

T.C.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TALUSUN OSTEOKONDRAL LEZYONLARINDA  
BİYOMEKANİĞİNİN İNCELENMESİ

Ahmet Efe YILMAZ  
ORCID: 0009-0008-0354-1802

BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI  
Biyomekanik Yüksek Lisans Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR  
OCAK 2024

TEZ KODU: DEU.HSL.MSc-2020970176

T.C.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TALUSUN OSTEOKONDRAL LEZYONLARINDA  
BİYOMEKANİĞİNİN İNCELENMESİ

AHMET EFE YILMAZ  
ORCID: 0009-0008-0354-1802

BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI  
Biyomekanik Yüksek Lisans Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI

ORCID: 0000-0003-4049-954X

İZMİR

OCAK 2024

TC.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE  
ETİK BEYANI

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırlayıp sunduğum “**Talusun Osteokondral Lezyonlarında Biyomekaniğinin İncelenmesi**” başlıklı Yüksek Lisans tezim içinde elde ettiğim verileri, bilgileri, belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, tezimde yararlandığım eserlere bilimsel kurallara uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, tezimin özgün olduğunu, tezimin çalışma ve yazımında telif hakları ihlal edici bir davranışımın olmadığını, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Ahmet Efe YILMAZ

Tarih: 16/01/2024

## TEŐEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilimsel açıdan yol gösterici olan, bilgi birikimi ve deneyimlerini benimle paylaşan, çalışmama destek veren değerli danışmanlarım Sayın Prof. Dr. Hasan HAVİTÇİOĞLU'na ve Sayın Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI'ya,

Eğitimim süresince akademik ve laboratuvar bilgi birikimini bana aktaran Dr. Bora UZUN'a,

Tez çalışmamın laboratuvar testlerinin yapımında büyük desteği olan R. Buğra HÜSEMOĞLU'na,

Bu süreçte hem akademik hem de sosyal hayatımdaki desteklerinden dolayı Ömer BEKCİOĞLU'na

Hayatım boyunca benim için yaptıkları büyük fedakarlıklar ve hep yanımda olan aileme; annem Semra YILMAZ, babam Mehmet YILMAZ, kardeşlerim Esra ve Nagihan YILMAZ'a

Her zaman yanımda olan, manevi olarak beni destekleyen ve motive eden sevgili yol arkadaşım Deniz ÇAKIR'a teşekkürlerimi bir borç bilirim.

## İÇİNDEKİLER

TABLolar DİZİNİ .....	i
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	ii
GRAFİKLER DİZİNİ .....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	iv
1. GİRİŞ VE AMAÇ .....	1
1.1 Problemin Tanımı ve Önemi .....	1
1.2 Araştırmanın Amacı ve Hipotezleri .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1 Ayak Bileği Anatomisi .....	3
2.2 Ayak Bileği Eklemi Oluşturan Yapılar .....	4
2.2.1 <i>Distal Tibia</i> .....	4
2.2.2 <i>Distal Fibula</i> .....	4
2.2.3 <i>Talus</i> .....	4
2.3 Ayak Bileği Eklemi Özellikleri Ve Destekleyici Unsurları .....	6
2.4 Ayak Bileği Biyomekaniği .....	8
2.4.1 <i>Talokrural Eklem Biyomekaniği</i> .....	8
2.4.2 <i>Talus Biyomekaniği</i> .....	9
2.5 Osteokondral Lezyonlar .....	10
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	13
3.1 Araştırmanın Tipi .....	13
3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı .....	13
3.3 Araştırma Evreni ve Örneklemi .....	13
3.4 Çalışma Materyali .....	14
3.5 Araştırmanın Değişkenleri .....	14

<b>3.6 Veri Toplama Araçları .....</b>	<b>14</b>
<b>3.6.1 Modelin Oluşturulması .....</b>	<b>14</b>
<b>3.6.2 Modelin 3D Basım ile Üretimi .....</b>	<b>16</b>
<b>3.6.3 Basınç Sensörü .....</b>	<b>16</b>
<b>3.6.4 Sensör Kalibrasyonu ve Optimizasyon .....</b>	<b>17</b>
<b>3.6.5 Biyomekanik Testler .....</b>	<b>18</b>
<b>3.7 Verilerin Değerlendirilmesi.....</b>	<b>21</b>
<b>3.8 Araştırmanın Sınırlılıkları .....</b>	<b>21</b>
<b>3.9 Etik Kurul Onayı .....</b>	<b>22</b>
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>23</b>
<b>4.1 Deney Sonuçları.....</b>	<b>23</b>
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>27</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>32</b>
<b>7. KAYNAKLAR .....</b>	<b>33</b>
<b>8. EKLER.....</b>	<b>44</b>
<b>EK 1: ETİK KURUL ONAYI.....</b>	<b>44</b>
<b>EK 2: ARBİS ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>47</b>

## TABLULAR DİZİNİ

<b>Tablo 1.</b> Araştırma Planı .....	13
<b>Tablo 2.</b> Talus eklem yüzeyine gelen kuvvetlerin ortalama değerleri.....	23
<b>Tablo 3.</b> Talusun Medial Bölgesine Gelen Kuvvete OKL'nin Etkisi .....	23
<b>Tablo 4.</b> Talusun Lateral Bölgesine Gelen Kuvvete OKL'nin Etkisi .....	24
<b>Tablo 5.</b> OKL Bulunmayan Talus Modelinin Medial Bölgesine Gelen Kuvvet.....	24
<b>Tablo 6.</b> OKL Bulunan Talus Modelinin Medial Bölgesine Gelen Kuvvet.....	25
<b>Tablo 7.</b> OKL Bulunmayan Talus Modelinin Lateral Bölgesine Gelen Kuvvet.....	25
<b>Tablo 8.</b> OKL Bulunan Talus Modelinin Lateral Bölgesine Gelen Kuvvet.....	26

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Ayak – Ayak Bileği Komponentleri .....	3
Şekil 2. Talus Yapı ve Özellikleri .....	5
Şekil 3. Talusun Vaskülarizasyonu .....	6
Şekil 4. Ayak Bileği Eklemının Stabilitesi .....	7
Şekil 5. Ayak Bileği Lateral Destek Yapıları .....	7
Şekil 6. Kıkırdak Doku Yapısı .....	9
Şekil 7. Talusun Osteokondral Lezyonlarının Bulunduğu Bölgeler .....	11
Şekil 8. Talus Eklem Yüzeyinin Bölgeleri .....	15
Şekil 9. Oluşturulan Talus Modeli .....	15
Şekil 10. FSR 400 Basınç Sensörü .....	17
Şekil 11. FSR Sensörün Talus Üzerindeki Yerleşimi .....	18
Şekil 12. Deney Düzeneği ve Sensörün Yerleşimi .....	19
Şekil 13. Aksiyel Test Cihazı İle Kombine Basınç Sensörlü Test Düzeneği .....	20
Şekil 14. OKL Bulunan Talus Modeli .....	20
Şekil 15. Talusun Lateral Tilt Deney Düzeneği .....	21

## GRAFİKLER DİZİNİ

<b>Grafik 1.</b> Kuvvet – Direnç Grafiği .....	17
<b>Grafik 2.</b> FSR-Newton Grafiği .....	18



## SİMGELER VE KISALTMALAR

BT	Bilgisayarlı Tomografi
FSR	Kuvvet Dirençli Sensör
HDM	Hücre Dışı Matriks
KAI	Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi
LAİ	Lateral Ayak Bileği İnstabilitesi
LYB	Lateral Yan Bağ
MM	Milimetre
TK	Talokrural
MPa	Megapaskal
MRI	Manyetik Rezonans İnceleme
MYB	Medial Yan Bağ
N	Newton
NSAID	Steroid Olmayan Antiinflamatuvar İlaçlar
OKL	Osteokondral Lezyon
OL	Merkez/orta- Lateral
OM	Merkez/orta – Medial
P	Pascal
PLA	Polilaktik Asit
PRP	Platelet Hücrelerinden Zengin Plazma
STL	Stereolitografi
T2	Transvers Relaksasyon Süresi
TBK	Tepe Basınç Kuvveti
3B	Üç Boyutlu

# **TALUSUN OSTEOKONDRAL LEZYONLARINDA BİYOMEKANİĞİNİN İNCELENMESİ**

**Yüksek Lisans Tezi**

**Ahmet Efe YILMAZ**

**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Biyomekanik Anabilim Dalı**

## **ÖZET**

Bütün vücut yükünün ayağa iletildiği anahtar kemik olan talus, ayak bileği ekleminde oldukça önemli bir rol oynamaktadır. Osteokondral lezyonların (kıkırdak hasarı) en sık görüldüğü yer, talusun merkez/orta medial bölgesidir. Bu bölgede oluşan lezyon sonucunda talus yüzeyinin yük taşıma alanı ve ayak bileğinin biyomekaniği değişmektedir.

Bu çalışma; kıkırdak hasarı sonrasında talusta meydana gelen biyomekanik değişikliklerin ortaya konulması amacıyla gerçekleştirilmiştir.

Dokuz Eylül Üniversitesi Biyomekanik Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda bilgisayarlı tomografi görüntülerinden yararlanılarak oluşturulan üç boyutlu modellerin, 3D yazıcı yardımıyla basılarak hazırlanan ayak bileği modeli üzerinde, talusun merkez medial bölgesinde oluşturulan 10 mm çapında kıkırdak hasarının, eklem yüzeyine etkisi araştırılmıştır.

Tüm testler aksiyel kompresyon test cihazı ile gerçekleştirilmiştir. 350 N aksiyel kompresyon kuvveti altında talusun, lateral tiltinin eklem yüzeyinin merkez medial/lateral bölgelerindeki kuvvet dağılımına etkisi gözlemlenmiştir. Defektli ve defektsiz olmak üzere iki grup olacak şekilde, farklı lateral eğim açılarında talusun medial ve lateral bölgelerindeki kuvvet dağılımı incelenmiştir.

Talusun lateral tilti ile medial eklem yüzeyine gelen kuvvetler arasında zıt yönlü bir ilişki bulunmuştur. Bu veriler doğrultusunda, talusunda osteokondral defekt bulunan hastalara, ayak tabanına farklı açılarda plantar destek tabanlıkları uygulaması ile defektli bölgedeki yük dağılımını değiştirerek; lezyonun

büyümesinin, bağ hasarı bulunan olgularda da lezyon oluşmasının önüne geçilebileceği öngörülmektedir.

**Anahtar Sözcükler:** *Talus, Osteokondral Lezyon, Biyomekanik*

**Tezin Sayfa Adedi:** 63

**Danışman:** Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI



# **INVESTIGATION OF BIOMECHANICS IN OSTEOCHONDRAL LESIONS OF THE TALUS**

**Master Thesis**

**Ahmet Efe YILMAZ**

**DOKUZ EYLUL UNIVERSITY HEALTH SCIENCE INSTITUTE**

**Department of Biomechanics**

## **ABSTRACT**

The talus, which is the key bone through which the entire body load is transmitted to the foot, plays a very important role in the ankle joint. The area where osteochondral lesions (cartilage damage) are most commonly seen is the central/middle medial region of the talus. As a result of the lesion occurring in this region, the load-bearing area of the talus surface and the biomechanics of the ankle change.

This study; aimed to investigate the biomechanical changes that occur in the talus after cartilage damage.

The effect of 10 mm diameter cartilage damage created in the central medial region of the talus on the joint surface was investigated on the ankle model prepared by printing three-dimensional models using computerized tomography images in Dokuz Eylül University Biomechanics Department Laboratory, with the help of a 3D printer.

All tests were performed with a universal axial compression tester. Under 350 N axial compression force, the effect of lateral tilt of the talus on the force distribution in the central medial/lateral regions of the joint surface was observed. The force distribution in the medial and lateral regions of the talus at different inclination angles was examined in two groups: defective and non-defective.

An opposite relationship was found between the lateral tilt of the talus and the forces acting on the medial joint surface. In line with these data, it is predicted that the growth of the lesion and the formation of a lesion in cases with ligament damage can be prevented by changing the load distribution in the defective area by applying plantar

support insoles at different angles to the sole of the foot in patients with osteochondral defects in the talus.

**Keywords: Talus, Osteokondral Defect,**

**Page Number: 63**

**Advisor: Doç.Dr. Ahmet KARAKAŞLI**



## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

### 1.1 Problemin Tanımı ve Önemi

Talusun osteokondral lezyonları (OKL), ayak bileği ağrısı ve fonksiyon kaybının yaygın nedenleridir (1,2). Bu konuda yapılan incelemelerde, lezyonların genellikle talus eklem yüzeyinin anterolateral veya posteromedial bölgelerinde meydana geldiği bulunmuştur (1). 424 ayak bileğinin manyetik rezonans görüntüleme (MRI) yöntemi ile incelendiği çalışmada ise osteokondral lezyonların, en çok talar kubbenin merkez/orta-medial (OM) bölgesinde olduğu bildirilmiştir (3). Eklem kıkırdak yüzeyindeki osteokondral lezyonların 10 mm ve daha büyük olduğu durumda, lezyon kenarındaki kıkırdak yüzeyinde, stres yoğunluğunun arttığı ve bu durumun osteokondral lezyonun büyümesine neden olabileceği sonucuna varılmıştır (4,5). Osteokondral lezyonun küçük olduğu durumlarda ya da ağrı, hareket kaybı gibi semptomların görülmediği durumlarda konservatif (koruyucu) tedavi uygulanmaktadır. Semptom gösteren lezyonlar için de başlangıç tedavisi olarak artroskopi önerilmektedir (6–8). Daha büyük lezyonların varlığında ve/veya artroskopi cerrahisinin başarısız olması durumunda, kondrosit skafold yapı ile kıkırdak rejenerasyonun desteklenmesi ya da otojen/allogreft osteokondral transplantasyon cerrahi yöntemi uygulanabilmektedir (7,9–11). Tüm bu tedavi süreçlerinde, iyileşme gerçekleşene kadar, ayak bileğine yük uygulanmaması ortak noktadır. Lezyon oluşmasının önüne geçilebilmesi, oluşan lezyonun ilerlememesi, cerrahi başarının artırılabilmesi ve erken mobilizasyon (hareket) sağlanabilmesi için temel araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

### 1.2 Araştırmanın Amacı ve Hipotezleri

Çalışmamızda, talus eklem yüzeyinin merkez/orta medial (OM) bölgesinde oluşturulan 10 mm çapındaki lezyonun; talus eklem yüzeyinin merkez/orta medial (OM) ve merkez/orta lateral (OL) bölgelerindeki mekanik yük dağılımlarına etkisi araştırılmıştır. Daha sonra talusun, lateral 5° ve 10° tiltinin eklem yüzeyine etkisi araştırılmıştır. Bu veriler uygulama sonrası olması gereken mekanik hücresel analiz yönünde bilgi sağlayacaktır.

