

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

**PATELLAR TENDON BANDININ İLGİLİ ANATOMİK  
YAPILAR ÜZERİNE ETKİSİNİN KİNEMATİK OLARAK  
İNCELENMESİ**

**Burkay UTKU**

**Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı**

**Yüksek Lisans Tezi**

**ANKARA**

**2020**



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

**PATELLAR TENDON BANDININ İLGİLİ ANATOMİK  
YAPILAR ÜZERİNE ETKİSİNİN KİNEMATİK OLARAK  
İNCELENMESİ**

**Burkay UTKU**

**Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı**

**Yüksek Lisans Tezi**

**ANKARA**

**2020**

**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**PATELLAR TENDON BANDININ İLGİLİ ANATOMİK YAPILAR ÜZERİNE ETKİSİNİN**  
**KİNEMATİK OLARAK İNCELENMESİ**

**Öğrenci: Burkay UTKU**  
**Danışman: Dr.Öğr.Üyesi Serdar ARITAN**

Bu tez çalışması 17.12.2019 tarihinde jürimiz tarafından "Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

**Jüri Başkanı:**

**Prof.Dr. A. Haydar DEMİREL**



*Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi*

**Tez Danışmanı:**

**Dr.Öğr.Üyesi Serdar ARITAN**



*Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi*

**Üye:**

**Prof.Dr. Ayşe KİN İŞLER**



*Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi*

**Üye:**

**Dr.Öğr.Üyesi Arif Mithat AMCA**



*Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi*

**Üye:**

**Doç.Dr. Sadettin KİRAZCI**



*Orta Doğu Teknik Üniversitesi Eğitim Fakültesi*

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

13 Ocak 2020



*Prof. Dr. Diclehan Orhan*

**Enstitü Müdürü**

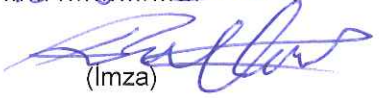
## YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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.

- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. <sup>(1)</sup>
- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir. <sup>(2)</sup>
- o Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. <sup>(3)</sup>

13/...01/2020  
  
 (İmza)

Burkey UTKU

<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** 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 internette paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın** 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 vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir \*. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği 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** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** tarafından karar verilir.

## ETİK BEYAN

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. Öğretim Üyesi Serdar ARITAN danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.



(İmza)

Burcak UTKU

## TEŞEKKÜR

Tez danışmanım ve değerli Hocam Dr. Öğretim Üyesi Serdar Arıtan'a ufkumu açtığı için, bana hayata farklı bakmayı öğrettiği ve teknolojinin ve yazılımların gerçekten insan hayatını kolaylaştırdığını bana tekrar tekrar hatırlattığı için, benden umudunu kesmediği ve desteklediği için;

Dr. Öğretim Üyesi Arif Mithat Amca upuzun yüksek lisans program dönemim boyunca hem iyi bir arkadaşlık, hem de Hocalık yaptığı ve eğitimim boyunca her başım sıkıştığında kıymetli fikirlerini benden esirgemediği için

Yüksek lisans programına başlama sürecinde bölüm başkanım olan Prof. Dr. Mahmut Nedim Doral'a beni teşvik ettiği için;

Prof. Dr. Ali Haydar Demirel Hocama, değerli Hacettepe Spor Bilimleri ailesi ile tanışmamı sağladığı ve benden kıymetli fikirlerini esirgemediği için;

Hacettepe Üniversitesi Biyomekanik Araştırma Grubu (HÜBAG) üyeleri Nihat Şükrü Özgören, Volkan Dağhan Yaylıoğlu ve Asım Tunçel'e, tezim süresince yardımlarını ve özellikle arkadaşlıklarını esirgemedikleri için;

Ve tabii ki canım eşim Ezgi Şimşek UTKU başta olmak üzere, sevgili çocuklarım, annem, babam ve kardeşime ve eşimin canım ailesine, beni ben yapan değerlere kavuşmamdaki emekleri ve hayatıma kattıkları anlam için;

SONSUZ TEŞEKKÜR, ŞÜKRAN VE SAYGILARIMI SUNARIM.

## ÖZET

**Utku, B., Patellar Tendon Bandının İlgili Anatomik Yapılar Üzerine Etkisinin Kinematik Olarak İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2020.** Ön diz ağrısının kuadriseps femoris kasının vastus medialis ve vastus lateralis parçalarının kasılma hızı arasındaki farklılıktan kaynaklanabileceğini öne süren çalışmalar vardır. Yapılan bazı çalışmalarda patellofemoral ağrısı olan bireylerin vastus medialis kasının vastus lateralis göre daha geç kasıldığı, egzersiz veya bantlamanın ağrıyı azalttığı ortaya konmuştur. Bu hastalarda ağrının azalması ile birlikte vastus medialis-vastus lateralis kaslarının kasılma zamanları arasındaki farkın azaldığı da tespit edilmiştir. Patellar tendon bandı, patella ve tuberositas tibia arasına, patellar tendonun tam üzerine belirli bir sıklıkla takılmaktadır ve patellar tendon kaynaklı ön diz ağrısını azaltmaktadır. Bu çalışmanın amacı patellar tendon bandının serbest düşme esnasında vastus medialis ve vastus lateralis aktifleşme ve maksimum genlikleri üzerine olan etkilerini patellofemoral ağrısı olan hastalarda gözlemlemek için sağlıklı gönüllülerde bir metodoloji çalışması oluşturmaktır. Çalışmaya 4 sağlıklı gönüllü katılmıştır ve 50 santimetrelik platformdan yumuşak bir zemine bantlı ve bantsız şekilde serbest düşüş hareketi gerçekleştirmişlerdir. Hareket sağ alt ekstremiteye konulan yansıtıcı işaretler, hızlı kamera ve EMG düzeneği yardımıyla incelenmiş ve düşme hareketi esnasında her iki durum için EMG aktifleşme, maksimum genlik ve eklem açılarındaki değişimin hesaplanıp karşılaştırılabileceği bir metodoloji hazırlanmıştır. Dört katılımcı için de RF ve VL kaslarının bantlı koşulda EMG maksimum genlikleri azalmıştır. VM-VL kasları arasında aktifleşme zamanı bütün katılımcılar için bantlı ve bantsız koşullarda farklılıklar göstermektedir. Patellofemoral ağrı sendromlu hastalar üzerinde yapılacak çalışmalar, bantın ağrı üzerine etkisini daha net ortaya koyacaktır.

**Anahtar Kelimeler:** Patellar tendon bandı, ön diz ağrısı



## ABSTRACT

**Utku B., Kinematic Examination of The Effect of Patellar Tendon Strap on Related Anatomic Structures, Hacettepe University Graduate School of Health Sciences, Department of Sports Sciences and Technology Master Science Thesis, Ankara, 2020.** There are studies concerning the anterior knee pain may be resulting from vastus medialis and vastus lateralis muscle contraction speed difference. In some studies, it has been found that vastus medialis muscle contracts later than the vastus lateralis muscle and exercise and bracing decreases pain in patients with patellofemoral pain. As pain has decreased, the difference between vastus medialis and vastus lateralis muscles contraction time has decreased in these patients. Patellar tendon strap is being applied between patella and tuberositas tibia on patellar tendon with some tightness and decreasing patellar tendon derived anterior knee pain. The aim of this study is to design a methodology on healthy volunteers for determining the effect of patellar tendon strap on vastus medialis/ vastus lateralis onset timing and maximal amplitudes during free fall in patients with patellofemoral pain. Four healthy participants attended to the study and they made free fall movement from a 50 centimeter height platform onto a smooth floor. The movement was examined by the help of reflective markers on right lower extremity, fast cameras and EMG system and a methodology was prepared to compare the change of EMG onset, maximum amplitudes and the change in joint angles for both conditions. The maximal EMG amplitudes of RF and VL muscles were decreased for four participants. VM-VL muscle onset timing were different for strap/no strap conditions for all participants. Studies on patellofemoral pain syndrome patients will clarify the effects of strap on pain.

**Keywords:** Patellar tendon strap, anterior knee pain.

**İÇİNDEKİLER**

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN SAYFASI	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
TABLolar DİZİNİ	xiv
<b>1. GİRİŞ</b>	<b>1</b>
1.1.Kapsam	1
1.2. Amaç ve Varsayım	1
1.3. Araştırmanın Önemi	2
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	<b>4</b>
2.1 Patellar Tendon Bandı	4
2.2 Ön Diz Anatomisi	4
2.3. Dizin Ekstansör Mekanizması	7
2.4. Patellar Tendinopati	9
2.5. Patellofemoral Ağrı Sendromu (PFS)	11

2.6. Yapılan çalışmalar	15
<b>3.GEREÇ VE YÖNTEM</b>	21
3.1. Katılımcılar	21
3.2. Veri Toplama Araçları	21
3.3. Verilerin Toplanması	24
3.4. Verilerin Analizi	27
3.4.1. Görüntü Analizi	27
3.4.2. EMG Sinyallerinin Analizi	28
<b>4. BULGULAR</b>	30
<b>5. TARTIŞMA</b>	39
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	42
<b>7. KAYNAKLAR</b>	43
<b>8. EKLER</b>	46
EK-1. Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzinleri	
EK-2. Tez Çalışması Orjinallik Raporu	
EK-3. Hızlı Kamera Tarafından Yakalanan Görüntülerin Dijitize Edilmesi Programı	
Ek 4. EMG ve Tetikleyiciden Senkronize 5 Saniye Boyunca Veri Toplama Programı	
EK-5. Görüntü ve EMG Verilerinin Filtrelenmesi ve Düzenlenmesi Programı	
EK-6. Ek 3'te Yer Alan RootMeanSquare Fonksiyonunun Açılımı	
<b>9. ÖZGEÇMİŞ</b>	

**SİMGELER VE KISALTMALAR**

<b>A/D</b>	Analogdan dijitale
<b>cm</b>	Santimetre
<b>EMG</b>	Elektromiyografi
<b>Hz</b>	Hertz
<b>K+</b>	Potasyum
<b>mv</b>	Milivolt
<b>Na+</b>	Sodyum
<b>PFS</b>	Patellofemoral ağrı sendromu
<b>PT</b>	Patellar tendinopati
<b>PTB</b>	Patellar tendon bandı
<b>RF</b>	Rektus femoris
<b>VM</b>	Vastus medialis
<b>VML</b>	Vastus medialis longus
<b>VMO</b>	Vastus medialis obliquus
<b>VL</b>	Vastus lateralis

## ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Patellar tendon bandı, uygulama bölgesi ve şekli	5
2.2. Diz tam açık ve bükülü iken patellanın diz eklemine göre pozisyonu	5
2.3. Patella ve femurun eklem yüzleri	6
2.4. Patellanın diz açık ve bükülü pozisyonları esnasında oluk içindeki hareketi	7
2.5. VML ve VMO kas lifleri oryantasyon ölçümü	9
2.6. Patellar tendinopatinin elit sporcularda branşlara göre dağılımı	10
2.7. Patellar tendona binen gerim	11
2.8. J bulgusu	12
2.9. Patellanın yörüngesi (patellar tracking)	13
2.10. Patellar öğütme (patellar tilt) ve patellar hareketlilik (mobilité) testi	14
2.11. Patellar bantlama	16
2.12. Yeni Zelanda tavşanı ile insan ön dizi arasındaki benzerliği gösteren şekil	17
3.1. Hareket düzlemini aydınlatmak için kullanılan ışıklandırma ekipmanı vetripod	22
3.2. Çalışmada kullanılan yansıtıcı işaret seti	22
3.3. Kalibrasyon düzlemi ve koordinatları	23
3.4. Yansıtıcı işaretler	25

<b>3.5.</b>	EMG ve hızlı kamera senkronizasyon	26
<b>3.6.</b>	Geçerli düşüşün analiz ile seçilmesi	28
<b>4.1.</b>	Vastus medialis ve vastus lateralis kasları arasında aktivasyon zamanının bantsız ve bantlı koşullarda değişim zamanı ile ilgili grafik	32
<b>4.2.</b>	Maksimum EMG genliklerinin bantsız ve bantlı koşullar için karşılaştırılması	33
<b>4.3.</b>	Vastus medialis ve vastus lateralis kasları arasında maksimum genliğe ulaştıkları anın bantsız ve bantlı koşullar için değişim grafiği	34
<b>4.4.</b>	Serbest düşüş esnasında normalize edilmiş EMG ve kinematik verilerin analizi	37
<b>4.5.</b>	Serbest düşüş esnasında diz ve ayak bileği açılarındaki değişim	38

**TABLolar**

<b>Tablo</b>		<b>Sayfa</b>
<b>3.1.</b>	Katılımcıların fiziksel özellikleri	21
<b>4.1.</b>	Serbest düşüş esnasında parmak ucu ile yere temas, topuğun yere teması ve diz açısının maksimum fleksiyonu yani düşüşün sonlandığı anlarda kasların EMG genlik değerleri ve bu anlar esnasında diz açısındaki değişimin tablosu	35
<b>4.2.</b>	Her bir katılımcı için VM, RF ve VL kaslarının maksimum EMG genliklerinin ve bu genliklere denk gelen gelen açıların tablosu	36

## 1. GİRİŞ

### 1.1.Kapsam

Patellar tendon bandı (PTB), ön diz ağrısını azaltmak için kullanılan, patella altındaki yumuşak dokuya belirli bir baskı uygulamak suretiyle uygulanan bir destekleyicidir (1). PTB'nin patella-patellar tendon açısını arttırdığını ve böylece patellar tendonun patellaya yapışma yerindeki gerginliğini azalttığı bilinmektedir (2).

Patellofemoral ağrısındromu (PFS), özellikle sporcularda spora ara vermeye veya sporu bırakmaya sebep olabilecek bir rahatsızlıktır (3). En çok skuat, sıçrama ve koşma gibi tekrarlayıcı aktivitelerden sonra ortaya çıkmaktadır. PFS'ye sebep olan başlıca mekanizmalardan birisi vastus medialis (VM) ve vastus lateralis (VL) kaslarınınaktifleşmeleri arasındaki dengenin VL lehine bozulmasıdır. VL'nin VM'den daha büyük bir kas olması ve dışa doğru uyguladığı ve anatomik olarak da desteklenen çekme kuvvetini dengelemek için VM'nin VL'den önce kasılması gerekmektedir (4).Yapılan çalışmalarda, bantlama yapılması, destekleyici kullanılması ve VM'ye özel egzersizler ile bu kasın çalıştırılması gibi yöntemlerin PFS'yi azalttığı ortaya konmuştur (4-7).

### 1.2.Amaç ve Varsayım

Bu çalışmanın amacı, ön diz ağrısında diz ağrısını azalttığı bilinen patellar tendon bandının bu etkisinin VM-VL kas aktifleşmesi veya maksimum genlik değişimi ile ilgili olup olmadığının ortaya konması için hastalarda yapılacak ölçümler öncesi sağlıklı gönüllülerde metodoloji oluşturmaktır. Daha önce yapılan kadavra çalışmalarında patellar tendon bandının tendon üzerindeki gerimi azalttığı, infrapatellar alandaki basıyı ve patellofemoral eklemdaki temas basısını azalttığı ortaya konmuştur(2, 8). Bantın VM ve VL üzerindeki etkilerini ortaya



koyan literatürde net bir çalışma yer almamaktadır. Rosen ve arkadaşları bantlı ve bantsız durum için düşme ve hemen sonrasında sıçrama hareketi esnasında VM, rektus femoris (RF) ve VL kasları için EMG verilerinin nasıl değiştiğini incelemişler fakat aktifleşme zamanı ile ilgili herhangi bir değerlendirme yapmamışlardır. Bantın ağrıyı azalttığı bilinmekte, bu ağrıyı da patellayı dışa çeken VL'nin kasılma şiddetini azaltarak ve VM'ye göre daha geç kasılmasını sağlayarak yaptığı hipotezinden yola çıkarak serbest düşme hareketi esnasında kuadriseps kasının bantlı ve bantsız koşullardaki EMG değişimlerini karşılaştırmak için sağlıklı gönüllüler üzerinde metodolojik bir çalışma gerçekleştirilmiştir.

### **1.3.Araştırmanın Önemi**

Patellar tendon bandının ilgili anatomik yapılar üzerine etkisinin ortaya konması için literatürde herhangi bir araştırma metodu bulunmamaktadır. Bu kapsamda öncelikle araştırma metodolojisi geliştirilmiştir. Geliştirilen metodolojide, MATLAB (MathworksInc. Natick, MA, ABD) ortamında programlar yazılmış, elde edilen veriler geliştirilen yazılımla işlenmiştir. Hareketin takibi, verilerin elde edilmesi ve analizi geliştirilecek kodlar ile otomatik hale getirilmiş ve daha sonra yapılacak çalışmalarda toplanacak verilerin aynı yöntemler ile hızlıca analiz edilmesini sağlayacak şekilde programlara dönüştürülmüştür. Böylelikle, görüntü yakalama, işaretleyici takibi, elektromiyografi (EMG) verisi kaydı ve verilerin analizi gibi işlemlerin birlikte işlenebileceği bir metodoloji oluşturulmuş, bu sistemlerin arasındaki senkronizasyon problemleri ya da veri aktarımında oluşabilecek olası sıkıntılar da aşılma çalışılmıştır.

Konu hakkında yapılan araştırmalarda, patellar tendon bandının skuat veya izometrik egzersiz gibi dinamik komponenti az olan durumlarda kuadriseps kas aktivitesi üzerine etkisini incelenmiştir. Serbest düşme gibi dinamik hareketler esnasında bantın özellikle kas aktifleşmesi veya maksimuma ulaştığı zaman ve diz açısı bağlantısı ile ilgili yeterli veri literatürde bulunmamaktadır. Bundan

dolayı sağlıklı gönüllülerde bantın serbest düşme esnasında diz açısı ve EMG aktivitesi üzerine etkilerini ortaya koymak için sağlıklı gönüllüler üzerinde bir metodoloji oluşturulmuş ve bu metodoloji, patellofemoral ağrısı olan hastalarda temel bir metod olarak kullanılabilir bir yöntem olarak geliştirilmiştir.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Patellar Tendon Bandı

PTB, patella ve ilgili anatomik yapılardan kaynaklanan ön diz ağrısında, ağrıyı azaltmak ve kişinin sportif performansını arttırmak amaçlı kullanılan bir destekleyicidir (9, 10). PTB, özellikle ön diz ağrısında patellar tendon ve etrafındaki dokuların geriminden kaynaklanan ağrıları azaltmak için patella ve tuberositas tibia arasındaki yumuşak dokuya kompresyon ve destek amaçlı kullanılmaktadır (1, 11, 12). PTB, diz bandı, sıçrayıcı dizi bandı, infrapatellar bant gibi farklı isimlerle de anılmaktadır. PTB, patellar tendona binen yükü ve infrapatellar yumuşak dokuya olan baskıyı azaltmakta ve dolayısıyla ağrıyı azaltmaktadır (13). PTB en çok patellar tendinopati, Osgood Schlatter hastalığı, patellofemoral ağrı gibi ön diz ağrısına sebep olan durumlarda kullanılmaktadır (8). Kullanım kılavuzunda ayakta veya otururken diz hafif kırık, uyluk bölgesi gevşek olacak şekilde bantın tübüler yapısının önde diz kapağı altına gelecek, bantlayıcı kısmın da diz arka tarafında diz çukuruna gelecek şekilde, dizi rahatsız etmeyecek uygun sıklıkta takılması önerilmektedir (Şekil 2.1).

### 2.2 Ön Diz Anatomisi

Diz eklemi, vücuttaki en büyük sinovyal eklemdir. Dizin tam bükülmesine, tam açılmasına ve diz bükülü iken bir miktar dönmesine izin verir (14). Diz eklemi tibia ve femur arasında bikondiler ve femur ile patella arasında eyer şeklinde (sellar) bir eklemden oluşmaktadır. Femur iç yumrusu (kondil) uç kısmı dış yumruya göre daha sığ ve daha kıvrımlıdır (15). Patella vücuttaki en büyük susamsı kemiktir. Kuadriseps femoris tendonu tarafından sarılır ve femoral yumruların önünde yerini alır. Ön yüzü ve eklem yüzleri bulunmaktadır (16). Diz tam açıkken patellanın tepe kısmı diz ekleminin 1-2 cm. yukarisındadır (Şekil 2.2).

