



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI

**Q AÇISININ DİZ İZOKİNETİK KAS KUVVETİ İLE KAS
AKTİVASYONUNA ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

Ajlan SAÇ

**Samsun
Eylül-2016**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI

**Q AÇISININ DİZ İZOKİNETİK KAS KUVVETİ İLE KAS
AKTİVASYONUNA ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

Ajlan SAÇ

Danışman

Doç. Dr. M. Yalçın TAŞMEKTEPLİGİL

Samsun

Eylül-2016

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ajlan SAÇ tarafından Doç. Dr. M. Yalçın TAŞMEKTEPLİGİL danışmanlığında hazırlanan Q Açısının Diz İzokinetik Kas Kuvveti ile Kas Aktivasyonuna Etkisi başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 30/9/2016 tarihinde yapılan sınav ile Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Doç. Dr. M. Yalçın TAŞMEKTEPLİGİL, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Seydi A. AĞAOĞLU, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Soner ÇANKAYA, Ordu Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Özgür BOSTANCI, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Yrd. Doç. Dr. Faruk ALBAY, Gaziosmanpaşa Üniversitesi

ONAY

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

/ /2016

Prof. Dr. Ahmet UZUN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŐEKKÜR

Doktora tez çalışmam ve lisansüstü eğitimim süresince her zaman destek olan, beni yönlendiren değerli hocam ve danışmanım Doç. Dr. M. Yalçın TAŐMEKTEPLİĐİL'e, çalışmam boyunca yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Soner ÇANKAYA'ya, bilgi ve tecrübelerini içtenlikte paylaşan değerli arkadaşım Yrd. Doç. Dr. Mehmet ALKANAT'a;

Bu süreçte bana gösterdiği anlayış ve her an hissettiğim desteği için sevgili eşim Güneş'e;

Hayatım boyunca ilgi ve sevgilerini bir an bile olsun esirgemeyen, beni ayakta tutan annem ve babam İlknur ve Erdoğan SA'a; canım kardeşim Alphan SA'a,

sonsuz teőekkürlerimi sunarım..

ÖZET

Q AÇISININ DİZ İZOKİNETİK KAS KUVVETİ İLE KAS AKTİVASYONUNA ETKİSİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı, Q açısının diz izokinetik kas kuvveti ile kas aktivasyonuna olan etkilerini araştırmaktır.

Materyal ve Metot: Çalışma; basketbol, voleybol, futbol branşlarında aktif spor yapan 50 erkek katılımcı ile gerçekleştirilmiştir (n=50; yaş: 22,3±2,3 yıl). Katılımcılara 300, 240, 180, 120 ve 60°/sn açısal hızlarda izokinetik kuvvet testi ve dikey sıçrama testi uygulanmıştır. Diz ekleminin ekstansör ve fleksör kaslarına ait kas aktivasyonları sEMG ile kaydedilmiştir.

Bulgular: Araştırma sonucunda elde edilen veriler incelendiğinde; sportif branş değişkeninin 300, 240, 180, 120°/sn açısal hızlarda kaydedilen OPT ve OG ile 60°/sn açısal hızdaki OPT_{FLEX} ve OG_{FLEX} parametreleri üzerinde istatistiksel bakımdan anlamlı farka neden olduğu tespit edilmiştir (p<0,05). Bununla birlikte PTOA_{EXT}'nin yalnızca 180, 120 ve 60°/sn açısal hızlarda istatistiksel bakımdan farklı olduğu gözlemlenmiştir (p<0,05). Bu açısal hızlara ait diğer izokinetik test sonu parametreleri ile tüm açısal hızlara ait PTGS parametresinin ise sportif branş değişkeninden etkilenmediği saptanmıştır (p>0,05). Ayrıca 300°/sn açısal hızda kaydedilen tüm EMG verileri olmak üzere, 240°/sn açısal hızda ait VL, RF, BF ve 180°/sn açısal hızda ait VL, BF verileri ile DS test sonuçlarında da yine sportif branş değişkeni bakımından istatistiksel olarak anlamlı farka sahip olduğu bulunmuştur (p<0,05). Q açısı ile tüm açısal hızlara ait OPT ve OG; 240, 180, 120 ve 60°/sn açısal hızlara ait PTOA; 300, 240 ve 180°/sn açısal hızlara ait PTOA_{FLEX}; 60°/sn açısal hızda ait PTGS_{FLEX} değerleri ve DS test sonuçları arasında negatif, 60°/sn açısal hızda ait PTGS_{EXT} değeri arasında ise pozitif yönlü korelasyon tespit edilmiştir. Tüm açısal hızlara ait kas aktivasyonları ve VM:VL oranı ile Q açısı arasında ise anlamlı bir ilişki saptanamamıştır.

Sonuç: Artan Q açısının, diz izokinetik kas kuvvetini, dikey sıçrama test sonuçlarını olumsuz yönde etkilediği; diz ekleminin ekstansör ve fleksör kas aktivasyon düzeylerini ise etkilemediği söylenebilir.

Anahtar Kelimeler: Diz; Elektromiyografi; İzokinetik; Kuvvet; Q açısı

Ajlan SAÇ, Doktora Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Eylül-2016

ABSTRACT

EFFECTS OF Q ANGLE ON ISOKINETIC KNEE STRENGTH AND MUSCLE ACTIVITY

Aim: The aim of this study is to investigate the effects of Q angle on isokinetic knee strength and muscle activity.

Material and Method: The study was conducted on 50 male athletes who play basketball, volleyball and soccer (n=50; age: 22.3±2.3 years). The participants were applied isokinetic strength test at the angular velocities of 300, 240, 180, 120 and 60°/s and vertical jumping test. Muscle activities of the knee extensor and flexor muscles were recorded via sEMG.

Results: When the findings of the study are analyzed, sport branch variable recorded at 300, 240, 180, and 120°/s OPT and OG, at angular velocity has a significant difference on OPT_{FLEX} and OG_{FLEX} parameters at 60°/s angular velocity, statistically (p<0,05). Furthermore, it is observed that PTOA_{EXT} is statistically different only at 180, 120 and 60°/s angular velocity (p<0,05). Other isokinetic test parameters at these angular velocity and all angular velocity PTGS parameters have not been affected by sport branch variable (p>0,05). Besides, all EMG data recorded at 300°/s angular velocity, the BF data of 240°/s at VL, RF, BF and 180°/s VL, BF angular velocity and DS test results indicate that there is a statistically significant difference in terms of sport branch variable. It is found out that there is a negative correlation between all angular velocity with Q angle, OPT and OG; at 240, 180, 120, and 60°/s PTOA; 300, 240, and 180°/s PTOA_{FLEX}; 60°/s PTGS_{FLEX} values and DS test scores. A positive correlation is found between the values and 60°/s PTGS_{EXT} values. It is found out that there is no correlation between Q angle with muscle activities and VM:VL rates.

Conclusion: As a result; it can be said that increased Q angle has a negative effect on isokinetic knee strength and vertical jump test results; on the other hand it has no effect on the extensor and flexor muscle activation levels of knee joint.

Keywords: Electromyography; Isokinetics; Knee; Strength; Q angle

Ajlan SAÇ, Ph. D. Thesis
Ondokuz Mayıs University - Samsun, September-2016

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde İşareti
°	: Derece
°/sn	: Derece/Saniye
ADP	: Adenozin Difosfat
Ag	: Gümüş
AgCl	: Gümüş Klorür
ATP	: Adenozin Trifosfat
BF	: M. Biceps Femoris
bpm	: Dakikadaki Kalp Atım Sayısı
Ca²⁺	: Kalsiyum İyonu
cm	: Santimetre
CO²	: Karbondioksit
CP ya da PC	: Kreatin Fosfat
dk	: Dakika
DS	: Dikey Sıçrama
EMG	: Elektromiyografi
EMG_{RMS}	: Kareler Ortalamasının Karekökü hesaplanmış EMG verisi
FG	: Hızlı-Glikolitik
FO	: Hızlı-Oksidatif
ft-lb	: foot-pound
H⁺	: Hidrojen İyonu
Hz	: Hertz

K⁺	: Potasyum İyonu
kDa	: Kilodalton
kg	: Kilogram
LA	: Laktik Asit
M	: Ortalama
Maks.	: Maksimum
maxVO₂	: Maksimal Oksijen Tüketimi
Mg²⁺	: Magnezyum İyonu
Min.	: Minimum
mm	: Milimetre
ms	: Milisaniye
MÜAP	: Motor Ünite Aksiyon Potansiyeli
n	: Denek Sayısı
N/cm²	: Newton/Santimetrekare
Na⁺	: Sodyum İyonu
Nm	: Newton-Metre
OG	: Ortalama Güç
OPT	: Ortalama Pik Tork
Ort.	: Ortalama
p	: İstatistiksel Anlamlılık Düzeyi
P	: Zirve Güç
P_i	: İnorganik Fosfat
PTGS	: Pik Tork Geliştirme Süresi

PTOA	: Pik Tork Oluşma Açısı
r	: Pearson Korelasyon Değeri
RF	: M. Rectus Femoris
RMS	: Kareler Ortalamasının Karekökü
ROM	: Hareket Aralığı
Ss	: Standart Sapma (\pm)
sEMG	: Yüzeysel Elektromiyografi
SIAS	: Spina Iliaca Anterior Superior
sn	: Saniye
SO	: Yavaş-Oksidatif
SR	: Sarkoplazmik Retikulum
vb.	: Ve benzeri
VL	: M. Vastus Lateralis
VM	: M. Vastus Medialis
μm	: Mikrometre
μV	: Mikrovolt

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	ix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kaslar	4
2.2. İskelet Kası	5
2.2.1. Kas Yapısı	5
2.2.2. İskelet Kası Fibril Tipleri	10
2.2.3. Kas Kasılması	11
2.2.4. Kasılma Tipleri	13
2.2.5. Kasılma Sırasında Kullanılan Enerji Kaynakları	15
2.2.6. Kas Kuvvetini Etkileyen Biyomekanik Faktörler	18
2.3. Diz Eklemi	20
2.3.1. Diz Eklemine Anatomisi	20
2.3.2. Diz Eklemine Biyomekaniği	21
2.3.3. Diz Eklemine Etkileyen Kaslar	22
2.3.4. Q Açısı	25
2.4. İzokinetik Dinamometre	30
2.4.1. İzokinetik Dinamometrede Ölçümleri Etkileyen Değişkenler	31
2.4.2. İzokinetik Dinamometre ve Ölçümlere Ait Değişkenler	32
2.4.3. İzokinetik Test Prosedürü	34
2.5. Elektromiyografi	35
2.5.1. EMG ile Ölçülen Kas Aktivasyonu	36
2.5.2. EMG Sinyalinin Kaydedilmesi	37
2.5.3. sEMG Ölçümünü Etkileyen Faktörler	38
2.6. Anaerobik Performansın Değerlendirilmesi	39
2.6.1. Dikey Sıçrama Testi	40
3. MATERYAL VE METOT	41
3.1. Araştırma Grubu	41

3.2. Morfolojik ve Antropometrik Ölçümler.....	41
3.3. Dikey Sıçrama Testi.....	42
3.4. EMG Ölçümü.....	43
3.5. İzokinetik Kuvvet Testi.....	44
3.6. İstatistiksel Analiz.....	47
4. BULGULAR.....	48
5. TARTIŞMA.....	71
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	81
KAYNAKLAR.....	84
EKLER.....	102
ÖZGEÇMİŞ.....	103

1. GİRİŞ

Sportif performans; yapılacak fiziksel aktivitenin gerçekleştirilmesi sırasında başarı için ortaya konulan çabaların bütünü olarak tarif edilebilir. Bilindiği üzere sportif performansı olumlu ve olumsuz yönde etkileyen birçok faktör vardır. Sonucu etkileyen faktörlerin sayısının çokluğu ve çeşitliliği sportif performansı oldukça karmaşık bir yapıya dönüştürmektedir. Sporcunun öncelikli olarak kişiliği, bununla birlikte ilgili spor alanına olan yapısal uygunluğu, koordinasyon yeteneği ve kondisyonel özellikleri spor verimi için gerekli ön koşullardan kabul edilir. Genel anlamda performansı olumlu ve olumsuz etkileyebilen bu faktörleri oluşum kaynaklarına göre kısaca içsel ve dışsal faktörler olarak ikiye ayırmak mümkündür (Tucker ve Collins, 2012). Yaş, cinsiyet, genetik, anatomik ve morfolojik yapı, enerji kullanım mekanizmaları, nöromusküler iletim hızı, kardiyovasküler yapı gibi faktörler içsel faktör olarak kabul edilirken; sıcaklık, iklim, ekipman, seyirci, ekonomik bileşenler, beslenme, geçirilmiş sakatlıklar, antrenman niteliği ve niceliği, ergojenik yardım ve uyku düzeni başlıca dışsal faktörler olarak göze çarpmaktadır (Brutsaert ve Parra, 2006).

Bireyler arası sportif performansı etkileyen tüm bu farklılıklar ve performans üzerine etkileri spor bilimleri açısından uzun zamandır merak edilen ve araştırılan konular olmuştur. Görüldüğü gibi sportif performansı yalnızca antrenmanın niteliği ve niceliğine bağlamak mümkün değildir. Bu nedenle her geçen gün egzersiz fiziolojisi alanında yapılan sayısız çalışma ile performansı etkileyen unsurlar derinlemesine irdelenmektedir. Bu bilimsel çalışmalar; aerobik performans, anaerobik performans, kas kuvveti ve gücü, nöromusküler koordinasyon, kemik yoğunluğu, vücut kompozisyonu, kas-fibril dağılımları, kardiyovasküler değişkenler, pulmoner fonksiyon ve hormonlar gibi birçok değişkenin sportif performansla olan ilişkisini araştırmakta ve neticesinde performansı daha üst seviyelere taşıyabilmek için spor bilimleri dünyasına yeni veriler sunmaktadır.

Sportif performansın önemli faktörlerinden olan kas kuvveti ve ona etki eden unsurların yanı sıra, alt ekstremitenin dinamik olarak kullanıldığı spor branşları ve fiziksel aktiviteler sırasında alt ekstremitenin dizilimi ve diz eklemine rolü büyük önem taşımaktadır. Bu dizilim ve diz eklemine mekaniği de tıpkı vücut kompozisyonu, boy

ve bacak uzunluğu, vücut ağırlığı, eklem ve kemik yapısı gibi bireyler arası anatomik ve morfolojik bir farklılıktır.

Diz eklemine ait en önemli anatomik yapılar, ekleme hareket kazandıran ve diz eklemine tek ekstensör kası olan m. quadriceps femoris ile fleksör kas grubu hamstring'tir. Alt ekstremitenin dizilimiyle ilişkilendirilen anatomik değışkene ise quadriceps femoris kas açısı (Q açısı) denmektedir (Cartwright, 2007). M. quadriceps femoris'in çekme kuvvetini patellar tendona ileten diz eklemine biyomekaniği oldukça karışiktır. Kısaca, m. quadriceps femoris'in uyguladığı kuvveti bir merkezde toplayan patella aynı zamanda femur üzerindeki çekme kuvvetini de patellar tendona iletmektedir (Thomas ve ark., 2014). Yukarıdaki çalışmalardan anlaşılacağı üzere; fiziksel aktivite sırasında diz eklemine fonksiyonunda, eklem maruz kaldığı kompresif ve kayma kuvvetlerini emme kapasitesinde m. quadriceps femoris'in oynadığı rol oldukça büyüktür.

Q açısı, m. quadriceps femoris'in çekme kuvveti uyguladığı çizgi ile patellar tendonun kuvvet uygulama yönü arasındaki açı olarak tanımlanmaktadır (Draper ve ark., 2011). Yapılan araştırmalara göre normalden büyük Q açısı değerlerinin nöromusküler yanıt ve m. quadriceps femoris'in refleks süresinde artışa, patlayıcı kuvvet ve sıçrama gücünde ise düşüşe neden olabileceği bildirilmiştir (Witvrouw ve ark., 2000; Chester ve ark., 2008). Q açısındaki anormal artışla birlikte nöromusküler kontrolde meydana gelen değışimler ya da düşüşlerin sportif hareketleri gerçekleştirirken diz eklemine hareket düzlemi dışına çıkmasına ve ekleme aşırı yük binmesine yol açabileceği belirtilmiştir (Hewett ve ark., 2005; Bloomfield ve ark., 2007; Rauh ve ark., 2007). Bu nedenle Q açısında gözlemlenen değışikliklerin, m. quadriceps femoris'in diz eklemine uyguladığı anormal kuvvet sonucu bireylerde sakatlıklara yol açabileceği söylenmiş ve Q açısının sakatlığa yol açan bir risk faktörü olarak kabul edilmesi gerektiği önerilmiştir (Daneshmandi ve ark., 2011).

Yapılan birçok çalışma neticesinde, Q açısı ile kuvvet arasındaki negatif yönlü bir ilişki olduğu ortaya konmuştur. Bu negatif ilişki, gelişimsel farklılıklara bağlı olarak uyluk kas grubundaki artan kas tonusu ve kuvvete ilişkin Q açısındaki düşüş şeklinde raporlanmıştır (Hahn ve Foldspang, 1997; Bayraktar ve ark., 2004). Ayrıca m. vastus lateralis'e görece m. vastus medialis'te gözlemlenen kas aktivasyon başlama

zamanlarındaki gecikmeler ve birbirleri arasındaki oransal denge farklarının Q açısına bağlı olarak alt ekstremite dizilimindeki bozukluk sonucu patellanın laterale yaptığı anormal kaymalardan kaynaklanıyor olabileceği bildirilmiştir (Cartwright, 2007; Cavazzuti ve ark., 2010).

Diz eklemi ve sporcularda diz eklemine mekanik durumunu değerlendirmek için önemli bir etkiye sahip olan Q açısı, birçok araştırmacının çalışma konusu olmuştur. Alt ekstremitenin normal dizilimi ve biyomekanik fonksiyonunun önemli bir göstergesi olan Q açısı aynı zamanda sporcularda alt ekstremitenin fonksiyonel kullanılabilirlik kapasitesine yönelik de önemli veriler sunmaktadır (Daneshmandi ve ark., 2011; Hefzollasan ve ark., 2014). Bu amaçla yapılan çalışmada, Q açısının diz eklemine hareket kazandıran ekstansör ve fleksör kaslara ait kuvvet parametreleri ile diz eklemine hareketleri sırasında bu kas gruplarında oluşan kas aktivasyon düzeylerini nasıl etkilediği araştırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kaslar

Kaslar, canlıya hareket yeteneği sağlayan ve kas sistemini oluşturan yapılardır. Vücut ağırlığının yarısına yakınına oluşturan bu yapılar, besinlerden temin edilen kimyasal enerjiyi mekanik enerjiye çevirme ve kasılma özelliğine sahip olan özel kas hücrelerinden meydana gelmiştir. Memelilerdeki bu özel hücrelerin esas görevi, iç düzende kasılmaları sonucunda dış düzende tüm organizmaya hareket yeteneği sağlamaktır (Hole, 1981; Vander ve ark., 1994).

İnsanlarda konuşma becerisi, kanın kalpten pompalanması, iskelet sisteminin hareketleri, solunum ve sindirim gibi faaliyetlerin tümü kas kasılmasının sonucudur (Hole, 1981; Berne ve ark., 2009; Kenney ve ark., 2012). Kas hücreleri de sinir hücreleri gibi kimyasal, elektriksel ve mekanik olarak uyarılma özelliklerine sahiptir. Uyarıldıklarında hücre zarı boyunca yayılabilen aksiyon potansiyeli oluşturmakta ve bu aksiyon potansiyeli tarafından etkinleştirilen kasılabilir yapılar içermektedirler (Weineck, 1998; Ganong, 2010).

Kaslar; yapılarına, kontraktil proteinlerine ve çalışma mekanizmalarına göre üç gruba ayrılır:

1. İskelet Kası

2. Düz Kas

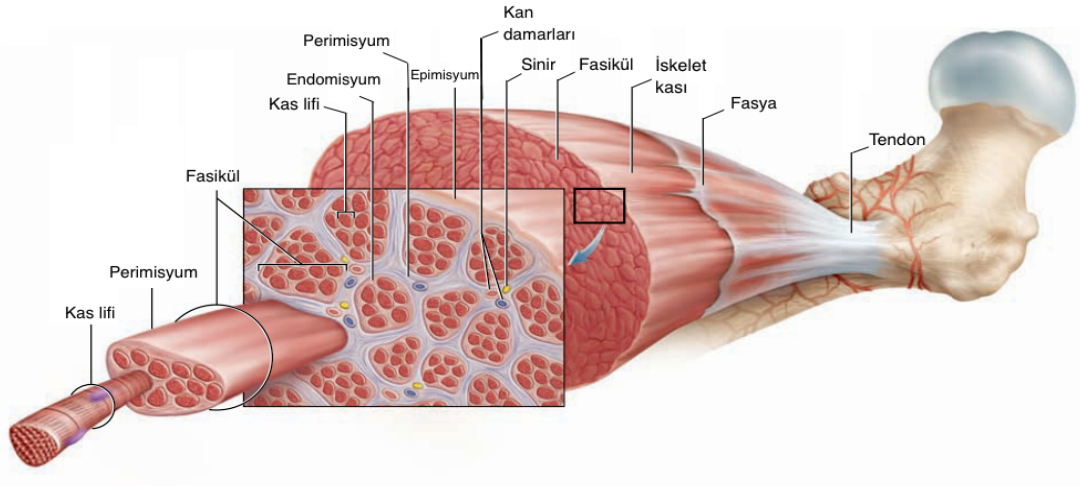
3. Kalp Kası (Hole, 1981; Creager, 1992; Vander ve ark., 1994; Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; Solomon, 2010; Kenney ve ark., 2012; Guyton ve Hall, 2013).

İnsan vücudunun yaklaşık %40'ı iskelet kası, %10'u ise düz kas ve kalp kasıdır (Guyton ve Hall, 2013). İskelet kasları çizgili kaslardır ve istemli olarak kasılır, spinal sinirlerle uyarılırlar. Otonom sinir sisteminin innerve ettiği kalp kası ve düz kaslar ise istem dışı aktivite gösterirler (Ganong, 2010).

2.2. İskelet Kası

2.2.1. Kas Yapısı

Kas sisteminin bir organı olan iskelet kası, birkaç farklı türde dokudan meydana gelir. Bu dokular; kontraktil proteinler, sinir doku, konnektif doku (bağ doku), kan damarları ve kandır (Hole, 1981; Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; Kenney ve ark., 2012; Guyton ve Hall, 2013). İskelet kasları birbirinden bağımsız çok sayıda kas lifinden oluşmaktadır. Kas liflerinin konnektif doku ile bir araya gelerek oluşturduğu kasın proksimal ve distal ucu tendon adı verilen bağ dokular ile kemiğin her iki ucuna bağlanır (Şekil 1). Kastaki bu iki uç anatomik olarak insersiyon (tutunma yeri) ve origo (başlangıç yeri) olarak adlandırılır. Origo sabittir, insersiyon ise kas kasıldığında hareket eden kemiğe tutunur ve genellikle origodan daha distalde yer alır. İskelet kasları tendonlarda başlayıp biterken, kastaki kas lifleri de bu iki tendon arasında birbirine paralel olarak uzanmaktadır (Hole, 1981; Astrand ve Rodahl, 1986; Vander ve ark., 1994; Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010).

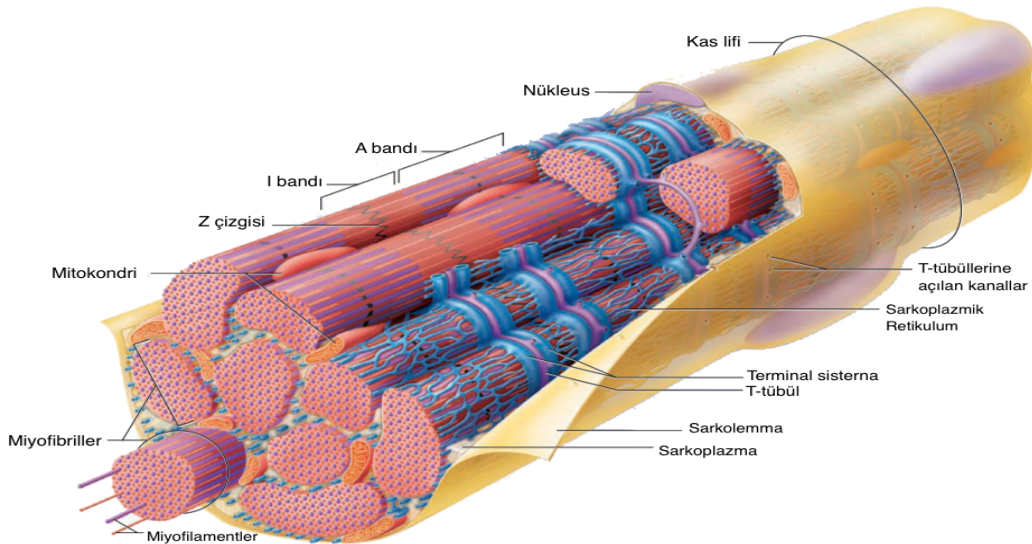


Şekil 1. İskelet Kası ve Birimleri (Saladin, 2008)

İskelet kaslarının tüm yüzeyi, tendonlar da dahil olmak üzere epimisyum adı verilen ve görevi tüm kası bir arada tutmak olan konnektif dokuyla örtülüdür. Epimisyumdan içeri doğru uzanarak kas dokusunu daha küçük bölümlere ayıran

konnektif dokuya ise perimisyum adı verilir. Fasikül olarak adlandırılan bu küçük bölümler çok sayıda iskelet kas lifinin bir araya gelmesinden oluşmaktadır. Her kas lifi; çekirdekli, uzun, silindirik ve sarkolemma adı verilen hücre zarı ile çevrilmiş tek bir kas hücresidir (Şekil 2). Her bir kas lifi sarkolemmaya kadar devam eden ve endomisyum adı verilen bağ doku tabakası ile kaplıdır. Bu bağ doku tabakalarının tamamı, kasların hücre zarından tendonlarına kadar devam ettiği için tek bir kas hücresinde meydana gelen gerim de böylece tendona kadar aktarılabilmektedir (Hole, 1981; Noble, 1986; McComas ve ark., 2006; Saladin, 2008; Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; Kenney ve ark., 2012; Guyton ve Hall, 2013).

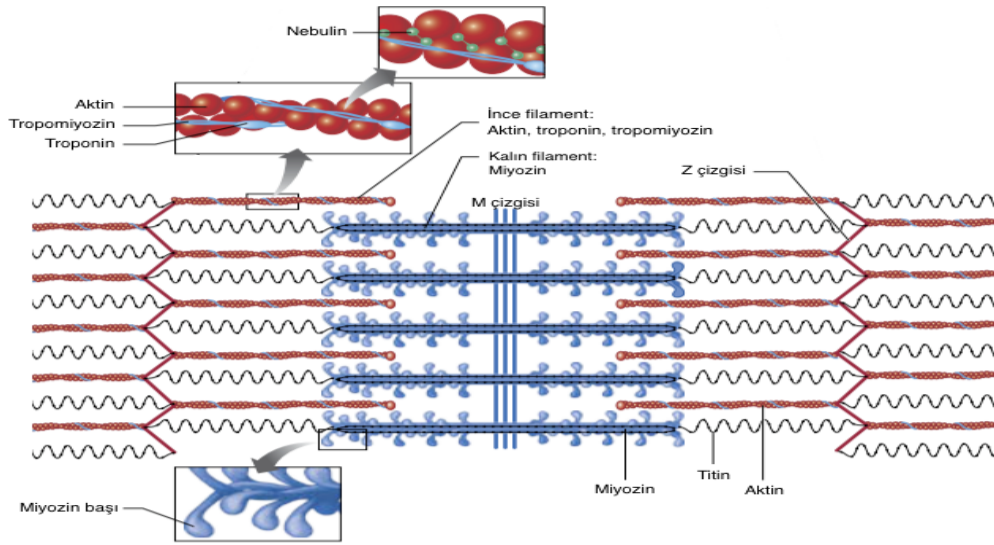
Her kas hücresi birkaç nükleus taşır ve bunlar sarkolemmanın hemen altında bulunur. Sarkoplazma adı verilen hücre içi sıvı ise kas hücresinin sitoplazmasıdır. Bu sıvı; sodyum, potasyum, kalsiyum, magnezyum gibi elektrolitler; aktin, miyozin gibi kontraktıl proteinler ve mitokondri, sarkoplazmik retikulum (SR) gibi özel tip organelleri barındırır (Şekil 2). Ayrıca; enzim, yağ parçacıkları ve glikojen depolamaktadır. Bu hücre içi sıvıda en önemli yeri ise kas lifleri alır (Hole, 1981; Noble, 1986; Vander ve ark., 1994; Saladin, 2008; Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; Solomon, 2010; Guyton ve Hall, 2013).



Şekil 2. İskelet Kasının Yapısı (Saladin, 2008)

İskelet kasları, boyları farklı uzunluklara varabilen (25 cm'ye kadar) ve çapı 10–80 µm arasında değişen çok sayıda liften meydana gelir. Her kas lifi miyofibril adı verilen yapılardan oluşmaktadır. Miyofibriller birbirine paralel uzan yapılardır. Bu küçük lifler, boyu yaklaşık 2,2 µm olan sarkomer denilen bölümlere ayrılır. Sarkomer, kasın kasılabilen en küçük birimidir ve kas lifinin uzunluğu boyunca tekrar eder. Tekrar eden bu görüntü iskelet kasına bilinen çapraz-çizgili görünümü kazandırmaktadır (DeVries, 1986; Vander ve ark., 1994; Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; Kenney ve ark., 2012).

Kas lifini oluşturan miyofibriller, miyofilament adı verilen yapılar oluşturmaktadır. Bu yapılar ince ve kalın olmak üzere iki tiptir. İnce filamentler aktin, tropomiyozin ve troponinden; ince filamentlerin yaklaşık iki katı kadar çapa sahip olan kalın filamentler ise miyozinden meydana gelmiştir. Miyofibriller elektron mikroskopunda koyu ve açık renkli alanlar şeklinde görülür. Kalın filamentler A bantlarını, ince filamentler ise daha az yoğun olan I bantlarını oluşturur. A bandını bölen daha açık renkli H bandı, kas gevşediği zaman ince filamentlerin kalın filamentler üzerine binmediği kısmı oluşturmaktadır. I bandını bölen koyu renkli bölgelere Z çizgisi adı verilir. Miyofibrillerde iki Z çizgisi arasında kalan kısma ise sarkomer denir. İnce aktin filamentleri, Z çizgisinden sarkomerin merkezine doğru uzanır ve kalın filamentin bir bölümünün üzerine biner. H bandının ortasındaki kontraktil olmayan filamentler ise miyozin filamentlerini sıkı bir biçimde sararak düzenli bir birlik olmalarını sağlar. Bu bağlanma yerleri koyu renkli ve ince bir çizgi halinde görülür (M çizgisi) (Şekil 3) (Hole, 1981; DeVries, 1986; Vander ve ark., 1994; Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; McArdle ve ark., 2011; Fox ve ark., 2012; Kenney ve ark., 2012; Guyton ve Hall, 2013).



Şekil 3. Sarkomer Yapısı, Kalın ve İnce filament (Kenney ve ark., 2012)

İskelet kaslarındaki protein yapıların üçte ikisi miyozinden oluşmaktadır. Miyozin filamentleri 200 kadar miyozin molekülünden meydana gelir. Miyozin molekülü ise bir çift ağır zincir ve iki çift hafif zincir olmak üzere altı farklı polipeptitten oluşur. Kasıta bulunan miyozin molekülü, uzun bir kuyruk kısmı ve iki globüler baş kısmına sahip bir miyozin-II'dir. Miyozin molekülünün baş kısımları aktin ile çapraz-köprüler oluşturur. Aynı zamanda miyozin molekülünün baş kısımları ATPaz enzimi olarak fonksiyon görür. Böylece adenozin trifosfat (ATP)'ın yıkılmasını ve açığa çıkan enerjinin kasılma sırasında kullanılmasını sağlar. Her kalın filament düzenli ve hegzagonal bir şekilde altı ince filament tarafından sarılmıştır. Kalın miyozin filamentleri, Z çizgisine titin denen bir sitoskeletal protein ile zincirleme bağlanır. Titin isimli bu molekül bilinen en büyük protein (molekül ağırlığı 3000 kDa'un üzerinde) olmakla birlikte iskelet kas dokularının kasılmasında da önemli rol alır (Astrand ve Rodahl, 1986; Saladin, 2008; Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; Kenney ve ark., 2012; Guyton ve Hall, 2013).

