



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

**DOKTORA
TEZİ**

**HAMSTRİNG TENDON GREFTİ İLE
ÖN ÇAPRAZ BAĞ TAMİRİ YAPILAN OLGULARDA
DİZ ÇEVRESİ KAS AKTİVASYONLARININ
YÜZEYEL ELEKTROMYOGRAFI
YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

ERDEM DEMİR

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI

HAZİRAN 2019



**HAMSTRİNG TENDON GREFTİ İLE ÖN ÇAPRAZ BAĞ TAMİRİ
YAPILAN OLGULARDA DİZ ÇEVRESİ KAS AKTİVASYONLARININ
YÜZEYEL ELEKTROMYOGRAFI YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

Erdem DEMİR

**DOKTORA TEZİ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

HAZİRAN 2019

Erdem DEMİR tarafından hazırlanan "HAMSTRİNG TENDON GREFTİ İLE ÖN ÇAPRAZ BAĞ TAMİRİ YAPILAN OLGULARDA DİZ ÇEVRESİ KAS AKTİVASYONLARININ YÜZEYEL ELEKTROMYOGRAFI YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY~~ ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Başkan : Prof. Dr. Seyit ÇITAKER

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye : Prof. Dr. Gamze EKİCİ *Gamze*

Ergoterapi Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye : Prof. Dr. Baran YOSMAOĞLU

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Başkent Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye : Doç. Dr. İlke KESER

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Tez Savunma Tarihi: 12/06/2019

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mustafa ASLAN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

23

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
 - Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
 - Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
 - Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
 - Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,
- bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.



Erdem DEMİR

12/06/2019

HAMSTRİNG TENDON GREFTİ İLE ÖN ÇAPRAZ BAĞ TAMİRİ YAPILAN
OLGULARDA DİZ ÇEVRESİ KAS AKTİVASYONLARININ YÜZEYEL
ELEKTROMYOGRAFI YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ
(Doktora Tezi)

Erdem DEMİR

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Haziran 2019

ÖZET

Amaç: Ön çapraz bağ (ÖÇB) tamiri yapılan olguların cerrahi geçiren ekstremitesi ile cerrahi geçirmeyen ekstremitesini ve sağlıklı bireylerin dominant ekstremitesini yürüme ve squat esnasında fonksiyonel açıdan karşılaştırmaktır. Çalışmaya hamstring tendon grefti kullanılarak ortalama 36 (12-60) ay önce ÖÇB tamiri yapılan 25 olgu ve 23 sağlıklı kontrol alındı. Olguların her iki ekstremitede Semitendinosus (ST), Biceps Femoris (BF) ve Rectus Femoris (RF) yüzeysel elektromyografi (YEMG) değerlendirmeleri BTS Bioengineering Free EMG 100 RT cihazı ile yapıldı. Olguların yürüme ve squat aktiviteleri esnasındaki kassal aktivasyon yüzdeleri değerlendirildi. Yürüme aktivitesi esnasında yürüme fazlarını belirleyebilmek amacıyla olguların L5 vertebra seviyelerine yine BTS Bioengineering firmasına ait olan G-walk cihazı yerleştirildi. Cerrahi geçiren ve cerrahi geçirmeyen ekstremitede karşılaştırıldığında yürümenin duruş/sallanma fazlarında BF ($p=0,001/0,014$) ve ST ($p=0,009/0,018$) kassal aktivasyonlarının cerrahi geçiren ekstremitede daha yüksek olduğu görüldü. RF kassal aktivasyonu ise hem sallanma ($p=0,247$) hem de duruş ($p=0,242$) fazında benzer bulundu. Squat esnasında ST ($p=0,010$) kassal aktivasyonu cerrahi geçiren tarafta daha yüksek iken, BF ($p=0,128$), RF ($p=0,160$) ise benzer bulundu. Cerrahi geçiren taraf ile kontrol grubu karşılaştırıldığında, yürümenin duruş fazında, BF ($p=0,006$) ve ST ($p=0,021$) kassal aktivasyonları, cerrahi geçiren tarafta daha yüksek iken, RF kassal aktivasyonları benzer bulundu ($p=0,348$). Yürümenin sallanma fazında ise BF ($p=0,002$) kassal aktivasyonu, cerrahi geçiren tarafta yüksek bulunurken, ST ($p=0,194$) ve RF ($p=0,306$) kassal aktivasyonları benzer bulundu. Squat esnasındaki kassal aktivasyonlara bakıldığında da BF ($p=0,002$) ve ST ($p=0,016$) kassal aktivasyonları cerrahi geçiren tarafta daha yüksek bulunurken, RF ($p=0,798$) kassal aktivasyonlarının ise benzer olduğu görüldü. Bu sonuçlara göre, operasyonun üzerinden ortalama 36 (12-60) ay geçmesine rağmen kassal aktivasyon farklılıklarının devam etmesini, büyük ölçüde, ÖÇB yaralanması sonucu geliştirilen adaptasyon mekanizmalarının devamına bağlamaktayız. Rehabilitasyon programlarında diz çevresi kaslara uygulanan kuvvetlendirme programlarının yanı sıra, motor öğrenme programları ile kazanımların günlük yaşamdaki fonksiyonel aktivitelere yansımalarının sağlanması üzerinde de durulmasının, dizin değişen kinetik dengesinin ve kinematığının yaralanma öncesindeki düzeye yakınlaşmasında önemli olduğu görüşündeyiz.

Bilim Kodu : 1024
Anahtar Kelimeler : Ön Çapraz Bağ Tamiri, EMG, Kassal Aktivasyon, Yürüme, Squat, G-Walk
Sayfa Adedi : 105
Danışman : Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL

THE INVESTIGATION OF THE ACTIVITY OF THE MUSCLES AROUND THE
KNEE BY USING SURFACE ELECTROMYOGRAPHY ON THE PATIENTS WITH
ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION WITH HAMSTRING
TENDON GRAFT

(Ph. D. Thesis)

Erdem DEMİR

GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

June 2019

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the operated extremity with the intact extremity and the dominant extremity of healthy individuals in terms of gait and squat. Twenty-five patients who underwent ACL repair with hamstring tendon graft 36 (12-60) months ago and 23 healthy individuals were included in the study. Both extremities Semitendinosus (ST), Biceps Femoris (BF) and Rectus Femoris (RF) EMG evaluations were performed by using BTS Bioengineering Free EMG 100 RT. Muscle activation percentages were evaluated during walking and squat activities. In order to determine the walking phases during walking activity, G-walk device of BTS Bioengineering company was placed in L5 vertebra levels of individuals. When the operated and intact extremity was compared, muscles activation percentages of BF ($p = 0.001 / 0.014$) and ST ($p = 0.009 / 0.018$) were higher in the swing / stance phase on the operated side. In addition, RF muscle activation percentage was similar in both swing ($p = 0.247$) and stance ($p = 0.242$) phases. ST muscle activation percentage was higher ($p = 0.010$) on the operated side during squat. BF ($p = 0.128$) and RF ($p = 0.160$) were similar. BF ($p = 0.006$) and ST ($p = 0.021$) were significantly higher in the stance phase of the gait on the operated side compared to the control group. RF muscle activation percentage was similar ($p = 0.348$). In the swing phase of the gait, BF ($p = 0.002$) muscle activation percentage was found higher on the operated side, whereas ST ($p = 0.194$) and RF ($p = 0.306$) were found similar. BF ($p = 0.002$) and ST ($p = 0.016$) muscle activations were higher on the operated side and RF ($p = 0.798$) muscle activation percentage was similar. We think that the reason of continuation of muscular activation differences although an average of 36 (12-60) months has passed over the operation is the continuation of the adaptation mechanisms developed as a result of ACL injury. We suggest that in addition to the strengthening programs, it is important to emphasize the motor learning programs to reflect the gains of strengthening programs on functional activities in daily life. By doing this, changed kinetic balance and kinematics of the knee can be approached to the pre-injury level.

Science Code : 1024
Key Words : Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, EMG, Muscle Activation, Walking, Squat, G-walk
Page Number : 105
Advisor : Prof. Dr. Nevin Aysel GUZEL

TEŞEKKÜR

Kurduğu Cumhuriyet ve gösterdiği bilimin ışığındaki çağdaş yol ile her zaman rehberim olan Ata'm, Ulu Önder, Başöğretmen Mustafa Kemal ATATÜRK'e,

Öğrencilerine sadece yol açmakla kalmayıp o yolda hep yanında olan, akademik kimliğimin oluşmasında çok büyük emekleri olan ve tanıdığım için kendimi her zaman çok şanslı hissettiğim, çok değerli hocam, tez danışmanım Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL'e,

Güler yüzüyle yardım taleplerimi hiçbir zaman geri çevirmeyen ve tez izleme jürimde tezimin oluşmasına büyük katkılar sunan, hocam, Doç. Dr. İlke KESER'e,

Gerek akademik deneyimi gerek engin bilgisiyle tezime kritik noktalarda kritik sorular ile yön veren değerli hocam Prof. Dr. Baran YOSMAOĞLU'na,

EMG denizinin ortasında yönümü kaybettiğimde bir deniz feneri gibi bana yol gösteren Doç. Dr. Ruhi SOYLU ve Doç. Dr. Gülcan HARPUT hocalarıma,

Tez vakalarımı sağlama konusundaki yardımlarından dolayı Doç. Dr. Baybars ATAÖĞLU'na,

Tez çalışmam süresince yardımlarını esirgemeyen Doç. Dr. Nihan KAFA, Prof. Dr. Seyit ÇITAKER ve Prof. Dr. Gamze EKİCİ ÇAĞLAR hocalarıma,

Ankara'daki bu uzun ve yorucu süreçte bana evini açan, yardıma ihtiyacım olduğunda hiçbir zaman hayır demeyen değerli dostum Uzm. Fzt. Ali ZORLULAR'a,

Tez vakalarımı değerlendirmede büyük özveriyle ve sabırla çalışan arkadaşım Uzm. Fzt. Gamze ÇOBANOĞLU'na,

Tez çalışmam boyunca destek olan sporcu sağlığı ünitesindeki arkadaşlarım, Uzm. Fzt. Esedullah AKARAS, Uzm. Fzt. Çağatay GÖKDOĞAN, Uzm. Fzt. Elif AYGÜN POLAT'a,

Desteğe her ihtiyacım olduğunda yanımda olan, çok değer verdiğim arkadaşım Dr. Fzt. Gökmen YAPALI'ya,

Umutsuzluğa kapıldığım her anda itici gücüm olan Uzm. Psk. Şule ARSLAN'a,

Hayatımın her anında olduğu gibi zorlu doktora yolculuğumda da başaracağıma inanan, her zaman destek olan anneme, babama, ablama, enişteme ve sevgili yeğenime sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Ön çapraz bağ.....	5
2.1.1. Ön çapraz bağın anatomisi.....	5
2.1.2. Ön çapraz bağın vaskülarizasyonu.....	7
2.1.3. Ön çapraz bağın nöroanatomisi.....	7
2.1.4. Ön çapraz bağın biyomekaniği	8
2.1.5. Ön çapraz bağın kinematiği	9
2.1.6. Ön çapraz bağın yaralanma mekanizmaları ve etiyolojisi	9
2.1.7. Ön çapraz bağın yaralanma insidansı.....	10
2.1.8. Risk faktörleri	10
2.1.9. Ön çapraz bağ yaralanması sonrası değerlendirme.....	14
2.1.10. Ön çapraz bağ yaralanması sonrası tedavi	21
2.2. Yürüme.....	23
2.2.1. Yürüme analizi çeşitleri	24
2.2.2. Yürüme analizinde sık kullanılan terimler.....	29

	Sayfa
2.3. Yürüme Siklusu Evreleri, Kinetik ve Kinematik Analizleri	32
2.3.1. Basma fazı evreleri.....	32
2.3.2. Sallanma fazı ve evreleri	36
2.3.3. Çift destek fazı	38
2.3.4. Tek destek fazı	38
2.3.5. Yürüme siklusu dağılımı.....	38
2.4. Elektromyografi	38
2.5. EMG Sinyalini Etkileyen Faktörler	41
2.5.1. Elektrot çeşitleri	43
2.5.2. Elektrot şekli	44
2.5.3. Elektrot büyüklüğü.....	44
2.5.4. Deri yüzeyinin hazırlanması ve elektrot yerleşimi	44
2.5.5. Kılların temizlenmesi	44
2.5.6. Ölü derinin temizlenmesi	45
2.5.7. Elektrot yerleşimi	45
2.5.8. Yüzeysel Elektromyografi sinyalinin bilgisayar ortamına aktarılması	46
2.5.9. Yüzeysel Elektromyografi sinyalinin analizi	47
2.6. Yorgunluk Ölçeği	50
2.6.1. Onset-offset ölçümleri.....	50
3. GEREÇ VE YÖNTEM	53
3.1. Olgular.....	53
3.1.1. Dahil edilme kriterleri	53
3.1.2. Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri	53
3.2. Çalışma Dizaynı	55
3.3. Değerlendirme Yöntemleri.....	56
3.3.1. Demografik bilgiler.....	56

	Sayfa
3.3.2. EMG MVC normalizasyon ölçümleri.....	56
3.3.3. Yürüme esnasındaki kassal aktivasyonun EMG ile değerlendirilmesi....	58
3.3.4. Tek bacak squat esnasındaki kassal aktivasyonun EMG ile değerlendirilmesi.....	61
3.4. İstatistiksel Analiz	64
4. BULGULAR	65
5. TARTIŞMA.....	71
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	81
KAYNAKLAR	83
EKLER.....	97
EK-1. Etik Kurul Kararı.....	98
EK-2. Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar İçin Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu	100
ÖZGEÇMİŞ	104

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Normal yürümede cinsiyetler arası ortalama değerler	31
Çizelge 2.2. Spatio-temporal parametreler için referans değerler	32
Çizelge 2.3. Yüzey ve iğne elektrotlarının avantajları ve dezavantajları.....	43
Çizelge 4.1. Cerrahi geçiren ve kontrol gruplarına ait fiziksel özelliklere ait tanımlayıcı istatistikler.....	65
Çizelge 4.2. Kontrol grubunun tek bacak squat esnasındaki kassal aktivasyon yüzdeleri.....	66
Çizelge 4.3. Kontrol grubunun yürüme esnasındaki duruş ve Sallanma fazı kassal aktivasyon yüzdeleri	66
Çizelge 4.4. ÖÇB cerrahisi geçiren grubun squat esnasındaki cerrahi geçiren ekstremite ve cerrahi geçirmeyen ekstremite kassal aktivasyon yüzdeleri.....	67
Çizelge 4.5. ÖÇB cerrahisi geçiren grubun squat esnasındaki cerrahi geçiren ekstremite ve cerrahi geçirmeyen ekstremite kassal aktivasyon yüzdelerinin ilişkisi	67
Çizelge 4.6. Yürümenin duruş ve sallanma fazlarındaki kassal aktivasyon yüzdeleri.....	68
Çizelge 4.7. Yürümenin duruş ve sallanma fazlarındaki kassal aktivasyon yüzdelerinin ilişkisi	69

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Örnek G-walk raporu-1.....	27
Şekil 2.2. Örnek G-walk raporu-2.....	28
Şekil 2.3. Bir yürüme siklusu boyunca aktif olan alt ekstremite kasları.....	37
Şekil 2.4. M. Biceps Brachi'ye ait 3 ayrı kasılma anındaki Raw EMG kaydı.....	40
Şekil 2.5. Total power spektrumu	42
Şekil 2.6. Total power spektrumunda gözlenebilen kontaminasyon	42
Şekil 2.7. Elektrot yerleşimleri	46
Şekil 2.8. Bir futbol topuna vuruş anındaki Vastus Medialis kasına ait YEMG sinyalinin analizi: (a) ham veri; (b) kesiti alınmış veri; (c) rektife edilmiş veri; (d)integrasyonu alınmış veri	49
Şekil 2.9. MVC Ölçümü için standardize pozisyonlar	50
Şekil 2.10. Baseline SD MF 3 kabul edildiğinde ve 8 kabul edildiğinde EMG trasesi üzerindeki onset-offset eşik değerleri	51
Şekil 3.1. Çalışmanın akış çizelgesi.....	54
Şekil 3.2. Yürüme esnasındaki yürüme fazı çizgileri ve RF ham EMG trasesi.....	59
Şekil 3.3. Yürüme esnasındaki yürüme fazlarına göre 20 Hz HP (4. Derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri alınmış RF kasına ait EMG trasesi	60
Şekil 3.4. Yürüme esnasındaki yürüme fazı çizgileri ve ST ham EMG Trasesi	60
Şekil 3.5. Yürüme esnasındaki yürüme fazlarına göre 20 Hz HP (4. Derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri alınmış ST kasına ait EMG trasesi	60
Şekil 3.6. Yürüme esnasındaki yürüme fazı çizgileri ve BF ham EMG trasesi.....	61
Şekil 3.7. Yürüme esnasındaki yürüme fazlarına göre 20 Hz HP (4. Derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri alınmış BF kasına ait EMG trasesi	61
Şekil 3.8. Squat esnasındaki ST ham EMG trasesi.....	62
Şekil 3.9. Squat esnasındaki 20 Hz HP (4. Derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri hesaplanmış ST kasına ait EMG trasesi	63

Şekil	Sayfa
Şekil 3.10. Squat esnasındaki RF ham EMG trasesi.....	63
Şekil 3.11. Squat esnasındaki 20 Hz HP (4. Derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri hesaplanmış RF kasına ait EMG trasesi	63
Şekil 3.12. Squat esnasındaki BF ham EMG trasesi.....	64
Şekil 3.13. Squat esnasındaki 20 Hz HP (4. Derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri hesaplanmış BF kasına ait EMG trasesi	64

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. ÖÇB'nin uzunluğu, genişliği ve kesit alanı.....	5
Resim 2.2. ÖÇB'nin 90° fleksiyonda iken anatomik görüntüsü	7
Resim 2.3. Ön çekmece testi.....	15
Resim 2.4. Lachman testi.....	16
Resim 2.5. Pivot shift testi	17
Resim 2.6. ÖÇB parsiyel yırtığı MRG.....	20
Resim 2.7. G-walk cihazı.....	26
Resim 2.8. A-birinci Rocker, B/C-ikinci Rocker, D-üçüncü Rocker	32
Resim 3.1. BTS FreeEMG RT-100 EMG Cihazı	55
Resim 3.2. Elektrot yerleşim yerlerinin belirlenmesi	57
Resim 3.3. Maksimal istemli kontraksiyon (MVC) ölçümleri	58
Resim 3.4. Yürüme esnasındaki kassal aktivasyonun ölçümü	59
Resim 3.5. Tek bacak squat esnasındaki kassal aktivasyonun EMG ile değerlendirilmesi.....	62

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler Açıklamalar

%	Yüzde
Ag/AgCl	Gümüş/gümüş Klorür
cm	Santimetre
d	Dakika
kg	Kilogram
mm	Milimetre
O	Derece
sn	Saniye

Kısaltmalar Açıklamalar

A/D	Analog/Dijital
AÇB	Arka Çapraz Bağ
AM	Anteromedial
AP	Anteroposterior
BF	Biceps Femoris
DAM	Destek Alanı Merkezi
EMG	Elektromyografi
HP	High Pass
IKDC	International Knee Documentation Committee (Uluslararası Diz Dökümantasyon Komitesi)
K-PT-K	Kemik- Patellar Tendon- Kemik
MF	Multiplication Factor (Çarpan Faktörü)
MİK	Maksimum İzometrik Kontraksiyon
ML	Mediolateral
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme

Kısaltmalar	Açıklamalar
MSS	Merkezi Sinir Sistemi
MVC	Maximum İometric Voluntary Contraction (Maksimum izometrik istemli kontraksiyon)
ÖÇB	Ön Çapraz Bağ
PL	Posterolateral
RF	Rektus Femoris
RMS	Root Mean Square
SD	Standart Deviation (Standart Sapma)
SENIAM	Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (İnvaziv olmayan kas değerlendirmeleri için yüzeyel elektromyografi)
ST	Semitendinosus
VAM	Vücut Ağırlık Merkezi
VKİ	Vücut Kütle İndeksi
YEMG	Yüzeyel Elektromyografi
YRK	Yer Reaksiyon Kuvveti
YRKV	Yer Reaksiyon Kuvvet Vektörü

1. GİRİŞ

Ön çapraz bağ (ÖÇB) femur ile tibia arasında konumlanmış, konnektif doku yönünden zengin bir yapıdır. Femurun lateral kondilinin posteromedialinden anteromediale doğru ilerleyerek tibianın interkondiler çıkıntısında sonlanır. Diz ekleminin stabilitesinde büyük öneme sahiptir. Tibianın anterior translasyonuna engel olan en önemli yapıdır. Bunun yanı sıra tibianın mediale ve laterale rotasyonunu önlemede aktif rolü vardır [1, 2]. ÖÇB' nin bu kadar önemli fonksiyonlara sahip olması yaralanması durumunda diz ekleminde instabilite, günlük yaşam kalitesi ve fonksiyonel aktivite seviyesinde önemli düşüşler gözlenmesine neden olur [3, 4]. Yaralanmalarında yapısında bulunan mekanoreseptörlerin de etkileneceği düşünülürse diz ile ilgili biyomekaniksel bozuklukların yanında nöromusküler bozuklukların da görüleceği aşıkardır [5].

ÖÇB yaralanmaları spor travmaları ile ilgilenen klinisyenlerin en sık karşılaştığı klinik tabloların başında gelir [6, 7]. Sporcuların spor yaşamlarını sonlandırabilecek ciddi fonksiyon kayıplarına neden olabilir. Yaralanmalar çoğunlukla ani rotasyonlar veya bir sıçrama sonrasında yeri karşılarken oluşan temassız travmalar şeklinde meydana gelir. ÖÇB yaralanması sonrası en sık uygulanan tedavi şekli cerrahidir ve dizde instabilitesi olan olguların yaralanmadan önceki fonksiyonel seviyelerine dönebilmeleri için yapılır [7, 8]. ÖÇB yaralanması veya tamiri sonrası uyluk kaslarında atrofi, kuvvet kaybı, proprioseptif defisitler ve kassal aktivasyon değişiklikleri oluşur. ÖÇB cerrahisi sonrası yapılan rehabilitasyonun amacı, adı geçen bu defisitleri tedavi etmektir. ÖÇB tamiri sonrası rehabilitasyon sürecinde bağın iyileşmesini ve durumunu değerlendirmek amacıyla birçok fonksiyonel, kuvvet ve proprioseptif testler uygulanır. Atrofi ve kuvvet kaybını belirlemek için izokinetik ve izometrik değerlendirmeler, kassal aktivasyonu değerlendirmek için EMG ölçümleri, fonksiyonel aktiviteyi değerlendirmek için çeşitli fonksiyonel aktivite değerlendirme testleri, proprioseptif defisitleri değerlendirmek için ise eklem pozisyon hissi, denge ve kinestezi ölçümleri yapılır [9, 10].

ÖÇB tamiri sonrası olgularda önemli oranlarda kuvvet kayıplarının olduğu gösterilmiştir [11, 12]. Yapılan araştırmalarda özellikle quadriseps kasındaki güç kaybının %10 ila %40 arasında değiştiği ifade edilmektedir [11, 13, 14].

ÖÇB cerrahisi sonrası uygulanan rehabilitasyon programının en önemli komponenti quadriceps ve hamstring kas kuvvetlerinin restorasyonudur [15]. Quadriceps kasının diz ekleminin stabilizasyonunda görevli olmasının yanında quadriceps kas kuvvetinin fonksiyonel performans ve uzun dönemde osteoartrit gelişimi ile ilişkili olması, ÖÇB cerrahisi sonrası rehabilitasyon programlarında öncelikli olarak bu kasın restorasyonuna odaklanılmasına neden olmuştur [6, 16, 17]. Ancak yine de ÖÇB yaralanmasından sonra quadriceps kas kuvvetinde kayıplar çok sık görülmektedir [18]. Tamir sonrasında quadriceps kas gücünü arttırmaya yönelik tedavi yaklaşımları geliştirilmesine rağmen çoğu zaman kas gücü yaralanma öncesi seviyeye döndürülememektedir [6, 19]. Oluşan kas gücü kaybının refleks inhibisyona veya artrojenik kas inhibisyonuna bağlı olduğu düşünülmektedir [6, 20]. Artrojenik kas inhibisyonu ÖÇB yaralanması ya da tamiri sonucunda uzun bir süre görülebilir ve sonucunda kas atrofisi gelişebilir [21].

Hamstring kas grubu ÖÇB ile sinerjistik bir görev üstlenir. Operasyon sonrasında hamstring kas grubunun kuvvetlendirilmesi iyileşme sürecindeki grefte olan yüklenmeleri azaltabilir [22]. Tamir sonrasında hamstring kasında görülen güç kaybının nedeni hamstring kasından greft alınması ve bu bölgede meydana gelen nöral inhibisyonudur. Yine muskületendinöz yapıların değişen mekaniği de bu güç kaybının bir diğer nedenidir [23]. Nöral inhibisyonun diz çevresindeki kasların kassal aktivasyonlarında nasıl değişiklikler yarattığı hala tam olarak açıklığa kavuşturulamamıştır.

Tamir sonrası sadece tamir olan dizde değil sağlam taraf dizde de kas gücü kayıplarına rastlanılmaktadır [24]. Bu durumun nedeni olarak cross-over inhibisyon veya yetersiz kondisyon görülmektedir [24, 25]. Bu nedenle tamir olan taraftaki kas kuvvetini sağlam tarafla kıyaslamak doğru sonuçlar ortaya koymayacaktır [25].

ÖÇB' in yaklaşık % 1 ila %2'sini somatosensorial sistemin efferent yolları oluşturur . Bu yollar üst merkezlere gönderilen proprioseptif bilgilerin elde edilmesinden sorumludur [26]. ÖÇB yaralanması bu liflerin de zarar görmesi anlamına gelmektedir ve bu durum proprioseptif bilgilerde kayıplara neden olabilir [27]. Bu kayıplar ÖÇB ile hamstring kasları arasındaki refleks ark ilişkisini bozarak kassal aktivasyon farklarına neden olabilir. ÖÇB'ın sinerjisti olarak çalışan hamstring kaslarındaki olası kassal aktivasyon farklılıkları tamir sonrası yeniden yaralanmalara zemin hazırlayabilir. Literatürde tamir sonrasında proprioseptif kayıpların olduğu gösterilmiştir [28].

Literatürde ÖÇB tamiri sonrası erken dönemde ve spora dönüş fazı olarak kabul edilen 6. ay ve sonrasında diz çevresi kaslarda atrofinin devam ediyor olabileceği belirtilmiştir [19]. Ancak özellikle greft alınan hamstring kaslarının kassal aktivasyonu ayrıntılı olarak ele alınmamıştır. Ayrıca çalışmalarda postoperatif dönemde kassal aktivasyon değişimlerinin olabileceği belirtilmiş ancak bu durumun ne kadar süre devam ettiği konusunda bir fikir birliği sağlanamamıştır. Bunun yanı sıra literatürde ÖÇB yaralanması geçiren olguların fonksiyonel aktivitelerini devam ettirebilmek için çeşitli konpansasyon mekanizmaları geliştirdiğinden bahsedilmektedir [29]. ÖÇB tamiri sonrasında olguların yürüme paternini kassal adaptasyon ve nöromusküler re-programming ile değiştirerek diz stabilizasyonunu arttırmaya yönelik mekanizmalar geliştirdiğinden bahseden az sayıda çalışmaya rastlanılmıştır [29]. Özellikle yürüme gibi günlük yaşam aktivitelerinde sıkça kullanılan fonksiyonel hareketlerin devamı için kassal aktivasyonların post-op uzun dönemde ayrıntılı olarak incelendiği çalışmalara rastlanmamıştır.

YEMG çeşitli hareket paternlerinin kassal aktivasyon açısından analiz etmek için yaygın olarak kullanılan deneysel bir yöntemdir. Günümüzdeki kablosuz YEMG cihazlarının harekete izin vermesi hareketin dinamik analizine imkan tanımaktadır. Yürüme ve squat gibi günlük yaşamda sıkça kullanılan hareket paternleri aşama aşama kassal aktivasyon yönünden incelenebilmektedir. Kasların hareketin hangi anında ne kadar aktif olduğu bilgisi YEMG analizleri ile elde edilebilmektedir [30]. Bu nedenle çalışmamızda kassal aktivasyonları inceleyebilmek amacıyla YEMG yöntemini kullandık.

Tüm bu sonuçlardan yola çıkarak yapılan bu çalışmanın amacı en az 12 (12-60) ay önce unilateral ÖÇB tamiri olan olgularda diz çevresi kaslardaki kassal aktivasyon düzeylerinin ortaya koymak ve hem sağlam tarafla hem de sağlıklı kontrol grubu ile karşılaştırmaktır.

Çalışmanın hipotezleri şu şekildedir:

H0: Hamstring tendon grefti kullanılarak ÖÇB tamiri geçiren olgularda cerrahi olan ekstremit, sağlam ekstremit ve sağlıklı kontrol grubunun aynı taraf ekstremitesi yürüme ve squat aktiviteleri esnasındaki kassal aktivasyonları arasında fark yoktur.

H1: Hamstring tendon grefti kullanılarak ÖÇB tamiri geçiren olgularda cerrahi olan ekstremit, sağlam ekstremit ve sağlıklı kontrol grubunun aynı taraf ekstremitesi yürüme ve squat aktiviteleri esnasındaki kassal aktivasyonları arasında fark vardır.

2. GENEL BİLGİLER

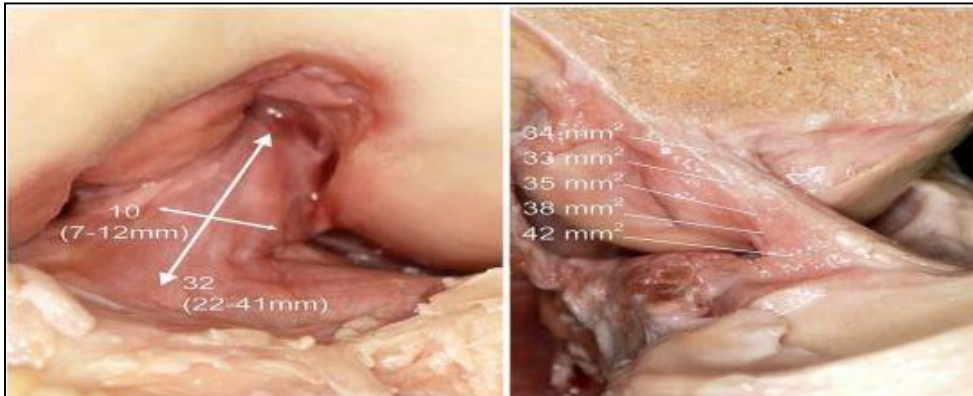
2.1. Ön çapraz bağ

2.1.1. Ön çapraz bağın anatomisi

ÖÇB, interkondiler çentikte femurun lateral kondilinin medial tarafında ve posteriorunda yer alan fossaya yapışır. Yerleşimsel ve yapısal özellikleri ÖÇB'ye tibianın anteriora translasyonu ile femurun tibia üzerinde eksternal rotasyonunu önleyerek dizi stabilize etmek gibi önemli bir fonksiyon kazandırmıştır [31, 32]. Bir diğer fonksiyonu ise dizi valgusa zorlayan kuvvetlere karşı direnç oluşturmaktır [33]. ÖÇB'nin diz eklemi sinoviyumunun her iki tabakası tarafından da sarılmış durumda olması ÖÇB'nin intraartiküler ama ekstrasinovyal bir yapı olarak sınıflandırılmasına neden olmuştur [31, 34].

ÖÇB matriksi farklı türden kollajen liflerden (tip I lifler çoğunluktadır) proteinlerden, glikoproteinlerden, elastik sistemlerden ve birçok fonksiyonel etkileşimli glikozaminoglikanlardan oluşur [35].

ÖÇB femura yapıştığı origosundan 1-1,2 cm sonra çan şeklinde açılarak kendi etrafında dışa doğru rotasyon yapar. Bağın bu açılma ve rotasyonu tibiadaki tutunduğu noktaya yüksek düzeyde adaptasyon gösterebilmesini sağlar. ÖÇB tibianın medial tüberkülünün anterolateralindeki fossaya tutunur. ÖÇB'ın tibial yapışma yeri femoral yapışma yerine oranla %120 daha geniştir [31, 35]. Kesit alanı femurdan tibiaya yaklaştıkça artış gösterir (Resim 2.1).



Resim 2.1. ÖÇB'nin uzunluğu, genişliği ve kesit alanı [34]

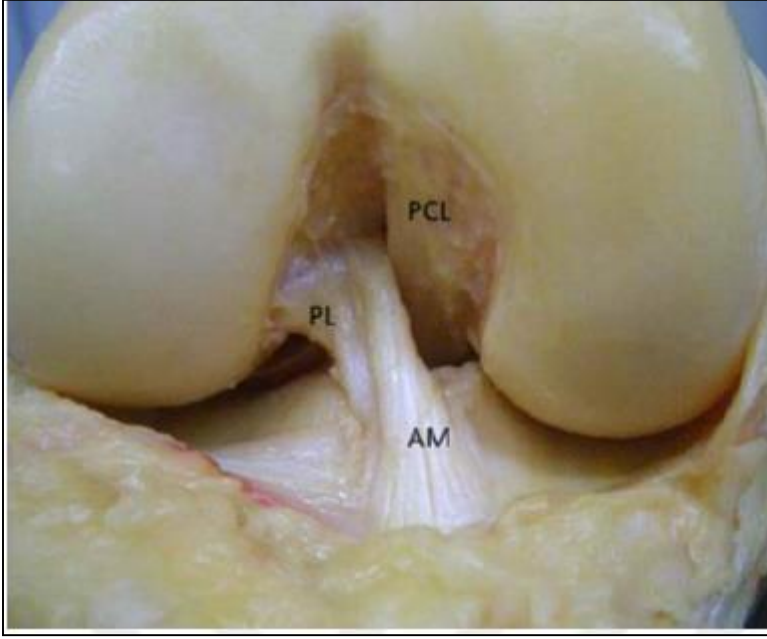
ÖÇB'nin lifleri farklı hareket paternlerinde farklı gerilimler ile yüklenen fonksiyonel liflerdir. Bu lifler hareketin tamamında farklı gerginlik paternleri gösterirler. Sabit bir gerilim yüklenen basit fiber bant işlevinde değildirler [31].

Amis ve Dawkins ÖÇB'yi anatomik ve biyomekanik açıdan anteromedial (AM), intermediate ve posterolateral (PL) bant olarak üç sınıfta incelemişlerdir. PL bandın ekstansiyonda gerilirken AM bandın fleksiyonda gerildiğini belirtmişlerdir. Bu durum diz stabilitesinin artışına katkı sağlar ancak aynı zamanda bu pozisyonlardaki travmalar kısmi rüptür nedeni de olabilir [36].

Bazı araştırmacılar ise Amis ve Dawkins'in aksine ÖÇB'nin liflerini iki sınıfa ayırmışlardır. ÖÇB'nin liflerini AM ve PL olarak iki gruba ayıran ilk araştırmacılardan birisi Palmer'dir [37]. Daha sonralarda Brantigan ve Voshell (1941) ile Girgis, Marchall ve Jem (1975)' de ÖÇB'yi aynı şekilde iki gruba ayırmıştır [38, 39]. ÖÇB'nin çalışma prensibinin anlaşılması bakımından bu tanımlama genel kabul görmüştür.

PL bant, AM bandın femoral tutunma noktasının distalinden başlayarak tibial tutunma noktasının posterolateralinde sonlanır. AM bant ise femoral tutunma noktasının proksimalinden ve anteriorundan başlayıp tibial tutunma noktasının anteromedialinde sonlanır [31, 36]. PL bant AM banttın hem tibial hem de femoral tutunma noktalarında daha incedir [36].

