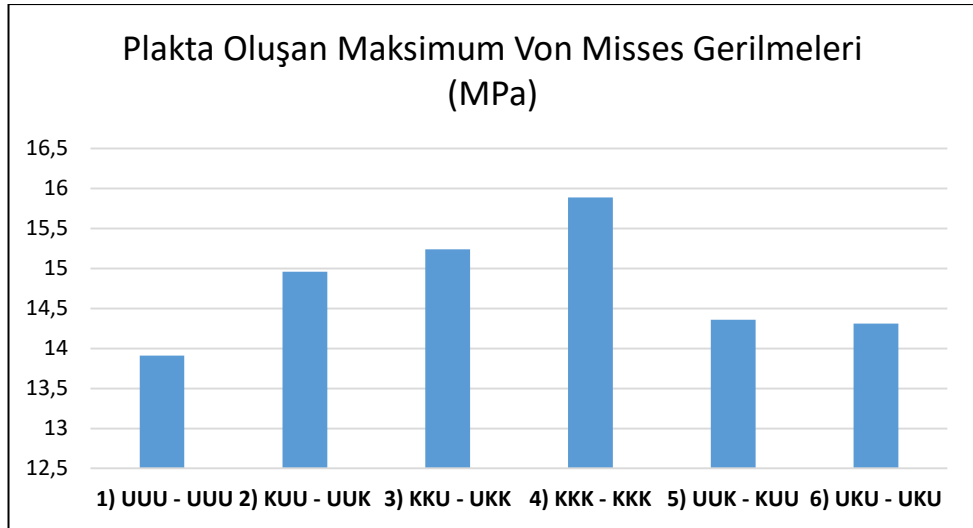
Çift ayak üzerinde duruşu simüle etmek amacıyla iki femur kemiğine de distalden 500 N kuvvet uygulanmıştır. Bu yükleme altında farklı vida konfigürasyonları için plaklarda oluşan maksimum Von Mises gerilme değerleri tablo 4.3'te verilmiştir. Maksimum Von Mises gerilmesi 15,89 MPa olup 4 numaralı konfigürasyonda; minimum Von Mises gerilmesi 13,91 MPa olup 1 numaralı konfigürasyonda oluşmuştur. Bu iki gerilme arasında yaklaşık %15 fark olduğu, genel olarak değerlerin birbirine yakın olduğu görülmüştür. Von mises gerilme dağılımı konfigürasyon numaraları ile beraber şekil 4.8'de gösterilmiştir. Ortaya çıkan maksimum Von Mises gerilme değerlerin karşılaştırıldığı grafik şekil 4.9'da verilmiştir.

Tablo 4.3 Çift ayak yükleme durumunda plakta oluşan maksimum Von Mises gerilmeleri

Vida Konfigürasyonu	Plakta Oluşan Maksimum Von Mises Gerilmesi (MPa)
1) UUU - UUU	13,91
2) KUU - UUK	14,96
3) KKK - UKK	15,24
4) KKK - KKK	15,89
5) UUK - KUU	14,36
6) UKU - UKU	14,31



Şekil 4.8 Çift ayak yükleme durumunda plakta oluşan Von Misses gerilme dağılımı

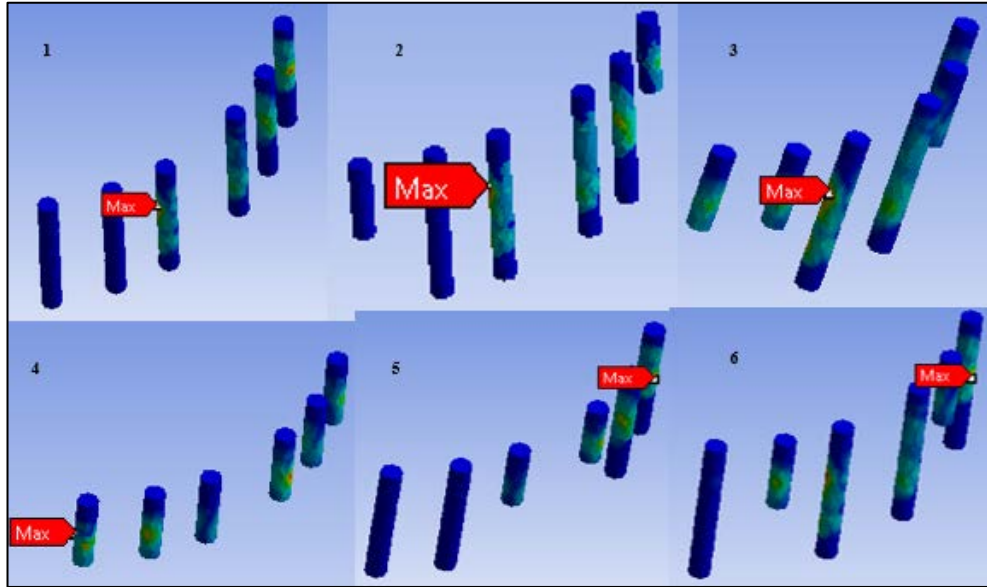


Şekil 4.9 Çift ayak yükleme durumunda plakta oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri

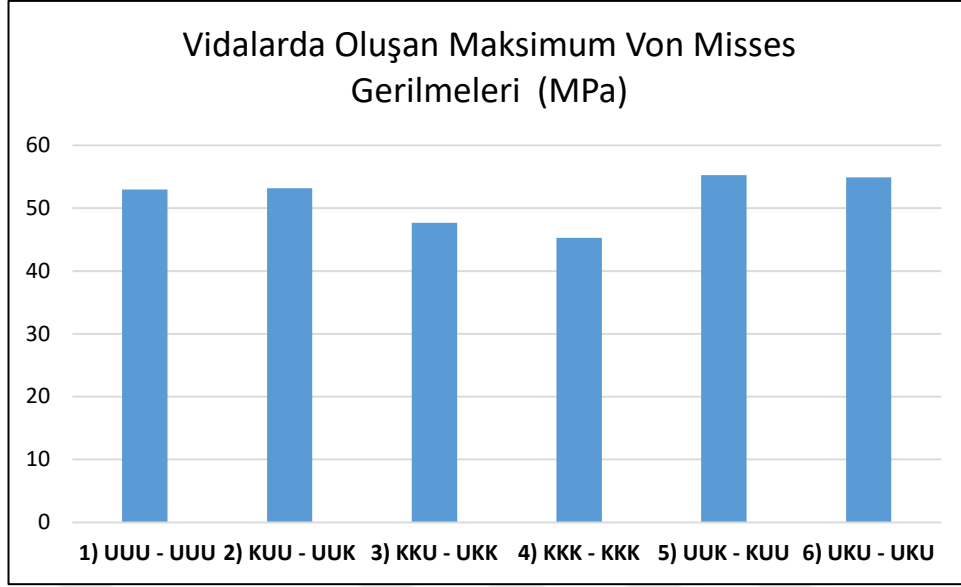
Çift ayak yükleme durumunda farklı vidalarda oluşan maksimum Von Misses gerilme değerleri tablo 4.4'te verilmiştir. Vidalarda oluşan maksimum Von Misses gerilmesi 55,25 mpa olup 5 numaralı konfigürasyonda; minimum Von Misses gerilmesi 45,26 mpa olup 4 numaralı konfigürasyonda oluşmuştur. Bu iki gerilme arasında yaklaşık %22 fark olduğu görülmüştür. Vidalarda oluşan Von Misses gerilme dağılımı konfigürasyon numaraları ile beraber şekil 4.10'da gösterilmiştir. Merkezdeki vidalar uzun olduğu takdirde maksimum gerilmelerin merkez vidalar üzerinde olduğu görülmüştür. Ortaya çıkan maksimum Von Misses gerilme değerlerin karşılaştırıldığı grafik şekil 4.11'de verilmiştir.