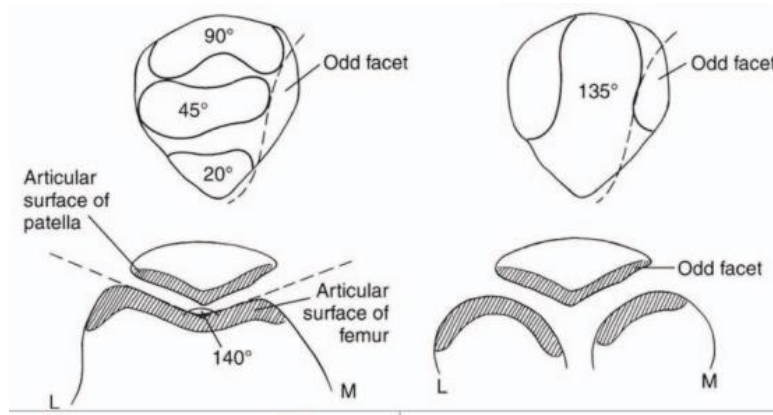


Şekil 2.1. Patellar tendon bandı, uygulama bölgesi ve şekli. De Royal patellar tendon kullanım kılavuzundan alınmıştır (17).



Şekil 2.2. Diz tam açık ve bükülü iken patellanın diz eklemine göre pozisyonu. Patella, diz bükülü iken eklem merkezine yaklaşırken, diz açılırken yukarıya doğru hareket ediyor. Gray's Anatomy kitabından alıntıdır (16).

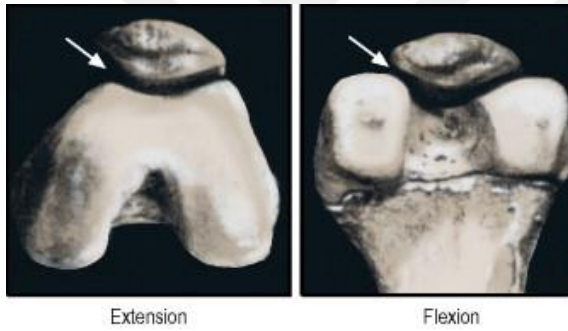
Patellanın arka yani ekleme katılan yüzü incelendiği zaman, faset ismi verilen anatomik yüzeyler bulunmaktadır. Patellanın arka yüzeyi, femurun uç yumruları arasındaki oluk kısmına denk gelen düzgün dikey bir kenar ile, iç ve dış yüzeyler (faset) olarak ikiye ayrılmıştır. Dış yüzey, içe göre biraz daha geniştir. İç yüzeyin daha da iç kısmında ince bir çizgi şeklinde dikey uzanan odd faset ismi verilen bir bölge daha vardır (14). Patella kırırdağı, vücuttaki en kalın eklem yüzey kırırdağıdır. Patella normalde tek parçadır ama popülasyonda iki veya üç parçalı olarak da karşımıza çıkabilir. Yoğun bir trabeküler kemikten oluşmaktadır. Üst yüzüne kuadriseps femoris kası yapışır ve ön yüzüne doğru tendon olarak devam eder. Alt ucundan (apeks) patellar ligament başlarken, patellanın iç ve dış kenarlarına Vastus medialis (VM) ve Vastus lateralis (VL) kasları yapışmaktadır. Patellanın eklem yüzü ile femur arasında bir uyum bulunmaktadır. Femoral uç yumrular ters bir U şeklini andırır ve patellanın odd yüzey olarak adlandırılan kısmı diz tam bükülü iken femurun iç uç yumrusunun ön dış kısmıyla temas halindedir. Bu esnada da dış femoral uç yumruyla patella dış yüzeyi bir miktar temas halindedir (Şekil 2.3). Patellanın arka dış kısmındaki geniş alan diz tam bükülü ve tam açıkken femur dış uç yumrusuyla eklem yapar. Patellanın arka iç kısmındaki alan ise diz eklemi açıkken iç uç yumrudan bağımsız bir halde dururken, diz bükülü iken iç uç yumru ile temas halindedir (Şekil 2.4).



Şekil 2.3. Patella ve femurun eklem yüzleri. Goodfellow ve arkadaşlarından alındıdır (18).

### 2.3. Dizin Ekstansör Mekanizması

Dizin ekstansör mekanizması kuadriseps kası, kuadriseps tendonu, medial ve lateral patellar retinakulum, patella, patellar tendon ve tibial tüberkülden oluşmaktadır. Uyluk ön tarafında bulunan kuadriseps femoris kası, dört başlı bir kastır. Kuadriseps kası, rektus femoris (RF), VL, VM ve vastus intermedius kaslarından oluşmaktadır. Bu 4 komponent ayrı ayrı başlarken, sesamoid bir kemik olan patellada birleşirler. Kuadriseps femoris kasının tendinöz insersiyosu olan patellar tendon, tibianın tuberositasında sonlanır (19).

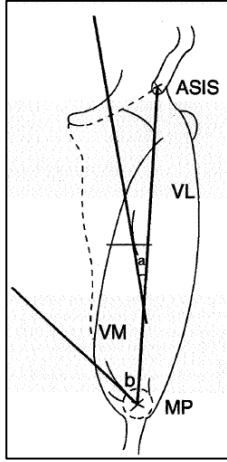


Şekil 2.4. Patellanın diz açık ve bükülü pozisyonları esnasında oluk içindeki hareketi. Ok, patella iç yüzeyinin diz açık ve bükülü pozisyonları esnasında hareketini gösteriyor. Last's anatomy kitabından alıntılanmıştır (15).

Kuadriseps femoris kası diz eklemine açan kastır ve kasın bütün parçaları bu harekete katılır. Kuadriseps kası kasıldıkça patellayı dışa çekme eğilimindedir. VM yatay lifleri patellayı dışa doğru çeken bu güce karşı koyarlar. VM liflerinin patellanın iç kenarına yapışan kısmı vastus medialis obliquus (VMO) olarak adlandırılır. Aslında VM'nin devamı olan bu parça, yapışma bölgesinde oluşturduğu artmış oblik pennat açılanma sayesinde diz eklemi açılırken patellanın dışa doğru yön değiştirmesini engelleyerek normal patellar dizilimi sağlamaya çalışır (20). 1968 yılında Lieb ve Perry, VM kasını VML ve VMO olarak iki ayrı parça şeklinde tarif etmişlerdir (21). Bununla birlikte yapılan kadavra incelemelerinde, VM'nin üst ve alt lifleri arasında farklı sinir dağılımlarının mevcut olduğu ortaya konmuştur (22). Speakman ve

Weisberg de her iki parçanın anatomik ve fonksiyonel farklılıklarına dikkat çekerek bu görüşü desteklemiştir (23). Terry, VM'yi sagittal olarak uzanan ve uç kısmında daha oblik liflerden oluşan iki farklı parçası bulunan bir kas olarak tarif etmiştir. VML, diz eklemine açarken, VMO patella stabilizasyonunu sağlamaktadır (19). Yine yapılan bir başka kadavra çalışmasında VML ve VMO'nun farklı sinir dallanmaları olup olmadığı araştırılmıştır VMO'nun, diz eklemine yakın bölgede adduktor longus ve magnus ile olan yakın ilişkisinden dolayı, bu kasların motor uyarılmasını sağlayan obturator sinirden dal alıp almadığı incelenmiş ama sadece femoral sinir tarafından uyarıldığı tespit edilmiştir Yine aynı çalışmada VMO ve VML kas lif oryantasyonu ölçülmüş ve VMO açısı yaklaşık 52.20 derece, VML açısı ise yaklaşık 11.46 derece ölçülmüştür. Ölçüm yöntemi Şekil 2.5'de gösterilmektedir. VML'nin elektriksel stimülasyonu patellayı yukarı doğru çekerken, VMO'nun elektriksel stimülasyonu, patellanın mediale hareketini sağlamaktadır (24). Son yıllarda yapılan bazı çalışmalarda, patellofemoral ağrılı vakalar ile kontrol grubu karşılaştırıldığında, ağrısı olan vakaların VMO lif açılarının sağlıklı gönüllülere göre daha az olduğu tespit edilmiştir (20, 25).

VM distal ve proksimal kas fibrillerini uyaran sinir dağılımı ile ilgili yapılan bir çalışmada, VM 3 parçada incelenmiş, üst 1/3 kısmının diğer kısımlara göre liflerinin daha dik ilerlediği, alt 1/3 kısmının yatay seyrettiği belirtilmiş ve üst ve alt 1/3'lük kısım içinde dağılan sinir lifleri incelendiği zaman, VMO olarak adlandırılan bölümün çok zengin bir uç sinir sonlanmasına sahip olduğu ortaya konmuştur. Bu uç liflerin adduktor magnus kasının tendonundan da lifler aldığı ve medial patellar retinakulum ve patella üst pol medialine yapıştığı görülmüştür. VMO'dan VM'nin geri kalan parçasına göre neredeyse 2 kat fazla aksiyon potansiyeli kaydı yapılmış ve bu da bu bölgenin zengin uç sinir ağını yansıtmakta olduğu yorumu çıkarılmıştır (26).



Şekil 2.5. VML ve VMO kas lifleri oryantasyon ölçümü. ASIS: Spina iliaca anterior superior, MP: Patella orta noktası. VM: Vastus medialis, VL: Vastus lateralis, a: proksimal açı, b:distal açı. Nozic ve arkadaşlarının çalışmasından alıntı yapılmıştır (27).

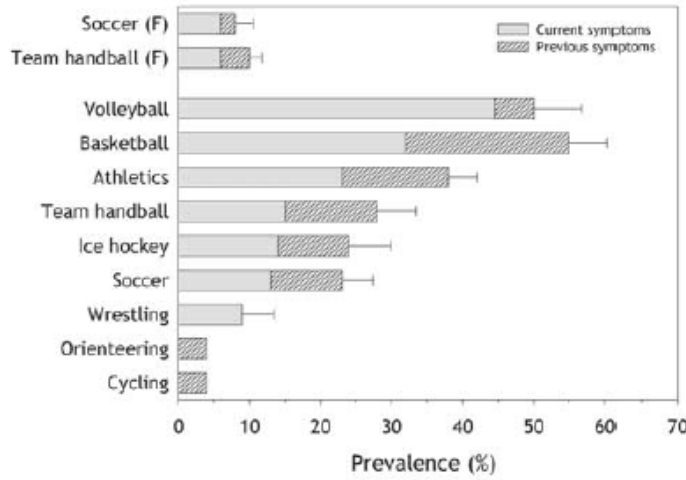
VMO ve VML'nin lif tiplendirmesini inceleyen kadavra çalışmaları da yapılmıştır. Bunlardan birisi de, 1995 yılında Travnik ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadır. 18-44 yaş aralığındaki 9 kadavranın VMO ve VML yüzeyel ve derin kas liflerinden biyopsiler alarak, bu kasların lif tiplerini inceleyen çalışma sonucunda, VMO liflerinin VML liflerine göre daha çok tip 2b ve daha az tip 1 lifleri içerdiği bulunmuştur. VML kas dokusunda yapılan birçok örnekte tip 2b liflere rastlanmamıştır. Tip 2 lifler, tip 1 liflere göre daha hızlı kasılan liflerdir. Dolayısıyla VML, VMO'ya göre daha yavaş kasılan ama yorgunluğa daha dayanıklı bir kas grubu olarak nitelendirilebilir (28).

### 2.3 Patellar Tendinopati

Sıçrayıcı dizi olarak da tarif edilen patellar tendinopati, sıklıkla tekrarlayan patlayıcı kuadriseps kasılmaları gerektiren aktiviteler sonrasında ortaya çıkmaktadır (29). Örnek verecek olursak yapılan çalışmalarda erkek voleybolculara patellar tendinopati sıklığı %40-50 civarındadır(12, 30). Patellar tendinopatiyüzünden spora ara vermek veya kalıcı olarak bırakmak zorunda olan sporcular vardır. Lian ve



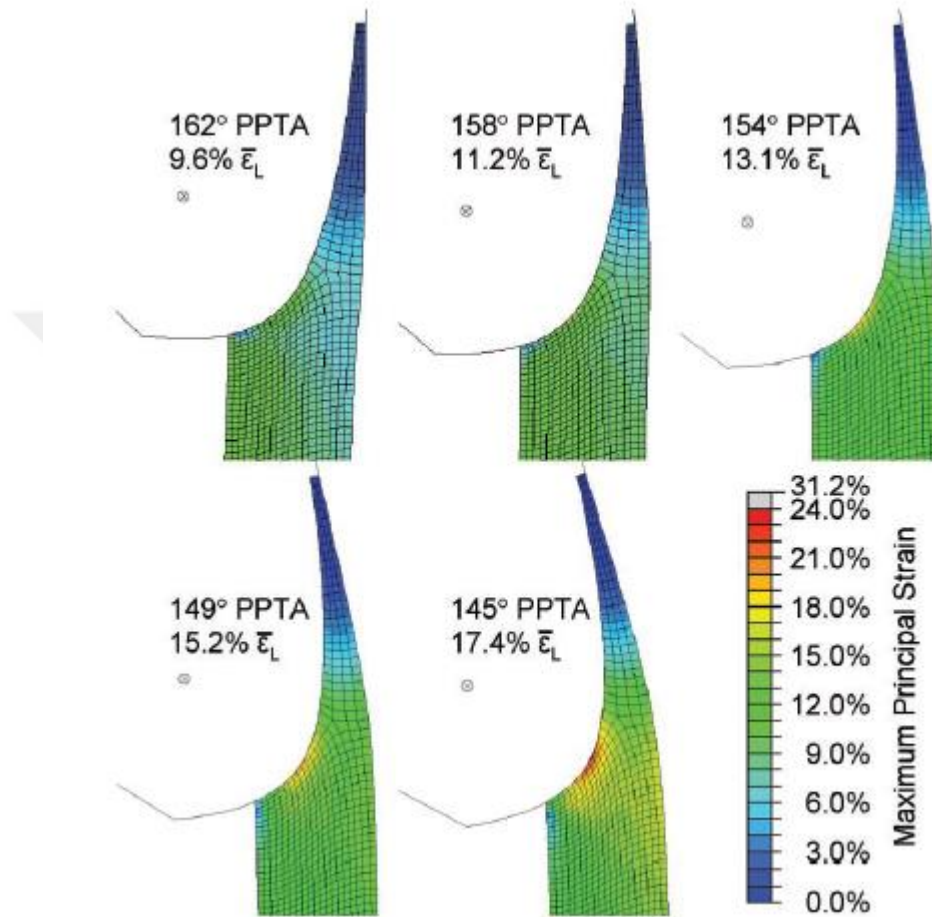
arkadaşlarının 9 farklı branştan 613 elit sporcu üzerinde yaptığı prevalans çalışmasında (şekil 2.6), yeni şikayetler sırasıyla en çok voleybol ve basketbol branşlarında ortaya çıkmıştır. Bisiklet ve oryantring gibi tendona fazla yük bindirmeyen sporlarda yeni ortaya çıkan vaka olmamıştır. Yine aynı çalışmada patellar tendinopati rahatsızlığı olan sporcuların olmayanlara göre daha ağır ve daha uzun olduğu ve daha çok ağırlık ve sıçrama antrenmanı yaptığı ortaya konmuştur (12). sıçramak için üretilen maksimal kuvvet maksimal izometrik kuvvete göre çok daha fazladır ve sıçramak için yere uygulanan yer tepki kuvveti de koşu aktivitesine göre çok daha fazla olmaktadır (22). Bu kuvvetler de patellar tendona paralel olarak uygulanan yüksek kuvvetlerdir ve bu mekanik yüklenmeler tendonda uzun dönemde apoptozis yani hücre ölümüne ve buna bağlı olarak da tendinopati, tendonda kısmi veya tam yırtık gibi tablolara sebep olabilmektedir (31).



Şekil 2.6. Patellar tendinopatinin elit sporcularda branşlara göre dağılımı. Lian ve arkadaşlarından alıntıdır (12).

Sıçrayıcı dizi olarak da literatürde geçen patellar tendinopati daha çok tendonun patellaya yakın lokalizasyonunda ortaya çıkmaktadır. Patella-patellar tendon açısı arttıkça tendon üzerinde meydana gelen gerim azalmaktadır. Tendon üzerindeki gerim arttıkça da tendonun patella ucunda yüklenmede artış olmaktadır (Şekil 2.7). Lavagnino ve arkadaşları, ön diz ağrısında kişinin konforunu ve ağrısını azaltmak için kullanılan patellar tendon bantlarının patella-patellar tendon açısı, patellar tilt ve

patellar tendona binen yük üzerine etkilerini araştırmışlardır. Patellar tendon bandının net olarak patellofemoral dizilim üzerine etkisinin olmadığı, tendon bantlarının patellar tendonun üzerinde gerimi azalttığı, patella- patellar tendon açısını arttırdığını bulmuşlardır (2).

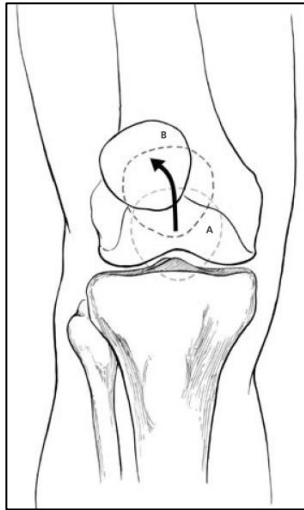


Şekil 2.7. Patellar tendona binen gerim. Patella ve patellar tendon arasındaki açı arttıkça patellar tendonun patella yapışma noktasındaki geriminin azalmaktadır. Şekildeki beyaz yuvarlak, patellanın rotasyon noktası. Gerim, yandaki renk skalası ile ifade edilmiştir (2).