PL bant diz ekstansiyonda iken gergindir. AM bant ise bu pozisyonda PL banta göre daha gevşektir. Diz fleksiyona getirildiğinde ÖÇB'nin femoral parçası horizontale doğru gelir. Bu hareket AM bandın gerilimini arttırırken PL bandın gerilimin azalmasına neden olur (Resim 2.2) [31]. Bu iki bant 134 N'luk anterior tibial yüklenmeye maruz bırakıldığında PL bandın AM banda kıyasla düşük fleksiyon derecelerinde daha yüksek kuvvet taşıdığı görülmüştür. AM bant ise büyük fleksiyon açılarındaki daha fazla eksternal yüklenmeye direnç gösterebilmiştir [40]. Yapılan bir diğer araştırma sonucuna göre ise PL bant, 134 N'luk anterior yüklemeye en büyük reaksiyonu tam ekstansiyonda vermiş, diz fleksiyonu arttırıldığında reaksiyonun azaldığı tespit edilmiştir. Bununla birlikte aynı çalışmada PL bandın kombine rotasyonel kuvvetlere karşı diz stabilizasyonunda önemli bir rol oynadığı gösterilmiştir [41].



Resim 2.2. ÖÇB'nin 90° fleksiyonda iken anatomik görüntüsü [42]

2.1.2. Ön çapraz bağın vaskülarizasyonu

ÖÇB'nin vaskülarizasyonu oldukça sınırlıdır. Çapraz bağların kanlanmasının ana kaynağı orta geniküler arterdir. Bağların distal kısımları medial ve lateral inferior geniküler arterin dalları ile kanlanır [43]. Hem femoral hem de tibial yapışma noktalarında ise sinoviyal membranın damarlanmaları bağı çepeçevre sararak difüzyon ile beslenmesi sağlar [44].

Bağın içindeki kan damarları homojen bir dağılım göstermez. Bağın femur kondilleri arasındaki fossanın anterior kenarına bakan bölümünün fibrokartilajı içinde avasküler bir bölge vardır [45]. Çeşitli yüklenmelere maruz kalan alanlardaki tendonlarda fibrokartilaj ve zayıf vaskülarizasyonun bir arada bulunması ÖÇB'nin iyileşmesini yavaşlatan ve zorlaştıran faktörlerden birisidir [46].

2.1.3. Ön çapraz bağın nöroanatomisi

ÖÇB N.Tibialis'in posterior dallarından innerve olur. Bu sinir lifleri eklem kapsülünün posterioruna penetre olarak ligamenti saran sinoviyal ve periligamentöz damarlarla birlikte infrapatellar yağ yastığının anterioruna doğru uzanırlar. Liflerin çoğu endoligamentöz damarlardır ve vazomotor fonksiyonlara sahiptir [47].

Sinovial membranda bağa ait mekanoreseptörler bulunur. ÖÇB'nin yüzeyinde, yoğun olarak femoral tarafta bulunan ruffini cisimcikleri ve golgi benzeri reseptörler pozisyon, hareket ve eklemin rotasyonel açısıyla ilgili bilgileri toplar. ÖÇB'nin femoral ve tibial sonlanmalarında yer alan Vater Pacini mekanoreseptörleri bağdaki hızlı hareketlere ve değişen gerilimlere karşı duyarlıdır. Ayrıca bağın gövdesinde sayıca daha az nosiseptörler ve vazomotor kontrolde görev alan serbest sinir uçları vardır. Bunların normal dokuda ve greftin geç remodelling döneminde düzenleyici etkileri vardır [48]. ÖÇB'de bağın % 1'i ile % 2,5'u arası, bağa ait sinir dokusu bulunmaktadır. Bu sinir yapıları eklemin pozisyonu, hareket yönü, hızı, ivmesi, gerginliği gibi bilgileri MSS'ne bildirerek bağın korunmasında önemli görevler alırlar [49].

ÖÇB'de diz açısının devamlı değişiminden dolayı bu yapıların ve kasların gerilimlerinde meydana gelen değişimler nedeniyle farklı afferent aktivasyonlar olur. ÖÇB 30° diz fleksiyon pozisyonunda en gevşek durumdadır. Bu pozisyon afferent aktivasyonun en az olduğu pozisyonudur. Diz hiperekstansiyonda iken internal rotasyona getirildiğinde mekanoreseptörlerde aktivasyon en üst düzeye çıkar [50].

Proprioseptif duyu ile ÖÇB'deki mekanoreseptörler arasında doğrusal bir ilişki vardır. Mekanoreseptör aktivasyonu arttıkça diz propriyosepsiyon duyusu da artar [49, 51].

2.1.4. Ön çapraz bağın biyomekaniği

ÖÇB dizin farklı açılara farklı gerilme kuvvetleri ile reaksiyon gösterir [31]. ÖÇB'nin birincil görevi tibianın femur üzerindeki anterior translasyonunu kontrol etmektir [36, 52, 53]. ÖÇB tek başına, hareketin doğasından kaynaklı bu anterior translasyona karşı koyulan toplam direncin %85 ini karşılar. Bunun yanında varus ve valgus streslerine karşı tibianın aşırı medial ve lateral rotasyonunu da kontrol etmeye yardımcıdır. Ekstansiyon ve hiperekstansiyonun kontrolünde de az miktarlarda da olsa rol alır. Femoral kondillerin yarıçapındaki farktan dolayı dizin fleksiyonunda internal rotasyon, ekstansiyonunda ise eksternal rotasyon oluşur. Bu hareket “*screw home*” mekanizması olarak isimlendirilir. ÖÇB diz fleksiyonunda meydana gelen bu *screw home* mekanizmasına karşı direnç göstererek tibianın aşırı rotasyonunu önler [54, 55].

ÖÇB ve AÇB beraber dizin ani dönme merkezini yönlendirirerek eklem kinematığını kontrol eder. Her bir demet gerilme kuvvetlerine uygun olarak diz eklemine stabilitesinde görev alır. Anterior tibial translasyonu önleyen birincil yapı AM bant iken, özellikle dizin tam ekstansiyona yakın pozisyonlarında rotasyonel yüklere karşı ise PL bant en önemli stabilizatördür [56].

2.1.5. Ön çapraz bağın kinematığı

ÖÇB ve AÇB birlikte diz rotasyonları ve translasyonlarını kontrol eden en önemli yapılardır. Quadriceps [57] ve gastrocnemius kası [58] ÖÇB'nin antagonistidir ve dizi anterior translasyona çeker. Hamstring kası ise ÖÇB ile sinerjik çalışarak anterior translasyonu azaltır [56, 59]. ÖÇB anterior translasyona gösterilen direncin %85'ini oluşturur. ÖÇB'nin en gevşek olduğu 20° ila 45° arası diz fleksiyonu translasyonun en kolay gerçekleşebileceği pozisyonudur. Olası translasyon durumunda yükün büyük kısmı AM bant tarafından karşılanır. AM bandın yükü 30° den başlayarak 90-120° de zirve yapar [60]. PL bant ise medial kollateral ligament ile dizin internal rotasyonunu önlemede büyük görev üstlenir [35].

Diz tam ekstansiyonda iken 100 N.'luk bir yüklenme 2-5 mm arasında bir anterior translasyon yaratırken, diz 30° de iken aynı yük altında oluşan anterior translasyon 7-9 mm ye kadar çıkabilir. Dizin tam ekstansiyonda olduğu pozisyon PL bandın en gergin olduğu pozisyonudur. Fleksiyona doğru PL bant gevşer. Genel olarak dizin 10° ila 20° arasındaki fleksiyon pozisyonu iki bandın birlikte ÖÇB'nin en gergin olduğu pozisyonudur [58].

2.1.6. Ön çapraz bağın yaralanma mekanizmaları ve etiyolojisi

ÖÇB yaralanmaları yüksek enerjili (trafik kazası) veya düşük enerjili (temassız sporlar vb.) çeşitli şekillerde meydana gelebilir. Düşük enerjili yaralanmalar bazen temas içerebilir (dize darbe vs.) ancak temassız yaralanmalar daha sık görülürler. ÖÇB yaralanmalarının yaklaşık % 70'ini temassız yaralanmalar oluşturur [61, 62].

Temassız yaralanma mekanizması

Koşma, sıçrama gibi aktiviteler esnasında aniden yavaşlamaya çalışma, yön değiştirme (kesme), dizin aşırı rotasyonuna veya laterale esnemesine (valgus stresi) neden olan dönme

ve sıçrama sonrasında düşüş hareketleri esnasında temassız yaralanma oluşabilir. ÖÇB yırtıklarının biyomekaniğini değerlendiren birçok çalışma, yaralanmaların büyük çoğunluğunu minimal diz fleksiyonu ve tibianın internal rotasyonuna eşlik eden valgus pozisyonu ile ilişkilendirmiştir [63, 64].

Temaslı yaralanma mekanizması

Bir temasa bağlı ÖÇB yaralanmaları genellikle dizi hiperekstansiyona veya valgusa zorlayan direkt bir darbeden kaynaklanır. Bu zorlanma genelde yüklenme durumundaki sabit ayağın lateraline darbe geldiğinde veya trafik kazalarında görülür. Temaslı yaralanmalar tüm ÖÇB yaralanmalarının yaklaşık 1/5 ini oluşturmaktadır [65].

2.1.7. Ön çapraz bağın yaralanma insidansı

ÖÇB yaralanmaları spor müsabakalarında sıklıkla görülür. Sporcuların kariyerlerini bitirebilecek düzeyde kayıplara neden olabilirler [8]. Her yıl Amerika Birleşik Devletlerinde 200.000'den fazla ÖÇB yaralanması olmaktadır [66]. Tüm ÖÇB yaralanmalarının %53 üni futbol müsabakaları esnasındaki yaralanmalar oluşturur. Voleybol, futbol, basketbol, judo ve dağ kayağı riskli sporlardandır [8]. Bunun yanı sıra kayak ve jimnastik sporu da ÖÇB yaralanmaları açısından yüksek riskli gruptadır [67]. ÖÇB yaralanmaları genellikle sıçrama sonrasındaki düşüş sırasında veya ani dönme nedeniyle oluşan temassız travmalar sebebiyle gerçekleşir [8]. Kadın sporcular erkek sporculara göre 2-8 kat daha fazla ÖÇB yaralanması geçirirler. Bu yaralanmaların büyük çoğunluğu temassız yaralanma mekanizmasına sahiptir [68, 69]. Her ne kadar birçok anatomik etken bu durumda rol oynasa da erkeklerin riskli sporlara (futbol, rugby vs.) katılımının daha fazla olması totalde ÖÇB yaralanmalarının istatistiksel olarak erkeklerde daha fazla görülmesine sebep olmaktadır [70].

2.1.8. Risk faktörleri

ÖÇB yaralanmalarına neden olan risk faktörleri çevresel, anatomik, hormonal ve biyomekanik faktörler olarak 4 başlık altında incelenebilir [71].

Çevresel faktörler

Kullanılan ayakkabının özellikleri

Ayakkabı ve oyun oynanan yüzey arasındaki yüksek friksiyon seviyesi temassız ÖÇB yaralanmaları için en önemli risk faktörü olarak tanımlanmaktadır. Futbolda pençe tasarım ayakkabı torsiyonel dirençte önemlidir ve ÖÇB yaralanma oranını olumsuz etkiler [71].

Zeminin özellikleri

Ayakkabı ile yüzey arasındaki yüksek sürtünme oranları, her ne kadar iyi performans ile ilişkilendirilse de ÖÇB yaralanması riskini arttırmaktadır. ÖÇB yaralanması açısından daha güvenli olan ayakkabı tasarımları optimal performansa izin vermeyebilir [71]. Suni çimler doğal çimlere göre daha az kaygan olduğu için ÖÇB'nin yaralanma olasılığını da arttırmaktadır [72]. Zeminin aşırı sert olması sürtünme katsayısını artırarak ayağın yerde sabit olduğu durumlarda dize gelecek travmalarda ön çapraz bağ yaralanma riskini artırır [71].

Anatomik faktörler

Erkekler ve kadınlar arasında alt ekstremité dizilimi, eklem laksitesi ve kas gelişimi açısından anatomik farklılıklar vardır. Alt ekstremité dizilimindeki farklılıkların ÖÇB yaralanması riskini artırıp arttırmadığı birçok araştırmanın konusu olmuştur. Kadınlarda Q açısının, tibial torsiyonun ve ayak pronasyonunun fazla olmasının, ÖÇB yaralanmaları için risk faktörü olabileceğinden literatürde bahsedilmektedir [71]. Yine artmış ayak pronasyonu tibianın internal rotasyonunun artmasına sebep olur ve ÖÇB yaralanmalarına neden olabilir [65, 73, 74].

Femur interkondiller çentiğinin anatomisi ve genişliği kadınlarda ÖÇB yaralanmasına zemin hazırlayan bir diğer faktördür [68]. İnterkondiller çentik genişliğinin normalden daha küçük olması tibianın eksternal rotasyonu ve kalça abdüksiyonu esnasında ÖÇB'nin çentiğin anterior ve posterior kenarları arasında sıkışmasına neden olur [75]. ÖÇB yaralanması geçiren kadınlar üzerinde yapılan çalışmalarda yaralanma geçiren kadınların interkondiller çentiklerinin daha dar olduğu gösterilmiştir [76]. Erkeklerde de interkondiller çentiğin dar olması predispozan bir faktördür [77]. İnterkondiller çentik

mesafesi dar olan sporcuların, mesafeye bağılı olarak bağıın kütlesinin de daha küçük olmasından dolayı, ÖÇB yaralanma olasılığı daha yüksektir [78]. Diz eklem laksitesinin fazla olması, dinamik hareketler esnasında diz stabilitesini azalttığı ve bunun sonucunda da ÖÇB'ye daha fazla yük bindiğı düşünölmektedir [65].

Pelvisin anterior tilti ile birlikte kalça internal rotasyon, fleksiyon ve anteverسیون pozisyonuna gelir. Bunun sonucunda hamstring kasları uzar ve zayıflar [79]. Gluteus medius kası dizdeki valgus kollapsını dengelemede önemli role sahip olduğundan, anterior pelvik tilte bağılı gluteus medius kasının çekiş açısının değışmesi ile ani yön değıştirme, kesme ve yere düşme anında dizde görölen dinamik valgusu kontrol etme yeteneğı azalır [63].

Hormonal faktörler

90'lı yılların sonunda ÖÇB hücrelerinde östrojen ve progesteron reseptör bölgelerine rastlanması kadın cinsiyet hormonlarının ÖÇB yapılarının dayanıklılığında rol oynayabileceğini düşöndürmüştür [71, 80]. Cinsiyet hormonlarının ÖÇB'deki kollajen sentezinde düzenleyici bir rol oynadığı ve bunun da bağıın yüklenme kapasitesinde belirleyici bir unsur olduğü düşünölmektedir [65]. Östrojen konsantrasyonunun artmasının fibroblast proliferasyonunu ve kollajen sentezini azalttığı gösterilmiştir. Östrojen uygulanması ÖÇB'nin gerilime direncini zayıflatır [71]. Kadınların adet döngüsü esnasındaki hormonal değışimler ile ÖÇB yaralanmaları incelendiğinde ovulasyon evresinde östrojenin yükselmesine bağılı olarak yaralanma yüzdelerinde de artış görölmüştür [71].

Biyomekanik faktörler

Eklem stabilitesinde nöromusküler kontrol

Nöromusküler kontrol, duyuşal inputlara karşı dinamik yapıların bilinçsiz bir aktivitesidir. Proprioepsiyon, kinestezi, eklem pozisyon hissi, görsel ve vestibular bilgiler duyuşal input oluştururken, fonksiyonel motor paternler, dinamik eklem stabilitesi ve reaktif nöromusküler kontrol bu girdilere motor efferent cevabı tanımlar. Proprioepsiyon, dinamik eklem stabilitesinin sağlanmasında önemli bir rol oynamaktadır. Hareket

esnasında proprioseptif inputlara oluşturulan uygun kas aktivasyonu adaptasyonları, ÖÇB'yi aşırı in-vivo streslerden koruyarak profilaktik mekanizmaların uyarılmasına sebep olabilen ve böylece ÖÇB yaralanma insidansını azaltan en etkili araçtır [71].

Kalça ve gövdenin yaralanmalardaki etkisi

Kalça eklemine pozisyonu ve hareketleri diz eklemine pozisyonunu ve eklem bina yükü etkiler. Diz eklemine moment kalça eklemine momentten etkilenir. Kalça ve diz eklemine sağılam bir şekilde stabilize edilebilmesi alt ekstremitede ortaya çıkarılmaya çalışılan hareketin daha iyi bir nöromuskuler kontrol ile çıkarılabildiğini sağılar. Erkeklerin hamstring, gluteus medius ve kalça ekstansör kas aktivasyonu kadınlara göre daha fazladır. Kalça çevresi kas aktivasyonunun az olması quadriceps ve hamstring kas aktivasyonunu da azaltır. Bütün bunların ÖÇB yaralanmalarında nasıl rol oynadığının incelenmesi ÖÇB yaralanma mekanizmalarının anlaşılabilmesi için önem taşımaktadır [71].

Diğer kinetik etkiler

Temassız ÖÇB yaralanması geçiren bireyler, sıklıkla, yaralanmanın yavaşlama esnasında (örneğin, yön değıştirme ya da sıçrama sonrası yere düşüş esnasında) meydana geldiğini bildirir. Bu tür hareketler quadriceps kasının eksantrik kasılma esnasındaki kas aktivasyonunun iyi olmasını ve küçük diz fleksiyon açılarını gerektirir. Quadriceps kası düşük diz fleksiyon açılarında (10-30 derece) maksimum anterior shear kuvvetini oluşturur. Diz tam ekstansiyonda iken veya tam ekstansiyona yakın iken quadriceps aktivasyonu ÖÇB'de ölçülebilir bir gerim oluşturur. Yüksek hızlardaki quadriceps eksantrik aktivasyonu ÖÇB'de maksimal izometrik quadriceps kontraksiyonundan daha fazla gerim oluşturur. Dizdeki valgus momenti ÖÇB'de ekstra bir stres oluşturur. Hamstring kasının aktivasyonu ligamenti bu stresten koruyucu bir güç sağılar [71].

Kadınlara kesme ve iniş manevralarını erkeklere göre daha az kalça ve diz fleksiyonu ile gerçekleştirdikleri gösterilmiştir. Bu nedenle, teorik olarak, kesme ve iniş manevraları esnasında ÖÇB yaralanması riski erkeklerdekine göre daha yüksektir. Ayrıca kadınlarda diz valgus açısının daha fazla olması yaralanma riskini daha da arttırabilir [71, 81].

Yaş

Gençlerin aktivite düzeyleri daha yüksek olduğundan dolayı yaşlılara oranla yaralanma olasılığı daha fazladır. 30 yaşından itibaren bu yaralanma riski azalma eğilimine girer. Ancak bu durum aktivite düzeyinin düşmesine bağlı olduğu akıldan çıkarılmamalıdır. Aynı aktivite düzeyini ileriki yaşlarda sürdüren bireylerin yaşa bağlı bağ ve eklem harabiyetleri düşünüldüğünde ÖÇB'ye gelecek olası travmalara karşı daha dayanıksız olacakları aşıkardır [82].

Aktivite düzeyi

Bireylerin aktivite düzeyi yaralanma olasılığını, derecesini ve yaralanma sonrasındaki tedavi seçeneklerini oldukça etkilemektedir. Aktivite düzeyi Tegner skalası ve IKDC (International Knee Documentation Committee) subjektif diz değerlendirme skoruna göre değerlendirilmektedir. Araştırmalar Tegner skorunun 7 ve üzerinde, IKDC skorunun ise I-II olduğu kişilerde ÖÇB yaralanma olasılığının daha yüksek olduğunu göstermektedir [83].

2.1.9. Ön çapraz bağ yaralanması sonrası değerlendirme

ÖÇB yaralanması sonrasında tanı koyma ve tedavi planlama sürecindeki en önemli aşamalardan birisi klinik muayenedir [84].

Hikaye

Hasta değerlendirmesinin en önemli aşaması anamnezdır. Bir ÖÇB yaralanması anamnezinde sıklıkla hastaların şikayetleri benzerdir. Akut yaralanmalarda dizde ani bir dönme ve hemartroz şikayetinden sıklıkla bahsedilir. ÖÇB'de yırtık oluşmuş hastaların % 40'ı ilk travma anında kopma hissi algılar [84].

Fizik muayene

Diz effüzyon veya hemartroz varlığı açısından incelenmelidir. Effüzyon dizde intra-artiküler bir patolojiyi işaret eder [85]. Kombine bir bağ yaralanmasının olup olmadığı varus ve valgus stres testleriyle belirlenebilir. Değerlendirme esnasında iki taraf diz arasındaki fark karşılaştırılarak anormal durum tespit edilmeye çalışılır [84].

Fizik muayenede akut dönemde hemartroz nedeniyle hasta dizini tam ekstansiyona getiremeyebilir. Yapılan spesifik testlerle dizin stabilitesi değerlendirilir. Klinikte en sık kullanılan 3 test şu şekildedir:

Ön çekmece testi: Dizin öne ve arkaya olan stabilitesi değerlendirilir. Hasta sırt üstü uzanırken ve diz 90° fleksiyonda iken test uygulanır. Testi yapan klinisyen eklem çizgisinin hemen altından tibia'yı her iki eliyle kavrayarak öne doğru çeker ve tibianın femura göre yer değiştirmesini not eder (Resim 2.3). Yer değiştirme kontralateral diz ile karşılaştırılır. Özellikle ÖÇB'nin AM bandı için daha spesifik bir testtir.



Resim 2.3. Ön çekmece testi

Lachman testi: Hasta sırt üstü pozisyonda uzanırken diz 30° fleksiyonda iken test uygulanır. Testi yapan klinisyen bir eliyle femuru stabilize ederken, diğer eliyle tibia'yı proksimalinden tutarak öne doğru çeker ve tibianın öne doğru yer değiştirmesini not eder. (Resim 2.4). PL bant için daha spesifik bir testtir.



Resim 2.4. Lachman testi

Pivot shift testi: Rotasyonel stabiliteyi değerlendirmek için kullanılan bir testtir. Hasta sırt üstü uzanırken kalça 30° fleksiyona ve abdüksiyona getirilir. Testi uygulayan klinisyen bir eliyle hastanın ayağını diğer eli ile hastanın tibiasını proksimalinden kavrar. Ekstansiyon konumunda diz internal rotasyonda, tibia öne çekilirken aynı zamanda valgus stresi uygulanır. Bu durumda tibia öne doğru subluksedir. Dizin 30° fleksiyona getirilmesi ile tibia aniden redükte olur (Resim 2.5).

Bu testler dışında ÖÇB değerlendirmesinde Jerk testi, fleksiyon rotasyon çekmece testi gibi testler de kullanılmaktadır.



Resim 2.5. Pivot shift testi

Kas kuvvetinin değerlendirilmesi

ÖÇB yaralanmasının sonucu olarak alt ekstremité kaslarının zayıflaması tekrar yaralanma riskini arttırıp diz kinematiğini değiştirerek görece erken başlayan osteoartrite sebep olabilir [86]. ÖÇB rekonstruksiyonu olan bireylerde görölen diz çevresindeki kasların kuvvet kaybı fiziksel ve sportif aktivite seviyesinin düşmesine de neden olabilir. İzokinetik dinamometreler güvenilir, objektif ve tekrarlanabilir olmaları nedeniyle kas kuvveti ölçümünde altın standart olarak kabul edilir [87]. İzokinetik ölçümlerden elde edilen pik tork, iş, güç ve endurans parametreleri çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır [88].

Kas kuvveti ölçümleri ÖÇB yaralanması ve tamiri sonrası spora dönüş kararı için de oldukça önemlidir. Bu karar için özellikle yaralı ve sağlam taraf ekstremité quadriceps kasının izometrik ve izokinetik kuvvetlerinin karşılaştırılması sonucunda quadriceps ekstremité simetri indeksi elde edilerek kullanılır [89].

Propriyosepsiyon değerlendirmesi

Propriyosepsiyon bilinçli veya bilinçsiz eklem pozisyon hissi, kinestezi, kuvvet, ağırlık ve efor (kuvvet hissi) bilgisini içerir. Propriyosepsiyon mekanik uyarıların mekanoreseptörler acılığı ile merkezi sinir sistemine taşınmasıyla oluşan duysal bilgiler bütünüdür. Özel olarak propriyosepsiyonu algılayan mekanik alıcılar propriyoseptrler olarak adlandırılırlar. Bu propriyoseptrler kas, tendon, eklem ve fasiada bulunurlar. Bunların yanısıra derideki reseptörler de propriyosepsiyona katkıda bulunabilir [90].

Uygun motor hareketin oluşturulabilmesi için gerekli vücuda ait biyomekani ve pozisyon bilgisi büyük oranda propriyoseptrler tarafından sağlanır. Propriyosepsiyon, planlanan hareketin ne kadar doğru şekilde gerçekleştirildiğine dair feedback sağladığından motor öğrenmeye de katkıda bulunur. Hareketin düzgünlüğünün, eklem stabilizasyonunun, koordinasyonun ve dengenin sağlanması için propriyosepsiyon feedback kontrolü, feedforward kontrolü ve bu sayede kas tonusunun düzenlenmesi önemlidir [91].

B'nin yaklaşık % 1-2' si mekanoreseptrlerden oluşur. Bu reseptörler proprioseptif bilgilerin MSS (Merkezi Sinir Sistemi)'ye gönderilmesi ile sorumludur. B yaralanması eklemde mekanoreseptör kaybına sebep olur. Bu kayıp sonucunda duysal bilginin azalması, MSS'ye sağlanan afferent verinin azalmasına ve dolayısıyla harekete karar verme yeteneğinin bozulmasına neden olur. Buna ek olarak eklem çevresindeki motor nöronların inhibisyonuna ve motor kontrolün değişmesine neden olur [26].

Propriyosepsiyonun değerlendirmesi için eklem pozisyon hissi, kinestezi ve kuvvet hissi testleri yapılır. Testler hem pasif (eklemdeki mekanoreseptörleri uyararak) hem de aktif (eklem ve kas-tendon mekanoreseptrlerini uyararak) olarak yapılabilir. Eklem pozisyon hissi testleri, bir eklemde daha önceden belirlenmiş bir hedef açıyı yeniden bulmadaki doğruluğunu ler. Kinestezi testleri ise pasif hareketi algılama, hareketi ayırma veya hareketi takip etme yeteneklerini ler. Daha önceden belirlenmiş submaksimal kuvvet miktarını algılama ve üretme yeteneği kuvvet duyu testleri ile değerlendirilir. 3 ila 5 arası tekrar sayısı ile güvenilir ortalama değerler elde edilir [90].

Postural stabilitenin değerlendirilmesi

Literatürde ÖÇB cerrahisi sonrasında propriyoseptif defisitinin devam ettiği belirtilmektedir [92]. Duyusal bilgidaki kayıp postural kontrol defisitlerine de neden olur [92]. Postural kontroldeki zayıflığın yeniden yaralanmada önemli bir etken olduğundan literatürde bahsedilmektedir [91]. Bu nedenle ÖÇB yaralanması ve tamiri sonrasında postural kontrolün değerlendirilmesi de gerekmektedir.

Postural kontrol için statik veya dinamik platformlar kullanılabilir. Bu değerlendirme araçları postural dengenin durumu ile ilgili sayısal veriler sunabilen araçlardır. Testler tek ayak üzerinde yapılır. Vertikal ve horizontal ekseninde dengenin korunması için geliştirilen vücut pozisyonundaki spatiotemporal değişimler bu testler sayesinde değerlendirilebilir. Elde edilen veriler ile basınç merkezindeki anteroposterior ve mediolateral yöndeki osilasyonlar, salınım alanları ve osilasyon hızları hesaplanabilir [92].

Atrofi ve kuvvet değerlendirmesi

ÖÇB yaralanması sonrasında alt ekstremitte kaslarında atrofi ve kuvvet defisitleri görülmektedir [86]. Özellikle postoperatif dönemde görülen quadriceps atrofisi yaralanmaya bağlı inaktivitenin yanında mekanik uyarının azalması, ağrı, inflamasyon ve ödem sebebiyle oluşan artrojenik kas inhibisyonuna bağlanmaktadır. Buna ek olarak eklem propriyoseptörlerindeki hasarın da bu duruma katkı sağladığı literatürde belirtilmektedir [93]. Literatürde belirtilen atrofi nedenlerinden bir diğeri ise hamstring kasından greft alınmasıdır [94]. Bahsedilen bu nedenlerden dolayı özellikle uyluk kaslarının atrofi açısından değerlendirilmesi gerekir.

EMG değerlendirmesi uzun yıllardır kas atrofi ve kuvvet kayıplarını değerlendirmede sıklıkla kullanılmaktadır.

Fonksiyonel değerlendirme

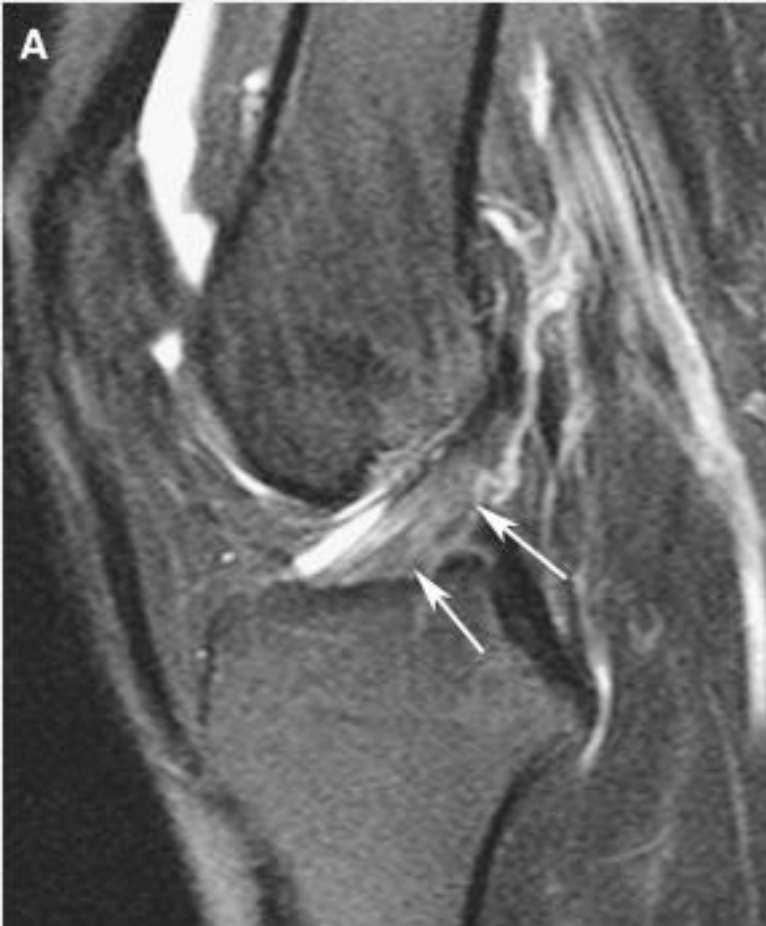
ÖÇB yaralanması ve tamiri sonucu duyusal bilgilerde oluşan kayıp ekstremiteler arasında fonksiyon düzeyi farklılıklarına neden olur. Bu sebeple bireylerin ekstremiteleri fonksiyonlar açısından da değerlendirilmelidir.

Fonksiyonel değerlendirme genellikle çeşitli hoplama testleri kullanılarak yapılır. Bu testler B tamiri yapılan hastalarda sportif aktivitelere dönüş kararını vermede de yardımcıdır [92].

Görüntüleme yöntemleri

Diz evresi yaralanmalarında anteroposterior ve lateral açılardan çekilen röntgenler kemik yapıdaki patolojilerin tanısı için kullanılır [84].

Fizik muayenenin kas spazmı ve efüzyon nedeniyle hastaya acı verdiği B yaralanmalarının değerlendirilmesinde manyetik rezonans görüntüleme (MRG) değerli bilgiler sağlar (Resim 2.6.) [84].



Resim 2.6. B parsiyel yırtığı MRG [95]

2.1.10. Ön çapraz bağ yaralanması sonrası tedavi

Konservatif tedavi

Parsiyel ÖÇB yırtıkları genellikle fizyoterapi ve rehabilitasyon programları ile tedavi edilir. Rehabilitasyondaki ilk amaç, dizin dinamik stabilitesini arttırmaktır. Bu esnada ÖÇB üzerinde stres oluşturmamaya özen gösterilir. Quadriceps kasının güçlendirilmesi diz ekleminin stabilitesini ve fonksiyonelliğini arttırmak için önemlidir. Ayrıca ÖÇB ile agonist çalışan hamstring kasının kuvvetlendirilerek anterior shear kuvvetlere karşı koyabilecek düzeye getirilmesi ÖÇB'nin korunması açısından önemlidir [96].

Ön çapraz bağ tamiri

ÖÇB tamiri ile dizde fonksiyonel stabilitenin restorasyonu amaçlanır. Sağlıklı bir ÖÇB'nin sağladığı fonksiyonel stabilite anteroposterior translasyona ve rotasyonel subluksasyona engel olabilecek seviyededir. ÖÇB tamiri, farklı greft materyalleri kullanılarak çeşitli cerrahi teknikler ile yapılabilir. Hastanın cerrahi tekniklerle tedavi olup olmayacağı kararını etkileyen çok çeşitli etkenler vardır. Hastanın semptomları ve bu semptomların dereceleri, aktivite seviyesi ile spora katılım durumu bu kararı etkileyen başlıca etkenlerdir. Cerrahinin ne zaman yapılacağı da cerrahi girişimin başarısını etkiler. Efüzyonun ve ödemin azalması, eklem hareket açıklığının restorasyonu ve bağ dokunun iyileşmesi için beklemek başarıyı arttırabilir.

ÖÇB tamirinde kullanılan greftler otojen, allojenik ve sentetik greftler olarak üçe ayrılır. Donör saha morbiditesi, greft stabilitesi, doku uyumu ve maliyet greft seçimi üzerine etkili olabilecek başlıca faktörlerdir [97]. Otogreftler, doku uyumunun tam olması, düşük maliyeti ve kolayca elde edilebilmesi sayesinde allogreftlere karşı daha avantajlıdır. Otogreftler arasında en çok hamstring ve kemik-patellar tendon-kemik (K-PT-K) grefti tercih edilmektedir [97].

K-PT-K greftiyle tamiri, tünel içerisinde kemik-kemik tutunumu şeklindedir. Yüksek stabilite etkisine ve dayanıklılığa sahiptir [97]. Bunun yanı sıra donör saha morbiditesinin fazla olması, cerrahi sınırlarının daha geniş olması, patella kırığı, patellar tendon rüptürü riski, dizin anteriorunda ağrı K-PT-K greftinin dezavantajlarıdır [98].

Hamstring grefti, diz önu ağrısının düşük olması, donör saha morbitidesinin düşük olması, rejenerasyon kapasitesinin yüksek olması ve greft dayanıklılığının yeterli düzeylerde olması nedeniyle sıklıkla tercih edilir [98]. Yumuşak dokudaki iyileşme sorunları, cerrahi planlanırken alınacak greftin boyunun belirlemesindeki zorluk, özellikle spocularda hamstring kas gücündeki düşüşe bağlı performans kaybı bu greftin dezavantajlarıdır [97].

ÖÇB tamirinde allogreft tercihi olarak sıklıkla patellar tendon, tibialis anterior tendonu, hamstring tendonları ve aşıl tendonu kullanılır. Allogreftlerin donör saha morbiditesi gibi bir dezavantajının olmaması ve cerrahi süreyi kısaltması gibi avantajlarına rağmen, biyolojik uyum sorununun yanı sıra enfeksiyon riski ve uzayan iyileşme zamanı ile maliyet gibi dezavantajları vardır [99].

Greft ve teknik seçimi genellikle hastanın anatomisine, cerrahi geçmişine, eşlik eden yaralanmaların varlığına göre belirlenir [100].

ÖÇB cerrahisinde görülebilecek komplikasyonlar ameliyat öncesi, ameliyat sırasında ve ameliyat sonrası olarak sınıflandırılabilir. Komplikasyonlar greftin türüne, cerrahi tekniğe ve tespit şekline göre değişebilir.

