

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KRONİK AYAK BİLEĞİ İNSTABİLİTESİ OLAN SPORCULARDA
GÖRSEL GİRDİNİN DENGE, NÖRAL GERİBİLDİRİM, FONKSİYON VE
KOŞU MEKANİKLERİNE ETKİSİ

Uzm.Fzt.Serkan UZLAŞIR

Spor Fizyoterapistliği Programı

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof.Dr.Volga Bayrakçı TUNAY

ANKARA

2021

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
KRONİK AYAK BİLEĞİ İNSTABİLETESİ OLAN SPORCULARDA GÖRSEL GİRDİNİN
DENGE, NÖRAL GERİ BİLDİRİM, FONKSİYON VE KOŞU MEKANİKLERİNE ETKİSİ

Serkan UZLAŞIR

Danışman: Prof.Dr.Volga Bayrakçı TUNAY

Bu tez çalışması 28.05.2021 tarihinde jürimiz tarafından “Spor Fizyoterapistliği Programı” nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

- Jüri Başkanı:** *Prof.Dr.Nevin ERGUN*
(Sanko Üniversitesi)
- Üye:** *Prof.Dr.Zafer ERDEN*
(Hacettepe Üniversitesi)
- Üye:** *Prof.Dr.Mehmet Gürhan KARAKAYA*
(Muğla Sıtkı Koçman Üniversitesi)
- Üye:** *Prof.Dr.İrem DÜZGÜN*
(Hacettepe Üniversitesi)
- Üye:** *Prof.Dr.Aydan AYTAR*
(Başkent Üniversitesi)

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

Prof. Dr. Diclehan ORHAN
Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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

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

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

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



“*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*”

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

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

(3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili **kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.

Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

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

ETİK BEYAN

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

Uzm. Fzt. Serkan UZLAşIR

TEŞEKKÜR

Danışman hocam olarak; lisans, yüksek lisans ve doktora eğitimim boyunca ve tezimin her aşamasında iyi niyetini her an hissettiğim, bilgilerini ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen ve bu süreçte onu ne kadar zorlasam da engelleri birlikte aştığımız Sayın Prof. Dr. Volga BAYRAKCI TUNAY'a,

Eğitimim boyunca ilminden faydalandığım, tecrübelerinden yararlanırken göstermiş olduğu hoşgörü ve sabırla, çalışmanın planlanmasında ve oluşturulmasında yol göstericiliğinden dolayı Sayın Prof. Dr. Zafer ERDEN'e,

Çalışmanın planlama aşamasında büyük desteği olan Sayın Prof. Dr. Aydan AYTAR'a,

Jürimde yer alıp katkı veren hocalarım Sayın Prof. Dr. Nevin ERGUN, Sayın Prof. Dr. Sayın Mehmet G. KARAKAYA, Sayın Prof. Dr. İrem DÜZGÜN'e

Huber, Myomotion cihazlarını kullanmama olanak tanıyan ve cihaz ile ilgili tüm desteği sağlayan Ramazan YARANYERİ' ye,

Özellikle tezimde büyük emekleri olan Sayın Öğr. Gör. Kamile Yazgan ÖZDIRAZ ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Osman DAĞ'a,

Tezimin makale sürecinde desteğini esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Gülcan HARPUR'a,

Tez çalışmalarım süresince tüm zorlukları benimle göğüsleyen ve hayatımın her evresinde bana destek olan değerli eşim, meslektaşım Uzm. Fzt. Nazmiye UZLAŞIR'a ve zamanından çok çaldığım biricik kızım Naz UZLAŞIR'a, bugünlere gelmemde büyük pay sahibi olan aileme ve destek olan tüm dostlarıma teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Uzlaşır, S. Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi Olan Sporcularda Görsel Girdinin Denge, Nöral Geribildirim, Fonksiyon ve Koşu Mekaniklerine Etkisi Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Spor Fizyoterapistliği Programı Doktora Tezi, Ankara 2021. Bu çalışmanın amacı, kronik ayak bileği instabilitesi (KAİ) olan sporcularda stroboskopik eğitim ile yapılan 6 haftalık denge eğitim programının denge skorları, kortikal aktiviteler ve koşu mekaniği üzerine etkilerini belirlemektir. Çalışmaya yaşları 18 ile 25 yıl arasında olan, “Uluslararası Ayak Bileği Konsorsiyumu” tarafından belirlenen kriterlere uyan KAİ tanısı konulmuş 39 sporcu dahil edildi. Sporcular görsel girdinin sağlanacağı Stroboskopik Gözlüklü Grup (n = 13), Gözlüksüz Grup (n = 13) ve Kontrol Grubu (n = 13) olmak üzere rastgele üç gruba ayrıldı. Dengenin değerlendirilmesinde HUBER denge cihazı, kortikal aktivitelerin değerlendirilmesinde elektroensefalografi kullanıldı. Sporcuların 3 boyutlu kinematik koşu analizleri Noraxon cihazı ile değerlendirildi. Gözlüklü ve gözlüksüz grupta olan sporculara 6 hafta boyunca aynı denge eğitim programı uygulandı. Kontrol Grubu ise eğitim almadı. İstatistiksel analizler hem gruplar arası hem de grup içi zaman (ön test, son test) olarak gerçekleştirildi. Son test Cz teta, Gözlüklü Grupta, Kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek (p = 0,009) ve son test Cz alfa, Gözlüklü Grupta Gözlüksüz Grup (p = 0,039) ve Kontrol Grubuna (p = 0,001) göre anlamlı olarak daha yüksek bulundu. Gözlüklü Grubun 6 haftalık denge eğitimi sonrasında elde edilen ilk ve son test dinamik denge sonuçlarında iyi yönde artış bulundu (p=0,006). Gruplar arasında yapılan karşılaştırmada Gözlüklü Grubun sonuçlarında Kontrol Grubu (p = 0,039) ve Gözlüksüz Gruba (p=0,029) göre anlamlı artış bulundu. Koşu analizi ölçüm sonuçlarında ayak bileği dorsifleksiyon açısından ilk test son test sonuçlarında, gözlüklü grup lehine anlamlı fark bulundu (p <0,001). Gruplar arasında yapılan karşılaştırmada Gözlüklü Grubun denge sonuçlarında, Kontrol Grubu (p=0,001) ve Gözlüksüz Gruba (p=0,002) göre artış yönünde anlamlı fark bulundu. Ayak bileği eversiyon ve abduksiyon hareketlerinde fark yoktu. Bu çalışmanın sonuçları KAİ’li sporcularda görsel girdi ile yapılan denge eğitimi ile dinamik dengenin geliştirilebileceğini, ayak bileği dorsi fleksiyon eklem hareketi açısından artış sağlanabileceğini ve kortikal aktiviteler üzerinde değişiklik yaratılabileceğini göstermektedir. Stroboskopik gözlükle yapılan denge antrenmanları KAİ olan sporcularda tedavi programları içerisine eklenerek sahaya ve spora dönüş hazırlık aşamalarında yararlı olabilir.

Anahtar Kelimeler: Sporcu, Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi, Denge, Görsel Girdi, Kortikal Aktivite

ABSTRACT

Uzlaşır, S. The Effect of Visual Input on Balance, Neural Feedback, Function and Running Mechanics in Athletes with Chronic Ankle Instability. Hacettepe University G.S of Health Sciences, Doctorate Thesis in Sports Physiotherapy, Ankara, 2021. The aim of this study was to determine the effects of a 6-week stroboscopic balance training program on balance scores, cortical activities and running mechanics in athletes with chronic ankle instability (CAI). Thirty-nine athletes between the ages of 18 and 25 years, who were diagnosed with CAI and who met the criteria determined by the "International Ankle Consortium" were included in the study. Thirty-nine participants were assigned to the strobe group (SG, n=13), non-strobe group (NSG, n=13), and control group (CG, n=13). HUBER balance device was used for the evaluation of balance and electroencephalography was used for the evaluation of cortical activities. The 3D kinematic running analyzes of the athletes were evaluated with the Noraxon device. The same balance training program was performed to the athletes in the strobe and non-strobe groups for 6 weeks. The control group did not participate in this training program. Statistical analyzes were performed both between groups and within the group time (pre-test, post-test). Posttest Cz theta was significantly higher in the SG compared to the CG ($p=0,009$) and posttest Cz alpha was significantly higher in the SG compared to the NSG ($p=0,039$) and CG ($p=0,001$). In the dynamic balance results obtained after 6 week of balance training with glasses, a good increase in the balance was found in the first and last tests of the SG ($p = 0,006$). In the comparison between the groups, a significant increase was found in the results of the SG compared to the CG ($p = 0,039$) and the NSG ($p = 0,029$). In the running analysis measurement results, a significant difference was found in the first test post-test results in the ankle dorsiflexion angle in favor of SG ($p < 0,001$). In the comparison between the groups, a significant difference was found in the results of the SG compared to the CG ($p = 0,001$) and the NSG ($p = 0,002$). There are no difference in ankle eversiyon and abduction angles. The results of this study show that stroboscopic balance training can be used to improve dynamic balance, increase ankle range of motion and change cortical activities in athletes with CAI. Stroboscopic training may be clinically beneficial to improve balance parameters in athletes with CAI, and may have utility in return to sport activity phases of rehabilitation to reduce visual input and increase motor control.

Keywords: Athlete, chronic ankle instability, balance, visual input, cortical activity

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
TABLolar DİZİNİ	xiv
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ayak Bileği Anatomisi	3
2.1.1 Eklemler	3
2.1.2 Arklar	6
2.1.3 Ayak ve Ayak Bileği Fonksiyonel Kas Anatomisi	6
2.2 Ayak Bileği Biyomekanisi	10
2.3. Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi	13
2.4. Sporcularda Kronik Ayak Bileği ve İnstabilitesi	16
2.5. Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi Olan Sporcularda Koşu Biyomekaniği	17
2.6. Denge	19
2.7. Sporcularda Dengenin Önemi	23
2.8. Kronik Ayak Bileği İnstabilitesinin Denge Üzerine Etkisi	25
3. BİREYLER ve YÖNTEM	31
3.1. Bireyler	31
3.2. Yöntem	32
3.2.1. Demografik Özellikler	33
3.2.2. Dengenin Değerlendirilmesi	33

3.2.3. Kortikal Aktivitenin Değerlendirilmesi	36
3.2.4. 3 Boyutlu Koşu Analizi	39
3.3 İstatiksel Analiz	45
4. BULGULAR	46
5.TARTIŞMA	56
5.1. Limitasyonlar	63
6.SONUÇLAR VE ÖNERİLER	64
7.KAYNAKLAR	65
8.EKLER	
EK 1: Etik Kurul İzni	
EK 2: Hasta Onam Formu	
EK 3: Fonksiyonel Ayak Bileği İnstabilitesi Tanımlaması	
EK 4: Ayak ve Ayak Bileği Kullanılabilirlik Ölçüsü	
EK 5: Orjinallik Ekran Çıktısı	
EK 6: Dijital makbuz	
9.ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR

AM	Ağırlık Merkezi
ATFL	Anterior Talofibular Ligament
ATTL	Anterior Talotibial Ligamenr
X	Aritmetik Ortalama
BM	Basınç Merkezi
/	Bölu
dak	Dakika
°	Derece
EEG	Elektroensefalografi
EHA	Eklem Hareket Açıklığı
EHL	Ekstansor Hallusis Longus
EDL	Ekstansor Digitorum Longus
FDL	Fleksor Digitorum Longus
FHL	Fleksor Hallusis Longus
FAAM	Foot Ankle Ability Measure
FAAM-S	Foot Ankle Ability Measure Sport Scale
fMRG	Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme
GYA	Günlük Yaşam Aktiviteleri
IDFAI	Identification of Functional Ankle Instability
p	İstatiksel yanılma düzeyi
KFL	Kalkenofibular Ligament
KNL	Kalkaneonavikular Ligament
KAI	Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi
Kg	Kilogram
LAB	Lateral Ayak Bileği Burkulması
MLA	Medial Longitudinal Ark
MSS	Merkezi Sinir Sistemi
m ²	Metrekare
mm	Milimetre

msn	Milisaniye
m	Muskulus
n	Olgu Sayısı
PB	Peroneus Brevis
PL	Peroneus Longus
PT	Peroneus Tertius
PTFL	Posterior Talo Fibular Ligament
PTTL	Posterior Tibiotalar Ligament
sn	Saniye
cm	Santimetre
SGS	Sınıra Kadar Geçen Süre
sh	Standart hata
TA	Tibialis Anterior
TP	Tibialis Posterior
TKL	Tibiokalkaneal Ligament
TNL	Tibionavikular Ligament
TARK	Transvers Ark
%	Yüzde

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
2.1	Ayak, Ayak-Bileği Eklemleri	4
2.2	Anterior-Posterior Kompartman Kasları	7
2.3	Lateral-Medial Kompartman Kasları	8
2.4	Ayak Bileği Lateral-Posterior Ligamentler	12
2.5	Ayak Bileği Anterior-Medial Ligamentler	13
2.6	Denge Mekanizması	20
3.1	Olgu Akış Şeması	33
3.2	Denge Değerlendirme Cihazı	34
3.3	Tek Ayak Üzerinde Denge Ölçümü	35
3.4	Stabilite Limiti Değerlendirme	36
3.5	10-20 Sistem Monopolar Elektrot Yerleşimi	37
3.6	EEG Elektrot Dizilimleri	38
3.7	3 Boyutlu Koşu Analizi Sensörleri	40
3.8	Koşu Bandında 3 Boyutlu Koşu Analizi	40
3.9	Koşu Analiz Sonuçlarının Ekran Çıktıları	41
3.10	Stroboskopik Gözlük	42
3.11	Anterior Posterior Sıçrama	43
3.12	Antero-Medial, Postero-Lateral Sıçrama	43
3.13	Bilgisayar Destekli Rastgele Sıçrama	44
3.14	Tek Ayak Üzerinde Dengede Duruş	44

TABLOLAR

Tablo		Sayfa
4.1	Demografik Bilgiler	46
4.2	Statik Denge Sonuçları	48
4.3	Dinamik Denge Sonuçları	49
4.4	Cz EEG Sonuçları	51
4.5	Oksipital EEG Sonuçları	52
4.6	Ayak Bileği 3 Boyutlu Koşu Analizi Sonuçları	54
4.7	Koşu Analizi Denge Eğitimi Öncesi	55
4.8	Koşu Analizi Denge Eğitimi Sonrası	55

1.GİRİŞ

Lateral ayak bileği burkulmaları (LAB), tüm sporlarda bildirilen yaralanmaların %15'ini oluşturan en yaygın kas iskelet yaralanmalarından biridir (1). Tekrarlı LAB burkulması geçiren insanların %40'ında yaşam boyu kalıcı semptomlarla karakterize kronik ayak bileği instabilitesi (KAİ) gelişir (2). KAİ'li bireylerin hareket etkinliğinde, sensorimotor fonksiyonlarında değişiklikler olduğu ayrıca tek bacak üzerinde denge parametrelerinde görsel bilgiye daha çok bağımlı kaldığı bildirilmiştir (3).

Günümüzde somatosensoryal girdiyi kısmen bozabilmek klinik olarak mümkünken; görsel girdinin engellenmesi gözler tam açık ya da tam kapalı olmak suretiyle iki şekilde sınırlı kalmıştır. Rehabilitasyon uygulamalarında kesikli görme ile ilgili kanıtlar yetersizdir. Ancak son zamanlarda değişen bu dinamik, daha sportif manevralar sırasında görsel girdinin engellenmesi, yaralanmadan sonra kompensatuar nöroplastik şekillere direkt olarak ulaşmak ve nöromüsküler sistemi fonksiyonel bir şekilde eğitmek için bir araç sağlamıştır. Denge egzersizlerinde görselliğin önemi ve özellikle KAİ olan kişilerde görsel bağımlılığın artmasıyla görselliğe yapılacak bir müdahale rehabilitasyon sürecinde etkin rol oynayabilir. Bu teknolojik yenilik, görsel girişi tamamen ortadan kaldırmadan azaltmak suretiyle bunu mümkün kılmaktadır. Stroboskopik gözlük teknolojisi olarak adlandırılan bu yenilik, görme sisteminde gözleri kapalı ve açık arasında herhangi bir dereceye kadar bozacak bir mekanizma sağlar. Aralıklı görme engellemesi ile karakterize olan stroboskopik görme, klinisyenlerin görsel bilginin tam olarak görmeden ilerleyici bir şekilde duyuşal geri bildirimini incelemesini sağlayacak bir klinik araç olabilir. Görsel bilgileri engellemek için stroboskopik gözlük kullanmak, somatosensoryal bilgileri vurgulayarak işlevselliği artırabilir. Özellikle görsel manipülasyonlar vestibüler ve proprioseptif girişler arasındaki çelişkiyi tetikleyerek sağlıklı bir yetişkinde kortikal dinamikleri ve denge kontrolünü büyük ölçüde etkileyebilir. Özellikle statik ve dinamik dengede oluşabilecek değişiklikler denge eğitimlerine başka bir bakış açısı getirebilir. Özellikle denge eğitimlerinde fizyoterapistler tarafından kullanılan pertürbasyonlar göz önünde bulundurulduğunda, hastalarda kolaylıkla kullanılacak bu yenilik hem zaman ve verim anlamında çok önemli bir yere sahip olabilir. Görsel olarak bu değişikliklerle

kortikal aktivitelere değişiklik saptanması durumunda, nöral olarak da etkisi kanıtlanabilecektir. Rehabilitasyon sürecine eklenebilecek kolay, ulaşılabilir bu yenilik denge eğitim programlarına eklenerek, sporcuların odaklanma ile birlikte biyomekanik olarak fayda sağlayabileceği düşünölmektedir. Özellikle kortikal aktivite, denge ve koşu biyomekaniğine herhangi bir etki, rehabilitasyon sürecinde fizyoterapist tarafından uygulanan pertürbasyonların, ucuz, ulaşılabilir, portatif cihazlarla da verilebileceğini gösterebilir. Bu durum rehabilitasyonda daha az fizyoterapistin daha çok hastaya fayda sağlayabileceği ve zamandan tasarruf sağlanabileceği öngörülmektedir.

Buradan yola çıkarak planlanan bu çalışma; KAI olan sporcularda stroboskopik gözlük kullanılarak elde edilen görsel girdi yoluyla yapılan 6 haftalık denge eğitim programının denge skorları, kortikal aktiviteler ve koşu mekaniği üzerine olan etkilerini değerlendirmek amacıyla planlandı. Çalışmanın klinik olarak yararı rehabilitasyon sürecinde fizyoterapist verimliliği sağlayarak daha kısa sürede daha fazla hasta tedavi edilmesine ve geleneksel denge eğitimine kullanılan gözlükle yeni bir katkı sağlanması planlanmaktadır.

Çalışmanın hipotezleri şunlardır:

Hipotez 1: Görsel girdi değişikliğinin statik denge üzerine etkisi vardır.

Hipotez 2: Görsel girdi değişikliğinin dinamik denge üzerine etkisi vardır.

Hipotez 3: Görsel girdi değişikliği ile yapılan egzersizlerin denge sırasında nöral geribildirim üzerine etkisi vardır.

Hipotez 4: Görsel girdi değişikliği ile yapılan egzersizlerin ayak bileği koşu mekaniklerine etkisi vardır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 AYAK BİLEĞİ ANATOMİSİ

Ayak bileğinin vücut ağırlığını taşıyabilmesi, zemin uyumu sağlayabilmesi ve yer reaksiyon kuvvetlerini tolere etmesi gibi görevlerini tanımlamak tüm kompleksin doğru zamanda rijitleşmesi ya da esnek hale gelmesi ile tanımlanabilir. Bu sebeple ayak bileği anatomisinin fonksiyonel açıdan incelenmesi gerekmektedir (4).

Ayağın; vücut ağırlığını taşımak, dengeyi sağlamak ve dengeyi korumak olmak üzere üç görevi vardır. Bu görevleri ise pek çok farklı kemikten oluşması sayesinde yapabilmektedir. Çalışmalar, ayağın ağırlık taşıma fonksiyonunu yerine getirmesi için bir kemikten oluşmasının yeterli olabileceğini, ancak bu durumda mobilite, şok absorpsiyonu, denge stratejileri, adaptasyon ve rijit kaldıraç gibi temel fonksiyonlarını yerine getiremeyeceğini göstermektedir (5, 6).

Ayak iskeleti, 7 tarsal, 5 metatarsal ve 14 falankstan olmak üzere 26 kemikten meydana gelir. Tarsal kemikler kalkaneus, talus, navikula, kuneiformlar (3 adet) ve kuboid olarak adlandırılır. I. falanks halluks olarak isimlendirilirken tüm metatarslar medialden laterale numaralandırılarak isimlendirilir. Ayrıca falankslar hem proksimalden distalede hem de medialden laterale pozisyonlarına göre isim alırlar (7).

Ayak fonksiyonel olarak arka ayak, orta ayak ve ön ayak olmak üzere 3 anatomik bölgede incelenir. Arka ayak, talusun inferioru ile kalkaneusun superioru arasındaki subtalar eklemden meydana gelir (8). Orta ayak, lateralde kalkaneo-kuboid, medialde talo-navikular eklemlerden oluşan midtarsal eklemden meydana gelir. Midtarsal eklemden sonraki kısmı ön ayak olarak adlandırılır (7, 8).

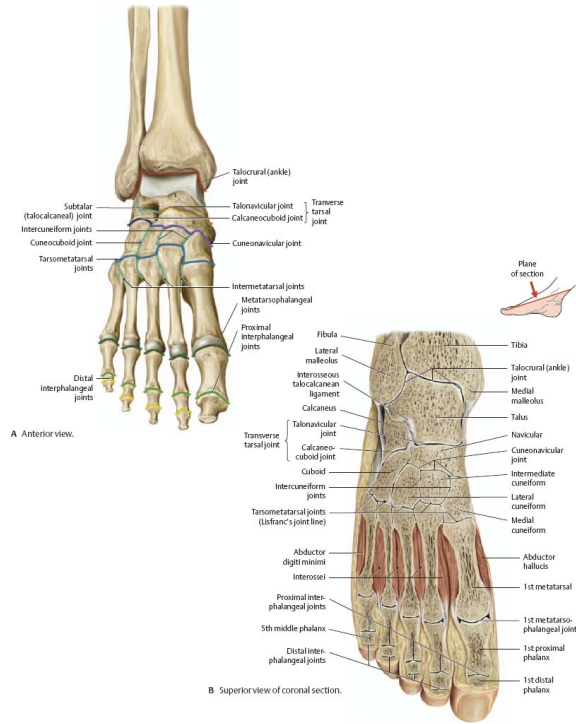
2.1.1 Eklemler

Subtalar Eklem (Talo-Kalkaneal Eklem)

Talus ve kalkaneus en fazla yük taşıyan ayak kemikleridir. Talus; tibia, fibula ve kalkaneusu birbirine bağlayan bir kemiktir (Şekil 2.1). Tibianın troklear yüzeyi ile superiorda, lateral malleol ile lateralde, medial malleol ile medialde, kalkaneusun 3

noktası ve navikulanın posterior yüzü ile inferiorda eklem yaparak kapalı bir yapının içerisinde konumlanmıştır (7, 9). Ayrıca talusun anterior inferior konveks yüzü kalkaneusun konkav yüzü ile, posterior inferior konkav yüzü ise kalkaneusun konveks yüzü ile eklem yapmaktadır. Bu sebeple subtalar eklem dislokasyonu oldukça nadirdir (10, 11). Ek olarak konveks ve konkav yüzeylerin eklemleşmesi ve etrafındaki güçlü bağlar stabiliteyi artırmaktadır (12).

Talusun en stabil pozisyonu tam dorsi fleksiyondur. Bu pozisyonda talusun troklear yüzeyinin posteriordaki dar kısmı, medial ve lateral malleollerin arasında sıkışır (13, 14). Subtalar eklem eksenini eklem merkezinden geçen horizontal eksenle ayak bileği ekleminden yaklaşık 22° daha fazla açılma yapar. Ayrıca sagittal düzlemde de $16-23^\circ$ lik bir açılma yapar. Subtalar eklem temeli hareketi supinasyon (inversiyon ve adduksiyon) ve pronasyon (eversiyon ve abduksiyon). Subtalar eklemde supinasyon için “varus” pronasyon için “valgus” terminolojisi kullanılır. Toplam eklem hareket açıklığı $40-60^\circ$ kabul edilir (12, 13). Valgus, varus oranı da 2:1’dir.



Şekil 2. 1. Ayak, Ayak-Bileği Bileği eklemleri (15)

Midtarsal Eklem (Kalkane-Kuboid/ Talonavikular Eklem)

a.Kalkaneo-Kuboid Eklem

Kalkaneo-kuboid eklem ayağın lateral kolonunda stabilite sağlayan bir eklemdir. Kalkaneusun anterior-distal kuboidin posterior-proksimal eklem yüzlerinin konveks ve konkav şekli kayma hareketini sıfıra indirmiştir. Ayağın lateral kısmına binen yüklerin karşılanmasında önemlidir.

b.Talo-Navikular Eklem

Talo-navikular eklem hareket için tasarlanmıştır. Eklem navikulanın konkav proksimal-posterioru ile talusun konveks distal-anterioru arasında yer alır. Plantar tarafında bulunan kalkaneo-navikular bağ, yüklenme sırasında talar başın inferior medial hareketini karşılar. Eklem dorsalinde daha zayıf olan kalkaneo-navikular bağ bulunur. Bu bağlar medial-posteriorda deltooid bağ ile birleşir (13).

Tarso-Metatarsal Eklem

Lateral tarafta kuboid kemiğin IV-V metatarsal ve medialde üç kuneiform kemiğin I,II ve III. metatarslar ile yaptığı eklemlere tarso-metatarsal eklem denir. II. metatarsın median kuneiform ile yaptığı eklem ve etrafındaki bağlar sayesinde oldukça stabildir (Şekil 2.1). Median kuneiform medial ve lateral kuneiforma göre daha proksimaldedir. II. metatars ayağın uzun ekseninin devamı olacak şekildedir. I.metatarsın ise medial kuneiform ile yaptığı eklem oldukça mobildir. Bu mobilite itme fazı ve arkin yapısının korunması için önemlidir (9). Tarso-metatarsal eklem hareketi medial longitudinal arkı (MLA) doğrudan etkiler. I. metatars fleksiyon ve abduksiyon yaparken IV. metatarsın fleksiyon ve adduksiyon yapması ile MLA düzleşir ve eğimi kaybolur.