#### 2.4 Patellofemoral Ağrı Sendromu (PFS)

PFS, daha çok genç yaşta görülen, tanısı genellikle klinik olarak konulan sinsi başlangıçlı, patella arkası veya etrafında, patellar baskıyla veya dokunmayla ya da patellofemoral eklem üzerinde stres oluşturan aktivitelerle (merdiven inip çıkma,

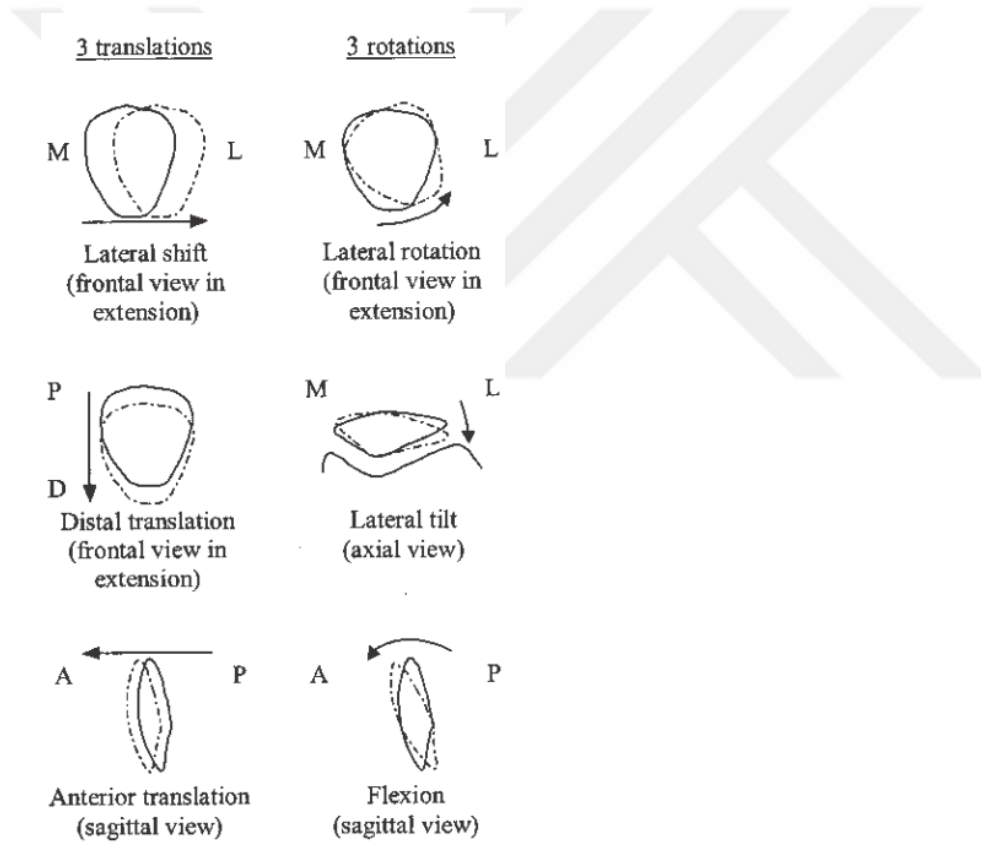
koşma, diz bükülü durumda iken uzun süre oturma) artan bir ağrıdır (1). Klinik olarak da karşımıza, yaygın ağrı, ses gelmesi, şişlik, kilitlenme benzeri bulgu ve diz eklemine açan kuvvetlerde azalma olarak çıkar (11).PFS'de dizin fleksiyon ve ekstansiyon esnasında patellanın izlediği yolun bozulmasına bağlı (maltracking) ekleme fazla yük binmesi temel problemdir. Travma, aşırı kullanım, patella aşırı-az hareketliliği, patellayı yerinde tutan dış yapıların gerginliği, kas güçsüzlüğü gibi durumlar PFS'ye sebep olmaktadır. PFS, diz ağrısı ile başvuran hastalarda en sık etyolojik faktörlerdendir(18). PFS'li hastalar genellikle uzun süre oturma sonrası dizler bükülü iken veya dizin bükülü olmasını gerektiren tekrarlayan durumlarda patella etrafında ağrı tariflemektedir. VM-VL arasındaki kas aktivasyon ve kuvvet farkı ve dış yapılardaki gerginlik, patellanın diz bükülme ve açılma esnasındaki hareketini bozacağı için karşımıza ağrı olarak çıkmaktadır (32). Patellanın skuat gibi diz serbest veya yerdeyken bükme hareketi esnasında içe fazla hareketi ve diz yerdeyken veya serbest yatar konumda diz eklemine açma hareketi esnasında dışa doğru yer değiştirmesi J hareketi olarak isimlendirilir ve bu hareket patellanın hareketini kontrol eden kuvvetler arasında dengesiz bir kuvvetin etkili olduğunu göstermektedir (Şekil2.8).



Şekil2.8. J bulgusu. Patellanın 90 derece diz bükülü durumdan (A) 0 derece diz tam açık hale gelirken (B), laterale doğru anormal hareketidir. Dixit ve ark. çalışmalarından alınmıştır (33).

Patella, dizin bükülme ve açılma hareketleri esnasında yer değiştirme ve dönüşler içeren birtakım yörüngeleri vardır ve bu izlediği yörüngenin çeşitli sebeplerle

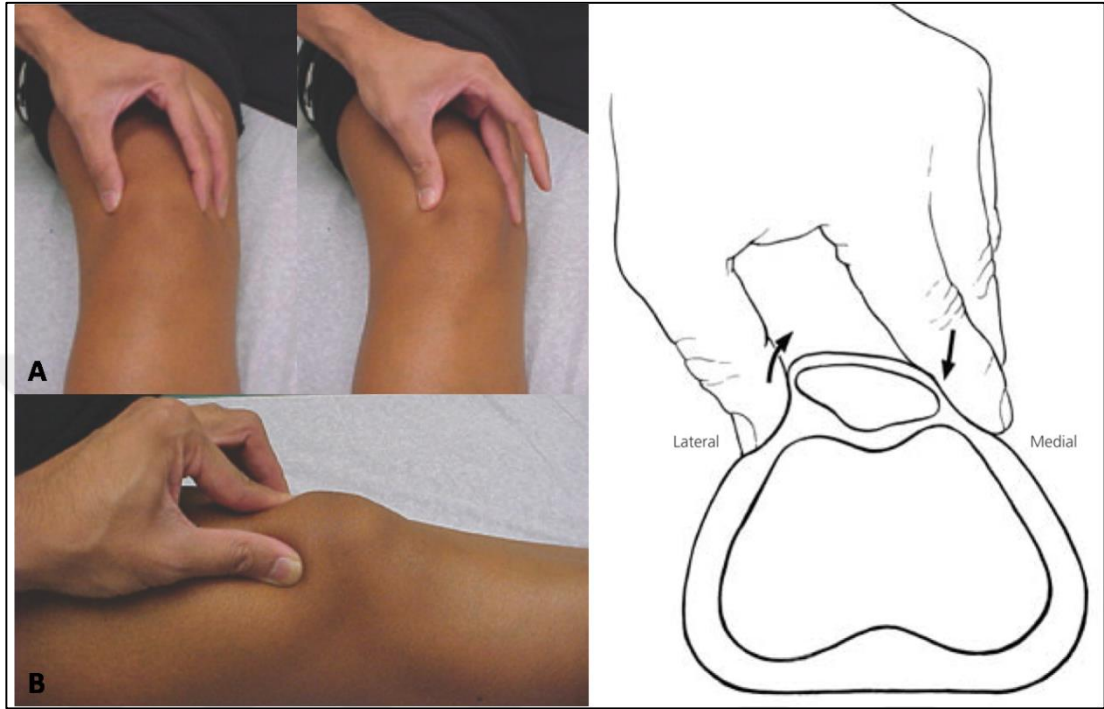
bozulması, PFS'ye sebep olmaktadır. Patellanın diz eklemi bükülürken ve açılırken yer değiştirme ve dönüş içeren altı farklı hareketi vardır. Bu hareketler şekil2.9'de gösterilmiştir. Patella yörüngesi hareket esnasında tam kesinlikle tanımlanmamış olmakla birlikte, kadavra ve patellanın konturlarının bozulmadığı düşük bükme içeren hareketler esnasında yapılan biyomekanik ve radyolojik çalışmalar, fikir vermektedir. Patellanın hareketini takip etmek amaçlı, patella kutuplarını sabitleyecek şekilde konulan bir klemp ile dize 20 derecelik bükülü pozisyondan tam açık hale getirirken yapılan görüntüleme ile patellanın öne ve içedönme dışı doğru tilt hareketini yaparken aynı anda dışı öne ve yukarı doğru kaydığını gözlemlemişlerdir(24, 34).



Şekil2.9. Patellanın yörüngesi (patellar tracking). Katchburian ve arkadaşlarının derleme çalışmasından alıntıdır (35).

PFS tanısını koymak için muayene esnasında patellanın mobilite, patellar tilt ve patellar öğütme adı verilen bazı testler kullanılmaktadır. Patella sağa sola doğru itilerek , lateral tilt ismi verilen hareket yaptırılarak ne kadar mobil olduğu ve patellayı içten veya dıştan sabitleyen yapıların gergin olup olmadığı kontrol

edilmektedir. Yine patellar öğütme testi ile patella, femoral olukta sıkıştırılarak kuadriseps kontraksiyonu ile ağrı ortaya çıkıp çıkmadığı bakılmaktadır(Şekil 2.10).



Şekil2.10. Patellar öğütme (patellar tilt) ve patellar hareketlilik (mobilité) testi. PFS tanısı koymak için patella sağa sola oynatılarak, patellar mobilite testi(A) ve patellanın yukardan nazikçe sabitlenerek, kuadriseps kasının kasılması esnasında ağrı bulgusunun olup olmadığı testi (B) uygulanıyor (33).

Patellanın yörüngesel hareketi ve bu harekette meydana gelen bozulmalar (maltracking) farklı yöntemlerle değerlendirilmeye çalışılmaktadır. Bu yöntemler arasında statik , dinamik görüntüleme yöntemleri ve görüntü analiz yöntemleri kullanılmaktadır. PFSli ve sağlıklı gönüllü bireyler üzerinde yapılan bir çalışmada, kişilerin ayaktan 90 derecelik diz bükülü pozisyondaiken patellanın hareketi incelenmiş ve PFS'li bireylerde patellanın dışa doğru rotasyon hareketi gözlenirken, herhangi bir şikayeti olmayan bireylerde, patellanın içe yönlendiği gözlenmiştir. PFS'li olguların patellasında da sağlıklı bireylere göre dışa kaymanın artmış olduğu gösterilmiştir (24).

Patellanın dizilimi veya izlediği normalden farklı yol, patellofemoral ağrı ve fonksiyon kaybına sebep olabilmektedir. Patellanın dizin bükülme-açılma hareketi

esnasında izlediği yörüngeyi belirlemek amaçlı yapılan bir başka çalışmada, tek bir gönüllü üzerinde patella, tibia ve femura intrakortikal küçük iğneler konarak oturur pozisyonda, diz eklemine açık pozisyondan 50 derecelik bükülü pozisyona getirirken yapılan 3 boyutlu görüntüleme sonucunda, patellanın dışa doğru kaydığı ve dışa doğru rotasyon hareketi yaptığı gözlenmiştir (36). Peki acaba VM ve VL kassal aktivasyonu patella dansını nasıl etkilemektedir? Sağlıklı gönüllülerde, diz tam açıkken VMO'nun elektriksel stimülasyonu sonucunda patella ekstansiyon, içe tilt, dış rotasyon ve içe, yukarı ve öneyer değiştirme yaparken, VM'nin daha yukarıdan uyarılması patellanın ekstansiyon içe doğru tilt, dış rotasyon ve içe, yukarı ve arkaya yer değiştirmesine neden olmaktadır. Kuadriseps kasının VL parçasının elektriksel stimülasyonu ile de sağlıklı gönüllülerde patella ekstansiyon, dışa doğru tilt, iç rotasyon ve dışa yukarı ve arkaya yer değiştirme hareketi yapmaktadır. VM ve VL kas grupları arasındaki koordinasyon veya kuvvet farklılığı, patellanın femoral oluktaki dansının bozulmasına ve PFS'nin ortaya çıkmasına sebep olmaktadır (34).

## 2.6. Yapılan Çalışmalar

PFS'nin VM-VL kas aktifleşme süreleri arasındaki farktan kaynaklandığı hipotezinden yola çıkarak yapılan çalışmalardan bazılarını kısaca göz atmakta fayda vardır. Bu çalışmaların bir kısmı VM-VL kasları arasındaki kasılma zamanı ve kas kuvveti arasındaki farklılıkların PFS'yi tetikleyebileceğini iddia ederken, bir kısmı da PFS üzerinde etkisi olmadığını iddia etmektedir.

Patellar bantlama yani patellayı rijid bantlarla mediale doğru sabitleme yönteminin ön diz ağrısını azalttığına dair yapılmış çalışmaları referans alarak, Mostamand ve arkadaşları, bu iyileştirici etkinin EMG aktivitesi üzerine etkisi olup olmadığını incelemişler ve bantlama sonrası VMO-VL kas aktivasyon farkının azaldığını belirtmişlerdir (Şekil 2.11). Yine yapılan bir başka çalışmada, ön diz ağrısı olan kişilerde VMO-VL kas aktivasyon farkını azaltmak için motor kontrol egzersizleri ile kuadriseps kuvvetlendirme egzersizleri arasında kassal aktivite yönünden herhangi bir farklılığın ortaya çıkıp çıkmayacağı araştırılmış, her iki egzersiz çeşidi

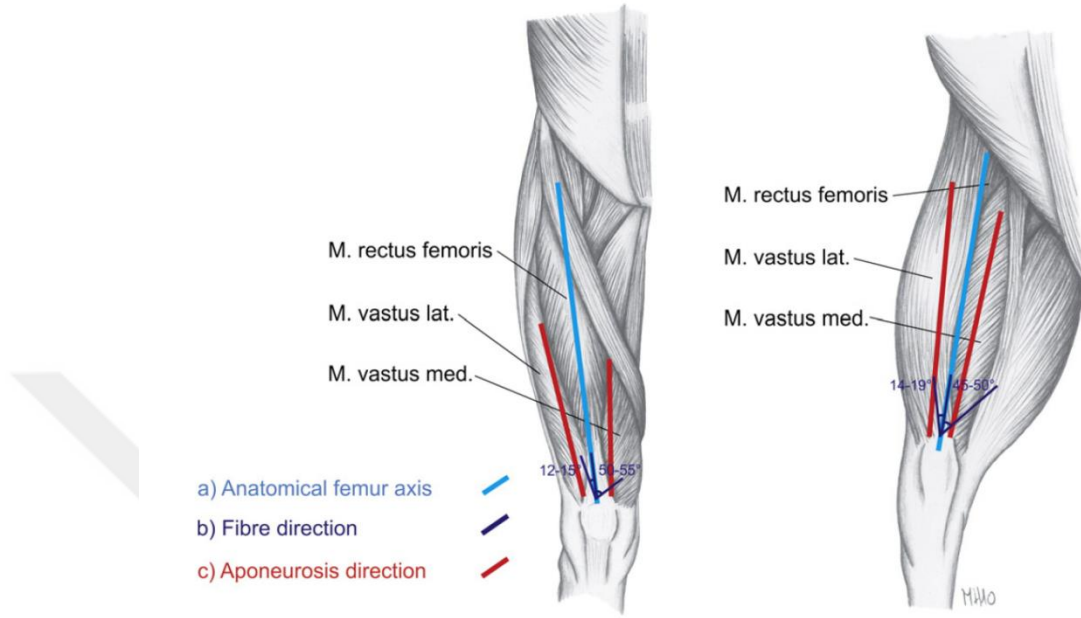
de kuadriseps kas kuvvetini ve VMO-VL kasılma zamanını olumlu şekilde değiştirmişlerdir (36).



Şekil 2.11. Patellar bantlama. Mostamand ve ark.larının çalışmasından alıntı yapılmıştır (5).

Sawatsky ve arkadaşlarının 2012 yılında, ön diz anatomik yapısı insan dizine benzediği için Yeni Zelanda tavşanları üzerinde yaptıkları çalışmada (Şekil 2.12), 30, 60, 90 derece diz fleksiyonu esnasında femoral sinire konulan bir elektrot aracılığıyla dizde kasılma oluşturulduğunda, VM bütünlüğünün tam olduğu ve VM kasının kesildiği iki durum arasında patella arkasına koydukları basınca duyarlı film kağıtları ile yapılan karşılaştırmada, patellofemoral kontakt alanları, patellofemoral temas sonrası ortaya çıkan şekil ve patellofemoral eklem yük dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı tespit edilmiştir. Bunun sebebi olarak da, VM kas grubunun tavşanlarda, insanlara göre kuadriseps kas grubunun kütle olarak daha az bir miktarını oluşturdukları, VM ve VL unipennat kaslar olduğu için, kas kasılması esnasında patella hareket yönünü sadece distal kısımdaki lokal kas liflerinin değil, tüm kasın kasılmasına bağlı olarak ortaya çıkan yön doğrultusunda

olabileceğini ve patellar yer değiştirme ve patellofemoral eklem ağrısının VM güçsüzlüğü dışında farklı birçok etmeden etkilenebileceği yorumunu yapmaktadırlar(37).



Şekil 2.12. Yeni Zelanda tavşanı ile insan ön dizi arasındaki benzerliği gösteren şekil. Sawatsky ve arkadaşlarının çalışmasından alınmıştır (37).

VMO'nun patellanın sabit bir düzlemde hareketindeki rolünü ortaya koymak amacı ile, birincil ve tekrarlayan, patellanın dışa doğru fazla yer değiştirmesi rahatsızlığı bulunan hastalar üzerinde yapılan bir çalışmada, bu hastaların MR yardımı ile VMO kas kesitsel alanları, ve kas lif açıları kontrol grubu ile karşılaştırıldığı zaman arada istatistiksel bir fark saptanmamıştır (38).

Voight ve Wieder 1991 yılında patellar tendon refleksi esnasında VMO ve VL'nin normal ve PFS'li hastalar arasında aktifleşme zamanının değişip değişmediğini incelemiş, VMO'nun her iki grupta ateşleme zamanının değişmediğini ama sağlıklı gönüllülerde VL'nin daha erken ateşlendiğini ortaya koymuşlardır. Yine patellar refleksin incelendiği bir başka çalışmada, sağlıklı gönüllülerde refleks esnasında VMO'nun daha erken kasıldığı ama PFS'li hastaların ağrılı dizlerinde VL daha erken ateşlenirken, ağrısız dizlerinde bu tablonun tam ters olduğu gösterilmiştir (39).

Cowan ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, EMG verisini filtreleyip rektifiye ettikten sonra VMO ve VL kaslarının ateşleme zamanını karşılaştırabilmek için



kasların hareketsiz oldukları dönemdeki EMG verisine standart sapma ekleme yöntemi ile zamanını bularak kas aktivasyon zamanlarını karşılaştırmışlardır. Daha sonra bu yöntem başka çalışmalarda da kullanılmıştır ve bantlı ve bantsız koşullarda VMO ve VL kas aktivasyon değerlerinin değişip değişmediği bu yöntemle incelenmiştir (4). VM-VL aktivasyonu arasındaki zaman farkını ölçen çalışmalar genelde basamak inip çıkma, izometrik, izokinetik test veya refleks esnasında kasların aktivasyon zamanlarını karşılaştırmıştır. Bir derleme makalesi değerlendirmesine göre, merdiven çıkarken, diz ağrısı çeken grubun VM kası VL'ye göre daha geç aktifleşmektedir ve bir çalışma dışında aradaki fark istatistiksel olarak anlam taşımamaktadır. Merdiven inerken elde edilen veriler de merdiven çıkarken elde edilen veriler ile benzerdir(40).

Yine bir başka çalışmada, PFS rahatsızlığı olan gönüllülerin skuat ve izometrik egzersizleri esnasında, bazı gönüllülerin PFS rahatsızlığı yaşadıkları dizlerinde, ağrı olmayan dizlerine göre VMO aktivasyon kaybı olduğu ama bunun kuadriseps kas kuvvetini etkilemediği ortaya konmuştur. VMO-VL aktivasyon zamanları arasındaki gecikmenin kuadriseps kas kuvvet kaybına sebep olmayabileceği belirtilmiştir (5).

Chester ve arkadaşlarının VMO ve VL devreye girme zamanlarının ön diz ağrısında rol oynayıp oynamadığına yönelik yaptıkları meta analiz çalışmasında, en çok ayakta durma fazından çökme fazına geçerken kasların devreye girme hareketi çalışılmış ve hareketsiz andaki kas EMG değerlerine 3 standart sapma değeri eklenerek, kas EMG aktivitesinin bu değer üzerinde en az 25 saniye aktif kaldığı aralık seçilerek kasların devreye girme zamanları belirlenmiştir. Ve meta analize göre, VM-VL aktifleşme zamanları arasındaki farkın PFS oluşumunda rol oynayabileceğini ama tüm PFS hastalarında bu farkın görülmeyebileceği sonucunu ortaya koymuşlardır(36).

Kuadriseps kasının VM ve VL komponentinin kassal aktivasyon sürecinde farklı zamanlarda devreye girmeleri, patellofemoral ağrı oluşumunda en önemli faktörlerden biri olarak gösterilmektedir. VM kasının dizin iç taraftaki tek sabit tutucu yapı oluşu ve VL kasına göre daha fazla oranda tip 1 lif içermesi gibi etmenler, VL'nin aktivasyonunun artması sonucu patellanın dışa hareketini arttırmakta ve patellada anormal bir stres dağılımı ortaya çıkarmaktadır(18, 32, 41).

