



T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
SPOR HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

SAĞLIKLI BİREYLERDE AYAK BİLEĞİ EVERTÖR VE DORSAL
FLEKSÖR KAS GRUPLARINA YÖNELİK ELEKTROMYOSTİMULASYON
UYGULAMASININ KAS REAKSİYON ZAMANI VE PROPRIOSEPSİYON
ÜZERİNE ETKİLERİ

Dr. Osman İLHAN

UZMANLIK TEZİ

BURSA – 2018



**T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
SPOR HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI**

**SAĞLIKLI BİREYLERDE AYAK BİLEĞİ EVERTÖR VE DORSAL
FLEKSÖR KAS GRUPLARINA YÖNELİK ELEKTROMYOSTİMULASYON
UYGULAMASININ KAS REAKSİYON ZAMANI VE PROPRIOSEPSİYON
ÜZERİNE ETKİLERİ**

Dr. Osman İLHAN

UZMANLIK TEZİ

Danışman: Prof. Dr. Bedrettin AKOVA

BURSA – 2018

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
Özet.....	iii
İngilizce Özet.....	v
Giriş.....	1
Gereç ve Yöntem.....	7
1. Katılımcılar.....	7
1.1. Katılımcıların Testlere Hazırlanması ve Çalışma Planı	7
2. Ön Testler.....	10
2.1. Yıldız Denge Testi.....	10
2.2. İzometrik Kuvvet Testi.....	11
2.3. Proprioepsiyon Testleri.....	12
2.3.1. Eklem Pozisyon Hissi Testi.....	12
2.3.1.1. Pasif Eklem Pozisyon Hissi Testi.....	12
2.3.1.2. Aktif Eklem Pozisyon Hissi Testi.....	13
2.3.2. Kinestezi Testi.....	14
2.4. Elektromyografik (EMG) Ölçümler.....	15
2.4.1. EMG Ölçümleri İçin Hazırlık.....	15
2.4.2. İnverson Simulasyon Platformu.....	15
2.4.3. EMG Ölçümleri ve Kas Reaksiyon Zamanı.....	16
3. Elektrostimülasyon Programı.....	19
4. İstatistiksel Analiz.....	20
Bulgular.....	22
Tartışma ve Sonuç.....	31

Kaynaklar.....	53
Teşekkür.....	63
Özgeçmiş.....	64



ÖZET

Bu çalışmada sağlıklı bireylerde tibialis anterior (TA) ve peroneus longus (PL) kaslarına yönelik uygulanan iki farklı elektromyostimülasyon protokolünün sensorimotor kontrol üzerine etkilerini araştırmayı amaçladık.

Otuz altı sağlıklı rekreasyonel sporcu rastgele olacak şekilde standart elektromyostimülasyon (SE) (n = 13), kişisel elektromyostimülasyon (akım genişliği reaksiyon zamanına göre hesaplandı) (KE) (n = 13) ve kontrol (n = 10) gruplarına ayrıldı. SE ve KE gruplarına 6 hafta, haftada 3 gün, günde 20 dakika olacak şekilde yapılan elektrostimülasyon uygulaması PL ve TA kasları üzerine gelecek şekilde uygulandı. Katılımcılara ön testler olarak inversiyon yönünde 10° ve 20°, plantarfleksiyon yönünde ise 15° ve 30° açılarda aktif ve pasif eklem pozisyon hissi testleri, kinestezi testi, plantarflexor, dorsalflexor, invertor ve evertor kaslara yönelik izometrik kuvvet testi, 15° ve 30° ani inversiyon simülasyon platformunda nötral ve plantarfleksiyon pozisyonlarında kas reaksiyon zamanı ölçümleri ve yıldız denge testi ile dinamik denge ölçümü yapılmıştır. 6 haftalık elektrostimülasyon sonrasında testler tekrarlanmıştır.

