

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
SPOR FİZYOTERAPİSİ ANABİLİM DALI

**SAĞLIKLI KİŞİLERDE TRİSEPS SURAE KASINA
UYGULANAN KİNESİO TAPE İLE RİJİT TAPE
UYGULAMALARININ DİKEY SIÇRAMA VE
DİNAMİK DENGE ÜZERİNE ANLIK ETKİSİNİN
ARAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FZT. MERT ŞABAN ERGİN

İSTANBUL-2015

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
SPOR FİZYOTERAPİSİ ANABİLİM DALI

**SAĞLIKLI KİŞİLERDE TRİSEPS SURAE KASINA
UYGULANAN KİNESİO TAPE İLE RİJİT TAPE
UYGULAMALARININ DİKEY SIÇRAMA VE
DİNAMİK DENGE ÜZERİNE ANLIK ETKİSİNİN
ARAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FZT. MERT ŞABAN ERGİN

DANIŞMAN

PROF. DR. FERYAL SUBAŞI

İSTANBUL-2015

TEZ ONAYI FORMU

Kurum : Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program : Spor Fizyoterapisi
Tez Başlığı : Sağlıklı Kişilerde Triseps Surae Kasına Uygulanan Kinesio Tape İle Rijit Tape Uygulamalarının Dikey Sıçrama Ve Dinamik Denge Üzerine Anlık Etkisinin Araştırılması
Tez Sahibi : Mert Şaban ERGİN
Sınav Tarihi : 04.11.2015

Bu çalışma jürimiz tarafından kapsam ve kalite yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

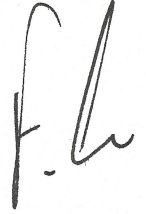
Jüri Başkanı:

Prof. Dr. Serap İNAL
Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi
Spor Fizyoterapisi Anabilim Dalı



Tez danışmanı:

Prof. Dr. Feryal Subaşı
Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi
Spor Fizyoterapisi Anabilim Dalı



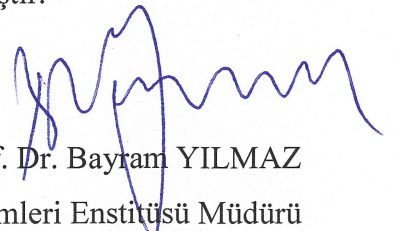
Üye:

Prof. Dr. Gökhan Metin
İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi
Fizyoloji Anabilim Dalı



ONAY

Bu tez Yeditepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun 9 / 11 / 2015 tarih ve 27-5 sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Prof. Dr. Bayram YILMAZ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

04. 11. 2015

Mert Şaban ERGİN

İTHAF

Bu tez çalışmasını hayatımın her saniyesinde varlığına minnettar olduğum, eğitim öğretim hayatım boyunca her anlamda her koşulda yanımda olan, evladı olduğum için gurur duyduğum, en değerli varlığım, Annem'e ithaf ediyorum.

Yüksek lisans eğitimim ve tez çalışmam boyunca engin bilgi ve deneyimleriyle, beni yönlendiren çok değerli hocam, Prof. Dr. Feryal Subaşı'ya;

Lisansüstü eğitimim boyunca bilgileriyle bana her zaman ışık tutan çok değerli hocalarım, Prof. Dr. Serap İnal, Doç. Dr. Rasmi Muammer, Yrd. Doç. Dr. Feyza Şule Badıllı Demirbaş ve Yrd. Doç. Dr. Zuhâl Didem Takinacı'ya;

Tez çalışmam boyunca, olguların yönlendirilmesini sağlayan, laboratuvarlarda çalışabilmem için rahat bir ortam oluşturan, her türlü ihtiyacımدا desteğini sunan arkadaşım, Araştırma Görevlisi Fizyoterapist Elif Üstün'e;

Manevi desteğini hiç eksik etmeyen ve fotoğraf çekimlerinde çalışmama eşlik eden, Araştırma Görevlisi Hemşire Tuğçe Atak'a; çalışmalarımı örnek aldığım, yol göstericiliği ve arkadaşlığıyla hep yanımda olan, Araştırma Görevlisi Gıda Mühendisi Jale Çatak'a;

Üniversiteye hazırlık sürecimden itibaren, maddi manevi her koşulda yanımda olan, her zaman fikirlerine ihtiyaç duyduğum canım arkadaşım, Ayşe Demirci'ye;

Tezimin birçok aşamasında fikirleri, yol göstericiliği ve arkadaşlığı ile desteğini her zaman hissettiren, Uzman Fizyoterapist Gülşah Başandaç'a;

Tez yazım sürecinde hep yanımda olan arkadaşlarım, Erdal Perkdaş ve Fizyoterapist Aynur Baş Taylan'a;

Eğitim hayatım boyunca her zaman arkamda duran, tüm kararlarımaya saygı duyan, hayatımın her aşamasında, her kırılma noktasında maddi ve manevi desteğini esirgemeyen çok değerli amcalarım Necmi ve Necdet Ergin'e;

Benim için nefes almanın karşılığı olan, her şeyim, annem Mesude Ergin'e, uzun yıllar önce kaybetmiş olsam da karakterini her zaman örnek aldığım rahmetli babam Ekrem Ergin'e, manevi desteği sonsuz olan biricik ablam Meliha ve abim Davut Ergin'e;

Tüm Kalbimle Sonsuz Teşekkür Ederim...

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	Xiii
ABSTRACT.....	XIV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Ayak ve Ayak Bileği Anatomisi.....	3
2.1.1. Ayak Kemikleri.....	3
2.1.2. Ayak Bileği Eklemleri	5
2.1.2.1. Ayak Bileği Eklemi (Talokrural Eklem).....	5
2.1.2.2. Subtalar Eklem (Talokalkaneal Eklem).....	7
2.1.2.3. Midtarsal Eklem (Transvers Tarsal Eklem, Chopart Eklemi).....	7
2.1.2.4. Tarsometatarsal Eklemler (Lisfranc Eklem).....	8
2.1.2.5. Metatarsofalangeal Eklemler	8
2.1.2.6. İnterfalangeal Eklemler.....	8
2.1.3. Eklem Kapsülü.....	8
2.1.4. Ayak Bileği Bağları.....	8
2.1.4.1. Sindezmotik Bağ Kompleksi.....	8
2.1.4.2. Medial Kollateral Bağ Kompleksi.....	10
2.1.4.3. Lateral Kollateral Bağ Kompleksi.....	11
2.1.5. Ayağın Arkları.....	12
2.1.6. Ayak Bileği Çevresindeki Yapılar.....	12
2.1.7. Ayağın İntrinsik Kasları.....	16
2.1.8. Plantar Fasya.....	16
2.2. Triseps Surae Kası.....	17
2.3. Ayak Bileğinin Biyomekaniği.....	20
2.4. Vücut Kompozisyonu.....	21
2.4.1. Vücut Kompozisyonu Ölçme Yöntemleri.....	22
2.4.2. Antropometrik Ölçümler.....	23

2.4.2.1. Yükseklik ve Ağırlık Ölçümleri.....	24
2.4.2.2. Deri Kıvrım Kalınlığı Ölçümleri.....	24
2.5. Esneklik.....	27
2.5.1. Esneklik Sınıflandırması.....	28
2.5.2. Esnekliği Etkileyen Faktörler.....	28
2.6. Anaerobik Performans Düzeyi.....	29
2.7. Denge.....	30
2.7.1. Vizüel Sistem.....	31
2.7.2. Somatosensoryel Sistem.....	31
2.7.3. Vestibüler Sistem.....	32
2.7.4. Üst Merkezler.....	32
2.7.5. Otomatik Postüral Cevaplar.....	33
2.7.6. Dengeyle İlgili Temel Refleksler.....	34
2.7.7. Dengenin Değerlendirme Yöntemleri.....	34
2.8. Postural Kontrol.....	38
2.9. Sıçrama.....	39
2.9.1. Dikey Sıçrama.....	40
2.9.2. Sıçrama Hareketinin Anatomisi.....	40
2.9.3. Sıçrama Hareketinin Biyomekaniği.....	40
2.10. Bantlama.....	41
2.10.1. Rijit (Atletik) Bantlama.....	41
2.10.2. McConnell Bantlama.....	42
2.10.3. Kinesio Bantlama.....	42
2.10.3.1. Kinesio Tape Uygulamalarının Etki Mekanizmaları.....	43
2.10.3.2. Kinezyolojik Bantlama Teknikleri.....	44
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	46
3.1. Bireyler.....	46
3.1.1. Çalışmadan Dışlanma Kriterleri.....	47

3.1.2. Çalışmanın Akış Diyagramı.....	47
3.1.3. Bantlama Gruplarının Belirlenmesi.....	49
3.2. Değerlendirme.....	51
3.2.1. Fiziksel Aktivite Düzeyinin Değerlendirilmesi.....	51
3.2.2. Antropometrik Değerlendirmeler.....	52
3.2.3. Alt Ekstremitte Esneklik Değerlendirilmesi.....	53
3.2.4. Dengenin Değerlendirilmesi.....	55
3.2.5. Dikey Sıçramanın Değerlendirilmesi.....	56
3.3. Yöntem.....	57
3.3.1. Isınma Programının Uygulanması.....	58
3.3.2. Bantlamaların Uygulanması.....	58
3.4. İstatistiksel Verilerin Analizi.....	62
4. BULGULAR.....	63
4.1. Uygulamalar Öncesi Değerlendirme Sonuçları.....	63
4.2. Uygulamalar Sonrası Değerlendirme Sonuçları.....	72
5. TARTIŞMA	77
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	87
6.1. Sonuç.....	87
6.2. Öneriler.....	88
7. KAYNAKLAR.....	89
ETİK KURUL KARARI.....	106
FORMLAR.....	107
ÖZGEÇMİŞ.....	115

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2-1: Deri Kıvrım Kalınlığı Ölçümleri Yapılan Vücut Bölümleri.....	26
Tablo 3-1: Çalışmanın Akış Diyagramı.....	48
Tablo 3-2: Tape Uygulama Gruplarının Belirlenmesi.....	49
Tablo 3-3: MET Yöntemiyle FA Düzeylerinin Belirlenmesi.....	51
Tablo 4-1: Olguların Cinsiyete Göre Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırılması.....	63
Tablo 4-2: Olguların Cinsiyete Göre VKİ ile UFAA Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	64
Tablo 4-3: Olguların Cinsiyete Göre Sosyodemografik Özelliklerinin Karşılaştırılması.....	65
Tablo 4-4: UFAA Sonuçlarına Göre Olguların Spor Yapma Alışkanlığı, Ulaşım Tercihi ve Günlük Bilgisayar Kullanma Sürelerinin Karşılaştırılması.....	66
Tablo 4-5: Grupların Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırılması.....	67
Tablo 4-6: Grupların Cinsiyet, VKİ ve UFAA Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	68
Tablo 4-7: Grupların Spor Yapma Alışkanlığı, Ulaşım Tercihleri ve Günlük Bilgisayar Kullanma Sürelerinin Karşılaştırılması.....	69
Tablo 4-8: Grupların Alt Ekstremitte Esneklik ve TDKK Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	70
Tablo 4-9: Grupların Bantlamalar Öncesi (U1) YDDT ve Dikey Sıçrama Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	71
Tablo 4-10: I. Grubun U1, U2 ve U3 Uygulamaları Sonrası YDDT ve Dikey Sıçrama Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	72
Tablo 4-11: I. Grubun U3 ve U2 Uygulamaları Sonrası YDDT ve Dikey Sıçrama Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	73
Tablo 4-12: II. Grubun U1, U3 ve U4 Uygulamaları Sonrası YDDT ve Dikey Sıçrama Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	74
Tablo 4-13: II. Grubun U3 ve U4 Uygulamaları Sonrası YDDT ve Dikey Sıçrama Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	75
Tablo 4-14: Gruplarda U2 ve U4 Uygulamaları Sonrası YDDT ve Dikey Sıçrama Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	76

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1 Ayak Kemikleri.....	3
Şekil 2.2 Talusun Üstten ve Altan Görünümü.....	5
Şekil 2.3 Ayak Bileği Eklemının Önden ve Altan Görünümü.....	6
Şekil 2.4 Subtalar Eklem.....	7
Şekil 2.5 Sindezmotik Bağ Kompleksi.....	9
Şekil 2.6 Yüzeysel ve Derin Bağ Kompleksi (AITFL)	10
Şekil 2.7 Ayak Bileğinin Lateral Bağları.....	11
Şekil 2.8 Ayak Bileğinin Önden Görünümü.....	14
Şekil 2.9 Ayak Bileğinin Lateralden Görünümü.....	15
Şekil 2.10 Ayak Bileğinin Medialden Görünümü.....	16
Şekil 2.11 Aşil Tendonun Genel Görünümü.....	19
Şekil 2.12 Ayak Bileğinin Mekanik Ekseni.....	20
Şekil 2.13 Talokrural Açısı.....	21
Şekil 2.14 Otomatik Postural Cevaplar.....	34
Şekil 2.15 Yıldız Dinamik Denge Testi (YDDT).....	37
Şekil 3.1 Deri Kıvrım Kalınlığı Ölçümleri.....	52
Şekil 3.2 Aktif Diz Ekstansiyon Testi (ADET).....	53
Şekil 3.3 Otur Uzan Testi (OUT).....	54
Şekil 3.4 YDDT Uygulaması.....	55
Şekil 3.5 Dikey Sıçrama Testi.....	57
Şekil 3.6 Kinesio Tape Uygulama Prosedürü.....	60
Şekil 3.7 Sham Tape Uygulaması.....	60
Şekil 3.8 Rijit (Atletik) Tape Uygulaması.....	61

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

A	Anterior
ADET	Aktif Diz Ekstansiyon Testi
AFA	Ağır Fiziksel Aktiviteler
AITFL	Anterior Inferior Tibiofibular Ligament
AP	Average Power
ATFL	Anterior Talofibular Ligament
CFL	Calcaneofibular Ligament
DEXA	Dual Energy X-Ray Absorbtiometry
DSÖ	Dünya Sağlık Örgütü
EMG	Elektromyografi
FA	Fiziksel Aktivite
ITL	Inferior (Transvers) Tibiofibular Ligament
IOL	Interosseöz Bağ
MRI	Magnetic Resonans Imaging
MSS	Merkezi Sinir Sistemi
OFA	Orta (Yoğunlukta) Fiziksel Aktiviteler
OUT	Otur Uzan Testi
PITFL	Posterior Inferior Tibiofibular Ligament
PL	Posterolateral
PM	Posteromedial
PP	Peak Power
PTFL	Posterior Talofibular Ligament
ROM	Range of Motion
SIAS	Spina İliaca Anterior Superior
SSS	Santral Sinir Sistemi
TDKK	Toplam Deri Kıvrım Kalınlığı
U1	Banstsız Uygulama

U2	Sham Tape Uygulaması
U3	Kinesio Tape Uygulaması
U4	Rijit Tape Uygulaması
UFAA	Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi
VKİ	Vücut Kitle İndeksi
VOR	Vestibulo Oküler Refleks
VSR	Vestibulo Spinal Refleks



ÖZET

Ergin, M.Ş. (2015). Sağlıklı kişilerde triseps surae kasına uygulanan kinesio tape ve rijit tape uygulamalarının dikey sıçrama ve dinamik denge üzerine anlık etkilerinin araştırılması. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Spor Fizyoterapisi ABD, Master Tezi. İstanbul.

Bu çalışmanın amacı; sağlıklı kişilerde triseps surae kasına uygulanan kinesio tape ve rijit tape uygulamalarının dikey sıçrama ve dinamik denge üzerine anlık etkilerini karşılaştırmaktır. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi'nde eğitimine devam eden, iki yüz on beş (n:215; K/E:165/50) öğrenci ile başladığımız çalışmanın I. aşamasında bireylerin fiziksel özellikleri, sosyodemografik ve genel sağlık durumları, sağlık davranışları sorgulandı. Fiziksel aktivite durumlarını sorgulamak için 'Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi (UFAA)'nin kısa formu kullanıldı. Yapılan anket taramaları ve dışlanma kriterlerine göre yüz kırk altı (n:146; K/E:109/37) kişi çalışmadan çıkartıldı. Çalışmanın II. aşamasında, çalışmaya devam etmek istemeyen yirmi altı ve akut sakatlanma yaşayan üç, toplamda 29 birey çalışmadan çıkartıldı. Çalışmanın III. aşamasında; kırk (n:40; K/E:27/13) olgu randomize şekilde 'I. Grup' (n:20; K/E:13/7) ve 'II. Grup'(n:20; K/E:14/6) olarak ayrıldılar. Tüm bireylere alt ekstremiteye yönelik esneklik değerlendirmeleri ve deri altı yağ dokusu kalınlığı ölçümleri yapıldı. I.Gruptaki olgular vertikal sıçrama testi (AP: ortalama anaerobik güç; PP: maksimum anaerobik güç) 3 yönlü olarak Yıldız Dinamik Denge Testi (YDDT) ile 1. gün bantsız (U1), ikinci gün sham tape (U2) ve üçüncü gün triseps surae kasına kas fasilitasyon tekniği ile kinesio tape (U3) uygulandıktan sonra değerlendirildiler. II. Gruptaki olgulara da sırasıyla, üç bantlama yöntemi, 1.gün U1, 2. gün rijit tape (U4) uygulaması, 3. gün de U3 uygulamaları yapıldı. Tüm olgulara U1, U4 ve U3 den sonra AP, PP veYDDT testleri gerçekleştirildi. I. Grupta U2 ve U3 den sonra PP, AP, YDDT skorları arasında istatistiksel olarak farklılık görülmüştür. U2 sonrasında sonuçlar I.Grupta anlamlı derecede artmıştır ($p \leq 0.05$). Ayrıca II. Grupta da U3 ve U4 uygulamalarından sonra yapılan karşılaştırmalarda sonuçlar PP, AP, YDDT'de II. Grupta U4 (rijit tape) den sonra anlamlı derecede arttığını göstermiştir ($p \leq 0.05$). Dikey sıçrama ve dinamik dengenin anlık olarak artırılmasında rijit tape uygulamalarının kinesio tape uygulamalarına göre daha etkin olabileceğinin görüldüğü söylenebilir.

Anahtar Kelimeler: kinezyotape, rijit bantlama, vertikal sıçrama, üniversite öğrencileri, dinamik denge

ABSTRACT

Ergin, M.Ş. (2015). The investigation of the immediate effects of kinesio taping and rigid taping applied on triceps surae muscle to vertical jump and dynamic balance among healthy subjects. Yeditepe University Health Sciences Institute, Division of Sport Physiotherapy, MSc Thesis, İstanbul.

The purpose of this study is to compare the immediate effects of kinesio taping and rigid taping applied on triceps surae muscle vertical jump and dynamic balance to among healthy subjects. In the first stage of the study we started with two hundred fifteen students (N:215; F/M:165/50) was from Yeditepe University Health Sciences Faculty were investigated the subjects of physical characteristics, sociodemographic profiles, general health status, health behaviours. To examine the status of physical activity of the subjects, International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) short form was used. According to questionnaire surveys and exclusion criteria, one hundred forty six subjects were (N:146; F/M:109/37) excluded from the study. In the second stage, the subjects who don't want to continue (n=26) and having in acute injury (n=3), a totally of 29 individuals were excluded from the study. In the third stage, the rest of subjects were randomized in two groups; as 'Group I' (n:20; F/M:13/7) and 'Group II' (n:20; F/M:14/6). Measurements of flexibility for lower extremity and subcutaneous fat thickness were made to all subjects. Subjects from Group I assessed with vertical jump test (MP: mean anaerobic power, AP: average anaerobic power) and Star Excursion Balance Test (SEBT) for 3 direction, on first day without taping on leg (U1), on second day after applying shame tape (U2) to triceps surae muscle and third day after applying kinesio taping (U3) through muscle facilitation technics. In the subjects of Group II, 3 tapes practices, on first day U1, on second day after applying rigid tape (U4) to triceps surae and third day after applying U3 were also applied, respectively. All the participants from Group II also performed MP, AP and SEBT prior U1, during U4 and after applying U3. In the Group I, the mean value AP and PP, SEBT showed a significant differences between U2 and U3 application ($p \leq 0.05$). The outcomes for U2 applications were significantly increased in Group I. Futhermore, to compare with different tapes after rigid and kinesio tape the results showed the significance increasing for AP and PP, SEBT in Group II after applied rigid tape (U4) ($p \leq 0.05$). To achieve the immediate increasing in vertical jumping and dynamic balance, we can conclude that rigid tape applications seems to be more effective comparing the kinesio taping.

Key words: Kinesio tape, rigid taping, vertical jumping, university students, dynamic balance.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Ayağın plantar fleksör kasları, hareket edebilmek için gerekli olan, mekanik güç üretiminin temel kaynağıdır (1, 2). Üç başlı kas olarak bilinen triseps surae, yürüme sırasında vücut ağırlığının taşınmasında önemli bir rol oynar (3). Triseps surae kası, soleus, medial gastroknemius ve lateral gastroknemius kasları ile insanlarda yürüme aktivasyonunun (4), bisiklete binebilmenin gerçekleştirilmesinde (5) ve hareket yeteneğinin sağlanmasındaki esas yapıdır (6). Alt ekstremitte ile ilişkili performanslarda, kullanılan kasların ortaya çıkarabileceği maksimum gücün yanı sıra, performans üzerinde dış etkenlerin de etkili olduğu bilinmektedir (7). Alt ekstremitteye yönelik yürüme, koşma ve sıçrama gibi performanslarda, triseps surae kasının, zemine uyguladığı kuvvet artışı, kasın maksimum kasılma kuvvetinin artış hızına bağlıdır (8).

Dizin, kalçanın, ayak bileğinin ani ekstansiyonunu içeren, kompleks bir motor beceri ile gerçekleştirilen dikey sıçrama testleri, Sargent (9) tarafından, 1921 yılında fiziksel test olarak sunulduğundan beri, hem sahada, hem de laboratuvar ortamında performans testi olarak kullanılan, basit ancak geçerli ve duyarlı bir test olarak kabul edilir (10-12). Quadriceps femoris ve triceps surae kasının dikey sıçrama performansını eşit olarak etkileyeceği bildirilmektedir. Dikey sıçrama basketbol, voleybol ve atletizm gibi birçok spor dalı için önemli bulunan sportif beceri kriteridir. Kubo ve ark. (13) ve Bojsen-Moller ve ark. (14) da yaptıkları çalışmalarda, vastus lateralis kasının tendon yapılarının elastik özellikleri ile dikey sıçrama performans parametreleri arasındaki ilişkiyi göstermişlerdir.

İnsan, vücudunun doğası gereği ayakucunda yükseldiği zaman, statik olarak dengede kalmada zorlanır (15). Ayakta durduğumuz zaman, vücut ağırlığının dikey izdüşümü, tam olarak ayak bileğinin önünden geçer. Bu kuvvete karşı ayak bileğinin dengesinin sürdürülebilmesi için, triseps surae kasının aktif şekilde çalışması gerekir (16). Bu nedenle triceps surae kasının aktivasyonu dengenin devam ettirilmesi için önemlidir.

Yapılan çalışmalarda, kasın kuvvetinin, proprioseptif girdinin artırılması ile performansın ve dengenin geliştirilebileceği gösterilmiştir (17-19). Sportif performansı arttırmak için, teorik olarak bantlama yöntemlerinin, kas kasılmasını, fasyayı, derideki mekanoreseptörleri uyardığı ve kasın motor ünitelerini destekleyeceği ileri sürülmektedir.

Cilt üzerinde uzun süre kullanılabilir, kasa propriyoseptif girdiler sağlayacak, eklem hareketi üzerinde kısıtlılık sağlamadan, aktivite sırasında da kullanılabilir elastik bant uygulamalarının bu etkileri de tartışmalıdır (20).

Kinesio tape uygulama teknikleri 1973 yılında Dr. Kayropraktör Kenzo Kase tarafından geliştirilmiştir. Kinesio tape, kasın elastik özelliklerine benzer, yapışkan nitelikte, uygulandıkları deri üzerinde kaldırıcı etkiye sahip ve deri ile dış ortam arasında hava dolaşımına izin verebilecek özellikleri taşıyacak şekilde tasarlanmıştır (21). Birçok çalışmada, kinesio tape uygulamalarının rahatlık sağlama, enflamasyon ve ağrıyı azaltma ve eklem hareket açıklığının normalleşmesini sağlama gibi etkilerine işaret edilmiştir (22, 23). Ama kinesio tape uygulamasının kas kuvvetini arttırmadığına yönelik sonuçlar tartışmalı ve limitlidir. Öte yandan kas kuvvetini arttırsa bile, bu artışın dikey sıçrama için gerekli kas gücünü gerçekleştirilebilmesi için yeterli olmayacağı da bildirilmektedir.

Rijit tape uygulamaları da sporcuların rehabilitasyonunda çok sık tercih edilen tekniklerdir. Rijit tape genellikle vücut veya ekstremitelerde dizilim bozukluklarını düzeltmek, ya da ekstremitelere destek sağlamak için kullanılır. Atletik tape olarak da adlandırılan rijit tape uygulamaları deri üzerinden çok iyi bir duysal girdi sağlar, ekssif hareketleri önler. Ancak elastik özelliği olmadığı için deri üzerinde tahriş edici etkileri de olabilmektedir ve çok uzun süreli kullanılamazlar (24). Yapılan sınırlı sayıdaki çalışmalarda kinesiotape ve rijit tape uygulamalarının vertikal sıçrama, kas kuvveti, dinamik denge, yer reaksiyon kuvveti üzerine etkileri karşılaştırılmıştır, ancak sonuçlar tartışmalı ve kanıtlar çok limitlidir.

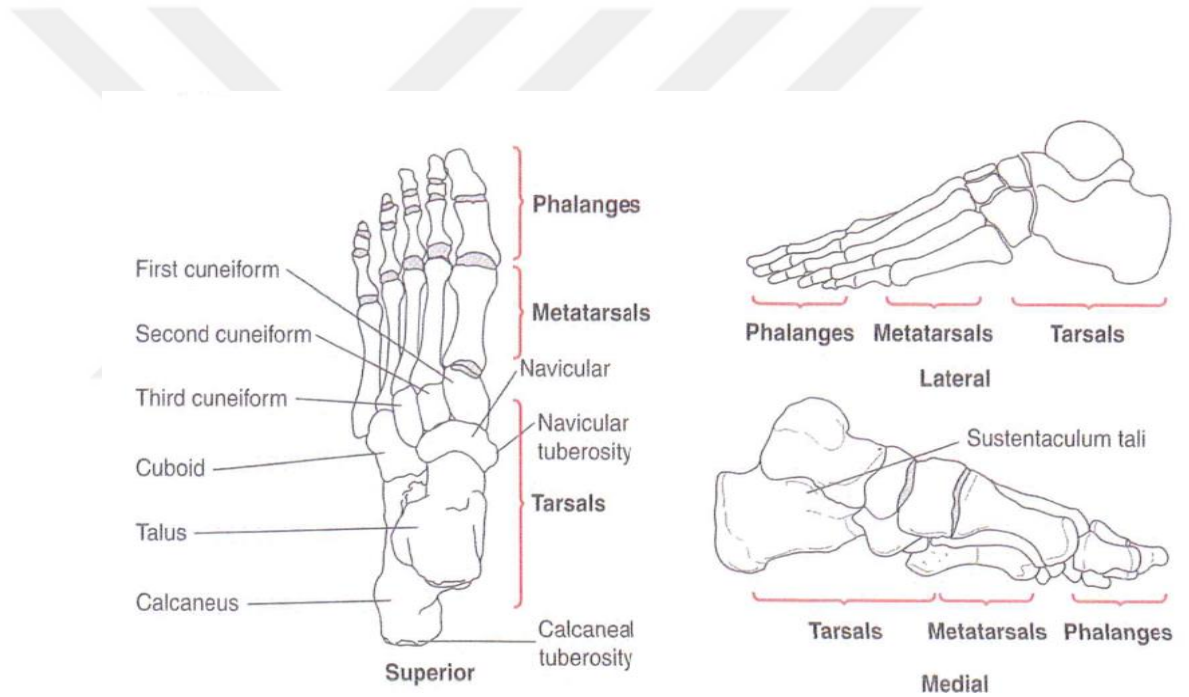
Bu nedenlerle çalışmamızda sağlıklı kişilerde triseps surae kasına uygulanan kinesio tape, rijit tape ve sham tape uygulamalarının dikey sıçrama ve dinamik denge üzerine anlık etkilerini karşılaştırmayı amaçladık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ayak ve Ayak Bileği Anatomisi

2.1.1. Ayak Kemikleri

İnsan iskeletinin en önemli ve karmaşık bölümü olan ayak, 26 tane kemikten meydana gelmektedir. Ayak yapısını oluşturan kemikleri birbirine bağlayan bağlar, statik stabiliteyi sağlarken, dinamik stabilite de ayağın intrinsik ve ekstrinsik kasları tarafından sağlanmaktadır (25), (Şekil 2.1).



Şekil 2.1: Ayak Kemikleri (26).

Ayak üç fonksiyonel segmentten oluşmaktadır: Ön-ayak, orta-ayak ve arka-ayak.

Ön ayak metatarsaller (5 metatarsal kemik) ve falankslardan (14 falanks kemik) oluşur. Ayak başparmağında, 2 falanks ve metatars başının altında plantar ligamente yapışık 2 sesamoid kemik bulunmaktadır.

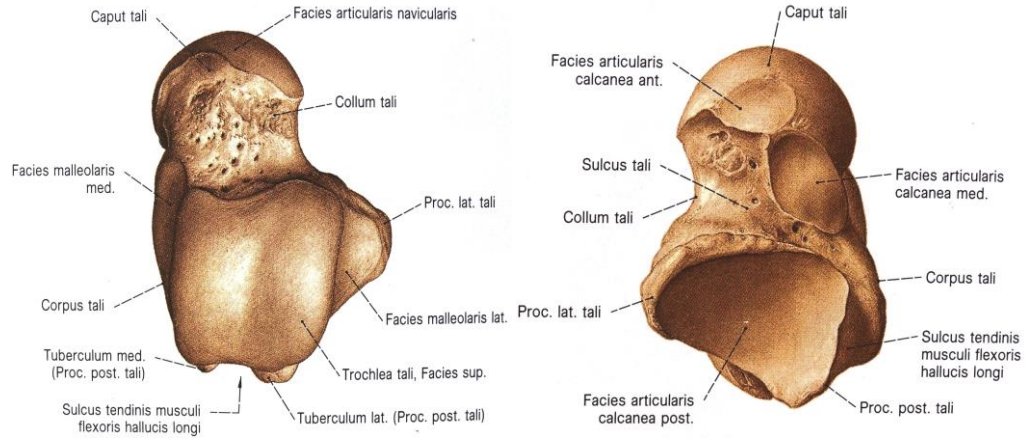
Diğer parmakların her birinde üç falanks vardır. Orta ayak beş tarsal kemikten oluşur, sırasıyla (medialde navikula, lateralde kuboid ve distalde üç kuneiform kemik).

Orta ayak, arka ayaktan midtarsal veya transvers tarsal eklemler (talonavikular ve kalkaneokuboid) ile ön ayaktan ise tarsometatarsal eklem ile ayrılır. Talus ve kalkenuas; arka ayak kemiklerini oluşturur.

Arka ayakta, ayak bileği eklemi ve subtalar eklem bulunmaktadır. Vücut ağırlığının topuktan geriye doğru, orta ayak üzerinden ise öne doğru aktarılmasını sağlar (25). Fibula'nın distal parçası, dış malleolü oluşturur. Burada geniş ve konveks bir eklem yüzeyi vardır. Ayak bileğine lateral destek sağlar. Dış malleolün eklem yüzeyi; yukarıda tibia, aşağıda ise talusla eklem yapar (27-29).

Ayak bileği eklemi oluşturulan kemiklerden tibia; alt kısma doğru genişler, tübüler kortikal özellikten metafizyel spongiozaya dönüşür ve '*pilon*' adı verilen bölgeyi oluşturur. Tibia distal ucunun alt yüzeyi eklem yüzeyidir ve '*tibial plafond*' olarak adlandırılır. Bu eklem yüzeyi ön-arka ve medial-lateral kısımlarda konkav şeklinde olup; önde arkaya nazaran daha geniştir, lateralde de medial kenardan daha uzundur. Plafond, medial kısımda iç malleolün eklem yüzeyi ile devam edere, talusla eklenir (29).

Talus; tibia kemiği ile superior ve medial yüzeyde, fibula kemiği ile lateral yüzeyde, kalkaneus kemiği ile inferior yüzeyde ve naviküler kemik ile anterior yüzeyde eklem yapar. Talus kemiğin, baş, boyun ve cisim olmak üzere 3 bölümü vardır. Talus, şekil itibariyle küp şeklindedir, makara şeklindeki üst yüzeyi ile tibianın alt ucuyla, lateral yüzeyi ile de dış malleolle eklenir (30). Talusa hiçbir kas yapışmaz, ancak birçok bağ yapışır. Talus boynunda eklem yüzeyi yoktur, burası kanlanma için damarların giriş bölgesidir (29, 31), (Şekil 2.2).



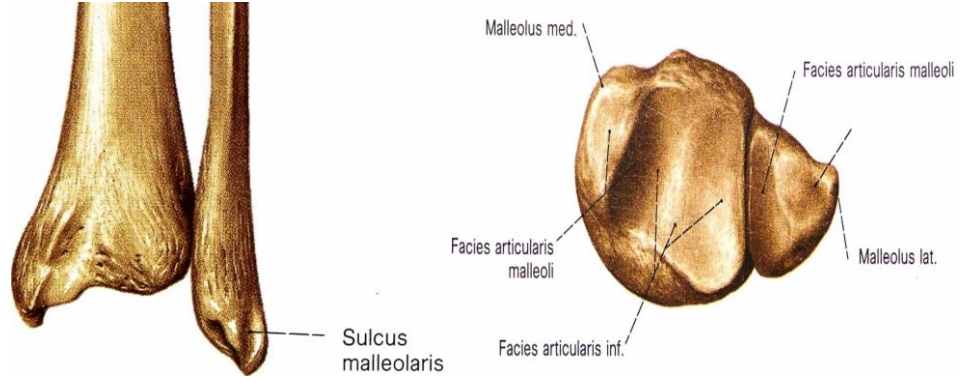
Şekil 2.2: Talusun Üstten ve Alttan Görünümü (32).