Görülen başlıca komplikasyonlar şunlardır [42]

- Greft seçimine bağlı komplikasyonlar
- Greftin sıkışmasına bağlı komplikasyonlar
- Nörovasküler yaralanmalar
- Tendonun cerrahi sırasında yere düşmesi
- Femoral kondilin kırılması
- Patella kırığı
- Patellar tendon rüptürü
- Ameliyat sonrasında hareket kaybı
- Artrofibrozis
- Siklops lezyonu
- Diz önu ağrısı
- Enfeksiyon
- Kanama

- Stabilité kaybı
- Derin ven trombozu

Ön çapraz bağ tamiri sonrası rehabilitasyon

ÖÇB tamiri sonrası yaralı ekstremitenin eski fonksiyonelliğine kavuşabilmesi için gereklidir. ÖÇB yaralanmalarının rehabilitasyonunda yaklaşımlar çok çeşitlidir. Standart bir yaklaşım yoktur. Rehabilitasyonunun temelde iki amacı vardır:

- Fiziksel kapasitenin geliştirilmesi
- İşe ya da sportif aktivitelere dönüş

Bu hedeflere ulaşmak amacıyla kas gücünü, propriyosepsiyonu ve tepki süresini arttırmaya yönelik yoğun rehabilitasyon çalışmaları yapılır. Bu sayede elde edilen kazanımlar ile günlük aktivitelere katılım artırılabilir. ÖÇB yaralanmasını takiben ortaya çıkan kas gücü, propriyosepsiyon ve yürüme paternlerindeki sorunlar her iki alt ekstremitayı de etkiler. Yaralı dizdeki primer sorun instabilitedir. Eklemde daha fazla hasar görmesine ve uzun vadede dejeneratif değişikliklere neden olabilecek bu durum için önlem alınmalıdır. Ameliyat öncesinde kas gücünü ve dizdeki stabiliteyi arttırmaya yönelik fizik tedavi uygulamaları yapılarak hem cerrahi sonrası toparlanma süresi kısaltılabilir hem de yeniden yaralanma insidansı azaltılabilir. Ameliyat öncesinde uygulanan rehabilitasyon programının temel hedefleri, kontralateral dizle uyumlu eklem hareket genişliğinin artırılması, ödemin minimize edilmesi, kas gücü ve nöromusküler kontrolün artırılmasıdır. Bu hedefler için uygulanan rehabilitasyon çalışması operasyon sonrası iyileşmeyi optimize eder. Kontralateral taraf ekstremitenin optimal seviyeye getirilmesi rehabilitasyondaki ilerlemenin kişinin fiziksel ve anatomik kapasitesine göre kıyaslanabilmesi açısından önemlidir [101].

2.2. Yürüme

İki alt ekstremitenin en az birisinin yer ile teması kesilmeden birbiri ardına yer değiştirmesi ile gövdenin bir denge içerisinde hareket ettirilmesine yürüme denir. Yürümeyi kısaca kontrollü düşme olarak da tanımlayabiliriz. Yürüme esnasında vücudun ağırlık merkezi

devamlı yer değiştirir. Hem alt hem üst ekstremiteler ahenkli bir salınım içerisindedirler. Denge birbiri ardına bozulur ve yeniden sağlanır.

Yürüme analizi; tüm bu ahenkli ve koordineli yer değiştirme esnasındaki kinetik ve kinematik olayların incelenmesi ve yorumlanmasıdır.

2.2.1. Yürüme analizi çeşitleri

Gözleme dayalı analiz

Klinisyenin gözlemine dayalı analizdir. Ayrıca frontal ve sagittal düzlemdeki hareketleri görebilmek amacıyla kısa video çekimleri yapılabilir. En azından 8-10 metrelik bir mesafe boyunca yürüme esnasında her eklem dikkatli şekilde gözlemlenmesini gerektirir. Yürümeye klinisyenin deneyim, bilgi ve yeteneklerine bağlı olarak subjektif yorumlar getirilir [102].

Kinetik analiz

Vücudun dengesini bozarak ağırlık merkezinin yer değiştirmesini sağlayan ve bu sayede hareketi oluşturan kuvvetlerin incelenmesidir. Bunlar internal ve eksternal kuvvetler olmak üzere iki sınıfta incelenirler. İnternal kuvvetler; kas kontraksiyonlarıdır. Eksternal kuvvetler ise gravite etkisiyle ortaya çıkan kuvvetlerdir [103].

Kinetik analizde ölçülebilen tek kuvvet vektörü yer reaksiyon kuvvetidir. Yer reaksiyon kuvveti vektörü (YRKV), ayağın kuvvet platformuna uyguladığı toplam kuvvetin ölçülmesiyle kaydedilir. Ayağımız yere ne kadar kuvvet uygularsa yer de etki-tepki prensibine uygun olarak tersi yönde bir kuvvet uygular [102].

Kinematik analiz

Hareketin açısal değerlerinin incelenmesine kinematik analiz denir. Kinematik analiz hareketi oluşturan internal ve eksternal kuvvetler ile ilgilenmez. Sagittal, frontal ve horizontal düzlemlerde eklem açıları, ekstremitelerin hareket hızları ve ivmeleri kayıt altına alınır. Vücudun belirli noktalarına yerleştirilen reflektif markerlar ve infrared

kameralar yardımıyla 3 boyutlu görüntüler oluşturularak üzerinde açısal hesaplamalar yapılır [103].

Dinamik pedobarografik analiz

Ayakta durma ve yürüyüş esnasında yapılan ayak altındaki basınç dağılımının değerlendirilmesidir. 1980'li yılların başından beri kullanılmaktadır. Ayağın dinamik pedobarografik analizi arka ayak, orta ayak, ön ayağın medial, orta ve laterali ile parmaklar olmak üzere 6 ayrı bölgeden basınç ölçümleri alınır. Bu ölçümlerin dinamik olarak alınabilmesi için bireyden 5 metrelik bir platformda yürütmesi istenir. Ayak altındaki değişik bölgelerden alınan basınç değerleri, ayak tabanındaki toplam basınç değeri ve bu toplam basıncın ayak tabanına nasıl dağıldığı değerleri analiz sonucunda elde edilir [104].

Dinamik elektromiyografik analiz

Yürüme analizi esnasında yüzeyel kasların kasal aktivasyonları elektromiyografik olarak ölçülebilir. Bu şekilde bir yürüme siklusunun istenilen fazı kas aktivasyonu açısından incelenebilir. Elde edilen değerler normalize edilerek kasın aktivasyonu yüzde olarak belirtilir. EMG (elektromyografi) ile kasın aktivasyon zamanı, yorgunluğu ve kuvveti incelenebilir [103].

G-walk cihazı ile spatio-temporal parametrelerin analizi

G-walk, cihazı BTS Bioengineering, Italy firmasına ait yürümenin spatio-temporal parametrelerini hesaplayan giyilebilir bir cihazdır. Cihaz bir kemer yardımıyla ölçüm yapılacak bireyin L2-S1 vertebraları arasına yerleştirilir (Resim 2.7). Cihaz, içerisindeki x,y ve z düzlemlerindeki hareketlere duyarlı bir jiroskop, akselerometre, magnetometre ve GPS yardımıyla yürüme esnasındaki pelvik osilasyonlardan ve kişinin yerdeğişiminden elde ettiği verileri bluetooth 3.0 bağlantısı ile maksimum 60 metrelik bir mesafe içerisinde anlık olarak G-walk analiz yazılımının olduğu bilgisayara aktarır. Cihaz içerisindeki akselerometre 4-1000 Hz, jiroskop 4-8000 Hz, magnetometre 0-100 Hz, GPS ise 0-10 Hz frekansında çalışabilirler. Anlık bağlantı kopmaları durumunda cihaz ölçümü içerisindeki 256 MB'lık belleğe kaydederek veri kaybını önler. Ölçüm esnasında istenirse bilgisayara bağlı bir kamera aracılığıyla eşzamanlı görüntü kaydı da yapılabilir. Cihaz bir şarj

ile 8 saat kadar kullanılabilir. Bilgisayara aktarılan veriler G-walk analiz yazılımı sayesinde yorumlanabilir. Analiz sonucunda yürümenin kadansı, yürümenin hızı, adım genişliği, adım uzunluğunun adım yüksekliğine oranı, duruş fazı süresi, sallanma fazı süresi, çift destek periyodu süresi, tek destek periyodu süresi yorumlanabilir. Bunun yanı sıra yürüme esnasındaki akselerasyonun hangi anlarda ne hızlarda gerçekleştiği de görülebilmektedir. Hatta ölçüm esnasındaki her adımın ne kadar sürdüğü bile görülebilmektedir. Pelvisin rotasyonları, tilti ve oblisitesi hakkında da bilgiler elde edilebilir. Şekil 2.1 ve 2.2’de örnek bir G-walk raporlaması gösterilmiştir. G-walk cihazı EMG ölçümlerinde yürüme ya da sıçrama gibi aktivite fazlarını EMG trasesi üzerinde işaretleyebilmek amacı ile de kullanılmaktadır.



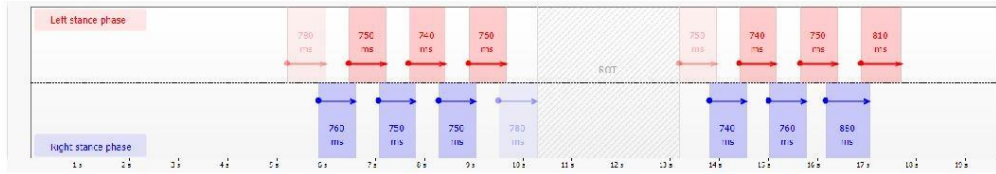
Resim 2.7. G-walk cihazı

PATIENT:
ADDRESS:
DATE OF BIRTH: 1986 (33 years-old) **WEIGHT:** 92 Kg **HEIGHT:** 178 cm **SIZE OF SHOES:** 42
JOB: **DOCTOR:** erdem demir **PATHOLOGY:**
PHONE: **MOBILE PHONE:** **EMAIL:**

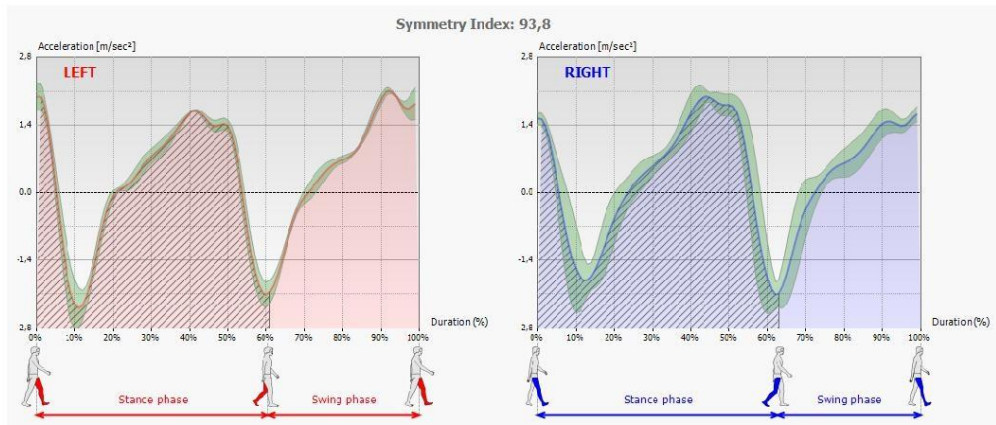
Walk

Spatio-Temporal Parameters	Value		Normal Range	Units
Analysis duration	19,7			sec
Cadence	96,1		111,0 - 126,6	steps/min
Speed	0,90		1,12 - 1,34	m/s
Stride Length	1,11		1,16 - 1,30	m
% Stride Length/Height	62,5		78,6 - 90,8	%
Spatio-Temporal Parameters	Left AVG Value	Right AVG Value	Normal Range	Units
Gait Cycle Duration	1,23	1,24	0,97 - 1,27	sec
Step Length	46,8	53,2	49,3 - 50,7	% Str.Lenght
Stance Phase Duration	60,6	62,6	58,5 - 63,9	% Gait Cycle
Swing Phase Duration	39,4	37,4	36,1 - 41,6	% Gait Cycle
Double Support Duration	11,2	12,3	8,8 - 14,1	% Gait Cycle
Single Support Duration	36,4	38,8	36,1 - 41,6	% Gait Cycle
Strides elaborated	4	6		num

Stance phases



Gait Cycle

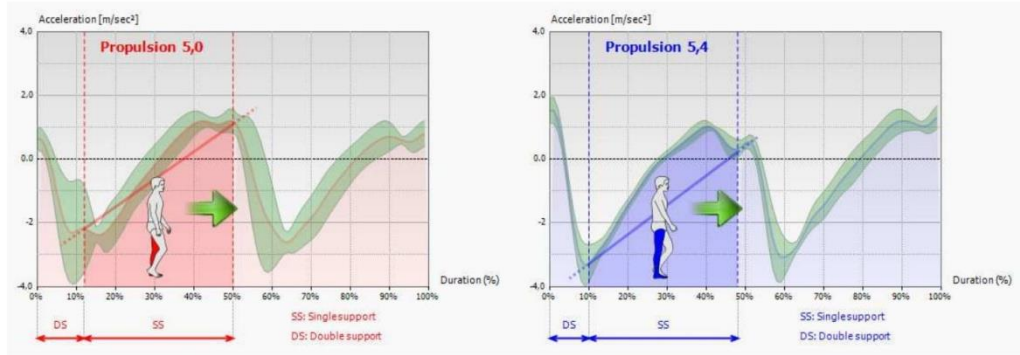


Şekil 2.1. Örnek G-walk raporu-1

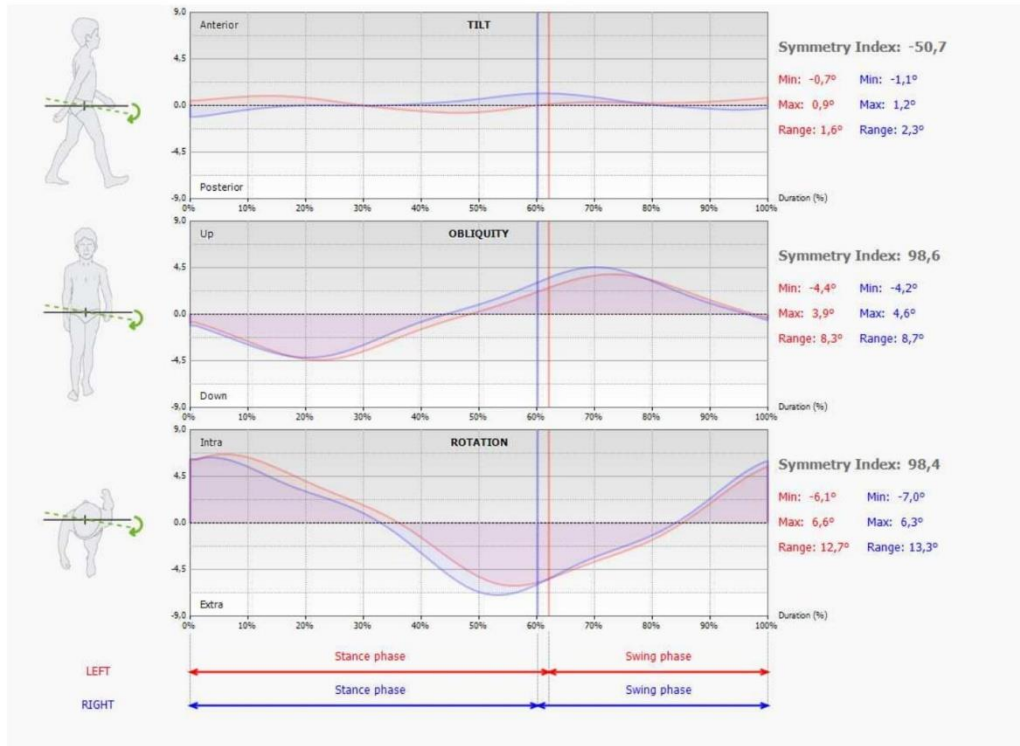
PATIENT:				
ADDRESS:				
DATE OF BIRTH:	(30 years-old)	WEIGHT: 56 Kg	HEIGHT: 168 cm	SIZE OF SHOES:
JOB:		DOCTOR: erdem demir		PATHOLOGY:
PHONE:		MOBILE PHONE:		EMAIL:

Walk

Single support phase



Pelvic Angles



Şekil 2.2. Örnek G-walk raporu-2

Yürüme analizi ile enerji tüketiminin hesaplanması

Normal bir yürümede hızlanmak için beş birim, yavaşlayarak durmak ve kuvvetlerin sönümlenmesi için sekiz birim enerji harcanır. Yürüme normalden ne kadar fazla saparsa o kadar fazla enerji tüketimi açığa çıkar. Yürümedeki enerji tüketimi soluk alıp vermedeki oksijen tüketimi ölçülerek hesaplanabilir. Oksijen tüketimi ile karbondiyoksit üretiminin her nefeste ardı ardına ölçülmesi en sık kullanılan enerji tüketimi ölçüm yöntemidir. Bu ölçüm, bireyler yalınayak 6 dakika boyunca yürütülerek yapılır. Normal yürüme paterninin dışında bir yürüyüş sergileyen kişilerin oksijen tüketimi normal paternde yürüyenlere göre daha fazladır [105].

2.2.2. Yürüme analizinde sık kullanılan terimler

Anatomik pozisyon

İnsan hareketindeki bütün tanımlamalar anatomik pozisyona göre yapılır. Sağlıklı bir insanda anatomik pozisyon; ayakta dik pozisyonda dururken yüzün karşıya dönük, kolların vücuda bitişik, avuç içlerinin öne baktığı, topukların birleşik, ayakların hafif açık ve ayak uçlarının karşıyı gösterdiği pozisyonudur [106, 107].

Vücut ağırlık merkezi

Anatomik pozisyonda iken vücut ağırlık merkezi (VAM) lumbosakral bileşkenin hemen önünde yer alır. Hareket esnasında VAM'ın yeri sürekli değişir [106].

Yer reaksiyon kuvveti

Ayakta duran bir kişinin kütesinden kaynaklı olarak oluşturduğu kuvvet vektörüne karşı yerin oluşturduğu, büyüklüğü aynı fakat ters yönlü olan kuvvete yer reaksiyon kuvveti (YRK) adı verilir. Yürürken yer reaksiyon kuvvet vektörü (YRKV) vücut ağırlığı ve hareketi sağlayan kas kuvvetlerinin bileşkesine karşı oluşur ve yürüme sırasında yönü ve büyüklüğü sürekli değişir [103].

Destek alanı merkezi

Ayağın yere temas eden bölümünün orta noktasıdır. Destek alanı merkezinin (DAM) bulunduğu nokta yürüme esnasında sürekli olarak değişir. Ağırlık kuvveti vektörü DAM'dan geçtiğinde, denge sağlanmış olur. YRKV yürüme boyunca sürekli yer değiştirir. YRKV basan ayağın merkezinden geçtiği anda denge sağlanmış olur ve gövde öne doğru ilerlerken bu vektör DAM dışına düştüğünde denge yeniden bozulur. Dolayısıyla bir yürüme siklusu boyunca 4 kez denge sağlanır. Bunlar; çift destek fazı, basma fazı ortası, ikinci çift destek fazı ve salınım fazı ortasındadır. Bu fazlar dışındaki dönemlerde YRKV ile DAM aynı yere düşmediğinden ilerlemeyi sağlayan bir dengesizlik hali vardır [106, 108].

Ayak tabanındaki basınç değişimi

Ayak tabanındaki basınç dağılımı, basınç değişikliğini ölçen kuvvet platformları sayesinde ölçülüp değerlendirilebilir. Her santimetre kareye düşen basınç N/m² (Pascal) cinsinden ölçülür. Ayakta dururken normal basınç 80-100 kilopascal iken yürüme esnasında 200-500 kilopascal'a kadar çıkabilir. Diabetik nöropati gibi patolojik durumlarda ise 1000-3000 kilopascal'a kadar çıkabilmektedir [103].

Adım genişliği

Yürüme esnasında sağ ve sol taraf ayak arasındaki mesafedir. Ortalama 7-8 cm kadardır. Dengenin etkilendiği nörolojik rahatsızlıklarda destek yüzeyini arttırarak dengeyi sağlamak amaçlanabilir. Bu durumlarda adım genişliği artar. Özellikler adduktör kas kısalıklarının olduğu durumlarda ise adım genişliği azalabilir. Hatta çaprazlama yürüyüşü görülebilir [109].

Adım uzunluğu

Yürüme esnasında sağ ve sol topuk arasındaki mesafedir. Bir tarafın izdişümü alınarak ölçülür [103].

Çift adım uzunluğu

Yürüme esnasındaki aynı taraf topuğun iki vuruşu arasındaki mesafedir. Yetişkinlerde ortalama 70-82 cm kadardır [108].

Ayak açısı

Ayağı ikiye bölen bir çizgi ile gidilen yönün arasındaki açıdır [103].

Kadans

Dakikada atılan adım sayısıdır. Yetişkinlerde ortalama 90-120 adım arasındadır [108].

Çift basma süresi

İki alt ekstremitenin de yer ile temas halinde olduğu süredir [103].

Tek basma süresi

Tek bir alt ekstremitenin yer ile temas halinde olduğu süredir [103].

Hız

Çift adım uzunluğu ile kadansın çarpımının yarısıdır. Bir başka deyişle bir dakikada yürünen mesafedir [103].

Çizelge 2.1 ve 2.2’de yürüme parametrelerinin ortalama ve referans değerleri gösterilmiştir.

Çizelge 2.1. Normal yürümede cinsiyetler arası ortalama değerler [108]

	Erkekler	Kadınlar
Adım Uzunluğu	79	66
Çift Adım Uzunluğu	158	132
Kadans	117 (60-132)	117 (60-132)
Hız	1,54	1,31
Adım Genişliği	8,1	7,1
Ayak Açısı	7	6

Çizelge 2.2. Spatio-temporal parametreler için referans değerler [108]

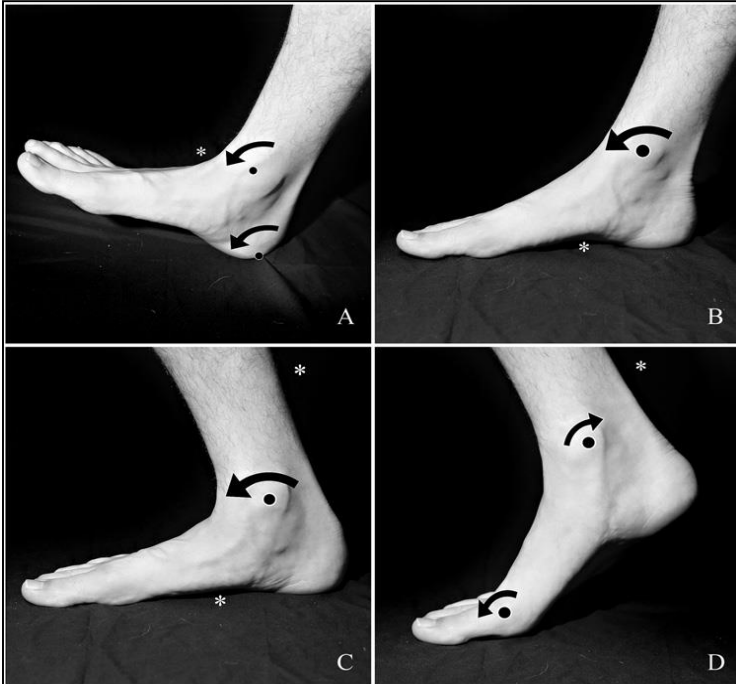
Zamansal Yürüyüş değişkenleri	Ortalama Değerler
Hız (m/dk)	90
Kadans (adım/dk)	117 (60-132)
Çift Adım Uzunluğu (m)	1,58
Basma (%)	%62
Salınım (%)	%38
Çift Destek (%)	%24
Ayak Açısı (°)	7

2.3. Yürüme Siklusu Evreleri, Kinetik ve Kinematik Analizleri

Bir ekstremitedeki topuğun yere değme anı ile aynı topuğun ikinci kez yere değmesi esnasındaki hareket döngüsüne bir yürüme siklusu adı verilir. Yürüme siklusu; basma (duruş) ve salınım (sallanma) fazlarından oluşur [106]. Basma fazı vücut ağırlığının yere aktarıldığı fazdır. Bu fazda yer ile temas halindeki alt ekstremit ve pelvis sabit ayağın üzerinde yuvarlanır. Bu süreç proksimal kaslar üzerinde bir enerji birikimine yol açarak kalça pasif olarak ekstansiyona getirir. Duruş fazında vücut topuk vuruşu ile başlayan ve başparmağın yerden ayrılması ile biten 3 ayrı rocker fazı ile ileriye doğru yer değiştirir [110].

2.3.1. Basma fazı evreleri

Duruş Fazı birinci, ikinci ve üçüncü Rocker evreleri olmak üzere 3 evreye ayrılır (Resim 2.8).



Resim 2.8. A-birinci Rocker, B/C-ikinci Rocker, D-üçüncü Rocker [110]

Birinci Rocker (Heel Rocker)

Ayak yere değdiğinde kalkaneus kemiği bir kaldıracın destek noktası gibidir ve tibia bu destek noktası üzerinde talusun da posteriora kayması ile onun üzerinde dönerek vücudun ileriye transferi sağlanır. İlk topuk teması yürüme siklusunun %2' lik kısmını oluşturur. Topuk temasında kalça 30° fleksiyonda, diz tam ekstansiyondadır. Bazı kaynaklarda dizin 5° fleksiyonda olduğundan da bahsedilmektedir. Ayak bileği nötral pozisyonda ve ayak supinasyondadır. VAM en alçak noktasında ve en yüksek hızındadır. YRKV kalça ve diz ekleminin önünden, ayak bileği ekleminin arkasından geçer. YRKV kalçanın önünde olduğundan gluteus maximus ve hamstringler kasılarak stabilizeyi sağlar ayrıca dorsi fleksörler yine kasılarak ayağı nötral pozisyonda tutarlar. Stabilizasyonu sağlamak için kalça ekstansörleri ve abdüktörleri, diz fleksörleri ve ekstansörleri, ayak bileği dorsi fleksörleri eksantrik olarak kasılırlar. Amaç öncelikli olarak kontrollü bir şekilde topuğu yere değdirmektir [102, 106, 108]. Tibia öne doğru ilerlediğinde quadriceps gerilerek femuru öne çeker ve diz fleksiyonu engellenir. Topuktaki bu dönmeyle yer ile temastaki ekstremitenin ilerlemesi gerçekleşir.

İkinci Rocker (Ankle Rocker)

Ayağın yer ile tam teması gerçekleştiğinde topuktaki dönme hareketi sona erer ve ayak bileğinde dönme hareketi başlar. Ayak yerde sabit iken YRKV ayak bileğinin önünden geçer ve ayakta pasif bir dorsi fleksiyon momenti oluşturur. Ayak yerde sabit olduğundan tibia anteriora hareket eder. Tibia' nın bu anteriora hareketini kontrol etmek için plantar fleksör kasları eksantrik çalışırlar [107].

Ayağın tam teması (Yüklenme yanıtı)

Bir yürüme siklusunun ilk %2-%10' u arasındaki periyodu oluşturan fazdır. Çift destek fazlarının ilkidir. Topuğun yere teması ile başlayarak kontralateral ekstremitenin sallanma fazına geçmesine kadar sürer. Diğer ayak tamamıyla yerden kalkana dek süren bu fazda gövde ağırlığı yüklenilen ekstremita üzerinden yere aktarılmaya başlanır. Ayak yere tam temas ettiğinde kalça fleksiyonu ekstansiyona doğru ve diz 5°' lik fleksiyondan 20°' lik fleksiyona doğru gelmeye başlar, bu esnada ayak bileği 8°' lik plantar fleksiyon pozisyonundadır. Bu fazın sonuna doğru ayak bileği 8° dorsi fleksiyon yapar ve yeniden

nötral pozisyona gelir. VAM kraniale doğru yer değiştirmeye başlar. Bu esnada YRKV kalça ekleminin ön tarafında, diz ve ayak bileği ekleminin arkasındadır. YRKV' nin oluşturduğu eksternal momentler kalçayı ve dizi fleksiyoua, ayak bileğini ise plantar fleksiyoua doğru zorlar. Bu kuvvetleri dengeleyerek stabiliteyi arttırabilmek amacıyla gluteus maksimus, quadriceps femoris ve erken dönemde ayak bileği dorsifleksörleri, fazın geç döneminde ise ayak bileği plantar fleksörleri eksantrik olarak kasılırlar. Buradaki amaç şoku absorbe etmek, ekstremitenin tümünü kontrollü bir şekilde yere indirmek ve ağırlığın yere aktarılmasıdır. YRKV bu fazın sonunda en büyük değerine ulaşır [102, 106].

Basma ortası (Orta Duruş)

Bir yürüme siklusunun ilk %10 ila %30' u arasındaki periyodu bu faz oluşturur. Tek destek periyodunun başladığı fazdır. Vücut ağırlık merkezi tamamen yer ile temas eden ayağın üzerindedir. Kalça ve diz eklemleri ekstansiyonda, ayak bileği 10° dorsi fleksiyoua, kontralateral ekstremita ise sallanma fazındadır. YRKV kalçanın tam ortasından geçer. Bu nedenle kalça çevresi kaslar sadece kokontraksiyonlar ile stabiliteyi kontrol ederler. Yine bu fazda YRKV diz ekleminin arkasından geçtiğinden quadriceps, ayak bileği ekleminin anteriorundan geçtiği için ise triseps surae kasları kontrakte olur. YRKV gittikçe artan bir dorsifleksiyon momenti oluşturur. Bu moment soleus ve gastrocnemius kaslarının eksantrik kasılması ile kontrol edilir. Ayak bileğinin dorsi fleksiyoua gidişini durdurarak üçüncü rocker fazına hazırlanmak için plantar fleksör kaslar eksantrik olarak kontrakte olurlar. Kontralateral ekstremita sallanma fazında olduğu için pelvik drop yere basan ekstremitedeki kalça abdüktör kaslarının kasılması ile azaltılır. Amaç; yere sabit basan ayak üzerinde gövdeyi öne ilerletmektir [102, 106].

Üçüncü Rocker (Forefoot Rocker)

YRKV'nün ön ayağa ulaşması ile birlikte topuk yerden kalkar, ayak bileğindeki dönme hareketi sona erer ve önayakta dönme hareketi başlar. VAM destek alanı merkezin anterioruna düşer ve bu nedenle ilerleme sağlanır. Bu aşamada plantar fleksör kaslar aktive olarak itici gücü sağlarlar. Vücudun dengesi öne doğru bozulmuştur ve kontralateral ayağın yere temasıyla denge yeniden sağlanır [107].

Topuk kalkışı (Terminal Duruş)

Bir yürüme siklusunun ilk %30-%50' si arasındaki periyodu bu faz oluşturur. Topuğun yerden kalması ile başlar ve kontralateral ekstremitedeki topuğun yere değmesi ile son bulur. Bu esnada kalça eklemi 10° ekstansiyondadır. Diz eklemi ise ekstansiyondan fleksiyona doğru bir gidiş gösterir. Ayak bileği eklemi daha güçlü bir itme sağlayabilmek amacı ile bu fazın sonuna doğru 12° dorsifleksiyon açısına ulaşır. Faz sonunda 10° lik plantar fleksiyon açısı oluşur. Plantar fleksörler önce eksantrik kasılarak hareketin şiddetinin kontrol ederler daha sonra izometrik kasılarak stabiliteyi sağlarlar. Son olarak ise konsantrik kasılarak itme gücünü oluştururlar. Plantar fleksör kasların aktivasyonun en fazla olduğu fazdır. Bu faz tek destek fazının sonudur. YRKV kalça ekleminin arkasından, diz ve ayak bileği ekleminin önünden geçer [102, 106].

Parmak kalkışı (Salınım öncesi)

Bir yürüme siklusunun ilk %50-%60' ı arasındaki periyodu bu faz oluşturur. Basma fazı biter ve sallanma fazı başlar. Vücut ağırlığı artık kontralateral ekstremitte üzerindedir. YRKV kalça ve diz ekleminin arkasından ayak bileği ekleminin ise önünden geçer. Kalça ekstansiyonu, diz fleksiyonu ve ayak bileği plantar fleksiyonu giderek artış gösterir. Plantar fleksiyon 30° ye kadar çıkar. Ayak bileği eklemi bir yürüme siklusu esnasındaki en yüksek dereceli plantar fleksiyon açısına ulaşsa da vücut ağırlığı kontralateral ekstremitte üzerinde ve ağırlık merkezi ayak bileğinin önünde olmasından dolayı plantar fleksör kaslar aktive değildirler. Parmakların yer ile teması devam ederken YRKV dizin arkasından geçmektedir. Ayak bileğinde triseps surae parmakların yerden kalkması ile birlikte kalçada iliopsoas kasları, kalça adduktörleri ve RF kası aktive olur. RF bu esnada kalça fleksiyonuna yardımcı olarak çalışır. Kalça fleksörleri ve ayak bileği plantar fleksörleri konsantrik, diz ekstansörleri ise eksantrik olarak kasılırlar. Topuğun yer ile temasının kesilmesiyle başlayan ve parmakların yerden ayrılması ile son bulan faz itme fazı olarak da isimlendirilir. Bu fazın amacı ekstremitteyi sallanma fazına hazırlamaktır [102, 106].

2.3.2. Sallanma fazı ve evreleri

Sallanma fazı parmakların yer ile temasının kesilmesiyle başlar ve topuk vuruşunun yapılması ile sona erer. Sallanma fazı; hızlanma, salınım ortası fazı ve salınım sonu olmak üzere 3 evrede incelenir [102].

Hızlanma (Erken salınım)

Bir yürüme siklusunun ilk %60-%73' ü arasındaki periyodu bu faz oluşturur. Hızlanma fazında ayak birinci parmağının yer ile teması kesildiği anda ekstremiten hız kazanarak öne doğru hareket etmeye başlar. Kalça ve dizin fleksiyonu ile ayak bileği dorsi fleksiyonu artar. Bu fazın başında ayak plantar fleksiyondadır. Daha sonra dorsi fleksiyona gidiş gösterir. Dizdeki fleksiyon açısı atalet etkisi ile meydana gelir [103].