Elektrostimülasyon sonrasında her iki elektrostimülasyon grubunda plantarfleksiyonda peroneus longus ve tibialis anterior kas reaksiyon zamanlarında anlamlı bir kısalma ($p<0.01-0.001$) ve yıldız denge testinde dinamik dengede anlamlı bir artış ($p<0.05-0.001$) gösterilirken elektrostimülasyon grupları arasında fark saptanmadı ($p>0.05$). Aynı zamanda eklem pozisyon hissi, kinestezi ve izometrik kuvvet değerlerinde anlamlı bir farka rastlanmadı ($p>0.05$)

Bu çalışma ile, dorsiflexor ve evertor kasların elektromyostimülasyonunun kas reaksiyon süresi ve dinamik dengeye olumlu etkiler yaptığı ortaya konmuştur. Sonuç olarak, sağlıklı ve fonksiyonel ayak bileği instabilitesi olan bireylerin ayak bileği yaralanmalarından korunması için rehabilitasyon programlarına elektrostimülasyonun eklenmesinin faydalı olacağını söylemek mümkündür.

Anahtar kelimeler: ayak bileği instabilitesi, elektromyostimulasyon, kas reaksiyon zamanı, elektromyografi, denge.



SUMMARY

Effects of electromyostimulation application of ankle evertor and dorsal flexor muscle groups on muscle reaction time and proprioception in uninjured ankles

The aim of this study was to investigate the effects of two different electromyostimulation protocols for the tibialis anterior (TA) and peroneus longus (PL) muscles on sensorimotor control in uninjured ankles.

Thirty-six healthy recreational athletes were randomly divided into standard electromyostimulation (SE) (n=13), personal electromyostimulation (pulse width was calculated according to reaction time) (PE) (n=13) and control (n=10) groups. Electrostimulation to SE and PE groups was performed for 6 weeks, 3 days in a week, 20 minutes in a day. Stimulation was administered for TA and PL muscles. Firstly, they were tested for active and passive position sense of ankle inversion at 10° and 20° and plantarflexion at 15° and 30°, kinesthesia, isometric strength of ankle plantarflexor, dorsalflexor, invertor ve evertor muscles, muscle reaction times of peroneus longus and tibialis anterior on the sudden inversion platform to 15° and 30° at neutral and plantarflexion and dynamic balance test with star excursion balance test. All tests were repeated after 6 week of electromyostimulation.

After electrostimulation in both of electrostimulation groups, it was shown that muscle reaction times of peroneus longus and tibialis anterior at 15° and 30° at plantarflexion were significantly shortened ($p < 0.01-0.001$) and in star excursion balance test dynamic balance was significantly developed ($p < 0.05-0.001$) but there was no significant difference between electrostimulation groups ($p > 0.05$). Meanwhile there was no significant difference in joint position sense, kinaesthesia and isometric strength ($p > 0.05$).

With this study it is shown that electromyostimulation of the dorsalflexor and evertor muscles has positive effects on muscle latency time and dynamic balance. According to the present study it is possible to state that electrostimulation can be added to rehabilitation program for the people healthy or Functional Ankle Instability.

Key words: ankle instability, electromyostimulation, muscle reaction time, electromyography, balance.



GİRİŞ

Ayak bileği burkulmaları spor yaralanmaları içinde en sık görülen yaralanmalardan biridir. Ayak bileği burkulmaları, İngiltere’de acil servis başvurularının %3-5’lik bir kısmını oluştururken (1), Amerika Birleşik Devletleri (ABD) kolej sporcularında tüm spor yaralanmaları içinde ise %15’lik bir görülme sıklığı ile ilk sırada yer almaktadır (2). Tüm ayak bileği yaralanmalarının %84’ünü ayak bileği burkulmaları oluşturmaktadır (3). Futbol, basketbol, voleybol, jimnastik, korumalı futbol ve tenis gibi ani yön değiştirmelerin yapıldığı ve sıçrama hareketlerinin olduğu sporlarda ayak bileği burkulması en sık görülen yaralanmadır (4). ABD’de her bir ayak bileği burkulmasının sağlık sistemine maliyetinin kişi başı yaklaşık 168 Amerikan doları olduğu belirtilmektedir (5). Bunun yıllık maliyeti ise yaklaşık 2 milyar dolara ulaşmaktadır (6).

