

T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SPORCULARDA MCCONNELL BANTLAMA TEKNİĞİNİN DİZ KİNEMATİĞİ VE  
TEK BACAK SIÇRAMA PERFORMANSI ÜZERİNE ANLIK ETKİLERİ**

**Orhun Alp HARBİLİ**

**Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA**

**2023**



**T.C.**  
**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SPORCULARDA MCCONNELL BANTLAMA TEKNİĞİNİN DİZ KİNEMATİĞİ VE  
TEK BACAĞI SİÇRAMA PERFORMANSI ÜZERİNE ANLIK ETKİLERİ**

**Orhun Alp HARBİLİ**

**TEZ DANIŞMANI**

**Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA**

**Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA**

**2023**

**SPORCULARDA MCCONNELL BANTLAMA TEKNİĞİNİN DİZ KİNEMATİĞİ VE TEK  
BACAK SIÇRAMA PERFORMANSI ÜZERİNE ANLIK ETKİLERİ**

**Orhun Alp HARBİLİ**

**Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA**

Bu tez çalışması 25/12/2023 tarihinde jürimiz tarafından “Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı”nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

**Jüri Başkanı:** *Prof. Dr. Ayşe KİN İŞLER*  
*Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi*

**Tez Danışmanı:** *Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA*  
*Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi*

**Üye:** *Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin ÇELİK*  
*Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi*

**Üye:** *Prof. Dr. Sadettin KİRAZCI*  
*Orta Doğu Teknik Üniversitesi Eğitim Fakültesi*

**Üye:** *Dr. Öğr. Üyesi Serdar ARITAN*  
*Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi*

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

*Prof. Dr. Müge YEMİŞÇİ ÖZKAN*  
**Enstitü Müdürü**

## YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan "**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**" kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir.<sup>(1)</sup>
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir.<sup>(2)</sup>
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir.

25/12/2023

(imza)

Orhun Alp HARBİLİ

i

<sup>1</sup>"Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge"

(1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın**ın önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.

(2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın**ın önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.

(3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir. \* Kurum ve kuruluşlarla yapılan iş birliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir.

\* Tez **danışmanın**ın önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** tarafından karar verilir.

## Etik Beyan Sayfası

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Dr. Öğr. Üyesi Serdar ARITAN danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

(imza)

***Orhun Alp HARBİLİ***

## Teşekkür Sayfası

Yüksek lisans sürecim boyunca hiçbir desteğini esirgemeyen, tez çalışmamda her türlü fikriyle ve yardımıyla yoluma ışık tutan, biyomekaniği bana öğreten danışmanım Dr. Öğr. Ü. Arif Mithat AMCA'ya teşekkür ederim.

Beni bugünlere getiren ve yetiştiren ebeveynlerime, babam Prof. Dr. Erbil HARBİLİ ve annem Prof. Dr. Sultan HARBİLİ'ye teşekkür ederim.

Canım kardeşim Atahan HARBİLİ'ye de bu süreçte manevi desteği için teşekkür ederim.

Biyomekanik Araştırma Grubu üyeleri ve yüksek lisans sürecinde beraber öğrencilik sürecini geçirdiğim Caner ÇİFTÇİ, Aslı ALPSOY ve Ulaş CELEP'e de her şey için teşekkür ederim.

Bütün yüksek lisans sürecim boyunca bana her türlü imkanı sağlayan, sıkıntımı çözen ve kahrımı çeken Kazım Burak Yılmaz ve abisi dostum Burak Yılmaz'a her türlü destekleri için teşekkür ederim.

4 yıllık bu süreçte neşe kaynağımız, Ankara'da kalacağım zaman beni evinde ağırlayan ve yaparsın sen sözüyle her daim moral veren dostum Müge ESER'e teşekkür ederim.

Tez sürecinde ekipman konusunda sağladığı desteklerden dolayı Doç. Dr. Alpan CİNEMRE'ye teşekkür ederim.

## ÖZET

**Harbili, O.A., Sporcularda McConnell Bantlama Tekniğinin Diz Kinematığı ve Tek Bacak Sıçrama Performansı Üzerine Anlık Etkileri, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2023.** Patellofemoral ağrı sendromu (PFAS), tüm diz kaynaklı problemlerin %20-40'ını oluşturan ve toplumda yaygın görülen sendromdur. PFAS, sporcularda görüldüğü takdirde yapılan spora ara vermeye veya sporu bırakmaya kadar gidebilecek bir rahatsızlıktır. PFAS'ın etiyojisi tam bilinmemekle beraber, VM ve VL kaslarının kuvvet ve ateşleme oranlarındaki farktan kaynaklı çömelme ve sıçrama gibi hareketlerde patellanın normalden daha fazla laterale kayması bu sendromun ana sebeplerinden biri olarak gösterilmektedir. Bu çalışmanın amacı, PFAS yönünden asemptomatik ancak patellasında lateral yönde 0.5 cm ve üzerinde kayması olan sporcularda McConnell patellar bantlama tekniğinin tek bacak squat sıçrama performansına ve diz kinematikleri üzerine akut etkisini incelemektir. Bu amaçla on sporcunun bantlı ve bantsız tek bacak squat sıçrama performansında dikey yer tepki kuvvetleri (Kistler, BioWare), kas aktivasyonu (Noraxon Ultium, MR3) ve dizin kinematik verileri (Vicon, Nexus) senkronize bir şekilde toplanmıştır. Bantlamanın dikey sıçrama yüksekliğinde anlamlı bir değişime neden olmadığı, itme evresinde maksimum diz fleksiyon açısında yüksek düzeyde, iniş evresinde orta düzeyde etki büyüklüğüne sahip olduğu görülmektedir. İtme ve iniş evresinde dikey yer tepki kuvvetlerinde durumlar arasında anlamlı bir fark görülmezken iniş evresinde bantın dikey yer tepki kuvvetine orta düzeyde etki büyüklüğüne sahip olduğu bulunmuştur. İleride yapılacak çalışmalarda PFAS yönünden semptomatik olan sporcuların incelenmesi bantlamanın dikey sıçrama performansına etkisini daha net ortaya koyacaktır.

**Anahtar kelimeler:** patellofemoral, McConnell, squat sıçrama, kuvvet platformu, EMG



## ABSTRACT

**Harbili, O.A., Instant Effects of McConnell Taping Technique on Knee Kinematics and Single-Leg Jump Performance in Athletes, Hacettepe University Graduate School Health Sciences, Sports Sciences and Technology Program Master's Thesis, Ankara, 2023.** Patellofemoral pain syndrome (PFPS) is a syndrome that accounts for 20-40% of all knee-related problems and it is common in society. PFPS may lead to taking a break or quitting sports in case it is seen in athletes. Although the etiology of PFPS is not fully known, one of the main reasons of PFPS syndrome is that abnormal lateral gliding of patella in movements such as squatting and jumping due to the difference in the strength and firing rates of the VM and VL muscles. The purpose of this study is to examine the acute effect of McConnell patellar taping technique on single leg squat jump performance and knee kinematics. Yet, this study focuses on athletes who are asymptomatic in terms of PFPS with a lateral glide of the patella of 0.5 cm or more. For this purpose; in the single leg squat jump performance of ten athletes with and without tape, vertical ground reaction forces (Kistler, BioWare), muscle activation (Noraxon Ultium, MR3) and knee kinematic data (Vicon, Nexus) were collected synchronously. It is seen that taping does not cause a significant change in vertical jump height but it has a high effect size on the maximum knee flexion angle in the pushing phase and a medium effect size in the landing phase. While there was no significant difference between the situations in vertical ground reaction forces in the push-off and landing phases, it was found that the band had a medium effect size on the vertical ground reaction force in the landing phase. In future, studies will reveal more clearly the effect of taping on vertical jump performance by examining athletes who are symptomatic for PFPS.

**Key words:** patellofemoral, McConnell, squat jump, force platform, EMG

**İÇİNDEKİLER**

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xiv
<b>1 GİRİŞ</b>	<b>1</b>
<b>2 GENEL BİLGİLER</b>	<b>5</b>
2.1 Pfas Etiyolojisi ve Biyomekanik Temeli	7
2.2 Mcconnell Patellar Değerlendirme Yöntemi	8
2.3 Ön Diz Anatomisi ve Kinezyolojisi	11
<b>3 GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>16</b>
3.1 Katılımcılar	16
3.1.1 Katılımcı McConnell Patella Değerlendirmesi	16
3.1.2 Antropometrik Ölçümler	17
3.1.3 McConnell Patellar Bantlaması	18

3.2	Veri Toplama Ekipmanları	19
3.2.1	Hareket Analizi Sistemi	19
3.2.2	Hareket Analizi Etiketleme Şablonu ve Biyomekanik Model	21
3.2.3	Elektromyografi sistemi ve kaslar	23
3.2.4	Kuvvet Platformu	26
3.2.5	Veri Toplama Test Protokolü	26
3.3	Verilerin Analizi	28
3.3.1	Hareket Analizi	28
3.3.2	Kuvvet Platformu Veri Analizi	29
3.3.3	Sıçrama Evrelerinin Belirlenmesi ve Değişkenlerin Hesaplanması	30
3.3.4	EMG Analizi	34
3.3.5	İstatistik	35
<b>4</b>	<b>BULGULAR</b>	<b>36</b>
4.1	Demografik Veriler ve Patellar Glide Miktarı	36
4.2	Sıçrama Yüksekliği ve Dikey Yer Tepki Kuvveti	36
4.3	Diz Eklemi Merkezinin (KNJ) Konum ve Yer Değiştirilmesi	46
4.4	Ayağın Eversiyon ve İnversiyon Konumu	54
4.5	EMG Değerleri	57
<b>5</b>	<b>TARTIŞMA</b>	<b>73</b>
<b>6</b>	<b>SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	<b>77</b>

6.1	Sonuç	77
6.2	Öneriler	78
<b>7</b>	<b>KAYNAKLAR</b>	<b>79</b>
<b>8</b>	<b>EKLER</b>	<b>83</b>
	<b>EK-1.</b> Katılımcı onam formu	
	<b>EK-2.</b> Katılımcı veri toplama formu	
	<b>EK-3.</b> Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni	
	<b>EK-4.</b> Tez Çalışması Orijinallik Raporu	
	<b>EK-5.</b> Dijital Makbuz	
<b>9</b>	<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>89</b>

**SİMGE VE KISALTMALAR**

<b>BF</b>	Biceps Femoris
<b>EMG</b>	Elektromiyografi
<b>MSS</b>	Merkezi Sinir Sistemi
<b>PF</b>	Patellofemoral Ağrı
<b>PFAS</b>	Patellofemoral Ağrı Sendromu
<b>PFJRF</b>	Patellofemoral Eklem Reaksiyon Kuvveti
<b>SMB</b>	Semimembranosus
<b>SMT</b>	Semitendinosus
<b>QF</b>	Quadriceps Femoris
<b>RF</b>	Rektus Femoris
<b>VI</b>	Vastus Intermedius
<b>VL</b>	Vastus Lateralis
<b>VM</b>	Vastus Medialis
<b>VMO</b>	Vastus Medialis Obliquus
<b>YTK</b>	Yer Tepki Kuvveti

## ŞEKİLLER

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
<b>2.1.</b> Medial glide tekniği: Yanal kaymayı kontrol etmek için bandın bir ucu lateral patellar sınırına sabitlenir ve terapist, banttaki gerilimi korurken başparmağıyla patellayı mediale doğru kaydırır. Daha sonra medial yumuşak dokuyu (deri) patellaya doğru kaldırarak birkaç deri kıvrımının ortaya çıkmasını sağlar ve bandı mediale doğru sabitler.	11
<b>2.2.</b> A. 'Screw Home' mekanizmasının yani femoral kondillerin sabit tibia üzerinde yuvarlanmasının ve kaymasının şematik temsili. B. Ekstansiyon sırasında tibia kondillerinin hareketi	14
<b>3.1.</b> Medial ve lateral kondilin, patella köşelerinin ve orta noktasının glide miktarını belirlemek için işaretlenmesi.	17
<b>3.2.</b> Araştırmacı tarafından yapılan McConnell bantlama uygulaması	18
<b>3.3.</b> Test alanı ve hareket analizi sistemi kameralarının (8 Vantage, 2 Vue) yerleşimi	19
<b>3.4.</b> Hareket yakalama sistemi ve diğer ekipmanların bağlantı şeması.	20
<b>3.5.</b> Hareket analizi sistemi yansıtıcı işaretleyici yerleşimi. 16 adet anatomik nokta işaretleyicisi (koyu gri), 4 adet vücut üyesi takip işaretleyicisi (açık gri).	23
<b>3.6.</b> EMG sinyali toplanan kaslar ve elektrot yerleşimleri.	25
<b>3.7.</b> Hamstring ve quadriceps kas gruplarında yapılan işaretlemeler ve quadriceps kas grubu üzerindeki EMG sensörlerinin yerleşimi.	25
<b>3.8.</b> İki farklı katılımcının veri toplama alanında görünümleri	28
<b>3.9.</b> Bioware yazılımından '.txt' formatında dışa aktarılan kuvvet platformu veri dosyası örneği	30
<b>3.10.</b> Bir katılımcıya ait yer tepki kuvveti verileri ve kritik olay anları.	31
<b>3.11.</b> Bir katılımcıya ait eklem açısı verileri ve kritik olay anları.	32

## TABLOLAR

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
<b>3.1.</b> Çalışmada kullanılan modifiye Plug-in-Gait modelinde yer alan yansıtıcı işaret etiketleri ve anatomik pozisyonları.	22
<b>3.2.</b> Olay anları, kısaltmaları ve hesaplama yöntemleri.	33
<b>3.3.</b> Tek bacak squat sıçrama hareketinin evreleri ve sürelerinin hesaplama yöntemleri.	33
<b>3.4.</b> Bulgular için belirlenen değişkenlerin kısaltmaları ve hesaplama yöntemleri.	33
<b>4.1.</b> Katılımcıların fiziksel özellikleri ( $\bar{x} \pm SS$ )	36
<b>4.2.</b> Bantlı ve bantsız durumlarda maksimum sıçrama yüksekliği (m) değerleri ve durumlar arası değişimler.	36
<b>4.3.</b> Bantlı ve bantsız durumlarda itme evresinde ölçülen normalize maksimum dikey yer tepki kuvvetleri (N/kg) ve durumlar arası değişimler.	37
<b>4.4.</b> Bantlı ve bantsız durumlarda iniş evresinde ölçülen normalize maksimum dikey yer tepki kuvvetleri (N/kg) ve durumlar arası değişimler.	38
<b>4.5.</b> Bantsız ve bantlı durumların itme evresinde hareket başlangıç anından maksimum dikey YTK'ye (N) ulaşma süreleri ve durumlar arası değişimleri.	39
<b>4.6.</b> Bantlı ve bantsız durumların iniş evresinde ayağın yere ilk temas anından maksimum dikey yer tepki kuvvetine ulaşana kadarki geçen sürenin saniye(s) değerleri ve durumlar arası değişimleri.	40
<b>4.7.</b> Bantlı ve bantsız durumlarda itme evresindeki maksimum diz fleksiyon açısına ulaşılan anda normalize maksimum dikey yer tepki kuvveti (N/kg) değerleri ve durumlar arası değişimleri.	40
<b>4.8.</b> Bantlı ve bantsız durumlarda iniş evresindeki maksimum diz fleksiyon açısına ulaşılan anda normalize maksimum dikey yer tepki kuvveti (N/kg) değerleri ve durumlar arası değişimleri.	41
<b>4.9.</b> Bantlı ve bantsız durumlarda hareket başlangıç anındaki diz fleksiyon açılarının (°) değerleri ve durumlar arası değişimleri.	42
<b>4.10.</b> Bantlı ve bantsız durumlarda hareket sonu anındaki diz fleksiyon açılarının (°) değerleri ve durumlar arası değişimleri.	42
<b>4.11.</b> Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde maksimum dikey yer tepki kuvveti anındaki diz fleksiyon açısı (°) değerleri ve durumlar arası değişimler.	43

- 4.12.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde maksimum dikey yer tepki kuvveti anındaki diz fleksiyon açısı (°) değerleri ve durumlar arası değişimler. 43
- 4.13.** Bantsız ve bantlı durumlarda hareket başlangıç anı normalize maksimum dikey yer tepki kuvveti (N/kg) ve durumlar arası değişimler. 44
- 4.14.** Bantsız ve bantlı durumlarda hareket sonu anındaki normalize maksimum dikey yer tepki kuvvet değerleri ve durumlar arası değişimler. 45
- 4.15.** Bantsız ve bantlı durumlarda dikey sıçrama yüksekliği, normalize maksimum dikey yer tepki kuvvetleri ve maksimum diz fleksiyon açısı verileri ve durumlar arası değişimler ( $\bar{x} \pm SS$ ). 46
- 4.16.** Bantsız durum itme evresindeki önemli olay anlarında diz eklem merkezinin medio-lateral konumları ve anlar arasındaki hareket miktarları. 47
- 4.17.** Bantlı durum itme evresindeki önemli olay anlarında diz eklem merkezinin medio-lateral konumları ve anlar arasındaki hareket miktarları. 48
- 4.18.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresindeki önemli olay anları arasında diz eklem merkezinin medio-lateral konum değişimleri (+: içe kayma (M), -: dışa kayma (L)) 48
- 4.19.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresindeki önemli olay anları arasında diz eklem merkezinin medio-lateral konum değişimlerinin hareket yönleri (M: içe kayma, L: dışa kayma). 49
- 4.20.** Dizin eklem merkezinin itme evresinde hareket başlangıç anı, maksimum dikey yer tepki kuvveti anı ve ayağın yerden kesildiği andaki konum verileri arasındaki değişimlere ait istatistik sonuçları ( $\bar{x} \pm SS$ ). 50
- 4.21.** Bantsız durum iniş evresindeki önemli olay anlarında diz eklem merkezinin medio-lateral konumları ve anlar arasındaki konum değişimleri. 51
- 4.22.** Bantlı durum iniş evresindeki önemli olay anlarında diz eklem merkezinin medio-lateral konumları ve anlar arasındaki konum değişimleri. 52
- 4.23.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresindeki önemli olay anları arasında diz eklem merkezinin medio-lateral konum değişimleri (+: içe kayma (M), -: dışa kayma (L)) 52
- 4.24.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresindeki önemli olay anları arasında diz eklem merkezinin medio-lateral konum değişimlerinin hareket yönleri (M: içe kayma, L: dışa kayma). 53



<b>4.25.</b>	Diz eklem merkezinin iniş evresinde maksimum diz fleksiyon anı, maksimum dikey yer tepki kuvveti anı ve ayağın yerden kesildiği andaki konum verileri(mm) arasındaki değişimlere ait istatistik sonuçları ( $\bar{x} \pm SS$ ).	54
<b>4.26.</b>	Bantsız ve bantlı durumların itme evresindeki topuk ve ayak ikinci parmağının konumuna ait istatistik verileri ( $\bar{x} \pm SS$ ).	55
<b>4.27.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde, maksimum diz fleksiyonu anındaki topuk ve ikinci parmak konum verileri ve ayak pozisyonlanması verileri. Fark değerlerinde -: Eversiyon, +: İnversiyon olarak tanımlanmıştır.	55
<b>4.28.</b>	Bantsız ve bantlı durumların iniş evresindeki topuk ve ayak ikinci parmağının konumuna ait istatistik sonuçları ( $\bar{x} \pm SS$ ).	56
<b>4.29.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde, maksimum diz fleksiyonu anındaki topuk ve ikinci parmak konum verileri ve ayak pozisyonlanması verileri. Fark değerlerinde -: Eversiyon, +: İnversiyon olarak tanımlanmıştır.	56
<b>4.30.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Rectus Femoris kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	57
<b>4.31.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Rectus Femoris kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	58
<b>4.32.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Vastus Medialis kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	59
<b>4.33.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Vastus Medialis kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	59
<b>4.34.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Vastus Lateralis kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	60
<b>4.35.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Vastus Lateralis kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	61
<b>4.36.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Biceps Femoris kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	62
<b>4.37.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Biceps Femoris kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	62
<b>4.38.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Semitendinosus / Semimembranosus kaslarının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	63
<b>4.39.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Semitendinosus / Semimembranosus kaslarının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	64

<b>4.40.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Rectus Femoris kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	65
<b>4.41.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Rectus Femoris kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	65
<b>4.42.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Vastus Medialis kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	66
<b>4.43.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Vastus Medialis kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	67
<b>4.44.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Vastus Lateralis kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	68
<b>4.45.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Vastus Lateralis kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	69
<b>4.46.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Biceps Femoris kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	69
<b>4.47.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Biceps Femoris kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	70
<b>4.48.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Semitendinosus / Semimembranosus kaslarının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	71
<b>4.49.</b>	Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Semitendinosus / Semimembranosus kaslarının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri	72

## 1 GİRİŞ

Patellofemoral Ağrı Sendromu (PFAS), ilk defa Aleman tarafından 1928 yılında patellofemoral eklemdaki biyomekanik ve fiziksel değişimler sonucunda meydana gelen “peripatellar veya retropatellar ağrı” şeklinde tanımlanmıştır (26).

PFAS, sporcularda yapılan spora ara vermeye veya sporu bırakmaya sebep olabilecek bir rahatsızlıktır (20). Patellofemoral ağrı toplumda sıkça görülmekte ve tüm kas iskelet sistemiyle ilgili şikayetlerinin %9-10'unu, tüm diz kaynaklı problemlerin ise %20-40'ını oluşturmaktadır. En yaygın kas iskelet tanılarında biri olup yılda 1000 kişide 22'lere varan oldukça yüksek bir insidansa sahiptir (22,23). Genç ve aktif popülasyonda %15-33 dolaylarında, ergenlik çağındaki çocuklarda %21-45 seviyelerindedir (24). Bu denli sık görülmesine rağmen patogenezi net olarak ortaya konamamıştır. PFAS'ın ilk zamanlarda sadece patellofemoral eklemdaki dizilim bozukluğu sebebiyle meydana geldiğine inanılmasına rağmen günümüzde multifaktöriyel ve kompleks bir problem olarak görülmektedir. Bu kompleks problem beraberinde de birçok tedavi ve uygulama yöntemi geliştirilmesini sağlamıştır. PFAS ile etiyolojik olarak en çok ilişkilendirilen ve araştırma yapılan anatomik yapı vastus medialis (VM) kasıdır (39,40). PFAS'ın meydana geliş şekli net bir şekilde ortaya konmamıştır ancak kabul edilmiş birçok hipotez mevcuttur. İlk başlarda PFAS'ın, patellanın laterale doğru kayması sebebiyle ortaya çıktığı düşünülmesine rağmen, sonraki süreçte etyopatogenezinde birçok farklı faktörün rol oynadığı fark edilmiştir (19). Bu sebeple ortaya çıkış mekanizmasında birden çok faktörün rol aldığı kabul edilmekte ve multidisipliner bir yaklaşımla tedavi süreci yönetilmektedir. PFAS'ın konservatif tedavisinde özellikle VM kasının kuvvetlendirilmesi, kısalmış anatomik yapıları germe, patella ve çevresindeki kaslara bantlama uygulamaları, elektroterapi ve ultrason (US), ortez ve breysler gibi birçok fizyoterapi uygulaması yapılmaktadır. Patellar bantlama uygulamaları hem sedanter bireylerde hem de sporcularda ağrıyı azaltmak, aktiviteyi artırmak, değişen hareket mekaniğini düzeltmek hatta yaralanmayı önlemek amacıyla da kullanılmaktadır. Patellar bantlamanın popülaritesinin artması

McConnell'ın 1986 yılında yayımladığı orijinal makalesiyle başlamıştır. McConnell bantlamasının temel mantığı zamanla laterale doğru konumlanmaya başlayan patellanın mediale doğru çektilerilerek lateraldeki yapılara gerim uygulamak ve aynı zamanda da vastus medialis kasının fonksiyon bozukluğunun (geç ateşleme, zamanla vastus lateralis (VL)'e oranla kuvvetindeki azalma) azaltılmasıdır. McConnell, vastus medialis kasının izometrik ve eksantrik kasılma mekanizmasını yeniden sağlamak, diz çevresindeki yumuşak doku anormalliklerini düzeltmek ve anormal ayak mekaniğinin etkisini azaltmak için bir bantlama tekniği kullanarak ağrıyı hafifletmeyi amaçlayan bir tedavi programı geliştirmiştir. McConnell bantlama prosedürlerinin amacı, hastanın ağrısız bir şekilde fizik tedavi egzersizine katılmasını sağlamak için anormal patellar hizalanmayı düzeltmektir. Her ne kadar McConnell tarafından bildirildiği gibi, hastanın glide (kayma), tilt (eğilme) ve/veya rotasyon gibi özel ihtiyaçlarına bağlı olarak önerilen bantlama prosedürünün çeşitli varyasyonları olsa da neredeyse tüm hastaların patellalarının mediale kaymasına ihtiyacı vardır (47). Bu programın ve spesifik olarak McConnell bantlamasının etkinliği birçok çalışmada başka tedavi türleri ve plasebo durumuyla karşılaştırılmıştır (1,2,3,7,30,34,38). Çalışmalarda hem birbiriyle çelişkili hem de birbirini destekleyen sonuçlar bulunmuştur. Gerek bantlamanın günlük yaşam kalitesi üzerine, gerek ağrı yönetimi üzerine, gerekse performans üzerine etkileri konusunda görüş birliğine varılamamıştır.

Bu çalışmanın amacı, sporcularda görülen diz ekleminde zamanla vastus lateralis kasının vastus medialis kasına göre daha kuvvetli bir hale gelmesi ve aktivasyonunun daha seri olması sebebiyle patella üzerinde laterale doğru meydana gelen dizilim bozukluğunun McConnell patellar bantlama yöntemiyle orta hatta çekilmesi ve bunun sporcuların tek bacak squat sıçrama performansı üzerine etkilerinin araştırılmasıdır. Bu yüzden patellasında laterale doğru yer değiştirmesi olan sporcuların patellar dizilimine bantlama ile müdahale edilerek diz biyomekaniği üzerine direkt etki edilmesi ve bunun tek bacak squat sıçrama sırasında diz kinematiklerinde ve kas elektromyografi verilerinde ne gibi değişimler ortaya çıkaracağını incelenmesi amaçlanmıştır.

Bantlama uygulaması ile

Squat sıçrama hareketi sırasındaki diz biyomekaniğinin değişeceği, itme evresinde ve iniş evresinde sporcuların diz çevresinde daha stabil bir hareket hissedecekleri, buna bağlı olarak hareket analizi verilerinde diz eklem merkezinin frontal düzlem üzerindeki gezinme miktarında azalma olacağı ve daha az dışa kayma görüleceği,

Sıçrama hareketinin itme ve iniş evrelerinde yere uygulanan maksimal kuvvet miktarında, bu kuvvetin zamanlamasında ve görüldüğü diz açılarındaki değişim olacağı,

Sıçrama hareketi sırasında aktif olan ve bu çalışmada incelenecek kasların aktivasyon düzeylerinin ve aktivasyon zamanlarının değişeceği,

Değişen biyomekanik parametrelere bağlı olarak sıçrama performansında artış olacağı,

düşünülmüştür. Bu olası etkilerden hareketle çalışmada McConnell bantlamanın sıçrama hareketi biyomekaniğinde yarattığı değişimlerin detaylı olarak incelemesi yapılmıştır.

Literatürde McConnell patellar bantlama tekniği üzerine çalışmalar bulunsa da bu bantlama tekniğinin sporculardaki sıçrama performansı üzerine etkilerinin derinlemesine incelenmesine ulaşılamamıştır. Bu bağlamda, McConnell patellar bantlama tekniğinin sporcu katılımcılar üzerinde yukarıda belirtilen olası etkilerinin araştırılması ve bu etkilerin birbirleriyle bağlantılarının ortaya konması literatürde eksik olan noktaları doldurarak daha detaylı yeni çalışmaların yapılmasına kaynak oluşturmaktadır. Bu çalışmada McConnell patellar bantlama tekniğinin seçilmesinin temel amacı sporcuların sıçrama performansı üzerindeki akut etkilerinin incelenmesi ve bu bilgilerden hareketle klinik uygulamalarda, antrenmanlar ve müsabakalardan hemen önce bantlama uygulanarak sıçrama, yön değiştirme, quadriceps kasının daha stabil şekilde kuvvet üretebilmesi ve hatta PFAS kaynaklı bir ağrısı varsa bunun

giderilmesini sağlayıp sağlayamayacağına yönelik bir ön bilgi ve altyapının sağlanmasıdır.