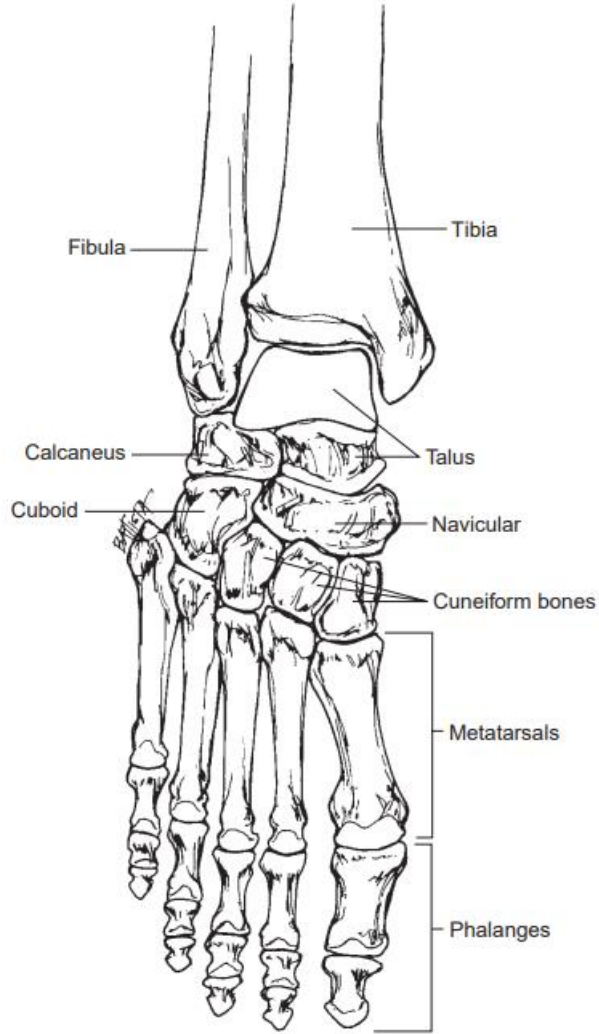
Çalışmanın hipotezleri;

- Talusun merkez medial bölgesinde bulunan kıkırdak hasarı, merkez medial bölgesine gelen kuvvetleri azaltmaktadır.
- Talusun merkez medial bölgesinde bulunan kıkırdak hasarı, merkez lateral bölgesine gelen kuvvetleri artırmaktadır.
- Talusun lateral tilt açısının artması, talusun merkez medial bölgesine gelen kuvvetleri negatif yönde etkiler.
- Talusun lateral tilt açısının artması, talusun merkez lateral bölgesine gelen kuvvetleri pozitif yönde etkiler.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Ayak Bileği Anatomisi

Ayak/ayak bileğini oluşturan yapılar; distal tibia ve fibula, yedi tarsal kemik ve beş metatarsal ile on dört falanksı içermektedir (Şekil 1). Bu yapılar, ayak bileğinin işlevsel yeteneklerine büyük ölçüde katkı sağlar (12).



Şekil 1. Ayak – Ayak Bileği Komponentleri (12)

## 2.2 Ayak Bileği Eklemine Oluşturan Yapılar

### 2.2.1 *Distal Tibia*

Distal tibia, tibia şaftının ayak bileğine doğru medial yönde sonlandığı bölgedir. Medial malleolus olarak bilinir ve kolayca palpe edilebilir. Medial malleolus, talusun medial yüzeyi ile eklem yapar. Bu eklem yüzeyi dik bir hizada ve neredeyse düz bir yapıya sahip olması nedeniyle yük taşımanın ana görevini üstlenmez. Distal tibia'nın eklem yüzeyine "plafond" adı verilir. Bu yüzey, anterior-posterior yönde konkav ve medial-lateral yönde konveks bir yapıya sahiptir. Tibianın eklem yüzeyi plafond, ayak bileği üzerine gelen yüklerin yaklaşık olarak %90'ını taşımaktadır (13,14).

### 2.2.2 *Distal Fibula*

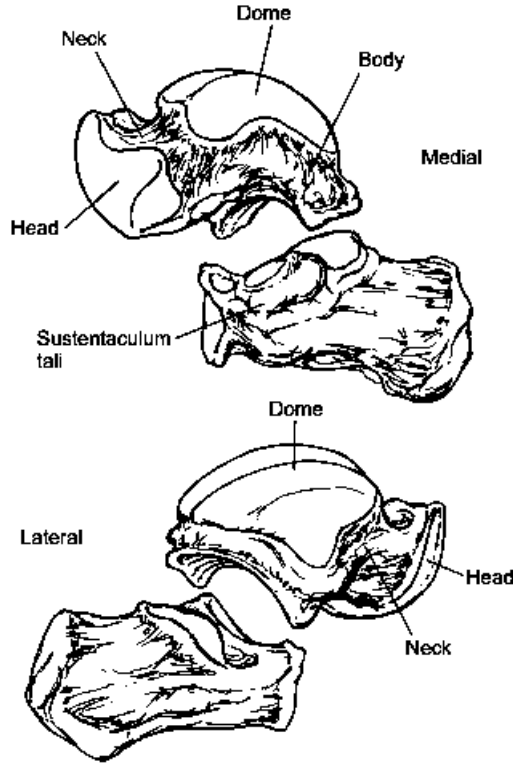
Fibula, distal ve posterior yönde genişleyerek lateral malleolusu oluşturur. Lateral malleolus, anterior, posterior, lateral ve distal yönlerden kolayca palpe edilebilir. Medial yüzeyi, talus ile eklem yapar ve eklem yüzeyi üstten alta doğru konveks yapıdadır. Lateral malleolus'un eklem yüzeyi, lateral ve inferior düzlemedir. Bu nedenle ayak bileği üzerine gelen yüklerin bir kısmı, yani yaklaşık %10'unu fibula üzerinden taşınmaktadır (15,16).

### 2.2.3 *Talus*

Talus, vücut ile ayağı birleştiren önemli bir yapıdır. Kendine özel yapısı, doğrudan kas bağlantılarına sahip olmamasından kaynaklanır (15,17). Talusun neredeyse tüm üst yüzeyi kıkırdakla kaplıdır ve bu yüzey "talar dome (kubbe)" ya da "troklea" olarak adlandırılır (Şekil 2). Anterior-posterior yönde konveks, medial-lateral yönde ise konkavdır. Eklem yüzeyinin anterior yüzü, posterior yüzüne göre daha geniştir (15,18). Ayrıca trokleada yer alan lateral çıkıntı, medial çıkıntıdan büyüktür (15). Böylece tibianın distal yüzeyiyle uyumlu bir şekilde eklem yüzeyi oluşturmaktadır.

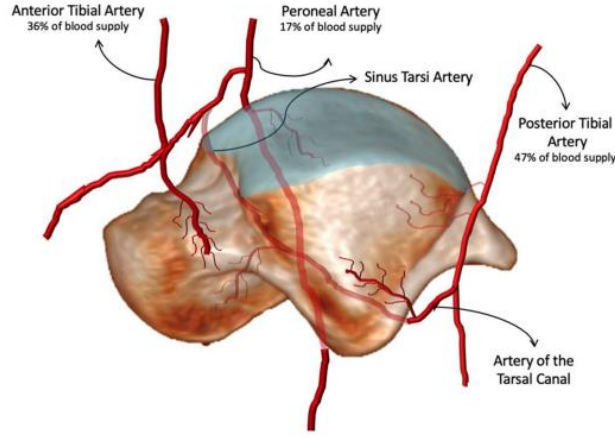
Talus ve tibianın birbirileri ile uyumlu eklem yüzeylerine sahip olması nedeniyle, ayak bileği hareketleri sırasında eklem yüzeyleri, başlıca stabilizasyon kuvveti sağlamaktadır (19,20). Talokrural (TK) eklem gibi birbirleriyle oldukça uyumlu eklemler, diz gibi daha az uyumlu eklemlerin aksine, yükün eklem yüzeyine

dağıtılabileceği geniş bir temas alanına sahiptir. Bu da yükün, yüzeye daha eşit dağılmasına katkı sağlar. Kıkırdak kalınlığı, eklem uyumu ile ters orantılıdır; ince kıkırdak yüksek uyum ve yüksek dayanıklılık ile ilişkilidir (21). Talar kıkırdak kalınlığının ortalama olarak 0.94-1.62 mm olduğu ve bu değer femoral kıkırdak kalınlığının yaklaşık yarısı olduğu bilinmektedir (22,23).



**Şekil 2.** Talus Yapı ve Özellikleri (12)

Talus eklem yüzeyinin yaklaşık 2/3'ü kıkırdak ile kaplı olması, hiçbir kas veya tendon bağlantısı olmaması, talar kubbenin beslenmesinin retrograd olması nedeniyle talus kubbesinin kan akışı sınırlıdır (24,25). Talusun subkondral kemik dokusunun, özellikle merkez/medial, posterior/medial ve posterior/lateral bölgeleri, daha az kan dolaşımına (vaskülarizasyonuna) sahiptir (Şekil 3), (26).



**Şekil 3.** Talusun Vaskülarizasyonu (27)

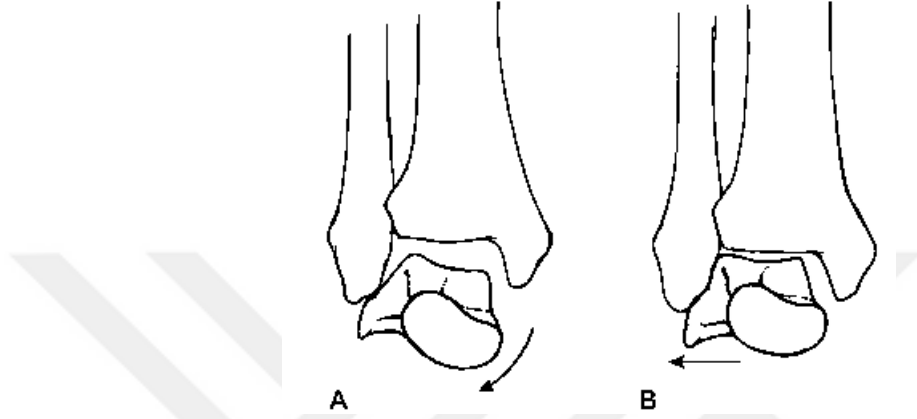
### 2.3 Ayak Bileği Eklemının Özellikleri Ve Destekleyici Unsurları

Ayak yapısının mekanik işlevi, vücut ağırlığını ayağın plantar yüzeyine iletmek ve dikey kuvvetleri yatay bir yük taşıma sistemine dönüştürmektir. Bu işlev, talokrural (TK) eklem ile entegre bir şekilde gerçekleştirilir (28).

Ayak bileği eklem kırıkdağı, diz ve kalça eklemінде bulunan kırıkardan daha incedir ve mekanik olarak daha dayanıklıdır (22,29). Ayak bileği eklemi, uyumlu eklem yüzeyine sahip olsa da, talus üzerindeki temas alanı, eklem yükleri ve eklem pozisyonuna bağlı olarak değişmektedir (13,15,30). Daha küçük boyuttaki kırık alanına yüklenilmesi, birim alan başına daha yüksek kuvvetin iletilmesine neden olmaktadır (31,32).

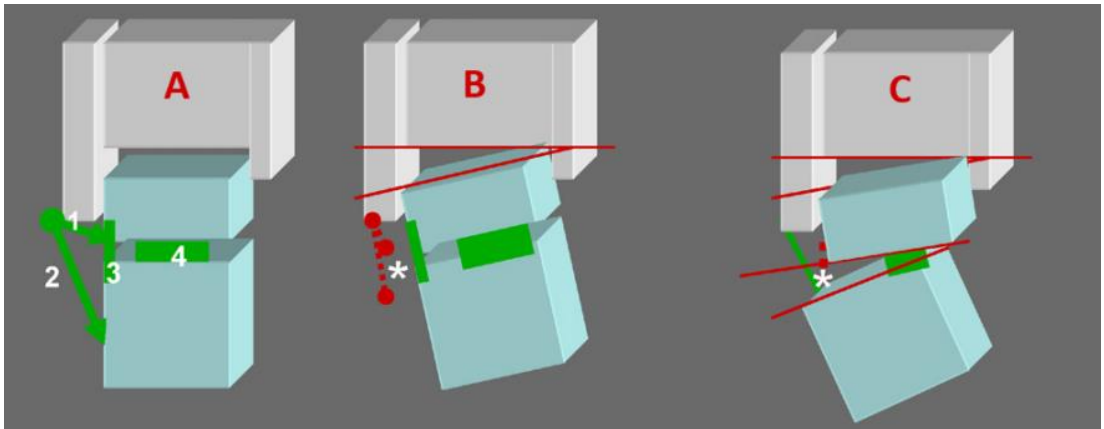
Sinovyal eklem kapsülü ve yan bağlar ayak bileği eklemının kontrakte olmayan destek yapılarıdır (33). Deltoid bağ olarak da bilinen medial yan bağ (MYB), talokrural (TK) eklem ve subtalar eklem doğrudan destek sağlar. Lateral yan bağ (LYB) ise, hem ayak bileğine doğrudan destek sağlayan bağlardan (anterior ve posterior talofibular ligamentler) hem de subtalar eklem destek sağlayan (calcaneofibular ligament) bağlardan oluşmaktadır (34). Deltoid bağ, ayak bileği üzerine yönlendirilen valgus streslerine karşı ayağın medial tarafını ve subtalar eklemi desteklemeye yardımcı olurken; lateral yan bağ eklem ayak üzerine yönlendirilen varus streslerine karşı desteklemektedir (15,35,36).