Pubmed veri tabanı incelendiğinde PTB ile ilgili bazı çalışmalar göze çarpmaktadır. 1979 yılında Levine ve Splain, patellofemoral ağrılarda, patella altı bantın kullanım şartlarına uygun takılırsa patellofemoral ağrıyı azalttığı ifade etmişlerdir (11). Bantın basit, rahat kullanılabilir olduğu ve kullanımına engel oluşturan herhangi bir durum olmadığı belirtilmiştir. Yine bir başka çalışmada günlük eğitimleri esnasında ağrı sıkıntısı yaşayan askeri öğrencilerin diz ağrılarının tendon bandı ve dizlik kullanarak geçip geçmediği araştırılmıştır. 3 gruba ayrılan hastalar fizyoterapi, kapalı kinetik zincir egzersizleri ve non-steroid antiinflamatuvar tedavi ile birlikte, koruyucu ekipman kullanmayan, destekleyici (breys) kullanan ve tendon bandı kullanan olmak üzere 3 gruba ayrılmışlardır. Haftalık muayene ve ağrı skoru anketi ile takip edilen hastalar, 6-8 hafta boyunca takip edilmiş ve sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Sonuçta destekleyici ve bant kullanan ve kullanmayan grupta ağrının kontrolü açısından istatistiksel anlamlı bir fark saptanmamıştır (42). Yazarlar, çalışmalarında, ön diz ağrısının kontrolünde bu ekipmanların çok etkin olmadığını öne sürmüşlerdir.

Bir başka çalışmada, diz kadavraları üzerinde patella altı ve hem patella üstü hem patella altı takılan bantların dizdeki etkileri incelenmiş, bantların 20-100 derece dizin bükülü olduğu açılarda dizaltı bölgede basıyı azalttığı, patellofemoral temas alanını küçülttüğü ve basıyı azalttığı ve bu etkinin hem patella üstü hem patella altı bölgeye etki yapan kombine dizlikte daha belirgin olduğu ortaya konmuştur. Patella altına uygulanan ve kombine bantlar ön diz kompartman hacmini arttırarak infrapatellar dokuya basıyı net bir şekilde azaltıyor olarak bulunmuştur (8).

19 sağlıklı gönüllü üzerinde yapılan bir başka çalışmada, 4 farklı bantlamanın vücut ağırlığı ile yapılan skuat esnasında kuadriseps kas EMG'sini nasıl etkilediği incelenmiştir. VM-VL kas kasılma aktivasyon farkının değişmediği ama VL aktifleşme zamanının geciktiği, EMG pik ve normalize EMG ortalama değerlerinin bantlama ile etkilenmediği ortaya konmuştur (7).

De Vries ve arkadaşlarının son yıllarda literatüre kazandırdığı çalışmalarda ise, PTB'nin PT'li hastalarda propriyosepsiyonu arttırdığı ve egzersiz esnasında PT kaynaklı VAS skorunu azalttığı ortaya konmuştur (9).

Yine bir başka çalışmada, patellar tendinopatisi olan ve olmayan gönüllülere sıçrama yaptırıp, kuvvet platformu üzerine düşmeleri sağlanarak ve 3 boyutlu hareket analizi ile görüntüleri kaydederek, PTB'nin yere düşme esnasında diz ve kalça açısını ve yere uygulanan kuvveti nasıl etkilediği değerlendirilmiştir. Çalışma sonucuna göre, sıçrama ve yere düşme esnasında ağrıyı azaltmakta, daha nötral bir alt ekstremitte dizilimi ile yere düşmekte ve böylece tendon üzerine binen fazla yüklenmeden tendonu korumakta ve yere dikey uygulanan kuvvetleri azaltmaktadır(36).

Yine Rosen ve arkadaşlarının yaptığı bir başka çalışmada, sıçrayıp yere inme esnasında VM, VL ve RF kasları üzerine yerleştirilen yüzey EMG elektrotlarıyla toplanan EMG verileri bantlı ve bantsız durumlarda karşılaştırılmış ve patellar tendinopatisi olsun olmasın, yere iniş esnasında VL EMG aktivitesi azalmış ve bunun da tendondaki gerginliği azaltabileceği düşünülmüştür (13).

### 3.GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Katılımcılar

Daha önce herhangi bir diz yaralanması geçirmemiş, ön diz ağrısı olmayan 18-35 yaş arası 4 sağlıklı gönüllü çalışmaya katılmıştır. Katılımcıların antropometrik verileri Tablo 1’de özetlenmiştir. Katılımcılar çalışmaya katılmadan önce ‘Araştırma amaçlı çalışma için gönüllü katılım formu’nu okuyup imzalamışlardır. Bu çalışmanın gerçekleştirilebilmesi için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu’ndan (GO 15/69)izin alınmıştır (EK-1).

Tablo 3.1. Katılımcıların fiziksel özellikleri.

	Ortalama $\pm$ standart sapma
Yaş	25.4 $\pm$ 4.8
Boy(cm)	189.8 $\pm$ 9.2
Vücut ağırlığı (kg)	85.2 $\pm$ 7.7

#### 3.2. Veri Toplama Araçları

Katılımcıların çalışma öncesi ısınmaları için bir adet bisiklet ergometresi kullanılmıştır (Monark 834E, İsveç). Katılımcıların, üzerine çıkarak serbest düşme hareketini gerçekleştirmeleri için bir adet 50x50x50 santimetre ebatlarında ahşap

platform kullanılmıştır. Serbest dűřme hareketiningörüntü kaydı için yüksek hızlı kamera (Photron SA3, Japonya)kullanılmıştır. Bu kamera 1024 x 1024 piksel çözünürlükte, saniyede 500 kare görüntü kaydetme özelliğine sahiptir. Çekilen görüntüler, kameraya GigaLAN bağlantı kablosuyla bağlı bulunan dizüstü bilgisayara (Dell Precision M4300, ABD) yüklü Photron FASTCAM Viewer isimli program kullanılarak bilgisayar ortamında görüntülenmiş ve kaydedilmiştir.

Kamerayı istenen hizada konumlandırmak için 1 metre yüksekliğe ayarlanabilen tripod (Manfrotto, İtalya) kullanılırken görüntünün alındığı düzlemi aydınlatmak için video ışıklandırma ekipmanı (Reflecta 7420/3002, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 3.1). Hareketi sırasında ilgilenilen anatomik noktaları görüntü üzerinde belirleyebilmek için 5 adet yansıtıcı işaretleyici kullanılmıştır(Şekil 3.2).



Şekil 3.1. Hareket düzlemini aydınlatmak için kullanılan ışıklandırma ekipmanı ve tripod

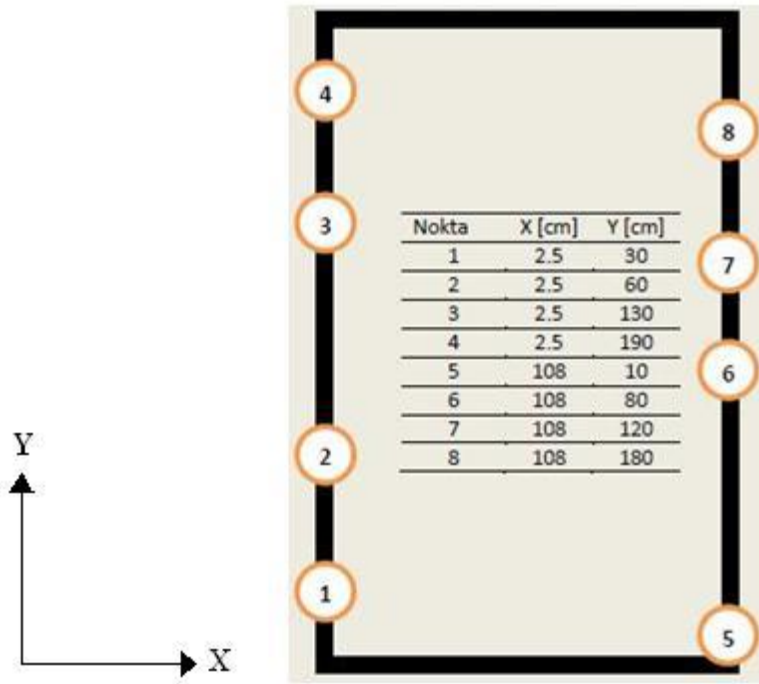


Şekil 3.2Çalışmada kullanılan yansıtıcı işaret seti.

Elektromiyografi ölçümlerinde 8 kanallı Bagnoli masaüstü EMG sistemi (Delsys, ABD) kullanılmıştır. Serbest düşme hareketi sırasında ilgili kasların elektriksel aktivitesini masaüstü EMG sistemine aktarmak için 3 adet DE – 2.1 yüzeyel EMG sensörü kullanılmıştır.

Görüntü ve EMG verilerinin eş zamanlamasını gerçekleştirebilmek için bir adet tetikleyici kullanılmıştır. Tetikleyicinin gönderdiği analog sinyali dijitale çevirmek ve bilgisayar ortamında kaydedebilmek için bir adet 16 kanallı 16 bit çözünürlükte ve 250 kS/s hızında veri transferi yapabilen bir analog-dijital dönüştürücü (National Instruments USB-6210, ABD) kullanılmıştır.

Hareketin yapıldığı alanın kalibrasyonu için üzerinde 8 sabit nokta bulunan 110 x 200 cm boyutlarında bir kalibrasyon düzlemi kullanılmıştır(Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Kalibrasyon düzlemi ve koordinatları.

### 3.3.Verilerin Toplanması

Gönüllüler çalışma öncesi 10 dakika boyunca bisiklet ergometresi ile ısınma egzersizi yapmışlardır.Sonrasında sağ uyluk ön bölgesini açık bırakacak şekilde sporcu taytı giymişlerdir. Uyluk ön yüzüne yapıştırılacak elektrotlar için bölge temizliği yapılmıştır. Kuadriseps kas aktivitesini ve kassal devreye girme zamanını belirleyebilmek için sağ kuadriseps kasının elektromyografik sinyallerinin kaydını yapabilmek için oturur pozisyonda diz eklemi tam ekstansiyonda iken VM, RF ve VL kaslarının en şişkin yerineyüzeyEMG elektrotları yerleştirilmiştir (43). Katılımcılar uygun bir tabureye oturtulduktan sonra, sağ diz uzatılmış ve serbest halde iken5 saniye boyunca bacaklarını hareket ettirmemeleri ve diz eklemine gevşek bırakmaları istenmiştir. Bu sırada kasların elektromyografik aktiviteleri kaydedilerek

bazal EMG aktivitesi olarak adlandırılmıştır. Daha sonra katılımcılardan diz eklemine 90 derece fleksiyona getirmeleri istenmiş ve kurulan düzenek yardımıyla bacakları sabitlenmiştir. Daha sonra katılımcılardan düzeneği mümkün olan en kuvvetli şekilde itmeleri istenmiştir. Bu itme esnasında toplam 5 saniye boyunca VM, RF ve VL kaslarının maksimal EMG verisi toplanmıştır. Bant, kullanma kılavuzundaki tarife uygun olarak her katılımcının sağ dizkapağı altına, patellar tendonun üzerine gelecek şekilde uygun gerginlikte uygulanmıştır. Bazal ve maksimal veriler sağ diz için hem bantlı hem de bantsız koşullarda tekrarlanmıştır.

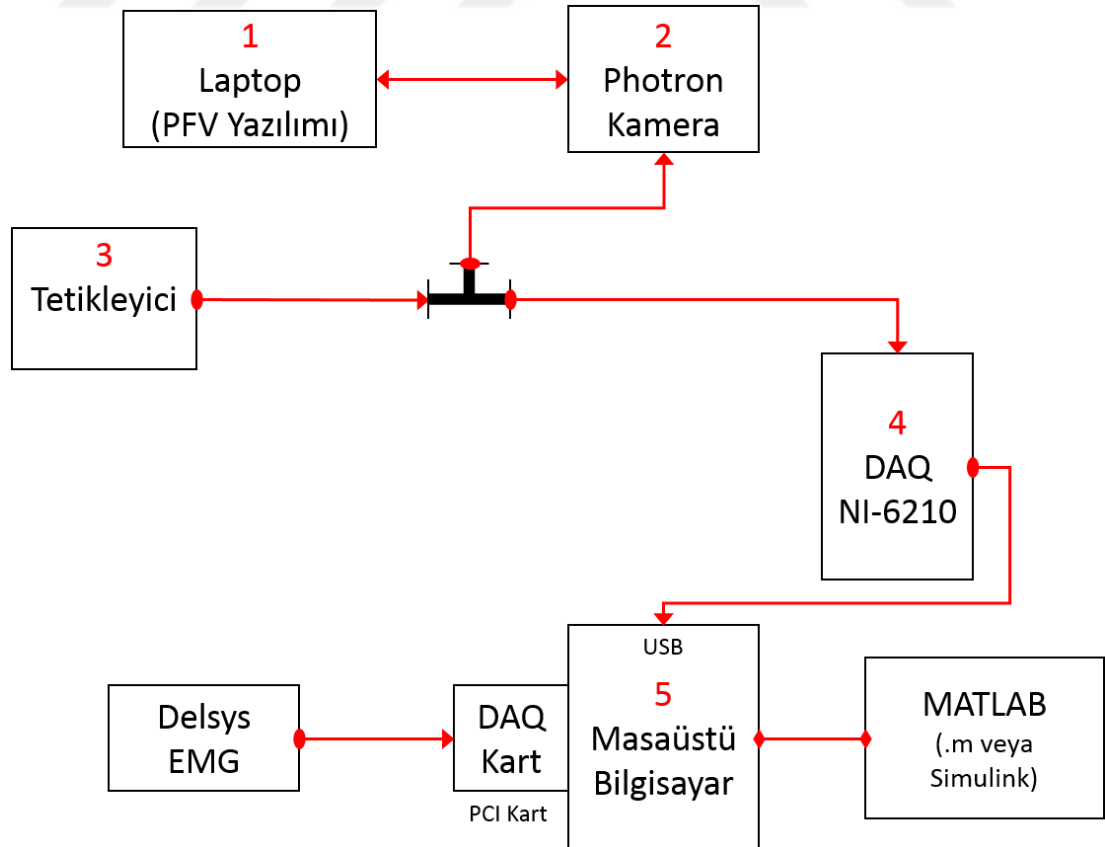
Katılımcıların sağ alt ekstremitelerinde, kalça (trokanter major), diz (dış femoral yumru), ayak bileği (dış malleol), topuk (kalkaneus) ve ayak parmaklarına (5. metatarsal) görüntü üzerinde belirleyebilmek için toplamda 5 adet yansıtıcı işaretler yapıştırılmıştır (Şekil 3.4). Hızlı kamera tripodla yerleştirilmiştir. Serbest düşme hareketinin gerçekleştirileceği alana 50 santimetrelik platform ve hemen önüne kalın, kaymayan bir minder yerleştirilmiştir. Tripod 1 metre yüksekliğe ayarlanarak hareket düzlemine 2 metre mesafeye yerleştirilmiş ve böylece kameranın kadraj ayarı yapılmıştır. Hareket düzlemini aydınlatmak için kullanılan ışıklandırma ekipmanları video kamera ile aynı hizada olmak üzere kameranın sağ ve sol tarafına konumlandırılmıştır. Daha sonra ışıklar açılarak kameranın hareket alanını net görüp görmediği kontrol edilmiş ve kameranın diyafram ve netlik ayarları yapılmıştır.





Şekil 3.4. Yansıtıcı işaretler. Her katılımcı için hareketin takibi amaçlı kalça (trokanter major), diz (dış femoral yumru), ayak bileği (dış malleol), topuk (kalkaneus) ve ayak parmaklarına (5. metatarsal) yansıtıcı işaretler yapıştırılmıştır.

Daha sonra hareketin gerçekleştirileceği alana kalibrasyon düzlemi yerleştirilmiş ve kalibrasyon düzleminin görüntüleri kaydedilmiştir. Bu kayıttan sonra hızlı kameranın yeri bir daha değiştirilmemiştir. Katılımcılar 50 santimetrelik platformun üzerine çıkmışlardır. Ayak uçları platform bitiş noktasına denk gelecek şekilde konumlandırılmışlardır. Kişilerden, verilecek sözlü komut ile platform üzerinden minder üzerine serbest düşüş hareketini gerçekleştirmeleri ve yere düştükten sonra ikinci bir komut gelene kadar hareketsiz şekilde beklemeleri istenmiştir. Katılımcılar platformda komut beklerken EMG kaydı başlatılmış ve verilen ilk sözlü komut ile birlikte tetikleyiciye basılarak hızlı kamera kaydı da başlatılmıştır (Şekil 3.5). Katılımcılar önce üç defa bantsız, sonra üç defa da bantlı olmak üzere 50 cm'lik platformdan çift ayak üzerine serbest düşme hareketi gerçekleştirmişlerdir. Katılımcıların sagittal düzlemdeki serbest düşme hareketleri hızlı kamera ile saniyede 500 kare hızda ve 1/2000s perde hızında kaydedilmiştir. VM, RF ve VL kaslarının EMG sinyallerinin veri toplama frekansı ise 1000 Hz'dir.



Şekil 3.5. EMG ve hızlı kamera senkronizasyonu.

EMG verisi, masaüstü bilgisayarda yazılan MATLAB programının çalıştırılması ile (EK-3) veri toplarken, katılımcıya sözel verilen ‘Başla’ komutu ile tetikleyiciye basarak Photron hızlı kamera (2) çalıştırılmış, görsel veriler dizüstü bilgisayarda yüklü PFV yazılım programı(1) aracılığı ile toplanırken aynı yazılım programının başlatılmasıyla tetikleyiciden gelen sinyaller de hareketin eş zamanlı başlama anını anlayabilmek için A/D dönüştürücü (4) yardımı ile masaüstü bilgisayara işlenmiştir.

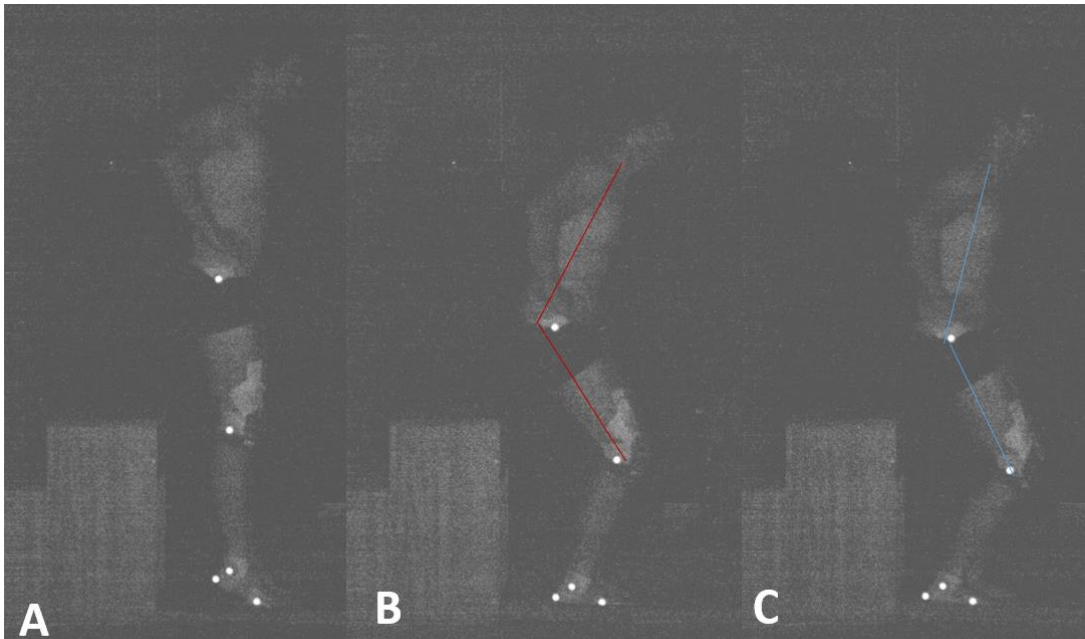
### 3.4. Verilerin Analizi

#### 3.4.1. Görüntü Analizi

MATLAB programı ile hareket esnasında parlayan yansıtıcıların orta noktaları bulunarak, yazılan programlar aracılığıyla tüm hareket boyunca noktaların takibi sağlanmıştır. Yansıtıcı işaretlerin net olarak görüntülenemediği durumda program otomatik olarak durmuş ve kullanıcıdan işaretleyicinin tahmini yerini işaretlemesini istemiştir. Daha sonra program benzer bir durum yaşanana kadar otomatik olarak devam etmiştir. En son olarak kalibrasyon görüntüsü ekrana gelmiş ve şekildeki sıralamaya uygun şekilde noktalar manuel olarak işaretlenmiştir (EK-4). Yine manuel yazılan MATLAB programları ile kalibrasyon düzlemi yardımıyla bilgisayar sisteminde piksel olarak elde edilen görüntü koordinatları dünya koordinat

sistemine iki boyutlu uyum dönüşüm algoritması kullanılarak santimetreye çevrilmiştir. Santimetreye çevrilen ham verinin 4. dereceden zerolag butterworth filtre ile kesme değeri 6 Hz olacak şekilde çizgisel kılıfı hesaplanmıştır (EK-5). Bantlı ve bantsız serbest düşüşlerden, vücudun çok fazla öne eğilmediği geçerli olanlar (1 bantlı, 1 bantsız) tespit edilmiş ve veri analizine dahil edilmiştir (Şekil 3.6).