Diğer Ayak Eklemleri

Metatarso-falangeal eklemler çift eksenli eklemler olup fleksiyon-ekstansiyon-abduksiyon ve adduksiyon hareketi yapabilirler.

İnter-falangeal eklemler tek eksenli olup yürüme fazında çok büyük ekstansiyon açlarına çıkarlar (9).

2.1.2 Arklar

Ayakta medial ve lateral longitudinal ark olmak üzere iki adet longitudinal ark vardır. Ek olarak bir de tarsal kemikler ile metatarsların birleşmesi ile oluşan transvers ark (TARK) vardır.

TARK vücut ağırlığının 3-4 katına dayanabilir. Sağlıklı bir ayakta II,III ve IV. metatarsların yere temas etmesi gerekir. Bu sebeple ayakkabı seçiminde parmakların parmak boşluğunda hareketi önemlidir.

Lateral longitudinal ark fonksiyonel açıdan stabilite amaçlı tasarlanmıştır (16). Tepesi kalkaneo-kuboid eklem hizası olmak üzere kalkaneusun lateral tuberkülünden başlar, kuboid IV ve V. metatarsları içine alır.

Medial longitudinal ark, kalkaneusun medial tuberkülünden başlar, navikulanın tuberkülünü geçtikten sonra medial ve median kuneiformları da içine alarak I. metatars başının arkasında sonlanır (9). İki ark da yapısal arklardır. Özellikle MLA plantar yüzeyden gelen şokların absorpsiyonunda önemlidir. Yürüyüş sırasında itme fazında kısalarak vücut ağırlığının taşınmasına yardımcı olur.

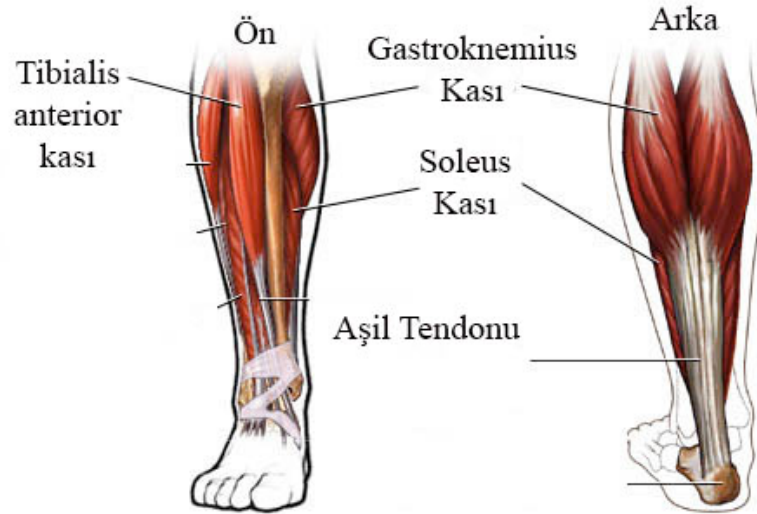
2.1.3 Ayak ve Ayak Bileği Fonksiyonel Kas Anatomisi

Ekstrensik Kaslar

Anterior Kompartman Kasları

Tibialis anterior (TA), ekstansor hallusis longus (EHL), ekstansor digitorum longus (EDL) ve onun bir parçası olarak da kabul gören peroneus tertius (PT) ayağın

ekstrensik kaslarıdır (Şekil 2.2). Origoları tibia ve fibulanın proksimal ve lateralinde yer alır. Seyir sıraları TA, EHL, EDL ve PT şeklindedir. Tibialis anterior medial kuneiform altına, EHL 1.parmağın dorsumuna, EDL dört tendon halinde falankların distal ve orta parçalarına insersio yapar. Dört kas da peroneal sinir tarafından inerve edilir. Asıl fonksiyonları ayak bileği fleksiyonudur. Tibialis anterior kası, rotasyon ekseninin medialinde seyrettiği için dorsi fleksiyon hareketi sırasında subtalar ekleme inversiyon, talonavikular ekleme ise hem inversiyon hem de adduksiyon yaptırır. Medial longitudinal ark da burayı destekleyen yapılardan biridir. Ekstansor hallucis longus kası ayak bileğine dorsi fleksiyon yaptırırken ek olarak 1. parmağa ekstansiyon yaptırır. ekstansor digitorum longus ve PT kasları dorsi fleksiyon hareketi ve ek olarak rotasyon ekseninin lateralinde seyrettikleri için dorsi fleksiyon sırasında bir miktar eversiyon momenti yaratırlar. Özellikle yürüyüş esnasında parmakların yere sürmemesi ve ayağın yerle temasında sağlıklı pozisyonlanması gibi önemli görevleri bulunmaktadır (9, 12, 13).



Şekil 2.2. Anterior-posterior kompartman kasları (17)

Lateral Kompartman Kasları

Peroneus longus (PL) ve peroneus brevis (PB) bacağın lateral kompartmanında yer alan ayağın ekstrensik kaslarıdır (Şekil.2.3). Origoları fibulanın proksimal orta

posteriorundan ve tibianın posterior (TP) kasının orta hattı da gastroknemius kasının altından başlar. Plantaris kası ise femurun lateral kondilinden başlar ve medialde aşil tendonu ile birleşir.

Tibialis posterior, fleksor digitorum longus (FDL) ve fleksor hallucis longus (FHL) kasları m. soleus kasının derininde yer alır. Tibia, fibula ve interosseöz membranın proksimal kısmından TP kası ortada olmak üzere FHL kası lateralde, FDL kası medialde olmak üzere grup halinde başlarlar. Fleksor hallucis longus I. falanks'ın distal basisine yapışır. Fleksor digitorum longus kası metatars başında 4'e ayrılarak 2-5 falanks basisine yapışır. Tibialis posterior kası ise talus hariç tüm tarsal kemiklere ve 2-5 metatarsa tutunur (9, 13, 18). Hem derin hem de yüzeysel grup posterior kompartman kasları tibial sinir tarafından inerve edilir.

İntrinsik Kaslar

Dorsal Bölge Kasları

Ekstansör digitorum brevis kası dorsal bölgede bulunan tek intrinsik kaktır. Kalkaneusun superior yüzünden köken alır. Daha sonra EDL tendonları ile birleşerek haluksu bir, II ve IV. parmaklara üç adet olmak üzere dört tendon verir.

Plantar Bölge Kasları

I. Tabaka Kasları

Fleksör digitorum brevis kası; II-V parmaklar orta falanksına, abduktör hallusis kası; 1. parmak proksimal falanksına, abduktör digiti minimi kası V. parmak proksimal falanksına tutunurlar. Kalkaneusun medial ve lateral tuberkulundan başlarlar ve her kas tutunduğu parmağa abduksiyon ve fleksiyon yaptırır (13).

II. Tabaka Kasları

Bu tabakayı kuadratus plante ve lumbrikale kasları oluşturur. Kuadratus plante kasının görevi FDL kasının tendonlarını stabilize etmektir. Lumbrikale kası ise metatarso-falangeal fleksiyon ile birlikte parmak ekstansiyonu yaptırır (13).

III.Tabaka Kasları

Adduktor hallusis kası; başparmak laterali ve sesamoid kemiklere, fleksor hallusis brevis kası; başparmak medial ve lateral kenarına, fleksor digiti minimi kası, V. parmak lateral tabanına tutunurlar. Kuboid, kuneiformlar ve merkezdeki metatarslardan köken alırlar ve ilgili bölgelere fleksiyon ve adduksiyon yaptırırlar (13).

IV.Tabaka Kasları

Bölge üç plantar ve dört dorsal interosseal kas içerir. Parmaklara adduksiyon ve abduksiyon yaptırırlar.

2.2 AYAK BİLEĞİ BİYOMEKANİSİ

Ayak bileği eklemi, medial ve lateral malleolun iç yüzleri, tibia distal ucu ve talusun üst yüzü arasında meydana gelen sinovyal bir eklemdir. Ayak bileği eklemi ginglymus (menteşe) tipi bir eklemdir. Ana hareketi plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyondur. Ayrıca bir miktar internal ve eksternal hareketi vardır. Ortalama dorsi fleksiyon hareketi 20° , plantar fleksiyon hareketi de $50-55^{\circ}$ 'dir (9).

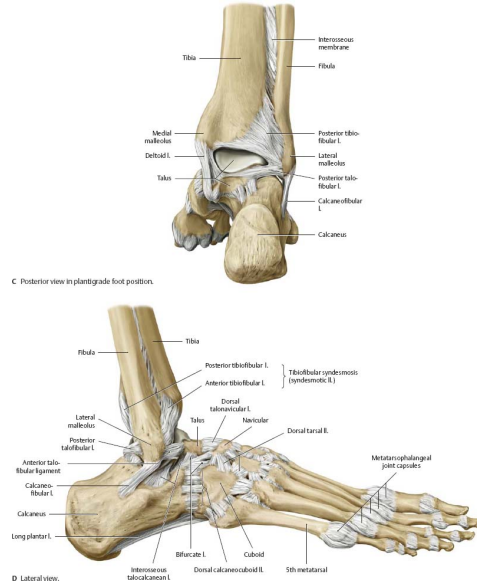
Ayak bileği stabilitesinin temelini oluşturan bağ yapısı; lateral kollateral, medial ve sindezmotik bağ kompleksi olarak üç bölüm altında incelenir (6). Lateral kollateral bağ kompleksi, Anterior talofibular ligament (ATFL), posterior talofibular ligament (PTFL) ve kalkaneofibular ligament (KFL) olmak üzere 3 bağdan oluşur (Şekil 2.4). Tibia ve talus arasındaki kayma hareketlerini ve stabilizeyi kontrol ederler. Anterior talofibular ligament, fibula distal ucunun ön yüzünden başlayıp talusa yapıştıktan sonra ayak bileği eklem kapsülünün içine girer. Yapıştığı nokta subtalar eklem hizasının 18 mm üzerindedir. Bu ligament 20 mm uzunluğunda, 8mm

genişliğinde, 2mm kalınlığında yere 75o açıyla konumlanır. Görevi talusun internal rotasyon hareketini kısıtlamaktır. Ayrıca talusun anterior kayma hareketi ve ayak bileği plantar fleksiyon hareketinde de sınırlandırıcı olarak görev alır (20).

Anterior talofibular ligament iç yapısı nedeniyle en düşük maksimum biyomekanik yüklenme değerlerine sahiptir. Anterior talofibular ligament, plantar fleksiyonda inversiyon hareketinde gerilim altındadır. Kalkaneofibular ligament ligamente göre daha düşük bir gerilim direnci vardır. Bu sebeple ATFL lateral bağlar arasında en sık yaralanan bağıdır (13, 21). Kalkaneofibular ligament, 5 mm kalınlığında, 30 mm uzunluğunda, 5 mm genişliğinde bir bağıdır ve subtalar eklemin 13 mm distal-posteriorundan kalkaneusa yapışır. Talar tilti adduksiyon yönünde kısıtlar. En yüksek kuvvete nötral ve dorsi fleksiyon pozisyonunda ulaşır. Bu pozisyonda KFL, ATFL ile 105° oryantasyon açısına sahiptir. Ayak dorsifleksiyondayken adduksiyona engel olur. Ayrıca talokrural ve subtalar eklemlerin aşırı supinasyonuna da engel olur (22). İkinci en sık yaralanan bağıdır (21).

Posterior talo-fibular ligament (PTFL), fibulanın postero-medial distalinden başlar, talusun postero-laterale yapışır. Dorsi fleksiyon pozisyonunda tam gerilim kuvvetine ulaşır. Ayağa yük verildiği zaman talokrural eklemin inversiyonu ve internal rotasyonuna engel olur (22). Posterior talo-fibular ligament, lateral ayak bileği ligamentleri arasında en az yaralanan bağıdır (18). Yaralanma en çok ATFL’de görülürken vakaların %20’sinde her ikisinde birlikte görülür. Posterior talo-fibular ligament yırtığına genelde ayak bileği dislokasyonu eşlik eder (20).

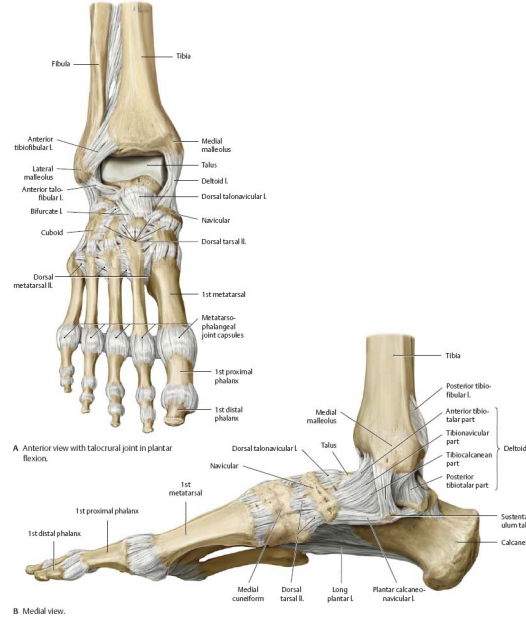
Lateral bağlar kuvvet yönünden kıyaslandığında ATFL içlerinde en zayıf olan bağıdır. Kalkaneofibular ligament, 2,5 kat, PTFL ise ATFL’den 2 kat daha kuvvetlidir (13, 23).



Şekil 2.4. Ayak bileği lateral-posterior ligamentleri (24)

Ayak bileği ekleminin medialinde 5 ligamentten oluşan deltoid ligament bulunmaktadır (20). Bu 5 ligament tibionavikuler (TNL), tibiokalkaneal (TKL), posterior (PTTL), ve anterior (ATTL) tibiotalar bağlardan oluşur (Şekil 2.5). Beşinci bağ ise spring ligament olarak bilinen kalkaneonavikular (KNL) bağıdır (6, 13). Deltoid ligamentin temel görevi medial ve inferiora olan valgus hareketini sınırlamak, kalkaneo-navikular ligamenti güçlendirmek iken sekonder görevi talusun anterior translasyonunu sınırlamaktır (18). Deltoid bağ yüzeysel ve derin olmak üzere iki bölümde incelenir. Kuvvetli üçgensel bir yapıya sahip bağ sistemi eklemin desteklenmesi ve medial stabilitenin sağlanması görevleri yanısıra medial longitudinal arka da katkı sağlar (25). Yüzeysel parçası 3 bağdan oluşur. Tibionavikular ligament medial malleolu geçerek navikuler tuberositaya ve spring ligament liflerine yapışır. Posterior tibiotalar ligament ise talusun medialinde geçerek FHL tüneline son bulur. Derin parçası ATTL ve PTTL'nin bir kısmından oluşur. Anterior tibiotalar ligament, talus boynunun medial kısmına tutunur. Posterior tibiotalar ligamentin derin parçası medial bağ kompleksinin en kuvvetli komponentidir (26, 27). Deltoid ligament sisteminin çok kuvvetli olmasından dolayı izole yaralanması neredeyse hiç görülmemekte genellikle medial malleol kırıkları ile birlikte yaralanmaktadır (28).

Ayak bileği stabilitesinden sorumlu olan bir diğer bağ ise sindezmotik bağıdır. Çok yönlü oluşan kuvvetlere karşı distal tibia ve fibula arasındaki ilişkiyi sağlayarak bütünlük oluştururlar. Sindezmotik bağ, anterior inferior tibiofibular, posterior inferior tibiofibular, interosseöz ve inferior transvers bağlardan oluşmaktadır (6).



Şekil 2.5. Ayak bileği anterior-medial ligamentleri (29)

2.3 KRONİK AYAK BİLEĞİ İNSTABİLİTESİ

Ayak bileği yaralanmaları, spor aktivitelerinde sıklıkla görülebilen yaralanmalardır (30). Kas iskelet yaralanmalarının %25'ini ayak bileği yaralanmaları oluşturmakta olup yaralanmanın ardından en çok 2 yıl geçmeden tekrar yaralanmanın gerçekleştiği ve bu durumun kronik bir hal aldığı gösterilmektedir (30, 31). Ayak bileği ligamentlerinin yaralanma şekilleri ayağın pozisyonuna bağlı olarak değişir. Dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon derecesi yaralanma şeklini belirler. Lateral ayak bileği yaralanmalarının (LAB) büyük bölümünün inversiyon yönündeki burkulma sonucu geliştiği ortaya çıkmıştır (32, 33). Plantar fleksiyon ve inversiyonda %60-70 oranında izole ATFL yaralanması, plantar fleksiyonda inversiyon ve iç rotasyon

kuvveti uygulandığı zaman ise %20 oranında ATFL ve KFL yaralanması, dorsifleksiyon ve inversiyonda iken ise KFL yaralanması meydana gelir ki izole yaralanması oldukça ender görülür (31, 34).

Lateral ayak bileği yaralanmalarının birçoğu sıçramadan sonra yere düşme esnasında, salınım fazının sonunda ayağın yer ile teması sırasında, sert dönüşlerde, çarpışma, düşme ve aniden durma gibi durumlarda oluşur. Ayak bileği yaralanmalarında %80 lateral ligament yaralanması, %15'i deltoid ligament yaralanmasına eşlik eden medial malleol kırıkları ve %5'i izole deltoid ligament yaralanmasıdır (35, 36). Deltoid ligament yaralanmalarının ender görülmesinin iki sebebi vardır. Fibula kemiğinin tibiadan uzun olması sebebiyle yüksek açılı eversiyona izin vermemesi ve medial ligamentlerin lateral ligamentlerden daha güçlü liflere sahip olmasıdır (37, 38).

Lateral ayak bileği yaralanmalarının %33-%42'si kronik ayak bileği (KAİ) instabilitesine sebep olur (39). Kronik ayak bileği instabilitesi genellikle tekrarlayan boşalma hissi, ağrı, zayıflık, azalmış ayak bileği normal eklem hareketi gibi devam eden semptomlar ve ilk yaralanmadan sonra 1 yıldan fazla devam eden tekrarlayan ayak bileği burkulması ile karakterize bir durumdur (40). Yaralanma sonrası merkezi sinir sisteminde (MSS) meydana gelen adaptasyon değişiklikleri KAİ'ye katkıda bulunur (39). Sensorimotor fonksiyondaki azalma, propriosepsiyondaki kayıp, ayak bileği kaslarındaki zayıflama ve ligamentöz gevşeklik KAİ'nin potansiyel sebebi olarak gösterilmektedir (41). Yaralanma sonrası merkezi mekanizmanın değişerek MSS'de gecikmeler olduğu bilinmektedir (39). Çalışmalar, akut ve kronik ayak bileği yaralanmalarının rehabilitasyonu sonrası merkezi yollardaki uyarlamalar sonucunda MSS'deki defisitlerin giderilerek, postural stabiliteyi iyileştirdiğini göstermiştir (39). Bu nörolojik defisitlerin arasında statik ve dinamik denge, postural kontrol ve kas yorgunluğu vardır (42). Kronik ayak bileği instabilitesi zamanla doğal olarak düzelen bir durum değildir (43). Tedavi yapılmaz ise KAİ olan bireylerin semptomlarında önemli bir ilerleme olmadığı gösterilmiştir (44).

Bu durumu instabilite, fonksiyonel ayak bileği instabilitesi, kronik instabilite, KAİ, kronik lateral instabilite, kronik ayak bileği burkulması, çoklu ayak bileği burkulması ve tekrarlayan ayak bileği burkulması gibi tanımlayan birçok terminoloji mevcuttur. Ancak KAİ'nin, ayak bileği burkulmasından sonra devam eden

semptomları olan hastaları tanımlamak için en kapsayıcı ve yaygın kullanılan terim olduğu düşünülmektedir (45). Kronik ayak bileği instabilitesi, ayak bileğinin boşalma hissi ve instabilite hissi insidans oranı ile ölçülebilir. Boşalma hissi ayak bileği burkulması ile sonuçlanmayan kontrolsüz ayak bileği eklemi inversiyon ataklarının düzenli olarak ortaya çıkması anlamına gelirken, instabilite hissi ise ayak bileği eklemının günlük ve sportif faaliyetler sırasında savunmasız hissetme hali anlamına gelir (45). “Ayak Bileği İnstabilite Enstrümanı (Ankle Instability Instrument) (46), *Cumberland Ayak Bileği İnstabilite Aracı (Cumberland Ankle Instability Tool)* (47), *Fonksiyonel Ayak Bileği İnstabilitesinin Tanımlanması (Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI))*” (48) gibi ayak bileği anketleri formları ayak bileği instabilitesini ölçmek için kullanılabilen objektif yöntemlerdir. Kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde limitlenmiş ayak bileği fonksiyonlarını raporlamak için geçerliliği ve güvenilirliği yapılmış “Ayak ve Ayak Bileği Yetenek Ölçeği (*Foot and Ankle Ability Measure (FAAM)*)” gibi enstrümanlar kullanılmıştır (49, 50). Kronik ayak bileği instabilitesi, ciddiyetine bakılmaksızın başlangıç ayak bileği burkulmasından kaynaklandığı için, bireylerin en az bir ayak bileği burkulması öyküsü olması gerekir (51). Ayak bileği instabilitesinin kronik bir sorun olarak kabul edilmesini sağlamak için ilk ayak bileği burkulması bir yıldan daha eski olmalıdır (45). Ayrıca en son ayak bileği burkulmasından bu yana geçen zaman dilimi göz önünde bulundurulmalıdır. Çünkü iyileşmenin erken evresindeki kişiler en son yaralanmanın akut tepkileri altında olabilir. Son burkulması 6 hafta içinde olan herkes KAI çalışmalarından hariç tutulmalıdır (45).

Kronik ayak bileği instabilitesi üzerine yapılan araştırmaların toplum ve sağlık sistemleri üzerindeki etkisinin farkındalığı son yirmi yılda önemli ölçüde artarken, çalışmalarda katılımcı veya hasta seçim kriterlerindeki tutarsızlık, sorunun düzgün bir şekilde ele alınmasında bir engel oluşturmaktadır. Bu nedenle, KAI üzerine odaklanan araştırmalarda katılımcı veya hasta seçim kriterleri için mevcut en iyi kanıtları kullanan gerekçelerle standartlar sağlanması gereği duyulmuştur (52). Bu nedenle kurulan “Uluslararası Ayak bileği Konsorsiyumu” KAI’de tutarlı hasta alımı ve bu konuda yapılan araştırmaların ilerlemesi için ilgili özellikleri henüz tam olarak tanımlamamıştır. Bu tür standartları belgelemenin temel gerekçesi, KAI alanında

araştırma yaparken asgari olarak rapor edilmesi gereken spesifik dahil edilme kriterlerini özetlemektir.

2.4 SPORCULARDA KRONİK AYAK BİLEĞİ İNSTABİLİTESİ

Lateral ayak bileği (LAB) yaralanmaları, ortalama her gün yaklaşık 28.000 vaka görülen (53), her yıl sadece Amerika’da 2 milyonun üzerinde meydana gelen ve her geçen gün en aza indirmek için daha fazla anlayış gerektiren bir yaralanma şeklidir (54, 55). Ayak bileği yaralanmaları ile ilgili 28 yıllık bir periyotta oluşan sistematik bir derlemede 201.600 hasta arasında 32.059 ayak bileği yaralanması olduğu belirtilmiştir (56). Literatürde görülen ayak bileği yaralanmalarının birçoğunun kort oyunları ve takım oyunlarında olduğu gösterilmiştir (3, 57). Lateral ayak bileği yaralanmaları, %85’lik bir oranla sportif aktivitede esnasında oluşan yaralanmalar arasında en başta gelmektedir (58). Türkiye’de ise kesin veriler bilinmemekle birlikte, acil servise başvurularının %5-10’unun ayak bileği yaralanmasından kaynaklandığı bilinmektedir (30).

Lateral ayak bileği yaralanmalarının İngiliz Futbol Federasyonunda profesyonel kulüpleri önemli şekilde etkilediğini gösteren bir çalışmada antrenmanda kaybedilen günler, sporcunun kaçırdığı maçlar ve maliyetin olumsuz sonuçları vurgulanmaktadır (58). LAB yaralanmalarının üçte biri antrenman sırasında, diğer kalan üçte ikisi maç sırasında meydana gelirken toplam 2 sezonda 12.138 gün ve 2.033 maç kaçırılmıştır (59). Tüm futbol yaralanmalarının üçte birinden fazlasını oluşturan LAB yaralanmalarında (60), çoğunlukla kesme manevraları, tek bacak üzerine inişler ve diğer oyuncularla temas yaralanmadaki ekstrinsik faktörleri oluşturur (61).

Risk faktörlerini araştıran başka bir prospektif çalışmada, futbol, lakros veya çim hokeyi oynayan üniversiteler arası sporcuları analiz edilmiştir (55). Tüm sporcuların eklem laksitesi, ayak bileği biyomekanik ölçümü, ligament stabilitesi ve izokinetik testleri yapılmıştır. Takip eden sezon boyunca sporcuların %10,3’ü LAB yaralanması geçirmiş olup, risk faktörü olarak eversiyon-inversiyon kuvvet dengesizlikleri gösterilmiştir. Lateral ayak bileği yaralanması olmayan sporcuların ise %35’inin daha önce LAB yaralanması öyküsünün olduğu tespit edilmiştir. Lateral

ayak bileği yaralanması olan grubun ise %27'sinin daha önce LAB yaralanması geçirdiği kaydedilmiştir. Çalışmada özellikle sezon öncesi dengesizlikler tespit edilebilerek antrenman modifikasyonları ile yaralanma insidansının azaltılabileceği vurgulanmıştır (55).

Literatürde LAB yaralanmaları ile ilgili araştırmacılar geçmiş burkulma, cinsiyet, boy, vücut ağırlığı, dominantlık, anatomik ayak çeşidi, numarası, eklem laksitesi, eklem hareket açıklığı, kas kuvveti, reaksiyon zamanı ve postüral salınım olmak üzere intrinsik faktörleri vurgulamışlardır (62-66). Sporcuların sezon boyu süren analizleri sonucunda araştırmacılar cinsiyetler arasında performansta önemli bir fark olsa bile, yaralanma risk faktörleri için maruziyet açısından bir fark olmadığını belirtmişlerdir (67, 68). Ancak literatürde lateral ayak bileği yaralanması ile boy uzunluğu (69), vücut ağırlığı (66, 67), dominantlık (63, 70), ayak bileği laksitesi (55, 71), kas kuvveti (55, 67), reaksiyon zamanı ve postüral salınım (67, 72) arasında doğrudan ilişkili olduğu gösterilmektedir.