İnce filamentler uzun bir çift sarmal oluşturan iki aktin zincirinden yapılmış polimerlerdir. Aktin molekülünün iki zinciri arasındaki oluğa yerleşmiş olan uzun filamentler ise tropomyozin molekülüdür (Şekil 3). Her ince filament 300-400 aktin molekülü ve 40-60 tropomyozin molekülü içerir. Tropomyozin molekülü boyunca

bulunan küçük globüler yapılara ise troponin molekülü adı verilir; troponin-T, troponin-I ve troponin-C isimli üç alt birimden oluşur. Troponin-T tropomiyozine bağlanan alt birimdir. Troponin-I inhibe edici alt birimdir ve aktin-miyozin etkileşimini uygun zamana kadar inhibe eder. Troponin-C ise kasılmayı başlatan Ca^{2+} için bağlanma bölgeleri içerir. İskelet kası işlevi için önemli diğer bazı yapısal proteinler de aktinin ve desminidir. Aktinin, aktini Z çizgilerine bağlar. Desmin ise plazma zarında Z çizgilerine bağlanarak kısmen Z çizgilerinin yapısına eklenir (Saladin, 2008; Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; Kenney ve ark., 2012; Guyton ve Hall, 2013).

Sinirin aksonunun kas dokusunda sonlandığı noktaya nöromusküler (sinir-kas) kavşak, motor son plak veya miyonöral kavşak denir. Omurilikteki tek bir motor nöron hücresi, kasa uyarı gönderdiğinde o sinirin yan dalları tarafından uyarılan bütün kas lifleri aynı anda kasılır (Ganong, 2010). Kası innerve eden nöronların %60'ı motor nöronlardan, %40'ı da duyu nöronlarından oluşmaktadır. Bir motor sinir hücresi ve dallarının uyardığı tüm kas liflerine motor ünite (birim) adı verilir. Bir motor sinirde ateşleme olduğunda işlevsel kasılma birimi olan motor üniteye tüm kas hücreleri eşzamanlı olarak kasılır (DeVries, 1986; Vander ve ark., 1994; McComas ve ark., 2006; Baechle ve Earle, 2008; Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; Fox ve ark., 2012; Kenney ve ark., 2012; Guyton ve Hall, 2013). Bir motor sinirin innerve ettiği fibril sayısı değişim göstermektedir. Bu sayı kasın büyüklüğü ile değil, kasın yaptığı hareketin inceliği, becerisi ve koordinasyonu ile belirlenir. El ve göz kaslarının hareketlerini sağlayan kaslardaki bir motor ünite çok az sayıda kas lifini innerve edebilirken (3-6 arasında), diğer taraftan insan bacak kaslarında her birim başına düşen kas lifi sayısı 600'ü bulur (Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; McArdle ve ark., 2011; Fox ve ark., 2012).

Kas fibrilleri, elektron mikroskopunda veziküller ve tübüller şeklinde görülen zarlardan meydana gelmiş yapılarla çevrili olarak görülür. Bu yapılar, bir T-sistemi (T-tübülleri) ve SR'den meydana gelen sarkotübüler sistemi oluşturmaktadır. Sarkolemma yer yer hücre içine, hücrenin derinliklerine doğru uzanmaktadır. T-tübülleri de miyofibrillere transvers olarak ilerler ve sarkolemmadan başlayıp kas lifinin bir tarafından diğer tarafına kadar olan mesafeyi katederler. T-tübüller aralarında dallanır, böylece bütün miyofibriller arasında birleştirici T-tübül ağlarını oluştururlar. SR hücre

içi bir ağ iken T-tübülleri hücre dışı ortamla temastadır (Ganong, 2010). Her bir kas fibrilinin çevresinde düzensiz bir perde oluşturan SR, A ve I bantları arasındaki kavşakta, T-sistemi ile yakın ilişkili olan terminal sisternaya genişler. Terminal sisterna, T-tübülleri ile iletilen aksiyon potansiyeli sonucu kas kasılması için gerekli olan Ca^{2+} 'un salınma noktasıdır. Bir T-tübülü ve her iki yanındaki terminal sisternaların meydana getirdiği yapıya da triad adı verilmektedir (Şekil 2) (Vander ve ark., 1994; McComas ve ark., 2006; Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; Guyton ve Hall, 2013). Aksiyon potansiyeli kesildiğinde serbest Ca^{2+} konsantrasyonu azalır. Ca^{2+} aktif transport yolu ile SR'ye geri pompalanır, bu da kasın gevşemesiyle bağlantılıdır (McComas ve ark., 2006; Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; Guyton ve Hall, 2013; Ferrier, 2014; Rodwell ve ark., 2015).

2.2.2. İskelet Kası Fibril Tipleri

Kas lifleri genel olarak benzer yapısal özelliklere sahip olsa da fonksiyonlarında farklılıklar vardır. Kas lifleri; kasılma hızı, aerobik kapasite, anaerobik kapasite, içerdikleri mitokondri sayısı, sahip oldukları kapiller (kılcal) damar sayısı, kasılma kuvveti, ATPaz aktivitesi ve yorulma sürelerine göre fonksiyonel farklılıklar göstermektedir (Ganong, 2010).

Kaslar genel olarak lifleri yavaş kasılan (tip I) ve hızlı kasılan (tip II) olarak sınıflandırılabilir. Tip I ve tip II lifler, oksidatif ve metabolik yollardaki enzimlerin etkinlikleri açısından farklılık gösterirler. Tip II liflerin çoğunda glikolitik kapasite yüksek iken oksidatif kapasite düşük düzeydedir. Kası oluşturan lifler arasındaki bu farklılıklar kas lifindeki mitokondri sayısı ile uyumludur. Tip I liflerde yüksek sayıda mitokondri bulunurken, Tip II liflerdeki mitokondri sayısı daha azdır (McComas ve ark., 2006; Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; Guyton ve Hall, 2013). Bir kas grubunda her iki lif tipi de bulunmaktadır. Bunun nedeni ise bir kas grubunda farklı motor ünitelerin bulunmasıdır (Günay ve ark., 2006).

Yavaş kaslar miyoglobin içeriği fazla olduğundan kırmızı renkte görünürler ve bu nedenle kırmızı lifler olarak da adlandırılırlar. Bu tip liflerde kasılma kuvveti düşüktür fakat uzun süreli kasılmalara dayanıklıdır, geç yorulurlar. Bu nedenle uzun

sürekli aktivitelere rol oynayan kaslar ile vücudun yerçekimine karşı desteklenmesinde iş gören kaslarda kırmızı lif oranı yüksektir. Bu tip kaslarda enerji oluşumunun aerobik metabolizma ve oksidatif yollarla sağlandığını belirtmek için SO (slow-oxidative = yavaş-oksidatif) kısaltması kullanılır. Yavaş kaslar, uzun süreli ve düşük tempolu fiziksel aktivitelere önem taşır.

Hızlı kas lifleri ise miyogloblin içeriği az olduğundan beyaz renkte görünmekte ve bu nedenle beyaz lifler olarak da adlandırılmaktadırlar. Hızlı kasılan lifler, genellikle anaerobik enerji mekanizmasına dayanan kısa süreli ve sürat tipindeki fiziksel aktivitelere kullanılırlar. FG (fast-glycolytic = hızlı-glikolitik) olarak da adlandırılan bu liflerin metabolik özellikleri ve kasılma kapasiteleri tamamen anaerobik enerji sistemine bağlı olan çok hızlı hareket etme, ani pozisyon ve yer değişikliği gerektiren sporlarda daha fazla önem taşır (McArdle ve ark., 2011; Fox ve ark., 2012; Kenney ve ark., 2012).

Kaslar tip I ve tip II liflere ek olarak intermediate (ara) form lifler de içermektedir. Intermediate lifler, hızlı kasılan liflerdir fakat anaerobik kapasitenin yanı sıra aerobik kapasiteye de sahiptirler. Bu lifler, anaerobik hızlı kasılan liflerden (tip IIB) ayırt edilebilmeleri için tip IIA olarak sınıflandırılmışlardır (Ganong, 2010).

2.2.3. Kas Kasılması

Tek bir aksiyon potansiyeli, kısa süreli bir kasılma ve onu takip eden gevşemeye neden olur. Bu olaya kas sarsısı, grafiğine de kas eğrisi adı verilir. Kas sarsısı membran depolarizasyonunun başlamasından 2 ms sonra, repolarizasyon bitmeden hemen önce başlar. Sarsının süresi incelenen kasın tipine göre değişir. Sarsı eğrisi; latent dönem, kasılma dönemi ve gevşeme döneminden oluşur. İnce, hızlı ve hassas hareketten sorumlu tip I kas liflerinin sarsı süreleri yaklaşık 7.5 ms kadar kısadır. Esas olarak güçlü, büyük ve devamlı hareketlere katılan tip II kas liflerinin sarsı süreleri ise 100 ms'ye kadar uzayabilir. Aksiyon potansiyelinin süresi ise sadece 5 ms'dir (Hole, 1981; DeVries, 1986; Ganong, 2010).

Uyarının geldiği ve kasın bu uyarana verdiği yanıt arasında bir gecikme söz konusudur. Uyarının verilmesi ile uyarıya yanıt arasındaki bu süreye reaksiyon zamanı denir (Crabtree ve Antrim, 1988; Ganong, 2010). Premotor ve motor zaman olarak ikiye

ayrılır. Premotor zaman, uyarının başlaması ile elektromiyografik aktivitenin ortaya çıkması arasındaki zaman aralığını ifade eder (Botwinick ve Thompson, 1966; Ito, 1997). Ayrıca bu zaman intervaline latent dönem adı da verilir. Latent dönem içinde gizli gevşeme denen ve kasta geç yıkılan çapraz-köprülere bağlı, kasın boyca az bir miktar uzamasını veya kuvvetteki düşüşünü gösteren bir olay yer alır. Düz kaslardaki bu latent dönem iskelet kaslarına oranla 50 kat daha uzundur. Latent dönemi, kasın boyca kısaldığı veya kuvvet ürettiği dönem yani kasılma dönemi takip eder. Gevşeme dönemi ise kuvvet üretiminden sonra kasın boyca uzamasını ve normale dönmesini içerir. Gevşeme dönemi kasılma döneminden biraz daha uzun sürer (Hole, 1981; DeVries, 1986; Guyton ve Hall, 2013; Köylü, 2014). Elektromiyografik aktivitenin başlaması ile hareketin gözlemlenmesi arasındaki zaman intervaline ise motor zaman denir (Botwinick ve Thompson, 1966; Ito, 1997). Premotor zaman elektromiyografik reaksiyon zamanını, bir başka deyişle merkezi sinir sistem düzeyinde farkındalık ile bilişsel durumu değerlendiren zamanı temsil etmektedir. Bu zaman aralığı; uyarıyı fark etme, seçme ve uygun cevabı programlama için gerekli olan süreye tekabül eder. Motor zaman ise kişinin istemli cevabı ortaya çıkarması için gerekli olan periferik mekanizmalarla ilişkilidir (Kimura ve ark., 2002; Simmons ve ark., 2002).

Kas kasılmasına neden olan süreç, ince filamentlerin kalın filamentler üzerine kaymasıdır. Bu kısılma sadece ince ve kalın filamentlerin gerçek uzunluklarındaki değişikliklere bağlı olmayıp, kas hücresi içerisinde üst üste binmelerine de bağlıdır. Kasılma sırasında aktin-miyozin etkileşimi ile aktin filamentleri ortaya doğru çekilirler ve dinlenme halindeki aksine üst üste binerek birbirlerini örterler. Buna “Kayan Filamentler Teorisi” denir. Böylece Z çizgileri birbirine yaklaşır, yani sarkomerin boyu kısalır. Bu sırada A bandında bir değişiklik olmazken, I bandı ve H bandı küçülür (Hole, 1981; DeVries, 1986; Vander ve ark., 1994; McComas ve ark., 2006; Baechle ve Earle, 2008; Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; Fox ve ark., 2012; Kenney ve ark., 2012; Guyton ve Hall, 2013).

Dinlenme durumunda iken miyofibrilde az miktarda bulunan Ca^{2+} , SR’de depo haldedir. Bu nedenle aktin üzerinde, miyozin çapraz köprü başlarının ilişki kuracağı aktif bölgeler kısmen açıktır. Engelleyici bu etkiler ortadan kalkmadıkça kasta gerim oluşmadığından bu süreç dinlenme periyodu olarak adlandırılır (Ergen ve ark., 2002).

Kas lifinin depolarize olması ile başlayan kasılma sürecine “uyarılma-kasılma eşleşmesi” adı verilir. Kas lifindeki sarkolemma boyunca iletilen aksiyon potansiyeli T-tübüller ile içeri girdiği sırada, Ca^{2+} SR sisternalarından miyoplazmaya salınır. SR’den Ca^{2+} salınması ile hücre içindeki konsantrasyonu artmasıyla aktin-miyozin kimyasal etkileşimi meydana gelir ve kasılma başlar. Aksiyon potansiyelinden sonra başlayan hücre içi Ca^{2+} konsantrasyonundaki artış, yaklaşık 20 ms’de doruğa ulaşmaktadır. SR’den salınan Ca^{2+} troponin-C’ye bağlanır. Ca^{2+} troponin-C’ye bağlanınca, troponin-I’nın aktin ile olan ilişkisi zayıflar. Ca^{2+} troponin birleşmesinin troponinde yol açtığı yer değişikliği, tropomiyozin kompleksinin kapattığı aktif bölgeler tekrar açığa çıkar. Böylece miyozin filamentindeki çapraz-köprüler aktin üzerindeki aktif bölgelere bağlanır ve kasılma süreci başlar (Ergen ve ark., 2002). Kas kasılması için gerekli enerji, ATP’nin miyozin ATPaz enzimi aracılığı ile adenzin difosfat (ADP) ve fosfata (Pi) dönüştürülmesi sonucu sağlanır (ATP hidrolizi). Ca^{2+} ’un serbest kalmasından kısa süre sonra, Ca^{2+} etkin taşıma ile (Ca^{2+} - Mg^{2+} ATPaz) SR tarafından tekrar depolanır ve sisternalara sızar, yeni bir sinir uyarısı gelene kadar da burada kalır. SR dışındaki Ca^{2+} derişimi yeterince azaldığı zaman miyozin ile aktin arasındaki kimyasal etkileşim durur ve kas gevşer. ATP, hem kasılma hem de gevşeme için gerekli enerjiyi sağlamaktadır. Ca^{2+} ’un SR içine taşınması baskılanırsa, ek aksiyon potansiyelleri olmasa bile kas gevşemesi olmaz ve bu durumda kalıcı kasılma (kontraktür) görülür (Berne ve ark., 2009; Ganong, 2010; Kenney ve ark., 2012; Guyton ve Hall, 2013).

2.2.4. Kasılma Tipleri

İzometrik Kasılma

İzometrik kelimesinin sözlük anlamı; aynı veya sabit (izo) boy (metrik) demektir. İzometrik kasılmada kasın gerilimi artarken, kasın boyunda bir değişiklik meydana gelmez (Fox ve ark., 2012). İzometrik kas kasılmasında dış direnç kasın ürettiği iç gerilimden fazla olduğu için kas boyunda ve eklem açısında değişiklik olmadan kasın gerilimi artar (Bosco, 2001; Brown ve Weir, 2001; Andersen ve ark., 2005; McComas ve ark., 2006; McArdle ve ark., 2011; Kenney ve ark., 2012).

İzotonik Kasılma

Bu kasılma türü konsantrik ve eksantrik kasılmalar olarak ikiye ayrılır:

Konsantrik Kasılma: Kas kasılması sırasında kasın gerilimi sabit kalırken kasın boyu kısalır (Paavo V. Komi, 1984; Bompa, 2011). Bu kasılma tipine dinamik kasılma adı da verilir (Fox ve ark., 2012). Kas aktiviteleri, izometrik ve konsantrik kasılmanın birbiri ardına yapılmasından veya her iki kasılmanın kombinasyonundan oluşur. Bu şekilde kasın hem boyunun hem de tonusunun değişmesi oksotonik kasılma olarak adlandırılır. Bu tip kasılmalarda yapılan iş, yerçekimine karşı olduğu için pozitifdir (Dick, 2007).

Eksantrik Kasılma: Eksantrik kasılmada kas gerimi artarken, kasın boyu da uzar (Paavo V. Komi, 1984; Bosco, 2001; Brown ve Weir, 2001; Andersen ve ark., 2005; McComas ve ark., 2006; Bompa, 2011; McArdle ve ark., 2011; Kenney ve ark., 2012). Bu tip kasılmada oluşan net gerilim kuvveti, kasın olağan kasılma mekanizması ile oluşturulan kuvvetten daha fazladır. Eksantrik kasılma yerçekimine karşı yapılır (Fox ve ark., 2012).

İzokinetik Kasılma

İzokinetik, kelime anlamıyla eş-hareket demektir. Hareket eşit hızda sürdürülürken, hareketin her açısında o açı ve hızda ortaya konabilecek en yüksek (maksimal) kuvvet gerçekleştirilebilir (Croisier ve ark., 1996; Ergen ve ark., 2002). İzotonik kasılmanın aksine bu kasılmada kontraksiyon hızı sabittir (Bosco, 2001; Brown ve Weir, 2001; Andersen ve ark., 2005; McComas ve ark., 2006; McArdle ve ark., 2011; Kenney ve ark., 2012). Sabit hızdaki bu kas kasılmalarını gerçekleştirebilmek için özel geliştirilmiş izokinetik cihazlara gereksinim vardır. Bu cihazlarda, yani izokinetik dinamometrelerde hareket 300, 240, 180, 60^o/sn vb. açısal hızlarda ayarlanabilmektedir. Böylece kişi hareketi yaparken maksimal kuvvet uygulasa da önceden ayarlanan hızı geçemez yani sabit hızda hareket yapar (Ergen ve ark., 2002; Kenney ve ark., 2012).

2.2.5. Kasılma Sırasında Kullanılan Enerji Kaynakları

En kısa tanımı ile enerji, iş yapabilme yeteneğidir. Her hücre besin maddelerini hem kendi hem de organizmada bulunan diğer hücrelerin enerji ihtiyaçları için kimyasal yollarla enerjiye dönüştürür. Katabolik süreç sonrasında serbestlenen enerji, hücre içindeki birçok kilit reaksiyonun gerçekleşmesinde kullanılmak üzere enerji bakımından zengin bir molekül olan ATP şeklinde depolanır. Canlı hücrelerinde oluşan bu enerji dönüşümleri ve dönüşümlerin altında yatan kimyasal işleyişe “biyoenerjetik”, canlıdaki hayatın sürdürülmesi sırasında gerçekleşen tüm kimyasal tepkimelere ise “metabolizma” denmektedir (Baechle ve Earle, 2008; Ganong, 2010; Kenney ve ark., 2012).

Bu metabolik süreçte, fiziksel aktivite ve egzersiz ile artan ATP gereksinimi, hareket ve antrenman bilimi ile uğraşan araştırmacıların temel konularından biri olmuştur (Astrand ve Rodahl, 1986; Bassett ve Howley, 2000). Kas kasılmasında gerçekleşen biyokimyasal değişikliklerin gözlemlendiği ilk çalışmalarda, ortamda oksijen varlığının kas performansı ve metabolik son ürünler üzerinde belirleyici olduğu tespit edilmiştir. Bu bulgu, metabolik sürecin anaerobik ve aerobik başlığı altında tartışılan iki ana gruba ayrılmasına neden olmuştur (Rodwell ve ark., 2015).

Hücreler çok az miktarda ATP depo edebilmektedir. Kas kasılması da dahil tüm metabolizmanın ihtiyaç duyduğu enerjiyi tedarik edebilmek için sürekli ATP üretmek zorundalardır (Kenney ve ark., 2012). Memeli kas hücrelerinde, ATP üretimi üç temel enerji sistemi yoluyla gerçekleşmektedir (Baechle ve Earle, 2008; Poortmans ve ark., 2010; Kenney ve ark., 2012):

1. ATP-PC sistem (fosfojen sistem)
2. Glikolitik sistem (glikoliz)
3. Oksidatif Sistem (oksidatif fosforilasyon)

İlk iki sistemde oksijen ihtiyacı yoktur ve bu nedenle anaerobik metabolizma olarak adlandırılırlar. Üçüncü sistemde ise oksijen ihtiyacı söz konusu olduğundan aerobik metabolizma olarak adlandırılır.

Anaerobik Metabolizma

ATP-PC Sistem

Kısa süreli ve yüksek şiddetli (direnç antrenmanları ve sprint vb.) fiziksel aktivitelerde ATP ihtiyacı, birincil olarak fosfojen sistem tarafından karşılanır. Fosfojen sistem, egzersizin şiddetine bağlı olmaksızın tüm fiziksel aktivite türlerinin ilk anlarında aktif olarak rol almaktadır (Vandewalle ve ark., 1987; Grassi, 2005; Gustin, 2012). Bu enerji sistemi ile enerji, ATP'nin hidroliziyle elde edilir. ATP'nin yıkılmasıyla ADP molekülü ve yüksek enerjili bir başka fosfat molekülü olan kreatin fosfat (CP), diğer bir adıyla fosfokreatin (PC), açığa çıkar. ATP'nin resentezi için ise ADP molekülüne bir fosfat grubu eklenmesi gerekir (fosforilasyon). Bu durumda ATP'nin resentezi için kullanılan ilk enerji kaynağı PC'dir. ADP ve PC'den tekrar ATP sentezi aşamasındaki katalizör enzime ise kreatin kinaz adı verilir. Kas hücrelerinde PC konsantrasyonu ATP'ninkinden yaklaşık beş kat daha fazladır (Baechle ve Earle, 2008; McArdle ve ark., 2011; Kenney ve ark., 2012; Köylü, 2014).

Dinlenim ve düşük şiddetteki egzersiz sırasında kaslar enerji kaynağı olarak serbest yağ asitlerini kullanır. Egzersizin şiddeti arttıkça, yağlar yeterli hızda enerji sağlayamadıkları için enerjinin ana kaynağını karbonhidratlar oluşturur. Kreatin kinaz reaksiyonu yüksek oranda enerji sunmasına rağmen, düşük miktarda PC depoları fosfojen sistemin devamlı ve uzun süreli egzersizlerde birincil enerji kaynağı olmasına engeldir. ATP ve PC'nin toplam enerjisi maksimum kas kasılmasını sadece 5-8 sn sürdürebilir (Cerretelli ve ark., 1980; Baechle ve Earle, 2008; Fox ve ark., 2012; Kenney ve ark., 2012).

Glikolitik Sistem

Glikoliz; kasta depo halde bulunan glikojen ve kandaki glukozun yani karbonhidratların yıkım sürecidir (Baechle ve Earle, 2008; Ferrier, 2014). Karbonhidratların pirüvik asit (P_i) ve laktik aside (LA) yıkımı sonucu açığa çıkan enerji ile ATP yeniden sentezlenir. PC'ye kıyasla glikojen ve glukoz kaynağı daha fazla olduğu için ATP'nin glikoliz ile resentezi fosfojen sistemdeki kadar hızlı olmamasına karşın sunduğu enerji kapasitesi daha yüksektir. Anaerobik glikoliz tek başına kas

kasılmasını ancak 1-2 dk sürdürebilir. Glikoliz de fosfojen sistem gibi sarkoplazmada gerçekleşmektedir (Baechle ve Earle, 2008; Fox ve ark., 2012).

Glikoliz birden çok enzimatik-katalize reaksiyon içermektedir. Glikolizin son ürünü olan pirüvat iki farklı yönde reaksiyona devam eder:

1. Laktada dönüştürülür.
2. Mitokondri içerisinde krebs döngüsüne dahil olur.

Pirüvat laktada dönüştürüldüğünde, ATP resentezi daha hızlı oranlarda gerçekleşir fakat sürekliliği kısıtlıdır. Bu işleme anaerobik glikoliz veya hızlı glikoliz de denmektedir. Pirüvat krebs döngüsüne katıldığında ise ATP resentez oranı yavaştır. Buna karşın egzersiz şiddeti yeteri kadar düşükse ATP resentezi de daha uzun süre devam edebilir. Bu sürece de aerobik glikoliz veya yavaş glikoliz adı verilir. Pirüvatın hangi yönde reaksiyona dahil olacağını hücrenin enerji ihtiyacı belirler. Direnç antrenmanlarında olduğu gibi yüksek oranlarda enerji transferi söz konusuysa pirüvat laktada dönüştürülür (Baechle ve Earle, 2008; McArdle ve ark., 2011; Ferrier, 2014; Rodwell ve ark., 2015). Bununla birlikte kas hücresi içinde birikmeye başlayan LA, laktat molekülünün hücre içi konsantrasyonunu arttırırken diğer yandan da hücre içi asidite artmakta bu yüzden mitokondrilerdeki bazı enzimlerin aktivitelerini engellemektedir. Kaslarda ve kanda bulunan yüksek orandaki LA yorgunluğa neden olur (Hogan ve ark., 1995; Ergen ve ark., 2002). Eğer enerji ihtiyacı çok yüksek düzeyde değilse, hücre içinde yeterli miktarda oksijen molekülü bulunacağından pirüvat mitokondride oksidize olur (Baechle ve Earle, 2008).

Aerobik Metabolizma

Oksidatif Sistem

ATP oluşturmak için kullanılan son enerji kaynağı oksidatif metabolizmadır. Dinlenim halinde ve düşük şiddetli fiziksel aktiviteler sırasında birincil ATP kaynağı olan oksidatif sistem öncelikli olarak karbonhidrat ve yağları kullanır (Gastin, 2012). Proteinler ise uzun süreli açlık durumları ve uzun süreli (90 dk'dan daha uzun) egzersizler dışında yüksek oranlarda metabolize olmaz (Baechle ve Earle, 2008). Dinlenim halindeyken ATP resentezi %70 yağlardan, %30 kadar da karbonhidratlardan

sağlanır (Baechle ve Earle, 2008). Fiziksel aktivitenin başlamasıyla artan egzersiz şiddeti, biyokimyasal kaynakların kullanım oranının yağlardan karbohidratlara doğru kaymasına yol açar. Yüksek şiddetli aerobik egzersizlerde ise enerjinin neredeyse %100'ü karbohidratlardan sağlanır. Uzun süreli ve submaksimal düzeyde yapılan egzersizlerde de karbohidratlardan yağlara ve proteinlere doğru bir geçiş söz konusudur (Baechle ve Earle, 2008). Fiziksel aktivitelerin süresi uzadıkça enerjinin büyük kısmı da yağlardan elde edilmeye başlar. Ancak 2 – 4 saat süren zaman diliminde enerjinin en az yarısı glikojen tükenmeden önce depo haldeki glikojenden gelir. Ayrıca uzun süreli kas kasılmalarında kullanılan enerjinin %95'i oksidatif metabolizma sistemi tarafından temin edilmektedir (Guyton ve Hall, 2013).

Enerji ihtiyacının yüksek düzeyde olmadığı ve hücre içinde yeterli miktarda oksijen molekülü bulunduğu zamanlarda glikolizin son ürünü olan pirüvat, asetil-CoA'ya dönüşmektedir. Asetil-CoA ise mitokondri içine girerek krebs döngüsüne katılır (Rodwell ve ark., 2015). Asetil-CoA'nın oksaloasetik asit ile birleşmesi sonucunda başlayan krebs döngüsü, asetil-CoA'nın asetil parçasının CO₂ ve hidrojen atomlarına yıkılma süreciyle devam eder. Krebs döngüsü sonrası serbestlenen H⁺ ise mitokondri içerisinde elektron transferi sistemine aktarılır. Elektron transfer sisteminde gerçekleşen oksidatif fosforilasyon sonucunda ATP sentezi için büyük miktarda enerji açığa çıkar. Elektron transfer sisteminin son ürünleri ise su ve CO₂'dir (Rodwell ve ark., 2015).

2.2.6. Kas Kuvvetini Etkileyen Biyomekanik Faktörler

Kuvvet, kısaca nöromuskular sistemin içsel veya dışsal bir dirence karşı koyabilme yeteneği (Zatsiorsky ve Kraemer, 2006; Bompa, 2011; Fox ve ark., 2012) olmakla birlikte bir kas ya da kas grubunun belirli bir hızda maksimum güç uygulama kapasitesini belirtir (Zatsiorsky ve Kraemer, 2006). Bireyin uygulayabildiği maksimum kuvvet, hareketin biyomekaniksel özelliklerine (ör. nöral kontrol, kas uzunluğu, kaldıraç sistemi, katılan kas grupları) ve kasların kasılma miktarına bağlıdır (Baechle ve Earle, 2008). Kuvveti etkileyen faktörleri bilmek, kas kuvveti ve spora özgü performansın geliştirilmesini hedefleyen antrenman programları için oldukça önemlidir (Baechle ve Earle, 2008; Bompa, 2011; McArdle ve ark., 2011; Kenney ve ark., 2012).

Aktin filamentlerine bağlanan miyozin çapraz-köprü sayısı, kas kuvveti üzerinde önemli rol oynar. Hücre içi Ca^{2+} konsantrasyonu artarak aktine bağlanan çapraz-köprü sayısının da artmasına yol açar, böylece daha güçlü bir gerilim elde edilir. SR'den serbest bırakılan Ca^{2+} miktarı kasın motor sinir tarafından uyarılma frekansına bağlıdır. Artan uyarılma frekansı kas tarafından üretilen kuvveti de arttırır (Digby G. Sale, 1988; Enoka, 2008). Nöral kontrol ise maksimum kuvvet üretimini, kas kasılmasına katılan motor ünite sayısı ve bu motor ünitelerden ne kadarının ateşlendiği bakımından etkiler (Digby G. Sale, 1988; Enoka, 2008). Aktif motor ünite sayısı, motor ünitenin büyüklüğü ve motor ünitelerin ateşleme hızı üretilen kas kuvvetini belirlemektedir (Ichinose ve ark., 2000; Baechle ve Earle, 2008; Berne ve ark., 2009).

Maksimum kas kuvveti üretme kapasitesi kasın hacmiyle değil, enine-kesit alanı ile ilgilidir (Ikai ve Fukunaga, 1968). Bu alanın büyüklüğü sarkomer sayısı ile orantılı olup daha fazla miyozin başının aktin ile bağlanması ve daha çok kuvvet üretilmesi anlamına gelir (Bruce ve ark., 1997). Enine-kesit alanı göz önüne alındığında, kasın $16-100 \text{ N/cm}^2$ arasında kuvvet üretebildiği bilinmektedir (Haxton, 1944; Alexander ve Vernon, 1975; McDonagh ve Davies, 1984). Bu geniş aralığın nedeni; kas liflerinin tendonla olan açısının her enine-kesit alana düşen sarkomer sayısını etkilemesidir (Baechle ve Earle, 2008). Sarkomerler her kasta uzun eksen boyunca yer almaz ve fibriller tendona oblik olarak gelir. Bu tip kaslara pennant kaslar denir. Pennant kaslarda enine-kesit alana düşen sarkomer sayısı daha fazla olduğu için daha iyi kuvvet oluşumu söz konusudur. Fakat kısalma süreleri diğer tip kasalara göre daha kısadır (Hole, 1981; Baechle ve Earle, 2008).