Tablo 4.4 Çift ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri

Vida Konfigürasyonu	Vidalarda Oluşan Maksimum Von Misses Gerilmesi (MPa)
1) UUU - UUU	52,97
2) KUU - UUK	53,18
3) KKK - UKK	47,68
4) KKK - KKK	45,26
5) UUK - KUU	55,25
6) UKU - UKU	54,93



Şekil 4.10 Çift ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan Von Misses gerilme dağılımı

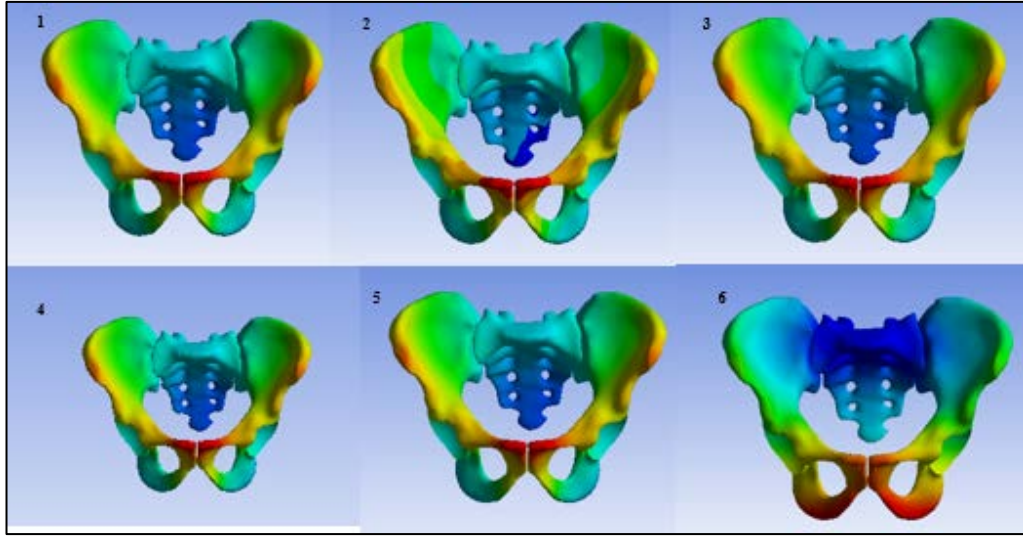


Şekil 4.11 Çift ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri

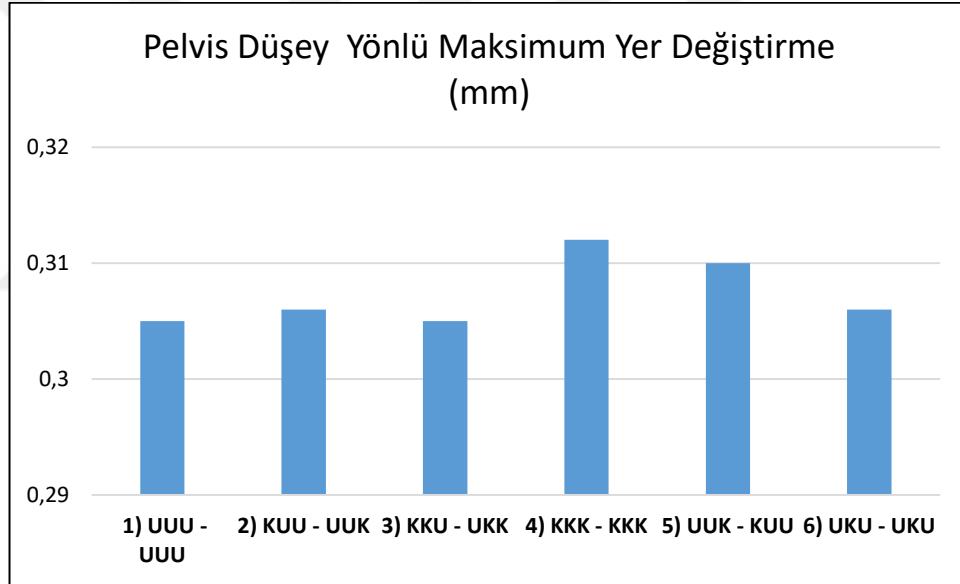
Çift ayak yükleme durumunda farklı fiksasyon tipleri için pelviste oluşan maksimum düşey yer değiştirme değerleri tablo 4.5'te verilmiştir. Meydana gelen yer değiştirmeler arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Pelviste meydana gelen düşey yönlü yer değiştirme dağılımı konfigürasyon numaraları ile beraber şekil 4.12'de gösterilmiştir. Merkezdeki vidalar uzun olduğu takdirde maksimum gerilmelerin merkez vidalar üzerinde oluştuğu görülmüştür. Ortaya çıkan maksimum von misses gerilme değerlerin karşılaştırıldığı grafik şekil 4.13'de verilmiştir.

Tablo 4.5 Çift ayak yükleme durumunda pelvis düşey yönlü maksimum yer değiştirme

Vida Konfigürasyonu	Pelvis Düşey Yönlü Maksimum Yer Değiştirme (mm)
1) UUU - UUU	0,305
2) KUU - UUK	0,306
3) KKU - UKK	0,305
4) KKK - KKK	0,312
5) UUK - KUU	0,310
6) UKU - UKU	0,306



Şekil 4.12 Çift ayak yükleme durumunda pelviste oluşan düşey yönlü yer değiştirme dağılımı

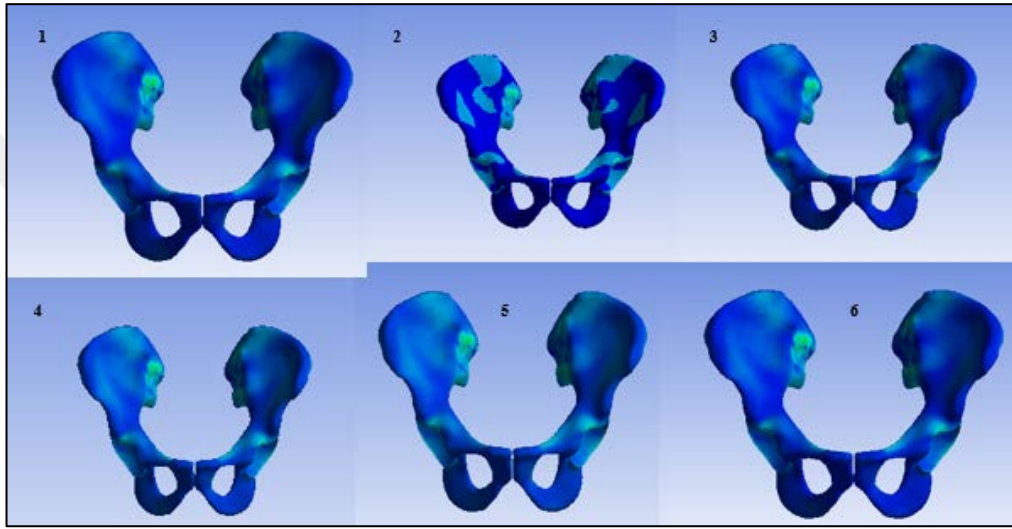


Şekil 4.13 Çift ayak yükleme durumunda pelviste oluşan düşey yönlü maksimum yer değiştirme değerleri

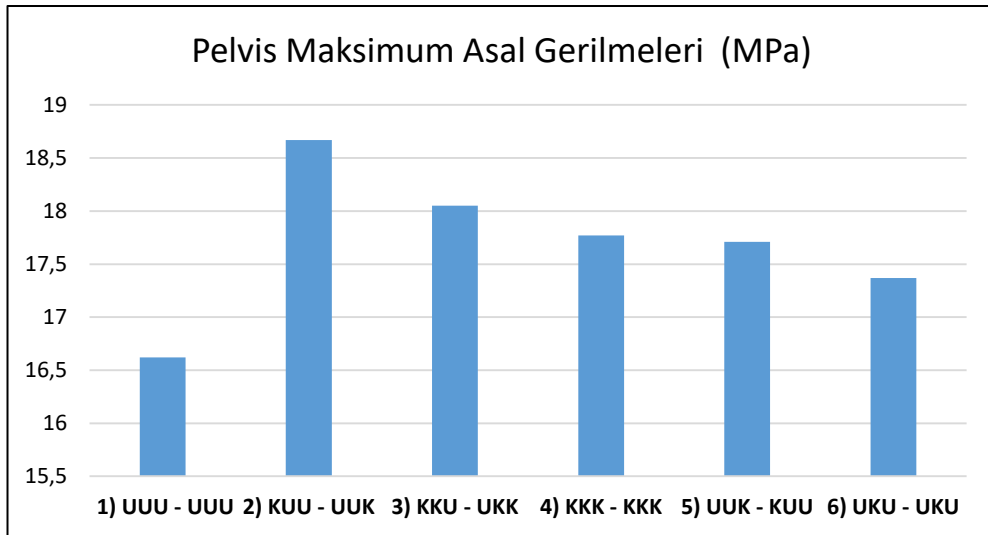
Çift ayak yükleme durumunda farklı fiksasyon tipleri için pelviste oluşan maksimum asal gerilme değerleri tablo 4.6’da verilmiştir. Meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Asal gerilme dağılımı konfigürasyon numaraları ile beraber şekil 4.14’te gösterilmiştir. Maksimum asal gerilme değerlerin karşılaştırıldığı grafik şekil 4.15’te verilmiştir.