Kronik ayakbileği instabilitesi gelişimi genellikle LAB yaralanmalarında yeniden yaralanmanın birincil nedenidir. Ayrıca LAB yaralanmalarının tedavisi başarısız olduğunda, sporcularda genellikle KAİ gelişebilir. Kronik ayak bileği instabilitesi; mekanik instabilite ve fonksiyonel (algılanan) instabilite olmak üzere 2 kategoriye ayrılabilir (43, 73). Mekanik instabilite, klinik olarak ön çekmece veya talar tilt testleri gibi spesifik ligamentlerin bütünlüğünü vurgulayan çeşitli testlerle bulunan bağ gevşekliği olarak kendini gösterir (43, 73). Fonksiyonel instabilite ise literatürde daha az tanımlanmıştır. Boşalma hissi, zayıflık veya kendi bildirebildiği instabilite, algılanan instabilite olarak da tanımlanabilen fonksiyonel instabilitesi olanların ortak şikayetleridir (43, 74). Fonksiyonel instabilitede proprioseptif kaybın önemli rol oynayabileceği ve KAİ gelişimini önlemek için LAB tedavisinde denge eğitiminin önemli olduğu vurgulanmaktadır (73).

2.5 KRONİK AYAK BİLEĞİ İNSTABİLİTESİ OLAN SPORCULARDA KOŞU BİYOMEKANİĞİ

Ayak ve ayak bileği kompleksi, vücudun kinetik zincirinin temelidir (75). Hareket sırasında, ağırlığı karşılayan, topuk vuruşu sırasında şoku azaltan, zincirin

geri kalanında kuvvetleri yönlendiren ve yürüyüşün gecikme fazında ana mekanizma olarak hareket eden kinetik zincirin ilk kısmıdır (76). Bir ayak bileği burkulmasından sonra, eklemin mekanik ve nörolojik özelliklerinde yürüyüşte değişikliklere neden olabilecek bozulmalar olur (77, 78). Değiştirilmiş yürüyüş mekaniği kas-iskelet sistemine doğal olmayan yükler getirebilir. Ayak bileği kinetik zincirin temeli olduğu için, herhangi bir işlev bozukluğu hareket sırasında daha yakın eklemlerde de bozukluklara neden olabilir. Bu değişiklikler, hareket sırasında etki eden yüklerin tekrarı dikkate alındığında proksimal eklemleri kompanse edici yaralanmalara eğilimli hale getirebilir (79). Bu tekrarlayan yaralanmalar KAI geliştirebilir. Yürüyüş fazında yapılan kinetik ve kinematik analizler KAI olan sporcularda ayak bileği yapıları üzerindeki stres paterni hakkında bilgi verebilir.

Kinematik değişkenler, frontal ve sagittal düzlemde meydana gelen ayak veya ayak bileği yer değiştirmesidir. Sistemik bir derlemede KAI'li bireylerin frontal düzlemde yer değiştirmede ve sınırlı olarak ise sagittal düzlemde yer değiştirmede artışa sebep olduğu belirtilmektedir (75). Çalışmalarda, inversiyon hareketinin topuk vuruşundan önce, topuk vuruşu sırasında ve hemen sonra arttığı (80, 81), plantar fleksiyonun topuk vuruşunda arttığı ve dorsi fleksiyon hareketinin orta duruş fazının %9-%25 kısmı boyunca azaldığını belirtilmiştir (82). Frontal ve sagittal düzlem kinematiğine ek olarak yapılan bir çalışmada bacak rotasyonunun koordinasyonu da incelenmiştir (83). Kronik ayak bileği instabilitesi olan kişilerde bacak rotasyonunda bir artış bulunmuştur. Ayrıca KAI'li bireyler sağlıklı bireylere oranla bacaklarının alt kısmında daha az koordineli hareketler oluşturmaktadırlar (83). Başka bir çalışmada ise KAI'li bireylerin açısız hızları ölçülmüş ve topuk vuruşunun hemen öncesinde ve sonrasında açısız hızda bir artış tespit edilmiştir (81).

Kinematik değişkenler arasında yer reaksiyon kuvveti, basınç merkezi (BM) farklılığı, BM izi, BM hızı, impuls, frenleyici-itici kuvvetler, tepe kuvvetleri ve plantar basınç ölçümleri bulunmaktadır (75). Kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde yapılan bir çalışmada (84) BM yer değiştirme hızında yürüyüş başlangıcında azalma ayak parmak kalkışı sırasında artış kaydedilirken, başka bir çalışmada KAI'li bireylerin orta fazda BM'nde lateral deviasyon olduğu belirtilmiştir (85). Kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde özellikle yürüyüşün sona erdirilmesi sırasında daha büyük frenleme ve itici kuvvetlerin meydana geldiği (86), topuk ve ayak parmaklarının

altında ise daha düşük kuvvetlerin oluştuğu, orta ve lateral tarafta daha ise yüksek kuvvetlerin oluştuğu tespit edilmiştir (87).

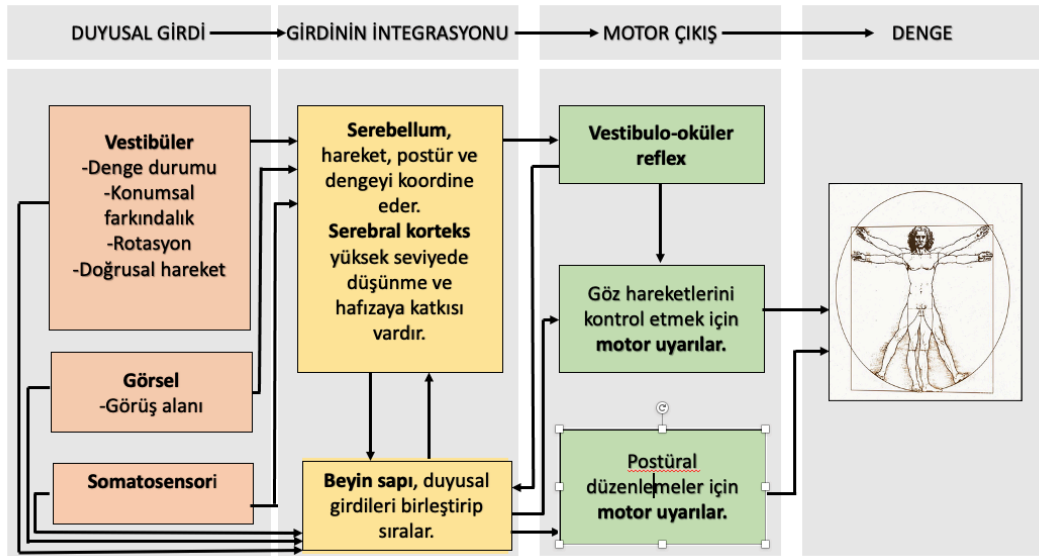
Aşırı inversiyon ve eversiyon eklem hareket açıklığı (EHA) ayak bileği ekleminde meydana gelen instabiliteye katkıda bulunur (88). Dorsifleksiyon EHA'nın azalması, instabilite hissi için bir neden olabilir. Sınırlı sagittal düzlemdeki EHA, hareket sırasında eklem kemik ile bağlantısını kısıtlayarak eklem stabilitesinde bir azalmaya yol açabilir.

Son dönemde yapılan çalışmalarda denge ve nöromusküler eğitim protokolleri ile yürüyüş mekaniğinin geliştiği bildirilmiştir (74, 89). Gözler açık ve kapalı tek bacak duruşlardan oluşan statik postural stabilite egzersizlerinden sonra, yürüyüş sırasında yer reaksiyon kuvvetinde azalma, duruş fazında ayak bileğinin yerle temasında plantar fleksiyon açısında azalma ve buna paralel olarak da ayak bileğine etki eden kuvvetlerde azalma olduğu gösterilmiştir (74). Ayrıca çeşitli statik ve dinamik postüral stabilite egzersizlerinden sonra, bacak ve arka ayağın birlikte oluşturduğu stabilitede iyileşmeler olduğu bildirilmiştir (89).

2.6 DENGE

Denge, ağırlık merkezinin destek tabanının bel seviyesi üstünde tutulmasıdır (90, 91). Ayak bileği instabilitesindeki herhangi bozulma, dengenin bozulmasına neden olabilir. Kronik ayak bileği instabilitesi olan sporcularda denge kontrolünün bozulmasının instabiliteden kaynaklandığı düşünülebilir. Dengenin doğuştan gelen, otomatik ve öngörülebilir olduğu tartışma konusudur (92). Postüral kontrol sisteminin, dengeyi korumak ve vücudun pozisyonu ile oryantasyonunu düzeltmek olmak üzere 2 görevi vardır (91). Denge için vestibüler, görsel ve somatosensoryal olmak üzere üç girişten geri bildirim alınır. Merkezi sinir sistemi (MSS) tarafından elde edilen uygun komut, denge kontrolünün sürdürülmesini yönetir (90, 93), (Şekil 2.6). Proprioseptif geri bildirim, MSS'ne eklem reseptörlerinden ve kas mekanoreseptörlerinden bilgi sağlayan hem afferent hem de efferent uyarılara bağlı olması sebebiyle üç mekanizmanın herhangi birindeki bozulma ayak bileği instabilitesine yol açabilmektedir (93). Afferentler, çevresel resöptörlerden bilgi alır. Afferent yollarla MSS'ne gönderilen bilgi, efferentlerle kas gibi efektör organa geçerek entegrasyonu

sağlanır (92). Kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde, MSS'nde yer alan reseptörlerin, bireylerin postüral kontrolünü sağlayan merkeze yeterli bilgi aktarmadığı ve MSS'nin işlemlerini engelleyerek kontrol eksikliğine neden olduğu belirtilmektedir (47). Geri bildirim mekanizması vücudun ayaklar üzerinde durmasını sağlar. Denge, duyuşal girdileri ve lokomotif becerileri internal ve eksternal faktörlerle ilişkili olarak birleştirir (94). Bilgi MSS'nde spinal kord, orta beyin ve korteks tarafından işlenir. Doğru konumlandırma, vücudun dik pozisyonu korumaya verdiği yanıtı kolaylaştırır (92). Merkezi sinir sistemi uygun bir cevap oluşturmak için diğer reseptörlerden gelen girdileri kullanarak yetersiz bilgiyi düzenler (95). İnsan vücudu küçük bir taban desteği üzerine dengelenmiştir ve BM pelvisin üzerindedir (90).



Şekil 2.6 Denge Mekanizması (96).

Dengenin Üç Farklı Girdisi

Vestibüler girdi, iç kulağın denge ile ilgili organlarıyla birlikte dengeyi korumaya yardımcı olan duyuşal algılarıdır. Bu girişten elde edilen bilgiler birçok nedenden dolayı kullanılır. Bunlar;

1. Bilgi göz hareketi için kullanılır. Göz kasları baş hareketiyle birlikte harekete eşlik edilmesi için kontrol edilir. Çünkü gözler sabit bir noktaya odaklanma yeteneğine sahiptir.
2. Bilgi postürün devamı için kullanılır.
3. Son olarak ise vücudun pozisyonunun farkında olma hali için kullanılır (90)

Vestibüler girdi ayrıca baş ve boynu dik pozisyonda tutmaya yardımcı olur ve vestibüler oküler refleksin göz hareketini kontrol etmesini sağlar. Bu kontrol edilmezse propriosepsiyonu etkilenebilir. Her üç sistemde tek bir sistem olarak çalışır, etkilendiğinde denge de bu değişikliklerden etkilenir (90).

Görme ise istikrarı korumak için önemlidir. Görsel girdi, nesnelerin, insanların ve kelimelerin tanımlanmasına yardımcı olur. Bu duyuşal ve motor kontrol girişı, kas hareketini başlatmak için daha düşük seviyelerden daha yüksek komutlara etkileşimleri başlatır (93).

Vücutta ani hareket ve salınım değişiklikleri kişinin pozisyon değişikliğine neden olabilir. Motor yol, hem duyuşal hem de motor girişlerden alınan bilgileri daha yüksek merkez seviyelerine taşır. Kişinin dengesi görsellikten etkilenebilir. Özellikle gözler kapalı pozisyondaki postürsal salınımında azalma, görme proprioseptif bileşenin yokluğundan kaynaklı olabilir (97).

Propriosepsiyon taktil duyuşlar olarak bilinen dokunma, basınç ve vibrasyon gibi duyuşları ifade eder. Propriosepsiyon, ayak bileği hareketinin kontrolünde, afferent bilginin postürün korunmasında gerekli olan duyuşal reseptörlerden türettiği bir durumdur (98). Duruş ile denge arasındaki pozitif korelasyon sebebiyle, duyuşal algılamanın azalması proprioseptif kapasitede bozulma ile sonuçlanabilir (99).

Denge Değerlendirilmesi

Denge değerlendirmesi, dengeye bağılı yaralanmaların belirlenmesinde ve tedavi sürecinde geçerli bir ölçüm aracı olarak kullanılabilir (100). Postürsal salınım ve denge, stabilizeyi ve vücut oryantasyonunu korumak için sabit bir duruşun göstergesidir (91, 101). Postürsal salınım bireyin genel sağlığının bir ölçüsüdür ve birçok hastalık postürsal salınımla bağlantılı olup postürsal kontrolün neden kesintiye uğradığının sebebini

belirlemeyi zorlaştırır. Postürsal salınım, ayak basınç merkezinin bir kuvvet plakasından yer değiştirmesini ölçmektedir (102).

Statik denge, postür salınımını ölçen minimal hareketle (103) bu pozisyonu muhafaza etme yeteneği olarak tanımlanabilir (102). En yaygın kullanılan statik denge testi “Romberg” denge testidir (91). Bu testte kollar vücut yanında ve ayaklar bitişik pozisyonudadır. Gözler kapalı olarak yapıldığında salınım arttıkça propiosepsiyonda kayıp olduğu düşünülür. Tek bacak denge testi ise, bireyin gözler açık (GA) veya gözler kapalı (GK) olarak belirli bir süre boyunca tek ayak üzerinde dengeyi sağlamanın test edildiği yaygın olarak kullanılan statik denge testidir.

Dengeyi koruyabilmek, vücudun ağırlık merkezinin yer değiştirmesini ve kas koordinasyonunu sağlamayı gerektirir. Dinamik dengenin değerlendirmesinde en yaygın olarak ölçülebilen 2 değişken vardır: vücut hareket değişikliklerine göre değişebilen ağırlık merkezi (AM) ve basınç merkezi (BM). Basınç merkezi, uygulanan kuvvetlerin toplamının temel destekle temas ettiği dağıtım merkezidir (91). Ağırlık merkezinde bir değişiklik meydana geldiğinde BM’deki artış her zaman AM’den daha büyük olacaktır (91). Ağırlık merkezindeki herhangi bir dağılma postürsal salınımı temsil eder. Postürsal salınım, destek tabanının (DT) yayılma derecesi ve %95 güven aralığındaki elips bölgesi, BM yol uzunluğu ve BM ortalama hız parametrelerini içeren stabilite endeksleri ile ölçülebilir (90).

Basınç merkezi, bireyin konumuna bağlı olarak değişebilir. Çift bacak üzerinde duruş ve tek bacak üzerinde duruş DT’nı değiştiren BM’ni değiştirir. Çift bacak üzerinde duruş nötral bir duruştur ve tek bacak üzerinde duruşa göre en geniş taban desteğini sağlar (91). Tek bacak üzerinde duruş taban desteğinin azalması sebebiyle postürsal kontrol mekanizmasına meydan okur (91). Dar bir DT’na sahip olmak, postürsal kontrol sisteminin düşmeyi önlemek için daha fazla çalışmasını gerektirir.

Statik denge; duruş fazı boyunca hareketsiz dengenin kurulmasını gerektirirken, dinamik denge; hareket esnasında dengeyi korumayı gerektirir. Dinamik denge, yürüme veya koşma gibi bir tür dengesizlik pozisyonunda iken dengeyi koruma yeteneğidir (102-104). Bu fonksiyonel denge değerlendirmeleri, bireylerin genellikle motor görevleri yapan belirli koşullar altında dengeyi ne kadar iyi koruyabildiğini görmenin bir yoludur. Bu testler geriatrik popülasyonda düşmeyi tahmin etmeye yardımcı olurken (102), dinamik denge ise sporcuların hareket halinde kontrol

yeteneklerini belirlemek için kullanılır (90). İnsan vücudunun postüral stabiliteyi ve denge merkezini düzenlemek için bir kas cevabı oluşturması gerekir. Bu tip testlerde dengede bir azalma görülmesi yaygındır (92). Bir kişinin dinamik dengesini test etmenin amacı kişinin dengesini kontrol eden vestibüler girdiye meydan okumaktır (104).

2.7 SPORCULARDA DENGENİN ÖNEMİ

Birçok sporda, en yüksek rekabet seviyesine ulaşmak ve alt ekstremite yaralanmalarından korunmak için üstün denge yeteneği gereklidir (105-107). Dengeyi, kontrol etmek için, MSS, kasların aktivasyon paternlerini koordine eden motor komutları üretmek için görsel, vestibüler ve proprioseptif bilgileri entegre eder (108-110). Propriosepsiyon, çeşitli mekanoreseptörlerden gelen duyuşal sinyalleri entegre edebilme kabiliyeti olarak tanımlanmıştır. Böylece vücuttaki pozisyonu ve uzaydaki hareketleri belirleyerek (111, 112) denge kontrolünde önemli bir rol oynar (108, 110, 113-115). Teorik olarak, vücudun her yerinden proprioseptif bilgi denge kontrolüne katkıda bulunur. Görsel propriosepsiyonda bunu içerir (116) , ancak sporda görsel kanal genellikle rakipler veya top hareketi ile ilgili bilgi işlemekle meşgul olduğundan, diğer proprioseptif kaynaklara da ihtiyaç vardır (117). Bu durumda “Duyusal Yeniden Ağırlıklandırma Teorisi (Sensory Reweighting Theory)” dediğimiz MSS denge kontrolünü optimize etmek için daha güvenilir bilgi kaynaklarına güvenir (108, 110, 115). Örneğin görselliğin dış ortamda başka bir yere odaklandığı sırada MSS, denge kontrolü için vücudun belirli bölgelerinden proprioseptif girdilere daha çok güvenebilir.

Ayak bileği propriosepsiyonu, sporda denge kontrolüne katkıda bulunan daha önemli bileşenlerden biri olabilir. Çünkü çoğu spor aktivitesi sırasında ayak bileği-ayak kompleksi vücudun yere temas eden tek parçasıdır ve elit sporda gerekli olan karmaşık motor görevleri başarıyla gerçekleştirmek için ayak bileği pozisyonlarına ek olarak üst vücut hareketlerinin ayarlanmasını sağlamak için de gerekli bilgileri sağlar (118, 119). Ayak bileği propriosepsiyonu, spora özgü eğitim (120-122), sporla ilişkili yaralanmalar (77, 123-127) ve spor kaynaklı yorgunluk (128, 129) gibi faktörler ile

değişikliğe uğrayabilir. Sonuç olarak bu durum da denge yeteneğinde değişime yol açabilir.

Denge yeteneği ve ayak bileği propriosepsiyonu, birçok sporda rekabet seviyesiyle ilgilidir. Denge yeteneği ve sportif performans üzerine yapılmış olan bir sistematik derlemede, tüfek atıcılarının ve okçuların statik denge yeteneğinin atış doğruluğu ile ilişkili olduğu ve buz hokeyi oyuncularının dinamik denge yeteneğinin maksimum paten hızı ile önemli ilişki gösterdiği ortaya konulmuştur (106). Futbolcuların, jimnastikçilerle dengesi karşılaştırıldığında alt bipedal dinamik denge ve benzer statik-dinamik dengeye sahip oldukları tespit edilmiştir (130, 131). Başka bir çalışmada ise futbolcuların yüzücüler ile benzer dinamik bipedal veya üst statik unipedal dengeye sahip oldukları gösterilmiştir (131, 132). Basketbolcular ve futbolcular aktif bireylerle karşılaştırıldıklarında üstün statik unipedal ve dinamik denge yeteneğine sahip oldukları gözlenmiştir (130, 132, 133). Futbolcular, bir topa vururken sık sık tek ayak üzerinde vücut kütlelerini destekler ve basketbol gibi diğer sporlardaki sporcuların da daha iyi unipedal stabiliteye sahip olması beklenebilir (132). Basketbolcuların hiçbir karşılaştırma grubuna göre denge yeteneğinde üstünlük gösterilmemiştir. Ek olarak, bir grup sporcunun futbol, hentbol, basketbol ve voleybolda denge yeteneğini araştıran başka bir çalışmada, erkek sporcuların denge kabiliyetlerinin çeviklik performansları ile anlamlı bir korelasyonu olduğu bulunmuştur (134). Bu kanıt denge kontrolünün spor performansı için temel olduğunu göstermektedir. Benzer şekilde, ayak bileği propriosepsiyonu ve spor performansı da birbiriyle ilişkilidir. Beş farklı spordan (aerobik jimnastik, futbol, yüzme, badminton ve spor dansı) 100 elit sporcunun ayak bileği propriosepsiyonunun ölçüldüğü bir çalışmada ayak bileği propriosepsiyon skorlarının spor performans seviyesini önemli ölçüde tahmin edilebildiği belirtilmiştir (120). Bu nedenle, görsel (107) ve vestibüler (135) fonksiyonlar sporda denge kontrolünde önemli roller oynamasına rağmen, proprioseptif sistem içinde ayak bileği propriosepsiyonu, spor performansına katkıda bulunan denge kontrolü için diğerleri kadar önemli gibi görünmektedir. Sonuç olarak zayıf denge yeteneğinin, ayak bileği yaralanma riskinin artmasıyla ilişkili intrinsik bir faktör olduğu tespit edilmiştir (136).

2.8 KRONİK AYAK BİLEĞİ İNSTABİLİTESİNİN DENGE ÜZERİNE ETKİSİ

Lateral ayak bileği burkulmasını takiben gelişen KAİ, ayak bileği ekleminde hem mekanik hem de nöromüsküler defisitlere zemin hazırlar (73). Mekanik defisitler öncelikle yaralanmayı takiben yapısal hasara bağlıdır. Eklem laksitesi, ligament hasarı nedeniyle ortaya çıkabilir. Ayak bileği yaralanmalarında en sık görülen ligament yırtıkları ATFL ve KFL yaralanmalarıdır (23, 73, 137). Bu bağlarda hasar meydana geldiğinde, eklem gevşeyebilir. Hem ATFL hem de KFL, ayak bileği ekleminin aşırı inversiyon ve iç rotasyon hareketini yapmasını engeller, ancak yırtıldıklarında veya yaralandıklarında bu hareketlere direnme yetenekleri azalır. Bu, yürüyüş sırasında eklem farklı bir pozisyonlanma nedeniyle bozulmuş artrokinematiği ile sonuçlanabilir ve bu da çoğu ayak bileği burkulmasında olduğu gibi ani bir inversiyon sırasında ortaya çıktığı için yeniden yaralanma riskine yol açabilir (73, 123).

Kronik ayakbileği instabilitesi olan kişilerde gözlenen nöromüsküler defisitler; propriosepsiyon, değişmiş kas içiği aktivitesi, değişmiş nöromüsküler paternler ve postüral kontrol problemleri olarak sıralanabilir (23, 73, 77, 138). Kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerin ayak bileği evertör kaslarına izokinetik dinamometre ile bakıldığında, sağlıklı bireyler ve yaralanmamış ekstremitelerine kıyasla uzamış bir akselasyon süresine sahip oldukları tespit edilmiştir (139). Bunun da , KAİ sonrası fibular sinirin yaralanmasından kaynaklandığı ve düşük motor sinir iletim hızıyla sonuçlandığı görüşüne varmışlardır (139, 140). Bu azalan motor sinir iletim hızı, peroneal kasların iyileşmesini zayıflatarak ani inversiyon sırasında ayakbileği ekleminin dinamik olarak stabilize edilmesini zorlaştıracaktır. Ek olarak, fibular sinirin yaralanması, bazı KAİ'li hastalarda gözlenen bozulmuş kutaneöz hissin yanı sıra, ani inversiyonun meydana geldiği ayak bileğinde evertör kasların daha zayıf refleks tepki sürelerini de açıklayabilir (73, 140). Sonuç olarak, bu değişiklikler ve mekanizmalardaki yapısal hasar, ayak bileğindeki propriosepsiyonu azaltır.

Gözlenen son majör nöromüsküler defisit ise azalmış postüral kontroldür (73, 138, 141). Bir kuvvet platformu üzerindeki denge testi aracılığıyla BM'nin toplam uzunluğu ve sapmalarının yer değiştirme hızının ölçülmesi aracılığı ile postüral kontrol test edilebilir (73, 138). Hem BM uzunluğundaki hem de hızındaki artışlar,

azalmış postüral kontrol ile ilişkili olup KAİ olgularında bu tür ilişkilendirmelere yer verilmiştir (73). BM'nin başka bir ölçütü, sınıra kadar geçen süredir (SGS) (Time to boundary-TTB). Sınıra kadar geçen süre, BM verilerini hassas olarak kullanan bir BM sonuç ölçütüdür (142). Basınç merkezi ve hızın aksine SGS'deki artış daha fazla stabilitenin göstergesi olup denge kontrolünün uzamsal özelliklerini ölçer. Bu bağlamdaki değişkenlik derecesi, sensorimotor sistemin BM'ni ne kadar iyi kontrol edebileceğinin daha iyi bir göstergesi olarak görülebilir (141). Bu değişkenlerin izlenmesi ve manipüle edilmesi araştırmacıların postüral kontrolde kullanılan çeşitli stratejileri fark etmelerini sağlamıştır. Anteroposterior stabilite, öncelikle kalçanın bir miktar yardımıyla ayak bileği eklemine kontrol edilir. Mediolateral stabilite kalça eklemlerinde kontrol edilir. Bu nedenle bu stabilite stratejileri bir ayak bileği veya kalça stratejisi olarak adlandırılabilir. Ayak bileği stratejisinde, ayak bileğinde pronasyon ve supinasyon, bireyin ağırlık merkezlerini destek üsleri içinde tutmak için "sallanmasına" izin verir (73). Gastroknemius kası gibi kas grupları kalça ve dize göre daha distalde yer alarak stabilizasyonun devamında görev alır (109, 140). Kasların bu aktivasyonu sinerji olarak adlandırılır ve görsel, vestibüler girdilerden bilgi alan merkezi bir programın parçası olduğu varsayılır (109). Kalça stratejisinde, rektus femoris ve tensor fasya lata gibi kalça kasları, tek bacak denge sırasında kalçadaki mediolateral salınımı en aza indirmek için görev alırlar (140). Bununla birlikte, ayak bileği burkulması sonrasında ayak bileğindeki azalmış mobilite, kuvvet ve propriosepsiyonun bozulması nedeniyle, KAİ'li bireylerde kalça stratejilerinin daha sık kullanılması muhtemeldir (138, 140). Denge stratejilerindeki bu değişiklik genel stabilite azalmasına öncülük eden BM ve hızdaki artışla sonuçlanır (138, 140). Ek olarak, denge stratejisindeki değişimler kalça ve ayak bileğinde kas sinerjisinde de değişikliğe yol açabilir (109). Bu durum ayrıca merkezi sinir sistemi değişikliğinin göstergesi olabilir (138). Bu birleşik açıklar, KAİ'nin karmaşık doğasını gösterir ve rehabilitasyona çok yönlü bir yaklaşımın gerekliliğini vurgular.