Büyük bir çoğunluğunun inversiyon tipi yaralanmaların oluşturduğu ayak bileği burkulmalarının mekanizması incelendiğinde; ayak bileğinin plantarfleksiyonda olması, subtalar eklem inversiyonu ile ayak ve zemin temas noktasının subtalar aksa göre mediale kayması temel neden olarak gözükmektedir (7). Ayak bileği burkulması sayısının büyüklüğünün yanı sıra, ayak bileği burkulmalarının uzun vadeli sonuçları olabileceğine dair bir çok kanıt vardır. İnversiyon tipi ayak bileği burkulması geçiren hastalardan %74’ü burkulma sonrası 1.5-4 yıl arasında kalıcı semptomların devam ettiğini bildirmişlerdir (8). Akut ayak bileği burkulması sonrası 1 yıl içerisinde tekrar ayak bileği burkulma riskinin 2 kat arttığı belirtilmektedir (5). Tekrarlayan ayak bileği burkulmalarının altında yatan etken fonksiyonel ayak bileği instabilitesidir ve instabilitenin temelinde ise propriyoseptif yetersizlikler, ağrı ve kas zayıflığı rol oynamaktadır (9-11).

Propriosepsiyon; eklem kapsülü, bağlar, kaslar, tendonlar ve ciltte yer alan mekanoreseptörler aracılığı ile santral sinir sistemine olan kümülatif nöral bilgi girişi ile sağlanan eklem ve ekstremitenin pozisyon algısı olarak tanımlanmaktadır (12,13). Propriosepsiyon uygun afferent ve efferent

sinyalizasyona dayanır ve ayak bileği stabilitesi ve yaralanmanın önlenmesinde önemli rol oynamaktadır (14,15). İlk olarak Freeman ve Wyke (16) tarafından yaralanma sonrası eklem mekanoreseptörlerinin kısmi afferent ileti kaybına uğradıkları düşüncesi ortaya atılmış ve bunun kronik ayakbileği instabilitesinde anahtar rolü oynadığı ifade edilmiştir. Garn ve Newton (10) ve Lentell ve ark. (17) kinestezi üzerine yaptıkları çalışmada sağlam taraf ile karşılaştırıldığında ayak bileği instabilitesi olan tarafın kinestezi duyusunun azaldığını saptamışlardır. Munn ve ark (18) tarafından yapılan bir meta-analiz sonucuna göre, aktif ve pasif eklem pozisyon hissi algılamada, kronik instabilitesi olan kişilerde bozulma olduğu gözlemlenmiştir. Leanderson ve ark. (19) ve Tropp (20) ayak bileği burkulan kişilerde burkulmayan kişilere göre daha geniş bir postür salınımı olduğunu belirtmektedirler. Arnold ve ark. (21) tarafından yapılan metaanalizde, ayak bileğinin statik ve dinamik dengesinde kronik ayak bileği instabilitesi olan kişilerde önemli ölçüde bozulmalar olduğu saptanmıştır. Löfvenberg ve ark. (22) ve Vaes ve ark. (23) kronik ayak bileği instabilitesi olan kişilerde EMG ile peroneal reaksiyon zamanını ölçtüklerinde sağlam kişilere göre reaksiyon zamanının daha uzun olduğunu saptamışlardır. Willems ve ark (24) uzamış kas reaksiyon zamanının ayak bileği burkulma riskini artırdığını ve reaksiyon zamanını kısaltmanın koruyucu önlemler arasında yer alabileceğini ifade etmektedirler. Kronik fonksiyonel ayak bileği instabilitesi olan bireylerde propriyosepsiyon bileşenlerini test eden bu çalışmaların sonuçları, tekrarlayan ayak bileği burkulmalarının propriyosepsiyon üzerine olumsuz etki gösterdiğini ve propriyosepsiyon duyusunun geliştirilerek eklem stabilitesi ve tekrarlayan yaralanmaların önüne geçilebileceğini ortaya koymaktadır.