Tablo 4.6 Çift ayak yükleme durumunda pelviste oluşan maksimum asal gerilmeler değerleri

Vida Konfigürasyonu	Pelvis Maksimum Asal Gerilme (MPa)
1) UUU - UUU	16,62
2) KUU - UUK	18,67
3) KKU - UKK	18,05
4) KKK - KKK	17,77
5) UUK - KUU	17,71
6) UKU - UKU	17,37



Şekil 4.14 Çift ayak yükleme durumunda pelviste oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

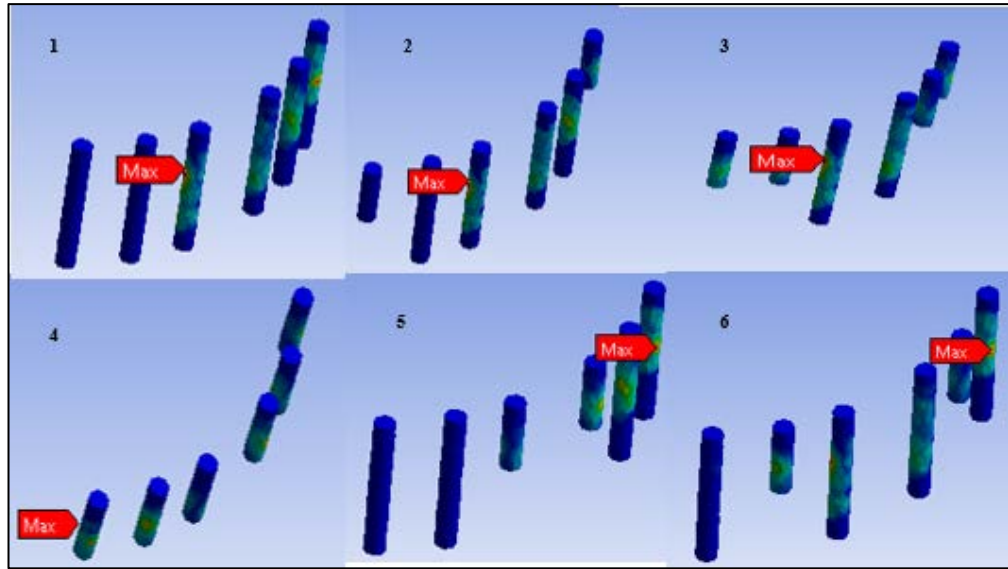


Şekil 4.15 Çift ayak yükleme durumunda pelviste oluşan maksimum asal gerilmeler değerleri

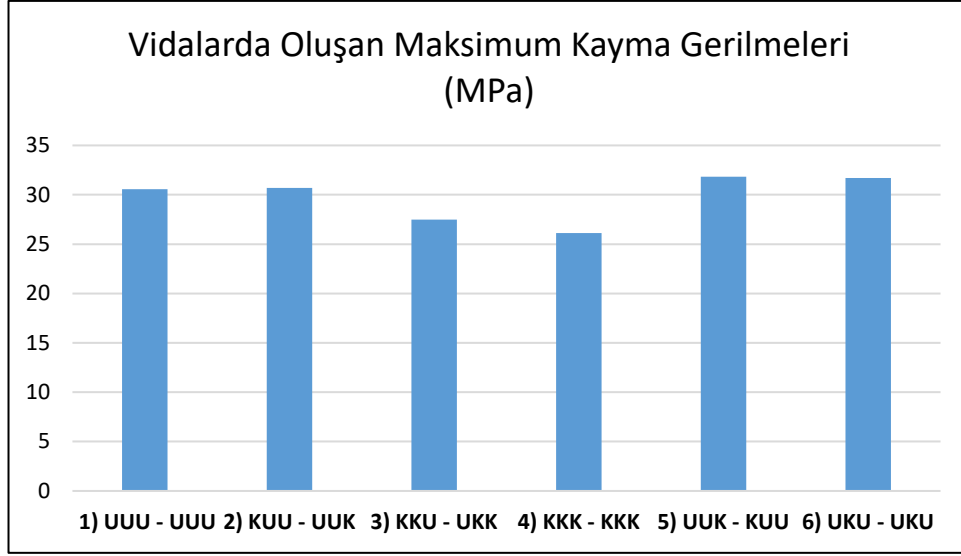
Çift ayak yükleme durumunda farklı vidalarda oluşan maksimum kayma gerilme değerleri tablo 4.7’te verilmiştir. Vidalarda oluşan maksimum kayma gerilmesi 31,84 MPa olup 5 numaralı konfigürasyonda; minimum kayma gerilmesi gerilmesi 26,12 MPa olup 4 numaralı konfigürasyonda oluşmuştur. Bu iki gerilme arasında yaklaşık %22 fark olduğu görülmüştür. Maksimum ve minimum kayma gerilmelerinin ortaya çıktığı konfigürasyon ve bu gerilmelerin birbirlerine oranı Von Misses gerilmesi ile aynıdır. Oluşan kayma gerilmesi dağılımı konfigürasyon numaraları ile beraber şekil 4.16’da gösterilmiştir. Ortaya çıkan maksimum Von Misses gerilme değerlerin karşılaştırıldığı grafik şekil 4.17’de verilmiştir.

Tablo 4.7 Çift ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum kayma gerilmeleri

Vida Konfigürasyonu	Vidalarda Oluşan Maksimum Kayma Gerilmesi (MPa)
1) UUU - UUU	30,56
2) KUU - UUK	30,68
3) KKU - UKK	27,49
4) KKK - KKK	26,12
5) UUK - KUU	31,84
6) UKU - UKU	31,69



Şekil 4.16 Çift ayak yükleme durumunda vidada oluşan kayma gerilmesi dağılımı



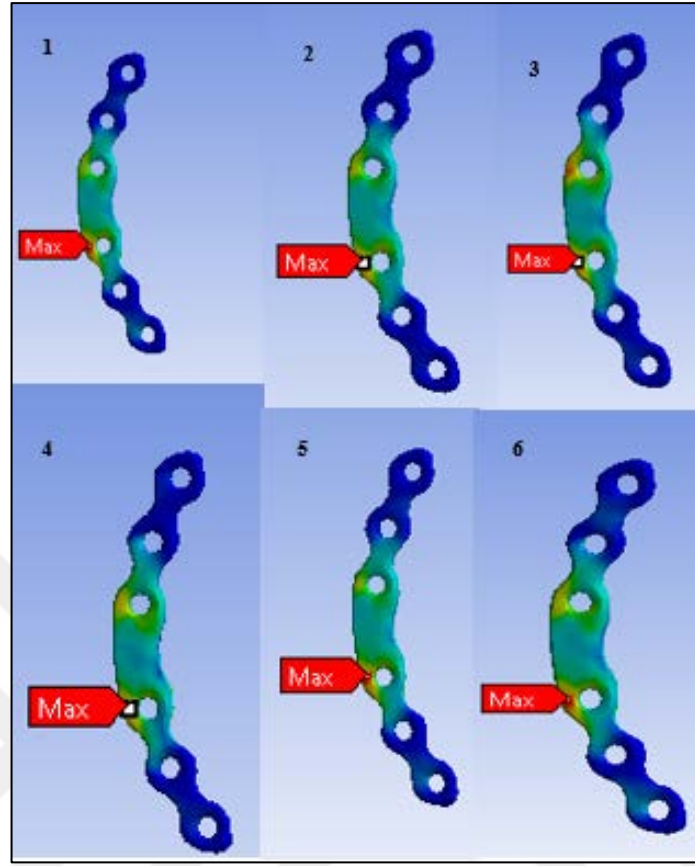
Şekil 4.17 Çift ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum kayma gerilmesi değerleri