Ayağın kemik anatomisi, ayak bileği eklemının hareket sınırlarını ve hareket planlarını belirler, eklem yük taşıırken stabil kalır. Ayak bileğini oluşturan üç kemik; tibia, fibula ve talus birbirleriyle eklenleşir. Tibia distali, iç ve dış malleoller '*ayak mortisini*' oluşturur, talusu sarmalar (33).

2.1.2. Ayak Bileği Eklemleri

2.1.2.1. Ayak Bileği Eklemi (Talokrural Eklem)

Ayak bileği eklemi talus, fibula ve tibia olmak üzere üç kemikten oluşan ginglymus tipi bir eklemdir. Ayak bileği tibia-fibula, tibia-talus ve fibula-talus arasında fonksiyonel yüzeyleri içeren ve her biri bir grup bağla desteklenen kompleks bir eklemdir (28, 29, 31). Tibiotalar, fibulotalar ve distal tibiofibular eklemlerden oluşmuştur (Şekil 2.3).



Şekil 2.3: Ayak Bileği Eklemine Önden ve Alttan Görünümü (32).

Eklemde meydana gelen ana hareketler: **'dorsi fleksiyon'** ve **'plantar fleksiyon'**dur. Eklem hareketleri tek bir aksiste gerçekleşmez. Dorsi ve plantar fleksiyon hareketi ile birlikte rotasyon hareketi de meydana gelir. Plantar fleksiyon hareketi ile eversiyon, dorsi fleksiyon hareketi ile inversiyon açığa çıkar (26).

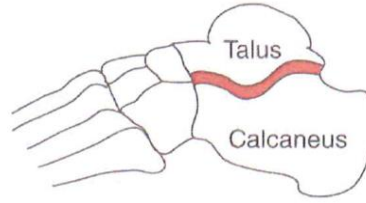
Primer olarak eklem, tibial plafond ile talus kubbesi arasında yer alır. Kemikler arasında uyumlu, ağırlık taşıyan eyer şeklinde eklem yüzü vardır. Ekleme ağırlık bindiğinde yükün %80-90'ı tibial plafondan talus kubbesine aktarılır (34). Varus ve valgus stresleri ile medial fasetten aktarılabilecek yük maksimum total yükün %10 kadardır. Total yükün %17'si proksimale fibula üzerinden aktarılır. Fibulaya yük aktarımının mekanizması ise henüz tam olarak bilinmemektedir (35).

Kişisel özellikler, eklem pozisyonu, ekleme binen yük ve eklem hareket yönü gibi faktörler açığa çıkan hareketleri etkiler. Ayak bileği eklemi, yük verme sırasında kuvvetin ayağa iletilmesini sağlar (25, 26).

Ayak bileği eklemi, yer reaksiyon kuvvetlerinin, vücuda iletilmesindeki ilk önemli eklemdir. Yük verildiğinde, karşılıklı eklem yüzeylerinin kalça ve dize göre daha küçük bir alanda temas ettiği, 500 N'luk bir yüklenmede temas bölgesinin 350 mm² olduğu hesaplanmıştır. Ayak bileği eklem kıkırdak kalınlığı 1-2 mm arasında iken, kalça ve diz eklemlerinde bu kalınlık 3-6 mm'yi arasında olabilmektedir (36-38).

2.1.2.2. Subtalar Eklem (Talokalkaneal Eklem)

Kalkaneusun superioru ile talusun inferioru arasında yer alan eklem, öncelikli hareketleri; **'pronasyon'** (eversiyon-dorsifleksiyon-abdüksiyon) ve **'supinasyon'** (inversiyon-plantar fleksiyon-addüksiyon) hareketleridir. Eklemde yaklaşık 30° inversiyon ile 10-20° eversiyon hareketi görülür. Eklem ekseninden, açığa çıkardığı rotasyon hareketi, vida hareketine benzemektedir (26),(Şekil 2.4).



Şekil 2.4: Subtalar Eklem (26)

2.1.2.3. Midtarsal Eklem (Transvers Tarsal Eklem, Chopart Eklemi)

Lateralde kalkaneus ve kuboid kemikleri, medialde talus ve navikula kemikleri arasında oluşur. Kalkaneo-kuboid eklemde hafif **'kayma'** hareketi açığa çıkarken, talus ile navikula arasında ise top-soket tarzında bir eklem oluşur ve bu eklem üç eksenle kısıtlı derecelerde hareket eder.

En önemli özelliği, ayağı ön ve arka ayak olarak iki bölüme ayırması olan bu eklemde esas fonksiyonu; yürüme esnasında arka ayağın yerle teması kesildiğinde, ön ayağın yerle temasını korumaktır.

Yüklenme olmadığı durumlarda, bu iki eklemde hareket aksisleri paraleldir. Arka ayakta inversiyon hareketiyle birlikte paralellik bozulur ve midtarsal eklemler kilitlenir ise hareket oluşmasına izin verilmez. Subtalar eklem eversiyona giderken, bu eklemlerin aksisleri paralelleşir, böylece eklemde hareket açığa çıkmasına izin verir.

Eklemdeki bu önemli fonksiyon denge açısından da önemlidir. Çünkü yükün öne aktarılmasını ve dengenin bozulmasını önler (39).

2.1.2.4. Tarsometatarsal Eklemler (Lisfranc Eklem)

Metatars kemiklerin tabanlarının medial kısımda üç kuneiform kemiği, lateral kısımda kuboid kemiğin ön yüzü ile yaptığı eklemlerdir. Eklemde anterior ve posterior yönlerde olmak üzere kayma tarzında hareketler gözlenir. Eklemde hareketleri sıkı bağlarla sınırlandırılmıştır. Hareketlerin bu şekilde sınırlandırılması stabilite açısından önemlidir (39).

2.1.2.5. Metatarsofalangeal Eklemler

Metatarsların distal ucu ile falankların tabanı arasında meydana gelen eklemlerdir (39).

2.1.2.6. İnterfalangeal Eklemler

Falanklar arasında oluşan bu eklemlerin tamamı menteşe tipi eklemlerdir ve bu eklemlerde fleksiyon-ekstansiyon hareketi açığa çıkarır (39).

2.1.3. Eklem Kapsülü

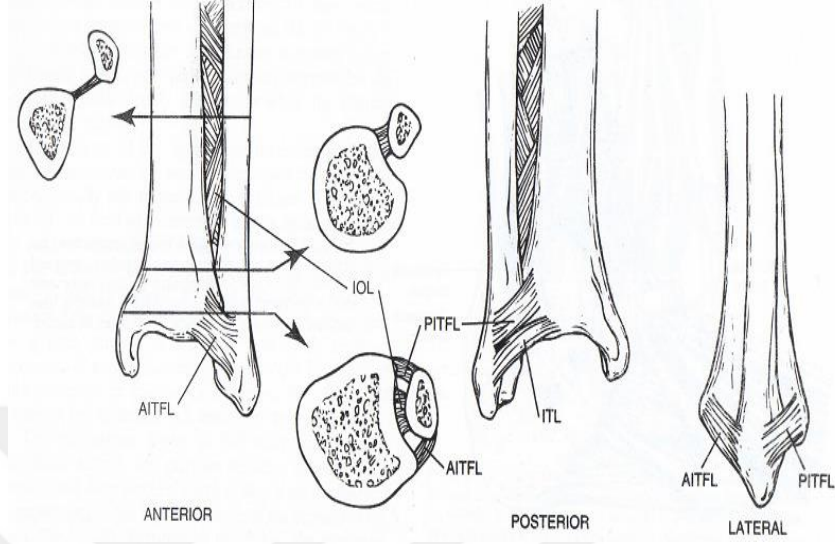
Ayak bileği eklemine kapsülü, temel iki eklem yüzünün yakınlarına tutunur. Ön kısımda arka tarafa göre daha aşağıya doğru uzanarak talus boynuna yapışır. Yan taraflarda malleollerin üst kısımlarını örtmez. Önde geniş ve uzun olup, buradan geçen tendon kılıflarının üzerine doğru uzanarak onları sarmalar. Böylece ayakta oluşan dorsifleksiyon hareketi sırasında, kapsülün eklem aralığında sıkışması önler. Eklemde arka kısımda ise kapsül oldukça incedir, lifleri transvers şekilde öne doğru uzanarak, iki kemik arasında uzanan transvers bağlara yapışır ve bunlarla devam eder. Lateralde daha fazla olmak üzere her iki yan kısımlarda da takviye liflerle kuvvetlendirilmiştir. Sinovyal membran fibröz kapsülün iç yüzeyini tamamen döşer (30, 40).

2.1.4. Ayak Bileği Bağları

Ayak bileğinin stabilitesini 3 bağ grubu sağlar:

2.1.4.1. Sindezmotik Bağ Kompleksi

Aksiyel, rotasyonel kuvvetlere karşı distal tibia ve fibula arasındaki bütünlüğü sağlar. Sindezmotik bağlar 4 gruptan oluşur (Şekil 2.5):



Şekil 2.5: Sizdezmotik Bağ Kompleksi (28):

i. Anterior Tibiofibuler Bağ (AITFL): Tibiannın anterior tüberkülü ile anterolateral yüzeyinden orjin alarak, fibula ön kısma doğru oblik şekilde uzanarak insersio yapar (30).

ii. Posterior Tibiofibuler Bağ (PITFL): Orijinini tibiannın anterior tüberkülünden alarak, fibulanın arkasında sonlanır. AITFL'den daha kalın ve kısadır. Bu farklılık nedeniyle, translasyonel veya torsiyonel kuvvetlerin etkisiyle PITFL sağlam kalırken, genellikle posterior tibial tüberkülde kopma kırıkları görülür ve dayanıksız olan AITFL yırtılır (30).

iii. Transvers Tibiofibuler Bağ (ITL): PITFL kompleksinin bir kısmı olarak düşünülen bağ, ayak ve ayak bileği ekleminin arka derin bölümünde bulunur (30).

iv. İnterosseöz Bağ (IOL): İnterosseöz membranın uzantısı olarak, tibiofibuler eklemin transvers stabilizatörü görevini üstlenir. Proksimal apeksi üçgen şeklindedir, distalde daha geniş ve orta bölümde incedir. İnterosseöz membran proksimal tibiofibuler eklem seviyesinde fibula ve tibia arasından başlayarak distale doğru devam eder, fibulayı stabilize eder ve membranın kenarlarına kaslar yapışır (30).

2.1.4.2. Medial Kollateral Bağ Kompleksi

Ayak bileğinde medial bağ desteğini sağlayan iki bağ vardır. Sırasıyla, (yüzeysel ve derin deltoid bağlar), (Şekil 2.6).



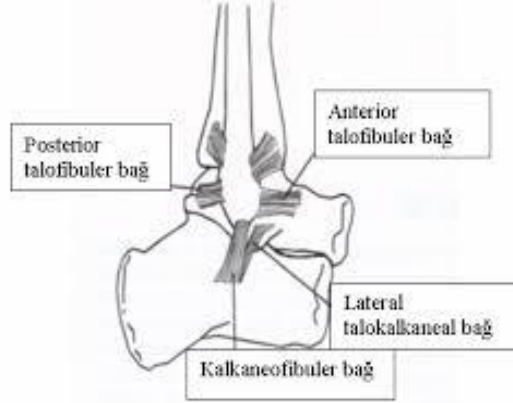
Şekil 2.6: Yüzeysel ve Derin Deltoid Bağ (28).

i. Yüzeysel Deltoid Bağ: Medial malleolün anterior kollikulusundan orjini alır. Üç bant şeklinde naviküler kemik, plantar kalkaneonaviküler (spring) bağ ve kalkaneus kemiğinin sustentakulum talisi ile talusun medial tüberkülüne doğru uzanır. Navikulotibial bağ üçgen şeklinde olup, navikülanın dorsomedial yüzeyine ve spring bağa yapışır. Talus başının içeri doğru deplasmanını önler. Kalkaneotibial bağ her daim vertikal olarak anterior kollikulustan sustentakulum taliye uzanır ve valgus yönünde deplasmanı önler. PITFL ise anterior kollikulusun arkasından talusun medial tüberkülünün ön kısmına doğru uzanır. Yüzeysel deltoid bağ kruris fasyası ve tendon kılıfları tarafından çok az miktarda desteklenir (30, 40).

ii. Derin Deltoid Bağ: Anterior kollikulusun arka kenarından, interkolliküler oluk ve posterior kollikulustan orijinini alır, transvers olarak ilerler ve talus medialinin eklem yüzü olmayan kısmına yapışır. Ayak bileği eklemi mortisinde talusun stabilizasyonunu sağlayan en önemli bağıdır ve iç malleolün fonksiyonunu genişletir (30, 40).

2.1.4.3. Lateral Kollateral Bağ Kompleksi

Üç bağdan oluşan bu kompleks yapı, ayak bileği mortisinde talusun lateral ve ön-arka planda stabilitesini sağlar (Şekil 2.7):



Şekil 2.7: Ayak Bileğinin Lateral Bağları (41).

i. Anterior Talofibuler Bağ (ATFL): Kompleks yapının en zayıf bağıdır. Talus boynunu, fibulanın ön kısmına bağlar. Ayak bileği plantar fleksiyon pozisyonunda iken, talusun öne doğru subluksasyonunu önler. Bağın orta bölümü ayak bileği kapsülü ile birleşir (30, 40).

ii. Kalkaneofibuler Bağ (CFL): Fibulanın distal arka köşesinden başlar, kalkaneusun lateral kısmı-arka fasetinin hemen distaline bağlanır. Bağ, ayak bileği kapsülü veya peroneal tendon kılıfı ile birleşik değildir. Kalkaneusun valgusa yönelmesi nedeniyle ayakta dururken gevşektir, ayağın inversiyonunu sınırlar ve subtalar eklem primar stabilizatörüdür (30, 40).

iii. Posterior Talofibuler Bağ (PTFL): Arka medial fibulanın eklem dışında kalan yüzünden başlar ve talusun lateral tüberkülünde sonlanır. Lateral bağların en güçlüsüdür. Talusun rotasyonel ve arkaya subluksasyonunu önler (30, 40).

ATFL ile CFL arasındaki açı 100° - 135° arasında değişir (39).

Ayak bileği eklemi yük verme sırasında kuvvetin ayağa iletilmesini sağlar. Kuvvet aktarımı tibiaanın distali ile talus üst kısmı arasındadır, burada fibulanın çok az fonksiyonu vardır. Kemik yapı, medial ve lateral kollateral bağlar, eklem kapsülü ve eklemin distalinde interösseöz membran ile birlikte ayak bileği ekleminin stabilizasyonunu sağlar (26).

2.1.5. Ayağın Arkları

Ayağın arkları tibialis posterior ve tibialis anterior kasları başta olmak üzere, intrinsik ve ekstrinsik kaslar ile bağlar tarafından desteklenen kemiklerin intrinsik mekanik yerleşiminin sonucudur (26).

Ayak arkları yük taşıma sırasında şok absorpsiyonunu sağlar. Ayağın iki longitudinal ve iki transvers arkı vardır, medial longitudinal ark; yüksek ve esnektir. Medialdeki üç parmak hattını kuneiform kemikler, navikula, talus ve kalkaneus kemikleri oluşturur. Yük taşıma ve yürüme sırasında öne itme hareketi için gerekli olan esnekliği oluştururlar (26).

Anterior transvers metatarsal ark; ikinci, üçüncü ve dördüncü metatarsal ve birinci ile beşinci metatars başını içerir. Yük taşıma ile düzleşir, ancak yük ortadan kalkınca kemer pozisyonuna geri döner. Transvers midtarsal ark, midtarsal bölgede uzanır ve daha rijittir (26).

Longitudinal arklar, bir grup bağ tarafından bir arada tutulur, sırasıyla, (kalkaneonaviküler bağ, kalkaneusu metatars tabanlarına bağlayan uzun ve kısa plantar bağlar, daha yüzeysel olarak plantar fasya şeklinde) (25).

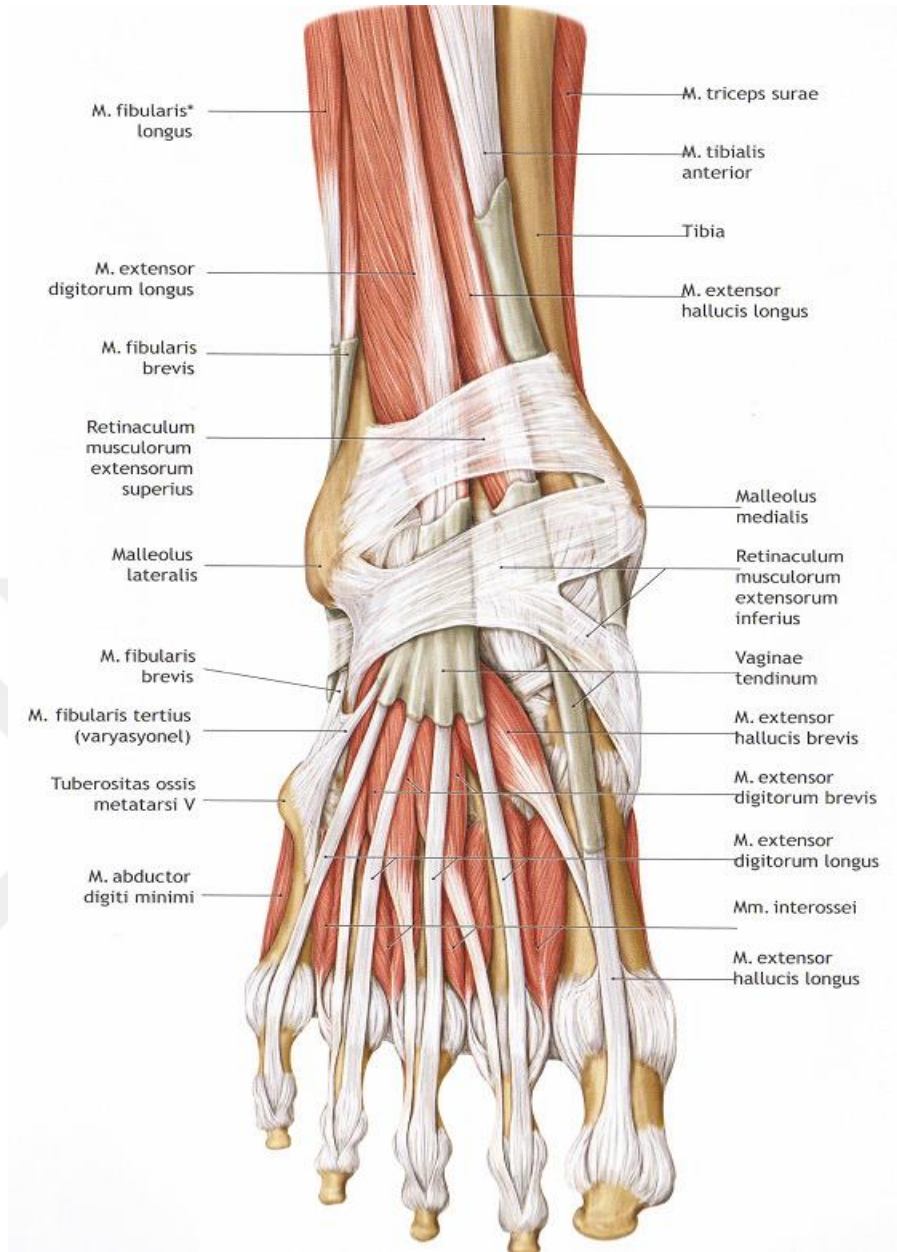
2.1.6. Ayak Bileği Çevresindeki Yapılar

Ayak bileği eklemi sinovya ile sarılmıştır. Çevresinde çok kuvvetli bir kapsül bulunmaktadır. Bu bölgede bulunan yapıları buldukları bölgeye göre başlıca 4 grupta inceleyebiliriz (42, 43):

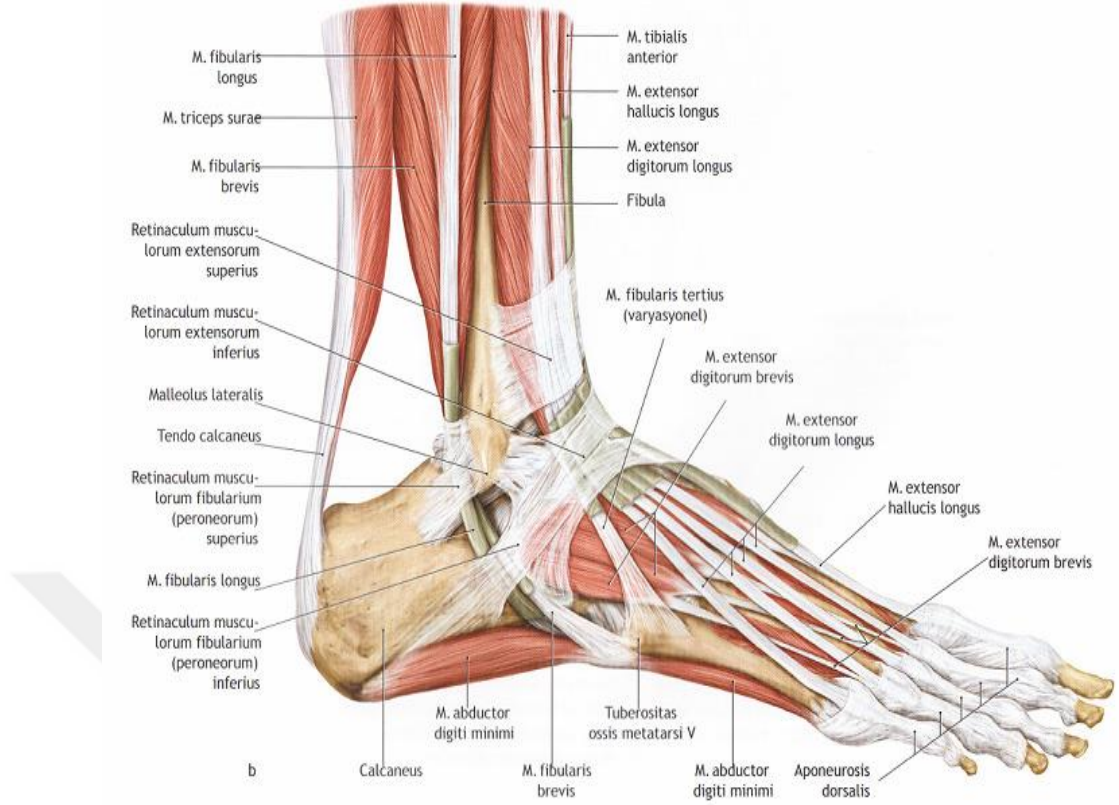
i. Anterior Grup; Ayak bileğinin ön bölümünde yer alan ekstansör retinakulum ekstansör tendonları, anterior tibial damarları ve derin peroneal siniri sınırlayıcı bir etki gösterir. Bu grupta, tibialis anterior (en medialde), ekstansör hallucis longus, ekstansör digitorum longus ve peroneal tertius (en lateralde) kaslarının tendonları yer alır. Bu kaslar n. peroneus profundus tarafından innerve edilirler (42, 43), (Şekil 2.8).

ii. Lateral Grup; Ayak bileğinin lateralinde peroneus longus ve brevis kaslarının tendonları, dış malleolün arkasında seyrederek, peroneus longus tendonu peroneus brevis tendonuna göre daha arkada yer alır. Kaslar n. peroneus süperfisiyalis tarafından innerve edilirler. Superior peroneal retinakulum tarafından dış malleol ile kalkaneus arasında sarılmışlardır, superior retinakulum fibrokartilajinöz olarak fibuladan kopması sonucunda tendonlar öne disloke olabilir (43), (Şekil 2.9).

iii. Posterior Grup; Ayak bileğinin arkasında ayak bileğinin güçlü plantar fleksörü olan Aşil tendonu ince bir tendon kılıfı ve bir subkutan doku arasında cildin hemen altında uzanır. Aşil tendonunun hemen lateralinde uzanan sural sinir ayak lateral tarafının ve topuğun duyusunu sağlar. Plantaris tendonu Aşil tendonunun medial sınırı boyunca uzanarak kalkaneusun medialine yapışır. Bu ince tendon onarımında kullanılabilir. Aşil ve plantaris tendonu ayak bileğinin arka yüzeysel tabakasında yer alır. Derin tabakada ise tibialis posterior, fleksör digitorum longus ve fleksör hallucis longus kaslarının tendonları yer alır. Posterior gruptaki tüm kaslar n. tibialis tarafından innerve edilirler (42, 43).

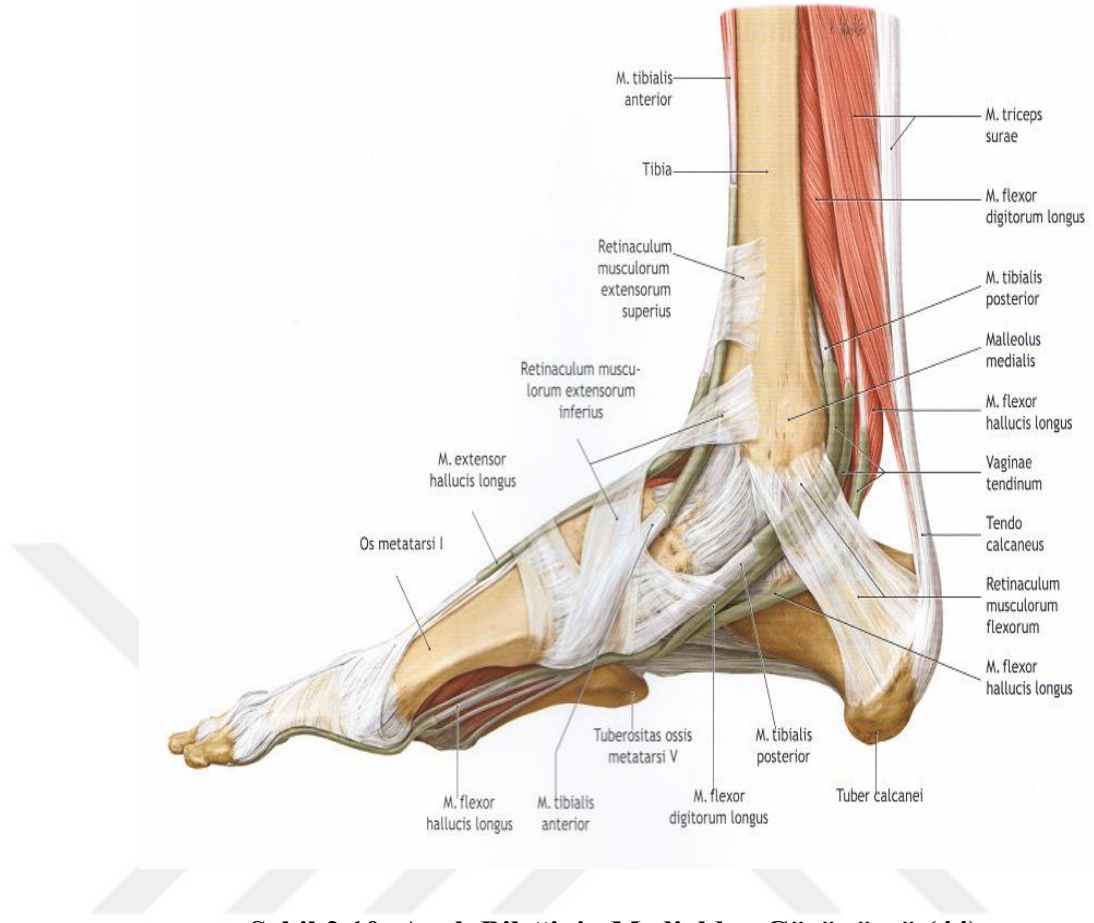


Şekil 2.8: Ayak Bileğinin Önden (Anterior) Görünümü (44).



Şekil 2.9: Ayak Bileğinin Lateralden Görünümü (44).

iv. Medial Grup; Ayak bileğinin medial kısmında önemli yapılar bulunmaktadır. Fleksör retinakulum, iç malleolün posteroinferior yüzeyinden başlar ve kalkaneal tüberositin medial yüzeyine doğru uzanır. Malleoler yapışma yeri fleksör tendonların önünde, tibialis posterior ve fleksör digitorum longus tendonlarının arkasında bulunur. En arkada fleksör hallusis longus tendonu vardır. Her tendon kendisine ait tünel içinde uzanır. Medial malleolün 1-2 cm. önünde safen ven, safen sinire eşlik eder, genellikle 2 veya daha fazla küçük dal verir (42, 43), (Şekil 2.10). Sırasıyla, (Tibialis posterior (en medial), fleksör digitorum longus ve fleksör hallusis longus (en lateral) kaslarının tendonları), fleksör retinakulum tarafından sabitlenerek tarsal tüneli oluştururlar. Posterior tibial arter ve posterior tibial sinir fleksör digitorum longus ile fleksör hallusis longus tendonları arasında uzanır (26, 39).



Şekil 2.10: Ayak Bileğinin Medialden Görünümü (44).

2.1.7. Ayağın İntrinsik Kasları

Diseksiyon sırasına göre intermedial kaslar dört ayrı tabakadan oluşur. En yüzeysel tabakada plantar fasya, abdüktör hallusis, fleksör digitorum brevis ve abdüktör digiti minimi kasları, ikinci tabakada ise kuadratos planti ve lumbrikal kasları yer alır. Plantar kas fleksör hallusis brevis, fleksör digiti minimi brevis ve addüktör hallusis de üçüncü tabakayı oluşturmaktadır. Dördüncü ve son tabakada ise, dört dorsal interosseal ve üç plantar interosseal kaslar yer alır (26, 39).

2.1.8. Plantar Fasya

Plantar fasya (plantar aponevroz) medial kalkaneal tuberositadan başlayan, öne doğru uzanan ve tabanın ortasında parmaklara doğru uzanarak beş şeride ayrılan güçlü fibröz bir dokudur.

Plantar fasya, ayağın üç ana yük taşıyıcı noktasını birleştirir, longitudinal arklar için güçlü bir mekanik bağlantı şeklinde görev görür. Bu üç yük taşıyıcı nokta, kalkaneal kemik, birinci metatarsal baş (iki sesamoid kemik dahil) ve beşinci metatarsal baş noktalarıdır. Yürürken basma fazının sonundaki ‘parmak kalkışı’ sırasında, arkin yeniden şekillenmesine, ayağın daha rijit olmasına yardım eder (26).

2.2. Triseps Surae Kası

Triseps surae kası, baldırda yer alan ve üçbaşı olarak bilinen bir kastır. İki baş gastroknemius kasından, bir baş ise soleus kasından gelir. Tendonu, gastroknemius, soleus ve plantaris kaslarının başlarının birleşmesiyle meydana gelen güçlü ortak kiriş, ‘*Aşil tendonu*’ veya ‘*kalkanear (topuk) kirişi*’ olarak bilinir. Kasın sinir innervasyonu ise n.tibialis tarafından sağlanır (1, 4).

Çift eklem kateden ve baldırdaki çift başlı kas olarak bilinen gastroknemius kası, triseps surae kasının iki başını oluşturur ve yüzeysel konumdadır. Diz ekleminde dizin ‘*fleksiyon*’ hareketini açığa çıkarırken, ayak bileğinde ‘*plantar fleksiyon*’ ve ayak ‘*pronasyon*’unda görev yapar. Gastroknemius kasının iki başından biri olan, kaput laterale (lateral gastroknemius) ’nin origosu, femur kemiğinin dış-yan kondili olup, aşil tendonuna insersiyoyu yapar. Kaput mediale (medial gastroknemius)’nin, origosu femur kemiğinin iç-yan kondili, insersiyosu ise yine aşil tendonudur (45).

Soleus kası, nal şeklinde olan bir kastır ve triseps surae kasının üçüncü başını oluşturur. Gastroknemius kasına göre daha derindedir. Origosu; tibia, fibula ve kirişsel kemer olup, insersiyosu yine Aşil tendonudur. Ayak bileğinde ‘*plantar fleksiyon*’, ayakta ‘*pronasyon*’ hareketlerinden sorumludur. İzole hareketinin açığa çıkması için gastroknemius kası elemine edilmelidir. Tibiadan fibulaya atlayan kemeri arkus tendineus muskuli soleinin altından sinir ve damarlar (n.tibialis, a.v.tibialis posterior) geçer (45).

Triseps surae kası, kuadripedal ve bipedal olan canlılarda lokomasyon için ana yapıdır (46). İnsanlarda lokomotor sistem adına temel mekanik bir güç kaynağıdır (47).

Yürürken; bu kas, vücut ağırlığı desteği sağlar, itme fazına yardımcı olur ve salınım fazı için ekstremiteletin akselerasyonunu sağlar (3). Koşma esnasında, ayak

bileği hareketiyle bir yay gibi hareket eder, erken duruş sırasında kas-tendon ünitesinde oluşan enerjiyi absorbe eder, bu enerjiyi geç duruş fazında vücudu hızlandırmada kullanır (47).

Triseps surae, yürürken vücut hareketi için gerekli mekanik işi üretir ve koşu varyasyonları arasında güç ve karşı hız değişimini sağlar, böylece total mekanik işe gerekli olan, mekanik iş çıkışı ile yürüme ve hız değişimi isteklerini ayarlayabilir (48).

Yeni bir deneysel çalışma, insanlardaki ters-dinamik yaklaşımın yürüyüş ve koşu hızları aralığında kalça-diz ve ayak bileği eklemlerine etkileyen kasların modüle edilmiş mekanik güç çıkışlarının nasıl olduğunu incelemiştir (49). Ayak bileğinde pozitif güç çıkışı ile birlikte diz ve kalçada yürüme ile artış tespit edilmiştir. Hansen ve ark. da çalışmalarında yürüyüş sırasında ayakta net pozitif gücün arttığını göstermiştir (50). Yürümeden koşmaya geçerken ayaktaki pozitif güç çıktısındaki relatif katkı, toplam pozitif güç çıktısını artırır (49).