## 2 GENEL BİLGİLER

Patellar hizalanmayı düzeltmek için klinikte birçok metod denenmiştir. Bantlama çalışmaları, VM ve VL kaslarına spesifik olarak uygulanan egzersizler, elektrofiziksel ajanlar, ortezlemeler gibi farklı uygulamalar mevcuttur. Literatürdeki PFAS kaynaklı problemleri çözmek için kullanılan bantlama çalışmaları incelendiğinde, klinikte çokça uygulanan bantlama tekniklerinden birisi de McConnell patellar bantlama tekniğidir. McConnell patellar bantlama tekniği temelinde zamanla uyumsuz bir şekilde çalışmaya başlayan VM ve VL kaslarının bozulan biyomekaniğinin önüne geçmek, zayıflayan ve VL'ye göre ateşlemede gecikme yaşayan VM kasının daha iyi çalışabilmesini hedefleyen ve hastaların patellofemoral ağrılarını azaltmak üzere tasarlanmış Jenny McConnell tarafından bulunan bir bantlama tekniğidir. Bir sendrom halini alan patellofemoral ağrı için iyi bir destekleyici tedavi yöntemidir. PFAS sebebiyle çıkan problemler daha sıklıkla kişilerde ağrı, ağrı kaynaklı fonksiyonel hareketlerin düzgün yapılamaması ve sonucunda da yaşam kalitesindeki düşüştür. Bu yüzden literatürdeki çalışmaların odak noktası McConnell bantlaması ile PFAS'ın meydana getirdiği ağrı, bireylerin fonksiyonel kapasitesi ve günlük yaşam kalitesindeki değişimlerin ölçülmesidir (2, 3, 4, 6, 7, 8, 11, 13, 15, 16, 17, 21). Benzer şekilde PFAS yani ön diz ağrısı şikayeti olan sporcularda bantlama ile antrenman ya da müsabakalardaki fonksiyonel kapasitelerindeki değişim, ağrı durumları ve performans değişimleri ölçülmüştür (27, 28, 29). Bantlama sonrası spesifik olarak VM ve VL kas aktivasyonu ve kuvvet üretme kapasitesinde meydana gelen farkların araştırıldığı çalışmalar ise genellikle patellofemoral ağrı sendromuna sahip sporcularla sınırlı kalmaktadır (16). Ancak dizilim bozukluğu olup herhangi bir ağrı yaşamayan sporcularda bantlamanın etkinliğine dair bulgular sınırlıdır. Leibbrandt ve ark. (4)'nin McConnell patellar bantlama tekniğinin ön diz ağrısı ve biyomekanik etkileri üzerine yaptığı derlemede de literatürde yapılan çalışmaların bu parametreler üzerine yoğunlaştığı ancak hareket analizi sistemleriyle objektif değerlendirmelerin olduğu çalışmaların yetersiz olduğu bildirilmiştir. Çalışmada dahil etme ve dışlama kriterlerini uyguladıktan sonra geriye kalan 8 çalışmanın hepsinde PFAS'lı sedanter bireylerle çalışıldığı, çalışmaların

ana odak noktalarına bakıldığında 4 tanesinin VM-VL EMG verilerinin araştırıldığı, 2 tanesinin diz ekstansör momentine odaklandığı, diğer 2 tanesinin ise diz kinematiklerini yalnızca sagittal planda analiz ettiği belirtilmiştir. Bunun yanı sıra sadece 1 çalışmada tek bacak sıçrama yaptırıldığı, 3 çalışmada ise tek bacak squat yaptırıldığı, kalan çalışmalarda ise merdiven inip çıkma, yana adımlama ve yürüme gibi günlük yaşam aktivitelerinin sedanter bireyler üzerinde yoğunlaştığı görülmektedir. Benzer şekilde Barton ve ark. (31)'nin yaptığı "PFAS sendromunda patellar bantlama" derlemesinde McConnell bantlamasını da içeren daha geniş kapsamlı çalışmada yine ağrı yönetimi, fonksiyonel yaşam kalitesi ve uzman gözüyle yapılan subjektif değerlendirmelere dayalı bir değerlendirme yapıldığı görülmektedir. Tunay ve ark. (6)'nın yaptığı çalışmada sağlıklı bireyler ve PFAS'lı hastalarda McConnell ve kinezyobantlama tekniği performans açısından karşılaştırılmıştır. PFAS'lı hastalarda her iki bantlama türünün de performansa olumlu bir etkisinin bulunmadığı görülmesine rağmen sağlıklı bireylerde kinezyobantlama uygulamasının performansı artırdığı bulunmuş ve spor yapan sağlıklı bireylerde performans artırımı için uygulanabileceği belirtilmiştir. Gregory ve ark. (16) 14 patellofemoral ağrılı kadın hasta üzerinde yaptıkları araştırmada ise McConnell bantlamanın plasebo bantlama, bantsız durum ve kontralateral ekstremiteye kıyasla diz kinetikleri üzerindeki etkilerini hareket analiz sistemi ve bir kuvvet platformu üzerinde dikey sıçrama ve yanal adımlama hareketleriyle araştırmışlar. Sonuçlarda diz ekstansör momenti ve gücünün bantlı durumda bantsız ve placebo bantlamaya göre anlamlı derecede iyileştiği ancak aktif dikey sıçrama yüksekliğinde herhangi bir fark görülmediği belirtilmiştir. McConnell bantlamanın quadriceps aktivasyonuna yardımcı olabileceği ve güç kazanımlarını kolaylaştırabileceğinin varsayılabilirliğini öne sürmüşler. Bununla birlikte, bu sonuca varmadan önce, kapsamlı bir rehabilitasyon programının parçası olarak McConnell bantlamanın kullanıldığı bir antrenman programından önce ve sonra diz kinematiklerini değerlendiren bir çalışmaya ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir.

Patellar diziliminde sorun olan sporcularla yapılan çalışma sayısı oldukça sınırlıdır ve McConnell bantlama tekniğinin bu sporcuların sıçrama performansına



etkileri yeterince incelenmemiştir. Ayrıca McConnell patellar bantlama tekniğinin sıçrama sırasında diz, kalça ve ayak bileği eklemlerinin kinematikleri üzerine nasıl bir etki oluşturduğıyla ilgili de yeterli çalışma yoktur (4). Sporcuların McConnell bantlama sonrasında quadriceps kasıyla yüksek kuvvet üretilen hareketlerde örneğin; profesyonel bir futbolcunun topa vurması, savunma anında *stance* pozisyonuna geçip diğer oyuncuyu tutması, sıçrama ve ardından yere düşme, maç esnasında yapılan maksimal sprintler gibi diz ve patella üzerine tekrarlı ve şiddetli yük bindiren hareketlerin bantlama uygulandıktan sonra VM-VL kasları aktivasyonu ve kuvvet üretimi, sıçrama yüksekliği değişimi, ayak bileğinin yere uyguladığı tork miktarları ve bunun denge üzerine etkisi, sprint hızındaki değişimleri ve diz ekleminin açılma değişimleri üzerine ne gibi etkileri olacağı üzerine sınırlı sayıda çalışmalar yapılmıştır. Sporcular üzerinde yapılan çalışmalara bakıldığı zaman McConnell patellar bantlama tekniği konusunda çalışma yapılmaya ihtiyaç olduğu ve özellikle diz biyomekaniği ve patlayıcı tarzda aktiviteler sırasındaki performans üzerine etkilerinin detaylı olarak incelenmediği görülmektedir (4, 31).

## 2.1 PFAS Etiyolojisi ve Biyomekanik Temeli

Patellofemoral ağrı sendromu toplumda sıkça görülmektedir. Bununla birlikte sporcularda ise yapılan sporun branşı bunda baş etken olmak üzere patellar hizalanma sorunları görülmektedir. PFAS ve patellar hizalanma sorununun kökeninde birçok problem yatmaktadır. Q açısındaki artış, dinamik diz valgusu, topuk vuruşunda artan arka ayak eversiyonu gibi çok sayıda faktör PFAS etiyolojisi ile ilişkilendirilmiştir. Ek olarak, PFAS'lı kişilerde sağlıklı kontrollere kıyasla, kalça abdüksiyon kuvvetinde azalma ve diz ekstansiyon kuvvetinde eksiklikler gözlenmiştir. Quadriceps femoris kasındaki vastus lateralis ve vastus medialis kas dengesizliklerinin hizalanma sorununa yol açtığı ve patellanın laterale doğru yer değiştirmesinde rol aldığı düşünülmüştür (8, 10, 12). Ayrıca VM kasının kas aktivasyonunda, VL'ye göre daha büyük bir azalış ve geç aktive olduğu ortaya konmuştur (8, 12, 14). VL'nin VM'den daha büyük bir kas olması sonucu patellaya

dış yönlü uyguladığı çekme kuvvetini dengeleyebilmek için VM'nin VL'den daha hızlı bir şekilde kasılması gerektiği belirtilmiştir (21).

VM kuvvetinin, PFAS semptomlarına karşı patella üzerinde dinamik medial stabilizatör olarak hareket ederek çok önemli bir etkiye sahip olduğu ortaya konmuştur. Sonuç olarak VM kasındaki yetersizlik ve gecikmiş kas aktivasyonu, patellanın "*patella maltracking*" olarak bilinen laterale doğru kaymasına yol açmakta, sonucundaysa diz eklemının fonksiyonel hareketlerinde problemlere sebep olmaktadır. Yani patellofemoral eklem sağlığı için dizin ekstansör mekanizmasının düzgün çalışması çok önemlidir. Bunun da kilit noktalarından birisi VM ve VL kaslarının uyum içinde çalışmasıdır. Yanlış hizalanmanın diz ekstansör mekanizmasını ve torkunu etkilediği düşünülmektedir (16).

## 2.2 McConnell Patellar Değerlendirme Yöntemi

Her ne kadar alt ekstremite kaslarının, özellikle de vastus medialis obliquus (VMO) ve vastus lateralis'in kontrolü ve zamanlaması patellofemoral eklem düzgün işleyişi için kritik öneme sahip gibi görünse de, bu hala tartışmalı bir alandır. McConnell değerlendirmesini çeşitli bölümlere ayırmıştır. Bunlar; dinamik muayene, sırt üstü yatar pozisyon, yan yatış pozisyonu ve yüz üstü yatar pozisyonlarda yapmaktadır (49). Patellar problemleri ise biyomekanik problemlere (omurgadan ayak bileğine kadar detaylı bir şekilde değerlendirmektedir), yumuşak doku gerginliği, kas dengesizliği ve değişen ayak biyomekaniğine ayrı bir başlık açarak bağlamaktadır.

Dinamik muayenenin amacı sadece kas hareketinin statik yapılar üzerindeki etkisini değerlendirmek değil, aynı zamanda hastanın semptomlarını ortaya çıkarmaktır. McConnell, sedanter bireylerde ilk olarak en az stresli aktivite olan yürümeyi incelemektedir. Hastanın semptomları yürümeyle tetiklenmiyorsa merdiven çıkma gibi daha stresli aktivitelerin değerlendirmesini yaptırır. Semptomlar hala tetiklenmiyorsa, çömelme ile yeniden bir son değerlendirme yapmaktadır. Sporcular içinse klinikte semptom üretimi daha zor olabileceğinden

dolayı çoğu McConnell tek bacak squat hareketinin kontrolünü değerlendirilmesi gerektiğini belirtmiştir (49).

Sırt üstü pozisyon değerlendirmesinde McConnell, hamstringler, tensor fascia latae (TFL), iliopsoas, rectus femoris ve gastrocnemius-soleus kaslarının gerginliklerini ve diz çevresi yumuşak doku gerginliklerini muayene etmektedir. Bu pozisyonda ayrıca patellofemoral değerlendirmenin önemli bir kısmı olan patellanın femura göre yöneliminin değerlendirilmesidir. Patellanın femur ile temas alanını maksimuma çıkarmak için patellanın trokleya girmeden önceki konumu optimal olmalıdır. Optimal patellar pozisyon, frontal ve sagittal düzlemlerde patellanın femura paralel olduğu ve diz 20° fleksiyundayken patellanın iki kondil arasında orta noktada olduğu pozisyonudur. McConnell, patellanın konumunu dört ayrı bileşenin incelenmesiyle belirlemektedir. Bunlar; glide, lateral tilt, anteroposterior tilt ve rotasyon şeklindedir. Glide (kayma) bileşeninin belirlenmesi patellanın orta kutbundan medial ve lateral femoral epikondillere kadar olan mesafenin ölçülmesini içerir. Diz 20° fleksiyundayken patella her epikondilden eşit uzaklıkta (+/-5 mm) olmalıdır. Patellanın 5 mm'lik laterale doğru yer değiştirmesi VMO geriliminde %50'lik bir azalmaya neden olmaktadır (49). Bu yüzden McConnell bantlama tekniği ile patellanın mediale doğru çektilmesi bu gerimi artırarak fonksiyonunu düzenlemeye çalışmaktadır (Şekil 2.1). Lateral tilt için eğer pasif lateral yapılar çok sıkıysa patella o tarafa doğru eğilecek ve patellanın medial sınırı lateral kenardan daha yüksekte olacaktır. Bu da lateral sınırın arka kenarının palpe edilmesini zorlaştıracaktır. Buna lateral tilt denir ve ciddi olması halinde aşırı yanal basınç sendromuna yol açabildiği belirtilmiştir (30,32,49).

McConnell, patellanın posterior tiltinin değerlendirmesini sagittal düzlem üzerindeki femur ve patellanın paralellliğini ölçerek yapmaktadır. McConnell patellanın optimal pozisyonlarından birinin aynı zamanda patellanın sagittal düzlemde femura paralel olması gerektiğini ve dizdeki en yaygın bulgulardan birinin patellanın alt kutbunun arkaya doğru yer değiştirmesi olduğunu belirtmiştir (49). Bu, diz altında bulunan Hoffa yağ yastığının tahriş olmasına neden olmakta ve dizin

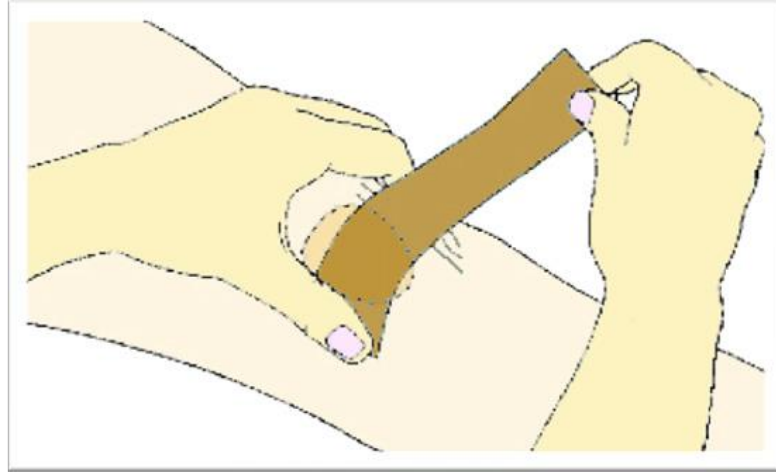
ekstansiyon hareketleri ile şiddetlenen alt patella ağrısı olarak kendini göstermektedir. Özellikle hiperekstansiyonu olan hastalarda alt kutbun arkaya doğru çekilmesi nedeniyle quadriceps kasının aktif kontraksiyonu sırasında dinamik posterior tilt problemi tespit edilebilmektedir.

Patella rotasyonunun değerlendirilmesinde bakılan durum patellanın uzun eksenine ile femurun uzun eksenine birbirine paralel olmasıdır. Başka bir deyişle patellanın en medial ve en lateral köşelerinden transvers bir çizgi çizildiğinde bu çizgi femurun uzun eksenine dik olmalıdır. Eğer alt kutup femurun uzun ekseninin lateralinde duruyorsa hastada dışa rotasyon yapmış bir patella vardır. Eğer alt kutup femurun uzun ekseninin medialinde yer alıyorsa hastada içe rotasyon yapmış bir patella vardır. Herhangi bir rotasyon bileşeninin varlığı, retinakulumun belirli bir kısmının sıkı ve gergin olduğunu gösterir. Retinaküler dokuda oluşan gerginlikler dokunun hareketini zorlar ve semptomların güçlü bir kaynağı olabilir (30,49).

Yan yatış değerlendirmesinde McConnell, diz 20° fleksiyondayken retinaküler dokuyu sıklık açısından özel olarak test etmektedir. Terapist patellayı medial yönde hareket ettirir, böylece lateral femur kondili kolayca ortaya çıkar. Lateral femoral kondil kolayca açığa çıkmıyorsa yüzeysel retinaküler lifler gergindir. Terapist derin lifleri test etmek için elini patellanın ortasına yerleştirir, glide'in (kaymanın) gevşekliğini alır ve patellanın medial kenarına anterior-posterior yönde basınç uygular. Lateral kenar femurdan serbestçe uzaklaşmalı ve palpasyonda retinaküler liflerdeki gerilim patellanın uzunluğu boyunca benzer olmalıdır.

Yüzüstü pozisyonda, terapist hastanın patellofemoral semptomlarına katkıda bulunan birincil bir ayak deformitesine sahip olup olmadığını belirlemek için ayağı inceler. Yüzüstü pozisyonda, hastanın test edilen ayağı, diğer bacağın tibial tüberkül seviyesinde olacak şekilde inceleyerek ön kalça yapılarının esnekliğini değerlendirir. Bu pozisyon, altta yatan femoral anteverسیونun bir sonucu olarak ön yapıların kronik adaptif kısılması nedeniyle sıklıkla sınırlı olan kalçadaki mevcut ekstansiyonu ve dış rotasyonu test eder. Klinisyen diz semptomlarının lomber

omurgadaki bir patolojiden kaynaklandığını düşünüyorsa, muayenenin bu aşamasında lomber omurga palpasyonu yapılabilir.



**Şekil 2.1.** Medial glide tekniği: Yanal kaymayı kontrol etmek için bandın bir ucu lateral patellar sınırına sabitlenir ve terapist, banttaki gerilimi korurken başparmağıyla patellayı mediale doğru kaydırır. Daha sonra medial yumuşak dokuyu (deri) patellaya doğru kaldırarak birkaç deri kıvrımının ortaya çıkmasını sağlar ve bandı mediale doğru sabitler (Mostamand ve ark. (48)'den alınmıştır.

### 2.3 Ön Diz Anatomisi ve Kinezyolojisi

Patella vücutta bulunan en büyük sesamoid kemiktir ve quadriceps kası tendonu içerisinde yer alır. Diz eklemi dış etmenlerden korur ve patellar tendonun moment kolunu artırarak biyomekanik bir avantaj oluşturur (9). Bu biyomekanik avantaj diz eklemi için birçok hareketinde ona kolaylık sağlamaktadır. Diz eklemi için ön planda olduğu spor branşlarında performansın üst düzeyde sergilenebilmesi için diz ve çevresi yapılarında biyomekanik problemlerin en az seviyede olması gerekmektedir. Bu yüzden diz içindeki ve çevresindeki yapıların birbiriyle uyum içinde çalışması çok önemlidir. Quadriceps tendonu, patella, patellar tendon, patella altındaki bursalar, faset yapılar, menisküsler ve özellikle menisküsü kontrol eden özelleşmiş kaslar (örneğin m. Popliteus gibi), ön, arka, iç ve dış çapraz bağlar, yumuşak dokuların optimal gerginliği, diz çevresindeki fasyal yapının gerginliği, quadriceps, hamstring ve gastrocnemius-soleus kaslarının koordinasyonu ve kuvvet

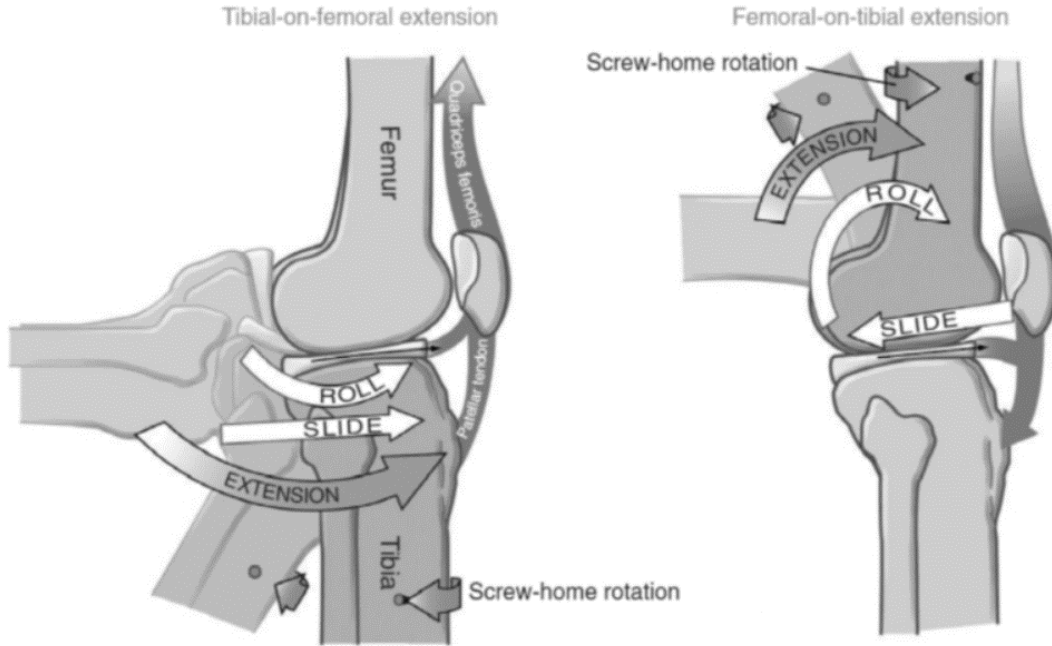
oranları gibi birçok anatomik yapının bu kompleks mekanizma içinde uyumlu bir şekilde çalışması gerekmektedir.

Diz eklemi vücudun en büyük sinovyal eklemi olmakla birlikte femur ile patella arasında sellar tipi eklem, tibia ve femur arasında ise bikondiler tip bir eklem oluşturmaktadır ve patellofemoral, medial tibiofemoral, lateral tibiofemoral olmak üzere 3 eklemin bir araya gelmesiyle oluşmaktadır. Bu eklemler birbirleriyle uyum içinde çalışarak dizin 135 derecelik fleksiyon hareketini yapmasına, dizin tam ekstansiyonuna ve ekstansiyonun son 20 derecelik kısmında tibianın yaklaşık 15 derecelik bir eksternal rotasyon hareketine izin verirler. Bu rotasyon hareketinin sebebi femurun medial kondilinin lateral kondilinden daha büyük bir yapıya sahip olmasıdır. Ekstansiyonun son derecelerinde gerçekleşen bu olaya '*Screw Home*' mekanizması denir (Şekil 2.2). '*Screw Home*' mekanizması düzgün bir şekilde çalışmadığı zaman diz çevresindeki yapılarda zamanla dejenerasyonlar başlamakta ve sonunda ağrı, enflamasyon ve fonksiyonel aktivitelerde ciddi problemler baş göstermektedir. Ekstansör mekanizmanın düzgün çalışabilmesi için anatomik yapıların, merkezi sinir sistemi (MSS) ve periferik sinir sisteminin (PSS) düzgün bir şekilde çalışması gerekmektedir. Bu noktada patella, quadriceps kası ve patellar tendon hareket uyumu çok önemlidir. Quadriceps femoris (QF) kası dört ayrı bileşenden oluşur: rektus femoris (RF), vastus lateralis, vastus intermedius (VI) ve vastus medialis. Quadriceps femoris tendonu tarafından sarılan patella ve ona iç ve dış taraftan yapışan vastus medialis-vastus lateralis kasları benzer kuvvete ve benzer ateşleme oranına sahip olmalıdır. Aksi takdirde patella daha yüksek kuvvet üreten ve hızlı reaksiyon gösteren tarafa doğru glide, tilt ya da translasyon yapmaya başlayacaktır. Quadriceps femoris konsantrik kasılma yaptığı esnada patellayı laterale doğru çekmeye başlamaktadır ve bu dış kuvvete karşı VM'nin yatay lifleri devreye girerek patellayı iç tarafta tutmaya çalışırlar. VM kasının patellanın medial tarafına yapışan lifleri ise daha özelleşmiş bir bölgedir ve bu bölgedeki kısmi vastus medialis obliquus (VMO) adını alır. VM ve VMO patellofemoral ağrı (PF) ile etiyolojik ilişkisi nedeniyle en kapsamlı çalışılan bileşendir. Vastus medialis obliquus olarak bilinen VM'nin alt kısmı, patellanın medial kenarına sokulur. VMO'nun VM'den ayrı

bir anatomik yapı olarak adlandırılması ve ele alınması gerekip gerekmediği konusunda bazı tartışmalar vardır (42,43). Ancak, VMO'nun artan pennasyon açısı nedeniyle, klinisyenler arasında VMO'nun zorlu diz ekstansiyonu sırasında quadriceps tarafından oluşturulan çekme kuvvetinin bir sonucu olarak patellanın yanal olarak yer değiştirmesini önleyerek normal patellar dizilime katkıda bulunduğuna dair yaygın bir inanış vardır. Bu nedenle, VMO'nun lif yönelimindeki herhangi bir zayıflığın veya farklılığın PFAS gelişimine katkıda bulunabileceği öne sürülmüştür (41,44). Bununla birlikte yapılan çalışmalarda sağlıklı bireyler ile PFAS'a sahip bireylerin squat gibi dizin fleksiyon derecesinin arttığı hareketlerde patellanın anlamlı derecede daha çok laterale doğru hareket ettiği bulunmuştur. VM'nin kas mimarisi verileri, özellikle VMO fiber açısı, büyük ölçüde kadavralardan elde edilmiştir (43,45). Kadavra çalışmaları, doğrudan diseksiyonla patolojik olmayan dizlerde ölçüldüğünde VMO'nun 40° ile 58° arasında değişen bir açıya sahip olduğu bildirilmiştir (46). Patellofemoral eklem sağlığı için dizin ekstansör mekanizmasının düzgün çalışması çok önemlidir. Bunun da kilit noktası vastus medialis ve vastus lateralis (VL) kaslarının uyum içinde çalışmasıdır. Yanlış hizalanmanın diz ekstansör mekanizmasını ve torkunu etkilediği düşünülmektedir (16).

A

B



**Şekil 2.2.** A. 'Screw Home' mekanizmasının yani femoral kondillerin sabit tibia üzerinde yuvarlanmasının ve kaymasının şematik temsili. B. Ekstansiyon sırasında tibia kondillerinin hareketi

Patellofemoral eklemin anatomisi ve ortaya çıkan mekanik yapısı, instabilite için birçok neden sunar. Uyumsuz kemik angajmanı ve zayıflamış ya da bozulmuş periartiküler destekleyici yumuşak dokular, instabilite için kanıta dayalı risk faktörleridir (18). İnstabilite için risk faktörü olan bu anatomik yapılar yaşla birlikte birçok soruna yol açmaktadır. Sorunlar zaman içerisinde diz üzerindeki fonksiyonel hareketi bozmaya başlar ve böylece diz biyomekaniğinde problemler çeşitli problemler ortaya çıkmaya başlar. Dizin iç tarafındaki VM fonksiyon bozukluğu ve zayıflığı, dizin dış tarafında bulunan VL kasının daha kuvvetli kalmasına ve patellanın laterale doğru translasyonuna neden olduğu görülmektedir. Fulkerson (32) bu durumda lateral retinakulum'un patellanın bu pozisyon değişikliğine uyum göstererek kısaldığını belirtmiştir. Kısalma sonucunda dizin her bükülme (fleksiyon) hareketinde patella troklear oluğun iç tarafına doğru yer değiştirmekte ve



sonucunda da retinakulumda gerilmeye yol açmaktadır. Tekrarlayan süreçlerin sonucu olarak retinakulumun sinirsel yapıları üzerinde değişimler yaşandığı ve dejeneratif nöropati geliştiği gösterilmiştir (33). Patella çevresinde gelişen bu sinirsel ve biyomekaniksel değişimler zamanla ön diz ağrısına yani PFAS'a sebep olabilmektedir. Bu yüzden toplumda PFAS sendromunda sıklıkla VM ve VMO kaslarının fonksiyonel ve biyomekanik bozukluklarına rastlanmaktadır. PFAS'ın negatif bir getirisi olarak merdiven inip çıkma, çömelme, koşma ve sıçrama gibi bireylerin ağrılarını agreve edici hareketler sırasında diz çevresindeki yapılarda ağrı oluşmakta ve fonksiyon kayıpları görülmektedir.