2.9. DENGE VE ELEKTROENSEFALOGRAFİ İLİŞKİSİ

Araştırmalar, sensorimotor fonksiyonun KAİ olan hastaların genel sağlığı ve fonksiyonu üzerinde derin bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir (77, 143). Sensorimotor sisteminin düzgün çalışması, sağlam bir duyuusal ve motor sisteme

dayanır. Ancak KAİ'li hastalar kinestezi (123), gibi duyuşal görevlerin yanı sıra sağlıklı kontrol grubuna göre ayağın plantar yüzeyinde hem vibrotaktil (144) hem de hafif dokunma (145) uyarılarını algılamada zorluk çekerler.

Klinik olarak, bir KAİ hastası, odaklanmış terapatik egzersiz reçetesi ve denge eğitimi protokolleri aracılığıyla sensorimotor fonksiyonda iyileşmeler yaşayabilir (146). Bu tür protokoller, genel olarak sensorimotor sistemi strese sokma ve hareket problemlerinin çözümünü uygulama amacı ile tasarlanmıştır (örn. Stabilitiyi korurken bir hedeften diğerine atlamak için kasları en uygun şekilde nasıl zamanlayabilir ve kontrakte edebilirsiniz) (147). Denge eğitimi sonucunda merkezi adaptasyonların geliştiği, hareketin kortikal kontrolünün azalarak serebellum ve retiküler oluşum gibi daha otomatik kontrollere geçildiği düşünölmektedir (148). Hareket için gerekli kortikal kaynakların azalmış olması devam eden çalışma belleği işlevlerine veya görevlerine yönelik kortikal kaynakların optimal kullanılmasına izin verir (örnek: spor sırasında durumsal farkındalık). Araştırmalar KAİ olan kişilerin beyne yazılan bellek görevlerini tamamlarken dengelerinin bozulduğunu, bunun da dolaylı olarak KAİ olan kişilerde denge sırasında kortikal katılımın önemli bir yere sahip olacağını göstermektedir (149, 150). KAİ olan bireylerde yapılan bir çalışmada denge eğitiminin sonuçlarının geribildirimi ile sensorimotor kontrolde gelişmeler sağlanabileceği gösterilmiştir (146). Literatürde, KAİ olan kişilerde basınç merkezi analizi yoluyla yürüyüş başlatma ve sonlandırma sırasında motor kontrol stratejilerinin değiştii bildirilen periferik sensorimotor sonuçlara dayanarak KAİ gelişimi ile ilgili merkezi mekanizmalar hakkında çıkarımlarda bulunulmuştur. (84, 151). Başka bir araştırmada ise, fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRG) verilerine dayanarak, MSS'nin tamamlayıcı motor alanı ve ön tamamlayıcı motor alanı ile ilişkili olan görevlerdeki adaptasyonları tanımlanmıştır (152). Sınırlı sayıda araştırmada ise KAİ olan kişilerde MSS işlevi doğrudan ölçölmeye çalışılmıştır (153-156). Bir diğer çalışmada ise, transkraniyal manyetik stimölasyon (TMS) ile peroneus longus kasını kontrol eden motor korteksin dinlenme motor eşiği değerlendirilmiştir. Bu çalışmada, KAİ olan hastalarda kortikomotor uyarılabilirlik eksikliklerini öneren daha yüksek bilateral motor eşikler belirlenmiştir (155). Bir çalışmada da ayak bileği eklemi yükü arttıkça EEG değerlerinde artmış kortikal aktivite gösterilmiştir, ancak kontrol grubu ile KAİ olan kişiler arasında fark bulunmamıştır (154). Sonucun postöral

düzeltilmelerin nöral bağıntıları olduğu öne sürülmüştür (157). Denge eğitimi bakımından serebellar ve subkortikal alanların plastisitesi hakkında çok az şey bilinmektedir (148). Özellikle posterior parietal korteks (PPK) görsel, vestibüler ve somatosensoryal sistemden multimodel inputlar alır (158). Böylece PPK, sensorimotor transformasyon süreç ve duyuşsal bilgi prosesi için anahtar rol oynar (159). Sensorimotor fonksiyon ile ilgili yapılan çalışmalarda, Delta dalgalarının (0,5-4Hz) bilinçli farkındalık ve kortikal integrasyon (160), Teta dalgalarının (4-7 Hz) çalışan hafızanın dahil olduğu hafıza görevleri ile ilişkilidir (161), ve düşük (8-10 Hz) ve yüksek alfa (11-13 Hz) dalgaları, sensorimotor fonksiyon ile uyuşan kortikal deaktivasyon ve inhibisyon ile ilgilidir (162, 163). Sağlıklı yetişkinlerin dahil edildiği EEG denge çalışmalarında Teta (4-8 Hz) ve Beta (13-30 Hz) frekans bandlarında durulmuştur (164) ve sonuç olarak Teta gücünün denge performansındaki değişikliklerle ilişkili olabileceği gösterilmiştir (158, 165, 166). Sağlıklı yetişkinlerde gözler kapalı yürüme, somatosensoryal bölgelerde artmış EEG spektral güç göstermiştir (167). Parietal ve merkezi kortikal bölgelerdeki Beta gücünün, yürüyüş paternlerindeki ani değişiklikleri takip ederek azaldığı ve bu alandaki Beta gücünün motor inhibisyonda rol oynadığı gösterilmiştir (168). Ayrıca kısa EEG Teta salınımları, bireyler dengelerini kaybettiklerinde (169) veya eksternal perturbasyona maruz kaldıklarında ortaya çıkmaktadır (170). Tek ayak üzerinde dengede antero-singulat bölgesinde Teta ve Alfa frekanslarında belirgin şekilde daha yüksek spektral güç bildirilmiştir (165). Özellikle görsel manipölasyonlar, sağlıklı yetişkinlerde vestibüler ve proprioseptif girişler arasındaki çelişkiyi tetikleyerek elektrokortikal dinamikleri ve denge kontrolünü büyük ölçüde etkileyebilmektedir. Bireyler sanal ortama alındıklarında sağ yarım kürede daha fazla aktivasyon potansiyelini vurgulayarak ve hemisferik bir analiz düşünülerek, farklı kortikal aktivasyon paternleri sağlanılabileceği gösterilmiştir (171).

2.10. DENGEDEN GÖRSELLİĞİN ÖNEMİ

Görsel girdi, nesnelere, insanları tanımlanmasına yardımcı olur. Denge ise bireyin, somatosensoryal, görsel ve vestibüler oryantasyon girişlerinin etkileşimini kullanarak destek tabanlarını sınırlar dahilinde tutma yeteneğidir (172-174). Görsel

sistem, çevresel etkileşimleri (dış odak gibi) yönetirken hareketin koordinasyonu, düzenlenmesi ve kontrolü için temel bir mekanizma sağlar (175-177). Görsel geri bildirim özellikle hareket dizilerinin yürütülmesinde (178, 179) ve görev karmaşıklığının ve değişkenliğinin artırılmasında gereklidir (180-182). Görme ve somatosensasyon arasındaki etkileşim, motor kontrolü düzenlemek ve çevresel etkileşimle aksiyon sırasında nöromüsküler bütünlüğü sürdürmek için MSS'ne yeterli afferent giriş sağlaması sebebiyle önemlidir (183-187). Bu duyuşal-motor geribildirim döngüsünde, görsel veya duyuşal geribildirimdeki değişiklikler, hareket sırasında nöromüsküler kontrolde sonradan değişikliklere yol açar (kapalı döngü işleme) (177, 183, 185, 187, 188). Meta-analizlerde, KAİ hastalarının geribildirim motor aktiviteleri sırasında, muhtemel yanlış somatosensoryal girdiler nedeniyle (189) görsel bilgileri daha fazla ağırlıklandırdıkları ileri sürülmektedir (144, 145, 190).

Somatosensoryal değerlendirme, hem duyuşal hem görsel sistemi bozacak mekanizmalar gerektirir (191). Somatosensoryal girdiyi (stabil olmayan yüzey, köpük, hareketli zemin gibi) kısmen bozmak için klinik olarak basit ve etkili yollar vardır. Ancak görsel girdinin engellenmesi 2 şekilde sınırlı kalmıştır: 1. Gözler tam açık ya da 2. Gözler tam kapalı. Bunun nedeni, görsel girdiyi kısmen bozmak için kolay uygulanan yöntemlerin olmamasıdır. Ancak son zamanlarda değişen bu dinamik, daha sportif manevralar sırasında görsel girdinin engellenmesi, yaralanmadan sonra kompensatuar nöroplastik sekellere direkt olarak ulaşmak ve nöromüsküler sistemi fonksiyonel bir şekilde eğitmek için bir araç sağlamıştır. Bu teknolojik yenilik, görsel girişi tamamen ortadan kaldırmadan azaltmak suretiyle bunu mümkün kılmaktadır (192, 193). Stroboskopik gözlük teknolojisi olarak adlandırılan bu yenilik, görme sisteminde gözleri kapalı ve açık arasında herhangi bir dereceye kadar bozacak bir mekanizma sağlar (194). Aralıklı görme engellemesi ile karakterize olan stroboskopik görme, klinisyenlerin görsel bilginin tam olarak görmeden ilerleyici bir şekilde duyuşal geri bildirimini incelemesini sağlayacak bir klinik araç olabilir. Görsel geri bildirim modüle edebilen stroboskopik gözlükler, sadece somatosensoryal defisitli hastalarda postüral kontrol için görsel geri bildirim dayanmanın tanımlanmasında değil, aynı zamanda motor kontrol için görsel geri bildirim bağımlılığını hedefleyen progresif rehabilitasyona izin verilmesinde klinik olarak yararlı olabilir (195). Geçmişte algısal-motor performansın düzenlenmesi için bakış açılarının hangi

yönlerinin önemli olduğunu incelemek amacıyla sürüş sırasında (196), tek elle yakalama sırasında (197) ve manüel hedefi olan (198) çalışmalarda aralıklı görsel deneyim kullanılmıştır. Son zamanlarda, stroboskopik bir ortamda eğitimin, foveal hareket duyarlılığı ve geçici dikkat seçiciliği de dahil olmak üzere bir dizi “düşük seviyeli” algısal alandaki görsel duyarlılığı arttırdığı gösterilmiştir (199). Örneğin, stroboskopik koşullar altında fiziksel aktiviteler uygulayan katılımcılar, çift-görevli bir ortamda kısa bir süre boyunca sunulan uyaranları, tam fiziksel koşullar altında aynı fiziksel aktiviteyi gerçekleştiren eşleştirilmiş kontrollerden daha iyi bildirmişlerdir (200). Benzer şekilde, stroboskopik antrenman sonrası zamanlama tahmini (201) ve ve kısa süreli hafıza üzerinde (200) etkileri gösterilmiştir. Ek olarak ise görsel motor kontrolü artırdığı (202) ve çapraz bağ yaralanmalarını engellemek için kullanılabileceği belirtilmiştir (203) .

Ayrıca sportif anlamda ise profesyonel buz hokeyi oyuncularının stroboskopik antrenman sonrasında buz üstünde becerilerini geliştirdikleri (204), beyzbol (205) ve badmintonunda (206) performansı artırdığı ve reaksiyon hızını artırdığı tespit edilmiştir (207). Bu çalışmalarda test edilen görsel bilişin tüm yönleri stroboskopik eğitim ile değiştirilmiş olmakla birlikte algı ve görsel-motor kontrolün bazı yönlerini artırabileceğini göstermektedir.

3.BİREYLER VE YÖNTEMLER

3.1. BİREYLER

Kronik ayak bileği instabilitesi olan sporcularda stroboskopik ortamda yapılan denge eğitiminin, denge, kortikal aktivite ve koşu mekanikleri üzerine etkilerinin incelendiği bu tez çalışmasına katılmak üzere gönüllü olan 126 sporcudan “Ayak Bileği Konsorsiyumu” nun KAI kriterlerine (52) uyan 19 kadın (yaş:19,74±1,52 yıl, boy uzunluğu 1,63±0,07 m, vücut ağırlığı: 57,6±9,57 kg) ve 20 erkek (yaş:20,10±1,80 yıl, boy uzunluğu:1,76±0,05 m, vücut ağırlığı: 69,3±7,16kg) toplam 39 sporcu dahil edildi. Güç analizi G-Power programı ile hesaplandı. Denge, kortikal aktivite ve üç boyutlu koşu mekaniklerindeki antrenman sonrası farklılıkları %80 güç, %5 tip 1 hata ve %79 etki büyüklüğü ile araştırmak için her çalışma grubuna 13 kişi dahil edildi (208).

“Ayak bileği Konsorsiyumu’nun belirlemiş olduğu dahil edilme kriterleri (52):

1. Bireylerin herhangi bir spor branşında en az 5 yıl aktif sporcu olmaları.
2. Bireylerin ilk burkulma hikayeleri çalışmadan en az 1 yıl önce inflamatuvar semptomlarla (ağrı, şişme) olmalıdır.
3. Bireylerin unilateral ayak bileği burkulması olmalıdır.
4. En yeni burkulma çalışmaya başlama tarihinden 3 ay önce veya daha fazla bir sürede gerçekleşmiş olmalıdır.
5. Bireylerin 6 ay içinde en az 2 defa boşalma hissi yaşamaları gerekmektedir.
6. Bireylerin geçmişte hiç ayak bileği kırığı yaşamamaları gerekmektedir.
7. Bireylerin alt ekstremitede sensorimotor fonksiyonu etkileyecek hiçbir cerrahi işlem geçirmemiş ve dahili hastalıkları olmamaları gerekmektedir.
8. “Fonksiyonel Ayak Bileği İnstabilitesinin Tanımlanması (*Identification of Functional Ankle Instability*) (IDFAI)” anketinin skoru 11 üzeri olmalıdır.

9. “Ayak ve Ayak Bileği Yetenek Ölçeği (*Foot and Ankle Ability Measure*) (FAAM)”, skoru %90’dan az olmalıdır.

10. “Ayak ve Ayak Bileği Yetenek Ölçeği Spor skalası (*Foot and Ankle Ability Measure Sport Scale*) (FAAM-S)” skoru %80’den az olmalıdır.

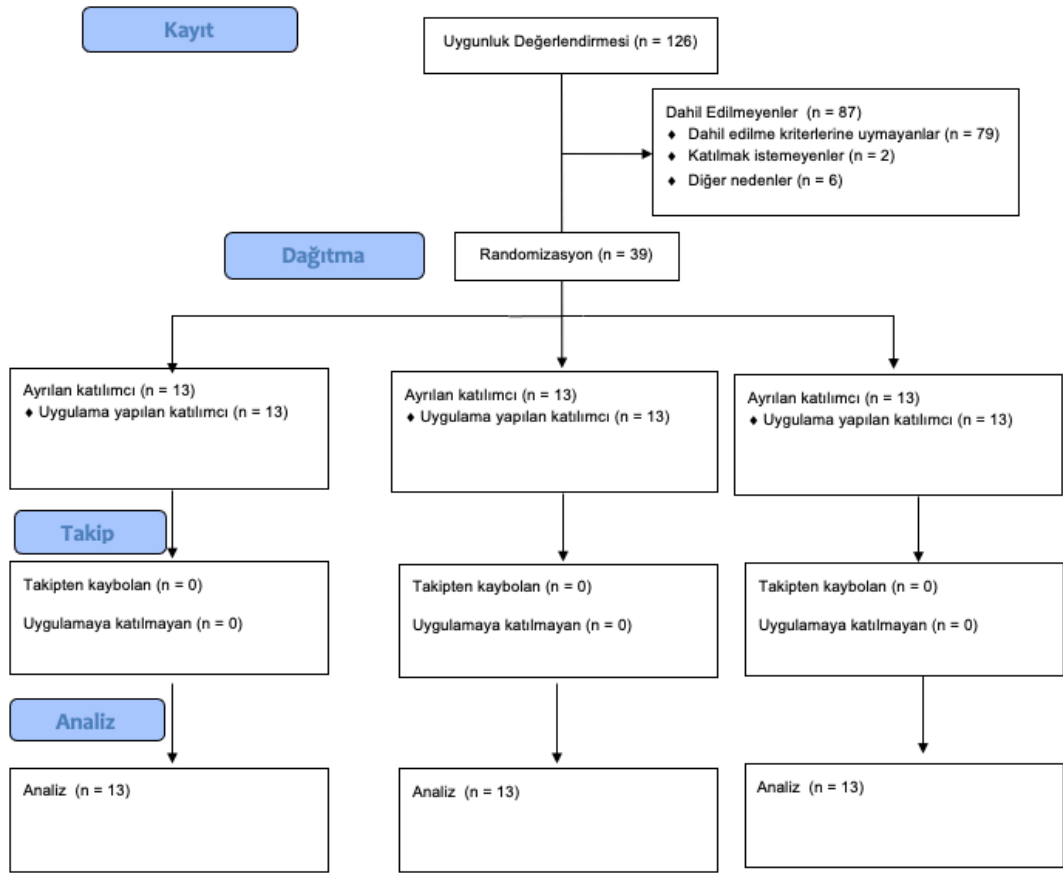
Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri:

1. Geçirilmiş herhangi bir ayak bileği kırığı hikayesi olan,
2. Alt ekstremitede sensorimotor fonksiyonu etkileyecek cerrahi işlem geçirmiş ve dahili hastalığı olan,
3. 3 ay içinde kafa travması geçirmiş olan,
4. Görme, denge ve EEG’yi etkileyecek herhangi bir problemi olan,
5. Çalışma öncesi alkol, ilaç vb. gibi görme, denge ve EEG’yi etkileyecek kullanımları olan sporcular çalışmaya dahil edilmedi.

Çalışmanın “2018.14.163” numarası ile “Nevşehir Hacı Bektaş Veli Üniversitesi”nden Etik onayı alındı. Çalışmaya katılımı kabul eden gönüllü bireylerin aydınlanma formu alındı. Çalışmanın bütçesi tamamıyla Uzm. Fzt. Serkan Uzlaşır tarafından karşılandı.

3.2. YÖNTEM

Kronik ayak bileği instabilitesi olan sporcularda stroboskopik ortamda yapılan denge eğitiminin, denge, kortikal aktivite ve koşu mekanikleri üzerine etkilerinin incelendiği bu çalışmaya katılan sporculara istatistikçi tarafından hazırlanan opak mühürlü zarflar kullanarak randomizasyon yapıldı. Zarflar her gruba eşit sayıda dağıtılarak tahsis edildi. Sporcular gözlüklü (n=13), gözlüksüz (n=13) ve kontrol grubu (n=13), olmak üzere toplam 39 sporcu ve 3 gruptan oluşturuldu. Denge, kortikal aktivite ve koşu sırasında 3 boyutlu ayak bileği analizinden oluşan testler, eğitim öncesinde ve 6 haftalık eğitim sonrasında da tüm gruptaki sporculara uygulandı. Gözlüklü grup Senaptec marka stroboskopik gözlükle (Beaverton, Oregon) egzersizlerini yaptı. Çalışmanın olgu akış şeması (Şekil 3.1)’de gösterildi.



Şekil 3.1. Olgu Akış Şeması

3.2.1 Demografik Özellikler

Çalışmamıza alınan bireylerin yaş, boy uzunluğu ve vücut ağırlıkları kaydedilerek, *IDFAI* (209), *FAAM* ve *FAAM-S* (210) anketleri dolduruldu.

3.2.2 Dengenin Değerlendirmesi

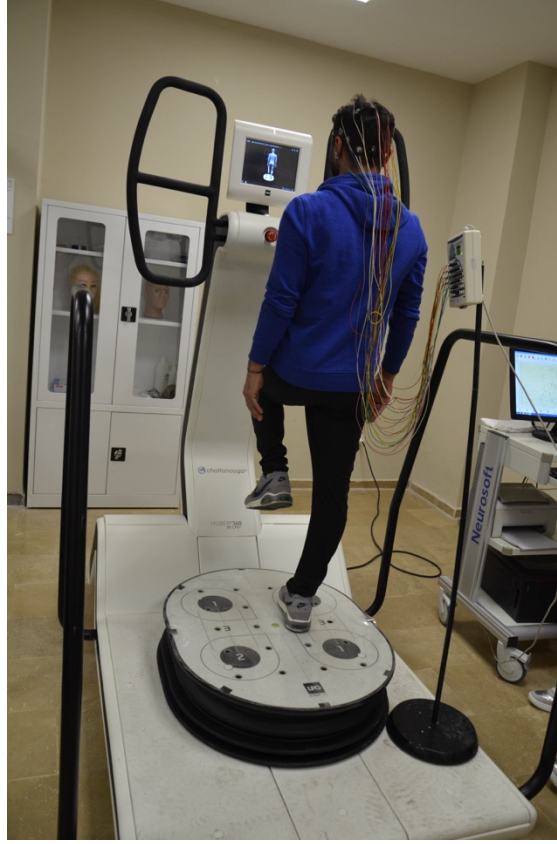
Denge, değişken genlik ve hızda dönen salınımlı hareketler yapan farklı açı ve hızlarda değerlendirmeye olanak tanıyan HUBER® 360 (Chattanooga,DJO Global,UK) cihazı ile değerlendirildi (Şekil 3.2). Cihazın platform içinde gömülü kuvvet sensörleri ve tutacakları bulunmaktadır. Cihaz sporcunun hem fiziksel performansının değerlendirilmesi hem de egzersiz eğitiminde kullanılmak amacıyla geliştirilmiştir. Sonuçlar görsel yolla bir ekrana yansıtılmaktadır. Bu tıbbi cihaz,

işlevsel bir değerlendirmeyi bütünleştirir ve kişiselleştirilmiş bir rapor tasarlar. Cihaz ift ayak stabilite, tek ayak denge, yürüyüş, dinamik dengeyi ölçebilen stabilite limitleri (ift ayak), mobilite sınırlaması, kuvvet ve koordinasyonu içeren 7 parametreyi değerlendirebilmektedir. Bu çalışmada, tek ayak denge ve stabilite limitleri parametreleri kullanıldı. Testler sırasında olgulardan aynı spor ayakkabıyı giymeleri istendi ve testler spor ayakkabı ile yapıldı.



şekil 3.2. Denge değerlendirme cihazı

1. Tek ayak üzerinde denge değerlendirmesi parametresi mm cinsinden kaydedildi. Bu parametrenin değerlendirilmesi ortalama 30 sn sürdü. Değerlendirmede sırasıyla sol ve sağ ayakta gözler açık denge değerlendirildi (şekil 3.3).



Şekil 3.3. Tek ayak üzerinde denge ölçümü

2. Stabilité limiti değerlendirmesinde sporcunun ayaklarını hareket ettirmeden vücut ağırlığını bir yöne aktarabilmesi test edildi. Sporculardan ekranda görünen kırmızı BM noktalarına odaklanarak oklarda yer alan çizgileri ok yönünde yer değiştirmeleri istendi (Şekil 3.4). Sporcularda bu işlemleri ayaklarını platformdan hiç kaldırmadan, kalça ve dizleri ile kompanse etmeden sadece ayak bileği ile gerçekleştirmeleri istendi. Ayak bileğinden yapılan değerlendirme kriterleri ağırlık merkezine göre 8 farklı yöne yapıldı Stabilité limitleri çift ayak yapılan bir ölçümdür. Sonuç ölçümü olan “Stabilité Limitleri” mm² cinsinden ifade edildi.



Şekil 3.4. Stabilite limiti değerlendirme

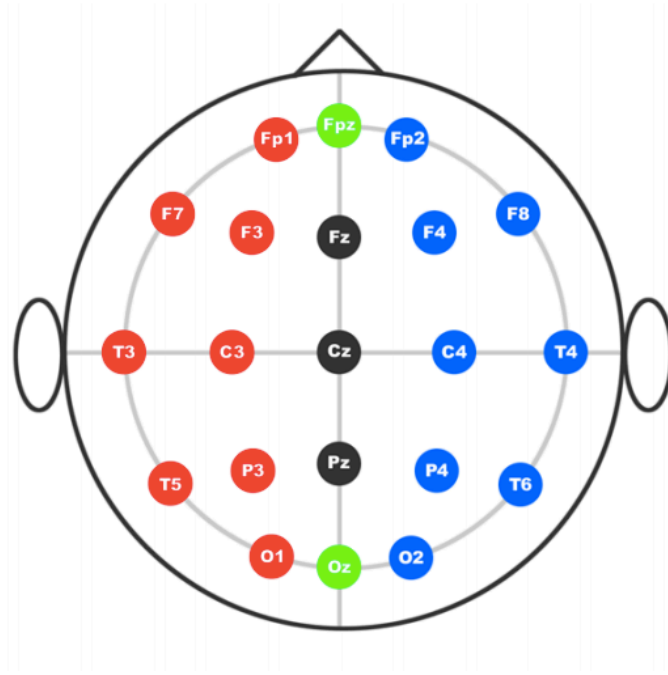
Denge sonuçları, değerlendirme bittikten sonra cihaz tarafından otomatik olarak kaydedildi. Her sporcunun ölçümünden önce cihazın kuvvet platformlarından oluşan zemin kalibrasyonu yapıldı. Kalibrasyon sonucunda analitik düzlemde AM orta noktaya alındı. AM uzunluğu mm cinsinden, düzlemdeki antero-posterior ve medio-lateral hızı mm/sn cinsinden ve alanı ise mm² cinsinden kaydedildi.