Fonksiyonel ayak bileği instabilitesi (FAİ) ile ayak bileği kuvveti arasında çelişkili sonuçlar bulunmaktadır. Bazı çalışmalar evertör (20,25-27), invertör (28-31) ve plantar fleksör (32-35) kas gruplarındaki güçsüzlüğün FAİ oluşumunda önemli bir yere sahip olduğunu ortaya koymuştur. Ancak bazı araştırma sonuçlarına göre (36-38) FAİ hastalarında herhangi bir kuvvet farkı bulunamamıştır. Literatürde eklem stabilitesini sağlayan en önemli faktör antagonist kas gruplarının koordineli aktivasyonudur (39-41). Konradsen ve

ark. (42) özellikle inversiyon tipi burkulmalarda ani bir inversiyon kuvvetine karşı yeteri kadar hızlı ve kuvvetli karşı koyma ile eklem stabilitesinin sağlanabileceğini belirtmişlerdir. Bu bilgiler ışığında, her ne kadar ayak bileği kaslarında kuvvet kaybı ile ilgili çelişkili bulgular olsa da, akut ve kronik ayak bileği burkulmalarının rehabilitasyon programlarında ayak bileği evertör kaslarına yönelik kuvvetlendirme egzersizlerine yer verilmiştir (41). Kim ve ark (43) sık tekrarlayan ayak bileği burkulmalarını engellemek için evertör kaslara kuvvet çalışmasının yanında propriyoseptif antrenmanların da eklenmesi gerektiğini ifade etmektedirler. Sekir ve ark. (30) fonksiyonel ayak bileği instabilitesi olan sporcularda ayak bileği invertör ve evertör kas gruplarına yönelik 6 hafta süre ile konsentrik modda izokinetik bir egzersiz programı uygulamışlar ve propriyosepsiyonun bir göstergesi olan eklem pozisyon hissinde olumlu bir gelişmenin olduğunu göstermişlerdir. Keles ve ark (44) yaptığı bir çalışmada sağlıklı kişilere, evertör ve dorsifleksör kas gruplarına yönelik uygulanan 6 haftalık kombine eksentrik ve konsentrik izokinetik egzersizin, propriyosepsiyonun bir göstergesi olan peroneal ve tibialis anterior kaslarının reaksiyon zamanında anlamlı bir iyileşme sağladığı bildirilmiştir. Osborne ve ark. (45) FAİ olan sporcularda 8 hafta boyunca sadece denge tahtası ile egzersiz uygulaması sonucunda tibialis anterior kası reaksiyon zamanında anlamlı bir iyileşme bulmuşlardır. 4 haftalık nöromusküler kontrol egzersizi ve thera-band egzersizlerinin uygulandığı bir çalışmanın sonucunda ayak bileği izokinetik kuvvet değerlerinde, fonksiyonel durumda ve yıldız denge testi değerlerinde anlamlı iyileşme olduğu bulunmuştur (46).

Eklem stabilitesini arttırmaya yönelik yapılan, kuvveti ve propriyosepsiyonu geliştiren egzersiz tiplerinin hangi mekanizmalar üzerinden etkili olduğu ve hangi tip egzersizlerin daha yararlı olduğu konusu halen tartışmalıdır (12). Özellikle kasta lokalize kas içiği ve tendonda yer alan golgi tendon organı eklem propriyosepsiyonuna ciddi katkılar sağlamaktadır (12,13). Eklem ligamentlerine ve kapsülüne lokal anestezi enjeksiyonu ile duyusal sinir blokajı yapılan çalışmalarda ayak bileği propriyosepsiyon duyusunun belirgin bir şekilde etkilenmediği bulunmuştur (47,48). Bu bulgu eklem dinamik stabilizatörlerinin özellikle peroneal kasların ne denli önemli

olduğunu göstermektedir. Burkulma esnasında inversiyon stresine plantar fleksiyon da eşlik ettiğinde ise tibialis anterior kası da önem kazanmaktadır (49). Bahsedilen kuvvet ve nöromusküler kontrol egzersizlerinin eklem etrafındaki kasların gerilimlerini arttırarak, kas içiği duyarlılığının arttırılmasını ve bu sayede propriyosepsiyonun gelişmesini sağladığını daha önceki genel literatür bilgilerinden anlaşılmaktadır (12,50).