### **3 GEREÇ VE YÖNTEM**

#### **3.1 Katılımcılar**

Araştırma katılımcıları belirlenirken ilk olarak aşağıdaki dahil edilme kriterlerini sağlamaları şartı aranmıştır.

- 18-25 yaş arasında olmak
- En az 5 yıldır lisanslı olarak aynı branşta antrenmanlara ve müsabakalara katılmak.
- Son 6 ay içerisinde alt ekstremitesinde ciddi bir yaralanma yaşamamış olmak.
- Ekstra bir diz ve kalça kronik problemi ve anomalisi olmamak.

Bu şartları sağlayan katılımcı adayları detayları Bölüm 3.1.1'de anlatılan McConnell patellar değerlendirmesine alınmıştır. Yapılan bu değerlendirme sonunda 0,5 cm ve üzerinde lateral patellar glide'ı olan sporcular çalışmaya dahil edilmiştir.

Ulaşılan ve değerlendirmeleri yapılan sporculardan dahil edilme kriterlerini sağlayan ve çalışmanın gerçekleştirildiği katılımcı grubu 10 erkekten oluşmuştur ve hepsi asemptomatik ama 0.5 cm ve üzerinde lateral glide'ı olan sporculardır. Katılımcıların 9 tanesi futbol oyuncusuken 1 tanesi basketbol oyuncusudur.

##### **3.1.1 Katılımcı McConnell Patella Değerlendirmesi**

Katılımcıların dahil edilme ve dışlama kriterlerini karşıladıklarından emin olunduktan sonra katılım için esas ölçüt olan patella üzerindeki lateral glide miktarı değerlendirmesine geçilmiştir. İlk olarak, katılımcı supin pozisyonda yatağa yatırılmış ve quadriceps kasını olabildiğince gevşek tutması istenmiştir. İkinci aşamada, medial/lateral kayma bileşeni değerlendirmesine geçilmiştir. Bu değerlendirme için, fizyoterapist olan araştırmacı, katılımcının lateral femoral kondilini palpe etmiş ve orta noktasından işaretlemiştir, aynısını medial femoral kondil için de tekrarlamıştır. Devamında patella palpe edilmiş ve superomedial, superolateral ve inferior alt ucu kalemle işaretlenip orta hatta doğru bu noktalardan birer hat çizilerek bu hatların kesişim noktası tam orta nokta olarak tespit edilmiştir. Bundan sonra lateral femoral

kondil ile orta nokta arasındaki mesafe bir ip mezura ile ölçülüp kayıt altına alınmıştır. Aynı işlem medial femoral kondil için tekrarlanmıştır. Medial femoral kondil ile patella orta noktası arasındaki mesafe ile lateral femoral kondil ile patella orta noktası arasındaki mesafe farkı 0,5 cm'ye eşit veya daha fazla ise katılımcı çalışmaya dahil edilmiştir (Şekil 3.1).



**Şekil 3.1.** Medial ve lateral kondilin, patella köşelerinin ve orta noktasının glide miktarını belirlemek için işaretlenmesi.

### 3.1.2 Antropometrik Ölçümler

Araştırmaya dahil edilen katılımcıların ilk olarak boy uzunluğu ve kütle ölçümü yapılmıştır. Boy uzunlukları duvar tipi stadiometre (Holtain Ltd., Crosswell, UK) ile ölçülüp kaydedilmiştir. Kütle ölçümü ise Tanita Profesyonel Vücut Analiz Cihazı (model TBF-401A, Tanita Inc. Japonya) ile yapılmıştır. Nexus 2.12.1 yazılımında kullanılan Plug-in-Gait etiketleme şablonu ve biyomekanik analiz modeli için ihtiyaç duyulan parametrelerden, bacak uzunluğu (spina iliaca anterior superior'dan medial malleol'e olan uzunluk) şerit metre ile, lateral-medial malleol genişliği ve femurun lateral-medial kondil genişlikleri ise kayan kaliper ile ölçülüp kaydedilerek Nexus yazılımına girilmiştir. Tüm bu değişkenler Vicon Plug-in-Gait Referans Rehberi'nde belirtildiği üzere katılımcı ayaktaiken ölçülmüştür.

### 3.1.3 McConnell Patellar Bantlaması

Katılımcılar, bacağı düz bir şekilde ve quadriseps kası gevşemiş halde bir süre oturtulmuştur. Ardından gözenekli, elastik dokumasız kumaştan yapılmış, hipoallerjenik tıbbi flaster (Betafix 5 x 5 cm) her katılımcının lateral malleolünden medial malleolüne kadar olacak şekilde gerim olmadan yapıştırılmıştır. Deriyi korumak için uygulanan bu bant sonrasında patella palpe edilmiştir. Bu işlemlerde esnek olmayan Leukotape marka (3.8 cm x 13.7 m) rijit bant kullanılmıştır. İlk bant patella lateral kenarın hemen üzerine yapıştırıldıktan sonra fizyoterapist araştırmacı elle hamstring kas grubunun altından kavrayarak deriyi yukarı doğru yani patellaya doğru çekterek ilk rijit bandı uygulamıştır. Ardından lateral patellar sınırın hemen altından daha uzun bir bant ile yine hamstring kas grubu arkasından deri toplanarak bant lateralden mediale doğru patellayı itecek şekilde bantlama tamamlanmıştır (Şekil 3.2).

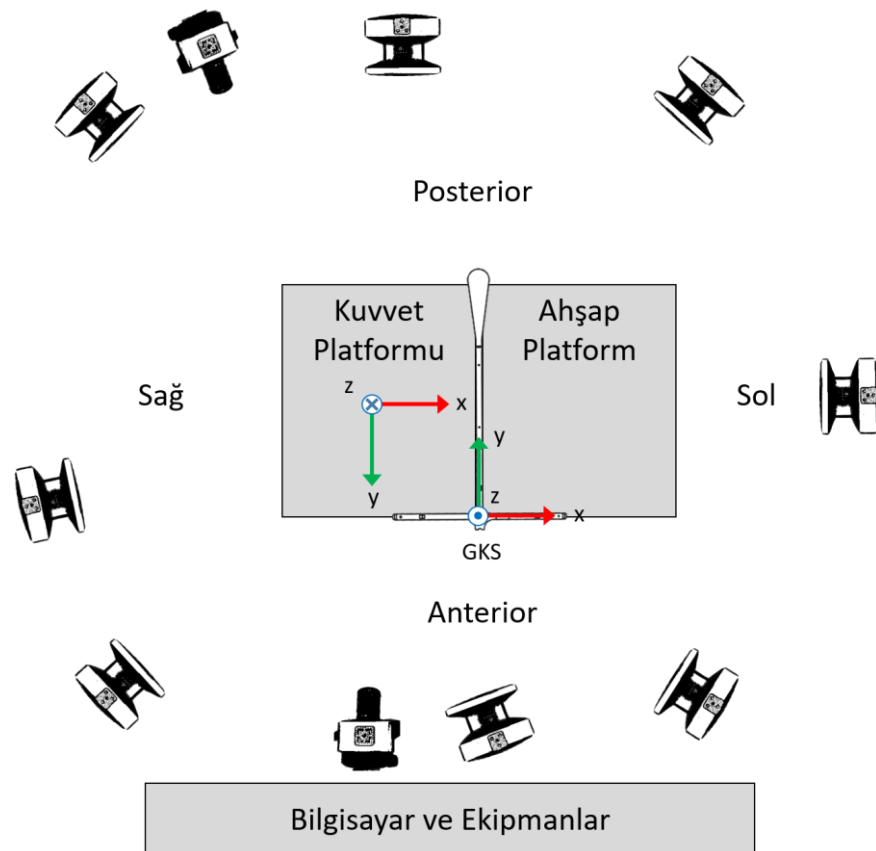


**Şekil 3.2.** Araştırmacı tarafından yapılan McConnell bantlama uygulaması

## 3.2 Veri Toplama Ekipmanları

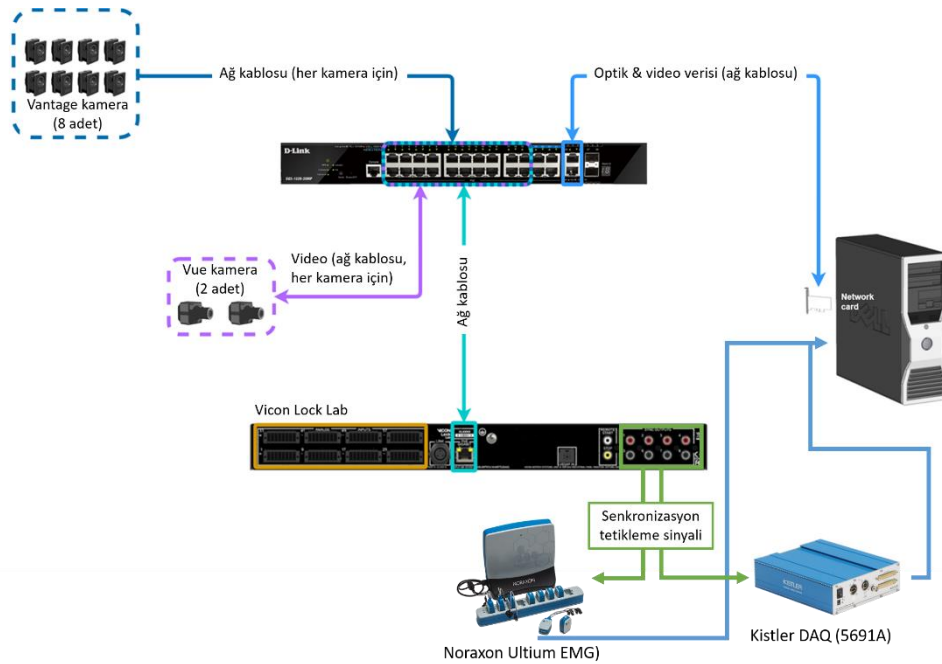
### 3.2.1 Hareket Analizi Sistemi

Katılımcıların performanslarının 3 boyutlu olarak takip edilebilmesi için sekiz adet yakın kızılötesi Vantage (model V5, 5 MP, 2432x2048 piksel, maks 420fps) kamera ve iki adet Vue (2.1 MP, 1920x1080 piksel, maks 100fps) kameradan oluşan Vicon Hareket Analizi Sistemi (Vicon Motion Systems Ltd, UK) ve VICON Nexus 2.12.1 hareket yakalama yazılımı kullanılmıştır. Hareket analizi sistemine ait kameralar, katılımcıların sıçrama hareketini yapacakları alanın etrafını 360 derece saracak ve katılımcıya yukarıdan açılı olarak bakacak yüksekliklerde ayarlanan tripodlar üzerine sabitlenerek yerleştirilmiştir (Şekil 3.3).



**Şekil 3.3.** Test alanı ve hareket analizi sistemi kameralarının (8 Vantage, 2 Vue) yerleşimi.

Vicon hareket analizi sisteminde kameralar ile bilgisayar arasındaki veri transferi ve güç aktarımı 16 kanallı bir adet Gigabit PoE ağ anahtarı (ethernet switch) üzerinden ağ (ethernet) kabloları kullanılarak yapılmıştır. Kameraların senkronizasyonunu sağlamak için bütün kameralar ağ anahtarı üzerinden Vicon Lock Lab bağlantı cihazının PoE girişine ağ kablosu ile bağlanmıştır. Kameralar, masaüstü bilgisayarda (Dell, ABD) kurulu olan Vicon Nexus yazılımı (sürüm 2.12.1) ile kontrol edilmiş ve yakalanan hareketler bu yazılım aracılığıyla görüntülenerek kayıtlar alınmıştır. Hareket yakalama sistemi ile kullanılan diğer sistemlerin (elektromyografi ve kuvvet platformu) eş zamanlamasını yapabilmek için, Vicon Lock Lab bağlantı cihazı üzerinde bulunan RCS senkronizasyon sinyali çıkış soketleri kullanılmıştır. İki ayrı soketten alınan çıkışlar, uygun kablolar ile (RCA-3.5mm stereo ve RCA-BNC) elektromyografi sistemi ana kontrol ünitesinin ve kuvvet platformu veri toplama ünitesinin senkronizasyon giriş soketlerine bağlanmıştır. Elektromyografi ve kuvvet platformu sistemlerinin yazılımlarında gerekli ayarlar yapılarak Vicon Lock Lab'dan gelen sinyali takip etmesi ve gelen yükselen kenar tetik sinyaliyle kayıt almaya başlaması ve hareket yakalama sistemiyle eş zamanlı olarak veri toplaması sağlanmıştır (Şekil 3.4).



**Şekil 3.4.** Hareket yakalama sistemi ve diğer ekipmanların bağlantı şeması.

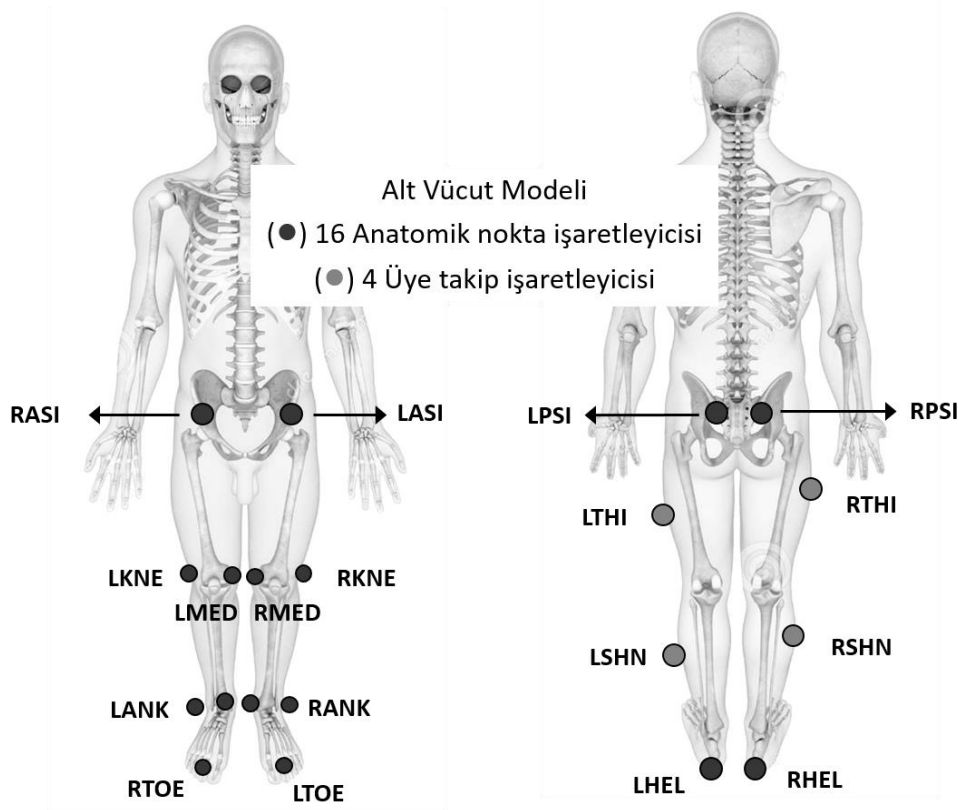
### 3.2.2 Hareket Analizi Etiketleme Şablonu ve Biyomekanik Model

Hareketlerin bilgisayar ortamına aktarılabilmesi ve vücut üyeleri tanımlanarak hareketin yapısının incelenebilmesi için Vicon Nexus (ver 2.12.1) yazılımı içerisinde bulunan alt vücut işaretleyici modellerinden Vicon Plug-in-Gait LowerBody Ai etiketleme şablonu ve ilgili şablona ait yazılım içerisinde bulunan biyomekanik analiz modeli çözümlene fonksiyonları kullanılmıştır. Bu etiketleme şablonunun standart versiyonunda hareketin yapısı hakkında bilgi verecek noktalara 16 adet yansıtıcı işaretleyici (12 adet anatomik nokta işaretleyicisi, 4 adet vücut üyesi takip işaretleyicisi) yerleştirilmektedir. Bu çalışmada, standart modelde yer alan işaretleyicilere ek olarak, diz ve ayak bileği merkezlerinin daha hassas belirlenebilmesi ve üyeler arasındaki rotasyonların daha hassas hesaplanabilmesi için, Vicon Plug-in-Gait Referans Rehberi'nde belirtildiği gibi diz ve ayak bileği eklemlerinin içlerine 4 adet anatomik nokta işaretleyicisi daha yerleştirilmiştir. Kullanılan işaretleyicilerin koyulduğu noktaların tanımlamaları Tablo 3.1.'de anlatılmış ve Şekil 3.5.'te görsel olarak sunulmuştur. Kullanılan Vicon Plug-in-Gait etiketleme şablonunu test sırasında toplanan verilerdeki yansıtıcı işaretleyicilerin otomatik olarak işaretlenmesini hızlandırmıştır. Ayrıca bu şablona ait biyomekanik analiz modeli çözümlene fonksiyonları da işaretleyicilerden eklem merkezlerinin belirlenebilmesi, alt ekstremitte üyelerinin eklem açıları, açısal hızları, eklem merkez konumları hareketi gibi kinematik verilerin hesaplanabilmesi amacıyla kullanılmıştır.

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan modifiye Plug-in-Gait modelinde yer alan yansıtıcı işaret etiketleri ve anatomik pozisyonları.

No	Etiket	Tanım	Anatomik Pozisyon
1	LASI	Sol ASIS	Sol anterior superior iliac spine
2	RASI	Sağ ASIS	Sağ anterior superior iliac spine
3	LPSI	Sol PSIS	Sol posterior iliac spine – Omurganın pelvis ile birleştiği nokta
4	RPSI	Sağ PSIS	Sağ posterior iliac spine – Omurganın pelvis ile birleştiği nokta
5	LTHI	Sol femur	Sol üst bacağın distal noktadan 1/3 uzaklıkta lateral yüzeyi
6	LKNE	Sol diz	Sol diz ekleminin fleksiyon/ekstansiyon ekseninde lateral yüzey
7	LKNM	Sol diz	Sol diz ekleminin fleksiyon/ekstansiyon ekseninde medial yüzey
8	LTIB	Sol tibia	Sol alt bacağın distal noktadan 1/3 uzaklıkta lateral yüzeyi
9	LANK	Sol ayak bileği lateral	Sol lateral malleolusun yüzeyi
10	LMED	Sol ayak bileği medial	Sol medial malleolusun yüzeyi
11	LHEE	Sol topuk	Sol ayak ucu işareti ile aynı seviyede olacak şekilde calcaneus kemiğinin üzeri
12	LTOE	Sol ayak ucu	Sol ayakta ikinci metatarsalin proksimal başı
13	RTHI	Sağ femur	Sağ üst bacağın distal noktadan 1/3 uzaklıkta lateral yüzeyi
14	RKNE	Sağ diz lateral	Sağ diz ekleminin fleksiyon /ekstansiyon ekseninde lateral yüzey
15	RKNM	Sağ diz medial	Sağ diz ekleminin fleksiyon/ekstansiyon ekseninde medial yüzey
16	RTIB	Sağ tibia	Sağ alt bacağın distal noktadan 1/3 uzaklıkta lateral yüzeyi
17	RANK	Sağ ayak bileği lateral	Sağ lateral malleolusun yüzeyi
18	RMED	Sağ ayak bileği medial	Sağ medial malleolusun yüzeyi
19	RHEE	Sağ topuk	Sağ ayak ucu işareti ile aynı seviyede olacak şekilde calcaneus kemiğinin üzeri
20	RTOE	Sağ ayak ucu	Sağ ayakta ikinci metatarsalin proksimal başı





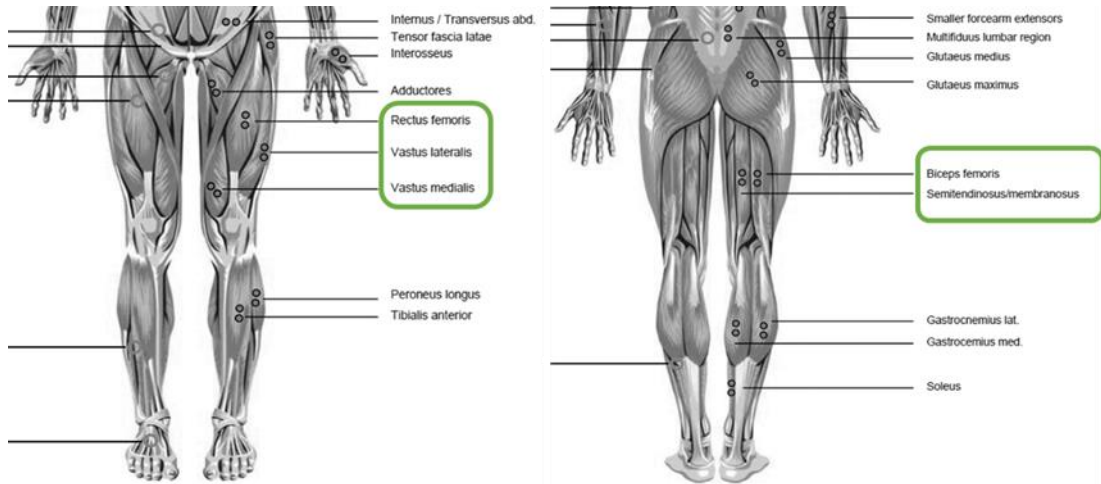
**Şekil 3.5.** Hareket analizi sistemi yansıtıcı işaretleyici yerleşimi. 16 adet anatomik nokta işaretleyicisi (koyu gri), 4 adet vücut üyesi takip işaretleyicisi (açık gri).

### 3.2.3 Elektromyografi sistemi ve kaslar

Bu ölçümlerin yapılmasında 8 kanallı Noraxon Ultium yüzey elektromiyografi (EMG) sistemi ve MR3 yazılımı (Noraxon Inc., Scottsdale, AZ, USA) kullanılmıştır. Sporcunun baskın bacağına hareketin kontrolüne katkısı olduğu düşünülen kaslarının üzerine SENIAM tarafından önerilen ve Noraxon kataloğunda doğru ve kaliteli bir EMG verisi elde edebilmek için belirtilen şartlar dikkate alınarak yüzey EMG elektrotları yerleştirilmiştir. Ölçümün doğruluğunu artırmak için sırt materyali polietilen (PE) köpükten, kendinden yapışkanlı, hidrojel kaplama kısmı elektriği çabuk iletebilen, tahriş etmeyen ve cilt üzerinde atık bırakmayan, EMG kablosuna bağlanması için çitçit uçlu ve Ag/AgCl sensörlü Beybi marka 25,4 mm x 25,4 mm boyutunda pediatrik elektrotlar kullanılmıştır. Her kas grubuna Noraxon EMG sistemine uygun olarak 2 adet elektrot yerleştirilmiştir. Elektrotların köpük

kenarlarından gereken miktarda kesilerek elektrotların merkezleri arasındaki mesafenin 2 cm olması sağlanmıştır. Elektrotlar kas lifi yönüne paralel olarak deri üzerine uygulanmış ve en iyi seçicilik için kasın izometrik kasılma sırasındaki en şişkin noktasına yapıştırılmıştır. Bu yapılırken motor nokta bölgelerinden kaçınılmaya çalışılmıştır. Ayrıca EMG takıldıktan sonra sporcudan aktif konsantrik kasılmalar yapması istenerek bu kasılmalar sırasında elektrotların aktif kas kütlesi üzerinde kalıp kalmadığı kontrol edilmiştir. Elektrotlar yerleştirilmeden önce belirlenip işaretlenen bölgelerdeki kıllar temizlenmiş, deri hafifçe zımparalanıp kolonya ile temizlenerek elektrot sabitlemeye hazır hale getirilmiştir.

Toplamda 5 kanal olmak üzere hamstring ve quadriceps kaslarına EMG elektrotları yerleştirilmiştir. Hamstring grubunda semitendinosus (SMT) – semimembranosus (SMB) (2 kasa tek sensör olacak şekilde) ve biceps femoris (BF) uzun başına, quadriceps kas grubunda ise vastus medialis, rectus femoris ve vastus lateralis kaslarına elektrotlar ve Noraxon sensörleri yerleştirilmiştir (Şekil 3.6). Elektrotların yerleştirileceği noktalar belirlenirken hamstring grubunda sporcu bir sedyeye yüz üstü yatırılmıştır ve ayağı ölçümü yapan fizyoterapist tarafından dizi tam ekstansiyonda olacak şekilde sabitlenmiştir, ardından sporcudan ayağını kalçasına doğru bükmesi ve bunu da maksimal bir kuvvette yapması istenmiştir. Bu sırada hareketin açığa çıkması engellenerek izometrik bir maksimal kasılma elde edilmiş ve kasların en şişkin noktalarından işaretleme yapılmıştır. Quadriceps kas grubu için sporcu oturur pozisyona alınmış ve diz ekleme 90 derece fleksiyonda bir kemer yardımıyla bilek üzerinden sabitlenmiştir. Sporcudan kemeri ileriye doğru iterek izometrik bir maksimal kasılma ortaya çıkarması istenmiştir. Bu sırada hareket açığa çıkmamış ve diz açısında bir değişim olmamıştır. Quadriceps için belirtilen üç kasın en şişkin noktalarından işaretleme yapılmıştır (Şekil 3.7).



**Şekil 3.6.** EMG sinyali toplanan kaslar ve elektrot yerleşimleri.



**Şekil 3.7.** Hamstring ve quadriceps kas gruplarında yapılan işaretlemeler ve quadriceps kas grubu üzerindeki EMG sensörlerinin yerleşimi.

Katılımcılar tabureye oturtulup sıçrama dizi öne uzatılmış ve serbest halde iken 5 saniye boyunca dizlerini hareket ettirmeden gevşek bırakmaları istenmiştir. Bu sırada kasların EMG aktiviteleri kaydedilmiş ve bu veriler bazal EMG aktivitesi olarak adlandırılmıştır. Ardından sporculardan dizlerini 90 derece bükmeleri istenmiş ve bu sırada bacakları bir ayarlı kayış yardımıyla sabitlenmiştir. Devamında sporculardan düzeneği mümkün olan en yüksek kuvvette ileriye itmeleri istenmiştir. Bu itme sırasında VM, RF ve VL kaslarından toplam 5 saniye boyunca maksimal elektromyografi verisi toplanmıştır. Hamstring kasları için ise sporcu yüz üstü olarak hasta sedyesine yatırılmış, ardından aşil distalinden elle sabitlenerek sporcudan dizini bükmesi ve bunu da mümkün olan en yüksek kuvvette yapması istenmiştir. Bu itme sırasında semitendinosus semimembranosus ve biceps femoris kaslarından

toplam 5 saniye boyunca maksimal elektromyografi verisi toplanmıştır. Bantlı ve bantsız durumlarda bu işlemler ayrı ayrı tekrarlanmıştır.