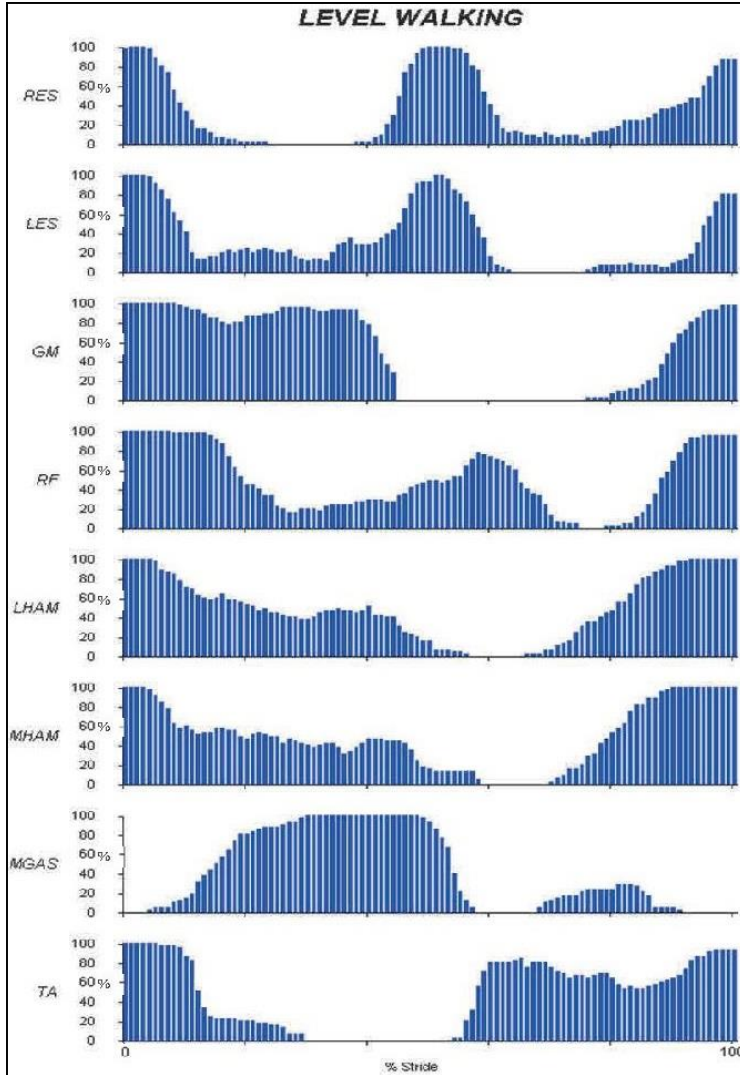
Dorsi fleksörler, sallanma fazı ortasında aktive olarak ekstremitenin kısaltılmasına yardımcı olurlar. Evrenin başında yaklaşık 20° olan plantar fleksiyon açısı, evrenin sonunda yaklaşık 5° - 10° lere düşer. Diz eklemindeki yaklaşık 30° lik fleksiyon açısı ekstremitenin öne yer değiştirirken yere sürmemesi için yaklaşık 60°' ye çıkar. Kalça eklemi yaklaşık 20° lik fleksiyondadır. Bu evrede kalça fleksörleri ve ayak bileği dorsi fleksör kasları konsantrik kasılırken, diz fleksör ve ekstansör kasları eksantrik olarak kasılırlar [102].

Salınım ortası

Bir yürüme siklusunun yaklaşık ilk %73-87'si arasındaki periyodu bu evre oluşturur. Ekstremitenin ileriye doğru hızlanmasıyla birlikte evre başlar. Salınan bacak, basma fazındaki bacağın yanından gelerek öne doğru hareket eder. Kalça eklemi ve diz eklemi fleksiyonu ile ayak bileği eklemi dorsi fleksiyon açılarında artış gözlenir. Ancak bazı kaynaklar diz eklemi fleksiyon açısının gravite etkisiyle azaldığından bahseder. Ayak bileği eklemi nötral pozisyona ulaşır. Bu evrede kalça ve diz ekleminin fleksiyonu atalet etkisi ile meydana gelirken dorsi fleksör kaslar aktiftir. Kalça fleksör kasları ve ayak bileği dorsi fleksörleri konsantrik kasılırlar. Bu esnada diz fleksör kasları ise eksantrik olarak kasılırlar [102, 106].

Salınım sonu

Bir yürüme siklusunun ilk %87-%100' ü arasındaki periyodu bu evre oluşturur. Salınan ekstremitenin basma fazındaki ekstremitenin yanından önüne doğru hareket etmesi ile başlar ve topuğun yere konması ile son bulur. Bu evrede kalça eklemi fleksiyonda, diz eklemi ekstansiyondadır, ayak bileği eklemi ise nötral pozisyonunu devam ettirir. Ayak bileği dorsi fleksör kasları kasılmaya devam ederek graviteye karşı çalışır ve ekstremitayı kısaltmaya yardımcı olur. Ayak bileği dorsi fleksör kasları konsantrik kasılırlarken diz fleksör kasları eksantrik olarak kasılırlar. Amaç sadece salınan ayağın yere takılmaması değil, yere uygun temas ve topuk teması için uygun ayak pozisyonudur [102, 106]. Şekil 2.3'de bir yürüme siklusu boyunca aktif olan kaslar gösterilmiştir [111].



Şekil 2.3. Bir yürüme siklusu boyunca aktif olan alt ekstremitte kasları [111]

2.3.3. Çift destek fazı

Bir yürüme siklusunda her iki ekstremitenin de yerle temas halinde olduğu faza çift destek fazı denir. Çift destek fazı esnasında, bir ekstremitenin parmak kalkışı ve diğer ekstremitenin topuk vuruşu ile yere temas eden ayağın tam basması meydana gelir. Bu fazda vücut ağırlığı bir ekstremiteden diğer ekstremitelere üzerine aktarılır. Yürüme hızı ne kadar artarsa çift destek fazı o kadar kısalmış, sallanma fazı oranı ise artar. Çift destek fazının olmaması yürümeden koşma eylemine geçilmiş olması anlamına gelir [103].

2.3.4. Tek destek fazı

Bu evrede tek bir ekstremitenin yer ile temas halindedir. Bu esnada kontralateral ekstremitelere sallanma fazındadır [109].

2.3.5. Yürüme siklusu dağılımı

Bir tam yürüme siklusunun yaklaşık %60'ı basma fazı, yaklaşık %40'ı ise sallanma fazıdır [111]. Tüm siklus boyunca çift destek fazında geçen süre siklusun %11' ini oluşturur.

2.4. Elektromyografi

Elektromyografi (EMG), kas membranlarındaki fizyolojik değişimler sırasında oluşan elektriksel olayları voltaj olarak kaydedip sinyallere dönüştüren deneysel bir yöntemdir [113, 114]. İki tip EMG vardır. Klinik (diagnostik) tip EMG ve kinezyolojik tip EMG. Klinik tip EMG çalışmaları motor ünite aksiyon potansiyeli süresi ve amplitüd ölçümleri için yapılır. Nöromusküler hastalıkların teşhisinde kullanılır. Kinezyolojik tip EMG ise literatürde hareket analizlerinde sıkça kullanılan tiptir. Vücut parçalarının hareketleriyle kas fonksiyonları arasındaki ilişkiyi inceler. Kinezyolojik EMG, kasın elektriksel aktivitesinin hem amplitüdünü, hem de zamanlama paternini diğer kaslarla ilişkili olarak gösterebilir. Birçok araştırmada kasların ürettikleri kuvveti hesaplamak için de kullanılmıştır [115].

Yüzeyel elektromyografi (YEMG) kasların kasılmasını sağlayan elektriksel aktivitenin izlendiği ve yorumlandığı bir çalışma alanıdır. Konu ile alakalı diğer disiplinlerde olduğu gibi fizyoterapi ve rehabilitasyon alanında da yaygın olarak kullanılmaktadır. Bazı

durumlarda birincil araştırma aracı, bazı durumlarda ise diğer ölçüm yöntemleri ile elde edilen bulguları destekleyici yöntem olarak kullanılmaktadır. Kassal kasılma-gevşeme stratejileri, yorgunluğun değerlendirilmesi vb. konular direkt kullanıma örnek teşkil ederken, hareket analizi sırasında (kinematik değerlendirme) destekleyici bilgi sağlayabilmektedir.

Özetle YEMG ile şu sorulara cevaplar aranır:

1. Kas aktif mi?
2. Kas daha mı az daha mı çok aktif?
3. Kas ne zaman aktif?
4. Kas ne kadar aktif?
5. Kas yorgun mu?

YEMG’ de sinyaller deri yüzeyinden non-invaziv olarak kaydedilir. YEMG için donanım ve yazılım olarak YEMG cihazı ile uyumlu bir bilgisayar ölçümler için zorunludur [30].

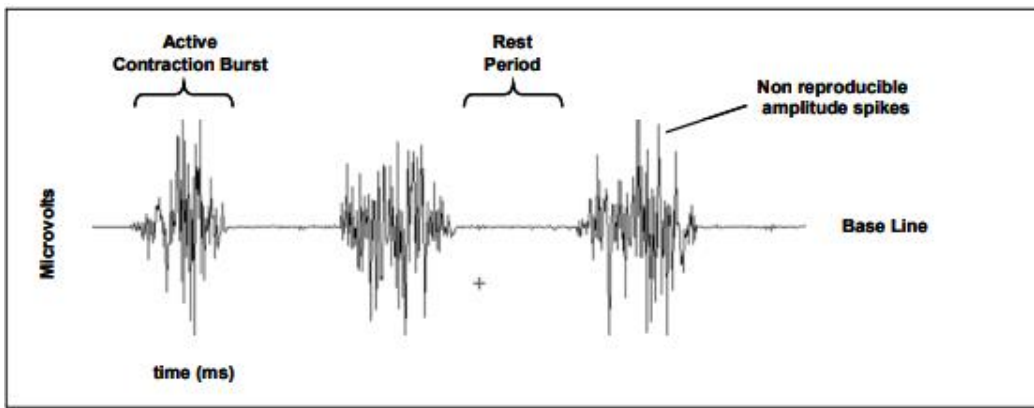
YEMG de iki elektrot, bir aktif motor ünite tarafından oluşturulan aksiyon potansiyeli ile cilde yayılan elektriksel değişimleri ve kas fibrillerinin membran özelliklerini kaydeder. YEMG sinyallerinin kaydı temel anlamda kas kontraksiyonu esnasında aktif olan motor ünite aksiyon potansiyelinin kaydı anlamına gelmektedir. Depolarizasyon ve repolarizasyon süreçlerinde oluşan aksiyon potansiyellerine dayanır. Bu açıdan YEMG; nöromusküler sistem hastalıklarının teşhisinde, çeşitli patolojik durumların tespitinde veya nöromusküler sistemi araştıran çeşitli çalışmalarda kullanılabilir [30]. YEMG sinyal genliği milivolt (mV) veya mikrovolt (μ V) cinsinden kaydedilir [30]. Bir sporcuda sinyal genliği +/- 5000 μ V arasında, frekansı 6-500 Hz arasında ve power frekansı 20-150 Hertz (Hz) arasında değişebilir [30].

EMG ölçümü yapılmadan önce baseline gürültüsü mutlaka gözlenmelidir. Kontraksiyon olmayan gevşek durumdaki sağlıklı bir kasta Raw EMG 3-5 μ V’u geçmemelidir. 1-2 μ V hedef olmalıdır. Baseline gürültüsü en çok amplifikatörün kalitesi ile ilintilidir. Ölçüm öncesinde, ölçüm yapılan çevredeki gürültü kaynakları incelenmeli, Raw EMG anlık gözlenerek EMG sinyallerine gürültü karışıp karışmadığı gözlemlenmelidir. Baseline

gürültüsünün kasın aktivitesinden mi yoksa başka olumsuz sebeplerden mi kaynaklandığı iyi tespit edilmelidir [30].

Doğası gereği Raw EMG sinyalleri birbirine benzemez. Kası birden fazla motor ünite aynı anda ateşleyebilir. Böyle durumlarda EMG trasesinde superpoze veriler oluşabilir. Bu gibi durumlar analiz aşamasında çeşitli filtreler uygulanarak indirgenebilir [30].

Şekil 2.4'te örnek bir raw EMG kaydı görülmektedir.



Şekil 2.4. M. Biceps Brachii'ye ait 3 ayrı kasılma anındaki Raw EMG kaydı [30]

Ölçümler alınırken bazı durumlarda baseline kayması yaşanabilir. Günümüzde modern amplifikatörler baseline kaymasını otomatik olarak sıfır noktasına düzeltebilen amplifikatörlerdir. Baseline sıfır noktasından aşağıya veya yukarıya kaymışsa ve ölçümler bu şekilde yapılmışsa yapılan ölçümler yanlış sonuç verir. Böyle durumlarda bazı markalarda manuel olarak düzeltme seçenekleri mevcuttur. Ölçüm öncesinde mutlaka gözlemlenip düzeltilmelidir [30].

Swinnen, Baeyens, Meeusen, ve Kerchofs (2012), yürüme esnasında sağlıklı kişilerde ölçülen gövde kaslarının EMG analizine dair kapsamlı bir derleme yapmışlar ve 33 makale ile 491 ölçümü incelenmişlerdir. Bu derleme sonucunda elektrotların tam yerleşimi hakkında görüş birliği olmadığından bahsetmişlerdir. Yine bu çalışmalarda yüzeysel elektrotların iğne elektrotlara göre daha fazla kullanıldığı tespit edilmiştir. Elektrot tipi ve elektrotların en uygun yerleşim yerleri hakkında daha fazla çalışmaya gereksinim olduğu derlemenin sonucuna yansımıştır [116]. Elektrot tipi ve yerleşimi konusunda Avrupa Birliği SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of

Muscles) Projesini başlatmıştır. SENIAM projesinin amacı kısaca Avrupa’da YEMG araştırmaları konusunda ortak bir dil geliştirebilmektir.

2.5. EMG Sinyalini Etkileyen Faktörler

Bir EMG kaydı yapılırken sinyalin doğruluğunu etkileyen en önemli faktörlerden birisi, EMG sinyalindeki enerjinin gürültü enerjisine oranı anlamına gelen sinyal/gürültü oranıdır [117]. Gürültü (artefakt) YEMG sinyallerindeki başka kaynaklardan araya karışan, istenmeyen elektriksel sinyal olarak tanımlanabilir. Artefact frekansları sıfırdan birkaç bin Hz’e kadar değişen düzeylerde olabilir.

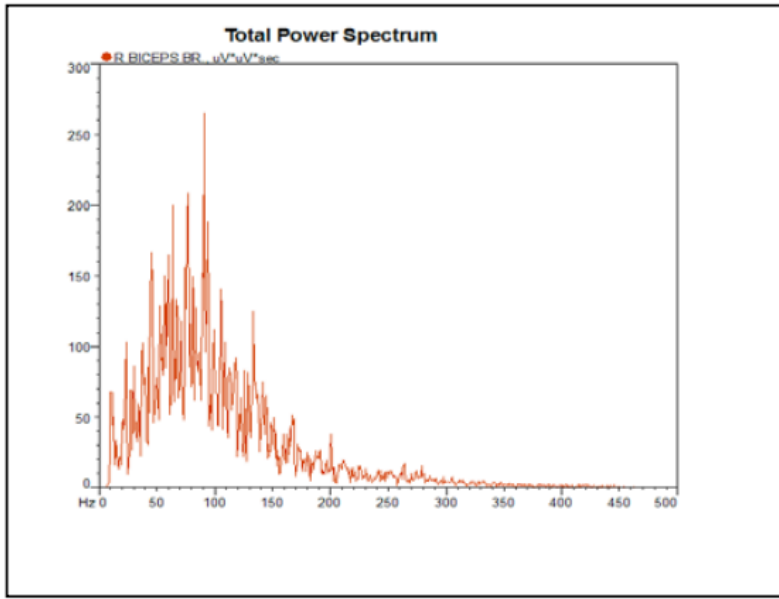
Gürültü sebebi çeşitli kaynaklar olabilir. Bunlar;

1. Deri ile elektrot arasındaki elektrostatik alan.
2. Televizyon, floresan lambalar, havalandırmalar, güç kabloları gibi elektronik cihazlar.
3. Hareket artefaktı; hareket esnasında kablo, amplifikatör veya elektrotun yerinden oynamasına bağlı olarak oluşan artefact.
4. Yanses (Cross-Talk); EMG kaydı alınmak istenen kasa komşu olan diğer kaslardan gelen aksiyon potansiyelleri.
5. Elektrot özelliği ve yerleşimi; kasın ne kadar geniş yüzey alanına sahip olduğuna göre kullanılan elektrotların uygun büyüklükte olup olmaması ve ölçüm yapılacak kasa ait yüzey alanına uygun elektrot yerleşimidir [118, 119].

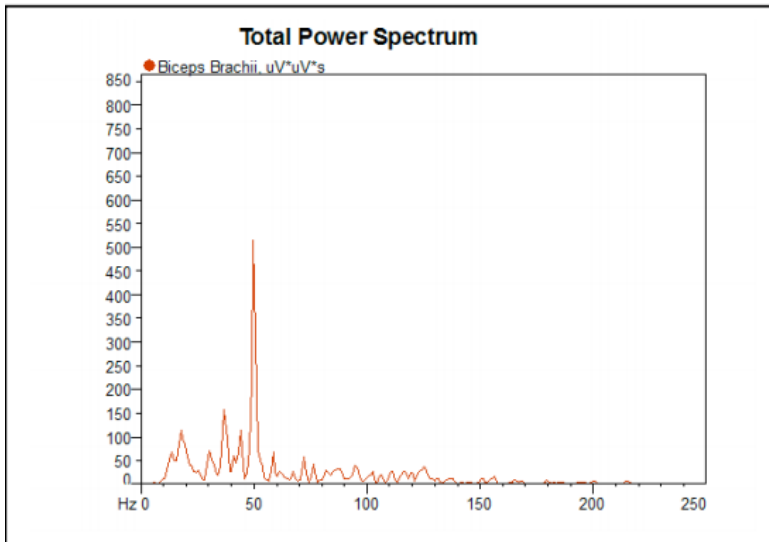
Tüm bu faktörler göz önüne alındığında ölçüm uygulamalarına geçilmeden önce temiz bir YEMG sinyali alabilmek için bazı detaylar göz önünde bulundurulmalıdır. Bunlar;

- Derinin uygun şekilde hazırlanması,
- Uygun elektrot seçimi ve elektrotların doğru yerleşimi,
- Gürültüsüz bir ölçüm ortamının oluşturulması
- Amplifikatörün giriş empedansı,
- Maksimal istemli kasılma (MVC) ölçümünün uygun eklem açısında yapılması olarak sıralanabilir [119].

Ölçüm öncesinde ölçüm alınacak olan kastan %60-70 oranında MVC istenilerek alınacak olan 3-5 sn'lik ölçümün total power spekturumuna bakılarak Raw EMG verilerindeki kontaminasyon gözlemlenebilir. Total power spekturumu klasik olarak 10-250 Hz arasında değişen ve genelde 50-60 Hz de pik yapan bir grafikdir (Şekil 2.5). Raw EMG'deki herhangi bir kontaminasyon Total power spekturumunda ani bir yükselme olarak görülür (Şekil 2.6) [30].



Şekil 2.5. Total power spekturumu [30]



Şekil 2.6. Total power spekturumunda gözlenebilen kontaminasyon [30]

Kalbe yakın bölgelerde yapılan ölçümler kalp atımları tarafından kontamine edilebilir. EKG kontaminasyonu bazı EMG cihazlarında bulunan tekrarlayan paternleri

algılayabilen bir filtre modu ile temizlenebilir. Daha önce de belirtildiği gibi MÜAP EMG trasesinde EKG gibi düzenli paternlerde değil randomize bir paternde görünür. Bu nedenle düzenli tekrarlayan EKG trasesi bazı özel algoritmalar ile EMG trasesinden temizlenebilir [30].

2.5.1. Elektrot çeşitleri

EMG kaydı alınırken genelde iğne veya yüzeyel elektrotlar kullanılır. Her iki elektrot türünün çeşitli avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. (Çizelge 2.3) [117].

Çizelge 2.3. Yüzey ve iğne elektrotlarının avantajları ve dezavantajları [117]

Yüzeyel Elektrot		İğne Elektrot	
Avantajları	Dezavantajları	Avantajları	Dezavantajları
• Uygulaması çabuk ve basittir. • Tıp uzmanı ve sertifikası gerektirmez. • Rahatsızlık verme oranı en azdır.	• Sadece yüzeysel kaslar için kullanılır. • Yansesden etkilenebilir. Standart elektrot yerleşimi yoktur. • Deneğin hareket kabiliyetini engelleyebilir. • Dinamik kassal aktiviteleri kayıt etmede sınırlılıklar vardır.	• Aşırı derecede duyarlıdır. • Tek bir kasın kasılma sinyallerini kaydeder. Derin kaslara ulaşabilir. • Çok az yanses ihtimali vardır.	• Aşırı derecede duyarlıdır. • Personel tıp sertifikası gerekmektedir • Yeniden yerleştirme neredeyse imkansızdır. • Ölçülen bölge belki tüm kası temsil etmeyebilir.

Bipolar YEMG kullanımında SENIAM'ın önerdiği elektrotlar, kas kontraksiyonunu oluşturan aksiyon potansiyelini kaydetmek amacıyla kas üzerindeki alanda deri yüzeyine yerleştirilir. Kas kasılması esnasındaki aksiyon potansiyeli kası örten doku boyunca hareket eder ve deri yüzeyindeki elektrotlar aracılığıyla tespit edilir [120]. Burada elektrotun görevi iyonik biyoelektronik akımı elektron akımına çevirerek EMG sinyalinin bilgisayara aktarılmasını sağlamaktır. Bu değişim elektrotta meydana gelir. YEMG analizinde kullanılacak elektrot sisteminin temel özelliği, nonpolarize olmasıdır. Alüminyum ve altın gibi maddeler kolaylıkla polarize olur. Bu nedenle çok yüksek elektrik potansiyelleri sergilerler. Bu yüzden yüzeyel elektrotlarda oldukça yaygın kullanılan gümüş-gümüş klorür en ideal maddedir [118]. YEMG sinyalleri gümüş-gümüş klorür elektrotlardan geçerek gürültünün filtrelenmesi amacıyla aplikatöre gelir. Burada sinyalin büyüklüğü artırılır ve daha sonra EMG yazılımının yüklü olduğu bilgisayara aktararak analize hazır hale getirilir [117].

2.5.2. Elektrot şekli

Kullanılan iki elektrotun da uygulama şekli giriş empedansının birbirine yakın olması için aynı olmalıdır. SENIAM uygun elektrot şekli hakkında henüz tam olarak açık bir öneride bulunmamıştır.

Elektrot cinsi: SENIAM tarafından Ag/AgCl (gümüş/gümüş-klorür) elektrot kullanımı önerilmektedir.

Elektrotlar arası mesafe: SENIAM tarafından bipolar YEMG elektrotları arası mesafe merkezden merkeze 20 mm olarak önerilmektedir. Ancak literatürde elektrotlar arası mesafenin 30 mm olduğu çok sayıda çalışma da vardır.

2.5.3. Elektrot büyüklüğü

Elektrotun büyüklüğü denilince iletken kısmının büyüklüğü anlaşılmalıdır. SENIAM maksimum 10 mm olarak önermektedir [117].

2.5.4. Deri yüzeyinin hazırlanması ve elektrot yerleşimi

Deri yüzeyinin ölçüme uygun şekilde hazırlanması ve elektrotların doğru yerleşimi temiz bir kayıt için en önemli faktörlerdendir. Deri yüzeyinin uygun hale getirilmesi elektrotların sabitlenebilmesi ve düşük deri empedansının oluşturulabilmesi amacıyla önemlidir. Piyasada en iyi olarak bilinen amplifikatörler genelde deri empedansı 5-50 kOhm arasında olacak şekilde dizayn edilmiştir. Elektrotlar her kas için SENIAM'ın refere ettiği bölgeye kas liflerine paralel olacak şekilde yerleştirilmelidir. De Nooij, Kallenberg ve Hermens (2009) elektrot yerleşimlerinin EMG amplitüdlerini nasıl etkilediklerini araştırdıkları çalışmalarında mediolateral hattaki sapmaların amplitüdlere değıştirdiğı, longitudinal sapmaların daha önemsiz etkileri olduğundan bahsetmişlerdir [121].

2.5.5. Kılların temizlenmesi

Kuru deri üzerindeki kılların jilet yardımıyla temizlenmesi aşamasıdır. Deri üzerindeki kıllar temizlenirken ölü deri de yüzeyden kazınır. Bu işlem elektrotların daha iyi

yapışmasını sağladığı gibi, nemli ve terli ortamın oluşmasını zorlaştırarak kastan gelen elektriksel aktivitenin kaydedilmesi için daha uygun bir ortam sağlar [117].

2.5.6. Ölü derinin temizlenmesi

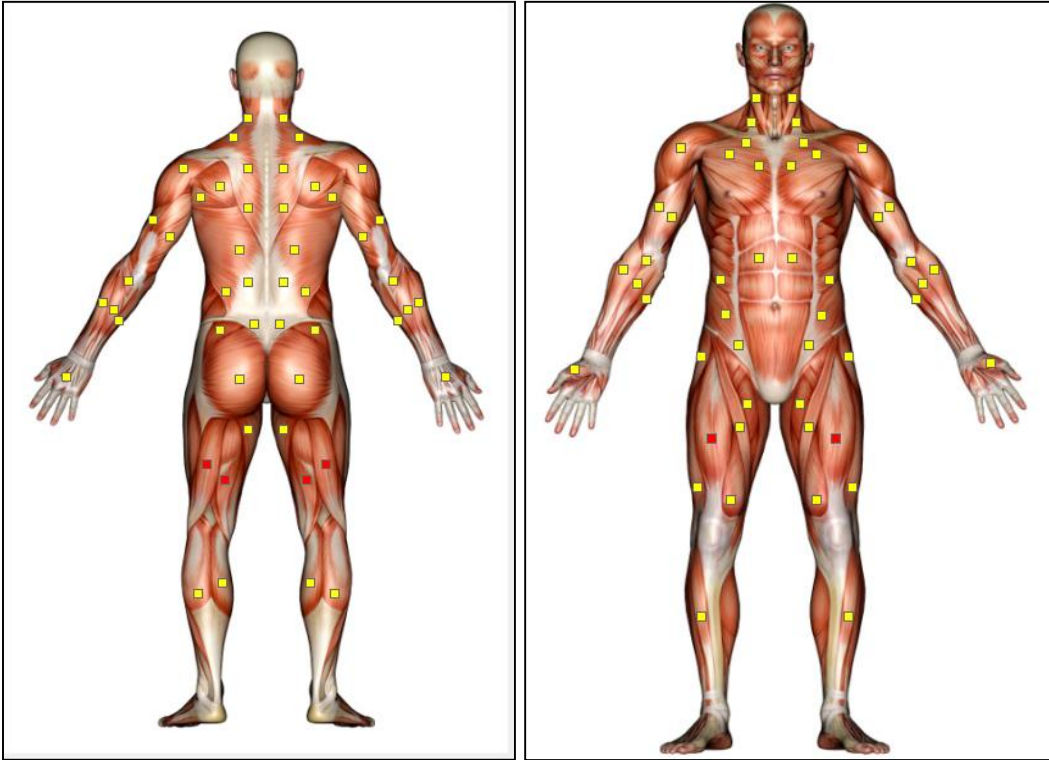
Çoğu zaman jilet ile kılların temizlenmesi esnasında ölü derinin büyük bir kısmı da temizlenmiş olmaktadır. Ancak bunun yanı sıra eğer jilet yetersiz kalmışsa ölü derinin kaldırılmasını sağlayan özel macunlar, zımpara kağıtları veya yumuşak tekstil ürünleri deri yüzeyine fazla zarar vermeden kullanılabilir. Bu işlemden sonra deri yüzeyi alkol ile temizlenerek kir, ter ve ölü deri ortadan kaldırılır. Deri yüzeyi açık kırmızı bir renk aldığı anda uygun deri empedans ortamı oluşturulmuş demektir [117].

2.5.7. Elektrot yerleşimi

Elektrot yerleşimi kas kontraksiyonu esnasındaki aksiyon potansiyelinin en uygun şekilde bilgisayar ortamına aktarılmasında çok büyük öneme sahiptir. Araştırmalarda farklı deneklere yerleştirilen elektrotların mümkün olduğunca aynı noktalar üzerine yerleştirilmesi elde edilen verilerin doğruluğu açısından büyük önem arz etmektedir. Elektrotlar yerleştirilirken şu hususlara dikkat edilmelidir:

- Elektrotlar bir motor nokta ile tendon bağlantıları arasına veya iki motor nokta arasına yerleştirilmelidir. Elektrotlar kasın longitudinal çizgisi boyunca da yerleştirilebilir.
- Elektrotlar, longitudinal eksenine kas fibrillerine paralel olacak şekilde yerleştirilmelidir.
- Referans elektrotu mümkün olan en uzak noktadaki kemik prominans üzerine yerleştirilmelidir [118].

Şekil 2.7’de çalışmamızda kullandığımız BTS Analyzer programında önerilen elektrot yerleşimleri görülmektedir.



Şekil 2.7. BTS EMG Analyzer programında gösterilen elektrot yerleşimleri

2.5.8. Yüzeysel Elektromyografi sinyalinin bilgisayar ortamına aktarılması

Analog/dijital (A/D) dönüştürücü

Kastan alınan sinyaller bilgisayara kaydedilmeden önce analog voltajdan dijital sinyale dönüştürülmelidir (A/D dönüştürme). A/D dönüştürücü belirlenen amplitüt oranını (örneğin $\pm 5V$) uygun şekilde dönüştürmelidir. 12 bit'lik bir A/D dönüştürücü, girdi sinyalinin voltaj oranını 4095 intervala ayırır. Bu A/D dönüşümü kinesiyojik ölçümler için idealdir.

A/D örnekleme oranı

YEMG ölçümlerindeki bir diğer önemli konu örnekleme frekansının seçimidir. A/D dönüştürücüdeki örnekleme oranı, dönüştürücünün bir sinyale ait sıklık spektrumunu en doğru şekilde çevirebilmesi için, beklenen maksimal sinyal frekansından en az iki kat daha büyük olmalıdır. YEMG için sinyal gücü genelde 10-250 Hz arasında bulunur. SENIAM ve ISEK (uluslararası elektromiyografi ve kinesiyojik topluluğu)'nun önerilerine göre amplifikatör bandı 10-500 Hz olmalıdır. SENIAM'ın bu önerisini dikkate aldığımızda

giren sinyallerin kayıpsız şekilde kaydedilebilmesi için örnekleme frekansının en az 1000-1500 Hz civarında olması gerektiği sonucu ortaya çıkmaktadır [117].

2.5.9. Yüzeyel Elektromyografi sinyalinin analizi

Alınan kayıt üzerinde herhangi bir değişiklik yapılmamışsa buna Raw EMG (ham veri) denir. Bu ham veriler filtreleme yapılmadığı için çevredeki değişik gürültü kaynaklarından gelen gürültüleri de içermektedir. Bu gürültüler YEMG kaydında istenmeyen hatalı veriler olduğundan analizler çeşitli filtrelemelerden sonra yapılmalıdır. YEMG sinyal genliği zamana ve kuvvete bağlı rastgele negatif ve pozitif değerler alan sinyallerdir. Literatürde, YEMG kayıtlarının analizinde kullanılan çeşitli filtreleme yöntemlerinden bahsedilmektedir [117, 119].

Kesit alma (EPOCH)

Kayıt edilen tüm YEMG verisinin yalnızca belli bir kısmının analiz edilmek üzere kesilmesine kesit alma denir [121]. YEMG elektrotlarına gelen sinyaller 1000 Hz hızında örneklem alan bir EMG cihazı tarafından saniyenin 1/1000'i hızında değerlendirilir ve bilgisayara aktarılır. Bazen yapılan araştırmaya göre YEMG verileri belirli bir anın öncesi ve sonrası şeklinde bölünmesi gerekebilir. Mesela yürüme esnasında yürümenin birinci rocker fazı ile ikinci rocker fazı arasındaki kassal aktivasyonun incelenmesi amaçlanabilir. Bu sebeple yürüme esnasında kesintisiz olarak kaydedilmiş veriler birinci ve ikinci rocker evreleri arasındaki verileri kapsayacak şekilde kesilmesi gerekebilir. Bu iki evre arasındaki alan kesit alanı olarak isimlendirilir. Bu kesitin alınabilmesi için o evrelerin başlangıç ve bitiş anlarının belirlenebilir olması gerekmektedir. Bu amaçla kamera sistemleri veya EMG trasesi üzerinde işaretleme yapmaya yarayan çeşitli ekipmanlar ve teknikler bulunmaktadır [119, 122].

Rektife etme

Araştırmanın planına göre elde edilen tüm verinin kesiti alındıktan sonra analiz aşamasına geçilir. Bu kısımda elde edilen negatif verilerin pozitif verilere dönüştürülmesi gerekir. Veriler negatif de olsa pozitif de olsa bizim için büyüklüğü önemlidir o nedenle mutlak değeri alınmalıdır. Rektifikasyon işlemi, sinyalin sadece pozitif kısımlarının analize alınması işlemidir. Bu işlem ya sinyalin negatif kısımlarının atıldığı yarım dalga rektifikasyonu adı

verilen yöntemle ya da verilerin mutlak değerinin alındığı tam dalga rektifikasyonu adı verilen yöntemle gerçekleştirilir. Eğer rektifikasyon işlemi yapılmadan verilerin ortalaması alınmaya kalkılırsa sifıra yakın bir değer elde edilir. Rektifikasyon işlemi, genellikle elde edilen verilerin kayba uğramaması amacıyla tam dalga rektifikasyonu şeklinde yapılır. Rektifikasyon işleminde verinin büyüklüğü değil yönü değişir [119, 123].

İntegrasyon

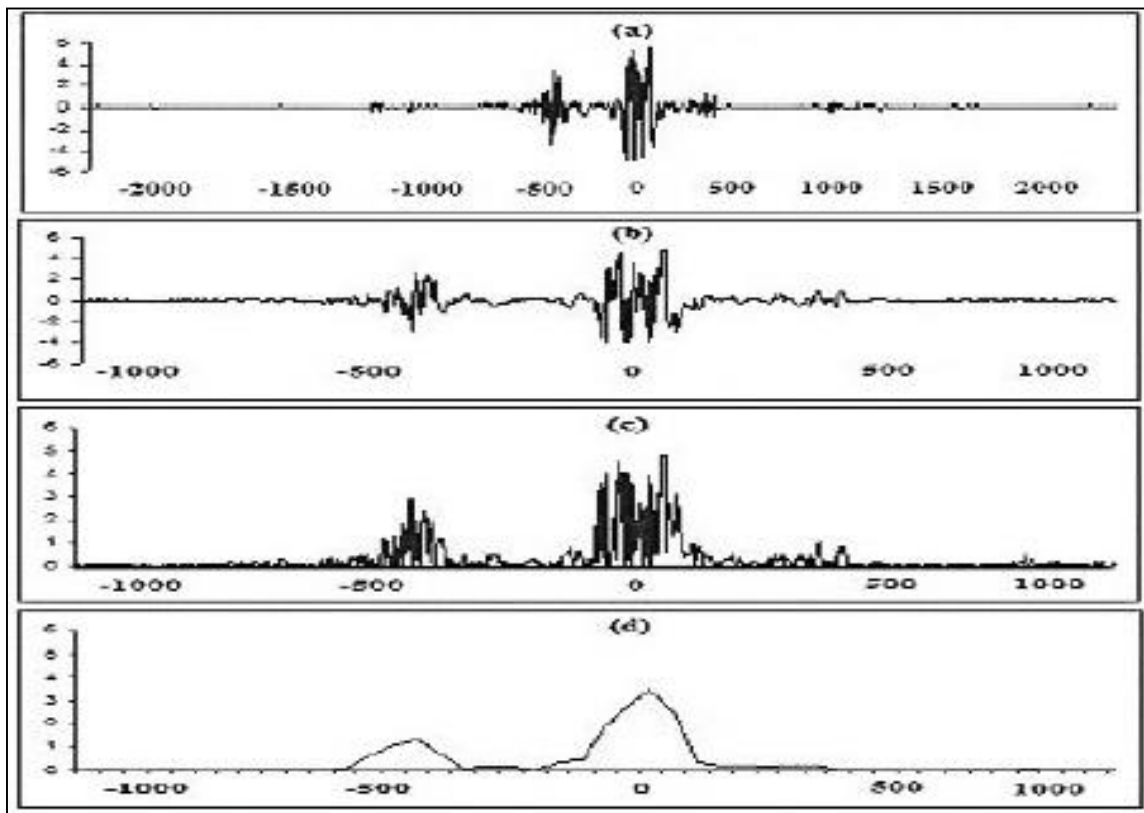
Verilerin ortalamasının alınması işlemine integrasyon adı verilmektedir. Farklı amaçlar için iki farklı integrasyon işlemi vardır. Eğer YEMG verisinin mikro yapısından ziyade tüm veriye bakılmak isteniyorsa “lineer zarf” integrasyon işlemi kullanılır. Lineer zarf analizi her 10 ms’de bir veri ortalamasının alınmasıdır [117, 124]. Bir diğer integrasyon yöntemi ise belirli bir periyot içerisindeki tüm veriyi analiz etmek için yapılan integrasyon işlemidir. Rektifikasyonu yapılan verilerin analiz edilebilmesi amacıyla örneğin 100, 40, 10’ar ms’lik gruplar halinde ortalamaları alınabilir. Bu sebeple rektifikasyonu yapılarak negatif verileri pozitifte değiştirilen veriler bir algoritma ile indirgenir. Şekil 2.8’de bir araştırma için kaydedilmiş topa vurus anındaki Vastus Medialis kasına ait analiz aşamaları gösterilmiştir [117].