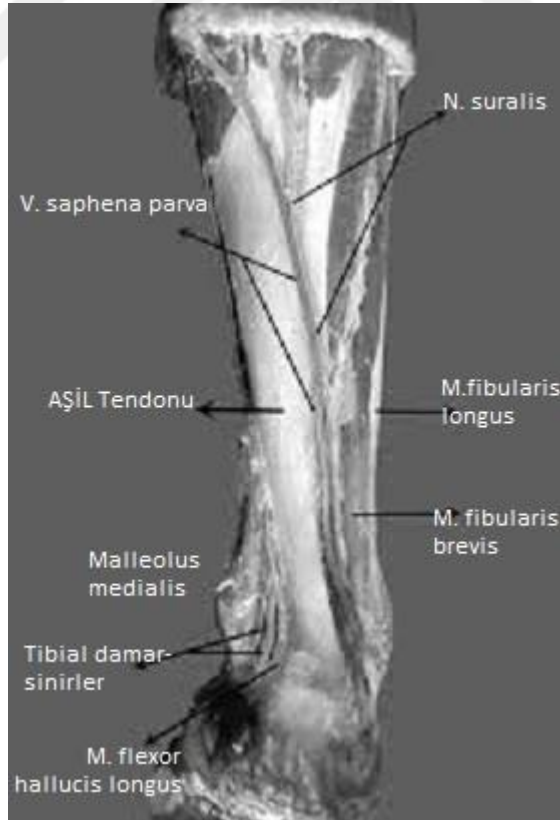
Triseps surae kası aşıl tendonu ve aponevros ile oldukça uyumlu, kalkeneus üzerine eklenen '*pennat fasikiil*'lere sahiptir. İnsan lokomotor çalışmaları, artan lokomasyon hızı ile değişen triseps surae kas-tendon ünitesi fonksiyonuna ilişkin bilgiler sağlamıştır. Yukarıdaki çalışmalara destek olarak, kasta artan işin, hız artışı gerektirdiği tahmin edilmektedir (47).

Yürüme basitçe duruş (stance) ve sallanma (swing) fazları diye iki fazdan oluşmaktadır. Duruş fazı boyunca ayak yere tam temas halindedir. Sallanma safhasında ise ayak yerden kalkar ve öne doğru yaylanır. Sallanma fazı üç aşamada incelenebilir, sırasıyla, (temas (supinasyon), orta-duruş (mid-stance) ve ileriye sürüklenme (propulsion) şeklinde). Temas fazda öncelikle topuk yere temas eder ve ayağın geri kalanının yere değmesi ile bu aşama tamamlanır. Orta-duruş fazı, ayağın tamamının yere temas etmesiyle başlar. İleriye sürüklenme aşaması da topuğun yerden kalkmasıyla başlar ve parmakların yerden kalkmasıyla sona erer. Bu son iki aşama özellikle ayak bileğinin esas plantar fleksörleri olan triseps surae kası tarafından kontrol edilmektedir (51, 52).

Duruş fazının sonunda, Aşil tendonu'ndaki kas geriliminin vücut ağırlığının yaklaşık %250'si kadar olduğu belirtilmektedir. Koşma sırasında bu yük, 6-8 kat kadar daha artmaktadır. Bu, neredeyse tendonun kaldırabileceği tüm güç kadardır (53).

Orta-duruş fazında ayak pronasyondadır. Bu pronasyon, tibia üzerinde bir internal rotasyona neden olur. Böylece triceps surae kası aktifleşir. Kasın aktifleşmesi gerici bir güç oluşturur ve ayak plantar fleksiyona ve inversiyona geçer. Ayak pronasyonda ve diz ekstansiyondayken yapılan inversiyon Aşil tendonu'ndaki gerimi artırır ve bu gerim kalkaneusta sonlandığı yere kadar yayılır (54).

Aşil tendonu yüzeysel bir yapı olduğu için sadece yüzeysel sinirlerle ilişkisi vardır. Yüzeysel bir sinir olan sural sinir, bacağın arka kısmının ve ayak sırtının lateralinin duyusal innervasyonundan sorumludur. Aşil tendonu'nun arkasında ilerler ve sıklıkla küçük safen ven (v. saphena parva) tarafından eşlik edilir (55, 56), (Şekil 2.11).

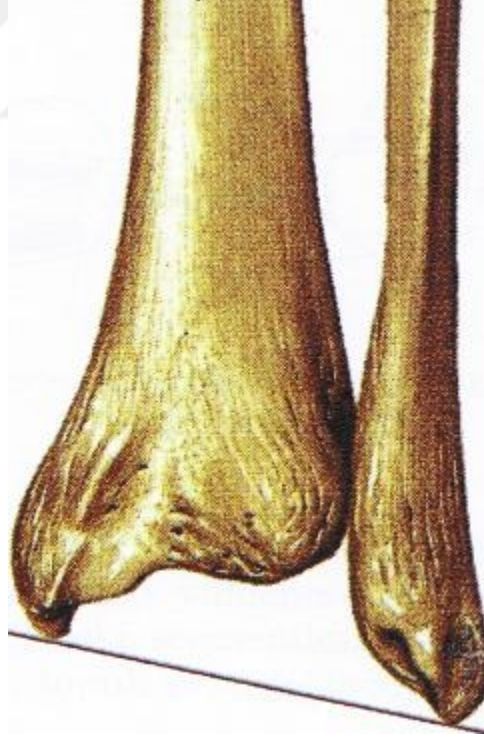


Şekil 2.11: Aşil Tendonun Genel Görünüşü (57, 58).

2.3. Ayak Bileğinin Biyomekaniği

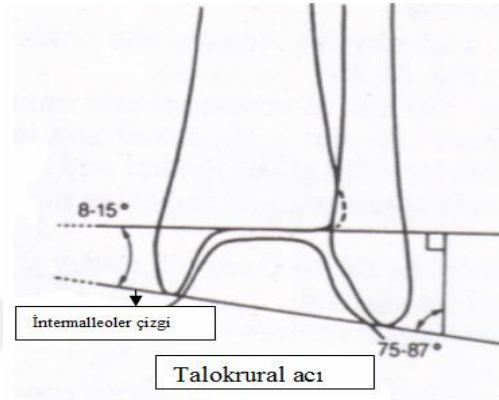
Ayak bileği eklemi, alt ekstremite distalinde bulunan menteşe tipi eklemdir. Fakat biyomekanik incelemede ayak, alt ekstremite içerisinde tek başına değerlendirilmez. Çünkü hareket tüm vücudu ilgilendirir, hareket sırasında alt ekstremite bütün olarak rol alır. Ayak ve ayak bileği vücudun etkin ve en az enerji harcanarak hareket ettirilmesi için, diğer alt ekstremite eklemleri ile birlikte çalışır. Ayak bileği-ayak segmenti, dik postürün korunabilmesi için gerekli tabanı sağlar, ayağın kaldırılmasını ve itme hareketini kolaylaştırır. Denge adına, meydana gelen rotasyonel hareketleri ile üstteki eklemlerle alttaki düzgün olmayan zemin arasında uyumu sağlar (28, 31).

Ayak bileği ekleminin rotasyon eksenini malleollerin alt ucundan geçer, bu eksen aynı zamanda ayak bileğinin mekanik eksenini ifade eder (59, 60), (Şekil 2.12).



Şekil 2.12: Ayak Bileğinin Mekanik Eksenini (32).

Ayak bileğinin gerçek eksenini, eklem yüzeyine göre daha obliktir. Tibial plafond eklem yüzeyi koronal planda tibia orta hattına rölatif olarak, ayak bileği eksenine ters doğrultuda yaklaşık 3° (2° - 10°) valgus açılanması gösterir. Koronal planda tibial plafond eklem yüzeyi ile ayak bileği arasındaki 8° - 15° 'lik talokrural açı, normal lateral malleol diziliminin belirleyicisidir (40), (Şekil 2.13).



Şekil 2.13: Talokrural Açı (61).

2.4. Vücut Kompozisyonu

Vücut kompozisyonu, genellikle, vücuttaki yağ dokusu ve yağsız dokuların, vücut ağırlığına olan yüzde oranları olarak tanımlanır. Fiziksel aktiviteleri değerlendirmek için sık kullanılan önemli bir parametredir (62).

Vücut kompozisyonunu değerlendirmek için laboratuvar ortamında ve alan çalışmalarında kullanılan farklı yöntemler vardır. İnsan vücut kompozisyonunu belirleme çalışmaları 1940'lı yıllarda A.R. Behnke'nin öncü araştırmaları ile başlamıştır. Vücut kompozisyonunu değerlendiren yöntemlerin çoğu vücudun kimyasal olarak birbirinden farklı olan iki ayrı bileşenden oluştuğu esasına dayanır. Bu model, iki bileşenli model olarak bilinmektedir. Bu bileşenler yağ dokusu ve yağsız vücut dokuları olarak tanımlanır. Bu dokuların kimyasal bileşimleri şöyledir: Yağsız vücut dokuları 37°C ısıda 1.1 g/cc dansitede olup, %72-74 su ve yaklaşık %60 potasyum içermektedir (erkeklerde %60-70 mmol, kadınlarda %50-60 mmol).

Yağ dokusu ya da depolanmış trigliserit ise 37°C ısıda 0,900 g/cc dansitede olup, su ve potasyum içermez (63). Bundan dolayı yağ dokusu ve yağsız vücut dokusu belirlenmesi çalışmalarında potasyum sık kullanılır (64).

Vücut kompozisyonu araştırmaları biyoloji biliminin bir koludur ve kendi içinde üç grupta incelenir. Bu alanlar; vücut kompozisyon düzeyleri, vücut kompozisyonunun ölçme teknikleri ve vücut kompozisyonunu etkileyen biyolojik faktörlerdir. Vücut kompozisyonunun düzeylerini incelerken en basitten en karmaşığa doğru incelemek amaçlanmış ve bunun sonucunda şu sıralama ortaya çıkmıştır: Atomik Model, Moleküler Model, Hücresel Model, Doku Modeli ve Tüm Vücut Modeli. Beş düzeye sahip olan bu model vücut kompozisyonunun içeriğini açık ve kesin bir şekilde tanımlar, vücut kompozisyonu çalışmalarında kullanılabilen yeni yollar açar ve önemli araştırma alanları önerir (65). Wang ve ekibinin önerdiği bu beş düzeye sahip model, anlaşılması kolay olduğu için oldukça ilgi çekmiştir. Bu modele göre her düzeyin farklı biyokimyasal ve fizyolojik özellikleri vardır. Ancak birlikte bir bütün oluştururlar ve sabit bir fonksiyon için ortak çalışırlar (66).

Vücut kompozisyonunu değerlendirmede kullanılan, dört bileşenli model diye bilinen bir model daha vardır. İnsan vücudunu dört farklı kimyasal gruba ayırarak inceler, sırasıyla, (su, protein, mineraller ve yağlar) (63).

2.4.1. Vücut Kompozisyonu Ölçme Yöntemleri

Vücut kompozisyonu vücut yağ düzeyini belirlemek için kullanılır. Bu çalışmalarda en çok kullanılan model iki bileşenli modeldir. İki bileşenli model kapsamında kullanılan, vücut kompozisyonu ölçme yöntemlerinden bazıları şunlardır:

- İşaretlenmiş eritrosit injeksiyonu.
- Plazma hacmini belirlemeye yarayan isotop dilusyon yöntemleri.
- Su altı tartma yöntemi.
- Vücuttaki potasyumu ölçme yöntemi.
- DEXA (Dual Energy X-ray Absorbtiometry) ile yapılan mineral ölçümleri.
- Antropometrik yöntemler.
- Radyolojik yöntemler.

Bu yöntemlerin temel dayanağı, vücut kompozisyonunun iki ayrı bileşenden oluştuğu düşüncesidir (66).

Yöntemler, vücut kompozisyonunu hesaplama şekline göre de direkt, indirekt ve çift indirekt olarak üç gruba ayrılırlar (67, 68).

i. Direkt Yöntemler; vücudun kimyasal yapısını doğrudan belirleyen yöntemlerdir (ör: nekropsî çalışmaları ve in vivo nötron aktivasyon yöntemi).

ii. İndirekt Yöntemler; vücut kompozisyonunu değerlendirmek için, nekropsî çalışmalarından elde edilen bulgulardan yararlanılarak saptanan formülleri kullanan yöntemlerdir (ör: dansitometre, total vücut suyu, total vücut kalsiyumu, bilgisayarlı tomografi).

iii. Çift İndirekt Yöntemler; bir indirekt yöntemden elde edilen bulgular ile belirli bir parametre arasında olan istatistik ilişkilere dayanır (ör: antropometrik ölçümler, infraruj absorpsiyometrisi, ultrason ile deri kıvrım kalınlığı ölçülmesi, serum kreatinini, biyoelektrik empedans).

Direkt yöntemlerden çift indirekt yöntemlere doğru gittikçe, yöntemin invazif olma özelliği ile birlikte doğruluk derecesi de azalma göstermektedir (68).

2.4.2. Antropometrik Ölçümler

Antropometri, insan vücudunun genişlik, yükseklik, ağırlık, çevre ölçümleri gibi farklı boyutları ile ilgilenen özel bir bilim dalıdır. Ölçüm teknikleri şu şekilde sıralanabilir (64):

- Yükseklik ölçümleri.
- Vücut ağırlık ölçümleri.
- Çevre ölçümleri.
- Çap ölçümleri.
- Deri kıvrım kalınlık ölçümleri.

2.4.2.1. Yükseklik ve Ağırlık Ölçümleri

Antropometrik ölçümler içerisinde en sık kullanılanları, boy uzunluğu ve vücut ağırlığı ölçüm teknikleridir. Vücut ağırlığıyla boy uzunluğu arasındaki ilişki çeşitli yöntemlerle araştırılmaktadır ve en çok kullanılan yöntem, her boya uygun kilo değerinin verildiği tablolardır. Boy/kilo tablolarına ek olarak, bu değerlerle ilişkili çeşitli indeksler önerilmiştir (Quetelet İndeksi, Ponderal İndeksi, Broca İndeksi, Röhrer İndeksi ve Benn İndeksi) (66). En çok kullanılan indeks ise, yaygın adı ‘Vücut Kitle İndeksi’ (VKİ) olarak bilenen Quetelet İndeksi’dir (64).

$$\text{VKİ} = \text{Vücut ağırlığı (kg)} / \text{boy}^2 (\text{m}^2)$$

VKİ’nin, her iki cins için de ideal vücut ağırlığını gösteren değeri 20-25 kg/m² arasındadır (69). Metropolitan tablolarından alınan (1983) ortalama VKİ değerleri, erkekler için 22,4 kg/m² ve kadınlar için de 22,5 kg/m²dir. VKİ değerlerine göre vücut kompozisyonu dört derecede değerlendirilir:

- Grade 0: <25 kg/m²
- Grade I: 25-29,9 kg/m²
- Grade II: 30-39,9 kg/m²
- Grade III: ≥40 kg/m²

Bu derecelendirmeye göre Grade 0’ da olan kişilerin VKİ değerleri 18,5’ un altında ise *zayıf*, 18,5-24,9 arasında ise *normal*, Grade I’ dekiler *fazla kilolu*, Grade II’ dekiler *obez* ve Grade III’ dekiler *ileri derecede obez* olarak değerlendirilirler (70, 71).

2.4.2.2. Deri Kıvrım Kalınlığı Ölçümleri

Deri kıvrım kalınlıkları ile ilgili ölçümler *plikometri* olarak bilinir, vücut kompozisyonunu belirlemek için en yaygın kullanılan yöntemlerden olup, araştırmalarda deri kıvrım kalınlığı ölçümleri kullanılarak hesaplanan vücut kompozisyonu tahminleri ile sualtı tartma yöntemi ile belirlenen değerler arasında korelasyon olduğu görülmüştür.

Ölçümün kullanılma gerekçesi, toplam vücut yağ miktarının %50' sini deri altı yağ dokusunun oluşturmasıdır (62).

Ölçümler kısıkaç tipi kalibre ile başparmak ve işaret parmağın, deri ve deri altı yağ dokusunun tutulması, doğal deri katlanması yönünde ve kas dokusundan uzağa çekilmesi ile yapılır. Derinin çift kat kalınlığı ve derialtı yağ dokusu, kalibrenin göstergesinden milimetre (mm) cinsinden okunur (72). Aletin kısıkaç kolları deri üzerinde sabit bir basınç yapar, bu basınca bağlı olarak ölçüm yapılan yerdeki doku zamanla sıkışır. Doğru sonuçlar için, aletin kısıkaç uçlarıyla deri ve deri altı yağ dokusu tutulduktan sonraki birkaç saniye içinde kalibrenin göstergesindeki değer okunmalıdır (63). Her bölgenin ölçümü en az iki kere yapılmalı, iki veri arasındaki fark %5'den fazla ise ölçüm tekrarlanmalıdır (72). Ölçümlerin tamamı vücudun sağ tarafından yapılmalıdır. Kaliperin kısıkaç uçları, başparmak ve işaret parmağı ile tutulan yerin 1 cm kadar uzağına, katlantının tabanı ile kenar arasındaki mesafenin tam orta noktasına yerleştirilmelidir. Eğer ölçümün tekrarlanması gerekirse, ölçüm yapılan bölgeye, derinin toparlanıp tekrar kendi doğal kalınlığına ulaşması için bir miktar süre verilmelidir (62). Deri kıvrım kalınlığı ölçümü yapılan vücut bölümleri ve ölçüm şekillerinin tanımları Tablo 2.1' de verilmiştir.

Deri ve deri altı yağ dokusu bazı kişilerde sıkı olmasına rağmen bazılarında daha gevşek bir yapıya sahiptir. Bu yöntemle, iki kat deri tabakası ve deri altı yağ dokusu ölçüldüğü için gevşek olan dokulardan elde edilen değerlerle sıkı olan dokulardan elde edilen değerler arasında fark olur, böylece deri kıvrım kalınlığı ölçümlerinin sonuçları kullanılarak hesaplanan vücut kompozisyonu değerlerinde hata çıkma olasılığı artar (63).

Deri kıvrım kalınlığı değerleri kullanılarak vücut yoğunluğunun hesaplandığı, bağımsız elemanlarını, vücudun değişik bölgelerinden alınan deri kıvrım kalınlığı değerleri, yaş, cinsiyet ve bazı vücut yağ yoğunluklarının oluşturduğu denklemler geliştirilmiştir. Vücut yoğunluğunu hesaplamayı amaçlayan ve erkeklerde yedi bölgenin deri kıvrım kalınlığı değerlerinin toplamının logaritmasını, yaşı, el bileği ve önkol çevresini, kadınlarda ise üç bölgenin deri kıvrım kalınlığı değerlerinin toplamının logaritmasını, yaşı ve kalça çevresini bağımsız değişken olarak kullanan farklı bir yöntem de vardır (62, 63).

Tablo 2-1: Deri Kıvrım Kalınlığı Ölçümleri Yapılan Vücut Bölümleri (62, 72);

Ölçüm Yeri	Tanımı
Submandibula	Çene altında, gnathionun 2 cm arkasından median düzlemde yapılan katlantı ölçülür.
Triseps:	Kolun arka orta çizgisi üzerinde, akromion ve olekranon çıkıntıları arasındaki mesafenin orta noktasında yapılan dikey katlantı ölçülür.
Biseps:	Kolun ön orta çizgisi üzerinde, akromion ve olekranon çıkıntıları arasındaki mesafenin orta noktasından, biseps kası üzerinden yapılan dikey katlantı ölçülür.
Subskapular:	Skapula'nın alt ucunun 1-2 cm aşağısından, yaklaşık 45°lik açıyla yapılan diagonal katlantı ölçülür.
Suprailiak:	Ön aksiler çizgiyle spina ilaca anterior superior (SIAS)'un kesiştiği noktanın hemen üzerinden, crista iliaca'nın doğal açısıyla yapılan diagonal katlantı ölçülür.
Uyluk Ön Yüzü:	Uyluğun ön orta çizgisi üzerinden, patellanın üst kenarı ile ligamentum inguinale arasındaki mesafenin orta noktasından yapılan dikey katlantı ölçülür.
Baldır İç Yüzü:	Baldırın en kalın yerinin medial kenarından yapılan dikey katlantı ölçülür.
Abdomen:	Göbek deliğinin 2 cm sağ tarafından yapılan dikey katlantı ölçülür.
Göğüs:	Ön aksiler çizgi ile meme ucu arasındaki mesafenin erkeklerde ilk yarısından ve kadınlarda üçte birlik kısmından yapılan diagonal katlantı ölçülür.
Midaksilla:	Midaksillar çizgi üzerinde, sternumun ksifoid çıkıntısı hizasından yapılan dikey katlantı ölçülür.

Vücut yapı ve kompozisyonunun atletik performans üzerinde önemli etkisi olduğu, egzersizin de vücut kompozisyonunu değiştirecek bir potansiyele sahip olduğu bilinmektedir. Birçok performansta, vücut yağ oranının yüksek olması kuvvet, çeviklik ve esnekliğin azalmasına neden olabilmektedir (73).

2.5. Esneklik

Esneklik (fleksibilite), Latince ‘flectere’ ya da ‘flexibilis’ kökenli, çalışmalarda farklı tanımları ile kullanılan bir terimdir. Eklem hareket genişliği (ROM) terimiyle eş anlamlı (sinonim) olarak kullanıldığı da görülmektedir. Hareket serbestliğinin göstergesi olarak da ele alınmıştır (74).

Goldhwait, Metheny’e göre; ‘amaçlanan hareketin gerekli olan hızda ve geniş bir açı içerisinde başarılabilmesi’, Halvorsan’a göre; ‘aktif ve pasif gerilmelere cevap olarak normal eklem ve yumuşak dokuların hareket genişliği’dir. Martin’e göre ise; ‘eklemlerin, her yönde optimal derecede hareket edebilme yeteneği’dir (75). Bompa, ‘hareketleri büyük bir genlikte uygulama yetisi’, Sevim ise hareketliliği; ‘hareketi, eklemlerin müsaade ettiği oranda, geniş bir açıda ve değişik yönlerde uygulayabilme yeteneği’ olarak tanımlar (76).

Esneklik, genelde, bir eklem etrafındaki hareket ve hareketin serbestliği şeklinde tanımlanır. Esneklikte bireysel farklılıklar, kasın esnekliği ve eklemi çevreleyen bağları etkileyen fiziksel özellikler ile ilişkilidir (77). Vücut bölümlerinin hareketlerini gerçekleştiren kaslar ve eklemlerin işlevsel özelliklerinin bütünü, aktif ve pasif olarak olası en büyük genişlikte hareketleri tamamlama kapasitesidir (78).

Esneklik, atletik performans ve kişinin günlük işlerini verimli ve etkili yapabilmesinde önemli rol oynar, yaralanma potansiyelini azaltmada, fiziksel aktivite ve sportif performansı geliştirmede önemli bir faktördür. Kas-iskelet yaralanmasından sonra rehabilitasyonuna da yardımcı olabilir (79).

Genelde esneklik kas için kullanıldığında, yumuşaklık, bükülebilirlik, aktiflik yeteneği olarak anlaşılır (74). Eklem için kullanıldığında ise tendon ve bağların, eklem kapsüllerinin esnekliğini içerir (80).

2.5.1. Esneklik Sınıflandırması

Üç farklı şekilde sınıflandırılır:

i. Aktif ve Pasif Hareketlilik; herhangi bir dış yardım alınmadan, kas aktivitesi ile hareketin uygulanması aktif, dış kuvvetlerin etkisiyle daha büyük eklem hareketliliğine ulaşması ise pasif hareketliliktir (81).

ii. Dinamik ve Statik Hareketlilik; ekleme yük verilirken ya da verilmediği durumda eklem durumu belli bir süre korunursa statik hareketlilik, belirli ritim ve hızda gerçekleşen ve eklem pozisyonunda hareketli olduğu ture de dinamik hareketlilik denir (82).

iii. Genel ve Özel Hareketlilik; omuz, kalça ve omurga eklem sistemi gibi üç önemli eklem sisteminde, sağa sola diagonal salınımları içeren genel, hareket akışı içerisinde kullanılan izole eklemlerin çalıştırılması ise özel hareketliliktir (82).

2.5.2. Esnekliği Etkileyen Faktörler

Esnekliği etkileyen faktörler şunlardır (83):

- Eklem yapısı
- Fazla yağ dokusu
- Eklem kapsülü
- Kaslar ve fasya
- Tendonlar ve ligamentler
- Deri
- Vücut tipi
- Fiziksel aktivite
- Günün saatleri ve ortam ısısı
- Yaş ve cinsiyet farkı

Spor dallarında performansta biyomotor yeteneklerden en belirleyici olan esneklik, sportif faaliyetin yapılmasında; sportif faaliyetin başarılı bir şekilde yapılması da esnekliğe bağlıdır.

Esneklik kişiden kişiye göre değişir, bu değişimin temel sebebi ise kişinin doğuştan gelen fizyolojik yapısına bağlıdır (örn: ince kemikli ve uzun kaslı kişiler, iri kemikli ve kısa kaslı kişilere oranla daha esnektir).

Esneklik çeşitli yapısal sınırlılıklara bağlıdır. Bunlar; kemikler, kaslar, eklem tipisi ile ilgili olmaktadır (84).

2.6. Anaerobik Performans Düzeyi

Anaerobik performans düzeyi, içinde kısa süreli-yüksek şiddetli patlayıcı güç gerektiren yüklenmelerin bulunduğu, sıçramalar, atlamalar, atmalar, kısa ve uzun sprintlerin yer aldığı spor dallarında başarı için önemli bir etkidir. Anaerobik performansın iki bileşeninden birisi olan **anaerobik güç**, patlayıcı tarzdaki yüklenmelerde birim zaman için üretilebilen en yüksek güç miktarıdır (85, 86).

Anaerobik güç, en kısa sürede, belirli bir mesafe boyunca güç üretme çabası olarak, anaerobik kapasite ise toplam işin birim zamandaki miktarı olarak tanımlanmaktadır (74). Sportif faaliyetlerde egzersizin şiddeti ile orantılı olarak kullanılan enerji yolunda farklılıklar gözlenir, yoğun şiddette devam eden kısa süreli egzersizlerde enerjinin elde edilmesi oksijen yetersizliğinden dolayı anaerobik yoldan gerçekleşir (87).

Anaerobik performansın diğer bileşeni olan **anaerobik kapasite** ise, üretilen bu gücün belirli bir zaman süreci için korunabilmesi ya da baskın olarak anaerobik metabolizma yolu ile yapılabilen toplam iş miktarı olarak ifade edilir (85, 86).

Spor bilimleri alanında çalışan pek çok araştırmacı için anaerobik performans popüler fizyolojik kavramlardan biri olmuştur. Araştırmaların ilgi odağı olan anaerobik performans kavramı, kısa süreli yüksek şiddet içeren kas aktiviteleri için performans göstergesidir (88, 89).

Anaerobik gücün ölçümü için birçok laboratuvar ve saha testi kullanılmakta, testlerin güvenilirlikleri, yeniden test edilebilirlikleri farklılık göstermektedir. Bouchard ve arkadaşları (1991) çalışmalarında, anaerobik kapasitenin değerlendirilmesinde kullanılan 17 değişik laboratuvar testi saptamışlar, testlerin güvenilirlik katsayıları 0.76-0.98 arasında vermişlerdir (89).

Test sonuçlarının değerlendirilmesinde de bazı zorluklarla karşılaşmaktadır. Mutlak değerler olarak verilen sonuçlar, vücut ağırlığının kilogramı başına, vücut yüzey alanının m²'si başına, yağsız vücut ağırlığının kilogramı başına, ekstremiter kas kütlesi oranına veya başka bazı kriterlere göre yorumlanabilmektedir. Bu durumdan dolayı, sonuçların standardizasyonu açısından problem yaşanmaktadır (90). Kişisel anaerobik performansın ölçümü için çok sayıda metot denenmesine karşın, Wingate Anaerobik Güç Testi diğer testlere oranla daha çok kullanılmaktadır (91).

2.7. Denge

Denge, dik postürün sağlanabilmesi için duyuşal girdilerin düzenlenmesi, algılanması ve planlanmış hareketin açığa çıkarılması ile ilişkili karmaşık bir yapıdır. İstirahatte ve aktivite sırasında yerçekimi merkezini destek yüzeyinde tutabilmek için gerçekleştirilen postüral uyum şeklinde de tanımlanmaktadır (92, 93).

Denge; lokomotor sistemin, statik ve dinamik olarak uyum içinde çalışabilmesidir. Denge merkezi; sabit şekilde dururken veya hareket halindeyken ağırlık merkezini dayanma düzlemi içinde düşürerek dengede kalmamızı sağlar. Denge Santral Sinir Sistemi (SSS) yoluyla sağlanır, periferik çeşitli organlardan gelen bilgiler SSS'de hazırlanır, değerlendirilir ve bazı refleksler yoluyla denge sağlanır (94).

Günlük yaşam aktiviteleri ve sportif performansın önemli bir komponenti olan denge, tüm sportif aktivitelerde keskin bir rol oynar. Araştırmalar sonucunda; oturma, ayakta durma ve yürüme gibi durumlarda postural kontrol ve dengenin önemli rolü olduğunu ileri sürülmektedir (95).

Gövde ve destek yüzeyinin sabit olması durumunda '*statik denge*'den, destek yüzeyinin veya gövdenin hareketli olması durumunda ise '*dinamik denge*'den söz edilir (96).

Statik denge; minimal bir hareket ile ana desteği sürdürülebilme yeteneğidir. Dinamik denge; stabil pozisyonu devam ettirmek ya da stabil olmayan bir zeminde dengeyi sürdürmek, geri kazanmak için gösterilen performans yeteneğidir.

Her iki denge türü de; çeşitli kas iskelet sistemi problemleri sonucu bozulmakta, kişilerin düşme eğilimlerinin artmasına neden olarak, yaşam kalitelerini olumsuz etkilemektedir (97).

Denge adına gerekli bilgiler düzenli olarak 3 ayrı sensoriyel sistemden sağlanır:

- Vizüel sistem
- Somatosensoryel sistem (kas, tendon, eklem ve iç organlardan gelen duyular)
- Vestibüler sistem (98-100).

2.7.1. Vizüel Sistem

Gözler vasıtasıyla, proprioseptif sistem de kas, eklem ve tendonlar aracılığıyla elde edilen duyuların merkezi sinir sistemine (MSS) gönderilmesini sağlayarak dengenin oluşmasında rol oynarlar (94).

Dengeyi sağlayabilmesi için, SSS'nin ihtiyacı olan en güvenilir veriler görsel inputlarla sağlanır, retinal reseptörler ve optik sinir aracılığıyla organizmanın çevresine ilişkin gerekli bilgiler, oksipital lobtaki görsel kortekse iletilir. Görsel sistem yoluyla alınan çevreyle ilişkili inputlar sayesinde, yer ve makana göre çevresel oryantasyonun sağlanmasının yanı sıra, istemli ve istem dışı göz hareketleri düzenlenir.

2.7.2. Somatosensoryel Sistem

Hareketli organizmada sürekli ayarlamaları yapan ikinci önemli veriler ise proprioseptif veya derin duyuşsal inputlardır. SSS; vücudun ve özellikle ekstremitelerin hareketinden ve konumundan haberdar olmayı ve değişen pozisyonlara göre en dengeli konumu sağlamayı amaçlar. Ayak taban derisi, antigravite kaslar ile diz ve ayak eklemlerinde bulunan somatosensoryel reseptörler, buldukları eklem ve kaslardaki yerçekimi, pozisyon, yüzey, uzunluk ve harekete ilişkin verileri iletmek üzere özelleşmiştir. Proprioseptif sistem, organizmaya en dengeli konumunu sağlayabilmek için, deri, eklem, kas ve tendonlardan alınan inputlar aracılığıyla yerçekimine karşı çalışarak dik duruşu sağlayan eklem ve kasların pozisyon, uzunluk ve gerginliğinin ayarlanmasını sağlar (101).

2.7.3. Vestibüler Sistem

Dengeyle ilgili SSS'ne iletilen üçüncü veri grubu ise vestibüler inputlardır (101) ve dengeyi sağlamada 3 görevi olduğu kabul edilir.

1. Başın angüler ve lineer hareketlerini, hareketlerdeki hızlanma ve yavaşlamaları SSS'ne iletmek.

2. Göz kaslarını kontrol etmek, vizüel oryantasyonun sağlanmasına yardımcı olmak.

3. İskelet kaslarının tonusunu kontrol etmek (102).

2.7.4. Üst Merkezler

Dengeye katkısı olan üst merkezler serebellum, bazal ganglionlar ve kortektir (103-105). Serebellum, hareketlerin düzgün, amaca uygun kuvvette ve bir koordinasyon içinde yapılmasını, statik ve dinamik postürün sağlanmasını, karmaşık motor hareketlerin öğrenilmesini ve düzenlenmesini organize eden bir merkezdir. Yapılmak istenen hareketle ilgili olarak serebral korteksten, yapılmakta olan hareketin performansı ile ilgili olarak da periferden bilgi alır ve bu bilgileri değerlendirerek inen motor yollar (traktus kortikospinalis ve traktus rubrospinalis) ile bağlantısı sayesinde, hareketin amaca uygun ve düzgün bir şekilde yapılmasını sağlar (104). Serebellumun özellikle *'flocculonodüler lobu'* denge ile ilgilidir, nodülüsün çıkarılmasının hemen hemen tam bir denge kaybına, flocculusun çıkarılmasının ise geçici bir denge kaybına yol açtığı ileri sürülmüştür. Flocculonodüler lob vestibüler nükleuslarla olan bağlantıları nedeniyle göz hareketleri ve vücut dengesinden sorumludur. Çalışmalar, flocculonodüler loblardan birinin veya her ikisinin lezyonunun kişiye sürekli bir dengesizlik hissi verdiğini göstermiştir. Lezyona uğrayan alanlardan çıkan impulsların denge ile ilgili bilgiler şeklinde kortekse gönderilmeden önce retiküler nükleuslarda bilinç dışı olarak entegre edilmesinden ileri gelmektedir (106).