Ayak bileği eklem stabilitesi (normal pozisyonunu koruması), genellikle talusun anterior, posterior, medial veya lateral translasyonun (kaymasının) yanı sıra; kuvvet uygulandığında anterior-posterior ekseninde medial veya lateral talar tilt (rotasyon) miktarı ile de değerlendirilir (Şekil 4). Talusun ön-arka eksen etrafında lateral tilti (rotasyonu), (Şekil 4A). Talusun lateral yönde translasyonu (kayma), (Şekil 4B).



Şekil 4. Ayak Bileği Eklemine Stabilitesi (12)

Deltoid bağ, talusun laterale rotasyonunu ve laterale kaymasını sınırlamaktadır. Lateral malleolus da, talusun laterale kaymasını sınırlayarak destek işlevi görmektedir (37,38). Lateral yan bağlar, özellikle anterior talofibular ve kalkaneofibular bağ, talusun mediale tiltini engellemeye yardımcı olur (39–41). Kalkaneofibular bağ, genellikle subtalar eklem stabilizatörü olarak tanımlansa da aslında talokalkaneal ünitenin stabilitesine katkı sağlar (Şekil 5), (42).



Şekil 5. Ayak Bileği Lateral Destek Yapıları (42)

## 2.4 Ayak Bileği Biyomekaniği

### 2.4.1 Talokrural Eklem Biyomekaniği

Ginglymus (menteŖe) eklem tipi ilkesine zıt olarak, talokrural eklem daha karmaŖık eklem hareketlerine sahiptir. Talokrural eklemde fonksiyonel olarak maksimum stabilizasyon pozisyonu, eklem yzeylerinin tam uyumlu olduğu pozisyon, dorsal fleksiyondur. Ayak bileği dorsal fleksiyona ek olarak subtalar eklemde kalkaneal valgus ile eversiyon pozisyonu da eŖlik etmektedir. Bu, melmeye veya tırmanma sırasında maksimum eklem uyumuna karŖılık gelir (43,44). Ayak bileğinin plantar fleksiyon hareketinde, ayak bileğinin potansiyel olarak stabilizasyonu azalmaktadır.

Sabit bir talus üzerinde tibia, anterior-posterior eksen boyunca dönme hareketi yapar. Tibia, plantar fleksiyon sırasında lateral rotasyon ve dorsal fleksiyon sırasında medial rotasyon hareketi yapar. Bu hareket aralığı deđiŖkendir ve kinetiği talar yarıçapının tipolojisine bağlıdır. En yaygın olan Tip I'de, talusun medial yarı çapı lateralden kktr ve bu nedenle asimetrik bir kayma hareketi olur. BirleŖik bir kayma ve dönme hareketi ile hareket gerekleŖir. Medial ve lateral yarıçapların eŖit olduğu Tip II'de, dönme stresi daha azdır. Bu nedenle anterior talofibular bağın etkilendiği bir durumda rotasyon stresi daha dŖktr (42).

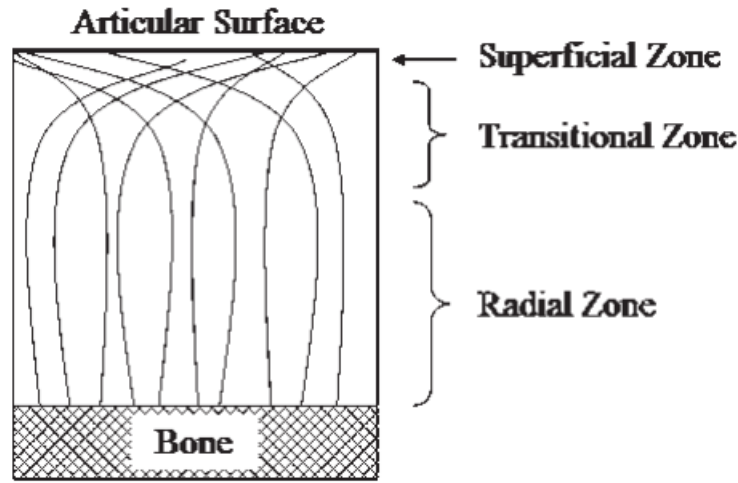
Temas yzey alanı eklem kıkırdağı için önemli bir faktördür. Temas alanı arttıkça birim alana gelen yük miktarı azalacaktır. Bu da kıkırdak dokusu için daha güvenli bir durumdur. Bu nedenle eklem yzey stresinin ölümüyle, eklem yzeyine gelen anormal/normal tepe basıncı kuvvetlerinin (TBK) belirlenmesi, klinikte görülen patolojilerin anlaŖılması için büyük önem taŖır (45). OluŖan tepe basıncı kuvveti eklem yzeyinde eŖit Ŗekilde dağılmayıp farklı pozisyon ve durumlarda bir noktada yođunlaŖabilmektedir (45).

Yükler arttıkça, eklem kıkırdağı daha fazla deformasyon gösterir ve temas alanı artar. Böylece artan yüke rağmen tepe basıncı kuvveti sabit kalabilmektedir (13). Temas alanı dorsal fleksiyon sırasında anteriora doğru hareket ederken, plantar fleksiyon hareketi sırasında posteriora doğru kayar. Ayak bileği inversiyon

hareketinde temas alanı, talusun medial yüzeyine ve tibial fasete taşınırken, eversiyonda temas alanı talusun lateral yüzeyine ve fibulaya taşınmaktadır (13,30).

#### 2.4.2 Talus Biyomekaniği

Kıkırdağın tekrarlanan basınca dayanma kapasitesi, kıkırdak içerisine bulunan sıvının sınırlı hareketine bağlıdır (46). Kıkırdak dokunun ana bileşeni sudur ve doku içerisindeki dağılımı eşit değildir. Subkondral dokuda bu oran %67'iken eklem yüzeyinin yakınında %74 seviyelerindedir (47). Kıkırdağın geri kalan %25 ila %35'i, tip II kolajen ve kondrositlerden sentezlenen proteoglikanların bulunduğu katı matriksten oluşur (48). Kıkırdaktaki Tip II kolajen fibrilleri, kıkırdak biyomekaniği için çerçeve oluşturacak şekilde düzenlenmiştir (Şekil 6), (49). Yapıyı oluşturan bu kolajen fibrillerinin üzerinde proteoglikanlar bulunmaktadır (50). Proteoglikanlar sentezlenirken hücre dışı matriksin (HDM) ozmotik basıncını artırır ve kıkırdak dokusu içine su çeker. Böylece proteoglikanların şişmesine neden olur. Kolajen fibrillerinin oluşturduğu yapı nedeniyle proteoglikanların şişmesi sınırlandırılır ve kolajen fibrillerinde tensil kuvvet oluşur. Oluşan tensil kuvvet, kıkırdak dokuya kompresyon mukavemeti sağlar (49–51). Ayak bileği ekleminde tibial kıkırdak, talar kıkırdaktan daha dayanıklı biyomekanik özellik göstermektedir. En yumuşak kıkırdak posterolateralde ve posteromedial talusta bulunur (52).



Şekil 6. Kıkırdak Doku Yapısı (49)

Ayak bileği burkulmalarında kıkırdak hasarı oluşabilmektedir (53–56). Travmanın ilk etkisi, kondrositlerin ölümüne ve kıkırdak matrisinin bozulmasına neden olmaktadır. Hücresele düzeydeki bu değişiklikler, kıkırdak dejenerasyonuna yol açabilmektedir (57–59). Hücresele bozulmalar morfolojik değişiklik olmadan meydana gelir, ancak kolajen yapısı bozulduğu için su geçirgenliğinin artmasına sebep olur (59). Kıkırdak yüzeyinde büyük değişiklikler oluşturmayan fakat subkondral dokuda sıvı artışına neden olan durumlar, artroskopi ile tanımlanabilen gizli kıkırdak hasarını işaret edebilir (60).

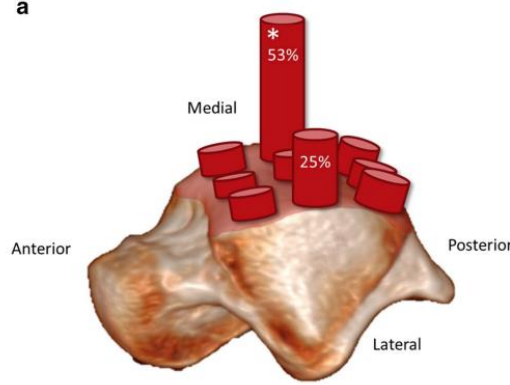
Subkondral dokuda gerçekleşen bu erken dejeneratif değişiklikler, manyetik rezonans inceleme (MRI) ve transvers relaksasyon zamanı (T2) haritalama tekniği ile değerlendirilebilmektedir. Kolajen matrisin yapısal bütünlüğünde ve su içeriğindeki değişiklikler, artmış T2 zamanı ile ilişkilidir. Dolayısı ile bu bulgular talusun osteokondral lezyonlarının (OKL) olası bir öncüsü olarak kabul edilmektedir (49,61,62).

## **2.5 Osteokondral Lezyonlar**

Talus eklem yüzeyindeki OKL'lerin çoğunluğu travma sonrası gelişmektedir (63). Travma sonrası ana başlangıç mekanizması, anormal kuvvetlere bağlı kıkırdak hasarıdır. Travma, eklem sıvısının lezyon bölgesine sızmasına izin veren kıkırdak bozulmasına neden olabilir. Eklem yüzeyindeki kıkırdağın, subkondral kemik tarafından desteklenememesinin sonucu olarak kıkırdak lezyonları görülmektedir. Bu nedenle, kıkırdak lezyonu subkondral doku hasarının oluşmasına neden olabileceği gibi, subkondral hasar da kıkırdak hasarının oluşmasını kolaylaştırmaktadır (8).

Ayak bileğinin bir veya daha fazla burkulma sonrası, kronik ayak bileği instabilitesi (KAİ) meydana gelmektedir. KAİ olan olgularda, kıkırdak lezyonlarının oluştuğu görülmüştür (53,54,64,65). Lateral ayak bileği instabilitesi (LAİ) bulunan olgularda ayak bileği, MRI T2 haritalama tekniği ile incelemesinde, eklem kıkırdağında henüz lezyon oluşmasa bile, talusun eklem yüzeyinin OM bölgesinde bulunan subkondral dokuda artmış T2 süreleri ile ilgili bulgular görülmektedir (61,66). OKL, daha sıklıkla talus eklem yüzeyinin OM bölgesinde bulunmaktadır (Şekil 7). Lateral bölgedeki lezyonların daha çok travma sonrası

(%94) görüldüğü, medial bölgedeki lezyonların ise anormal yüklenmeye bağlı oluştuğu görülmüştür (67).



**Şekil 7.** Talusun Osteokondral Lezyonlarının Bulunduğu Bölgeler (27)

LAİ varlığında talus, normalden daha çok anterior yönde translasyon ve medial yönde iç rotasyon hareketi yapmaktadır. Bu hareketlerin fazla olması durumunda, kıkırdak yüzeyine etki eden shear (kesme) kuvvetlerinin artabileceği, artan shear kuvvetleri sonucu kıkırdak dokuda hasar meydana geldiği düşünülmektedir (53,55,64,68,69). İç rotasyon hareketinin anormal derecede olması, talus eklem yüzeyinin medial bölgesine gelen yükleri artırmaktadır (69).

Ayak bileği eklem instabilitesinde artan ağırlık ile birlikte TBK'nın, talusun anterior ve medial yönüne kaydığı görülmüştür. Kıkırdak hasarının oluşma mekanizması da, değişen bu eklem temas stresidir (69,70). Gözlemlenen bu değişiklikler, talar eklem kıkırdağının erken dejeneratif değişikliklerinin potansiyel nedeni olarak kabul edilmektedir (69–73).

LAİ bulunan olgularda, ayak bileği varus dizilim bozukluğu olduğu görülmüştür (74). Varus deformitesi, talus eklem yüzeyi üzerinde asimetrik yük dağılımlarına yol açar ve medial temas stresini artırır (75). LAİ bulunan ayak bileğinde taban basınç merkezi, lateral yönde kaymaktadır. Bu dizilim ve yüklenme bozuklarının da ayak bileği kıkırdak hasarına neden olabileceği ön görülmektedir. Ayak bileği biyomekaniğindeki bu değişiklikler, peroneal kas disfonksiyonuyla birlikte, talusun medial eklem yüzeyinde kıkırdak hasarına yol açabilir ve varus dizilim bozukluğu ayak bileği OKL gelişimini destekleyebilir (54).

Eklem kıkırdagının morfolojik olarak sağlam olduğu, subkondral dokuda sıvı artışı görüldüğu evrede bulgular asemptomatikse konservatif tedavi önerilebilir (76). Ancak konservatif tedavi olguların yaklaşık yarısında başarı elde edilmiştir (77).

Konservatif tedaviler için kesin protokoller bulunmamakla birlikte, özellikle çocuklarda görülen ayak bileği OKL olgularında, konservatif tedavinin ilk tercih olması gerektiği kabul edilmektedir. Konservatif tedavi aşağıdaki;

- Dinlenmek
- Alçı/destek immobilizasyonu
- Ağırlık taşımanın kısıtlanması
- Steroid olmayan antiinflamatuvar ilaçların (NSAID'ler) kullanımı adımları içermektedir (78–81).

Ayak Bileğinin Kıkırdak Onarımı 2017 Uluslararası Toplantısı'nda; semptom bulunmayan, yer değiştirmemiş OKL, ileri yaş ve düşük fiziksel aktivite koşullarında konservatif tedavi için fikir birliği oluşturulmuştur. Konservatif tedavi için oluşturulan protokol;

- Parmak ucunda ağırlık vermeye izin verilerek 4 ila 6 hafta immobilizasyon.
- şiddetli ağrı ve şişlik durumunda NSAID'ler kullanılabilir.
- 4 ila 6 hafta sonra semptomlarda herhangi bir iyileşme olmazsa, konsantre kemik iliği aspiratı veya trombosit açasından zengin plazma (PRP) formundaki biyolojik bir ürünün enjeksiyonunun kullanımına ilişkin görüş birliği oluşmuştur (82).