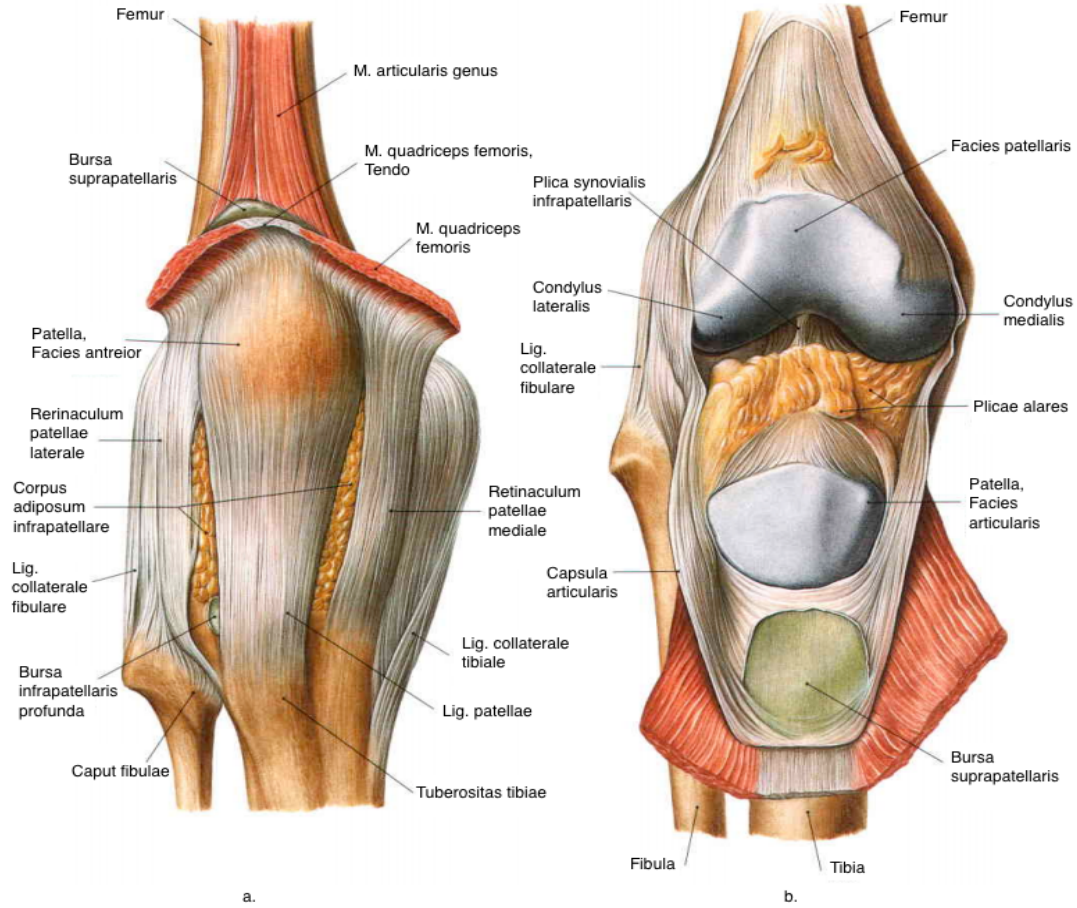
Kas dinlenim halindeki uzunluğunda iken aktin ve miyozin filamentleri birbirine daha yakın durumdadır, bu da potansiyel çapraz-köprü sayısının daha fazla olması anlamına gelir. Böylece, kas dinlenim hali uzunluğundayken mümkün olan maksimal kuvveti üretebilir. Kasın uzunluğu, dinlenim halindeki uzunluğuna göre çok uzun veya çok kısa olduğu durumlarda çapraz-köprü sayısındaki azalma nedeniyle kasın kuvvet üretme kapasitesi de azalır (Baechle ve Earle, 2008; Berne ve ark., 2009; Fox ve ark., 2012). Ayrıca kas uzunluğu arttıkça nöral aktivasyon azalmakta fakat kontraksiyon süresi etkilenmemektedir (Huber ve ark., 1998; Kasprisin ve Grabiner, 2000; P. V. Komi ve ark., 2000; Becker ve Awiszus, 2001).

İskelet kasının metabolizma hızındaki yavaşlama, kassal dayanıklılık, kasılma hızı ve koordinasyon gibi faktörler de kuvvet oluşumunu etkilemektedir. Ortamın ısısı, su, iyon ve besin dengesi kas kuvvetini etkileyen diğer faktörlerdendir (Blomstrand ve Essen-Gustavsson, 1987; Ferretti, 1992; Mattacola ve Perrin, 1993; Oksa ve Rintamäki, 1995; Rissanen ve ark., 1996).

2.3. Diz Eklemi

2.3.1. Diz Eklemine Anatomisi

İnsan vücudunun en büyük eklemi olan diz eklemi aynı zamanda en karmaşık sinoviyal eklemdir (Roland M. Biedert, 2004; Saladin, 2008; Standring, 2008; Lippert, 2011). Femur ile tibia kemikleri arasındaki tibiofemoral eklem ve patella ile femur kemikleri arasındaki patellofemoral eklemden oluşur (Şekil 4).



Şekil 4. Diz eklemine anatomisi (Putz ve Pabst, 2006). **a.** Diz eklemine ön görünüşü. **b.** Diz eklemine ön görünüşü (m. quadriceps femoris diseksiyonu ile eklem kapsülünün anterior kısmının açılmış hali)

Diz eklemi bir bütün olarak ginglymus (mentese) tipi bir eklemdir (Logan ve Rowe, 1994; Roland M. Biedert, 2004; Magee, 2013). Ginglymus grubu eklemlerde transvers yönde tek eksen vardır ve bu eksen etrafında fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri yapılır. Ayrıca diz eklemi en az 30°'lik bir fleksiyondan sonra kısmen rotasyon da yapabilmesi bakımından diğer ginglymus tipli eklemlerden fark gösterir. Bu fark konveks eklem yüzünün iki kondilli olması ile ilgilidir (Standring, 2008; Lippert, 2011). Diz eklemine çevresindeki yapılar; anteriorde m. quadriceps femoris, lateralde m. biceps femoris ve m. popliteus tendonları ile peroneal sinir, medialde m. sartorius, m. gracilis, m. semitendinosus ve m. semimembranosus, posteriorde popliteal damarlar ve tibial sinir, m. popliteus, m. plantaris ve m. gastrocnemius'un medial ve lateral başları, bazı lenf nodları ve yağ dokusudur (Standring, 2008; Esmer ve ark., 2011).

2.3.2. Diz Eklemine Biyomekaniği

Diz eklemi, kalça ile ayak bileği hareketlerinin uyumu ve vücut ağırlığı taşıma fonksiyonunun sağlanmasında önemli rol oynar (Levangie ve Norkin, 2005).

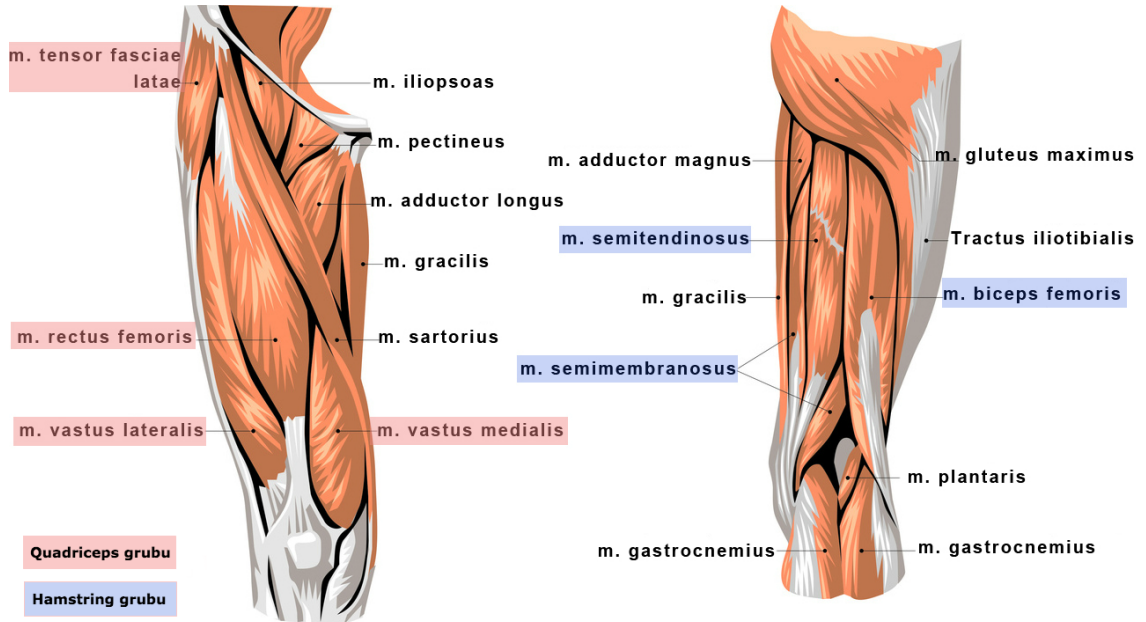
Ekstansör mekanizmada görev alan parçalardan biri olan diz eklemi, normal diz fonksiyonları ve alt ekstremitte biyomekaniği açısından oldukça önemlidir. Ekstansör mekanizmanın etkinliğini arttıran bu eklem, kasların ürettiği kuvvetleri kuvvet yönlerinin eklem yapısına uygun biçimde değişmesi ve aktarılmasını sağlar (Shellock ve Powers, 2011). Diz eklemine ait kemik yapılar, kapsüller, menisküs ve konnektif dokular statik stabiliteyi sağlarken, tendon ve kaslar da dinamik stabilizasyondan sorumludur. Bu yapıların hepsi diz eklemine altı farklı hareket imkanı sağlar. Femurun kondillerinden geçen transvers eksenin etrafında fleksiyon ve ekstansiyon hareketi yapılırken, diz fleksiyundayken ise abduksiyon, addüksiyon, eksternal ve internal rotasyon hareketleri gerçekleşir (Neumann, 2002; Levangie ve Norkin, 2005; Standring, 2008; Masouros ve ark., 2010; Lippert, 2011).

Diz tam fleksiyondan tam ekstansiyona gelirken, proksimal-distal doğrultuda yaklaşık 7 cm yol kat eder. Ön-arka planda ise bu yer değiştirme 19 mm kadardır. Fleksiyonla beraber tibiadaki iç rotasyon ile patella yaklaşık 7 mm mediale kayar. 11° kadar iç rotasyon yapar, yaklaşık 8° frontal planda dönme olur ve son 20°'lik

ekstansiyonda laterale doğru kayar (Kuru ve ark., 2012; Nordin ve Frankel, 2012). Dizin ekstansiyon hareket aralığı 5°-10° arasındadır. Kalça eklemi ekstansiyondayken yaklaşık 120°, fleksiyondayken 140° aktif fleksiyon ve pasif yardımcıları eşliğinde ise 160° kadar fleksiyon hareketi yapabilir. Dizin 0°-10°'lik fleksiyonunda istemli olarak 60°-70° rotasyon, 10°-20° hareket açısında sallanma (rocking) ve 20°'lik fleksiyon sonrası kayma (gliding) hareketi yapılır. Her yürüyüş çevriminde, bacağın sallanma aşamasında (swing phase) dizde ortalama 70°'lik fleksiyon ve ekstansiyon olduğu, bu evrelerde 10° abduksiyon, addüksiyon ve 10°-15° içe ve dışa rotasyon olduğu saptanmıştır. Patolojik olmayan durumlarda, merdiven çıkarken diz fleksiyonunun 85°, inerken ise 90° olduğu saptanmıştır (Neumann, 2002; Standing, 2008; Nordin ve Frankel, 2012).

2.3.3. Diz Eklemi Etkileyen Kaslar

Diz eklemi etkileyen kaslar anatomik olarak; anterior, posterior, medial ve lateral; fonksiyonlarına göre ise diz fleksörleri, diz ekstansörleri, medial ve lateral rotatörler şeklinde ya da m. quadriceps femoris, hamstring grubu ve sınıflanamayan kaslar olarak incelenebilir (Neumann, 2002; Lippert, 2011).



Şekil 5. Diz eklemi etkileyen kaslar (www.kneexercises.net/knee-muscles)

M. sartorius: Uyluğun 1/3 ön yüzünde yer alıp a. femoralis'i kaplayan dar bir kemer biçiminde olan m. sartorius, vücudun en uzun kasıdır. Üst ucu spina iliaca anterior superior'a tutunarak başlar ve uyluğun anteriorunda femoral aponörozun altında, lateralden mediale ve distale ilerler. Bu kasın tendonu m. gracilis ve m. semitendinosus'un tendonları ile birlikte pes anserinus adı verilen yapıyı oluşturarak tuberositas tibia'ya tutunur. Uyluk ve bacağına fleksiyon yaptırırken, uyluğa abduksiyon ve dış rotasyon da yaptırmaktadır. Siniri n. femoralis'tir (Neumann, 2002; Taner, 2003; Standring, 2008; Lippert, 2011; Snell, 2012).

M. quadriceps femoris: Diz ekstansiyon hareketinden sorumlu olan m. quadriceps femoris'in siniri n. femoralis'tir. Uyluğun ön bölgesinde bulunan bu kasın dört başı vardır: m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis ve m. vastus intermedius. Bu kasların başlama yerleri farklı, sonlanma yerleri aynıdır. Ekstansör mekanizmanın en önemli elemanıdır.

- **M. rectus femoris:** Caput rectum ve caput reflexum adında iki başı vardır. Caput rectum spina iliaca anterior inferior'dan, caput reflexum ise acetabulum'un üst kısmındaki oluktan başlar ve m. quadriceps femoris'in kirişine katılarak basis patellae'da sonlanır.

- **M. vastus medialis:** Linea intertrochanterica ve labium mediale linea aspera'dan başlar. Aşağı ve öne doğru ilerlerken diğer başlarla birleşir. Patellanın iç yan kenarına kuvvetli bir kiriş halinde tutunarak sonlanır. Bu kas iki parçaya ayrılır: vastus medialis longus (VML) femurun longitudinal aksıyla 15°'lik bir açı yapması sebebiyle patellanın pozisyonunda etkili değildir. Diğer parça olan vastus medialis oblique (VMO) ise yapışma yönü ile patellofemoral eklemin en önemli medial stabilizatörüdür.

- **M. vastus lateralis:** M. quadriceps femoris'in en büyük bölümünü oluşturur. Üst ucu trochanter major, labium laterale linea aspera'ya tutunarak başlayan m. vastus lateralis, basis patellae'de sonlanır.

- **M. vastus intermedius:** Corpus femoris'in facies anterior ve facies lateralis'inin büyük bir kısmına yapışarak başlar. Patellanın önünden geçerek ortak tendon lig. patellae yapısına katılır. M. quadriceps femoris'in en derin yerleşimli

kısımdır (Hubbard ve ark., 1998; Neumann, 2002; Taner, 2003; Standring, 2008; Lippert, 2011; Snell, 2012).

Hamstring Grubu

- **M. biceps femoris:** Uyluğun posterolateral yüzünde yer alan kas n. tibialis ve n. peroneus communis tarafından innerve edilir. Uzun başı tuber ischiadicum'dan, kısa başı ise linea aspera'nın labium laterale'inden köken alarak başlar. Her iki baş diz ekleminin hemen üzerinde birleşerek ortak bir tendon ile fibula başına tutunur. Tutunma yerinde dış yan bağ ile yakın komşuluğu ve anatomik ilişkisi vardır. Bacağa fleksiyon, bacak fleksiyondayken ise iç rotasyon ve uyluğa ekstansiyon yaptırır.

- **M. semitendinosus:** Tuber ischiadicum'dan başlar. Uyluğun iç kenarında ve m. semimembranosus üzerinde distale uzanır. Tibia ile femurun iç kondilinde lig. collaterale tibiale'nin yüzeyelinden geçerek pes anserinus'un yapısına katılır ve tibiyanın medialinde, iç kondilin altında sonlanır. Kontraksiyonda iken uyluğa ekstansiyon, abdüksiyon ve iç rotasyon, bacağa ise fleksiyon ve iç rotasyon hareketi yaptırır. Bu kasın siniri n. tibialis'tir.

- **M. semimembranosus:** N. tibialis tarafından innerve edilen m. semimembranosus tuber ischiadicum'dan köken alarak distalde medial tibial kondilin alt kısmında ve posterolateral köşesinde sonlanır. Diz eklemine fleksiyon ve tibia'ya iç rotasyon hareketi yaptırır (Neumann, 2002; Taner, 2003; Moore ve Dalley, 2005; Standring, 2008; Lippert, 2011; Snell, 2012).

M. gracilis: Pubis'in corpus'u ve ramus inferior'den başlar, tuberositas tibiae'nin medial kısmında biter. Uyluğa addüksiyon, bacağa fleksiyon ve iç rotasyon yaptırır m. gracilis'in siniri n. obturatorius'tur (Taner, 2003; Moore ve Dalley, 2005; Snell, 2012).

M. tensor fascia latae: Origosu spina ilaca anterior superior ve crista iliaca'nın labium externum'unun ön kısmı olup, insersiyosu ise tracijs iliotalibialis'dir. Uyluğun fleksiyon, abdüksiyon ve az da olsa iç rotasyon hareketlerine yardımcı olur. İliotalibial bant ve lateral intermuskular septum aracılığıyla dizin hareket ve stabilitesine de doğrudan

etkisi vardır. Siniri n. gluteus superior'dur (Taner, 2003; Moore ve Dalley, 2005; Snell, 2012).

M. gastrocnemius: Caput mediale ve caput laterale adındaki iki başı da femur'un condylus superior'undan köken alarak calcaneus arka yüzünün orta kısmında sonlanır. Popliteal fossayı örterek distalde soleus kasıyla birleşip m. triceps surae'yi oluştururlar. N. tibialis'ten innerve edilen m. gastrocnemius ayağa plantar fleksiyon, bacağına fleksiyon yaptırır ve yürürken de topuğu yukarı kaldırır (Taner, 2003; Moore ve Dalley, 2005; Snell, 2012).

M. popliteus: Bacanın arka bölge derin grup kaslarından olan m. popliteus'un siniri n. tibialis'tir. Başlangıç yeri, femur'un condylus lateralis'i ve lig. popliteum arcuatum'dur. Bitiş yeri ise tibia'nın facies posterior'unda linea musculi solei üzerinde kalan kısımdır. Bacağına fleksiyon ve bacak fleksiyon durumunda iken kısmen iç rotasyon yaptırır. Bacak sabit ise uyluğa dış rotasyon yaptırır (Snell, 2012).

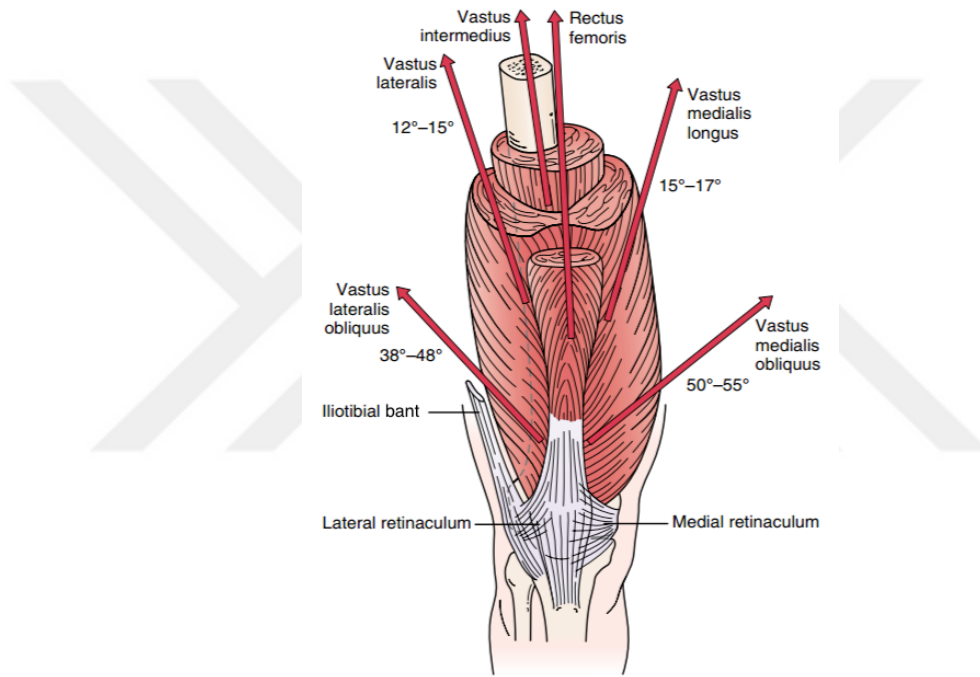
M. plantaris: M. gastrocnemius'un lateral başının hemen üzerinde femur'un condylus lateralis'inden köken alır ve tendo calcaneus'un medial kenarında sonlanır. N. tibialis tarafından innerve edilen bu kas zayıf da olsa ayağın plantar fleksiyonuna yardım eder (Moore ve Dalley, 2005).

2.3.4. Q Açısı

Diz eklemine oluşturan tibia ile femur arasındaki uyum, statik yapılar (eklem kapsülü, menisküsler vb.) ve dinamik yapılar (kaslar) dışında kemikler ile kasların dizilimleri, birbirlerine göre olan açıları ile sağlanır. Diz eklemi ve yapısını ilgilendiren kinesiyojik incelemelerde bu etkenler dışında bir de "Q açısı" kavramından bahsedilmektedir (Neumann, 2002; Levangie ve Norkin, 2005). Q açısı, patellofemoral eklemde biyomekaniksel durumu değerlendirmek için kullanılan bir parametredir.

M. quadriceps femoris'in kuvvet uyguladığı çizgi ile patellar tendonun kuvvet uygulama yönü arasındaki açı "Q açısı" olarak tanımlanır (Hungerford ve Barry, 1979). Burada bahsedilen "m. quadriceps femoris'in kuvvet uyguladığı çizgi", m. quadriceps femoris tendonunun çekme kuvveti uyguladığı yöndür. Spina iliaca anterior

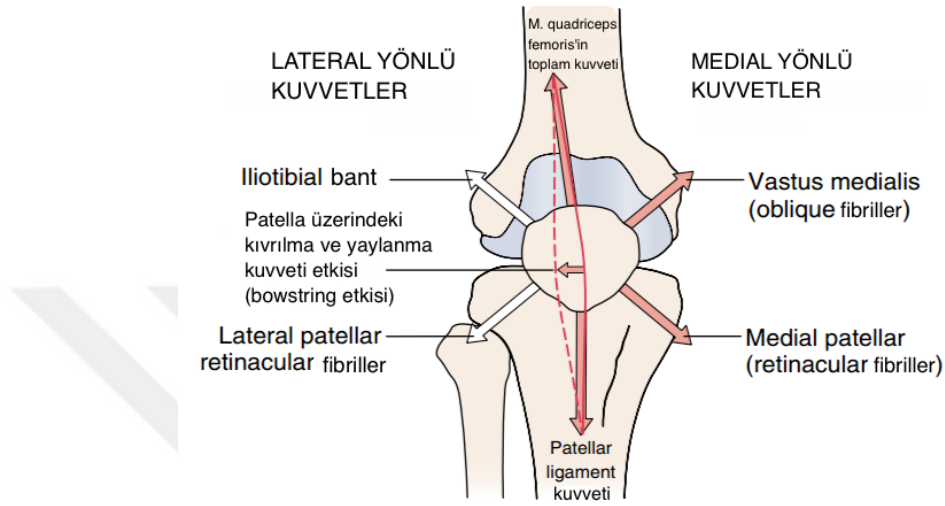
superior'dan (SIAS) patella orta noktasına uzanan hat ile patella orta noktasından tuberositas tibiae'ya uzanan hat arasındaki açının ölçümüyle belirlenir (Şekil 7) (Insall ve ark., 1976; Aglietti ve ark., 1983; Heiderscheit ve ark., 1999; R. M. Biedert ve Warnke, 2001; Kuhn ve ark., 2002; Lori A. Livingston ve Spaulding, 2002; Herrington ve Nester, 2004; Melo de Paula ve ark., 2004; Emami ve ark., 2007). Frontal düzlemde diz ekstansiyonda iken ölçüldüğünde, patellar tendon ve m. quadriceps femoris arasındaki kuvvet vektörü bileşkesinin hesaplanmasını sağlar (Şekil 5) (Grana ve Kriegshauser, 1985; Terry, 1989; Hehne, 1990; Schulthies ve ark., 1995).



Şekil 6. M. quadriceps femoris bileşenlerine ait “çekme kuvveti” yön ve açıları (Magee, 2013)

Spor sakatlıkları, biyomekanik, ortopedi ve klinik anatomi vb. alanlarda yapılan sayısız bilimsel çalışmada Q açısının öneminden bahsedilmiştir. Q açısı alt ekstremitenin kemik yapısı ve dizilimi ile ilişkili olduğu kadar, yumuşak doku durumuyla da ilişkili bir parametredir (İlahi ve Kohl III, 1998). Bu açının bilinmesi, patella ve patellofemoral eklem üzerindeki kuvvet vektörünü ve laterale kayma derecesini belirlemede (Şekil 6), cerrahi müdahaleye ihtiyaç olup olmadığına karar vermede ve durumun sakatlık riski teşkil edip etmediğini söylemede yardımcı olur

(Heiderscheit ve ark., 1999; France ve Nester, 2001; Lori A. Livingston ve Spaulding, 2002; Devan ve ark., 2004; Herrington ve Nester, 2004; Iunes ve ark., 2005; Emami ve ark., 2007).

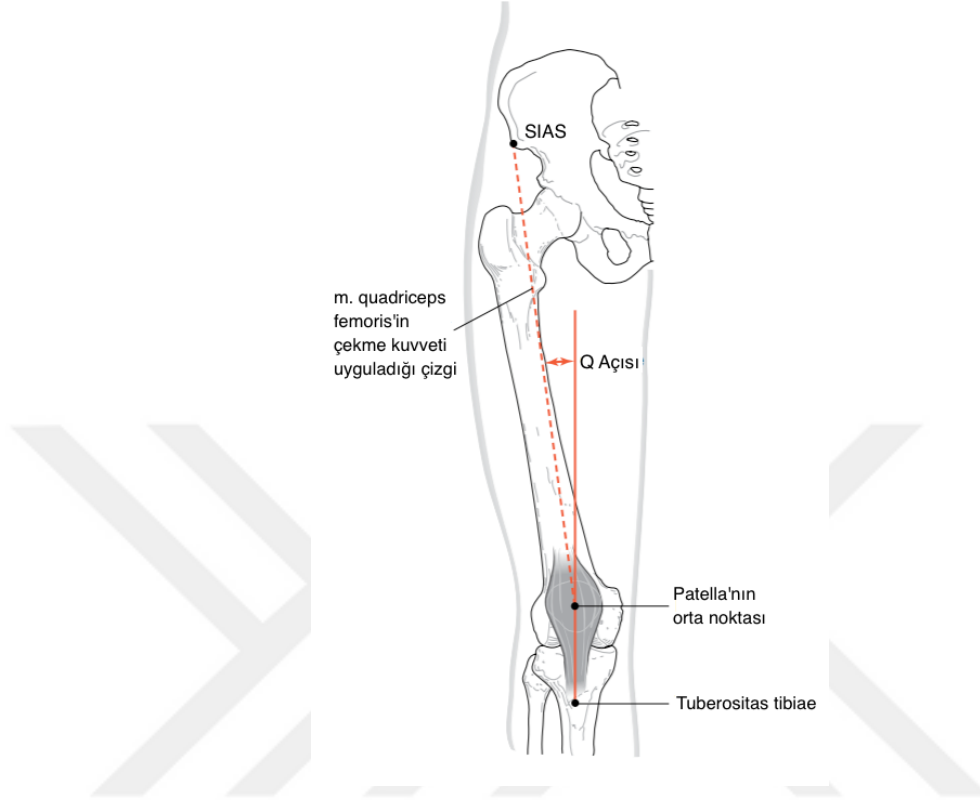


Şekil 7. Patella üzerindeki kuvvet vektörlerinin yönleri (Magee, 2013)

15°-20° üzeri tespit edilen Q açısı değerlerinin genellikle diz ekstansör mekanizmasında bozukluğa veya patellofemoral ağrı sendromuna (PFAS) işaret ettiği belirtilmiştir (Paulos ve ark., 1980; Hvid ve ark., 1981; Malek ve Mangine, 1981; Aglietti ve ark., 1983; Beck ve Wildermuth, 1985; Boucher ve ark., 1992; Caylor ve ark., 1993; Goldberg, 1997). Ayrıca Q açısının artması, kondromalezi patella için anatomik risk faktörüne (Huberti ve Hayes, 1984), patellar subluksasyon veya dislokasyona (Horton ve Hall, 1989; Papagelopoulos ve Sim, 1997; R. M. Biedert ve Warnke, 2001; Kuhn ve ark., 2002; Melo de Paula ve ark., 2004) ve alt ekstremitenin aşırı kullanımından kaynaklı yaralanmalara neden olduğu bildirilmiştir (Lysholm ve Wiklander, 1987; Cowan ve ark., 1996; Neely, 1998).

Literatürde, Q açısının normal değer aralığı konusunda ortak bir fikir bulunmamaktadır. Bunun bir nedeni de standart bir ölçüm prosedürünün belirlenmemiş olmasıdır (Lori A. Livingston ve Spaulding, 2002; Smith ve ark., 2008). Ancak genel

olarak sağlıklı bireylerde Q açısı ortalama değerinin yaklaşık 15° olduğu kabul edilmektedir.



Şekil 8. Q Açısı (Lippert, 2011)

Amerikan Ortopedi Birliği, 10°'yi normal, 15°-20° aralığını ise patolojik olarak kabul etmiştir. Horton ve arkadaşları sağlıklı bireyler üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmada genel popülasyon için ortalama 13.5°, erkekler için 11.2° ve kadınlar için ise 15.8°'lik Q açısı değerlerini normal değer olduğunu bildirirken (Horton ve Hall, 1989), farklı araştırmacılar da erkekler için 8°-10°, kadınlar için ise 15° altındaki değerleri normal olarak bildirmiştir (Greene ve ark., 2000; Lori A. Livingston ve Spaulding, 2002). Schulthies ve arkadaşları kendi çalışmalarında literatürdeki birçok araştırmadan elde edilen verileri istatistiksel olarak analiz edip, erkeklerde 10°-14° aralığındaki açıları, kadınlarda ise 14.5°-17° aralığındaki Q açısı değerlerinin normal değerler olarak nitelendirildiğini söylemiştir (Schulthies ve ark., 1995). Masouros ve arkadaşları ise yaklaşık 12°-15°'yi erkeklerde, 15°-18°'yi de kadınlarda normal değer aralığı olarak bildirmiştir. Kadınlar genellikle erkeklerden daha büyük Q açısı

değerlerine sahiptir. Bunun sebebi olarak kadınların daha geniş pelvise ve daha kısa femur uzunluğuna sahip olması gösterilmektedir (Outerbridge, 1964; Caylor ve ark., 1993; Byl ve ark., 2000; Magee, 2013). Bunlara ek olarak artmış femoral anteversiyon açısı da gösterilebilir. Kadınlarda anteversiyon açısının erkeklere göre daha yüksek olmasının kompensatuar eksternal tibial torsiyona sebep olduğu ve bunun da Q açısını arttırdığı belirtilmektedir (Hvid ve Andersen, 1982).

Q açısı ölçümleri sonucunda elde edilen değerler cinsiyet, m. quadriceps femoris'in kontraksiyonda veya gevşek olması durumu ve ölçüm alınırken bireyin yatar ya da ayakta olması haline göre değişiklikler göstermektedir (R. M. Biedert ve Warnke, 2001). Alt ekstremitenin rotasyonu diz bölgesindeki dizilimi doğrudan etkilemekte, pozisyonuna göre dizilimi değiştirmektedir (Hahn ve Foldspang, 1997; Lori A Livingston ve Mandigo, 1999; Lathinghouse ve Trimble, 2000; Kuhn ve ark., 2002; Lori A. Livingston ve Spaulding, 2002). Standart bir ölçüm prosedürü olmadığı için, yapılan araştırmalarda bireyin cinsiyeti, oturur pozisyonda ya da ayakta olduğu ve ölçüm yapılırken m. quadriceps femoris'in kontraksiyonda mı yoksa gevşek mi olduğu belirtilmelidir.

Q Açısı Ölçüm Yöntemleri

Çeşitli ölçüm metotlarından gonyometrik ölçüm metodu en popüler olanıdır. Birçok araştırmada standart gonyometre tercih edilirken fotoğraflama tekniği, radyolojik görüntüleme yöntemi ve bilgisayarlı görüntüleme sistemleri gibi gelişmiş teknikler de kullanılmaktadır.