2.7.5. Otomatik Postüral Cevaplar

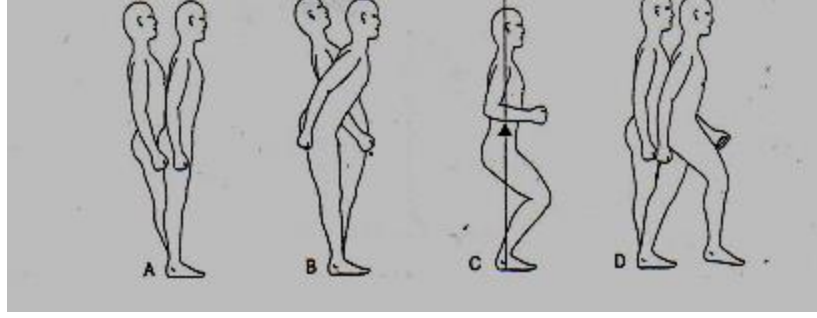
Yaygın olarak kullanılan dört otomatik postüral cevap ya da strateji tanımlanmıştır (107), (Şekil 2.14).

i. Ayak Bileği Stratejisi; ayak bileği ve ayaklardan postüral salınımın kontrolü olarak tanımlanır. Vücut ayak üzerinde bir bütün olarak hareket ederken baş ve kalça aynı zamanda aynı yöne doğru hareket gerçekleştirir. Kas kasılma paternleri distalden proksimale doğrudur (ör. gastrocnemius, hamstring ve paraspinaller). Bu strateji salınımın küçük, yavaş ve orta hatta yakın olduğu durumlar içindir ve vücudun stabilizasyonunda salınım karşı koyan kuvvetlerin üretilebilmesi için yüzeyin yeterince geniş ve stabil olduğu durumlarda ortaya çıkar (107).

ii. Kalça Stratejisi; postüral salınımın kontrolünün, pelvis ve gövdeden yapılmasıdır. Baş ve kalça vücudun bölümleriyle zıt yönde hareket eder ve kas kasılma paternleri proksimalden distale doğrudur (ör. abdominaller, quadriceps, tibialis anterior). Geniş salınımlı, hızlı ve stabilitenin sınırına yakın olduğu ya da yüzeyin etkin karşı-basınca izin veremeyecek şekilde dar ve unstabil olduğu durumlarda gözlenir (107).

iii. Suspansiyon Stratejisi; gravite merkezinin bilateral alt ekstremite fleksiyonu veya hafif bir çömelme hareketi ile destek yüzeyi arasındaki mesafenin kısaltılması ile gravite merkezini kontrol etme görevi kolaylaşır. Rüzgar sörfünde olduğu gibi stabilite ve mobilitenin kombine edilmesi gereken durumlarda kullanılır (107).

iv. Adım Alma ve Uzanma Stratejileri; gravite merkezi başlangıçtaki destek yüzeyini aştığında, aktif ekstremite ile yeni bir destek yüzeyi oluştururken ayaklarla adım atma ve kollarla uzanma olarak tanımlanır (107).



Şekil 2.14: Otomatik Postüral Cevaplar (107).

2.7.6. Dengeyle İlgili Temel Refleksler

- Vestibülo-oküler refleks (VOR); başın hareketi sırasında net görmeyi sağlayan göz hareketlerini oluşturur.
- Vestibülo-spinal refleks (VSR); baş ve gövdeyi stabilize eder, düşmenin önlenmesi ve postural stabiliteyi sağlamak için kompensatuar vücut hareketlerini oluşturur (108).

2.7.7. Dengenin Değerlendirme Yöntemleri

Postüral kontrol, sinir sisteminde geniş bir dağılım gösterdiği için, denge bozukluğunun değerlendirilmesi kolay değildir (109). Postüral stabilite ve kontrolün değerlendirilmesi ile denge problemlerinin insidansı ve prevalansı hakkında bilgi sağlanır, denge bozukluğuna neden olan faktörlerin belirlenmesine olanak verir, uygun tedavi yaklaşımlarının planlanması ve düşme risklerinin tahmin edilmesine olanak verir (107).

Nöromusküler koordinasyon gerektiren hareketler için postüral kontrol ve denge reaksiyonları gereklidir, denge ve koordinasyon hareketin birbirini tamamlayan komponentleridir (110).

Özellikle pek çok kasın katıldığı kompleks hareketlerde, iyi bir performans için agonist kaslar konsentrik kontraksiyon yaparken, antagonistler ekzentrik kontraksiyon yaparak harekete izin verir.

Bu sırada sinerjistik kaslar asıl harekete kuvvet yayılımı yapar, fiksatorler de ekstremitenin uygun postürde kalmasını sağlar. Bu sebepler, koordinasyonun ve dengenin oluşumu için her bir kasın tek tek ve eklem çevresindeki birden fazla kasın kontrolü gerekli olduğunu gösterir (110).

Ölçülebilen çeşitli fizyolojik denge komponentleri şunlardır: (109, 111).

i. Duyusal;

- Görme fonksiyonu
- Kontrast duyarlılık
- Derin algı
- Görme sahaları

ii. Somatosensorial;

- Proprioseptif duyu
- Vibrasyon

iii. Vestibüler

iv. Merkezi fonksiyon;

- Postüral strese karşı elektromyografik yanıtlar
- Kassal yanıtların uygunluğu

v. Motor;

- Kas kuvveti
- Normal eklem hareket sınırı

Denge bozuklukları hem düşmeyle ilgili yaralanmalara sebep olabilecek fiziksel fonksiyon hem de etkinlik kısıtlamalarına yol açarken, sosyal izolasyona neden olan düşme korkusunu oluşturabilecek sosyal fonksiyonlar ile ilgili de ciddi problemler yaratabilmektedir (112).

Literatürde denge ile ilgili problemleri değerlendirmek amacıyla geliştirilmiş pek çok yöntemin bulunduğu görülmektedir. Bu yöntemler klinik, fonksiyonel ve bilgisayar destekli testler olmak üzere üç ayrı kategoride incelenebilmektedir.

i. Klinik Denge Testleri; statik ve dinamik denge değerlendirmeleri kolay ve hızlı uygulama imkanı sağlayan yöntemlerdir

- Statik denge değerlendirmesi; hareketsiz dik duruş pozisyonunu koruyabilmenin ölçüldüğü yöntemdir. **'Romberg'** testinde kişinin gözleri kapalı ve ayakları paralel olacak şekilde durması ve bu pozisyonu belirli bir süre devam ettirmesi beklenir (113). **'Sürekli duruş testleri'** ise farklı ayak pozisyonları (açık, yan yana, birbiri ardında yerleştirilmiş ve tek bacakta duruş) kullanılarak gözler açık veya kapalı olacak şekilde, pozisyonları belli bir süre koruyabilmenin değerlendirildiği yöntemlerdir. Testler sırasında artmış postüral salınım, denge kaybı ya da adım alma gibi tepkilerin varlığı gözlemlenir (114, 115).

- Dinamik denge değerlendirmesi; dik duruş pozisyonunda anteriposterior veya mediolateral yönlerde ağırlık aktarabilme becerilerini değerlendiren yöntemdir. **'Fonksiyonel ve Lateral Uzanma Testleri'** ayakta duruş pozisyonunda ayaklar sabit olacak şekilde, sırasıyla öne ve yana doğru uzanma mesafesinin ölçülmesidir (116, 117). Ayrıca **'Yıldız Dinamik Denge Testi (YDDT)'** de dinamik dengenin değerlendirilmesinde kullanılan bir yöntemdir.

ii. Fonksiyonel Denge Testleri; kişilerin denge becerileri gerektiren çeşitli aktiviteler sırasındaki performans düzeylerini belirlemeye yarayan ölçüm yöntemleridir. Sıklıkla kullanılan testler:

- **Sürekli Kalk ve Yürü Testi;** belirli bir mesafenin ne kadar sürede yürünüldüğünü kaydeden bir yöntemdir (118, 119).

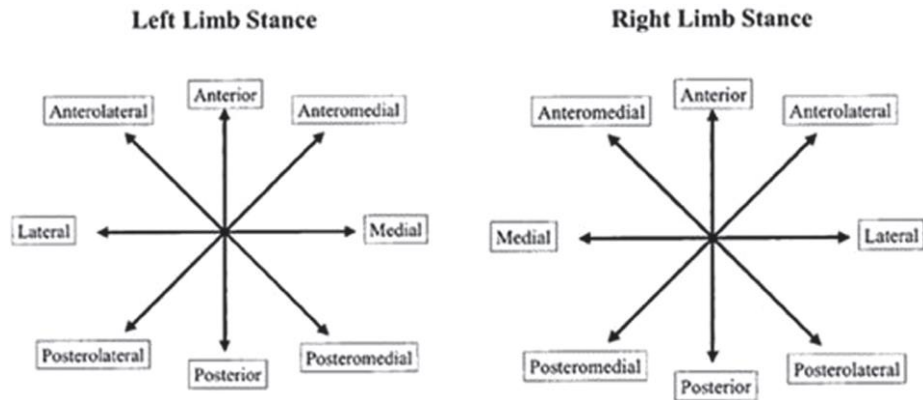
- **Berg Denge Ölçeği:** Vücudun destek yüzeyinin azaldığı ve ağırlık merkezinin değiştiği 14 farklı aktivite sırasında, pozisyonu koruyabilme yeteneğini değerlendiren, sık kullanılan bir ölçektir (120, 121).

- **Aktiviteye Spesifik Denge Güvenlik Ölçeği:** Kişilerin 16 farklı günlük yaşam aktivitesi sırasında kendilerini ne kadar güvende hissettiklerini 0 ile 100 arasında puanlamalarına olanak sağlayan bir ankettir (122, 123).

- **Tinetti Denge ve Yürüme Testi:** Denge aktiviteleri ve yürümei değerlendirilen bu ölçekte, denge için 9 madde, yürüme için ise 7 maddeden oluşan toplam 16 maddelik bir prosedür uygulanır (124).

- **Fonksiyonel Engel Dizisi Testi:** Kişilerin 12 farklı fonksiyonel mobilite ve durum stimülasyonunu içeren bir alanda yürüme sırasında mobilite ve denge durumlarının değerlendirildiği bir yöntemdir (125, 126).

iii. Yıldız Dinamik Denge Testi (YDDT); Denge ve denge ile ilişkili performansın değerlendirilmesinde kullanılır (127). YDDT, dinamik postural kontrol birikimini verir (128). Testin amacı, bir bacakla dengeyi korurken, kontralateral bacakla olabildiğince belirlenen yönlere uzanabilmek ve ayak parmak ucuyla yere dokunabilmektir (129). Öne doğru uzanılan ekstremiteden çok; yerde olup, üzerine ağırlık verilen ekstremitenin yeni geliştirilen dinamik durumlardaki dengesi değerlendirilmektedir. YDDT, aynı zamanda kapalı kinetik zincir çalışmasıdır, üzerinde durulan bacakta kuvvet, proprioseptif girdi, nöromüsküler kontrol, kalça, diz ve ayak bileği ekleminde yeterli hareket açıklığı gerektirmektedir (130). Test için tek merkezin etrafında 45°'lik açılarla 8 yön belirlenir. Sağ ve sol bacak için; anterior, anteromedial, medial, posteromedial, posterior, posterolateral, lateral ve anterolateral yönler mevcuttur (131), (Şekil 2.15).



Şekil 2.15: Yıldız Dinamik Denge Testi (131)

iv. Bilgisayarlı Denge Testleri: Statik ya da dinamik şartlarda postüral kontrolü değerlendirmek amacıyla postürografi sistemleri kullanılarak duyuşal girdilerin (somatosensöriyal, vestibüler ve görsel) denge üzerindeki etkileri ve dış etkilere karşı oluşan postüral cevapların ölçüldüğü sistemlerdir (132, 133). Duyusal ve motor fonksiyonların ve santral sinir sisteminin adaptif yanıtlarının değerlendirildiği üç test protokülü kullanılmaktadır (113, 134).

- Duyu organizasyon testi; dengenin sensöriyal komponentini iki farklı destek yüzeyi ve üç farklı görsel durumda kişinin basınca hassas platform üzerinde her test pozisyonu sırasında meydana gelen postüral salınımının test edilmesini sağlar (135, 136).
- Motor kontrol testi; platformun farklı derecelerde kayması ile eksternal pertübasyon uygulamalarına karşı oluşturulan otomatik postüral cevapların zamanlaması, kuvveti ve simetrisi test edilir (136).
- Adaptasyon testi; değişken destek yüzeyi şartlarına karşı kişilerin postüral salınımı azaltarak, oluşan değişimlere uyum sağlayabilmelerini değerlendirir, ayak bileği eklem hareketi ve kas gücü kullanılarak oluşturulan postüral kontrol yeteneklerini ölçer (136).

2.8. Postural Kontrol

Postural kontrol ve denge kontrolü paralel terimlerdir ve vücudu denge noktasında tutabilme veya o noktaya geri getirebilme olarak ifade edilir (137).

Ayakta veya istediğimiz bir pozisyonda dururken postürün kontrolü için çevreden alınan bilgilere göre motor yanıtlar sürekli değişir, böylece vücudun çevreye olan uyumu sağlanır. Birkaç duyu sistemi çevreyle ve gravite ile ilişkili olarak boşluktaki vücut pozisyonunu ve hareketlerini kontrol eder, vestibüler sistemden gelen kinestetik girdiler, başın pozisyonunu ve hareketlerini kontrol eder. Proprioepsiyon ise ekstremite ve vücut kısımlarının diğer parametrelere göre pozisyonları hakkında bilgi sağlar. Görsel bilgiler de çevre ile ilişkili olarak vücut pozisyonu hakkında bilgi akışı sağlar (138-143).

Postüral kontrol mekanizmalarından bir tanesi kompensatuar postüral düzeltmelerdir. Bir ya da birden fazla vücut segmentinin hareketiyle vücut ağırlık merkezindeki yer değişimi kompanse edilerek destek yüzeyinin içerisinde tutulmaya çalışıldığı mekanizmadır. Bir diğer kontrol mekanizmasında ise, istemli bir hareketi önceden yaparak postüral düzeltmenin yapılmasıdır. İstemli postüral düzeltmenin tipi ve büyüklüğü istemli hareketin doğrultusu ve hızı ile belirlenir, böylece duyu girdisinden çok, daha önceden kazanılan deneyimler ön plana çıkmaktadır (138, 144).

Statik dengede, ağırlık merkezi destek yüzeyi içerisinde tutulmaya çalışılır, sadece ayak bileği çevresindeki kasların aktivitesi ayakta dik duruşta dengenin sağlanmasında yeterlidir (108, 145, 146).

Dinamik dengede ise, hem destek yüzeyi hem de ağırlık merkezi hareketlidir. Tek başına ayak bileği kasları yürürken tüm vücudun dengesini sağlamada yetersiz kalır ve yürürken denge için farklı kontrol mekanizmalarının devreye girmesi gerekir (138, 145).

Yürüme sırasında denge için gerekli 4 temel beceri aşağıdaki gibi sıralanabilir.

- Bir hedefe doğru sürekli hareket sürecinin oluşturulması
- Bu süreç sırasında dengenin sürdürülmesi
- Çevredeki herhangi bir değişikliğe adapte olabilme
- Hareketin başlatılması ve sonlandırılması

Birinci beceride vücudun ilerletilmesi için tekrarlayıcı alt ve üst ekstremite hareketleri olmasına rağmen ikinci ve üçüncü becerilerde, dik postürün sağlanması için denge ve hareketin bütünlüğü gerekir. Dördüncü beceri ise bir hareketten diğerine geçebilme yeteneği ile ilişkilidir (145).

2.9. Sıçrama

Sıçrama; organizmanın dayanma yüzeyini iterek dikey ya da yatay ekseninde yerini terk edip kısa bir süre havada kalma şeklinde tanımlanabilir (147). Karmaşık hareketler dizini içeren bir yetenek olan sıçrama hareketi, alt ekstremitenin gücüne, patlayıcı kuvvetine, sıçramaya katılan kasların esnekliğine ve sıçrama tekniğine bağlıdır (148).

Sıçramayı 3 grupta inceleyebiliriz.

- Yatay (horizontal) Sıçrama
- Dikey (vertikal) Sıçrama
- Derinlik (şok) Sıçrama

2.9.1. Dikey Sıçrama

Dikey sıçrama hareketinde öncelikli olarak vertikal kuvvetler aktiftir (149). Dikey düzlemde yapılan sıçramalardır ve temel özellik yerden yükseklik kazanmaktır. Uygulamanın yönü birincil olarak yukarıdır. Dikey sıçramalara örnek olarak engel üzerinden veya kasa üzerinden yapılan sıçramaları gösterebiliriz (147).

2.9.2. Sıçrama Hareketinin Anatomisi

Sıçramada amaç; maksimum yüksekliğe ulaşmaktır. Her iki bacakla birlikte ya da tek bacak kullanılarak yapılır. Dizin dörtlü kas grubu olan kuadriseps kası tarafından gerilmesi, hamstring kas grubu ve aynı zamanda gluteus maksimus ve minimus tarafından gerilmesi; dizin ve ayağın triseps surae, addüktörler ve ayak başparmak kasları tarafından kol ve bacak eksen etrafında ya da uzağına doğru hareketi ile oluşur (150).

2.9.3. Sıçrama Hareketinin Biyomekaniği

Biyomekanik, hareket tekniklerinin amaca uygunluğunu değerlendirmeye yarayan, spor türlerinin tümünü kapsayan genelleştirilmiş kriterler olup mekaniğe dayanan durumları, biyolojik durumlarını belirtmeden izah etmeye çalışır.

Kısmi impulsların zaman açısından koordine edilmesi prensibi ile iki kuvvet etkisinin birbiri ardına aktarılması halinde vücut ağırlık merkezinin ivmelenme yolunun ve buna bağlı olarak tüm hareketin kinetik enerjisinin artması oluşturur. Bu sıçrama hareketi söz konusu olduğunda örneğin bir dirence karşı (zemin) gerilerek gerçekleştirilen hareket ve üst gövdenin fırlatma hareketinin ard arda gerçekleştirilmesidir. Ancak bunun için fırlatma hareketinin yavaşlatılması gerekir. Zira fırlatma hareketinin gerilerek yapılan sıçrama hareketi ile aynı yönde hızlandırılması durumunda ivmelenme kuvvetlerinin azaltılması sonucunu doğuracaktır.

Bunun yanı sıra gerilerek ve hız alarak gerçekleşen hareketlerde en uygun zamanlamayı da yakalayabilmek önemlidir (150).

2.10. Bantlama

Bantlama, bir tedavi modalitesi olarak çok uzun yıllardır kliniklerde ve sahada fizik tedavi ve rehabilitasyon uygulamalarında tercih edilmiştir. Geneellikle sporcu sağlığı ve koruyucu yaklaşımlar alanında bilinen bu tedavi şekli, pek çok farklı malzeme ile deriyi uyarmak amacıyla uygulanmaya devam etmektedir.

Literatürde genel olarak kabul gören 3 bantlama çeşidi vardır. Bunlar Rijit (Atletik) bantlama, McConnell bantlama ve Kinezyolojik bantlamadır (151-154).

2.10.1. Rijit (Atletik) Bantlama

Amerika'da ve dünyada en çok kullanılan bantlama yöntemi olan Rijit (atletik) tape uygulamasında kullanılan materyaller oldukça serttir. Akut yaralanmalarda veya yaralanmalardan korunmak amacıyla uygulanan rijit tape uygulaması, dokuya zararlı olabileceği düşünülen hareketi kısıtlar, destek sağlar ve uyarı verir. Çok uzun süreli olarak uygulanamaz, tipik olarak bir aktivite öncesi uygulama yapılır ve aktiviteden hemen sonra çıkarılır. Lateks içeriği yüksek olduğu için buna bağlı olarak ciltte irritasyona, bantlama tekniğine bağlı olarak ciltte, eklem ve kas dokularında kompresyona neden olabilir. Bu bantlamanın başlıca iki kullanım amacı vardır (152):

- **Önleme:** Yüksek risk taşıyan yaralanmayı önleme amaçlı kullanılmaktadır (ör: basketbol oyuncularının ayak bileğine uygulanması).
- **Rehabilitasyon:** İyileşme ve rehabilitasyon fazı süresince dokuyu koruma amaçlı kullanılmaktadır.

Ayrıca hareketi kısıtlamak, yumuşak dokuya ait pozisyonlamalar yapmak, dokuların karşılıklı bir araya gelmesini sağlamak, basınç ve temastan korumak, kompresyon oluşturmak, lokal şişliği önlemek, etkilenmiş kısmı stabilize etmek, iyileşmeye yardımcı olmak, geçici olarak kas ve ligament görevini üstlenmek, bandaj, splint ve pedlerin pozisyonunu korumak, lokal traksiyon oluşturmak amaçları ile de kullanılabilir (155).

Bu bantlama yöntemi en çok burkulma, incinme, kas rüptürü, ligament yırtılması, tendinit, tenosinovit, fasitis, myosit, bursitis, kosta kırığı, artrit varlığında, yumuşak doku yaralanmaları ve şiddetli kas ağrılarında tercih edilir (155).

2.10.2. McConnell Bantlama

Çok fazla şekilde rijit olan, pamuk yapıda çok yüksek yapışkanlığı olan bant ile breysleme ya da bantlama yöntemi sıkma ve boğma hissine bağlı olarak kısa süreli uygulanır. Deri reaksiyonları nedeniyle 18 saatten daha uzun süre kişi üzerinde bırakılması, sakıncalıdır. Dizin biyomekanik dizilimine etki etmektedir, etkilenen bölgenin nöromusküler yeniden eğitimi için kullanılır. Tıp dünyasında yaygın şekilde kabul görmektedir (151, 156).

En sık kullanılan yöntemi ise, patellada anormal lateral tilt, rotasyon veya inferiora kayma durumlarında, patellayı mediale kaydırmak amacıyla yapılan patellar bantlama yöntemidir. (157).

2.10.3. Kinesio® Bantlama

Bu yöntemde benzerlerinden farklı olarak esnek ve uzun süre cilt üzerinde kalabilen özel bantlar, özel tekniklerle farklı amaçlar doğrultusunda uygulanmaktadırlar (154, 158).

Kinezyolojik bantlama tekniği (The Kinesio Taping® technique) ve kinezyolojik bant (Kinesio Tex® tape) 1973 yılında Japon kiropraksi ve akupunktur uzmanı Dr. Kenzo Kase tarafından geliştirilmiştir. Standart bant uygulamaları eklem ve kas yapılarını desteklemekle birlikte eklem hareketlerinde ve fonksiyonel aktivitelerde kısıtlamaya yol açmaktadır. Ek olarak bu bantlama yöntemleri uygulandıkları dokuya yapmış oldukları kompresif etki ile bazen zedelenmiş dokunun iyileşmesini yavaşlatmakta ve fasya gibi derin dokulara bir destek sağlamamaktadır. Metodun ortaya çıkış felsefesi eklem hareketlerini sınırlamaksızın insan derisinin yapısal özellikleri ve esnekliğine benzer bir bantlama yönteminde daha başarılı sonuçlar alınabileceğidir. Dr. Kase konvansiyonel bantların sayılan bu etkilerin tersine doku iyileşmesine yardımcı olurken, eklem hareket açıklığını sınırlamayan bir bantlama yöntemi arayışına 1970'li yılların başında başlayarak iki yıllık bir araştırma sonucu kinezyolojik bandı tasarlamış

ve farklı vücut bölgelerinde geliştirdiği yöntemleri uygulamaya başlamıştır. Kinezyolojik bantlar kasın elastik özelliklerine benzer, yapışkan nitelikte, uygulandıkları deri üzerinde kaldırıcı etkiye sahip ve deri ile dış ortam arasında hava dolaşımına izin verebilecek özellikleri olmak üzere tasarlanmıştır (21).

Kullanım süresi 25 yılı aşmakla birlikte bandın uluslararası düzeyde tanınır olmasını sağlayan en temel etken 2008 Pekin yaz olimpiyatları sırasında farklı branştaki pek çok sporcu tarafından müsabakalar sırasında kullanılmasıdır. Daha sonra yine elit ve tanınmış profesyonel sporcuların maç ve yarışmalar sırasında bu bantları kullanmaları bandın popülerliğini arttırmıştır (159).

2.10.3.1. Kinesio Tape Uygulamalarının Etki Mekanizmaları

Tape uygulama tekniği, alan, hareket ve soğutma şeklinde 3 temel kavrama dayanmaktadır. Ağrılı ve inflame kaslar ödem nedeniyle şiştikleri için yer aldıkları bölgedeki alanları daralır. Kinezyolojik bantlama uygulandığında derinin kaldırılması ile cilt ve cilt altı interstisyel alanın artırılmasıyla birlikte dolaşım ve hareketin de artırılmış olduğu ileri sürülmektedir. Dolaşım ve hareketin artmasının o bölgede inflamasyonun azalmasına yol açtığı, bu şekilde ağrının azaltılması, performansın artırılması, nöromüsküler sistemin reedükasyonu, zedelenmenin önlenmesi, dolaşımın ve doku iyileşmesinin hızlanmasının sağlanabileceği belirtilmiştir (160).

Kase ve ark. banda uygulanan gerim miktarına bağlı olarak bazı pozitif etkilerden söz etmektedir. Cilt aracılığı ile mekanoreseptörleri uyarmak suretiyle santral sinir sistemine sinyal göndererek uygulanan bölgede pozisyonel bir uyarı yaratmak bu etkilerden biridir. Ayrıca fasya dokusunun dizilimini düzeltmek, ağrılı ve inflame bölge üzerindeki fasya ve cilt, ciltaltı yumuşak dokuları kaldırarak daha fazla alan yaratmak, hareketi sınırlamak veya arttırmak üzere duysal uyarı oluşturmak, eksüdayı lenf yollarına yönlendirerek ödemin azaltılmasını sağlamak şeklinde sıralayabileceğimiz pozitif etkilerden söz edilmiştir (21).

Kinezyolojik bantlama tekniklerinin etkinliği ve etki mekanizmaları konusundaki bilimsel veriler sayıca oldukça yetersizdir ve birbirinden farklıdır. Bazı çalışmalarda eklem çevresi kas dokusu desteklenerek kasın güçlendirilebileceği, eklem stabilitesinin arttırılabileceği ve eklem hareketlerinin kolaylaştırılabileceği belirtilmiştir.

Kas, bağ, tendon, sinir gibi yapılar üzerindeki baskı ve basınç azaltılarak ve propriosepsiyonun arttırılabileceği yönündeki görüşleri destekleyen çalışmaların yanı sıra, kinezyolojik bantlamanın eksantrik ve konsantrik kas gücü üzerine veya propriosepsiyon üzerine herhangi bir etkisi olmadığını belirten çalışmalar da mevcuttur (161-164).

Kinesio tape uygulamasının ağrı giderilmesindeki rolü ise bir yandan ödem ve inflamasyonun azaltılması, diğer yandan duyuşsal uyarılar ile kapı kontrol mekanizmasının desenden inhibitör mekanizmalarının aktive edilmesi, yüzeysel ve derin fasya fonksiyonlarını düzenlemesi suretiyle analjezik etki gibi farklı mekanizmalar ile açıklanmaya çalışılmaktadır (164).

2.10.3.2. Kinezyolojik Bantlama Teknikleri

i. Kas Teknikleri; kasları stimüle veya inhibe etme amacıyla uygulanır. Kası stimüle etmek ve fonksiyonunu desteklemek amacı ile yapılan stimülasyon tekniğinde tape uygulamasının genellikle kasın origosundan insersiyosuna doğru ve gerim olarak da %25-50 gerimle uygulanması önerilirken, bazı tekniklerde de gerim önerilmez. Kasta inhibisyon oluşturmak üzere yapılan tekniklerde ise insersiyodan origoya doğru, çok yavaş ve sıfır gerimle bantın yapıştırılması gerektiğini belirtirler (21).

ii. Fasya Düzeltme Tekniği; fasya katları arasında titreşim hareketi yaparak gerilimi ve yapışıklıkları azaltmak amacıyla, şeridin başlangıç bölümü tedavi edilecek fasyanın veya kas tendonunun altından gerim verilmeyecek şekilde uygulanır. Y şeklindeki şeridin orta bölümüne hafif-orta derecede gerim uygulanırken, baş bölümü diğer elle sabitlenerek o bölgede gerginlik olmaması sağlanır. Y şeridin kolları gerilirken bir yandan da titreşim hareketi uygulanmalıdır. Bandın son bölümü gerim olmadan yapıştırılır (21).

iii. Alan Düzeltme Tekniği; ağrı, inflamasyon, ödem olan alanın hemen üzerinde daha fazla bir boşluk bırakmak için uygulanır. Tedavi alanı üstündeki cildin kaldırılması, boşluk alanının arttırılması, bu alandaki basıncın düşmesini sağlar. Basıncın düşmesiyle, kimyasal reseptörlerdeki irritasyonun azalması sağlanır, ağrıyı azaltır. Bu alanda dolaşımın artması eksudanın daha etkin bir şekilde uzaklaştırılmasını kolaylaştırır, ağrının azaltılmasına mekanoreseptörlerin uyarılması da yardımcı olur.

Duyusal girdilerin artmasıyla, ağrı kapı kontrol mekanizması da başlatılır. Teknik için genellikle I şeridi kullanılır. Bandın ortasındaki 1/3 lük alana gerim uygulanır, merkezi alan düzeltilmesi istenilen bölgeye yerleştirilir, bandın uçları ise gerim uygulanmadan yapıştırılır. Tek bir şerit veya üst üste binen bir dizi şerit kullanılabilir (21).

iv. Nöral Teknik; 2.5 cm eninde I şeritler, tamamı %50 germe ile sinir trasesi boyunca yapıştırılarak kullanılır.

v. Bağ Tekniği; ligament ve tendon yaralanmalarında, uygulandığı alanda stimülasyonun artırılmasıyla mekanoreseptörlerin uyarılması amacıyla kullanılır. Bant direkt ligament ya da tendon üzerine %50-75 germe ile uygulanır. Bantlama yapılırken hastanın eklemi fonksiyonel pozisyonda tutulur, amaca göre origodan insersiyoya veya insersiyodan origoya şeklinde uygulanabilir. (21).

vi. Fonksiyonel Düzeltme Tekniği; hastaya aktif uygulama yapılan kasın hareketi yaptırılarak bandın yapıştırıldığı bir metoddur (21).

vii. Lenfatik Düzeltme Tekniği; bozulmuş olan lenfatik dolaşımı düzenlemek amacıyla uygulanır. Doku düzeyinde lenf damarları üzerindeki baskıyı azaltmak, dokuda dolaşıma izin veren bir aralık yaratmak uygulamanın temel amacıdır. Bandın elastik nitelikleri ve kaldırıcı etkisiyle lenf sıvısının daha büyük lenfatik damarlara ve lenf düğümlerine yönelmesine katkıda bulunur. Bir bant 4-6 şerite ayrılarak, tırmık tipi şeklinde şeritlerle uygulanır. Ekstremitelerde lenfatik akım yönü düşünülerek proksimal ve distale uygulama yapılabilir, etkinliği arttırmak için ikinci bir bant diğeriyle çaprazlaşacak şekilde yapıştırılabilir (21).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Bireyler

Çalışmaya, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon bölümü ile Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 'Fizyoterapi ve Rehabilitasyon' ve 'Spor Fizyoterapisi' Anabilim Dalları'nda eğitime devam eden, iki yüz on beş (N:215; K/E:165/50) öğrenci ile başlandı.

Araştırmanın başlangıcında 'Medipol Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmaları Etik Kurulu'ndan 30.03.2015 tarih ve 171 nolu karar ile etik kurulu izni alındı. Etik Kurul izni Ek-1 de sunulmuştur. Çalışmaya katılan bireylere çalışmanın amacı ve yapılacak işlemler anlatılarak onayları alındı (Ek-2).

Çalışma 3 aşamada gerçekleştirildi (Tablo 3.1). Çalışmanın I. aşamasında tüm bireyler daha önceden araştırmacılar tarafından hazırlanan bir anket formu (Ek-3) doldurdular. Bu anket formu ile bireylerin fiziksel özellikleri, sosyodemografik durumları, genel sağlık durumları (sistemik hastalık varlığı, alerjik reaksiyonlarının olup olmadığı, daha önce bir cerrahi operasyon geçirip geçirmediği), sağlık davranışları (sigara kullanım durumları, alkol tüketim durumları, fiziksel aktivite seviyeleri) sorgulandı.

Bireylerin fiziksel aktivite durumlarını sorgulamak için 'Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi (UFAA)'nin kısa formu (Ek-4) kullanıldı.

Bireyler anket ve formları doldurmadan önce aynı Fizyoterapist tarafından bilgilendirildiler. Tüm çalışmanın akışı hakkında bireylere bilgi verildi, 307 olgu içerisinden 215 olgunun ilk değerlendirmeleri alındı.

3.1.1. Çalışmadan Dışlanma Kriterleri

- Son 6 ay içerisinde herhangi bir cerrahi geçirme veya ciddi patolojisi olma (n=8).
- Son 3 ay içerisinde alt/ üst ekstremitte yaralanması geçirmiş olma.
- On sekiz yaşından küçük, otuz yaşından büyük olma (n=4)
- Sistemik rahatsızlıklardan (kas iskelet sistemi, solunum sistemi gibi) birine sahip olma (n=8).
- Çalışmaya katılmak istememek (n=85).
- Vücut Kitle İndeksinin (VKİ) 25 ten büyük olması (n=13).
- UFAA skoruna göre 'inaktif' olması (n=28).
- Bantlama materyallerden herhangi birine alerjik reaksiyonun oluşması.
- Denge ile ilgili belirlenmiş bir problemin varlığı.
- Çalışmanın sonraki aşamalarına devam etmek istememek (n=26).
- Çalışma süresince başka nedenlerden dolayı sakatlık geçirme (n=3).