Son dönemde egzersizin propriyosepsiyon üzerine olan bu olumlu etkilerinin kutanöz stimülasyon yöntemleriyle de sağlanıp sağalanamayacağı ile ilgili çalışmalar görülmektedir. Pavailler ve ark. (51) peroneal tendonlar üzerine vibrasyon ile kutanöz stimülasyon uygulamışlar ve sonucunda ayak bileği propriyosepsiyon değerlerinde gelişmeler gözlemlemişlerdir. Yu ve ark. (52) yürüme esnasında tibialis anterior ve triceps surae kaslarına vibrasyon ile stimülasyon uyguladıkları hastalarda kontrol grubuna göre yürüme esnasında postürel salınım ve denge ölçütlerinde iyileşme saptamışlardır. Ancak Pereira ve ark. (53) genç erişkinlerde tibialis anterior, rektus femoris ve trapezius kasları üzerine vibrasyon ile stimülasyon yaptıkları çalışmanın sonucunda, vibrasyonun genel vücut propriyosepsiyon testlerinden olan yürüme kalkma testi üzerine herhangi bir etkisi bulunamamıştır. Yoshida ve ark. (54) FAİ olan kişilerde sadece denge çalışması veya denge çalışması ile birlikte peroneus communis sinirini TENS ile yüzeysel olarak uyarılmışlar ve akut olarak iki grubu tek ayak sıçrama testleri ile karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda TENS ile birlikte denge egzersizi yapan grubun tek ayak sıçrama testi sırasında reaksiyon hızının arttığını ve postürel salınımda düzelmeler olduğunu gözlemlemişlerdir. Hwang ve ark (55) kronik stroke hastalarını dahil ettiği çalışmada tibialis anterior kasına yapılan tilt sensörlü elektrostimülasyon protokolünün, placebo elektrostimülasyona göre denge ve yürüme testlerinde anlamlı bir şekilde iyileşme sağladığını bulmuşlardır. Borel ve Ribot-Ciscar (56) sağlıklı katılımcıları dahil ettiği çalışmada, elektrostimülasyona benzer bir etkisi olan kutanöz vibrasyonu tibialis anterior ve gastroknemius -soleus tendonlarına uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda vibrasyonun başlangıca göre statik denge üzerine pozitif etkileri olduğu ifade edilmektedir. Kim ve ark. (57) hemiparezi hastalarını dahil ettiği çalışmada yürüyüş sırasında gluteus

medius ve tibialis anterior kaslarına elektrostimülasyon uygulaması yapmışlar ve yürüyüş paterninde kontrol grubuna göre anlamlı iyileşmeler saptamışlardır. Kim ve ark.'nın (58) stroke geçiren hastaları dahil ettiği çalışmada 6 hafta boyunca ayak bileğine yönelik nöromusküler egzersizlerle birlikte nervus peronealis communis üzerine yüzeysel olarak elektro stimülasyon uygulaması sonucunda denge testlerinde anlamlı iyileşmeler gözlenmiştir. Magalhaes ve ark. (59) sağlıklı gönüllüler üzerinde yaptığı tibialis anterior ve triceps surae'ye yönelik uygulanan hissedilmeyecek düzeydeki elektronik vibrasyon stimülasyonunun postürel salınım üzerine olumlu etkiler yaparak denge problemi olanlarda kullanılabileceği sonucuna varmıştır. Amiridis ve ark. (60) ileri yaştaki hastaları dahil ettiği çalışmasında 4 hafta süreyle tibialis anterior kasına elektrostimülasyonla eş zamanlı olarak izometrik kasılmalar yaptırılmıştır. Çalışmanın sonucunda kontrol grubuna göre postürel salınımda ve denge testlerinde anlamlı bir iyileşme saptanmıştır. Park ve ark. (61) kronik stroke hastalarında 6 hafta boyunca bir gruba eklem hareket açıklığı ve fonksiyonel egzersizlerle birlikte gastrocnemius ve quadriceps kaslarına TENS uygulaması diğer gruba eklem hareket açıklığı ve fonksiyonel egzersizle birlikte placebo TENS uygulaması yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda egzersizle birlikte TENS uygulaması yapılan grupta placebo grubuna göre statik ve dinamik denge parametrelerinde anlamlı bir iyileşme gözlenmiştir. Tyson ve ark. (62) stroke hastalarına tüm ayağı kapsayacak şekilde iletken bir çorap aracılığıyla TENS uygulaması yapılmış ve sonucunda denge, plantarflexör kuvvet ve eklem pozisyon hissinde anlamlı iyileşmeler bulunmuştur.