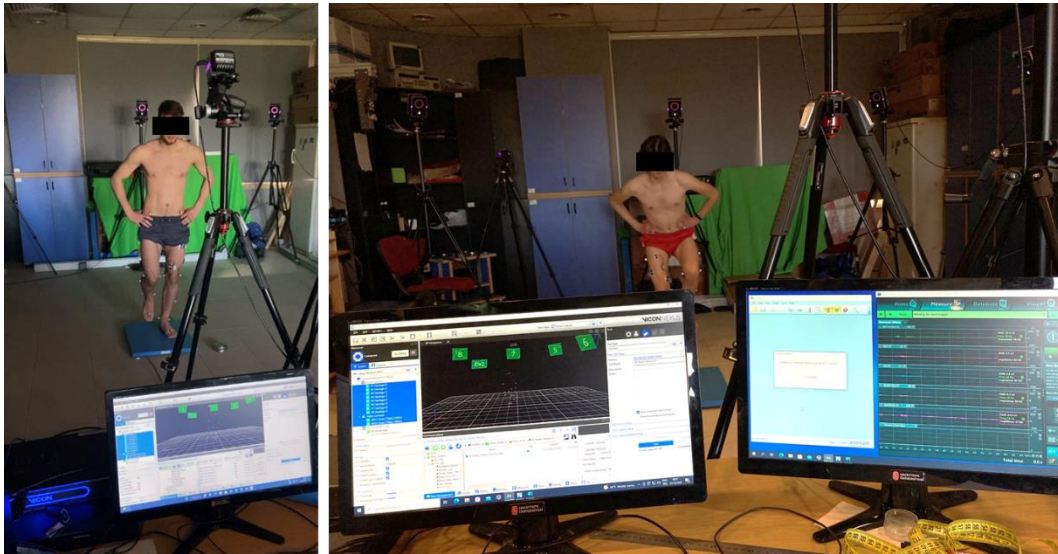
### **3.2.4 Kuvvet Platformu**

Sıçrama hareketi sırasında yer tepki kuvvetlerinin ölçülmesi için bir adet üç eksenli kuvvet ölçebilen, 600x500x50 mm boyutlarında, Kistler 9260AA6 model (Kistler Instrumente AG, Winterthur CS.) kuvvet platformu kullanılmıştır. Kuvvet platformu sıçrama hareketinin gerçekleşeceği alanın ortasına ve laboratuvar zeminine yerleştirilmiştir. Kuvvet platformunun dört köşesinde bulunan destek ayaklarının yükseklikleri ayarlanarak zemin ile paralel hale getirilmesi sağlanmıştır. Kuvvet platformu kendi bağlantı kablosu (Model 1791A) ile Kistler analog/dijital dönüştürücü (A/D) ünitesine (Model 5691A1) ve A/D ünitesi de bir adet USB 2.0 kablo ile veri toplama bilgisayarına bağlanmıştır. Sayısal veriye dönüştürülen yer tepki kuvvetlerinin görüntülenmesi ve kaydedilmesi için Kistler BioWare yazılımı (ver. 5.4.8.0) kullanılmıştır. Vicon hareket yakalama sistemi ile kuvvet platformunun eş zamanlı veri toplaması için BioWare yazılımında gerekli tetik sinyali dinleme ayarları yapılmış ve Vicon Lock Lab cihazından gelen 5V tetikleme sinyalini aldığı anda veri toplamaya başlaması sağlanmıştır.

### **3.2.5 Veri Toplama Test Protokolü**

Sporcular laboratuvar ortamında önce yaklaşık 15 dakikalık standart bir ısınmaya tabii tutulmuşlardır. Isınma protokolüne bir foam roller yardımıyla quadriceps, hamstring, gastrocnemius-soleus ve addüktör kas grupları ezilerek başlanmıştır. Ardından her kas grubu için 20 saniyelik statik germeler tek tekrarlı olarak yaptırılmıştır. Son olarak da sporcuların antrenman öncesi uyguladıkları saha içi dinamik ısınma çalışmaları laboratuvar ortamında yaptırılarak sporcular sıçrama testleri için hazır hale getirilmiştir. Sporcular önce 3 tekrar ile ölçüm yapılmadan tek bacak üzerinde sıçratılarak aktiviteye alıştırmıştır. Sonrasında sporcunun çalışmada incelenecek kaslarına bölüm 3.2.2'de detayları anlatılan şekilde yüzey EMG elektrotları yerleştirilmiş ve her kas için maksimal EMG kayıtları alınmıştır. Bu işlem

sonrasında sporcunun dinlenmesi için 3 dk süre verilmiş ve bu süre içerisinde sıçrama performanslarının hareket analizi ile takibinde kullanılacak yansıtıcı işaretleyiciler yerleştirilmiştir (Bkz. Bölüm 3.2.2). Dinlenme ve işaretleyici yerleşiminin ardından katılımcılardan kuvvet platformu üzerine çıkmaları ve ayaklar omuz genişliğinde açık ve karşıya bakar bir şekilde statik pozisyonda 2 saniye beklemeleri istenmiştir. Bu sırada hareket analizi, kuvvet platformu ve EMG sistemlerinden eş zamanlı kayıt alınmıştır. Bu veriler bantlı ve bantsız durumlarda ayrı ayrı alınmış ve 'statik' etiketi ile kaydedilmiştir. Statik kayıtlar alındıktan sonra katılımcılardan tek bacak üzerinde bantlı ve bantsız durumlarda üçer kez bir tekrar maksimal sıçrama yapmaları istenmiştir. Sıçramalar öncesinde katılımcılar kuvvet platformunun arkasında beklemiş ve kuvvet platformunun sıfırlanması yapıldıktan sonra platform üzerine çıkarak çıplak ayak ile tek bacak üzerinde squat sıçramalarını gerçekleştirmişlerdir (Şekil 3.8). Katılımcılar sıçrama sırasında ellerini belde sabit olarak tutmuş ve kol salınımı gerçekleştirmemişlerdir. Tek bacak seçimi yapılırken yaptıkları sporda kullandıkları baskın sıçrama bacakları sorulmuş ve testler o bacak ile yapılmıştır. Her katılımcı için bantlama durumu sırası rastgele belirlenmiş ve bantlama değişimi yapılırken 5 dakika, sıçrama tekrarları arasında 1 dakika dinlenme aralığı verilmiştir.



**Şekil 3.8.** İki farklı katılımcının veri toplama alanında görünüşleri

### 3.3 Verilerin Analizi

#### 3.3.1 Hareket Analizi

Hareket yakalama sistemi ve Vicon Nexus 2.12.1 yazılımı ile kaydedilen veriler yine aynı yazılım ile analiz edilmiştir. Kaydedilen tek bacak squat sıçrama hareketlerinde katılımcı üzerine yerleştirilen yansıtıcı işaretlerin yazılıma tanımlanması ve birbirinden ayırt edilmesi için Vicon Plug-in-Gait LowerBody Ai etiketleme modeli kullanılmıştır. İlk olarak standart Vicon Plug-in-Gait LowerBody Ai modelinin katılımcının vücut ölçülerine göre ölçeklendirilmesi gerekmektedir. Bu işlem ve biyomekanik analiz modeli için ihtiyaç duyulan parametreler bacak uzunluğu (spina iliaca anterior superior'dan medial malleol'e olan uzunluk), lateral-medial malleol genişliği ve femurun lateral-medial kondil genişlikleri, katılımcının vücut kütlesi ve boy uzunluğudur. Tüm katılımcılardan veri toplama prosedürü başlangıcında ölçülen bu parametreler Nexus yazılımında ilgili alana girilerek ölçeklendirme tamamlanmıştır. Ölçeklendirme tamamlandıktan sonra kalibrasyon aşamasına geçilmiştir. Her bir katılımcı için önce statik kalibrasyon yapılmıştır. Katılımcının statik duruşundaki 2B konum verileri "*three dimensional reconstruction*" yöntemiyle yapılandırılarak yansıtıcı işaretlerin 3B konumları elde edilmiştir. Ardından Nexus yazılımının işaret etiketleme modülü (*auto initialize labeling*) çalıştırılarak her bir yansıtıcı işaret Tablo 3.1'de gösterilen etiketler ile otomatik olarak eşleştirilmiştir. Son olarak, kullanılan etiketleme şablonu için Nexus yazılımında standart olarak bulunan statik durum ters kinematik çözücüsü kullanılarak (*plug-in-gate static*) iskeletin işaretleyiciler arasına yerleşmesi ve ölçeklenmesi yapılmış ve statik kalibrasyon işlemleri tamamlanmıştır. Statik kalibrasyon tamamlandıktan sonra dinamik hareketlerin işlenmesine geçilmiştir. Katılımcıların üç adet bantlı üç adet bantsız olmak üzere toplam altışar adet sıçrama görüntüsünün her biri için aynı işlemler tekrarlanmıştır. Bu noktadan sonra ilk olarak kaydedilen dinamik hareketin yazılıma yükleme işlemi yapılmıştır. Ardından

işaretleyicilerin etiketleme (*Labeling*) işlemi yapılmıştır. Etiketlenen yansıtıcı işaretleyicilerden hareket boyunca anlık olarak kaybolanlar Nexus yazılımının Vicon Plug-in-Gait LowerBody Ai kinematik modelini temel alarak uygun ara doldurma fonksiyonlarıyla (*fill gaps- rigid body, fill gaps-pattern, fill gaps- woltering*) doldurulmuştur. İşaret etiketlerindeki boşluklar giderildikten sonra Nexus yazılımının ters kinematik çözücüsü ("*kinematic fit*") kullanılarak önceden oluşturulan etiket bulutuna iskelet yerleştirilmiştir. Son olarak, kullanılan etiketleme şablonu için Nexus yazılımında standart olarak bulunan "process dynamic plug-in gait model" fonksiyonu çalıştırılarak modelin biyomekanik çözümlenmesi yapılmış ve modelde bulunan tüm üyelere ve eklemlere ait doğrusal ve açısal kinematik değişkenler hesaplanmıştır. İşlenen hareket verilerinin MATLAB ortamında analizinin yapılabilmesi için insan iskelet modelinden elde edilen verilerin dışarı aktarılması gerekmektedir. Bu sebeple, iskeletin Vicon Plug-in-Gait LowerBody Ai modeli kullanılarak ters kinematik çözümle elde edilen 3B kinematik değişkenleri '.csv' (Comma Separated Value) dosya formatında dışarıya aktarılarak kaydedilmiştir. Bu işlem katılımcıların tüm statik ve dinamik sıçrama verileri için yapılarak oluşturulan '.csv' dosyaları MATLAB ortamında analiz edilmek üzere bir klasörde toplanmıştır.

### 3.3.2 Kuvvet Platformu Veri Analizi

Kistler firmasının ücretsiz yazılımı olan BioWare (sürüm 5.4.8.0) yazılımı kullanılarak kaydedilen kuvvet platformu verileri yine aynı yazılımda otomatik olarak analiz edilmiştir. BioWare yazılımı kuvvet platformundan gelen verileri okuyup otomatik olarak basınç merkezi konumu, serbest moment gibi değişkenleri hesaplamaktadır. Yazılım tarafından hesaplanan bu değerler '.txt' dosya formatında dışarı aktarılmıştır (Şekil 3.9). Bu işlem katılımcıların tüm statik ve dinamik sıçrama verileri için yapılarak oluşturulan '.txt' dosyaları bir klasörde toplanmıştır.

Time (s)	Fx	Fy	Fz	Ft	Tz	Ax	Ay
0.000000	9.489748	13.197262	634.106773	634.315082	-0.349422	0.016479	-0.061138
0.001000	5.263942	8.195427	593.229767	593.309726	-0.067349	0.017803	-0.064005
0.002000	4.911862	7.374614	587.643120	587.709918	-0.034753	0.018056	-0.064484
0.003000	5.498756	8.157239	593.396556	593.472096	-0.108744	0.017953	-0.064197
0.004000	5.263942	7.728559	590.039406	590.113471	-0.065681	0.018357	-0.064602
0.005000	5.381489	7.882849	591.475327	591.552332	-0.085543	0.018360	-0.064387
0.006000	5.459761	7.844071	591.475327	591.552334	-0.098030	0.018355	-0.064385
0.007000	5.420766	7.765927	590.353477	590.429439	-0.105973	0.018563	-0.064432
0.008000	5.694293	7.961583	592.433197	592.514054	-0.105253	0.018536	-0.064431
0.009000	5.616584	8.000951	592.111610	592.192300	-0.153617	0.018779	-0.064751
0.010000	5.655298	7.618228	589.877312	589.953587	-0.117828	0.018847	-0.064687
0.011000	5.929107	7.844071	591.637276	591.718979	-0.114956	0.018943	-0.064723
0.012000	5.733570	7.492716	589.717705	589.793172	-0.114147	0.019131	-0.064628
0.013000	6.241912	7.882849	593.228981	593.314187	-0.108788	0.019209	-0.064556
0.014000	5.968384	7.726559	590.515450	590.596154	-0.122394	0.019375	-0.065052
0.015000	6.085369	7.492716	590.359535	590.438442	-0.109349	0.019540	-0.064562
0.016000	6.208907	7.413981	590.677437	590.757354	-0.093517	0.019403	-0.064661
0.017000	6.328464	7.578061	590.363884	590.446256	-0.148415	0.019638	-0.064708
0.018000	6.202916	7.336428	589.083755	589.162092	-0.129255	0.019918	-0.064975
0.019000	6.359459	7.413981	590.208592	590.281415	-0.124598	0.019926	-0.064928
0.020000	6.789810	7.804704	593.075562	593.165775	-0.149189	0.019800	-0.064782
0.021000	6.633549	7.532084	591.162819	591.248015	-0.181605	0.020102	-0.064973
0.022000	6.438292	7.297060	590.202431	590.282651	-0.180415	0.020263	-0.065204
0.023000	6.906796	7.687782	592.276474	592.366633	-0.138058	0.020442	-0.064936
0.024000	7.063619	7.687782	592.917114	593.009023	-0.170738	0.020636	-0.065008
0.025000	6.789529	7.218915	588.925354	589.008729	-0.135918	0.020853	-0.065344

Şekil 3.9. Bioware yazılımından ‘.txt’ formatında dışa aktarılan kuvvet platformu veri dosyası örneği

### 3.3.3 Sıçrama Evrelerinin Belirlenmesi ve Değişkenlerin Hesaplanması

Dışa aktarılan yer tepki kuvveti verilerine ait ‘.txt’ dosyası içerisinde yer alan üç eksendeki kuvvet ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ), bileşke kuvvet ( $|F_t|$ ), serbest moment ( $T_z$ ) ve basınç merkezi konumu ( $A_x$ ,  $A_y$ ) verileri MATLAB’da yazılan kodlar ile okunarak nümerik matris olarak MATLAB çalışma alanına aktarılmıştır. Dikey yer tepki kuvveti (YTK) ( $F_z$ ) verisi incelenmiş ve Dikey YTK’nın 10 N’den az olduğu ilk an ‘ayağın yerden kesilme anı ( $t_{çıkış}$ )’ sonrasında dikey YTK’nın 10 N’den büyük olduğu ilk an da ‘ayağın yere değme anı ( $t_{konma}$ )’ olarak belirlenmiştir. Bu iki an arasındaki süreç sıçramanın ‘uçuş evresi’ ve geçen süre de ‘uçuş süresi ( $t_{uçuş}$ )’ olarak belirlenmiştir. Aşağıdaki eşitlikler kullanılarak yerden çıkış hızı ( $V_{çıkış}$ ) ve ‘sıçrama yüksekliği ( $h_{sıçrama}$ )’ değerleri hesaplanmıştır (Formül 3.1).

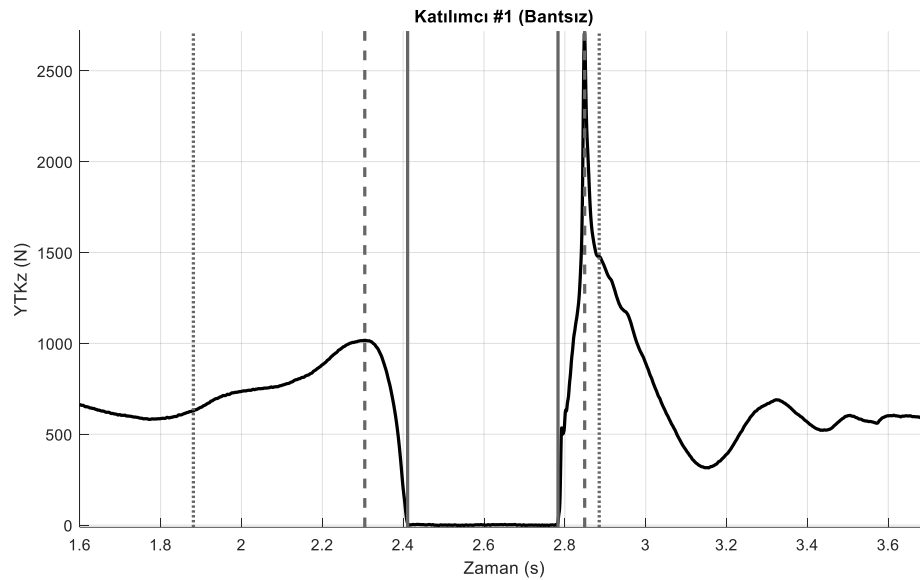
$$t_{uçuş} = t_{çıkış} - t_{konma}$$

$$V_{çıkış} = \frac{t_{uçuş} * g}{2}$$



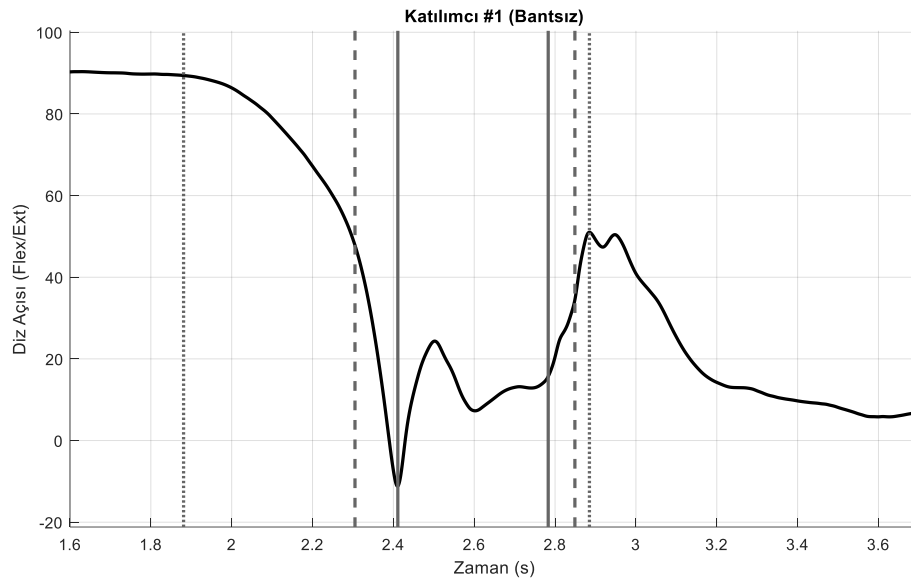
$$h_{sıçrama} = \frac{V_{çıkış}^2}{2 * g} \quad 3.1$$

Dikey yer tepki kuvveti incelenmeye devam edilmiş ve 'ayağın yerden kesilme anı ( $t_{çıkış}$ )' öncesindeki pik dikey yer tepki kuvveti değeri ( $F_{z\_pik\_itme}$ ) ve bu değerin görüldüğü an ( $t_{Fz\_pik\_itme}$ ) ile 'ayağın yere değme anı ( $t_{konma}$ )' sonrasındaki pik dikey yer tepki kuvveti ( $F_{z\_pik\_iniş}$ ) değeri ve bu değerin görüldüğü an ( $t_{Fz\_pik\_iniş}$ ) belirlenmiştir (Şekil 3.10).



**Şekil 3.10.** Bir katılımcıya ait yer tepki kuvveti verileri ve kritik olay anları (sırasıyla:  $t_{baslangic}$ ,  $t_{Fz\_pik\_itme}$ ,  $t_{çıkış}$ ,  $t_{konma}$ ,  $t_{Fz\_pik\_iniş}$ ,  $t_{bitiş}$ ).

Dışa aktarılan kinematik verilere ait '.csv' dosyası içerisinde yer alan veriler MATLAB'da yazılan kodlar ile okunarak nümerik matris olarak MATLAB çalışma alanına aktarılmıştır. Diz açısı ve diz açısal hız değişkenleri incelenmiştir. İtme evresinde sıçrama hareketinin başlangıç anı ( $t_{baslangic}$ ) dizin ekstansiyon yapmaya başladığı ve diz açısal hızının ( $\omega$ )  $< -10$  °/sn olduğu ilk an olarak belirlenmiştir. İniş evresinde hareket bitiş anı ( $t_{bitis}$ ) ise dizin fleksiyondan ekstansiyona geçiş yaptığı ve diz açısal hızının ( $\omega$ )  $< 0$  °/sn olduğu an olarak kabul edilmiştir (Şekil 3.11).



**Şekil 3.11.** Bir katılımcıya ait eklem açısı verileri ve kritik olay anları (sırasıyla:  $t_{baslangic}$ ,  $t_{Fz\_pik\_itme}$ ,  $t_{kikis}$ ,  $t_{konma}$ ,  $t_{Fz\_pik\_inis}$ ,  $t_{bitis}$ ).

Hareket analizi verisinden elde edilen diz açıları kullanılarak belirlenen  $t_{DizFleks\_pik\_itme}$  ve  $t_{DizFleks\_pik\_inis}$  anlarındaki dikey yer tepki kuvvetleri  $Fz_{t_{DizFleks\_pik\_itme}}$  ve  $Fz_{t_{DizFleks\_pik\_inis}}$  belirlenmiştir. Ayrıca tüm olay anları için diz eklem merkezi, ayak bileği eklem merkezi, topuk işaretleyicisi ve ayak parmak ucu işaretleyicisine ait konum verileri belirlenmiştir. Hesaplanan tüm olay anları ve değişkenlere ait bilgiler Tablo 3.2, 3.3 ve 3.4'te özet olarak sunulmuştur. Bu işlemler katılımcıların bantlı ve bantsız tüm sıçramaları için yapılmış ve sonuçlar bir Excel dosyası olarak kaydedilmiştir. Tez çalışması kapsamında yapılan karşılaştırmalarda katılımcıların her durum için yaptığı 3 sıçramadan, squat sıçrama tekniğine uygun ve maksimum sıçrama yüksekliğine ulaştıkları sıçramalarına ait veriler değerlendirilmiştir.

**Tablo 3.2. Olay anları, kısaltmaları ve hesaplama yöntemleri.**

Olay Anları	Kısaltma	Hesaplama Yöntemi / Açıklama
Ayağın yerden kesilme anı	tçıkış	Fz < 10 N koşulunu sağlayan ilk an
Ayağın yere değme anı	tkonma	Fz > 10 N koşulunu sağlayan ilk an
İtme Evresi Maksimum Dikey Yer Tepki Kuvveti anı	tFz_pik_itme	tçıkış öncesinde görülen ilk pik Fz anı
İniş Evresi Maksimum Dikey Yer Tepki Kuvveti anı	tFz_pik_iniş	tkonma sonrasında görülen ilk pik Fz anı
Hareket Başlangıç anı	tDizFleks_pik_itme	Diz açılma hızının $\omega < -10$ der/sn olduğu ilk an
Hareket Bitiş Anı	tDizFleks_pik_iniş	Diz açılma hızının $\omega < 0$ der/sn olduğu ilk an

**Tablo 3.3. Tek bacak squat sıçrama hareketinin evreleri ve sürelerinin hesaplama yöntemleri.**

Evreler	Hesaplama Yöntemi / Açıklama
Uçuş evresi	tkonma ile tçıkış arası evre
İtme evresi	tDizFleks_pik_itme ile tçıkış arası evre
İniş evresi	tkonma ile tDizFleks_pik_iniş arası evre

**Tablo 3.4. Bulgular için belirlenen değişkenlerin kısaltmaları ve hesaplama yöntemleri.**

Değişkenler	Kısaltma	Hesaplama Yöntemi / Açıklama
Uçuş süresi	tuçuş	tkonma - tçıkış
Yerden çıkış hızı	Vçıkış	Eşitlik XX
Sıçrama yüksekliği	hsıçrama	Eşitlik XX
Maksimum Sıçrama Yüksekliği	maks(hsıçrama)	Denemeler arasındaki en yüksek sıçrama değeri
İtme Evresi Maksimum Dikey Yer Tepki Kuvveti	Fz_pik_itme	
İniş Evresi Maksimum Dikey Yer Tepki Kuvveti	Fz_pik_iniş	
İtme Evresi - Maksimum Dikey Yer Tepki Kuvvetine ulaşma süresi		tFpik_itme - tDizFleks_pik_itme
İniş Evresi Maksimum Dikey Yer Tepki Kuvvetine ulaşma süresi		tFpik_iniş - tkonma
İtme Evresi Maksimum Diz Fleksiyonu Anındaki Dikey Yer Tepki Kuvveti	Fz_tDizFleks_pik_itme	
İniş Evresi Maksimum Diz Fleksiyonu Anındaki Dikey Yer Tepki Kuvveti	Fz_tDizFleks_pik_iniş	
İtme Evresi Maksimum Diz Fleksiyonu Açısı	DizFlekspik_itme	
İniş Evresi Maksimum Diz Fleksiyonu Açısı	DizFlekspik_iniş	

İtme Evresi Maksimum diz fleksiyonu anındaki Diz eklem merkezi medio-lateral eksenindeki konumu	KNJ_tDizFleks_pik_itme
İtme Evresi Pik dikey yer tepki kuvveti anındaki Diz eklem merkezi medio-lateral eksenindeki konumu	KNJ_tFz_pik_itme
İtme Evresi ayağın yerden kesilme anındaki Diz eklem merkezi medio-lateral eksenindeki konumu	KNJ_tçıkış
İniş Evresi ayağın yere değme anındaki Diz eklem merkezi medio-lateral eksenindeki konumu	KNJ_tkonma
İniş Evresi Pik dikey yer tepki kuvveti anındaki Diz eklem merkezi medio-lateral eksenindeki konumu	KNJ_tFz_pik_iniş
İniş Evresi Maksimal diz fleksiyonu anındaki Diz eklem merkezi medio-lateral eksenindeki konumu	KNJ_tDizFleks_pik_iniş
İtme Evresi – Topuğun maksimum diz fleksiyon anındaki medio-lateral eksenindeki konumu	Heel_tDizFleks_itme
İniş Evresi – Topuğun maksimum diz fleksiyon anındaki medio-lateral eksenindeki konumu	Heel_tDizFleks_iniş
İtme Evresi – Ayak ikinci parmağının maksimum diz fleksiyon anındaki medio-lateral eksenindeki konumu	Toe_tDizFleks_itme
İniş Evresi – Ayak ikinci parmağının maksimum diz fleksiyon anındaki medio-lateral eksenindeki konumu	Toe_tDizFleks_iniş

### 3.3.4 EMG Analizi

Noraxon MR3 yazılımı ile kaydedilen EMG verileri '.csv' formatında dışa aktarılmıştır. Bu dosyalar Matlab programında yazılan kodlarla okutulduktan sonra tüm analizler yine aynı programda yapılmıştır. Noraxon sistemi güçlendirici üzerinde band geçiren (10-500 Hz) filtre uygulayacak şekilde ayarlanmış ve bu filtre haricinde Matlab yazılımında ikinci bir filtreleme yapılmamıştır. Tüm EMG verilerine yapılan işlem sıralaması şu şekildedir: tam doğrultma, 100 ms'lik RMS uygulanarak yapılan çizgisel kılıf hesabı. Bu işlemlerden sonra tüm kaslara ait izometrik maksimal istemli kasılma verileri üzerinden 500 ms'lik kayan pencereler geçirilmiş ve her kas için bu pencereler içerisindeki ortalaması en yüksek olan aralık sıçrama testleri sırasındaki toplanan EMG verilerinin normalize edileceği EMGmaks verisi olarak belirlenmiştir. Sıçrama testlerine ait tüm EMG verileri ilgili kasa ait EMGmaks değerine bölünerek EMG sinyalinin genlik normalizasyonu sağlanmış ve sonraki analizlerde normalize edilmiş veriler kullanılmıştır. Tüm kaslar için itme ve iniş evrelerinde görülen maksimum normalize EMG değeri ve bu evreler içerisindeki ortalama normalize EMG değerleri hesaplanmıştır. Bantlama durumunun etkileri tüm kaslar için bu değerler üzerinden incelenmiştir.

### 3.3.5 İstatistik

Çalışmada verilerin ortalama ( $\bar{x}$ ) ve standart sapma (SS) değerleri sunulmuştur. Verilerin normal dağılımı Shapiro-Wilk ile test edilmiş ve normal dağılım gösteren veriler bağımlı gruplarda (eşleştirilmiş) t testi kullanılarak analiz edilmiştir. Normal dağılım göstermeyen veriler Wilcoxon işaretli sıralar testi kullanılarak analiz edilmiştir. Ortalamalar arasındaki farkın etki büyüklüğü Cohen d ( $d=0.2$  düşük,  $d=0.5$  orta,  $d=0.8$  yüksek etki) hesaplanarak değerlendirilmiştir (36). İstatistiki analizler IBM SPSS Statistics (Sürüm 16.0, SPSS Inc., Chicago, IL) paket programında gerçekleştirilmiş ve anlamlılık düzeyi  $p<0.05$  kabul edilmiştir.