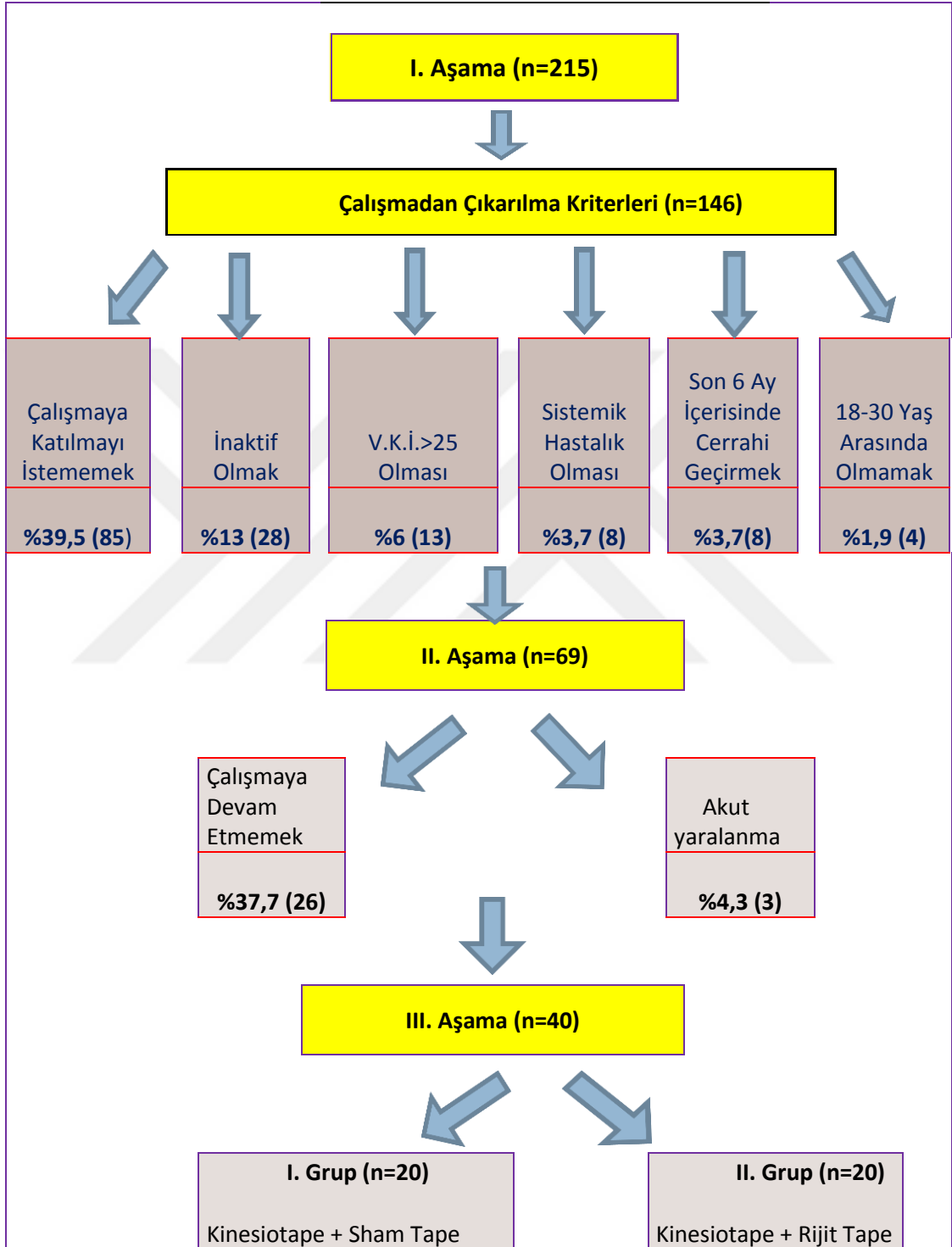
3.1.2. Çalışmanın Akış Diyagramı

Çalışmanın II. aşamasında yapılan anket taraması sonrası dışlanma kriterlerine göre yüz kırk altı kişi (N:146; K/E:109/37) çalışmadan çıkartıldı. Altmış dokuz (N:69; K/E:56/13) olgu ile çalışmaya devam edildi.

Çalışmanın II. aşamasında bireylere ulaşıldı ve tekrardan çalışmaya devam etmek isteyip istemedikleri soruldu. Bu aşamada çalışmaya devam etmek istemeyen yirmi altı ve bu süre içinde çalışma dışında bir sakatlanma problemi yaşayan üç birey toplamda 29 birey (n:29; K/E: 29/0) çalışmadan çıkarıldı.

Böylece çalışmanın III. aşamasına; kırk (n:40; K/E:27/13) olgu ile devam edildi. Olguların çalışmaya katılmaya gönüllü olacaklarını bildirme zamanlarına göre 'denek numarası' verildi. Kura çekilerek; bu numaralandırmalara göre denek numaraları 'çift sayı' olanlar 'I. Grup' (n:20; K/E:13/7), denek numarası 'tek sayı' olanlar ise 'II. Grup'(n:20; K/E:14/6) olarak belirlendi. Tüm bireylere alt ekstremiteye yönelik esneklik değerlendirmeleri ile deri kıvrım kalınlığı ölçümleri yapıldı.

Tablo 3-1: Çalışmanın Akış Diyagramı



3.1.3. Bantlama Gruplarının Belirlenmesi

Tablo 3-2: Tape Uygulama (U) Gruplarının Belirlenmesi

Çalışma Grubu	Tape Türü		
	I. Gün	II. Gün	III. Gün
	<i>Uygulamalardan 20 dk önce ısınma programı uygulandı (10 dk dinamik egzersiz- 5 dk yürüme- 5dk jogging)</i>		
I. Grup	Bantsız 'U1'	Sham Tape 'U2'	Kinesio Tape 'U3'
	<i>45 dk sonra denge ve sıçrama ölçümleri yapıldı</i>		
II. Grup	Bantsız 'U1'	Rijit Tape 'U4'	Kinesio Tape 'U3'
	<i>Uygulamalardan önce 20 dk ısınma programı uygulandı (10 dk dinamik egzersiz- 5 dk yürüme- 5dk jogging)</i>		
		<i>45 dk sonra denge ve sıçrama ölçümleri yapıldı</i>	
	Dinamik denge ölçümleri için yıldız dinamik denge testi		
	Dikey sıçrama performans ölçümleri		

Kura çekilerek; I. Grup ve II. Grup' daki bireylere uygulanacak bantlama yöntemlerine karar verildi. Bireyler tüm ölçümlerden önce 20 dk ısınma programını (10 dk dinamik egzersiz (alt ekstremitte normal eklem hareketleri), 5 dk normal tempolu yürüme, 5 dk jogging) uyguladılar.

Buna göre;

- I. Grup için; I.gün; ısınma programından sonra, bantlama yapılmadan (U1), dinamik denge ile dikey sıçrama ölçümleri yapıldı. Dinamik denge ölçümleri, Yıldız Dinamik Denge Testi (YDDT) ile Anterior (A), Posterolateral (PL) ve Posteromedial (PM) yönlerde gerçekleştirildi. 24 saat sonra, 20 dk ısınma programını takiben Sham Tape (U2) uygulandı, bant uygulamasından 45 dk sonra YDDT ile dikey sıçrama ölçümleri yapıldı. Son uygulama ise 24 saat sonra, 20 dk ısınma programını takiben

Kinesio Tape ile yapıldı, uygulamadan 45 dk sonra YDDT ile dikey sıçrama ölçümleri yapıldı.

- II. Grup için; I.gün; ısınma programından sonra, bantlama yapılmadan (U1), dinamik denge ile dikey sıçrama ölçümleri yapıldı. Dinamik denge ölçümleri, YDDT ile A, PL ve PM yönlerde gerçekleştirildi. 24 saat sonra, 20 dk ısınma programını takiben Rijit Tape (U4) uygulandı, bant uygulamasından 45 dk sonra YDDT ile dikey sıçrama ölçümleri yapıldı. Son uygulama ise 24 saat sonra, 20 dk ısınma programını takiben Kinesio Tape (U3) ile yapıldı, uygulamadan 45 dk sonra YDDT ile dikey sıçrama ölçümleri yapıldı.

Bantlamaların hangi sıralama ile uygulanacağına ise; tekrarlanan hareketlerin öğrenilmesi ve buna bağlı olarak performansın artabileceği düşüncesine göre; Kinesio Tape uygulaması iki grupta da son günde olacak şekilde planlandı.

Katılımcıların hiçbirine, uygulamalar ile ölçümlerin öncesi ve sonrasında buldukları gruplar, yapılan teknikler ve sıralama hakkında hiçbir şekilde bilgi verilmedi.

3.2. Değerlendirme

3.2.1. Fiziksel Aktivite Düzeyinin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda fiziksel aktivite düzeyini belirlemek için Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi (UFAA)- kısa formunu uyguladık. UFAA'nın gelişim sürecini incelediğimizde: 1996 yılında Dr. Micheal Booth (Sidney-Avustralya), toplumun fiziksel aktivite ve sağlık düzeylerini ve bunlar arasındaki ilişkiyi incelemek için geçerli ve güvenilir bir anket tasarlamıştır. Uluslararası Fiziksel Aktivite Değerlendirme Grubu bu ankettan yola çıkarak bir yıl sonra UFAA'ı geliştirmiştir. UFAA, yetişkinlerde fiziksel aktivite ve sedanter hayat şeklini tespit etmek için kısa ve uzun form şeklinde oluşturulmuştur. 1998-1999 yıllarında, 6 kıtadaki toplam 12 ülke ve 14 araştırma merkezinde UFAA test-retest yöntemiyle geçerlilik-güvenilirlik çalışmaları yapılmıştır.

Çalışmalar sonucunda. UFAA'nın, fiziksel aktivite düzeyini belirlemek için geçerli ve güvenilir bir yöntem olduğu açıklanmıştır (165).

Dört ayrı bölüm ve toplam 7 sorudan oluşan anketin, 18-69 yaş aralığındaki yetişkin gruba uygulanması tavsiye edilmektedir. Son 7 günde en az 10 dk yapılan Fiziksel Aktivite (FA) ile ilgili sorular içeren ankette, son haftanın kaç günü ve her bir gün için ne kadar süre ile;

- Ağır Fiziksel Aktiviteler (AFA)
- Orta Yoğunlukta Fiziksel Aktiviteler (OFA)
- Yürüyüş (Y) yapıldığı öğrenilmektedir. Son soru ise günlük hareket etmeden (oturarak, yatarak vs) harcanan zamanı belirlemektedir (166).

FA düzeyini belirlemek için MET yöntemi kullanılmaktadır. 1 MET değeri =3,5 ml/kg/dk'dır. İstirahatte iken her bir kişi, bir kg başına dakikada 3,5 ml oksijen tüketmektedir. UFAA, AFA = 8.0 MET, OFA = 4.0 MET, Y = 3.3 MET olarak harcadığını kabul etmektedir. Bir kişinin haftada kaç gün, ne kadar süre ile AFA, OFA ve Y gerçekleştirdiğini tespit ederek bu üç farklı FA'dan harcanan toplam MET miktarı hesaplanmaktadır.

Tablo 3-3: MET Yöntemiyle FA Düzeylerinin Belirlenmesi (165).

FA Tipi	MET	gün/dk	hf/gün	Toplam
Yürüme	3,3	30	5	495 MET-min/hf
OFA	4,0	40	4	640 MET-min/hf
AFA	8,0	30	3	720 MET-min/hf
Toplam				1855 MET-min/hf

FA Düzeyleri 3 kategoride gösterilmektedir..

- I: İnaktif olanlar : < 600 MET-min/hf
- II: Minimum Aktif olanlar : 600 – 3000 MET-min/hf arasında olanlar
- III: Aşırı aktif olanlar : > 3000 MET-min/hf (165).

3.2.2. Antropometrik Değerlendirmeler

i. Vücut Kitle İndeksi Değerlendirilmesi;

VKİ vücut ağırlığının (kg) boy uzunluğunun karesine (m²) bölünmesiyle elde edildi. VKİ ≥ 30 kg/m² olanlar aşırı şişman (obez), VKİ < 30 kg/m² olanlar obez olmayan olarak kabul edildi (167, 168).

ii. Deri Kıvrım Kalınlığının Değerlendirilmesi;

Aşağıda tanımları verilen vücuttaki 2 bölgeden, skinfold kaliperi ile deri altı yağ dokusu kalınlığı ölçümleri yapıldı:

- Triseps: Akromion ve olekranon çıkıntıları işaretlenerek, mezura ölçümü ile orta nokta belirlendi ve ölçüm yapıldı.
- Subskapular bölge: Skapula'nın alt ucu işaretlendi ve 1-2 cm aşağısından ölçüm yapıldı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Deri Kıvrım Kalınlığı Ölçümleri

Deri kıvrım kalınlığı ölçümleri, 'Baseline' marka tipi kaliper kullanılarak gerçekleştirildi. Ölçümler ayakta ve sağ taraftan gerçekleştirildi. Bireyler rahat ve uygun kıyafet giyindiler. Baş ve işaret parmaklar ile ölçüm alınan bölgenin yağlı dokusu tutuldu, kaliper ile ölçüm yapıldı, birkaç saniye beklendikten sonra, mm cinsinden değerler okunarak kayıt edildi. Her bölge için 3 tekrarlı ölçüm birer dakika aralıklarla alındı, iki ölçüm arasındaki değer 5 mm'den fazla çıktığında ölçüm tekrarlandı.

İki bölgeden alınan ölçümler 'Toplam Deri Kıvrım Kalınlığı (TDKK)' prensibine göre yapılmış olan 3 tekrarlı ölçümlerin ortalama değerlerinin toplanması ile değerlendirilmiştir (169, 170).

3.2.3. Alt Ekstremitte Esneklik Değerlendirilmesi

Alt ekstremiteye yönelik esneklik testleri, 30 sn aralıklar ile 3 tekrar olarak yapıldı ve ölçümler kaydedildi. Üç ölçümün maksimum değerleri kabul edildi.

i. Aktif Diz Ekstansiyon Testi (ADET);

Bireylerin pozisyonu, sırtüstü, pelvisleri testi engellememesi adına kemer ile yatağa sabitlenmiş, test edilecek bacak (dominant bacak) destek kutusuna uzatılmış şekilde ayarlandı. Kalça eklemini 90° de tutabilmek için destek kutusu kullanılmıştır. Bireyler dizini 90° fleksiyondan, aktif şekilde ekstansiyona getirmeye çalıştılar ve gelinen son noktada fizyoterapist tarafından goniometrik ölçüm yapıldı, kayıt edildi (Şekil 3.2), (171).



Şekil 3.2: Aktif Diz Ekstansiyon Testi (ADET)

ii. Otur ve Uzan Testi;

Alt ekstremite esneklik değerlendirmesine yönelik testlerden bir diğeri de sağlıkla ilgili test bataryalarında esneklik ölümü olarak çok sık kullanılan, otur ve uzan testi ile yapıldı (Şekil 3.3), (172).

Test, bel ve hamstring kas grubunun esnekliğini ölçmek için kullanılan ve yetişkin erkeklerde de geçerliliği kanıtlanan bir saha lmdr (173, 174).

Test masasının uzunluğu 35 cm, eni 45 cm ve yüksekliği 32 cm llerinde, üst masanın ise uzunluğu 55 cm, genişliği 45 cm, yüksekliği 35 cm şeklinde dir. Üst kısım, ayakların sabitleneceği yerden itibaren 15 cm dışarıda olacak şekildedir. Üst bölümün üzeri, 0-50 cm aralıklarında lklendirilmiştir.

Bireyler, tabanlarını sehpayaya dayayarak dizlerini bükmeden kollarını öne doğru uzatarak, gövdeleriyle olabildiğince eğilerek (fleksiyona alarak), salınmadan, ellerinin üçüncü parmaklarının ulaşabileceği en u noktaya kadar esneyerek 1-2 sn durmaya çalıştılar. Bunu sağladıkları en uzun mesafe esneklik değeri olarak kabul edildi.

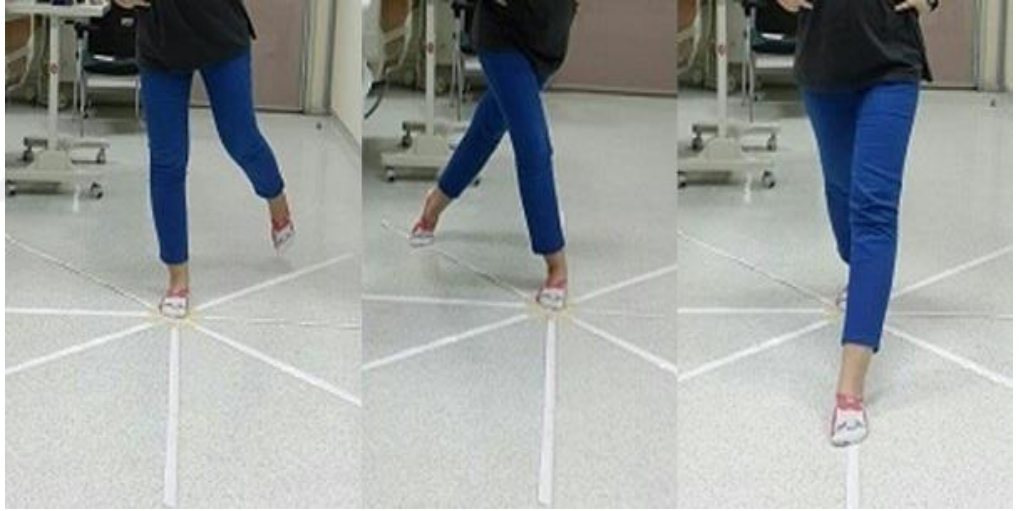


Şekil 3.3: Otur ve Uzan Testi (OUT)

3.2.4. Dengenin Değerlendirilmesi

Denge değerlendirmesinde Yıldız Dinamik Denge Testi (YDDT) kullanıldı. Bu test için bireyler 45°'lik açılarla çizilmiş 8 ayrı yön içeren yıldız şeklindeki düzeneğin merkezinde durdular. Bireylerden dominant tarafı kullanarak sadece Anterior (A), Posteromedial (PM) ve Posterolateral (PL) yönlere uzanmaları istendi.

Testte bireyler, tek ayak üzerinde dengede durmaya çalışırken, diğer ayakla istenen hat boyunca, ayak ucu ile uzanabildikleri en son noktaya uzanmaya dokunmaya çalıştılar (Şekil 3.4). Yerde sabit olan ekstremitenin nöromuskuler kontrolü ile dengenin sağlanabilmesi için bireylerin uzanmanın yapıldığı ayak ile hafifçe gittikleri son noktada yere dokunmaları ve üç saniye bu pozisyonu korumaları istendi. Her bir yönde üç tekrar yapıldı ve ölçümler kayıt edildi. Maksimum değerler kullanıldı. Testler arasında 30 saniye mola verildi (175).



Şekil 3.4: Yıldız Dinamik Denge Testi (YDDT) Uygulanması

Hertel ve ark. tarafından tavsiye edilen şekilde, ölçümler alınmadan önce bireylerin dörder kez uzanmasına izin verildi. Böylece bireyler teste alıştırdı (130).

Öğrenme etkisinin ortadan kaldırılması için her testin başlama pozisyonu rastgele seçildi (176).

SEBT ölçümleri;

$[(\text{Uzani lan Mesafe (cm)} / \text{Ekstre mite Uzunlu ğu (cm)}) \times 100]$ formülü ile hesaplanmıştır (177).

3.2.5. Dikey Sıçramanın De ğerlendirilmesi

Test için duvara cm ile ölçeklendirilmiş ölçü sistemi hazırlandı. Test öncesi bireyler ayaklar yerde sabit iken, kolu ile duvarda yana doğru uzanarak ölçüm alındı.

Test, bireyin kolunu uzatarak, boyanmış olan orta parmak distal uc ile ulaşabilece ği en yüksek nokta ve ilk ölçülen nokta arasındaki mesafenin ölçümü şeklindedir (178).

Birey tek ayak üzerinde (dominant taraf) duvarın yanında durur. Elin orta parma ğı boyanmış olup, tüm gücüyle sıçrar ve dokunabildi ği en üst noktaya dokunmaya çalışır (Şekil 3.5). Sonrasında sabit pozisyondaki yükseklikle, sıçrama yüksekli ği ölçülerek bireyin dominant aya ğıyla yaptığı derece cm olarak ölçülmüş olur (179, 180).

Test, 3 tekrarlı ve her sıçrama arasında 60 sn arasında dinlenme olacak şekilde yapıldı. Ölçümler kaydedildi ve maksimum değere göre hesaplanarak, PEAK POWER (PP) ve AVERAGE POWER (AP) sonuçları elde edildi.

Hesaplamlarda Harman formülü kullanıldı (181). :

Ortalama ve maksimum anaerobik güç;

Peak P. (watt)= $[(61.9 \times \text{sıçrama yüksekli ği (cm)}) + (36.0 \times \text{kilo (kg)}) + 1,822]$

Average P.(watt)= $[(21.2 \times \text{sıçrama yüksekli ği (cm)}) + (23.0 \times \text{kilo (kg)}) - 1,393]$



Şekil 3.5: Dikey Sıçrama Testi

3.3. Yöntem

Bireyler çalışmanın ilk gününde 20 dk'lık ısınma programını uyguladıktan sonra, YDDT için A, PL ve PM yönlerde 4 deneme yaptılar. Her seferinde başlama yönü değiştirilecek şekilde, her bir yön için 3 ölçüm yapıldı. Ölçümler sayfa 62 de gösterilen şekilde yapıldı. YDDT'den sonra dikey sıçrama ölçümleri yapıldı ve kayıt edildi.

Çalışmanın ikinci gününde ısınma programını takiben I. gruba Sham Tape (U2), II. gruba Rijit Tape (U4) uygulandı, 45 dk sonra YDDT ve dikey sıçrama testi aynı şekilde uygulandı, sonuçlar kayıt edildi.

Çalışmanın son gününde ısınma programından sonra I. ve II. Grup'taki bireylere ise kinesio tape (U3) uygulandı. 45 dk sonra YDDT ve dikey sıçrama testi aynı şekilde uygulandı, sonuçlar kayıt edildi.

Çalışmadaki tüm değerlendirme ölçümleri, uygulama testleri, her gün aynı saatte olacak şekilde yapıldı.

Katılımcıların beslenme, uyku düzeni ve yorgunlukla ilgili parametrelere test günlerinde de özen göstermeleri istendi. Ölçümler 3 tekrarlı yapılmış olup, YDDT ve dikey sıçrama test sonuçlarının hesaplanmasında maksimum değerler ele alınmıştır. Yorgunluk oluşmaması için set aralarındaki dinlenmelere dikkat edilmiştir.

3.3.1. Isınma Programının Uygulanması

Antrenman için kullanılan en yaygın terim olmakla beraber ısınma, gelecek olan antrenman için fizyolojik ve psikolojik olarak kişiyi hazırlamaktır (182).

Aktiviteye göre değişmekte olan ısınma süresi için, literatür, bazı kaynakların 10-30 dk arasında, bazı kaynakların da total aktivite süresinin %20-30'u arasında bir süre kapsamı gerektiğini söylemektedir (183).

Akut germinin sıçrama, kuvvet ve koşma hızı gibi maksimal performans üzerine negatif etkiye sahip olduğu yönündeki görüşler doğrultusunda, dinamik egzersizlerini içeren ısınma programını uygulamayı tercih ettik (184-186).

Bireyler ölçümlerin yapıldığı her gün, aktiviteler öncesinde ısınma programını uyguladı.

3.3.2. Bantlamaların Uygulanması

Yapılan üç ayrı bantlama türünden katılımcıların hiçbirine, kendisine hangi sırayla, teknikle, ne tip bantlamanın yapılacağını ve bantlama yapılmasındaki amacın ne olduğu hakkında bilgi verilmedi. Olguların bantlamanın temel etkileri ve kullanım amaçları hakkında yeterli derecede bilgileri olmadığı öngörüldü. Bantlamalar uygulanırken bireyler, yüzüstü pozisyonda ve ayakları yatak kenarından sarkacak şekilde pozisyonlandı.

Bantlamaların tamamı tüm katılımcılara aynı fizyoterapist tarafından uygulandı. Değerlendirmeler ve sıçramalarda da olduğu gibi tüm katılımcılar birbiriyle zaman olarak çakışmayacak şekilde aynı salonda ve aynı oda sıcaklığında bant uygulamalarına ve ölçümlere alındı.

i. Kinesio Tape Uygulaması;

Bantlama öncesi bantlama yapılacak olan bölge traşlandı, alkol ile temizlendi. Standart bir bantlama prosedürü belirledik ve iki gruptaki tüm bireylere aynı sıralama ile bantlama uygulamasını gerçekleştirdik. Y şerit bant kullandık. Kesilen bantın boyutu uygulama yapılacak alana göre ayarladık. Bantlamanın yapılacağı referans noktalarını belirledik. Referans noktalarını; triseps surae kasında performansı arttırabilmek adına Kase ve ark. (21) nın belirlediği kas tekniklerine göre belirledik

Bantlama, kasın origosundan insersiyosuna doğru yapıldığı için referans noktalarını; kasın proksimalinde, popliteal hattın 4 cm altı ve distalinde, kalkaneusun posterior tuberositasının 3 cm altı olarak belirledik. Referans noktalarını işaretlerken, ayak bileğini maksimum derecede dorsifleksiyona aldık (Şekil 3.6 A).

Bantlama şu sıra ile yapıldı

- a) Bant Y şerit şeklinde kesildi.
- b) Y bandın iki kenar kısmı, ayak bileği nötralde iken gerim uygulanmadan yapıştırıldı (Şekil 3.6 B)
- c) Origodan insersioya doğru, bandın proksimal kısmı %50 gerim ile yapıştırıldı (Şekil 3.6 C).
- d) Distal uç kısım ise kalkaneusa doğru gerim yapılmadan yapıştırıldı ve bantlama bitirildi (Şekil 3.6 D).

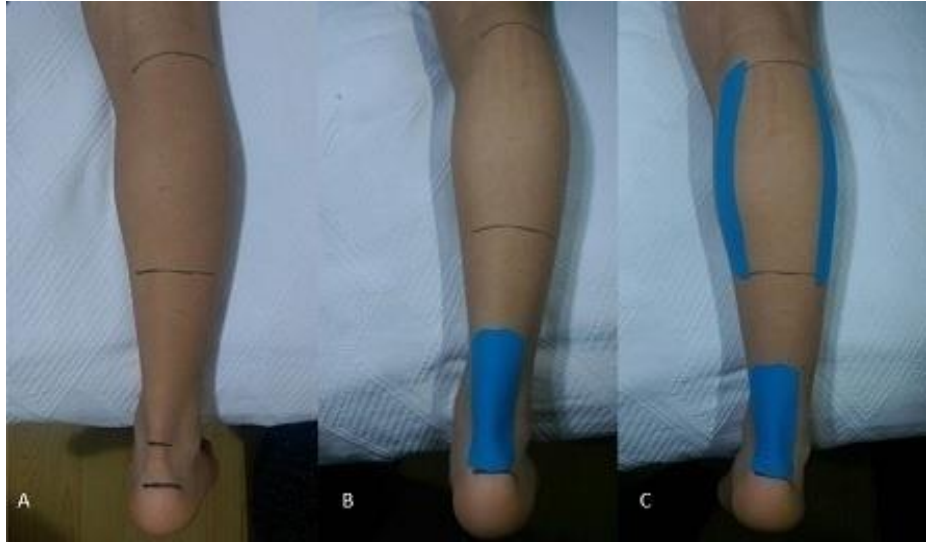
Tüm uygulamalarda, gerim verirken %50 gerimde tutmaya özen gösterdik ve tarif ettiğimiz sıralamaya göre bantlamaları yaptık.



Şekil 3.6: Kinesio Tape Uygulama Prosedürü

ii. Sham Tape Uygulaması;

Elastik bant, bir tam iki yarım I şerit olarak kesildi. Kinesio tape prosedürüne benzer ancak kasın proksimalinde %50 gerimle uygulanan bölge bantsız tutularak, herhangi bir tekniğe uygun olmayacak şekilde tape uygulamasını gerçekleştirdik. Distal ve proksimaldeki bantları da gerim olmadan yapıştırdık (Şekil 3.7).

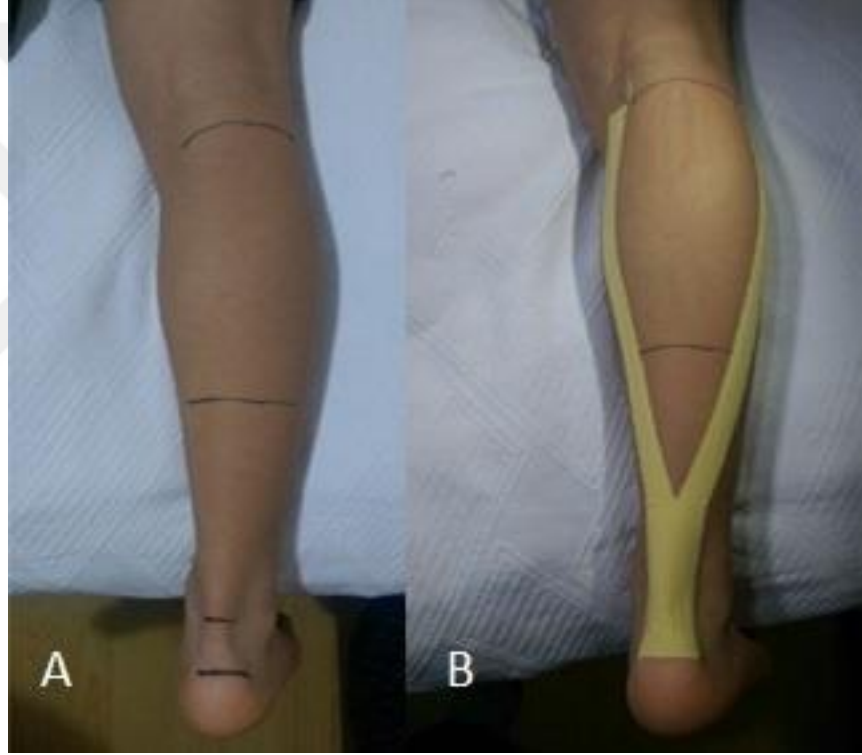


Şekil 3.7: Sham Tape Uygulaması

iii. Rijit Tape Uygulaması;

Bantlamayı elastik olmayan rijit (atletik, adeziv, spor) bant ile uyguladık. Bant boyunu elastik bant ile aynı şekilde ayarladık. Bantlamayı da kinesio tape prosedürüne göre yaptık. Tek fark, rijit bantın esneme özelliği olmadığından, gerim veremedik ve bantlama süresince ayak bileği tam dorsifleksiyonda pozisyonladık (Şekil 3.8).

Sadece bant türünü değiştirerek, kasa elastik özelliği olmayan bir bant ile uygulama yaptık.



Şekil 3.8: Rijit (Atletik) Tape Uygulaması

3.4. İstatistiksel Verilerin Analizi

Çalışmanın istatistiksel analizleri için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) version 21 programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğunun tespiti için 'Kolmogorov-Smirnov Test' kullanıldı. Olguların, fiziksel özellikleri, sosyodemografik ve genel sağlık durumları, sağlık davranışları 'Ki-Kare Test'leri ile ortalama ve maksimum anaerobik güç ve YDDT sonuçları aynı grup içerisinde bantlı ve bantsız olarak karşılaştırılması 'Paired-Samples T Test'ler ile yapıldı. I. ve II. Grupların bantlı ve bantsız olarak gerçekleştirilen ortalama ve maksimum anaerobik güç ve YDDT sonuçları ise 'Independent-Samples T Test'leri ile karşılaştırıldı. Sonuçların anlamlılık seviyesi %95 güven aralığı düzeyinde ($p \leq 0.05$) değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Uygulamalar Öncesi Değerlendirme Sonuçları

Çalışmamıza iki yüz on beş (N:215; K/E:160/50) olgu ile başladık, yapılan iki aşamalı değerlendirme sonrasında, dışlanma kriterlerine göre kırk (n:40; K/E:27/13) olgu ile devam ettik.

Olguların, cinsiyete göre fiziksel özelliklerinin (yaş, boy, ağırlık, VKİ) ortalama değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.1’ de verilmiştir. Her iki cinste boy, ağırlık ve vücut kitle indeksi ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0.05$).

Tablo 4-1: Olguların Cinsiyete Göre Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırılması

Çalışma Grubu (N=215)			
	Kadın (n=165)	Erkek (n=50)	
	Mean ± SD	Mean ± SD	p
Yaş (yıl)	21.72 ± 2.57	22.18 ± 2.78	0.28
Boy (m)	1.66 ± 0.05	1.77 ± 0.06	0.00
Ağırlık (kg)	57.80 ± 8.40	74.86 ± 12.24	0.00
VKİ (kg/m²)	20.94 ± 2.79	23.80 ± 3.50	0.00

Çalışmamızda olguların FA düzeylerini değerlendirmek için UFAA-kısa form anketini kullandık. Tablo 4.2’de olguların, cinsiyete göre VKİ kategorileri ile UFAA sonuçlarının karşılaştırmaları verilmiştir. UFAA sonuçları bakımından her iki cins arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. VKİ kategorileri değerlendirildiğinde ise, her iki cins arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0.05$).