Gonyometre ile Ölçüm: Bu yöntemde, Q açısı ölçümü manuel olarak ve standart gonyometre kullanılarak yapılır. Q açısı, m. quadriceps femoris gevşek halde ve her iki ayak üzerine eşit yük verilmişken, ayaklar doğal pozisyonda kişi ayakta dururken yapılır. Gonyometrenin pivot noktası patellanın merkezine yerleştirilir ve sabit kolu tuberositas tibia'yı, hareketli kolu ise SIAS'ı gösterecek şekilde ölçüm gerçekleştirilir (Corrêa ve ark., 1996; Hahn ve Foldspang, 1997; Lori A. Livingston, 1998; Greene ve ark., 2000; Herrington ve Nester, 2004; Emami ve ark., 2007). Ölçüm, kişi ayakta veya

sırtüstü yatar pozisyondayken yapılabilir. Sırtüstü yatar pozisyonda yapılan ölçümlerde, ayak tabanları düz ve bilek eklemi situsa dik açı oluşturacak şekilde sabitlenmelidir.

2.4. İzokinetik Dinamometre

İzokinetik terimi, hareket hızının özel cihazlar yardımıyla sabit tutulduğunda gerçekleştirilen dinamik kas kontraksiyonunu tanımlamaktadır (Thistle ve ark., 1967). Bu kontrolü sağlayan izokinetik dinamometre cihazı istenilen kas ve kas gruplarının güç ve dayanıklılığını ölçmek, kontrollü yük ve hız denetimi altında egzersiz yaptırmak veya rehabilitasyon amacıyla kullanılan bilgisayarlı bir dinamometredir. Çalışma şekli, eklemin hareket hızını sabit tutarken her açıda uygulanan kuvvete eş direnç uygulanması prensibine dayanır. İzokinetik dinamometrede kişi ne kadar kuvvet uygularsa uygulasin hareket eden ekstremitenin hızı, dinamometrede önceden belirlenen hızın üzerine çıkamaz (Baltzopoulos ve Brodie, 1989). Kişi mevcut dinamometre hızının üzerine çıkmaya teşebbüs etmedikçe cihaz tarafından direnç uygulanmaz (Jules M. Rothstein ve ark., 1987). Böylece izokinetik kontraksiyonlarda, eklemin hareket eksenini boyunca kasların uyguladıkları kuvvete uygun dirençle karşılaşmaları sağlanarak sakatlık düzeyi de minimuma indirilir (Baltzopoulos ve Brodie, 1989). İzokinetik dinamometre test sistemlerinin güvenilirliği oldukça yüksek olmasına karşın teste etki eden faktörlerin kontrolü çok önemlidir. Ölçülecek parametrenin seçimi (ör. pik tork, iş veya güç), test sırasında kişinin pozisyonu ve stabilizasyonu gibi faktörler teste etki eden faktörlerdendir.

İzokinetik dinamometre cihazının temel parçaları şunlardır (Brown, 2000):

- **Dinamometre:** Dinamometrede yapılacak kasılma çeşidini, açısal hız ve tork ölçümlerini yapabilme imkanı veren parçadır.

- **Koltuk ve yardımcı aparatlar:** Ekstremiteler ve segmentlerin değerlendirilmesi için kişinin oturacağı/uzanacağı koltuk ve izolasyon/stabilizasyonu sağlayan parçalardır.

- **Bilgisayar:** Dinamometreyle yapılacak işlemlerin başlatılması ve sonlandırılması, açısal hız tercihi, hareketin yapılacağı açıları, çeşitli parametrelerin hesaplanması, karşılaştırılması ve oranlanması bu sistemle yapılmaktadır.

2.4.1. İzokinetik Dinamometrede Ölçümleri Etkileyen Değişkenler

Kişisel Özellikler

İzokinetik dinamometrede ölçümü etkileyen kişisel özellikler şunlardır:

- Yaş
- Boy
- Vücut ağırlığı
- Cinsiyet (Brochu ve ark., 2002)
- Spor geçmişi
- Baskın taraf
- Sakatlık durumu

Harekete Ait Özellikler

- Eklem Açısı: Uzunluk-gerim ilişkisi ve eklemün biyomekanik özelliğinden dolayı kuvvet üretimi her eklem açısında farklı olmaktadır (Brown ve Weir, 2001).

- Kas Hareketi: İzokinetik cihazlar ile hem konsantrik hem eksantrik kasılmalarda ortaya çıkan kuvvet, iş ve güç üretimi ölçülebilmektedir. Yapılan çalışmaların çoğunda eksantrik kasılmada kuvvet üretiminin konsantrik kasılmaya göre daha çok olduğu gözlemlenmiştir. Bunun nedeni eksantrik kasılmada hem kontraktıl hem de kontraktıl olmayan elastik komponentler kuvvet üretimine katılırken, konsantrik kasılmada sadece kontraktıl yapıların katılmasıdır (Brown ve Weir, 2001).

- Test Tipi: İzokinetik dinamometre ile izometrik, izotonik veya izokinetik kasılma tipleri ölçülebilmektedir.

2.4.2. İzokinetik Dinamometre ve Ölçümlere Ait Değişkenler

İzolasyon ve Stabilizasyon: İzolasyon en basit anlamıyla test edilecek kas veya kas grubunun test çıktılarını etkileyecek diğer unsurlardan yalıtılmasıdır. Bunu sağlamanın yolu da dinamometre üzerinde kişiye uygun pozisyonun verilmesi ve stabilizasyona dikkat edilmesidir. Stabilizasyon, değerlendirilen ekleme göre dinamometre ekseninin eklemin anatomik eksenine aynı hizada olacak şekilde ayarlanması anlamına gelir. Test edilen ekstremitenin veya segmentin diğer vücut kısımlarından izole halde değerlendirilebilmesi için birey kemerlerle uygun şekilde bağlanarak sabitlenmelidir. Diz ekstansiyonu ve fleksiyonunun test edileceği bir değerlendirmede bel ve uyluk kaslarının hareketi önlenmelidir. Böylece sadece m. quadriceps femoris ve hamstring kaslarının çalışması sağlanacaktır (Brown ve Weir, 2001; Chan, 2001).

Hareket Ekseni: Her dinamometrenin, dinamometre başına tutturulmuş bir kaldıraç kolu bulunur. Eklemin ürettiği tork, kaldıraç kolu yardımıyla bu bağlantı noktasına aktararak kaydedilir. Bu nedenle cihazın hareket eksenine ile test edilen eklemin hareket eksenine hizalanması çok önemlidir, aksi halde elde edilen tork değerleri geçersiz olacaktır (Brown ve Weir, 2001).

Yerçekimi Etkisi: Dizin fleksiyon ve ekstansiyon hareketinde olduğu gibi yerçekimine karşı bir hareket yapılacağı zaman yerçekimi düzeltilmesi (sıfırlaması) yapılmalıdır. Yerçekimi etkisinin düzenlenmesi özellikle resiprokal kas oranlarında önem kazanır (ör. hamstring/quadriceps (H/Q) oranı) (P. Kannus, 1994; Brown ve Weir, 2001).

Hareket Aralığı (ROM = Range of motion): Dinamometrede gerçekleştirilen egzersiz sırasında hem fizyolojik hareket aralığı hem de toplam hareket aralığı birlikte değerlendirilmelidir. Fizyolojik anlamda hareket aralığı (ROM), hareketin başlangıç ve bitişi arasındaki açıyı; toplam ROM ise fizyolojik ROM sırasında çizilen hareket yolunu (yayını) tanımlar. Eklem açısındaki farklılıklar yapılan iş ve gücü etkileyeceğinden, ölçümlerde ROM'un bilinmesi önemlidir (Brown ve Weir, 2001).

Test Hakkında Bilgilendirme: Teste katılan tüm bireylere yapılan bilgilendirme ve verilen yönergelerin aynı olması gerekir. Kişiden ne yapması beklendiği ve test prosedürü kendisine açık ve net olarak anlatılarak dinamometreye uyumu sağlanmalıdır. Test süresince nasıl nefes alması gerektiği, kontralateral ekstremitenin ne yapacağı, hareketin yapılış şekli, istemli maksimal eforu nasıl sağlayacağı ve eklem hareketinin tamamlanmasının gerekliliği anlatılmalıdır (Brown ve Weir, 2001).

Alıştırma: Hareketin nasıl yapılacağı tam olarak anlaşılana kadar kişiden hareketi tekrarlaması istenir. Antrenmanlı bireylerde yaklaşık 3, sedanterlerde ise 15 kadar tekrar yeterli olmaktadır (Brown ve Weir, 2001).

Tekrarlar: Tekrar sayısını belirlemek, test sonucunda ulaşılmak istenen veriler açısından önemlidir. Zirve kas gücü değerlendirilecek testlerde ortalama 5, kassal dayanıklılığın değerlendirileceği testlerde ise 15-25 tekrar gerçekleştirilmesi önerilmektedir (Chan ve ark., 1996).

Dinlenme Süresi: 30 sn – 3 dk arasında değişebilir (Brown ve Weir, 2001). Parcell, bu sürenin en az 60 sn olması gerektiğini söylerken, Battaro ise 30 sn'nin yeterli olduğunu ifade etmiştir (Parcell ve ark., 2002; Bottaro ve ark., 2005).

Açısal Hız Sıralaması: Test yapılırken açısal hız sırasının test sonuçlarını (pik tork, iş, güç) önemli derecede etkilemediği bildirilmiştir (Timm ve Fyke, 1993).

Hız ve Tork Limit Aşımı: Test edilen ekstremitte, dinamometrenin direnci ile karşılaşmadan hızlanma (ivmelenme) aşamasından geçer. Ekstremitenin uyguladığı direnç cihazın direncini aştığı noktalarda tork eğrisinde olmaması gereken bir sapma gözlemlenir. Bunun nedeni yavaşlama aşamasında dinamometrenin direncinde meydana gelen artıştır. Tork eğrisindeki bu sapma hızlanma aşamasının son evresinde de

gözlemlenebilir. Söz konusu tork eğrisi sapmasının ekstremitayı dinamometreye bağlayan kaldıraç kolunun salınımından kaynaklandığı belirtilmektedir. Gerçek kas kuvvetini yansıtmayan bu veri grubu özellikle yüksek açısal hızlarda ortaya çıkar. Analiz sırasında özellikle dikkate alınması gerekir (Brown ve Weir, 2001).

2.4.3. İzokinetik Test Prosedürü

Dinamometrenin mili ölçüm yapılacak eklem hareket eksenine göre hizalanarak ayarlanır. Teste dahil edilecek katılımcının yatar veya oturur haldeki pozisyonuna göre koltuğun sırt desteği ayarlanır ve eğim açısı ölçüm formuna kaydedilir. Kontralateral ekstremita, bel ve göğüs bölgesi kemerler yardımıyla sabitlenerek stabilizasyon ve izolasyon sağlanır. Hangi ROM'da test yapılacaksa, ona göre dinamometrenin hareket aralığı için başlangıç ve bitiş mekanik frenleme noktaları belirlenir. İzokinetik performans değerlendirmesi yapılacak ekstremitaya uygun adaptörün sabitleyici bağlantı noktası, ekstremitenin uygun olan en uzak noktasına tutturulur. Son olarak katılımcıya yavaştan hızlıya doğru, artan şiddetli 3 tekrar submaksimal konsantrik ekstansiyon ve fleksiyon hareketi yaptırılarak izokinetik dinamometrede ısınması ve dinamometreye uyumu sağlanır (Brown ve Weir, 2001). Buna ek olarak her katılımcıya her hızda ve maksimal şiddette 2 tekrar daha yaptırılarak test öncesi 1 dk dinlendirilir. Katılımcının adaptasyonu sağlanana kadar alıştırma süreci devam ettirilebilir (Brown ve ark., 1993). Bununla birlikte alt ekstremita için bisiklet ergometresi, üst ekstremita için de kol ergometresi tercih edilerek farklı ısınma protokolleri de uygulanabilmektedir (D. M. Pincivero ve ark., 1997; Findley ve ark., 2006).

Güç ölçümü, katılımcının ekstremitesi önceden belirlenen hareket aralığının son noktasındayken başlatılmalıdır. Ölçüm, yerçekimi etkisi sıfırlanmış, tekrarlar ve açısal hızlar arası uygun dinlenme periyotları içeren 5 tekrarlı konsantrik ekstansiyon ve fleksiyondan oluşur. Her katılımcı test süresince hareketin başlangıç ve bitişindeki mekanik frenleme noktalarına kadar hareketi sürdürmeye sözel olarak teşvik edilmelidir (Brown ve Weir, 2001).

Test sonucu elde edilen değerler; Pik Tork (tork eğrisindeki en yüksek değer), Ortalama Pik Tork (tüm tekrarların ortalaması), Toplam İş (tork-ROM eğrisi altında kalan alan) ve Ortalama İş (tüm tekrarların ortalaması) olmak üzere ft-lb (foot-pound) ya da Nm (Newton-metre) cinsinden kaydedilir. Hesaplanan işin, işi gerçekleştirmek için gereken zamana bölünmesi ile elde edilen Ortalama Güç ve Zirve Güç (Pik Tork'un oluşturduğu hız ve zamanda üretilen en yüksek güç değeri) ise watt cinsinden kaydedilerek analiz edilir (Brown ve Weir, 2001).

2.5. Elektromiyografi

Kas ve sinir aksiyon potansiyellerinin, deri üzerine konulan yüzeyel elektrot yardımıyla ya da kaynağa daha yakın olacak şekilde vücuda yerleştirilen iğne elektrot aracılığıyla ölçüm işlemine elektromiyografi (EMG) denir (Akyüz ve ark., 2003; Konrad, 2005). Yirminci yüzyılın başlarında galvanometre ile insan kasındaki elektriksel aktivitenin ilk kez kaydedilmesinden kısa bir süre sonra, 1929'da Adrian ve Bronk tarafından bugün kullanılmakta olan konsantrik iğne elektrotlar geliştirilmiş ve klinik olarak ilk EMG incelemeleri başlamıştır (Adrian ve Bronk, 1929; Akyüz ve ark., 2003). Ateşlenen motor üniteleri gösterebilmek için, deri üzerine yapıştırılan yüzeyel elektrotlar ile kas aksiyon potansiyellerinin ölçüldüğü yüzeyel elektromiyografi (surface electromyography=sEMG) ise ilerleyen yıllarda geliştirilmiş ve yaygın kullanımı söz konusu olmuştur. sEMG aynı zaman da kinesiyojik elektromiyografi veya tarayıcı elektromiyografi olarak da adlandırılır.

sEMG, kasta meydana gelen elektriksel aktivitenin boyut ve zamanlama örneğini diğer kaslarla ilişkili olarak gösterebilmektedir. Ayrıca sEMG tekniği ile elde edilen EMG sinyali; merkezi kontrol stratejileri, sinir hücreleri boyunca olan sinyalin sinir kas kavşağına transferi, motor ünite kas hücrelerinin elektriksel aktivasyonu, karmaşık biyomekaniksel olaylar zinciri, agonist ve antagonist kas tendonları üzerine etki eden kemiklere taşınan baskının üretimi hakkında bilgi vermektedir (Roberto Merletti ve Parker, 2004).

Kişiye zarar vermeden kolaylıkla uygulanabilen bir yöntem olan sEMG, klinik kullanımda kas aktivasyonunu değerlendirmeye olanak tanır. Fiziksel aktivite sırasında

meydana gelen bu kas aktivasyonlarını objektif hale getirerek ölçmeyi ve belgelemeyi sağlar. Hastaların rehabilitasyonunda özel hareket modelleri öğretilirken oldukça kullanışlıdır. Ayrıca özel egzersizlerin etkinliğinde çabuk ve objektif değerlendirme olanağı sağlarken, istemli hareketler sırasında primer hareket ettirici kasın reaksiyon zamanı elektromiyografik olarak incelenebilmektedir (Beyazova, 2003).

Amerikan Nöroloji Derneği İlaçlar ve Teknoloji Değerlendirme Alt Komitesi sEMG'yi nöromusküler hastalık ve bel ağrısı tanımlarında geçerli klinik bir yöntem olarak kabul etmemektedir. Hareketlerdeki bozuklukların kinesiyojik değerlendirmesinde, tremor-miyoklanus-distoni ayırt edilmesinde, yürüme ve postür bozukluklarında, reaksiyon ve hareket zamanı ile ilgili psikofiziksel değerlendirmelerde ise uygun bir araç olarak görmektedir (Pullman ve ark., 2000).

EMG sinyali genel olarak üç amaçla kullanılmaktadır (Beyazova, 2003):

- 1- Kas aktivite zamanını tespit etmek yani kasta uyarılmanın ne zaman başladığını ve bittiğini saptamak,
- 2- Kasın meydana getirdiği kuvveti belirlemek,
- 3- Sinyal frekans spektrumunun analizi ile kasın ne hızla yorulduğunu gösteren bir indeks elde etmek.

2.5.1. EMG ile Ölçülen Kas Aktivasyonu

Kas kontraksiyonu, sinirler aracılığıyla beyinden iletilmiş olan uyarıcı potansiyellerin kaslarda oluşturduğu motor ünite aksiyon potansiyeli (MÜAP) olarak bilinen elektriksel potansiyeller sayesinde olur (Kenney ve ark., 2012). Kas dokusu içerisine veya deri üzerine yerleştirilen elektrotlar sayesinde kaydedilen bu elektriksel aktivite, elektrota oldukça yakın bölgede yer alan, tek tek veya birlikte kasılan kas liflerinden alınır. Dinlenim halindeyken hücre içinde ekstraselüler alana göre -70 mV kadar potansiyel farkı olan insan kas hücreleri hem motor son plak potansiyeli hem de aksiyon potansiyeli oluşturabilmektelerdir (Gündüz, 2003).

Hücre içinde yüksek konsantrasyonda pozitif yüklü potasyum iyonları (katyonlar) ve negatif yüklü protein iyonları (anyonlar) bulunur. Ekstraselüler alanda da

Na⁺ yüksek orandadır. Hücre zarında yer alan sodyum-potasyum pompası, hücreye giren Na⁺ ve hücreden çıkan K⁺ arasında dengeyi kurarak dinlenme potansiyelini sağlar. Çeşitli uyarıları takiben dinlenme zar potansiyeli -70 mV'tan yaklaşık -50mV'a, yani eşik değere geldiğinde aksiyon potansiyeli üretilir. Aksiyon potansiyeli, sinir zarlarının hızlı ve güçlü depolarizasyonlarıdır. Sodyum kanalları açılır ve hücreye giren Na⁺ ile zar potansiyeli +30 mV'a kadar çıkar. Potasyum geçirgenliğinde daha gecikmiş artma, sodyum kanallarının inaktivasyonu ile eş zamanlı gerçekleşir ve böylece dinlenme potansiyeline geri dönüş sağlanır (Gündüz, 2003; Kenney ve ark., 2012). MÜAP sonucu yayılan bu elektriksel potansiyelleri, deri üzerine uygulanacak iki yüzeyel elektrot veya motor son plağa yakın yere batırılacak iğne elektrot ile kaydetmek mümkündür (Gündüz, 2003; Cerrah ve ark., 2010).

2.5.2. EMG Sinyalinin Kaydedilmesi

EMG sinyalini tespit etme ve kaydetme aşamasında iki önemli unsur söz konusudur. İlk unsur, yüksek düzeyde sinyal/gürültü oranıdır (EMG sinyalindeki enerjinin gürültü sinyalindeki enerjiye oranı). Değerlendirilecek esas EMG sinyaline ait olmayan bu elektriksel sinyaller gürültü olarak adlandırılır. Diğer unsur ise sinyaldeki distorsiyondur (Beyazova, 2003).

EMG ölçümlerinde kullanılan elektrotların, sinyalin özelliklerini etkileme konusunda önemli rolleri vardır. Yüzeyel elektrotlar gümüşten, altından, paslanmaz çelikten veya kalaydan yapılabilir. sEMG uygulamasında kayıt elektrotunun hareket artefaktı ölçümü etkileyen önemli bir etkidir. Hareket artefaktına yol açan iki ana nedenden biri elektrot yüzeyinin deri ile olan etkileşimidir. Bu artefaktı azaltmak için gümüşten yapılmış elektrotlar veya gümüş-nitrat karışımı elektrotlar tercih edilebilir (R. Merletti ve Hermens, 2004). Hareket artefaktına neden olan diğer kaynak ise elektrotun amplifikatör ile bağlantısını sağlayan kabloların hareket etmesidir. Çevreden ulaşan radyofrekans interferansını azaltmak için elektrotlar arası empedans azaltılmalıdır. Deri yüzeyinin hazırlanması, kabloların uzunluğunun kısa olması, metal sargı ile korunmuş kablo kullanmak oldukça önemlidir (Redfern ve ark., 1993).

Yüzeysel elektrotların kas üzerine doğru yerleştirilmesi çok önemlidir. Kasta oluşan elektriksel potansiyeli tam olarak algılayabilmesi için, kasın tam orta noktasına yerleştirilmeleri gerekir. Tendonların üstü veya tendonlara yakın yüzeyler uygun değildir. Bu bölgelerde elektrot yerleşimi zordur. Tendona yaklaşan kas liflerinin çapı azalmakta ve buralara yerleştirilen elektrotlarla elde edilen EMG sinyalinin amplitüdü düşük olmaktadır (Bernardi ve ark., 1999). Aktivasyonları gözlemlenmek istenen kasların dışındaki kaslara yaklaştıkça “crosstalk” yani diğer kas aktivitelerinin sinyale karışması gözlemlenir (Bonato, 2001). Ayrıca elektrot yerleşimi kas liflerinin dizilişi dikkate alınmalı ve bu dizilişe paralel yerleştirilmelidir. Aksi takdirde, sinyalin amplitüdü %50’ye varan kayıplara uğrayabilir. Elektrotlar arası mesafenin ise minimum 10 mm olması önerilmiştir (Beyazova, 2003).

Amplitüd ve frekans, EMG sinyaline ait başlıca özelliklerdir. Kasın aktivite boyutunun göstergesine amplitüd denir. Amplitüdün belirleyicileri ise aktif motor ünite sayısındaki artış ile ateşleme hızı frekansındaki artıştır. Aynı faktörler sinyal frekansını da etkilemektedir (Beyazova, 2003). Kas aktivitesinin belirli bir süre içindeki ortalama amplitüdünü elde etmek için öncelikle sinyali tam dalga rektifiye etmek gerekir. Bir başka yaklaşım ise amplitüd verileri ile “Kareler Ortalamasının Karekökü” (RMS) değerleri hesaplanarak kas aktivasyonu tanımlanmasıdır. Bu uygulamada rektifikasyona gerek kalmamaktadır. Frekans analizi için “Fourier analizi” olarak ifade edilen yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntem ile Ortalama Frekans (mean) ve Ortanca Frekans (median) değerleri hesaplanır. Ortanca Frekans (median) değeri güç spektrumunu iki eşit parçaya ayırır ve kas fibrillerinin iletim hızındaki değişiklikleri gösteren geçerli bir ölçümdür (Pullman ve ark., 2000; Ng ve ark., 2003).

2.5.3. sEMG Ölçümünü Etkileyen Faktörler

EMG sinyalinin kalitesi ona etki eden fizyolojik ve fizyolojik olmayan birçok faktöre bağlıdır. Yapılan çalışmalarda bu faktörler araştırılmış, ölçülmüş ve tartışılmıştır (Roy ve ark., 1986; Jensen ve ark., 1993; Li ve Sakamoto, 1996; Farina ve ark., 2002). Bu etkilerin bir kısmını denetlemek ve müdahalede bulunmak mümkün değildir. Buna rağmen sEMG ile oldukça önemli veriler elde edilebilmektedir. Etki faktörlerinin bazıları ise müdahaleye açık olduğu için etkiyi minimum düzeye indirmeye olanak tanır.

Örneğin, elektrotların yerlerini değiştirerek bu faktörlerin çoğu anlamlı derecede azaltılabilmektedir (Roy ve ark., 1986; Jensen ve ark., 1993). Bu nedenle EMG ile yapılan araştırmalarda elektrotların yerleri mutlaka belirtilmelidir.

sEMG ölçümlerini etkileyen faktörler şunlardır (Farina ve ark., 2004):

Tablo 1. sEMG Ölçümünü Etkileyen Faktörler (Farina ve ark., 2004)

Fizyolojik Olmayan Faktörler	
<i>Anatomik:</i>	<ul style="list-style-type: none">- İletim şiddetinin biçimi- Deri altı doku tabakasının kalınlığı- Homojen olmayan doku dağılımı- Kastaki motor ünite bölgelerinin dağılımı- Motor ünite bölgelerinin büyüklüğü- Motor ünite bölgelerindeki liflerin dağılımı ve sayısı- Liflerin uzunluğu- Motor ünite tendon kavşak ve motor son plak dağılımı- Motor üniteler arasındaki uyarım alanları ve tendon bölgelerinin dağılımı- Birden fazla pennasyon açısının olması
<i>Sinyal Tespit Sistemi:</i>	<ul style="list-style-type: none">- Deri – elektrot teması (empedans, gürültü)- Sinyal tespiti için boyutsal filtre- Elektrotlar arası mesafe- Elektrot büyüklüğü ve şekli- Sinyal tespit sisteminin kas lifi oryantasyonuna olan yatkınlığı- Elektrotların kas üzerindeki yerleşimi
<i>Geometrik:</i>	<ul style="list-style-type: none">- Kas liflerinin kısalması- Kasın tespit sistemiyle olan ilişkisi
<i>Fiziksel:</i>	<ul style="list-style-type: none">- Dokunun iletkenliği- Yakındaki kas gruplarının crosstalk miktarı
Fizyolojik Faktörler	
<i>Kas lifi özellikleri:</i>	<ul style="list-style-type: none">- Ortalama kas lifi iletim hızı- Motor ünite iletim hızı- Motor ünite bulunan kas liflerinin iletim hızları- Hücre içi aksiyon potansiyelinin biçimi
<i>Motor ünite özellikleri:</i>	<ul style="list-style-type: none">- Aktif motor ünite sayısı- Motor ünite depolarizasyon oranlarının dağılımı- Depolarizasyon oranının istatistik ve katsayı varyasyonu- Motor ünite senkronizasyonu

2.6. Anaerobik Performansın Değerlendirilmesi

Fiziksel bir aktivite (egzersiz, antrenman vb.) sırasında bireyin yeterlilik kapasitesi ve çeşitli fiziksel aktivite uygulamalarında etkinlik derecesi, o bireyin

“maksimum performansı” olarak değerlendirilir (Nagle, 1973; Joyner ve Coyle, 2008). Maksimum performans değerlendirmesinde ana amaç, fiziksel aktivite sırasında iskelet kaslarında aerobik ve anaerobik metabolizmayla açığa çıkan enerji miktarının gözlemlenmesidir (Yıldız, 2012).

Aerobik gücü doğrudan değerlendirmede kullanılan “maxVO₂” (maksimal oksijen tüketimi) parametresi gibi anaerobik performansın değerlendirilmesinde kullanılan bir parametre bulunmamaktadır. Ancak anaerobik işleyişin en güvenilir göstergesi olarak kullanılan kan ve gaz parametreleri ile noninvaziv olarak anaerobik performansı test eden yöntemler arasında oldukça yüksek bir korelasyon vardır. Laboratuvarda sıkça kullanılan bu anaerobik performans test protokolleri ATP, PC ve kas glikojeninin kullanım verimliliğini ölçen testlerdir (Vandewalle ve ark., 1987).

2.6.1. Dikey Sıçrama Testi

Sargent sıçrama testi olarak da bilinen bu test Dr. Dudley Allen Sargent tarafından geliştirilmiştir (Sargent, 1921). Dikey sıçrama (DS) testi; bireyin durarak erişebildiği yükseklik ile sıçrayarak erişebildiği yükseklik arasındaki fark, sıçrama hızı ve vücut ağırlığı göz önüne alınarak gücün hesaplandığı bir yöntemdir.

DS test protokolünde, birey düz bir duvar önünde ayakta dururken baskın kolunu yukarı doğru kaldırması istenir ve erişebildiği maksimum yükseklik duvara işaretlenir. Bu testte gövdesi öne doğru eğik, diz ve ayak bilekleri bükülü şekilde başlangıç pozisyonu alan kişiden maksimum efor sarf ederek istemli dikey bir sıçrama yapması beklenir. Sıçrayarak erişebildiği en üst nokta belirlenir ve durarak erişebildiği nokta ile arasındaki fark sıçrama mesafesi olarak kaydedilir. Testten elde edilen veriler yardımıyla bireyin anaerobik pik güç değeri şu formül ile hesaplanmaktadır (Sayers ve ark., 1999; Brown ve Weir, 2001):

$$P = 60.7 \times (\text{sıçrama mesafesi [cm]}) + 45.3 \times (\text{vücut ağırlığı [kg]}) - 2055$$

$$P (\text{Peak Power}) = \text{Pik Güç (watt)}$$

$$60.7 = \text{sabit değer}$$

$$45.3 = \text{sabit değer}$$

$$2055 = \text{sabit değer}$$

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Araştırma Grubu

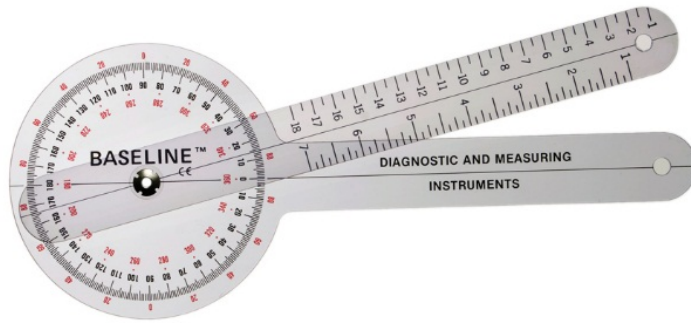
Çalışmaya Ondokuz Mayıs Üniversitesi Yaşar Doğu Spor Bilimleri Fakültesinde öğrenim gören ve voleybol (n=14; 22,3±2,2 yıl), basketbol (n=11; 21,3±3,1 yıl), futbol (n=25; 22,7±2 yıl) branşlarında aktif spor yapan ve sağ bacağı dominant olan 50 erkek gönüllü katıldı (n=50; 22,3±2,3 yıl).

Tüm katılımcılara çalışma hakkında bilgi verildikten sonra bilgilendirme ve gönüllü katılım formu imzalatıldı. Boy, vücut ağırlığı, Q açısı, femur ve tibia uzunlukları vb. morfolojik ve antropometrik ölçümler de bu sırada gerçekleştirildi.

Çalışma için Ondokuz Mayıs Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığından onay alındı (Ek 1).

3.2. Morfolojik ve Antropometrik Ölçümler

Katılımcıların vücut ağırlığı ve boy ölçümleri çıplak ayakla, sporcu dik pozisyonda, ayak tabanları bitişik ve yere tam basmış halde dururken 0,01 hassasiyette kg ve cm ölçüm yapabilen Seca marka vücut analiz cihazı ile yapıldı. Femur ve tibia uzunluklarını belirlemede Holtain marka antropometrik ölçüm seti kullanıldı. Femur uzunluğu, trochanter majör tepesi ile condylus medialis arasındaki uzaklık; tibia uzunluğu ise eminentia intercondylaris hesaba katılmadan üst ucun medial eklem yüzeyi ile malleous medialise kadar olan doğrusal uzaklık olarak ölçüldü.



Şekil 9. Manuel Gonyometre

Q açısı ölçümü, manuel olarak standart gonyometre ile gerçekleştirildi. Q açısı, m. quadriceps femoris gevşek halde ayakta dururken ve her iki ayak üzerine eşit yük verilmiş halde, ayaklar doğal pozisyondayken belirlendi. Topuğun orta noktası ve ikinci ayak parmağının koronal düzlemde aynı hizada olmasına dikkat edildi. Gonyometrenin pivot noktası patellanın merkezine yerleştirildi ve sabit kolu tuberositas tibiae'yı, hareketli kolu ise SIAS'ı gösterecek şekilde hizalandı. Gonyometre üzerinden okunan değer "Q açısı" olarak kaydedildi. Q açısı ölçümleri, Baseline marka manuel gonyometre ile yapıldı.