## 4 BULGULAR

### 4.1 Demografik Veriler ve Patellar Glide Miktarı

Çalışmaya katılan sporcuların fiziksel özellikleri ve patellanın laterale kayma miktarları (Glide) Tablo 4.1'de verilmiştir.

**Tablo 4.1.** Katılımcıların fiziksel özellikleri ( $\bar{x} \pm SS$ )

Yaş (yıl)	20.00 $\pm$ 1.89
Boy (m)	1.81 $\pm$ 0.08
Vücut kütlesi (kg)	74.68 $\pm$ 13.44
Spor yaşı (yıl)	9.30 $\pm$ 3.62
Glide (cm)	0.95 $\pm$ 0.37

### 4.2 Sıçrama Yüksekliği ve Dikey Yer Tepki Kuvveti

Sporcularda bantsız ve bantlı durumlarda maksimum sıçrama yüksekliklerine bakıldığında, dört katılımcının değerlerinde artış görülürken beş katılımcının değerlerinde azalma görülmektedir, bir katılımcının ise her iki durumda da aynı sıçrama yüksekliğine ulaşmıştır (Tablo 4.2). Tüm katılımcıların ortalama sıçrama yüksekliği değerlerine bakıldığında, bantlı durumda sıçrama yüksekliğinde hafif bir azalma olduğu görülse de iki durum arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $t_{(9)} = 1.139$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.360$ ). Ancak hesaplanan etki büyüklüğü bantlamanın sıçrama yüksekliğini orta düzeyde etkilediğini ve bantlı durumda bantsız duruma göre bir azalma meydana geldiği görülmektedir.

**Tablo 4.2.** Bantlı ve bantsız durumlarda maksimum sıçrama yüksekliği (m) değerleri ve durumlar arası değişimler.

No	Maksimum Sıçrama Yüksekliği (m)			
	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	0.095	0.104	0.009	9.47
2	0.199	0.205	0.006	3.00
3	0.110	0.112	0.002	1.82
4	0.167	0.161	-0.006	-3.59

5	0.170	0.151	-0.019	-11.18
6	0.120	0.126	0.006	5.18
7	0.181	0.166	-0.015	-8.29
8	0.158	0.145	-0.013	-8.23
9	0.160	0.155	-0.005	-3.13
10	0.166	0.166	0.000	0.00
ortalama	0.153	0.149	-0.003	-1.49
ss	0.033	0.030	0.010	6.59

Sıçramanın itme evresinde bantsız ve bantlı durumlar için normalize maksimum dikey yer tepki kuvvetleri (N/kg) değerlerine bakıldığında beş katılımcıda artış gözlenirken beş katılımcıda azalma gözlenmiştir (Tablo 4.3). Tüm katılımcıların itme evresi ortalama maksimum dikey yer tepki kuvveti değerlerine bakıldığında, bantlı durumda çok küçük bir artış olduğu görülse de iki durum arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $t_{(9)} = -0.364$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.115$ ). Her katılımcı için bu değişimler sıçrama yüksekliğiyle birlikte değerlendirildiğinde, bire bir paralellik göstermediği görülmektedir. Örneğin 2 numaralı katılımcının sıçrama yüksekliğinde artış meydana gelirken, sıçrama öncesi ölçülen normalize maksimum dikey yer tepki kuvveti miktarında azalma meydana gelmiştir. 7 numaralı katılımcının ise tam tersi şekilde sıçrama yüksekliğinde azalma meydana gelirken ölçülen normalize maksimum dikey yer tepki kuvveti miktarında bantlama sonrasında artış görülmüştür. Sıçrama yüksekliği sabit kalan 10 numaralı katılımcıda ise bantlama sonrası ölçülen maksimum dikey yer tepki kuvveti miktarının arttığı gözlenmektedir.

**Tablo 4.3.** Bantlı ve bantsız durumlarda itme evresinde ölçülen normalize maksimum dikey yer tepki kuvvetleri (N/kg) ve durumlar arası değişimler.

No	İtme Evresi - Maksimum Dikey Yer Tepki Kuvveti (N)			
	Bantsız	Bantlı	Değişim	% Değişim
1	17.03	18.67	1.64	9.64
2	25.43	23.37	-2.06	-8.08
3	18.78	19.12	0.35	1.85
4	20.37	19.35	-1.02	-5.02
5	16.66	16.31	-0.35	-2.11
6	17.40	18.67	1.26	7.25
7	18.52	19.16	0.64	3.45
8	25.27	25.15	-0.12	-0.47

9	19.13	18.81	-0.32	-1.65
10	18.91	20.21	1.30	6.89
ortalama	19.75	19.88	0.13	1.17
ss	3.15	2.55	1.15	5.70

Sıçramanın iniş evresinde bantsız ve bantlı durumlar için normalize maksimum dikey yer tepki kuvvetleri değerlerine bakıldığında beş katılımcıda artış gözlenirken beş katılımcıda azalma gözlenmiştir (Tablo 4.4). Tüm katılımcıların iniş evresi ortalama maksimum dikey yer tepki kuvveti değerlerine bakıldığında, bantlı durumda bir miktar azalma olduğu görülse de iki durum arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $t_{(9)} = 1.067$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.337$ ). Hesaplanan etki büyüklüğü bantlamanın iniş evresinde normalize maksimum dikey yer tepki kuvvetini orta düzeyde etkilediğini ve bantlı durumda bantsız duruma göre normalize maksimum dikey yer tepki kuvvetinde bir azalma olduğu görülmektedir.

**Tablo 4.4.** Bantlı ve bantsız durumlarda iniş evresinde ölçülen normalize maksimum dikey yer tepki kuvvetleri (N/kg) ve durumlar arası değişimler.

İniş Evresi – Maksimum Dikey Yer Tepki Kuvveti (N)				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	% Değişim
1	39.44	47.55	8.12	20.58
2	61.49	66.10	4.61	7.49
3	36.83	29.18	-7.65	-20.78
4	41.61	42.77	1.17	2.81
5	44.40	30.80	-13.60	-30.63
6	46.97	46.39	-0.58	-1.24
7	42.48	46.23	3.75	8.82
8	56.98	40.08	-16.90	-29.65
9	42.20	43.02	0.82	1.94
10	46.21	37.92	-8.29	-17.94
ortalama	45.86	43.00	-2.86	-5.86
ss	7.73	10.28	8.30	17.63

İtme evresinde hareket başlangıç anından (diz açılma hızının  $\omega < -10$  der/sn olduğu ilk an) sonra katılımcıların maksimum dikey yer tepki kuvvetine ulaşma süreleri incelendiğinde beş katılımcıda bantsız durum ile bantlı durum karşılaştırıldığında bu sürelerde azalma meydana gelirken diğer beş katılımcıda ise artış meydana gelmiştir (Tablo 4.5). Yapılan istatistik incelemede iki durum arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $t_{(9)} = 0.464$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.146$ ). Hesaplanan etki



büyüklüğü bantlamanın düşük bir etki büyüklüğünde bu süreyi azalttığını göstermektedir.

**Tablo 4.5.** Bantsız ve bantlı durumların itme evresinde hareket başlangıç anından maksimum dikey YTK'ye (N) ulaşma süreleri ve durumlar arası değişimleri.

Hareket Başlangıcı – İtme Evresi Maksimum Dikey Yer Tepki Kuvveti Süresi (s)				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	0.20	0.16	-0.04	-18.09
2	0.08	0.11	0.03	37.66
3	0.26	0.25	-0.01	-3.46
4	0.07	0.12	0.05	71.01
5	0.42	0.44	0.01	3.54
6	0.22	0.19	-0.03	-14.22
7	0.19	0.21	0.02	12.37
8	0.04	0.07	0.03	66.67
9	0.15	0.14	-0.01	-5.92
10	0.30	0.16	-0.14	-45.76
<b>ortalama</b>	0.19	0.18	-0.01	10.38
<b>ss</b>	0.12	0.10	0.05	37.51

İniş evresinde ayağın yere ilk temas anından (Dikey YTK 10N'den büyük olduğu ilk an) maksimum dikey yer tepki kuvvetine ulaşılan ana kadar geçen süreler incelendiğinde, yedi katılımcının bu kuvvete ulaşma süresinin bantlı durumda bantsız duruma göre daha uzun olduğu görülmüştür. İki katılımcıda ise bu süre azalmış ve bir katılımcıda ise sabit kalmıştır (Tablo 4.6). Tüm katılımcıların ortalamaları incelendiğinde maksimum dikey yer tepki kuvvetinin görüldüğü sürede yaklaşık %7 oranında bir gecikme söz konusu olsa da, istatistiki incelemede anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $t_{(9)} = -1.685$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.533$ ). Etki büyüklüğü incelendiğinde bantlamayla iniş evresinde maksimum dikey yer tepki kuvvetine ulaşma süresinin orta düzeyde etkilediğini ve etkinin bu süreyi artırdığı görülmüştür.

**Tablo 4.6.** Bantlı ve bantsız durumların iniş evresinde ayağın yere ilk temas anından maksimum dikey yer tepki kuvvetine ulaşana kadarki geçen sürenin saniye(s) değerleri ve durumlar arası değişimleri.

No	İniş Evresi Maksimum Dikey Yer Tepki Kuvveti Süresi (s)			
	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	0.078	0.072	-0.006	-7.69
2	0.069	0.071	0.002	2.90
3	0.06	0.069	0.009	15.00
4	0.073	0.084	0.011	15.07
5	0.066	0.089	0.023	34.85
6	0.088	0.083	-0.005	-5.68
7	0.071	0.072	0.001	1.41
8	0.062	0.071	0.009	14.52
9	0.087	0.087	0.000	0.00
10	0.085	0.087	0.002	2.35
ortalama	0.074	0.079	0.005	7.27
ss	0.010	0.008	0.009	12.72

İtme evresinde maksimum diz fleksiyon açısına ulaşıldığı anda hesaplanan normalize maksimum dikey yer tepki kuvveti değerlerine bakıldığında bantsız ve bantlı durum arasında beş katılımcıda bu kuvvette artış meydana gelirken diğer beş katılımcıda azalma meydana gelmiştir (Tablo 4.7). Bantlı ve bantsız durumların maksimum diz fleksiyon açısına ulaşılan anda normalize maksimum dikey yer tepki kuvveti incelendiğinde anlamlı bir fark bulunmazken, bantlamanın düşük bir etki büyüklüğü doğrultusunda bu kuvvette bir azalmaya sebep olduğu görülmektedir ( $t_{(9)} = 0.942$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.297$ ).

**Tablo 4.7.** Bantlı ve bantsız durumlarda itme evresindeki maksimum diz fleksiyon açısına ulaşılan anda normalize maksimum dikey yer tepki kuvveti (N/kg) değerleri ve durumlar arası değişimleri.

No	İtme Evresi - Maksimum Diz Fleksiyonu Anı Dikey Yer Tepki Kuvveti (N)			
	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	10.67	10.37	-0.30	-2.81
2	14.02	12.98	-1.04	-7.42
3	12.43	12.71	0.28	2.22
4	18.36	17.35	-1.01	-5.52
5	10.54	10.58	0.03	0.32
6	11.57	9.94	-1.62	-14.02
7	10.26	11.94	1.68	16.34
8	22.52	17.27	-5.26	-23.34
9	14.07	14.71	0.64	4.57
10	11.16	12.03	0.88	7.85

<b>ortalama</b>	13.56	12.99	-0.57	-2.18
<b>ss</b>	3.99	2.67	1.92	11.26

İniş evresinde ayağın yere teması sonrası dizin maksimum fleksiyon açısına ulaştığı anda ölçülen normalize maksimum dikey yer tepki kuvveti değerlerine bakıldığında, beş katılımcıda dikey yer tepki kuvveti artarken beş katılımcıda ise azalmıştır (Tablo 4.8). İki durum arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $t_{(9)} = -0.107$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.033$ ). Bantlamanın çok düşük bir etki büyüklüğüyle maksimum diz fleksiyon açısı anında ki kuvveti artırdığı görülmüştür.

**Tablo 4.8.** Bantlı ve bantsız durumlarda iniş evresindeki maksimum diz fleksiyon açısına ulaşılan anda normalize maksimum dikey yer tepki kuvveti (N/kg) değerleri ve durumlar arası değişimleri.

İniş Evresi - Maksimum Diz Fleksiyonu Anı Dikey Yer Tepki Kuvveti (N)				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	19.52	14.64	-4.88	-25.01
2	25.79	25.17	-0.62	-2.41
3	18.57	16.01	-2.55	-13.76
4	25.04	23.08	-1.96	-7.83
5	24.23	24.20	-0.03	-0.13
6	14.16	25.91	11.75	83.01
7	24.19	19.30	-4.90	-20.24
8	14.83	18.82	3.99	26.91
9	17.23	18.12	0.89	5.18
10	18.10	18.05	-0.05	-0.27
<b>ortalama</b>	20.17	20.33	0.16	4.55
<b>ss</b>	4.33	3.97	4.87	31.14

İtme evresinde maksimum diz fleksiyon açılarına bakıldığında bantlı durumda bantsız duruma göre yedi katılımcının diz fleksiyon açılarında artış meydana geldiği görülürken üç katılımcıda ise azalma meydana geldiği belirlenmiştir (Tablo 4.9). Tüm katılımcıların ortalamaları incelendiğinde, McConnell bantlama sonrasında itme evresinde sporcuların yaklaşık %5 oranında daha derin bir squata indikleri görülsede istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $t_{(9)} = -1.563$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.494$ ). Bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün orta düzeyde olduğu ve diz fleksiyon açısını artırdığı bulunmuştur.

**Tablo 4.9.** Bantlı ve bantsız durumlarda hareket başlangıç anındaki diz fleksiyon açılarının (°) değerleri ve durumlar arası değişimleri.

No	İtme Evresi - Maksimum Diz Fleksiyonu Açısı (derece)			
	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	77.36	74.49	-2.87	-3.71
2	66.64	72.12	5.48	8.22
3	66.00	67.69	1.70	2.57
4	70.51	75.65	5.14	7.29
5	89.41	86.41	-3.00	-3.36
6	71.97	75.40	3.43	4.77
7	59.88	72.13	12.25	20.45
8	61.57	63.44	1.87	3.04
9	62.82	69.15	6.34	10.09
10	69.47	64.67	-4.81	-6.92
ortalama	69.564	72.116	2.552	4.24
ss	8.730	6.603	5.163	7.97

Hareket sonu anında maksimum diz fleksiyon açıları incelendiğinde sekiz katılımcının fleksiyon açılarında azalma meydana geldiği görülürken iki katılımcıda artış meydana gelmiştir (Tablo 4.10). Katılımcıların bantlı ve bantsız durumlarda hareket sonu anında anlamlı derecede daha az bir fleksiyon açısına inerek sıçramalarını tamamladıkları görülmektedir. ( $t_{(9)} = 2.871$ ,  $p=0.018$ ,  $d=0.907$ ). Bantlamanın etki büyüklüğünün çok yüksek düzeyde bir etki büyüklüğüne sahip olduğu bulunmuştur.

**Tablo 4.10.** Bantlı ve bantsız durumlarda hareket sonu anındaki diz fleksiyon açılarının (°) değerleri ve durumlar arası değişimleri.

No	İniş Evresi - Maksimum Diz Fleksiyonu Açısı (derece)			
	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	43.42	40.35	-3.07	-7.08
2	45.45	39.49	-5.96	-13.11
3	44.49	46.04	1.56	3.50
4	51.61	51.13	-0.48	-0.94
5	51.00	46.98	-4.02	-7.89
6	32.89	29.08	-3.80	-11.57
7	39.65	38.38	-1.27	-3.19
8	56.18	48.21	-7.97	-14.18
9	44.52	45.09	0.57	1.29
10	44.86	42.68	-2.17	-4.85
ortalama	45.405	42.743	-2.662	-5.80
ss	6.511	6.294	2.935	6.07

İtme evresinde maksimum dikey YTK anındaki diz fleksiyon açıları incelendiğinde yedi katılımcının maksimum YTK'ye daha derin bir fleksiyon açısında ulaştığı görülürken üç katılımcının daha az bir fleksiyon açısında bu kuvvete ulaştığı görülmektedir (Tablo 4.11). Bantlı ve bantsız durumlar arasında anlamlılık sınırına çok yakın bir değer ( $p=0.051$ ) bulunurken, bantlamanın etki büyüklüğünün yüksek bir etki büyüklüğüne sahip olduğu ve itme evresinde bu kuvvet anındaki maksimum diz fleksiyon açısını artırdığı görülmektedir ( $t= -2.225$ ,  $p=0.051$ ,  $d=0.703$ ).

**Tablo 4.11.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde maksimum dikey yer tepki kuvveti anındaki diz fleksiyon açısı (°) değerleri ve durumlar arası değişimler.

İtme Evresi – Maksimum Dikey YTK Anı Diz Fleksiyon Açısı (°)				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	57.12	60.70	3.58	6.28
2	60.63	62.95	2.33	3.84
3	46.34	44.62	-1.72	-3.71
4	65.61	62.76	-2.86	-4.35
5	47.82	56.24	8.42	17.60
6	51.45	64.16	12.72	24.72
7	40.17	52.01	11.84	29.46
8	58.59	57.54	-1.05	-1.79
9	51.83	54.80	2.96	5.72
10	47.21	49.88	2.67	5.65
ortalama	52.676	56.565	3.889	8.34
ss	7.728	6.381	5.455	11.78

İniş evresinde maksimum dikey YTK anındaki diz fleksiyon açıları incelendiğinde yedi katılımcının maksimum YTK'ye daha derin bir fleksiyon açısında ulaştığı görülürken üç katılımcının daha az bir fleksiyon açısında bu kuvvete ulaştığı görülmektedir (Tablo 4.12). Bantlı ve bantsız durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p=0.039$ ). Bantlamanın etki büyüklüğünün yüksek bir etki büyüklüğüne sahip olduğu ve iniş evresinde bu kuvvet anındaki maksimum diz fleksiyon açısını artırdığı görülmektedir ( $t= -2.417$ ,  $p=0.039$ ,  $d=0.764$ ).

**Tablo 4.12.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde maksimum dikey yer tepki kuvveti anındaki diz fleksiyon açısı (°) değerleri ve durumlar arası değişimler.

İniş Evresi Maksimum Dikey YTK Anı Diz Fleksiyon Açıları (°)				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	28.58	25.97	-2.61	-9.14
2	31.68	30.70	-0.98	-3.10
3	21.97	30.51	8.54	38.86
4	34.55	39.15	4.61	13.34
5	34.49	42.21	7.72	22.39
6	20.75	20.27	-0.48	-2.32
7	22.00	24.52	2.52	11.46
8	24.40	33.01	8.61	35.30
9	34.41	34.97	0.56	1.63
10	29.55	32.52	2.96	10.03
ortalama	28.237	31.382	3.145	11.85
ss	5.575	6.630	4.116	16.21

Hareketin başlama anında normalize dikey yer tepki kuvvetlerine bakıldığında yedi katılımcının hareket başlangıç anında bantlama sonrası dikey YTK miktarında azalma meydana gelirken, üç katılımcının ise dikey YTK'lerinde artış meydana geldiği görülmektedir (Tablo 4.13). Durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmazken, bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün düşük düzeyde olduğu ve bantlama sonrasında normalize maksimum dikey YTK'nin azaldığı görülmektedir ( $t=0.794$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.251$ ).

**Tablo 4.13.** Bantsız ve bantlı durumlarda hareket başlangıç anı normalize maksimum dikey yer tepki kuvveti (N/kg) ve durumlar arası değişimler.

Hareket Başlangıç Anı Normalize Maksimum Dikey YTK (N/kg)				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	12.40	11.29	-1.11	-8.93
2	14.63	13.50	-1.12	-7.67
3	12.55	12.97	0.42	3.37
4	18.53	17.53	-1.00	-5.40
5	10.30	10.01	-0.29	-2.81
6	12.89	11.25	-1.64	-12.73
7	13.74	12.45	-1.29	-9.39

<b>8</b>	22.91	18.00	-4.91	-21.44
<b>9</b>	14.45	15.16	0.71	4.90
<b>10</b>	11.43	15.83	4.40	38.50
<b>ortalama</b>	14.38	13.80	-0.58	-2.16
<b>ss</b>	3.73	2.74	2.33	16.18

Hareketin sonlanma anındaki normalize dikey yer tepki kuvvetlerine bakıldığında altı katılımcının bu andaki YTK değerlerinde azalma meydana gelirken dört katılımcıda artış meydana gelmiştir (Tablo 4.14). Durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün düşük bir düzeye sahip olduğu ve hareket sonundaki YTK'yi az miktarda artırdığı bulunmuştur ( $t=-0.708$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.223$ ).

**Tablo 4.14.** Bantsız ve bantlı durumlarda hareket sonu anındaki normalize maksimum dikey yer tepki kuvvet değerleri ve durumlar arası değişimler.

Hareket Sonu Anı Normalize Maksimum Dikey YTK (N/kg)				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
<b>1</b>	19.42	19.70	0.27	1.41
<b>2</b>	25.79	25.17	-0.62	-2.41
<b>3</b>	18.63	18.82	0.19	1.00
<b>4</b>	25.00	22.99	-2.00	-8.01
<b>5</b>	24.23	24.20	-0.03	-0.13
<b>6</b>	18.95	25.91	6.96	36.73
<b>7</b>	24.19	23.09	-1.11	-4.58
<b>8</b>	14.83	18.69	3.87	26.09
<b>9</b>	18.99	18.03	-0.96	-5.07
<b>10</b>	23.86	23.38	-0.49	-2.04
<b>ortalama</b>	21.39	22.00	0.61	4.30
<b>ss</b>	3.66	2.91	2.72	14.79

Katılımcıların bantsız ve bantlı sıçramalarında karşılaştırılan ve yukarıda ayrı ayrı verilen bulgulara ait istatistik analiz tablosu aşağıda sunulmuştur (Tablo 4.15).

**Tablo 4.15.** Bantsız ve bantlı durumlarda dikey sıçrama yüksekliği, normalize maksimum dikey yer tepki kuvvetleri ve maksimum diz fleksiyon açısı verileri ve durumlar arası değişimler ( $\bar{x} \pm SS$ ).

	Bantsız	Bantlı	t değeri	p değeri	Cohend
Squat sıçrama yüksekliği (m)	0.15±0.03	0.14±0.02	1.139	0.284	<b>0,360</b>
İtme Evresi - Maksimum Dikey Yer Tepki Kuvveti (N)	1495.01±281.84	1509.16±275.26	-0.526	0.612	0.166
İniş Evresi - Maksimum Dikey Yer Tepki Kuvveti (N)	3435.32±429.27	3230.61±688.44	1.067	0.314	<b>0.337</b>
İtme Evresi Maksimum Dikey Yer Tepki Kuvveti Süresi (s)	0.132±0.017	0.134±0.016	-0.685	0.511	<b>0.217</b>
İniş Evresi Maksimum Dikey Yer Tepki Kuvveti Süresi (s)	0.073±0.010	0.078±0.008	-1.685	0.126	<b>0.533</b>
İtme Evresi - Maksimum Diz Fleksiyonu Anı Dikey Yer Tepki Kuvveti (N)	1028.44±311.39	986.49±254.57	0.899	0.392	<b>0.284</b>
İniş Evresi - Maksimum Diz Fleksiyonu Anı Dikey Yer Tepki Kuvveti (N)	1556.22±319.17	1541.67±277.30	0.138	0.893	0.044
İtme Evresi - Maksimum Diz Fleksiyonu Açısı (°)	69.94±8.73	72.86±7.35	-2.206	0.055	<b>0.698</b>
İniş Evresi - Maksimum Diz Fleksiyonu Açısı (°)	45.47±6.48	43.64±6.35	1.680	0.127	<b>0.531</b>

### 4.3 Diz Eklemi Merkezinin (KNJ) Konum ve Yer Değiştirilmesi

Squat sıçrama hareketinin itme evresinde diz eklem merkezinin (KNJ) hareket başlangıç anı (E1), maksimum dikey yer tepki kuvvet anı (E2) ve ayağın yerden çıkış anındaki (E3) medio-lateral konum verileri üç ayrı an için belirlenmiş ve bantsız ve bantlı durumlar için Tablo 4.16'da sunulmuştur. Bu olayları arasında üç faz olacak şekilde diz eklemine yer değiştirmeleri hesaplanmış ve bu veriler Tablo 4.17'de sayısal değerler olarak Tablo 4.19'da da kayma yönü olarak sunulmuştur. Katılımcıların bantsız ve bantlı durumlar arasında hareket başlangıç anı yani sıçrama komutu geldikten sonra diz açısal hızının  $\omega < -10$  der/sn olduğu ilk an ile sonrasında ulaşılan maksimum dikey yer tepki kuvvet anı arasındaki (E2 - E1) medio-lateral konum değişimleri incelendiğinde; üç katılımcıda bantlama sonrasında zıt yöne doğru değişim görülmüştür. İki katılımcının diz eklemi merkezi bu fazda bantsız durumda laterale doğru hareket ederken bantlama sonrasında mediale doğru



hareket etmiştir. Bir katılımcının diz eklemi merkezi bantsız durumda bu fazda laterale doğru hareket ederken bantlama sonrasında aynı fazda mediale doğru hareket etmiştir. Diğer yedi katılımcının ise diz eklemi merkezinde bantlama sonrasında zıt yönlü bir hareket görülmemiştir. Bu yedi katılımcının hepsi bantsız durumda laterale doğru hareket ederken bantlama sonrasında da lateral yönlü hareketlerini sürdürmüşlerdir.

Maksimum dikey yer tepki kuvvetine ulaşılan an (E2) ile ayağın yerden temasının kesildiği an (E3) arasında katılımcıların diz eklem merkezi medio-lateral konum değişimleri incelendiğinde bantsız ve bantlı durumlar arasında hiçbir katılımcının diz hareket yönünde bir değişim olmamıştır. Bu fazda yedi katılımcının her iki durumda da diz eklem merkezi medial yönde hareket sergilerken üç katılımcının dizi ise lateral yönde hareket göstermiştir.

Sıçrama hareketinin itme evresinde hareket başlangıç anı (E1) ile ayağın yerden temasının kesildiği an (E3) arasındaki diz eklem merkezi medio-lateral konum değişimlerine bakıldığında ise iki kişide bantlı durumda bantsız duruma göre zıt yöne doğru yer değiştirme bulunmuştur. Bu iki kişi de bantsız durumda medial yönlü bir hareket izlerken, bantlama sonrasında lateral yönlü bir hareket izlemişlerdir. Kalan sekiz kişinin beşi lateral yönlü hareketi her iki durumda da sürdürürken diğer üç kişi ise her iki durumda da medial yönlü hareketlerini devam ettirdiği görülmüştür.

**Tablo 4.16.** Bantsız durum itme evresindeki önemli olay anlarında diz eklem merkezinin medio-lateral konumları ve anlar arasındaki hareket miktarları.

Bantsız durum itme evresi diz eklem merkezi konumu (mm)				(+):Medial / (-):Lateral		
No	Başlangıç Anı (E1)	Maksimum YTK (E2)	Ayağın çıkış anı (E3)	E2-E1	E3-E2	E3-E1
1	-341.47	-389.96	-377.29	-48.48	12.66	-35.82
2	-118.75	-112.35	-164.11	-6.40	51.75	45.36
3	-79.76	-62.52	-89.75	-17.24	27.24	9.99
4	-308.15	-308.75	-341.99	-0.61	-33.24	-33.85
5	-384.99	-393.31	-358.70	-8.32	34.62	26.29
6	-389.00	-396.45	-397.73	-7.45	-1.28	-8.73
7	-66.29	-66.72	-97.72	0.42	31.01	31.43

8	-423.75	-428.31	-405.33	-4.56	22.98	18.43
9	-104.41	-77.43	-90.49	-26.98	13.05	-13.93
10	-102.98	-111.18	-97.53	8.20	-13.65	-5.45
<b>ortalama</b>	-231.96	-234.70	-242.06	-11.14	14.51	3.37
<b>ss</b>	148.70	160.28	144.04	16.29	25.00	27.47

**Tablo 4.17.** Bantlı durum itme evresindeki önemli olay anlarında diz eklem merkezinin medio-lateral konumları ve anlar arasındaki hareket miktarları.