Ayak bileği OKL için, açık ve artroskopik ayak bileği debritleme, distal tibia ve ayağın yeniden hizalama osteotomileri ve osteokondral allograft ayak bileği artroplastisi gibi çeşitli eklem koruma operasyonları birçok hasta için kullanılmaktadır (83,84). Bu eklem koruyucu stratejilerinin başarısı, kıkırdak hasarının erken tespitine ve zamanında müdahaleye dayanmaktadır (85).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1 Araştırmanın Tipi

Biyomekanik deneysel çalışma.

#### 3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Biyomekanik Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda çalışmalar yapılmıştır.

**Tablo 1.** Araştırma Planı

<b>Eylül 2022 – Ocak 2024</b>	<b>Tez Çalışması için literatür Taraması</b>
<b>Eylül-Ekim 2022</b>	Tez Önerisi Hazırlanması
<b>12 Ekim 2022</b>	Etik Kurul Onayı
<b>Kasım 2022</b>	Tez Önerisi Sunumu ve Kabulü
<b>Ocak-Haziran 2023</b>	Deneysel Çalışmanın Yapılması
<b>Temmuz 2023</b>	İstatistiksel Analizlerin Yapılması ve Yorumlanması
<b>Eylül – Aralık 2023</b>	Tez Yazım Aşaması

#### 3.3 Araştırma Evreni ve Örneklemi

Araştırmada, talusta osteokondral lezyon bulunan 7 ayak bileği modeli üzerinde, lezyonlu ve lezyonsuz koşullarda yük dağılımı karşılaştırılması yapılmıştır.

### 3.4 Çalışma Materyali

Çalışma materyali Dokuz Eylül Üniversitesi Biyomekanik Laboratuvarı'nda bulunan çekme ve basma cihazında test edilmek üzere; PLA (polilaktik asit) malzemedен üretilmiş filamentler ile 3D yazıcıda basılmış talus ve tibia modelleridir.

### 3.5 Araştırmanın Değişkenleri

Bağımlı Değişken: Kuvvet ve OKL oluşturulan bölge

Bağımsız Değişken: Açı ve defektin varlığı

### 3.6 Veri Toplama Araçları

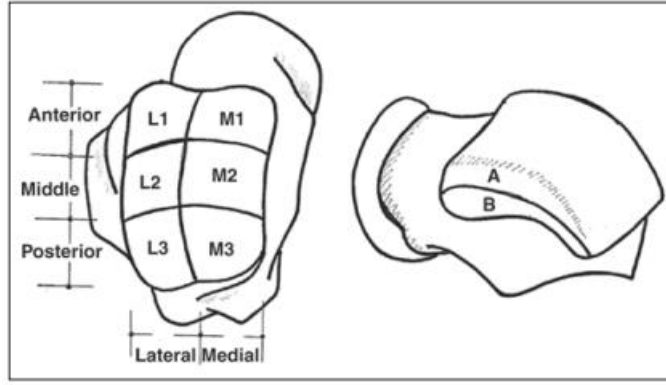
#### 3.6.1 Modelin Oluşturulması

İnternet üzerinden açık erişimi bulunan bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden elde edilen DICOM formatındaki dosyalar, 3D Slicer programına aktarılmıştır. Programda rekonstrüksiyonu gerçekleştiren modelin maskeleme işlemi gerçekleştirildikten sonra; oluşan veriler 3B yazıcıda (3D Ultimaker, Geldermalsen, Netherlands) üretilmek üzere stereolitografi (STL) formatına dönüştürülmüştür.

STL formatındaki dosyalar 3B yazılım ile çalışma planlanan bölge üzerinde; model yüzeyinin temizlenmesi, deformasyonların giderilmesi işlemlerinden sonra çalışmaya uygun hale getirilmek için düzenlemeler yapılmıştır.

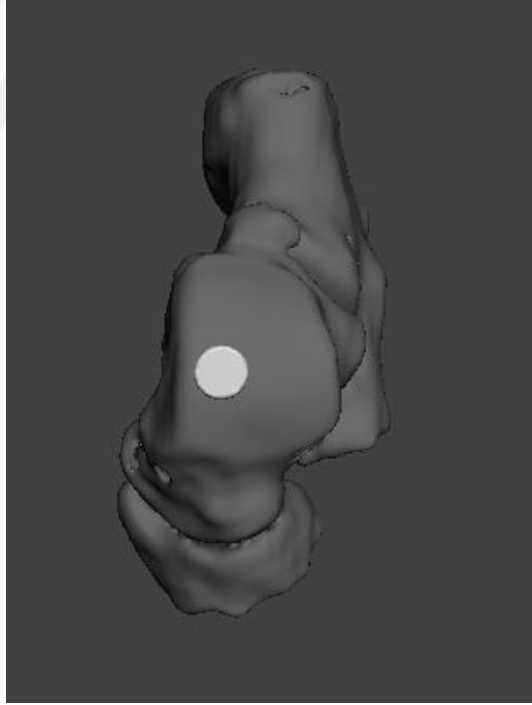
Ayak bileği modelinde bulunan komponentler; tibia, talus ve kalkaneustur. Bu şekilde bulunan ve üzerinde herhangi bir değişiklik yapılmayan modeller kontrol grubunu oluşturmaktadır. Deney grubunu oluşturan, yani talusta osteokondral defekti bulunan çalışma grubunun hazırlanmasında;

Talusun eklem yüzeyi ön, merkez/orta, arka ve mediali lateral şeklinde 6 bölgeye ayrıldı (Şekil 8), (66). Deneyde osteokondral lezyon oluşturulmak için, lezyonların, subtalar dokuda (61,66), ve talar yüzeyde (3), en çok görüldüğü bölge olan merkez/orta-medial (OM) M2 bölgesi seçildi.



**Şekil 8.** Talus Eklem Yüzeyinin Bölgeleri (66)

3B model üzerinde talusun OM (M2) bölgesinde, 10 mm (4,5) çapında ve 6 mm (5) derinliğinde defekt oluşturulmuştur (Şekil 9). Defekt kenar stresinin 10 mm ve daha büyük boyutlarda arttığı; maksimum tepe basınç kuvvetinin defekt kenarına yaklaştığı için 10 mm çapında defekt eşik değeri olarak kabul edilmektedir.



**Şekil 9.** Oluşturulan Talus Modeli

### **3.6.2 Modelin 3D Basım ile Üretimi**

Bilgisayar destekli tasarım (CAT) yazılımı ile elde edilen modelin baskısı, 3D Ultimaker 3 Extended (Geldermalsen, Netherlands) 3B yazıcı kullanılarak; katmanlı üretim modeli olan (FDM) teknolojisiyle üretilmiştir. Polilaktik asit (PLA) ile ayak bileği modelinin üretimi gerçekleştirilmiştir. Basılan modeller 0,2 mm katman hassasiyetinde, korteks ve spongiöz kemik dokusunun standardize edilebilmesi için %70 doluluk oranında üretilmiştir.

Ayak bileği modeli, talus medialinde osteokondral lezyon mevcut klinik tanısı ve biyomekanik analizi ile tutarlı olarak talus, ayakta duruş pozisyonunda eklem yüzeyine binen kuvvetleri biyomekanik açıdan analiz etmek amacıyla üretilmiştir. 3B yazıcıdan elde edilen model izole olarak tek komponent çalışabilmeye olanak sağlamıştır.

### **3.6.3 Basınç Sensörü**

Talusun eklem yüzeyine gelen kuvvetin ölçülebilmesi için “Force Resistive Sensor” (FSR 400, Interlink) kullanılmıştır. Diğer adıyla kuvvete duyarlı dirençler olan bu sensörler fiziksel olarak oluşan kuvveti ölçen sensörlerdir. Kullanımı düşük maliyetlidir. Kuvvet Sensörlerinin (FSR) temel prensibi, üzerine uygulanan bölgedeki basınca bağlı olarak direnç değerinin (ohm  $\Omega$ ) değişmesiyle oluşan değerleri veriye dönüştürme prensibiyle çalışmaktadır.

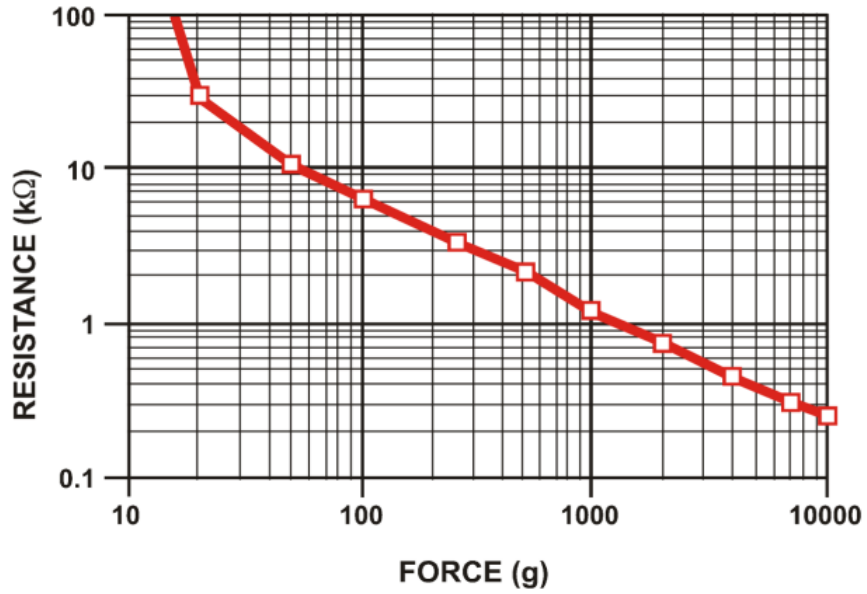
Sensör yüzeyine uygulanan kuvvet arttıkça dirençte azalma sergileyen sağlam polimer kalın film (PTF) sensörlerdir. Deneyde talokrural ekleme uygulanan yüklenme sırasında talar kubbenin merkez medial/lateral bölgelerine gelen kuvvetlerin ölçümü alınabilmesi için Interlink Electronics FSR 400 (Interlink, Lake Forest, Canada) seçilmiştir (Şekil 10).



**Şekil 10.** FSR 400 Basınç Sensörü

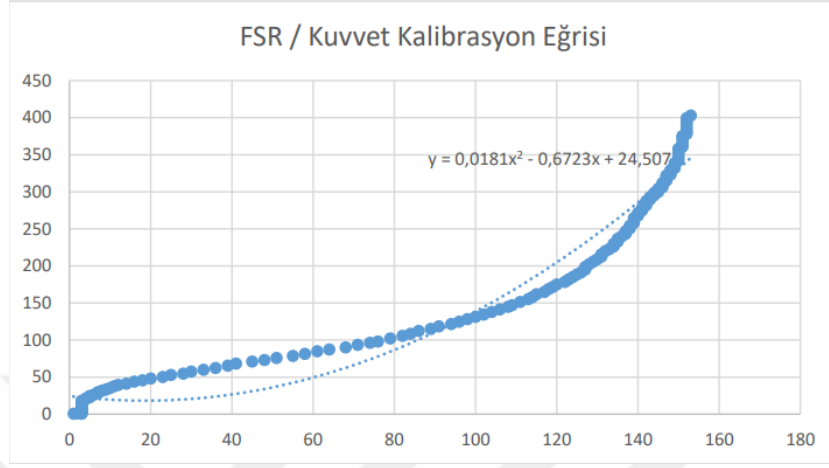
### 3.6.4 Sensör Kalibrasyonu ve Optimizasyon

Yapılacak deneyden önce test cihazında (SHIMADZU Autograph AG-IS 5kN, Shimadzu corp., Tokyo, Japan), basınç sensörü ile kuvvet parametreleri kalibre edilmiştir. Konfigürasyonda, analog voltaj okuması 0V ile yaklaşık 5V arasında değişmektedir.



**Grafik 1.** Kuvvet – Direnç Grafiği

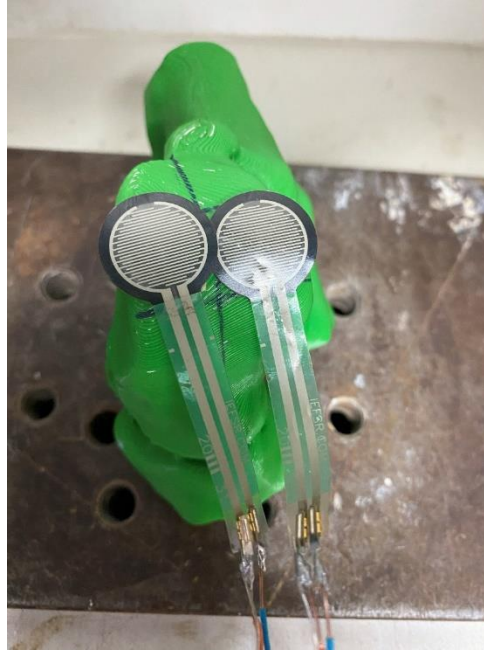
Yapılan kalibrasyon çalışması ile 0-400 N arasında baskı uygulanarak grafik 2'deki gibi kalibrasyon eğrisi oluşturulmuştur. Dolayısıyla mikroışlemciden gelen analog veri Kuvvet (N) birimine çevrilmiştir.



**Grafik 2.** FSR-Newton Grafiği

### 3.6.5 Biyomekanik Testler

Sensörlerin kalibrasyonu ve optimizasyonu sağlandıktan sonra yine Shimadzu test cihazında ölçüm yapılmak üzere, sensörler tibia ile talus arasında, talusun eklem yüzeyi OM ve OL (M2-L2) bölgelerine yerleştirilmiştir (Şekil 11).