3.2.3 Kortikal Aktivitenin Değerlendirilmesi

Sporcularda kortikal aktivite, HUBER® 360 cihazı üzerinde iken ölçüldü. Denge değerlendirmesinin tamamında elektroenselelografi (EEG) verileri kaydedildi. Cihazdaki ölçümler çift ayaktan başlayıp tek ayak denge olarak devam etti. Özellikle KAİ olan sporcularda kas aktivitesinin başlangıcının, çift ayaktan tek ayağa geçişin başlamasından sonra bulunmuş olması nedeniyle (211) kortikal aktivite ölçümü bu esnada alındı. Kortikal aktivite ölçümlerinden Teta, Alfa, Beta LF ve Beta HF dalgaları kaydedildi. Sporculara EEG elektrotları yerleştirildikten sonra cihazda sağ ayak ve sol ayağın yerleşmesi gereken yerlere ayaklarını yerleştirmeleri istenerek ölçümler başlatıldı. HUBER® 360 cihazının 7 protokolünden sadece 2.si olan tek ayak denge

esnasında EEG verileri kaydedildi. Cihazı tablet aracılığıyla yönlendiren uzman fizyoterapist bu süreci detaylı olarak takip etti. EEG kabloları salınımdan etkilenmemeleri için birleştirilip sporcuların sırtında sabitlendi.

EEG verileri 21 kanallı Neurosoft Dijital EEG cihazı (Neurosoft, Germany, Austria, Switzerland) kullanılarak gözler açık ve kapalı denge durumunda kaydedildi. EEG elektrotları saçlı deriye monopolar montajla 10-20 sistemine göre yerleştirildi (Şekil 3.5). 14 EEG kanallı bir değerlendirmede olması gereken Frontal (FP1, FP2, F3, Fz, F4), santral (C3, Cz, C4) parietal (P3, Pz, P4), oksipital (O1, Oz, O2) ve kulak memesi klips referans elektrotu (A1, A2) yerleştirilerek kayıt alındı (Şekil 3.6).



Şekil 3.5. 10-20 sistem monopolar elektrot yerleşimi (212)



Şekil 3.6. EEG elektrot dizilimleri

Her test aşaması 30 sn sürecek şekilde kaydedildi. Artifakt olan veriler manuel olarak çıkarıldı. EEG LAB Neurosoft programında Alfa, Beta ve Teta beyin aktivitesi olarak kaydedildi. Test boyunca daha iyi okuma sağlması için elektrot impedansı “*Academy of Sleep Medicine*” tavsiyesi le $5k\Omega$ altında tutuldu. EEG sinyalleri DC 400 Hz’de süzülerek, 21’lik bir kazançta yükseltilip Neuron-Spectrum-4/P’de 500 Hz’de değerlendirildi. Veriler çevrimdışı analiz yapılarak kaydedildi. EEG hesaplamaları Cz bölgesindeki 4 bandın ayrı ayrı değerlendirmesi ile gerçekleştirildi (213). Çalışmada ayrıca oksipital kanallardan elde edilen veriler, görsel korteksteki aktiviteyi değerlendirmek için de analiz edildi.

Merkezi elektrotlar en yaygın olarak sensorimotor görevler sırasında değerlendirilir ve Cz premotor ve tamamlayıcı motor kortekse en yakın yerde bulunur. Bu nedenle, bu elektrottan gelen aktivite, motor planlama süreçlerini en iyi şekilde

temsil eder ve EEG sinyalinin hacim iletimi nedeniyle tespit edilebilen diğer devam eden beyin süreçlerinin etkisini en aza indirir (213, 214). 10-20 sisteminde elektrotların senkronize çalışabilmesi için Frontal (FP1, FP2, F3, Fz, F4), santral (C3, Cz, C4) parietal (P3, Pz, P4), oksipital (O1, Oz, O2) ve kulak memesi klips referans elektrotlarının (A1, A2) tamamının yerleştirilmesi gerekmektedir. Sensorimotor ve motor kortekse yakınlığı sebebiyle çalışmada değerlendirilen bölge Cz elektrotu olmuştur. Ayrıca görseelliği bozmak amacıyla yapılan bu çalışmada görsel algıda meydana gelen değişiklikleri tespit etmek amacıyla da O1 ve O2 görme alanlarından alınan kayıtlar değerlendirilmiştir.

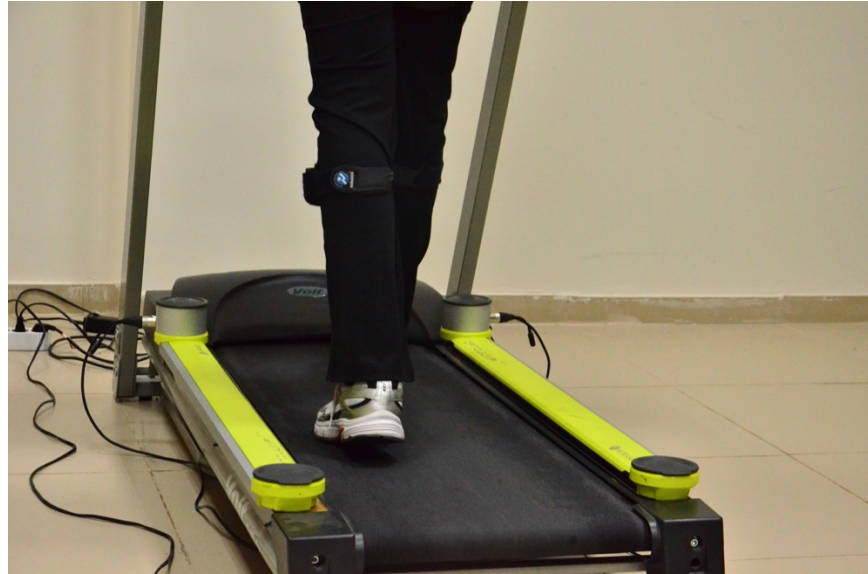
3.2.4 Üç Boyutlu Koşu Analizi

Sporculara Noraxon (USA, Inc) cihazı ile 3 boyutlu kinematik koşu analizi yapıldı. Alt ekstremiteye 7 hareketi algılayan sensörler yerleştirildi (Şekil 3.7). Sensör yerleştirilmesi sırasında sporcudan hareket etmeden dik pozisyonda durması istenerek uzman fizyoterapist tarafından sensörler yerleştirildi. İki sensör ayağın tam üzerine, 2 sensör diz kapağının altında bacak bölgesine, 2 sensör uyluk bölgesine ve 1 sensörde sakroiliak eklemin üzerine kemerler yardımıyla sabitlendi. 1. ve 2. ölçümde aynı noktaya sensörlerin yerleştirildiğine emin olmak için, bacak bölgesi için yerleştirilen bölge lateral malleolden, uyluk kısmına ise tuberositas tibiadan uzunluk ve aynı bölgenin çevre ölçüsü kullanarak uygulandı.



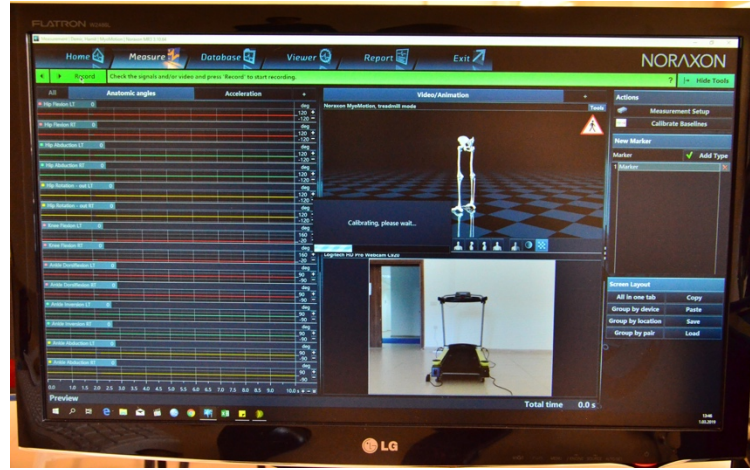
Şekil 3.7. 3 boyutlu koşu analizi sensörleri

Gerekli yerleştirmeler yapıldıktan sonra sensörlerin kalibrasyon ayarları tamamlandı. Sensörler yerleştirildikten sonra her sporcuya 3 deneme koşusu uygulandı. Bilgisayar programına entegre olan sensörler yardımıyla, koşu bandı üzerinde 3,5 m/sn hızla 75 sn koşan sporcuların kayıtları alındı (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Koşu bandında 3 boyutlu koşu analizi

Bu analizlerde sporcuların akselerasyonları, adım sayıları, adet, adım uzunlukları cm olarak ve koşu siklusunun tüm periyotlarındaki ayak bileği açıları derece olarak kaydedildi. Ölçüm alınırken cihazın programına senkronize bir kamera yardımıyla da görüntüler kaydedildi (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Koşu analizi kayıtları

3.2.5 Denge Eğitim Programı

Gözlüklü ve gözlüksüz gruplara haftada 3 gün 6 hafta süren denge eğitim programı uygulandı (146). Kontrol grubu denge eğitim programına katılmadı. Gözlüksüz grup egzersizleri gözlük kullanmadan, gözlüklü grup ise tüm egzersizleri stroboskopik gözlük (SENAPTEC, Beaverton, Oregon) kullanarak uyguladı. Senaptec stroboskopik gözlükler, bir elektrik akımı uygulamasıyla şeffaf ve (neredeyse) opak arasında değişen sıvı kristal lenslere sahiptir (202). Bu gözlüğün görev döngüsü, sabit bir 100 ms netlik durumundan ve 8 olası ayara (67, 100, 150, 233, 344, 471, 650 ve 900 ms) sahip opak bir durumdan oluşur (Şekil 3.10) Gözlükler ayrıca dürbün (her iki mercekte de yanıp sönmeye) ve monoküler (bir mercek opak ve bir yanıp sönen) görüntüleme modlarında kullanılabilir ve Senaptec tarafından üretilen bir dijital uygulama kullanılarak Bluetooth bağlantısıyla uzaktan kontrol edilebilir.



Şekil 3.10. Stroboskopik gözlük.

Bu çalışmada 3. seviye (100 ms açık/150 ms kapalı) kullanıldı. Sporcularda uç seviyelerde görme ya da görmeme arasındaki aralığın artmasının yaralanma riski oluşturabileceği düşünülerek güvenli aralık olarak orta aralık tercih edildi. Denge eğitim programında sıçrama egzersizleri etkilenmiş tek bacak üzerinde yapıldı. Sporcular, denge eğitimden önce 5 dakika jogging ve ağrısız gastrosoleus kasına germe (3'den 7 tekrara kadar çıkabilen) egzersizlerinden oluşan ısınma egzersizlerini uyguladı. Ortalama her eğitim 15-20 dakikada tamamlandı.

Egzersiz programı;

1. Egzersizler, etkilenmiş tek bacak üzerinde 4 farklı yöne (anterior-posterior, medial-lateral, anteromedial ve posterolateral) yapılan sıçrama hareketlerinden oluştu (Şekil 3.11- Şekil 3.12). Öncelikle sporculardan her yöne 10 sıçrama yapıp dengede kalmaları, ardından da diğer yöne doğru sıçrama gerçekleştirmek üzere dönüş yapmaları istendi (146).



Şekil.3.11. Anterior-posterior sıçrama



Şekil.3.12. Antero-medial, postero-lateral sıçrama

2. Sporcular, ilk sıçramada olduğu gibi 5 tekrarlı sıçrama yaptı. Ancak bu sıçramada dengede olmayan ayak üzerinde stabilizasyon sağladılar. (*"Hop to stabilization and Reach"*) (146).
3. Bir sonraki egzersizde sporcular tek ayak üzerinde bilgisayar tarafından rastgele belirlenen ve yere yerleştirilmiş olan 1-9 arasındaki rakamlara 3'er kez sıçradılar (Şekil 3.13) (146).



Şekil 3.13. Bilgisayar destekli rastgele sıçrama

4. Sporculardan her hafta gözler açık ve gözler kapalı olarak farklı foam padler üzerinde, 30-60 sn süre ile 3 tekrarlı tek ayak üzerinde dengede durmaları istendi. Gözlüklü grup bu egzersizi gözlükle yaptı (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Tek ayak dengede duruş

Egzersiz derecesindeki zorluk her hafta kademeli artırılarak dizayn edildi. Sıçramalarda ellerini kullanma ya da kullanmama, denge süreleri, beklenmedik sıçrama yönlerinin ayarlanması egzersizin başından sonuna kadar uzman fizyoterapist tarafından belirlendi.

İstatistiksel Analiz

Veriler, SPSS yazılım versiyonu 22.0 (IBM Corp, Armonk, NY) kullanılarak analiz edildi. Normalite Shapiro-Wilk ile test edildi. Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi (ANOVA) bağlı olmayan gözlemler arası faktör analizi kullanıldı. Ölçümler hem gruplar arası (Gözlüklü, Gözlüksüz, Kontrol) hem de grup içi zaman (ön test, son test) olarak gerçekleştirildi. Gözlüklü ve Gözlüksüz gruptaki sporcuların 6 haftalık denge eğitimi öncesi ve sonrası kortikal aktiviteleri, denge değerleri ve 3 boyutlu koşu analiz ölçümleri kontrol grubu ile karşılaştırıldı. Çoklu karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar için Bonferroni düzeltmesi uygulandı. Değişkenler ortalama \pm standart sapma olarak sunuldu. Kategorik değişkenler frekans ve yüzde olarak rapor edilir. Kovaryans matrislerinin eşitliği için Box testi uygulandı. Kısmi eta karelerinin (η_p^2) etki büyüklüklerini gösterdiği bildirildi. Etki büyüklüklerinin $<0,01$ küçük, $0,01-0,06$ orta ve $\geq 0,14$ büyük olarak önerildi (215). İstatistiksel anlamlılık seviyesi $p < 0,05$ olarak belirlendi.

4.BULGULAR

Demografik Özellikler

Bu çalışma, Kronik ayak bileği instabilitesi olan sporcularda stroboskopik ortamda yapılan denge eğitiminin, denge, kortikal aktivite ve koşu mekanikleri üzerine etkilerinin incelenmesi amacıyla yapıldı. Çalışmaya 13 kontrol (20,23±0,39 yıl), 13 gözlüklü (19,08±0,40 yıl), 13 gözlüksüz (20,46±0,51yıl) olmak üzere 39 sporcu katıldı. Analiz sonuçlarına göre gruplar eşit sayıda ve homojendi (Tablo 4.1).

Tablo 4.1 Demografik Bilgiler

	Kontrol (n=13)	Gözlüklü (n=13)	Gözlüksüz (n=13)	p değeri
Cinsiyet (n E/K)	6/7	7/6	7/6	
	X±SH	X±SH	X±SH	
Yaş (yıl)	20,23±0,39	19,08±0,40	20,46±0,51	0,071
Boy Uzunluğu (m)	1,72±0,02	1,70±0,02	1,68±0,02	0,630
Vücut ağırlığı (kg)	66,06±2,40	63,19±3,39	61,69±2,69	0,553
IDFAI (skor)	19,46±1,58	16,54±1,32	17,54±1,32	0,343
FAAM (skor)	79,92±2,82	84,07±1,32	80,73±2,00	0,358
FAAM-s (skor)	59,84±4,71	67,03±5,33	65,05±4,33	0,557

n: Olgu sayısı SH: Standart Hata, IDFAI: Identification of Functional Ankle Instability Questionnaire, FAAM: Foot and Ankle Ability Measure, FAAM-s: Foot and Ankle Ability Measure Sport Scale, p<0,05: istatistiksel anlamlılık

Denge Sonuçları

Sporcuların HUBER®360 cihazı ile alınan statik denge sonuçlarında ilk ve son testlerinde her üç grupta da gravite merkezinde hem uzunluk hem de alan olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$), (Tablo 4.2).

Gözlükle yapılan 6 haftalık denge eğitiminden sonra elde edilen dinamik denge sonuçlarında gözlüklü grubun ilk test ve son testlerinde dengede iyi yönde artış bulundu ($p = 0,006$, $\eta_p^2 = 0,19$). Gruplar arasında yapılan karşılaştırmada gözlüklü grubun sonuçlarında kontrol grubu ($p = 0,039$, $\eta_p^2 = 0,12$) ve gözlüksüz gruba ($p = 0,029$, $\eta_p^2 = 0,16$) göre artış yönünde anlamlı fark bulundu. Kontrol grubu ve gözlüksüz grup arasında ise anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$), (Tablo 4.3).

Tablo 4.2. Statik Denge Sonuçları

Tek	X ± SS								
	Kontrol Grup (n=13)			Gözlüklü Grup (n=13)			Gözlüksüz Grup (n=13)		
Ayak KAİ	İlk test	Sontest	η_p^2	İlk test	Son test	η_p^2	İlk test	Son test	η_p^2
Statik									
Denge									
Uzunluk	2101,84±165,43	1827,19±129,93	0,07	1997,06±158,94	1811,45±124,83	0,03	2016,53±165,43	1812,78±129,93	0,04
(mm)									
Alan	7615,74±1458,03	6255,11±1338,33	0,02	7618,65±1400,83	8646,29±1285,83	0,01	8931,73±1458,03	10126,62±1338,33	0,01
(mm ²)									

n: Olgu sayısı SS: Standart hata, η_p^2 : Kısmi eta kare, *Anlamlı ilk test-son test değişimi ($p < 0,05$), †Anlamlı gruplar arası değişim ($p < 0,05$), mm: milimetre, Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi (ANOVA) bağlı olmayan gözlemler arası faktör analizi.

Tablo 4.3. Dinamik Denge Sonuçları

KAİ	X ± SH								
	Kontrol Grup (n=13)			Gözlüklü Grup (n=13)			Gözlüksüz Grup (n=13)		
Dinamik Denge	İlk test	Son test	η_p^2	İlk test	Son test	η_p^2	İlk test	Son test	η_p^2
Stabilite									
Limitleri (mm)	101833,30±8129,29	98815,86±10002,72 [†]	0,03	107249,96±8129,29*	135792,17±1002,72^{†,*}	0,19	101833,30±8129,29	97212,92±1002,72 [†]	0,06

n: Olgu sayısı SS: Standart hata, η_p^2 : Kısmi eta kare, *Anlamlı ilk test-son test değişimi ($p < 0,05$), [†]Anlamlı gruplar arası değişim ($p < 0,05$), mm: milimetre, Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi (ANOVA) bağlı olmayan gözlemler arası faktör analizi.

Kortikal Aktivite Sonuçları

Neurosoft Dijital EEG cihazı ile Cz ve oksipital bölgelerden alınan EEG ölçümleri Tablo 4.4 ve Tablo 4.5 'de karşılaştırıldı. İlk test son test Cz Teta ve Alfa değerlerinde gözlüklü grupta artış yönünde anlamlı fark bulundu ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,43$; $p = 0,003$, $\eta_p^2 = 0,22$). Gözlüklü grup son test Cz Teta değeri kontrol grubu ile karşılaştırıldığında artış yönünde anlamlı bir fark bulundu ($p = 0,009$, $\eta_p^2 = 0,24$). Gözlüklü grup son test Cz Alfa değeri kontrol grubu ($p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0,30$) ve gözlüklü grup ($p = 0,039$, $\eta_p^2 = 0,11$) ile karşılaştırıldığında artış yönünde anlamlı fark bulundu. Cz Beta LF ve Cz Beta HF değerlerinde hem gruplar arası hem de grup içi bir fark bulunmadı (Tablo 4.4).

Ayrıca oksipital bölge Teta, Alfa, Beta LF ve Beta HF değerlerinde karşılaştırmalar yapıldığında anlamlı bir fark bulunmadı (Tablo 4.5).

Tablo 4.4. Cz EEG Sonuçları

Cz EEG Sonuçları	X ± SH								
	Kontrol Grup (n=13)			Gözlüklü Grup (n=13)			Gözlüksüz Grup (n=13)		
	İlk test	Son test	η_p^2	İlk test	Son test	η_p^2	İlk test	Son test	η_p^2
Teta	4,59±0,18	4,84±0,30 [†]	0.01	4,46±0.18*	6,23±0,30^{†,*}	0,43	4,82±0,18	5,26±0,30	0,04
Alfa	9,26±0,40	8,84±0,33 [†]	0.02	9,17±0.40*	10,67±0,33^{†,*}	0,22	9,71±0,40	9,44±0,33 [†]	0,09
Beta LF	15,90±0,51	16,00±0,46	0.01	16,00±0.51	17,21±10,46	0,07	16,50±0,51	16,05±0,46	0,01
Beta HF	22,64±0,67	21,99±0,58	0.01	22,39±0.67	23,03±0,58	0,01	22,36±0,67	22,23±0,58	0,01

n: Olgu sayısı SS: Standart hata, η_p^2 : Kısmi eta kare, *Anlamlı ilk test-son test değişimi ($p < 0,05$), [†]Anlamlı gruplar arası değişim ($p < 0,05$), Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi (ANOVA) bağlı olmayan gözlemler arası faktör analizi.

Tablo 4.5 Oksipital EEG Sonuçları

Oksipital EEG Sonuçları	X ± SH								
	Kontrol Grup (n=13)			Gözlüklü Grup (n=13)			Gözlüksüz Grup (n=13)		
	İlk test	Son test	η_p^2	İlk test	Son test	η_p^2	İlk test	Son test	η_p^2
Teta	4,65±0,20	4,93±0,22	0,02	5,20±0,20	5,11±0,22	0,02	4,93±0,20	5,46±0,22	0,08
Alfa	9,09±0,20	9,22±0,28	0,04	9,25±0,20	9,36±0,28	0,03	9,41±0,20	9,84±0,28	0,04
Beta LF	16,82±0,37	15,19±1,28	0,04	16,41±0,37	15,15±1,28	0,02	15,78±0,37	14,84±1,28	0,01
Beta HF	22,87±0,41	21,72±1,84	0,01	22,08±0,41	21,19±1,84	0,06	22,77±0,41	20,60±1,84	0,03

n: Olgu sayısı SS: Standart hata, η_p^2 : Kısmi eta kare, *Anlamli ilk test-son test değişimi ($p < 0,05$), †Anlamli gruplar arası değişim ($p < 0,05$), Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi (ANOVA) bağlı olmayan gözlemler arası faktör analizi.

3 Boyutlu Koşu Analizi Sonuçları

Koşu analizi ölçüm sonuçlarında ayak bileği dorsifleksiyon açısında ilk test son test sonuçlarında, gözlüklü grup lehine anlamlı fark bulundu ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,34$) (Tablo 4.6). Gruplar arasında yapılan karşılaştırmada gözlüklü grubun sonuçlarında, kontrol grubu ($p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0,15$) ve gözlüksüz gruba ($p = 0,002$, $\eta_p^2 = 0,11$) göre artış yönünde anlamlı fark bulundu.

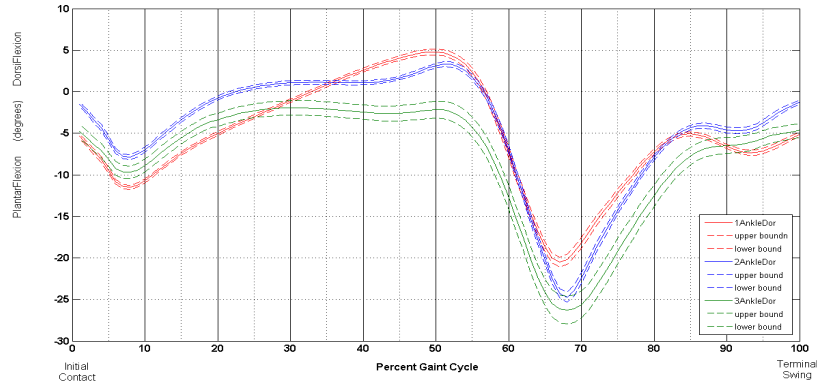
Tablo 4.6 Ayak Bileği 3 Boyutlu Koşu Analizi Sonuçları

3 Boyutlu Analiz Sonuçları	X ± SH								
	Kontrol Grup (n=13)			Gözlüklü Grup (n=13)			Gözlüksüz Grup (n=13)		
	İlk test	Son test	η_p^2	İlk test	Son test	η_p^2	İlk test	Son test	η_p^2
Dorsi	36,8±1,59	35,54±1,34 [†]	0,02	36,8±1,59	42,9±1,34^{†,*}	0,34	35,3±1,59	35,9±1,34 [†]	0,04
flexiyon									
İnversiyon	27,2±1,45	25,7±1,70	0,02	23,8±1,45	24,41±1,70	0,03	28,24±1,45	26,50±1,70	0,03
Abduksiyon	23,78±1,62	22,96±1,52	0,01	24,11±1,62	24,33±1,52	0,01	24,01±1,62	23,90±1,52	0,01

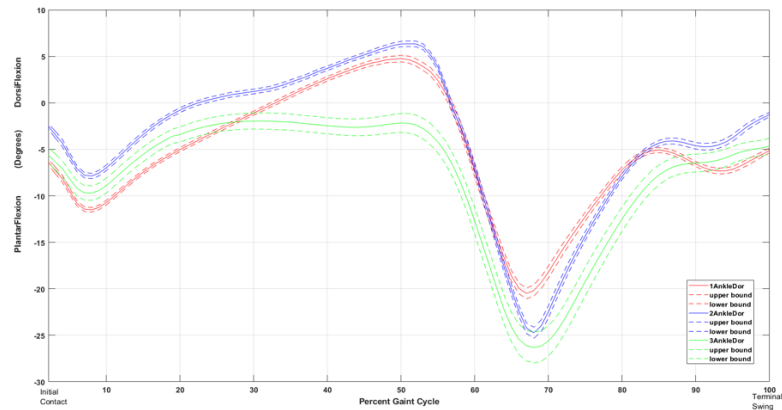
n: Olgu sayısı SS: Standart hata, η_p^2 : Kısmi eta kare, *Anlamlı İlk test-son test değişimi ($p < 0,05$), [†]Anlamlı gruplar arası değişim ($p < 0,05$), Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi (ANOVA) bağlı olmayan gözlemler arası faktör analizi.

Sonuçlar eklem hareket açıklığının ortalama değerleri üzerindeki istatistiksel farklardır. Bu farkın istatistiksel olarak nereden kaynaklandığını tespit etmek için koşu analizi değerleri Noraxon (USA, Inc) cihazının kendi yazılımı vasıtasıyla 100 nokta halinde işlendi. Ardından tespit edilen topuk vuruşu ile başlatılan 100 kinematik veri noktası MATLAB (versiyon R2015b; The mathWorks, INC, Natick, MA) programı ile koşu analizi sürecinde işlendi. Sonuç olarak orta duruş fazında dorsifleksiyon açısının artması sebebiyle ortalamamın arttığı tespit edildi (Tablo 4.7, Tablo 4.8).

Tablo 4.7 Koşu Analizi Denge Eğitimi Öncesi



Tablo 4.8 Koşu Analizi Denge Eğitimi Sonrası



5.TARTIŞMA

Bu çalışmada, kronik ayak bileği instabilitesi olan sporcularda stroboskopik gözlükle yapılan 6 haftalık denge eğitiminin denge, kortikal aktivite ve 3 boyutlu koşu analizi üzerine olan etkileri incelendi. Çalışmanın sonucunda, stroboskopik gözlükle yapılan 6 haftalık denge eğitiminin KAI'si olan sporcularda Cz Teta, Cz Alfa, dinamik denge stabilite limitleri ve ayak bileği dorsifleksiyon açılarını değiştirebildiği gözlemlendi.