Tablo 4-2: Olguların Cinsiyete Göre VKİ ile UFAA Sonuçlarının Karşılaştırılması

Çalışma Grubu (N=215)				
	Kadın (n=165)	Erkek (n=50)	<i>Total</i>	λ^2 p
	% (n)	% (n)	% n	
VKİ				
Zayıf (<18.5 kg/m ²)	17.6 (29)	4.0 (2)	14.4 (31)	15.842
Normal (18.5 -<25kg/m ²)	73.9(122)	70.0 (35)	73.0 (157)	0.00
Fazla kilolu (25.9-29.9kg/m ²)	7.3 (12)	18.0 (9)	9.8 (21)	
Obez (30-39.9 kg/m ²)	1.2 (2)	8.0 (4)	2.8 (6)	
Total	100 (165)	100 (50)	100 (215)	
UFAA				
İnaktif	21.2 (35)	24.0 (12)	21.9 (47)	4.444
Minimum Aktif	55.8 (92)	40.0 (20)	52.1 (112)	0.10
Çok Aktif	23.0 (38)	36.0 (18)	26.0 (56)	
Total	100 (165)	100 (50)	100 (215)	

Olguların sosyodemografik özellikleri Tablo 4.3’de verilmiştir. Her iki cins arasında, annenin eğitim durumu, sigara kullanma, alkol kullanma alışkanlıkları ve bireylerde herhangi bir sistemik hastalık varlığı bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0.05$).

Çalışma grubumuzdaki olgularda kadınların %90.3’ü alt ekstremitede sağ (n=149), %9.7’si ise sol (n=16) dominant idi, erkeklerin ise %78.0’i alt ekstremitede sağ (n=39), %22.0’si ise sol (n=11) dominanttı.

Tablo 4-3: Çalışma Grubunda Cinsiyete Göre Sosyodemografik Özelliklerin Karşılaştırılması

		Çalışma Grubu (N=215)		
		Kadın (n=165)	Erkek (n=50)	
		% (n)	% (n)	λ^2 p
Annenin Eğitim Durumu	OkurYazar Değil	1.2 (2)	8.0 (4)	8.768 0.03
	İlköğretim	16.4 (27)	24.0 (12)	
	Lise	42.4 (70)	32.0 (16)	
	Üni ve Üzeri	40.0 (66)	36.0 (18)	
Babannın Eğitim Durumu	İlköğretim	13.9 (23)	20.0 (10)	1.096 0.57
	Lise	35.8 (59)	34.0 (17)	
	Üni ve Üzeri	50.3 (83)	46.0 (23)	
Maddi Durum Düzeyi	Çok Düşük	0.6 (1)	0 (0)	7.588 0.10
	Düşük	0 (0)	1 (2.0)	
	Orta	36.4 (60)	48.0 (24)	
	İyi	60.0 (99)	44.0 (22)	
	Çok iyi	3.0 (5)	6.0 (3)	
Sigara Kullanımı	Hayır	78.8 (130)	56.0 (28)	10.308 0.00
	Bıraktım	4.2 (7)	10.0 (5)	
	Evet	17.0 (28)	34.0 (17)	
Alkol Kullanımı	Kullanmam	35.2 (58)	28.0 (14)	12.851 0.00
	Nadir	49.7 (82)	38.0 (19)	
	Orta D.<10yıl)	15.2 (25)	30.0 (15)	
	Fazla	0 (0)	4.0 (2)	
Sistemik Hastalık	Evet	21.2 (35)	6.0 (3)	6.103 0.01
	Hayır	78.8 (130)	94.0 (47)	
Cerrahi Operasyon	Evet	15.2 (25)	26.0 (13)	3.104 0.07
	Hayır	84.8 (140)	74.0 (37)	

Olguların UFAA sonuçlarına göre, spor yapma alışkanlığı, ulaşım tercihi ve günlük bilgisayar kullanma sürelerinin karşılaştırılması Tablo 4.4’de verilmiştir.

UFAA kategorilerine göre, bireylerin spor yapma alışkanlıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0.05$). Ulaşım tercihi ve günlük bilgisayar kullanım süreleri ise inaktif, minimum aktif, çok aktif olan gruplarda istatistiksel olarak farklı değildir.

Tablo 4-4: UFAA Sonuçlarına Göre Olguların Spor Yapma Alışkanlığı, Ulaşım Tercihi ve Günlük Bilgisayar Kullanım Sürelerinin Karşılaştırılması

Çalışma Grubu (N=215)					
	İnaktif Olan (n=47)	Min. Aktif Olan (n=112)	Çok Aktif Olan (n=56)	<i>Total</i>	
	% (n)	% (n)	% (n)	% (n)	λ^2 p
Spor Yapma					
Evet	6.4 (3)	20.5 (23)	51.8 (29)	25.6 (55)	30.796
Hayır	93.6 (44)	79.5 (89)	48.2 (27)	74.4 (160)	0.00
Total	100 (47)	100 (112)	100 (56)	100 (215)	
Ulaşım Tercihi					
Yürüme	34.0 (16)	37.5 (42)	37.5 (21)	36.7 (79)	
Şahsi Araç	12.8 (6)	11.6 (13)	16.1 (9)	13.0 (28)	0.947
Toplu Taşıma	53.2 (25)	50.9 (57)	46.4 (26)	50.3 (108)	0.91
Total	100 (47)	100 (112)	100 (56)	100 (215)	
Bilgisayar Kullanımı					
< 1 saat	42.6 (20)	29.5 (33)	35.7 (20)	34 (73)	
1-2 saat	31.9 (15)	27.7 (31)	30.4 (17)	29.3 (63)	6.762
2-4 saat	17.0 (8)	33.9 (38)	30.4 (17)	29.3 (63)	0.343
> 4 saat	8.5 (4)	8.9 (10)	3.5 (2)	7.4 (16)	
Total	100 (47)	100 (112)	100 (56)	100 (215)	

Araştırmamızın III. aşamasında ise çalışma grubumuzu randomize olarak iki gruba ayırdık.

Her iki gruptaki bireylerin, fiziksel özellikleri Tablo 4.5’de gösterilmiştir. Gruplar arasında yaş, boy, ağırlık ve vücut kitle indeksi ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Tablo 4-5: Grupların Fiziksel Özelliklerin Karşılaştırılması

Çalışma Grubu (N=40)			
	I. Grup (n=20)	II. Grup (n=20)	
	Mean ± SD	Mean ± SD	p
Yaş (yıl)	21.75 ± 2.12	21.45 ± 1.63	0.62
Boy (m)	1.69 ± 0.07	1.70 ± 0.06	0.84
Ağırlık (kg)	59.75 ± 10.57	59.90 ± 9.34	0.96
VKİ (kg/m²)	20.56 ± 2.42	20.55 ± 2.31	0.99

Her iki grupta cinsiyet, vücut kitle indeksi kategorileri ve uluslararası fiziksel aktivite anketi sonuçlarının karşılaştırılmaları Tablo 4.6'da verilmiştir. İki grup arasında, cinsiyet, VKİ kategorileri ve UFAA skorları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur.

Tablo 4-6: Grupların Cinsiyet, VKİ ve UFAA Sonuçlarının Karşılaştırılması

	I. Grup (n=20)	II. Grup (n=20)	<i>Total</i>	λ^2 p
	% (n)	% (n)	% (n)	
Cinsiyet				
Kadın	65.0 (13)	70.0 (14)	67.5 (27)	0.114
Erkek	35.0 (7)	30.0 (6)	32.5 (13)	0.736
Total	100 (20)	100 (20)	100 (40)	
VKİ				
Zayıf (<18.5 kg/m ²)	20.0 (4)	20.0 (4)	20.0 (8)	0.00
Normal (18.5 -<25 kg/m ²)	80.0 (16)	80.0 (16)	80.0 (32)	1.00
Total	100 (20)	100 (20)	100 (40)	
UFAA				
Minimum Aktif	65.0 (13)	60.0 (12)	62.5 (25)	0.107
Çok Aktif	35.0 (7)	40.0 (8)	37.5 (15)	0.744
Total	100 (20)	100 (20)	100 (40)	

Gruplar arasında spor yapma, ulaşım tercihi ve günlük bilgisayar kullanım sürelerinin karşılaştırılması Tablo 4.7’de verilmiştir. Bu 3 özellik bakımından iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Tablo 4-7: Gruplarda Spor Yapma Alışkanlığı, Ulaşım Tercihleri ve Günlük Bilgisayar Kullanım Sürelerinin Karşılaştırılması

	I. Grup (n=20)	II. Grup (n=20)	Total	
	% (n)	% (n)	% (n)	χ^2 p
Spor Yapma				
Evet	45.0 (9)	50.0 (10)	47.5 (19)	0.100
Hayır	55.0 (11)	50.0 (10)	52.5 (21)	0.752
Total	100 (20)	100 (20)	100 (40)	
Ulaşım Tercihi				
Yürüme	40.0 (8)	60.0 (12)	50.0 (20)	4.050
Şahsi Araç	5.0 (1)	15.0 (3)	10.0 (4)	0.132
Toplu Taşıma	55.0 (11)	25.0 (5)	40.0 (16)	
Total	100 (20)	100 (20)	100 (40)	
Bilgisayar Kullanımı				
< 1 saat	50.0 (10)	45.0 (9)	47.5 (19)	1.053
1-2 saat	10.0 (2)	20.0 (4)	15.0 (6)	0.789
2-4 saat	30.0 (6)	30.0 (6)	30.0 (12)	
> 4 saat	10.0 (2)	5.0 (1)	7.5 (3)	
Total	100 (20)	100 (20)	100 (40)	

Her iki gruba ait alt ekstremite ADET ile OUT ölçümleri ve TDKK ölçüm sonuçları Tablo 4.8’de gösterilmektedir. I. ve II. Grupların esneklik ve deri kıvrım kalınlık ölçümleri karşılaştırıldığında gruplar arasında ADET, OUT ve TDKK sonuçları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Tablo 4-8: Gruplarda Alt Ekstremitte Esneklik ve TDKK Sonuçlarının Karşılaştırılması

	Çalışma Grubu (N=40)		p
	I. Grup (n=20)	II. Grup (n=20)	
	Mean ± SD	Mean ± SD	
Esneklik			
ADET (°)	147.75 ± 8.45	150.50 ± 11.75	0.40
OUT (cm)	27.30 ± 7.44	28.43 ± 5.55	0.59
Deri Kıvrım Kalınlığı			
TDKK (mm)	29.14 ± 9.36	33.52 ± 10.55	0.17

I. ve II. Gruplarda bantsız olarak gerçekleştirilen dinamik denge ve dikey sıçrama ortalama sonuçları birbirine benzer bulunmuş, farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 4.9)

Tablo 4-9: Grupların Bantlamalar Öncesi (U1) YDDT ve Dikey Sıçrama Sonuçlarının Karşılaştırılması

	Çalışma Grubu (N=40)		p
	I. Grup U1 (Bantsız)	II. Grup U1 (Bantsız)	
	Mean ± SD	Mean ± SD	
Dinamik Denge (cm)			
Anterior	85.70 ± 11.05	87.89 ± 11.50	0.54
Posterolateral	92.03 ± 12.99	95.50 ± 15.51	0.44
Posteromedial	83.54 ± 11.09	84.46 ± 11.54	0.79
Dikey Sıçrama (watt)			
Peak Power	4052.53 ± 685.70	3836.95 ± 624.69	0.30
Average Power	2003.13 ± 323.06	1933.23 ± 295.20	0.47

4.2. Uygulamalar Sonrası Değerlendirme Sonuçları

I. Gruba kinesio tape (U3) ile sham tape (U2) uygulamalarını gerçekleştirdik. U2 ve U3 ölçümlerinin, bantsız (U1) ölçüm sonuçları ile karşılaştırması Tablo 4.10'da verilmiştir. I. Grup'ta A, PL ve PM yönlerdeki denge ve dikey sıçrama sonuçları U3 uygulamasından sonra, U1 sonrası yapılan ölçümlerle karşılaştırıldığında anlamlı şekilde değişmezken, bu değerler U1'e göre U2 uygulamasından sonra istatistiksel olarak anlamlı derecede artmıştır ($p<0.05$).

Tablo 4-10: I. Grubun U1, U2 ve U3 Uygulamaları Sonrası YDDT ve Dikey Sıçrama Sonuçlarının Karşılaştırılması

I. Grup					
	U1 (Bantsız)	U3 (Kinesiotape)		U2 (Sham Tape)	
	Mean \pm SD	Mean \pm SD	p	Mean \pm SD	p
Dinamik Denge (cm)					
Anterior	85.70 \pm 11.05	85.36 \pm 10.38	0.71	88.02 \pm 11.12	0.00
Posterolateral	92.03 \pm 12.99	91.95 \pm 12.59	0.91	94.06 \pm 12.46	0.02
Posteromedial	83.54 \pm 11.09	83.56 \pm 10.97	0.98	84.99 \pm 11.16	0.03
Dikey Sıçrama (watt)					
Peak Power	4052.53 \pm 685.70	4043.55 \pm 635.52	0.82	4171.07 \pm 670.30	0.01
Average Power	2003.13 \pm 323.06	2000.41 \pm 310.54	0.85	2043.73 \pm 319.07	0.00

I. Grupta U3 ve U2 uygulamalarından sonra gerçekleştirilen, dinamik denge ve dikey sıçrama test sonuçlarının karşılaştırılması Tablo 4.11’de gösterilmiştir. A, PL ve PM yönlerindeki dinamik denge ve dikey sıçrama ortalama değerleri U2’den sonra daha yüksektir. Bu değerler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

Tablo 4-11: I. Grubun U3 ve U2 Uygulamaları Sonrası YDDT ile Dikey Sıçrama Sonuçlarının Karşılaştırılması

I. Grup			
	U3 (Kinesio Tape)	U2 (Sham Tape)	
	Mean ± SD	Mean ± SD	p
Dinamik Denge (cm)			
Anterior	85.36 ± 10.38	88.02 ± 11.12	0.00
Posterolateral	91.95 ± 12.59	94.06 ± 12.46	0.00
Posteromedial	83.56 ± 10.97	84.99 ± 11.16	0.04
Dikey Sıçrama (watt)			
Peak Power	4043.55 ± 635.52	4171.07 ± 670.30	0.00
Average Power	2000.41 ± 310.54	2043.73 ± 319.07	0.00

II. Gruba ise U3 (kinesio tape) ve U4 (rijit tape) uygulamalarını yaptık. II. Grubun U1, U3 ve U4 uygulamalarından sonra, YDDT ile dikey sıçrama sonuçlarının karşılaştırılması Tablo 4.12’de verilmiştir. A, PL ve PM yönlerdeki dinamik denge ve dikey sıçrama ortalama değerleri U3 uygulamasından sonra anlamlı şekilde değişmezken, U4 uygulamasından sonra bu parametrelerde istatistiksel olarak farklılık bulunmuştur, ortalama değerler U4 uygulamasından sonra anlamlı şekilde artış göstermiştir ($p<0.05$).

Tablo 4-12: II. Grubun U1, U3 ve U4 Uygulamaları Sonrası YDDT ve Dikey Sıçrama Ölçüm Sonuçlarının Karşılaştırılması

II. Grup					
	U1 (Bantsız)	U3 (Kinesio Tape)		U4 (Rijit Tape)	
	Mean ± SD	Mean ± SD	p	Mean ± SD	p
Dinamik Denge (cm)					
Anterior	87.89 ± 11.50	88.07 ± 12.27	0.85	91.66 ± 12.45	0.00
Posterolateral	95.50 ± 15.51	95.83 ± 18.05	0.78	99.80 ± 18.84	0.00
Posteromedial	84.46 ± 11.54	85.18 ± 12.99	0.31	88.67 ± 13.58	0.00
Dikey Sıçrama (watt)					
Peak Power	3836.95±624.69	3803.52±594.95	0.27	3983.34±571.99	0.00
Average Power	1933.23±295.20	1920.29±294.27	0.16	1982.37±286.59	0.00

II. Grubunda U3 ve U4 uygulamalarından sonra dinamik denge ve dikey sıçrama ortalama sonuçlarının karşılaştırılması ise Tablo 4.13’de verilmiştir. Dinamik denge ve dikey sıçrama test sonuçlarında U3 ve U4’ten sonra istatistiksel olarak farklılık vardır, bu değerler U4 uygulamasından sonra istatistiksel olarak anlamlı şekilde artmıştır ($p<0.05$).

Tablo 4-13: II. Grubun U3 ve U4 Uygulamaları Sonrası YDDT ve Dikey Sıçrama Sonuçlarının Karşılaştırılması

	II. Grup		P
	U3 (Kinesio tape)	U4 (Rijit tape)	
	Mean ± SD	Mean ± SD	
Dinamik Denge (cm)			
Anterior	88.07 ± 12.27	91.66 ± 12.45	0.00
Posterolateral	95.83 ± 18.05	99.80 ± 18.84	0.00
Posteromedial	85.18 ± 12.99	88.67 ± 13.58	0.00
Dikey Sıçrama (watt)			
Peak Power	3803.52 ± 594.95	3983.34 ± 571.99	0.00
Average Power	1920.29 ± 294.27	1982.37 ± 286.59	0.00

Çalışmamızda I. Gruptaki U2 ve II. Gruptaki U4 uygulamalarından sonra yapılan ölçümleri de karşılaştırdık. Bu sonuçlar Tablo 4.14’de gösterilmiştir.

Buna göre II. Gruptaki U4 uygulamasından sonra yapılan ölçümler, I. Gruptaki U2 uygulamasından sonra yapılan ölçümlere göre daha yüksek bulunmuştur. Ancak bu farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Tablo 4.14: Gruplarda U2 ve U4 Uygulamaları Sonrası YDDT ve Dikey Sıçrama Sonuçlarının Karşılaştırması

Çalışma Grubu (N=40)			
	I. Grup U2 (Sham Tape)	II. Grup U4 (Rijit Tape)	
	Mean ± SD	Mean ± SD	p
Dinamik Denge (cm)			
Anterior	88.02 ± 11.12	91.66 ± 12.45	0.33
Posterolateral	94.06 ± 12.46	99.80 ± 18.84	0.26
Posteromedial	84.99 ± 11.16	88.67 ± 13.58)	0.35
Dikey Sıçrama (watt)			
Peak Power	4171.07 ± 670.30	3983.34 ± 571.99	0.34
Average Power	2043.73 ± 319.07	1982.37 ± 286.59	0.52

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda olguların, genel sağlık durumlarını, FA düzeylerini araştırmanın **I. aşamasında** yapmış olduğumuz anket sorularına verdikleri cevaplar, VKİ ve UFAA sonuçlarına göre değerlendirdik. Olguların (n:215; K/E:165/50) %12.6' sı, '*fazla kilolu*' ve '*obez*' idi. UFAA sonuçlarına göre, '*inaktif*' olanların oranı %21.9 (n:57), '*minimum aktif*' (%52, n:112) ve '*çok aktif*' (%26, n:56) olanların oranı ise %78.1'dir (Tablo 4.2). Cinsiyete göre yapılan karşılaştırmalarda ise, kadın ve erkek olguların yaşları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yokken; boy, kilo ve VKİ açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır (Tablo 4.1). Ancak, VKİ her iki cinste ortalama değerler normal sınırlardadır, (sırasıyla 20.94 ± 2.79 , 23.80 ± 3.50).

UFAA sonuçlarına göre, bireylerin spor yapma, ulaşım tercihleri ve günlük bilgisayar kullanım sürelerini karşılaştırdığımızda, spor yapma alışkanlığına göre gruplar arasında anlamlı bir fark vardır ($p < 0.05$). İnaktif olan bireylerin %93.6' sının (n:44) düzenli olarak spor ve fiziksel aktivite yapmadıklarını, çok aktif olan grupta ise %51.8'inin (n:29) ise düzenli olarak spor yaptığını belirledik (Tablo 4.4).

Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ), vücut kompozisyonundaki artmış yağ düzeyini, insan sağlığını olumsuz şekilde etkileyen faktörlerden biri olarak tanımlamaktadır (187). Yetişkin bireylerde, sağlığı tehdit eden faktörler arasında, beslenme alışkanlıkları, sedanter yaşam tarzı üst sıralarda yer almaktadır (188). FA, 'her günkü işler sırasında, iskelet kasları yoluyla meydana gelen istemli hareketlerin toplamı' olarak değerlendirilir (189). Literatürde, düzenli FA alışkanlığının, sağlığın korunmasına ve yaşam kalitesinin artırılmasına etki ettiği gösterilmiştir, ancak gelişen teknoloji, günlük işlerin gerçekleştirilmesi sırasında işyerleri ve okullarda, teknolojinin daha fazla kullanılması, yetişkinlerde FA düzeyinin düşmesine neden olabilmektedir (190). Fiziksel inaktivite nedeniyle oluşan sedanter yaşam tarzı sonucu enerji alımı ve enerji harcaması arasındaki denge bozulmakta ve vücut ağırlığı artmaktadır. Literatürde de birçok kesitsel çalışmada, FA düzeyi ile VKİ arasında negatif korelasyon ilişkisi olduğunu gösterilmiştir (191). Vücut ağırlığı ve VKİ' deki artış, sağlıklı bireylerde performans parametrelerini de direkt olarak etkileyebilmektedir. Koz (2012) yaptığı çalışmada da; vücut ağırlığının, hız, dayanıklılık, beceri, denge, atlama ve sıçrama kabiliyeti performansları üzerinde olumsuz etkilerinin olduğunu göstermiştir (192)

Bu nedenlerle çalışmamızda, olguların dikey sıçrama ve dinamik denge sonuçlarına FA düzeylerinin ve vücut kompozisyon değerlerinin etkisini azaltabilmek amacıyla, çalışmanın **II. aşamasına**, VKİ > 25 olan, UFAA sonucu inaktif olan, çalışmaya katılmaya gönüllü olmayan, bireyleri (n:146) dahil etmedik. Aynı şekilde bu aşamada, çalışmaya devam etmek istemeyen (n:26), süreç içinde çalışma dışında herhangi bir nedenden dolayı akut bir sakatlanma geçiren (n:3), bireyleri (n:29) de araştırmamızdan çıkarttık.

Çalışmanın **III. aşamasına** devam eden her iki grubun fiziksel özellikleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur (Tablo 4.5). I. ve II. Grup'larda, cinsiyet, VKİ kategorileri ve UFAA sonuçlarının dağılımı incelendiğinde, dağılımlar istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemiştir (Tablo 4.6). Her iki grubun spor yapma alışkanlıkları, ulaşım tercihleri ve günlük bilgisayar kullanım durumları da benzerdir, istatistiksel olarak farklılık yoktur (Tablo 4.7). Böylece çalışma gruplarımız arasında benzer bir dağılım olduğu görülmüştür.

Çalışmamızın **III. aşamasında** olguların dikey sıçrama ve dinamik denge sonuçlarını direkt etkileyebilecek parametrelerden, Hamstring esneklik ve toplam deri kıvrım kalınlığı ölçümleri de yapıldı. Esneklik değerlendirmelerinde, ADET ve OUT'u kullandık. Scott ve ark. (2008)'nin yaptığı çalışmada hamstring kas grubunun esneklik ölçümünde, dört farklı klinik test arasında diz ekstansiyon açısının ölçümünün (ADET) gold standart olduğu belirtilmiştir (171). Alt ekstremitte esneklik değerlendirmesinde kullandığımız testlerden diğeri ise standart OUT'dur. Literatürde OUT için birçok protokol vardır. Bazı çalışmalar modifiye OUT'un geçerlilik ve güvenilirliğinin, daha yüksek olduğunu göstermişlerdir (193, 194). Bu testin, protokollerinin uygulanmasının kolay olması, az spor yeteneğiyle de yapılabilir olması büyük bir avantaj sağlamaktadır. Kol ve gövde ile ilişkili olarak, kısa bacak uzunluğunun standart OUT performansında bir avantaj sağladığı belirtilmiştir (195). Çalışmamızda değerlendirmelerin yapıldığı dominant taraf alt ekstremitte uzunlukları, her iki gruba göre karşılaştırıldığında (I. Grup: 88.15 ± 4.35 / II. Grup: 89.75 ± 4.64), istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ayrıca iki grup arasında esneklik ve toplam deri kıvrım kalınlığı ölçüm sonuçları arasında da anlamlı bir fark yoktur (Tablo 4.8)

Ön değerlendirme sonuçlarımız dikkate alındığında, randomize olarak oluşturduğumuz I. grup ve II. gruptaki olguların, fiziksel özellikleri, antropometrik değerleri, UFAA skorları, yaşam tarzları ve sağlık durumları, esneklik parametreleri arasında anlamlı bir fark yoktur ve gruplar birbirine benzerdir.

Çalışmamızın III. aşamasında, sağlıklı yetişkin kişilerde triseps surae kasına uygulanan *kinesio tape* ve *rijit tape* uygulamalarının, dinamik denge ve dikey sıçrama üzerine anlık etkilerini inceledik ve yapılan farklı tape uygulamalarının etkilerini karşılaştırdık.

Her iki grubumuzda (I.Grup (n=20; K/E:13/7) ve II. Grup (n=20; K/E:14/6)) bantlama uygulamaları yapılmadan önce (U1), dikey sıçrama ve dinamik denge ortalama değerleri arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (Tablo 4.9).

Literatürde kinesio tape uygulama tekniklerinin etki mekanizmaları ve etkinliği konularındaki bilimsel veriler sayıca yetersizdir. Bazı çalışmalar kinesio tape uygulamalarının eklem çevresi kas dokusunu destekleyerek kası güçlendirdiği, eklem stabilitesini artırılabilirdiği ve eklem hareketleri kolaylaştırdığı, kas, bağ, tendon, sinir gibi yapılar üzerindeki baskı-basıncı azaltarak dokularda bir tür inhibisyon oluşturduğu, propriyosepsiyonu arttırdığı yönündeki görüşlerini bildirirken, bazıları da kinesio tape uygulamalarının eksantrik ve konsantrik kas gücü üzerine veya propriyosepsiyon üzerine herhangi bir etkisi olmadığını savunmaktadır (196). Kinesio tape ile yapılan çalışmalarda, bantlama tekniklerinin birçok farklı parametre üzerinde etkileri gösterilmeye çalışılmıştır. Kas kuvvetini ve performansı arttırmaya yönelik özellikle spor alanında kinesio tape kullanımı sık olsa da, bu etkiyi destekleyen bilimsel kanıtlar az ve çelişkilidir (197, 198).

Sağlıklı kişilerde tibialis anterior kasına kinesio tape uygulamasının, alt ekstremitedeki mekanik etkilerini yüksek lisans tezinde inceleyen Çörekçi Aklar, A. (2015), kinesio tape uygulamasının tüm alt ekstremitte kaslarında farklı büyüklük ve yönlerde doku deformasyonlarına neden olduğunu 'Magnetic Resonans Imaging (MRI)' bulguları ile gösterilmiştir. Kinesio tape uygulamasından sonra, gastroknemius kasında %24.9 uzama, %20.3 kısalma, soleus kasında %24.7 uzama, %20.3 kısalma gerçekleştiği belirtilmiştir.

Bu çalışmada kinesio tape uygulaması ile lokal etkilere bağlı gerçekleşen mekanik yüklenmelerin, epidermisten, kasa ve kas içi konnektif doku birimlerine kadar iletilmesini sağlayan fasya iletişim ağı üzerinde önemli bir rol oynadığı kanısına varılmıştır (199).

Hsieh ve ark. 31 sağlıklı (K/E; 12/19) yetişkin üzerinde yapmış oldukları çalışmada, triseps surae kasına uygulanan elastik bant uygulamasının etkilerini araştırmışlar, dikey sıçrama sırasında bilateral medial gastroknemius, tibialis anterior ve soleus kaslarının 'Elektromyografi (EMG)' aktivasyonlarını ölçmüşlerdir. Sonuç olarak elastik tape uygulamasının, medial gastroknemius kasının EMG aktivasyonunda artışa neden olduğunu göstermişlerdir (200). Benzer bir çalışmada Huang ve ark. da sağlıklı inaktif kişilerde (n=31; K/E:12/19) triseps surae kasına, kinesio tape ve plasebo tape uygulamalarının, kas aktivitesi üzerine etkisini incelemişler, medial gastroknemiusun EMG aktivasyonunun artış eğiliminde olduğunu fakat bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir (24).

EMG ölçümlerinin yapıldığı bir diğer çalışmada ise, Csapo ve ark. 22 gönüllü erkek olguda, triseps surae kasına uygulanan kinestetik bantlamanın, kas gücü üzerine etkisini, EMG değerlendirmeleri ile belirlemeye çalışmışlar, bantlamanın izometrik kas gücü üzerinde önemli bir etkisi olduğunu, bu etkinin de eklem pozisyonu ile ilişkili olduğu belirtilmiştir. Ayak bileği eklemi tam dorsifleksiyonda iken, istatistiksel olarak kas gücü üzerinde bantlamanın anlamlı bir artış sağladığı ($p<0.05$), ancak eklem plantar fleksiyonda iken etkili olmadığı gösterilmiştir (201).

Bu veriler ışığında, kinestetik bantlamaların, plantar fleksör kasların, en uzun olduğu durumlarda, güçlü ama yavaş kasılmalarının gerektiği aktivitelerde hareketleri kolaylaştırabileceğini belirtilirken, sprinterlerde ya da topukta yükselme performansı içeren aktiviteleri yapan kişilerde bantlamanın, performans geliştirici olarak kullanılabileceği belirtilmiştir (201).

Dikey sıçrama, sporcularda, alt ekstremitte performansı kapasitesinin göstergelerinden biri olarak değerlendirilmektedir (202). Spor ve egzersiz beceri testlerinde kullanılan dikey sıçrama, önceki çalışmalara sıkça konu olmuş, tartışılmıştır (203-205). Dikey sıçrama yüksekliği, genelde spor performanslarında istenilen, performans kapasitesini gösteren becerilerden biridir (206).

Dikey sıçrama, sporda, triseps surae kas gücünü gerektiren hareketlerin, ortak performans ölçütü olarak kullanılması tavsiye edilmektedir (207-209). Sporcuların performansını arttırmada dikey sıçrama performansının etkisi, etki mekanizmaları tanımlanmaya çalışılmıştır.

Bazı yazarlar, konsentrik fazda maksimum kuvvet çıkışındaki artışın, kasın nöral etkilenimine bağlı olduğunu bildirmişlerdir (210, 211). Bu artan kas kasılma kuvveti nedeniyle, dikey sıçrama mesafesinin de artabileceği ileri sürülmüştür (212).

Çalışmamızda I. Gruptaki olgulara triseps surae kasına kinesio tape uygulanmış (U3), bant uygulanmamış durumda (U1), dikey sıçrama performansı üzerine anlık etkisini ölçtük. Bu grupta her iki uygulamadan sonra elde edilen farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 4.10). II. grupta da U3 ile U1 uygulamalarının, grup içi değerlendirmelerinde dikey sıçrama sonuçlarının kinesio tape uygulamasından sonra bir miktar düştüğünü ancak bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını (Tablo 4.12) belirledik.

Hsieh ve ark. kinesio tape uygulamasının EMG aktivasyonu üzerine etkisini araştırdıkları çalışmada, bantlamanın dikey sıçrama üzerine etkisini incelemişler, bantlamalar öncesinde, bantlamalardan 30 dk sonra yapılan dikey sıçrama testlerinde, yer reaksiyon kuvvetinde anlamlı artış ($p=0.026$) olduğunu belirtmişlerdir. Maksimum sıçrama için, kalça ekstansörlerinin, ayak bileği ve diz kaslarından daha fazla etkili olduğunu, değişmeyen sıçrama yüksekliğinin bu mekanizma ile açıklanabileceğini belirten araştırmacılar, yer reaksiyon kuvvetindeki anlamlı artışın da, dikey sıçrama esnasında bantlamanın triseps suraenin kasılma kapasitesini kolaylaştırması ile açıklamışlardır (200).

Csapo ve ark. da triseps surae kasına uygulanan kinestetik bantlamanın kas gücü üzerine etkisi dışında dikey sıçrama sıçrama performansı üzerine etkisini de inceledikleri çalışmada, bantlamanın sıçrama yüksekliği ya da yer reaksiyon kuvvetine hiçbir etkisinin olmadığını bildirmişlerdir (201).

Huang ve ark. çalışmalarında dikey sıçrama performansını değerlendirmişler, çalışmanın sonucuna göre kinesio tape ile plasebo tape uygulamaları arasında farklılıklar gözlenmiştir. Kinesio tape uygulanan grupta, sıçrama esnasında, dikey yer reaksiyon kuvvetinde (vertical ground reaction force) belirgin artış olduğu, fakat bu

artışın plasebo kinesio tape uygulaması yapılan grubun değerlerine göre, istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir (24).

Sham tape uygulamasının kullanıldığı bir başka çalışmada, Soriano ve ark. kinesio tape uygulamasının sağlıklı kişilerde kas tonusu üzerine etkisini incelemişlerdir.

Sonuç olarak, kinesio tape ve sham tape uygulamalarının, gastroknemius kası üzerinde, kas tonusu, esneklik ve kas gücü üzerine anlamlı bir etkisi bulunmadığını göstermişlerdir (213).

Çalışmamızda, I. grupta kinesio tape uygulaması dışında sham tape (U2) uygulamasını gerçekleştirdik. U2 ve U1(bantsız) uygulamaları karşılaştırıldığında, sham tape uygulamasının dikey sıçrama performansı üzerindeki etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ($p<0.05$), performansı arttırdığını belirledik (Tablo 4-10). Ayrıca U2 ve U3 (kinesio tape) uygulamalarını da karşılaştırdığımız zaman, sham tape uygulanan grubun dikey sıçrama sonuçlarının (ortalama ve maksimum anaerobik power), kinesio tape uygulanan grubun sonuçlarına göre, istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğunu bulduk ($p<0.05$), (Tablo 4.11). Sonuç olarak, sham tape uygulamasının anlamlı şekilde dikey sıçrama performansını etkilemesi, bantlamanın kasın kuvvetinde artışa neden olması ve kasın aktivasyonunun değişimi ile ilgili olabilir. Çalışmamızda triseps surae kasında EMG ile kas aktivasyonu değişimlerini değerlendirmedik. EMG aktivasyonu ölçümlerini içeren çalışmaların bu konuda daha iyi kanıtlar sunacağı düşüncesindeyiz.