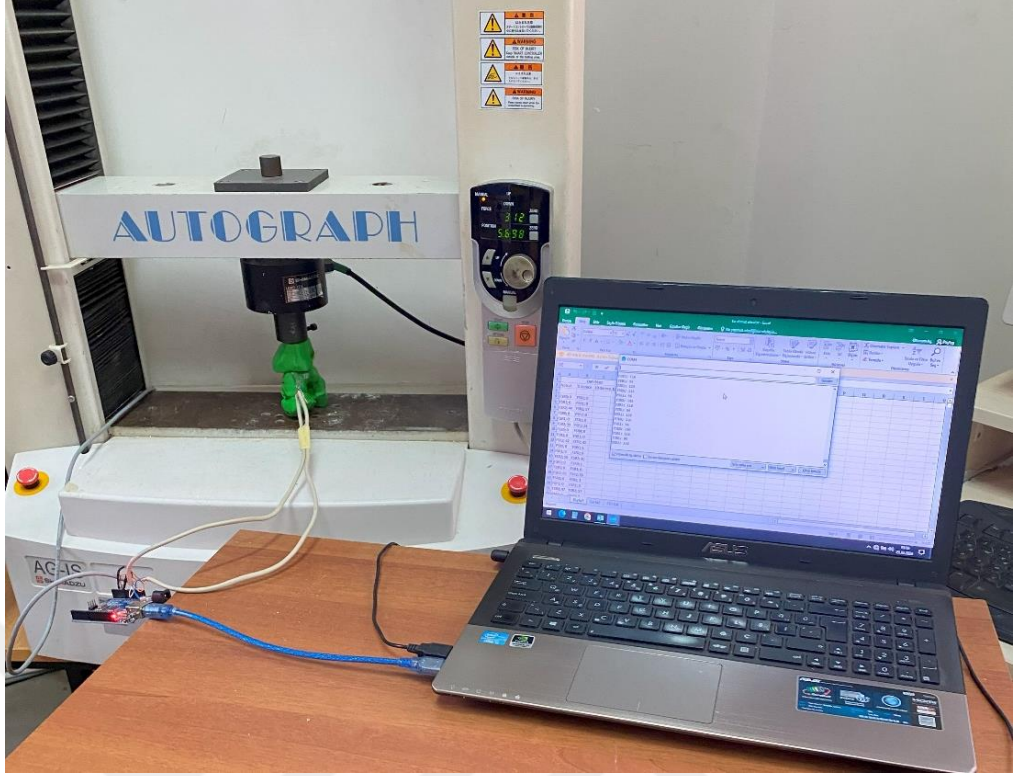
**Şekil 11.** FSR Sensörün Talus Üzerindeki Yerleşimi

Tibianın üst kısmı aksiyal stabilizasyon sağlanması amacıyla 20 mm çapında sıkıştırma aparatı ile modellenmiştir. Nötral pozisyonda 350 N aksiyal kompresyon yüküne maruz bırakılarak testler gerçekleştirilmiştir. Aksiyal yüklenmedeki tüm veriler cihazın kendi yazılımı olan TRAPEZIUM(versiyon 1.1.2) ile eş zamanlı olarak kaydedilmiştir.



**Şekil 12.** Deney Düzenegi ve Sensörün Yerleşimi

Test cihazı tarafından model üzerine vertikal eksen boyunca 10mm/dk hızda 350N (86) aksiyal kompresyon kuvveti uygulandı. 350N aksiyal kompresyon sırasında mikroişlemciden alınan FSR sensör verileri eş zamanlı olarak kaydedilip analiz edilmiştir.



**Şekil 13.** Aksiyel Test Cihazı İle Kombine Basınç Sensörlü Test Düzenegi

İlk olarak defekt bulunmayan model ile yapılan ölçümler daha sonra defekt oluşturulmuş model üzerinde gerçekleştirildi.



**Şekil 14.** OKL Bulunan Talus Modeli

Defekt bulunmayan ve defekt bulunan modeller  $0^\circ$  ile nötral pozisyonda ölçüldükten sonra  $5^\circ$ ,  $10^\circ$  lateral kama (lateral tilt) ile ölçüm tekrarlanmıştır.



**Şekil 15.** Talusun Lateral Tilt Deney Düzenegi

### **3.7 Verilerin Değerlendirilmesi**

Veriler eş zamanlı olarak sistem üzerinden kayıt altına alınmıştır. Veriler, istatistik programı olan IBM SPSS V 24 (IBM, Corp, ABD) ile incelenmiştir. Mann Whitney U testi ile karşılaştırılmış olup  $p < 0,05$  değeri istatistiksel olarak önemli kabul edildi.

### **3.8 Araştırmanın Sınırlılıkları**

Çalışmanın güçsüz yanları; anatomik dokuların tam olarak modellenip deney şartlarının oluşturulması mümkün olamamaktadır. Gerçek bir canlı dokuya ait olmamasından kaynaklı kıkırdak doku, tendon, kas, bağ, fasya gibi anatomik yapıların ihmal edilmiştir. Bu yüzden deneyler belirli kabuller yapılarak gerçeğe en yakın şartlarda yapılmıştır.

### **3.9 Etik Kurul Onayı**

Etik Kurul Onay Tarihi: 12.10.2022

Karar No: 2022/32-13

Dosya No: 7502-GOA

“Talusun Osteokondral Lezyonlarında Biyomekaniğinin İncelenmesi” başlıklı çalışmanın, Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurulu’nun kararı ile etik açıdan uygun olduğuna karar verilmiştir.



## 4. BULGULAR

### 4.1 Deney Sonuçları

Shimadzu basma-çekme test cihazında 350N aksiyal yüklenme ile, nötral 0°, 5° ve 10° lateral tilt pozisyonunda; talusun merkez medial/lateral eklem yüzeylerine gelen basınç kuvvetlerinin sonuçları aşağıdaki gibi bulunmuştur (Tablo 2)

**Tablo 2.** Talus eklem yüzeyine gelen kuvvetlerin ortalama değerleri

AÇI	OKL BULUNMAYAN TALUS MODELİNDE KUVVET (N)		OKL BULUNAN TALUS MODELİNDE KUVVET (N)	
	BÖLGE		BÖLGE	
	MEDİAL	LATERAL	MEDİAL	LATERAL
<b>0 DERECE</b>	204,71±3,49	103,00±3,16	171,71±7,65	146,71±6,31
<b>5 DERECE</b>	94,57±2,82	149,00±5,16	86,57±3,04	153,85±2,73
<b>10 DERECE</b>	57,57±2,14	145,57±1,61	40,14±2,11	167,85±3,62

\*Veriler ortalama±standart sapma

**Tablo 3.** Talusun Medial Bölgesine Gelen Kuvvete OKL'nin Etkisi

TALUSUN MEDİAL BÖLGESİNE GELEN KUVVET (N)			
AÇI	OKL BULUNMAYAN TALUS MODELİNDE	OKL BULUNAN TALUS MODELİNDE	
0 Derece	204,71±3,49	171,71±7,65	p=0.002
5 Derece	94,57±2,82	86,57±3,04	p=0.002
10 Derece	57,57±2,14	40,14±2,11	p=0.001

OKL bulunan ve bulunmayan talus modelinde medial bölgeye gelen yüklerin açılara göre karşılaştırmaları derece (°) olarak Tablo 3'te gösterilmiştir. OKL bulunan ve bulunmayan gruplar arasında medial bölgede 0 derece (p=0.002), 5 derece (p=0.002) ve 10 derece (p=0.001) açıları arasında anlamlı fark görülmüştür.

0 derecede nötral pozisyonda; OKL bulunmayan talus modelinde medial bölgeye gelen yük, OKL bulunan talus modelinde medial bölgeye gelen yükten daha fazladır (p=0.002). 5 derece lateral tilt pozisyonunda; OKL bulunmayan talus modelinde medial bölgeye gelen yük, OKL bulunan talus modelinde medial

bölgeye gelen yükten daha azdır ( $p=0.002$ ). 10 derece lateral tilt pozisyonunda; OKL bulunmayan talus modelinde medial bölgeye gelen yük, OKL bulunan talus modelinde mediale gelen yükten daha az olduğu ( $p=0.001$ ) gözlemlenmiştir.

**Tablo 4.** Talusun Lateral Bölgesine Gelen Kuvvete OKL'nin Etkisi

<b>TALUSUN LATERAL BÖLGESİNE GELEN KUVVET (N)</b>			
<b>AÇI</b>	<b>OKL BULUNMAYAN TALUS MODELİNDE</b>	<b>OKL BULUNAN TALUS MODELİNDE</b>	
0 Derece	103,00±3,16	146,71±6,31	$p=0.002$
5 Derece	149,00±5,16	153,85±2,73	$p=0.040$
10 Derece	145,57±1,61	167,85±3,62	$p=0.002$

OKL bulunan ve bulunmayan talus modelinde lateral bölgeye gelen yüklerin açılara göre karşılaştırmaları derece ( $^{\circ}$ ) olarak Tablo 4'te gösterilmiştir. OKL bulunan ve bulunmayan gruplar arasında medial bölgede 0 derece ( $p=0.002$ ), 5 derece ( $p=0.040$ ) ve 10 derece ( $p=0.002$ ) açıları arasında anlamlı fark görülmüştür.

0 derece nötral ( $p=0.002$ ), 5 derece lateral tilt ( $p=0.002$ ) ve 10 derece lateral tilt ( $p=0.001$ ) pozisyonlarında; OKL bulunmayan talus modelinde lateral bölgeye gelen yük, OKL bulunan talus modelinde lateral bölgeye gelen yükten daha az olduğu bulunmuştur.

**Tablo 5.** OKL Bulunmayan Talus Modelinin Medial Bölgesine Gelen Kuvvet

<b>OKL BULUNMAYAN TALUS MODELİNDE MEDİAL KUVVET (N)</b>						
<b>AÇI</b>	<b>0°-5°</b>		<b>0°-10°</b>		<b>5°-10°</b>	
<b>DERECE</b>	0°	5°	0°	10°	5°	10°
	204.71±3.59	94.57±2,82	204.71±3.59	67.57±2.14	67.57±2.14	67.57±2.14
<b>p</b>	$p=0.018$		$p=0.018$		$p=0.018$	

OKL bulunmayan talus modelinde medial bölgeye gelen yüklerin açılara göre karşılaştırmaları derece ( $^{\circ}$ ) olarak Tablo 5'te gösterilmiştir. OKL bulunmayan talus modellerinde medial bölgeye gelen yükler karşılaştırıldığında; 0° ve 5°

arasında ( $p=0.018$ ),  $0^\circ$  ve  $10^\circ$  derece arasında ( $p=0.018$ ) ve  $5^\circ$  ve  $10^\circ$  derece arasında ( $p=0.018$ ) anlamlı fark görülmüştür.

OKL bulunmayan talus modelinde medial bölgeye gelen yükler incelendiğinde; 0 derecede gelen yük 5 derecede gelen yükten ( $p=0.018$ ), 0 derecede gelen yük 10 derecede gelen yükten ( $p=0.018$ ) ve 5 derecede gelen yük 10 derecede gelen yükten daha fazla ( $p=0.018$ ) bulunmuştur.

**Tablo 6.** OKL Bulunan Talus Modelinin Medial Bölgesine Gelen Kuvvet

OKL BULUNAN TALUS MODELİNDE MEDİAL BÖLGE KUVVET (N)						
AÇI	$0^\circ-5^\circ$		$0^\circ-10^\circ$		$5^\circ-10^\circ$	
DERECE	$0^\circ$	$5^\circ$	$0^\circ$	$10^\circ$	$5^\circ$	$10^\circ$
		171,71±7,65	86,57±3,04	171,71±7,65	40,14±2,11	86,57±3,04
p	p=0.018		p=0.018		p=0.018	

OKL bulunan talus modelinde medial bölgeye binen yüklerin açılara göre karşılaştırmaları derece ( $^\circ$ ) olarak Tablo 6’da gösterilmiştir. OKL bulunan talus modellerinde medial bölgeye gelen yükler karşılaştırıldığında;  $0^\circ$  ve  $5^\circ$  arasında ( $p=0.018$ ),  $0^\circ$  ve  $10^\circ$  arasında ( $p=0.018$ ) ve  $5^\circ$  ve  $10^\circ$  arasında ( $p=0.018$ ) anlamlı ilişki bulunmuştur. OKL bulunan talus modelinde medial bölgeye gelen yükler incelendiğinde; 0 derecede gelen yük 5 derecede gelen yükten ( $p=0.018$ ), 0 derecede gelen yük 10 derecede gelen yükten ( $p=0.018$ ) ve 5 derecede gelen yük 10 derecede gelen yükten daha fazla ( $p=0.018$ ) olduğu bulunmuştur.

**Tablo 7.** OKL Bulunmayan Talus Modelinin Lateral Bölgesine Gelen Kuvvet

OKL BULUNMAYAN TALUS MODELİNDE LATERAL BÖLGE KUVVET (N)						
AÇI	$0^\circ-5^\circ$		$0^\circ-10^\circ$		$5^\circ-10^\circ$	
DERECE	$0^\circ$	$5^\circ$	$0^\circ$	$10^\circ$	$5^\circ$	$10^\circ$
		103.00±3.16	149.00±5.16	103.00±3.16	145.57±1.61	149.00±5.16
p	p=0.018		p=0.018		p=0.15	

OKL bulunmayan talus modelinde lateral bölgeye gelen yüklerin açılara göre karşılaştırmaları derece ( $^\circ$ ) olarak Tablo 7’de gösterilmiştir. OKL bulunmayan

talus modellerinde lateral bölgeye gelen yükler karşılaştırıldığında; 0° ve 5° arasında (p=0.018), 0° ve 10° arasında (p=0.018) ve 5° ve 10° arasında (p=0.015) anlamlı fark görülmüştür.

OKL bulunmayan talus modelinde lateral bölgeye gelen yükler incelendiğinde; 0 derecede laterale gelen yük 5 derecede laterale gelen yükten (p=0.018) ve 10 derecede laterale gelen yük 0 derecede gelen yükten (p=0.018) az olduğu, 5 derecede laterale gelen yük 10 derecede gelen yükten fazla (p=0.015) olduğu bulunmuştur.

**Tablo 8.** OKL Bulunan Talus Modelinin Lateral Bölgesine Gelen Kuvvet

<b>OKL BULUNAN TALUS MODELİNDE LATERAL BÖLGE KUVVET (N)</b>						
<b>AÇI</b>	<b>0°-5°</b>		<b>0°-10°</b>		<b>5°-10°</b>	
<b>DERECE</b>	0°	5°	0°	10°	5°	10°
	146.71±6.31	153.85±2.73	146.71±6.31	167.85±3.62	153.85±2.73	167.85±3.62
<b>p</b>	p=0.045		p=0.018		p=0.017	

OKL bulunan talus modelinde lateral bölgeye gelen yüklerin açılara göre karşılaştırmaları derece (°) olarak Tablo 8’de gösterilmiştir. OKL bulunan talus modellerinde lateral bölgeye gelen yükler karşılaştırıldığında; 0° ve 5° arasında (p=0.045), 0° ve 10° arasında (p=0.018) ve 5° ve 10° arasında (p=0.017) anlamlı ilişki bulunmuştur.