4.2.2 Tek Ayak Üzerinde Duruş

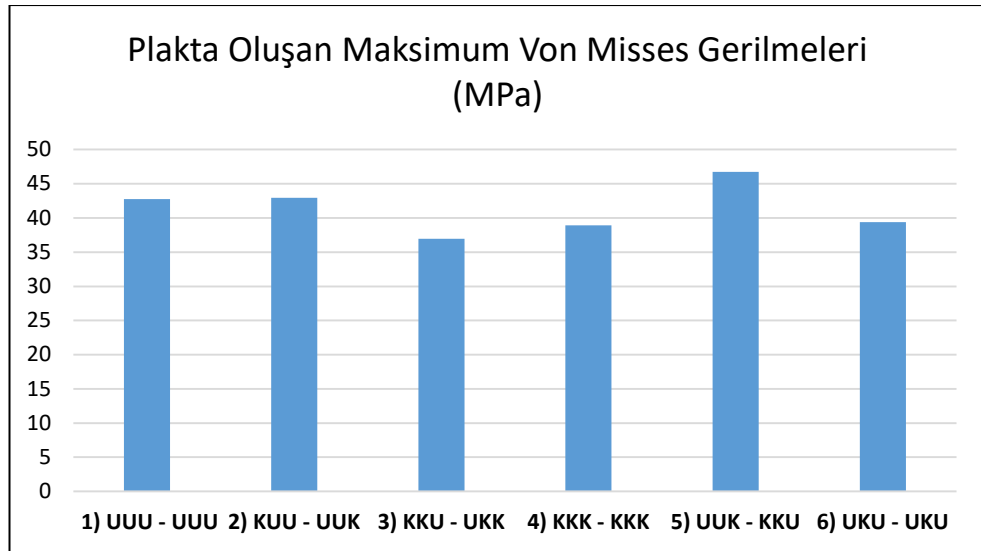
Tek ayak üzerinde duruşu simüle etmek amacıyla sağ femur kemiğine distalden 750N kuvvet uygulanmıştır. Bu yükleme altında farklı vida konfigürasyonları için plaklarda oluşan maksimum von mises gerilme değerleri tablo 4.8’de verilmiştir. Maksimum Von Misses gerilmesi 46,72 Mpa olup 5 numaralı konfigürasyonda; minimum Von Misses gerilmesi 36,96 Mpa olup 3 numaralı konfigürasyonda oluşmuştur. Bu iki gerilme arasında yaklaşık %27 fark olduğu görülmüştür. Von Misses gerilme dağılımı konfigürasyon numaraları ile beraber şekil 4.12’de gösterilmiştir. Maksimum Von Misses gerilmesinin vida konfigürasyonundan bağımsız olarak aynı bölgede oluştuğu görülmüştür. Ortaya çıkan maksimum Von Misses gerilme değerlerin karşılaştırıldığı grafik şekil 4.13’de verilmiştir.

Tablo 4.8 Tek ayak yükleme durumunda plakta oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri

Vida Konfigürasyonu	Plakta Oluşan Maksimum Von Misses Gerilmesi (MPa)
1) UUU - UUU	42,74
2) KUU - UUK	42,93
3) KKU - UKK	36,96
4) KKK - KKK	38,94
5) UUK - KUU	46,72
6) UKU - UKU	39,40



Şekil 4.18 Tek ayak yükleme durumunda plakta oluşan Von Misses gerilme dağılımı

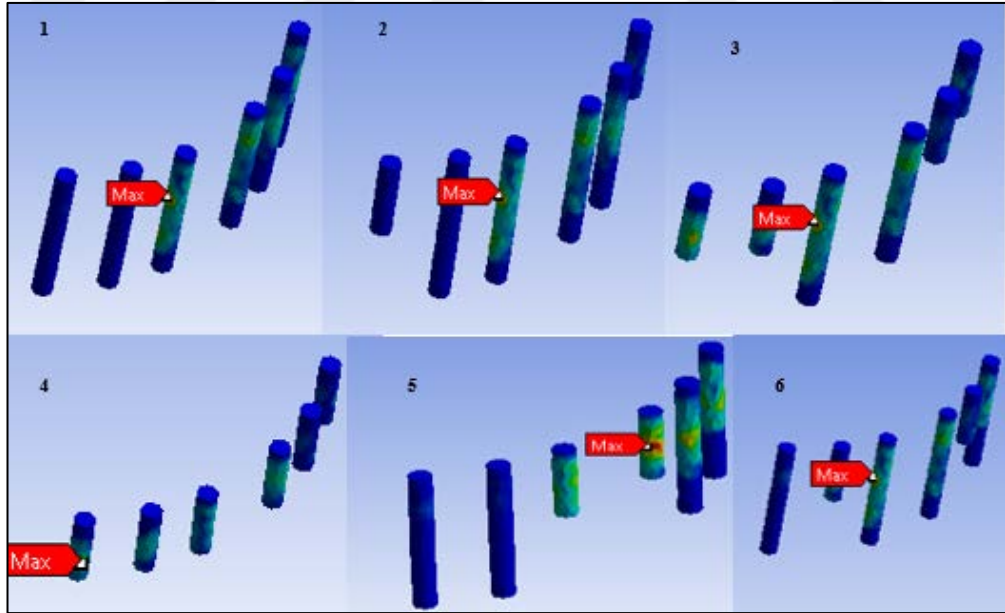


Şekil 4.19 Tek ayak yükleme durumunda plakta oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri

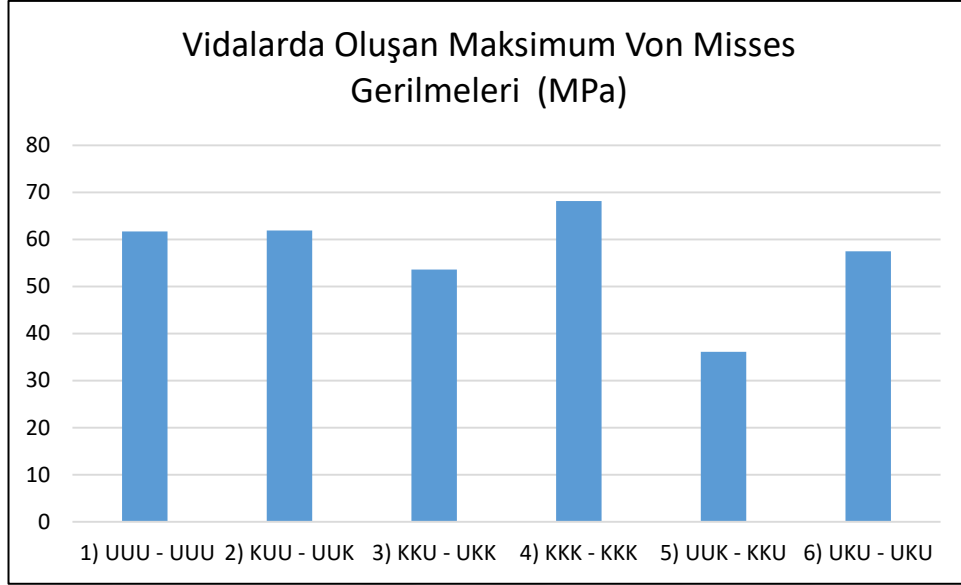
Tek ayak yükleme durumunda farklı vidalarda oluşan maksimum Von Misses gerilme değerleri tablo 4.9’da verilmiştir. Vidalarda oluşan maksimum Von Misses gerilmesi 68,16 Mpa olup 4 numaralı konfigürasyonda; minimum Von Misses gerilmesi 36,11 Mpa olup 5 numaralı konfigürasyonda oluşmuştur. Bu iki gerilme arasında yaklaşık %22 fark olduğu görülmüştür. Vidalarda oluşan Von Misses gerilme dağılımı konfigürasyon numaraları ile beraber şekil 4.14’te gösterilmiştir. Ortaya çıkan maksimum Von Misses gerilme değerlerin karşılaştırıldığı grafik şekil 4.15’te verilmiştir.