Bantlı durum itme evresi diz eklem merkezi konumu (mm)				(+):Medial / (-):Lateral		
No	Başlangıç Anı (E1)	Maksimum YTK (E2)	Ayağın çıkış anı (E3)	E2-E1	E3-E2	E3-E1
1	-351.99	-408.94	-377.40	-56.95	31.55	-25.41
2	-132.81	-112.86	-143.68	-19.95	30.83	10.87
3	-84.59	-58.20	-81.80	-26.39	23.60	-2.78
4	-347.59	-360.72	-394.27	-13.13	-33.56	-46.69
5	-413.96	-422.70	-364.33	-8.74	58.37	49.63
6	-361.04	-375.32	-384.37	-14.28	-9.05	-23.33
7	-146.52	-133.13	-139.18	-13.39	6.05	-7.34
8	-410.27	-407.83	-394.77	2.44	13.06	15.50
9	-79.20	-42.08	-63.52	-37.12	21.44	-15.68
10	-204.03	-164.81	-150.19	-39.22	-14.61	-53.83
<b>ortalama</b>	-253.20	-248.66	-249.35	-22.67	12.77	-9.91
<b>ss</b>	136.55	159.05	143.66	17.48	26.60	30.58

**Tablo 4.18.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresindeki önemli olay anları arasında diz eklem merkezinin medio-lateral konum değişimleri (+: içe kayma (M), -: dışa kayma (L))

No	E2 - E1 (mm)		E3 - E2 (mm)		E3 - E1 (mm)	
	Bantsız	Bantlı	Bantsız	Bantlı	Bantsız	Bantlı
1	-48.48	-56.95	12.66	31.55	-35.82	-25.41
2	-6.40	-19.95	51.75	30.83	45.36	10.87
3	-17.24	-26.39	27.24	23.60	9.99	-2.78
4	-0.61	-13.13	-33.24	-33.56	-33.85	-46.69
5	-8.32	-8.74	34.62	58.37	26.29	49.63
6	-7.45	-14.28	-1.28	-9.05	-8.73	-23.33
7	0.42	-13.39	31.01	6.05	31.43	-7.34
8	-4.56	2.44	22.98	13.06	18.43	15.50

9	-26.98	-37.12	13.05	21.44	-13.93	-15.68
10	8.20	-39.22	-13.65	-14.61	-5.45	-53.83
ortalama	-11.14	-22.67	14.51	12.77	3.37	-9.91
ss	16.29	17.48	25.00	26.60	27.47	30.58

**Tablo 4.19.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresindeki önemli olay anları arasında diz eklem merkezinin medio-lateral konum değişimlerinin hareket yönleri (M: içe kayma, L: dışa kayma).

No	E2 - E1		E3 - E2		E3 - E1	
	Bantsız	Bantlı	Bantsız	Bantlı	Bantsız	Bantlı
1	L	L	M	M	L	L
2	L	L	M	M	M	M
3	L	L	M	M	M	L
4	L	L	L	L	L	L
5	L	L	M	M	M	M
6	L	L	L	L	L	L
7	M	L	M	M	M	L
8	L	M	M	M	M	M
9	L	L	M	M	L	L
10	M	L	L	L	L	L

Yukarıda sayısal değerler üzerinden sunulan bulguların istatistik analiz sonuçları Tablo 4.20’de sunulmuştur. Diz eklem merkezinin medio-lateral yöndeki hareketleri incelendiğinde bantsız ve bantlı durumlar arasında E2-E1 fazında anlamlı fark gösterdiği ( $t(9) = 2.575$ ,  $p=0.030$ ,  $d=0.810$ ), bununla beraber bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün çok yüksek olduğu bulunmuştur. Dizin hareket yönünden bağımsız bir şekilde yani diz eklem merkezinin frontal düzlem üzerindeki mutlak hareket miktarı incelendiğinde E2-E1 fazında bantlı ve bantsız durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün çok yüksek düzeyde bir etki büyüklüğüne sahip olduğu ve bu faz sırasında dizin mediolateral eksenindeki hareket miktarını artırdığı bulunmuştur ( $t(9) = -3.638$ ,  $p=0.005$ ,  $d=1.150$ ). E3-E2 fazında hem mediolateral yön olarak hem de mutlak hareket miktarı olarak durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. E3-E1 fazında medio-lateral yöndeki hareketinin bantsız ve bantlı durum arasında anlamlı fark olmadığı ve bantlamanın etki büyüklüğünün orta düzeyde olduğu görülmüştür. E3-E1 fazındaki mutlak yer değiştirme incelendiğinde ise bantsız ve bantlı durumlar

arasında anlamlı fark olmadığı görülmüştür. Bantlamanın etki büyüklüğü düşük olarak bulunmuştur. İtme evresinde bantsız ve bantlı durumların dizin medio-lateral yönde toplam hareket miktarları (tüm faz boyunca kat ettiği yol) arasında anlamlı bir fark bulunmamasına karşın etki büyüklüğünün orta düzeyde olduğu görülmüştür ( $t_{(9)} = -2.015$ ,  $p=0.075$ ,  $d= 0.637$ ).

**Tablo 4.20.** Dizin eklem merkezinin itme evresinde hareket başlangıç anı, maksimum dikey yer tepki kuvveti anı ve ayağın yerden kesildiği andaki konum verileri arasındaki değişimlere ait istatistik sonuçları ( $\bar{x}\pm SS$ ).

Medial/Lateral yer değiştirme	Bantsız	Bantlı	t değeri	p değeri	Cohend
E2-E1 (mm)	-11.14±16.29	-22.67±17.48	2.575	<b>0.030</b>	<b>0.810</b>
E3-E2 (mm)	14.51±25.00	12.77±26.60	0.354	0.732	0.111
E3-E1 (mm)	3.37±27.47	-9.91±30.58	1.883	<b>0.092</b>	0.595
Mutlak yer değiştirme	Bantsız	Bantlı	t değeri	p değeri	Cohend
E2-E1 (mm)	12.87±14.81	23.16±16.76	<b>-3.638</b>	<b>0.005</b>	<b>1.150</b>
E3-E2 (mm)	24.15±14.53	24.21±15.40	-0.013	0.990	0.00041
E3-E1 (mm)	22.93±13.53	25.11±18.54	-0.288	0.780	0.091
Dizin Toplam Yer Değiştirme Miktarı (mm)	37.01±15.95	47.37±22.71	<b>-2.015</b>	<b>0.075</b>	<b>0.637</b>

Sıçrama hareketinin iniş evresinde diz eklem merkezinin (KNJ) ayağın kuvvet platformuna ilk temas anı (E4), iniş evresindeki maksimum dikey yer tepki kuvveti anı (E5) ve devamında hareket sonu anı (E6) medio-lateral konum verileri üç ayrı an için belirlenmiş ve bantsız durum için Tablo 4.21’de, bantlı durum için 4.22’de sunulmuştur. Bu olay anları arasında üç faz olacak şekilde diz eklemine yer değiştirmeleri hesaplanmış ve bu veriler Tablo 4.23’te sayısal değerler olarak, Tablo 4.24’te de kayma yönü olarak sunulmuştur.

Katılımcıların bantsız ve bantlı durumlar arasında diz eklem merkezinin ayağın yerle ilk temas anı yani diz açılma hızının ( $\omega$ )<0 olduğu an ve maksimum dikey yer tepki kuvveti anı arasındaki (E5-E4) medio-lateral konum değişimleri incelendiğinde üç katılımcıda bantlama sonrasında diz eklem merkezinin zıt yöne doğru hareket ettiği bulunmuştur. Katılımcılardan ikisi bantsız durumda laterale doğru bir diz hareketi yaparken bantlı durumda mediale doğru bir hareket

görülmüştür. Diğer katılımcıda ise tam tersi olarak bantsız durumda aynı fazda mediale doğru bir hareket yaparken, bantlı durumda laterale doğru bir hareket izlemiştir. Diğer yedi katılımcıda bantlı ve bantsız durumlarda dizin hareket yönünde bir değişim olmamıştır.

Diz eklem merkezinin maksimum dikey yer tepki kuvvetine ulaşılan an (E5) ile hareket sonu anı (E6) arasındaki konum değişimine bakıldığında, bantlı durum ile bantsız durum arasında dört katılımcının zıt yöne doğru diz eklem merkezinin hareket ettiği bulunmuştur. Bunlardan dördü bantsız durumda medial yönlü bir hareket yaparken bantlı durumda lateral yönlü bir hareket yaptığı görülmüştür, bir katılımcıda ise bantlama öncesinde lateral yönlü bir hareket görülürken bantlama sonrasında medial yönlü bir hareket yaptığı bulunmuştur. Geriye kalan altı katılımcının diz eklem merkezi hareketlerinde aynı fazda zıt yönlü bir hareket görülmezken, bu katılımcıların dördünün her iki durumda da lateral yönlü hareket, ikisinin de medial yönlü hareket yaptığı bulunmuştur.

Ayağın yerle ilk temasın anından (E4) hareket sonu anına (E6) kadar olan süreçte diz eklem merkezinin konum değişimlerine bakıldığında ise bantlı ve bantsız durumlar arasında iki kişide dizin zıt yönlü bir hareket izlediği, birisinin bantlama öncesi lateral yönlü, bantlama sonrasındaysa medial yönlü bir hareket sergilediği görülürken diğerinin tam tersi şekilde bir hareket ortaya çıkardığı bulunmuştur. Geriye kalan sekiz katılımcıda iniş evresinin tamamı olan bu süreçte bantlama sonrasında zıt yönlü bir hareket gözlenmemiştir. Bu sekiz kişinin altısı medial yönlü hareket yaparken iki kişinin lateral yönlü bir hareket yaptığı bulunmuştur.

**Tablo 4.21.** Bantsız durum iniş evresindeki önemli olay anlarında diz eklem merkezinin medio-lateral konumları ve anlar arasındaki konum değişimleri.

Bantsız durum iniş evresi diz eklem merkezi konumu (mm)				(+):Medial / (-):Lateral		
No	Konma Anı (E4)	Maksimum YTK (E5)	Hareket Sonu Anı (E6)	E5-E4	E6-E5	E6-E4
1	-335.82	-320.36	-322.07	15.46	-1.72	13.74
2	-172.35	-165.73	-151.15	-6.63	-14.58	-21.21
3	-119.19	-124.24	-124.32	5.06	0.07	5.13

4	-330.43	-318.38	-305.15	12.04	13.24	25.28
5	-342.94	-341.45	-352.21	1.49	-10.76	-9.27
6	-409.41	-400.16	-406.52	9.25	-6.36	2.89
7	-159.65	-156.27	-159.10	-3.38	2.84	-0.55
8	-412.33	-404.21	-404.94	8.12	-0.72	7.39
9	-116.95	-119.42	-123.77	2.47	4.36	6.83
10	-111.00	-114.45	-119.23	3.45	4.78	8.23
<b>ortalama</b>	-251.01	-246.47	-246.85	4.73	-0.89	3.85
<b>ss</b>	125.85	120.79	122.00	6.77	8.09	12.56

**Tablo 4.22.** Bantlı durum iniş evresindeki önemli olay anlarında diz eklem merkezinin medio-lateral konumları ve anlar arasındaki konum değişimleri.

Bantlı durum iniş evresi diz eklem merkezi konumu (mm)				(+):Medial / (-):Lateral		
No	Konma Anı (E4)	Maksimum YTK (E5)	Hareket Sonu Anı (E6)	E5-E4	E6-E5	E6-E4
1	-360.41	-346.12	-351.17	14.29	-5.05	9.24
2	-148.29	-151.45	-142.89	3.16	-8.57	-5.40
3	-118.74	-129.98	-118.69	11.24	-11.29	-0.05
4	-398.37	-387.09	-377.24	11.28	9.85	21.13
5	-349.60	-354.49	-365.07	-4.88	-10.58	-15.47
6	-371.50	-360.58	-367.44	10.92	-6.86	4.06
7	-158.26	-171.84	-177.11	13.58	5.27	18.85
8	-368.11	-352.12	-340.05	16.00	12.06	28.06
9	-101.54	-105.80	-102.21	4.27	-3.60	0.67
10	-129.76	-139.59	-139.35	9.83	-0.24	9.59
<b>ortalama</b>	-250.46	-249.91	-248.12	8.97	-1.90	7.07
<b>ss</b>	127.07	117.76	120.02	6.34	8.38	13.13

**Tablo 4.23.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresindeki önemli olay anları arasında diz eklem merkezinin medio-lateral konum değişimleri (+: içe kayma (M), -: dışa kayma (L))

No	E5 – E4 (mm)		E6 – E5 (mm)		E6 – E4 (mm)	
	Bantsız	Bantlı	Bantsız	Bantlı	Bantsız	Bantlı
1	15.46	14.29	-1.72	-5.05	13.74	9.24
2	-6.63	3.16	-14.58	-8.57	-21.21	-5.40
3	5.06	11.24	0.07	-11.29	5.13	-0.05
4	12.04	11.28	13.24	9.85	25.28	21.13
5	1.49	-4.88	-10.76	-10.58	-9.27	-15.47
6	9.25	10.92	-6.36	-6.86	2.89	4.06
7	-3.38	13.58	2.84	5.27	-0.55	18.85
8	8.12	16.00	-0.72	12.06	7.39	28.06

9	2.47	4.27	4.36	-3.60	6.83	0.67
10	3.45	9.83	4.78	-0.24	8.23	9.59
ortalama	4.73	8.97	-0.89	-1.90	3.85	7.07
ss	6.77	6.34	8.09	8.38	12.56	13.13

**Tablo 4.24.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresindeki önemli olay anları arasında diz eklem merkezinin medio-lateral konum değişimlerinin hareket yönleri (M: içe kayma, L: dışa kayma).

No	E5 – E4		E6 – E5		E6 – E4	
	Bantsız	Bantlı	Bantsız	Bantlı	Bantsız	Bantlı
1	M	M	L	L	M	M
2	L	<b>M</b>	L	L	L	L
3	M	M	M	<b>L</b>	M	<b>L</b>
4	M	M	M	M	M	M
5	M	<b>L</b>	L	L	L	L
6	M	M	L	L	M	M
7	L	<b>M</b>	M	M	L	<b>M</b>
8	M	M	L	<b>M</b>	M	M
9	M	M	M	<b>L</b>	M	M
10	M	M	M	<b>L</b>	M	M

Yukarıda sayısal değerler üzerinden sunulan bulguların istatistik analiz sonuçları Tablo 4.25'te sunulmuştur. Diz eklem merkezinin medio-lateral yöndeki hareketleri incelendiğinde bantsız ve bantlı durumlar arasında hiçbir fazda anlamlı bir fark bulunmamıştır. Etki büyüklüklerinin ise hem E2-E1 ( $t(9) = -1.995$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.631$ ) hem de E3-E1 ( $t(9) = -1.084$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.343$ ) fazlarında orta düzeyde olduğu görülmüştür. Diz eklem merkezinin medio-lateral yöndeki hareketi mutlak yer değiştirme olarak incelendiğinde ise E2-E1 fazında bantsız ve bantlı durumlar arasında anlamlı fark olduğu ( $t(9) = -2.324$ ,  $p < .05$ ,  $d = 0.735$ ) ve bantlamanın diz eklem merkezinin mutlak kayma değerlerinde yüksek bir etki büyüklüğüne sahip olduğu belirlenmiştir. İniş evresinde bantsız ve bantlı durumların dizin medio-lateral yöndeki toplam yer değiştirme miktarları arasında anlamlı bir fark bulunmamış ( $t(9) = -1.155$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.365$ ) etki büyüklüğünün orta düzey olduğu belirlenmiştir.

**Tablo 4.25.** Diz eklem merkezinin iniş evresinde maksimum diz fleksiyon anı, maksimum dikey yer tepki kuvveti anı ve ayağın yerden kesildiği andaki konum verileri(mm) arasındaki değişimlere ait istatistik sonuçları ( $\bar{x}\pm SS$ ).

<b>Medial/Lateral yer değiştirme</b>	<b>Bantsız</b>	<b>Bantlı</b>	<b>t değeri</b>	<b>p değeri</b>	<b>Cohend</b>
E5-E4 (mm)	4.73±6.77	8.97±6.34	-2.026	0.073	<b>0.640</b>
E6-E5 (mm)	-0.89±8.09	-1.90±8.38	0.462	0.655	0.146
E6-E4 (mm)	3.85±12.56	7.07±13.13	-0.924	0.379	0.292
<b>Mutlak yer değiştirme</b>	<b>Bantsız</b>	<b>Bantlı</b>	<b>t değeri</b>	<b>p değeri</b>	<b>Cohend</b>
E5-E4 (mm)	6.74±4.51	9.95±4.43	<b>-2.312</b>	<b>0.046</b>	<b>0.731</b>
E6-E5 (mm)	5.94±5.21	7.34±3.80	-0.738	0.479	0.233
E6-E4 (mm)	10.05±7.87	11.25±9.34	-0.337	0.744	0.106
Dizin Toplam Yer Değiştirme Miktarı (mm)	12.68±6.90	17.28±6.15	-1.594	0.145	0.504

#### 4.4 Ayağın Eversiyon ve İnversiyon Konumu

İstatistik analizlerde bantsız ve bantlı durumun itme evresinde maksimum diz fleksiyon açısı anındaki topuk ( $t(9) = 1.059$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.335$ ), ayak ikinci parmağı ( $t(9) = 0.998$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.316$ ) ve ayak ikinci parmağı ve topuk ( $t(9) = -0.664$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.210$ ) konum değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken, etki büyüklüğünün küçük düzeyde olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.26). Bantsız durumun itme evresinde ayağın konumlanmasına bakıldığında bütün katılımcıların ayağını eversiyon yönünde konumlandığı görülmektedir. Bantsız durumda ayağını eversiyon yönünde konumlandırılan bir katılımcının, bantlı durumda ayağını inversiyon yönünde konumlandığı görülürken diğer dokuz kişinin yine eversiyon yönlü bir konumlandırma yaptıkları görülmektedir. Bunun yanında bantsız durumda ayağını eversiyon yönlü konumlandırılan dokuz kişinin dördünde bantlı durumda ayağın eversiyon miktarında azalma görülürken beş kişinin ise eversiyon miktarında artış gözlenmiştir (Tablo 4.4.2).



**Tablo 4.26.** Bantsız ve bantlı durumların itme evresindeki topuk ve ayak ikinci parmağının konumuna ait istatistik verileri ( $\bar{x}\pm SS$ ).

	Bantsız	Bantlı	t değeri	p değeri	Cohen d
<i>İtme Evresi maksimum diz açısı anı</i>					
<i>Ayak parmağı-topuk (mm)</i>	-22.61±15.19	-20.68±16.28	-0.664	0.523	<b>0.210</b>
<i>Ayak parmağı-topuk ABS (mm)</i>	22.61±15.19	22.34±13.63	0.101	0.922	0.032

**Tablo 4.27.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde, maksimum diz fleksiyonu anındaki topuk ve ikinci parmak konum verileri ve ayak pozisyonlanması verileri. Fark değerlerinde -: Eversiyon, +: İnversiyon olarak tanımlanmıştır.

No	Topuk (mm)		Parmak (mm)		Fark Parmak - Topuk (mm)		Mutlak Fark (mm)	
	Bantsız	Bantlı	Bantsız	Bantlı	Bantsız	Bantlı	Bantsız	Bantlı
1	-303.77	-309.56	-344.10	-344.35	-40.33	-34.79	40.33	34.79
2	-209.20	-182.11	-204.88	-190.40	-4.32	8.29	4.32	8.29
3	-142.14	-138.11	-130.78	-117.66	-11.36	-20.45	11.36	20.45
4	-273.80	-303.45	-294.61	-340.27	-20.81	-36.83	20.81	36.83
5	-283.06	-277.42	-325.69	-321.08	-42.64	-43.66	42.64	43.66
6	-324.73	-329.60	-360.99	-359.26	-36.26	-29.66	36.26	29.66
7	-121.94	-182.70	-111.79	-175.51	-10.15	-7.18	10.15	7.18
8	-329.79	-343.54	-361.00	-362.46	-31.21	-18.92	31.21	18.92
9	-133.80	-104.05	-132.54	-100.47	-1.27	-3.58	1.27	3.58
10	-161.54	-214.83	-133.71	-194.73	-27.83	-20.10	27.83	20.10
<b>ortalama</b>	-228.38	-238.54	-240.01	-250.62	-22.62	-20.69	22.62	22.34
<b>ss</b>	83.57	85.07	106.92	104.73	15.19	16.28	15.19	13.63

İstatistik analizlerde bantsız ve bantlı durumun iniş evresinde maksimum diz fleksiyon açısı anındaki ayak ikinci parmağı-topuk konum değerleri arasında anlamlı fark bulunmamış ( $t(9) = 1.938$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.612$ ), ortalamalar arasındaki farkın etki büyüklüğünün ise orta düzeyde olduğu görülmüştür. Bantsız ve bantlı durum dikey sıçrama sonrası maksimum diz açısında ayak parmağı-topuk mutlak konum değerleri

arasında anlamlı fark bulunmamış ( $t(9) = -1.460$ ,  $p > .05$ ,  $d = 0.462$ ), ortalamalar arasındaki farkın etki büyüklüğünün ise orta düzeyde olduğu görülmüştür (Tablo 4.28). Bantsız durumun iniş evresinde ayağın konumlanmasına bakıldığında dokuz katılımcının topuk yere temas ettikten sonra ayağını eversiyon yönünde konumlandığı görülmektedir. Bantsız durumda ayağını inversiyon yönünde konumlandıran bir kişinin, bantlı durumda ayağını eversiyon yönünde konumlandığı görülürken, tam tersi şekilde bantsız durumda eversiyon yönünde konumlandıran ancak nötrale çok yakın konumlanma yapan 3 numaralı katılımcının bantlı durumda ayağını inversiyon yönlü bir konumlandırma yaptığı görülmekte ancak bu konumlanma da nötrale çok yakın bir şekilde olduğu görülmektedir. Bu katılımcı diğer dokuz kişinin aksine profesyonel basketbolcu idi. İki kişinin bantlı durumda bantsız duruma göre ayak eversiyon miktarında azalma görülürken, diğer yedi kişide eversiyon miktarında artış görülmüştür (Tablo 4.29).

**Tablo 4.28.** Bantsız ve bantlı durumların iniş evresindeki topuk ve ayak ikinci parmağının konumuna ait istatistik sonuçları ( $\bar{x} \pm SS$ ).

	Bantsız	Bantlı	t değeri	p değeri	Cohen d
<i>İniş Evresi maksimum diz açısı anı</i>					
<i>Ayak parmağı-topuk (mm)</i>	-17.32±18.03	-25.59±13.97	1.939	0.084	<b>0.613</b>
<i>Ayak parmağı-topuk ABS (mm)</i>	22.06±10.82	25.59±13.95	-1.460	0.178	<b>0.462</b>

**Tablo 4.29.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde, maksimum diz fleksiyonu anındaki topuk ve ikinci parmak konum verileri ve ayak pozisyonlanması verileri. Fark değerlerinde -: Eversiyon, +: İnversiyon olarak tanımlanmıştır.

No	Topuk (mm)		Parmak (mm)		Fark Parmak - Topuk (mm)		Mutlak Fark (mm)	
	Bantsız	Bantlı	Bantsız	Bantlı	Bantsız	Bantlı	Bantsız	Bantlı
1	-265.35	-290.01	-286.91	-315.26	-21.57	-25.25	21.57	25.25
2	-256.11	-237.33	-237.98	-216.74	-18.14	-20.59	18.14	20.59
3	-186.08	-174.66	-182.17	-174.69	-3.91	0.03	3.91	0.03
4	-251.79	-306.02	-278.79	-347.89	-27.00	-41.87	27.00	41.87
5	-249.51	-253.28	-260.48	-276.25	-10.96	-22.97	10.96	22.97
6	-337.40	-276.26	-377.60	-324.31	-39.78	-48.05	39.78	48.05

7	-205.38	-222.99	-229.11	-205.39	23.74	-17.60	23.74	17.60
8	-337.17	-271.79	-360.33	-305.76	-23.16	-33.97	23.16	33.97
9	-186.37	-181.07	-170.44	-166.86	-15.94	-14.20	15.94	14.20
10	-189.49	-184.39	-153.04	-152.99	-36.45	-31.41	36.45	31.41
ortalama	-246.54	-239.78	-253.72	-248.61	-17.32	-25.59	22.06	25.60
ss	57.08	47.72	75.74	73.21	18.03	13.97	10.83	13.95

#### 4.5 EMG Değerleri

İtme evresinde RF kasının maksimum EMG verilerine bakıldığında bantlı ve bantsız durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün düşük düzeyde bir etkiye sahip olduğunu ve maksimum EMG miktarında bir azalmaya yol açtığı bulunmuştur ( $t=0.564$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.178$ ). Bantlı durumda bantsız duruma göre altı katılımcıda düşüş gözlenirken, dört katılımcıda ise artış meydana geldiği görülmüştür. Bunun yanında 2 katılımcıda sırasıyla bantlı durumda %30'luk ve %44'lük gibi ciddi bir artış meydana gelirken, bir katılımcıda ise %35'lik bir düşüş olması dikkat çekici verilerdir.

**Tablo 4.30.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Rectus Femoris kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İtme Evresi - Rectus Femoris Kası Maksimum EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	92.38	120.71	28.34	30.67
2	161.57	157.31	-4.26	-2.64
3	170.76	159.82	-10.94	-6.41
4	267.66	173.08	-94.58	-35.34
5	138.46	199.79	61.33	44.29
6	147.97	162.41	14.44	9.76
7	96.39	87.39	-9.00	-9.34
8	152.03	161.29	9.26	6.09
9	315.57	266.57	-49.00	-15.53
10	196.08	174.51	-21.57	-11.00
ortalama	173.89	166.29	-7.60	1.06
ss	70.38	46.85	42.57	23.02

İtme evresinde RF kasının ortalama EMG değerlerine bakıldığında durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün düşük düzeyde olduğu ve bantlama sonrası RF kasının ortalama EMG değerinde küçük miktarda azalmaya yol açtığı bulunmuştur ( $t=0.348$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.110$ ). Beş katılımcının ortalama EMG değerinde azalma meydana gelirken beş katılımcıda ise artış meydana gelmiştir. 10 numaralı katılımcının maksimum EMG değeri azalırken ortalama EMG değerinde artış meydana geldiği görülmektedir. Bunun yanında 2 katılımcının bantlama sonrasında RF kasında sırasıyla %21 ve %20'lik bir artış, bir katılımcının da %24'lük bir düşüş gösterdiği görülmektedir.

**Tablo 4.31.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Rectus Femoris kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İtme Evresi - Rectus Femoris Kası Ortalama EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	69.05	83.91	14.85	21.51
2	124.01	119.89	-4.13	-3.33
3	92.96	84.01	-8.95	-9.63
4	198.68	150.74	-47.94	-24.13
5	91.61	94.56	2.95	3.22
6	108.91	101.28	-7.63	-7.00
7	72.44	62.46	-9.98	-13.78
8	96.31	103.94	7.64	7.93
9	194.32	204.25	9.93	5.11
10	108.62	130.56	21.94	20.20
ortalama	115.69	113.56	-2.13	0.01
ss	45.65	40.69	19.37	14.51

İtme evresinde VM kasının maksimum EMG değerlerine bakıldığında durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün orta düzeyde bir etkiye sahip olduğu ve VM kasının maksimum EMG değerlerinde artışa sebep olduğu görülmektedir ( $t=-1.406$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.468$ ). Yedi katılımcıda VM kasının maksimum EMG değerinde artış görülürken, üç katılımcının maksimum EMG değerinde azalma olduğu görülmüştür.

**Tablo 4.32.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Vastus Medialis kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İtme Evresi - VM Kası Maksimum EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	146.55	118.07	-28.48	-19.43
2	186.35	205.89	19.55	10.49
3	550.91	474.23	-76.68	-13.92
4	227.27	215.73	-11.54	-5.08
5	231.30	242.78	11.49	4.97
6	133.83	147.63	13.80	10.31
7	141.28	161.66	20.38	14.43
8	234.03	238.42	4.40	1.88
9	234.11	248.79	14.69	6.27
10	164.26	199.28	35.02	21.32
ortalama	224.99	225.25	0.26	3.12
ss	121.60	97.59	32.32	12.68

İtme evresinde VM kasının ortalama EMG verilerinin normal dağılım göstermediği görülmüştür. Durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ve bantlı durumun hesaplanan etki büyüklüğünün düşük etki düzeyinde ortalama EMG değerlerini düşürdüğü bulunmuştur ( $Z=-0.051$ ,  $p>.05$ ,  $r=0.016$ ). Katılımcıların altısında bantlama sonrasında VM kasının ortalama EMG değerlerinde azalma görülürken, dört katılımcıda ise artış görülmüştür.