Saniyede 1000 Hz ile veri toplayan EMG düzeneği, yazılım programı aracılığıyla 5 saniye boyunca veri toplamaya başlamıştır. Aynı programla eş zamanlı tetikleyiciden giden sinyaller de A/D dönüştürücü aracılığıyla bilgisayarda '.txt' dosyası olarak toplanmaktadır. Harekete başla komutu ile tetikleyicinin tuşuna basılarak hem hızlı kamera çalıştırılmış ve eş zamanlı görüntü verileri toplanmaya başlanmış, hem de saniyede 500 Hz ile toplanan görüntü verilerinin EMG verileri ile senkronize edilebilmesi için tetikleyiciye basınca değişen sabit sinyal anı tespit edilerek senkronizasyon başlangıcı bulunmuştur.



Şekil 3.6. Geçerli düşüşün analiz ile seçilmesi. Yapılan denemeler kinematik olarak incelenerek parmak ucunun yere değdiği an ile (A), ayağın yere tam oturduğu an (B ve C) arasında postürdeki değişim görsel olarak incelenmiş ve postürün bozulduğu inişler (B) değerlendirilmeye alınmayarak postürel olarak en düzgün inişin(C) EMG verileri çalışmaya dahil edilmiştir.

### 3.4.2.EMG Sinyallerinin Analizi

MATLAB programlama dilinde yazılan programı başlatarak, sağ kuadriseps femoris kasındaki EMG elektrotları aracılığıyla 5 saniye boyunca EMG verisi toplanmıştır. Tetikleyiciden elde edilen sinyal, A/D dönüştürücü aracılığıyla ‘.txt’ verisi olarak kaydedilmiştir. EMG verileri MATLAB programı aracılığıyla, önce sıfır çizgisine yaklaştırılmıştır (detrend). Sonra bu verilere 10-250 Hz aralığında bandpass filtre uygulanarak ortamdaki kaynaklanan gürültü ortadan kaldırılmıştır. Daha sonra bu veriler ortalama karekök yöntemi ile rektifiye edilerek sonrasında da yumuşatılarak çizgisel kılıf elde edilmiştir(EK-5, EK-6).

Hareketi daha iyi inceleyebilmek amacıyla serbest düşmenin başladığı, parmak ucunun yere değdiği, topuğun yere değdiği ve inişin sonlandığı anlar görüntüler incelenerek belirlenmiş ve bu anların EMG verisiyle nerede çakıştığını belirlemek için tetikleyicinin basıldığı yani kamera görüntüsünün başladığı milisaniye değerine, 500 Hz ile toplanan görüntü anının 2 katı eklenerek 1000 Hz ile toplanan EMG verisinde nereye denk geldiği belirlenmiştir. Böylece elde edilen EMG verileri MATLAB programı aracılığıyla çizdirildiği zaman bu anlar esnasında EMG verisinin nasıl değiştiği daha rahat yorumlanmıştır. Hareketin başlamadığı ve kişinin ayakta sabit durduğu anın 1 saniyelik EMG verisinin ortalaması alınarak, literatürde tarif edildiği gibi bu verinin standart sapma değeri de hesaplanarak ortalama değere 3 standart sapma değeri eklenmiş ve kas EMG genliği en az 25 saniye boyunca elde edilen sayısal değeri aştığı zaman aktifleşmiş olarak kabul edilmiştir (4).

Geçerli sayılan düşüşler bantsız ve bantlı durumlar için, görüntülerden tespit edilen serbest düşüşün başlaması öncesinde kasların aktifleşme anları VM ve VL için karşılaştırılmıştır. Ayrıca bantın EMG genliği üzerindeki etkisini gözlemlemek için

maksimum EMG genlikleri bantlı ve bantsız durumlar için karşılaştırılmıştır. Hareket öncesi izometrik olarak toplanan bantlı ve bantsız maksimum EMG verilerinden yararlanarak, hareket esnasında toplanan ve işlenen EMG verileri, maksimum EMG verilerine oranlanarak normalize edilmiştir.

Az sayıdaki veriler için herhangi bir istatistiksel yöntem kullanılmamış ve veriler gözleme bağlı olarak yorumlanmıştır.



#### **4. BULGULAR**

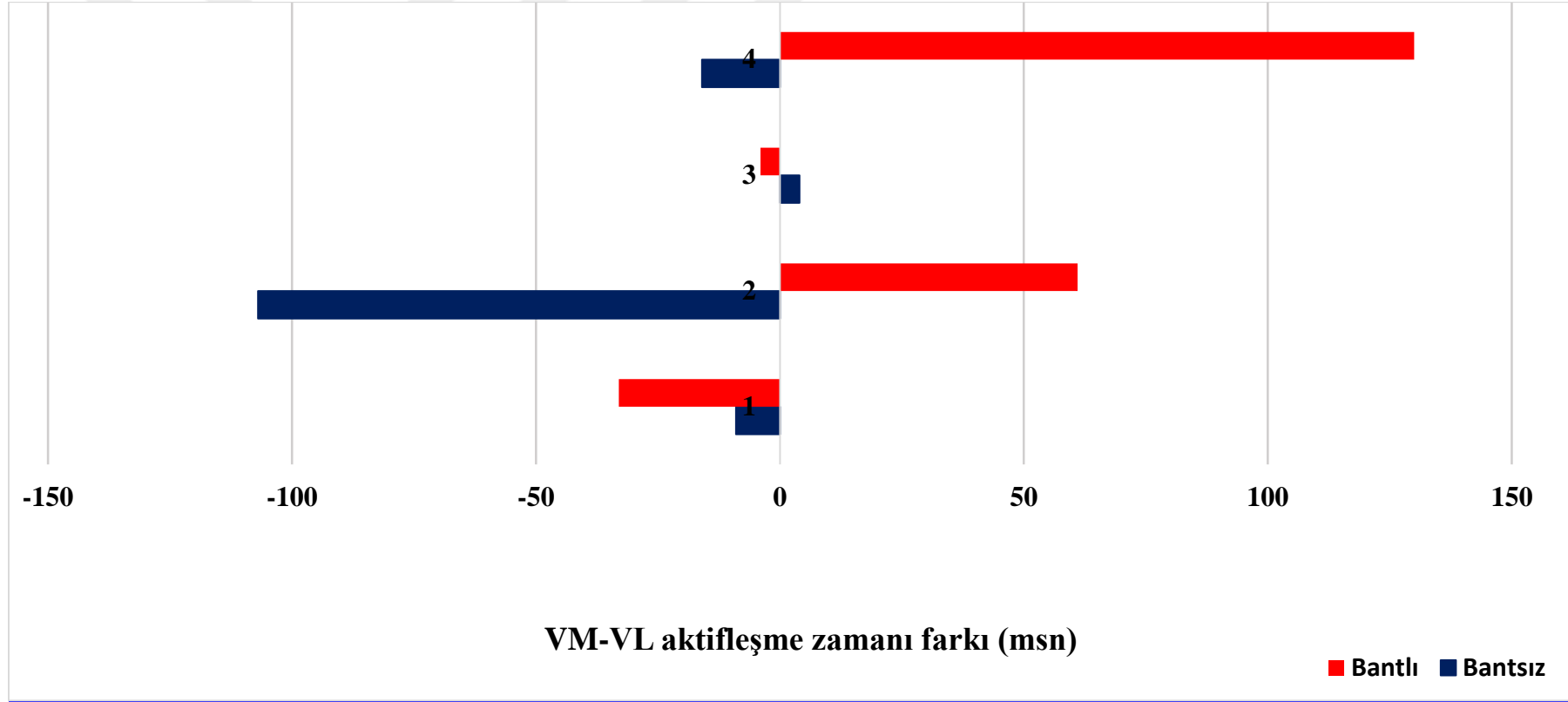
VM-VL arasındaki aktif hale geçme farkı bantlı ve bantsız durumlarda dört katılımcı için de farklılıklar göstermektedir. Birinci ve üçüncü katılımcıda bant kullanma ile VM-VL devreye girme farkı VM lehine değişmekle birlikte, ikinci ve dördüncü katılımcı için durum tam tersi şeklinde çıkmıştır. Yani bant kullanımı ile VM-VL arasındaki devreye girme farkı VL lehine bozulmuştur (Şekil 4.1).

Düşme esnasında üç kastan toplanan EMG verisinden elde edilen normalize edilmiş maksimal EMG verileri bantlı ve bantsız koşullar için karşılaştırılarak incelenmiş ve Şekil 4.2’de sunulmuştur. VM kası için maksimal normalize EMG değeri, birinci ve ikinci katılımcı için bantlı koşulda artarken, üçüncü ve dördüncü katılımcıda bantlı koşulda azalmaktadır. VL ve RF kasları için ise bant kullanımı ile birlikte her katılımcı için maksimal normalize EMG değerinde bir azalma söz konusudur.

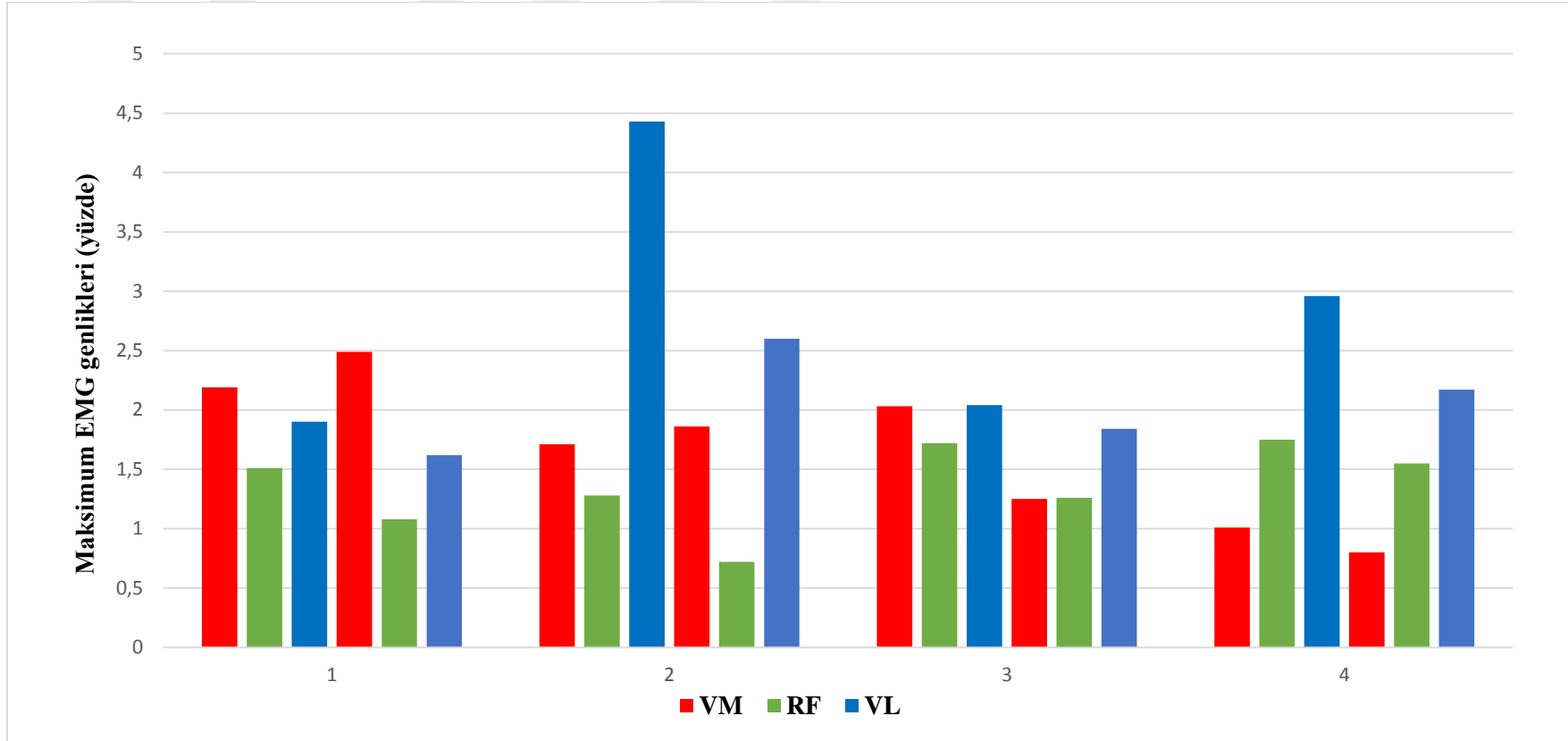
Şekil 4.3, VM-VL kaslarının maksimum EMG genliğine ulaştıkları anın bantlı ve bantsız koşulda değişimini göstermektedir. Buna göre, ilk üç katılımcıda bantsız koşulda VL, VM'den daha önce maksimuma ulaşırken, bant kullanımı ile bu fark VM lehine azalmaktadır. Dördüncü katılımcıda ise bantsız koşulda VM daha önce maksimum genliğe ulaşırken, bant kullanımı ile bu durum tersine dönmüş yani VL, VM'den daha önce maksimal genliğe ulaşmıştır.

Tablo 4.1.'de katılımcıların serbest düşüşleri esnasında parmak uçlarının yere değdiği andan itibaren düşüşün sonlandığı ana kadar olan hareketlerinde diz açısındaki ve kasların EMG genliklerindeki değişim bantlı ve bantsız durumlar için sunulmuştur. Buna göre ikinci katılımcı haricinde diğer katılımcılar parmak ucu ve topuk yere temas ettiğinde bantlı ve bantsız koşullarda diz açıları birbirine yakın durumda iken ikinci katılımcının bantlı koşulda dizinde daha fazla fleksiyon meydana gelmiştir (Şekil 3.9). Düşüşün sonlandığı an göz önünde bulundurulursa, üçüncü katılımcı hariç diğer katılımcıların dizlerinde daha fazla fleksiyon meydana gelerek hareket sonlanmıştır. Bu anlardaki EMG genlik yüzdeleri değişkenlik göstermektedir.

Tablo 4.2 ise katılımcıların bantlı ve bantsız koşullarda maksimal EMG genlik yüzdeleri ve her kasın maksimum değere ulaştığı anki diz açıları verilmiştir. RF ve VL maksimal EMG genlik yüzdesi bantlı koşullarda her katılımcı için azalırken, aynı zamanda ilk 3 katılımcı için genliklerin maksimale ulaştığı andaki diz açıları bantlı koşul için azalmış yani kaslar daha geç maksimal değerlerine ulaşmıştır.

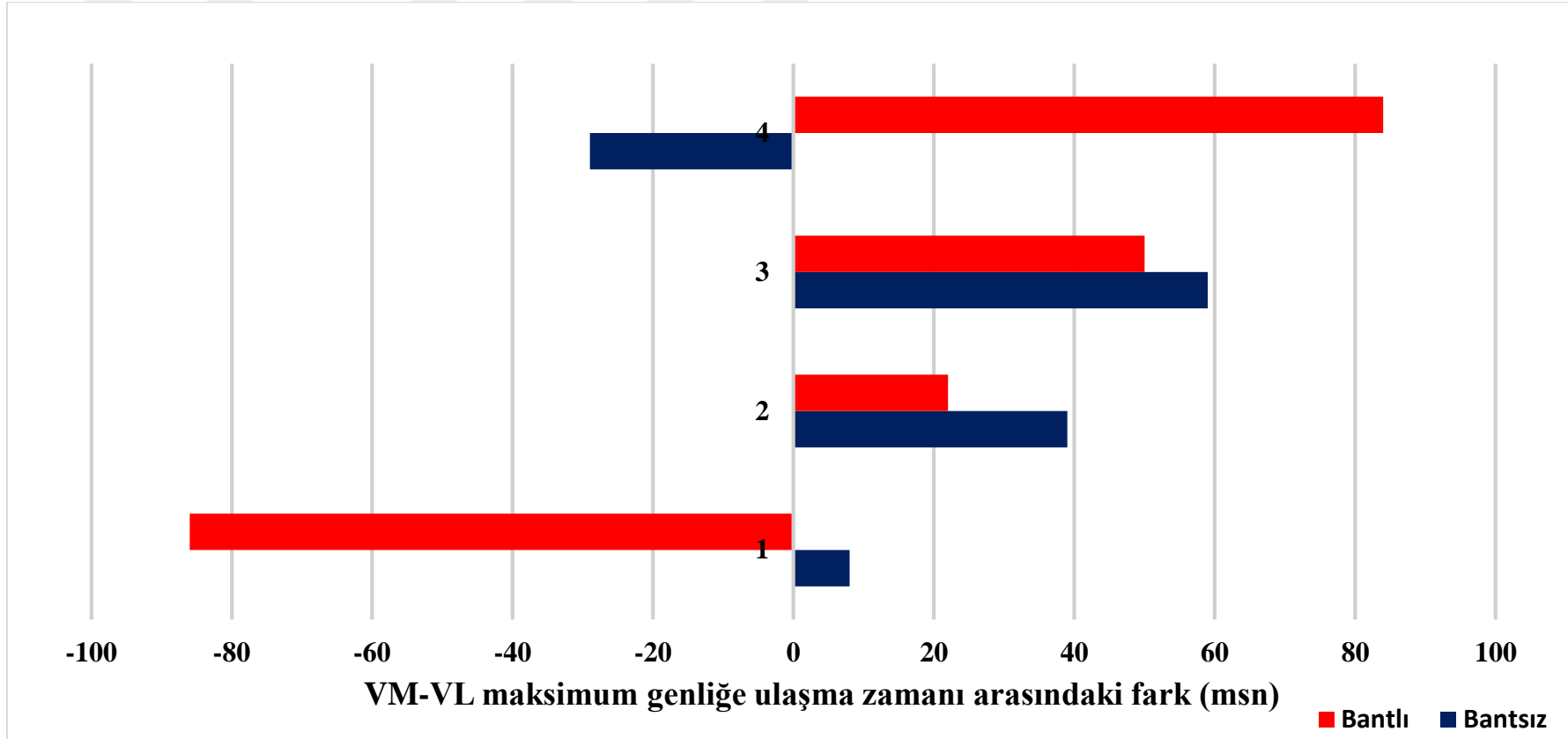


Şekil 4.1. Vastus medialis ve vastus lateralis kasları arasında aktivasyon zamanının bantsız ve bantlı koşullarda değişim zamanı ile ilgili grafik. Her bir gönüllünün bantsız ve bantlı durumda kasların aktivasyon süreleri arasındaki fark bar grafiği şeklinde gösterilmiştir. Değerin eksi sayılar şeklinde çıkması (sola doğru) VM'nin VL'den daha önce kasıldığını göstermektedir.



Şekil 4.2. Maksimum EMG genliklerinin bantsız ve bantlı koşullar için karşılaştırılması. Her grafiğin solundaki 3 renk sırasıyla bantsız koşul için VM, RF ve VL kaslarına ait maksimum EMG genliklerini, sağındaki aynı 3 renk ise bantlı koşul için VM, RF ve VL'nin maksimum EMG genliklerini göstermektedir.