Tablo 4.9 Tek ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri

Vida Konfigürasyonu	Vidalarda Oluşan Maksimum Von Misses Gerilmesi (MPa)
1) UUU - UUU	61,72
2) KUU - UUK	61,92
3) KKU - UKK	53,61
4) KKK - KKK	68,16
5) UUK - KUU	36,113
6) UKU - UKU	57,47



Şekil 4.20 Tek ayak yükleme durumunda vidada oluşan Von Misses gerilme dağılımı

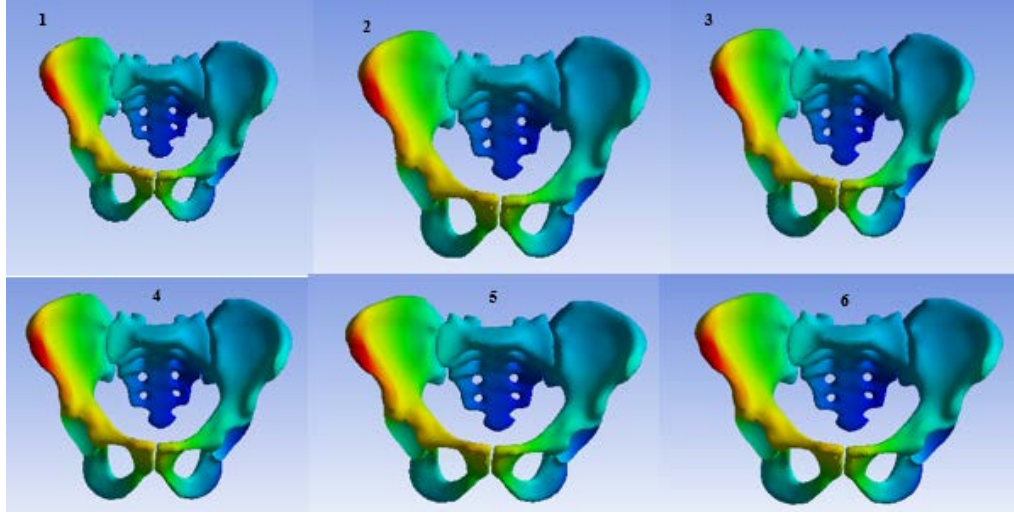


Şekil 4.21 Tek ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri

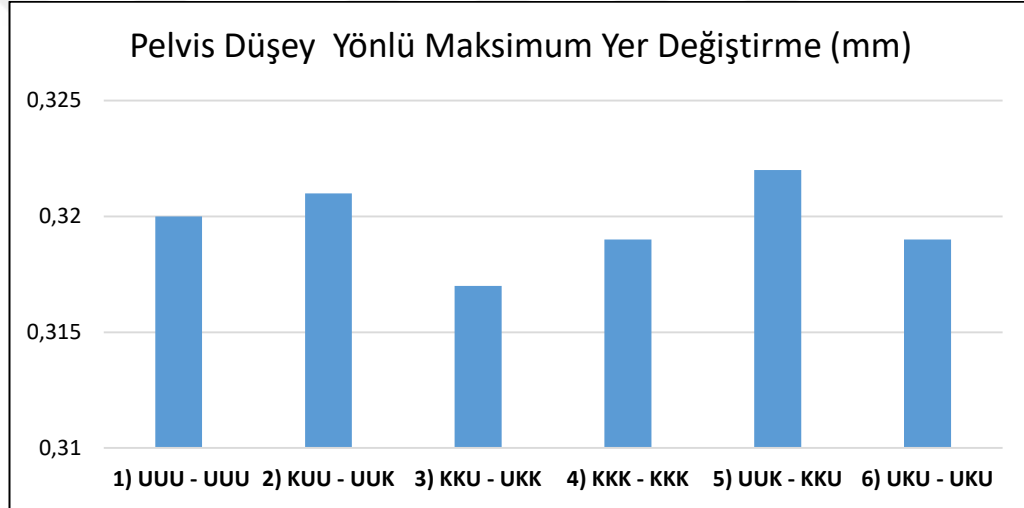
Tek ayak yükleme durumunda farklı fiksasyon tipleri için pelviste oluşan maksimum düşey yer değiştirme değerleri tablo 4.10'da verilmiştir. Meydana gelen yer değiştirmeler arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Pelviste meydana gelen düşey yönlü yer değiştirme dağılımı konfigürasyon numaraları ile beraber şekil 4.16'da gösterilmiştir. Merkezdeki vidalar uzun olduğu takdirde maksimum gerilmelerin merkez vidalar üzerinde oluştuğu görülmüştür. Ortaya çıkan maksimum von misses gerilme değerlerin karşılaştırıldığı grafik şekil 4.17'de verilmiştir.

Tablo 4.10 Tek ayak yükleme durumunda pelvis düşey yönlü maksimum yer değiştirme

Vida Konfigürasyonu	Pelvis Düşey Yönlü Maksimum Yer Değiştirme (mm)
1) UUU - UUU	0,320
2) KUU - UUK	0,321
3) KKU - UKK	0,317
4) KKK - KKK	0,319
5) UUK - KUU	0,322
6) UKU - UKU	0,319



Şekil 4.22 Tek ayak yükleme durumunda pelviste oluşan düşey yönlü yer değiştirme dağılımı

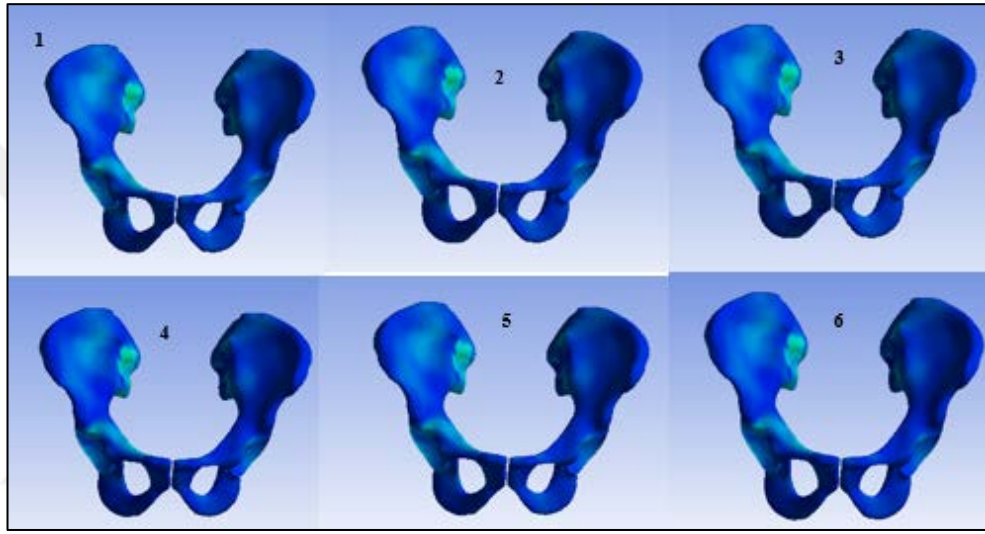


Şekil 4.23 Tek ayak yükleme durumunda pelviste oluşan düşey yönlü maksimum yer değiştirme değerleri

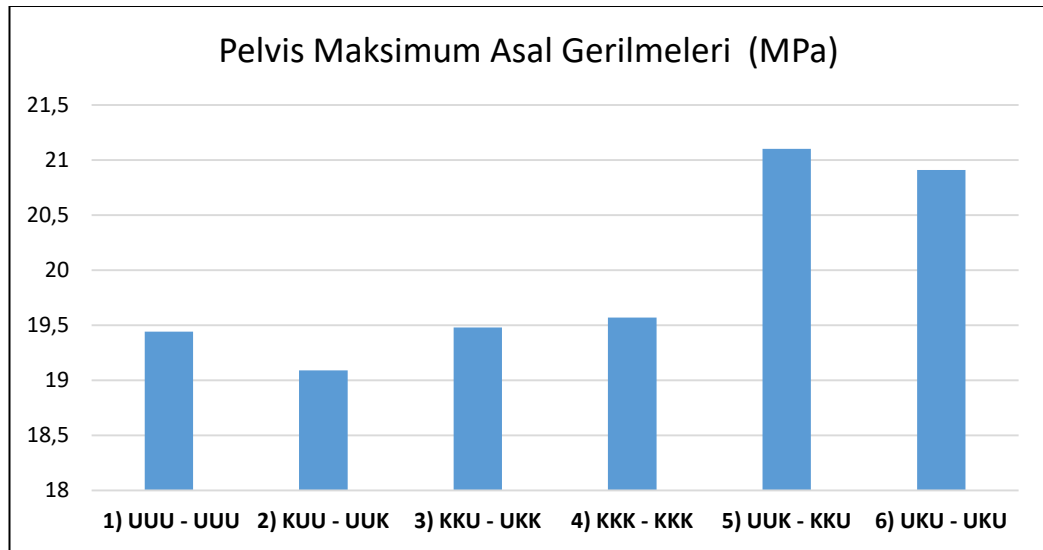
Tek ayak yükleme durumunda farklı fiksasyon tipleri için pelviste oluşan maksimum asal gerilme değerleri tablo 4.11’de verilmiştir. Meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Asal gerilme dağılımı konfigürasyon numaraları ile beraber şekil 4.18’de gösterilmiştir. Maksimum asal gerilme değerlerin karşılaştırıldığı grafik şekil 4.19’da verilmiştir.