OKL bulunan talus modelinde lateral bölgeye gelen yükler incelendiğinde; 0 derecede laterale gelen yük 5 derecede laterale gelen yükten (p=0.018), 0 derecede laterale gelen yük 10 derecede gelen yükten (p=0.018) ve 5 derecede laterale gelen yük 10 derecede gelen yükten daha az (p=0.017) olduğu bulunmuştur.

## 5. TARTIŞMA

Talusun kırıkta defektleri ve avasküler nekrozları (AVN), ayak bileği problemlerinde en önemli sorunlar arasında yer almaktadır. Talus OKL'leri ayak bileği ağrısı, fonksiyon kaybı ve yaşam kalitesinin azalmasının yaygın nedenleridir (1,2). Talusun OKL ve AVN problemlerinde; kemik iliği uyarımı için artroskopik cerrahi, PRP, skafold yapı, otogreft, metal implant, osteotomi ile dizilimi düzeltme gibi çeşitli tedavi yöntemleri uygulanmaya çalışılmaktadır (27,87). Talusun anatomik yapısı ve beslenmesindeki sınırlılıklar nedeniyle, talus kırıklarının tedavisi de oldukça güçtür (24,25). Özellikle kırık sonrası osteoartrit ve osteonekroz olgularda sık görülmektedir. Ayak bileği biyomekaniği ve talusun yapısı nedeniyle, talusta oluşan OKL ve AVN çalışmalarında arayışlar devam etmektedir.

Ayak bileği lateral bağları, medialde bulunan bağlara göre daha kolay hasar görmektedir. Bu nedenle lateral bağ yaralanması (LBY), daha sık görülen bir durumdur. Ayak bileğinin bir ya da birkaç kez burkulmasına bağlı bağ yaralanmasında, lateral ayak bileği instabilitesi (LAİ) gelişmektedir. Birçok araştırmacı LAİ nedeniyle oluşan yük dağılımındaki değişikliklerin ve anormal hareketlerin kırıkta hasarına neden olduğunu düşünmektedir (53,55,62,64,88).

LBY ve/veya LAİ bulunan olgularda, talus üzerindeki OKL bölgesi dikkat çekmektedir. LAİ bulunan olgularda MRI incelemeleri sonucu, talus eklem yüzeyinin merkez/orta medial (OM) bölgesinde lezyon olduğu; kırıkta yüzeyinde morfolojik değişiklikler olmadığı durumlarda ise subtalar dokuda yine aynı bölgede lezyonla uyumlu bulguların olduğu görülmüştür.

Talus eklem yüzeyinin OM bölgesinde bulunan lezyonlar, OKL'lerin neredeyse %53-62'sini, lateral bölgesinde bulunan lezyonlar ise OKL'lerin yaklaşık %25-36'sını oluşturmaktadır. OKL'lerin yalnızca %1'i talus eklem yüzeyinin merkez orta kısmında meydana gelir (27,77). Bu nedenle çalışmada OM bölgedeki kırıkta hasarı ele alınmıştır. Bu çalışmanın sonucunda nötral pozisyonda statik olarak talus merkezinin medial yüzeyine, lateral yüzeyinden daha fazla kuvvet geldiği bulunmuştur. Bu durum literatürde bulunan çalışmalar ile de uygunluk göstermektedir (5,89).

LAİ olan olgularda yürümenin hızlanma fazında anormal supinasyon ve ayak bileği varusu görülmektedir (90). Aynı şekilde LAİ olan olgularda nötral pozisyonda

da ayak bileği varus dizilim bozukluğu oluşmaktadır. Ayak bileği varus açısının artması durumunda, ayak taban basıncının lateralize olduğu görülmektedir (54). Artan bu varus açılması, temas stres yüzeyinin talusun medialine toplanmasına ve bu bölgede artan tepe basınç noktalarına neden olmaktadır. Bu da talus ve tibia'nın eklem temas yüzeyinin bozulmasına, eklem yüzeyine binen basıncın dengeli bir şekilde dağılmayıp belirli bir alanda toplanmasına neden olmaktadır. Değişen eklem temas dengesi nedeniyle kıkırdak hasarı olabilmektedir. Lateral destekli kamanın ise ayak bileği varus açısını azalttığı bilinmektedir (91). Yaptığımız çalışmada bağ yaralanmasından sonra görülen varus dizilim bozukluğu için, talusun lateral tilti ile varus açısının azaltılması amaçlanmıştır. Böylece ayak bileği varus dizilim bozukluğunun ve talusun OM bölgesine gelen anormal kuvvetlerin önüne geçilebileceği varsayılmıştır.

Talusun tibia ile yaptığı eklem temas yüzeyi birbiri ile uyumlu yükün dengeli bir şekilde dağılmasını sağlayan eklem temas yüzeyine sahiptir. Fakat gelen bu yükler eşit bir şekilde dağılmamaktadır. Yapılan harekete ve pozisyona göre değişen bu yükler zaman zaman bir noktada daha yoğun olabilmektedir.

Bruns ve Rosenbach, temas alanlarının supinasyonda talus merkezinden medial kenara, pronasyonda ise lateral kenara doğru hareket ettiğini göstermişlerdir (92). Biyomekanik çalışmalarda talokrural eklem temas alanının ortalama  $4,4 \pm 1,21 \text{ cm}^2$  olduğu görülmüştür (93). Topuk teması sırasında tibia ve talusun temas yüzey alanı yaklaşık  $270 \text{ mm}^2$ , duruş fazının ortasında  $415 \text{ mm}^2$  ve itme fazı sırasında  $335 \text{ mm}^2$  olduğu görülmüştür (86). Tibiotalar temas alanının  $1 \text{ mm}$ 'lik laterale yer değiştirmesi temas alanında %40-42'lik bir azalmaya yol açmaktadır (93,94).

Ayak bileğinin eklem temas yüzeyi ve tepe basıncını dinamik olarak ölçmek için yapılan kadavra (86) ve sonlu eleman (95) çalışmalarında en yüksek tepe basıncının yürümenin %70'inden sonra itme fazına geçerken talusun anterolateralinde olduğu görülmüştür. Bir başka güncel sonlu elemanlar çalışmasında, dış rotasyon ve eversiyon hareketleri hariç talusun medialindeki ortalama stres geriliminin lateralden daha büyük olduğu görülmüştür (89).

Talusun anterolateralinde bulunan lezyonların daha çok akut lezyonlar olduğu düşünülmektedir. Ayak bileği nötral pozisyonda merkez-medial kubbede oluşan tepe basınç noktası; dinamik ayak bileğinde, duruş fazının %70'inden sonra olan itme fazında talusun anterolateralinde oluşmaktadır (86). Medialde oluşan ayak bileği osteokondral lezyonların ise daha çok ilk travmadan sonra oluşan bağ hasarına bağlı KAI, kronik patolojik yüklenme sonucu olduğu düşüncesi büyük bir çoğunluk tarafından desteklenmektedir. Bu görüşü de instabilite sonucu medialde artan tepe basınç ve temas yüzeyleri de desteklemektedir.

Talusun medialinde bulunan osteokondral lezyonlar daha çok anormal yüklenme sonucu oluşsa da, ayak bileğinin inversiyonu sonucu talus kırıkdağının medialinde kırıkdağ hasarı oluşabilmektedir. Talar kubbenin mediali, tibial plafondun medialine çarpması sonucu, kırıkdağ kolajen yapı bütünlüğü bozulabilmektedir. Bu bozulma morfolojik olmasa bile, bağ yaralanması ile birlikte kronik ayak bileği instabilitesinin eşlik etmesi kırıkdağ hasarı oluşturabilmektedir.

Oluşan bu lezyonlar sonucu kırıkdağ temas yüzeyi ortadan kalkmaktadır. Bu durum sonucunda hasarlı bölgeye gelen yükler lezyon alanının çevresine yayılmaktadır. Literatürde lezyon bölgesinin hemen çevresindeki bölgeye lezyon kenarı denilmektedir. Eklem maruz kaldığı tepe basınç noktası lezyon kenarına ne kadar yakın olursa, lezyonun büyümesine bu ölçüde katkıda bulunmaktadır.

Hunt ve arkadaşlarının talus üzerinde yaptığı kadavra çalışmasında da 10 mm çapında ve daha büyük lezyonlarda tepe basınç noktasının lezyon kenarına yaklaştığı bulunmuştur (5). Sonlu elamanlar ile yapılan çalışmalarda da lezyon boyutu arttıkça tepe basınç noktasının defekt kenarına yaklaştığı görülmüştür. Bunun da lezyonun büyümesine pozitif katkıda bulunabileceği konusunda fikir birliği oluşmuştur (89).

İlk olarak özellikle semptomsuz olgularda ya da küçük lezyonlarda konservatif tedaviye başvurulmaktadır. Konservatif tedavinin primer amacı eklemi korumak ve immobilize etmektedir. Eklem immobilizasyonu ve yük almaması sağlanarak, lezyonun ilerlemesinin önüne geçilmesi amaçlanmaktadır. Fakat ne yazık ki konservatif tedavi başarı oranı çok yüksek değildir.

Konservatif tedavinin başarısız olması durumunda yine eklem bütünlüğünü korumaya yönelik, kırıkdağ tamiri için artroskopik cerrahi ile kemik iliği uyarılmak

istenmektedir. Kemik iliği uyarımı yetersiz kaldığında kıkırdak dokunun yenilenmesi için otolog kondrosit ve skafold yapı ile lezyon bölgesinin yapısal olarak desteklenmesi sağlanmaktadır (27).

Lezyonun daha büyük olduğu ve iyileşmenin sağlanmadığı durumlarda osteokondral otograft transplantasyonu yapılmaktadır. Otograft ve artroskopik mikrokirik yöntemlerine ek olarak kök hücre enjeksiyonu ile de iyileşmeye katkı sağlanabilmektedir (87).

Bu cerrahi yöntemlerden sonra da iyileşmenin etkilenmemesi için ayak bileğine yük verilmemektedir. Bu da uzun süre immobilizasyon, fonksiyon kaybı ve yaşam kalitesini etkileyebilmektedir. Tüm bunların sonucunda ayak bileği yaralanmalarının yüksek yaygınlığı, osteokondral lezyon ve artrit gelişimi ile olan ilişkisi; artan ağrı ve işlev kaybının süresinin artmasına ve artan bir halk sağlığı yükünün ortaya çıkmasına neden olabilmektedir. Bu nedenle bağ yaralanması içeren ayak bileği yaralanmalarında, ayak bileği kıkırdak hasarına giden sürecin iyi anlaşılması gerekmektedir. OKL'nin ilerlemesini durdurmayı amaçlayan, teorik olarak sağlam müdahaleler geliştirilmesi önemlidir.

Talusun, morfolojisi ve vaskülarizasyon yapısı nedeniyle olası bir anormal durumda tedavisi oldukça güç olmaktadır. Rejeneratif tedavilerin gelişmesiyle birlikte eklem koruma mekanizmaları da gelişmektedir. Doku yenilenmesi ve tamir edilmesi eklem koruma mekanizmaları için önemlidir. Ancak doku tamiri gerçekleştirilse bile patolojiye sebep olan dizilim bozukluğu ve yük dengesi değiştirilmediği sürece; iyileşmenin olumsuz etkilenmesine veya hasarın tekrarlanmasına neden olacaktır. Bu nedenle yapılan çalışmada patolojiye sebep olan etkenler, patoloji varlığında ise sorunun ilerlemesini önleyici çözüm önerileri üretmek istenmiştir.

Her ne kadar diz ve kalça eklemine göre ayak bileği kıkırdak hasarı daha az görülse de bu çalışmada, yaşam kalitesini artırma, erken mobilizasyonu sağlama, cerrahiye gereksinimi azaltma, cerrahinin başarısını artırma, eklem koruyucu mekanizmaları geliştirmek için şu sorulara yanıt arandı;

- Travma sonrası kıkırdak lezyon bulgusu olmamasına rağmen eklem biyomekaniği doğal yapısına yakın korunabilir mi?

- Kronik ayak bileği instabilitesinde lezyon oluşması önlenebilir mi?
- Lezyon bulgusu olan eklemin yük dağılımları düzenlenerek ilerlemesi önlenebilir mi?
- Cerrahi yöntemlerden sonra yük dağılımları düzenlenerek cerrahi başarı artırılabilir mi?

Hem varus dizilimini azaltmak hem de talus üzerinde bulunan basınç noktalarını eklem yüzeyinin merkez-medial bölgesinden uzaklaştırmak için; lezyonun oluşmasının önüne geçmek, oluşan lezyonun ilerlemesini önlemek, ilerlemiş lezyonların cerrahi başarısını artırmak için lateral topuk desteğinin etkileri araştırıldı.

Elde edilen sonuçlara göre talusun lateral tilti ile sağlanan ayak bileği valgusunun, medial bölgedeki yükü azalttığı gözlemlenmiştir. Bu da talusun medialinde lezyonların oluşmasını, ilerlemesini önleme amaçlı oluşturulan hipotezi desteklemektedir. Bu tilt lateral topuk kaması ile ayak tabanından oluşturulabilir. Fakat bu durumda da subtalar eklemin göz ardı edilmemesi gerekmektedir. Subtalar eklem ayak ile ayak bileği arasındaki uyumu sağlamakta önemli rol almaktadır. Subtalar eklem ne kadar iyi çalışırsa uyum o kadar iyi olacaktır. Bu çalışmada subtalar eklem göz ardı edilmiştir. Subtalar eklemin ayak-ayak bileği dizilim bozukluklarındaki etkisi bilinmektedir (96). Subtalar eklem füzyonunun ayak bileği eklemindeki basınç dağılımı üzerindeki etkisini incelemek için yapılan biyomekanik bir çalışmada; (97) ayak bileği valgus açısının 0°'den 20°'ye kademeli olarak artırıldığında laterale binen yükün de artmakta olduğu görülmüştür. Bu veriler bizim bulgularımızla benzerlik göstermektedir. Bu çalışmanın subtalar eklem dahil edilerek in vitro ortamda yapılması ile literatüre daha önemli katkılar sağlanabilir. Talusun lateral tiltinin daha hassas açılar ile değerlendirilmesi elde edilen sonuç açısından daha güvenilir olacaktır. Sınırlanmaların bulunduğu bu çalışma sonlu elemanlar analizi ile de desteklenebilir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada talusun eklem yüzeyinde OKL olmasının; talusun merkez/orta medial (OM) - lateral (OL) bölgelerine gelen kuvvetlere etkisi ve bu bölgelere gelen kuvvetlerin talusun lateral tilt açısıyla değişimi incelenmiştir.