Morris ve ark. yaptıkları sistematik derleme çalışmasında, kinesio tape uygulamasının etkilerini incelemek için; Medline, Ovid, Science Direct, Pedro, Cochrane gibi veritabanlarını taramışlardır. Sonuçta; kinesio tape uygulamasının, plasebo bantlama ya da diğer bant türleriyle yapılan uygulamalara göre daha üstün olduğunu gösteren kanıtlar düşüktür. Plantar fasiitte ağrı üzerine etkisinin araştırıldığı randomize kontrollü bir çalışmada, kinesio tape uygulamasının kısa dönemde orta derecede yararlı etkisi olmasına rağmen, tedavinin etkinliğinin netlik kazanmadığı bildirilmiştir (214).

II. gruba ise, kinesio tape uygulaması dışında rijit tape (U4) uygulamasını da gerçekleştirdik. U1 ve U4 uygulamalarımızı karşılaştırdığımızda, rijit tape uygulamasının vertikal sıçrama parametrelerinde, ortalama ve maksimum anaerobik güç hesaplamalarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0.05$).

Rijit tape uygulaması dikey sıçrama performansını her iki parametre için anlamlı olarak arttırmıştır (Tablo 4.12).

II. grupta U3 ve U4 uygulamalarını karşılaştırdığımızda da, vertikal sıçrama parametrelerinde, ortalama ve maksimum anaerobik güç değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0.05$). Buna göre, rijit tape uygulamasının, dikey sıçrama sırasında kinesio tape uygulamasına göre daha üstün olduğunu gördük (Tablo 4.13).

Kinesiotape ve rijit tape farklı uygulama teknikleriyle, dikey sıçrama ölçümlerini arttırmak amacıyla önerilmektedir. Rijit bant, ayak bileğinde, stabilizasyon, koruma, eklem hareket kısıtlılığı sağladığı için tercih edilebilirken, kinesio tape kullanımının ise, medial gastroknemius kas kuvvetinde ve pushoff sıçrama fazında yer reaksiyon kuvvet artışında etkili olduğu düşünülmektedir (16).

Çalışmamıza çok benzer bir çalışmada, Nunes ve ark. sağlıklı atletlerde ($n=20$; K/E: 9/11) triceps surae kasına uygulanan kinesio tape uygulamasının sıçrama ve denge üzerine etkileri araştırılmıştır. Kinesio tape dışında kontrol grubuna plasebo olarak rijit tape ile uygulama yapmışlardır. Ancak bu çalışmada rijit tape uygulaması sırasında herhangi bir kas tekniği kullanılmamıştır. Çalışma sonucunda, kolej atletlerinin spora dayalı performans hareketlerinde kinesio tape ve plasebo tape uygulamalarının performansı arttırmadığını belirtmiş, atletlerde tape kullanımının tek amacı sıçrama ve denge performansını arttırmaya yönelik ise kinesio tape kullanmamalarını önermişlerdir (215).

Biz de rijit tape uygulamasını kinesio tape uygulamasına benzer şekilde sadece, bant türü farklı olacak şekilde uyguladık. Tüm gruplarda, uygulamalar hep dominant ekstremiteye uygulanarak, dikey sıçrama performansları da dominant taraf ile yapıldı. Nunes ve ark. (215) ise rijit tape ile plasebo bantlama grubu oluşturdukları çalışmalarında, bantlamaların hangi ekstremiteye uygulanacağını rastgele belirleyerek, sadece olguların yarısında dominant tarafa denk gelecek şekilde bantlama uygulamasını yapmışlardır. Rijit bant uygulamasını biz ayak bileği tamamen dorsifleksiyonda iken uygularken, onlar nötral pozisyonda uygulamışlardır. Sonuç olarak rijit bant uygulamasının dikey sıçrama performansı üzerine etkili olduğunu gördük. Bu sonucun rijit tape uygulamasının kasa daha çok uyarı vermesi, kasın en uzun pozisyonunda uygulanması, kasın güçlü ama yavaş kasılmalarının gerektiği aktivitelerde hareketleri kolaylaştırabilmesi, sprintlerde ya da topukta yükselme performansı içeren aktiviteleri

yapan kişilerde rijit bantlamanın performans geliştirici olarak kullanılabileceğini düşünmekteyiz. Rijit tape uygulamasının fasya üzerinde daha etkili olduğu da bildirilmektedir. Kas lifleri doğrultusunda uygulanan rijit tape, kasın fasilitasyonunu artırabilir.

Daha kapsamlı, daha geniş olgu grupları üzerinde yapılacak olan çalışmalarda, EMG ya da MRI değerlendirmeleri ile kas aktivasyonlarındaki değişimler karşılaştırılabilirse daha iyi kanıtlar elde edilebilir.

Kinesio tape uygulamalarının etki süresi ile ilgili çalışmalarda da tartışılmalı sonuçlar vardır. Slupik ve ark. (161), kinesio tape uygulamasının vastus medialis oblikus (VMO) kasının biyoelektrik aktivitesine etkisini incelemişler, kinesio tape uygulaması öncesi ve VMO kasına tape uygulamasından 10 dk, 1, 3 ve 4 gün sonra EMG değerlendirmeleri yapmışlardır. Çalışmada kinezyolojik bant uygulamasının biyoelektriksel etkilerinin 24 saat sonra ortaya çıktığı, kinezyolojik bant çıkartıldıktan sonra da etkilerinin 48 saat devam ettiği gösterilmiştir.

Kenzo K., kinesio tape' ın, deride adaptasyon oluşturması için gerekli sürenin 10 dk olduğunu bildirmiştir (21). Merion ve ark. kinesio tape, sham tape ve kontrol gruplarında, bantlamaların üniversite öğrencilerinde, hamstring kas grubunun esnekliğine akut etkisini araştırmışlardır. Kinesio tape uygulaması öncesi ve uygulamadan 12 dk sonrası elde edilen sonuçlara göre, kinesio tape uygulamasının kalça fleksiyon hareket açıklığı üzerinde, istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir (216). Biz de çalışmamızda anlık etkileri değerlendirmek için, her üç tape uygulamasından 45 dk sonra ölçümlerimizi gerçekleştirdik.

Çalışmamızda dinamik dengeyi de değerlendirdik. Dengenin değerlendirilmesi için yıldız dinamik denge testini (YDDT) kullandık. YDDT, tek bacak üzerinde dengeyi korumayı gerektiren bir testtir. Alt ekstremité yaralanmalarından kaynaklanan, fonksiyonel kayıpların değerlendirilmesinde de kullanılır (217). YDDT, dinamik denge ölçümlerinde kullanılan güvenilir bir testtir (176, 218, 219).

Literatürde, kinesio tape uygulamasının denge fonksiyonları üzerine herhangi bir etkisinin olup olmadığı çok iyi açıklanmamıştır (214, 220, 221).

Biçici S. yüksek lisans tezinde kronik ayak bileği yaralanması olan basketbolcularda, kinesio tape ve rijit tape uygulamalarını karşılaştırmıştır. Rijit tape uygulamasını, çalışmamızdan farklı olarak, ayak bileğini inversiyon yönde

burkulmalara karşı destekleyecek şekilde uygulamıştır. YDDT ile değerlendirdiği sonuçlarının, iki tape uygulamasından sonra istatistiksel olarak anlamlı şekilde değişmediği belirtilmiştir. Statik denge değerlendirmelerinde ise kinesio tape uygulamasının, rijit tape ve bantsız değerlendirmelere göre daha iyi sonuçlar verdiğini göstermiştir (222).

Çalışmamızda da bu sonuçları destekleyecek şekilde, kinesio tape uygulamasının iki grubumuzda da dinamik denge sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığa sebep olmadığı, A, PL ve PM yönlerde uzanma mesafesinin değişmediğini gördük. I. grupta sham tape uygulamasının dinamik denge sonuçlarını (A, PL ve PM yönleri) arttırdığını, bu artışın istatistiksel olarak da anlamlı olduğunu gördük (Tablo 4.10).

U2 ve U3 uygulamalarını karşılaştırdığımızda ise dinamik denge üzerinde bu iki bant uygulaması arasında da anlamlı fark vardır ($p<0.05$), sham tape uygulamasının, kinesio tape uygulamasına göre dinamik denge üzerinde daha üstün olduğunu gösteren sonuçlar elde ettik (Tablo 4.11).

Akbari ve ark çalışmalarında; sağlıklı bireyleri iki gruba ayırarak, bir gruba dengeye yönelik egzersizleri 6 hafta süreyle hafta da 3 kez olacak şekilde uygularken, diğer gruba rijit tape (6 hafta, 3 kez/hafta) uygulamaları yapmışlardır. 6 hafta sonra ve öncesi sonuçların, Biodex Denge Sistemi ile karşılaştırmalarında, bireylerin denge parametreleri gözler açık-kapalı durumda iken gruplar (egzersiz ve rijit tape grubu) birbirine üstün bulunmamıştır (223).

Hardy ve ark. ayak bileğine uygulanan, profilaktik rijit tape uygulamasının, statik, dinamik denge ve sıçrama üzerine etkisini inceledikleri bir çalışmalarında, daha önce ayak bileği yaralanması geçirmeyen 15 genç bireyi değerlendirmişlerdir. Uygulama öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, rijit tape uygulamasının ayak bileği dengesi, sıçrama performansı veya sıçramanın itme aşamasına hiçbir etkisinin olmadığını göstermişlerdir (224).

Çalışmamızda II. grubun U4 (rijit tape) ve U1 (bantsız) uygulamalarını değerlendirdiğimizde, rijit tape uygulamasının dinamik denge üzerinde, bantsız ölçümlere göre, istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu ($p<0.05$), rijit tape uygulamasının, A, PL ve PM yönlerde uzanma ölçümlerini anlamlı şekilde arttırdığı sonucuna vardık (Tablo 4.12). Ayrıca aynı grupta U3 (kinesio tape) ve U4 (rijit tape) uygulamalarından sonra, rijit tape uygulaması, dinamik denge üzerinde, tüm

yönlerde istatistiksel olarak anlamlı derecede artışa sebep olmuştur ($p<0.05$), (Tablo 4.13).

II. grupta U4 (rijit tape) ve I. grupta U2 (sham tape) uygulamalarından sonraki dinamik denge ölçümlerinde, hem sham tape, hem rijit tape uygulamasının, dinamik denge üzerinde her yönde (A, PL ve PM yönlerde) artışa sebep olduğunu, ancak bu artışlar arasında anlamlı bir fark olmadığını gördük (Tablo 4.14)

Sonuç olarak çalışmamızda, bantsız ölçümlerde gruplar arasında anlamlı bir fark yokken, rijit tape uygulamasından sonra hem dikey sıçrama, hem de dinamik denge sonuçları kinesio tape uygulanan grubunun değerlerine göre daha üstün bulunmuştur. Sham tape uygulamasından sonra yapılan ölçümler de kinesio tape uygulaması sonrasında alınan değerlere göre daha yüksektir. Dikey sıçrama sırasında triceps surae kasındaki maksimal kas kontraksiyonundaki artışı direkt olarak belirleyebilmek için, yer reaksiyon kuvvetinin ya da kastaki aktivasyon değişiminin gösterilebilmesi bu sonuçların açıklanması açısından önemli olduğunu düşünüyoruz. Ancak bazı çalışmalarda kastaki EMG aktivasyonundaki ve yer reaksiyon kuvvetindeki artışa rağmen, dikey sıçrama sonuçlarının etkilenmediği de gösterilmiştir. Buna göre, rijit tape ve kinesio tape uygulamalarını karşılaştıran daha geniş grupları içeren ve kas boyundaki değişimleri üç veya dört boyutlu olarak gösterebilecek MRI desteğiyle yapılmış çalışmalara bu konulara daha fazla ışık tutabilir. Ancak bulgularımızı dikkate aldığımızda da rijit tape uygulamalarının vertikal sıçrama ve dinamik denge sonuçlarını diğer uygulamalara göre çok daha etkin bir şekilde arttırmasının rijit bantlamanın fasya üzerinde daha fazla fasilitasyon belki mekanoreseptörler üzerindeki etkisinin daha yüksek olması nedeniyle olabileceği düşüncesindeyiz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

6.1. Sonuç

Sağlıklı kişilerde triseps surae kasına uygulanan kinesio tape ve rijit tape uygulamalarının dikey sıçrama ve dinamik denge üzerine anlık etkisini araştırmak amacıyla yaptığımız çalışmada elde ettiğimiz sonuçlar aşağıda özetlenmiştir:

- Dinamik denge ile dikey sıçrama bantsız ölçüm sonuçları kinesio tape uygulamasından sonra anlamlı şekilde değişmemiştir, sham tape uygulamasından sonra istatistiksel olarak anlamlı derecede artış görülmüştür.
- Kinesio tape uygulamasından sonra dinamik denge ve dikey sıçrama testlerinin ortalama değerleri sham tape uygulamasından sonraki değerlere göre daha düşüktür. Bu fark istatistiksel olarak da anlamlıdır.
- Bantsız ölçüm sonuçlarına göre dinamik denge ve dikey sıçrama ortalama değerleri kinesio tape uygulamasından sonra anlamlı şekilde değişmezken, rijit tape uygulamasından sonra bu parametrelerde istatistiksel olarak farklılık bulunmuştur, ortalama değerler rijit tape uygulamasından sonra anlamlı şekilde artış göstermiştir.
- Dinamik denge ve dikey sıçrama test sonuçlarında kinesio tape ve rijit tape uygulamalarından sonra istatistiksel olarak farklılık vardır, bu değerler rijit tape uygulamasından sonra istatistiksel olarak anlamlı şekilde artmıştır.
- Gruplar arası karşılaştırmalara baktığımızda ise rijit tape uygulamasından sonra yapılan ölçümler, sham tape uygulamasından sonra yapılan ölçümlere göre daha yüksek bulunmuştur. Ancak bu farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir.

6.2. Öneriler

Randomize kontrollü olarak gerçekleştirdiğimiz çalışmamızın sonuçları, rijit tape uygulamasının dikey sıçrama ve dinamik denge üzerinde anlık etkilerinin kinesio tape uygulamasına göre daha etkin olabileceğini göstermektedir. Ancak araştırma konumuzla ilgili olarak daha çok sayıda olgu grupları ile gerçekleştirilmiş çalışmalardan elde edilecek kanıtlara, farklı bantlama yöntemlerinin kas ve fasyadaki etkilerini direkt olarak karşılaştıran çalışmalara ihtiyaç olduğunu düşünüyoruz. Sonuç olarak bulgularımızı dikkate aldığımızda da, rijit tape uygulamalarının vertikal sıçrama ve dinamik denge sonuçlarını daha fazla arttırmasının, rijit bantlamanın fasya üzerindeki fasilitasyon etkisinin diğer bant uygulamalarına göre daha üstün olmasından kaynaklı olabileceği düşüncesindeyiz.

7. KAYNAKLAR

1. Winter DA. Moments of force and mechanical power in jogging. *J of Biomech.* 1983; 16(1): 91-7.
2. Winter DA. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clin Orthop and Relat Res.* 1983 (175): 147-54.
3. Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J of Biomech.* 2001; 34(11): 1387-98.
4. Ishikawa M, Komi PV, Grey MJ, Lepola V, Bruggemann GP. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J of App Physio.* 2005; 99(2): 603-8.
5. Wakeling JM. The recruitment of different compartments within a muscle depends on the mechanics of the movement. *Biology letters.* 2009; 5(1): 30-4.
6. Markin SN, Lemay MA, Prilutsky BI, Rybak IA. Motoneuronal and muscle synergies involved in cat hindlimb control during fictive and real locomotion: a comparison study. *J of Neuroph.* 2012; 107(8): 2057-71.
7. Wilkie DR. The relation between force and velocity in human muscle. *J of Physio.* 1949; 110(3-4): 249-80.
8. Driss T, Lambertz D, Rouis M, Jaafar H, Vandewalle H. Musculotendinous stiffness of triceps surae, maximal rate of force development, and vertical jump performance. *Bio Med Res int.* 2015; 797-256.
9. Sargent DA. "The physical test of a man" The American Physical Education Review View at Google Scholar. 1921; 26(4): 188-94.
10. Driss T, Vandewalle H, Monod H. Maximal power and force-velocity relationships during cycling and cranking exercises in volleyball players. Correlation with the vertical jump test. *J of Sports Med and Physi Fitness.* 1998;38(4): 286-93.
11. Vandewalle H, Peres G, Heller J, Panel J, Monod H. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *Europ J of App Physio and Occup Physi.* 1987; 56(6): 650-6.
12. Rouis M, Attiogbe E, Vandewalle H, Jaafar H, Noakes TD, Driss T. Relationship between vertical jump and maximal power output of legs and arms: effects of ethnicity and sport. *Sca J of Med & Sci in Sports.* 2015; 25(2): 197-207.

13. Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *Europ J of Applied Physio.* 2000 Feb;81(3):181-7. PubMed PMID: 10638375.
14. Bojsen-Moller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, Kjaer M, Aagaard P. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J of App Physio.* 2005; 99(3): 986-94.
15. Loram ID, Lakie M. Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J of Pysio.* 2002; 545: 1041-53.
16. Loram ID, Maganaris CN, Lakie M. Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. *J of Physio.* 2005; 564: 295-311.
17. Hawley JA, Williams MM, Vickovic MM, Handcock PJ. Muscle power predicts freestyle swimming performance. *Brit J of Sports Med.* 1992; 26(3): 151-5.
18. Evans WJ. Exercise strategies should be designed to increase muscle power. *J of Geronth Series A, Bio Scien and Medi Scien.* 2000; 55(6): 309-10.
19. Bakhtiari R. Evaluation of static and dynamic balance and knee proprioception in young professional soccer players. *Annals of Bio.* 2012; 3(6): 73.
20. Murray H. Effects of Kinesio taping on muscle strength after ACL-repair 2001; Available from: <http://www.kinesiotaping.com>. Erişim 29.10.2015.
21. Kase K, Wallis J, Kase T, Association KT. *Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Methods*: Kinesio Taping Assoc.; 2003.
22. Christou EA. Patellar taping increases vastus medialis oblique activity in the presence of patellofemoral pain. *J of the Int Socie of Electrophysio Kinesio.* 2004; 14(4): 495-504.
23. Whittingham M, Palmer S, Macmillan F. Effects of taping on pain and function in patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled trial. *The J of Orthop and Sports Physi Therapy.* 2004; 34: 504-10.
24. Huang YC, Hsieh HT, Lu CS, Su CF. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *Biomedical engineering online.* 2011; 10(70).
25. Ombregt L, Bisschop P, Veer HJ. *A System of Orthopaedic Medicine*: Churchill Livingstone; 2003.

26. Lippert L, Lippert L. *Clinical Kinesiology and Anatomy*. 2nd ed. F.A. Davis: Philadelphia; 2006. Available from: <http://www.r2library.com/public/ResourceDetail.aspx?authCheck=true&resid=288>. Erişim: 28.06.2015.
27. Wood GW, Whittle AP. Fractures of Lower Extremity. In: Canale ST, ed. *Campbell's Operative Orthopedics*; 2003.
28. Marsh JL, Saltzman CL. Ankle Fractures. In: Bucholz RW, Heckman JD, Court-Brown CM, ed. *Rockwood and Green's Fractures in Adults*. Philadelphia; 2006.
29. Ege R. Ayak ve Ayak Bileği Sorunları. In: Ege R, ed. *Ayak bileği yaralanmaları*. Ankara: Türk Hava Kurumu Basımevi; 1999; 707-95.
30. Moralar Ü. *Cerrahi tedavi uygulanmış ayak bileği kırıklarının pedobarografi ile değerlendirilmesi*. Edirne; 2003.
31. Jahss MH. Examination. In: Jahss MH ed. *Disorders of the Foot and Ankle. Medical and Surgical Management*. W.B. Saunders: Philadelphia; 1992: 41-51.
32. Ferner H, Staubesand J. Sobotta İnsan Anatomisi Atlası. Türkçeleştirme Editörü: Arıncı K.: 2(18); İstanbul: Atlas Tıp Kitapçılık; 1985.
33. Sayli U, Tanrıover A, Tokgozoglu M, Kayaalp A, Irgit K. Ayak bileği dejeneratif artrit ve artrodez. *TOTBİD*. 2013; 12(2): 177-81.
34. Calhoun JH, Li F, Ledbetter BR, Viegas SF. A comprehensive study of pressure distribution in the ankle joint with inversion and eversion. *Foot & Ankle Int*. 1994; 15(3): 125-33.
35. Lambert KL. The weight-bearing function of the fibula. A strain gauge study. *The J of Bone and Joint Surg USA*. 1971; 53(3): 507-13.
36. Kimizuka M, Kurosawa H, Fukubayashi T. Load-bearing pattern of the ankle joint. Contact area and pressure distribution. *Arch of Orthop and Trau Surg*. 1980; 96(1): 45-9.
37. Athanasiou KA, Niederauer GG, Schenck RC. *J Biomech Topog of Human Ankle cartilage*. Annals of biomedical engineering. 1995; 23(5): 697-704.
38. Ateshian GA, Soslowsky LJ, Mow VC. Quantitation of articular surface topography and cartilage thickness in knee joints using stereophotogrammetry. *J of Biomech*. 1991; 24(8): 761-76.
39. Nyska M, Mann G. *The unstable ankle*. Champaign, IL: Human Kinetics; 2002.

40. Ege R. Ayak ve Ayak Bileği Sorunları. Ege R, ed. Ankara: 1999; 17-46.
41. Sanel S, Murat F, Ermis N, Ugutmen E, Solakoglu C. Ayak bileği kronik lateral instabilitesinin colville tekniği ile tedavisi. *Maltepe Tıp Dergisi*. 2013; 3(5): 5-11.
42. Katioz HF. *Dış malleolün katıldığı ayak bileği kırıklarında tedavi yöntemlerinin karşılaştırılması*. Uzmanlık tezi. İstanbul: 2003.
43. Michelson JD. Ankle fractures resulting from rotational injuries. *The J of the Americ Acad of Orthop Surg*. 2003; 11(6): 403-12.
44. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, K. W. *Promethaus Anatomi Atlası*. Genel Anatomi ve Hareket Sistemi. Türkçeleştirme Editörleri: Yıldırım M, Marur T. İstanbul: 2007.
45. Feneis H, Ulker S. Uluslararası adlandırmaya göre resimli anatomi sözlüğü. İstanbul: Inkilap Kitabevi; 1993.
46. Tijis C, van Dieen JH, Baan GC, Maas H. Three-dimensional ankle moments and nonlinear summation of rat triceps surae muscles. *PloS one*. 2014; 9(10).
47. Farris DJ, Sawicki GS. Human medial gastrocnemius force-velocity behavior shifts with locomotion speed and gait. *Proceed of the Natio Acad of Scienc of the USA*. 2012; 109(3): 977-82.
48. Sasaki K, Neptune RR. Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed. *Gait & Posture*. 2006; 23(3): 383-90.
49. Farris DJ, Sawicki GS. The mechanics and energetics of human walking and running: a joint level perspective. *J of the Royal Society, Interface / the Royal Society*. 2012; 9(66): 110-8.
50. Hansen AH, Childress DS, Miff SC, Gard SA, Mesplay KP. The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses. *J of Biomech*. 2004; 37(10): 1467-74.
51. Whittaker P, Canham PB. Demonstration of quantitative fabric analysis of tendon collagen using two-dimensional polarized light microscopy. *Matrix*. 1991; 11(1): 56-62.
52. Komi PV, Fukashiro S, Jarvinen M. Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion. *Clin in Sports Med*. 1992; 11(3): 521-31.

53. Perry J. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clin Orthop and Related Res.* 1983 (177).
54. Arndt A, Bruggemann GP, Koebke J, Segesser B. Asymmetrical loading of the human triceps surae: II. Differences in calcaneal moments. *Foot & Ankle Int.* 1999; 20(7): 450-5.
55. Cretnik A, Kosanovic M, Smrkolj V. Percutaneous versus open repair of the ruptured Achilles tendon: a comparative study. *The Americ J of Sports Med.* 2005; 33(9): 1369-79.
56. Hockenbury RT, Johns JC. A biomechanical in vitro comparison of open versus percutaneous repair of tendon Achilles. *Foot & Ankle.* 1990; 11(2): 67-72.
57. Apaydin N, Bozkurt M, Loukas M, Vefali H, Tubbs RS, Esmer AF. Relationships of the sural nerve with the calcaneal tendon: an anatomical study with surgical and clinical implications. *Surg and Radiologic Anatomy : SRA.* 2009; 31(10): 775-80.
58. Chen TM, Rozen WM, Pan WR, Ashton MW, Richardson MD, Taylor GI. The arterial anatomy of the Achilles tendon: anatomical study and clinical implications. *Clinical Anatomy.* 2009; 22(3): 377-85.
59. Ege R. *Ayak bileği yaralanmaları.* Ankara: Türk Hava Kurumu Basımevi; 1999.
60. Carr JB. Malleolar Fractures and Soft Tissue Injuries of the Ankle. Browner BG, Jupiter BJ, Levin MA, Trafton GP ed. *Skeletal Trauma.* Philadelphia, 2003:74.
61. Koval KJ, JD Z. *Hareket Sistemi Kırıkları ve Çıkıkları El Kitabı.* Türkçeleştirme Editörü: Şaylı U. Ankara: Güneş Kitabevi; 2004.
62. Kenney WL HR, Bryant CX, Mahler DA., editor. *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription.* Baltimore: A Waverly Company; 1995.
63. Lukaski HC. Methods for the assessment of human body composition: traditional and new. *The Americ J of Clinic Nutr.* 1987; 46(4): 537-56.
64. Akyer SP. *Deri Altı Yağ Dokusu Kalınlığının Değerlendirilmesinde Skinfold Kaliperi ve Ultrasonografi Ölçümlerinin Karşılaştırılması.* Uzmanlık Tezi. Denizli: Pamukkala Üniversitesi; 2003.
65. Wang ZM, Pierson RN, Jr., Heymsfield SB. The five-level model: a new approach to organizing body-composition research. *The Americ J of Clin Nutr.* 1992; 56(1): 19-28.

66. Harsha DW, Bray GA. Body composition and childhood obesity. *Endocrinology and metabolism clinics of North America*. 1996; 25(4): 871-85.
67. Deurenberg P, Yap M. *Assessment of body composition*. John Libbey & Company/ 8. International Congress on Obesity. Sydney, Australia; 1999.
68. Deurenberg P. Assessment and classification of obesity. John Libbey & Company/ Obesity in Europe; Londra; 1994: 83-8.
69. Bray GA. *Obesity*. ed. MC Graw-Hill Health Professions Division; Newyork; 1998: 454-9.
70. Atalay A, Hascelik H. Obezite. *Hacettepe Tıp Dergisi*. 2000; 31(4): 320-9.
71. Pi-Sunyer FX. *Obesity*. ed. W.B. Saunders Company; Philadelphia: 1996: 117-1165.
72. Tamer K. Vücut Kompozisyonu: *Sporda Fiziksel-Fizyolojik Performansın Ölçülmesi ve Değerlendirilmesi*. Ankara: Bağırhan Yayinevi; 2000: 155-86.
73. Pazarozuyurt I. *Elit Bayan Basketbolcularda Antropometrik Özellikler, Dikey Sıçrama ve Omurga Esnekliğinin Mevkilere Göre İncelenmesi*. Uzmanlık Tezi. Adana: Çukurova Üniversitesi; 2008.
74. Yılmaz N. *Milli takım ve mahalli liglerde oynayan badmintoncuların antropometrik özellikleri ile çabukluk, esneklik ve dayanıklılıklarının araştırılması*. Uzmanlık Tezi. Kütahya: Dumlupınar Üniversitesi; 2013.
75. Muratlı S, Kalyoncu O, Şahin G. *Antrenman ve Müsabaka*. Antalya: Ladin Matbaası; 2007.
76. Akarsu S. *Sedanter ve çeşitli branşlardaki sporcu adölesan ve yetişkinlerde reaksiyon zamanı, kuvvet ve esneklik arasındaki ilişkiler*. Uzmanlık Tezi. Erzurum: Atatürk Üniversitesi; 2008.
77. Günay M, Tamer G, Cicioğlu İ. *Spor Fizyolojisi ve Performans Ölçümü*. Ankara: Gazi Kitabevi; 2005.
78. Karatosun H. *Antrenmanın Fizyolojik Temelleri*. Isparta: Tuğra Ofset; 2008.
79. Bastık C. *Bireysel, İkili ve Takım Sporlarında Müsabakalara Katılan 10 Yaş Grubu Sporcuların TGMD-II Testine Göre Temel Motor Özelliklerinin Araştırılması*. Uzmanlık Tezi. Kütahya: Dumlupınar Üniversitesi; 2011.
80. Dundar U. *Antrenman Teorisi*. Ankara: Bağırhan Yayinevi; 1998.
81. Sevim Y. *Antrenman Bilgisi*. Ankara: Nobel Yayınları.; 2002.

82. Gunay M, Yüce A. *Futbol Antrenmanının Bilimsel Temelleri*. Ankara: Gazi Kitabevi; 2008.
83. Ozer KM. *Fiziksel Uygunluk*. Ankara: Nobel Yayın Dağıtım; 2006.
84. Yaman E, Kurkcu R, Yeniceri M, Can S. Genç Bayanlarda Statik Gerdirme Egzersizlerinin Vücut Yağ Yüzdesi ve Esnekliğe Etkisi. *Atatürk Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*. 2002.
85. Bencke J, Damsgaard R, Saekmose A, Jorgensen P, Jorgensen K, Klausen K. Anaerobic power and muscle strength characteristics of 11 years old elite and non-elite boys and girls from gymnastics, team handball, tennis and swimming. *Scandinavian J of Med & Scien in Sports*. 2002; 12(3): 171-8.
86. Inbar O, Bar-Or O, Skinner JS. *The Wingate Anaerobic Test: Human Kinetics*; 1996.
87. Yaman C. *Karadeniz Teknik Üniversitesi Giresun Eğitim Fakültesi Öğrencilerinin Fizyolojik Özellikleri Antropometrik Yapılarının Karşılaştırılması*. Uzmanlık Tezi. İstanbul: Marmara Üniversitesi; 1994.
88. Arslan C. Relationship between the 30-second wingate test and characteristics of isometric and explosive leg strength in young subjects. *J of Strength and Conditioning Res / Nat Strength & Conditioning Assoc*. 2005; 19(3): 658-66.
89. Bouchard C, Taylor AW, Simaneau J, Dulac S. Testing Anaerobic Power and Capacity, “Physiological Testing of the High Performance Athlete” ed. L. MacDouall, H. A. Wenger, H. Gren)’de, *Human Kinetics Book*, Champaign, IL.1991: 175-221.
90. Beyaz M. *İzokinetik Tork Değerleri ve Wingate Test ile Anaerobik Gücün Değerlendirilmesi*. Uzmanlık Tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 1997.
91. Murphy MM, Patton JF, Frederick FA. Comparative anaerobic power of men and women. *Aviation, Space and Environmental Med*. 1986; 57(7): 636-41.
92. Sullivan K, Sharda M, Greenson J, Dawson G, Singh NC. A novel method for assessing the development of speech motor function in toddlers with autism spectrum disorders. *Frontiers in Integrative Neuroscience*. 2013; 7: 17.
93. Skilbeck CE, Wade DT, Hewer RL, Wood VA. Recovery after stroke. *J of Neurol, Neurosurg and Psych*. 1983; 46(1): 5-8.
94. Karatas M, Cetin N, Bayramoglu M, Dilek A. Trunk muscle strength in relation to balance and functional disability in unihemispheric stroke patients. *American journal*

of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists. 2004; 83(2): 81-7.

95. Hessari FF, Norasteh AA, Daneshmandi H. The effect of 8 weeks core stabilization training program on balance in deaf students. *Sports Medical.* 2011; 15(2): 56-61.

96. Mujdeci B, Gokdogan C, Konukseven O, Aksoy S. Yaşlanma ve Denge. *Akad Geriatri.* 2010; 2(148): 54.

97. Horak FB, Shupert CL, Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiology of Aging.* 1989; 10(6): 727-38.

98. Demura S, Kitabayashi T, Kimura A, Matsuzawa J. Body sway characteristics during static upright posture in healthy and disordered elderly. *J of Physiolog Anthropol and App Human Science.* 2005; 24(5): 551-5.

99. Abatzides GJ, Kitsios A. The role of rehabilitation in the treatment of balance disorders. *J of Back and Musculoskeletal Rehab.* 1999; 12(2): 101-12.

100. Redfern MS, Yardley L, Bronstein AM. Visual influences on balance. *J of Anxiety Disord.* 2001; 15(1-2): 81-94.

101. Celik O. *Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş Boyun Berrahisi:* Asya Tıp Kitabevi; 2007.

102. Norre ME, De Weerd W. Treatment of vertigo based on habituation. 2. Technique and results of habituation training. *The J of Laryngol and Otology.* 1980; 94(9): 971-7.

103. Zileli T, Balkan S. *Nöroanatomi.* 2nd ed. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Yayınları; 1980: 87-113.

104. Gilman S, Newman SW. Manter ve Gatz'den *Klinik Nöroanatomi ve Nörofizyolojinin Esasları.* 5th ed. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Yayınları B/32; 1989.

105. Tamer D, Atasever A, Durgun B. *Fonksiyonel Nöroanatomi.* 1998: 89-98.

106. Saunders WB. Guyton & Hall Tıbbi Fizyoloji. *Sinir Sistemi.* 1996: 565-789.

107. Umphred DA. *Neurological Rehabilitation.* ed. Philadelphia: 2001.

108. Cattaneo D, Marazzini F, Crippa A, Cardini R. Do static or dynamic AFOs improve balance? *Clin Rehab.* 2002; 16(8): 894-9.