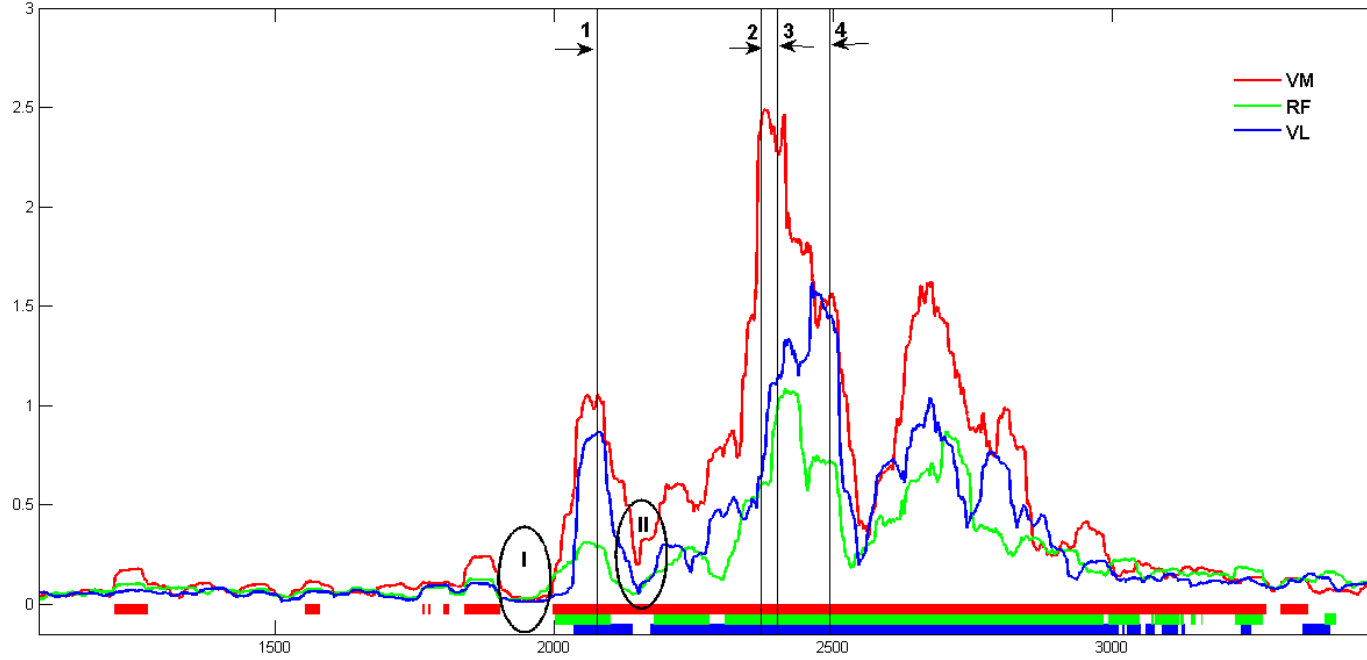
Şekil 4.3. Vastus medialis ve vastus lateralis kasları arasında maksimum genliğe ulaştıkları anın bantsız ve bantlı koşullar için değişim grafiği. Her bir gönüllünün bantsız ve bantlı durumda kasların maksimum genliğe ulaşma anları arasındaki fark bar grafiği şeklinde gösterilmiştir. Değerin eksi sayılar şeklinde çıkması (sola doğru) VM'nin VL'den daha önce maksimum değere çıktığını göstermektedir.

Katılımcı	Durum	Parmak ucu temas				Topuk temas				Düşüş sonlanma			
		Diz açısı (derece)	VM (yüzde)	RF (yüzde)	VL (yüzde)	Diz açısı (derece)	VM (yüzde)	RF (yüzde)	VL (yüzde)	Diz açısı (derece)	VM (yüzde)	RF (yüzde)	VL (yüzde)
1	BANTSIZ	168,4	0,70	1,43	0,67	158,0	0,96	1,49	1,26	131,3	1,19	0,34	1,20
	BANTLI	169,4	2,39	0,59	0,63	156,7	2,28	0,99	1,13	124,9	1,55	0,71	1,45
2	BANTSIZ	166,6	1,35	0,74	3,64	151,3	1,32	1,16	2,11	127,9	0,91	0,94	0,99
	BANTLI	158,1	0,99	0,44	1,57	140,4	1,71	0,55	2,39	117,1	0,56	0,28	1,07
3	BANTSIZ	167,1	1,40	1,27	1,78	149,5	1,75	1,53	1,32	132,4	1,99	0,80	1,32
	BANTLI	164,0	1,16	0,72	1,61	151,8	1,13	1,24	0,90	135,9	0,76	0,60	0,55
4	BANTSIZ	164,8	0,81	0,76	1,25	147,9	0,77	1,71	2,80	122,5	0,72	0,96	1,62
	BANTLI	165,0	0,68	1,54	2,09	147,2	0,38	0,72	1,43	115,3	0,79	1,69	1,98

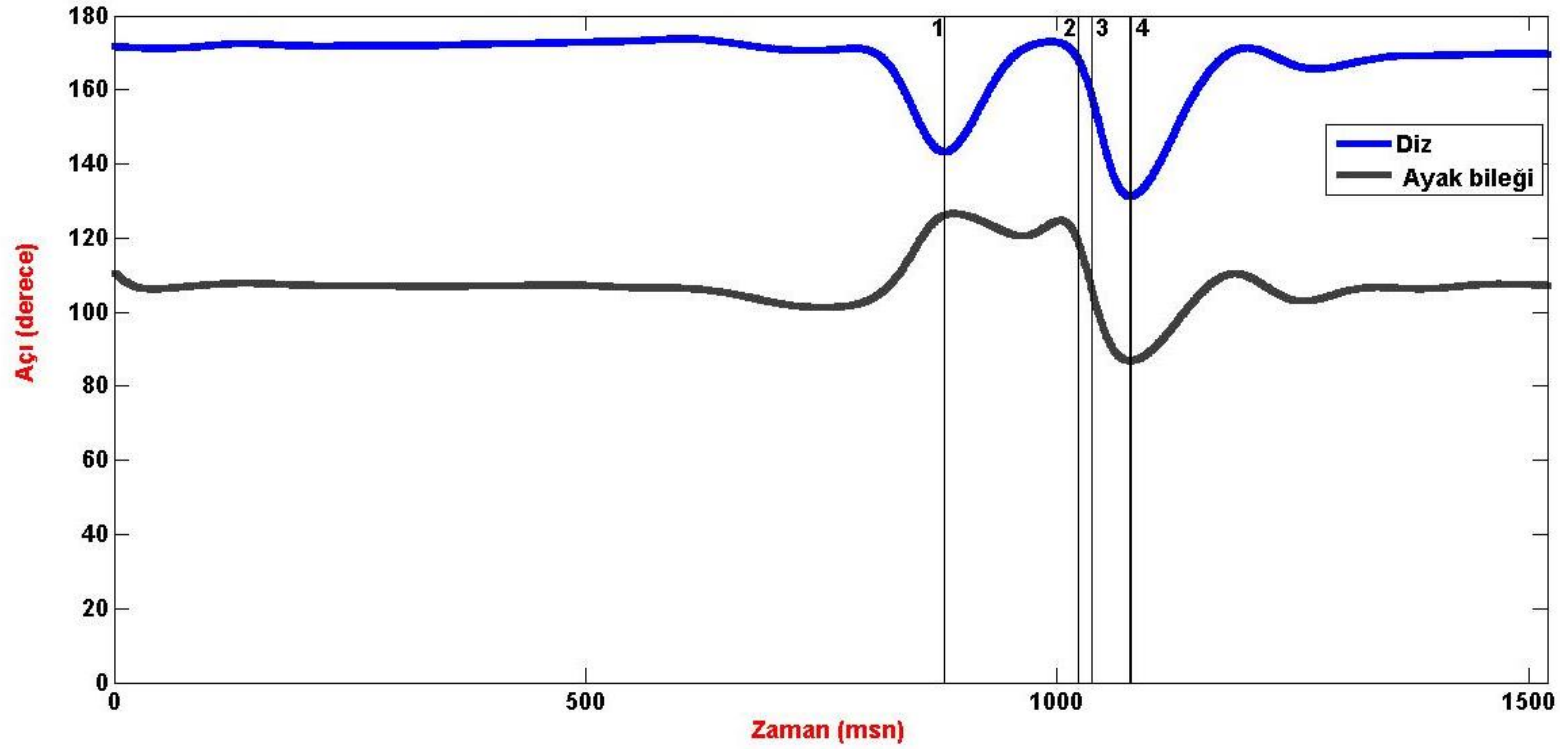
Tablo.4.1 Serbest düşüş esnasında parmak ucu ile yere temas, topuğun yere teması ve diz açısının maksimum fleksiyonu yani düşüşün sonlandığı anlarda kasların EMG genlik değerleri ve bu anlar esnasında diz açısındaki değişimin tablosu.

Katılımcı	Durum	Maksimum VM (yüzde)	Maksimum RF (yüzde)	Maksimum VL (yüzde)	VM diz açısı (derece)	RF diz açısı (derece)	VL diz açısı (derece)
1	<b>BANTSIZ</b>	2,19	1,51	1,90	139,7	155,2	143,2
	<b>BANTLI</b>	2,49	1,08	1,62	168,1	150,3	128,8
2	<b>BANTSIZ</b>	1,71	1,28	4,43	159,6	159,0	169,2
	<b>BANTLI</b>	1,86	0,72	2,60	147,0	121,6	154,8
3	<b>BANTSIZ</b>	2,03	1,72	2,04	156,4	160,0	170,9
	<b>BANTLI</b>	1,25	1,26	1,84	161,2	152,4	166,4
4	<b>BANTSIZ</b>	1,01	1,75	2,96	165,7	155,1	142,0
	<b>BANTLI</b>	0,80	1,55	2,17	128,4	163,2	162,1

Tablo 4.2. Her bir katılımcı için VM, RF ve VL kaslarının maksimum EMG genliklerinin ve bu genliklere denk gelen açıların tablosu.



Şekil 4.4. Serbest düşüş esnasında normalize edilmiş EMG ve kinematik verilerin analizi. Yaklaşık 50 santimetrelik sabit bir platformdan yere iniş esnasında vastus medialis(VM), rektus femoris(RF) ve vastus lateralis(VL) kaslarından elde edilen elektromiyografik verilerin kinematik veri ile birleştirilerek yorumlanmıştır.. İniş hareketi (1) başlamadan hemen önce meydana gelen elektromiyografik aktivitede azalma (I) ve sonrasında ortaya çıkan aktivasyon ve kasta meydana gelen bir EMG aktivite piki. İniş hareketi başladıktan sonra kas elektriksel aktivitesinde tekrar meydana gelen bir azalma (II) ve sonrasında kasta ayak ucunun yere değmesi (2) ile ayağın tamamen yere oturduğu (3) an arasında veya bu andan milisaniyeler sonra elektriksel aktivitede meydana gelen maksimal artış ve hareketin sona ermesi (4).Kasların aktifleştiği zamanlar kasların EMG verisi ile aynı renkte olacak şekilde, şeklin altına yatay olarak çizilmiştir.



Şekil 4.5. Serbest düşüş esnasında diz ve ayak bileği açılarındaki değişim. 1 numaralı çizgi hareketin başlamasını, 2 numaralı çizgi parmak ucunun yere değişini, 3 numaralı çizgi topuğun yer ile temasını ve 4 numaralı çizgi dizdeki maksimum fleksiyon ile birlikte düşüşün sonlanmasını gösteriyor.

## 5. TARTIŞMA

Bu tez çalışması, bir metodoloji çalışmasıdır. 50 santimetrelik platformdan serbest düşüş gerçekleştiren dört gönüllüden veri toplama ve değerlendirme evreleri standartlaştırılarak patellofemoral ağrısı olan hastalarda kullanılmak üzere bir metodoloji hazırlanmıştır. Ayrıca dört katılımcıdan elde edilen bantlı ve bantsız veriler karşılaştırılmış, maksimum EMG verilerinin bantlı koşulda VL ve RF için azaldığı ve ilk 3 katılımcı için bu kasların bantsız duruma göre daha geç maksimuma ulaştığı gözlemlenmiştir.

Dört katılımcının geçerli atlayışları için bantlı ve bantsız koşullarda hareketi incelendiğinde aşağıda açıklandığı gibi sınıflanmaktadır: Sağ ayakları platform üzerinde olan ve sol ayakları havada serbest bir şekilde bekleyen gönüllü, serbest düşüşe geçmeden hemen önce her 3 kas grubunu da milisaniyeler süresince inhibe etmekte (I) ve sonrasında kas gruplarında aktifleşme meydana gelmekte ve bu elektriksel aktiviteyi takiben iniş hareketi başlamakta, kişi havadayken EMG verisinde tekrar bir azalma (II) ve sonrasında ayağın yer ile teması ayakkabının bir zamanda maksimum EMG genliği ve takiben hareketin sona ermesi gerçekleşmektedir (Şekil 4.4). Hareketi kinematik olarak incelediğimizde inişin başlaması, ayak ucunun yere değmesi, topuğun yere teması ile birlikte ayağın tam olarak yere oturması ve dizin bükülmesi ile birlikte hareketin sonlanması şeklinde tanımlayabiliriz. Serbest düşüşe geçerken kişi dizini bükerek ve parmak ucunda bir miktar yukarı kalkarak kendini serbest bırakmakta, bu arada diz açısı azalırken, ayak bileği açısı bir miktar artmaktadır. Havada iken diz ve ayak bileği açıları bir miktar artmakta, sonrasında yere temasından önce diz ve ayak bileği düşüş için hazırlanmakta, eklem açıları da düşüş sona erene kadar azalma meydana gelmekte ve sonrasında hareket sonlanmaktadır (Şekil 4.5). Parmak ucunun, topuğun yere temas ettiği ve diz açısının maksimum fleksiyona geldiği yani hareketin sona erdiği anlar esnasındaki açılar ve EMG genlikleri belirlenerek hangi kasın aktivitesinin nasıl değiştiği ve bu değişikliklerin diz açısı üzerine etkisinin olup olmadığı yorumlanmaya çalışılmıştır. Sonuçlar incelendiği zaman bantlı koşulda, bantsız koşula göre VL ve RF maksimal genliklerinin bütün katılımcılarda azaldığı, ilk 3 katılımcının bantlı durumda maksimal EMG genliklerinin ortaya çıktığı diz

açılarının azaldığı yani daha geç maksimuma ulaştığı gözlenmiştir. Bantlı durumda VL ve RF'nin EMG genliğindeki azalma ve sonrasında hareketin daha fazla diz fleksiyonu ile sonlanması, PTB tarafından bu kasların aktivitesinin baskılanarak daha yumuşak bir iniş, dolayısıyla da patellofemoral eklem üzerindeki baskının azalmasına bağlı semptomatik kişilerde ağrıyı azaltabileceğini aklımıza getirmektedir.

Ön diz ağrısının en önemli sebeplerinden birisi, VM-VL kas gruplarının aktivasyonu ile ilgili koordinasyon bozukluğudur. Patellanın iç tarafa doğru yön değiştirmesi, VM ve özellikle VM distal kısmında bulunan VMO tarafından sağlanmaktadır. VM ve VL kasları histolojik olarak karşılaştırıldıkları zaman, VM, VL'ye göre daha az tip 1 lif içermektedir. Bu nedenle zorlu aktiviteler esnasında VM'nin VL'ye göre daha çabuk yorulduğu ve patellada dışa yer değiştirme ve diz ağrısı olduğu düşünülmektedir (41). Patellofemoral ağrısı olan hastaların ağrı olan dizlerinin tedavi edici bantlama yöntemi ile ağrı ve kasların aktivasyon sürelerinin karşılaştırıldığı çalışmada bantın skuat esnasında ağırlı dizin ağrısını azalttığı ama VM/VL kas genlikleri ve aktivasyon süreleri arasında istatistiksel anlamlı bir fark oluşturmadığını ortaya koymuştur (5). Bennel ve arkadaşları da kuadriseps kasları üzerinde motor kontrol programı ve genel kuadriseps güçlendirme programının VM-VL kas etkinliği üzerindeki etkilerini karşılaştırmışlar ve yapılan egzersizlerin VM'nin VL'ye göre daha geç kasılmasını istatistiksel olarak azalttığını ortaya koymuşlardır (6). Her iki çalışmada da sabit dururken toplanan bazal EMG verisine 3 standart sapma değerleri eklenerek elde edilen değerin geçildiği ilk an, kasın aktivasyonu olarak değerlendirilmiş ve VM/VL devreye girme zamanı birbirine göre karşılaştırılmıştır. Biz de çalışmamızda, düşme esnasında kaslardan maksimum EMG verisi elde edilen anın birbirlerinden farklı olup olmadığını tespit etmeye çalıştık. Ayrıca serbest düşme esnasında kişi havada iken meydana gelen kaslardaki inhibisyon sonrası yere düşme esnasında meydana gelen maksimum genliğin kaslar arasında bant kullanımı ile farklı zamanlarda olup olmadığını değerlendirdik. Sonuç olarak, dördüncü katılımcı haricinde, diğer katılımcıların bant kullanımı sonrası maksimum genliğe ulaştıkları anın VM yönünde değiştiğini gözlemledik.

Rosen ve arkadaşları 40 cm.lik bir platformdan patellar tendinopatili olan ve olmayan 20 gönüllünün iki ayak düşme ve sıçraması sırasında EMG verileri toplamışlar ve karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada bantın VM, RF ve VL kas aktivitesi üzerine istatistiksel anlamlı bir etki oluşturmadığı görülmüştür. PT'li gönüllülerin bant ile yere düşme sonrası sıçrama esnasında VM EMG aktivitelerinde artış göze çarpmaktadır. Aynı zamanda bantın tüm gönüllülerde yere iniş öncesindeki VL aktivitesinde azalmaya yol açtığı ortaya konmuştur(13). Bizim çalışmamızda da katılımcılarım maksimal VL genliğinde bantlı koşulda bir azalma mevcuttur ve bu maksimal EMG verisi yere iniş esnasında meydana gelmektedir. Bahsi geçen iki çalışma gözönünde bulundurularak, bantın yere düşüş öncesi genlikte meydana getirdiği azalma, patella üzerindeki stresi azaltarak patellofemoral ağrıyı azaltabileceği düşünülmektedir.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışma, sağlıklı gönüllüler üzerinde yapılmış ve patellofemoral ağrısı olan hastaların verilerinin işlenmesinde kullanılmak üzere tasarlanmış bir veri çalışmasıdır. Dört katılımcının da bant kullanımı ile VL ve RF maksimum EMG genliklerinde bantsız duruma göre azalma meydana gelmiştir. Kasların maksimum EMG genliğine ulaştığı anları diz açısı yönünden değerlendirirsek, ilk 3 katılımcıda VL ve RF'nin diz fleksiyonunun daha fazla olduğu yani daha geç bir zamanda devreye girdikleri görülmektedir. VM-VL aktifleşme zamanı ve VM-VL'nin maksimum genliğe ulaştığı zaman arasında bantlı ve bantsız koşullar için net bir değişiklik saptanmamıştır.

Çalışma az sayıda katılımcı ile sağlıklı gönüllülerde oluşturulmuş bir metodoloji çalışmasıdır. Metodoloji oluşturulmuş ve bir sonraki aşamada patellofemoral ağrısı olan sporcularda bantın kas aktifleşmesi ve EMG verileri üzerine etkilerini incelemek için kullanılacaktır. Dolayısıyla bu çalışmanın amacı toplanan verilerle bilimsel bir genelleme yerine, metodoloji oluşturmaktır. Bununla birlikte sağlıklı gönüllülerde toplanan bu verilerin sonuçları literatürde bulunan kısıtlı verilerle ilişki göstermektedir.

Geliştirilen bu metodoloji kullanılarak patellofemoral ağrılı ve kontrol grubunda bantlı ve bantsız koşullarda dinamik hareketlerden verinin toplanmasını, işlenmesini, verilerin uygun filtrelenmesini ve EMG ve görüntü verilerinden elde edilecek kinematik ve EMG verilerini değerlendirilmesini ve birbiri ile karşılaştırılması yapılabilecektir. Böylece patellofemoral ağrısı olan katılımcılardan ve sağlıklı gönüllülerden toplanacak daha fazla veriyle bantın etkisi daha iyi ortaya konabilecektir.