3.3. Dikey Sıçrama Testi

Katılımcıların el parmak uçları renkli boya ile boyandıktan sonra duvara yüzü dönük bir konumda, ayakkabının duvara teması sağlanarak, topukları yerden kalkmamak kaydı ile dizleri ve kolları tam ekstansiyonda iken baskın kollarıyla en yüksek noktaya ulaşmaları istendi. Bu yükseklik sıfır noktası olarak kaydedildi. Katılımcılar, erişme yükseklikleri alındıktan sonra dizler 90° bükülü ve gövde öne hafif eğik iken adım almadan maksimum düzeyde çift ayakla dikey sıçrama yapmaları istendi. Bu işlem üç kez tekrar edilerek temas ettikleri en üst nokta kaydedildi. Bu mesafeden katılımcının erişme mesafesi (sıfır noktası) çıkarılarak "sıçrama mesafesi" bulundu. Her katılımcının sıçrama mesafesi ölçülerek kaydedildi. Yaptırılan üç tekrardan en iyi değer olarak alınan sıçrama yükseklik mesafesi yardımıyla bireyin anaerobik "Pik Güç" değeri aşağıda belirtilen formül ile hesaplandı.

$$P = 60.7 \times (\text{sıçrama mesafesi [cm]}) + 45.3 \times (\text{vücut ağırlığı [kg]}) - 2055$$

$$P (\text{Peak Power}) = \text{Pik Güç (watt)}$$

$$60.7 = \text{sabit değer}$$

$$45.3 = \text{sabit değer}$$

$$2055 = \text{sabit değer}$$

3.4. EMG Ölçümü

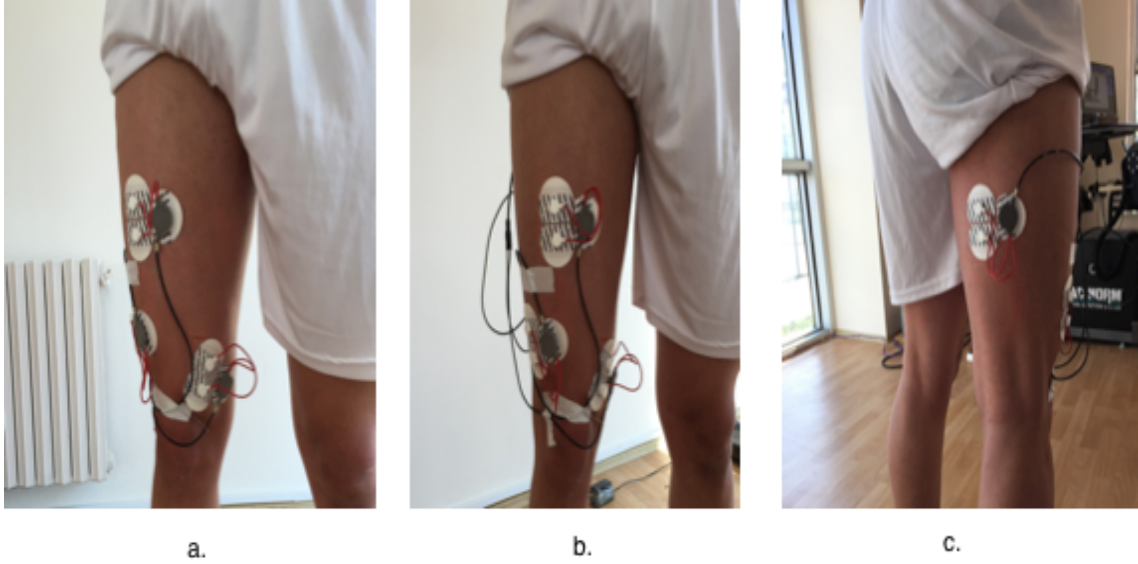
İzokinetik dinamometrede gerçekleştirilecek kuvvet uygulamaları sırasında kas aktiviteleri ölçülecek kaslar; *m. vastus medialis (VM)*, *m. vastus lateralis (VL)*, *m. rectus femoris (RF)* ve *m. biceps femoris (BF)* olarak önceden belirlendi. Oluşabilecek artefakların engellenmesi amacıyla elektrotların yerleştirileceği bölgeler jilet yardımıyla tıraşlanarak temizlendi ve zımparalanarak alkollü solüsyon ile ölü deriden temizlenen yüzey pürüzsüz hale getirildi (Konrad, 2005; SENIAM, 2016). Gümüş/gümüş klorür (Ag/AgCl) bipolar yüzeyel elektrotlar, sağ alt ekstremitede tespit edilen kasların fibrillerine paralel olacak şekilde orta bölgelerine yerleştirildi. Elektrot ve kablolar yapışkan bantlarla güvenceye alındı.



Şekil 10. Biomonitor ME6000 16 Kanallı EMG cihazı (Mega Electronics Ltd., Finland)

Elektrotlar deriye yerleştirilip yapışkan bantlarla güvenceye alındıktan sonra sporcuların izokinetik dinamometre cihazında oturur halde pozisyon almaları sağlandı. Dinamometrede gerçekleştirilen kuvvet uygulamaları süresince meydana gelen kas aktivasyonları, Biomonitor ME6000 model (Mega Electronics Ltd., Finland) 16 kanallı portatif yüzeyel EMG cihazı ile tespit edilerek kaydedildi. Veri örnekleme hızı 1000 Hz olarak ayarlanan EMG cihazı ile toplanan veriler, cihazın orijinal bilgisayar yazılımı ile (Mega Win 3.0) dinlenim ve kontraksiyon halindeki kas aktivasyonlarını en iyi yansıtan (Wang ve ark., 2000; De Luca, 2003; Fukuda ve ark., 2008; Fukuda ve ark., 2010) ve bu

nedenle ilgili bilimsel çalışmalarda en sık kullanılan parametre olan RMS değerine dönüştürüldü ve ortalama değerleri hesaplanarak analiz edildi.



Şekil 11. EMG elektrot yerleşimleri. **a.** m. vastus medialis, **b.** m. vastus lateralis ve m. rectus femoris, **c.** m. biceps femoris.

3.5. İzokinetik Kuvvet Testi

İzokinetik test öncesi katılımcılara bisiklet ergometresi üzerinde ısınma protokolü uygulandı. Katılımcılara bisiklet ergometresinde kalp atım hızı 100-120 bpm arasında tutularak 5 dakika süre ile ısınma egzersizleri yaptırıldı. Isınma protokolünde yüklenme değerleri telemetrik kalp atım monitörü (FT80, Polar) kullanılarak kişinin kalp atım hızına göre ayarlandı. Oluşabilecek sakatlıkları önlemek amacıyla test öncesi germe egzersizleri yaptırıldı.

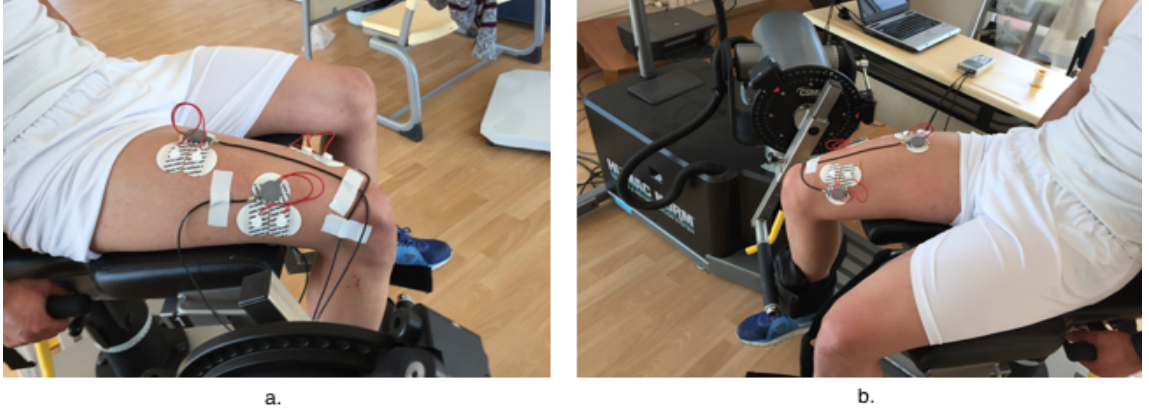
Katılımcıların rahat bir şekilde oturabilmesi için dinamometre sandalyesinin sırt desteği kalça eklem açısı 85° olacak şekilde (0° = tam ekstansiyon) ayarlandı. Ölçüm yapılacak ekstremitede, diz adaptörünün sabitleyici bağlantı noktası ayağın dorsal yüzünün yaklaşık 2-3 cm proksimaline tutturuldu. Ölçüm sırasında tüm vücudun stabilizasyonu ve izolasyonu için göğüs, pelvis ve uyluk kemerleri yardımıyla sabitlendi.

Kontralateral ekstremitenin hareketini önlemek için ayak bileği sandalyenin alt kısmındaki bacak sabitleyicisine yerleştirilerek güvenceye alındı.



Şekil 12. İzokinetik dinamometre (Humac Norm, CSMI, USA)

Katılımcılara test öncesinde izokinetik dinamometreye ve yapacakları harekete uyum sağlamaları için $300^{\circ}/sn$ ve $240^{\circ}/sn$ açısal hızlarda izokinetik kontraksiyonlar yaptırıldı. Uyum için açısal hız değişimleri arası 45 sn dinlenme aralıklı 15 istemli maksimal tekrar yaptırıldı ve test öncesi 2 dk dinlenme süresi verildi. Uyum için yapılan tekrarlar sonrasında, her katılımcıya sırasıyla 300, 240, 180, 120 ve $60^{\circ}/sn$ açısal hızlarda istemli maksimal 5 tekrar yaptırıldı. Tekrarlar arası dinlenmek için 1 dk süre verildi. Humac Norm marka (CSMI, Stoughton, USA) dinamometre kullanılarak yapılan testler sonucunda elde edilen değerler pik tork, iş ve güç çıktıları olarak kaydedildi.



Şekil 13. İzokinetik dinamometre ve EMG ölçümleri

Her ölçüm tekrarı öncesinde diz ekleminin rotasyon eksenini (lateral femoral kondil) ile dinamometrenin rotasyon ekseninin aynı doğru üzerinde olmasına dikkat edildi. Tüm hareket aralığı süresince her katılımcı için yerçekimi etkisi kaydedilerek elde edilen tork değerlerinde düzeltmeler yapıldı.



Şekil 14. İzokinetik kuvvet testi

3.6. İstatistiksel Analiz

Çalışma sonunda elde edilen veriler SPSS 20.0 (SPSS Inc, Chicago, Illinois) istatistik programı kullanılarak değerlendirildi. Verilerin normallik varsayımı *Shapiro-Wilk* testi ile kontrol edilerek normal dağılım gösterdiği tespit edildi. Normallik varsayımı sağladığı saptanan sportif branşlar arası karşılaştırmalarında, veriler tek yönlü varyans analizi (*One-Way ANOVA*) ve *Tukey HSD* çoklu karşılaştırma testi ile incelendi. Değişkenler arasındaki istatistiksel ilişki ise *Pearson* korelasyon analizi ile belirlendi.



4. BULGULAR

Çalışmaya, yaşları 18-27 yıl arasında, boy ortalamaları $182,3\pm6,4$ cm, vücut ağırlıkları $78\pm9,3$ kg olan ve voleybol, basketbol, futbol branşlarında aktif spor yapan toplam 50 sağlıklı erkek katılmıştır. Katılımcıların yaş, boy, vücut ağırlığı, tibia uzunluğu, femur uzunluğu ve Q açısı değerlerinin branş dağılımlarına göre betimleyici analizleri Tablo 1 ve Tablo 2’de sunulmuştur.

Tablo 1. Çalışmaya katılan sporcuların betimleyici istatistikleri

Sportif Branşlar	n	Yaş (yıl)	Boy (cm)	Vücut Ağırlığı (kg)	Tibia (cm)	Femur (cm)
Voleybol	14	22,3±2,2	187,6±4,2	82,1±9,8	39,9±2,1	42,1±2,4
Basketbol	11	21,3±3,1	183,2±8,2	80,7±12,5	40,5±2,7	42,8±3,5
Futbol	25	22,7±2	179±4,3	74,6±5,7	38,76±1,6	40,5±2,3
Toplam	50	22,3±2,3	182,3±6,4	78±9,3	39,5±2,1	41,5±2,8

Betimleyici Analiz (Ort.±Ss)

Çalışmaya katılan sporcuların en düşük Q açısı değeri 5° , en yüksek değer ise 25° olarak saptanmıştır. Bu değerler branş farklılıkları göz önünde bulundurulduğunda voleybol için en düşük 5° , en yüksek 18° ; basketbol için en düşük 8° , en yüksek 25° ve futbol için en düşük 5° , en yüksek 25° olacak şekilde kaydedilmiştir (Tablo 2).

Tablo 2. Çalışmaya katılan sporcuların Q açısı değerleri

Sportif Branşlar	n	Q açısı ($^\circ$)		
		Ort.±Ss	Min.	Maks.
Voleybol	14	9,2±3,8	5	18
Basketbol	11	17,8±6,4	8	25
Futbol	25	13±6,3	5	25
Toplam	50	13±6,4	5	25

İzokinetik dinamometrede, 300°/sn açısal hızda yapılan izokinetik kontraksiyonlardan elde edilen Ortalama Pik Tork (OPT), Ortalama Güç (OG), Pik Tork Oluşma Açısı (PTOA) ve Pik Tork Geliştirme Süresi (PTGS) değerleri branş farkı gözedilerek kendi içlerinde karşılaştırılmışlardır. İzokinetik hareketi gerçekleştiren ekstansör ve fleksör kas gruplarının OPT ile OG parametreleri incelendiğinde, basketbol branşının voleybol ve futbol branşlarından istatistiksel olarak anlamlı farka sahip olduğu bulunmuştur (ekstansör OPT (OPT_E) için, p<0,01; fleksör OPT (OPT_F) için, p<0,001; ekstansör OG (OG_E) için, p<0,01; fleksör OG (OG_F) için, p<0,001) (Tablo 3).

Tablo 3. 300°/sn hızda izokinetik Ortalama Pik Tork ile Ortalama Güç değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Parametreler	Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	Ort.±Ss	Min.	Maks.	p	
Ortalama Pik Tork (Nm)	Ekstansör	Voleybol	14	62,4±27,7 ^a	18	96	0,001***	
		Basketbol	11	27,3±16,4 ^b	8	52		
		Futbol	25	55,9±21,44 ^a	12	94		
		Toplam	50	51,4±25,7	8	96		
	Fleksör	Voleybol	14	49,3±18,5 ^a	15	74	0,000***	
		Basketbol	11	17,4±7,5 ^b	11	37		
		Futbol	25	41,8±13,9 ^a	9	68		
		Toplam	50	38,5±18,3	9	74		
	Ortalama Güç (watt)	Ekstansör	Voleybol	14	117,3±59,5 ^a	17	183	0,001***
			Basketbol	11	40,5±30,4 ^b	6	86	
Futbol			25	109,4±51,3 ^a	9	204		
Toplam			50	96,5±57,7	6	204		
Fleksör		Voleybol	14	88,1±39 ^a	12	139	0,000***	
		Basketbol	11	22,9±14,2 ^b	5	56		
		Futbol	25	79,2±34,6 ^a	9	146		
		Toplam	50	69,3±40,8	5	146		

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, *p<0,01, *p<0,05)

300°/sn açısız hızda ekstansör ve fleksör kas gruplarının PTOA ile PTGS parametreleri incelendiğinde ise fark istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur (PTOA_E için, p>0,05; PTOA_F için, p>0,05; PTGS_E için, p>0,05; PTGS_F için, p>0,05) (Tablo 4).

Tablo 4. 300°/sn hızda izokinetik Pik Tork Oluşma Açısı ile Pik Tork Geliştirme Süresi değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Parametreler	Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	Ort.±Ss	Min.	Maks.	p		
Pik Tork Oluşma Açısı (°)	Ekstansör	Voleybol	14	62,2±15,1	21	89	0,958		
		Basketbol	11	63,91±16,1	39	91			
		Futbol	25	63,2±13,7	32	81			
		Toplam	50	63,1±14,3	21	81			
	Fleksör	Voleybol	14	45,6±8,8	32	60	0,376		
		Basketbol	11	40±18,1	21	65			
		Futbol	25	40±11,8	20	64			
		Toplam	50	41,6±12,7	20	65			
		Ekstansör	Voleybol	14	164±49	60		260	0,289
			Basketbol	11	186±60	90		250	
Futbol	25		188±41	110	310				
Toplam	50		181±48	60	310				
Pik Tork Geliştirme Süresi (ms)	Fleksör	Voleybol	14	204±38	100	260	0,590		
		Basketbol	11	195±119	60	420			
		Futbol	25	221±67	60	330			
	Toplam	50	211±74	60	420				

240°/sn açısız hızda yapılan izokinetik test sonu verileri incelendiğinde tüm kas gruplarına ait OPT ve OG parametrelerinin branşlar arası farklılığı basketbol branşı lehine istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (OPT_E için, p<0,001; OPT_F için,

$p<0,001$; OG_E için, $p<0,001$; OG_F için, $p<0,001$) (Tablo 5). PTOA ve PTGS parametrelerinin branşlar arası farkı ise önemsiz bulunmuştur ($PTOA_E$ için, $p>0,05$; $PTOA_F$ için, $p>0,05$; $PTGS_E$ için, $p>0,05$; $PTGS_F$ için, $p>0,05$) (Tablo 6).

Tablo 5. 240°/sn hızda izokinetik Ortalama Pik Tork ile Ortalama Güç değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Parametreler	Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	Ort.±Ss	Min.	Maks.	p	
Ortalama Pik Tork (Nm)	Ekstansör	Voleybol	14	98,4±29,7 ^a	37	141	0,000***	
		Basketbol	11	50,9±24,8 ^b	16	81		
		Futbol	25	81,9±21,8 ^a	34	127		
			Toplam	50	79,7±29,7	16	141	
	Fleksör	Voleybol	14	71,4±19,5 ^a	23	96	0,000***	
		Basketbol	11	36±17,4 ^b	12	62		
		Futbol	25	63±14,4 ^a	30	83		
		Toplam	50	59,4±20,9	12	96		
	Ortalama Güç (watt)	Ekstansör	Voleybol	14	185,3±61,2 ^a	50	271	0,000***
			Basketbol	11	84,7±47,1 ^b	23	149	
Futbol			25	158,2±49,8 ^a	53	262		
			Toplam	50	149,6±63,3	23	271	
Fleksör		Voleybol	14	140,5±42,2 ^a	37	183	0,000***	
		Basketbol	11	59,2±34,9 ^b	16	106		
		Futbol	25	124,2±34,1 ^a	52	180		
		Toplam	50	114,4±47,1	16	183		

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, *p<0,01, *p<0,05)

Tablo 6. 240°/sn hızda izokinetik Pik Tork Oluşma Açısı ile Pik Tork Geliştirme Süresi değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Parametreler	Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	Ort.±Ss	Min.	Maks.	p	
Pik Tork Oluşma Açısı (°)	Ekstansör	Voleybol	14	62,8±4,6	55	73	0,458	
		Basketbol	11	59,2±11,8	45	82		
		Futbol	25	63,2±9,4	43	80		
		Toplam	50	62,2±8,9	43	82		
	Fleksör	Voleybol	14	37±5,7	23	44	0,368	
		Basketbol	11	36,3±11	23	56		
		Futbol	25	40,9±12,1	25	70		
		Toplam	50	38,8±10,5	23	70		
	Pik Tork Geliştirme Süresi (ms)	Ekstansör	Voleybol	14	202±25	160	270	0,805
			Basketbol	11	207±58	80	270	
Futbol			25	210±27	150	270		
Toplam			50	207±35	80	270		
Fleksör		Voleybol	14	206±61	20	260	0,147	
		Basketbol	11	195±85	30	320		
		Futbol	25	237±59	140	380		
		Toplam	50	219±67	20	380		

180°/sn açısal hızda yapılan izokinetik test sonu verileri incelendiğinde, basketbol branşındaki sporcuların tüm kas gruplarına ait OPT ve OG parametrelerinin voleybol ve futbol branşlarına göre istatistiksel bakımdan anlamlı olarak farklı olduğu bulunmuştur (OPT_E için, p<0,001; OPT_F için, p<0,001; OG_E için, p<0,001; OG_F için, p<0,001) (Tablo 7).

Tablo 7. 180°/sn hızda izokinetik Ortalama Pik Tork ile Ortalama Güç değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Parametreler	Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	Ort.±Ss	Min.	Maks.	p	
Ortalama Pik Tork (Nm)	Ekstansör	Voleybol	14	122,1±23 ^a	88	168	0,000***	
		Basketbol	11	82,9±26,9 ^b	47	136		
		Futbol	25	109,3±18,9 ^a	69	145		
		Toplam	50	107,1±25,7	47	168		
	Fleksör	Voleybol	14	84,9±16,7 ^a	58	120	0,000***	
		Basketbol	11	56,8±14,7 ^b	33	81		
		Futbol	25	78±12,9 ^a	60	110		
		Toplam	50	75,3±17,5	33	120		
	Ortalama Güç (watt)	Ekstansör	Voleybol	14	199,1±41 ^a	122	270	0,000***
			Basketbol	11	133±44,8 ^b	74	213	
Futbol			25	181,5±31,9 ^a	124	246		
		Toplam	50	175,8±44,	74	270		
Fleksör		Voleybol	14	146,4±31,1 ^a	94	201	0,000***	
		Basketbol	11	93±26 ^b	51	133		
		Futbol	25	137,4±25,1 ^a	96	183		
		Toplam	50	130,1±33,4	51	201		

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, *p<0,01, *p<0,05)

180°/sn PTOA ve PTGS parametreleri için branşlar arası farklılık sadece ekstansör kas grubunun PTOA parametresi için önemli bulunmuştur. Bu farkın basketbol ve futbol branşları arasında anlamlılık düzeyi p<0,05 olarak kaydedilmiştir. PTOA_F, PTGS_E ve PTGS_F için ise fark önemsiz bulunmuştur (PTOA_F için, p>0,05; PTGS_E için, p>0,05; PTGS_F için, p>0,05) (Tablo 8).

Tablo 8. 180°/sn hızda izokinetik Pik Tork Oluşma Açısı ile Pik Tork Geliştirme Süresi değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Parametreler	Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	Ort.±Ss	Min.	Maks.	p	
Pik Tork Oluşma Açısı (°)	Ekstansör	Voleybol	14	58,1±5 ^{ab}	51	72	0,028*	
		Basketbol	11	55,4±5,5 ^b	46	65		
		Futbol	25	61,8±7,9 ^a	48	81		
		Toplam	50	59,3±7,1	46	81		
	Fleksör	Voleybol	14	41,8±4,6	36	55	0,155	
		Basketbol	11	37,6±12,9	22	57		
		Futbol	25	43,9±8,3	29	65		
		Toplam	50	41,9±8,9	22	65		
	Pik Tork Geliştirme Süresi (ms)	Ekstansör	Voleybol	14	273±21	240	310	0,545
			Basketbol	11	261±43	190	330	
Futbol			25	263±30	200	310		
Toplam			50	265±31	190	330		
Fleksör		Voleybol	14	288±24	260	350	0,276	
		Basketbol	11	272±81	170	400		
		Futbol	25	303±51	210	440		
		Toplam	50	292±54	170	440		

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, **p<0,01, *p<0,05)

120°/sn açısal hızda gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlardan elde edilen değerler incelendiğinde tüm kas gruplarına ait OPT ve OG parametrelerinin branşlar arası farklılığı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (OPT_E için basketbol branşı lehine fark, p<0,01; OPT_F için voleybol branşı lehine fark, p<0,01; OG_E için voleybol ve basketbol branşları arasındaki fark, p<0,01; OG_F için voleybol branşı lehine fark, p<0,01) (Tablo 9).

Tablo 9. 120°/sn hızda izokinetik Ortalama Pik Tork ile Ortalama Güç değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Parametreler	Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	Ort.±Ss	Min.	Maks.	p	
Ortalama Pik Tork (Nm)	Ekstansör	Voleybol	14	159,6±25,9 ^a	118	205	0,002**	
		Basketbol	11	128,1±25 ^b	89	165		
		Futbol	25	144,1±15,7 ^a	122	175		
		Toplam	50	144,9±2,5	89	205		
	Fleksör	Voleybol	14	103,6±17,8 ^a	68	135	0,003**	
		Basketbol	11	80,4±20 ^b	46	107		
		Futbol	25	89,1±14,2 ^b	66	114		
		Toplam	50	91,2±18,4	46	135		
	Ortalama Güç (watt)	Ekstansör	Voleybol	14	195,4±35,3 ^a	132	253	0,003**
			Basketbol	11	155,6±29,6 ^b	113	199	
Futbol			25	174,4±20,5 ^{ab}	140	212		
		Toplam	50	176,1±30,3	113	253		
Fleksör		Voleybol	14	143,8±28,9 ^a	89	202	0,003**	
		Basketbol	11	108,1±28,9 ^b	61	149		
		Futbol	25	121,9±21,3 ^b	86	155		
		Toplam	50	125±28	61	202		

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, **p<0,01, *p<0,05)

PTOA ve PTGS parametrelerinin analizinde branşlar arası farklılığın sadece ekstansör kas grubunun PTOA parametresi için istatistiksel bakımdan önemli bulunduğu ve basketbol branşının voleybol ve futbol branşlarından anlamlı olarak farklı olduğu tespit edilmiştir (PTOA_E için, p<0,01). PTOA_F, PTGS_E ve PTGS_F için ise fark anlamsız bulunmuştur (PTOA_F için, p>0,05; PTGS_E için, p>0,05; PTGS_F için, p>0,05) (Tablo 10).

Tablo 10. 120°/sn hızda izokinetik Pik Tork Oluşma Açısı ile Pik Tork Geliştirme Süresi değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Parametreler	Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	Ort.±Ss	Min.	Maks.	p	
Pik Tork Oluşma Açısı (°)	Ekstansör	Voleybol	14	61,1±4,9 ^a	52	72	0,001***	
		Basketbol	11	51,6±7 ^b	38	61		
		Futbol	25	63±9,7 ^a	42	82		
		Toplam	50	60±9	38	82		
	Fleksör	Voleybol	14	38,7±5,4	30	50	0,546	
		Basketbol	11	42,5±12,9	22	56		
		Futbol	25	42,1±10,1	20	59		
		Toplam	50	41,3±9,7	20	59		
	Pik Tork Geliştirme Süresi (ms)	Ekstansör	Voleybol	14	351±40	280	440	0,257
			Basketbol	11	379±33	340	440	
Futbol			25	342±77	30	440		
Toplam			50	353±61	30	440		
Fleksör		Voleybol	14	362±60	250	440	0,459	
		Basketbol	11	395±112	220	510		
		Futbol	25	397±85	220	550		
		Toplam	50	387±86	220	550		

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, *p<0,01, *p<0,05)

60°/sn açısal hızda yapılan izokinetik kontraksiyonlardan elde edilen değerler, branşlar arası farklılık göz önünde bulundurularak incelendiğinde, fleksör ve ekstansör kas gruplarının OPT ve OG parametrelerine ait fark fleksör kas gruplarında anlamlı, ekstansör kas gruplarında ise istatistiksel açıdan anlamsız olduğu saptanmıştır (OPT_E için, p>0,05; OPT_F için voleybol ve futbol branşı arasındaki fark, p<0,05; OG_E için, p>0,05; OG_F için voleybol ve futbol branşı arasındaki fark, p<0,05) (Tablo 11).

Tablo 11. 60°/sn hızda izokinetik Ortalama Pik Tork ile Ortalama Güç değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Parametreler	Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	Ort.±Ss	Min.	Maks.	p	
Ortalama Pik Tork (Nm)	Ekstansör	Voleybol	14	191,4±34,2	141	266	0,189	
		Basketbol	11	175,8±34,2	125	250		
		Futbol	25	173,8±23,4	127	209		
		Toplam	50	179,2±29,6	125	266		
	Fleksör	Voleybol	14	120,1±22,8 ^a	72	153	0,046*	
		Basketbol	11	108,7±22,8 ^{ab}	65	148		
		Futbol	25	102,3±18,5 ^b	73	134		
		Toplam	50	108,7±21,7	65	153		
	Ortalama Güç (watt)	Ekstansör	Voleybol	14	125,4±21,1	88	154	0,104
			Basketbol	11	112,3±16,7	87	139	
Futbol			25	112±19,6	76	166		
Toplam			50	115,8±20	76	166		
Fleksör		Voleybol	14	92,2±18,4 ^a	55	120	0,05*	
		Basketbol	11	80,5±16,6 ^{ab}	48	112		
		Futbol	25	77,9±16,9 ^b	51	116		
		Toplam	50	82,5±18	48	120		

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, **p<0,01, *p<0,05)

60°/sn PTOA ve PTGS parametreleri için ise sadece ekstansör kas grubunun PTOA parametresine ait fark istatistiksel bakımdan önemli bulunmuştur. Basketbol branşı lehine gözlemlenen bu farkın anlamlılık düzeyi p<0,05 olarak kaydedilmiştir. PTOA_F, PTGS_E ve PTGS_F parametrelerine ait farklılık düzeyleri ise önemsiz bulunmuştur (PTOA_F için, p>0,05; PTGS_E için, p>0,05; PTGS_F için, p>0,05) (Tablo 12).

Tablo 12. 60°/sn hızda izokinetik Pik Tork Oluşma Açısı ile Pik Tork Geliştirme Süresi değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Parametreler	Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	Ort.±Ss	Min.	Maks.	p	
Pik Tork Oluşma Açısı (°)	Ekstansör	Voleybol	14	68,7±6,8 ^a	58	80	0,017*	
		Basketbol	11	59,5±8,2 ^b	44	70		
		Futbol	25	68,9±10,7 ^a	47	90		
			Toplam	50	66,8±9,9	44	90	
	Fleksör	Voleybol	14	32,5±6,6	21	46	0,814	
		Basketbol	11	34,1±8,3	24	52		
		Futbol	25	32,5±7	16	45		
		Toplam	50	32,9±7,1	16	52		
	Pik Tork Geliştirme Süresi (ms)	Ekstansör	Voleybol	14	515±87	380	660	0,422
			Basketbol	11	553±77	410	640	
Futbol			25	548±83	350	690		
			Toplam	50	540±83	350	690	
Fleksör		Voleybol	14	550±112	370	770	0,833	
		Basketbol	11	570±125	390	740		
		Futbol	25	546±101	310	730		
		Toplam	50	553±108	310	770		

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, **p<0,01, *p<0,05)

Voleybol, basketbol ve futbol branşlarına ait DS testi sonuçları Tablo 13'te sunulmuştur. Elde edilen veriler değerlendirildiğinde, voleybol branşının basketbol ve futbol branşlarından istatistiksel olarak anlamlı farka sahip olduğu gözlemlenmiştir (p<0,01).

Tablo 13. Dikey Sıçrama Testi sonuçları ve branş farklılıklarına göre varyans analizi

Sportif Branşlar	n	DS mesafesi (cm)			p	Pik Güç (watt)			p
		Ort.±Ss	Min.	Maks.		Ort.±Ss	Min.	Maks.	
Voleybol	14	56,5±5,8 ^a	42	65		5092,4±713,6 ^a	3665,4	6313,6	
Basketbol	11	47,4±7,5 ^b	30	58	0,001**	4476,9±732,5 ^b	3226,9	5780,9	0,005**
Futbol	25	51,2±5,1 ^b	41	59		4432,8±444,4 ^b	3468,8	5150,3	
Toplam	50	51,9±6,7	30	65		4627,2±653,8	3226,9	6313,6	

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, **p<0,01, *p<0,05)

Katılımcıların izokinetik dinamometrede, farklı açısız hızlarda gerçekleştirdiği izokinetik kontraksiyonlar süresince diz eklemine ekstansör ve fleksör kas gruplarından EMG kayıtları alınmıştır. Elde edilen ham EMG verilerinin karekök ortalamaları (RMS) hesaplanarak kas aktivasyon değerleri elde edilmiştir.