Bu çalışmada, KAI örneklemimiz, kendi bildirdiği işlev seviyeleri ile literatürde bildirilenler arasındaki benzerlik nedeniyle geniş bir hasta popülasyonunu temsil etmiştir. Literatürdeki geçmiş çalışmalarda Burcal ve ark. (~85% and ~69%, sırasıyla) ile Anguish ve Sandrey (~84% and ~75%, sırasıyla) benzer *FAAM-ADL* ve *FAAM-S* skorları olan sporcular ile çalışmalarını gerçekleştirmişlerdir (216, 217). Çalışma, genç yaştaki nöral plastisite nedeniyle (218) stroboskopik eğitimi daha etkili hale getirebilen KAI'li genç sporcularda yapıldı.

Denge değerlendirmesinde sıklıkla Çoklu Tek Bacak Stabilizasyon Sıçrama Testi (219), Zamana karşı Stabilite Testi (220) Yıldız Denge Testi (104) ve Dinamik Postüral Stabilite İndeksi (221) gibi farklı testler kullanılmaktadır. Bu çalışmada "*HUBER Spine Force*" denge sistemi kullanılmıştır. HUBER'in kullanımı son yıllarda yapılan çalışmalarda hastaların denge ve koordinasyon eğitiminde popülerlik kazanmıştır. Literatürde fiziksel performans, denge problemleri ve düşme risklerinin araştırılmasında bu sistem sıklıkla kullanılmaktadır (222-224). Sistem, dinamik dengede hareket eden görsel bir hedefi ayak bileği ile postüral olarak yer değiştirmeye olanak sağlamaktadır. Hareket eden görsel alanların denge üzerindeki etkisi, destek tabanının boyutu, sertliği veya uyumluluğu dahil olmak üzere görsel ortamın ve destek yüzeyinin özelliklerine bağlıdır (225). Hareket eden görsel olarak alınan geribildirim, postüral dinamik hareket ile değiştirilebilmektedir. Diğer dinamik testlerde bu mümkün değildir. Ayrıca sporcular AM değişikliğini kalça ve dizlerini kullanmadan ayak bileği ile sağladıkları için KAI olan kişilerde bu dinamik stabilite değerlendirmesi önem kazanmaktadır. Diğer dinamik denge testlerinde eklemlerin katkısı oldukça fazladır. Denge değişikliğini (hareketli platformun kontrolünü), primer olarak ayak bileğinin kontrol etmesi KAI'si olan sporcularda spesifik bir avantaj sağlamaktadır.

Kronik ayak bileği instabilitesi ile ilişkili disfonksiyonu tedavi etmek için birçok denge eğitimi çalışmaları geliştirilmiştir (97, 226-230). Ancak, bu geleneksel yöntemler, KAI ile ilişkili tüm bozukluk spektrumunu (duyusal ve motor) ele almamaktadır. Son araştırmalar, kapsamlı rehabilitasyon stratejilerinin önemli olumlu gelişmeler ile sonuçlandığını ve genellikle geleneksel rehabilitasyon stratejilerinde gözlemlenen iyileşmeden daha iyi sonuç verdiğini göstermiştir (217, 231). Öte yandan, bu çalışma da geleneksel denge eğitimi programı uygulanmış olup denge eğitimi için gerekli görsel ve somatosensoriyal girdilere müdahale edilmiştir. Somatosensoriyal girdiyi kısmen bozmanın klinik olarak basit ve etkili yolları vardır (düz olmayan yüzeyler, zemindeki köpük pedler ve hareketli zeminler gibi). Ancak görsel girdinin engellenmesi 2 seçenekle sınırlıdır: gözler tamamen açık veya tamamen kapalı (195). Bildiğimiz kadarıyla bu çalışma, görsel ve somatosensoriyal girdilere aynı anda müdahale eden çalışmalardan ilkidir.

Altı haftalık denge eğitiminden sonra, statik denge sonuçlarında gözlüklü grup, gözlüksüz grup ve kontrol gruplarında AM'nin hareket uzunluğunda veya oluşturduğu alanda önemli bir değişiklik olmadı. Buradan da görsel bilginin KAI nedeniyle oluşan postüral kontrol bozukluğunu kompanse etmek için yeterli bir geri bildirim sağlandığı sonucuna varılabilir. Yani statik denge odaklanma ve konsantrasyona daha az ihtiyaç duyulduğu ve KAI'nin statik dengedeki postural bozukluğu engelleyecek kadar bir etkilenim ortaya koymadığı söylenebilir. Ayrıca görsel bilginin yeterli geribildirimi alabilmesi sonucunda da statik dengeyi etkilemediği ile açıklanabilir. Stroboskopik gözlükler olmadan benzer denge eğitiminin uygulandığı başka bir çalışmada da benzer sonuçlar kaydedilmiştir (146) . Statik denge değerlendirilmesinde, motor aktivite, dinamik denge testindekinden daha azdır. Bu nedenle, bu çalışmada statik denge değerlendirildiğinde, sporcular Huber cihazının ekranında bir hedef gösterilmeden 30 saniye boyunca gözleri açık dengede durmuşlardır. Yani bir hedefe doğru konsantre olup, o hedef için dinamik bir efor harcamamışlardır.

Altı haftalık denge eğitiminden sonra gözlüklü grupta dinamik denge sonuçlarında ilerlemenin göstergesi olan stabilite sınırlarında önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Bu gelişmeler, denge eğitiminin bir sonucu olarak sensorimotor sisteme yüklenen kısıtlamaların azalmasıyla ilgili olabilir. Performanstaki artış, görsel motor aktivite ile bağlantılıdır. Benzer bir şekilde, çalışmada sporcular stabilite

sınırlarını ölçerken, öncelikle sadece ayak bileklerini kullanarak gördükleri hedef doğrultusunda dinamik dengelerini en üst düzeye çıkarmaya çalıştılar. Gözlüklü gruptaki bu ilerleme görsel motor aktivite ile ilişkilendirilebilir. Stroboskopik eğitimin görsel sistemi, görsel bilgiyi daha etkili bir şekilde algılaması ve işlemesi için zorladığı ve bu durumun da sporcuların normal görme koşullarına dönerken daha yüksek bir seviyede performans göstermelerine neden olduğunu düşündürmektedir (202). Kronik ayak bileği instabilitesi olan bireyler denge değerlendirmeleri sırasında görsel bilgilere daha çok bağımlıdır (232). Bu durum çalışmanın gözlüklü grubunda elde edilen dengede iyileşme sonuçları ile desteklenmektedir.

Altı haftalık denge eğitiminden sonra gözlüksüz grubun stabilite sınırlarında başlangıca kıyasla önemli bir gelişme olmamıştır. Bu da HUBER cihazı ile dinamik denge test edilirken görsel motor aktivitenin daha ön planda olması gerçeğiyle ilişkili olabilir. Çünkü stabilite limitleri değerlendirilirken görsel alınan hedef doğrultusunda, dinamik hareket ayak bileğinden yapılmaktadır. Görsel motor aktivitenin, kas aktivitesine etkisi kaçınılmazdır. Görsel motor aktivite ile ilgili benzer bir çalışmada, voleybolcularda stroboskopik gözlüklerle yapılan antrenmanın, aktif kas gerginliğini artırarak tam görsel tikanıklığı kompanse ettiği ve bu şekilde derin atlama mekaniğini değiştirdiği bildirilmiştir (233). Bu çalışmada kullanılan aynı denge eğitimi programını kullanan diğer 2 çalışmada, farklı yönlerde (posteromedial ve posterolateral) dinamik dengede artışlar gözlemlenmiştir (146, 226). Ancak bu çalışmalarda yıldız denge testi kullanılmıştır. Yıldız denge testinde dinamik denge kontrolü, kalça, diz ve ayak bileği kombinasyonu ile sağlanırken, HUBER cihazıyla yapılan testlerde öncelikle platformu kontrol eden ayak bileği tarafından sağlanır. Bu sebeple örneklemin ayak bileği yaralanması olan KAİ tanılı bireyler olduğu göz önünde bulundurulduğunda denge değerlendirmesinde özellikle HUBER cihazı tercih edilmiştir. Görsel bozulma ile hareket becerilerini gerçekleştirmenin, MSS'nin somatosensoryal ve vestibüler afferentleri artırarak motor çıktıyı yeniden düzenlemesini gerektirdiği öne sürülmektedir (183).

Ayrıca bu çalışmada, gözlüklü grupta stroboskopik denge eğitimi sonrası dinamik dengede iyileşme gözlenirken, statik dengede iyileşme gözlenmemiştir. Statik denge ile dinamik denge arasında bir ilişki olmadığı bilinmektedir (173). Ek olarak dinamik denge, sensoryal süreçte beynin bazal ganglion ve serebellum gibi subkortikal

yapılarında üst merkezli düzenleme ve kas koordinasyonunu içerebilir (148). Bu nedenle, dinamik denge eğitiminin daha yüksek sinir yolları üzerindeki etkileri üzerine klinik çalışmaların gerekli olduğu düşünülmektedir.

Altı haftalık denge eğitiminden sonra gözlüklü grupta gözlenen Cz Teta ve Cz Alfa dalgalarındaki artışlar, stroboskopik gözlüklerin tek ayak üzerinde durmayı kontrol etmeyi daha zor hale getirdiğini düşündürmektedir. Bu çalışmada gözlüksüz grupta Cz Teta ve Alfa dalgalarında değişiklik tespit edilmedi. Gözler açık 4 haftalık denge eğitiminden sonra KAİ'li katılımcıların Cz Teta, Alfa veya Beta dalgalarında hiçbir değişikliğin kaydedilmediği başka bir çalışmada da benzer sonuçlar elde edilmiştir (226). Cz Teta ve Alfa dalgalarında bu artışların gözlüksüz grupta değil, sadece gözlüklü grupta meydana gelmesi, somatosensoryal sistemde görmenin önemini açıkça ortaya koymakta ve görsel girdi sınırlı olduğunda sporcunun dengede kalmak için daha fazla odaklanması gerektiğini göstermektedir. Başka bir deyişle, stroboskopik denge eğitiminden sonra kortikal aktivitedeki artış, motor planlama süreçlerinde otomasyonun (alışma veya konsantrasyon) değiştirilebileceğini gösterebilir (234, 235).

Alfa dalgaları, sensörimotor fonksiyonlara karşılık gelen kortikal deaktivasyon ve inhibisyonla ilişkilidir (162, 163). Kontrol grubu ve gözlüksüz gruba kıyasla gözlüklü grupta ilk test ve son test arasındaki Cz Alfa bandındaki artış, motor aktivitede bir artış olduğunu ve görev eğitiminden sonra motor planlama süreçlerinin otomatik olmadığını (alışma veya konsantrasyon) gösterir (213). Dahası, ayakta dururken dengeyi sağlama zorluğu, motor bölgeler arasında kısa bir Teta bağlantısı kurarak Cz Teta frekansında bir artışa neden olur (170, 236). Ayrıca, ek motor alanı ile anterior singulat (237) arasındaki güçlü Teta bağlantısı ile ilgili olabilir.

Beta dalgaları, analitik problem çözmede, alarm durumlarında, harici bilgi işlemede, muhakeme ve karar vermede önemlidir (171). Beta dalgalarında önemli bir değişikliğin olmaması, denge sırasında bir alarm durumunun olmamasından veya harici bilgi gerektiren olağandışı bir durumdan kaynaklanıyor olabilir. Bir çalışma, parietal ve merkezi kortikal bölgelerdeki beta gücünün, yürüme paternlerindeki ani değişiklikleri takiben azaldığını, bu bölgelerdeki beta gücünün motor inhibisyonunda rol oynadığını göstermiştir (168). Beta gücünün motor inhibisyonla da ilişkili olduğu düşünüldüğünde, stroboskopik gözlüklü veya gözlüksüz 6 haftalık denge eğitiminin

beta gücünde inhibisyona neden olacak kadar yeterli etkiye sahip olmadığı söylenebilir. Bu durum, eğitimin yetersiz zorluk seviyesi ile ilişkilendirilebilir. Cz bölgesindeki Beta aktivasyonunda değil, Teta'daki artış, o bölgeyi uyarmak için daha fazla zorluğun gerekli olduğunu göstermektedir. Kesikli görme, Cz bölgesinde Teta ve Alfa spektrumundaki gücü artırabilse de beta dalgaları üzerinde aynı etkiye sahip olmayabilir.

Görsellik, normal koşullarda denge için daha az gerekli olabilir (somatosensoryal bozuklukların yokluğunda) ancak postüral stabiliteyi artırır (238). Görme bozukluğunun olmaması oksipital bölgelerde spektral değişikliklere neden olmamaktadır. Görsel uyaranlar oksipital bölgelerde kortikal tepkileri ortaya çıkarır ve beynin duyuşal girdideki değişikliklere uyum sağlama yeteneğini geliştirir (239). Çalışmanın hem ilk testi hem de son testlerinin gözlüksüz yapılmasından dolayı EEG'de oksipital spektrumda değişiklik olmaması serebral korteksin görsel uyaranlara adaptasyonundan kaynaklanıyor olabilir. Bu nedenle, EEG ölçümü sırasında katılımcıların kısıtlanmamış görmesi tek bacak dengesini kolaylaştırdığı için son test sırasında değişiklikler tespit edilmemiş olabilir. Stroboskopik eğitimin anlık görme alanını (oksipital) etkilemeden, motor bölgedeki (Cz) kortikal aktivite üzerinde kalıcı bir etkiye sahip olabileceği bulgumuz bu sonucu desteklemektedir. Ayakta denge esnasında pertürbasyonlara yanıt olarak frontoparietal Alfa ve Teta EEG gücündeki artış gibi, stroboskopik eğitim de merkezi Alfa ve Teta EEG gücünde değişikliklere neden olmaktadır (165, 240).

Koşu analizi sonuçlarında ise sporcuların eklem hareket açıklıklarında gözlüklü grupta artış görüldü. Bu artışın özellikle orta duruş fazı boyunca meydana dorsi fleksiyon açısında meydana geldiği tespit edildi. Yapılan bir çalışmada dorsi fleksiyon hareketinin orta duruş fazının %9-%25 kısmı boyunca azaldığı belirtilmiştir (82). Stroboskopik denge eğitiminin azalmış orta duruş fazını artırması gerçekten çalışmamız açısından etkili bir sonuç olarak değerlendirilebilir. Gözlüksüz grup ve gözlüklü grup aynı egzersizleri yapmasına rağmen bu farkın gözlüklü grupta olması dikkat çekicidir. Görsel geri bildirim modüle edebilen stroboskopik gözlükler, motor kontrol için görsel geri bildirim bağımlılığını hedefleyen ilerleyici rehabilitasyona izin verilmesinde klinik olarak yararlı olabilir (195). Araştırmalar, KAİ olan bireylerin, yaralanmamış kontrol grubuna göre, ayak / ayak bileği kompleksi çevresindeki

somato-sensoriyal girişlerin çıkarılması (ayak bileğine anestetik enjeksiyon) veya değiştirilmesi (ayakkabı altına konulan tabanlık) nedeni ile başarılı bir şekilde basınç merkezinin SGS değerini kompanse edebilme yeteneğinin azaldığını göstermiştir (241, 242). Ancak özellikle denge antrenmanının KAI'si olan sporcularda bacak rotasyonu ve ayak bileği inversiyon/eversiyon arasındaki ilişkiyi önemli ölçüde değiştirdiği göz önünde bulundurulursa bu gelişme daha iyi bir motor planlama ve yürütmeyi temsil edebilir (89, 226). EEG ve dinamik denge sonuçlarında özellikle gözlüklü grup denge eğitimlerinde tespit edilen motor aktivite artışının olumlu ilerlemelerinin ayak bileği dorsifleksiyon açısında da tespit edilmesi çalışmanın gücünü ortaya koymaktadır. Ancak bu artışın inversiyon-eversiyon açılara yansımamasının yapılan denge eğitimi ile de ilişkili olabileceği düşünülebilir. Bu noktada çevresini kesikli gören sporcu hem odağını, hem de konsantrasyonunun tamamen egzersize yönlendirerek, motor hareket performansında artış sağlamış olabilir. Hem EEG , hem de dinamik denge stabilite limitlerinin koşu analizi sonuçlarına paralel sonuçlar ortaya koyduğu görülmektedir.

Farklı spor dallarındaki elit sporcular üzerinde yapılan çalışmalarda, stroboskopik antrenmanın, badminton (206), buz hokeyi (204) ve beyzbolda (205) spora özgü performansı geliştirdiği gösterilmiştir. Buna ek olarak, stroboskopik eğitimin, foveal hareket duyarlılığı ve geçici dikkat seçiciliği dahil olmak üzere bir dizi düşük seviyeli algısal alanda görsel duyarlılığı artırdığı ve görsel motor reaksiyon hızını geliştirdiği bildirilmiştir (199, 200). Motor hareket ile görsel duyarlılık arasındaki bu ilişki dikkat çekicidir. Stroboskopik etkinin görsel sistemi görsel bilgiyi daha etkin bir şekilde algılaması ve işleme için zorlaması önerilmektedir. Bu durumda bu çalışmadaki kortikal aktivite, dinamik denge ve ayak bileği dorsifleksiyon açısındaki artışın görsel motor aktivite ile ilişkili olduğu sonucuna varılabilir. Bu çalışmanın sonuçları stroboskopik eğitimin kortikal aktivitede denge eğitiminin neden olduğu değişikliklere benzer değişiklikler getirdiğini göstermektedir.

Bu çalışmada stroboskopik denge eğitiminin denge, kortikal aktiviteler ve koşu mekanikleri üzerindeki etkisini ortaya çıkarmak amaçlanmıştır. Çalışmanın verileri, stroboskopik denge eğitimin motor bölgede değişikliklere yol açabileceğini ve bu değişikliklerin stroboskopik görme ile güçlendirildiğini göstermektedir. Özellikle, stroboskopik eğitim, Cz bölgesinde teta ve alfa aktivitesini ve denge eğitimindeki

dinamik dengeyi ayrıca koşu analizi sırasında orta duruş fazında dorsifleksiyon eklem hareket açıklığını da artırmaktadır. KAI'li hastalarda orta duruş fazında azalan dorsifleksiyon açısının artması klinik olarak çok önemlidir. Stroboskopik eğitim, denge eğitiminde kullanılan diğer pertürbasyonlar gibi, fizyoterapistlerin ekstra çaba göstermesine gerek kalmadan denge egzersizleri sırasında kullanılabilir. Stroboskopik görüş, dengeyi korumanın zorluğunu artıran ek bir yöntem olarak sporcularda geleneksel denge eğitimine kolayca dahil edilebileceği gibi bu sonuçlar sprocularda denge eğitiminin önemini de göstermektedir. Stroboskopik gözlükler taşınabilir, işlevsel ve kolayca elde edilebilir. Bu da onları geleneksel denge eğitiminde kullanım için pratik bir araç haline getirebilir. Ayrıca stroboskopik görme ile yapılacak eğitim programları, alt ekstremitte yaralanmaları, denge problemleriyle ilişkili kronik hastalıklar veya snowboard, kayak, okçuluk ve jimnastik gibi ileri denge gerektiren sporlar nedeniyle denge egzersizi yapan sporculara yönelik antrenman programlarında rahatlıkla kullanılabilir. Gelecekteki klinik çalışmaların, stroboskopik denge eğitiminin daha geleneksel rehabilitasyon biçimlerine karşı etkilerinin inceleneceği çalışmalara ihtiyaç vardır. Farklı objektif değerlendirme yöntemleriyle daha fazla değerlendirme yapılabilir.

Çalışmanın başında ortaya konulan hipotezlere ilişkin sonuçlar şu şekilde gerçekteleşmiştir.

Hipotez 1: Görsel girdi değişikliğinin statik denge üzerine etkisi vardır. Hipotez red edilmiştir.

Hipotez 2: Görsel girdi değişikliğinin dinamik denge üzerine etkisi vardır. Hipotez kabul edilmiştir.

Hipotez 3: Görsel girdi değişikliği ile yapılan egzersizlerin denge sırasında nöral geribildirim üzerine etkisi vardır

Hipotez kabul edilmiştir.

Hipotez.4: Görsel girdi değişikliği ile yapılan egzersizlerin ayak bileği koşu mekaniklerine etkisi vardır.

Hipotez kabul edilmiştir.

5.1 Limitasyonlar

1. Çalışmadaki değerlendirmelerin ve eğitimin uzun sürmesi katılımcıların konsantrasyonu ve odaklanmasında engel oluşturmuş olabilir.
2. Farklı branş gruplarında sporcuların çalışmaya dahil edilmesi, tek bir spor branşına odaklanılmamış olması limitasyonlardan biri sayılabilir.

6.SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışma KAI'si olan sporculara stroboskopik ortamda uygulanan 6 haftalık egzersiz eğitiminin denge, kortikal aktivite ve koşu mekanikleri üzerine etkilerini belirlemek amacıyla gerçekleştirildi. Çalışmanın sonucunda;

1. Altı haftalık stroboskopik denge eğitimi sonunda dinamik denge değerinde artış yönünde anlamlı fark bulundu.
2. Altı haftalık stroboskopik denge eğitimi sonunda Cz Teta ve Cz Alfa değerlerinde artış yönünde anlamlı fark bulundu.
3. Altı haftalık stroboskopik denge eğitimi sonunda koşu analizinde ayak bileği dorsifleksiyon değerinde artış yönünde anlamlı fark bulundu.

Bu sonuçlara göre;

- Stroboskopik gözlüklerin sadece somatosensorik problemi olan sporcularda denge parametrelerini sağlamada değil, özellikle rehabilitasyonun spora dönüş aşamasında ilerleyici egzersiz parametrelerinde görselliği kısıtlayıp kontrollü hareketi artırarak klinik olarak faydalı olabileceği söylenebilir.
- Stroboskopik görüş ile yapılan denge eğitim programları KAI'li sporcularda görsel bağımlılık düzeyini değiştirebilir.
- Stroboskopik eğitim yaralanmış sporcuların rehabilitasyonunda klinik olarak yararlı olabilir.
- Stroboskopik eğitim sadece KAI'li sporcularda denge parametrelerini iyileştirmek için değil, aynı zamanda görsel girdiyi azaltarak ve motor kontrolü artırarak rehabilitasyonun spora özgü aktivite aşamaları için de yararlı olabilir.
- Özellikle stroboskopik gözlüklerin pertürbasyon etkisi gözönünde bulundurulduğunda Spor Fizyoterapistleri tarafından hem yaralanmış sporcuların rehabilitasyon sürecinde hem de antrenman program içerisinde denge eğitim aracı olarak rahatlıkla kullanılabilir.

7.KAYNAKLAR

1. Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of athletic training*. 2007;42(2):311-9.
2. Doherty C, Delahunt E, Caulfield B, Hertel J, Ryan J, Bleakley C. The incidence and prevalence of ankle sprain injury: a systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2014;44(1):123-40.
3. Gribble PA, Bleakley CM, Caulfield BM, Docherty CL, Fourchet F, Fong DT, et al. Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *British journal of sports medicine*. 2016;50(24):1496-505.
4. Şimşek E. Alt Ekstremitte Yaralanmalarında Rehabilitasyon: Hipokrat Kitabevi; 2017.
5. Squire L, Bloom F, Spitzer N, du Lac S, Grosh A. D. Berg. 2008. *Fundamental Neuroscience*. Academic Press.
6. Nyska M, Mann G. *The unstable ankle: Human Kinetics*; 2002.
7. Donald L, Gwen F, O'Donnell Maureen B. Neale's *Disorders of the Foot Diagnosis and Management*. Churchill Livingstone; 2002.
8. Rockar PA, Jr. The subtalar joint: anatomy and joint motion. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1995;21(6):361-72.
9. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement: Lippincott Williams & Wilkins*; 2006.
10. Bohay DR, Manoli A, 2nd. Subtalar joint dislocations. *Foot & ankle international*. 1995;16(12):803-8.
11. Perugia D, Basile A, Massoni C, Gumina S, Rossi F, Ferretti A. Conservative treatment of subtalar dislocations. *International orthopaedics*. 2002;26(1):56-60.
12. Jastifer JR, Gustafson PA. The subtalar joint: biomechanics and functional representations in the literature. *Foot (Edinburgh, Scotland)*. 2014;24(4):203-9.
13. Neumann DAJM, Elsevier. *Kinesiology of the musculoskeletal system; Foundation for rehabilitation*. 2010.
14. Stauffer RN, Chao EY, Brewster RC. Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clinical orthopaedics and related research*. 1977(127):189-96.
15. Ayak Bileği eklemleri [Internet]. Erişim: 25 Haziran 2020. Available from: <https://doctorlib.info/medical/anatomy/anatomy.files/image712.jpg>.
16. Hamilton J, Ziemer L, editors. *Functional anatomy of the human ankle and foot*. AAOS Symposium on 'The Foot and Ankle'; 1983: The CV Mosby Company St. Louis.
17. Anterior-posterior kompartman kasları [Internet]. Erişim :25 Haziran 2020. Available from: <https://www.rowperfect.co.uk/wp-content/uploads/2019/02/Foot-pic-2.png>.
18. Snedeker JG, Wirth SH, Espinosa N. Biomechanics of the normal and arthritic ankle joint. *Foot and ankle clinics*. 2012;17(4):517-28.