### KAYNAKLAR

1. Levine, J. A new brace for chondromalacia patella and kindred conditions. *Am J Sports Med.* 1978;6(3):137-9.
2. Lavagnino M, Arnoczky SP, Dodds J, Elvin, N. Infrapatellar straps decrease patellar tendon strain at the site of the jumpers knee lesion: a computational analysis based on radiographic measurements *Sports Health.* 2011;3(3),296-302.
3. 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.
4. 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.
5. Mostamand J, Bader DL, Hudson Z The effect of patellar taping on EMG activity of vasti muscles during squatting in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Sports Sci* 2011;29(2):197-205.
6. Bennell K, Duncan M, Cowan S, McConnell J, Hodges P, Crossley K. Effects of vastus medialis oblique retraining versus general quadriceps strengthening on vasti onset. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(5): 856-64.
7. Straub RK, Cipriani DJ. Influence of infrapatellar and suprapatellar straps on quadriceps muscle activity and onset timing during the body-weight squat. *J Strength Cond Res.* 2012;26(7);1827-37.
8. Bohnsack M, Halcour A, Klages P, Wilharm A, Ostermeier S, Rühmann O ve ark. The influence of patellar bracing on patellar and knee load-distribution and kinematics: an experimental cadaver study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008;16(2):135-41.
9. de Vries AJ, van den Akker-Scheek I, Diercks RL, Zwerver J, van der Worp H. The effect of a patellar strap on knee joint proprioception in healthy participants and athletes with patellar tendinopathy. *J Sci Med Sport,* 2016;19(4), 278-82.
10. Demirbüken İ, Özyürek S, Angın, S. The immediate effect of patellar tendon strap on weight-bearing asymmetry during squatting in patients with unilateral knee osteoarthritis: A pilot study. *Prosthet Orthot Int.* 2016;40(6):682-688.
11. Levine J, Splain S. Use of the infrapatella strap in the treatment of patellofemoral pain. *Clin Orthop Relat Res.* 1979; Mar-Apr (139):179-81.
12. Lian OB, Engebretsen L, Bahr R. Prevalance of jumper's knee among elite athletes from different sports : a cross sectional study. *Am J Sports Med.* 2005; 33(4), 561-7.
13. Rosen AB, Ko J, Simpson KJ, Brown CN. Patellar tendon straps decrease pre-landing quadriceps activation in males with patellar tendinopathy *Phys ther sport.* 2017;24, 13-19.
14. Makris EA, Hadidi P, Athanasiou KA. The knee meniscus: structure-function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration. *Biomaterials.* 2011;32(30):7411-31.

15. Sinnatamby Chummy S. FRSC. Lower Limb section Last's Anatomy twelfth edition. Chapter 3, pages 111-78. E-book. Elsevier;2011
16. Standring S. Gray's Anatomy The Anatomical Basis of Clinical Practice. Chapter 82, pages 1383-99. Elsevier;2016
17. De Royal patella bandı kullanım kılavuzu için bkz. <http://www.deroyal.com/filedisplay.aspx?id=621>
18. Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M (1976). Patello-femoral joint mechanics and pathology. 1. Functional anatomy of the patello-femoral joint [Patello-femoral eklem mekaniği ve patoloji. 1. Patello-femoral eklem fonksiyonel anatomisi]. The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume, 58, 287-90.
19. Terry GC (1989). The anatomy of the extensor mechanism [Ekstansör mekanizmanın anatomisi]. Clinics in Sports Medicine. 8(2):163-77.
20. 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.
21. Lieb FJ, Perry J. Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. J Bone Joint Surg Am. 1968;50(8):1535-48.
22. Lieb FJ, Perry J. Quadriceps function. An electromyographic study under isometric conditions. J Bone Joint Surg Am. 1971 Jun;53(4):749-58.
23. Speakman HG, Weisberg J. The vastus medialis controversy. Physiotherapy. 1977;63(8):249-54.
24. Lin F, Wang G, Koh JL, Hendrix RW, Zhang LQ. In vivo and noninvasive three-dimensional patellar tracking induced by individual heads of quadriceps. Med Sci Sports Exerc. 2004;36(1):93-101.
25. Jan M, Lin D, Lin J, Lin CJ, Cheng C, Lin Y. Differences in sonographic characteristics of the vastus medialis obliquus between patients with patellofemoral pain syndrome and healthy adults. Am J Sports Med. 2009;37(9), 1743-1749.
26. Thiranagama R. Nerve supply of the human vastus medialis muscle. J Anat. 1990;170, 193-8.
27. Nozic M, Mitchell J, de Klerk D. A comparison of the proximal and distal parts of the vastus medialis muscle. Aust J Physiother. 1997;43(4):277-281.
28. Travnik L, Pernus F, Erzen I. Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. J Anat. 1995 Oct;187 ( Pt 2):403-11.
29. Ferretti A, Ippolito E, Mariani P, Puddu G. Jumper's knee. Am J Sports Med. 1983;11(2), 58-62.
30. Ferretti A, Papandrea P, Conteduca F. Knee injuries in volleyball. Sports Medicine 1990;10(2), 132-138.
31. Schwartz A, Watson JN, Hutchinson MR. Patellar tendinopathy. Sports Health, 2015;7(5), 415-20.
32. Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M. Patello-femoral joint mechanics and pathology. 2. Chondromalacia patella. J Bone Joint Surg Br. 1976;58(3), 291-9.
33. Dixit S, DiFiori JP, Burton M, Mines B. Management of patellofemoral pain syndrome. Am Fam Physician. 2007;75(2), 194-202.

34. Lin F, Wilson NA, Makhsous M, Press JM, Koh JL, Nuber GW, Zhang LQ (2010). In vivo patellar tracking induced by individual quadriceps components in individuals with patellofemoral pain. *J Biomech.* 2010;43(2):235-41.
35. Katchburian MV, Bull AM, Shih YF, Heatley FW, Amis AA. Measurement of patellar tracking: assessment and analysis of the literature. *Clin Orthop Relat Res.* 2003; 412: 241-59.
36. Chester R, Smith TO, Sweeting D, Dixon J, Wood S, Song F. The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008;1:9:64.
37. Sawatsky A, Bourne D, Horisberger M, Jinha A, Herzog W. Changes in patellofemoral joint contact pressures caused by vastus medialis muscle weakness. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27(6):595-601.
38. Balcarek P, Oberthür S, Frosch S, Schüttrumpf JP, Stürmer KM. Vastus medialis obliquus muscle morphology in primary and recurrent lateral patellar instability *BioMed Res Int.* 2014;2014:326586.
39. Voight ML, Wieder DL. Comparative reflex response times of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and subjects with extensor mechanism dysfunction. An electromyographic study. *Am J Sports Med.* 1991;19(2):131-7.
40. 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):558-66
41. Gollnick PD, Armstrong RB, Saubert CW, Piehl K, Saltin B. Enzyme activity and fibre composition in skeletal muscle of untrained and trained men. *J Appl Physiol.* 1972;33(3):312-9.
42. Miller M, Hinken DT, Wisnowski JW. The efficacy of orthotics for anterior knee pain in military trainees. A preliminary report. *Am J Knee Surg.* 1997;10(1),10-3.
43. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-374.
44. 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):339-47.

**EKLER**



**T.C.**  
**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557 - 179

**ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU**

**Toplantı Tarihi** : 04.02.2015 ÇARŞAMBA  
**Toplantı No** : 2015/03  
**Proje No** : GO 15/69 (Değerlendirme Tarihi: 04.02.2015)  
**Karar No** : GO 15/69 - 09

Üniversitemiz Spor Bilimleri Fakültesi öğretim üyelerinden Yrd.Doç.Dr. Serdar ARITAN'ın sorumlu araştırmacısı olduğu, Dr. Burkay UTKU'nun tezi olan GO 15/69 kayıt numaralı ve "**Patellar Tendon Bandının İlgili Anatomik Yapılar Üzerine Etkisinin Kinematik Olarak İncelenmesi**" başlıklı proje önerisi araştırmının gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- |   |  |
|---|--|
| 1. Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan)       | 9 Prof. Dr. Rahime Nohutçu (Üye)         |
| 2. Prof. Dr. Nuket Ornek Buken (Üye)      | 10. Prof. Dr. R. Köksal Özgül (Üye)      |
| 3. Prof. Dr. M. Yıldırım Sara (Üye)       | 11. Prof. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye)      |
| İZİNLİ                                    | 12. Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye)     |
| 4. Prof. Dr. Sevda F. Müftüoğlu (Üye)     | İZİNLİ                                   |
| 5. Prof. Dr. Cenk Sökmensüer (Üye)        | 13 Prof. Dr Leyla Dinç (Üye)             |
| 6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye)   | İZİNLİ                                   |
| İZİNLİ                                    | 14. Prof. Dr. Hatice Doğan Buzoğlu (Üye) |
| 7. Prof. Dr. Ali Düzova (Üye)             | 15. Av. Meltem Onurlu (Üye)              |
| 8. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye) |  |



## Digital Receipt

This receipt acknowledges that Turnitin received your paper. Below you will find the receipt information regarding your submission.

The first page of your submissions is displayed below.

Submission author: Burkey Utku  
Assignment title: PATELLAR TENDON BANDININ İLG.  
Submission title: PATELLAR TENDON BANDININ İLG.  
File name: ATOM\_K\_YAPILAR\_ZER\_NE\_ETK\_...  
File size: 4.8M  
Page count: 43  
Word count: 7,184  
Character count: 47,926  
Submission date: 13-Jan-2020 11:05AM (UTC+0300)  
Submission ID: 1241389033

T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PATELLAR TENDON BANDININ İLGİLİ ANATOMİK  
YAPILAR ÜZERİNE ETKİSİNİN KİNEMATİK OLARAK  
İNCELENMESİ

Burkey UTKU

Spor Bilimleri ve Teknoloji Programı  
Yüksek Lisans Tezi

ANKARA  
2019



# PATELLAR TENDON BANDININ İLGİLİ ANATOMİK YAPILAR ÜZERİNE ETKİSİNİN KİNEMATİK OLARAK İNCELENMESİ

## ORIGINALITY REPORT

2%

SIMILARITY INDEX

2%

INTERNET SOURCES

0%

PUBLICATIONS

1%

STUDENT PAPERS

## PRIMARY SOURCES

1

[www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080](http://www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080)  
Internet Source

1%

2

[www.biomech.hacettepe.edu.tr](http://www.biomech.hacettepe.edu.tr)  
Internet Source

<1%

3

Submitted to Hacettepe University  
Student Paper

<1%

4

[openaccess.hacettepe.edu.tr:8080](http://openaccess.hacettepe.edu.tr:8080)  
Internet Source

<1%

5

[www.scribd.com](http://www.scribd.com)  
Internet Source

<1%

6

Submitted to Selçuk Üniversitesi  
Student Paper

<1%

7

[burkonturizm.com](http://burkonturizm.com)  
Internet Source

<1%

Exclude quotes

On

Exclude matches

< 5 words



**EK-3. EMG ve tetikleyiciden senkronize 5 saniye boyunca veri toplama programı**

```
clc, clear

testTime = 5; % test suresi 5 saniye

prompt = {'Enter Subject Name:', 'Test Condition:'};

dlg_title = 'Jump Test';

num_lines = 1;

def = {'n_', 'cond'};

answer = inputdlg(prompt, dlg_title, num_lines, def);

filename = [answer{1} '_' answer{2}];

% % video capture configuration

% info = imaqhwinfo('winvideo');

% dev_infol = imaqhwinfo('winvideo', 1);

% vid1 = videoinput('winvideo', 1);

% set(vid1, 'FramesPerTrigger', testTime*25);

% % Configure the logging mode to disk.

% logfile1 = avifile([filename '.avi']);

% logfile1.Quality = 100;

% logfile1.fps = 25;

% logfile1.compression = 'none';

% set(vid1, 'LoggingMode', 'Disk&Memory')

% vid1.DiskLogger = logfile1;
```

```
% % Configure the trigger type.

% triggerconfig(vid1, 'manual')

% Create an analog input object using Board ID "Dev1".

% EMG Device

ai = analoginput('nidaq','Dev1');

names = makenames('chan',1:3);

% Data will be acquired from hardware channel 7

addchannel(ai,0:2, names);

% chansF = ;

set(ai.Channel(1:3),'InputRange',[-5 5]);

% Configure the analog input for single-ended or
differential mode

set(ai,'InputType','SingleEnded');

% Set the sample rate and samples per trigger

ai.SampleRate = 1000;

ai.SamplesPerTrigger = testTime*ai.SampleRate;

set(ai, 'TriggerType', 'manual');

% Create an analog input object using Board ID "Dev2".

% NI USB Device

ai2 = analoginput('nidaq','Dev2');

names2 = makenames('chan',2);

% Data will be acquired from hardware channel 7
```

```
addchannel(ai2,2, names2);

% chansF = ;

set(ai2.Channel(1),'InputRange',[-5 5]);

% Configure the analog input for single-ended or
differential mode

set(ai2,'InputType','SingleEnded');

% Set the sample rate and samples per trigger

ai2.SampleRate = 1000;

ai2.SamplesPerTrigger = testTime*ai2.SampleRate;

set(ai2, 'TriggerType', 'manual');

% preview(vid1)

% pause

% stoppreview(vid1);

% closepreview(vid1)

% Start the acquisition

% start(vid1);

start(ai);

start(ai2);

% trigger(vid1);

trigger(ai);

trigger(ai2);

% Wait up to 20 seconds for the acquisition to complete
```

```
% wait(vid1,100);

wait(ai,80);

wait(ai2,80);

% Acquire data into the MATLAB workspace

EMGdata = getdata(ai);

TRIGdata = getdata(ai2);

% Clean up

stop(ai);

stop(ai2);

% stop(vid1);

% % Graphically plot the results

% plot(EMGdata(:,1:8));

% axis([1 testTime*ai.SampleRate -5 5]), legend(names)

%

% trig = find(TRIGdata<1,1);

% hold on; line([trig trig],[-2 2]);

% % figure;

% % plot(TRIGdata(:,:));

% % axis([1 testTime*ai.SampleRate -5 5]), legend(names2)

% numAcquired1 = get(vid1, 'FramesAcquired');

% % Determine the number of frames acquired.

% vid1.FramesAcquired
```

```
%  
  
% % Ensure that all acquired frames were written to disk.  
  
% vid1.DiskLoggerFrameCount  
  
% flushdata(vid1);  
  
%  
  
%  
  
% logfile1 = close(vid1.DiskLogger);  
  
save([filename '_EMG.txt'], 'EMGdata', '-ASCII');  
save([filename '_TRIG.txt'], 'TRIGdata', '-ASCII');  
  
% Graphically plot the results  
plot(EMGdata(:,1:3));  
  
axis([1 testTime*ai.SampleRate -5 5]), legend(names)  
  
trig = find(TRIGdata<1,1);  
  
hold on; line([trig trig],[-2 2]);  
  
delete(ai);  
  
delete(ai2);  
  
% delete(vid1);  
  
clear vid1
```

#### EK-4. Hızlı kamera tarafından yakalanan görüntülerin dijitize edilmesi programı

```

clc, clear;

% Selecting folder which includes jpeg files

[filename,pathname] = uigetfile('*.jpg','data file');

dir_adi=pathname(9:length(pathname)); % choosen folder

cd (pathname); % go to the choosen folder

mylist = dir(['*', 'jpg']);% list the jpeg files in
folder

numims = length(mylist);

% -----

% PARAMETERS

numOfPoints = 7; % #of points

markerSize = 1; % piksel

frameRate = 500;

firstFrame = 1; % starting frame

lastFrame = numims; % end frame

bwRatio = 0.2;

roundSensitivity = 0.20;

dt = 1/frameRate;

fname = getfield(mylist, {1}, 'name');

I = imread(fname,'jpg'); % reading image

I = rgb2gray(I); % RGB to grayscale

```

```

I = medfilt2(I,[3 3]); % 2-D median filtering

Ibw = im2bw(I,bwRatio);

Ibw = bwareaopen(Ibw,markerSize);

[B,L] = bwboundaries(Ibw,'noholes'); %ALAN BOUNDRYLERI
BULUNUYOR

imshow(Ibw); hold on;

[X,Y] = ginput(7); % mark 7 markers

X = X'; Y = Y';

nob = 7; %%Y

for i = 1:1:lastFrame-1 %firstFrame:1:819

    fname = getfield(mylist, {i}, 'name');

    I = imread(fname,'jpg'); % reading image

    I = rgb2gray(I); % RGB to grayscale

    I = medfilt2(I,[3 3]); % 2-D median filtering

    Ibw = im2bw(I,bwRatio);

    Ibw = bwareaopen(Ibw,markerSize); %KUCUK ALANLAR
SILINIYOR

    % -----

    [B,L] = bwboundaries(Ibw,'noholes'); %ALAN
BOUNDRYLERI BULUNUYOR

    imshow(Ibw); hold on;

    %imshow(label2rgb(L, @jet, [.5 .5 .5]));

```

```

        text (100, 100, num2str(i), 'color', 'w'); %FRAME#
YAZILIYOR

        stats = regionprops(L, 'Area', 'Centroid'); %BULUNAN
ALAN OZELLİKLERİ HESAPLANIYOR

        threshold = roundSensitivity;

centroid=[];

        for k = 1:length(B);

                centroid(k,:) = stats(k).Centroid;

                plot(centroid(k,1), centroid(k,2), 'yo');

                text(centroid(k,1)+ 10, centroid(k,2)-5,
num2str(k), 'color', 'r');

        end

        if nob < length(B) % EGER AKTIF KAREDE BULUNAN B
SAYISI ONCEKİ nobDAN

                [tx, ty] = ginput(7); % COK ISE ISARETLETIYOR

                temp = [tx ty [1;2;3;4;5;6;7]]; %%Y

                nob = length(B);

else %%Y

                nx = length(X(:,1)); %ESLEME ve NOKTALARI TANIMA

                kind = dsearchn([X(nx,:) ' Y(nx,:)'], centroid);

                temp = sortrows([centroid kind], 3); %ESLEME ve
NOKTALARI TANIMA

                nob = length(B);

                for k = 1:nob %length(B);

```



```

        text(temp(k,1)+          20,          temp(k,2),
num2str(temp(k,3)), 'color', 'y');

        end

    end %%Y

    %X(nx+1,:) = [temp(:,1)']; Y(nx+1,:) = [temp(:,2)'];

    X(nx+1,:)= X(nx,:); Y(nx+1,:)= Y(nx,:); %NOKTALARI
YERINE YAZMA

    for k=1:length(temp(:,1))

        X(nx+1,temp(k,3)) = [temp(k,1)'];

        Y(nx+1,temp(k,3)) = [temp(k,2)'];

    end %NOKTALARI YERINE YAZMA

    hold off

    pause(.01);

end

Y2 = size(I,1)-Y; %orjini asagi tasimak icin gerekli
coordinates = [X, Y2];

for i=lastFrame;% for marking calibration frame

    fname = getfield(mylist, {i}, 'name');

    I = imread(fname,'jpg'); % reading image

    I = rgb2gray(I); % RGB to grayscale

    I = medfilt2(I,[3 3]); % 2-D median filtering

    Ibw = im2bw(I,bwRatio);

```

```
Ibw = bwareaopen(Ibw,markerSize); %KUCUK ALANLAR
SILINIYOR

% -----

[B,L] = bwboundaries(Ibw,'noholes'); %ALAN
BOUNDRYLERI BULUNUYOR

imshow(Ibw); hold on;

kalib= ginput (7); %from left to right, down to up

kalib= [kalib(:,1), size(I,1)-kalib(:,2)]; %orjini
asagi tasimak icin gerekli

end;

save ('coordinates.txt','coordinates', '-ascii');

save ('kalib.txt','kalib', '-ascii');
```