Tablo 14. 300°/sn açısız hızda gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlara ait EMG_{RMS} değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	EMG _{RMS} (µV)			p
			Ort.±Ss	Min.	Maks.	
M. Vastus Medialis	Voleybol	14	200,4±45,9 ^{ab}	113	309	
	Basketbol	11	150,8±77,8 ^b	61	334	0,05*
	Futbol	25	220±87,9 ^a	114	443	
	Toplam	50	199,3±79,5	61	443	
M. Vastus Lateralis	Voleybol	14	258,6±64,4 ^a	150	386	
	Basketbol	11	150,5±73,6 ^b	80	338	0,005*
	Futbol	25	233,6±92,6 ^a	137	558	
	Toplam	50	222,3±89,5	80	558	

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, **p<0,01, *p<0,05)

Voleybol, basketbol ve futbol branşlarında spor yapan katılımcıların 300°/sn açısız hızda yapılan izokinetik test sonucu VM, VL, RF ve BF kaslarından elde edilen bu veriler karşılaştırıldığında tüm kaslar için branşlar arası farklılıkların istatistiksel açıdan önemli olduğu gözlemlenmiştir (VM ve BF için basketbol ve futbol branşları

arasındaki fark, $p<0,05$ ve $p<0,01$; VL ve RF için basketbol branşı lehine fark, $p<0,01$) (Tablo 14, 15).

Tablo 15. 300°/sn açısız hızda gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlara ait EMG_{RMS} değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	EMG _{RMS} (µV)			p
			Ort.±Ss	Min.	Maks.	
M. Rectus Femoris	Voleybol	14	205,6±50,3 ^a	113	278	0,003**
	Basketbol	11	125,4±70,7 ^b	71	319	
	Futbol	25	211,9±75,2 ^a	59	401	
	Toplam	50	191,1±75,6	59	401	
M. Biceps Femoris	Voleybol	14	158,1±56,4 ^{ab}	64	281	0,005**
	Basketbol	11	96±77,5 ^b	54	320	
	Futbol	25	184,6±76,4 ^a	56	407	
	Toplam	50	191,1±75,6	54	407	

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, *p<0,01, *p<0,05)

240°/sn açısız hızda ait EMG_{RMS} verileri, branşlar arası farklılık göz önüne alınarak karşılaştırıldığında ekstansör kas grubuna ait VM için fark anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$) (Tablo 16).

Tablo 16. 240°/sn açısız hızda gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlara ait EMG_{RMS} değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	EMG _{RMS} (µV)			p
			Ort.±Ss	Min.	Maks.	
M. Vastus Medialis	Voleybol	14	249,4±65,6	154	377	0,212
	Basketbol	11	195±98,6	74	375	
	Futbol	25	252,6±101,6	116	576	
	Toplam	50	239±93,5	74	576	
M. Vastus Lateralis	Voleybol	14	306±79,5 ^a	183	437	0,005**
	Basketbol	11	184,7±86,2 ^b	94	378	
	Futbol	25	263,8±91,5 ^a	148	565	
	Toplam	50	258,2±95,8	94	565	

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, *p<0,01, *p<0,05)

VL ve RF için basketbol branşı lehine fark $p<0,01$; BF için ise basketbol ve futbol branşları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur $p<0,05$. (Tablo 16, 17).

Tablo 17. 240°/sn açışal hızda gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlara ait EMG_{RMS} değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	EMG _{RMS} (μV)			p
			Ort.±Ss	Min.	Maks.	
M. Rectus Femoris	Voleybol	14	247,3±32,5 ^a	192	283	0,004**
	Basketbol	11	177,2±72,4 ^b	82	321	
	Futbol	25	256,2±71,6 ^a	143	416	
	Toplam	50	236,3±69,9	82	416	
M. Biceps Femoris	Voleybol	14	209,1±57,7 ^{ab}	112	302	0,013*
	Basketbol	11	140,5±103,4 ^b	56	406	
	Futbol	25	231,4±82,3 ^a	96	483	
	Toplam	50	205,2±87,6	56	483	

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, **p<0,01, *p<0,05)

İzokinetik dinamometrede gerçekleştirilen test sonucunda, 180°/sn açışal hızda elde edilen EMG_{RMS} verileri değerlendirildiğinde branşlar arasında VL ve BF için fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$); VM ve RF için anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$) (Tablo 18, 19).

Tablo 18. 180°/sn açışal hızda gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlara ait EMG_{RMS} değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	EMG _{RMS} (μV)			p
			Ort.±Ss	Min.	Maks.	
M. Vastus Medialis	Voleybol	14	269,7±61,2	187	391	0,293
	Basketbol	11	223,5±90,7	87	351	
	Futbol	25	276,6±109,1	127	649	
	Toplam	50	263±94,7	87	649	
M. Vastus Lateralis	Voleybol	14	344,9±74,4 ^a	235	456	0,025*
	Basketbol	11	222,9±95,3 ^b	108	385	
	Futbol	25	296,9±125,5 ^{ab}	147	653	
	Toplam	50	294,1±113,6	108	653	

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, **p<0,01, *p<0,05)

VL EMG_{RMS} parametresinin voleybol ve basketbol branşları arasındaki anlamlı fark düzeyi $p<0,05$; BF EMG_{RMS} parametresinin basketbol ve futbol branşı arasındaki anlamlı fark düzeyi ise $p<0,05$ olarak saptanmıştır (Tablo 18, 19).

Tablo 19. 180°/sn açısız hızda gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlara ait EMG_{RMS} değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	EMG _{RMS} (μV)			p
			Ort.±Ss	Min.	Maks.	
M. Rectus Femoris	Voleybol	14	279,4±51,4	168	380	0,118
	Basketbol	11	228,7±83,3	113	386	
	Futbol	25	298,4±109,4	152	669	
	Toplam	50	277,8±93,5	113	669	
M. Biceps Femoris	Voleybol	14	240,4±52,5 ^{ab}	157	366	0,037*
	Basketbol	11	181,7±97,1 ^b	87	413	
	Futbol	25	261,3±89,7 ^a	127	574	
	Toplam	50	237,9±87,1	87	574	

a, b, c harfleri spor branşları arasındaki farkı ifade etmektedir (**p<0,001, **p<0,01, *p<0,05)

120°/sn açısız hızda izokinetik teste tabi tutulan sporculardan branş farklılıklarına göre elde edilen bulguların analizinde, değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p>0,05$) (Tablo 20, 21).

Tablo 20. 120°/sn açısız hızda gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlara ait EMG_{RMS} değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	EMG _{RMS} (μV)			p
			Ort.±Ss	Min.	Max.	
M. Vastus Medialis	Voleybol	14	264,6±54	201	390	0,417
	Basketbol	11	246,3±71,7	147	343	
	Futbol	25	288,2±111,2	177	724	
	Toplam	50	272,4±90,4	147	724	
M. Vastus Lateralis	Voleybol	14	351,4±77,8	237	512	0,126
	Basketbol	11	258,3±95	142	445	
	Futbol	25	319,4±132,4	180	736	
	Toplam	50	314,9±114,7	142	736	

Tablo 21. 120°/sn açısal hızda gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlara ait EMG_{RMS} değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	EMG _{RMS} (µV)			p
			Ort.±Ss	Min.	Maks.	
M. Rectus Femoris	Voleybol	14	286,2±74,8	184	471	0,320
	Basketbol	11	237,1±94,4	126	462	
	Futbol	25	292,4±117,6	155	707	
	Toplam	50	278,5±102,8	126	707	
M. Biceps Femoris	Voleybol	14	253,1±61,2	182	412	0,183
	Basketbol	11	213,4±82,8	99	371	
	Futbol	25	263±75,8	160	504	
	Toplam	50	249,3±74,8	99	504	

Çalışma kapsamında, izokinetik dinamometrede gerçekleştirilen son test hızı olan 60°/sn açısal hıza ait elektromiyografik kas aktivasyonları branş farklılıkları göz önüne alınarak incelendiğinde ise tüm kas gruplarının EMG_{RMS} değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur (p>0,05) (Tablo 22, 23).

Tablo 22. 60°/sn açısal hızda gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlara ait EMG_{RMS} değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	EMG _{RMS} (µV)			p
			Ort.±Ss	Min.	Maks.	
M. Vastus Medialis	Voleybol	14	243,2±53,8	174	372	0,767
	Basketbol	11	252,2±91	129	427	
	Futbol	25	264±98,9	144	657	
	Toplam	50	255,6±85,6	129	657	
M. Vastus Lateralis	Voleybol	14	323,4±81,7	228	522	0,433
	Basketbol	11	265±102,6	128	492	
	Futbol	25	298±127	181	717	
	Toplam	50	297,8±110,7	128	717	

Tablo 23. 60°/sn açısal hızda gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlara ait EMG_{RMS} değerleri ve branş farklılıklarına göre varyans analizleri

Kas Grupları	Sportif Branşlar	n	EMG _{RMS} (µV)			p
			Ort.±Ss	Min.	Maks.	
M. Rectus Femoris	Voleybol	14	289,5±93,3	176	544	0,289
	Basketbol	11	230,5±86,7	126	393	
	Futbol	25	283,1±110,7	142	629	
	Toplam	50	273,3±101,9	126	629	
M. Biceps Femoris	Voleybol	14	256,1±73	172	434	0,603
	Basketbol	11	234,6±90,2	117	428	
	Futbol	25	266,5±92,4	158	610	
	Toplam	50	256,6±86,1	117	610	

Q açısı ile DS testi sonuçları arasındaki ilişki incelendiğinde, ilişkinin negatif yönde ve yüksek düzeyde olduğu görülmüştür (DS mesafesi için, $r=-0,69$; Pik Güç için, $r=-0,067$) (Tablo 24).

Tablo 24. Q açısı ile Dikey Sıçrama Test sonuçlarının korelasyon analizleri

Parametre	Q açısı	p	n
DS mesafesi (cm)	-0,691**	0,000	50
Pik Güç (watt)	-0,675**	0,000	50

**p<0,01, *p<0,05

İzokinetik dinamometrede farklı açısal hızlarda gerçekleştirilen testin test sonu parametrelerinden ekstansör ve fleksör kas gruplarının OPT, OG, PTOA ve PTGS değerleri ile Q açısı değerleri arasındaki ilişkiler incelendiğinde, tüm açısal hızlara ait OPT ile Q açısı arasında orta şiddette ve negatif yönlü korelasyon değerleri saptanmıştır.

Ekstansör kas grupları için bu değerler; OPT_E 300°/sn için, r=-0,35; OPT_E 240°/sn için, r=-0,46; OPT_E 180°/sn için, r=-0,55; OPT_E 120°/sn için, r=-0,56; OPT_E 60°/sn için, r=-0,31 korelasyon katsayısı olarak kaydedilmiştir. Fleksör kas grupları için ise bu değerler; OPT_F 300°/sn için, r=-0,36; OPT_F 240°/sn için, r=-0,38; OPT_F 180°/sn için, r=-0,42; OPT_F 120°/sn için, r=-0,47; OPT_F 60°/sn için, r=-0,34 korelasyon katsayısı olarak kaydedilmiştir (Tablo 25).

Tablo 25. Q açısı ile farklı açısal hızlara ait Ortalama Pik Tork parametrelerinin korelasyon analizleri

Parametre	Kas grupları	Hız (°/sn)	r	p	n
Ortalama Pik Tork (Nm)	Ekstansör	300	-0,350*	0,013	50
		240	-0,464**	0,001	50
		180	-0,550**	0,000	50
		120	-0,565**	0,000	50
		60	-0,309*	0,029	50
	Fleksör	300	-0,363**	0,01	50
		240	-0,383**	0,006	50
		180	-0,420**	0,002	50
		120	-0,470**	0,001	50
		60	-0,342*	0,015	50

**p<0,01, *p<0,05

Diz eklemine yaptırılan izokinetik test sırasında görev alan ekstansör ve fleksör kasların, dinamometrede uygulanan tüm açısal hızlara ait OG çıktıları ile Q açısı arasında istatistiksel bakımdan orta şiddette ve anlamlı korelasyon katsayıları bulunmuş ve bu katsayıların tamamının negatif yönlü olduğu kaydedilmiştir.

Elde edilen bulgulara göre Q açısı arttıkça tüm açısal hızlarda açığa çıkan OG'nin düştüğü görülmüştür (OPT_E 300°/sn için, r=-0,32; OPT_E 240°/sn için, r=-0,25; OPT_E 180°/sn için, r=-0,52; OPT_E 120°/sn için, r=-0,52; OPT_E 60°/sn için, r=-0,32 ve OPT_F 300°/sn için, r=-0,32; OPT_F 240°/sn için, r=-0,38; OPT_F 180°/sn için, r=-0,45; OPT_F 120°/sn için, r=-0,47; OPT_F 60°/sn için, r=-0,39) (Tablo 26).

Tablo 26. Q açısı ile farklı açısal hızlara ait Ortalama Güç parametrelerinin korelasyon analizleri

Parametre	Kas grupları	Hız (°/sn)	r	p	n
Ortalama Güç (watt)	Ekstansör	300	-0,322*	0,023	50
		240	-0,249**	0,002	50
		180	-0,520**	0,000	50
		120	-0,525**	0,000	50
		60	-0,325*	0,021	50
	Fleksör	300	-0,317*	0,025	50
		240	-0,379**	0,007	50
		180	-0,447**	0,001	50
		120	-0,470**	0,001	50
		60	-0,394**	0,005	50

**p<0,01, *p<0,05

Q açısı ile İzokinetik Test sonu parametrelerinden PTOA değerleri karşılaştırıldığında, ekstansör kas grubunun 300°/sn ve fleksör kas grubunun 120°/sn ile 60°/sn açısal hızda pik tork oluşma açıları için istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunamamıştır (PTOA_E 300°/sn için, r=-0,24; PTOA_F 120°/sn için, r=-0,21; PTOA_F 60°/sn için, r=-0,108) (Tablo 27).

PTOA ve Q açısı arasında saptanan istatistiksel bakımdan anlamlı ve orta şiddette negatif korelasyon katsayıları, kas gruplarına göre ekstansör kaslarda; PTOA_E 240°/sn için, r=-0,42; PTOA_E 180°/sn için, r=-0,41; PTOA_E 120°/sn için, r=-0,55; PTOA_E 60°/sn için, r=-0,57'dir. Fleksör kaslarda ise; PTOA_F 300°/sn için, r=-0,38; PTOA_F 240°/sn için, r=-0,32 ve PTOA_F 180°/sn için, r=-0,41'dir (Tablo 27).

Tablo 27. Q açısı ile farklı açısal hızlara ait Pik Tork Oluşma Açısı parametrelerinin korelasyon analizleri

Parametre	Kas grupları	Hız (°/sn)	r	p	n
Pik Tork Oluşma Açısı (°)	Ekstansör	300	-0,236	0,098	50
		240	-0,416**	0,003	50
		180	-0,415**	0,003	50
		120	-0,551**	0,000	50
		60	-0,571**	0,000	50
	Fleksör	300	-0,377**	0,007	50
		240	-0,317*	0,025	50
		180	-0,407**	0,003	50
		120	-0,214	0,135	50
		60	-0,108	0,456	50

**p<0,01, *p<0,05

Tablo 28'de sunulan Q açısı ile tüm açısal hızlara ait PTGS parametreleri arasında, sadece ekstansör kas grubunun 60°/sn açısal hızı ile fleksör kas grubunun 180°/sn açısal hızında gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlar için korelasyon görülmektedir. Bu ilişki katsayılarının şiddeti zayıftır (PTGS_E 60°/sn için, r=0,29; PTGS_F 180°/sn için, r=-0,35). Diğer açısal hızlara ait PTGS değerleri ile Q açısı arasında ise istatistiksel bakımdan çok zayıf düzeyde korelasyonlar tespit edilmiştir (OPT_E 300°/sn için, r=0,05; OPT_E 240°/sn için, r=-0,001; OPT_E 180°/sn için, r=-0,19;

OPT_E 120°/sn için, r=0,14 ve OPT_F 300°/sn için, r=-0,24; OPT_F 240°/sn için, r=-0,24; OPT_F 120°/sn için, r=-0,18; OPT_F 60°/sn için, r=-0,10).

Tablo 28. Q açısı ile farklı açısal hızlara ait Pik Tork Geliştirme Süresi parametrelerinin korelasyon analizleri

Parametre	Kas grupları	Hız (°/sn)	r	p	n
Pik Tork Geliştirme Süresi (sn)	Ekstansör	300	0,048	0,738	50
		240	-0,001	0,995	50
		180	-0,193	0,179	50
		120	0,141	0,328	50
		60	0,295*	0,037	50
	Fleksör	300	-0,240	0,093	50
		240	-0,245	0,086	50
		180	-0,353*	0,012	50
		120	-0,183	0,204	50
		60	-0,103	0,477	50

**p<0,01, *p<0,05

300, 240, 180, 120 ve 60°/sn açısal hızlarda gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlar sırasında diz ekleminin ekstansör ve fleksör kasları olan VM, VL, RF ve BF'den toplanan EMG verileri ile Q açısı arasında ilişkiler incelendiğinde; tüm kas grupları için çok zayıf korelasyon değerleri saptanmıştır.

Q açısı ile VM ve VL EMG_{RMS} değerlerine ait korelasyon analizleri Tablo 29'da sunulmuştur. Q açısı ile VM değerleri arasında gözlemlenen pozitif korelasyonlar sırasıyla VM 300°/sn için, r=0,05; VM 240°/sn için, r=0,07; VM 180°/sn için, r=0,03; VM 120°/sn için, r=0,06; VM 60°/sn için, r=0,12'dir.

Q açısı ile VL arasındaki farklı açısal hızlara ait değerlerin korelasyon analizi sonucunda 300°/sn için, $r=-0,08$; VL 240°/sn için, $r=0,07$; VL 180°/sn için, $r=0,03$; VL 120°/sn için, $r=0,06$ katsayılı pozitif ilişki; VL 60°/sn için ise $r=0,12$ katsayılı pozitif zayıf ilişki kaydedilmiştir.

Tablo 29. Q açısı ile VM ve VL kaslarına ait EMG_{RMS} verilerinin korelasyon analizleri

Parametre	Hız (°/sn)	r	p	n
VM (µV)	300	0,050	0,730	50
	240	0,068	0,640	50
	180	0,027	0,854	50
	120	0,065	0,656	50
	60	0,121	0,404	50
VL (µV)	300	-0,083	0,568	50
	240	-0,049	0,733	50
	180	-0,082	0,571	50
	120	-0,028	0,847	50
	60	0,081	0,578	50

EMG ile kas aktivasyonları kaydedilen RF ve BF kaslarının EMG_{RMS} değerleri ile Q açısı değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde; tüm parametreler için çok zayıf düzeyde korelasyon değerleri saptanmıştır (RF 300°/sn için, $r=-0,19$; RF 240°/sn için, $r=-0,16$; RF 180°/sn için, $r=-0,10$; RF 120°/sn için, $r=-0,37$; RF 60°/sn için, $r=-0,01$ ve BF 300°/sn için, $r=-0,10$; BF 240°/sn için, $r=-0,09$; BF 180°/sn için, $r=-0,08$; BF 120°/sn için, $r=-0,01$; BF 60°/sn için, $r=-0,15$) (Tablo 30). VM:VL kas aktivasyon oranları ile Q açısı arasında ise istatistiksel bakımdan bir ilişki bulunamamıştır (Tablo 31).

Tablo 30. Q açısı ile RF ve BF kaslarına ait EMG_{RMS} verilerinin korelasyon analizleri

Parametre	Hız (°/sn)	r	p	n
RF (μV)	300	-0,191	0,184	50
	240	-0,164	0,254	50
	180	-0,103	0,477	50
	120	-0,037	0,800	50
	60	-0,013	0,926	50
BF (μV)	300	-0,102	0,482	50
	240	-0,090	0,535	50
	180	-0,083	0,565	50
	120	-0,011	0,942	50
	60	0,153	0,290	50

Tablo 31. VM:VL oranına ait betimleyici istatistik ve Q açısı ile VM:VL oranının korelasyon analizleri

Parametre	Hız (°/sn)	VM:VL oranı (%)			n
		Ort.±Ss	r	p	
VM:VL oranı (%)	300	91,9±23,8	0,219	0,126	50
	240	94,9±26,5	0,133	0,359	50
	180	93,2±25,9	0,177	0,218	50
	120	91±26,1	0,132	0,361	50
	60	90,5±28	0,054	0,710	50

5. TARTIŞMA

Q açısının, diz ekleminin ürettiği tork ve kas kuvveti ile izokinetik kontraksiyonlar sırasında oluşan kas aktivasyonları üzerine etkisini araştırmak amacıyla yapılan literatür taramaları, bu konu ile ilgili sınırlı sayıda çalışmanın bulunduğunu göstermektedir. İzokinetik dinamometre üzerinde gerçekleştirilen birçok çalışmada, çalışmaya farklı branşlardan katılan sporcuların OPT ve OG çıktılarının birbirlerinden farklı olduğu belirtilmiştir. Farklı açısal hızlarda gerçekleştirilen bu araştırmalardan elde edilen bulguların spor branşları bakımından farklılıkları; sporcuların vücut ağırlıkları, branşa özgü gereksinimler ve bu gereksinimlere paralel olarak yapılan antrenmanların niteliği, fizyolojik farklılıklar, sporcuların oynadıkları mevki ve sahip oldukları deneyim (amatör, profesyonel vb.) gibi birçok etkenle ilişkilendirilmiştir.

Kazazovic ve arkadaşları (2010), 60°/sn ve 180°/sn açısal hızların uygulandığı izokinetik testlerinde amatör ve profesyonel sporcuların pik tork, iş parametreleri ve diz ekleminin agonist-antagonist kas grubu karşılaştırmasını değerlendirmişlerdir. Elde ettikleri sonuçlar, profesyonel sporcuların 60°/sn açısal hızda diz eklemlerine ait pik tork ve iş değerleri amatör sporculardan istatistiksel olarak yüksek olduğu yönündedir. Yunanistan'daki farklı liglerde sporcu olan basketbol ve futbolcuların kardiyorespiretuar performanslarını ve izokinetik kas kuvvetlerini araştırmak için yapılan bir başka çalışmada ise pik tork göz önüne alındığında; 3. ve 4. ligde oynayan basketbolcuların hamstring kas grupları 60°/sn açısal hızda diğerlerine göre daha yüksek veriler ortaya koymuştur (Metaxas ve ark., 2009). Basketbol, voleybol ve futbol branşlarının karşılaştırıldığı birçok araştırmada da benzer farklılıklar saptanmıştır (Zakas ve ark., 1995; Magalhaes ve ark., 2004; Muhamed ve ark., 2009; Özkan ve Kin İşler, 2010; Alemdaroğlu, 2012; Erdemir, 2013). Basketbol, voleybol ve futbolcular ile 300, 240, 180, 120 ve 60°/sn açısal hızlarda yapılan çalışmamızdan elde edilen sonuçlar da sportif branş değişkeni ve branşa özgü kas yapısı/gelişiminin izokinetik test sonu parametrelerini etkilediğini ortaya koymaktadır.

2012 yılında yapılan bir çalışmada bilim insanları, saha (futbol) ve salon (basketbol, voleybol) sporcularının bacak kuvvetlerini karşılaştırmış, branşlar arasında önemli farklılıklar olduğunu tespit etmişlerdir. Diz eklemine 300°/sn ve 60°/sn açısal

hızlarda yaptıkları izokinetik kuvvet testlerinde, spor branşları arasındaki kas kuvveti farklılıklarının branşa özgü bacak kuvveti, uygulanan farklı kuvvet antrenmanları ve rehabilitasyon protokolleri gibi nedenlerden kaynaklanıyor olabileceğini işaret etmişlerdir (Cheung ve ark., 2012). 240°/sn ve 60°/sn açısal hızlarda gerçekleştirilen bir başka araştırmada ise halter, basketbol ve futbol branşından sporcuların alt ekstremiteye ait izokinetik kuvvet ve anaerobik güçleri arasındaki ilişkiye bakılmıştır. Futbolcuların hamstring kaslarının ürettiği pik tork değerlerinin hem 240°/sn hem de 60°/sn açısal hızlarda basketbol ve haltercilerden daha yüksek olduğu gözlemlenirken, 60°/sn açısal hızda m. quadriceps femoris'in futbolculara görece haltercilerde daha yüksek pik tork ürettiği tespit edilmiştir. Harbili, bu farklılıkların; futbol branşında dizin fleksör kuvveti, basketbol ve halter branşlarında ise ekstansör kuvvetinin belirleyici faktör olmasından kaynaklanıyor olabileceğini belirtmiştir (Harbili, 2015). Sporcunun vücut ağırlığı ile normalize edilerek bulunan hamstring ve m. quadriceps femoris'in rölatif kuvvetlerinin karşılaştırıldığı benzer birçok araştırma sonucunda da aynı anlamlı istatistiksel farklılıklar tespit edilmiştir (Williams ve Singh, 1997; Danny M Pincivero ve ark., 2002; Buchanan ve Vardaxis, 2003, 2009). Çalışmadaki tüm açısal hızlara ait OPT ve OG parametreleri vücut ağırlığı ile normalize edildiğinde de yukarıdaki çalışmalardan elde edilen bulgular ile paralellik gösteren sonuçlar gözlemlenmiştir. 60°/sn açısal hızdaki OPT_E ile OG_E dışında tüm açısal hızlarda branşa özgü bacak kuvvetinin OPT ve OG verilerini etkilediği; bu nedenle voleybol, basketbol ve futbolcuların arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edildiği söylenebilir.

İzokinetik kuvvet testi sonucunda elde edilen verilerden olan PTOA, branş değişkeni bakımından analiz edildiğinde istatistiksel olarak önemli farklar saptanmıştır. Örneğin; 180, 120 ve 60°/sn açısal hızlardaki test sonuçlarında, ekstansör kas gruplarının PTOA parametrelerinin branşlar arasında farklılığa neden olduğu görülmüştür (180°/sn için, p<0,05; 120°/sn için, p<0,01; 60°/sn için, p<0,05). 100°'lik izokinetik ROM'da pik tork oluşma açısını inceleyen Kannus (1994), erkek ve kadınlarda m. quadriceps femoris'in 60°/sn açısal hıza ait PTOA değerlerinin 54°; 180°/sn açısal hızda ise erkeklerde 43°, kadınlarda 44° olduğunu belirtmiştir. Kannus'un elde ettiği değerler, kendilerinden önce yapılan çalışmaları da destekler niteliktedir (Moffroid ve ark., 1969; Thorstensson ve ark., 1976; Westing ve Seger,

1989). 60°/sn ve 120°/sn açısal hızlarda yapılan bir başka araştırmada ise sağ alt ekstremitenin ekstansiyon hareketinde PTOA; 60°/sn için erkeklerde 72°, kadınlarda 67°; 120°/sn için erkeklerde 66°, kadınlarda 63° bulunmuştur (Slocker de Arce ve ark., 2001). Brughelli ve arkadaşları ise 2010 yılında bisikletçiler ve futbolcular üzerinde yaptıkları araştırmada 60°/sn açısal hıza ait PTOA değerlerinin, bisikletçilerde 66°; futbolcularda ise 70°'de gözlemlendiğini kaydetmiştir (Brughelli, Cronin, ve ark., 2010). Literatürde, Slocker de Arce'nin bulgularıyla paralel sonuçlara ulaşılmış birçok çalışma bulunmaktadır (Osterning, 1986; Kerkour ve ark., 1987; Kemp ve Anderson, 1989; Melzer ve ark., 2000). Bu çalışmadan elde edilen veriler analiz edildiğinde ise branşlar arası farklılıkların saptandığı 60°/sn için 66°'de, 120°/sn için 60°'de ve 180°/sn için ise 59°'de PTOA_E bulgularına ulaşılmıştır. Elde ettiğimiz veriler Kannus ve arkadaşlarının değerlerinden yüksek olmakla birlikte Brughelli ve arkadaşlarının sonuçlarıyla paralel, Slocker de Arce ve arkadaşlarının sonuçlarından ise daha düşüktür. PTOA parametresine ait bu farklılıklara katılımcının sportif branşı, yaşı, cinsiyeti, testin yapıldığı açısal hız, kas gruplarının kuvvet farklılıkları ve kas yapısı, test protokolü ve kullanılan dinamometre gibi etkenlerin neden olabileceği öne sürülmüştür (Baltzopoulos ve Brodie, 1989; P Kannus ve Beynnon, 1993; Weir ve ark., 1996; Brown, 2000; Brughelli, Cronin, ve ark., 2010; Deighan ve ark., 2012). Bunlara ek olarak bu çalışmada, alt ekstremitenin dizilimi, kuvvet ve güç çıktılarıyla doğrudan ilişkili Q açısı değişkeninin PTOA ile negatif korelasyon gösterdiği tespit edilmiştir. Ayrıca katılımcıların sportif branş ve buna bağlı kas kuvveti farklılıklarının PTOA parametresindeki değişikliklere neden olduğu da gözlemlenmiştir. Çalışmada incelenen DS test sonu verilerinin branşlar arası farklılıkların da OPT, OG ve PTOA parametrelerini etkileyen bu nedenlerden kaynaklandığı düşünölmektedir. Q açısı ile DS testine ait Pik Güç parametresi ve sporcuların DS mesafeleri arasında istatistiksel bakımdan yüksek düzeyde negatif ilişki saptanmıştır. Buna ek olarak katılımcıların vücut ağırlıkları göz önünde bulundurulduğunda, branşlar arası istatistiksel fark göze çarpmaktadır. Sporcuların alt ekstremitte dizilimlerine ait değişkenler, DS testi sonunda Pik Güç hesaplama formölüne dahil olan vücut ağırlığı, farklı branşlardaki sporcuların farklı kas oluşumları ve uyguladıkları antrenman protokolleri, istemli maksimum gücü üretmek için yeterli süre ve optimum tork üretmek için önemli olan eklem açıları gibi

birçok değişkenin DS test sonu parametrelerini etkilediği ortaya koyan birçok bilimsel araştırma gerçekleştirilmiştir (Aragon-Vargas ve Gross, 1997; Kalinski ve ark., 2002; Wisløff ve ark., 2004; Sheppard ve ark., 2008; Ziv ve Lidor, 2010). Çalışmaya katılan sporcuların vücut ağırlığı bakımından anlamlı farklılıkları, farklı branşlarda sporcu olmaları ve buna bağlı kas oluşumlarıyla değişen kuvvet değerleri gibi verileri içeren bulgularımız da bu çalışmaları destekler niteliktedir.

Yapılan araştırmalarda yaşı, cinsiyet, kas-fibril dağılımı, kas viskozitesi ve uygulanan antrenman protokolleri gibi değişkenlerin PTGS parametresinde farklılıklara yol açabileceği ileri sürülmüştür (Fugl-Meyer ve ark., 1974; Lewis ve Brown, 1994; RG Miller, 1995; Huston ve Wojtys, 1996; LE Miller ve ark., 2006). Örneğin; Miller ve arkadaşları (2006), konsantrik ve eksantrik antrenman modellerinin diz eklemine OPT ve PTGS parametreleri üzerine olumlu etkilerinin olduğunu tespit etmişlerdir. Genç ve yetişkin erkeklerin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada ise kas viskozitesi, kastaki muhtemel fibril tiplerinin dağılım farklılığı ve motor ünite ateşleme oranının PTGS parametresi üzerine etkisi olabileceğini söylemiştir (Dotan ve ark., 2013). Bu çalışmadan elde edilen tüm açısal hızlara ait PTGS parametrelerinin analizinde, branş farklılıkları göz önünde bulundurulduğunda herhangi bir farklılığa rastlanmamıştır. Bunun nedeni katılımcıların tümünün erkek olması, sportif branşları bakımından muhtemel aynı fibril tiplerine sahip olmaları (tip II) ve yaş farklılıklarının istatistiksel bakımdan anlamsız olması olabilir.