**Tablo 4.33.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Vastus Medialis kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İtme Evresi - VM Kası Ortalama EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	107.49	94.30	-13.20	-12.28
2	140.58	160.08	19.50	13.87
3	305.55	305.10	-0.44	-0.14
4	173.38	159.84	-13.54	-7.81
5	161.80	178.19	16.38	10.13
6	108.32	88.23	-20.09	-18.55
7	119.31	123.30	3.99	3.35
8	148.40	134.86	-13.54	-9.12

9	179.94	164.60	-15.34	-8.53
10	119.46	142.33	22.87	19.15
ortalama	156.42	155.08	-1.34	-0.99
ss	58.57	60.48	16.16	12.36

İtme evresinde VL kasının maksimum EMG değerleri incelendiğinde durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün düşük düzeyde olduğu ve VL kasının maksimum EMG değerinde artışa sebep olduğu bulunmuştur ( $t=-0.908$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.287$ ). Bantlama sonrasında beş katılımcının maksimal EMG değerlerinde azalma görülürken beş kişide de artış görülmüştür. 10 numaralı katılımcının bantlama sonrası %52'lik değer artış göstermesi ve bu katılımcının kaleci pozisyonunda oynayan tek katılımcı olması dikkat çekmektedir.

**Tablo 4.34.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Vastus Lateralis kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İtme Evresi - VL Kası Maksimum EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	135.54	130.21	-5.33	-3.93
2	211.25	210.06	-1.19	-0.57
3	270.06	237.84	-32.21	-11.93
4	304.27	287.90	-16.37	-5.38
5	157.50	159.18	1.68	1.07
6	149.02	179.23	30.21	20.27
7	166.17	161.50	-4.67	-2.81
8	196.64	196.66	0.01	0.01
9	238.59	270.70	32.11	13.46
10	205.16	312.54	107.38	52.34
ortalama	203.42	214.58	11.16	6.25
ss	54.79	60.79	38.86	18.67

İtme evresinde VL kasının ortalama EMG değerleri incelendiğinde bantlı ve bantsız durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün orta düzeyde bir etkiye sahip olduğu ve VL kasının ortalama EMG

değerlerini artırdığı bulunmuştur ( $t=-1.138$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.359$ ). Sekiz katılımcının bantlama sonrasında VL kası ortalama EMG değerlerinde artış görülürken iki katılımcıda düşüş görülmüştür. 10 numaralı katılımcıdaki ortalama %37'lik artış dikkat çeken bir veri olarak görülmektedir.

**Tablo 4.35.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Vastus Lateralis kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İtme Evresi - VL Kası Ortalama EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	102.27	105.03	2.76	2.70
2	167.82	182.52	14.71	8.76
3	153.76	165.27	11.51	7.49
4	241.59	213.82	-27.77	-11.50
5	117.13	117.72	0.59	0.50
6	110.31	107.14	-3.17	-2.88
7	128.52	129.53	1.01	0.79
8	107.43	117.49	10.06	9.36
9	176.00	185.27	9.27	5.27
10	148.88	203.89	55.01	36.95
ortalama	145.37	152.77	7.40	5.75
ss	42.68	41.92	20.56	12.61

İtme evresinde BF kasının maksimum EMG değerlerine bakıldığında verilerin normal dağılmadığı görülmüştür. Durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmazken bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün düşük bir etki düzeyine sahip olduğu ve BF kasının maksimum EMG değerlerinde küçük bir artışa sebep olduğu bulunmuştur. Altı katılımcının değerlerinde azalma görülürken dört katılımcıda ise artış bulunmuştur. Bununla birlikte basketbolcu olan tek katılımcının (3 numaralı katılımcı) diğer katılımcılara göre çok yüksek düzeyde BF maksimum EMG değerine ulaşması ve bantlama sonrasında bu değerinde %34'lük bir artış kaydedilmesi dikkat çekmektedir.

**Tablo 4.36.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Biceps Femoris kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İtme Evresi - Biceps Femoris Kası Maksimum EMG Değeri				
ID	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	14.65	13.27	-1.38	-9.44
2	42.15	38.64	-3.52	-8.34
3	172.13	231.29	59.16	34.37
4	13.79	17.02	3.23	23.45
5	50.12	38.82	-11.30	-22.55
6	22.54	28.48	5.94	26.36
7	35.50	31.84	-3.66	-10.31
8	67.67	45.14	-22.53	-33.29
9	55.25	65.33	10.08	18.24
10	51.30	34.50	-16.80	-32.74
ortalama	52.51	54.43	1.92	-1.43
ss	45.68	63.82	22.50	25.15

İtme evresinde BF kasının ortalama EMG değerlerine bakıldığında bantsız durum EMG verileri normal dağılım gösterirken, bantlı durum verileri normal dağılım göstermediği bulunmuştur. Durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün düşük düzeyde olduğu ve BF kası ortalama EMG değerlerinde küçük bir artışa sebep olduğu görülmüştür ( $Z=-0.510$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.161$ ). Altı katılımcının BF kası ortalama EMG değerlerinde azalma meydana gelirken, dört katılımcıda ise artış meydana geldiği bulunmuştur. BF kası maksimum EMG değerinde olduğu gibi 3 numaralı katılımcının ortalama EMG değerinde %36'lık bir artış meydana geldiği bulunmuştur.

**Tablo 4.37.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Biceps Femoris kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İtme Evresi – Biceps Femoris Kası Ortalama EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	10.53	10.41	-0.12	-1.12
2	24.99	28.53	3.54	14.15
3	77.98	106.63	28.66	36.75
4	10.66	12.77	2.11	19.77



5	31.97	28.50	-3.48	-10.88
6	15.11	13.03	-2.08	-13.74
7	26.35	25.81	-0.55	-2.07
8	51.66	32.42	-19.24	-37.25
9	24.37	38.58	14.21	58.29
10	38.20	24.40	-13.80	-36.13
<b>ortalama</b>	31.18	32.11	0.92	2.78
<b>ss</b>	20.75	27.75	13.37	30.31

İtme evresinde SMT ve SMB kaslarının maksimum EMG değerlerine bakıldığında verilerin her iki durumda da normal dağılmadığı görülmüştür. Durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün orta düzeyde olduğu ve SMT ve SMB kaslarının maksimum EMG değerlerinde bir düşüşe sebep olduğu görülmüştür ( $Z=-1.274$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.402$ ). Yedi katılımcının SMT ve SMB kasları maksimum EMG değerlerinde azalma meydana gelirken, üç katılımcıda ise artış meydana geldiği bulunmuştur. 3 numaralı basketbol oyuncusu olan katılımcının maksimum EMG değerinde %58'lik bir artış meydana geldiği bulunmuştur. Bunun yanında 2 ve 8 numaralı katılımcılarda ise sırasıyla %28'lik ve %27'lik düşüş kaydedildiği görülmüştür.

**Tablo 4.38.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Semitendinosus / Semimembranosus kaslarının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İtme Evresi - Semitendinosus/Semimembranosus Maksimum EMG Değeri				
ID	bantsız	bantlı	fark	%fark
1	13.97	16.20	2.23	15.97
2	37.41	26.87	-10.54	-28.17
3	160.62	254.73	94.11	58.59
4	14.40	12.06	-2.34	-16.26
5	29.07	30.63	1.56	5.35
6	35.59	32.94	-2.65	-7.44
7	22.86	16.60	-6.26	-27.38
8	8.17	6.96	-1.21	-14.82
9	48.56	43.38	-5.18	-10.67
10	20.36	18.10	-2.25	-11.06
<b>ortalama</b>	39.10	45.85	6.75	-3.59
<b>ss</b>	44.46	74.20	30.92	25.62

İtme evresinde SMT ve SMB kaslarının ortalama EMG değerlerine bakıldığında verilerin her iki durumda da normal dağılmadığı görülmüştür. Durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün orta düzeyde olduğu ve SMT ve SMB kaslarının ortalama EMG değerlerinde bir düşüşe sebep olduğu görülmüştür ( $Z=-1.327$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.419$ ). Yedi katılımcının SMT ve SMB kasları ortalama EMG değerlerinde azalma meydana gelirken, üç katılımcıda ise artış meydana geldiği bulunmuştur. 3 numaralı basketbol oyuncusu olan katılımcının ortalama EMG değerinde %40'lık bir artış meydana geldiği bulunmuştur. Bunun yanında 2 katılımcıda ise %35'lik düşüş kaydedildiği görülmüştür.

**Tablo 4.39.** Bantsız ve bantlı durumlarda itme evresinde Semitendinosus / Semimembranosus kaslarının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İtme Evresi - Semitendinosus/Semimembranosus Ortalama EMG Değeri				
ID	bantsız	bantlı	fark	%fark
1	8.64	9.58	0.95	10.99
2	10.69	6.87	-3.81	-35.68
3	72.36	101.68	29.32	40.52
4	7.62	6.23	-1.39	-18.27
5	14.64	16.03	1.39	9.52
6	13.34	11.33	-2.02	-15.12
7	13.91	11.29	-2.62	-18.81
8	6.50	5.28	-1.22	-18.82
9	15.34	13.33	-2.02	-13.16
10	13.12	11.58	-1.54	-11.77
<b>ortalama</b>	17.62	19.32	1.70	-7.06
<b>ss</b>	19.48	29.13	9.83	21.63

İniş evresinde RF kasının maksimum EMG değerlerine bakıldığında durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmazken, bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün orta düzeyde bir etkiye sahip olduğu ve RF kasının maksimum EMG değerinde azalmaya sebep olduğu bulunmuştur ( $t=1.873$ ,  $p=.094$ ,  $d=0.592$ ). Yedi katılımcının iniş evresinde RF kası maksimum EMG değerinde azalma görülürken üç katılımcıda ise artış görülmüştür. Artış görülen 7 ve 8 numaralı katılımcılardaki sırasıyla %63'lük

ve %32'lik değişimlerin yanı sıra 1, 3 ve 4 numaralı katılımcılarda sırasıyla %40, %47 ve %59'luk azalma dikkat çeken uç verilerdir.

**Tablo 4.40.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Rectus Femoris kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İniş Evresi – Rectus Femoris Kası Maksimum EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	188.13	112.18	-75.95	-40.37
2	87.36	91.28	3.92	4.48
3	289.41	152.45	-136.96	-47.32
4	166.71	67.18	-99.53	-59.70
5	67.95	55.12	-12.84	-18.89
6	90.00	72.11	-17.89	-19.87
7	28.93	47.37	18.44	63.75
8	67.08	88.55	21.47	32.01
9	62.10	48.57	-13.53	-21.79
10	147.11	142.51	-4.60	-3.13
<b>ortalama</b>	119.48	87.73	-31.75	-11.08
<b>ss</b>	78.44	37.55	53.60	37.34

İniş evresinde RF kasının ortalama EMG değerlerine bakıldığında durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmazken, bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün orta düzeyde bir etkiye sahip olduğu ve RF kasının ortalama EMG değerinde azalmaya sebep olduğu bulunmuştur ( $t=1.734$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.548$ ). Altı katılımcının iniş evresinde RF kası maksimum EMG değerinde azalma görülürken dört katılımcıda ise artış görülmüştür. Artış görülen 7 numaralı katılımcının ortalama EMG değerinin %79 oranında arttığı görülmüştür. Azalma görülen katılımcılardan ise 3 ve 4 numaralı katılımcılarda sırasıyla %43 ve %60'luk azalma görülmüştür.

**Tablo 4.41.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Rectus Femoris kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İniş Evresi – Rectus Femoris Kası Ortalama EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	108.90	76.12	-32.78	-30.10
2	77.42	77.65	0.23	0.30
3	172.06	96.79	-75.28	-43.75

4	141.26	56.25	-85.00	-60.18
5	59.28	48.69	-10.59	-17.86
6	77.49	65.59	-11.90	-15.36
7	22.87	41.04	18.17	79.43
8	54.23	68.29	14.06	25.93
9	55.45	39.59	-15.86	-28.60
10	114.58	119.52	4.94	4.31
<b>ortalama</b>	88.36	68.95	-19.40	-8.59
<b>ss</b>	45.38	25.13	35.37	39.55

İniş evresinde VM kasının maksimum EMG değerlerine bakıldığında bantsız durum verileri normal dağılırken bantlı durum verileri normal dağılım göstermemiştir. Durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmazken, bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün düşük düzeyde bir etkiye sahip olduğu ve VM kasının maksimum EMG değerinde artışa sebep olduğu bulunmuştur ( $Z=-0.764$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.241$ ). Yedi katılımcının iniş evresinde VM kası maksimum EMG değerinde azalma görülürken dört katılımcıda ise artış görülmüştür. Artış görülen 7 numaralı katılımcının ortalama EMG değerinin %79 oranında arttığı görülmüştür. Azalma görülen katılımcılardan ise 3 ve 4 numaralı katılımcılarda sırasıyla %43 ve %60'lık azalma görülmüştür.

**Tablo 4.42.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Vastus Medialis kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İniş Evresi – Vastus Medialis Kası Maksimum EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	66.78	120.22	53.43	80.01
2	156.53	127.82	-28.71	-18.34
3	132.53	158.71	26.18	19.75
4	190.12	141.56	-48.56	-25.54
5	253.77	266.79	13.02	5.13
6	80.38	70.26	-10.12	-12.59
7	84.60	94.33	9.73	11.51
8	115.87	130.02	14.15	12.21
9	112.30	115.28	2.98	2.66
10	75.81	103.92	28.11	37.08
<b>ortalama</b>	126.87	132.89	6.02	11.19
<b>ss</b>	59.17	53.15	29.30	30.51

İniş evresinde VM kasının ortalama EMG değerlerine bakıldığında bantsız durum verileri normal dağılırken bantlı durum verileri normal dağılım göstermemiştir. Durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmazken, bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün düşük düzeyde bir etkiye sahip olduğu ve VM kasının ortalama EMG değerinde artışa sebep olduğu bulunmuştur ( $Z=-0.663$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.209$ ). Yedi katılımcının iniş evresinde VM kası ortalama EMG değerinde artış görülürken üç katılımcıda ise azalma görülmüştür. 1 ve 10 numaralı katılımcılarda sırasıyla %56 ve %65'lik artış verileri görülürken, ortalama değerleri düşen 2 ve 4 numaralı katılımcıların ise sırasıyla %24'lük ve %25'lik azalma meydana geldiği bulunmuştur.

**Tablo 4.43.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Vastus Medialis kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İniş Evresi – Vastus Medialis Kası Ortalama EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	56.22	87.83	31.61	56.23
2	141.90	106.90	-35.00	-24.67
3	111.44	130.49	19.05	17.09
4	155.26	119.01	-36.25	-23.35
5	206.97	234.02	27.06	13.07
6	68.37	55.81	-12.56	-18.37
7	70.32	79.50	9.19	13.06
8	96.06	110.17	14.11	14.69
9	72.52	99.77	27.25	37.58
10	52.95	87.32	34.37	64.90
<b>ortalama</b>	103.20	111.08	7.88	15.03
<b>ss</b>	50.62	48.14	26.62	31.39

İniş evresinde VL kasının maksimum EMG değerlerine bakıldığında durumlar arasında anlamlı fark bulunmazken, bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün orta düzeyde bir etkiye sahip olduğu ve VL kasının maksimum EMG değerinde artışa sebep olduğu bulunmuştur ( $t=-1.748$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.552$ ). Yedi katılımcının iniş

evresinde VL kası maksimum EMG değerinde artış görülürken üç katılımcıda ise azalma görülmüştür. 10 numaralı katılımcının maksimum EMG değerinde %70'lik artışla diğer katılımcılardan çok daha fazla olduğu bulunmuştur.

**Tablo 4.44.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Vastus Lateralis kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İniş Evresi – Vastus Lateralis Kası Maksimum EMG Değeri				
No	bantsız	bantlı	fark	%fark
1	84.02	89.32	5.30	6.31
2	159.28	170.82	11.54	7.24
3	128.66	138.63	9.96	7.74
4	154.25	181.27	27.01	17.51
5	108.31	105.10	-3.21	-2.97
6	94.97	88.46	-6.51	-6.85
7	98.71	117.05	18.35	18.59
8	103.15	109.41	6.26	6.07
9	81.22	66.91	-14.30	-17.61
10	82.16	140.03	57.87	70.43
<b>ortalama</b>	109.47	120.70	11.23	10.65
<b>ss</b>	28.70	36.78	20.31	23.65

İniş evresinde VL kasının ortalama EMG değerlerine bakıldığında verilerin bantsız durumda normal dağılım göstermediği, bantlı durumda normal dağıldığı bulunmuştur. Durumlar arasında anlamlı fark bulunmazken ( $p=.093$ ), bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün orta düzeyde bir etkiye sahip olduğu ve VL kasının ortalama EMG değerinde artışa sebep olduğu bulunmuştur ( $Z=-1.682$ ,  $p=.093$ ,  $d=0.531$ ). Yedi katılımcının iniş evresinde VL kası ortalama EMG değerinde artış görülürken üç katılımcıda ise azalma görülmüştür. 10 numaralı katılımcının ortalama EMG değerinde %61'lik artışla diğer katılımcılardan çok daha fazla olduğu bulunmuştur.

**Tablo 4.45.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Vastus Lateralis kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İniş Evresi – Vastus Lateralis Kası Ortalama EMG Değeri				
ID	bantsız	bantlı	fark	%fark
1	68.21	75.23	7.03	10.30
2	139.38	144.06	4.67	3.35
3	102.56	101.19	-1.37	-1.34
4	129.88	151.10	21.22	16.34
5	87.27	90.34	3.07	3.51
6	76.70	76.57	-0.13	-0.17
7	81.11	94.90	13.80	17.01
8	87.37	89.89	2.52	2.88
9	72.78	58.14	-14.64	-20.12
10	71.98	116.38	44.39	61.67
<b>ortalama</b>	91.72	99.78	8.06	9.34
<b>ss</b>	24.77	29.74	15.87	21.16

İniş evresinde BF kasının maksimum EMG değerlerine bakıldığında durumlar arasında anlamlı fark bulunmazken, bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün düşük düzeyde bir etkiye sahip olduğu ve BF kasının maksimum EMG değerinde azalmaya sebep olduğu bulunmuştur ( $t=0.325$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.102$ ). Dört katılımcının iniş evresinde BF kası maksimum EMG değerinde azalma görülürken altı katılımcıda artış bulunmuştur. 10 numaralı katılımcının maksimum EMG değerinde %90'lık artışla diğer katılımcılardan çok daha fazla olduğu bulunmuştur.

**Tablo 4.46.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Biceps Femoris kasının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İniş Evresi – Biceps Femoris Kası Maksimum EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	47.49	53.61	6.12	12.90
2	21.73	29.79	8.05	37.05
3	53.88	84.76	30.88	57.31
4	62.46	53.79	-8.68	-13.89
5	118.56	47.03	-71.53	-60.33
6	31.07	20.45	-10.62	-34.20
7	30.10	8.38	-21.71	-72.15

8	108.32	109.67	1.35	1.25
9	15.40	28.31	12.91	83.85
10	25.96	49.54	23.58	90.86
ortalama	51.50	48.53	-2.96	10.27
ss	35.88	30.31	28.81	57.02

İniş evresinde BF kasının ortalama EMG değerlerine bakıldığında bantsız durum verileri normal dağılım göstermezken, bantlı durum verilerinin normal dağıldığı bulunmuştur. Durumlar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün çok düşük düzeyde bir etkiye sahip olduğu ve BF kasının ortalama EMG değerinde azalmaya sebep olduğu bulunmuştur ( $Z=-0.051$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.016$ ). Beş katılımcının iniş evresinde BF kası ortalama EMG değerinde azalma görülürken beş katılımcıda artış bulunmuştur. 9 ve 10 numaralı katılımcıların ortalama EMG değeri sırasıyla %70'lik ve %74'lük artışla diğer katılımcılardan çok daha fazla arttığı bulunmuştur. 5, 6 ve 7 numaralı katılımcıların ise sırasıyla %31, %35 ve %74'lük azalışla diğer katılımcılara göre bantlı durumda daha çok azalma olduğu bulunmuştur.

**Tablo 4.47.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Biceps Femoris kasının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İniş Evresi – Biceps Femoris Kası Ortalama EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	18.58	24.64	6.06	32.61
2	13.95	20.43	6.48	46.46
3	37.70	46.09	8.39	22.26
4	26.47	25.76	-0.70	-2.65
5	50.89	34.85	-16.03	-31.51
6	24.94	16.09	-8.85	-35.48
7	22.38	5.78	-16.59	-74.15
8	83.12	78.06	-5.05	-6.08
9	13.77	23.51	9.74	70.77
10	19.28	33.56	14.28	74.10
ortalama	31.11	30.88	-0.23	9.63
ss	21.52	19.88	10.98	48.40

İniş evresinde SMT-SMB kaslarının maksimum EMG değerlerine bakıldığında her iki durumda da verilerin normal dağılmadığı bulunmuştur. Durumlar arasında



anlamlı fark bulunmamıştır. Bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün düşük düzeyde bir etkiye sahip olduğu ve SMT-SMB kaslarının maksimum EMG değerinde artışa sebep olduğu bulunmuştur ( $Z=-0.652$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.206$ ). Dört katılımcının SMT-SMB kaslarında iniş evresi maksimum EMG değerinde azalma görülürken beş katılımcıda artış bulunmuştur. Bir katılımcı ise her iki durumda da aynı maksimum EMG değerine ulaşmıştır. 7 numaralı katılımcının maksimum EMG değeri %52'lik düşüşle diğer katılımcılardan çok daha fazla düştüğü görülmektedir. 6 ve 8 numaralı katılımcıların ise sırasıyla %31 ve %78'lik artışla diğer katılımcılara göre bantlı durumda daha çok artış yaşadığı bulunmuştur.

**Tablo 4.48.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Semitendinosus / Semimembranosus kaslarının maksimum EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İniş Evresi – Semitendinosus/Semimembranosus Kasları Maksimum EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	26.79	26.79	0.00	0.01
2	43.99	44.30	0.31	0.70
3	170.01	198.92	28.92	17.01
4	30.99	24.74	-6.25	-20.16
5	35.20	44.02	8.83	25.08
6	14.35	18.89	4.54	31.66
7	30.24	14.41	-15.82	-52.33
8	43.00	76.56	33.56	78.05
9	34.21	29.74	-4.47	-13.08
10	23.08	21.93	-1.15	-4.98
<b>ortalama</b>	45.18	50.03	4.85	6.20
<b>ss</b>	44.73	55.34	15.41	34.91

İniş evresinde SMT-SMB kaslarının ortalama EMG değerlerine bakıldığında her iki durumda da verilerin normal dağılmadığı bulunmuştur. Durumlar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün düşük düzeyde bir etkiye sahip olduğu ve SMT-SMB kaslarının ortalama EMG değerinde azalmaya sebep olduğu bulunmuştur ( $Z=-0.663$ ,  $p>.05$ ,  $d=0.209$ ). Yedi katılımcının SMT-SMB kaslarında iniş evresi ortalama EMG değerinde azalma görülürken üç katılımcıda artış bulunmuştur. 1 ve 7 numaralı katılımcıların ortalama EMG değeri

sırasıyla %30 ve %68'lik düşüşle diğer katılımcılardan çok daha fazla düştüğü görülmektedir. 8 ve 10 numaralı katılımcıların ise sırasıyla %39 ve %42'lik artışla diğer katılımcıya göre bantlı durumda daha çok artış yaşadığı bulunmuştur.

**Tablo 4.49.** Bantsız ve bantlı durumlarda iniş evresinde Semitendinosus / Semimembranosus kaslarının ortalama EMG değerleri ve durumlar arası değişimleri

İniş Evresi – Semitendinosus/Semimembranosus Kasları Ortalama EMG Değeri				
No	Bantsız	Bantlı	Değişim	%Değişim
1	23.25	16.07	-7.18	-30.87
2	36.32	33.46	-2.86	-7.88
3	103.19	99.93	-3.26	-3.16
4	24.16	18.82	-5.34	-22.11
5	25.67	32.01	6.34	24.71
6	9.17	7.79	-1.38	-15.02
7	25.89	8.26	-17.63	-68.11
8	30.26	42.13	11.87	39.24
9	26.99	25.67	-1.33	-4.91
10	10.42	14.80	4.37	41.96
<b>ortalama</b>	31.53	29.89	-1.64	-4.61
<b>ss</b>	26.49	27.06	8.08	33.50

## 5 TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı, sporcularda McConnell patellar bantlama tekniğinin tek bacak squat sıçrama performansına etkisini biyomekanik değişkenler ile incelemek ve analiz etmektir. Literatürde yer alan McConnell bantlama tekniği çalışmalarının çoğunda PFAS'lı katılımcılarla çalışıldığı ancak bu çalışmalarda katılımcıların glide miktarlarıyla ilgili veri sunulmadığı görülmektedir (2, 3, 6, 7, 13, 17, 35, 38, 48, 49). Bununla birlikte sınırlı sayıda glide miktarıyla ilgili çalışma mevcuttur. Pfeiffer ve ark. (47) McConnell patellar bantlamasının glide miktarına etkisini katılımcılarda dört ayrı diz fleksiyon açısında (0, 12, 24, 36°) MRI ile değerlendirilmiştir. McConnell bantlamanın bantsız duruma göre patellayı anlamlı derecede medial yöne doğru konumlandığı belirtilmiştir. Wilson ve ark. (52) dinamik bir squat esnasında PFAS'lı katılımcılar ile sağlıklı katılımcıların diz lateral glide miktarı arasındaki farka baktıkları çalışmada PFAS'lı katılımcıların anlamlı derecede 90° fleksiyona kadar patellalarında laterale doğru bir hareket bulmuşlardır. Literatürde yer alan ve yukarıda bahsettiğimiz çalışmalar ile bu tez çalışmasının temel farkı halihazırda spora devam eden ve McConnell kriterlerine göre 0.5 cm ve üstünde lateral yönlü patellar glide'ı olmasına rağmen PFAS yönünden asemptomatik sporcuların (5 profesyonel, 5 amatör) bantlama ile sıçrama performanslarının değerlendirilmesi, yer tepki kuvvetleri ve ayak bileği, diz ve kalça kinematiklerinin incelenmesidir.

Çalışma dizaynımıza benzer şekilde dikey sıçrama performansı, dikey yer tepki kuvveti vb. kinematik verileri inceleyen çalışmalara bakıldığında McConnell bantlamanın squat, tek bacak squat, squat sıçrama, aktif sıçrama (*counter movement* sıçrama) gibi patella ve quadriceps kasını doğrudan çalıştıran hareketlerin performansa etkilerini inceleyen sınırlı sayıda çalışma olduğu görülmektedir (6,27,16,48). Bu çalışmalarda genellikle birbiriyle çelişen sonuçlar bulunmuştur. Gregory ve ark. (16), tek taraf PFAS'lı on dört kadına tek bacak aktif sıçrama yaptırarak McConnell patellar bantlama, plasebo bantlama ve bantsız durum arasında diz ekstansör momenti, diz gücü, maksimum dikey sıçrama yüksekliği ve yanal adımlama performansını karşılaştırmışlardır. McConnell patellar bantlamanın diğer koşullar karşısında maksimum dikey sıçrama yüksekliğinde

anlamli bir fark oluşturmadığı belirtilmiştir. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da katılımcıların bantsız ve bantlı durumlarının maksimum dikey sıçrama yükseklikleri arasında anlamli bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte aynı çalışmada diz ekstansör momentinde McConnell bantlamanın dikey sıçrama ve yanal adımlama sırasında diğer koşullara göre anlamli derecede artış sağladığı belirtilmiştir. Başka bir çalışmada ise benzer şekilde Salsich ve ark. (7) merdiven çıkma ve iniş hareketleri sırasında McConnell patellar bant uygulamasının ardından diz ekstansör momentinde artış olduğunu bildirmiştir. Mostamand ve ark. (48) ise tam tersi olarak diz ekstansör momentinde tek bacak squat hareketi sırasında bir azalma bulmuşlardır. Ancak bu çalışmalarda da çalışmamızdan farklı olarak sporcularla değil sedanter PFAS'lı katılımcılarla çalışıldığı görülmektedir.