19. Lateral-medial kompartman kasları [Internet]. Erişim :25 Haziran 2020. Available from: <https://doctorlib.info/medical/anatomy/anatomy.files/image730.jpg>.
20. Golanó P, Vega J, de Leeuw PA, Malagelada F, Manzanares MC, Götzens V, et al. Anatomy of the ankle ligaments: a pictorial essay. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*. 2010;18(5):557-69.
21. Renstrom P, Wertz M, Incavo S, Pope M, Ostgaard H, Arms S, et al. Strain in the lateral ligaments of the ankle. 1988;9(2):59-63.
22. Rasmussen O. Stability of the ankle joint. Analysis of the function and traumatology of the ankle ligaments. *Acta orthopaedica Scandinavica Supplementum*. 1985;211:1-75.
23. Mangwani J, Hakmi M, Smith TJf. Chronic lateral ankle instability: review of anatomy, biomechanics, pathology, diagnosis and treatment. 2001;11(2):76-84.
24. Ayak bileği lateral-posterior ligamentleri [Internet]. Erişim: 25 Haziran 2020. Available from: <https://doctorlib.info/medical/anatomy/anatomy.files/image722.jpg>.
25. Hintermann B. Medial ankle instability. *Foot and ankle clinics*. 2003;8(4):723-38.
26. Campbell KJ, Michalski MP, Wilson KJ, Goldsmith MT, Wijdicks CA, LaPrade RF, et al. The ligament anatomy of the deltoid complex of the ankle: a qualitative and quantitative anatomical study. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2014;96(8):e62.
27. Mengiardi B, Pinto C, Zanetti M. Spring Ligament Complex and Posterior Tibial Tendon: MR Anatomy and Findings in Acquired Adult Flatfoot Deformity. *Seminars in musculoskeletal radiology*. 2016;20(1):104-15.
28. Lee TH, Jang KS, Choi GW, Jeong CD, Hong SJ, Yoon MA, et al. The contribution of anterior deltoid ligament to ankle stability in isolated lateral malleolar fractures. *Injury*. 2016;47(7):1581-5.
29. Ayak bileği anterio-medial ligamentleri [Internet]. Erişim :25 Haziran 2020. Available from: <https://doctorlib.info/medical/anatomy/anatomy.files/image720.jpg>.
30. Beynnon BD, Renstrom PA, Haugh L, Uh BS, Barker H. A prospective, randomized clinical investigation of the treatment of first-time ankle sprains. *The American journal of sports medicine*. 2006;34(9):1401-12.
31. Bleakley CM, McDonough SM, MacAuley DC, Bjordal J. Cryotherapy for acute ankle sprains: a randomised controlled study of two different icing protocols. *British journal of sports medicine*. 2006;40(8):700-5; discussion 5.
32. Halasi T, Kynsburg A, Tallay A, Berkes I. Development of a new activity score for the evaluation of ankle instability. *The American journal of sports medicine*. 2004;32(4):899-908.
33. Roos EM, Brandsson S, Karlsson J. Validation of the foot and ankle outcome score for ankle ligament reconstruction. *Foot & ankle international*. 2001;22(10):788-94.

34. Hockenbury RT, Sammarco GJ. Evaluation and treatment of ankle sprains: clinical recommendations for a positive outcome. *The Physician and sportsmedicine*. 2001;29(2):57-64.
35. Pankovich AM, Shivaram MS. Anatomical basis of variability in injuries of the medial malleolus and the deltoid ligament. I. Anatomical studies. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1979;50(2):217-23.
36. Polat O, Güler İ, İbrahim T, Hamit Ö, YILDIZ AJAÜTFM. Ayak Bileği Lateral Ligament Yaralanmaları Tedavisi Ve Klinik Deneyimlerimiz. 2002;55(03).
37. Siegler S, Block J, Schneck CD. The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot & ankle*. 1988;8(5):234-42.
38. Milner CE. *Functional Anatomy for Sport and Exercise: A Quick A-to-Z Reference*: Routledge; 2019.
39. Cordova ML, Sefton JM, Hubbard TJ. Mechanical joint laxity associated with chronic ankle instability: a systematic review. *Sports health*. 2010;2(6):452-9.
40. Hertel J, Corbett RO. An Updated Model of Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training*. 2019;54(6):572-88.
41. Sefton JM, Hicks-Little CA, Hubbard TJ, Clemens MG, Yengo CM, Koceja DM, et al. Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2009;24(5):451-8.
42. Cloak R, Nevill AM, Clarke F, Day S, Wyon MA. Vibration training improves balance in unstable ankles. *International journal of sports medicine*. 2010;31(12):894-900.
43. Hiller CE, Kilbreath SL, Refshauge KM. Chronic ankle instability: evolution of the model. *Journal of athletic training*. 2011;46(2):133-41.
44. Linens SW, Ross SE, Arnold BL. Wobble Board Rehabilitation for Improving Balance in Ankles With Chronic Instability. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2016;26(1):76-82.
45. Delahunt E, Coughlan GF, Caulfield B, Nightingale EJ, Lin CW, Hiller CE. Inclusion criteria when investigating insufficiencies in chronic ankle instability. *Medicine and science in sports and exercise*. 2010;42(11):2106-21.
46. Docherty CL, Gansneder BM, Arnold BL, Hurwitz SR. Development and reliability of the ankle instability instrument. *Journal of athletic training*. 2006;41(2):154-8.
47. Hiller CE, Refshauge KM, Bundy AC, Herbert RD, Kilbreath SL. The Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2006;87(9):1235-41.
48. Gurav RS, Ganu SS, Panhale VP. Reliability of the Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI) Scale Across Different Age Groups in Adults. *North American journal of medical sciences*. 2014;6(10):516-8.
49. Carcia CR, Martin RL, Drouin JM. Validity of the Foot and Ankle Ability Measure in athletes with chronic ankle instability. *Journal of athletic training*. 2008;43(2):179-83.
50. Eechaute C, Vaes P, Van Aerschot L, Asman S, Duquet W. The clinimetric qualities of patient-assessed instruments for measuring chronic ankle instability: a systematic review. *BMC musculoskeletal disorders*. 2007;8:6.

51. Itay S. Clinical and functional status following lateral ankle sprains: followup of 90 young adults treated conservatively. 1982.
52. Gribble PA, Delahunt E, Bleakley C, Caulfield B, Docherty C, Fourchet F, et al. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *British journal of sports medicine*. 2014;48(13):1014-8.
53. Kaminski TW, Hertel J, Amendola N, Docherty CL, Dolan MG, Hopkins JT, et al. National Athletic Trainers' Association position statement: conservative management and prevention of ankle sprains in athletes. *Journal of athletic training*. 2013;48(4):528-45.
54. Sprague AL, Smith AH, Knox P, Pohlig RT, Gravare Silbernagel K. Modifiable risk factors for patellar tendinopathy in athletes: a systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine*. 2018;52(24):1575-85.
55. Baumhauer JF, Alosa DM, Renstrom AF, Trevino S, Beynnon B. A prospective study of ankle injury risk factors. *The American journal of sports medicine*. 1995;23(5):564-70.
56. Fong DT, Hong Y, Chan LK, Yung PS, Chan KM. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2007;37(1):73-94.
57. Gribble PA, Bleakley CM, Caulfield BM, Docherty CL, Fourchet F, Fong DT, et al. 2016 consensus statement of the International Ankle Consortium: prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *British journal of sports medicine*. 2016;50(24):1493-5.
58. Ferran NA, Maffulli N. Epidemiology of sprains of the lateral ankle ligament complex. *Foot and ankle clinics*. 2006;11(3):659-62.
59. Woods C, Hawkins R, Hulse M, Hodson A. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains. *British journal of sports medicine*. 2003;37(3):233-8.
60. Tourny C, Sangnier S, Cotte T, Langlois R, Coquart J. Epidemiologic study of young soccer player's injuries in U12 to U20. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2014;54(4):526-35.
61. Tumilty D. Physiological characteristics of elite soccer players. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 1993;16(2):80-96.
62. Beynnon BD, Murphy DF, Alosa DM. Predictive Factors for Lateral Ankle Sprains: A Literature Review. *Journal of athletic training*. 2002;37(4):376-80.
63. Ekstrand J, Gillquist J. Soccer injuries and their mechanisms: a prospective study. *Medicine and science in sports and exercise*. 1983;15(3):267-70.
64. Ekstrand J, Tropp H. The incidence of ankle sprains in soccer. *Foot & ankle*. 1990;11(1):41-4.
65. Mckay GD, Goldie P, Payne WR, Oakes BJBj. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. 2001;35(2):103-8.
66. Milgrom C, Shlamkovitch N, Finestone A, Eldad A, Laor A, Danon YL, et al. Risk factors for lateral ankle sprain: a prospective study among military recruits. *Foot & ankle*. 1991;12(1):26-30.
67. Beynnon BD, Renstrom PA, Alosa DM, Baumhauer JF, Vacek PM. Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *Journal of*

orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society. 2001;19(2):213-20.

68. Hosea TM, Carey CC, Harrer MF. The gender issue: epidemiology of ankle injuries in athletes who participate in basketball. *Clinical orthopaedics and related research*. 2000(372):45-9.

69. Sitler M, Ryan J, Wheeler B, McBride J, Arciero R, Anderson J, et al. The efficacy of a semirigid ankle stabilizer to reduce acute ankle injuries in basketball. A randomized clinical study at West Point. *The American journal of sports medicine*. 1994;22(4):454-61.

70. Surve I, Schwellnus MP, Noakes T, Lombard C. A fivefold reduction in the incidence of recurrent ankle sprains in soccer players using the Sport-Stirrup orthosis. *The American journal of sports medicine*. 1994;22(5):601-6.

71. Barrett JR, Tanji JL, Drake C, Fuller D, Kawasaki RI, Fenton RM. High- versus low-top shoes for the prevention of ankle sprains in basketball players. A prospective randomized study. *The American journal of sports medicine*. 1993;21(4):582-5.

72. McGuine TA, Greene JJ, Best T, Levenson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2000;10(4):239-44.

73. Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *Journal of athletic training*. 2002;37(4):364-75.

74. O'Driscoll J, Kerin F, Delahunt E. Effect of a 6-week dynamic neuromuscular training programme on ankle joint function: A Case report. *Sports medicine, arthroscopy, rehabilitation, therapy & technology : SMARTT*. 2011;3:13.

75. Liu K, Uygur M, Kaminski TWJAT, Care SH. Effect of ankle instability on gait parameters: a systematic review. 2012;4(6):275-81.

76. Mann RA, Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *The American journal of sports medicine*. 1980;8(5):345-50.

77. Hertel J. Sensorimotor deficits with ankle sprains and chronic ankle instability. *Clinics in sports medicine*. 2008;27(3):353-70, vii.

78. Riemann BL, Lephart SMJJoat. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. 2002;37(1):71.

79. Chorba RS, Chorba DJ, Bouillon LE, Overmyer CA, Landis JA. Use of a functional movement screening tool to determine injury risk in female collegiate athletes. *North American journal of sports physical therapy : NAJSPT*. 2010;5(2):47-54.

80. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. *The American journal of sports medicine*. 2006;34(12):1970-6.

81. Monaghan K, Delahunt E, Caulfield B. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2006;21(2):168-74.

82. Drewes LK, McKeon PO, Kerrigan DC, Hertel J. Dorsiflexion deficit during jogging with chronic ankle instability. *Journal of science and medicine in sport*. 2009;12(6):685-7.

83. Drewes LK, McKeon PO, Paolini G, Riley P, Kerrigan DC, Ingersoll CD, et al. Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. *Journal of sport rehabilitation*. 2009;18(3):375-88.
84. Hass CJ, Bishop MD, Doidge D, Wikstrom EA. Chronic ankle instability alters central organization of movement. *The American journal of sports medicine*. 2010;38(4):829-34.
85. Nawata K, Nishihara S, Hayashi I, Teshima R. Plantar pressure distribution during gait in athletes with functional instability of the ankle joint: preliminary report. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association*. 2005;10(3):298-301.
86. Wikstrom EA, Bishop MD, Inamdar AD, Hass CJ. Gait termination control strategies are altered in chronic ankle instability subjects. *Medicine and science in sports and exercise*. 2010;42(1):197-205.
87. Nyska M, Shabat S, Simkin A, Neeb M, Matan Y, Mann G. Dynamic force distribution during level walking under the feet of patients with chronic ankle instability. *British journal of sports medicine*. 2003;37(6):495-7.
88. Hubbard TJ, Hertel J. Mechanical contributions to chronic lateral ankle instability. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2006;36(3):263-77.
89. McKeon PO, Paolini G, Ingersoll CD, Kerrigan DC, Saliba EN, Bennett BC, et al. Effects of balance training on gait parameters in patients with chronic ankle instability: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*. 2009;23(7):609-21.
90. Guskiewicz KM, Perrin DHJJoSR. Research and clinical applications of assessing balance. 1996;5(1):45-63.
91. Palmieri RM, Ingersoll CD, Stone MB, Krause BAJJosr. Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. 2002;11(1):51-66.
92. Rogers M, Page, P., and Takeshima, N. Current concepts review balance training for the older athlete. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. 2013;8 (4):517-30.
93. Cote KP, Brunet ME, Il BMG, Shultz SJJJoat. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. 2005;40(1):41.
94. Murphy DF, Connolly DA, Beynnon BD. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *British journal of sports medicine*. 2003;37(1):13-29.
95. Crofts D, Thompson B, Nahom M, Ryan S, Newton RA. Balance abilities of professional dancers on select balance tests. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1996;23(1):12-7.
96. Denge Mekanizması [Internet]. Erişim: 25 Haziran 2020. Available from: <https://vestibular.org/article/what-is-vestibular/the-human-balance-system/the-human-balance-system-how-do-we-maintain-our-balance/>.
97. Schmit JM, Regis DI, Riley MAJEbr. Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. 2005;163(3):370-8.
98. Witchalls J, Waddington G, Blanch P, Adams RJJJoat. Ankle instability effects on joint position sense when stepping across the active movement extent discrimination apparatus. 2012;47(6):627-34.

99. Kattenstroth J-C, Kalisch T, Holt S, Tegenthoff M, Dinse HRJFian. Six months of dance intervention enhances postural, sensorimotor, and cognitive performance in elderly without affecting cardio-respiratory functions. 2013;5:5.
100. Horak FBJG, posture. Clinical assessment of balance disorders. 1997;6(1):76-84.
101. Erkmen N, Suveren S, Göktepe AJJohk. Effects of exercise continued until anaerobic threshold on balance performance in male basketball players. 2012;33:73-9.
102. Mancini M, Horak FBJEjop, medicine r. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. 2010;46(2):239.
103. Hrysmallis C, McLaughlin P, Goodman CJJos, sport mi. Relationship between static and dynamic balance tests among elite Australian Footballers. 2006;9(4):288-91.
104. Kinzey SJ, Armstrong CWJJoo, therapy sp. The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. 1998;27(5):356-60.
105. Hrysmallis C. Relationship between balance ability, training and sports injury risk. Sports medicine (Auckland, NZ). 2007;37(6):547-56.
106. Hrysmallis C. Balance ability and athletic performance. Sports medicine (Auckland, NZ). 2011;41(3):221-32.
107. Kiers H, van Dieen J, Dekkers H, Wittink H, Vanhees L. A systematic review of the relationship between physical activities in sports or daily life and postural sway in upright stance. Sports medicine (Auckland, NZ). 2013;43(11):1171-89.
108. Roijejon U, Clark NC, Treleaven J. Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. Manual therapy. 2015;20(3):368-77.
109. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: translating research into clinical practice: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
110. Speers RA, Kuo AD, Horak FB. Contributions of altered sensation and feedback responses to changes in coordination of postural control due to aging. Gait & posture. 2002;16(1):20-30.
111. Goble DJ. Proprioceptive acuity assessment via joint position matching: from basic science to general practice. Physical therapy. 2010;90(8):1176-84.
112. Han J, Waddington G, Adams R, Anson J, Liu Y. Assessing proprioception: A critical review of methods. Journal of sport and health science. 2016;5(1):80-90.
113. Bouisset S, Do MC. Posture, dynamic stability, and voluntary movement. Neurophysiologie clinique = Clinical neurophysiology. 2008;38(6):345-62.
114. Clark NC, Roijejon U, Treleaven J. Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 2: Clinical assessment and intervention. Manual therapy. 2015;20(3):378-87.
115. Pasma JH, Boonstra TA, Campfens SF, Schouten AC, Van der Kooij H. Sensory reweighting of proprioceptive information of the left and right leg during human balance control. Journal of neurophysiology. 2012;108(4):1138-48.
116. Lee DN, Aronson EJP, Psychophysics. Visual proprioceptive control of standing in human infants. 1974;15(3):529-32.

117. Williams AM, Davids K, Williams JGP. Visual perception and action in sport: Taylor & Francis; 1999.
118. Di Giulio I, Maganaris CN, Baltzopoulos V, Loram ID. The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. *The Journal of physiology*. 2009;587(Pt 10):2399-416.
119. Sasagawa S, Ushiyama J, Masani K, Kouzaki M, Kanehisa H. Balance control under different passive contributions of the ankle extensors: quiet standing on inclined surfaces. *Experimental brain research*. 2009;196(4):537-44.
120. Han J, Anson J, Waddington G, Adams RJJJoSS, Coaching. Sport attainment and proprioception. 2014;9(1):159-70.
121. Kynsburg A, Pánics G, Halasi TJAPH. Long-term neuromuscular training and ankle joint position sense. 2010;97(2):183-91.
122. Waddington GS, Adams RD. The effect of a 5-week wobble-board exercise intervention on ability to discriminate different degrees of ankle inversion, barefoot and wearing shoes: a study in healthy elderly. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2004;52(4):573-6.
123. Munn J, Sullivan SJ, Schneiders AG. Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: a systematic review with meta-analysis. *Journal of science and medicine in sport*. 2010;13(1):2-12.
124. Nakasa T, Fukuhara K, Adachi N, Ochi M. The deficit of joint position sense in the chronic unstable ankle as measured by inversion angle replication error. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2008;128(5):445-9.
125. Waddington G, Adams R. Discrimination of active plantarflexion and inversion movements after ankle injury. *The Australian journal of physiotherapy*. 1999;45(1):7-13.
126. Witchalls JB, Waddington G, Adams R, Blanch P. Chronic ankle instability affects learning rate during repeated proprioception testing. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2014;15(2):106-11.
127. Yokoyama S, Matsusaka N, Gamada K, Ozaki M, Shindo H. Position-specific deficit of joint position sense in ankles with chronic functional instability. *Journal of sports science & medicine*. 2008;7(4):480-5.
128. Mohammadi F, Roozdar A. Effects of fatigue due to contraction of evetor muscles on the ankle joint position sense in male soccer players. *The American journal of sports medicine*. 2010;38(4):824-8.
129. Sandrey MA, Kent TE. The effects of eversion fatigue on frontal plane joint position sense in the ankle. *Journal of sport rehabilitation*. 2008;17(3):257-68.
130. Bressel E, Yonker JC, Kras J, Heath EM. Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics athletes. *Journal of athletic training*. 2007;42(1):42-6.
131. Davlin CD. Dynamic balance in high level athletes. *Perceptual and motor skills*. 2004;98(3 Pt 2):1171-6.
132. Matsuda S, Demura S, Uchiyama M. Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *Journal of sports sciences*. 2008;26(7):775-9.

133. Thorpe JL, Ebersole KT. Unilateral balance performance in female collegiate soccer athletes. *Journal of strength and conditioning research*. 2008;22(5):1429-33.
134. Sekulic D, Spasic M, Mirkov D, Cavar M, Sattler T. Gender-specific influences of balance, speed, and power on agility performance. *Journal of strength and conditioning research*. 2013;27(3):802-11.
135. Aligene K, Lin E. Vestibular and balance treatment of the concussed athlete. *NeuroRehabilitation*. 2013;32(3):543-53.
136. Witchalls J, Blanch P, Waddington G, Adams R. Intrinsic functional deficits associated with increased risk of ankle injuries: a systematic review with meta-analysis. *British journal of sports medicine*. 2012;46(7):515-23.
137. Hiller CE, Nightingale EJ, Raymond J, Kilbreath SL, Burns J, Black DA, et al. Prevalence and impact of chronic musculoskeletal ankle disorders in the community. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2012;93(10):1801-7.
138. Gribble PA, Hertel J, Denegar CR, Buckley WE, Joat. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. 2004;39(4):321.
139. van Cingel RE, Kleinrensink G, Uitterlinden EJ, Rooijens PP, Mulder PG, Aufdemkampe G, et al. Repeated ankle sprains and delayed neuromuscular response: acceleration time parameters. 2006;36(2):72-9.
140. Beckman SM, Buchanan TS, Aopm, rehabilitation. Ankle inversion injury and hypermobility: effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. 1995;76(12):1138-43.
141. Hertel J, Olmsted-Kramer LC. Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait & posture*. 2007;25(1):33-9.
142. Hertel J, Olmsted-Kramer LC, Challis JH, Joab. Time-to-boundary measures of postural control during single leg quiet standing. 2006;22(1):67-73.
143. Hubbard-Turner T, Turner MJ. Physical Activity Levels in College Students With Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training*. 2015;50(7):742-7.
144. Hoch MC, McKeon PO, Andreatta RD. Plantar vibrotactile detection deficits in adults with chronic ankle instability. *Medicine and science in sports and exercise*. 2012;44(4):666-72.
145. Powell MR, Powden CJ, Houston MN, Hoch MC. Plantar cutaneous sensitivity and balance in individuals with and without chronic ankle instability. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2014;24(6):490-6.
146. McKeon PO, Ingersoll CD, Kerrigan DC, Saliba E, Bennett BC, Hertel J. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. *Medicine and science in sports and exercise*. 2008;40(10):1810-9.
147. McKeon PO, JAT, Care SH. Dynamic systems theory as a guide to balance training development for chronic ankle instability: A review of the literature. 2012;4(5):230-6.
148. Taube W, Gruber M, Gollhofer A. Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta physiologica (Oxford, England)*. 2008;193(2):101-16.

149. Hayati M, Ashayeri H, Salavati M, Saraf-Zadeh J, Keyhani MRJAoR. Comparison of Postural Stability and Auditory Short-Term Memory Tasks Interference between Patients with Functional Ankle Instability and Healthy Individuals. 2010;11(1):0-.
150. Rahnama L, Salavati M, Akhbari B, Mazaheri M. Attentional demands and postural control in athletes with and without functional ankle instability. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2010;40(3):180-7.
151. Wikstrom EA, Hass CJ. Gait termination strategies differ between those with and without ankle instability. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2012;27(6):619-24.
152. Wai YY, Wang JJ, Weng YH, Lin WY, Ma HK, Ng SH, et al. Cortical involvement in a gait-related imagery task: comparison between Parkinson's disease and normal aging. *Parkinsonism & related disorders*. 2012;18(5):537-42.
153. Needle AR, Palmer JA, Kesar TM, Binder-Macleod SA, Swanik CB. Brain regulation of muscle tone in healthy and functionally unstable ankles. *Journal of sport rehabilitation*. 2013;22(3):202-11.
154. Needle AR, Swanik CB, Schubert M, Reinecke K, Farquhar WB, Higginson JS, et al. Decoupling of laxity and cortical activation in functionally unstable ankles during joint loading. *European journal of applied physiology*. 2014;114(10):2129-38.
155. Pietrosimone BG, Gribble PA. Chronic ankle instability and corticomotor excitability of the fibularis longus muscle. *Journal of athletic training*. 2012;47(6):621-6.
156. Terada M. An examination of sensorimotor and mechanical factors contributing to posttraumatic ankle instability: University of Toledo; 2014.
157. Slobounov S, Hallett M, Stanhope S, Shibasaki H. Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*. 2005;116(2):315-23.
158. Hulsdunker T, Mierau A, Neeb C, Kleinoder H, Struder HK. Cortical processes associated with continuous balance control as revealed by EEG spectral power. *Neuroscience letters*. 2015;592:1-5.
159. Reichenbach A, Thielscher A, Peer A, Bulthoff HH, Bresciani JP. A key region in the human parietal cortex for processing proprioceptive hand feedback during reaching movements. *NeuroImage*. 2014;84:615-25.
160. Bruns A, Eckhorn R. Task-related coupling from high- to low-frequency signals among visual cortical areas in human subdural recordings. *International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology*. 2004;51(2):97-116.
161. Sauseng P, Griesmayr B, Freunberger R, Klimesch W. Control mechanisms in working memory: a possible function of EEG theta oscillations. *Neuroscience and biobehavioral reviews*. 2010;34(7):1015-22.
162. Borich MR, Brown KE, Lakhani B, Boyd LA. Applications of electroencephalography to characterize brain activity: perspectives in stroke. *Journal of neurologic physical therapy : JNPT*. 2015;39(1):43-51.
163. Lopes Da Silva FH, Storm Van Leeuwen W. The cortical source of the alpha rhythm. *Neuroscience letters*. 1977;6(2-3):237-41.

164. Varghese JP, McIlroy RE, Barnett-Cowan M. Perturbation-evoked potentials: Significance and application in balance control research. *Neuroscience and biobehavioral reviews*. 2017;83:267-80.
165. Slobounov S, Cao C, Jaiswal N, Newell KM. Neural basis of postural instability identified by VTC and EEG. *Experimental brain research*. 2009;199(1):1-16.
166. Slobounov SM, Teel E, Newell KM. Modulation of cortical activity in response to visually induced postural perturbation: combined VR and EEG study. *Neuroscience letters*. 2013;547:6-9.
167. Oliveira AS, Schlink BR, Hairston WD, Konig P, Ferris DP. Restricted vision increases sensorimotor cortex involvement in human walking. *Journal of neurophysiology*. 2017;118(4):1943-51.
168. Wagner J, Makeig S, Gola M, Neuper C, Muller-Putz G. Distinct beta Band Oscillatory Networks Subserving Motor and Cognitive Control during Gait Adaptation. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*. 2016;36(7):2212-26.
169. Sipp AR, Gwin JT, Makeig S, Ferris DP. Loss of balance during balance beam walking elicits a multifocal theta band electrocortical response. *Journal of neurophysiology*. 2013;110(9):2050-60.
170. Varghese JP, Marlin A, Beyer KB, Staines WR, Mochizuki G, McIlroy WE. Frequency characteristics of cortical activity associated with perturbations to upright stability. *Neuroscience letters*. 2014;578:33-8.
171. Oliveira SMS, Medeiros CSP, Pacheco TBF, Bessa N, Silva FGM, Tavares NSA, et al. Electroencephalographic changes using virtual reality program: technical note. *Neurological research*. 2018;40(3):160-5.
172. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. *Journal of athletic training*. 2002;37(1):85-98.
173. Sell TC. An examination, correlation, and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy, physically active adults. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2012;13(2):80-6.
174. Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field. *Physical therapy*. 1986;66(10):1548-50.
175. Peuskens H, Vanrie J, Verfaillie K, Orban GA. Specificity of regions processing biological motion. *The European journal of neuroscience*. 2005;21(10):2864-75.
176. Smith WM, Bowen KF. The effects of delayed and displaced visual feedback on motor control. *Journal of motor behavior*. 1980;12(2):91-101.
177. Warren WH, Jr., Kay BA, Zosh WD, Duchon AP, Sahuc S. Optic flow is used to control human walking. *Nature neuroscience*. 2001;4(2):213-6.
178. Amador N, Fried I. Single-neuron activity in the human supplementary motor area underlying preparation for action. *Journal of neurosurgery*. 2004;100(2):250-9.
179. Nachev P, Wydell H, O'Neill K, Husain M, Kennard C. The role of the pre-supplementary motor area in the control of action. *NeuroImage*. 2007;36 Suppl 2:T155-63.