Elde edilen sonuçlar göz önünde bulundurulduğunda; lezyon bulunmayan nötral pozisyondaki talusun eklem yüzeyinin OM bölgesine daha fazla yüklenme olduğu görülmektedir. Medial bölgede OKL varlığında ise laterale gelen yükün arttığı görülmektedir. 5° lateral kama ile talusun lateral tilti gerçekleştirildiğinde, mediale gelen yüklerin azaldığı ve laterale gelen yüklerin ise arttığı görülmektedir. Talus kırıkta yüzeyinin OM bölgesinde lezyon bulunan olgularda 5° lateral kama ile talusun lateral tilti, lezyonun ilerlemesinin önüne geçilebilmesi için bir öneri olarak sunulabilir.

OKL bulunmayan talus modelinde; nötral pozisyonda eklem yüzeyinin OM bölgesine gelen kuvvetlerin, OL bölgesine gelen kuvvetlerden daha fazla olduğu bulunmuştur. Lateral tilt açısının artması ile medial bölgeye gelen kuvvetler azalırken laterale gelen kuvvetler aynı oranda artmamıştır. Bu durum OKL bulunan talus modeli için de benzer şekilde bulunmuştur.

Elde edilen sonuçlarda talus eklem yüzeyinin OM bölgesinde lezyon olduğunda; medial bölgeye gelen kuvvetlerin azaldığı, laterale gelen kuvvetlerin de arttığı görülmektedir. Medial bölgeye gelen kuvvet azalmasına rağmen lezyon nedeniyle eklem yüzey alanı azalmıştır. Mediale gelen kuvvet ve eklem yüzey alanı değerlendirildiğinde birim alana gelen kuvvetin arttığı görülmektedir. Bu durum medial bölgede, tepe basınç kuvvetinin arttığı yönünde sonuç içermektedir. Artan bu tepe basıncının lezyon kenarına uzaklığı bilinmemektedir.

LBY durumunda taban temasından, orta duruş fazına geçerken anormal supinasyon ve ayak bileği varus dizilimi olmaktadır. Bu durum da talus eklem yüzeyinin medial bölgesine gelen kuvvetleri artırmaktadır. Bağ yaralanması sonucu gerçekleşen bu anormal hareketlere ve talus eklem yüzeyinin medialinde oluşacak olan kırıkta hasarına, talusun lateral tilti bir öneri olarak sunulabilmektedir. Çünkü bu çalışma sonucu talusun lateral tilti ile valgus açısının arttığı ve medial eklem yüzeyindeki yükün azaldığını görülmüştür.

## 7. KAYNAKLAR

1. Giannini S, Vannini F. Operative treatment of osteochondral lesions of the talar dome: current concepts review. *Foot Ankle Int.* 2004;25(3):168–75.
2. Stone JW. Osteochondral Lesions of the Talar Dome. *J Am Acad Orthop Surg.* 1996 Mar;4(2):63–73.
3. Raikin SM, Elias I, Zoga AC, Morrison WB, Besser MP, Schweitzer ME. Osteochondral lesions of the talus: localization and morphologic data from 424 patients using a novel anatomical grid scheme. *Foot Ankle Int.* 2007 Feb;28(2):154–61.
4. Guettler JH, Demetropoulos CK, Yang KH, Jurist KA. Osteochondral defects in the human knee: influence of defect size on cartilage rim stress and load redistribution to surrounding cartilage. *Am J Sports Med.* 2004 Sep;32(6):1451–8.
5. Hunt KJ, Lee AT, Lindsey DP, Slikker W, Chou LB. Osteochondral lesions of the talus: effect of defect size and plantarflexion angle on ankle joint stresses. *Am J Sports Med.* 2012 Apr;40(4):895–901.
6. Choi WJ, Park KK, Kim BS, Lee JW. Osteochondral lesion of the talus: is there a critical defect size for poor outcome? *Am J Sports Med.* 2009;37(10):1974–80.
7. Guo QW, Hu YL, Jiao C, Yu CL, Ao YF. Arthroscopic treatment for osteochondral lesions of the talus: Analysis of outcome predictors. *Chin Med J (Engl).* 2010 Feb 5;123(3):296–300.
8. Van Dijk CN, Reilingh ML, Zengerink M, van Bergen CJA. Osteochondral defects in the ankle: why painful? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(5):570–80.
9. Koulalis D, Schultz W, Heyden M. Autologous chondrocyte transplantation for osteochondritis dissecans of the talus. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;395(395):186–92.

10. Lee CH, Chao KH, Huang GS, Wu SS. Osteochondral autografts for osteochondritis dissecans of the talus. *Foot Ankle Int.* 2003;24(11):815–22.
11. Sammarco GJ, Makwana NK. Treatment of talar osteochondral lesions using local osteochondral graft. *Foot Ankle Int.* 2002;23(8):693–8.
12. Oatis CA. *Kinesiology : the mechanics and pathomechanics of human movement.* Lippincott Williams & Wilkins; 2009. 946 p.
13. Calhoun JH, li F, Ledbetter BR, Viegas SF. A comprehensive study of pressure distribution in the ankle joint with inversion and eversion. *Foot Ankle Int.* 1994;15(3):125–33.
14. Donatelli R, Hurlbert C, Conaway D, Pierre RS. Biomechanical foot orthotics: a retrospective study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1988;10(6):205–12.
15. Stiehl JB, Inman VT. Inman's joints of the ankle. 1991;155.
16. Scarton PE, McMaster JH, Kelly E. Dynamic fibular function: a new concept. *Clin Orthop Relat Res.* 1976 Jul;(118):76–81.
17. Gray H, Williams PL (Peter L, Bannister LH. *Gray's anatomy : the anatomical basis of medicine and surgery.* 1995;2092.
18. Cunningham DJ (Daniel J, Romanes GJ (George J. *Cunningham's Textbook of anatomy.* Oxford University Press; 1981. 1078 p.
19. Tochigi Y, Rudert MJ, Amendola A, Brown TD, Saltzman CL. Tensile Engagement of the Peri-Ankle Ligaments in Stance Phase. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society.* 2005;26(12):1067.
20. Stormont DM, Morrey BF, an KN, Cass JR. Stability of the loaded ankle. Relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. *Am J Sports Med.* 1985;13(5):295–300.

21. Sophia Fox AJ, Bedi A, Rodeo SA. The basic science of articular cartilage: structure, composition, and function. *Sports Health*. 2009 Nov;1(6):461–8.
22. Shepherd DET, Seedhom BB. Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. *Ann Rheum Dis*. 1999;58(1):27–34.
23. Millington SA, Grabner M, Wozelka R, Anderson DD, Hurwitz SR, Crandall JR. Quantification of ankle articular cartilage topography and thickness using a high resolution stereophotography system. *Osteoarthritis Cartilage*. 2007 Feb;15(2):205–11.
24. Miller AN, Prasarn ML, Dyke JP, Helfet DL, Lorich DG. Quantitative assessment of the vascularity of the talus with gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2011 Jun 15;93(12):1116–21.
25. Melenevsky Y, Mackey RA, Brad Abrahams R, Thomson NB. Talar Fractures and Dislocations: A Radiologist’s Guide to Timely Diagnosis and Classification. 2015 May 13;35(3):765–79.
26. Lomax A, Miller RJ, Fogg QA, Jane Madeley N, Senthil Kumar C. Quantitative assessment of the subchondral vascularity of the talar dome: A cadaveric study. *Foot and Ankle Surgery*. 2014 Mar 1;20(1):57–60.
27. Guimarães JB, da Cruz IAN, Nery C, Silva FD, Ormond Filho AG, Carneiro BC, et al. Osteochondral lesions of the talar dome: an up-to-date approach to multimodality imaging and surgical techniques. *Skeletal Radiol*. 2021 Nov 1;50(11):2151–68.
28. Leardini A, Stagni R, O’Connor JJ. Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex. *J Biomech*. 2001;34(6):805–9.
29. Shepherd DET, Seedhom BB. The “instantaneous” compressive modulus of human articular cartilage in joints of the lower limb. *Rheumatology (Oxford)*. 1999 Feb;38(2):124–32.

30. Earll M, Wayne J, Brodrick C, Vokshoor A, Adelaar R. Contribution of the deltoid ligament to ankle joint contact characteristics: a cadaver study. *Foot Ankle Int.* 1996;17(6):317–24.
31. Kimizuka M, Kurosawa H, Fukubayashi T. Load-bearing pattern of the ankle joint. Contact area and pressure distribution. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1980 Mar 1;96(1):45–9.
32. DeSmet A, Dalinka M, Alazraki N, Berquist T, Daffner R, El-Khoury G, et al. Chronic ankle pain. American College of Radiology. ACR Appropriateness Criteria. *Radiology.* 2000;
33. Hartly M. Ankle arthroscopy: anatomical features. *Orthopedics.* 1985 Dec;8(12):1538–40.
34. Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, Giannini S. Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system. *J Biomech.* 1999 Feb;32(2):111–8.
35. Cawley PW, France EP. Biomechanics of the lateral ligaments of the ankle: an evaluation of the effects of axial load and single plane motions on ligament strain patterns. *Foot Ankle.* 1991;12(2):92–9.
36. Luo ZP, Kitaoka HB, Hsu HC, Kura H, An KN. Physiological elongation of ligamentous complex surrounding the hindfoot joints: in vitro biomechanical study. *Foot Ankle Int.* 1997;18(5):277–83.
37. Deland JT, Morris GD, Sung IH. Biomechanics of the ankle joint. A perspective on total ankle replacement. *Foot Ankle Clin.* 2000 Dec 1;5(4):747–59.
38. Harper MC. Deltoid ligament: an anatomical evaluation of function. *Foot Ankle.* 1987;8(1):19–22.
39. Boardman DL, Liu SH. Contribution of the anterolateral joint capsule to the mechanical stability of the ankle. *Clin Orthop.* 1997;224–32.

40. Fujii T, Luo ZP, Kitaoka HB, An KN. The manual stress test may not be sufficient to differentiate ankle ligament injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2000 Oct;15(8):619–23.
41. Bahr R, Pena F, Shine J, Lew WD, Lindquist C, Tyrdal S, et al. Mechanics of the anterior drawer and talar tilt tests. A cadaveric study of lateral ligament injuries of the ankle. *Acta Orthop Scand*. 1997;68(5):435–41.
42. Bonnel F, Toullec E, Mabit C, Tourné Y. Chronic ankle instability: biomechanics and pathomechanics of ligaments injury and associated lesions. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2010 Jun;96(4):424–32.
43. Maestro M. Rappel biomecanique des articulations talo-crurale et sous-talienne. *Medecine et Chirurgie du Pied*. 2004 Mar;20(1).
44. Sammarco GJ, Burstein AH, Frankel VH. Biomechanics of the Ankle: A Kinematic Study. *Orthopedic Clinics of North America*. 1973 Jan 1;4(1):75–96.
45. Müller-Gerbl M. Anatomy and biomechanics of the ankle joint. *Orthopade*. 2001;30(1):3–11.
46. Mow VC, Holmes MH, Michael Lai W. Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage: a review. *J Biomech*. 1984;17(5):377–94.
47. Venn M, Maroudas A. Chemical composition and swelling of normal and osteoarthrotic femoral head cartilage. I. Chemical composition. *Ann Rheum Dis*. 1977;36(2):121.
48. Kuettner KE. Biochemistry of articular cartilage in health and disease. *Clin Biochem*. 1992 Jun 1;25(3):155–63.
49. Mosher TJ, Dardzinski BJ. Cartilage MRI T2 relaxation time mapping: overview and applications. *Semin Musculoskelet Radiol*. 2004;8(4):355–68.

50. Maroudas A. Balance between swelling pressure and collagen tension in normal and degenerate cartilage. *Nature* 1976 260:5554. 1976 Apr 1;260(5554):808–9.
51. Pearle AD, Warren RF, Rodeo SA. Basic science of articular cartilage and osteoarthritis. *Clin Sports Med*. 2005;24(1):1–12.
52. Athanasiou KA, Niederauer GG, Schenck RC. Biomechanical topography of human ankle cartilage. *Ann Biomed Eng*. 1995 Sep;23(5):697–704.
53. Hintermann B, Boss A, Schäfer D. Arthroscopic findings in patients with chronic ankle instability. *Am J Sports Med*. 2002;30(3):402–9.
54. Valderrabano V, Hintermann B, Horisberger M, Fung TS. Ligamentous Posttraumatic Ankle Osteoarthritis. *Am J Sports Med*. 2006 Apr 1;34(4):612–20.
55. Taga I, Shino K, Inoue M, Nakata K, Maeda A, Henry JH. Articular cartilage lesions in ankles with lateral ligament injury. An arthroscopic study. *Am J Sports Med*. 1993;21(1):120–7.
56. Saltzman CL, Salamon ML, Blanchard GM, Huff T, Hayes A, Buckwalter JA, et al. Epidemiology of Ankle Arthritis: Report of a Consecutive Series of 639 Patients from a Tertiary Orthopaedic Center. *Iowa Orthop J*. 2005;25:44.
57. Murray MM, Zurakowski D, Vrahas MS. The death of articular chondrocytes after intra-articular fracture in humans. *J Trauma*. 2004;56(1):128–31.
58. Tochigi Y, Buckwalter JA, Martin JA, Hillis SL, Zhang P, Vaseenon T, et al. Distribution and progression of chondrocyte damage in a whole-organ model of human ankle intra-articular fracture. *J Bone Joint Surg Am*. 2011 Mar 16;93(6):533–9.
59. Matzat SJ, van Tiel J, Gold GE, Oei EHG. Quantitative MRI techniques of cartilage composition. *Quant Imaging Med Surg*. 2013 Jun;3(3):162–74.