109. Akgol AC. *Değişik yaş gruplarında dengenin değerlendirilmesi.* Uzmanlık Tezi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 1997.

110. Armutlu K. *Multipl Sklerozlu hastalarda nörimusküler rehabilitasyon ve Johnstone basınç splintlerinin denge ve koordinasyon üzerine etkisinin araştırılması*. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 1996.
111. Aksu S. *Denge eğitiminin etkilerinin postüral stres testi ile değerlendirilmesi*. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 1994.
112. Iyigun G. *İnme hastalarında ilerleyici denge eğitimi ve oyun teknolojisi destekli denge eğitimi yöntemlerinin etkilerinin karşılaştırılması*. Uzmanlık Tezi. Ankara; Hacettepe Üniversitesi; 2012.
113. Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional reach: a new clinical measure of balance. *J of Geront*. 1990; 45(6): 192-7.
114. Umphred DA. *Neurological Rehabilitation*. Philadelphia: Mosby; 2006.
115. Brauer S, Burns Y, Galley P. Lateral reach: a clinical measure of medio-lateral postural stability. *Physiotherapy research international : the J for Res and Clin in PhysTher*. 1999; 4(2): 81-8.
116. Lindsay R, James EL, Kippen S. The Timed Up and Go Test: unable to predict falls on the acute medical ward. *The Austr J of Physiotherap*. 2004; 50(4): 249-51.
117. Yelnik A, Bonan I. Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiologie clinique = Clin Neurophys*. 2008; 38(6): 439-45.
118. Blum L, Korner-Bitensky N. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Physi Ther*. 2008; 88(5): 559-66.
119. Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian J of Rehab Med*. 1995; 27(1): 27-36.
120. Powell LE, Myers AM. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences*. 1995; 50A(1): 28-34.
121. Myers AM, Fletcher PC, Myers AH, Sherk W. Discriminative and evaluative properties of the activities-specific balance confidence (ABC) scale. *The J of Geront Series A, Biological sciences and medical sciences*. 1998; 53(4): 287-94.
122. Herdman SJ. *Vestibular Rehabilitation*. Philadelphia; F. A. Davis Co; 2000.
123. Shumway-Cook A, Woollacott M. *Motor Control Theory and Applications*. Baltimore; Williams and Wilkins: 1995.

124. Means KM, O'Sullivan PS. Modifying a functional obstacle course to test balance and mobility in the community. *J of Rehab Res and Development*. 2000; 37(5): 621-32.
125. Nashner LM, Black FO, Wall C, 3rd. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *The J of Neuroscience* : the official j of the Society for Neuroscience. 1982; 2(5): 536-44.
126. Blaszczyk JW, Lowe DL, Hansen PD. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait and Posture*. 1994; 2(1): 11-7.
127. Guchan Z, Ozaydinli EI, Demirel S, Yuzlu V, Bek N. Investigation of relationship between shoe usage and foot deformities, balance, and functional performance. *J of Exerc Ther and Rehab*. 2014; 1(1): 35-42.
128. Hertel J, Braham RA, Hale SA, Olmsted-Kramer LC. Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *The J of Orthop and Sports Physi Ther*. 2006; 36(3): 131-7.
129. Nakajima MA, Baldridge C. The effect of kinesio(R) tape on vertical jump and dynamic postural control. *Int J of Sports Physi Ther*. 2013; 8(4): 393-406.
130. Hertel J, Miller SJ, Denegar CR. Intratester and intertester reliability during the Star Excursion Balance Test. *J Sports Reh*. 2000; 9: 104--16.
131. Beekly M, Brown J. Reliability of the Vertimetric vertical jump measurement device. 27.11.2012. Available from: www.limef.com/downloads/vertimetric-wp.pdf. Erişim: 15.08.2015.
132. Black FO. Clinical status of computerized dynamic posturography in neurotology. *Curr Opinion in Otolaryn Head Neck Surg*. 2001; 9: 314-8.
133. Gustafson AS, Noaksson L, Kronhed AC, Moller M, Moller C. Changes in balance performance in physically active elderly people aged 73-80. *Scandinavian J of Rehab Med*. 2000; 32(4): 168-72.
134. Nashner LM, editor. *Computerized Dynamic Posturography*. London: Singular Publishing Group; 1997.
135. Schmidt RA, Lee TD. *Motor control and learning: A behavioral emphasis*. In: Champaign ed. Human Kinetics: 2005.
136. Hanlon RE. Motor learning following unilateral stroke. *Arch of Physi Med and Rehab*. 1996; 77(8): 811-5.

137. Karlsson A, Frykberg G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clin Biomech.* 2000; 15(5): 365-9.
138. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clin Rehab.* 2000; 14(4): 402-6.
139. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing.* 2006; 35: 7-11.
140. Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch of Physi Med and Rehab.* 1988; 69(6): 395-400.
141. Horak FB. Clinical measurement of postural control in adults. *Physi Ther.* 1987; 67(12): 1881-5.
142. Hillier S, Dunsford A. A pilot study of sensory retraining for the hemiparetic foot post-stroke. *Int J of Rehab Res.* 2006 Sep;29(3):237-42.
143. Marsden JF, Playford DE, Day BL. The vestibular control of balance after stroke. *J Neuro, Neurosurg, and Psch.* 2005; 76(5): 670-8.
144. Massion J. Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience and biobehavioral reviews.* 1998; 22(4): 465-72.
145. Woollacott MH, Tang PF. Balance control during walking in the older adult: research and its implications. *Physi Ther.* 1997; 77(6): 646-60.
146. Garland SJ, Willems DA, Ivanova TD, Miller KJ. Recovery of standing balance and functional mobility after stroke. *Archs of Physi Med and Rehab.* 2003; 84(12): 1753-9.
147. Kahramanoglu C. *Halter ve pliometrik çalışmaların hızlanmaya etkisi.* Uzmanlık Tezi. İstanbul: Marmara Üniversitesi; (2006).
148. Simsek B. *Bayan voleybol oyuncularının sıçramada etkili alt ekstremite parametrelerinin değerlendirilmesi ve karşılaştırılması.* Uzmanlık Tezi. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2002.
149. Inal HS. *Spor Biyomekanigi: Temel Prensipler.* Ankara: Nobel; 2004.
150. Cetin N. *Biyomekanik.* Ankara 1997.
151. Callaghan MJ, Selfe J, Bagley PJ, Oldham JA. The Effects of Patellar Taping on Knee Joint Proprioception. *J of Athlet Train.* 2002; 37(1): 19-24.

152. Brunker P KK. Australia: McGraw-Hill Company. *Clinical Sports Medicine*. 2007; 3: 506-37.
153. Ergun N. *Spor Sakatlıklarında Bantlama ve Uygulama Şekilleri*. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları; 1992.
154. Kase K. *Kinesio Taping Basic Course Book*. Tokyo: Kinesio Taping Association; 2002.
155. Aminaka N, Gribble PA. A systematic review of the effects of therapeutic taping on patellofemoral pain syndrome. *J of Athlet Train*. 2005; 40(4): 341-51.
156. Fukerson JP. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. *The Americ J Sports Med*. 2002; 30: 447-56.
157. Warden SJ, Hinman RS, Watson MA, Jr., Avin KG, Bialocerkowski AE, Crossley KM. Patellar taping and bracing for the treatment of chronic knee pain: a systematic review and meta-analysis. *Arthritis and Rheumatism*. 2008; 59(1): 73-83.
158. Courtney-Koro S. *Rehabilitation following partial glossectomy and neck dissection for tongue cancer*. 2004.
159. Osborn K. Tape it up: *Kinesio taping facilitates movement, while offering support*. *Massage Body*. 2009; 8: 24-52.
160. Cools AM, Witvrouw EE, Danneels LA, Cambier DC. Does taping influence electromyographic muscle activity in the scapular rotators in healthy shoulders? *ManTher*. 2002; 7(3): 154-62.
161. Slupik A, Dwornik M, Bialoszewski D, Zych E. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja*. 2007; 9(6): 644-51.
162. Chen CH, Huang TS, Chai HM, Jan MH, Lin JJ. Two stretching treatments for the hamstrings: proprioceptive neuromuscular facilitation versus kinesio taping. *J Sport Rehab*. 2013; 22(1): 59-66.
163. Fu TC, Wong AM, Pei YC, Wu KP, Chou SW, Lin YC. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes-a pilot study. *J Sci and Med in sport / Sports Med Australia*. 2008; 11(2): 198-201.
164. Kalichman L, Vered E, Volchek L. Relieving symptoms of meralgia paresthetica using Kinesio taping: a pilot study. *Arch of Phys Med and Rehab*. 2010; 91(7): 1137-9.

165. Atenz AA. A review of empirically based physical activity program for middle aged to older adults. *J of aging and physi activity*. 2001; 9: 38-55.
166. Arabaci R, Cankaya C. Beden Eğitimi Öğretmenlerinin Fiziksel Aktivite Düzeylerinin Araştırılması. *Eğitim Fakültesi Dergisi* 2007; XX(1): 1-15.
167. Unver B, Karatosun V, Bakırhan S. Effects of Total Knee Arthroplasty on body weight and fuctional outcome. *J Phys Ther Sci*. 2009;21.
168. Amin AK, Sales JD, Brenkel IJ. Obesity and total knee and hip replacement. *Curr Orthop*. 2006; 20: 216-21.
169. Rodrigues NC, Sala PC, Horie LM, Dias MC, Torrinhas RS, Romao JE, Jr., et al. Bioelectrical impedance analysis and skinfold thickness sum in assessing body fat mass of renal dialysis patients. *J of Renal Nutrition* : the official journal of the Council on Renal Nutrition of the National Kidney Foundation. 2012; 22(4): 409-15.
170. Garrido-Chamorro R, Sirvent-Belando JE, Gonzalez-Lorenzo M, Blasco-Lofarga C, Roche E. Skinfold Sum: Reference Volves fot Top Athletes. *Int J Morphol*. 2012; 30(3): 803-9.
171. Davis DS, Quinn RO, Whiteman CT, Williams JD, Young CR. Concurrent validity of four clinical tests used to measure hamstring flexibility. *J Strength and Cond Res / National Strength & Conditioning Association*. 2008; 22(2): 583-8.
172. Lippincott WW. *Medicine's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*, 6th ed., . *Americ Coll of Sports Med*. 2000.
173. Baumgartner TA, Jackson AS. *Measurement for Evaluation in Physical Education and Exercise Science*. 5th ed. Dubuque: LA: Brown and Benchmark; 1995.
174. Jackson A, Langford NJ. The criterion-related validity of the sit and reach test: replication and extension of previous findings. *Res Quarterly for Exercise and Sport*. 1989; 60(4): 384-7.
175. Munro AG, Herrington LC. Between-session reliability of the star excursion balance test. *Phys Therapy in Sport* : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine. 2010; 11(4): 128-32.
176. Gribble PA, Hertel J. Predictors for Performance of Dynamic Postural Control Using the Star Excursion Balance Tests. *J of Sport Reh*. 2003; 9: 104-16.

177. Robinson RH, Gribble PA. Support for a reduction in the number of trials needed for the star excursion balance test. *Arch of Phys Med and Reh.* 2008; 89(2): 364-70.
178. Kamar A. *Sporda Yetenek Beceri ve Performans Testleri.* 2nd ed. Ankara: Nobel Yayınevi; 2008.
179. Bayraktar I. *Farklı Spor Branşlarında Pliometrik.* Ankara 2006.
180. Ozer D, Senbursa G, Baltacı G, Hayran M. The effect on neuromuscular stability, performance, multi-joint coordination and proprioception of barefoot, taping or preventative bracing. *Foot.* 2009; 19(4): 205-10.
181. Harman EA, Rosenstein MT, Frykman PN, Rosenstein RM, Kraemer WJ. Estimation of Human Power Output From Vertical Jump. *J App Sport Sci Res.* 1991; 5(3): 116-20.
182. Bompa TO. *Antrenman Kuramı ve Yöntemi.* 2.ed. Ankara: Bağırğan Yayınevi, Sporsal Soyuyapıtlar Dizisi; 2000.
183. Karatosun H. *Futbol-Fizyolojik Temeller.* Ankara: Kolka Matbaası; 1991.
184. McNeal J, Sands W. Acute Static Stretching Reduces Lower Extremity Power in Trained Children. *Ped Exercise Sci.* 2003; 15: 139-45.
185. Gelen E, Saygın O, Karacabey K, Kilinc F. "Acute Effects of Static Stretching on Vertical Jump Performance in Children. *Int J Human Sci.* 2008; 5(1).
186. Kokkonen J, Nelson AG, Cornwell A. Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Res Quarterly for Exercise and Sport.* 1998; 69(4): 411-5.
187. Ersoy R, Cakir B. Obezite. *J Turk Med.* 2007; 1: 107-16.
188. Yildirim M, Akyol A, Ersoy G. *Şişmanlık (Obezite) ve Fiziksel Aktivite: Enerji dengesinin aktivite yönüne bir bakış.* Ankara: Sağlık Bakanlığı Yayını; 2008: 729
189. Pitta F, Troosters T, Probst V, S., Spruit M, A. Derleme: KOAH'ta anketler ve hareket sensörleri ile günlük yaşamdaki fiziksel aktiviteyi belirleme. *The Europ Respiratory J.* 2006; 27: 1040-55.
190. Karaca A, Turnagol H, H. Çalışan bireylerde üç farklı fiziksel aktivite anketinin güvenilirliği ve geçerliliği. *Hacettepe J Sport Sci.* 2007; 18: 68-84.
191. Baak MA, Saris WHM. *Exercise and Obesity.* ed. Kopelman PG, Stock MJ, 2000.

192. Koz M. *Vücut kompozisyonu ve sportif performans ile ilişkisi*. Available from: <http://80.251.40.59/sports.ankara.edu.tr/koz/egz-fizII/vucut.kompz.egz.pdf>. Erişim: 29.10.2015
193. Baltacı G, Un N, Tunay V, Besler A, Gerceker S. Comparison of three different sit and reach tests for measurement of hamstring flexibility in female university students. *British J of Sports Med*. 2003; 37(1): 59-61.
194. Ayala F, Sainz de Baranda P, De Ste Croix M, Santonja F. Absolute reliability of five clinical tests for assessing hamstring flexibility in professional futsal players. *J Sci and Med in Sport / Sports Medicine Australia*. 2012; 15(2): 142-7.
195. Heyward V, H. *Advanced Fitness assessment and Exercise Prescription*. 5th ed. USA; 2006: 1-425.
196. Celiker R. at all. The Kinesiologic Taping Technique and its Applications. Review. *Turk J Phys Med Rehab*. 2011; 57(225): 225-35.
197. Firth BL, Dingley P, Davies ER, Lewis JS, Alexander CM. The effect of kinesiotape on function, pain, and motoneuronal excitability in healthy people and people with Achilles tendinopathy. *Clin J Sport Med: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2010; 20(6): 416-21.
198. Alexander CM, McMullan M, Harrison PJ. What is the effect of taping along or across a muscle on motoneurone excitability? A study using triceps surae. *Man Ther*. 2008; 13(1): 57-62.
199. Corekci AA. MRI analyses in the lower leg to assess mechanical effects of drop foot taping applied over m.tibialis anterior. Uzmanlık Tezi Istanbul: Boğaziçi Üniversitesi; 2015.
200. Hsieh TSaa. *Does elastic taping on the triceps surae facilitate the ability of vertical jump?*. 2007. Available from: <http://tapingbase.info/nl/node/163>. Erişim: 29.10.2015.
201. Csapo R, Herceg M, Alegre LM, Crevenna R, Pieber K. Do kinaesthetic tapes affect plantarflexor muscle performance? *J Sports Sci*. 2012; 30(14): 1513-9.
202. Vanezis A, Lees A. *Ergonomics*. 2005; 15: 1594-603.
203. Anderson FC, Pandy MG. Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *J of Biomech*. 1993; 26(12): 1413-27.

204. Bobbert MF, Gerritsen KG, Litjens MC, Van Soest AJ. Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Med and Sci in Sports and Exercise*. 1996; 28(11): 1402-12.
205. Harman EA, Rosenstein MT, Frykman PN, Rosenstein RM. The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Med and Sci in Sports and Exercise*. 1990; 22(6): 825-33.
206. Vanezis A, Lees A. A biomechanical analysis of good and poor performers of the vertical jump. *Ergonomics*. 2005; 48(11-14): 1594-603.
207. Lees A, Vanrenterghem J, De Clercq D. The maximal and submaximal vertical jump: implications for strength and conditioning. *J Strength and Condit Res / National Strength & Conditioning Association*. 2004; 18(4): 787-91.
208. Meylan C, McMaster T, Cronin J, Mohammad NI, Rogers C, Deklerk M. Single-leg lateral, horizontal, and vertical jump assessment: reliability, interrelationships, and ability to predict sprint and change-of-direction performance. *J Strength and Condit Res / National Strength & Conditioning Association*. 2009; 23(4): 1140-7.
209. Wu YK, Lien YH, Lin KH, Shih TT, Wang TG, Wang HK. Relationships between three potentiation effects of plyometric training and performance. *Scandinavian J Med & Sci in Sports*. 2010; 20(1): 80-6.
210. Narici MV, Roi GS, Landoni L, Minetti AE, Cerretelli P. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. *Europ J App Physi and Occupat Physi*. 1989; 59(4) :310-9.
211. Toumi H, Best TM, Martin A, F'Guyer S, Poumarat G. Effects of eccentric phase velocity of plyometric training on the vertical jump. *Int J Sports Med*. 2004; 25(5): 391-8.
212. Toumi H, Thierry C, Maitre S, Martin A, Vanneuville G, Poumarat G. Training effects of amortization phase with eccentric/concentric variations--the vertical jump. *Int J Sports Med*. 2001; 22(8): 605-10.
213. Soriano JG. et al. The effects of Kinesio taping on muscle tone in healthy subjects: A double-blind, placebo-controlled crossover trial. *Man Ther* 2004; 19(2): 131-6.



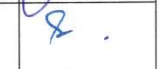

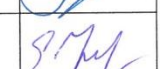

214. Morris D, Jones D, Ryan H, Ryan CG. The clinical effects of Kinesio(R) Tex taping: A systematic review. *Physiotherapy theory and practice*. 2013; 29(4): 259-70.
215. Nunes GS, de Noronha M, Cunha HS, Ruschel C, Borges NG, Jr. Effect of kinesio taping on jumping and balance in athletes: a crossover randomized controlled trial. *J Strength and Condit Res / National Strength & Conditioning Association*. 2013; 27(11): 3183-9.
216. Marban MR. et al. The acute effect of kinesio taping on hamstring extensibility in university students. *J Phys Education and Sport*. 2011; 11(2): 23-7.
217. Hoch MC, Staton GS, McKeon PO. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *J Sci & Med in sport / Sports Medicine Australia*. 2011; 14(1): 90-2.
218. Allison GT, Henry SM. The influence of fatigue on trunk muscle responses to sudden arm movements, a pilot study. *Clin Biomech*. 2002; 17(5): 414-7.
219. Bressel E, Yonker JC, Kras J, Heath EM. Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics athletes. *J Athlet Train*. 2007; 42(1): 42-6.
220. Briem K, Eythorsdottir H, Magnusdottir RG, Palmarsson R, Runarsdottir T, Sveinsson T. Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. *The J Orthop and Sports Physi Ther*. 2011; 41(5): 328-35.
221. Kalron A, Bar-Sela S. A systematic review of the effectiveness of Kinesio Taping--fact or fashion? *Europ J Physi & Rehab Med*. 2013; 49(5): 699-709.
222. Bicici S. *Kronik inversiyon ayak bileği burkulması olan basketbol oyuncularında atletik bantlama ve kinesio bantlamanın fonksiyonel performans üzerine etkisi*. Uzmanlık Tezi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2010.
223. Akbari A, Sarmadi A, Zafardanesh P. The effect of ankle taping and balance exercises on postural stability indices in healthy women. *J Phys Ther Sci*. 2014; 26(5): 763-9.
224. Abian-Vicen J, Alegre LM, Fernandez-Rodriguez JM, Lara AJ, Meana M, Aguado X. Ankle taping does not impair performance in jump or balance tests. *J Sports Sci & Med*. 2008; 7(3): 350-6.

EK-1: ETİK KURUL KARARI

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI	07.03.2015		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	07.03.2015		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
Karar Bilgileri	Karar No: 171	Tarih: 30.03.2015				
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.					

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI	Doç. Dr. Hanefi ÖZBEK

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Tangül MÜDOK	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Hüseyin Emir YÜZBAŞIOĞLU	Protetik Diş Tedavisi	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. İlknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Muhammed Fatih EVCİMİK	Kulak-Burun Boğaz	Özel Nisa Hastanesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	

* :Toplantıda Bulunma

FORMLAR

EK-2: BİLGİLENDİRİLMİŞ ONAM FORMU

Katıldığınız bu çalışma yüksek lisans tez araştırması olup, çalışmanın adı; ‘Sağlıklı kişilerde triceps surae kasına uygulanan, kinesio tape ve rijit tape uygulamalarının, dikey sıçrama ve dinamik denge üzerine anlık etkisinin araştırılması’dır.

Çalışmanın amacı, herhangi bir sistemik rahatsızlığı olmayan, sağlık davranışları ve alışkanlıkları, sağlıklı olduğunu gösteren yetişkin bireylerde, farklı baltama uygulamalarının, dikey sıçrama (ortalama ve maksimum anaerobik maksimal güç) ve dinamik denge (yıldız dinamik denge testi) üzerine anlık etkisini araştırmaktır. Çalışmanın dizaynı adına sizin sırasıyla aşağıdaki uygulamalara katılmanız istenecektir:

-Yaş, boy, kilo, cinsiyet, eğitim düzeyi, alkol ve sigara alışkanlıkları, spor yapma alışkanlığı gibi fiziksel ve sağlık davranışlarınızı sorgulayan bir form doldurulması

-Uluslar arası Fiziksel Aktivite Anket (UFAA)- kısa form doldurulması

-Alt ekstremitte esneklik, Aktif Diz Ekstansiyon ve Otur Uzan Testlerinin uygulanması

-Deri Kıvrım Kaalınlığı ölçümlerinin Triceps, Subskapular bölge uygulanması

-Yıldız Dinamik Denge Testi ile Anterior, Posterolateral ve Posteromedial yönlerde, dinamik dengenin değerlendirmesi

-Hangi grupta olduğunuzu ve hangi bantlama uygulamasınız size yapılacağı konusunda bilginizin olmayacağı şekilde, bant uygulaması

-Tek ayak üzerinde dikey sıçrama ölçümlerinin test edilmesi

-Çalışmanın yöntemine göre, bantlama, dikey sıçrama ve dinamik denge maddelerinin ardışık 3 gün ve her gün aynı saatte olacak şekilde tekrarlanması

Bu çalışmada yer almanız ön görülen süre 3 gün olup çalışmaya bağlı her konuda sorumluluk Prof. Dr. Feryal Subaşı, Fzt. Mert Şaban Ergin’e ait olacaktır.

Çalışmada yer almanız tamamen gönüllülük ilkesine dayanmaktadır ve katılımınız karşılığında şahsınıza herhangi bir ödeme yapılmayacaktır. Araştırma da yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Dahil olmayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada araştırmadan gerekçe bildirmeksizin ayrılabilirsiniz; bu durum sonucunda herhangi bir cezai işlem, ya da aleyhinize bir engel durumuna yol açmayacaktır.

Araştırmacı çalışmanın şu anda bulunmuş olduğunuz ilk aşama sonrasında, bilginiz dahilinde veya isteğiniz dışında, uygulanacak olan yöntem gereğince, çalışmanın devamlılığı sağlandığı durumda da uygulama gereksinimlerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız vb. nedenlerle sizi araştırmadan çıkarabilir. Araştırma sonucundaki bilgiler, bilimsel amaçla kullanılacaktır, çalışmaya devam etmemeniz veya araştırmacı tarafından çalışmanın herhangi bir aşamasında çıkarılmanız durumunda siiznle ilgili bilgiler gerekirse bilimsel amaçla kullanılacaktır. Size ait tüm bilgiler gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir.

Çalışmaya Katılma Onayı

Yukarıda yer alan ve çalışmaya başlanmadan gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklımdaki tüm soruları araştırmacıya sordum ve yazılı-sözlü tüm açıklamaları anladım. Bu koşullar altında, bana ait tüm bilgilerin değerlendirilmesi ve işlenmesi konusunda araştırmacının yürütücüsüne yetki veriyor ve bu çalışmaya herhangi bir baskı altında kalmadan kendi isteğimle katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün,

Açıklamaları yapan araştırmacının

Ad-Soyadı:

Adı-Soyadı:

Tel:

Tel:

Tarih ve İmza:

Tarih ve İmza:

EK-3: SAĞLIK DAVRANIŞLARI VE FİZİKSEL ÖZELLİKLERİ SORGULAYAN ANKET FORMU

A.GENEL BİLGİLER

1. Ad Soyad:

2. Yaş:

3. Cinsiyet:

Kadın

Erkek

4. Sınıfı: 1.Sınıf 2.Sınıf 3.Sınıf 4.Sınıf

5. Boy:.....cm

Kilo:.....kg

6. BMI:

7. Annenizin Eğitim Durumu:

Babanızın Eğitim Durumu

Okur yazar değil

İlköğretim

Lise

Üniversite Ve Üzeri

8. Ailenin Maddi Durumu:

Çok Düşük

Düşük

Orta

İyi

Çok İyi

9. Ailenin Sosyal Güvencesi:

Var

Yok

10. Var ise:

Emekli Sandığı

SSK

BAĞKUR

Yeşil Kart

Diğer

B.SAĞLIK DAVRANIŞLARI:

11. Sigara Kullanımı:

- Hayır Sigara İçtim Ama Bıraktım Evet

Evet ise aşağıdaki soruları cevaplandırın :

12. Kaç Yıldır Sigara İçiyorsunuz ?

13. Günde Kaç Adet Sigara İçiyorsunuz?

- 10 adet veya altı 11-20 21-30 31 veya daha fazlası

14. Paket/ Yıl :

15. Alkol Kullanımı:

- Hiç Kullanmam Az Miktarda (Nadir) Orta Düzeyde (≤ 10 yıl) Fazla Miktarda

16. Bildiğiniz herhangi bir alerjik reaksiyonunuz var mı ?

- Evet Hayır

Evet ise belirtiniz.....

C.GENEL SAĞLIK BİLGİLERİ:

17. Doktor tarafından teşhisi konmuş herhangi bir sistemik hastalığınız var mı ?

- Evet Hayır

Cevap EVET ise hastalığınız aşağıdakilerden hangisi / hangileridir?

(Birden fazla seçenek işaretleyebilirsiniz.)

18.

- Kalp- Damar Hastalıkları
 Şeker Hastalığı
 Yüksek Tansiyon
 Kanser
 Sindirim Sistemi Hastalıkları (Karaciğer, Safra Kesesi, Mide vb.)

- Solunum Sistemi Hastalıkları (Akciğer vb.)
- Ruhsal Problemler (Depresyon, Anksiyete, Aşır Yeme, Kusma vb.)
- Kas-İskelet Sistemi Problemleri (Osteoporoz, Eklem Ağrıları)
- Endokrin (Hormonal) Hastalıklar
- Diğer (belirtiniz).....

19. Düzenli olarak kullandığınız ilaç var mı?

- Evet Hayır

Evet ise belirtiniz.....

20. Daha önce geçirmiş olduğunuz herhangi bir cerrahi operasyon var mı?

- Evet Hayır

Evet ise belirtiniz.....

D.GÜNLÜK YAŞAM BİLGİLERİ

21. Gün içinde bilgisayar başında geçirdiğiniz süre:

- 1 saatten az 1 - ≤ 2 saat 2 - ≤ 4 saat 4 saatten fazla

22. Profesyonel ya da rekreasyonel olarak bir spor dalı ile uğraşıyor musunuz?

- Evet Hayır

Evet ise belirtiniz _____

23. Bu spor dalını ne sıklıkla yapıyorsunuz_

- Günde 1 saatten az 1 - ≤ 2 saat 2 - ≤ 4 saat 4 saatten fazla

24. Gün içinde ulaşım olarak en çok hangisini tercih ediyorsunuz?

- Yürüme Şahsi Araç Toplu Taşıma

25. Önünüzde bir top olduğunu ve topa vuracağınızı düşünün, hangi ayağınızı kullanırsınız?

Sağ Ayak

Sol Ayak

(Lütfen çalışmaya dahil edildiğinizde size ulaşabileceğimiz bir e-mail ya da cep telefon numarası

ekleyiniz _____
—)



EK-3: ULUSLAR ARASI FİZİKSEL AKTİVİTE ANKETİ (UFAA)-KISA FORM

Son 7 günde yaptığınız şiddetli aktiviteleri düşünün. Şiddetli fiziksel aktiviteler; zor fiziksel efor yapıldığını ve nefes almanın normalden çok daha fazla olduğu aktiviteleri ifade eder. Sadece herhangi bir zamanda en az 10 dakika yaptığınız bu aktiviteleri düşünün.

1. **Geçen 7 gün içerisinde kaç gün ağır kaldırma, kazma, aerobik, basketbol, futbol veya hızlı bisiklet çevirme gibi şiddetli fiziksel aktivitelerden yaptınız mı?**

Haftada _____ gün

Şiddetli fiziksel aktivite yapmadı . ->(3.soruya gidin.)

2. **Bu günlerin birinde şiddetli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız? Günde ___ saat**

Günde ___ dakika

Bilmiyorum/Emin değil

Geçen 7 günde yaptığınız orta dereceli fiziksel aktiviteleri düşünün. Orta dereceli aktivite orta derece fiziksel güç gerektiren ve normalden biraz sık nefes almaya neden olan aktivitelerdir. Yalnız bir seferde en az 10 dakika boyunca yaptığınız fiziksel aktiviteleri düşünün.

3. **Geçen 7 gün içerisinde kaç gün hafif yük taşıma, normal hızda bisiklet çevirme, halk oyunları, dans, bowling veya çiftler tenis oyunu gibi orta dereceli fiziksel aktivitelerden yaptınız? (Yürüme hariç)**

Haftada ___ gün

Orta dereceli fiziksel aktivite yapmadı . -> (5.soruya gidin.)

4. **Bu günlerin birinde orta dereceli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?**

Günde ___ saat

Günde ___ dakika

Bilmiyorum/Emin değil

Geçen 7 günde yürüyerek geçirdiğiniz zamanı düşünün. Bu işyerinde, evde, bir yerden bir yere ulaşım amacıyla veya sadece dinlenme, spor, egzersiz veya hobi amacıyla yaptığınız yürüyüş olabilir.

5. **Geçen 7 gün, bir seferde en az 10 dakika yürüdüğünüz gün sayısı kaçtır?**

Haftada _____ gün

Yürümedim ->(7.soruya gidin.)

6. **Bu günlerden birinde yürüyerek genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?**

Günde ___ saat

Günde ___ dakika

Bilmiyorum/Emin değil

7. **Geçen 7 günde hafta içinde oturarak geçirdiğiniz zamanlarla ilgilidir. İşte, evde, çalışırken ya da dinlenirken geçirdiğiniz zamanlar dahildir. Bu masanızda, arkadaşınızı ziyaret ederken, okurken, otururken veya yatarak televizyon seyrettiğinizde oturarak geçirdiğiniz zamanları kapsamaktadır.**

EK-5: ISINMA PROGRAMI:

**YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ SPOR
FİZYOTERAPİSİ ANABİLİM DALI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ISINMA PROGRAMI

Bireyin Çalışma Grubu:

Tarih:

1.	5 Dakika Jogging-Düşük Tempolu Koşu	
2.	5 Dakika Yürüyüş	
3.	10 dk boyunca Alt Ekstremitte Aktif ROM Egzersizleri	
	Aktif Ayak Bileği Eklemi Hareketleri	
	Aktif Diz Eklemi Hareketleri	
	Aktif Kalça Eklemi Hareketleri	

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Mert Şaban	Soyadı	Ergin
Doğum Yeri	Van	Doğum Tarihi	22.03.1988
Uyruğu	T.C.	TC Kimlik No	36877594076
E-mail	mertsbnrgn34@gmail.com	Tel	05424846684

Öğrenim Durumu

Derece	Alan	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezun İyiet Yılı
Yüksek Lisans	Spor Fizyoterapisi	Yeditepe Üniversitesi Spor Fizyoterapisi Anabilim Dalı	2015
Lisans	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	Muğla Sıtkı Koçman Üniversitesi	2012
Lise	Fen Bilimleri	Vali Haydar Bey Lisesi	2005

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
Spor Fizyoterapisti	Türkiye Futbol Federasyonu- Kadın Milli Takımı (U17 / U15) Kamp Dönemi	2015-2015
Spor Fizyoterapisti	Türkiye Kürek Federasyonu –A Milli Erkek Takımı Kamp Dönemi	2015-2015
Fizyoterapist	Özel GOP FTR Merkezi	2014-2014
Solunum Fizyoterapisti	Liv Hospital ULUS	2013-2014
Fizyoterapist	Özel Van Lokman Hekim Hastanesi	2012-2013

Klinik Uygulamalar Kapsamında Aldığı Eğitimler / Sertifikalar

Fonksiyonel Bantlama-2014	Acibadem Sports- Fonksiyonel Bantlama Sertifikası
ECOSEP KINESPORT-2014	Kas Yaralanmaları Formasyon Eğitimi
Spor Fizyoterapistleri Derneği-2015	VIII. Ulusal Spor Fizyoterapistleri Kongresi- Kas, Bağ, Tendon Yaralanmalarında Rehabilitasyon
Spor Fizyoterapistleri Derneği-2015	VIII. Ulusal Spor Fizyoterapistleri Kongresi En İyi Poster Sunum
Spor Fizyoterapistleri Derneği-2015	Lumbal Bölge Fonksiyonel Değerlendirme Sertifikası

Özgeçmiş Sahibinin Adı Soyadı:

Tarih:

İmza:

Mert Şaban ERGİN

04.11.2015