Normalizasyon

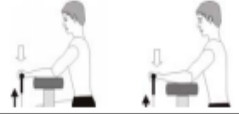
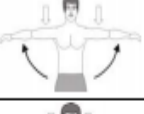
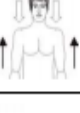
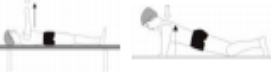
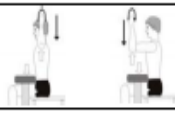
YEMG verisinin normalizasyon işlemi bireyler arasındaki kassal aktivasyon düzeylerini karşılaştırmak amacıyla kullanılan bir analiz tekniğidir [125]. Literatürde çok çeşitli kaynaklarda YEMG verilerinin normalizasyon teknikleri açıklanmıştır [126, 127]. Bir fonksiyon esnasındaki kassal aktivasyonun ölçümünde normalizasyon işlemini tüm aktivite esnasındaki maksimum değere, ortalama değere, ya da ayrı olarak ölçümü alınan maksimum izometrik kontraksiyon (MVC) değerine göre normalize edilmiş çok sayıda çalışma vardır. Bu normalizasyon teknikleri arasında en çok tercih edilen teknik izometrik MVC’yi referans alan tekniktir. MVC normalizasyonu için maksimum izometrik kontraksiyon verisi alınırken bireyin ve eklem pozisyonlaması standardize edilmiş pozisyonlar olmalıdır. Araştırmaya dahil edilen her bireyin aynı pozisyonda MVC değerleri kaydedilmelidir. Klinikte MVC ölçümlerinin alınabileceği en sağlıklı platform izokinetik cihazlardır. Kısaca MVC normalizasyonunun mantığı değişik bireylerden alınan ve çeşitli internal/eksternal faktörler tarafından kolaylıkla etkilenebilecek olan YEMG verilerinin karşılaştırılabilir bir forma kavuşturulmasıdır. MVC ölçümü alınan kasın

aktivite esnasındaki kassal aktivasyonunun kendisine ait MVC değerinin % kaç olduğu hesaplanmaktadır. Yapılan bu oranlama işlemine MVC normalizasyonu adı verilmektedir [117]. Literatürde MVC dışında aktivite esnasındaki pik ve ortalama değere göre yapılan normalizasyon metodları da bulunmaktadır [128].

Şekil 2.8’de Cerrah, Ertan ve Soylu (2010)’nun yaptıkları bir çalışmadaki ham veri, kesiti alınmış veri, rektife edilmiş veri ve integrasyonu alınmış veri örneği, şekil 2.9’da ise MVC ölçümleri için standardize edilmiş pozisyonlar görülmektedir.



Şekil 2.8. Bir futbol topuna vuruş anındaki Vastus Medialis kasına ait YEMG sinyalinin analizi: (a) ham veri; (b) kesiti alınmış veri; (c) rektife edilmiş veri; (d)integrasyonu alınmış veri [117]

Muscle group	Exercise	Muscle group	Exercise
Rectus abdominis Obliquus internus abdominis		Forearm flexors / extensors	
Obliquus externus abdominis		Biceps Brachii	
Erector spinae / Multifidii		Triceps Brachii	
Glutaeus maximus		Deltoides	
Glutaeus medius		Trapezius p. descen- dens	
Mm. adductores		Pectoralis major	
Rectus femoris		Infraspinatus	
Mm ischiocrurales		Trapezius p. trans. / Rhomboides	
Gastrocnemius		Latissimus/Trapezius p. ascendence	
Soleus			
Tibialis anterior			

Şekil 2.9. MVC Ölçümü için standardize pozisyonlar [30]

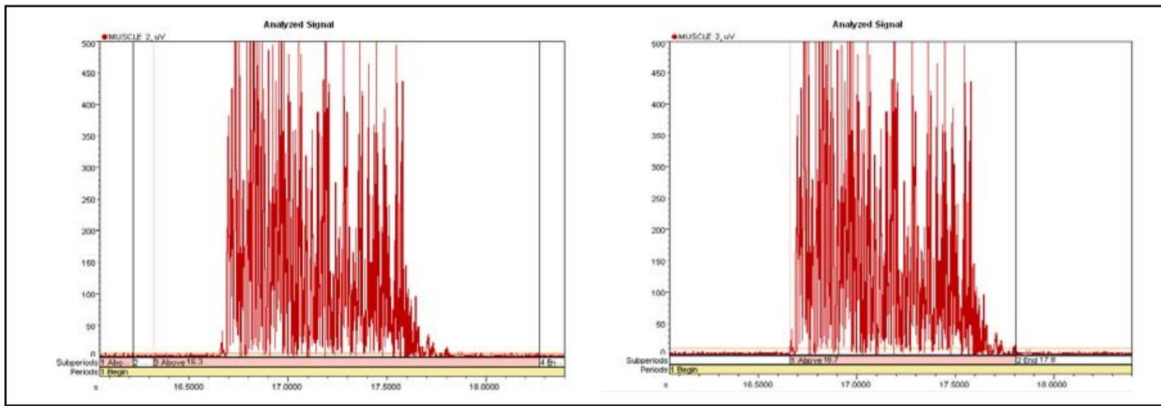
2.6. Yorgunluk Ölçeği (Median Frekans)

Yorgun bir kastaki aksiyon potansiyeli iletim hızı düşer. Bu durum total power spektrumuna median frekansın küçülmesi olarak yansır. Yorgunluk protokollerine uygun olarak izometrik kontraksiyonda ve sabit kuvvette alınan EMG kaydında iki ölçüm arasındaki median frekans farkı yorgunluk ölçümlerinde kullanılır [129].

2.6.1. Onset-offset ölçümleri

Onset-offset parametresi genel olarak verilen bir uyarının kasta ne kadar süre içerisinde bir kontraksiyon yarattığının ve oluşan kontraksiyonun ne kadar sürdüğünün hesaplanması için kullanılır. Bunun için en sık kullanılan analiz sinir iletim hızı analizleridir. Elektrot ile uyarı verilen nokta arasındaki mesafeye göre sinir iletim hızı hesaplanabilir. Çeşitli

aktiviteler esnasında kasın aktif olup olmadığı sorusunun cevabı onset-offset ölçümleri ile aranır. Bir hareket paterninin hangi fazında hangi kasın aktif olup olmadığı çok kanallı EMG cihazları ile yapılan çalışmalar ile ortaya konulabilir. Yürüme esnasında hangi kasın ne zaman aktif olduğu çalışmaları bu analizler ile yapılmıştır. Bu tip onset-offset çalışmalarındaki en kritik nokta ölçüm yapılırken hesaplamanın hangi eşik noktaya dayanacağıdır. Yani kas hangi noktadan sonra aktiftir denilecektir. Bunun için en sık kullanılan yöntem EMG baseline'ının standart sapma (SD) aralığının hesaplanarak bunun çarpan faktörünün (MF) alınmasıdır. Çarpan faktörü genelde 2 veya 3 alınır. Bu durumda SD MF 3 alındığı varsayılırsa kas EMG trasesinde standart sapma range'inin 3 katı değere ulaştığında aktif kabul edilir. Yani bu değerin üzeri kasın onset değeri, bu değerin altı ise kasın offset değeridir. Buradaki en büyük sorun yeni modern EMG cihazlarının baseline gürültülerinin çok düşük değerlerde olmasıdır. Bu nedenle yeni çalışmalarda kasın aktif kabul edileceği eşik nokta hesaplanırken MF en düşük 8 alınmaktadır (şekil 2.10) [30].



Şekil 2.10. Baseline SD MF 3 kabul edildiğinde ve 8 kabul edildiğinde EMG trasesi üzerindeki onset-offset eşik değerleri [30]

Onset-offset hesaplamaları için bir diğer yöntem ise eşik değerin pik değere göre hesaplanmasıdır. Örneğin eşik değer aktivite esnasındaki pik değerin %5'i olarak kabul edilir ve kas bu değere ulaşmış ise aktif kabul edilir. Bu yöntem baseline'daki değişimlerden bağımsız bir yöntemdir [30].

Bir başka yöntem ise belirlenen bir voltaj değerini veya MVC'nin belirlenen bir yüzdesini eşik olarak kabul etmektir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Olgular

Hamstring tendon grefti kullanılarak ÖÇB tamiri yapılmış 76 olgu incelenerek en az 12 ay önce cerrahi geçirmiş, çalışma kriterlerine uyan 25 olgu ve 23 sağlıklı kontrol çalışmaya dahil edildi.

Olguların ve sağlıklı kontrollerin çalışmaya dahil edilme ve edilmeme kriterleri aşağıdaki gibidir:

3.1.1. Dahil edilme kriterleri

Sağlıklı kontroller için;

Kontrol grubunda olan bireyler, kliniğimize rutin kontrol için başvuran ancak tanı almamış, gönüllü olarak çalışmaya katılımı kabul eden 18-46 yaş arası sağlıklı bireyler arasından seçilmiştir.

ÖÇB cerrahisi geçiren olgular için;

- 1) 18-46 yaş arasında olmak,
- 2) Hamstring tendon otogrefti ile en az 12 ay önce ÖÇB tamiri olmak,
- 3) Tek taraflı ÖÇB yaralanmasının olması,
- 4) Her iki ekstremitede en az 6 aydır herhangi bir yaralanmanın olmaması.

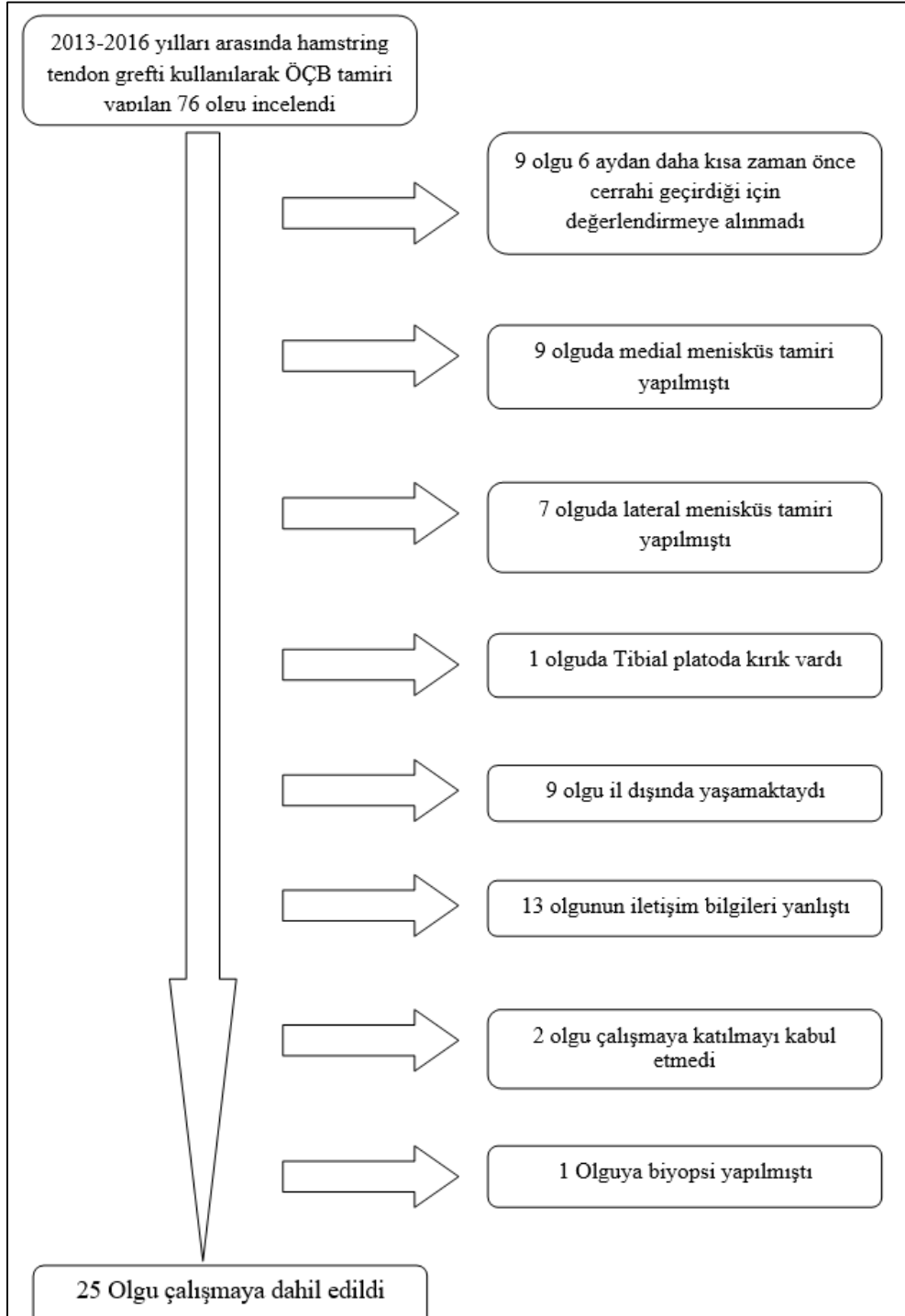
3.1.2. Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri

ÖÇB tamiri olan olgular için;

- 1) Aynı dizde eşlik eden AÇB, lateral kollateral bağ ya da medial kollateral bağ yaralanması olması,
- 2) Her iki alt ekstremitede geçmiş cerrahi öyküsü,
- 3) Revizyon cerrahisinin olması,
- 4) Sistemik ve/veya nörolojik problemin olması.

5) Aktif açı tekrarlama testinde başarısız olması

Araştırma öncesinde katılımcılara çalışmanın amacı, içeriği açıklandı ve gönüllü olarak katılacaklarına dair Aydınlatılmış Onam Formu imzalatıldı (EK- 2). Çalışma için etik kurul izni Gülhane Askeri Tıp Akademisi Komutanlığı Etik Kurulu’ndan 03/04/2013 tarihinde yapılan değerlendirme sonucu alındı (EK-1).



Şekil 3.1. Çalışmanın akış çizelgesi

3.2. Çalışma Dizaynı

Bireyler değerlendirilmeye başlanmadan önce çalışmada kullanılacak izokinetik cihaz (Cybex NORM[®], Humac, CA, USA) pozisyonlarında ölçümler alınarak EMG kayıtlarında artifactlar gözlenmiştir. Mümkün olan en iyi pozisyonlar ölçüm için tercih edilmiştir. Kayıtlar için 1000 hz örneklem hızında kayıt alabilen, 6 kanallı BTS bioengineering firmasına ait FreeEMG 100 RT model EMG cihazı kullanıldı (Resim 3.1).

Tüm değerlendirmeler Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Sporcu Sağlığı Ünitesinde yapıldı. EMG ölçümleri bu alanda 8 yıllık tecrübeye sahip bir uzman fizyoterapist tarafından yapıldı.

Çalışma için değerlendirmelere başlamadan önce bireylerin ST, BF ve RF kaslarının üzerindeki kıllar araştırmacı tarafından tıraşlanıp isopropil alkol ile temizlenerek pembemsi bir cilt dokusu elde edildi.

İzokinetik cihazda aktif açılış tekrarlama testi yapılarak olgularda propriyosepsiyon kaybı olup olmadığı belirlenmiştir. Test sonucunda 5°nin üzerindeki sapma başarısız olarak değerlendirilmiştir [130].

Testler ÖÇB tamiri geçiren bireylerde ilk önce cerrahi olmamış ekstremiteden, kontrol grubunda ise dominant ekstremiteden başlanarak yapıldı [89, 131].



Resim 3.1. BTS FreeEMG RT-100 EMG Cihazı

3.3. Değerlendirme Yöntemleri

3.3.1. Demografik bilgiler

Her iki grupta bulunan bireylerin yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı, dominant ekstremiteler bilgileri alınarak kaydedildi. Ayrıca ÖÇB tamiri olan bireylerin etkilenen ekstremiteleri, yaralanma ve ameliyat tarihleri, daha önceki var olan kas iskelet sistemi yaralanmaları, cerrahi sonrası tedavi alıp almadıkları ve tedavi süreleri sorgulanarak kaydedildi. Dominant ekstremiteler bireylerin topa vuruş bacakları ya da sıçrama bacakları sorgulanarak belirlendi.

3.3.2. EMG MVC normalizasyon ölçümleri

Non-invaziv bir kas aktivitesi ölçme yöntemi olan yüzeysel EMG, kasların aktivasyonunu objektif olarak değerlendirmek için kullanıldı. Veri toplama sırasında kaslardan gelen sinyallerin ölçümü için 6 kanallı BTS FreeEMG RT-100 cihazı kullanıldı. Bu cihazın birim özellikleri; ortak gürültüden kurtulma oranı (CMRR) 100 dB'in üzerinde, diferansiyel giriş empedansı 10 M Ω 'un üzerindedir. Örnekleme hızı her kanal için 1000 Hertz (Hz) dir. EMG sinyallerini iletebilmek amacıyla, yüzeysel EMG uygulamaları için kullanılan disposable, kendinden yapışkanlı gümüş/gümüş klorür (Ag / AgCl) elektrotlar kullanıldı. Elektrotlar RF, BF ve ST kaslarına SENIAM referanslarına göre yerleştirildi. Tüm elektrotlar kas liflerinin yönüne mümkün olduğunca paralel bir çizgi boyunca kasların gövdesi üzerindeki deriye yapıştırıldı. Elektrotlar BF kası için tuberositas ischii ile tibianın lateral epikondili arasındaki mesafe ölçülerek, bu mesafenin orta noktasına, ST kası için tuberositas ischii ile medial epikondil arasındaki mesafe ölçülerek bu mesafenin orta noktasına, RF kası için ise patellanın superior kristası ile spina iliaca anterior superior arasındaki mesafe ölçülerek bu mesafenin orta noktasına yerleştirildi (Resim 3.2). Elektrotlar yerleştirilmeden önce cilt üzerindeki kıllar disposable jiletler yardımıyla uzaklaştırıldı. Sonrasında cilt isopropil alkol ve pamuk ile temizlendi. Tek kullanımlık kendinden yapışkanlı Ag/AgCl elektrotlar merkezden merkeze 2 cm olacak şekilde, SENIAM'ın önerdiği gibi, kasın origo ve insersiyonu yönünde yerleştirildi. Sinyaller 20 Hz Butterworth High-Pass hareket artefakt filtresinden geçirildi. Daha sonra EMG sinyallerinin RMS (Root Mean Square) değerleri alındı. Filtrelenen sinyallerin pik değeri dikkate alınarak normalizasyon için kullanıldı.

EMG MVC (maximum voluntary contraction) ölçümleri için pozisyonlama izokinetik sistem (Cybex NORM®, Humac, CA, USA) kullanılarak yapıldı. Ölçümler için bireyler kalçaları 90° fleksiyonda olacak şekilde oturtuldu. Dinamometrenin rotasyon eksenini ile diz ekleminin anatomik eksenini (lateral femoral kondil) aynı hizada olacak şekilde ayarlandı. Test sırasında kompensatuar hareketlerin engellenmesi için her iki omuzdan, belden ve uyluktan bireyler kemerle sabitlendi. Ayak bileği için kemer malleolun 3 cm proksimaline yerleştirildi [89, 130]. Bireylerin maksimum efor sağlayabilmesi için testler boyunca eş zamanlı olarak hem sözel hem görsel feedback verildi [89]. RF, ST ve BF kaslarının izometrik kuvvet değerlendirmesi 60° diz fleksiyon pozisyonunda yapıldı. Test öncesi 3 tekrarlı submaksimal ısınma tekrarı yaptırıldı. Bir dakikalık dinlenmenin ardından 5 maksimal test tekrarı yaptırıldı (Resim 3.3) [130]. Ölçümler önce dominant ekstremitede yapıldı. Daha sonra diğer ekstremitede tekrar edildi. İstatistik analizde tekrarlardaki pik değer dikkate alındı.



Resim 3.2. Elektrot yerleşim yerlerinin belirlenmesi



Resim 3.3. Maksimal istemli kontraksiyon (MVC) ölçümleri

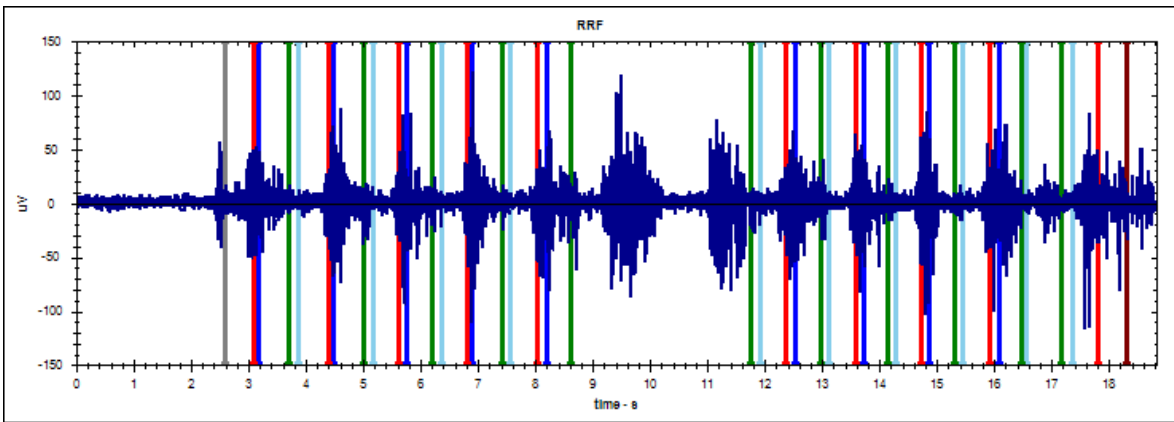
3.3.3. Yürüme esnasındaki kassal aktivasyonun EMG ile değerlendirilmesi

Yürüme esnasındaki kassal aktivasyonun değerlendirilmesi için bireylerden 20 metrelik bir mesafede normal yürüme paterni ve hızında yürümesi istendi (Resim 3.4). Yürüme esnasındaki kassal aktivasyon ölçümü, MVC ölçümlerinden 5 dakika sonra alındı. Bu sayede EMG proplarının lokalizasyonları hiç değiştirilmedi. Yürüme esnasındaki ölçümü amaçlanan kasın ilgili fazdaki kontraksiyonlarının pik değeri dikkate alındı. Yürüme fazlarının kassal aktivasyon ölçümü ile kombine tespit edilebilmesi amacı ile yine BTS Bioengineering firmasına ait G-walk cihazı katılımcıların L5 vertebra seviyesine yerleştirildi. G-walk cihazı, içerisinde tri-aksial akselerometre (16bit/axes), tri-aksial magnetometre (13 bit) ve tri-aksial jiroskop (16 bit/axes) bulunduran, BTS FreeEMG cihazı ile birlikte kullanıldığında EMG trasesi üzerinde yürüme fazlarını işaretleyebilen bir cihazdır. EMG cihazı ile koordine çalışan G-walk cihazı, yürümenin sallanma ve duruş fazlarını ayırt etmek amacı ile kullanıldı. Elde edilen ham EMG verilerinin kesiti alınarak 20 Hz Butterworth High-Pass hareket artefakt filtresinden geçirildi ve RMS (Root Mean Square) değerleri hesaplandı. MVC normalizasyonları yapılarak kassal aktivasyon yüzdeleri dikkate alındı.

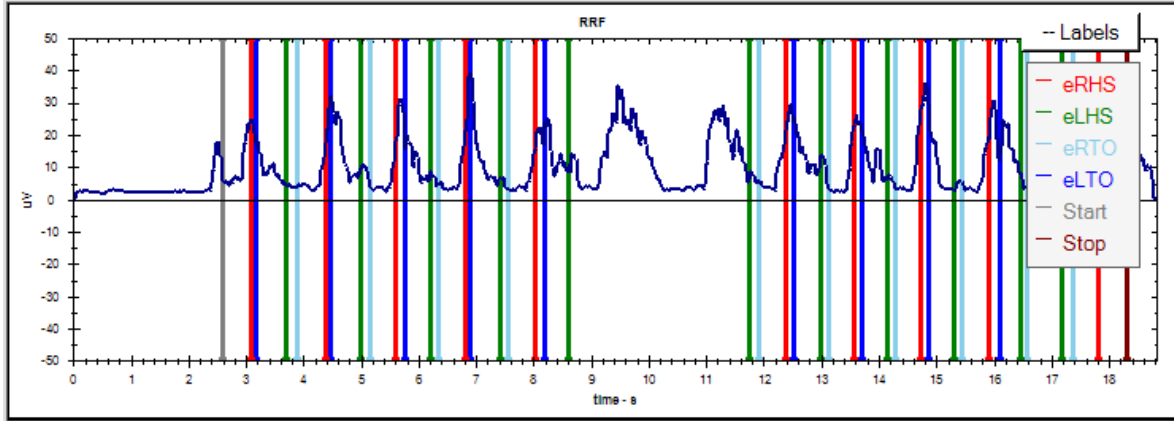


Resim 3.4. Yürüme esnasındaki kasal aktivasyonun ölçümü

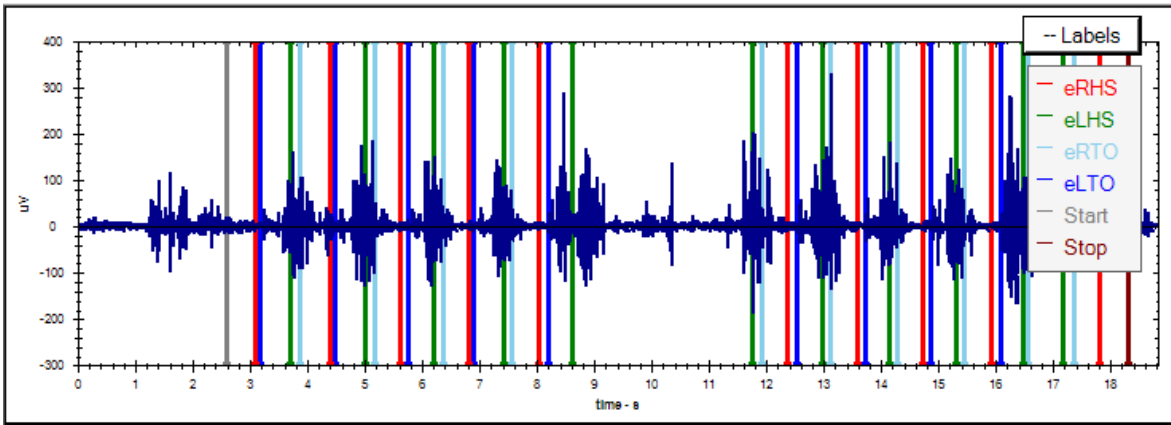
Şekil 3.2, 3.3, 3.4, 3.5, 3.6 ve 3.7’ de yürüme esnasındaki yürüme fazı çizgileri ile kaslara ait ham EMG ve RMS değerleri hesaplanmış EMG traseleri görülmektedir. Yürüme fazları kırmızı, mavi, açık mavi, yeşil, gri ve kahverengi çizgiler ile trase üzerinde gösterilmektedir. Trase üzerindeki kırmızı çizgi sağ topuk vuruşu, yeşil çizgi sol topuk vuruşu, açık mavi çizgi sağ topuk kalkışı, mavi çizgi sol topuk kalkışı, gri çizgi başlangıç ve kahverengi çizgi bitiş anını göstermektedir.



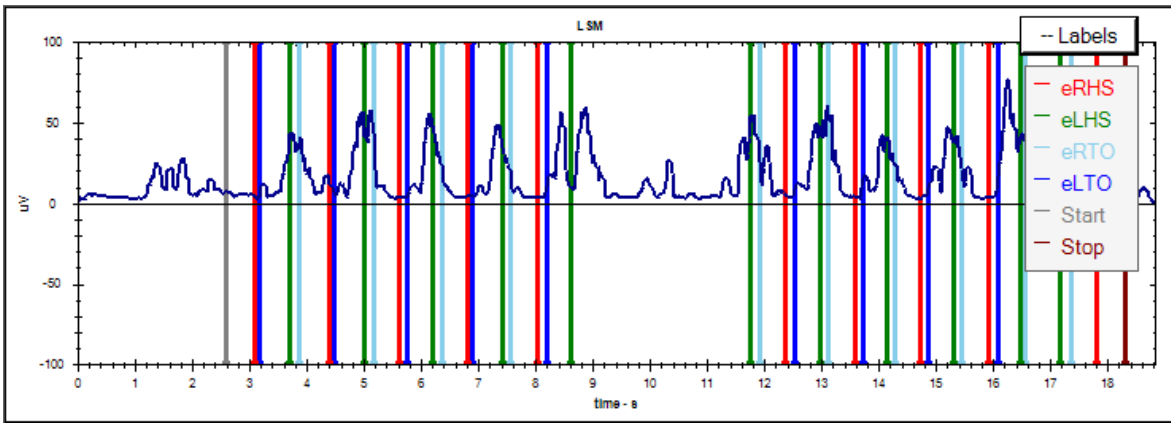
Şekil 3.2. Yürüme esnasındaki yürüme fazı çizgileri ve RF ham EMG trasesi



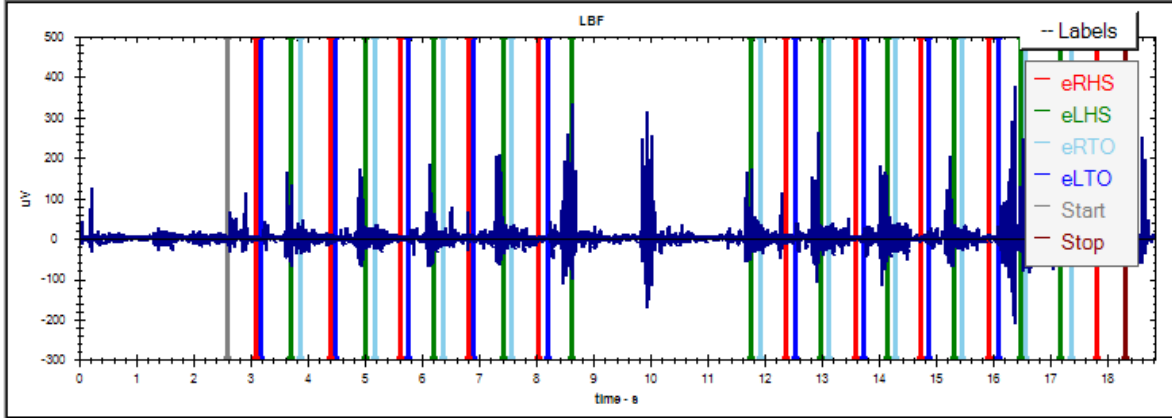
Şekil 3.3. Yürüme esnasındaki yürüme fazlarına göre 20 Hz HP (4. Derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri alınmış RF kasına ait EMG trasesi



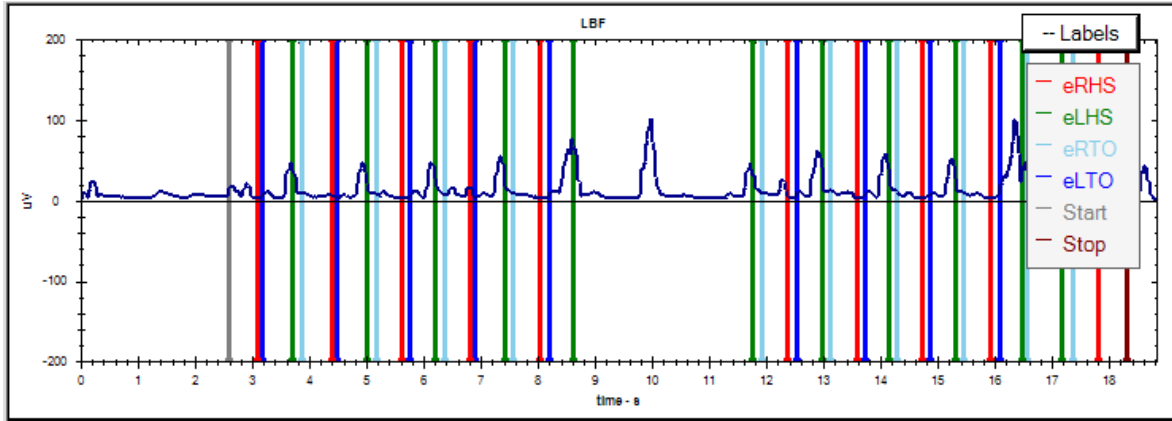
Şekil 3.4. Yürüme esnasındaki yürüme fazı çizgileri ve ST ham EMG Trasesi



Şekil 3.5. Yürüme esnasındaki yürüme fazlarına göre 20 Hz HP (4. Derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri alınmış ST kasına ait EMG trasesi



Şekil 3.6. Yürüme esnasındaki yürüme fazı çizgileri ve BF ham EMG trasesi



Şekil 3.7. Yürüme esnasındaki yürüme fazlarına göre 20 Hz HP (4. Derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri alınmış BF kasına ait EMG trasesi

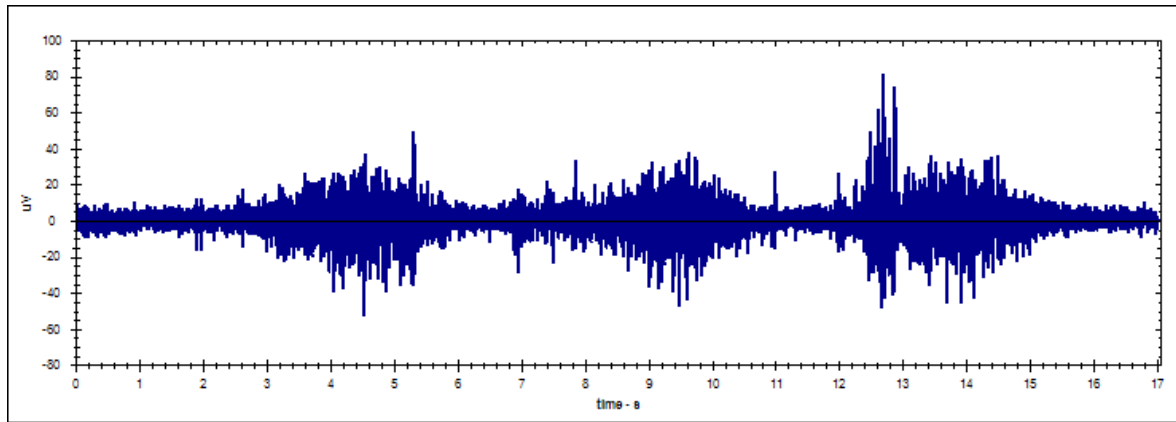
3.3.4. Tek bacak squat esnasındaki kassal aktivasyonun EMG ile değerlendirilmesi

Yürüme değerlendirmesinden sonra katılımcılardan duvar kenarında tek ayak üzerinde yaklaşık 45 derece squat yapmaları istendi ve bu esnadaki kassal aktivasyonları EMG cihazı ile kaydedildi (Resim 3.5). Ölçümler cerrahi geçirmiş grupta önce cerrahi taraf olacak şekilde alındı. Kontrol grubunda ise önce dominant taraf olacak şekilde alındı. Katılımcılara önce bir gonyometre ile 45°'lik açı deneyimlendirildi. Sonrasında gösterilen açıda tek ayak üzerinde 3 kez arka arkaya squat yapmaları ve yeniden dik pozisyona gelmeleri istendi. İstatistiksel hesaplamada, tekrar edilen squatlar esnasında kaydedilen kassal aktivasyonun microvolt [μV] cinsinden amplitüd değerlerinin RMS pik değeri dikkate alındı. Elde edilen veriler BTS bioengineering firmasına ait EMG analyser yazılımı yardımıyla bilgisayara kaydedilerek hesaplandı.