Çalışma sonucunda OPT, OG, PTOA parametreleri ve DS test sonuçlarında olduğu gibi izokinetik dinamometrede beş farklı açısal hızda gerçekleştirilen kuvvet testleri süresince toplanan kas aktivasyonlarında da branşlar arası istatistiksel farklılıklar saptanmıştır. 300°/sn, 240°/sn ve 180°/sn açısal hızdaki izokinetik kontraksiyonlar sonucu elde edilen bulgular, VM, VL, RF ve BF kaslarına ait kas aktivasyonlarının branşlar arası istatistiksel olarak anlamlı fark yarattığını göstermiştir. Buna karşın 120°/sn ve 60°/sn açısal hızlarda herhangi bir farklılık tespit edilememiştir. Çalışmada kullanılan izokinetik kuvvet testi, DS testi ve EMG sonuçlarında gözlemlenen bu farklılıkların temel nedeni yukarıda da bahsedildiği gibi katılımcıların farklı sportif branşlarda spor yapıyor olmalarından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Farklı sportif branşlarda ve farklı sporcu geçmişlerine sahip olan katılımcıların branşlarına

özgü gereksinimler neticesinde uyguladıkları antrenman protokolleri, takım içi pozisyonları, vücut ağırlığı, kas oluşumları gibi birçok antropometrik, fizyolojik ve sportif farklılıkların yanı sıra katılımcıların motivasyonu ve adaptasyonunun da performans test sonuçları ve EMG değerlerini önemli boyutlarda etkilemekte olduğu bilinmektedir (Jules M Rothstein ve ark., 1983; Digby G Sale, 1988; Perry-Rana ve ark., 2002, 2003). İzokinetik dinamometrede tercih edilen açısal hız ve bu hıza bağlı PTOA'nın, diz eklemi ekstansör ve fleksör kasları üzerine etkileriyle ilgili yapılan bir çalışmada ise kas uzunluğu, diz ekleminin açısı ve PTOA parametresinin EMG değerlerinde farklılıklara neden olduğu kaydedilmiştir (Onishi ve ark., 2002). Elde ettiğimiz veriler Onishi ve arkadaşlarının diz eklemi açısı ve PTOA parametresinin EMG değerlerinde farklılıklara neden olan bulgularıyla benzerlik göstermektedir.

Binder ve arkadaşları (2001) pik tork, iş ve güç değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, Q açısının etkilerini araştırmış ve Q açısı azaldıkça OPT ve OG değerlerinin arttığını gözlemlemişlerdir. 300°/sn, 180°/sn ve 60°/sn açısal hızlarda gerçekleştirdikleri izokinetik testler sonucunda; sadece 300°/sn açısal hızda düşük Q açısına sahip olan bireylerin daha yüksek OPT değerleri ürettiğini ve yine tüm açısal hızların toplam OPT değerleri ile Q açısı arasında negatif bir ilişki olduğunu belirtmişlerdir. OG parametresi ile Q açısı arasındaki ilişkinin ise 60°/sn açısal hızda istatistiksel olarak anlamlı olduğunu kaydetmiş ve tüm açısal hızların toplam OG değerleri ile Q açısı arasında negatif ilişki olduğunu eklemişlerdir. Q açısı farklılıklarının nedenine yönelik yapılan bir başka araştırmada da aynı yönde bulgulara; Q açısı ile OPT arasında negatif fakat zayıf bir ilişki olduğuna ulaşılmıştır (Byl ve Livingston, 1999; Byl ve ark., 2000). Meisser ve arkadaşlarının (1991), koşucularda gözlemlenen PFAS'nin etiyolojik faktörlerinin incelendiği çalışmalarında, yüksek Q açısı değerlerine sahip olan bireylerin düşük OPT ve toplam iş parametrelerine sahip oldukları kaydedilmiştir. Bir başka araştırmada yüksek Q açısı değerleriyle doğrudan ilişkilendirilen PFAS ile 90°, 30° ve 15°'de diz ekleminin ürettiği ekstansiyon momentini karşılaştıran Boucher ve arkadaşları, yüksek Q açısı değerlerine sahip ve PFAS tanısı konulmuş bireylerde fleksiyon açısı daraldıkça momentte de düşüş görüldüğünü belirtmişlerdir (Boucher ve ark., 1992). Bu çalışmadan elde edilen verilerin analizinde, yukarıda belirtilen çalışmalara göre istatistiksel bakımdan daha

anlamli düzeyde bulgulara ulaşilmiştır. Tüm açısal hızlarda gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlar sonucunda, 240°/sn, 180°/sn ve 120°/sn açısal hızlarda Q açısı ile OPT_E parametresi arasında orta şiddette negatif; 300°/sn ve 60°/sn açısal hızlarda ise zayıf düzeyde negatif korelasyonlar saptanmıştır. Q açısı ile OPT_F arasında da 180°/sn ve 120°/sn açısal hızlarda orta şiddette negatif, diğer açısal hızlarda yine negatif fakat zayıf bir ilişki söz konusudur. 180°/sn ve 120°/sn açısal hızlardaki testlerden elde edilen OG ve Q açısı arasındaki ilişki incelendiğinde, istatistiksel olarak orta şiddette ve negatif yönlü; 300°/sn, 240°/sn ve 60°/sn açısal hızlarda ise zayıf düzeyde negatif yönlü sonuçlara ulaşilmiştır. Q açısı, patellofemoral ve tibiofemoral kinematik üzerinde etkili bir değişkendir. Diz ekleminin ekstansör mekanizması ile birlikte patellar tendonun çekme kuvveti uyguladığı vektör yönünü işaret eden Q açısında artış görüldükçe, patella üzerinde laterale doğru artan bir kuvvet vektörü meydana gelmektedir (Schulthies ve ark., 1995; Mizuno ve ark., 2001; Powers, 2003). Buna “Q açısı etkisi” denmektedir (Masouros ve ark., 2010). Bu etki, m. quadriceps femoris’in VMO kısmını Q açısını daraltabilmek adına daha fazla kuvvet uygulamaya zorlamaktadır. Büyük dereceli Q açısı, patellanın laterale doğru daha fazla kaymasına yol açmakta ve bu durumu düzeltmek için de VMO’nun da daha çok kuvvet uygulaması anlamına gelmektedir (Levangie ve Norkin, 2005). Çalışmaya dahil edilen katılımcıların PTOA ve OG parametrelerinde gözlemlenen farklılıklar, zayıf kas kuvveti sonucu patellanın daha fazla laterale kayması ve m. quadriceps femoris’in patellayı sulkusa oturttarak uygun hareketini sağlayacak gerekli dinamik stabilizasyonu sağlayamamasından kaynaklanıyor olabilir. Bu nedenle oluşan patellar maltraksiyon da diz ekleminin hareket aralığı boyunca g üretme kapasitesinde düşüşe neden oluyor olabilir. Literatürde bu problemi incelemek ve düzeltebilmek adına, dinamik m. quadriceps femoris kuvvet çalışmaları içeren antrenmanlar ile kuvvetlenen ve hipertrofiye uğrayan m. quadriceps femoris’le birlikte Q açısında düşüşlerin gözlemlendiği farklı araştırma ve hipotezler mevcuttur (Hohne, 1990; Guerra ve ark., 1994; R Biedert ve Gruhl, 1997; Hahn ve Foldspang, 1997).

İzokinetik testler sonucunda çalışmadaki bütün katılımcı ve açısal hızlar için ortalama PTOA_E 62°, PTOA_F 39° olarak tespit edilmiş, branşlara göre açısal hız farklılıkları da göz önünde bulundurulduğunda PTOA analizi istatistiksel bakımdan

farklılıklar sunmuştur. Literatürde PTOA parametresine ait bu farklılıkların; katılımcının sportif branşı, demografik, antropometrik ve fizyolojik özelliklerinden kaynaklanıyor olabileceğine işaret edilmiş fakat çalışmamızdan ve yapılan farklı çalışmalardan da görüldüğü gibi diz eklem biyomekaniğinde önemli rolü olan ve alt ekstremitenin dizilimi, kuvvet ve güç çıktılarıyla doğrudan ilişkilendirilen Q açısı ile ilgili sınırlı sayıda araştırmaya rastlanmıştır. Lyon ve arkadaşları, 180, 60 ve 30°/sn açısal hızlarda gerçekleştirilen izokinetik diz ekstansiyonları sırasında Q açısının PTOA parametresinde değişikliğe yol açıp açmadığını araştırmıştır. Amerika Birleşik Devletleri silahlı kuvvetlerinde görev yapan kadın personeller üzerinde yaptıkları bu araştırmada, katılımcıları; 11° altını küçük, 12° - 18° arasını orta ve 19° üstünü de yüksek Q açısına sahip bireyler olarak gruplandırmışlardır. Q açısı farklılıklarını göz önünde bulundurarak PTOA parametrelerini karşılaştırdıklarında istatistiksel bakımdan anlamlı bir fark bulamadıklarını kaydetmişlerdir (Lyon ve ark., 1988). Bu sonucu, Q açısının diz ekstansör mekanizmasını çok etkilemiyor olabileceğine bağlamışlardır. Lyon ve arkadaşlarının elde ettikleri bulguların aksine, bu çalışmada dizin ekstansör kas gruplarına ait PTOA parametresinin 60°/sn, 120°/sn, 180°/sn ve 240°/sn açısal hızlardaki değerleriyle Q açısı arasında istatistiksel bakımdan orta şiddette negatif yönlü korelasyonlar tespit edilmiştir. Diz eklemının fleksör kas grubu için negatif yönlü ilişki katsayıları ise 300°/sn ve 240°/sn açısal hız için orta şiddette anlamlıyken; 180°/sn açısal hız için zayıf olarak saptanmıştır. PTOA_F 120°/sn, 60°/sn ve PTOA_E 300°/sn açısal hızlar için istatistiksel olarak anlamlı korelasyon bulunamamıştır. PTOA parametresi ve Q açısı arasındaki ilişkiden farklı olarak PTOA parametresi ve yaş, cinsiyet, sportif branş farklılıkları, fleksör ve ekstansör PTOA farklılıkları, kas-fibril uzunlukları bakımından birçok araştırma yapılmıştır. Yapılan bu araştırmaların büyük çoğunluğunda varılan ortak kanı; kas fibril uzunluklarının PTOA parametresiyle ters yönlü bir ilişkiye sahip olduğu, yaş ile PTOA arasında anlamlı bir korelasyon bulunamadığı, cinsiyet bakımından erkeklerden daha düşük kuvvet üretme potansiyeline sahip kadınların daha büyük PTOA değerlerine sahip olduğu, uygulanan antrenman protokolleri ve buna paralel sportif branş farklılıklarının PTOA parametresini etkilediği yönünde olmuştur (P Kannus ve Beynnon, 1993; Slocker de Arce ve ark., 2001; Brughelli, Cronin, ve ark., 2010; Brughelli, Mendiguchia, ve ark., 2010). Yalnızca erkek katılımcılarla gerçekleştirildiği için cinsiyet faktörünün önemsiz olduğu, yaş

değişkenin istatistiksel bakımdan fark oluşturmadığı fakat sportif branş değişkeninin etken faktör olduğu gözlemlenen bu çalışmadan elde edilen PTOA bulguları da yukarıdaki tüm çalışmaları destekler niteliktedir.

İzokinetik kuvvet testinin test sonu çıktılarından olan PTGS ele alındığında Q açısı ile arasında yalnızca PTGS_E 60°/sn ve PTGS_F 180°/sn açısal hızlarda istatistiksel olarak negatif yönlü fakat zayıf korelasyonlar tespit edilmiştir. Literatür taramalarında Q açısı ile izokinetik PTGS parametresinin karşılaştırıldığı bir çalışmaya ulaşılamamıştır. Bununla birlikte çocuk ve yetişkinler üzerinde cinsiyet farklılıkları da dikkate alınarak yapılan farklı çalışmalarda, cinsiyet faktörünün PTGS parametresini etkilemediğini fakat yaş faktörünün önemli olabileceğine değinilmiştir. Kadın ve erkek arasında büyük derecede kas fibril tipi dağılım farklılıklarının olmamasına karşın güç üretme oranındaki değişikliklerin çabukluk üzerine etkili olabileceği söylenmiştir (Mayhew, 1994; De Ste Croix ve ark., 2004). Yaş faktörünün PTGS üzerine etkisi ise yetişkinlerde gelişen vücut ile birlikte dinamik olarak daha hızlı kasılan sarkomerler ve egzersizle artan kas kuvvetinin etkilerinden kaynaklanıyor olabileceği kaydedilmiştir (De Ste Croix ve ark., 2004). Bu çalışma sonucunda, PTGS parametresi ile Q açısı arasında istatistiksel olarak bir ilişkinin bulunamamasının nedeni çalışma grubumuzu yetişkin erkek bireylerin oluşturması ve hepsinin antrene olması, benzer kas fibril tiplerinin baskın olduğu sportif branşlarda aktif spor yapıyor olmalarından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Q açısının alt ekstremité performansına etkisini araştıran sınırlı sayıda çalışmaya ulaşılabilmektedir. Ancak bu çalışmada saptanan Q açısı ile OPT ve OG arasındaki negatif yönlü korelasyonlar irdelenirken de bahsedildiği gibi alt ekstremité diziliminin diz eklemine ait kuvvet ve güç parametrelerini etkilediği gözlemlenmiş, benzer yönde yapılan birçok çalışmada da aynı sonuçlara varıldığı dile getirilmiştir. Örneğin; Q açısı ve alt ekstremité performansı arasındaki ilişkinin araştırıldığı bir çalışmada, Q açısının 10°'nin altında olması anaerobik gücü olumlu etkilediği, 11-19° arasındaki Q açısına sahip bireylerde de aerobik güç ve sıçrama verimini pozitif yönde etkilediği tespit edilmiştir (Toraman ve ark.). Bireyin Q açısı küçüldükçe patellofemoral tendon vasıtasıyla iletilen m. quadriceps femoris'e ait kuvvetin etkisinin arttığı anlaşılmaktadır. Hahn ve Foldspang de bunu doğrular nitelikte, egzersizle artan

m. quadriceps femoris'in kas kuvvetinin Q açısında düşüşlere neden olduğunu gözlemlemiştir (Hahn ve Foldspang, 1997). Farklı bir araştırmada, Atamaz ve arkadaşları Q açısı ile kas kuvvetleri arasında herhangi bir korelasyon bulamadıklarını kaydetmiş ve bunun nedeninin katılımcılara ait Q açısı değerlerinin gruplar arası anlamlı bir farka sahip olmamalarından kaynaklanmış olabileceğini eklemiştir. Bu çalışmadan elde edilen bulguların analizinde DS mesafeleri ve DS testine ait anaerobik Pik Güç parametresi ile Q açısı arasındaki ilişkinin negatif ve yüksek düzeyde olduğu saptanmıştır. Bunun nedeni Q açısı ile negatif korelasyonlara sahip kuvvet parametreleri ve PTOA farklılıkları olabilir. Çalışmamızı destekler nitelikteki birçok araştırmada, dizin izokinetik kas kuvveti, sıçrama anındaki eklem açıları, alt ekstremitte kas kuvveti ve dikey sıçrama performansı arasında negatif yönlü ilişkiler bulunmuştur (Guerra ve ark., 1994; Wilk ve ark., 1994; Greenberger ve Paterno, 1995; Aragon-Vargas ve Gross, 1997; Petschnig ve ark., 1998; Paasuke ve ark., 2001; Saliba ve Hrysomallis, 2001; Malliou ve ark., 2003; Özçakar ve ark., 2003; Aktuğ, 2013; Laudner ve ark., 2015; Bores ve ark., 2016; Rhea ve ark., 2016).

Çalışmadan elde edilen EMG verilerinin Q açısı ile aralarındaki ilişki analiz edildiğinde anlamlı bir korelasyon bulunamamıştır. Bu, Q açısı farklılıklarından bağımsız olarak tüm katılımcıların farklı açısal hızlarda yapılan bütün izokinetik testlerde maksimum efor sarf etmiş olmalarından kaynaklanıyor olabilir. Elde ettiğimiz bulgular; katılımcı maksimum efor sarf etmeye teşvik edildikçe, kas kontraksiyonu çeşidi, açısal hız farkı ve cinsiyet faktöründen bağımsız olarak ateşlenen tüm motor üniteler sonucu aynı düzeyde kas aktivasyonu gözlemlendiğini belirten birçok araştırmanın bulgularıyla paralellik göstermektedir (P. V. Komi ve Buskirk, 1972; Jules M Rothstein ve ark., 1983; Babault ve ark., 2002; Cramer ve ark., 2002). Açısal hız farklılığı dikkate alınarak Q açısı ve EMG değerleri karşılaştırıldığında ise VM, VL, RF ve BF ile Q açısı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon saptanamamıştır. Çalışmaya katılan sporcularda herhangi bir diz eklem rahatsızlığı bulunmamakla birlikte VM:VL oranları da yaklaşık 1:1 olarak tespit edilmiştir. Tespit edilen veriler, Powers ve arkadaşları ile Sogabe ve arkadaşlarının diz ağrısı/sakatlığı olmayan bireyler ile yaptığı ve benzer sonuçlara ulaştığı araştırmaları destekler niteliktedir (Powers ve ark., 1996; Sogabe ve ark., 2009). Çalışmamızda, Q açısı ve EMG değerleri arasında anlamlı herhangi bir korelasyon saptanamamasına rağmen; açısal hız farklılıkları bakımından

VM:VL oranı incelendiğinde, açısal hız 300°/sn'den 60°/sn'ye doğru azaldıkça ortalama VM:VL oranlarında çok zayıf da olsa düşüş gözlemlenmiştir (Tablo 31). Bu düşüş istatistiksel olarak anlamsız da olsa, araştırmacılar tarafından PFAS ile doğrudan ilişkisi olduğu düşünülen Q açısı bakımından dikkate alınabilecek nitelikte bir gözlem olarak değerlendirilebilir. VL kas aktivasyonuna görece VM kas aktivasyon değerinde saptanan düşüşlerin, çoğunlukla yüksek Q açısı gözlemi ile birlikte PFAS tanısı konmuş bireylerde tespit edildiği ve özellikle ekstansiyon hareketinin terminal döneminde gözlemlenen VM aktivasyonundaki bu düşüşün biyomekaniksel nedenlerden kaynaklanıyor olabileceği kaydedilmiştir (Mariani ve Caruso, 1979; Souza ve Gross, 1991; Boucher ve ark., 1992). Bu çalışmada PFAS veya benzeri diz eklem rahatsızlığı/şikayeti olan herhangi bir katılımcı bulunmamasına karşın istatistiksel olarak anlamsız da olsa VM:VL oranında gözlemlediğimiz bu dengesizlik eğilimi Q açısına bağlı olarak saptadığımız OPT ve PTOA'nın negatif korelasyonları ile birlikte ele alındığında, Q açısı yüksek olan bireylerde ileride yaşanabilecek muhtemel diz eklemi fonksiyon bozuklukları veya PFAS rahatsızlığı bakımından önem teşkil edebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

300, 240, 180, 120 ve 60°/sn açısal hızlarda gerçekleştirilen izokinetik kontraksiyonlar sonucunda, Q açısı 5° ile 25° arasında olan katılımcıların OPT, OG, PTOA ve PTGS parametreleri incelendiğinde, sportif branş değişkeninin;

- 300, 240, 180 ve 120°/sn açısal hızlarda hem OPT_E hem de OPT_F; 60°/sn açısal hızda ise yalnızca OPT_F izokinetik test sonu parametresinde farka neden olduğu,
- OG_E ve OG_F parametreleri için 300, 240, 180 ve 120°/sn açısal hızlarda farka neden olduğu; 60°/sn açısal hızda ise yalnızca OG_F sonuçlarını etkilediği,
- 180, 120 ve 60°/sn açısal hızlarda izokinetik test sonu PTOA_E parametreleri üzerinde farka neden olduğu, buna karşın 300°/sn ve 240°/sn açısal hızlarda anlamlı fark yaratmadığı,
- Tüm açısal hızlar dahil olmak üzere PTGS test sonu parametresi üzerinde etkisi olmadığı,

DS mesafeleri ve DS test sonu parametresi olan Pik Güç değerleri karşılaştırıldığında; sportif branş değişkeninin farka neden olduğu,

İzokinetik dinamometrede, tüm açısal hızlardaki VM, VL, RF ve BF izokinetik kas kontraksiyonlarının EMG verileri, branş farklılığı göz önünde bulundurularak karşılaştırıldığında;

- 300°/sn dışındaki tüm açısal hızlar dahil olmak üzere VM değerlerinin sportif branş değişkeninden etkilenmediği,
- VL için, 300°/sn, 240°/sn ve 180°/sn; RF için, 300°/sn ve 240°/sn; BF için de 300°/sn, 240°/sn ve 180°/sn açısal hızlardaki EMG değerleri üzerinde ise sportif branş değişkeninin farka neden olduğu,

Q açısının diz izokinetik kas kuvveti ve kas aktivasyonları ile arasındaki ilişki irdelendiğinde;

- Q açısının tüm açısal hızlara ait izokinetik kontraksiyonlardan elde edilen OPT ve OG parametreleri ile negatif korelasyona sahip olduğu, diğer bir deyişle Q açısındaki artışın tork ve güç değerlerinde düşüşe neden olduğu,
- PTOA_E parametresinin 240, 180, 120 ve 60°/sn açısal hızlarda Q açısından etkilendiği ve bu etkinin istatistiksel bakımdan negatif yönlü olduğu, PTOA_F parametresi ile Q açısı arasındaki ilişki irdelendiğinde ise 300, 240 ve 180°/sn açısal hızlarda negatif korelasyon tespit edildiği ve böylece artan Q açısının PTOA'yı düşürdüğü,
- 60°/sn açısal hızdaki PTGS_E ile Q açısı arasında pozitif fakat zayıf; 180°/sn açısal hızdaki PTGS_F ile Q açısı arasında ise negatif yönlü ve zayıf ilişki olduğu, bu nedenle Q açısı değişkeninin PTGS parametresi üzerinde önemli düzeyde etkiye yol açmıyor olabileceği,

Q açısının sporcularda DS mesafesi ve DS test sonu parametresi olan Pik Güç çıktısı ile istatistiksel olarak yüksek düzeyde negatif yönlü ilişki gösterdiği ve DS performansını olumsuz yönde etkilediği,

İzokinetik kontraksiyonlara ait tüm EMG verileri ile Q açısı arasındaki ilişkinin analizinde ise;

- Q açısı ile izokinetik dinamometredeki tüm açısal hızlara ait VM, VL, RF ve BF kas aktivasyonlarının istatistiksel bakımdan anlamlı bir korelasyon sunmadığı fakat teste ait açısal hız azaltıldıkça, VL kas aktivasyonuna görece VM kas aktivasyonunda çok zayıf da olsa düşüş gözlemlendiği söylenebilir.

Çalışma sonucunda elde edilen bulgulara göre Q açısının, diz eklemine ait kuvvet ve ilişkili parametreleri üzerinde etkili olduğu gözlemlenmiştir. Kuvveti etkileyen faktörleri bilmek, kas kuvveti ve spora özgü performansın geliştirilmesini hedefleyen antrenman programları için oldukça önemlidir. Bu nedenle, performans ve kas kuvvetinin izokinetik değerlendirmesinde sıkça kullanılan “pik tork” ve “güç” değerleriyle negatif korelasyona sahip Q açısı, kuvvet antrenmanlarının düzenlenmesinde önemli rol taşıyabilir. Ayrıca büyük Q açısına bağlı

gözlemlenebilecek düşük kuvvet verileriyle birlikte pik tork oluşma açısının da dikkate alınması gerektiği söylenebilir. Büyük Q açısı değerlerine sahip sporcu ve bireylere yazılacak egzersiz reçetelerinde dinamik m. quadriceps femoris kuvvet çalışmaları, eksantrik ve konsantrik alt ekstremite egzersizlerine de yer vererek Q açısı değişimleri gözlemlenebilir, kuvvet ve güç parametrelerindeki değişikliklerle karşılaştırılabilir. Böylece büyük Q açısı değerlerine bağlı gelişebilecek muhtemel diz eklem rahatsızlıkları ve spor sakatlıklarının da önüne geçilebileceği düşünülmektedir.



KAYNAKLAR

- Adrian ED, Bronk DW. The discharge of impulses in motor nerve fibres: Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. *The Journal of Physiology* 1929;67(2):i3.
- Aglietti P, Insall JN, Cerulli G. Patellar pain and incongruence: I: Measurements of incongruence. *Clinical Orthopedics & Related Research* 1983;176:217-224.
- Aktuğ ZB. Futbolcularda izokinetik hamstring ve quadriceps kas kuvvet oranı ile dikey sıçrama ve sürat performans ilişkisi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi, Konya, Yüksek Lisans Tezi, 2013.
- Akyüz G, Özaras N, Gündüz OH, Ofluoğlu D. Elektrodiagnostik: Elektronöromiyografi, Uyandırılmış Potansiyeller, Elektroensefalografi. Ankara: Güneş Kitabevi. 2003.
- Alemdaroğlu U. The relationship between muscle strength, anaerobic performance, agility, sprint ability and vertical jump performance in professional basketball players. *Journal of human kinetics* 2012;31:149-158.
- Alexander R, Vernon A. The dimensions of knee and ankle muscles and the forces they exert. *Journal of Human Movement Studies* 1975;1:115-123.
- Andersen LL, Andersen JL, Magnusson SP, Suetta C, Madsen JL, Christensen LR, Aagaard P. Changes in the human muscle force-velocity relationship in response to resistance training and subsequent detraining. *Journal of Applied Physiology* 2005;99:87-94.
- Aragon-Vargas L, Gross MM. Kinesiological factors in vertical jump performance: Differences among individuals. *Journal of applied Biomechanics* 1997;13:24-44.
- Astrand P-O, Rodahl K. *Textbook of Work Physiology* (3rd ed.). USA: McGraw-Hill, Inc. 1986.
- Babault N, Pousson M, Michaut A, Ballay Y, Hoecke J. EMG activity and voluntary activation during knee-extensor concentric torque generation. *European journal of applied physiology* 2002;86(6):541-547.
- Baechele TR, Earle RW. *Essentials of Strength Training and Conditioning* (3rd ed.). Hong Kong: Human Kinetics. 2008.
- Baltzopoulos V, Brodie DA. Isokinetic dynamometry. *Sports Medicine* 1989;8(2):101-116.
- Bassett DR, Howley ET. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Medicine and science in sports and exercise* 2000;32(1):70-84.

- Bayraktar B, Yücesir İ, Öztürk A, Çakmak AK, Taşkara N, Kale A, Demiryürek D, Bayramoğlu A, Çamlıca H. Change of quadriceps angle values with age and activity. *Saudi Med J* 2004;90:756-760.
- Beck JL, Wildermuth BP. The female athlete's knee. *Clinics in sports medicine. Clinics in Sports medicine* 1985;4(2):345-366.
- Becker R, Awiszus F. Physiological alterations of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle. *Muscle & nerve* 2001;24(5):667-672.
- Bernardi M, Felici F, Marchetti M, Montellanico F, Piacentini MF, Solomonow M. Force generation performance and motor unit recruitment strategy in muscles of contralateral limbs. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1999;9(2):121-130.
- Berne RM, Levy MN, Koeppe BM, Stanton BA. *Berne & Levy Physiology, Updated Edition (6th ed.)*. USA: Elsevier Mosby. 2009.
- Beyazova M. Kinezyolojik Elektromiyografi. *Elektrodiagnoz*. Ed. G Akyüz. Ankara: Güneş Kitabevi, 2003; 129-151.
- Biedert R, Gruhl C. Axial computed tomography of the patellofemoral joint with and without quadriceps contraction. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 1997;116(1-2):77-82.
- Biedert RM. *Patellofemoral Disorders: Diagnosis and Treatment*. Italy: Wiley. 2004.
- Biedert RM, Warnke K. Correlation between the Q angle and the patella position: a clinical and axial computed tomography evaluation. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 2001;121(6):346-349.
- Binder D, Brown-Cross D, Shamus E, Davies G. Peak torque, total work and power values when comparing individuals with Q-angle differences. *Isokinetics and Exercise Science* 2001;9(1):27-30.
- Blomstrand E, Essen-Gustavsson B. Influence of reduced muscle temperature on metabolism in type I and type II human muscle fibres during intensive exercise. *Acta physiologica scandinavica* 1987;131(4):569-574.
- Bloomfield J, Polman R, O'donoghue P, McNaughton L. Effective speed and agility conditioning methodology for random intermittent dynamic type sports. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2007;21(4):1093-1100.
- Bompa TO. *Dönemleme: Antrenman Kuramı ve Yöntemi*. Ankara: Spor Yayınevi. 2011.
- Bonato P. Recent advancements in the analysis of dynamic EMG data. *IEEE Eng Med Biol Mag* 2001;20(6):29-32.

- Bores JM, Vernon C, Ridings D, Champion J, Amonette WE. Isokinetic Knee Strength is Associated with Knee Landing Kinematics during Double-leg Vertical and Depth Jumps. Paper presented at the International Journal of Exercise Science: Conference Proceedings. 2016.
- Bosco C. Methods of Functional Testing During Rehabilitation Exercises. Rehabilitation of Sport Injuries. Eds. G Puddu, A Giombini, A Selvanetti. New York: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2001; 11-22.
- Bottaro M, Russo A, Oliveira RJ. The effects of rest interval on quadriceps torque during an isokinetic testing protocol in elderly. *J Sports Sci Med* 2005;4(3):285-290.
- Botwinick J, Thompson LW. Premotor and motor components of reaction time. *Journal of Experimental Psychology* 1966;71(1):9-15.
- Boucher JP, King MA, Lefebvre R, Pépin A. Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. *The American Journal of Sports Medicine* 1992;20(5):527-532.
- Brochu M, Savage P, Lee M, Dee J, Cress ME, Poehlman ET, Tischler M, Ades PA. Effects of resistance training on physical function in older disabled women with coronary heart disease. *Journal of Applied Physiology* 2002;92(2):672-678.
- Brown LE. *Isokinetics in Human Performance*. USA: Human Kinetics. 2000.
- Brown LE, Weir JP. ASEP Procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. *Journal of Exercise Physiology* 2001;4(3):1-21.
- Brown LE, Whitehurst M, Bryant JR, Buchalter DN. Reliability of the Biodex system 2 isokinetic dynamometer concentric mode. *Isokinetics and Exercise Science* 1993;3(3):160-163.
- Bruce SA, Phillips SK, Woledge RC. Interpreting the relation between force and cross-sectional area in human muscle. *Medicine and science in sports and exercise* 1997;29(5):677-683.
- Brughelli M, Cronin J, Nosaka K. Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: a comparison between cyclists and Australian Rules football players. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2010;24(3):717-721.
- Brughelli M, Mendiguchia J, Nosaka K, Idoate F, Los Arcos A, Cronin J. Effects of eccentric exercise on optimum length of the knee flexors and extensors during the preseason in professional soccer players. *Physical Therapy in Sport* 2010;11(2):50-55.

- Brutsaert TD, Parra EJ. What makes a champion?: Explaining variation in human athletic performance. *Respiratory physiology & neurobiology* 2006;151(2):109-123.
- Buchanan PA, Vardaxis VG. Sex-related and age-related differences in knee strength of basketball players ages 11-17 years. *Journal of athletic training* 2003;38(3):231.
- Buchanan PA, Vardaxis VG. Lower-extremity strength profiles and gender-based classification of basketball players ages 9-22 years. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2009;23(2):406-419.
- Byl T, Cole JA, Livingston LA. What determines the magnitude of the Q angle? A preliminary study of selected skeletal and muscular measures. *Journal of Sport Rehabilitation* 2000;9(1):26-34.
- Byl T, Livingston LA. Bilateral imbalances in Q Angles and quadriceps peak torque measurements. 1999;
- Cartwright AM. The influence of Q-angle and gender on the stair-climbing kinetics and kinematics of the knee. University of Waterloo, Canada, Master Thesis, 2007.
- Cavazzuti L, Merlo A, Orlandi F, Campanini I. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Gait & posture* 2010;32(3):290-295.
- Caylor D, Fites R, Worrell TW. The relationship between quadriceps angle and anterior knee pain syndrome 1. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1993;17(1):11-16.
- Cerrah AO, Ertan H, Soylu AR. Spor bilimlerinde elektromiyografi kullanımı. *Spor metre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi* 2010;8(2):43-49.
- Cerretelli P, Rennie DW, Pendergast DP. Kinetics of metabolic transients during exercise. *International Journal of Sports Medicine* 1980;1(4):171-180.
- Chan K-M. Isokinetics in Rehabilitation. *Rehabilitation of Sport Injuries*. Eds. G Puddu, A Giombini, A Selvanetti. New York: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2001; 194-202.
- Chan K-M, Maffulli N, Korkia P, Li RCT. *Principles and Practice of Isokinetics in Sports Medicine and Rehabilitation: Williams & Wilkins Hong Kong*. 1996.
- 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 musculoskeletal disorders* 2008;9(1):1.
- Cheung R, Smith A, Wong D. H: Q ratios and bilateral leg strength in college field and court sports players. *Journal of human kinetics* 2012;33:63-71.