Tablo 4.11 Tek ayak yükleme durumunda pelviste oluşan maksimum asal gerilmeler değerleri

Vida Konfigürasyonu	Pelvis Maksimum Asal Gerilme (MPa)
1) UUU - UUU	19,44
2) KUU - UUK	19,09
3) K KU - UKK	19,48
4) KKK - KKK	19,57
5) UUK - KUU	21,10
6) UKU - UKU	20,91



Şekil 4.24 Tek ayak yükleme durumunda pelviste oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

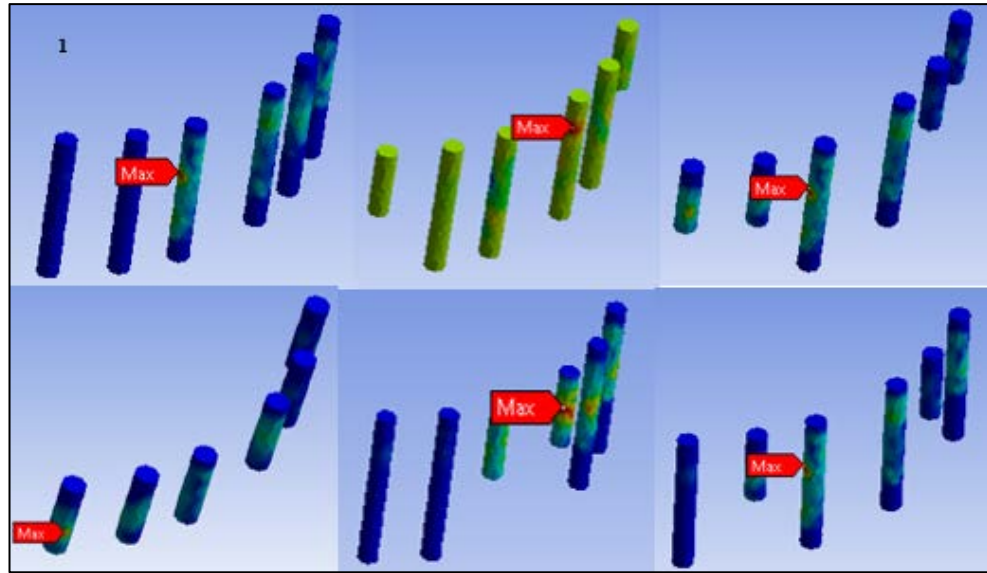


Şekil 4.25 Tek ayak yükleme durumunda pelviste oluşan maksimum asal gerilmeler değerleri

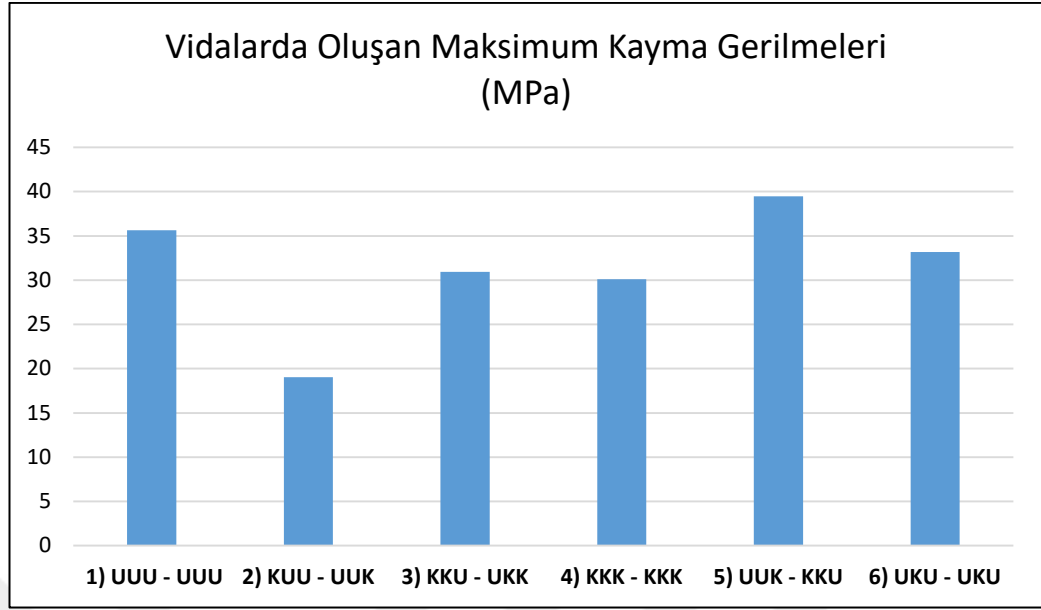
Tek ayak yükleme durumunda farklı vidalarda oluşan maksimum kayma gerilme değerleri tablo 4.12’de verilmiştir. Vidalarda oluşan maksimum kayma gerilmesi 39,49 Mpa olup 5 numaralı konfigürasyonda; minimum kayma gerilmesi gerilmesi 19,03 Mpa olup 2 numaralı konfigürasyonda oluşmuştur. Bu iki gerilmenin birbirine oranı ikidir. Maksimum ve minimum kayma gerilmelerinin ortaya çıktığı konfigürasyon ve bu gerilmelerin birbirlerine oranı Von Misses gerilmesi ile büyük benzerlik göstermektedir. Oluşan kayma gerilmesi dağılımı konfigürasyon numaraları ile beraber şekil 4.20’de gösterilmiştir. Ortaya çıkan maksimum Von Misses gerilme değerlerin karşılaştırıldığı grafik şekil 4.21’de verilmiştir.

Tablo 4.12 Tek ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum kayma gerilmeleri

Vida Konfigürasyonu	Vidalarda Oluşan Maksimum Kayma Gerilmesi (MPA)
1) UUU - UUU	35,63
2) KUU - UUK	19,03
3) KKU - UKK	30,95
4) KKK - KKK	30,09
5) UUK - KUU	39,49
6) UKU - UKU	33,18



Şekil 4.26 Tek ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan kayma gerilmesi dağılımı



Şekil 4.27 Tek ayak yükleme durumunda vidalarda oluşan maksimum kayma gerilmesi değerleri

BÖLÜM BEŞ

YARGILAR

Bu tez çalışmasında, 32 yaşındaki kadın donörden alınan bilgisayarlı tomografi verisi ile oluşturulan üç boyutlu pelvis katı modeli üzerinde oluşturulan simfisiz pubis ayrılmasının plak ile tespiti, sonlu elemanlar analizi yöntemini kullanan Ansys 18.1 programında incelenmiştir.

Çalışmada sonlu elemanlar analizi yönteminin kullanılması, zaman ve işçilikten tasarruf edilmesini sağlarken pelvis yaralanmalarında cerrahi müdahale öncesi planlama ya da ameliyat sonrası tedaviye yardımcı olmak amacıyla rutin hale getirilebileceği fikrini desteklemektedir.

Çalışma iki aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada; 3,5 mm kalınlığında dört delikli plak sabitlemesi ve 3,5 mm kalınlığında altı delikli rekonstrüksiyon plak sabitlemesi, çift ayak üzerinde ve tek ayak üzerinde duruş simüle edilerek iki farklı yükleme altında biyomekanik açıdan karşılaştırılmıştır. Plak tespiti uygulanan bölgedeki yük aktarımı hem plak hem de kemik üzerinden olmaktadır. Burada plak geometrisinin biyomekanik özelliklere etkisi araştırılmıştır. Aşağıda sonuç olarak elde edilen genel yargılar sıralanmıştır:

- Her iki yükleme durumunda da; pelviste meydana gelen maksimum düşey yer değiştirme ve maksimum asal gerilme açısından iki farklı sabitleme şekli arasında %5'in altında bir fark olduğu görülmüştür.
- Çift ayak üzerinde duruşun simüle edildiği yükleme durumunda plaklarda oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri incelendiğinde; 4 delikli plakta meydana gelen maksimum Von Misses gerilmesinin, 6 delikli plakta meydana gelen maksimum Von Misses gerilmesinin yaklaşık 1,9 katı olduğu görülmüştür.
- 4 delikli plaka sabitlemesi ile 6 delikli plaka sabitlemesi arasında, pelviste meydana gelen maksimum düşey yer değiştirme açısından anlamlı bir fark yoktur (Kiskaddon ve diğer., 2018). Buna rağmen plaklarda oluşan maksimum

Von Misses gerilmeleri incelendiğinde 4 delikli plaka sabitlemesinin daha fazla gerilmeye maruz kaldığı için implant yetersizliği açısından tehlikeli olabileceği görülmektedir.