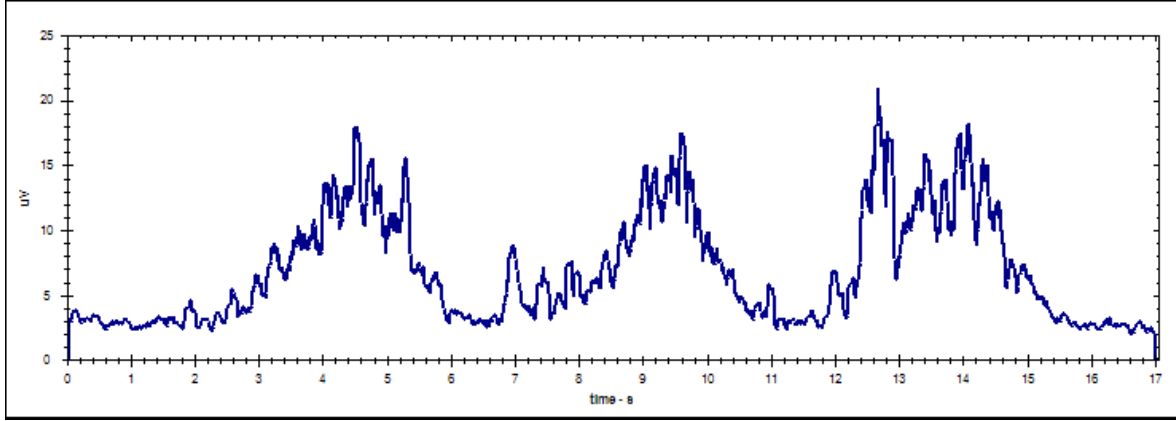


Resim 3.5. Tek bacak squat esnasındaki kassal aktivasyonun EMG ile değerlendirilmesi

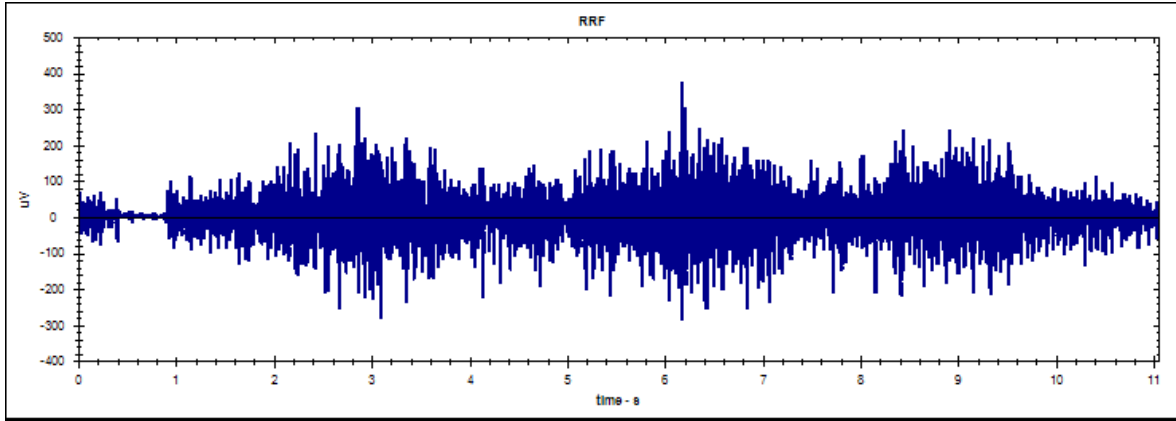
Squat esnasındaki ölçülen kaslara ait EMG traseleri şekil 3.8, 3.9, 3.10, 3.11, 3.12, ve 3.13'te gösterilmiştir.



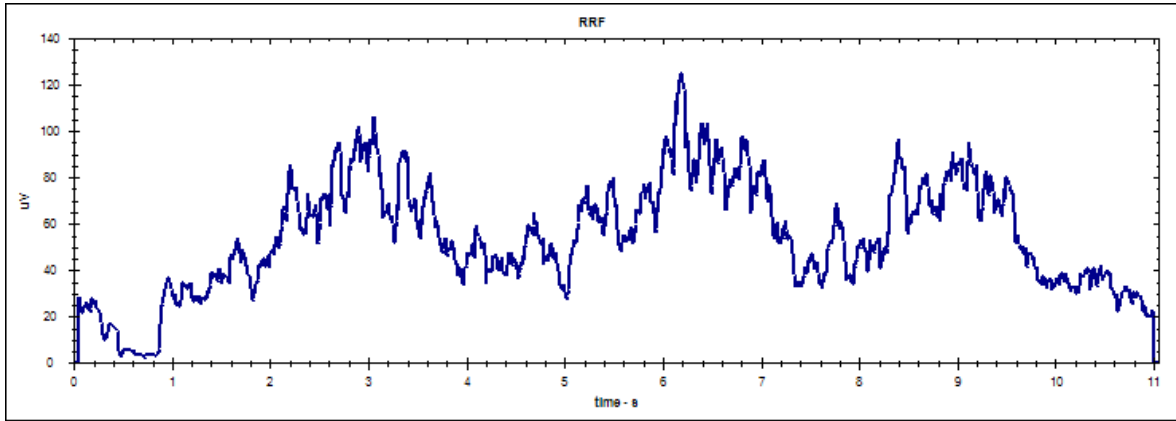
Şekil 3.8. Squat esnasındaki ST ham EMG trasesi



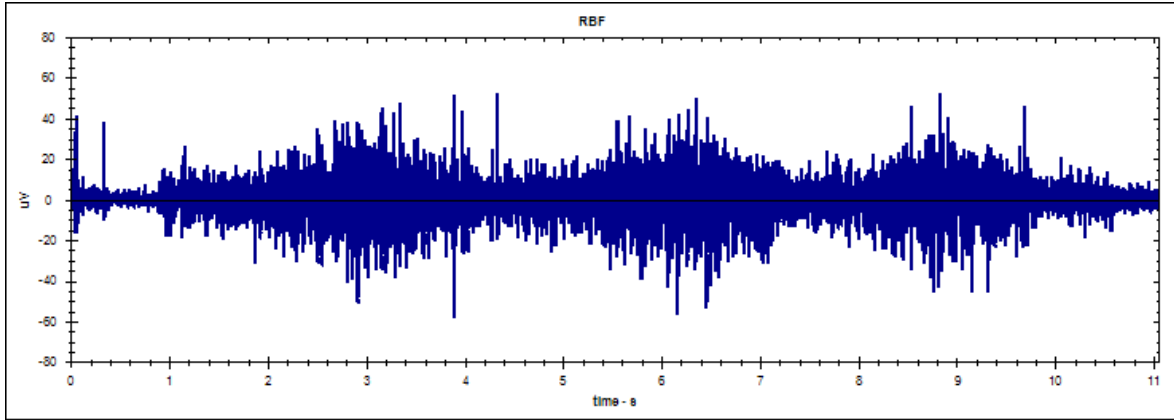
Şekil 3.9. Squat esnasındaki 20 Hz HP (4. Derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri hesaplanmış ST kasına ait EMG trasesi



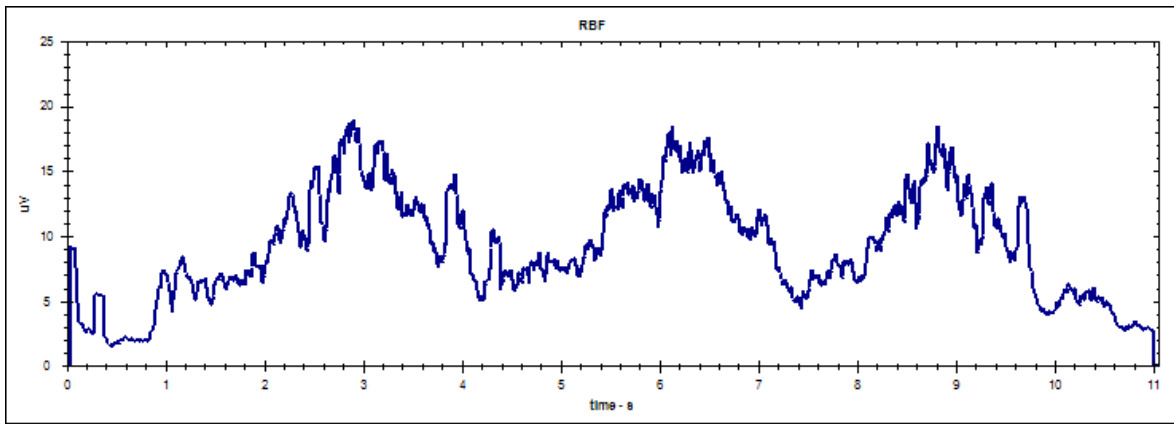
Şekil 3.10. Squat esnasındaki RF ham EMG trasesi



Şekil 3.11. Squat esnasındaki 20 Hz HP (4. Derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri hesaplanmış RF kasına ait EMG trasesi



Şekil 3.12. Squat esnasındaki BF ham EMG trasesi



Şekil 3.13. Squat esnasındaki 20 Hz HP (4. Derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri hesaplanmış BF kasına ait EMG trasesi

3.4. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler için SPSS 22v programı kullanıldı. Elde edilen veriler yardımı ile tanımlayıcı istatistikler (ortalama, standart sapma, ortanca, sayı, yüzde, vb.) hesaplandı. Nicel değişkenlerin normal dağılım uygunluğuna Shapiro Wilk testi ile bakıldı.

İki grup arasında nicel değişkenler bakımından farklılık normal dağılım gösteren değişkenler için bağımsız gruplarda t-testi, normal dağılmayan değişkenler için Mann Whitney U testi ile test edildi. Cerrahi geçiren ekstremiteler ile cerrahi geçirmeyen ekstremiteler arasındaki farklılık için normal dağılım gösteren değişkenler için yine bağımsız gruplarda t-testi, normal dağılmayan değişkenler için Mann Whitney U testi kullanıldı. Kaslar arasındaki ilişkiler Spearman korelasyon katsayısı ile değerlendirildi ve anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

Cerrahi ve kontrol gruplarının fiziksel özelliklerine ait tanımlayıcı istatistikleri çizelge 4.1’de yer almaktadır. Gruplar arası vücut ağırlığı ($p=0,033$) ortancası istatistiksel olarak anlamlı, yaş ($p=0,494$) ortancası ise benzerdir. Cerrahi geçiren grubun boy ortalaması istatistiksel olarak benzerdir ($p=0,498$). Cerrahi geçiren grubun vücut ağırlığı ($p=0,033$) ve VKI ortancası kontrol grubundan daha yüksektir ($p=0,016$).

Olguların 16’sı (% 64) cerrahi sonrasında rehabilitasyon aldığını, 9’u (% 36) rehabilitasyon almadığını belirtti. Rehabilitasyon sürelerine bakıldığında zaman ortalama 8.12 ± 3.89 hafta (2-16 hafta) tedavi almış olduklarını ifade ettiler. Cerrahinin üzerinden de ortalama 36 ay geçtiği görüldü.

Çizelge 4.1. Cerrahi geçiren ve kontrol gruplarına ait fiziksel özelliklere ait tanımlayıcı istatistikler

Fiziksel Özellikler	Cerrahi Geçiren (n=25)	Kontrol (n=23)	P Değeri
Yaş (yıl)*	30,00 (18,00-46,00)	26,00 (22,00-44,00)	0,494
Vücut ağırlığı (kg)*	89,00 (64,00-105,00)	75,00 (56,00-107,00)	0,033
Boy (cm)	175,80±8,03	174,27±7,21	0,498
VKI*(kg/m ²)	27,20 (20,70-36,40)	23,65 (19,80-32,40)	0,016
Dominant Taraf**			
Sağ	18 (%45,00)	22 (%55,00)	-
Sol	7 (%100,00)	0 (%0,00)	-
Cerrahi Taraf**			
Sağ	12 (%48,00)	-	-
Sol	13 (%52,00)	-	-
Cerrahi süre (ay)*	36,00(12,00-60,00)	-	-

*ortanca(min-mak) ile ifade edilmiştir.

** sayı(yüzde) ile ifade edilmiştir.

Çizelge 4.2’de Kontrol grubunun tek bacak squat esnasındaki kassal aktivasyon yüzdeleri yer almaktadır. Dominant ve non-dominant ekstremiteler karşılaştırıldığında BF, ST ve RF kassal aktivasyon yüzdelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0,05$). Bundan dolayı tek bacak squat esnasındaki kassal aktivasyon düzeyleri araştırılırken bulguların kontrol grubundaki bireylerin dominant ekstremitesi ile karşılaştırılmasında istatistiksel anlamda bir sakınca görülmemiştir.

Çizelge 4.2. Kontrol grubunun tek bacak squat esnasındaki kassal aktivasyon yüzdeleri

Değişkenler	Kontrol Grup (n=23)		P Değeri
	Dominant ekstremite	Non-dominant ekstremite	
BF*	11,23 (3,15-39,83)	12,70 (4,32-54,68)	0,128
ST*	11,61 (4,72-24,91)	9,78 (3,45-70,54)	0,784
RF	65,88±18,33	59,26±16,83	0,132

*ortanca(min-mak) ile ifade edilmiştir.

Çizelge 4.3'te kontrol grubuna ait, yürümenin duruş ve sallanma fazındaki kassal aktivasyon yüzdeleri yer almaktadır. Kontrol grubundan bir bireyin yürüme esnasındaki kassal aktivasyonu bluetooth bağlantısındaki anlık bir hatadan dolayı kaydedilemediğinden bireye ait veriler yürüme esnasındaki kassal aktivasyonların istatistiksel hesaplaması yapılırken dışlanmıştır. Duruş fazında dominant ve non-dominant ekstremite arasında BF, ST ve RF kassal aktivasyon yüzdelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Sallanma fazında, dominant ve non-dominant ekstremite karşılaştırıldığında ise BF hariç ST ve RF kassal aktivasyon yüzdelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0,05$). Bundan dolayı, yürüme esnasındaki kassal aktivasyon düzeyleri araştırılırken bulguların kontrol grubundaki bireylerin dominant ekstremitesi ile karşılaştırılmasında istatistiksel anlamda bir sakınca görülmemiştir.

Çizelge 4.3. Kontrol grubunun yürüme esnasındaki duruş ve sallanma fazı kassal aktivasyon yüzdeleri

Değişkenler		Kontrol Grup (n=22)		P Değeri
		Dominant ekstremite	Non-dominant ekstremite	
Duruş	BF	5,42 (2,68-17,28)	7,51 (2,07-32,95)	0,053
	ST	5,65 (2,84-10,35)	4,99 (1,82-27,16)	0,603
	RF	4,10 (1,29-36,77)	4,70 (1,26-38,72)	0,322
Sallanma	BF	5,29 (1,91-12,80)	7,30 (1,44-39,70)	0,022
	ST	5,85 (2,46-12,75)	6,21 (1,38-27,45)	0,408
	RF	3,17 (1,12-31,48)	3,93 (1,41-14,70)	0,709

*ortanca(min-mak) ile ifade edilmiştir.

Grupların tek bacak squat esnasındaki kassal aktivasyon yüzdelerinin değerlendirilmesi Çizelge 4.4'te yer almaktadır. Tek bacak squat durumunda cerrahi geçirmiş grubun cerrahi geçiren ekstremitesi ve cerrahi geçirmeyen ekstremiteleri karşılaştırıldığında BF ve RF kassal aktivasyon yüzdelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p=0,128$; $p=0,160$). Tek bacak squat esnasında cerrahi geçiren ekstremitenin ST kasında kassal aktivasyon yüzdesi ile cerrahi geçirmeyen ekstremitenin ST kasının kassal aktivasyon yüzdesi arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,010$).

Cerrahi geçiren ekstremitte ile kontrol grubu kasal aktivasyon yüzdelerine bakıldığında, RF kasal aktivasyonları benzerdir ($p=0,798$). Cerrahi geçiren ekstremitte BF ve ST kasal aktivasyonları ile kontrol grubu BF ve ST kasal aktivasyonları arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,002/ p=0,016$).

Çizelge 4.4. ÖÇB cerrahisi geçiren grubun squat esnasındaki cerrahi geçiren ekstremitte ve cerrahi geçirmeyen ekstremitte kasal aktivasyon yüzdeleri

Değişkenler	Cerrahi geçiren ekstremitte (n=25)	Cerrahi geçirmeyen ekstremitte (n=25)	p değeri	Kontrol Grubu (n=23)	p değeri- (cerrahi geçiren ekstremitte-kontrol grubu)
BF	19,37 (5,89-58,72)	16,64 (5,23-85,10)	0,128	11,23 (3,15-39,83)	0,002
ST*	19,14 (4,80-59,06)	11,66 (3,33-58,74)	0,010	11,61 (4,72-24,91)	0,016
RF	67,34±20,27	59,28±25,03	0,160	65,88±18,33	0,798

*ortanca(min-mak) ile ifade edilmiştir.

Squat esnasında gruplarda kasların kendi aralarındaki ilişkileri Çizelge 4.5’de yer almaktadır. Cerrahi geçiren ekstremitte BF-ST ve ST-RF arasında ilişki pozitif doğrusal orta düzey bir ilişki var iken BF-RF arasında doğrusal bir ilişki bulunmamaktadır. Non-cerrahi geçiren ekstremitte BF-ST ve BF-RF arasında ilişki pozitif doğrusal orta düzey bir ilişki var iken ST-RF arasında doğrusal bir ilişki bulunmamaktadır. Kontrol grubunda BF-ST arasında ilişki pozitif doğrusal orta düzey bir ilişki var iken BF-RF ve ST-RF arasında doğrusal bir ilişki bulunmamaktadır.

Çizelge 4.5. ÖÇB cerrahisi geçiren grubun squat esnasındaki cerrahi geçiren ekstremitte ve cerrahi geçirmeyen ekstremitte kasal aktivasyon yüzdelerinin ilişkisi

Değişkenler	Cerrahi geçiren ekstremitte (n=25)	Cerrahi geçirmeyen ekstremitte (n=25)	Kontrol Grup (n=23)
BF-ST	$r_s=0,414$ $p=0,040$	$r_s=0,508$ $p=0,010$	$r_s=0,459$ $p=0,027$
BF-RF	$r_s=0,280$ $p=0,175$	$r_s=0,534$ $p=0,006$	$r_s=-0,075$ $p=0,740$
ST-RF	$r_s=0,425$ $p=0,034$	$r_s=0,062$ $p=0,767$	$r_s=0,018$ $p=0,938$

r_s :spearman korelasyon katsayısı

Grupların yürümenin duruş ve sallanma fazlarındaki kasal aktivasyon yüzdelerinin değerlendirilmesi Çizelge 4.6’da yer almaktadır. Yürümenin duruş fazında, cerrahi geçiren ve cerrahi geçirmeyen ekstremiteler karşılaştırıldığında, RF kasal aktivasyonlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p=0,247$). Cerrahi geçiren ekstremitte ST kasal aktivasyon yüzdesi ile cerrahi geçirmeyen ekstremitte ST kasal aktivasyon yüzdesi ve cerrahi geçiren ekstremitte BF kasal aktivasyon yüzdesi ile cerrahi

geçirmeyen ekstremitte BF kassal aktivasyon yüzdesi arasındaki farklar ise istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,009$; $p=0,001$).

Yürümenin sallanma fazında cerrahi geçiren ve cerrahi geçirmeyen ekstremitte RF kassal aktivasyon yüzdelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p=0,242$). Yine cerrahi geçiren ekstremitte ile cerrahi geçirmeyen ekstremiteler karşılaştırıldığında ST kassal aktivasyon yüzdesi ile BF kassal aktivasyon yüzdesi arasındaki farklar ise istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,018$; $p=0,014$).

Cerrahi geçiren ekstremitte ile kontrol grubu kassal aktivasyon yüzdelerine bakıldığında, hem duruş hem de sallanma fazında RF kassal aktivasyon yüzdeleri benzerdir ($p=0,349$; $p=0,306$). Duruş fazında, cerrahi geçiren ekstremitte BF ve ST kassal aktivasyon yüzdesi ile kontrol grubu BF ve ST kassal aktivasyon yüzdesi arasındaki farklar ise istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,006$ / $p=0,021$).

Sallanma fazında cerrahi geçiren ekstremitte BF kassal aktivasyon yüzdesi ile kontrol grubu BF kassal aktivasyon yüzdesi arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,002$). Cerrahi geçiren ekstremitte ile kontrol grubu ST kassal aktivasyonları ise benzerdir ($p=0,194$).

Çizelge 4.6. Yürümenin duruş ve sallanma fazlarındaki kassal aktivasyon yüzdeleri

	Değişkenler	Cerrahi geçiren ekstremitte (n=25)	Cerrahi geçirmeyen ekstremitte (n=25)	p değeri	Kontrol Grubu (n=22)	p değeri- cerrahi geçiren ekstremitte-kontrol grubu
Duruş	BF	8,96 (3,02-69,60)	7,27 (2,26-18,63)	0,001	5,42 (2,68-17,28)	0,006
	ST	7,36 (3,63-35,00)	5,20 (2,01-17,15)	0,009	5,65 (2,84-10,35)	0,021
	RF	2,94 (1,16-94,31)	2,77 (0,95-81,88)	0,247	4,10 (1,29-36,77)	0,348
Sallanma	BF	10,15 (2,64-49,01)	6,41 (2,43-19,54)	0,014	5,29 (1,91-12,80)	0,002
	ST	6,41(3,00-38,67)	4,70 (2,05-18,41)	0,018	5,85 (2,46-12,75)	0,194
	RF	2,49 (1,23-54,54)	2,22 (0,87-93,50)	0,242	3,17 (1,12 - 31,48)	0,306

*ortanca (min-mak) ile ifade edilmiştir.

Yürümenin duruş ve sallanma fazlarında gruplarda kasların kendi aralarındaki ilişkileri Çizelge 4.7’de yer almaktadır. Duruş fazında, Cerrahi geçiren ekstremitte BF-ST arasında ilişki pozitif doğrusal yüksek düzey bir ilişki var iken ST-RF arasında pozitif doğrusal orta düzey bir ilişki bulunmaktadır. Cerrahi geçirmeyen ekstremitte BF-ST arasında ilişki

pozitif doğrusal yüksek düzey bir ilişki var iken ST-RF arasında pozitif doğrusal orta düzey bir ilişki bulunmaktadır. Kontrol grubunda kaslar arasında doğrusal bir ilişki bulunmamaktadır.

Sallanma fazında, cerrahi geçiren ekstremitede BF-ST arasında ilişki pozitif doğrusal yüksek düzey bir ilişki var iken ST-RF arasında pozitif doğrusal orta düzey bir ilişki bulunmaktadır. Cerrahi geçirmeyen ekstremitede BF-ST ve BF-RF arasında ilişki pozitif doğrusal orta düzey bir ilişki var iken ST-RF arasında doğrusal bir ilişki bulunmamaktadır. Kontrol grubunda kaslar arasında pozitif doğrusal orta düzey bir ilişki bulunmaktadır.

Çizelge 4.7. Yürümenin duruş ve sallanma fazlarındaki kassal aktivasyon yüzdelerinin ilişkisi

	Değişkenler	Cerrahi geçiren ekstremitede (n=25)	Cerrahi geçirmeyen ekstremitede (n=25)	Kontrol Grubu (n=22)
Duruş	BF-ST	$r_s=0,682$ $p<0,001$	$r_s=0,694$ $p<0,001$	$r_s=0,050$ $p=0,824$
	BF-RF	$r_s=0,169$ $p=0,419$	$r_s=0,369$ $p=0,070$	$r_s=0,223$ $p=0,318$
	ST-RF	$r_s=0,516$ $p=0,010$	$r_s=0,428$ $p=0,033$	$r_s=0,084$ $p=0,710$
Sallanma	BF-ST	$r_s=0,830$ $p<0,001$	$r_s=0,521$ $p=0,008$	$r_s=0,458$ $p=0,032$
	BF-RF	$r_s=0,335$ $p=0,102$	$r_s=0,460$ $p=0,021$	$r_s=0,473$ $p=0,026$
	ST-RF	$r_s=0,565$ $p=0,004$	$r_s=0,311$ $p=0,131$	$r_s=0,479$ $p=0,024$

rs:spearman korelasyon katsayısı

5. TARTIŞMA

Ortalama 36 (12-60) ay önce ÖÇB tamiri yapılan olgularda cerrahi olan ekstremitte, sağlam ekstremitte ve sağlıklı bireylerin dominant taraf ekstremiteleri RF, BF ve ST kaslarının yürüme ve squat esnasındaki kassal aktivasyon yüzdelerini karşılaştırmak amacıyla yapılan bu çalışmadan elde edilen bulgulara göre cerrahi olan ekstremitede tek ayak üzerinde squat ve yürüme aktiviteleri esnasında ST ve BF kassal aktivasyon yüzdelerinin anlamlı yüksek olduğu, RF kassal aktivasyon yüzdesinde ise fark olmadığı tespit edilmiştir. Cerrahi grupta squat aktivitesi esnasında cerrahi olan taraf ile cerrahi geçirmeyen taraf karşılaştırıldığında sadece ST kasında anlamlı bir fark görülmüştür. Bu durum ST kasından greft alındığı düşünülürse literatür ile uyumlu, beklenen bir sonuçtur. Aynı şekilde squat aktivitesi açısından cerrahi geçiren grubun cerrahi geçiren ekstremitesi ile kontrol grubu kıyaslandığında ise hem ST kasının hem de BF kasının kassal aktivasyon yüzdesinin cerrahi geçiren ekstremitede daha yüksek olduğu görülmüştür. Buna karşın RF kasında ise anlamlı bir fark görülmemiştir.

Lokomotor sistemin kontraktıl yapılarının incelenmesinde sıklıkla kullandığımız EMG esasında bir kasılmanın mekanik tarafından ziyade kasta meydana gelen elektriksel olayları yansıtmaktadır [132]. Dolayısıyla her ne kadar kas kuvveti ile EMG arasında bir ilişki olsa da bu ilişki birçok değişkene bağlıdır. EMG sinyalinin büyüklüğü potansiyel olarak kas kuvvetinin de büyüklüğünü yansıtsa da bu ilişki, ölçülen EMG sinyalinin karakterine ve iskelet kasının güç üretme mekanizmasına bağlı olarak değişmektedir. EMG elektrotunda ölçülen sinyal, elektrottan çeşitli mesafelerde depolarize olan motor ünitelerin toplam etkisiyle ortaya çıkan voltaj değişimidir [132]. Motor ünitelerin elektroda olan uzaklığı, sinyallerin kas dokusu içerisindeki ilerleme ve ateşleme hızları elektrodun altında ölçülen sinyal büyüklüklerini etkilemektedir [132]. EMG sinyalinin büyüklüğü rölatif olarak aktif motor ünite volümünü yansıtsa da kasılma gücü büyük ölçüde kasın kontraktıl elemanlarının kondüsyonuna bağlıdır [133]. Björn, Tesch ve Hanse (2010)'nin yaptıkları kuvvet-EMG ilişkisine baktıkları çalışmalarında, RF ve BF kaslarının EMG-Kuvvet ilişkisini non-linear olarak bulmuşlardır [134]. Araştırmacılar bu durumu Quadriceps kaslarının boylarının ve çaplarının değişik ölçülerde olmasına bağlamışlardır. RF kasının enine kesit oranı VL kasının yaklaşık 1/3 'i kadardır. Diz ekstansiyonu gerçekleşirken tüm quadriceps kasları yardımcıdır. Yardımcı bu kasların harekete sağladıkları katkı da değişmektedir. Bu durum değişik aktivitelerde alınacak EMG ölçümlerinde, EMG-kuvvet

ilişkisine etki etmektedir. Örneğin Björn ve diğerleri, araştırmacılara izole diz ekstansiyonunda EMG ile kuvvete bakılmak istendiğinde vastus lateralis kasının nispeten daha sağlıklı sonuç vereceğinden bahsetmişler ve bu tip EMG ile kas kuvvetinin araştırılacağı çalışmalarda quadriceps kası için vastus lateralis kasını tercih etmelerini önermişlerdir. Biz çalışmamızda BF ve ST kasları ile karşılaştırma yaptığımız için boy ve çap olarak daha benzer olan RF kasını tercih ettik.

EMG çalışmalarında değişik kas gruplarından ve olgulardan elde edilen verileri kıyaslayabilmek için normalizasyon işlemleri uygulanır. Bu çalışmada değişik deneklerden 3 kas için alınan ölçümlerin birbirleri ile karşılaştırılabilmesi amacıyla MVC normalizasyonu yapılmıştır. Özellikle dinamik kasılmaların incelendiği EMG çalışmalarından elde edilen verilere göre kas kuvvetini yorumlamak yanlış sonuçlar ortaya çıkarabilir. Bu nedenle bu çalışmada bahsedilen değerler kasların maksimum izometrik kasılma değerlerine oranlanmış kassal aktivasyon değerleridir.

Ceaglio, Alberto, Catalfamo ve Braidot (2010) hamstring tendon grefti ile rekonstrükte edilmiş 5 erkek olgu üzerinde squat aktivitesi esnasındaki kassal aktivasyonları incelemişlerdir. Yaptıkları araştırmada ÖÇB yaralanması geçiren olgulardaki cerrahi geçiren ve cerrahi geçirmeyen taraf kassal aktivasyon yüzdeleri arasındaki yaklaşmanın en hızlı operasyon sonrası 4 ila 6. aylar arasında gerçekleştiği sonucuna ulaşmışlardır [135]. Bu çalışmada da cerrahi geçiren taraf ST ve BF kaslarının squat esnasında daha fazla kassal aktivasyon gösterdiğini bulduk. Squat aktivitesi esnasında özellikle 20° ila 40° diz fleksiyonu açısında, ÖÇB en gevşek pozisyonda olduğu için tibiayı anterior translasyona iten moment oldukça yüksektir [61]. Tibia üzerindeki bu kuvvetleri karşılamak amacıyla olguların squat esnasında hamstring kas aktivasyonunu arttırarak dizdeki stabiliteyi arttırmayı amaçladıklarını söyleyebiliriz. Çalışmada değerlendirmeye aldığımız olgular cerrahi sonrası ortalama 36. (12-60) aydadır. İki çalışmanın sonuçlarını karşılaştırdığımızda hamstring kaslarında gözlemlediğimiz bu kassal aktivasyon farkı bize Ceaglio ve diğerlerinin çalışmalarında gösterdikleri kassal aktivasyon düzeylerindeki hızlı yaklaşmanın cerrahi sonrası 12. aydan sonra uzun dönemde fonksiyonel aktivitelere yansımadığını, yaralanma sonrası oluşan gerek quadriceps/hamstring refleksi arkındaki bozulma, gerekse ÖÇB'yi korumak ve diz stabilitesini arttırmak amaçlı geliştirilen adaptasyon mekanizmalarının devam ettiğini düşündürmüştür.

Yürüme ve squat aktiviteleri esnasındaki RF kassal aktivasyonunda hem cerrahi geçiren taraf ile cerrahi geçirmeyen taraf, hem de cerrahi geçiren taraf ile kontrol grubu karşılaştırmalarında anlamlı bir fark olmadığını gördük. Nitekim Xergia, Vasiliadis, Georgoulis, McClelland ve Kvist (2011) cerrahi sonrası 4-24 ay arasındaki patellar tendon ve hamstring tendon grefti ile rekonstrükte edilmiş olgulardaki kuvvet defisitlerini inceledikleri çalışmalarında, hamstring grefti ile tamir edilen olgularda 12. ayda hamstring kuvvet defisitinden bahsedilirken, quadriceps kuvvet defisiti görülmediğini tespit etmişlerdir [136].

P. Bulgheroni, M. V. Bulgheroni, Andrini, Guffanti ve Giughello (1997) ÖÇB defisiti olan 10 erkek olgu, ÖÇB cerrahisi geçirmiş 15 erkek olgu ve 5 erkek kontrol üzerinde yaptıkları çalışmada yürümenin duruş ve terminal sallanma fazlarında ÖÇB defisiti olan grubun hamstring kassal aktivasyonunu kontrol grubuna kıyasla daha yüksek bulmuşlardır [137]. Bulgheroni ve diğerleri yürüme esnasında dizin ekstansiyon momentindeki global düşüşü, beklenilenin aksine RF kassal aktivasyonundaki düşüşe değil, hamstring kassal aktivasyonundaki artışa bağlamışlardır.

Beard, Soundarapandian, O'Connor ve Dodd (1996) 18-34 yaş arası ÖÇB defisiti olan ancak cerrahi geçirmemiş ve ortancası yaralanma sonrası 23. ayda olan 18 hastada yaptıkları çalışmada yürümenin terminal duruş fazında, ÖÇB defisiti olan grubun hamstring kassal aktivasyon süresinde uzama bulurken, quadriceps kas grubunda ise herhangi bir farka rastlamamışlardır [138]. Beard ve diğerleri aktivasyon süresindeki bu uzamayı diz fleksiyon açısındaki artışa bağlamışlardır. Çalışmalarında bu durumu ÖÇB defisiti olan grubun, yürümenin duruş fazında diz fleksiyon açısını arttırarak hamstring çekme açısını horizontale yaklaştırıp, sağlanan moment artışı ile tibianın subluksasyonunu önlemeye çalıştıkları şeklinde açıklamışlardır. Bunun yanı sıra hamstring kaslarındaki aktivasyon artışının, özellikle diz tam ekstansiyona yakın bir açıdayken patellar tendonun tibiaya uyguladığı anteriora çekme kuvvetine karşı koyma çabasından kaynaklandığını belirtmişlerdir. Burada çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgulara paralel olarak, quadriceps aktivasyonunda kaydadeğer bir artış olmadan hamstring aktivasyonundaki artışın tibianın anterior translasyonuna karşı koymada önemli bir mekanizma olduğu Beard ve diğerleri tarafından ifade edilmektedir [138].

Kuster, Sakurai ve Wood (1995) yürümenin duruş fazında ÖÇB defisiti olan grupta quadriceps ve hamstring kassal aktivasyon yüzdesinde kontrol grubuna göre bir artış olduğundan bahsetmişlerdir [139]. Topuk vuruşu fazında ise quadriceps kaslarının aktivasyonunda bir azalma gözlemlenmiştir. Günlük yaşamda da sıklıkla kullanılan eklem ve ligament stabilitesini artırma amaçlı kokontraksiyonların ÖÇB defisiti olanlarda ekleme binen yükün artırılması pahasına gerçekleştirildiğini çalışmalarında ifade etmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda, özellikle duruş fazındaki hamstring ve quadriceps aktivitesindeki artışın, daha farklı nöromuskuler adaptasyonlara gerek kalmadan konservatif tedavi görmüş olgularda yeterli ligament ve diz stabilitesini sağlayacağı sonucuna varmışlardır. Kuster ve diğerleri çalışmalarını tamir edilmiş olgularda değil cerrahi müdahale edilmemiş ÖÇB defisiti olan olgular üzerinde yapmıştır. Biz çalışmamızda duruş fazında RF kasının kassal aktivasyon yüzdesinde anlamlı bir fark tespit etmedik. Kuster ve diğerleri ile Bulgheroni ve diğerlerinin bulduğu sonuçları çalışmamızın sonuçları ile birleştirdiğimizde ÖÇB defisiti olan grubun, yürümenin duruş fazındaki kuvvetlere karşı ÖÇB'yi korumaya ve diz stabilitesini arttırmaya yönelik geliştirdiği adaptasyon mekanizmasının, cerrahi sonrası uzun dönemde de devam ettiği söylenebilir. Özellikle ÖÇB cerrahisi öncesindeki dönemde tecrübe edilen instabilitenin olgularda çeşitli adaptasyonlar kazandırarak, stabilizeyi korumaya yönelik kazanılan bu adaptasyonları uzun dönemde, cerrahi sonrasında da sürdürdükleri çalışmamızın sonucuna yansımıştır.