**EK-5. Görüntü ve EMG verilerinin filtrelenmesi ve düzlenmesi programı**

```
clc,clear;

%coordinates of extremities

calib= load ('calib.txt'); %load centimeter values of
calibration images

coordinates= load ('coordinates.txt'); %load calibration
text

kalib= load ('kalib.txt'); %load pixel images of
calibration points

coordinates_hip = [coordinates(:,1) coordinates(:,7)]; %
hip [x,y] coordinates

coordinates_knee = [coordinates(:,2) coordinates(:,8)]; %
knee [x,y] coordinates

coordinates_ankle=[coordinates(:,3) coordinates(:,9)]; %
ankle [x,y] coordinates

coordinates_heel=[coordinates(:,4) coordinates(:,10)]; %
heel [x,y] coordinates

coordinates_toe=[coordinates(:,5) coordinates(:,11)]; %
toe [x,y] coordinates

%Transfer pixels to centimeters

x= calculate_conformal(kalib, calib, 1); % transfer image
coordinates to space coordinates
```

```
Hip= calculate_reconformal (x, coordinates_hip);
Knee= calculate_reconformal (x, coordinates_knee);
Ankle= calculate_reconformal (x, coordinates_ankle);
Heel=calculate_reconformal (x, coordinates_heel);
Toe= calculate_reconformal (x, coordinates_toe);
% %% Şimdihamveriyi filtreleyelim(linear envelope);
order=2;
cutoff=6;
Fs=500;
[b3,a3]=butter(order,cutoff/(Fs/2),'low');
Hip_filt=filtfilt(b3,a3,Hip);
Knee_filt=filtfilt(b3,a3,Knee);
Ankle_filt=filtfilt(b3,a3,Ankle);
Heel_filt=filtfilt(b3,a3,Heel);
Toe_filt=filtfilt(b3,a3,Toe);
%ekstremiteleri çizdir
%Calculating knee angle
[knee_angle,ankle_angle]=calculating_angles
(Toe_filt,Heel_filt,Ankle_filt,Knee_filt,Hip_filt);
emg=load('EMG.txt'); %Load EMG texts and Trig text
trig= load('TRIG.txt');
max_EMG= load ('EMG_maks.txt');
```

```

%%ne zaman tetiğe basılmış

trigger_start =find(trig<1,1);

%%function of filtering and percent

[EMGenvelope,max_EMGenvelope]=
RootMeanSquare(emg,max_EMG);

save('EMGenvelope1WOS.txt','EMGenvelope','-ascii');

%RMS filtering

for i=1:10;

    r(i,:)= rms(max_EMGenvelope(((i-1)*500)+1:500*i,:));

end;

max_EMG= max(r(:,:));

[percentEMG] = rate(max_EMG,EMGenvelope);

%% Hareket öncesi EMG'nin minimum olduğu zaman ve

% hareketin fazlarının hangi EMG verisine denk geldiği

leastEMGtime=1914;

fall_start=2012;

fall_toe=2316;

fall_heel=2346;

fall_stop=2428;

%% EMG bazal verisinden kasların onset zamanının
belirlenmesi

m= mean(EMGenvelope(4001:5000,:));

s=std(EMGenvelope(4001:5000,:));

```

```

muscles=(m+3*s);

onsetVM= find(EMGenvelope(:,1)> muscles(1));

onsetRF= find(EMGenvelope(:,2)> muscles(2));

onsetVL= find(EMGenvelope(:,3)> muscles(3));

% ONSET criteria

% When muscle emg is bigger than mean + 3 standard of
basal EMG, muscle is on

% muscles=(m +3*s);

% onsetVM= find(EMGenvelope(:,1)> muscles(1));

% onsetRF= find(EMGenvelope(:,2)> muscles(2));

% onsetVL= find(EMGenvelope(:,3)> muscles(3));

%onset=[onsetVM(find(onsetVM(:)>leastEMGtime,1))
onsetRF(find(onsetRF(:)>leastEMGtime,1))
onsetVL(find(onsetVL(:)>leastEMGtime,1))];

% save('onset.txt','onset','-ascii');

% %find onset area between fall and finish

% figure, plot (EMGenvelope(:,1),'color','r'), axis([0
5000 -0.03 0.5]),hold on;

% plot(EMGenvelope(:,2),'color','g');

% plot(EMGenvelope(:,3),'color','b');

% line ([fall_toe fall_toe], [0
max(EMGenvelope(:))],'Color','k','LineWidth',1);

% line ([fall_stop fall_stop], [0
max(EMGenvelope(:))],'Color','k','LineWidth',1);

```

```

%           line      ([fall_start      fall_start],      [0
max(EMGenvelope(:))], 'Color', 'k', 'LineWidth', 1);

%line      ([leastEMGtime      leastEMGtime], [0
max(EMGenvelope(:))], 'Color', 'k', 'LineWidth', 1);

% line([onsetVL onsetVL ], [-0.03      -0.02], 'color', 'b');

% line([onsetRF onsetRF ], [-0.02      -0.01], 'color', 'g');

% line([onsetVM onsetVM ], [-0.01      0], 'color', 'r');

figure, plot (percentEMG(:,1), 'color', 'r', 'LineWidth', 2),
axis([fall_start-1000 fall_stop+1000 -0.15 3]), hold on;

plot(percentEMG(:,2), 'color', 'g', 'LineWidth', 2);

plot(percentEMG(:,3), 'color', 'b', 'LineWidth', 2);

line([onsetVL onsetVL ], [-0.1      -0.15], 'color', 'b');

line([onsetRF onsetRF ], [-0.05      -0.1], 'color', 'g');

line([onsetVM onsetVM ], [-0.05      0], 'color', 'r');

line      ([fall_heel      fall_heel],      [-0.15
3], 'Color', 'k', 'LineWidth', 1);

line      ([fall_stop      fall_stop],      [-0.15
3], 'Color', 'k', 'LineWidth', 1);

line      ([fall_toe      fall_toe],      [-0.15
3], 'Color', 'k', 'LineWidth', 1);

line      ([fall_start      fall_start],      [-0.15
3], 'Color', 'k', 'LineWidth', 1); % line      ([fall_toe
fall_toe],      [0
max(percentEMG(:))], 'Color', 'k', 'LineWidth', 1);

```

```

%      %      line      ([fall_heel      fall_heel],      [0
max(percentEMG(:))], 'Color', 'b', 'LineWidth', 2);

%      line      ([fall_stop      fall_stop],      [0
max(percentEMG(:))], 'Color', 'k', 'LineWidth', 1);

%EMG_VM1=mean(EMGenvelope(2349:2398,1))+
std(EMGenvelope(2349:2398,1));

%EMG_RF1=mean(EMGenvelope(2305:2354,2))+
std(EMGenvelope(2305:2354,2));

%EMG_VL1=mean(EMGenvelope(2353:2402,3))+
std(EMGenvelope(2353:2402,3));

% EMG_VM= mean(EMGenvelope(2349:2398,1));
% EMG_RF=mean(EMGenvelope(2305:2354,2));
% EMG_VL=mean(EMGenvelope(2353:2402,3));
% EMG_last=[EMG_VM EMG_RF EMG_VL];
% EMG_last1=[EMG_VM1 EMG_RF1 EMG_VL1];

%EMG_diff=[(find((EMGenvelope(:,1)>EMG_VM),1))-
fall_toe(find((EMGenvelope(:,2)>EMG_RF),1))-fall_toe
(find      ((EMGenvelope(:,3)>EMG_VL),1))-
fall_toe];

%EMG_diff1=[(find      ((EMGenvelope(:,1)>EMG_VM1),1))-
fall_toe (find ((EMGenvelope(:,2)>EMG_RF1),1))-fall_toe
(find ((EMGenvelope(:,3)>EMG_VL1),1))-fall_toe];

% %

%      maximumEMG=[      (find(EMGenvelope(:,1)      ==
max(EMGenvelope(:,1))))      (find (EMGenvelope(:,2)      ==

```



```

max(EMGenvelope(:,2))) (find (EMGenvelope(:,3) ==
max(EMGenvelope(:,3))))]

% time_to_maximum_EMG= [maximumEMG(1)- onset(1),
maximumEMG(2)- onset(2), maximumEMG(3)- onset(3)];

% save('time_to_maximum_EMG.txt','time_to_maximum_EMG','-
ascii');

% EMG_VM= mean(EMGenvelope(maximumEMG(1)-
24:maximumEMG(1)+25));

% EMG_RF= mean(EMGenvelope(maximumEMG(2)-
24:maximumEMG(2)+25));

% EMG_VL= mean(EMGenvelope(maximumEMG(3)-
24:maximumEMG(3)+25));

% EMG_last=[EMG_VM EMG_RF EMG_VL];

% EMG_diff=[(find ((EMGenvelope(:,1)>EMG_VM),1))-
onset(1) (find ((EMGenvelope(:,2)>EMG_RF),1))-onset(2)
(find ((EMGenvelope(:,3)>EMG_VL),1))-onset(3)];

% save('EMG_diff1WOS1.txt','EMG_diff','-ascii');

% % EMG_fall=percentEMG(fall_toe-50:fall_toe+100,:);

% % EMG_last=mean (EMG_fall);

% save('EMG_fall1WOS1.txt','EMG_last','-ascii');

```

### Ek 6. Ek 3'te yer alan RootMeanSquare fonksiyonunun açılımı

```

Function      [EMGenvelope,max_EMGenvelope]      =
RootMeanSquare(emg,max_EMG)

%this function filters EMG raw data

%noise filtering
emg2=detrend(emg);

[b,a]= butter(2,10/500,'high');

filter_emg1= filtfilt(b,a,emg2);

[b1,a1]= butter(2,250/500,'low');

filter_emg2= filtfilt(b1,a1,filter_emg1);

%% Full rectification of the EMG signal

% rec_emg=abs(filter_emg);

EMGsquared=filter_emg2.^2;

n=50;

coefs=ones(n,1)/n;

EMGenvelope1 = sqrt(conv(EMGsquared(:,1), coefs,
'same'));

EMGenvelope2 = sqrt(conv(EMGsquared(:,2), coefs,
'same'));

```

```
EMGenvelope3 = sqrt(conv(EMGsquared(:,3), coefs,
'same'));

EMGenvelope = [EMGenvelope1 EMGenvelope2 EMGenvelope3];

%% Linear Envelope of the EMG signal

% [b2,a2]= butter(2,6/500,'low');

% % The next step is to filter the signals to obtain the
linear envelope.

% % The command filtfilt performs filtering in both
directions to eliminate any phase shift of the signal.

% linearEnvEMG = filtfilt(b2,a2,rec_emg);

% bazal_emg2= detrend (bazal_emg);

% [b,a]= butter(3,20/500,'high');

% filter_bazalemgl= filtfilt(b,a,bazal_emg2);

% [b1,a1]= butter(3,250/500,'low');

% filter_bazalemg= filtfilt(b,a,filter_bazalemgl);

% rec_bazalemg=abs(filter_bazalemg);

% [b2,a2]= butter(3,6/500,'low');

% bazalEMG = filtfilt(b2,a2,rec_bazalemg);

%

max_emg2=detrend(max_EMG);

[d,c]= butter(2,10/500,'high');

filter_makseml= filtfilt(d,c,max_emg2);

[d1,c1]= butter(2,250/500,'low');
```

```
filter_maksemg2= filtfilt(d1,c1,filter_maksemg1);  
max_EMGquared=filter_maksemg2.^2;  
n=50;  
coefs=ones(n,1)/n;  
max_EMGenvelope1 = sqrt(conv(max_EMGquared(:,1), coefs,  
'same'));  
max_EMGenvelope2 = sqrt(conv(max_EMGquared(:,2), coefs,  
'same'));  
max_EMGenvelope3 = sqrt(conv(max_EMGquared(:,3), coefs,  
'same'));  
max_EMGenvelope = [max_EMGenvelope1 max_EMGenvelope2  
max_EMGenvelope3];  
% rec_maksemg=abs(filter_maksemg);  
% [d2,c2]= butter(3,6/500,'low');  
% maksEMG = filtfilt(d2,c2,rec_maksemg);  
  
End
```



## ÖZGEÇMİŞ

**Ad Soyad:** Burkay UTKU

**Doğum Tarihi:** 1979

**Eğitim Bilgileri:**

**Lisans:** GATA Tıp Fakültesi 2005

**Tıpta Uzmanlık:** Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi 2014 (Spor Hekimliği)

**Uzmanlık Tezi Konusu:** Trombositten Zengin Plazmanın Tedavi Edici Etkisini

Meloksikam ve Diklofenak Değiştirir mi?

**İletişim Bilgileri:**

**İş adresi:** Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Spor Hekimliği Kliniği

Bilkent Yolu Çankaya/Ankara

**Telefon:**05057723617

**E-posta:** [burkay.utku@gmail.com](mailto:burkay.utku@gmail.com)

## ESERLER

### Uluslararası Makale:

- a) SSCI, SCI, SCI- Expanded veya AHCI kapsamındaki dergilerde yayımlanmış özgün araştırma makalesi, derleme ve vaka takdimi

**I.** Ultrasound images of groin pain in the athlete: a pictorial essay.

Ozçakar L, **Utku B**.PM R. 2014 Aug;6(8):753-6.

- b) Uluslararası alan indeksleri tarafından taranan (a bendinde belirtilen indeksler dışındaki indekslerde yer alan) dergilerde yayımlanmış özgün araştırma makalesi, derleme ve vaka takdimi

**I.** Rehabilitation after endoscopically percutaneous intramuscular splintage for vastus medialis partial rupture - A case report and review of the literature. Kaya D, Doral MN, Güney H, Karanfil Y, Yıldırım M, **Utku B**, Alkan E, Uzümcügil A. Muscles Ligaments Tendons J. 2013 Jan 21;2(4):302-4.

**II.** Effect of supervision on ultrasonographic measurements. A blinded randomized cross-over study. Özçakar L, Kara M, Tekin L, Karanfil Y, Esen E, **Utku B**, Güven SC, Çağlayan G, Youssefi A, Pitruzzella M, Ciocchetti E, Açikel C. Eur J Phys Rehabil Med. 2013 Aug;49(4):527-31.

### Ulusal Makale

- a) ULAKBİM tarafından taranan ulusal hakemli dergilerde yayımlanmış özgün araştırma makalesi, derleme, olgu sunumu

- I.** Spor hekimliği alanında kas-iskelet sistemi ultrasonografisinin önemi.  
**Burkay Utku.** Spor hekimliği Dergisi Cilt: 50, S. 119-128, 2015.

**b)** Diğer ulusal indeksler tarafından taranan ulusal hakemli dergilerde yayımlanmış özđün araştırma makalesi

- I.** Masif rotator manşet yırtıkları. Mahmut Nedim Doral, **Burkay Utku**, Çağlar Yılığör. TOTBİD dergisi 2013; 12-:360-365.
- II.** Eksantrik egzersizler ve spor yaralanmalarından korunmadaki yeri.  
**Burkay Utku**, şenay Akın. Turkiye Klinikleri J Sports Med-Special Topics 2017;3(3):233-9.

#### **Lisansüstü veya Tıpta Uzmanlık Tezlerinden Üretilmiş Yayınlar**

**a)** SCI, SCI-Expanded, SSCI veya AHCI kapsamındaki dergilerde yayımlanmış makale

- I.** Meloxicam and diclofenac do not change VEGF and PDGF-AB serum levels of platelet-rich plasma. **Utku B**, Dönmez G, Erişgen G, Akin ř, Demirel HA, Korkusuz F, Doral MN. Turk J Med Sci. 2017 Apr 18;47(2):570-576.

**b)** Uluslararası sempozyumda/kongrede sunulmuş ve tam metni basılmış alanında bilime katkı sağlayan poster

- I.** Meloxicam and diclofenac did not change VEGF and PDGF-AB serum levels of Platelet-rich plasma. **B. Utku**, G. Dönmez, G. Erişgen, ř. Suljevic, H. Demirel, F. Korkusuz, M.N. Doral (Turkey) P56. EFSMA 2015.

c) Ulusal sempozyumda/kongrede sunulmuş ve tam metni basılmış alanında bilime katkı sağlayan sözlü bildiri

- I.** Meloksikam ve diklofenak trombosit zengin plazmanın tedavi edici etkisini değiştirir mi? **Burkay Utku**, Feza Korkusuz, Haydar Demirel, Gülriz Erişgen , Gürhan Dönmez, Şenay Suljevic, Mahmut Nedim Doral. TOTBİD 2014 Kongre. S30-3. 12-16 Kasım 2014

### **Kitap**

a) Uluslararası yayınevleri tarafından yayımlanmış kitap editörlüğü veya bölüm yazarlığı

- I.** Platelet-Rich Plasma: From Laboratory to the Clinic. **Utku B**, Dönmez G, Büyükdoğan K. et al. Sports Injuries Prevention, Diagnosis, Treatment and Rehabilitation. Second Edition Ed. By Doral MN, Karlsson J. Springer International Publishing Switzerland. 2015;3223:3250
- II.** Özgürtaş T, **Utku B**, Yıldız C. Platelet-Rich Plasma. In Ed. By Korkusuz F. Musculoskeletal Research and Basic Science. First Edition Springer International Publishing Switzerland. 2016:283-288.

### **Atıf**

a) SCI, SCI-Expanded, SSCI ve AHCI tarafından taranan dergilerde; Uluslararası yayınevleri tarafından yayımlanmış kitaplarda yayımlanan ve adayın yazar olarak yer almadığı yayınlardan her



birinde, metin içindeki atıf sayısına bakılmaksızın adayın atıf yapılan eser

- I.** Medial sesamoid bone avulsion but not plantar fasciitis: ultrasonographic diagnosis using sonopalpation. Chang KV, Hung CY, Özçakar L. Pain Physician. 2015 Jan-Feb;18(1):E87-8.

(Atıf yapılan eser: Ultrasound images of groin pain in the athlete: a pictorial essay. Ozçakar L, **Utku B.** PM R. 2014 Aug;6(8):753-6)

### **Bilimsel Toplantı Faaliyeti**

- a) Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan (poster hariç), tam metni veya özeti matbu veya elektronik olarak bildiri kitapçığında yayımlanmış çalışmalar

- I.** Özçakar L, **Utku B.** Ultrasound Imaging for Osteitis Pubis. OP-10-04. 8TH European Congress of EFSMA 26-28 September 2013.
- II.** Karsten B, Arpınar-Avsar P, Hazır T, Koşar SN, Cinemre A, **Utku B,** Cass G, BeEddie C. Robustness of the critical linear velocity model for sprint performances. ECSS 2013.
- III.** **Utku, B.,** Amca, A.M., Arıtan, S. (2016). Patellar tendon strap does not affect the maximal jump height. 34th FIMS World Sports Medicine Congress, 29 Eylül-2 Ekim, Ljubljana/Slovenya. British Journal of Sports Medicine, 50, A21-A22. (doi: 10.1136/bjsports-2016-097120.37)

**IV. Utku B, Amca, AM, Arıtan S. (2017). Effects of Patellar Tendon Strap on Electromyographic Activity of Quadriceps Muscles During Drop Landing. 35th International Conference on Biomechanics in Sport. 14-18 Haziran, Cologne/Almanya.**

b) Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan (poster hariç), tam metni veya özeti matbu veya elektronik olarak bildiri kitapçığında yayımlanmış çalışmalar

**I. Ulusal biyomekanik kongresi**

### **Eğitim-öğretim faaliyeti**

a) Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi 2016-2017 bahar dönemi Spor Yaralanmaları ders sorumluluğu (ANR 210- SBA 314)

b) Kongrelerde anlatılan dersler

**I. Futbolda zorunlu ekipmanlar ve koruyucu etkileri. 16. Ulusal spor hekimliği kongresi, 2-5 Nisan 2017. Belek, Antalya.**

**II. Futbolda eksantrik egzersiz. 16. Ulusal spor hekimliği kongresi, 2-5 Nisan 2017. Belek, Antalya.**

c) Eğitimlik yapılan kas iskelet ultrasonografi kursları

**I. 34th FIMS World Sports Medicine Congress, 2nd October 2016.**

**II. TURK-MUS II multidisipliner ultrasonografi derneği kursu Şubat 2017.**

**III. 16. Ulusal spor hekimliği kongresi, 2-5 Nisan 2017. Belek, Antalya.**