- Yukarıda belirtilen maddeler sebebiyle simfisiz pubis ayrılmasının plak ile tespitinde 3,5 mm kalınlığında 6 delikli rekonstrüksiyon plakasının tercih edilmesinin daha güvenli ve isabetli olduğu yargısına varılmıştır.

Çalışmanın ikinci aşamasında, sadece 3,5 mm kalınlığındaki 6 delikli rekonstrüksiyon plakası ile tespit yapılmıştır. Plakanın sabitlenmesinde kullanılan vidaların boy ve yerleşimleri esas alınarak altı farklı konfigürasyonda tespit gerçekleştirilmiş, çift ayak üzerinde ve tek ayak üzerinde duruş simüle edilerek iki farklı yükleme altında konfigürasyonların tespit biyomekaniğine etkisi incelenmiştir. Aşağıda sonuç olarak elde edilen genel yargılar sıralanmıştır:

- Tüm konfigürasyonlar için, her iki yükleme durumunda da; pelviste meydana gelen maksimum düşey yer değiştirme değerleri arasında ihmal edilebilir düzeyde bir fark olduğu görülmüştür (Varga ve diğer., 1995).
- Aynı şekilde tüm konfigürasyonlar için, çift ayak yükleme durumunda pelviste meydana gelen en büyük ve en küçük maksimum asal gerilme değerleri arasında ihmal edilebilir düzeyde bir fark olduğu gözlemlenmiştir.
- Tüm konfigürasyonlar için, tek ayak üzerinde duruşun simüle edildiği yükleme durumunda pelviste meydana gelen en büyük ve en küçük maksimum asal gerilme değerleri arasında %10'luk bir fark olduğu görülmüştür.
- Tüm vidaların uzun olduğu konfigürasyon ile tüm vidaların kısa olduğu konfigürasyon; plakta oluşan maksimum Von Misses gerilmesi açısından karşılaştırıldığında, çift ayak üzerinde duruşun simüle edildiği yükleme durumunda kısa konfigürasyonda yaklaşık %15 daha fazla gerilme olduğu görülmüştür.
- Tüm konfigürasyonlar için; çift ayak üzerinde duruşun simüle edildiği yükleme durumundan tek ayak üzerinde duruşun simüle edildiği yükleme durumuna geçildiğinde, plakalarda meydana gelen en büyük ve en küçük maksimum Von Misses gerilme değerleri arasındaki farkın arttığı gözlemlenmiştir.

- Çift ayak üzerinde duruşun simüle edildiği yükleme durumunda, vidalarda oluşan maksimum von Misses ve maksimum kayma gerilmesi değerleri incelendiğinde en düşük değerlerin, tüm vidaların kısa olduğu 4 numaralı konfigürasyonda olduğu görülmüştür.
- Plakta oluşan maksimum Von Misses gerilmeleri incelendiğinde değerlerin birbirine yakın olduğu görülmektedir. Öte yandan vidalara etki eden minimum kayma gerilmeleri ise kısa konfigürasyonda ortaya çıkmaktadır. Böylece biyomekanik açıdan; tüm vidaların kısa olduğu fiksasyon sisteminin, tüm vidaların uzun olduğu fiksasyon sistemine alternatif olarak güvenle kullanılabileceği görülmüştür.

Yukarıda varılan yargılar çerçevesinde; simfisiz pubis ayrılmasının plak ile tespitinde kullanılan vidaların boy ve yerleşimlerini esas alan farklı vida konfigürasyonları ile tespit yapılabileceğini, tespit sonucu oluşan gerilme ve yer değiştirmelerin biyomekanik açıdan kabul edilebilir düzeyde kaldığı görülmüştür. Kırık tipi, şekli ve tedavi yaklaşımına göre cerrahın vida boyu seçiminde biyomekanik açıdan özgür hareket edebileceği sonucuna varılmıştır.

KAYNAKLAR

- Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: derleme bölüm i: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 18-23.
- Alton, T. B., ve Gee, A. O. (2014). Classifications in brief: Young and Burgess classification of pelvic ring injuries. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 472, 2338-2342.
- Ayaz, M., Caglar, O., Yilmaz, G., Guvendik, G. I., ve Acaroglu, R. E. (2011). Long term outcome and quality of life of patients with unstable pelvic fractures treated by closed reduction and percutaneous fixation. *Turkish Journal of Trauma & Emergency Surgery*, 17, 261-266.
- Aydoğan, T. (2008). *Sinir sistemi görüntülenmesinde farklı görüntü kayıtlarının çıkarılması*. Doktora Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Isparta.
- Barzilay, Y., Liebergall, M., Safran, O., Khoury, A., ve Mosheiff, R. (2005). Pelvic fractures in a level I trauma center: a test case for the efficacy of the evolving trauma system in Israel. *Imaj-Ramat Gan-*, 7(10), 619.
- Bilgisayarlı tomografi cihazı, (b.t). 10 Haziran 2019, http://www.commonswikimedia.org/wiki/File:Blausen_0205_CATScan_01.png.
- Bouxsein, M. L. (2005). Determinants of skeletal fragility. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 19(6), 897-911.
- Bucholz, R. W. (1981). The pathological anatomy of malignant fracture-dislocations of the pelvis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 63(3), 400-404.

- Buckwalter, J. A., Glimcher, M. J., Cooper, R. R., ve Recker, R. (1995). Bone biology. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 77(8), 1256-1275.
- Cano-Luis, P., Giraldez-Sanchez, M. A., Martinez-Reina, J., Serrano-Escalante, F. J., Galleguillos-Rioboo, C., Lazaro-Gonzalvez, A., ve diğer. (2012). Biomechanical analysis of a new minimally invasive system for osteosynthesis of pubis symphysis disruption. *Injury*, 43, S20-S27.
- Chen, L., Ouyang, Y., Huang, G., Lu, X., Ye, X. S., ve Hong, J. (2013). Endobutton technique for dynamic fixation of traumatic symphysis pubis disruption. *Acta Orthopaedica Belgica*, 79(1), 54-59.
- Dorf, R. C., (1997). *The engineering handbook CD-ROM version*. Florida: CRC Press LLC.
- Drake, R., Vogl, A. W., Mitchell, A. W., Tibbitts, R., ve Richardson, P. (2014). *Gray's Atlas of Anatomy E-Book* (2. Baskı). Philadelphia: Elsevier Health Sciences.
- Enderle, J. ve Bronzino, J. (2012). *Introduction to biomedical engineering* (3. Baskı). Burlington: Academic Press.
- Garcia, J. M., Doblare, M., Seral, B., Seral, F., Palanca, D., ve Gracia, L. (2000). Three-dimensional finite element analysis of several internal and external pelvis fixations. *Journal of Biomechanical Engineering*, 122(5), 516-522.
- Geng, J. P., Tan, K. B., ve Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.