Yapılan muskuloskeletal modellemeler izole edilmiş quadriceps kasının ÖÇB üzerinde ciddi stresler yarattığını göstermiştir [140]. Kuster ve diğerlerinin yaptığı çalışmadaki topuk vuruşu esnasındaki quadriceps kassal aktivasyon yüzdesindeki düşüş ÖÇB'yi korumaya yönelik bir reflex inhibisyon olabilir. Çünkü halen ÖÇB defisiti devam etmektedir. Araştırmamızdaki olgular ÖÇB cerrahisi geçirmiş olgulardır. Rehabilitasyon programları ile kuvvetlendirilmiş cerrahi sonrası ortalama 36. (12-60) aydaki bir kasta, kassal aktivasyon farkının oluşmaması beklenen bir sonuçtur. Çalışmamız sonucunda RF kassal aktivasyonunda fark olmaması, rehabilitasyon programlarının quadriceps kasında hamstring kasına kıyasla daha başarılı olduğunun bir göstergesi olabileceği gerçeğinin yanı sıra, yaralanma sonrasında hamstring kassal aktivasyonunun arttırılarak translasyon riskinin azaltılmasına yönelik geliştirilmiş bir nöral adaptasyon mekanizmasının cerrahi sonrasında da devam ettiğini destekler bir bulgu olduğu da not edilmelidir.

Benoit, Lamontagne, Cerulli ve Liti (2003) en fazla 24 aydır ÖÇB instabilitesi olan 16 bireyi koşu bandında yürütmüşler ve çeşitli kas gruplarından EMG verileri alarak çeşitli normalizasyon tekniklerine göre yorumlamışlardır [128]. Yaralı taraf BF kassal aktivasyon yüzdesini MAX normalizasyonu yaptıkları sonuçlara göre kontrol grubu ile kıyasladıklarında, BF kassal aktivasyon yüzdesinde artış tespit etmişlerdir. Yine aynı çalışmada MVC normalizasyonu yapılan yaralı taraf ST kassal aktivasyon yüzdesinde de artış tespit etmişlerdir. Biz de çalışmamızda hem BF için hem de ST için duruş ve sallanma fazlarında kassal aktivasyon yüzdelерinde bir artış tespit ettik. Her iki çalışmadaki ST ve BF kassal aktivasyonundaki bu artış bize greft ile stabilite artırılmış ve kaslar rehabilitasyon programları ile kuvvetlendirilmiş olsa bile, kasın günlük yaşam aktivitelerine nöral adaptasyonunun sağlanmasında bazı yetersizlikler olduğunu düşündürmüştür.

Çeşitli hayvan [141, 142] ve insan deneylerinde [143, 144, 145] ÖÇB'nin uyarılmasının hamstring ve quadriceps kaslarının elektriksel cevaplarını da arttırdığı görülmüştür. Bilindiği üzere çapraz bağlar morfolojik olarak hareketin karakteristiğine ve pozisyona bağlı ligamentteki gerilimin şiddeti hakkında bilgi taşıyan çok çeşitli sinir sonlanmalarına sahiptir [144]. Ligamentteki mekanoreseptörler alfa motor nöronlarda zayıf uyarılar oluştururken, gama motor nöronlarda sıklığı daha az ancak daha güçlü uyarılar oluşturabilmektedir. Gama motor nörondaki bu güçlü uyarılar diz çevresindeki kaslarda güçlü kasılmalara neden olur. Ligamentteki gama motor nöronu ateşleyen küçük bir kasılma bile diz çevresindeki kaslarda ciddi cevaplara neden olabilir [144]. Bu durumda, ÖÇB üzerindeki yüklenmenin arttığı aktivitelerde, ÖÇB yaralanması geçiren bireyler tarafından çeşitli adaptasyon mekanizmalarının geliştirilebileceği aşıkardır. Nitekim Berchuck, Andriacchi, Bach ve Reider (1990) yaptıkları çalışmada ÖÇB defisiti olan olgularda quadriceps kaçınma yürüyüşünden bahsetmişlerdir [146]. Berchuck ve diğerleri çalışmalarında diz fleksiyon momentinde yürümede %140, koşuda ise %30 oranında azalmadan bahsetmişlerdir. Merdiven inerken herhangi bir değişim olmadığını, çıkarken ise hafif bir artış olduğunu raporlamışlardır. Berchuck ve diğerleri, diz fleksiyon momentindeki bu azalmayı, hastaların tibianın proksimal ucunun anteriora kaymasını önlemek amacıyla quadriceps kontraksiyonunu azaltma çabasından kaynaklı olduğunu belirtmişlerdir. Yürümenin duruş fazında diz eklemine etki eden eksternal ve internal kuvvetlerin bir denge halinde olması gerekmektedir. ÖÇB yokluğunda, tibiayı öne çeken internal kuvvetlere karşı koyacak bir yapı eksik demektir. Bunun bir şekilde kompanse

edilerek yeniden kuvvetler arasındaki dengenin sağlanması gerekmektedir. Quadriceps kaçınma yürüyüşünde internal kuvvetlerden quadriceps kas kontraksiyonu azaltılarak ÖÇB'nin yokluğu kompanse edilmeye çalışılır [146].

Çalışmamızda yürümenin sallanma fazındaki cerrahi taraf ST kassal aktivasyonu ile kontrol grubu ST kassal aktivasyonları birbirine yakın bulunmuştur. BF ve ST kasları sallanma fazının sonunda ve duruş fazının başında aktif durumdadır [111]. Sallanma fazının sonunda RF aktivasyonu artarak kontrollü bir topuk vuruşunun gerçekleştirilmesine yardımcı olur [133]. Sallanma fazının sonundaki cerrahi taraf ST kassal aktivasyonunun kontrol grubu ile yakın olmasının sebebi RF kasının sallanma fazının sonundaki sağladığı destek olabilir. Yürümenin doğası gereği düşen kas aktivasyonu iki taraf kassal aktivasyonları yakınlıştırmış ve oluşan kassal aktivasyon farkı istatistiksel olarak anlamsız düzeylere düşmüş olabilir. Bunun yanında aynı fazda BF kasındaki kassal aktivasyon yüzdesindeki anlamlı artış, greft alınan ST kasını korumak için BF kasının daha fazla aktive olduğu şeklinde yorumlanabilir. Literatürde ÖÇB tamiri sonrasında tibial rotasyonun bozulduğunu gösteren çeşitli çalışmalar vardır. Scanlan, Chaudhari, Dyrby ve Andriacchi (2010) yaptıkları çalışmalarında rekonstrükte edilmiş dizin eksternal rotasyonundaki artıştan bahsetmektedirler [147]. Tibianın eksternal rotasyonundaki bu artış yapılan çalışmalar da genelde greftin aşırı gergin koyulmasına bağlansa da [148] çalışmamızın sonucunda gözlemlediğimiz BF aktivasyonundaki artış da bu durumu destekler bir bulgudur. Literatürde hamstring tendon grefti ile rekonstrükte edilmiş olguları uzun dönem takip eden çalışmalara bakıldığında, internal tibial rotasyon kuvvetinde defisitten bahseden bazı çalışmalar bulunmaktadır [149,150,151]. Viola, Sterett, Newfield, Steadman ve Torry (2000) hamstring grefti sonrasında olguları 51 ay boyunca takip ettikleri çalışmalarında, bu sürenin kuvvet defisitinin tamamen iyileşmesi için yeterli bir süre olduğunu belirtmişlerdir [149]. Armour ve diğerleri (2004) 24 ay boyunca takip ettikleri olgularda %12-15 arasında cerrahi geçirmeyen tarafa göre internal rotasyon kuvveti defisitinden bahsetmişlerdir [150]. Segawa ve diğerleri (2002) ise, sadece ST ile rekonstrükte edilen olgularda, gracilis tendonu ile beraber rekonstrükte edilen olgulara göre daha az kuvvet defisiti olduğundan bahsetmişlerdir [151]. Literatürdeki tüm bu bulgular ile çalışmamızın sonucuna yansıyan BF kas aktivasyonundaki artışı yorumladığımız zaman ST kasının tendonundan greft alınması sonrasında oluşan yeni durumu kompanse edebilmek amacıyla daha fazla güç üretmesi gereken BF kasının kontraksiyonu ve bozulan diz biyomekanisi tibiayı eksternal rotasyona çekmektedir denilebilir.

Knoll, Kiss ve Kocsis (2004) ÖÇB defisiti olan 25 olguyu, defisitın oluştuğu andan 12. aya kadar incelemişlerdir. alışmalarındaki olgular patellar tendon grefti ile tamir edilmiş ve EMG normalizasyonu aktivite esnasındaki ortalama pik değere göre yapılmıştır. Yürüme esnasındaki kassal aktivasyonları inceledikleri çalışmalarında, B defisiti olan grupta quadriceps kaçınma yürüyüşünden ve kassal aktivasyon farklılıklarından bahsetmişlerdir. Bunun yanısıra B defisiti varlığında quadriceps kassal aktivasyonunda azalma ve BF aktivasyonunda artış gözlemlemişlerdir. B tamiri yapılmış olgularda ise quadriceps aktivasyonunda artış, sallanma fazının hemen öncesinde BF kas aktivasyonunda ise azalma gözlemlemişlerdir. alışmalarında bu kassal aktivasyon farklılıklarının cerrahi sonrası 8. aya kadar sürdüğü belirtilmiş ve rehabilitasyon çalışmalarının 8. aya kadar devam etmesi önerilmiştir. Knoll ve diğerleri çalışmalarını metodolojik açıdan onset-offset zamanlarını belirlemek üzere kurgulamışlardır. Biz alışmamızda cerrahi sonrası 36. ayda (12-60) bile hamstring kaslarındaki kassal aktivasyon farklılıklarının devam ettiği sonucuna ulaştık. İki alışma arasındaki cerrahi teknik farklılıkları sonuçları etkilemiş olabilir [152].

Shiavi, Zhang, Limbird ve Edmondstone (2004) en erkeni cerrahi sonrası 12. ayda, B defisiti olan 20 olgu ve 26 kontrol üzerinde yaptıkları çalışmada B defisiti olan bireylerde, özellikle tek destek fazında, ST on-set zamanında gecikme ve kassal aktivasyonda düşüş bulmuşlardır [153]. Bu düşüşü B'nin sağladığı stabilite kaybına bağlı gelişen yeni kinetik-kinematik dengeye bağlamışlardır. Ancak oluşan bu yeni dengedeki kassal aktivasyonların artış veya düşüşünün mekanizmasına değinmemişlerdir. Ayrıca Shiavi ve diğerleri çalışmalarından elde ettikleri EMG verilerini aktivite esnasındaki mean değere göre normalize etmişlerdir. [153]. Knutson, Soderberg, Ballantly ve Clarke (1994) yaptıkları çalışmada B disfonksiyonu olan 20 olgu ve 20 sağlıklı bireyin squat aktivitesi esnasındaki kassal aktivasyonlarını maksimum değere, Mean değere ve MVC değerlerine göre normalize ederek istatistiksel olarak interclass coefficient of variance (CV), Variance ratio (VR) ve intraclass coefficient of variance (ICC) değerlerine göre analiz etmişlerdir. alışmalarının sonucunda VR ve ICC değerlerine göre bizim de çalışmamızda kullandığımız MVC normalizasyon tekniği diğer normalizasyon tekniklerine göre en güvenilir sonuçları vermiştir [154].

Çalışmamızın gösterdiği bir diğer önemli sonuç ise gerek squat esnasında gerekse yürümenin sallanma ve duruş fazlarında diz ekstansörü olan RF kasının kassal aktivasyon yüzdesinde anlamlı bir fark görülmezken, diz fleksörleri olan ST ve BF kaslarının kassal

aktivasyonlarında anlamlı fark bulunmasıdır. Literatür taramalarında rastladığımız ÖÇB yaralanması sonrası yapılan refleks ark çalışmaları kemik-patellar tendon-kemik greftlerinde yapılmış çalışmalardır. Bu çalışmaların sonuçlarında operasyon esnasında grefte verilen uyarıların refleks arkta bir aktiviteye yol açmadığı görülmüştür [155, 156]. Bunun yanı sıra normal ÖÇB'ye uygulanan Lachman testinde refleks ark aktivitesi oluşmuştur. Araştırmacılar bu durumu greft üzerinde uyarı oluşturabilecek eşik kuvvetin grefti korumak amacıyla oluşturulamamasına bağlamışlardır. Bu durumda grefti tetiklemek için gereken eşiğin normal bağa göre daha üst seviyelerde olduğu söylenebilir. Literatürdeki bu bulguları çalışmamızın sonuçları ile birleştirdiğimizde yürüme esnasındaki BF ve ST kassal aktivasyon yüzdelerindeki değişim, ÖÇB yaralanması sonrası görülen refleks ark defisitine bağlanabilir. Refleks arkı tetiklemek için gereken bağ geriliminin greftte daha fazla olması bu tetik mekanizma oluştuğunda alınan cevabın da fazla olmasına neden olabilir. Bu nedenle çalışmamızın sonucuna yansıyan hamstring kaslarının kassal aktivasyon yüzdelerindeki artış greftin refleks arkı tetiklemek için gerekli olan eşik noktasının normal bağa göre daha üst seviyelerde olması olabilir. Ancak refleks ark mekanizmasını besleyen tek kaynağın ÖÇB olmadığı da akıllardan çıkarılmamalıdır.

Friden ve arkadaşlarının 1983 yılında yaptığı bir çalışmada eksantrik kasılmalar sırasında tip 2 kas liflerinde tip 1 kas liflerine göre daha fazla hasar meydana geldiğinden bahsedilmektedir [157]. Bu durum eksantrik kasılma gerektiren aktivitelerde tip 2 kas lifinden zengin kasların uyarılabilirliğini etkileyebilir. Johnson, Polgar, Weightman ve Appleton (1973) kadavra üzerinde 36 ayrı kasın lif tiplerini inceledikleri çalışmalarında, RF kasının %70,5 oranında tip 2 kas lifine sahip olduğu gösterilirken, BF kasının %66,9 oranında tip 1 kas lifinden zengin olduğu gösterilmiştir [158]. Hamstring ve RF kasları arasındaki bu kas lifi tipi farkı, tip 2 kas lifi açısından oldukça zengin olan RF kasındaki motor ünite aksiyon potansiyelini düşürerek daha çok eksantrik kasılmayı gerektiren squat ve yürüme gibi aktivitelerde kassal aktivasyon farkının istatistiksel olarak anlamsız düzeylerde kalmasına neden olmuş olabilir.

Çalışmamızda yer alan olguların cerrahi sonrası tedavi alma durumları incelendiği zaman 16'sı (% 64) cerrahi sonrasında rehabilitasyon aldığını, 9'u (% 36) rehabilitasyon almadığını belirtmiştir. Rehabilitasyon alan olguların sürelerine bakıldığında ortalama 8.12 ± 3.89 hafta (2-16 hafta) tedavi almış oldukları görülmüştür. Tedavi sürelerinin bazı hastalar için çok kısa olduğu ve cerrahi sonrası oluşan defisitleri ortadan kaldırmak için bu tedavi

sürelerinin yeterli olmadığı düşünülebilir. Ancak değerlendirmeye alınan cerrahi geçiren grubun cerrahi sonrası ortalama 36. ayda olduğu dikkate alınmalıdır. Cerrahinin üzerinden bu kadar uzun süre geçmesine ve günlük yaşam aktivitelerine sorunsuz devam etmelerine rağmen kassal aktivasyonlarındaki bu farklılık bize yaralanma sonrası geliştirilen adaptasyon mekanizmalarının halen devam ettiğini düşündürmektedir.

Literatürde hamstring tendon grefti ile ÖÇB tamiri sonrasında anterior translasyonun önlenmesinde başarı sağlansa da rotasyonel kuvvetlere karşı stabilitenin sağlanamadığına dair birçok çalışma bulunmaktadır [159, 160, 161]. ST ve BF kaslarında bulduğumuz kassal aktivasyon artışının bir başka nedeninin bu rotasyonel kuvvetlere karşı stabiliteyi artırma çabası olduğunu söyleyebiliriz.

Çalışmamızda değerlendirmeye aldığımız olgulardaki ST tendonunun greft nedeniyle bütünlüğü bozulmuştur. Bu durum her ne kadar değerlendirmeye aldığımız ST kasının tibianın anterior translasyonunu önlemeye yardımcı olamayacağını düşündürse de literatürde greft alınan ST tendonunun büyüyerek yeniden diz fleksiyonuna yardımcı olduğu gösterilmiştir. Suydam, Cortes, Axe, Snyder-Mackler ve Buchanan (2017) ST grefti alınan, cerrahi sonrası 6-24 ay arasındaki 13 hastada, ultrason ile ST tendonunun iyileşme ve büyüme evrelerini incelemişlerdir. İncelemeye alınan olguların ST tendonlarının %92'sinin büyüyerek yeniden fonksiyonuna kavuştuğu ve bu büyüme ve iyileşmenin zaman ile lineer ilişkide olduğu gösterilmiştir [162]. Literatürdeki in vitro çalışmalar iskelet kasının dayanıklılığının kasın elastik özelliği ile korele olduğu göstermektedir [163]. Suydam ve diğerlerinin çalışmasında ise ST kasının zaman ile lineer bir iyileşme gösterdiğinden bahsedilmektedir. Bu durumda kasın viskoelastik özelliği de zaman ile lineer koreledir denilebilir. ST kasının tendonunda cerrahi sonrası erken dönemde tip 3 kollejen oranı, güçlü tip 1 kollejen oranından daha yüksektir. Zaman içerisinde özellikle 12 aydan sonra tip 3 kollejenin yerini tip 1 kollejen almaktadır [164, 165]. Böylece tendonun viskoelastik özelliği güçlenir ve tendonun kontraksiyona bağlı kuvveti eklem torkuna yansıtılma yeteneği artar. Özellikle 12. aydan sonra zamana bağlı olarak kasın diz fleksiyon torkuna katkısı artar.

Yine bir başka çalışmada Carofino ve Fulkerson (2005) ÖÇB tamiri sonrası greft alınan medial hamstring tendonunun iyileşmesini inceledikleri çalışmalarında, greft alınan hamstring tendonunun yapısal ve fonksiyonel değişimler görülse de tam bir iyileşme

gösterdiğinden bahsedilmiştir [166]. Greft alınan tendonun büyüyerek fonksiyon görmeye başlama süresi konusunda literatürde değişik süreler bildirilse de genel anlamda 12-18 ay arasındaki bir sürenin neotendon oluşumu için yeterli bir süre olduğundan bahsedilmektedir [162, 164, 165, 166].

Literatürde izokinetik diz fleksiyonunun pik torkunun ölçüldüğü ve hamstring tendon grefti ile yapılan ÖÇB tamirinin minimal kuvvet defisiti yarattığından bahseden çalışmalar mevcuttur [167, 168, 169]. ST ve gracilis tendonunun greft için alınmasının yarattığı diz fleksiyon ve internal rotasyon kuvvet defisitlerinin greft alınan tendonlar rejenere olsa bile devam ettiğini ifade eden çalışmalar literatürde yer almaktadır [149, 150, 167, 168, 169]. Bu kuvvet defisitlerinin yarattığı yeni durumda diz fleksiyonu pik torku daha düşük diz fleksiyonu açılara kaydığı ifade edilmektedir [167, 169]. Çalışmamızın sonuçlarına yansıyan BF kassal aktivasyonundaki artışın bu kompensasyon mekanizmasının bir sonucu olduğunu düşünmekteyiz. Pik torkun daha düşük diz fleksiyon açılara doğru kaymasının nedenini, ST kasından kaynaklanan kuvvet defisitinin kompanse edilebilmesi amacıyla semimembranosus ve BF kaslarının aktivasyonunun artışına bağlamaktayız.

Çalışmamıza dahil ettiğimiz olguların postoperatif dönemde benzer rehabilitasyon programlarına dahil edilmemiş olması ve ulaşılabilen olgu sayısının azlığı çalışmamızın limitasyonları arasında sayılabilir. Ayrıca normalizasyon için MVC ölçümleri alınırken bazı olgular, izokinetik cihazdaki pozisyonlama gereği, EMG proplarının uyluk altında kalmasından dolayı acı hissettiklerinden bahsetmişlerdir. Bu durumu da çalışmamızın bir limitasyonu olarak görmekteyiz. Çalışmamızda açısal hızların standardize edilmemiş olması kısıtlılık olarak görülebilir. Metronom kullanılarak olguların hareketleri arasındaki açısal hızlar standardize edilebilir ancak bu durum yürüme gibi kişiye özgü karakteristikleri olan hareket paternlerinde hareketin doğasını bozabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Hamstring tendon grefti kullanılarak ortalama 36 (12-60) ay önce ÖÇB tamiri yapılan 25 olgu ve 23 sağlıklı kontrolün değerlendirildiği çalışmamız sonucunda ÖÇB tamiri sonrası bireylerin günlük yaşamlarında özellikle greft alınan hamstring grubu kaslarını kullanmayı gerektiren fonksiyonel aktiviteleri gerçekleştirirken daha fazla kassal aktivasyon yüzdesi ile gerçekleştirdikleri görülmüştür. Çalışmamıza katılan bireylerin cerrahi sonrasında aldıkları rehabilitasyon oranları ve tedavi süreleri göz önüne alındığında bu sürelerin oluşan kassal aktivasyon farklılıklarının giderilebilmesi için yeterli olmadığını düşündürmüştür. Bu sebeple bireylerin cerrahi sonrasında daha ayrıntılı değerlendirilerek mevcut problemlerin saptanmasının ve rehabilitasyon programlarının devam eden problemlerin yanında özellikle hamstring fonksiyonunun geliştirilmesi yönünde de ele alınmasının önemli olduğu görülmektedir. Hemen cerrahi sonrasında başlanan tedaviye greft bölgesinin iyileşmesini takiben hamstring kas grubunun dahil edilerek daha yoğun şekilde ele alınmasının bireylerin günlük yaşam aktivitelerindeki kassal aktivasyon düzeylerini yaralanma öncesindeki düzeye dönüşünü kolaylaştıracağını düşünmekteyiz.

Bunun yanı sıra üzerinden 36 (12-60) ay geçmesine rağmen kassal aktivasyon farklılıklarının devam etmesini büyük ölçüde ÖÇB yaralanması sonucu geliştirilen adaptasyon mekanizmalarının devamına bağlamaktayız. Özellikle cerrahi sonrası 12. aydan itibaren greft alınan ST tendonundaki zamana bağlı iyileşmenin ve biyomekanik normalleşmenin, nöral aktivasyona yansımadağı görülmüştür. Rehabilitasyon programlarında diz çevresi kaslara uygulanan kuvvetlendirme programlarının yanı sıra motor öğrenme programları ile rehabilite edilen kas kuvvetinin günlük yaşam aktiviteleri esnasında doğru paternlerde kullanımının fasilite edilmesinin yaralanma öncesi düzeye dönüşte önemli olduğu görüşündeyiz.

Kassal aktivasyon yüzdelerinin izokinetik kuvvet değerleri ile karşılaştırıldığı ve yürüme ile squat aktivitelerinin detaylı fazlara ayrılarak inceleneceğı ileri çalışmaların kassal aktivasyon yüzdelerindeki değişimler ile geliştirilen adaptasyon mekanizmaları arasındaki ilişkinin daha detaylı anlaşılmasına ışık tutacağı kanısındayız. Bunun yanı sıra oluşan neotendonun insersiyonunun yeni diz kinetiğini ve kinematiğini nasıl etkilediğinin incelendiğı ileri çalışmalar önermekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Woo, S. L., Sofranko, R. A. Z. and Jamison, J. P. (1994). Biomechanics of knee ligaments relating to sports medicine. In *Sports Injuries: Mechanism, Prevention, Treatment*. Fu, F.H., Stone, DA (eds.). Baltimore: *Williams & Wilkins*, 67-80.
2. Drechsler, W. I., Cramp, M. C. and Scott, O. M. J. (2006). Changes in muscle strength and EMG median frequency after anterior cruciate ligament reconstruction. *European Journal of Applied Physiology*, 98(6), 613-623.
3. Arnold, J.A., Coker, T.P., Heaton, L.M., Park, J.P. and Harris, W.D. (1979). Natural history of anterior cruciate tears. *American Journal of Sport Medicine*, 7(6), 305-313.
4. Woo, S. L. Y., Lewis, J. L., Suh, J. K. and Engebretsen, L. (1994). Acute injury to ligament and meniscus as indicators of osteoarthritis. *American Academy of Orthopedic Surgeons*, 185-196.
5. Da Fonseca, S. T., Silva, P. L., Ocarino, J. M., Guimaraes, R. B., Oliveira, M. T. and Lage C. A. (2004). Analyses of dynamic co-contraction level in individuals with anterior cruciate ligament injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(2), 239-247.
6. Palmieri-Smith, R. M., Thomas, A. C. and Wojtys, E. M. (2008). Maximizing quadriceps strength after ACL reconstruction. *Journal of Clinics in Sport Medicine*, 27(3), 405-424.
7. Butler, R.J., Dai, B., Garrett, W.E. and Queen R.M. (2014). Changes in landing mechanics in patients following anterior cruciate ligament reconstruction when wearing an extension constraint knee brace. *Journal of Sports Health*, 6(3), 203-209.
8. Petersen, W., Fink, C. and Kopf, S. (2017). Return to sports after ACL reconstruction: a paradigm shift from time to function. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, Springer*, 25,1353-1355.
9. Barrett, D.J. (1991). Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *The Journal of Bone and Joint Surgery British*, 73(5), 833-837.
10. Bonfim, T.R., Paccola, C.A.J. and Barela, J.A. (2003). Proprioceptive and behavior impairments in individuals with anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Archives Of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(8), 1217-1223.
11. Lorentzon, R., Elmqvist, L. G., Sjostrom, M., Fagerlund, M. and Fugl-Meyer, A. R. (1989). Thigh musculature in relation to chronic anterior cruciate ligament tear: muscle size, morphology, and mechanical output before reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, 17(3), 423-429.
12. Arangio, G. A., Chen, C., Kalady, M. and Reed, J. F. (1997). Thigh muscle size and strength after anterior cruciate ligament reconstruction and rehabilitation. *Journal of Orthopaedic&Sports Physical Therapy*, 26(5), 238-243.

13. McHugh, M. P., Tyler, T. F., Nicholas, S. J., Browne, M. G. and Gleim, G. W. (2001). Electromyographic analysis of quadriceps fatigue after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic&Sports Physical Therapy*, 31(1), 25-32.
14. St Clair-Gibson, A., Lambert, M., Durandt, J., Scales, N. and Noakes, T. (2000). Quadriceps and hamstrings peak torque ratio changes in persons with chronic anterior cruciate ligament deficiency. *Journal of Orthopaedic&Sports Physical Therapy*, 30(7), 418-427.
15. Ageberg, E., Roos, H. P., Silbernagel, K. G., Thomeé, R. and Roos, E. M. (2009). Knee extension and flexion muscle power after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon graft or hamstring tendons graft: a cross-sectional comparison 3 years post surgery. *Journal of Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(2), 162-169.
16. Wilk, K. E., Romaniello, W. T., Soscia, S. M., Arrigo, C. A. and Andrews, J. R. (1994). The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing, and functional testing in the ACL-reconstructed knee. *Journal Of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 20(2), 60-73.
17. Tourville, T. W., Jarrell, K. M., Naud, S., Slauterbeck, J. R., Johnson, R. J. and Beynnon, B. D. (2014). Relationship between isokinetic strength and tibiofemoral joint space width changes after anterior cruciate ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, 42(2), 302-311.
18. Snyder-Mackler, L., De Luca, P. F., Williams, P. R., Eastlack, M. E. and Bartolozzi, A. R. (1994). Reflex inhibition of the quadriceps femoris muscle after injury or reconstruction of the anterior cruciate ligament. *The Journal of Bone and Joint Surgery, American*, 76(4), 555-560.
19. Palmieri-Smith, R. M. and Lepley, L. K. (2015). Quadriceps strength asymmetry after anterior cruciate ligament reconstruction alters knee joint biomechanics and functional performance at time of return to activity. *American Journal of Sports Medicine*, 43(7), 1662-1669.
20. Hurley, M., Jones, D. and Newham, D. J. (1994). Arthrogenic quadriceps inhibition and rehabilitation of patients with extensive traumatic knee injuries. *Journal of Clinical Science*, 86(3), 305-310.
21. Hart, J. M., Pietrosimone, B., Hertel, J. and Ingersoll, C. D. (2010). Quadriceps activation following knee injuries: a systematic review. *Journal of Athletic Training*, 45(1), 87-97.
22. Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B., Letson, D., Chuinard, R. and D'ambrosia, R. (1988). Muscular coactivation: the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *American Journal of Sports Medicine*, 16(2), 113-122.
23. Tashiro, T., Kurosawa, H., Kawakami, A., Hikita, A. and Fukui, N. (2003). Influence of medial hamstring tendon harvest on knee flexor strength after anterior cruciate ligament reconstruction: a detailed evaluation with comparison of single-and double-tendon harvest. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(4), 522-529.

24. Hiemstra, L. A., Webber, S., MacDonald, P. B. and Kriellaars, D. J. (2007). Contralateral limb strength deficits after anterior cruciate ligament reconstruction using a hamstring tendon graft. *Journal of Clinical Biomechanics*, 22(5), 543-550.
25. Urbach, D. and Awiszus, F. J. (2002). Impaired ability of voluntary quadriceps activation bilaterally interferes with function testing after knee injuries. A twitch interpolation study. *International Journal of Sports Medicine*, 23(04), 231-236.
26. Furlanetto, T. S., Peyré-Tartaruga, L. A., Pinho, A. S. D., Bernardes, E. d. S. and Zaro, M. A. (2016). Proprioception, body balance and functionality in individuals with ACL reconstruction. *Acta Ortopedica Brasileira*, 24(2), 67-72.
27. Akbari, A., Ghiasi, F., Mir, M. and Hosseinifar, M. (2016). The effects of balance training on static and dynamic postural stability indices after acute ACL reconstruction. *Global Journal of Health Science*, 8(4), 68-81.
28. Lee, D., Lee, J. H., Ahn, S. E. and Park, M. J. (2015). Effect of time after anterior cruciate ligament tears on proprioception and postural stability. *PloS One*, 10(9), e0139038, 1-10.
29. Ferber, R., Osternig, L. R., Woollacott, M. H., Wasielewski, N. J. and Lee, J.-H. (2002). Gait mechanics in chronic ACL deficiency and subsequent repair. *Clinical Biomechanics*, 17, 4, 274-285.
30. Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG*. Noraxon Inc., USA, 4-37.
31. Zantop, T., Petersen, W., Sekiya, J. K., Musahl, V. and Fu, F. H. (2006). Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14(10), 982-992.
32. Esmer, A. F., Başarır, K. and Binnet, M. (2011). Diz ekleminin cerrahi anatomisi. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 10(1), 38-44.
33. Hetsroni, I., Manor, A., Finsterbush, A., Lowe, J., Mann, G. and Palmanovich, E. (2016). Reduced Anterior Cruciate Ligament Vascularization Is Associated With Chondral Knee Lesions. *Orthopedics*, 39(4), 737-743.
34. Bicer, E. K., Lustig, S., Servien, E., Selmi, T. A. S. and Neyret, P. (2010). Current knowledge in the anatomy of the human anterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(8), 1075-1084.
35. Duthon, V., Barea, C., Abrassart, S., Fasel, J., Fritschy, D. and Ménétrey, J. (2006). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14(3), 204-213.
36. Amis, A. and Dawkins, G. (1991). Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *Bone & Joint Journal*, 73(2), 260-267.
37. Palmer, I. (1938). On the injuries to the ligaments of the knee joint. *Acta Chir Scand*, (53), 41-56.

38. Brantigan, O. C. and Voshell, A. F. (1941). The Mechanics Of The Ligaments And Menisci Of The Knee Joint. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 23(1), 44-66.
39. Girgis, F. G., Marshall, J. L. and Jem, A. A. M. (1975). The Cruciate Ligaments of the Knee Joint: Anatomical. Functional and Experimental Analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (106), 216-231.
40. Sakane, M., Fox, R. J., Glen, S. L. Y. W., Livesay, A., Li, G. and Fu, F. H. (1997). In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *Journal of Orthopaedic Research*, 15(2), 285-293.
41. Gabriel, M. T., Wong, E. K., Woo, S. L. Y., Yagi, M. and Debski, R. E. (2004). Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *Journal of Orthopaedic Research*, 22(1), 85-89.
42. Aslantürk, O. (2017). *Kemik patellar tendon kemik grefti ile yapılan ön çapraz bağ rekonstrüksiyonunda klinik sonuçlarımız*. Uzmanlık Tezi, İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi, Malatya, 11-12.
43. Scapinelli, R. (1997). Vascular anatomy of the human cruciate ligaments and surrounding structures. *Clinical Anatomy*, 10(3), 151-162.
44. Kobayashi, S., Baba, H., Uchida, K., Negoro, K., Sato, M., Miyazaki, T., Nomura, E., Murakami, K., Shimizubata, M. and Meir, A. (2006). Microvascular system of anterior cruciate ligament in dogs. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(7), 1509-1520.
45. Petersen, W. and Tillmann, B. (1999). Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anatomy and Embryology*, 200(3), 325-334.
46. Giori, N., Beaupre, G. and Carter, D. (1993). Cellular shape and pressure may mediate mechanical control of tissue composition in tendons. *Journal of Orthopaedic Research*, 11(4), 581-591.
47. Kennedy, J. C., Alexander, I. J. and Hayes, K. C. (1982). Nerve supply of the human knee and its functional importance. *The American Journal of Sports Medicine*, 10(6), 329-335.
48. Sherman, O. H. and Banffy, M. B. (2004). Anterior cruciate ligament reconstruction: which graft is best? *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 20(9), 974-980.
49. Mir, S., Hadian, M., Talebian, S. and Nasser, N. (2008). Functional assessment of knee joint position sense following anterior cruciate ligament reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*, 42(4), 300-303.
50. Ochi, M., Iwasa, J., Uchio, Y., Adachi, N. and Sumen, Y. (1999). The regeneration of sensory neurones in the reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Journal of Bone and Joint Surgery British*, 81(5), 902-906.

51. Adachi, N., Ochi, M., Uchio, Y., Iwasa, J., Ryoke, K. and Kuriwaka, M. (2002). Mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament contribute to the joint position sense. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 73(3), 330-334.
52. Andersen, H. and Dyhre-Poulsen, P. (1997). The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 5(3), 145-149.
53. Woo, S. L., Fox, R. J., Sakane, M., Livesay, G. A., Rudy, T. W. and Fu, F. H. (1998). Biomechanics of the ACL: measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics. *The Knee*, 5(4), 267-288.
54. Beynnon, B.D., Johnson, R.J., Abate, J.A., Fleming, B.C., and Nichols, C.E. (2005). Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part II. *Am Journal Sports Medicine*, 33(11), 1751-1767.
55. Moglo, K.E. and Shirazi-Adl, A. (2005). Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint during extension--flexion. *Journal Biomech*, 38(5), 1075-1083.
56. Petersen, W. and Zantop, T. (2007). Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 454, 35-47.
57. Isaac, D., Beard, D., Price, A., Rees, J., Murray, D. and Dodd, C. (2005). In-vivo sagittal plane knee kinematics: ACL intact, deficient and reconstructed knees. *The Knee*, 12(1), 25-31.
58. Fleming, B. C., Renstrom, P. A., Ohlen, G., Johnson, R. J., Peura, G. D., Beynnon, B. D. and Badger, G. J. (2001). The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. *Journal of Orthopaedic Research*, 19(6), 1178-1184.
59. Li, G., Rudy, T., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C. and Woo, S.Y. (1999). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 395-400.
60. Fukubayashi, T., Torzilli, P.A., Sherman, M.F. and Warren, R.F. (1982). An in Vitro Biomechanical Evaluation of Anterior-Posterior Motion of the Knee. *Journal of Bone & Joint Surgery American Volume*, 64(2), 258-264.
61. Mountcastle, S. B., Posner, M., Kragh, J. F. and Taylor, D. C. (2007). Gender differences in anterior cruciate ligament injury vary with activity. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(10), 1635-1642.
62. Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A. and Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.
63. Olsen, O.E., Myklebust, G., Engebretsen, L. and Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball. *The American Journal Of Sports Medicine*, 32(4), 1002-1012.