McConnell bantlamanın sporcularda dikey sıçrama performansına olumlu bir etkisinin olacağı ve dikey sıçrama yüksekliğini artıracaağı hipotezimize rağmen istatistiksel olarak anlamli bir değişim olmasa da beklenenin aksine dikey sıçrama yüksekliğinde düşük etkili bir azalma görülmüştür. Sıçrama sırasında katılımcılar sözel geri dönüş olarak daha stabil hissettiklerini belirtmelerine rağmen yazılım üzerinden belirlenen diz eklem merkezinin itme ve iniş evrelerinde belirlenen anlar arasında bantlı durumda bantsız duruma göre çok daha fazla hareket ettiği bulunmuştur. Katılımcıların daha stabil hissettiklerini belirtmelerine rağmen daha fazla diz eklem merkezi hareketi ortaya çıkarmalarının sebebi, bantlamaya uyum sağlamaya çalışırken bir yandan da maksimum kuvveti üretebilmek için dizlerinin konumunu değiştirerek optimal diz konumunu yakalamaya çalışmalarından kaynaklanıyor olabilir. Katılımcılarımız ağrı bakımından asemptomatik sporcular olduklarından dolayı, bantlamanın ağrı üzerindeki etkisinden ziyade düzeltilen patellar konum sebebiyle üretilen kuvvette bir artış beklenmekteydi.

Çalışmanın veri toplama sürecinde, bantlama sonrası katılımcılardan squat, tek bacak squat, squat sıçrama, aktif sıçrama gibi hareketler yapmaları istenmiş ve katılımcıların mümkün olduğunca bantlı duruma alışmaları sağlanmaya çalışılmıştır. Fakat bu süreç test süresini uzatmaması adına çok uzun tutulamamıştır. Bu sürecin kısa olması her katılımcıda aynı derecede bantlı duruma alışmanın sağlanamamış

olmasına neden olmuş olabilir. Bazı katılımcılar hızlı uyum gösterebilirken bazıları ise hızlı uyum sağlayamadığı için sıçrama yüksekliklerinde farklı değişimler görülmüş olabilir.

Sıçrama hareketinin itme evresinde, maksimum dikey yer tepki kuvveti, maksimum diz fleksiyon açısı ve maksimum dikey yer teki kuvvetine ulaşılan andan ayağın yerden temasının kesildiği an arasındaki geçen sürelerin bantlı ve bantsız durumlar arasında anlamlı bir değişime yol açmadığı görülmektedir. Bantlama sonrasında maksimum dikey yer tepki kuvvetinde neredeyse hiçbir değişim olmadığı görülmektedir. Maksimum diz fleksiyon açısı incelendiğinde  $p=0.055$  değeriyle anlamlılık sınırına yakın bir değer bulunmuştur ve etki büyüklüğü yüksek olarak görülmektedir. İtme evresinde diz fleksiyon açısında görülen yüksek etkili artışa rağmen maksimum dikey yer tepki kuvvetinde minimal artış olması, aralarında bir korelasyon olmadığını göstermektedir.

İniş evresinde ise maksimum dikey yer tepki kuvveti, maksimum diz fleksiyonu ve ayağın yerle temasından maksimum dikey yer tepki kuvvetine ulaşılan süreler incelendiğinde bantlı ve bantsız durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Maksimum dikey yer tepki kuvveti için hesaplanan etki büyüklüğüne göre orta düzeyde bir azalma meydana geldiği görülmektedir. Benzer şekilde maksimum diz fleksiyon açısı da hesaplanan etki büyüklüğüne göre orta büyüklükte bir azalma meydana geldiği görülmektedir. Bu durum

Hareket sonu diz fleksiyon açıları incelendiğinde durumlar arasında anlamlı fark olduğu ve bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün çok yüksek düzeyde olduğu ve katılımcıların daha az bir fleksiyon açısında hareketi sonlandırdıkları görülmektedir. Ancak daha az fleksiyon açısında bitirilen harekete rağmen iniş evresinde geçen süre açısından durumlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu da sporcuların bantlama sonrasında diz açısal hızlarının azaldığını gösteriyor olabilir.

Sporculardan elde edilen verilere bakıldığında ortak bir sıçrama stratejisi oluşturmadıkları görülmektedir. Hem bantlı hem de bantsız durumlarda birbirinden farklı stratejilerde sıçrama hareketi yaptıkları ve bunun da sonuçlardaki değişkenliğe

yansıdığı düşünölmektedir. Bu yüzden daha büyük bir popölasyonda hem semptomatik hem de asemptomatik sporcuların karşılaştırılarak yapıldığı bir çalışmada ortak bir sıçrama paterni gözlemlenebileceğini ve bantlamanın etkisinin daha iyi bir şekilde gözlemlenebileceğini düşünöyoruz.

## 6 SONUÇ VE ÖNERİLER

### 6.1 Sonuç

Çalışma sonuçlarında asemptomatik 10 sporcu üzerinde yaptığımız McConnell patellar bantlama tekniğinin tek bacak squat sıçrama performansı üzerinde beklenen bir artışa sebep olmadığı, aksine anlamlı bir fark olmasa da orta düzeyde bir azalmaya sebep olduğu bulunmuştur. Hareketin başlangıç anı diz fleksiyon açıları değişiminde bantlamanın etki büyüklüğünün orta düzeyde olduğu ve katılımcıların daha derin bir squat açısından hareketi başlattıkları bulunmuştur. Hareket sonu diz fleksiyon açıları incelendiğinde durumlar arasında anlamlı fark olduğu ve bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün çok yüksek düzeyde olduğu ve katılımcıların daha az bir fleksiyon açısında hareketi sonlandırdıkları bulunmuştur. İtme evresindeki maksimum dikey YTK anındaki diz fleksiyon açıları değişiminde durumlar arasında anlamlılık sınırına çok yakın bir p değeri (0.051) elde edilirken bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün yüksek düzeyde bir etkiye sahip olduğu ve bu andaki diz fleksiyon açısını artırarak daha derin bir squat pozisyonunda hareketi bitirdikleri bulunmuştur. İniş evresinde maksimum dikey YTK anındaki diz fleksiyon açı değişimlerinde durumlar arasında anlamlı fark bulunmuştur. Bantlamanın hesaplanan etki büyüklüğünün yüksek düzeyde bir etkiye sahip olduğu ve katılımcıların bu andaki diz fleksiyon açısını artırarak daha derin bir squat açısında maksimum YTK'ye ulaştıkları bulunmuştur. EMG verileri incelendiğinde hareketin iki evresinde de hiçbir kasta anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Klinikte fizyoterapistlerin kinezyobantlamayla birlikte çokça uyguladığı bu medial glide yöntemi, antrenman ve müsabakalarda sporcuların ağrı yönetimine ciddi katkılar sağlamaktadır. Ağrı yönetiminin iyileştirilmesi sonucunda performans artışı sadece sıçrama olmaksızın ilgili sporun gerektirdiği fonksiyonel hareketlerde de klinikte gözlenmektedir. Bu çalışmayla oluşturulan yöntemle, ileride PFAS'lı sporcu grubu ve örneğin asemptomatik ancak patellasında 0,5 cm üzerinde glide miktarı olan bir kontrol grubuyla McConnell patellar bantlama uygulaması öncesi ve sonrası olacak şekilde sıçrama hareketi üzerinde veri toplanması, işlenmesi,

kinematik ve EMG verilerinin hesaplanmasını ve karşılaştırması yapılabilecektir. Bu sayede PFAS'lı sporcu grubuyla kontrol grubundan toplanacak verilerle McConnell bantlama tekniğinin sıçrama üzerine etkinliği daha net ortaya konabilecektir.

## 6.2 Öneriler

Çalışmada veri toplama sürecinde ve sporculara ulaşımında yaşanan sıkıntılardan dolayı katılımcı sayısı düşük kalmıştır. İleride yapılacak çalışmalarda popülasyonun genişletilmesinin ve PFAS sendromunu akut olarak yaşayan ya da bu sorunla kronik olarak mücadele eden sporcularla başka benzer çalışmaların yapılmasının faydalı olacağı düşünülmektedir. Sadece alt ekstremitte modellemesi yerine tüm vücudu içine alan bir modellemeyle benzer çalışmaların yapılmasının üst ekstremitte ve gövde üzerinde ne gibi değişimler olacağını gözlemlemek için daha iyi olacağı düşünülmektedir. Diğer yandan, bu çalışmaya 9 futbolcu ve 1 basketbolcu katılmıştır. İki farklı spor branşından gelen ve aynı branştan olsa da farklı mevkilerde futbol oynamış katılımcıların olması çalışma sonuçlarındaki çeşitliğe sebep olabilecek bir kısıtlılıktır. Katılımcıların antrenman geçmişlerinden kaynaklı sıçrama alışkanlıkları ve kas gelişimlerindeki farklılıklar bantlamanın etkilerindeki çeşitliliklere neden olmuş olabilir.



## KAYNAKLAR

1. Watson CJ, Propps M, Galt W, Redding A, Dobbs D. Reliability of McConnell's classification of patellar orientation in symptomatic and asymptomatic subjects. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;29(7):378-85.
2. Chang WD, Chen FC, Lee CL, Lin HY, Lai PT. Effects of Kinesio Taping versus McConnell Taping for Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Evid Based Complement Alternat Med.* 2015;2015:471208.
3. Clifford AM, Dillon S, Hartigan K, O'Leary H, Constantinou M. The effects of McConnell patellofemoral joint and tibial internal rotation limitation taping techniques in people with Patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture.* 2020;82:266-272.
4. Leibbrandt DC, Louw QA. The use of McConnell taping to correct abnormal biomechanics and muscle activation patterns in subjects with anterior knee pain: a systematic review. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(7):2395-404.
5. Witvrouw E, Werner S, Mikkelsen C, Tiggelen DV, Vanden Berghe L, Cerulli G. Clinical classification of patellofemoral pain syndrome: guidelines for non-operative treatment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13(2):122-30.
6. Tunay VB, Akyüz A, Önal S, Usgu GG, Doğan G, Teker B ve ark. Patellofemoral ağrı sendromunda kinezyo ve McConnell patellar bantlama tekniklerinin performans üzerine anlık etkilerinin karşılaştırılması. *Fizyoterapi Rehabilitasyon.* 2008;19(3):104-109.
7. Salsich GB, Brechter JH, Farwell D, Powers CM. The effects of patellar taping on knee kinetics, kinematics, and Vastus Lateralis Muscle Activity During Stair Ambulation in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002;32(1).
8. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW. Therapeutic Patellar Taping Changes the Timing of Vasti Muscle Activation in People With Patellofemoral Pain Syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine.* 2002;12:339–347
9. Karakaşlı A, İrey S, Demirkıran ND, Erduran M, Tatari MH. Patellofemoral ağrı sendromu. *Balıkesir Sağlık Bilimleri Dergisi.* 2014;3(3):174-178.
10. Cavazzuti L, Merlo A, Orlandi F, Campanini I. Delayed onset of Electromyographic Activity of Vastus Medialis Obliquus Relative to vastus Lateralis in Subjects with Patellofemoral Pain Syndrome. *Gait & Posture.* 2010;32:290–295
11. Chen PL, Hong WH, Lin CH, Chen WC. Biomechanics effects of kinesio taping for persons with patellofemoral pain syndrome during stair climbing. *IFMBE Proceedings.* 2008;21(1):395-397.
12. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, McConnel J. The test-retest reliability of the onset of concentric and eccentric vastus medialis obliquus and vastus lateralis electromyographic activity in a stair stepping task. *Physical Therapy in Sport.* 2000;1:129-136.

13. Canning A. The McConnell medial taping technique; effects on patellar alignment and pain for patellofemoral pain syndrome. [PhD thesis]. Laurentian University; 2017.
14. Karagözoğlu D. Patellofemoral ağrı sendromunda medial ve lateral hamstringlerin kas aktivasyonunun ve aktivasyon zamanının dinamik olarak değerlendirilmesi ve fizyoterapinin etkisi. [Doktora Tezi]. Hacettepe Üniversitesi; 2015.
15. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW. Therapeutic Patellar Taping Changes the Timing of Vasti Muscle Activation in People With Patellofemoral Pain Syndrome. *Clin J Sport Med*. 2002;12(6) 339-347.
16. Ernst GP, Kawaguchi J, Saliba E. Effect of Patellar Taping on Knee Kinetics of Patients With patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1999;29(11) 661-667.
17. Campolo M, Babu J, Dmochowska K, Scariah S, Varughese J. A comparison of two taping techniques (kinesio and mconnell) and their effect on anterior knee pain during functional activities. *Int J Sports Phys Ther*. 2013;8(2): 105–110.
18. Heidenreich MJ, Sanders TL, Hevesi M, Johnson NR, Wu IT, Camp CL. Individualizing the tibial tubercle to trochlear groove distance to patient specific anatomy improves sensitivity for recurrent instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2018;26:2858-2864.
19. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update. *N Am J Sports Phys Ther*. 2010;5(4): 234-51.
20. Glaviano NR, Kew M, Hart JM, Saliba S. Demographic and epidemiological trends in patellofemoral pain. *Int J Sports Phys Ther*. 2015;10(3):281-90.
21. Wan SM, Bennell KL, Hodges PW. Therapeutic patellar taping changes the timing of vasti muscle activation in people with patellofemoral pain syndrome. *Clin J Sport Med*. 2002;12(6): 339-47.
22. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(5):725–730
23. Robinson RL, Nee RJ. Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007;37:232–238
24. Sanchis-Alfonso V. Pathophysiology of anterior knee pain. Zaffagnini S, Dejour D, Arendt EA, editors *Patellofemoral pain, instability, and arthritis*. Berlin Heidelberg: Springer; 2010.
25. Witvrouw E, Danneels L, Van Tiggelen D, Willems TM, Cambier D. Open versus closed kinetic chain exercises in patellofemoral pain. A prospective randomized study. *Am J Sports Med*. 2004;32: 1122-1130.

26. Heintjes E, Berger MY, Bierma-Zeinstra SM, Bernsen RM, Verhaar JA, Koes BW. Exercise therapy for patellofemoral pain syndrome. *Cochrane Database Syst Rev*. 2003;(4):CD003472.
27. Petersen W, Rembitzki I, Liebau C. Patellofemoral pain in athletes. *Open Access J Sports Med*. 2017;12(8):143-154.
28. Menz HB, Morris ME. Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait Posture*. 2006;24(2):229-36.
29. Walsh WM, Helzer-Julien M. Patellar tracking problems in athletes. *Prim Care*. 1992;19(2):303-30.
30. Fulkerson JP, Shea KP. Disorders of patellofemoral alignment. *J Bone Joint Surg Am*. 1990;72(9):1424-9.
31. Barton C, Balachandar V, Lack S, Morrissey D. Patellar taping for patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis to evaluate clinical outcomes and biomechanical mechanisms. *Br J Sports Med*. 2014;48(6):417-24.
32. Fulkerson JP. The etiology of patellofemoral pain in young, active patients: a prospective study. *Clin Orthop Relat Res*. 1983;(179):129-33.
33. Mori Y, Fujimoto A, Okumo H, Kuroki Y. Lateral retinaculum release in adolescent patellofemoral disorders: its relationship to peripheral nerve injury in the lateral retinaculum. *Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst*. 1991;51(2):218-29.
34. Lee SE, Cho SH. The effect of McConnell taping on vastus medialis and lateralis activity during squatting in adults with patellofemoral pain syndrome. *J Exerc Rehabil*. 2013;9(2):326-30.
35. Kakar RS, Greenberger HB, McKean PO. Efficacy of Kinesio Taping and McConnell Taping Techniques in the Management of Anterior Knee Pain. *J Sport Rehabil*. 2017;29(1):79-86.
36. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd Ed. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates; 1988.
37. McConnell J. The Management of Chondromalacia Patellae: A Long Time Solution. *Aust J Physiother*. 1986;32:215-223.
38. Gerrard B. The Patello-Femoral Pain Syndrome: A Clinical Trial of the McConnell Programme. *The Australian Journal of Physiotherapy*. 1989;35(2):71-80.
39. Engelina S, Robertson CJ, Moggridge J, Killingback A, Adds P. Using ultrasound to measure the fibre angle of vastus medialis oblique: a cadaveric validation study. *Knee*. 2014;21(1):107-11.
40. Powers CM. Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: a critical review. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2004;28:345-54.
41. Sakai N, Luo ZP, Rand JA, An KN. The influence of weakness in the vastus medialis oblique muscle on the patellofemoral joint: an in vitro biomechanical study. *Clin Biomech*. 2000;5:335-9.

42. Hubbard JK, Sampson HW, Elledge JR. Prevalence and morphology of the vastus medialis oblique muscle in human cadavers. *Anat Rec.* 1997;249:135–42.
43. Peeler J, Cooper J, Porter MM, Thliveris JA, Anderson JE. Structural parameters of the vastus medialis muscle. *Clin Anat.* 2005;18(4):281–9.
44. Amis AA. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2007;15(2):48–56.
45. Ono T, Riegger-Krug C, Bookstein NA, Shimizu ME, Kanai S, Otsuka A. The boundary of the vastus medialis oblique and the vastus medialis longus. *J Phys Ther Sci.* 2005;17:1–4.
46. Nozic M, Mitchell J, de Klerk D. A comparison of the proximal and distal part of the vastus medialis muscle. *Aust J Physiother.* 1997;43:277–81.
47. Pfeiffer RP, DeBeliso M, Shea KG, Kelley L, Irmischer B, Harris C. Kinematic MRI Assessment of McConnell Taping Before and After Exercise. *Am J Sports Med.* 2004;32(3):621-628.
48. Mostamand J, Bader DL, Hudson Z. The effect of patellar taping on joint reaction forces during squatting in subjects with Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS). *J Bodyw Mov Ther.* 2010;14(4):375-81.
49. McConnell, J, Bennell K. Conservative Management of Anterior Knee Pain: The McConnell Program. Sanchis-Alfonso, editor. *Anterior Knee Pain and Patellar Instability.* London: Springer; 2006.
50. Clifford AM, Harrington E. The effect of patellar taping on squat depth and the perception of pain in people with anterior knee pain. *J Hum Kinet.* 2013;37(1):109–117.
51. Wilson T, Carter N, Thomas G. A multicenter, single-masked study of medial, neutral, and lateral patellar taping in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2003;33(8):437-443.
52. Wilson NA, Press JM, Koh JL, Hendrix RW, Zhang LQ. In vivo noninvasive evaluation of abnormal patellar tracking during squatting in patients with patellofemoral pain. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(3):558–566.

## EKLER

### EK-1. Katılımcı onam formu

#### ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

“Sporcularda McConnell bantlama tekniğinin diz kinematiği ve tek bacak sıçrama performansı üzerine anlık etkileri” başlıklı bu araştırma Yüksek Lisans öğrencisi Orhun Alp HARBİLİ’nin, Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA’nın danışmanlığında yürüttüğü yüksek lisans tez çalışmasıdır. Bu çalışmayı gerçekleştirebilmek için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu’ndan gerekli izinler alınmıştır.

Bu çalışmada, McConnell patellar bantlama tekniği kullanılarak bu bantlamanın sporcunun tek bacak üzerinde sıçrama sırasındaki diz kinematikleri ve performansı üzerine etkileri incelenecektir. Bahsedilen çalışmayı gerçekleştirebilmek için öncelikle Fzt. Orhun Alp HARBİLİ tarafından diz bölgeniz değerlendirilecektir. Ardından çalışma için uygun iseniz çalışmaya dahil edileceksiniz. Çalışmaya dahil edildikten sonra sizden toplamda 7 ayrı sıçrama yapmanız istenecektir. Bantlama durumunuz rastgele atanacak ve atanma durumuna göre bantlı veya bantsız şekilde sırayla tek bacak üzerinde sıçrama yapmanız istenecektir. Bantlı kısımda dizinize McConnell patellar bantlama tekniği kullanılarak diz kapağınız dış taraftan iç tarafa doğru çektilerilecektir. Bu işlem yapıldıktan sonra tekrar tek bacak üzerinde sıçrama yapmanız istenecektir. Sıçramalar sırasında vücudunuzun çalışmada incelenecek anatomik noktalarına hipoalerjenik bant kullanılarak yansıtıcı işaretçiler yerleştirilecektir. Hareketinizi yakalamak için kullanılacak olan kameralar aracılığıyla bu işaretçilerin görüntüsü kaydedilecektir. Hareket sırasında kaslarınızın kasılma miktarını öğrenmek amacıyla elektromiyografi adını verdiğimiz bir ölçüm yapılacaktır. Bu ölçümü yapabilmek için toplamda 5 ayrı kasınıza hipoalerjenik bantlar kullanılarak yüzey EMG sensörleri yerleştirilecektir. Bu sensörler, deri üzerinden kasların aktivasyonunu ölçecek olup kesinlikle derinize ve sağlığınıza zarar vermeyecektir. Yukarıda bahsedilen ölçümler kapalı bir alanda 2-3 saat sürecektir. Bu veriler daha sonra MATLAB ortamında geliştirilecek kodlar kullanılarak analiz edilecektir. Arzu ederseniz tüm veriler daha sonra sizlerle paylaşılacaktır. İstedığınız zaman çalışmaya katılımdan çekilebileceğiniz gibi herhangi bir olumsuzlukta testleri de durdurabilirsiniz.

#### Katılımcının Beyanı

Yukarıdaki metni okudum ve anladım. Çalışmanın gönüllülük esasına dayandığını ve Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu’nun izni ile yapıldığını biliyorum. 18 yaşından büyük olduğumu kimlik bilgilerimle beyan ediyorum. Beyan ettiğim kimlik bilgilerimin araştırmacı tarafından paylaşılmasında sakınca,

vardır /yoktur .

Bunun yanı sıra deneylerde kaydedilen görüntülerin ve elde edilen verilerin de sosyal medyada paylaşılmasına,

izin veriyorum /vermiyorum .

Çalışmada gerçekleştirilecek deneylerde dizimin değerlendirileceğini, dizime bantlama uygulamasının yapılacağını, tek bacak üzerinde sıçrama hareketi yapacağımı, herhangi bir olumsuzlukta veya istediğim herhangi bir anda testi durdurabileceğimi biliyorum. Bu bana hiçbir sorumluluk yüklemeyecektir. Çalışma başladıktan sonra istediğim herhangi bir zaman gönüllü katılımdan çekilebileceğimi, çalışma devam ederken veya sona erdikten sonra Dr. Öğr. Ü. Arif Mithat AMCA'ya, Orhun Alp HARBİLİ'ye numaralı telefonlardan ulaşıp çalışmayla ilgili bilgi alabileceğimi biliyorum.

Bu formu imzalayarak aşağıdakileri kabul ettiğimi beyan ederim.

1. Araştırmanın amacı bana açıklandı
2. Bu çalışmaya katılımım tamamen gönüllüdür
3. Sorduğum sorular yeterli düzeyde yanıtlandı
4. Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Araştırmanın amacını ve bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde "katılımcı" olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum. İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

**Katılımcı**

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.

İmza

**Görüşme Tanığı**

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.

İmza

**Katılımcı ile görüşen araştırmacı**

Adı soyadı, unvanı:

Adres:

Tel :

İmza:

---

EK-2. Katılımcı veri toplama formu

## OLGU RAPOR FORMU

### DEMOGRAFİK BİLGİLER VE YARALANMA GEÇMİŞİ FORMU

Katılımcı No: .....

Tarih: \_\_/\_\_/\_\_

Yaş: .....

Lütfen sorularda bırakılan boşlukları doldurunuz. Hacettepe Üniversitesi olarak katılımınız için teşekkür ederiz.

1. Kaç yıldır profesyonel olarak futbol oynuyorsunuz?
2. Son 6 ay içerisinde ciddi bir diz yaralanması geçirdiniz mi?
3. Ekstra olarak bildiğiniz kronik bir ayak bileği, diz ya da kalça probleminiz var mı?
4. Tek bacak üzerinde sıçrama yapmanız istendiğinde hangi bacağınız ile sıçrama yaparsınız?

**Patellar Glide Mesafesi:**

### EK-3: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni

T.C  
Selçuk Üniversitesi  
Spor Bilimleri Fakültesi  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Kararı

Karar Sayısı : 160

Yürütücü : Dr.Öğr.Üyesi Arif Mithat AMCA  
Hacettepe Üniversitesi

Yrd. Yürütücü : Orhun Alp HARBİLİ, Prof.Dr. Erbil HARBİLİ

“Sporcularda McConnell Bantlama Tekniğinin Diz Kinematığı ve Tek Bacak Sıçrama Performansı Üzerine Anlık Etkileri” isimli araştırma projesi öneriniz incelenmiş ve Fakültemiz Girişimsel Olmayan Etik Kurul yönergesine uygunluğuna oy birliği/ oy çokluğu ile karar verilmiştir. 05.12.2022

Prof.Dr.İbrahim ERKMEN  
Başkan

Doç.Dr. Mehmet ALTIN  
Üye

Doç.Dr. Murat ERDOĞDU  
Üye

Dr. Öğr. Üyesi Mehmet DENİSE  
Üye

Doç. Dr. Erdal TAŞGIN  
(Raporör)

1. Etik Kurul Kararları Spor Bilimleri Fakültesi “Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Yönergesine göre verilmektedir.
2. Etik Kurul Kararları danışma niteliğindedir. Üyeler projeler hakkında verdikleri kararlardan dolayı idari ve cezai sorumluluk taşımaz.
3. Projenin yürütülmesi sırasında oluşacak olumsuzluklarda proje yürütücülere sorumludur.
4. Etik Kurul Raporu verilen projelerde daha sonra proje ile ilgili bir değişiklik (araştırmacı, yöntem vb.) olması durumunda Etik Kuruldan yeniden onay alınması gerekmektedir. Aksi takdirde önceden alınmış olan rapor geçerliliğini yitirecektir.



## EK-4: Tez Çalışması Orijinallik Raporu

SPORCULARDA MCCONNELL BANTLAMA TEKNİĞİNİN DİZ  
KİNEMATİĞİ VE TEK BACAK SIÇRAMA PERFORMANSI ÜZERİNE  
ANLIK ETKİLERİ

ORJİNALLİK RAPORU

% <b>2</b>	% <b>2</b>	% <b>0</b>	%
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

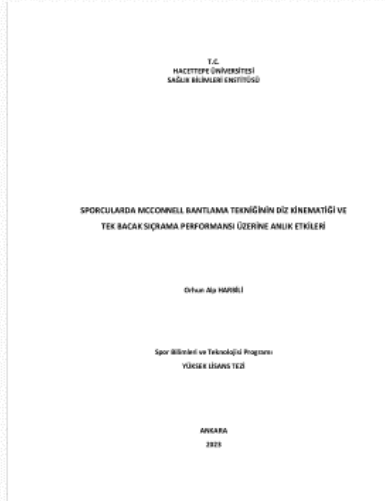
<b>1</b>	www.icetol.com İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>2</b>	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>3</b>	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>4</b>	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>5</b>	Ayuko SAITO, Kazuto MIYAWAKI, Satoru KIZAWA, Yoshikazu KOBAYASHI. "A study on estimating the knee joint angle during walking using the motion sensors (Focusing on the effect of centrifugal acceleration and tangential acceleration)", Transactions of the JSME (in Japanese), 2018 Yayın	<% <b>1</b>
<b>6</b>	epdf.tips İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>

**EK-5: Dijital Makbuz****Dijital Makbuz**

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Orhun Alp Harbili  
Ödev başlığı: Tez Kontrol  
Gönderi Başlığı: SPORCULARDA MCCONNELL BANTLAMA TEKNİĞİNİN DİZ Kİ...  
Dosya adı: NEMAT\_VE\_TEK\_BACAK\_SI\_RAMA\_PERFORMANSI\_ZER\_NE\_AN...  
Dosya boyutu: 2.57M  
Sayfa sayısı: 83  
Kelime sayısı: 20,849  
Karakter sayısı: 114,480  
Gönderim Tarihi: 23-Oca-2024 03:41ÖS (UTC+0300)  
Gönderim Numarası: 2255410948



## ÖZGEÇMİŞ