- Giannoudis, P. V., Chalidis, B. E., ve Roberts, C. S. (2008). Internal fixation of traumatic diastasis of pubic symphysis: is plate removal essential? *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 128(3), 325-331.
- Halawi, M. J. (2015). Pelvic ring injuries: emergency assessment and management. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 6(4), 252-258.
- Hamad, A., Pavlou, G., Dwyer, J., ve Lim, J. (2013). Management of pubic symphysis diastasis with locking plates: a report of 11 cases. *Injury*, 44(7), 947-951.
- Heckman, J. D., McQueen, M. M., Ricci, W. M., Tornetta, P., ve McKee, M. D. (2015). *Rockwood and green's fractures in adults* (2. Baskı). Philadelphia: Wolters Kluwer Health.
- Henderson, R. C., Nepola, J. V., ve Claverie, J. G. (1986). Nonoperatively treated major traumatic pelvic disruptions: an evaluation of the long-term results. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 6, 100.
- Kiskaddon, E. M., Wright, A., Meeks, B. D., Froehle, A. W., Gould, G. C., Lubitz, ve M. G., (2018). A biomechanical cadaver comparison of suture button fixation to plate fixation for pubic symphysis diastasis. *Injury*, 49(11), 1993-1998.
- Li, Z., Alonso, J. E., Kim, J. E., Davidson, J. S., Etheridge, B. S., ve Eberhardt, A. W. (2006). Three-dimensional finite element models of the human pubic symphysis with viscohyperelastic soft tissues. *Annals of Biomedical Engineering*, 34(9), 1452-1462.
- Marsh, J. L., Slongo, T. F., Agel, J., Broderick, J. S., Creevey, W., DeCoster, ve T. A., (2007). Fracture and dislocation classification compendium-2007: Orthopaedic Trauma Association classification, database and outcomes committee. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 21(10 Suppl), 1-133.

- Mears, D. C., ve Fu, F. H. (1980). Modern concepts of external skeletal fixation of the pelvis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (151), 65-72.
- Mu, W. D., Hong, W. A. N. G., Zhou, D. S., Yu, L. Z., Jia, T. H., ve Li, L. X. (2009). Computer navigated percutaneous screw fixation for traumatic pubic symphysis diastasis of unstable pelvic ring injuries. *Chinese Medical Journal*, 122(14), 1699-1703.
- Nair, A. K., Gautieri, A., Chang, S. W., ve Buehler, M. J. (2013). Molecular mechanics of mineralized collagen fibrils in bone. *Nature Communications*, 4, 1724.
- Oatis, C. A. (2009). *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement* (2. Baskı). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Osterhoff, G., Tiziani, S., Ferguson, S. J., Spreiter, G., Scheyerer, M. J., Spinas, ve G. L., (2014). Mechanical testing of a device for subcutaneous internal anterior pelvic ring fixation versus external pelvic ring fixation. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1), 111.
- Osterhoff, G., Tiziani, S., Hafner, C., Ferguson, S. J., Simmen, H. P., ve Werner, C. M. L. (2016). Symphyseal internal rod fixation versus standard plate fixation for open book pelvic ring injuries: a biomechanical study. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, 42(2), 197-202.
- Özkan, R. (2005). *Bilgisayarlı tomografinin temel prensipleri*. 10 haziran 2019, http://www.file.toraks.org.tr/mse-ppt-pdf/ragip_ozkan.
- Ozkaya, N., Nordin, M., Goldsheyder, D., ve Leger, D. (2012). *Fundamentals of biomechanics* (4. Baskı). Cham: Springer.

- Park, M. S., Yoon, S. J., Choi, S. M., ve Lee, K. (2017). Is there a clinical benefit of additional tension band wiring in plate fixation of the symphysis? *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 40.
- Parker, J. M., ve Bhattacharjee, M. (2009). Peripartum diastasis of the symphysis pubis. *New England Journal of Medicine*, 361(19), 1886-1886.
- Peterson, D. R., ve Bronzino, J. D. (Eds.). (2007). *Biomechanics: principles and applications*. New York: CRC Press.
- Pierce, T. P., Issa, K., Callaghan, J. J., ve Wright, C. (2016). Traumatic diastasis of the pubic symphysis-a review of fixation method outcomes. *Surgical Technology International*, 29, 265-269.
- Pizanis, A., Garcia, P., Santelmann, M., Culemann, U., ve Pohlemann, T. (2013). Reduction and fixation capabilities of different plate designs for pubic symphysis disruption: a biomechanical comparison. *Injury*, 44(2), 183-188.
- Prasarn, M. L., Zych, G., Gaski, G., Baria, D., Kaimrajh, D., Milne, T., ve Latta, L. L. (2012). Biomechanical study of 4-hole pubic symphyseal plating: locked versus unlocked constructs. *Orthopedics*, 35(7), e1028-e1032.
- Putnis, S. E., Pearce, R., Wali, U. J., Bircher, M. D., ve Rickman, M. S. (2011). Open reduction and internal fixation of a traumatic diastasis of the pubic symphysis: one-year radiological and functional outcomes. *The Journal of Bone and Joint Surgery, British Volume*, 93(1), 78-84.
- Ragab, S. A., ve Fayed, H. E. (2017). *Introduction to finite element analysis for engineers*. Florida: CRC Press.
- Rao, S. S. (2017). *The finite element method in engineering* (6. Baskı). Oxford: Butterworth-heinemann.

- Rho, J. Y., Kuhn-Spearing, L., ve Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics*, 20(2), 92-102.
- Sagi, H. C., ve Papp, S. (2008). Comparative radiographic and clinical outcome of two-hole and multi-hole symphyseal plating. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 22(6), 373-378.
- Schmal, H., Markmiller, M., Mehlhorn, A. T., ve Sudkamp, N. P. (2005). Epidemiology and outcome of complex pelvic injury. *Acta Orthopaedica Belgica*, 71(1), 41-7.
- Shim, V., Höch, A., Grunert, R., Peldschus, S., ve Böhme, J. (2017). Development of a patient-specific finite element model for predicting implant failure in pelvic ring fracture fixation. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2017, 9403821.
- Song, W., Zhou, D., ve He, Y. (2017). Biomechanical characteristics of fixation methods for floating pubic symphysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 12(1), 38.
- Stubby, F. M., Lenz, M., Doebele, S., Agarwal, Y., Skulev, H., Ochs, ve Gueorguiev, B. (2017). Symphyseal fixation in open book injuries cannot fully compensate anterior SI joint injury—a biomechanical study in a two-leg alternating load model. *PloS One*, 12(11), e0184000.
- Szabó, B., ve Babuška, I. (1991). *Finite element analysis*. New York: John Wiley & Sons.
- Sztrinkai, G., Bodzay, T., Pajor, S., Erdős, P., Vendég, Z., Jónás, Z., ve Váradi, K. (2014). Further development of our finite element pelvic model to compare fixation methods for pelvic fractures. *Eklem Hastalık Cerrahisi*, 25(1), 8-14.

- Thompson, J. C. (2009). *Netter's concise orthopaedic anatomy* (2. Baskı). Philadelphia: Elsevier Health Sciences.
- Tile, M. (1988). Pelvic ring fractures: should they be fixed? *The Journal of Bone and Joint Surgery, British Volume*. 70(1), 1-12.
- Tile, M. (1996). Acute pelvic fractures: I. causation and classification. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 4(3), 143-151.
- Tile, M., Helfet, D., ve Kellam, J. (Eds.). (2003). *Fractures of the pelvis and acetabulum* (2. Baskı). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Tile sınıflandırması, (b.t). 12 Haziran 2019, http://www.physio-pedia.com/pelvic_fractures.
- Ulu, M. O. (2008). *Parçacık dedektörlerinin tıpta kullanımı*. Yüksek Lisans Tezi, Çukurova Üniversitesi, Adana.
- Varga, E., Hearn, T., Powell, J., ve Tile, M. (1995). Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring. *Injury*, 26(2), 75-80.
- Webb, L. X., Gristina, A. G., Wilson, J. R., Rhyne, A. L., Meredith, J. H., ve Hansen, J. S. (1988). Two-hole plate fixation for traumatic symphysis pubis diastasis. *The Journal of Trauma*, 28(6), 813-817.
- Yao, F., He, Y., Qian, H., Zhou, D., ve Li, Q. (2015). Comparison of biomechanical characteristics and pelvic ring stability using different fixation methods to treat pubic symphysis diastasis: a finite element study. *Medicine*, 94(49).
- Yu, K. H., Hong, J. J., Guo, X. S., ve Zhou, D. S. (2015). Comparison of reconstruction plate screw fixation and percutaneous cannulated screw fixation in

treatment of tile B1 type pubic symphysis diastasis: a finite element analysis and 10-year clinical experience. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 10(1), 151.

Zdero, R. (Ed.). (2016). *Experimental methods in orthopaedic biomechanics*. London: Academic Press.

Zienkiewicz, O. C., Taylor, R. L., Nithiarasu, P., ve Zhu, J. Z. (1977). *The finite element method* (3. Baskı). London: McGraw-Hill.