180. Dault MC, Frank JS, Allard F. Influence of a visuo-spatial, verbal and central executive working memory task on postural control. *Gait & posture*. 2001;14(2):110-6.
181. Lajoie Y, Teasdale N, Bard C, Fleury M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Experimental brain research*. 1993;97(1):139-44.
182. Remaud A, Boyas S, Lajoie Y, Bilodeau M. Attentional focus influences postural control and reaction time performances only during challenging dual-task conditions in healthy young adults. *Experimental brain research*. 2013;231(2):219-29.
183. Santello M, McDonagh MJ, Challis JH. Visual and non-visual control of landing movements in humans. *The Journal of physiology*. 2001;537(Pt 1):313-27.
184. Scheidt RA, Conditt MA, Secco EL, Mussa-Ivaldi FA. Interaction of visual and proprioceptive feedback during adaptation of human reaching movements. *Journal of neurophysiology*. 2005;93(6):3200-13.
185. Thompson HW, McKinley PA. Landing from a jump: the role of vision when landing from known and unknown heights. *Neuroreport*. 1995;6(3):581-4.
186. Wade MG, Jones G. The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture. *Physical therapy*. 1997;77(6):619-28.
187. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009.
188. Berthoz A, Lacour M, Soechting JF, Vidal PP. The role of vision in the control of posture during linear motion. *Progress in brain research*. 1979;50:197-209.
189. Song K, Burcal C, Hertel J, Wikstrom EJM, Sports Si, Exercise. Increased Visual Utilization in Chronic Ankle Instability.
190. Burcal CJ, Wikstrom EA. Plantar Cutaneous Sensitivity With and Without Cognitive Loading in People With Chronic Ankle Instability, Copers, and Uninjured Controls. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2016;46(4):270-6.
191. Asslander L, Peterka RJ. Sensory reweighting dynamics in human postural control. *Journal of neurophysiology*. 2014;111(9):1852-64.
192. Bennett S, Ashford D, Rioja N, Elliott D. Intermittent vision and one-handed catching: the effect of general and specific task experience. *Journal of motor behavior*. 2004;36(4):442-9.
193. Bennett SJ, Elliott D, Weeks DJ, Keil D. The effects of intermittent vision on prehension under binocular and monocular viewing. *Motor control*. 2003;7(1):46-56.
194. Dale RB, Gollapalli RP, Price T, Megahee K, Duncan M, Tolstick N, et al. The effect of visual perturbation upon femoral acceleration during the single and bilateral squat. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2017;27:24-8.
195. Kim KM, Kim JS, Grooms DR. Stroboscopic Vision to Induce Sensory Reweighting During Postural Control. *Journal of sport rehabilitation*. 2017;26(5).
196. Senders JW, Kristofferson A, Levison W, Dietrich C, Ward J. The attentional demand of automobile driving. 1967.
197. Lyons J, Fontaine R, Elliott DJJoMB. I lost it in the lights: The effects of predictable and variable intermittent vision on unimanual catching. 1997;29(2):113-8.

198. Elliott D, Chua R, Pollock BJ. The influence of intermittent vision on manual aiming. *Acta psychologica*. 1994;85(1):1-13.
199. Appelbaum LG, Schroeder JE, Cain MS, Mitroff SR. Improved Visual Cognition through Stroboscopic Training. *Frontiers in psychology*. 2011;2:276.
200. Appelbaum LG, Cain MS, Schroeder JE, Darling EF, Mitroff SR. Stroboscopic visual training improves information encoding in short-term memory. *Attention, perception & psychophysics*. 2012;74(8):1681-91.
201. Smith TQ, Mitroff SR. Stroboscopic Training Enhances Anticipatory Timing. *International journal of exercise science*. 2012;5(4):344-53.
202. Wilkins L, Appelbaum LG. An early review of stroboscopic visual training: insights, challenges and accomplishments to guide future studies. *International Review of Sport and Exercise Psychology*. 2019;13:1, 65-80,.
203. Grooms D, Appelbaum G, Onate J. Neuroplasticity following anterior cruciate ligament injury: a framework for visual-motor training approaches in rehabilitation. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2015;45(5):381-93.
204. Mitroff SR, Friesen P, Bennett D, Yoo H, Reichow AWJAT, Care SH. Enhancing ice hockey skills through stroboscopic visual training: a pilot study. 2013;5(6):261-4.
205. Sicong Liu LMF, Susan Hilbig, Edem Asamoah, John L. LaRue, Don Lyon, Katie Connolly, Nicholas Port, L.Gregory Appelbaum. Dynamic vision training transfers positively to batting practice performance among collegiate baseball batters. *Psychology of Sport & Exercise*. 2020;51.
206. Hülndünker T, Rentz C, Ruhnow D, Käsbauer H, Strüder HK, Mierau A. The Effect of 4-Week Stroboscopic Training on Visual Function and Sport-Specific Visuomotor Performance in Top-Level Badminton Players. *International journal of sports physiology and performance*. 2019;14(3):343-50.
207. Hülndünker T, Gunasekara N, Mierau A. Short- and Long-Term Stroboscopic Training Effects on Visuomotor Performance in Elite Youth Sports. Part 1: Reaction and Behavior. *Medicine and science in sports and exercise*. 2020.
208. Bagherian S, Rahnama N, Wikstrom EA. Corrective Exercises Improve Movement Efficiency and Sensorimotor Function but Not Fatigue Sensitivity in Chronic Ankle Instability Patients: A Randomized Controlled Trial. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2019;29(3):193-202.
209. Tayfur A, Şendil A, Karakaya J, Ergun N. Cross-cultural adaptation, validity, and reliability of Turkish version of Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI) scale. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*. 2020;54(3):300-4.
210. Çelik D, Malkoç M, Martin R. Evidence for reliability, validity and responsiveness of Turkish Foot and Ankle Ability Measure (FAAM). *Rheumatology international*. 2016;36(10):1469-76.
211. Van Deun S, Staes FF, Stappaerts KH, Janssens L, Levin O, Peers KK. Relationship of chronic ankle instability to muscle activation patterns during the transition from double-leg to single-leg stance. *The American journal of sports medicine*. 2007;35(2):274-81.

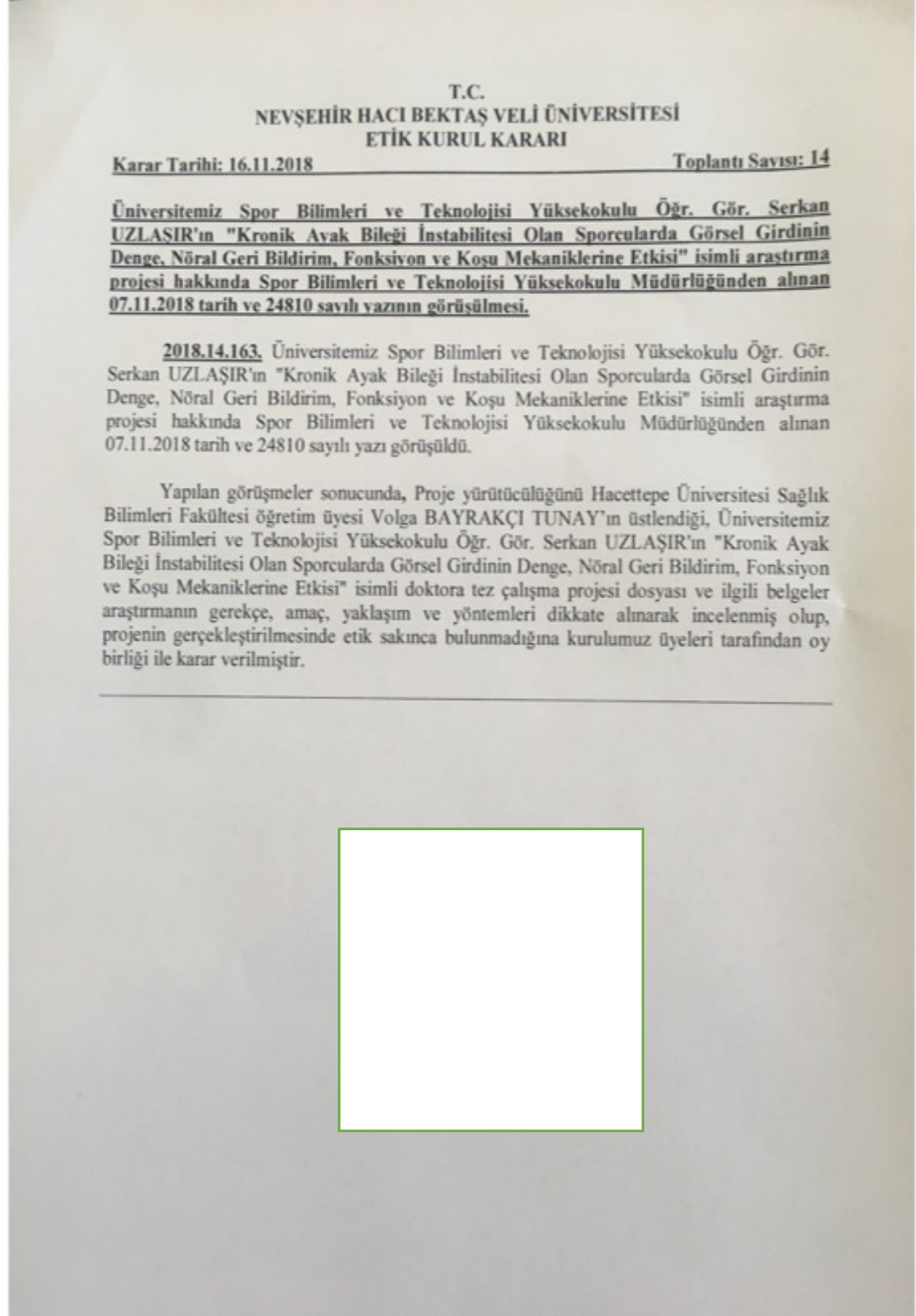
212. 10-20 sistem monopolar elektrot yerleşimi [Internet]. Erişim: 8 Haziran 2021. Available from: https://www.transcranial.com/docs/10_20_pos_man_v1_0_pdf.pdf.
213. Varghese JP, Merino DM, Beyer KB, McIlroy WE. Cortical control of anticipatory postural adjustments prior to stepping. *Neuroscience*. 2016;313:99-109.
214. Pfurtscheller G, Lopes da Silva FH. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*. 1999;110(11):1842-57.
215. Richardson JTE. Eta squared and partial eta squared as measures of effect size in educational research. *Educational Research Review*. 2011(6):135-47.
216. Anguish B, Sandrey MA. Two 4-Week Balance-Training Programs for Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training*. 2018;53(7):662-71.
217. Burcal CJ, Trier AY, Wikstrom EA. Balance Training Versus Balance Training With STARS in Patients With Chronic Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. *Journal of sport rehabilitation*. 2017;26(5):347-57.
218. Ismail FY, Fatemi A, Johnston MV. Cerebral plasticity: Windows of opportunity in the developing brain. *European journal of paediatric neurology : EJPN : official journal of the European Paediatric Neurology Society*. 2017;21(1):23-48.
219. Riemann BL, Caggiano NA, Lephart SMJJoSR. Examination of a clinical method of assessing postural control during a functional performance task. 1999;8(3):171-83.
220. Maneuver J-SJATT. Time to stabilization: a method for analyzing dynamic postural stability. 2003:37.
221. Wikstrom EA, Tillman MD, Smith AN, Borsa PA. A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: the dynamic postural stability index. *Journal of athletic training*. 2005;40(4):305-9.
222. Guiraud T, Labrunée M, Besnier F, Sénard JM, Pillard F, Rivière D, et al. Whole-body strength training with Huber Motion Lab and traditional strength training in cardiac rehabilitation: A randomized controlled study. *Annals of physical and rehabilitation medicine*. 2017;60(1):20-6.
223. Letafatkar A, Nazarzadeh M, Hadadnezhad M, Farivar N. The efficacy of a HUBER exercise system mediated sensorimotor training protocol on proprioceptive system, lumbar movement control and quality of life in patients with chronic non-specific low back pain. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2017;30(4):767-78.
224. Markovic G, Sarabon N, Greblo Z, Krizanac V. Effects of feedback-based balance and core resistance training vs. Pilates training on balance and muscle function in older women: a randomized-controlled trial. *Archives of gerontology and geriatrics*. 2015;61(2):117-23.
225. Bugnariu N, Fung J. Aging and selective sensorimotor strategies in the regulation of upright balance. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2007;4:19.
226. Burcal CJ, Jeon H, Gonzales JM, Faust ME, Thomas AC, Hubbard-Turner TJ, et al. Cortical Measures of Motor Planning and Balance Training in Patients With Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training*. 2019;54(6):727-36.

227. Cruz-Diaz D, Lomas-Vega R, Osuna-Pérez MC, Contreras FH, Martínez-Amat A. Effects of 6 Weeks of Balance Training on Chronic Ankle Instability in Athletes: A Randomized Controlled Trial. *International journal of sports medicine*. 2015;36(9):754-60.
228. Kim E, Choi H, Cha JH, Park JC, Kim T. Effects of Neuromuscular Training on the Rear-foot Angle Kinematics in Elite Women Field Hockey Players with Chronic Ankle Instability. *Journal of sports science & medicine*. 2017;16(1):137-46.
229. Nam SM, Kim WB, Yun CK. Effects of balance training by knee joint motions on muscle activity in adult men with functional ankle instability. *Journal of physical therapy science*. 2016;28(5):1629-32.
230. Youssef NM, Abdelmohsen AM, Ashour AA, Elhafez NM, Elhafez SM. Effect of different balance training programs on postural control in chronic ankle instability: a randomized controlled trial. *Acta of bioengineering and biomechanics*. 2018;20(2):159-69.
231. Lubbe D, Lakhani E, Brantingham JW, Parkin-Smith GF, Cassa TK, Globe GA, et al. Manipulative therapy and rehabilitation for recurrent ankle sprain with functional instability: a short-term, assessor-blind, parallel-group randomized trial. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 2015;38(1):22-34.
232. Song K, Burcal CJ, Hertel J, Wikstrom EA. Increased Visual Use in Chronic Ankle Instability: A Meta-analysis. *Medicine and science in sports and exercise*. 2016;48(10):2046-56.
233. Kroll M, Preuss J, Ness BM, Dolny M, Louder T. Effect of stroboscopic vision on depth jump performance in female NCAA Division I volleyball athletes. *Sports biomechanics*. 2020:1-11.
234. Houweling S, Daffertshofer A, van Dijk BW, Beek PJ. Neural changes induced by learning a challenging perceptual-motor task. *NeuroImage*. 2008;41(4):1395-407.
235. Pollok B, Latz D, Krause V, Butz M, Schnitzler A. Changes of motor-cortical oscillations associated with motor learning. *Neuroscience*. 2014;275:47-53.
236. Solis-Escalante T, van der Cruijssen J, de Kam D, van Kordelaar J, Weerdesteyn V, Schouten AC. Cortical dynamics during preparation and execution of reactive balance responses with distinct postural demands. *NeuroImage*. 2019;188:557-71.
237. Gwin JT, Gramann K, Makeig S, Ferris DP. Electrocortical activity is coupled to gait cycle phase during treadmill walking. *NeuroImage*. 2011;54(2):1289-96.
238. Guerraz M, Bronstein AM. Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Neurophysiologie clinique = Clinical neurophysiology*. 2008;38(6):391-8.
239. Peterson SM, Rios E, Ferris DP. Transient visual perturbations boost short-term balance learning in virtual reality by modulating electrocortical activity. *Journal of neurophysiology*. 2018;120(4):1998-2010.
240. Goh KL, Morris S, Lee WL, Ring A, Tan T. Postural and cortical responses following visual occlusion in standing and sitting tasks. *Experimental brain research*. 2017;235(6):1875-84.
241. McKeon PO, Stein AJ, Ingersoll CD, Hertel J. Altered plantar-receptor stimulation impairs postural control in those with chronic ankle instability. *Journal of sport rehabilitation*. 2012;21(1):1-6.

242. Riemann BL, Myers JB, Stone DA, Lephart SM. Effect of lateral ankle ligament anesthesia on single-leg stance stability. *Medicine and science in sports and exercise*. 2004;36(3):388-96.

8.EKLER

EK 1.Etik Kurul



EK 2.Hasta Onam Formu**İYİ KLİNİK UYGULAMALARI TAAHHÜTNAMESİ****NEVŞEHİR HACI BEKTAŞ VELİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KURULU
BAŞKANLIĞINA**

Bu araştırma süresince Dünya Tıp Birliği (WMA) HELSİNKİ Bildirgesi (ve/veya Dünya Psikiyatri Birliği HAWAII Bildirgesi) İyi Klinik Uygulamaları kurullarına uyacağımızı, beklenmeyen ters bir etki veya bir olay olduğunda, araştırma sırasında çalışma protokolünde değişiklik yapılması gerektiğinde veya araştırma durdurulduğunda derhal yazılı olarak Komisyonunuza bildireceğimizi taahhüt ederiz.

06.11.2018

**ARAŞTIRMAYA KATILANLAR (Diğer)
YÜRÜTÜCÜSÜ**

Adı Soyadı : **İmzası :**
Serkan Uzlaşır

ARAŞTIRMA

Volga Bayrakçı Tunay

EK 3: Fonksiyonel Ayak Bileği İnstabilitesi Tanımlaması**FONKSİYONEL AYAK BİLEĞİ İNSTABİLİTESİ TANIMLAMASI (FABİT)**

Açıklamalar: Bu form, ayak bileği durumunuza kategorize etmek için kullanılacaktır. Sağ ve sol ayak bilekleri için ayrı birer form kullanılmalıdır. Lütfen formun tamamını doldurunuz ve bir sorunuz olursa lütfen ilgiliye sorunuz. Katılımınız için teşekkür ederiz.

Aşağıdaki bildirim lütfen dikkatlice okuyunuz:

“İnstabilite” eklemlerimizdeki bağların zayıflığı, gevşemesi veya yaralanması sonucu eklemden oluşan aşırı hareket hali ve dengesizliğidir.

“Boşalma Hissi” birinin ayak bileğindeki geçici kontrolsüz instabilite ya da dönme hissidir.

Bu formu SAĞ/SOL ayağım (hangisiyse daire içine alın) için dolduruyorum.

- 1) Yaklaşık olarak ayağınızı kaç kere burkmuşsunuzdur? _____
- 2) Ayak bileğinizi en son ne zaman burktunuz?
 Asla >2 yıl 1-2 yıl 6-12 ay 1-6 ay < 1 ay
- 3) Bir spor fizyoterapistine, doktora ya da sağlık uzmanına görünmüşseniz, en ciddi ayak bileği burkulmanız nasıl kategorize edilmiştir?
 Birine gösterilmedi Hafif (Derece I) Hafif (Derece II) Hafif (Derece III)
- 4) Ayak bileği burkulması sonucunda koltuk değneği ya da diğer bir gereç kullanmışsanız, süresi nedir?
 Kullanmadım 1-3 gün 4-7 gün 1-2 hafta 2-3 hafta
 > 3 hafta
- 5) En son ne zaman ayak bileğinizde **“boşalma hissi”** ortaya çıktı?
 Asla >2 yıl 1-2 yıl 6-12 ay 1-6 ay < 1 ay
- 6) Ne sıklıkta ayak bileğinizde **“boşalma hissi”** ortaya çıktı?
 Asla Yılda bir Ayda bir Haftada bir Günde bir
- 7) Tipik olarak ayak bileğiniz dönme (veya burkulmaya) başladığında kontrol edebildiniz mi?
 Hiç dönmedi Hemen Bazen Kontrol edilmedi
- 8) Tipik olarak ayak bileğinizin dönmesi sonrasında ne kadar süre sonra “normale” döndü?
 Hiç dönmedi Hemen <1 gün 1-2 gün > 2 gün
- 9) “Günlük Yaşam aktiviteleri” sırasında ne sıklıkta bileğinizde **İNSTABİLİTE** hissedersiniz?
 Asla Yılda bir Ayda bir Haftada bir Günde bir
- 10) “Spor ya da eğlence aktivitelerinde” ne sıklıkta bileğinizde **İNSTABİLİTE** hissedersiniz?
 Asla Yılda bir Ayda bir Haftada bir Günde bir

EK 4 : Ayak ve Ayak Bileği Kullanılabilirlik Ölçüsü

AYAK VE AYAK BİLEĞİ KULLANILABİLİRLİK ÖLÇÜSÜ

Lütfen her soruya geçtiğimiz haftaki durumunuzu en iyi tanımlayan durumu işaretleyiniz. Eğer soruda sorulan aktiviteyi ayak ve ya ayak bileği dışındaki başka bir neden kısıtlıyorsa uygulanamaz olarak işaretleyiniz.

	Hiç zor değil	Hafif zor	Orta derece zor	Aşırı zor	Yapamıyo- Uygulanamaz
Ayakta durmak	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Düz zeminde yürümek	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Düz zeminde ayakkabısız yürümek	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Yokuş yukarı çıkmak	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Yokuş aşağı inmek	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Merdiven çıkmak	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Merdiven inmek	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Düz olmayan zeminde yürümek	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Kaldırından inip- kaldırma çıkmak	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Çömelme	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ayak parmakları üzerinde durmak	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Yürümeye başlamak	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5 dakika ya da daha az yürümek	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
10 dakika kadar yürümek	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
15 dakika ve ya daha uzun yürümek	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Ayak veya ayak bileği ağrısı yüzünde aşağıdakileri yaparken ne kadar zorluk çekiyorsunuz?

	Hiç zor değil	Hafif zor	Orta derece zor	Aşırı zor	Yapamıyo- Uygulanamaz
Ev işleri	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Günlük yaşam aktiviteleri	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Kişisel bakım	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Hafif-orta düzeyde işler (ayakta durmak, yürümek)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ağır işler (itme/çekme, tırmanma, taşıma)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Rekreatif (eğlence ve sosyal) aktiviteler	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Eğer ayak ve ya ayak bileği problemi yaşamadan önceki durumunuza 100 puan verseniz, hiç ayak ve ya ayak bileği hareketi yapamamaya da 0 verseniz, şu anki durumunuza 100 üzerinden kaç puan verirsiniz?

...%100

Ayak ve ayak bileği problemi yüzünden aşağıdaki aktiviteleri yaparken ne kadar zorluk çekiyorsunuz?

	Hiç zor değil	Hafif zor	Orta derece zor	Aşırı zor	Yapamıyo- Uygulanamaz
Koşmak	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Zıplamak	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Adama	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Harekete aniden başlayıp durabilme	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Makaslama ve yana doğrultulu hareketleri	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Düşük seviyeli aktiviteler	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Normal teknikinizle aktiviteleri yapabilme	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sevdiğiniz sporu istediğiniz kadar yapabilme	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Eğer ayak ve ya ayak bileği problemi yaşamadan önceki sportif durumunuza 100 puan verseniz, hiç ayak ve ya ayak bileği hareketi yapamamaya da 0 verseniz, şu anki sportif durumunuza 100 üzerinden kaç puan verirsiniz?

...%100

Genel olarak şu anki fonksiyonunuzu nasıl değerlendirirsiniz?

Normal Normale Yakın Anormal Ciddi Anormal

EK 5.Orjinallik Ekran Çıktısı

Turnitin Orjinallik Raporu


İşleme kondu: 10-Haz-2021 23:14 +03
 NUMARA: 160425123
 Kelime Sayısı: 12530
 Gönderildi: 2

Benzerlik Endeksi		Kaynağa göre Benzerlik	
%5		İnternet Sources:	%3
		Yayımlar:	%2
		Öğrenci Ödevleri:	N/A

serkan Uzlaşır Doktora Tez Son teslim Serkan Uzlaşır tarafından

2% match (21-Ara-2019 tarihli internet) http://openaccess.hacettepe.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/11655/16104/BEERRAK%20Y%4b0%4%9e%4%b0T.pdf?isAllowed=y&sequence=1
1% match (yayımlar) Serkan Uzlaşır, Kamile Y. Özdiraz, Osman Dağ, Volga B. Tunay, "The effects of stroboscopic balance training on cortical activities in athletes with chronic ankle instability", <i>Physical Therapy in Sport</i> , 2021
< 1% match (21-Şub-2020 tarihli internet) http://openaccess.hacettepe.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/11655/8586/10233194.pdf?isAllowed=y&sequence=1
< 1% match (11-May-2021 tarihli internet) http://openaccess.hacettepe.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/11655/22311/Tez%20Asl%4b1%20Melek.pdf?isAllowed=y&sequence=1
< 1% match (07-May-2019 tarihli internet) http://www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/11655/1718/963cd67e-1489-4da2-aaeb-a2640978a45e.pdf?isAllowed=y&sequence=1
< 1% match (15-Tem-2019 tarihli internet) http://www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/11655/1642/f6dc464d-a9f7-4e96-9e8c-a6c3ee50f779.pdf?isAllowed=y&sequence=1
< 1% match (15-Tem-2019 tarihli internet) http://www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/11655/1682/965c0c2b-384f-4113-9289-05a162150218.pdf?isAllowed=y&sequence=1
< 1% match (14-Haz-2019 tarihli internet) http://www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/11655/1717/910f63ee-3eca-48cd-91cd-21dd2f1af149.pdf?isAllowed=y&sequence=1
< 1% match (26-Oca-2021 tarihli internet) http://burkunturizm.com/duyuru/burkon/82/SBK2019.pdf
< 1% match (yayımlar) Chinn, Lisa, Jay Dicharry, and Jay Hertel, "Ankle kinematics of individuals with chronic ankle instability while walking and jogging on a treadmill in shoes", <i>Physical Therapy in Sport</i> , 2013.

EK 6.Dijital Makbuz



Dijital Makbuz

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

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen:	Serkan Uzlaşır
Ödev başlığı:	SERkan Uzlaşır Doktora Tez Son teslim
Gönderi Başlığı:	seRkan Uzlaşır Doktora Tez Son teslim
Dosya adı:	SERKAN_UZLA_IR.TURN_T_N.BASIMA.docx
Dosya boyutu:	3.51M
Sayfa sayısı:	69
Kelime sayısı:	12,530
Karakter sayısı:	87,479
Gönderim Tarihi:	10-Haz-2021 11:14PM (UTC+0300)
Gönderim Numarası:	1604255123

Copyright 2021 Turnitin. Tüm hakları saklıdır.

9.ÖZGEÇMİŞ