64. Waldén, M., Krosshaug, T., Bjørneboe, J., Andersen, T. E., Faul, O. and Häggglund, M. (2015). Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. *British Journal of Sports Medicine*, 094573, 1452-1460.
65. Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C. and Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(7), 705-729.
66. Paterno, M. V., Rauh, M. J., Schmitt, L. C., Ford, K. R. and Hewett, T. E. (2012). Incidence of contralateral and ipsilateral anterior cruciate ligament (ACL) injury after primary ACL reconstruction and return to sport. *Clinical Journal Of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 22(2), 116-121.
67. Hootman, J. M., Dick, R. and Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training*, 42(2), 311-319.
68. Sutton, K. M. and Bullock, J. M. (2013). Anterior cruciate ligament rupture: differences between males and females. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 21(1), 41-50.
69. Hilibrand, M., Hammoud, S., Bishop, M., Woods, D., Fredrick, R. and Dodson, C. (2015). Common injuries and ailments of the female athlete; pathophysiology, treatment and prevention. *The Physician and Sportsmedicine*, 43(4), 403-411.
70. Owings, M. and Kozak, L. (1998). Ambulatory and inpatient procedures in the United States. *Vital and health statistics. Series 13, Data from the National Health Survey*, (139), 1-119.
71. Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., Garrick, J. G., Hewett, T. E., Huston, L. and Ireland, M. L. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8(3), 141-150.
72. Orchard, J. (2002). Is there a relationship between ground and climatic conditions and injuries in football? *Sports Medicine*, 32(7), 419-432.
73. Griffin, L., Albohm, M., Arendt, E., Bahr, R., Beynnon, B., DeMaio, M., Dick, R. and Yu, B. (2006). Understanding and Preventing Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 34, 9, 1512-1532.
74. Woodford-Rogers, B., Cyphert, L. and Denegar, C. R. (1994). Risk factors for anterior cruciate ligament injury in high school and college athletes. *Journal of Athletic Training*, 29(4), 343-346.
75. Dienst, M., Schneider, G., Altmeyer, K., Voelkering, K., Georg, T., Kramann, B. and Kohn, D. (2007). Correlation of intercondylar notch cross sections to the ACL size: a high resolution MR tomographic in vivo analysis. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 127(4), 253-260.

76. Souryal, T. O. and Freeman, T. R. (1993). Intercondylar notch size and anterior cruciate ligament injuries in athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 21(4), 535-539.
77. LaPrade, R. F. and Burnett, Q. M. (1994). Femoral intercondylar notch stenosis and correlation to anterior cruciate ligament injuries: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 22(2), 198-203.
78. Kalaycı, C.B. (2009). *Femur interkondiler çentik genişliği ve ön çapraz bağ yırtıkları ile ilişkisi*. Uzmanlık Tezi. Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji kliniği. İstanbul, 1-5.
79. Delp, S. L., Hess, W. E., Hungerford, D. S. and Jones, L. C. (1999). Variation of rotation moment arms with hip flexion. *Journal of Biomechanics*, 32(5), 493-501.
80. Liu, S. H., Al-Shaikh, R., Panossian, V., Yang, R. S., Nelson, S. D., Soleiman, N., Finerman, G. A. and Lane, J. M. (1996). Primary immunolocalization of estrogen and progesterone target cells in the human anterior cruciate ligament. *Journal of Orthopaedic Research*, 14(4), 526-533.
81. Bahr, R. and Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6), 324-329.
82. Tandoğan NR. (2002). *Ön çapraz bağ cerrahisi*. Türk spor yaralanmaları, artroskopi ve diz cerrahisi derneği. Ankara, Sim Matbaası, ISBN :975-92647-0-6, 71-182
83. Hefti, F.L., Drobny, T., Hackenbruch, W., Kipfer, W.C., Holzach, P., Jakob, R.P., Mueller, W. and Staeubli, H.U. (1992). Evaluation of knee ligament injuries. The OAK and IKDC forms. In: *The knee and the cruciate ligaments*. Jakob RP Staeubli HU (eds) Springer, New York: Berlin Heidelberg, 134-142
84. Alturfan, A. and Atalar, A. C. (2004). Ön çapraz bağ yaralanmalarında klinik, görüntüleme ve kantitatif enstrümanlı ölçüm. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 33(5), 374-380.
85. Bergin, M., Hofbauer, M., Ohashi, B. and Musahl, V. (2014). *History, Physical Examination, and Imaging*. Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Practical Surgical Guide, 61-70.
86. Wurtzel, C. N., Gumucio, J. P., Grekin, J. A., Khouri, R. K., Russell, A. J., Bedi, A. and Mendias, C. L. (2017). Pharmacological inhibition of myostatin protects against skeletal muscle atrophy and weakness after anterior cruciate ligament tear. *Journal of Orthopaedic Research*, 35, 11, 2499-2505.
87. Pua, Y.H., Ho, J.Y., Chan, S. A.S., Khoo, S.J. and Chong, H.C. (2017). Associations of isokinetic and isotonic knee strength with knee function and activity level after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective cohort study. *The Knee*, 24(5), 1067-1074.

88. Cvjetkovic, D. D., Bijeljic, S., Palija, S., Talic, G., Radulovic, T. N., Kosanovic, M. G. and Manojlovic, S. (2015). Isokinetic testing in evaluation rehabilitation outcome after ACL reconstruction. *Medical Archives*, 69(1), 21-23.
89. Zwolski, C., Schmitt, L. C., Quatman-Yates, C., Thomas, S., Hewett, T. E. and Paterno, M. V. (2015). The influence of quadriceps strength asymmetry on patient-reported function at time of return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(9), 2242-2249.
90. Röijezon, U., Clark, N. C. and Treleaven, J. (2015). Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Manual Therapy*, 20(3), 368-377.
91. Steffen, K., Nilstad, A., Krosshaug, T., Pasanen, K., Killingmo, A. and Bahr, R. (2017). No association between static and dynamic postural control and ACL injury risk among female elite handball and football players: a prospective study of 838 players. *British Journal of Sports Medicine*, 51(4), 253-259.
92. Fernandes, T. L., Felix, E. C. R., Bessa, F., Luna, N., Sugimoto, D., Greve, J. M. D. A. and Hernandez, A. J. (2016). Evaluation of static and dynamic balance in athletes with anterior cruciate ligament injury—A controlled study. *Clinics*, 71(8), 425-429.
93. Žargi, T. G., Drobnič, M., Vauhnik, R., Koder, J. and Kacin, A. (2017). Factors predicting quadriceps femoris muscle atrophy during the first 12 weeks following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Knee*, 24(2), 319-328.
94. Tsifountoudis, I., Bisbinas, I., Kalaitzoglou, I., Markopoulos, G., Haritandi, A., Dimitriadis, A. and Papastergiou, S. (2017). The natural history of donor hamstrings unit after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective MRI scan assessment. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(5), 1583-1590.
95. Kam, C. K., Chee, D. W. Y., and Peh, W. C. G. (2010). Magnetic Resonance Imaging of Cruciate Ligament Injuries of the Knee. *Canadian Association of Radiologists Journal*, 61, 2, 80-89.
96. Gross, M. T., Tyson, A. D. and Burns, C. B. (1993). Effect of knee angle and ligament insufficiency on anterior tibial translation during quadriceps muscle contraction: A preliminary report. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 17(3), 133-143.
97. Dheerendra, S.K., Khan, W. S., Singhal, R., Shivarathre, D. G., Pydiset, R. and Johnstone, D. (2012). Anterior Cruciate Ligament Graft Choices: A Review of Current Concepts. *The Open Orthopedic Journal*, 6: 281–286.
98. Lord, B., Grice, J., Cox, G., Yassen, S., & Wilson, A. (2015). Anterior cruciate ligament reconstruction? evolution and current concepts. *Orthopaedics and Trauma*, 29, 1, 12-23.
99. Almqvist, K. F., Willaert, P., Brabandere, S., Criel, K. and Verdonk, R. (2009). A long-term study of anterior cruciate ligament allograft reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17, 7, 818-822.

100. Shaerf, D. A., Pastides, P. S., Sarraf, K. M. and Willis-Owen, C. A. (2014). Anterior cruciate ligament reconstruction best practice: a review of graft choice. *World Journal of Orthopaedics*, 5(1), 23-29.
101. Gasibat, Q. and Jahan, A. M. (2017). Pre and post-operative rehabilitation of anterior cruciate ligament reconstruction in young athletes. *International Journal of Orthopaedics*, 3(1), 819-828.
102. Temelli, Y. ve Akalan, E. (2009). Serebral palside yürüme analizi. *Türkiye Klinikleri Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Özel Konular*, 2(2), 13-17.
103. Whittle, M. W. (2014). *Gait Analysis: An Introduction*. Burlington: Elsevier Science, 30-210
104. Yalçın, S. ve Özaras, N. (2001). *Yürüme analizi*. İstanbul: Avrupa Matbaacılık, 25-28
105. Tuna, H. (2005). Ayak hastalıklarında pedobarografik değerlendirme. *Türk Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, Özel Ek B, 51-54
106. Bozer, C. (2007). *Genç erişkinlerde, günlük aktivite sırasında yapılan bazı hareketlerin kinetik analizi*, Doktora Tezi, Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Edirne, 11-12.
107. Zengin S. (2007). *İhmal edilmiş aşıl tendon rüptürlerinde lindholm yöntemi ve sonuçlarının yürüme analizi ile değerlendirilmesi*. Uzmanlık Tezi, T.C Sağlık Bakanlığı Okmeydanı Eğitim Ve Araştırma Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstanbul, 25-41.
108. Türk A. (2009). *Ayak bileği instabilitesine bağlı gelişen fonksiyonel kayıpların yürüme analizi ve diğer biyomekanik parametrelere etkisi*. Uzmanlık Tezi, İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi, İstanbul, 31-41.
109. Perry, J., and Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: Normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK, 122-521
110. Mayich, D. J., Novak, A., Vena, D., Daniels, T.R. and Brodsky, J.W. (2014). Gait analysis in orthopedic foot and ankle surgery—topical review, part 1: principles and uses of gait analysis. *Foot&Ankle International*, 35(1), 80-90.
111. Benedetti, M. G., Agostini, V., Knaflitz, M. and Bonato, P. (2012). Muscle activation patterns during level walking and stair ambulation. *Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine*, 8, 117-128.
112. Kanatlı, U., Yetkin, H., Songür, M., Öztürk, A. ve Bölükbaşı, S. (2006). Yürüme analizinin ortopedik uygulamaları. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 5(1-2), 53-54-58.
113. Soylu, A. R. (2010). *Spor bilimleri için yüzey elektromyografi: Olası hata kaynakları ve bazı teknik detaylar*. Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Biyofizik Anabilim Dalı. Ankara, 36-37.

114. Cram, J. R., Kasman, G. and Holtz, J. (1998). *Introduction to surface electromyography*. Gaithersburg, Md: Aspen Publishers, 35-257
115. Hacıoğlu, S. (2009). *Osteoartritte izokinetik egzersizlerin kuadriseps kas gücüne etkisinin izokinetik dinamometre ve yüzeysel emg ile değerlendirilmesi*. Uzmanlık Tezi, Sağlık Bakanlığı Okmeydanı Eğitim Ve Araştırma Hastanesi, İstanbul, 8-47
116. Swinnen, E., Baeyens, J. P., Meeusen, R. and Kerckhofs, E. (2012). Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22,1-12.
117. Cerrah, A. O., Ertan, H. ve Soylu, A. R. (2010). Spor bilimlerinde elektromyografi kullanımı. *Spormetre*, 7(2), 43-49.
118. De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
119. Gerleman, D. G. and Cook, T. M. (1992). *Instrumentation, In: Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives*, GL., Soderberg (Eds). DHHS (NIOSH) Publication, USA, 91-100, 44-68.
120. Walsh, B., Tonkonogi, M. and Malm, C. (2001). Effect of eccentric exercise on muscle oxidative metabolism in humans. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(3), 436-441.
121. De Nooij, R., Kallenberg, L. A. C. and Hermens, H. J. (2009). Evaluating the effect of electrode location on surface EMG amplitude of the m. erector spinae p. longissimus dorsi. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 4-5.
122. Merletti, R. (1999). The standards for reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 1-4.
123. Soderberg, G. L. and Cook, T. M. (1984). Electromyography in biomechanics. *Physical Therapy*, 64(12), 1813- 1820.
124. Basmajian, J. V. and De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive, their function revealed by electromyography*. Baltimore : Williams & Wilkens, 97-98
125. Miller, D. J. (1986). EMG normalization (Letters and Responses). *Physical Therapy*, 66(2), 270-272.
126. Hof, A., Elzinga, H., Grimmius, W. and Halbertsma, J. (2005). Detection of non-standard EMG profiles in walking. *Gait and Posture*, 21, 171–177.
127. Bogey, R. A., Perry, J. and Gitter, A. J. (2005). An EMG-to-force processing approach for determining ankle muscle forces during normal human gait. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13, 302– 310.
128. Benoit, D. L., Lamontagne, M., Cerulli, G. and Liti, A. (2003). The clinical significance of electromyography normalisation techniques in subjects with anterior cruciate ligament injury during treadmill walking. *Gait & Posture*, 18, 2, 56-63.

129. Thongpanja, S., Phinyomark, A., Phukpattaranont, P. and Limsakul, C. (2013). Mean and Median Frequency of EMG Signal to Determine Muscle Force based on Time-Dependent Power Spectrum. *Electronics and Electrical Engineering*, 19, 3-4.
130. Olsson, L., Lund, H., Henriksen, M., Rogind, H., Bliddal, H. and Danneskiold-Samsøe, B. (2004). Test-retest reliability of a knee joint position sense measurement method in sitting and prone position. *Advances in Physiotherapy*, 6, 1, 37-47.
131. Tengman, E., Brax-Olofsson, L., Stensdotter, A.K., Nilsson, K. G. and Häger, C. (2014). Anterior cruciate ligament injury after more than 20 years. II. Concentric and eccentric knee muscle strength. *Scandinavian Journal of Medicine & Science In Sports*, 24(6), 501-509.
132. Hof, A. L. (1984). EMG and muscle force: An introduction. *Human Movement Science*, 3, 1, 119-153.
133. Lieber, R. (2011). *Skeletal muscle structure, function, and plasticity*. Lippincott Williams & Wilkins, 124-126.
134. Björn, A. A., Tesch, P. A. and Hanse, B. (2000). Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(2), 459-460.
135. Ceaglio, S., Alberto, F., Catalfamo, P. A. and Braidot, A. A. (2010). *Muscular activity during dynamic squats in patients with ACL reconstruction*. 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 3950-3953.
136. Xergia, S. A., Vasiliadis, H. S., Georgoulis, A. D., McClelland, J. A., and Kvist, J. (2011). The influence of graft choice on isokinetic muscle strength 4-24 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19, 5, 768-780.
137. Bulgheroni, P., Bulgheroni, M. V., Andriani, L., Guffanti, P. and Giughello, A. (1997). Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 5(1), 14-21.
138. Beard, D. J., Soundarapandian, R. S., O'Connor, J. J. and Dodd, C. A. F. (1996). Gait and electromyographic analysis of anterior cruciate ligament deficient subjects. *Gait and Posture*, 4(2), 83-88.
139. Kuster, M., Sakurai, S. and Wood, G. A. (1995). The anterior cruciate ligament-deficient knee: compensatory mechanisms during downhill walking. *The Knee*, 2(2), 105-111.
140. Nisell, R. (1985). *Mechanics of the knee: A study of joint and muscle load with clinical applications*. Copenhagen: Munksgaard, 56, 1-42.
141. Miyatsu, M., Atsuta, Y. and Watakabe, M. (1993). The physiology of mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament. An experimental study in decerebrate-spinalised animals. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 4, 653-657.

142. Raunest, J., Sager, M. and Buergener, E. (1996). Proprioceptive Mechanisms in the Cruciate Ligaments: An Electromyographic Study on Reflex Activity in the Thigh Muscles. *Journal of Trauma Injury Infection and Critical Care*, 41(3), 488-493.
143. Johansson, H., Sjölander, P. and Sojka, P. (1991). A sensory role for the cruciate ligaments. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 268, 161-78.
144. Dyhre-Poulsen, P. and Krogsgaard, M. R. (2000). Muscular reflexes elicited by electrical stimulation of the anterior cruciate ligament in humans. *Journal of Applied Physiology*, 89(6), 2191-2195.
145. Pitman, M. I., Nainzadeh, N., Menche, D. and Gasalberti, R. (1992). The Intraoperative Evaluation of the Neurosensory Function of the Anterior Cruciate Ligament in Humans Using Somatosensory Evoked Potentials. *Arthroscopy New York*, 8(4), 442-443.
146. Berchuck, M., Andriacchi, T. P., Bach, B. R. and Reider, B. (1990). Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 72(6), 871-877.
147. Scanlan, S. F., Chaudhari, A. M. W., Dyrby, C. O., and Andriacchi, T. P. (2010). Differences in tibial rotation during walking in ACL reconstructed and healthy contralateral knees. *Journal of Biomechanics*, 43, 9, 1817-1822.
148. Brady, M. F., Bradley, M. P., Fleming, B. C., Fadale, P. D., Hulstyn, M. J., and Banerjee, R. (2007). Effects of Initial Graft Tension on the Tibiofemoral Compressive Forces and Joint Position after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 35, 3, 395-403.
149. Viola, R. W., Sterett, W. I., Newfield, D., Steadman, J. R., & Torry, M. R. (2000). Internal and External Tibial Rotation Strength After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Ipsilateral Semitendinosus and Gracilis Tendon Autografts. *American Journal of Sports Medicine*, 28, 552-555.
150. Armour, T., Forwell, L., Litchfield, R., Kirkley, A., Amendola, N. and Fowler, P. J. (2004). Isokinetic Evaluation of Internal/External Tibial Rotation Strength after the Use of Hamstring Tendons for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 32, 7, 1639-1643.
151. Segawa, H., Omori, G., Koga, Y., Kameo, T., Iida, S., and Tanaka, M. (2002). Rotational muscle strength of the limb after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendon. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 18, 2, 177-182.
152. Knoll, Z., Kiss, R. M. and Kocsis, L. (2004). Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14, 3, 287-94.

153. Shiavi, R., Zhang, L.-Q., Limbird, T., and Edmondstone, M. A. (1992). Pattern analysis of electromyographic linear envelopes exhibited by subjects with uninjured and injured knees during free and fast speed walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 10, 2, 226-236.
154. Knutson, L. M., Soderberg, G. L., Ballantyne, B. T. and Clarke, W. R. (1994). A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4, 1, 47-59.
155. Biedert, R. M. and Zwick, E. B. (1998). Ligament-muscle reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction: electromyographic evaluation. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 118, 81-84.
156. Tsuda, E., Ishibashi, Y., Okamura, Y. and Toh, S. (2003). Restoration of anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 11, 2, 63-67.
157. Fridén, J., Sjöström, M., and Ekblom, B. (1983). Myofibrillar Damage Following Intense Eccentric Exercise in Man. *International Journal of Sports Medicine*, 4, 3, 170-176.
158. Johnson, M. A., Polgar, J., Weightman, D. and Appleton, D. (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles: An autopsy study. *Journal of the Neurological Sciences*, 18(1), 111-129.
159. Kanamori A, Zeminski J, Rudi TW, Li G, Fu FH, Woo SL. The effect of axial tibial torque on the function of the anterior cruciate ligament: a biomechanical study of a simulated pivot shift test. *Arthroscopy*. 2002;18:394-398.
160. Loh JC, Fukuda Y, Tsuda E, Steadman RJ, Fu FH, Woo SL. Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement. *Arthroscopy*. 2003;19:297-304.
161. Woo SL, Kanamori A, Zeminski J, Yagi M, Papageorgiou C, Fu FH. The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon: a cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads. *The Journal of Bone Joint Surgery American Volume*. 2002;84:907-914.
162. Suydam, S. M., Cortes, D. H., Axe, M. J., Snyder-Mackler, L., and Buchanan, T. S. (2017). Semitendinosus Tendon for ACL Reconstruction: Regrowth and Mechanical Property Recovery. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5-6.
163. Eby, S. F., Song, P., Chen, S., Chen, Q., Greenleaf, J. F., and An, K.-N. (2013). Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *Journal of Biomechanics*, 46, 14, 2381-2387.
164. Eriksen, H. A., Pajala, A., Leppilahti, J., and Risteli, J. (2002). Increased content of type III collagen at the rupture site of human Achilles tendon. *Journal of Orthopaedic Research*, 20, 6, 1352-1357.

165. Best, T. M., Collins, A., Lilly, E. G., and Seaber, A. V. (1993). Achilles Tendon Healing: A Correlation Between Functional and Mechanical Performance in the Rat. *Journal of Orthopaedic Research*, 11, 6, 897-898.
166. Carofino, B. and Fulkerson, J. (2005). Medial Hamstring Tendon Regeneration Following Harvest for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Fact, Myth, and Clinical Implication. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 21, 10, 1257-1265.
167. Ohkoshi, Y., Inoue, C., Yamane, S., Hashimoto, T., and Ishida, R. (1998). Changes in muscle strength properties caused by harvesting of autogenous semitendinosus tendon for reconstruction of contralateral anterior cruciate ligament. *Arthroscopy : The Journal of Arthroscopic & Related Surgery : Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 14, 6, 580-584.
168. Nakamura, N., Horibe, S., Sasaki, S., Kitaguchi, T., Tagami, M., Mitsuoka, T., Toritsuka, Y., and Shino, K. (2002). Evaluation of active knee flexion and hamstring strength after anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 18, 6, 598-602.
169. Kou, T., Masahiro, K., Masayoshi, Y., Shinichi, Y., Nobuzo, M., & Ryosuke, K. (2004). Evaluation of Hamstring Strength and Tendon Regrowth after Harvesting for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 32, 7, 1644-1650.

EKLER

EK-1. Etik Kurul Kararı

ÖZEL
T.C.
GENELKURMAY BAŞKANLIĞI
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ KOMUTANLIĞI
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ KOMUTAN BİLİMSEL YARDIMCILIĞI
ANKARA

ÖZEL

EĞT.ÖĞT. : 1491 - 754 13/1648.4- 315 07 Nisan 2013

KONU : GATA Etik Kurulu Kararı.

Doç.Dr.Nevin Atalay GÜZEL'e

GATA Etik Kurulu'nun 03 Nisan 2013 günü yapılan 15'inci oturumunda, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümünde görevli Doç.Dr.Nevin Atalay GÜZEL'in sorumlu araştırmacılığını yaptığı "Hamstring tendon greft ile ön çapraz bağ tamiri olan olgularda diz çevresi kas aktivasyonlarının yüzeysel elektromyografi yöntemiyle incelenmesi" başlıklı araştırma dosyası ile ilgili GATA Etik Kurulu'nun kararı EK-A'dadır.

Rica ederim.


 Sadettin ÇETİNER
 Profesör Hava Tabip Tümgeneral
 GATA Komutan Bilimsel Yardımcısı,
 Askeri Tıp Fakültesi Dekanı ve
 Eğitim Hastanesi Baştabibi

EKİ :
EK-A (1 Adet Etik Kurul Raporu)

ÖZEL

ÖZEL

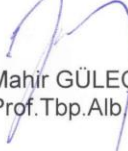
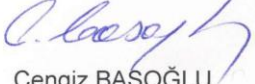
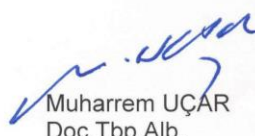
EK-1. (devam) Etik Kurul Kararı

T.C.
GENELKURMAY BAŞKANLIĞI
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ KOMUTANLIĞI
ETİK KURUL TOPLANTI RAPORU

OTURUM NO : 15
 OTURUM TARİHİ : 03 Nisan 2013
 OTURUM BAŞKANI : Prof.Dış Tbp.Alb.Y.Meriç TUNCA
 OTURUM SEKRETERİ : Doç.Tbp.Alb.Muharrem UÇAR

GATA Etik Kurulu'nun 03 Nisan 2013 günü yapılan 15'inci oturumunda, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümünde görevli Doç.Dr.Nevin Atalay GÜZEL'in sorumlu araştırmacılığını yaptığı "Hamstring tendon greft ile ön çapraz bağ tamiri olan olgularda diz çevresi kas aktivasyonlarının yüzeysel elektromyografi yöntemiyle incelenmesi" başlıklı araştırma dosyası değerlendirildi.

Araştırma dosyasının amaç, yöntem ve yaklaşım bakımından etik ilkelere UYGUN olduğuna karar verildi.

BAŞKAN  Y. Meriç TUNCA Prof.Dış Tbp.Alb.	ÜYE  Ayhan KUBAR Prof.Tbp.Alb.	ÜYE  Mahir GÜLEC Prof.Tbp.Alb.	ÜYE  Cengiz BAŞOĞLU Prof.Tbp.Alb.
ÜYE  Cemil YILDIZ Prof.Tbp.Alb.	ÜYE  Semih GÖRGÜLÜ Prof.Tbp.Alb.	ÜYE  Ergun TOZKOPARAN Prof.Tbp.Alb.	ÜYE  Muharrem UÇAR Doç.Tbp.Alb.
ÜYE  Emine İYİGÜN Doç.Dr.Hv.Sağ.Alb.	ÜYE  Harun TUĞCU Doç.Tbp.Alb.	ÜYE  Cengiz Han AÇIKEL Doç.Tbp.Alb.	

EK-2. Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar İçin Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
“GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR”
İÇİN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırma Projesinin Adı: “Hamstring tendon grefti ile ön çapraz bağ tamiri olan olgularda diz çevresi kas aktivasyonlarının yüzeyel elektromyografi yöntemiyle incelenmesi”

Sorumlu Araştırmacının Adı: Doç. Dr. Nevin Atalay GÜZEL

Diğer Araştırmacıların Adı: Uzm. Fzt. Erdem DEMİR,

Destekleyici (varsa):

“Hamstring tendon grefti ile ön çapraz bağ tamiri olan olgularda diz çevresi kas aktivasyonlarının yüzeyel elektromyografi yöntemiyle incelenmesi” isimli bir çalışmada yer almak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışmaya davet edilmenizin nedeni size ön çapraz bağ tamininin yapılmış olmasıdır. Bu çalışma, araştırma amaçlı olarak yapılmaktadır ve katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Çalışmaya katılma konusunda karar vermeden önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Çalışma hakkında tam olarak bilgi sahibi olduktan sonra ve sorularınız cevaplandıktan sonra eğer katılmak isterseniz sizden bu formu imzalamanız istenecektir. Bu araştırma Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Doç. Dr. Nevin Atalay Güzel’in sorumluluğu altındadır.

Çalışmanın amacı nedir; benden başka kaç kişi bu çalışmaya katılacak?

Hamstring tendon grefti ile ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu olan olgularda bazı egzersizler sırasında ortaya koyulan kasal aktivasyon ve yürüyüş, sıçrama, çömelme gibi çeşitli fonksiyonel hareketler sırasında görülebilen alt ekstremité kinematiklerinin farklılığı semitendinosus kasının aktivasyonundaki azalmadan meydana gelebileceği için elde edilen sonuçlar bu konuda yordanaçak ve literatüre katkı verecektir.

Bu çalışmaya katılmamı mıyım?

Bu çalışmada yer alıp almamak tamamen size bağlıdır. Şu anda bu formu imzalarsanız bile istediğiniz herhangi bir zamanda bir neden göstermeksizin çalışmayı bırakmakta özgürsünüz. Eğer katılmak istemez iseniz veya çalışmadan ayrılırsanız, doktorumuz tarafından sizin için en uygun tedavi planı uygulanacaktır. Aynı şekilde çalışmayı yürüten doktor çalışmaya devam etmenizin sizin için yararlı olmayacağına karar verebilir ve sizi çalışma dışı bırakabilir, bu durumda da sizin için en uygun tedavi seçilecektir.

Bu çalışmaya katılırsam beni ne bekliyor?

Bu çalışmada sizden uyduğunuzun arka tarafınızın traşlanması istenecektir. Cildinizin arka tarafı alkol ile temizlendikten sonra yüzeyel EMG ölçümü için uyduğunuzun arkasına EMG elektrotları yerleştirilecektir. Çeşitli pozisyonlarda EMG ölçümleri alınacaktır. Dinamometre ile alt ekstremité ölçümleriniz yapılacaktır ve kas kuvvetiniz kaydedilecektir. Kişisel bilgileriniz, boyunuz, kilonuz, ve özgeçmişiniz sorgulanarak kaydedilecektir. Ağrı durumunuz sorgulanacaktır. Diz ekleminin hareket miktarı yüzüstü pozisyonda sizden dizinizi bükmeniz ve ardından sırtüstü pozisyonda dizinizi uyluk kasınızı kasarak yatağa doğru bastırmanız istenerek diz ekleminin yan tarafına yerleştirilen gonyometre adı verilen bir cihaz ile ölçülerek kaydedilecektir.

EK-2. (devam) Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar İçin Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu



T.C. GAZİ ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Bacak çevresi kas kuvvetinizin ölçümü otururken izokinetik sistem adı verilen ölçüm aracılığıyla bacağınız uygun pozisyona yerleştirilerek yapılacaktır. Dizinizi bükmeye ve ardından düzeltmeye çalışırken cihaz tarafından ölçüm gerçekleştirilecektir.

Vücudunuzdaki yağ ve kas kütlenizi ölçmeye yarayan vücut analiz cihazının üzerine çıkarak 20 sn süreyle beklemeniz istenecektir.

Bacağımızdaki bağ gerginliği artrometre ile sırtüstü uzanma pozisyonunda değerlendirilecektir.

Yürüme parametrelerinizin belirlenebilmesi için belinize Gwalk adı verilen bir cihaz bağlanacak ve sizden belirli bir mesafeyi yürümeniz istenecektir.

Tibia adı verilen kemiğinizin rotasyon derecesini ölçebilmek amacıyla oturur pozisyonda ayağınızı ölçüm kağıdına koymanız istenecektir.

Tek ayağınız üzerinde çömelmeniz istenecek ve bu esnada EMG ölçümleriniz alınacaktır.

Ölçümler aynı gün içerisinde tamamlanacaktır. Uygulanacak değerlendirmeler güvenli ve etkinliği kabul edilmiş yaklaşımlardan oluşacaktır.

Çalışmanın riskleri ve rahatsızlıkları var mıdır?

Çalışmanın herhangi bir riski bulunmamaktadır. Araştırmadan dolayı göreceğiniz olası bir zararda gerekli her türlü tıbbi girişim tarafımızdan yapılacaktır. Bu konudaki tüm harcamalar da tarafımızdan karşılanacaktır.

Çalışmada yer almanın yararları nelerdir?

Çalışmanın yapılması ile hamstring tendon grefti ile ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu olan olgularda bazı egzersizler sırasında ortaya koyulan kasal aktivasyonun, yürüyüş, sıçrama, çömelme gibi çeşitli fonksiyonel hareketler sırasında görülebilen alt ekstremité kinematiğindeki farklılığın, semitendinosus ve biceps femoris kasının aktivasyonundaki azalmadan meydana gelebileceği için elde edilen sonuçlar bu konuda yordanecek ve literatüre katkı verecektir.

Bu çalışmaya katılmanın maliyeti nedir?

Çalışmaya katılmakla parasal yük altına girmeyeceksiniz ve size de herhangi bir ödeme yapılmayacaktır.

Kişisel bilgilerim nasıl kullanılacak?

Çalışma doktorumuz kişisel bilgilerinizi, araştırmayı ve istatistiksel analizleri yürütmek için kullanacaktır ancak kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır. Yalnızca gereği halinde, sizinle ilgili bilgileri etik kurullar ya da resmi makamlar inceleyebilir. Çalışmanın sonunda, kendi sonuçlarınızla ilgili bilgi istemeye hakkınız vardır. Çalışma sonuçları çalışma bitiminde tıbbi literatürde yayınlanabilecektir ancak kimliğiniz açıklanmayacaktır.

Daha fazla bilgi için kime başvurabilirim?

Çalışma ile ilgili ek bilgiye gereksiniminiz olduğunuzda aşağıdaki kişi ile lütfen iletişime geçiniz.

ADI : Uzm. Fzt. Erdem DEMİR
GÖREVİ : Fizyoterapist

EK-2. (devam) Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar İçin Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu



**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

TELEFON : 05055615512

(Katılımcının/Hastanın Beyanı)

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nde, Doç. Dr. Nevin ATALAY GÜZEL tarafından tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı ve ilgili metni okudum. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya "katılımcı" olarak davet edildim.

Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiime herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum. Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir neden göstermeden araştırmadan çekilebilirim. (Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağına bilincindeyim). Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

Araştırmadan elde edilen benimle ilgili kişisel bilgilerin gizliliğinin korunacağını biliyorum.

Araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunumun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Öğretim Görevlisi Dr. Baybars ATAÖĞLU'yu 0312 202 55 29'den arayabileceğimi veya Gazi Üniversitesi Hastanesi ortopedi ve travmatoloji bölümünde bulabileceğimi biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu koşullarla söz konusu klinik araştırmaya kendi rızamla, hiç bir baskı ve zorlama olmaksızın, gönüllülük içerisinde katılmayı kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Katılımcı
Adı, soyadı:
Adres:
Tel:
İmza:
Tarih:

EK-2. (devam) Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar İçin Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur
Formu



T.C
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Görüşme tanığı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel:

İmza:

Tarih:

Katılımcı ile görüşen hekim

Adı soyadı, unvanı:

Adres:

Tel:

İmza:

Tarih:

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : DEMİR, Erdem
 Uyruğu : TC
 Doğum tarihi ve yeri : 1979 – Alanya
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : 0505 561 55 12
 e-mail : fztedemir@gmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi /Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı	Devam ediyor
Yüksek Lisans	Pamukkale Üniversitesi Fizik Tedavi Ve Rehabilitasyon	2013
Lisans	Pamukkale Üniversitesi	2002

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2013-devam ediyor	Alanya Belediyesi	Fizyoterapist
2011-2013	Alanya Devlet Hastanesi	Fizyoterapist
2004-2007	Gelişim 2000 Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi/ Antalya	Fizyoterapist
2002-2003	Yetkin Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi/Afyonkarahisar	Fizyoterapist

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Demir, E. ve Yağcı, N. (2018). The effects of kinesiotape and stretching on hamstring muscles flexibility. *Journal of Clinical and Analitic Medicine*. 10.4328/JCAM.5829.

- Demir, E., Çobanoğlu, G., Kafa, N. ve Güzel, N. (2018). *The test-retest reliability of the spinal curvature measurement in the frontal and sagittal planes with Spinal Mouse*. 1st International Congress on Physiothernotherapy. Sözel Bildirim. Saraybosna.
- Demir, E., Güzel, N., Çobanoğlu G. ve Kafa, N. (2019). The reliability of measurements with the spinal mouse device in frontal and sagittal planes in asymptomatic adolescents. *Journal Of Clinical and Analitic Medicine*.
- Demir, E., Güzel, N., Çobanoğlu, G., Keklik, S., Kafa, N. ve Ataoğlu, M. B. (2018). *The long-term results of the lower extremity strengths and spatio-temporal parameters of gait in subjects with anterior cruciate ligament reconstruction*. 1st International Congress on Physiothernotherapy. Sözel Bildirim. Saraybosna.
- Gönen, A. ve Demir, E. (2018). *Investigation of Thorasic Sagittal Curvature in Asymmetric Playing Postures of Professional Musicians*. Music Physio Congress. Poster Bildirimi. Almanya.
- Gönen, A., Demir, E., Sakıncı, M. ve Attar, E. (2017). *Gait Parameters In Pregnant Women With And Without Pelvic Pain*. World Congress On Abdominal&Pelvic Pain. Poster Bildirimi. ABD.
- Küçük, F., Demir, E., Kara, B. ve İdiman, E. (2016). *An Analyze of the Effects of Dual-Tasks on Spatio-Temporal Parameters of the Gait and Frequency of Fall in Turkish Multiple Sclerosis Patients; A Pilot study*. 4. Nörolojik Fizyoterapi Sempozyumu. Sözel Bildirim. Denizli.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..



Gazili olmak ayrıcalıktır