- Corrêa JCF, Negrão Filho RF, Dócusse Filho AJ, Quialheiro JJdA. Tratamento da instabilidade femoropatelar por meio da estimulação elétrica neuromuscular associada a cinesioterapia. *Rev Bras Fisiot* 1996;1:37-43.
- Cowan DN, Jones BH, Frykman PN, Polly Jr DW, Harman EA, Rosenstein RM, Rosenstein MT. Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees. *Medicine and science in sports and exercise* 1996;28(8):945-952.
- Crabtree DA, Antrim LR. Guidelines for measuring reaction time. *Perceptual and Motor Skills* 1988;66:363-370.
- Cramer JT, Housh TJ, Weir JE, Johnson GO, Ebersole KT, Perry SR, Bull AJ. Power output, mechanomyographic, and electromyographic responses to maximal, concentric, isokinetic muscle actions in men and women. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2002;16(3):399-408.
- Creager JG. *Human Anatomy and Physiology* (2nd ed.): William C Brown Pub. 1992.
- Croisier JL, Camus G, Deby-Dupont G, Bertrand F, Lhermerout C, Crielaard JM, Juchmès-Ferir A, Deby C, Albert A, Lamy M. Myocellular enzyme leakage, polymorphonuclear neutrophil activation and delayed onset muscle soreness induced by isokinetic eccentric exercise. *Archives of Physiology and Biochemistry* 1996;104(3):322-329.
- Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S, Khoori A. Lower extremity malalignment and its linear relation with Q angle in female athletes. *Brazilian Journal of Biomotricity* 2011;15:3349-3354.
- De Luca G. *Fundamental concepts in EMG signal acquisition*. Copyright Delsys Inc. 2003;
- De Ste Croix M, Deighan M, Armstrong N. Time to peak torque for knee and elbow extensors and flexors in children, teenagers and adults. *Isokinetics and Exercise Science* 2004;12(2):143-148.
- Deighan MA, Serpell BG, Bitcon MJ, Croix MDS. Knee joint strength ratios and effects of hip position in Rugby players. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2012;26(7):1959-1966.
- Devan MR, Pescatello LS, Faghri P, Anderson J. A prospective study of overuse knee injuries among female athletes with muscle imbalances and structural abnormalities. *Journal of athletic training* 2004;39(3):263.
- DeVries HA. *Physiology of Exercise for Physical Education and Athletics* (4th ed.). USA: McGraw-Hill, Inc. 1986.
- Dick F. *Sports Training Principles* (5th ed.). Cornwall, UK: A & C Black Ltd. 2007.

- Dotan R, Mitchell C, Cohen R, Gabriel D, Klentrou P, Falk B. Child–adult differences in the kinetics of torque development. *Journal of sports sciences* 2013;31(9):945-953.
- Draper CE, Chew KTL, Wang R, Jennings F, Gold GE, Fredericson M. Comparison of quadriceps angle measurements using short-arm and long-arm goniometers: correlation with MRI. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation* 2011;3(2):111-116.
- Emami M-J, Ghahramani M-H, Abdinejad F, Namazi H. Q-angle: an invaluable parameter for evaluation of anterior knee pain. *Arch Iran Med* 2007;10(1):24-26.
- Enoka RM. *Neuromechanics of Human Movement* (4th ed.). USA: Human Kinetics. 2008.
- Erdemir I. Comparative analysis of isokinetic leg strength in professional soccer and basketball players. *South African Journal for Research in Sport, Physical Education and Recreation* 2013;35(2):73-82.
- Ergen E, Demirel H, Güner R, Turnagöl H, Başoğlu S, Zergeroğlu AM, Ülkar B, Hazır T. *Egzersiz Fizyolojisi*. Ankara: Nobel Yayıncılık. 2002.
- Esmer AF, Başarır K, Binnet M. Diz ekleminin cerrahi anatomisi. *TOTBİD Dergisi* 2011;10(1):38-44.
- Farina D, Cescon C, Merletti R. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. *Biological cybernetics* 2002;86(6):445-456.
- Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology* 2004;96(4):1486-1495.
- Ferretti G. Cold and muscle performance. *International Journal of Sports Medicine* 1992;13:185-187.
- Ferrier DR. *Lippincott's Illustrated Reviews Biochemistry* (6th ed.). China: Lippincott Williams & Wilkins. 2014.
- Findley BW, Brown LE, Whitehurst M, Keating T, Murray DP, Gardner LM. The influence of body position on load range during isokinetic knee extension/flexion. *Journal of Sports Science & Medicine* 2006;5(3):400-406.
- Fox EL, Bowers RW, Foss ML. *Beden Eğitimi ve Sporun Fizyolojik Temelleri*. Ankara: Spor Yayınevi. 2012.
- France L, Nester C. Effect of errors in the identification of anatomical landmarks on the accuracy of Q angle values. *Clinical Biomechanics* 2001;16(8):710-713.

- Fugl-Meyer AR, Jääskö L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine* 1974;7(1):13-31.
- Fukuda TY, Alvarez AS, Nassri LFG, Godoy CMGd. Quantitative electromyographic assessment of facial muscles in cross-bite female children. *Rev. bras. eng. biomed* 2008;24(2):121-129.
- Fukuda TY, Echeimberg JO, Pompeu JE, Lucareli PRG, Garbelotti S, Gimenes RO, Apolinário A. Root mean square value of the electromyographic signal in the isometric torque of the quadriceps, hamstrings and brachial biceps muscles in female subjects. *J Appl Res* 2010;10(1):32-39.
- Ganong WF. *Medical Physiology* (23rd ed.). USA: McGraw-Hill, Inc. 2010.
- Gastin PB. Energy system interaction and relative contribution during maximal exercise. *Sports Medicine* 2012;31(10):725-741.
- Goldberg B. Patellofemoral malalignment. *Pediatric Annals* 1997;26(1):32-35.
- Grana W, Kriegshauser L. Scientific basis of extensor mechanism disorders. *Clinics in Sports medicine* 1985;4(2):247-257.
- Grassi B. Delayed metabolic activation of oxidative phosphorylation in skeletal muscle at exercise onset. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2005;37(9):1567-1573.
- Greenberger HB, Paterno MV. Relationship of knee extensor strength and hopping test performance in the assessment of lower extremity function. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1995;22(5):202-206.
- Greene CC, Edwards TB, Wade MR, Carson EW. Reliability of the quadriceps angle measurement. *The American journal of knee surgery* 2000;14(2):97-103.
- Guerra JP, Arnold MJ, Gajdosik RL. Q angle: effects of isometric quadriceps contraction and body position. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1994;19(4):200-204.
- Guyton AC, Hall JE. *Tıbbi Fizyoloji* (12. ed.). İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri. 2013.
- Günay M, Tamer K, Cicioğlu İ. *Spor Fizyolojisi ve Performans Ölçümü*. Ankara: Gazi Kitabevi. 2006.
- Gündüz OH. *İğne Elektromiyografisi. Elektrodiagnoz*. Ed. G Akyüz. Ankara: Güneş Kitabevi, 2003; 105-128.
- Hahn T, Foldspang A. The Q angle and sport. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 1997;7(1):43-48.

- Harbili S. Relationship between lower extremity isokinetic strength and anaerobic power in weightlifters, basketball and soccer players. *Isokinetics and Exercise Science* 2015;23(2):93-100.
- Haxton HA. Absolute muscle force in the ankle flexors of man. *The Journal of Physiology* 1944;103(3):267-273.
- Hefzollesan M, Tofighi A, Qarakhanlou BJ, Ghalehgir S. The relationship of breaststroke training on knee pain and Q angle of breaststroke and crawl swimmers. *Central European Journal of Sport Sciences and Medicine* 2014;7(3):29-36.
- Hehne H-J. Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. *Clinical orthopaedics and related research* 1990;258:73-85.
- Heiderscheit BC, Hamill J, Van Emmerik EA. Q-angle influences on the variability of lower extremity coordination during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1999;31(9):1313-1319.
- Herrington L, Nester C. Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medio-lateral position of the patella. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2004;19(10):1070-7073.
- Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, Van den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine* 2005;33(4):492-501.
- Hogan MC, Gladden LB, Kurdak SS, Poole DC. Increased [lactate] in working dog muscle reduces tension development independent of pH. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1995;27(3):371-377.
- Hole JWJ. *Human Anatomy and Physiology* (2nd ed.). USA: Wm. C. Brown Company Publishers. 1981.
- Horton MG, Hall TL. Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Physical therapy* 1989;69(11):897-901.
- Hubbard JK, Sampson HW, Elledge JR. The vastus medialis oblique muscle and its relationship to patellofemoral joint deterioration in human cadavers. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1998;28(6):384-391.
- Huber A, Suter E, Werzog W. Inhibition of the quadriceps muscles in elite male volleyball players. *Journal of sports sciences* 1998;16(3):281-289.
- Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *Journal of Bone & Joint Surgery* 1984;66(5):715-724.

- Hungerford DS, Barry M. Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clinical Orthopedics & Related Research* 1979;144:9-15.
- Huston LJ, Wojtys EM. Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *The American Journal of Sports Medicine* 1996;24(4):427-436.
- Hvid I, Andersen LI. The quadriceps angle and its relation to femoral torsion. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1982;53(4):577-579.
- Hvid I, Andersen LI, Schmidt H. Chondromalacia patellae: the relation to abnormal patellofemoral joint mechanics. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1981;52(6):661-666.
- Ichinose Y, Kawakami Y, Ito M, Kanehisa H, Fukunaga T. In vivo estimation of contraction velocity of human vastus lateralis muscle during "isokinetic" action. *Journal of Applied Physiology* 2000;88(3):851-856.
- Ikai M, Fukunaga T. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie einschließlich Arbeitsphysiologie* 1968;26(1):26-32.
- Ilahi OA, Kohl III HW. Lower extremity morphology and alignment and risk of overuse injury. *Clinical Journal of Sport Medicine* 1998;8(1):38-42.
- Insall J, Falvo KA, Wise DW. Chondromalacia patellae. A prospective study. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 1976;58(1):1-8.
- Ito M. Fractionated reaction time as a function of magnitude of force in simple and choice conditions. *Perceptual and Motor Skills* 1997;85:435-444.
- Iunes DH, Castro F, Salgado H, Moura I, Oliveira A, Bevilaqua-Grossi D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. *Rev Bras Fisioter* 2005;9(3):327-334.
- Jensen C, Vasseljen O, Westgaard RH. The influence of electrode position on bipolar surface electromyogram recordings of the upper trapezius muscle. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1993;67(3):266-273.
- Joyner MJ, Coyle EF. Endurance exercise performance: the physiology of champions. *The Journal of Physiology* 2008;586(1):35-44.
- Kalinski M, Norkowski H, Kerner M, Tkaczuk W. Anaerobic power characteristics of elite athletes in national level team-sport games. *European Journal of Sport Science* 2002;2(3):1-21.
- Kannus P. Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *International Journal of Sports Medicine* 1994;15:8-11.

- Kannus P, Beynnon B. Peak torque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee. *International Journal of Sports Medicine* 1993;14(8):422-426.
- Kasprisin J, Grabiner M. Joint angle-dependence of elbow flexor activation levels during isometric and isokinetic maximum voluntary contractions. *Clinical Biomechanics* 2000;15(10):743-749.
- Kazazović E, Tabaković M, TaIović M, Alić H, Jelešković E, Mrković R. Evaluation of knee muscles isokinetic evaluation between professional and amateur athletes first year students of the faculty of sport and physical education. *Homo Sporticus* 2010;12(2):32-35.
- Kemp L, Anderson T. Measurement of knee extension torque at angular velocities ranging from 60 to 600 per second. *Int J Sports Med* 1989;10:380.
- Kenney WL, Wilmore JH, Costill DL. *Physiology of Sport and Exercise* (5th ed.). USA: Human Kinetics. 2012.
- Kerkour K, Barthe M, Meier JL, Gobelet C. Force musculaire maximale isocinétique (FMMI) extenseurs et fléchisseurs sagittaux du genou. *Ann Kinesither* 1987;14(6):281-283.
- Kimura K, Imanaka K, Kita I. The effects of different instructions for preparatory muscle tension on simple reaction time. *Human Movement Science* 2002;21:947-960.
- Komi PV. Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise and Sport Science Reviews* 1984;12(1):81-122.
- Komi PV, Buskirk E. Effect of eccentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle. *Ergonomics* 1972;15(4):417-434.
- Komi PV, Linnamo V, Silventoinen P, Sillanpää M. Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Medicine and science in sports and exercise* 2000;32(10):1757-1762.
- Konrad P. *The ABC of EMG*. USA: Noraxon U.S.A, Inc. 2005.
- Köylü H. *Fizyoloji*. Ankara: Dünya Kitabevi. 2014.
- Kuhn DR, Yochum TR, Cherry AR, Rodgers SS. Immediate changes in the quadriceps femoris angle after insertion of an orthotic device. *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 2002;25(7):465-470.
- Kuru İ, Haberal B, Avcı Ç. Patellofemoral biyomekanik. *TOTBİD Dergisi* 2012;11(4):274-280.

- Lathinghouse LH, Trimble MH. Effects of isometric quadriceps activation on the Q-angle in women before and after quadriceps exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2000;30(4):211-216.
- Laudner K, Evans D, Wong R, Allen A, Kirsch T, Long B, Meister K. Relationship between isokinetic knee strength and jump characteristics following anterior cruciate ligament reconstruction. *International journal of sports physical therapy* 2015;10(3):272.
- Levangie PK, Norkin CC. *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis* (4th ed.). USA: F.A. Davis Company. 2005.
- Lewis R, Brown J. Influence of muscle activation dynamics on reaction time in the elderly. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1994;69(4):344-349.
- Li W, Sakamoto K. The influence of location of electrode on muscle fiber conduction velocity and EMG power spectrum during voluntary isometric contraction measured with surface array electrodes. *Applied Human Science* 1996;15(1):25-32.
- Lippert LS. *Clinical Kinesiology and Anatomy* (5th ed.). USA: F.A. Davis Company. 2011.
- Livingston LA. The quadriceps angle: A review of the literature. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy* 1998;28(2):105-109.
- Livingston LA, Mandigo JL. Bilateral Q angle asymmetry and anterior knee pain syndrome. *Clinical Biomechanics* 1999;14(1):7-13.
- Livingston LA, Spaulding SJ. OPTOTRAK measurement of the quadriceps angle using standardized foot positions. *Journal of athletic training* 2002;37(3):252.
- Logan AL, Rowe LJ. *The Knee: Clinical Applications*: Aspen Publishers, Incorporated. 1994.
- Lyon LK, Benz LN, Johnson KK. Q-angle: A factor in peak torque occurrence in isokinetic knee extension. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1988;9(2):250-254.
- Lysholm J, Wiklander J. Injuries in runners. *The American Journal of Sports Medicine* 1987;15(2):168-171.
- Magalhaes J, Oliveira J, Ascensao A, Soares J. Concentric quadriceps and hamstrings isokinetic strength in volleyball and soccer players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 2004;44(2):119.
- Magee DJ. *Orthopedic Physical Assessment* (6th ed.). Canada: Saunders. 2013.

- Malek MM, Mangine RE. Patellofemoral pain syndromes: a comprehensive and conservative approach. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1981;2(3):108-116.
- Malliou P, Ispirlidis I, Beneka A, Taxildaris K, Godolias G. Vertical jump and knee extensors isokinetic performance in professional soccer players related to the phase of the training period. *Isokinetics and Exercise Science* 2003;11(3):165-169.
- Manual of Orthopaedic Surgery. Park Ridge, IL: American Orthopaedic Association. 1972.
- Mariani P, Caruso I. An electromyographic investigation of subluxation of the patella. *Bone & Joint Journal* 1979;61(2):169-171.
- Masouros SD, Bull AMJ, Amis AA. Biomechanics of the knee joint. *Orthopaedics and Trauma* 2010;24(2):84-91.
- Mattacola CG, Perrin DH. Effects of cold water application on isokinetic strength of the plantar flexors. *Isokinetics and Exercise Science* 1993;3(3):152-154.
- Mayhew J. Gender differences in strength and anaerobic power tests. *Journal of Human Movement Studies* 1994;26(5):227-244.
- McArdle WD, Katch FI, Katch VL. *Essentials of Exercise Physiology* (4th ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2011.
- McComas AJ, Gardiner PF, Macintosh BR. *Skeletal Muscle Form and Function* (2nd ed.). USA: Human Kinetics. 2006.
- McDonagh MJN, Davies CTM. Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1984;52(2):139-155.
- Melo de Paula G, Molinero de Paula VR, Almeida GJM, Machado VEI, Baraúna MA, Bevilacqua-Grosso D. Correlação entre a dor anterior do joelho e a medida do ângulo “Q” por intermédio da fotometria computadorizada. *Rev. bras. fisioter* 2004;8(1):39-43.
- Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Age related changes in muscle strength and fatigue. *Isokinetics and Exercise Science* 2000;8(2):73-83.
- Merletti R, Hermens HJ. *Detection and conditioning of the surface EMG signal*. 2004.
- Merletti R, Parker P. *Electromyography*. USA: John Wiley & Sons, Inc. 2004.
- Messier SP, Davis SE, Curl WW, Lowery RB, Pack RJ. Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. *Medicine and science in sports and exercise* 1991;23(9):1008-1015.

- Metaxas TI, Koutlianos N, Sendelides T, Mandroukas A. Preseason physiological profile of soccer and basketball players in different divisions. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2009;23(6):1704-1713.
- Miller LE, Pierson LM, Nickols-Richardson SM, Wootten DF, Selmon SE, Ramp WK, Herbert WG. Knee extensor and flexor torque development with concentric and eccentric isokinetic training. *Research quarterly for exercise and sport* 2006;77(1):58-63.
- Miller RG. The effects of aging upon nerve and muscle function and their importance for neurorehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 1995;9(3):175-181.
- Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ, Chao E. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *Journal of Orthopaedic Research* 2001;19(5):834-840.
- Moffroid M, Whipple R, Hofkosh J, Lowman E, Thistle H. A study of isokinetic exercise. *Physical therapy* 1969;49(7):735-747.
- Moore KL, Dalley AF. *Clinically Oriented Anatomy* (5th ed.). USA: Lippincott Williams & Wilkins. 2005.
- Muhamed T, Elvir K, Munir T, Senad T. Bilateral and reciprocal relation between extensor and flexor knee strength in football and basketball players. *Homo Sporticus* 2009;11(1):33-36.
- Nagle FJ. Physiological assessment of maximal performance. *Exercise and sport sciences reviews* 1973;1(1):313-338.
- Neely FG. Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. *Sports Medicine* 1998;26(6):395-413.
- Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal System*: Mosby. 2002.
- Ng JK-F, Parnianpour M, Kippers V, Richardson CA. Reliability of electromyographic and torque measures during isometric axial rotation exertions of the trunk. *Clinical Neurophysiology* 2003;114(12):2355-2361.
- Noble BJ. *Physiology of Exercise and Sport*. USA: Mosby-Year Book. 1986.
- Nordin M, Frankel VH. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System* (4th ed.). China: Lippincott Williams & Wilkins. 2012.
- Oksa J, Rintamäki H. Dynamic work in cold. *Arctic medical research* 1995;54:29-31.
- Onishi H, Yagi R, Oyama M, Akasaka K, Ihashi K, Handa Y. EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2002;12(5):399-406.

- Osterning LR. 2 Isokinetic Dynamometry: Implications for Muscle Testing and Rehabilitation. *Exercise and sport sciences reviews* 1986;14(1):45-80.
- Outerbridge RE. Further studies on the etiology of chondromalacia patellae. *Bone & Joint Journal* 1964;46-B(2):179-190.
- Özçakar L, Kunduracıoğlu B, Cetin A, Ülkar B, Guner R, Hascelik Z. Comprehensive isokinetic knee measurements and quadriceps tendon evaluations in footballers for assessing functional performance. *British journal of sports medicine* 2003;37(6):507-510.
- Özkan A, Kin İşler A. Sporcularda bacak hacmi, kütlesi, hamstring/quadriceps oranı ile anaerobik performans ve izokinetik bacak kuvveti arasındaki ilişki. *Spor Bilimleri Dergisi* 2010;21(3):090-102.
- Paasuke M, Ereline J, Gapeyeva H. Knee extension strength and vertical jumping performance in nordic combined athletes. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 2001;41(3):354.
- Papagelopoulos PJ, Sim FH. Patellofemoral pain syndrome: diagnosis and management. *Orthopedics* 1997;20(2):148-157.
- Parcell AC, Sawyer RD, Tricoli VA, Chinevere TD. Minimum rest period for strength recovery during a common isokinetic testing protocol. *Medicine and science in sports and exercise* 2002;34(6):1018-1022.
- Paulos L, Rusche K, Johnson C, Noyes FR. Patellar malalignment: a treatment rationale. *Physical therapy* 1980;60(12):1624-1632.
- Perry-Rana SR, Housh TJ, Johnson GO, Bull AJ, Berning JM, Cramer JT. MMG and EMG responses during fatiguing isokinetic muscle contractions at different velocities. *Muscle & nerve* 2002;26(3):367-373.
- Perry-Rana SR, Housh TJ, Johnson GO, Bull AJ, Berning JM, Cramer JT. MMG and EMG responses during 25 maximal, eccentric, isokinetic muscle actions. *Medicine and science in sports and exercise* 2003;35(12):2048-2054.
- Petschnig R, Baron R, Albrecht M. The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1998;28(1):23-31.
- Pincivero DM, Heller BM, Hou S-I. The effects of ACL injury on quadriceps and hamstring torque, work and power. *Journal of sports sciences* 2002;20(9):689-696.
- Pincivero DM, Lephart SM, Karunakara RA. Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for the quadriceps and hamstrings. *International Journal of Sports Medicine* 1997;18(2):113-117.

- Poortmans JR, Carpentier A, Pereira-Lancha LO, Lancha Jr. A. Protein turnover, amino acid requirements and recommendations for athletes and active populations *Brazilian Journal of Medical and Biological Research* 2010;45(10):875-890.
- Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2003;33(11):639-646.
- Powers CM, Landel R, Perry J. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. *Physical therapy* 1996;76(9):946-955.
- Pullman SL, Goodin DS, Marquinez AI, Tabbal S, Rubin M. Clinical utility of surface EMG report of the therapeutics and technology assessment subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology* 2000;55(2):171-177.
- Putz R, Pabst R. *Sobotta-Atlas of Human Anatomy: Head, Neck, Upper Limb, Thorax, Abdomen, Pelvis, Lower Limb; Two-volume set.* 2006.
- Rauh MJ, Koepsell TD, Rivara FP, Rice SG, Margherita AJ. Quadriceps angle and risk of injury among high school cross-country runners. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2007;37(12):725-733.
- Redfern MS, Hughes RE, Chaffin DB. High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recordings. *Clinical Biomechanics* 1993;8(1):44-48.
- Rhea MR, Kenn JG, Peterson MD, Massey D, Simão R, Marin PJ, Favero M, Cardozo D, Krein D. Joint-angle specific strength adaptations influence improvements in power in highly trained athletes. *Human Movement* 2016;17(1):43-49.
- Rissanen S, Oksa J, Rintamäki H, Tokura H. Effects of leg covering in humans on muscle activity and thermal responses in a cool environment. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1996;73(1-2):163-168.
- Rodwell VW, Bender DA, Botham KM, Kennelly PJ, Weil PA. *Harper's Illustrated Biochemistry (30th ed.): McGraw-Hill, Inc.* 2015.
- Rothstein JM, Delitto A, Sinacore DR, Rose SJ. Electromyographic, peak torque, and power relationships during isokinetic movement. *Physical therapy* 1983;63(6):926-933.
- Rothstein JM, Lamb RL, Mayhew TP. Clinical uses of isokinetic measurements critical issues. *Physical therapy* 1987;67(12):1840-1844.
- Roy SH, De Luca CJ, Schneider J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *Journal of Applied Physiology* 1986;61(4):1510-1517.

- Saladin KS. Human Anatomy (2nd ed.). USA: McGraw-Hill, Inc. 2008.
- Sale DG. Neural adaptation to resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1988;20(5):135-S145.
- Sale DG. Neural adaptation to resistance training. *Medicine and science in sports and exercise* 1988;20(5):135-145.
- Saliba L, Hrysomallis C. Isokinetic strength related to jumping but not kicking performance of Australian footballers. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2001;4(3):336-347.
- Sargent DA. The physical test of a man. *American physical education review* 1921;26(4):188-194.
- Sayers SP, Harackiewicz DV, Harman EA, Frykman PN, Rosenstein MT. Cross-validation of three jump power equations. *Medicine and science in sports and exercise* 1999;31(4):572-577.
- Schulthies SS, Francis RS, Fisher AG, Van De Graaff KM. Does the Q angle reflect the force on the patella in the frontal plane? *Physical therapy* 1995;75(1):24-30.
- SENIAM. (2016). <http://www.seniam.org/>
- Shellock FG, Powers C. *Kinematic MRI of the Joints: Functional Anatomy, Kinesiology and Clinical Applications*. USA: CRC Press. 2011.
- Sheppard JM, Cronin JB, Gabbett TJ, McGuigan MR, Etxebarria N, Newton RU. Relative importance of strength, power, and anthropometric measures to jump performance of elite volleyball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2008;22(3):758-765.
- Simmons RW, Wass T, Thomas JD, Riley EP. Fractionated simple and choice reaction time in children with prenatal exposure to alcohol. *Alcoholism: Clinical and Experimental Research* 2002;26(9):1412-1419.
- Slocker de Arce A, Sánchez JC, Camacho F, Clemente de Arriba C, Pellico LG. Isokinetic evaluation of the healthy knee: Position of the joint at the peak torque. *Isokinetics and Exercise Science* 2001;9(4):151-154.
- Smith TO, Hunt NJ, Donell ST. The reliability and validity of the Q-angle: A systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2008;16:1068-1079.
- Snell RS. *Clinical Anatomy* (9th ed.). China: Lippincott Williams & Wilkins. 2012.
- Sogabe A, Mukai N, Miyakawa S, Mesaki N, Maeda K, Yamamoto T, Gallagher PM, Schrage M, Fry AC. Influence of knee alignment on quadriceps cross-sectional area. *Journal of biomechanics* 2009;42(14):2313-2317.

- Solomon EP. İnsan Anatomisi ve Fizyolojisine Giriş (2nd ed.). İstanbul: Akademi Basın ve Yayıncılık. 2010.
- Souza DR, Gross MT. Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. *Physical therapy* 1991;71(4):310-316.
- Standring S. *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice* (40th ed.). Spain: Churchill Livingstone. 2008.
- Taner D. *Fonksiyonel Anatomi Ekstremiteler ve Sırt Bölgesi* (3rd ed.). Ankara: Hekimler Yayın Birliği. 2003.
- Terry G. The anatomy of the extensor mechanism. *Clinics in Sports medicine* 1989;8(2):163-177.
- Thistle HG, Hislop HJ, Moffroid M, Lowman EW. Isokinetic contraction: a new concept of resistive exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1967;48(6):279-282.
- Thomas S, Rupiper D, Stacy GS. Imaging of the patellofemoral joint. *Clinics in Sports medicine* 2014;33:413-436.
- Thorstensson A, Grimby G, Karlsson J. Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology* 1976;40(1):12-16.
- Timm KE, Fyke D. The effect of test speed sequence on the concentric isokinetic performance of the knee extensor muscle group. *Isokinetics and Exercise Science* 1993;3(2):123-128.
- Toraman F, Yaman H, Taşralı S. Patellofemoral açı farklılığının alt ekstremitte performansına etkisi. *Klinik Araştırma* 2003;14(1):13-17.
- Tucker R, Collins M. What makes champions? A review of the relative contribution of genes and training to sporting success. *British journal of sports medicine* 2012;46(8):555-561.
- Vander AJ, Sherman JH, Luciano DS. *Human Physiology: The Mechanism of Body Function* (6th ed.). USA: McGraw-Hill, Inc. 1994.
- Vandewalle H, Péèrès G, Monod H. Standard anaerobic exercise tests. *Sports Medicine* 1987;4:268-289.
- Wang K, Arima T, Arendt-Nielsen L, Svensson P. EMG–force relationships are influenced by experimental jaw-muscle pain. *Journal of oral rehabilitation* 2000;27(5):394-402.
- Weineck J. *Sporda İşlevsel Anatomi*. Ankara: Bağırhan Yayınevi. 1998.

- Weir JP, Evans SA, Housh ML. The effect of extraneous movements on peak torque and constant joint angle torque-velocity curves. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1996;23(5):302-308.
- Westing S, Seger J. Eccentric and concentric torque-velocity characteristics, torque output comparisons, and gravity effect torque corrections for the quadriceps and hamstring muscles in females. *International Journal of Sports Medicine* 1989;10(3):175-180.
- Wilk KE, Romaniello WT, Soscia SM, Arrigo CA, Andrews JR. The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing, and functional testing in the ACL-reconstructed knee 1. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1994;20(2):60-73.
- Williams CA, Singh M. Dynamic trunk strength of Canadian football players, soccer players, and middle to long distance runners. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1997;25(4):271-276.
- Wisløff U, Castagna C, Helgerud J, Jones R, Hoff J. Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *British journal of sports medicine* 2004;38(3):285-288.
- Witvrouw E, Lysens R, Bellemans J, Cambier D, Vanderstraeten G. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population a two-year prospective study. *The American Journal of Sports Medicine* 2000;28(4):480-489.
- Yıldız SA. Aerobik ve anaerobik kapasitenin anlamı nedir? *Solunum Dergisi* 2012;14:1-8.
- Zakas A, Mandroukas K, Vamvakoudis E, Christoulas K, Aggelopoulou N. Peak torque of quadriceps and hamstring muscles in basketball and soccer players of different divisions. *The Journal of sports medicine and physical fitness* 1995;35(3):199-205.
- Zatsiorsky VM, Kraemer WJ. *Science and Practice of Strength Training* (2nd ed.). USA: Human Kinetics. 2006.
- Ziv G, Lidor R. Vertical jump in female and male basketball players—A review of observational and experimental studies. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2010;13(3):332-339.

EKLER

Ek 1. Etik kurul onayı



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU


Sayı: B.30.2.ODM.0.20.08/1605

27.03.2015

Sayın Doç. Dr. M. Yalçın TAŞMEKTEPLİGİL

Etik Kurulumuza sunmuş olduğunuz **Q açısının diz izokinetik kas kuvveti ile kas aktivasyonuna etkisi** başlıklı OMÜ KA EK 2015/154 Karar nolu Performans Çalışması nitelikli araştırma projeniz amaç, gerekçe, yaklaşım ve yöntemle ilgili açıklamaları, Klinik Araştırmalar Etik Kurulu yönergesine göre incelenmiş ve etik açıdan bir sakınca olmadığına, çalışmanın süresi 6 ayı geçerse 6 aylık bildirimlerinin yapılmasına, çalışma tamamlandıktan sonra sonucunun tarafımıza en geç üç (3) ay içerisinde bildirilmesine 26.03.2015 tarihli Etik kurulumuzda oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinize arz/rica ederim.


Doç. Dr. Emin ŞENTUNÇ
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
Başkan Yrd.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Ajlan SAÇ
Doğum Yeri: Ankara
Doğum Tarihi: 1985
Bildiği Yabancı Diller: İngilizce
Eğitim Durumu:
Yüksek Lisans: Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü,
Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı, 2009.
Doktora: Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü,
Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı, 2016.
Çalıştığı Kurum ve Yıl: Giresun Üniversitesi (2010 –)
E-posta: ajlansac@gmail.com