60. Forney M, Subhas N, Donley B, Winalski CS. MR imaging of the articular cartilage of the knee and ankle. *Magn Reson Imaging Clin N Am*. 2011 May;19(2):379–405.
61. Golditz T, Steib S, Pfeifer K, Uder M, Gelse K, Janka R, et al. Functional ankle instability as a risk factor for osteoarthritis: using T2-mapping to analyze early cartilage degeneration in the ankle joint of young athletes. *Osteoarthritis Cartilage*. 2014 Oct 1;22(10):1377–85.
62. Lee S, Yoon YC, Kim JH. T2 mapping of the articular cartilage in the ankle: correlation to the status of anterior talofibular ligament. *Clin Radiol*. 2013 Jul;68(7).
63. Verhagen RAW, Maas M, Dijkgraaf MGW, Tol JL, Krips R, Niek Van Dijk C, et al. Prospective study on diagnostic strategies in osteochondral lesions of the talus IS MRI SUPERIOR TO HELICAL CT? 2005;87(1).
64. Harrington KD. Degenerative arthritis of the ankle secondary to long-standing lateral ligament instability. *Journal of Bone and Joint Surgery American volume*. 1979;61(A3):354–61.
65. Valderrabano V, Horisberger M, Russell I, Dougall H, Hintermann B. Etiology of ankle osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467(7):1800–6.
66. Park SY, Yoon YC, Cha JG, Sung KS. T2 Relaxation Values of the Talar Trochlear Articular Cartilage: Comparison Between Patients With Lateral Instability of the Ankle Joint and Healthy Volunteers. *AJR Am J Roentgenol*. 2016 Jan 1;206(1):136–43.
67. Tol JL, Struijs PAA, Bossuyt PMM, Verhagen RAW, Van Dijk CN. Treatment strategies in osteochondral defects of the talar dome: a systematic review. *Foot Ankle Int*. 2000;21(2):119–26.
68. Treppo S, Koepp H, Quan EC, Cole AA, Kuettner KE, Grodzinsky AJ. Comparison of biomechanical and biochemical properties of

- cartilage from human knee and ankle pairs. *J Orthop Res.* 2000;18(5):739–48.
69. Caputo AM, Lee JY, Spritzer CE, Easley ME, Deorio JK, Nunley JA, et al. In vivo kinematics of the tibiotalar joint after lateral ankle instability. *Am J Sports Med.* 2009;37(11):2241–8.
70. Bischof JE, Spritzer CE, Caputo AM, Easley ME, DeOrio JK, Nunley JA, et al. In vivo cartilage contact strains in patients with lateral ankle instability. *J Biomech.* 2010 Sep 9;43(13):2561.
71. Hirose K, Murakami G, Minowa T, Kura H, Yamashita T. Lateral ligament injury of the ankle and associated articular cartilage degeneration in the talocrural joint: anatomic study using elderly cadavers. *J Orthop Sci.* 2004;9(1):37–43.
72. Bae JY, Park KS, Seon JK, Jeon I. Analysis of the Effects of Normal Walking on Ankle Joint Contact Characteristics After Acute Inversion Ankle Sprain. *Ann Biomed Eng.* 2015 Jun 16;43(12):3015–24.
73. Omori G, Kawakami K, Sakamoto M, Hara T, Koga Y. The effect of an ankle brace on the 3-dimensional kinematics and tibio-talar contact condition for lateral ankle sprains. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2004 Sep;12(5):457–62.
74. Horisberger M, Hintermann B, Valderrabano V. Alterations of plantar pressure distribution in posttraumatic end-stage ankle osteoarthritis. *Clinical biomechanics.* 2009 Mar;24(3):303–7.
75. Easley ME, Vineyard JC. Varus ankle and osteochondral lesions of the talus. *Foot Ankle Clin.* 2012 Mar;17(1):21–38.
76. Shimozono Y, Brown AJ, Batista JP, Murawski CD, Gomaa M, Kong SW, et al. Subchondral Pathology: Proceedings of the International Consensus Meeting on Cartilage Repair of the Ankle. *Foot Ankle Int.* 2018 Jul 1;39:48S-53S.

77. Zengerink M, Struijs PAA, Tol JL, van Dijk CN. Treatment of osteochondral lesions of the talus: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010 Feb;18(2):238–46.
78. Badekas T, Takvorian M, Souras N. Treatment principles for osteochondral lesions in foot and ankle. *Int Orthop.* 2013 Sep;37(9):1697–706.
79. Letts M, Davidson D, Ahmer A. Osteochondritis dissecans of the talus in children. *J Pediatr Orthop.* 2003 Sep;23(5):617–25.
80. Higuera J, Laguna R, Peral M, Aranda E, Soletto J. Osteochondritis dissecans of the talus during childhood and adolescence. *J Pediatr Orthop.* 1998 May 1;18(3):328–32.
81. Perumal V, Wall E, Babekir N. Juvenile osteochondritis dissecans of the talus. *J Pediatr Orthop.* 2007 Oct;27(7):821–5.
82. Dombrowski ME, Yasui Y, Murawski CD, Fortier LA, Giza E, Haleem AM, et al. Conservative Management and Biological Treatment Strategies: Proceedings of the International Consensus Meeting on Cartilage Repair of the Ankle. *Foot Ankle Int.* 2018 Jul 1;39:9S-15S.
83. Nüesch C, Huber C, Paul J, Henninger HB, Pagenstert G, Valderrabano V, et al. Mid- to Long-term Clinical Outcome and Gait Biomechanics After Realignment Surgery in Asymmetric Ankle Osteoarthritis. *Foot Ankle Int.* 2015 Aug 6;36(8):908–18.
84. Labib SA, Raikin SM, Lau JT, Anderson JG, SooHoo NF, Carette S, et al. Joint preservation procedures for ankle arthritis. *Foot Ankle Int.* 2013 Jul;34(7):1040–7.
85. Bittersohl B, Hosalkar HS, Miese FR, Schibensky J, König DP, Herten M, et al. Zonal T2\* and T1Gd assessment of knee joint cartilage in various histological grades of cartilage degeneration: an observational in vitro study. *BMJ Open.* 2015;5(2).

86. Suckel A, Muller O, Wachter N, Kluba T. In vitro measurement of intraarticular pressure in the ankle joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(5):664–8.
87. Bruns J, Habermann C, Werner M. Osteochondral Lesions of the Talus: A Review on Talus Osteochondral Injuries, Including Osteochondritis Dissecans. *Cartilage.* 2021 Dec 1;13:1380S-1401S.
88. Noguchi K. Biomechanical analysis for osteoarthritis of the ankle. *Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi.* 1985;
89. Ruan Y, Du Y, Jiang Z, Qian Z, Chang F. The Biomechanical Influence of Defected Cartilage on the Progression of Osteochondral Lesions of the Talus: A Three-dimensional Finite Element Analysis. *Orthop Surg.* 2023 Jun 1;15(6):1685–93.
90. Hashimoto T, Inokuchi S. A kinematic study of ankle joint instability due to rupture of the lateral ligaments. *Foot Ankle Int.* 1997;18(11):729–34.
91. Kakihana W, Akai M, Nakazawa K, Takashima T, Naito K, Torii S. Effects of laterally wedged insoles on knee and subtalar joint moments. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005 Jul;86(7):1465–71.
92. Bruns J, Rosenbach B. Pressure distribution at the ankle joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1990;5(3):153–61.
93. Ramsey PL, Hamilton W. Changes in tibiotalar area of contact caused by lateral talar shift. *Journal of Bone and Joint Surgery American volume.* 1976;58(3):356–7.
94. Lloyd J, Elsayed S, Hariharan K, Tanaka H. Revisiting the Concept of Talar Shift in Ankle Fractures. 2006 Oct 1;27(10):793–6.
95. Anderson DD, Goldsworthy JK, Shivanna K, Grosland NM, Pedersen DR, Thomas TP, et al. Intra-articular Contact Stress Distributions at the Ankle throughout Stance Phase – Patient-Specific Finite Element Analysis as a Metric of Degeneration Propensity. *Biomech Model Mechanobiol.* 2006 Jun;5(2–3):82.

96. Wang B, Saltzman CL, Chalayon O, Barg A. Does the Subtalar Joint Compensate for Ankle Malalignment in End-stage Ankle Arthritis? Clin Orthop Relat Res. 2015 Jan 1;473(1):318.
97. Hu M, Xu X, Mei J. Ankle joint pressure change before and after subtalar joint arthrodesis in varus and valgus malalignment of the tibia. Journal of orthopaedic surgery. 2022 Apr 21;30(1).



## 8. EKLER

### EK 1: ETİK KURUL ONAYI

#### DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARI

Sayın Prof.Dr. Hasan Havıtcıoğlu  
Araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederiz.

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

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	7502-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ <input type="checkbox"/> MÜNFERİT ARAŞTIRMA <input type="checkbox"/> ÖÇM <input type="checkbox"/> YÜKSEKLİSANS <input checked="" type="checkbox"/> DOKTORA <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Talusun Osteokondral Lezyonlarında Biyomekanik İncelenmesi
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Prof.Dr. Hasan Havıtcıoğlu Biyomekanik A.D.
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/> ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>

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

Karar No:2022/52-13		TARİH: 12.10.2022				
KARAR BİLGİLERİ	Prof.Dr. Hasan Havıtcıoğlu'nun sorumlusu olduğu "Talusun Osteokondral Lezyonlarında Biyomekanik'in İncelenmesi" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekeçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, araştırmanın mevcut haliyle etik yönden uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.					
<b>ETİK KURUL BİLGİLERİ</b>						
ÇALIşMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu					
<b>ETİK KURUL ÜYELERİ</b>						
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Mehmet Birhan Yılmaz (Başkan)	Kardiyoloji	DEÜ Tıp Fakóltesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Emel Çalıkoğlu (Başkan Yardımcısı)	Preventif Onkoloji	Onkoloji Enstitüsü	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Ahmet Okay Çağlayan	Moleküler Tıp	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Suna Asilsoy	Çocuk Sağlığı Ve Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakóltesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Seher Özyürek	Muskuloskeletal Fizyoterapi	DEÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakóltesi	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Nil Hocaoğlu Aksay	Tıbbi Farmakoloji	DEÜ Tıp Fakóltesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Meryem Öztürk Hancı	Halk Sağlığı Hemşireliği	Hemřirelik Fakóltesi Halk Sağlığı Hemřireliđi	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Aylin Özgen Alpaydın	Göğüs Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakóltesi Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Aliye Akcalı	Periodontoloji	Diř Hekimliđi Fakóltesi	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr. şüle Özbilgin	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	DEÜ Tıp Fakóltesi Cerrahi Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Dr.Öğr.Üyesi Özlenen şimşek Papur	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Dr.Öğr.Üyesi Tolga şahin	Spor Yönetim Bilimleri	Necat Hepkon Spor Bilimleri Fakóltesi	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Öğr.Gör.Dr.Kıvanç Yüksel	Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim	Ege Üniversitesi Tıp Fakóltesi Biyoistatistik ve Biliřim A.D	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2023/13-10	Tarih:26.04.2023				
	Prof.Dr. Hasan Havıçtıoğlu'nun sorumlusu olduğu "Talusun Osteokondral Lezyonlarında Biyomekanikğin İncelenmesi" isimli klinik araştırmaya ait araştırmacı dilekçesine ilişkin, Sorumlu araştırmacının emekli olması nedeniyle görevinin Doç.Dr. Ahmet Karakaşlı'ya devredilmesi ile ilgili belgeler incelenerek bilgi edinilmiş ve uygun bulunmuştur.					
<b>ETİK KURUL BİLGİLERİ</b>						
ÇALIşMA ESASI	Dokuz Eylöl Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İy Klinik Uygulamaları Kılavuzu					
<b>ETİK KURUL ÜYELERİ</b>						
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Mehmet Birhan Yılmaz (Başkan)	Kardiyoloji	DEÜ Tıp Fakóltesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr. şükran Köse (Başkan Yardımcısı)	Enfeksiyon Hastalıkları ve Klinik Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	DEÜ Tıp Fakóltesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Ahmet Okay Çağlayan	Moleköler Tıp	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Suna Asilsoy	Çocuk Sağlığı Ve Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakóltesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Aylin Özgen Alpaydın	Göğüs Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakóltesi Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Aliye Akcalı	Periodontoloji	Diř Hekimliđi Fakóltesi	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Hatice şimşek Keskin	Halk Sağlığı	DEÜ Tıp Fakóltesi Halk Sağlığı Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Seher Özyürek	Muskuloskeletal Fizyoterapi	DEÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakóltesi	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Nil Hocaoğlu Aksay	Tıbbi Farmakoloji	DEÜ Tıp Fakóltesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Meryem Öztürk Hancı	Halk Sağlığı Hemşireliği	Hemřirelik Fakóltesi Halk Sağlığı Hemřireliđi	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr. şule Özbilgin	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	DEÜ Tıp Fakóltesi Cerrahi Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Tolga şahin	Spor Yönetim Bilimleri	Necat Hepkon Spor Bilimleri Fakóltesi	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Dr.Öğr.Üyesi Gamze Tuna	Tıbbi Biyokimya	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	

## EK 2: ARBİS ÖZGEÇMİŞ



**AHMET EFE YILMAZ**

### Kişisel Bilgiler

#### İletişim Bilgileri

İletişim Adresi

Telefon

E-posta

İnternet Sayfası

#### Öğrenim Bilgileri

04 Mart 2021 - Şu Anda (2 yıl 11 ay)  
Yüksek Lisans, Tezli Program, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ, BİYOMEKANİK (YL) (TEZLİ)  
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 3.94 / 4.0

12 Ağustos 2016 - 17 Temmuz 2020 (4 yıl)  
Lisans, Anadal/Normal Öğretim, SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE  
SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ, FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON PR.  
Diploma Numarası: 20030186  
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 3.42 / 4.0

#### Yabancı Dil Bilgileri

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

## TÜBİTAK Burs ve Destekleri

### Panelistlik/İzleyicilik/Raportörlük Sayısı

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