Literatüre baktığımızda kutanöz elektrostimülasyon uygulamalarının özellikle stroke hastaları üzerinde denge ve postürel salınım üzerine etkilerinin araştırıldığı çalışmaları görülmektedir. Genelde bireye özgü olmayan standart elektromyostimülasyon protokollerinin uygulandığı söylenebilir. Ancak yapılan literatür taramasında uzun dönem elektrostimülasyon uygulamasının, ayak bileği yaralanma riski yüksek bir grup olan sporcularda, sensorimotor kontrol göstergelerden kas reaksiyon zamanını etkileyerek ayak bileği

yaralanmalarının önlenmesi üzerine yapılan ve kişiye özel elektrostimülasyon uygulamalarının araştırıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu bilgiler ışığında planlanan bu çalışmada sağlıklı bireylerde ayak bileği evertör ve dorsal fleksör kas gruplarına yönelik standart ve kişisel fonksiyonel elektrostimülasyon uygulamalarının kas reaksiyon zamanı, denge, proprioepsiyon parametreleri ve kuvvet üzerine etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır.



GEREÇ VE YÖNTEM

1. Katılımcılar

Bu tez çalışmasına 18-35 yaşları arasında, sağlıklı ve rekreasyonel düzeyde spor yapan 36 katılımcı (ortalama yaş 22.8 ± 3.7 , ortalama boy 177.0 ± 7.0 cm, ortalama kilo 76.1 ± 11.1 kg) gönüllü olarak katılmıştır. Çalışmaya katılmaya aday olan tüm gönüllülere yapılacak işlemler ve muhtemel yan etkiler detaylı olarak anlatılmış, gönüllü olarak katılmaya onay verdiklerini belirttikleri Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Tıbbi Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 13 Nisan 2017 tarih ve 2017-5/20 no'lu karar ile onaylanmış "Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu" imzalatılmıştır. Çalışmaya katılım için aday olan gönüllüler çalışma öncesi dahil edilme ve dışlanma kriterleri açısından ayrıntılı şekilde anamnezleri alınıp, fizik muayeneleri yapılmıştır. Katılımcılar arasında sık tekrarlayan ayak bileği burkulması ve ayak bileğinde "güvensizlik hissi" olanlar veya fizik muayenede ayak bileği instabilite bulguları olanlar, son 6 ay içinde majör alt ekstremitte yaralanması veya travmatik ayak bileği burkulması geçirenler, nörolojik veya vestibüler hastalık öyküsü olanlar, alt ekstremitte cerrahisi geçirenler ve testler sırasında alt ekstremitede kas yorgunluğu ve kas ağrısı olan katılımcılar çalışma dışında bırakılmıştır. Çalışmaya dahil edilen 36 katılımcı randomize olarak, standart elektrostimülasyon (n=13), kas reaksiyon zamanına özgü elektrostimülasyon (n=13) ve kontrol (n=10) gruplarına ayrılmıştır. Çalışmaya dahil edilen 36 katılımcının ön testleri yapıldıktan sonra, katılımcılardan mühürlü bir zarf seçmeleri istenmiştir ve böylece gruplara randomize edilmişlerdir.

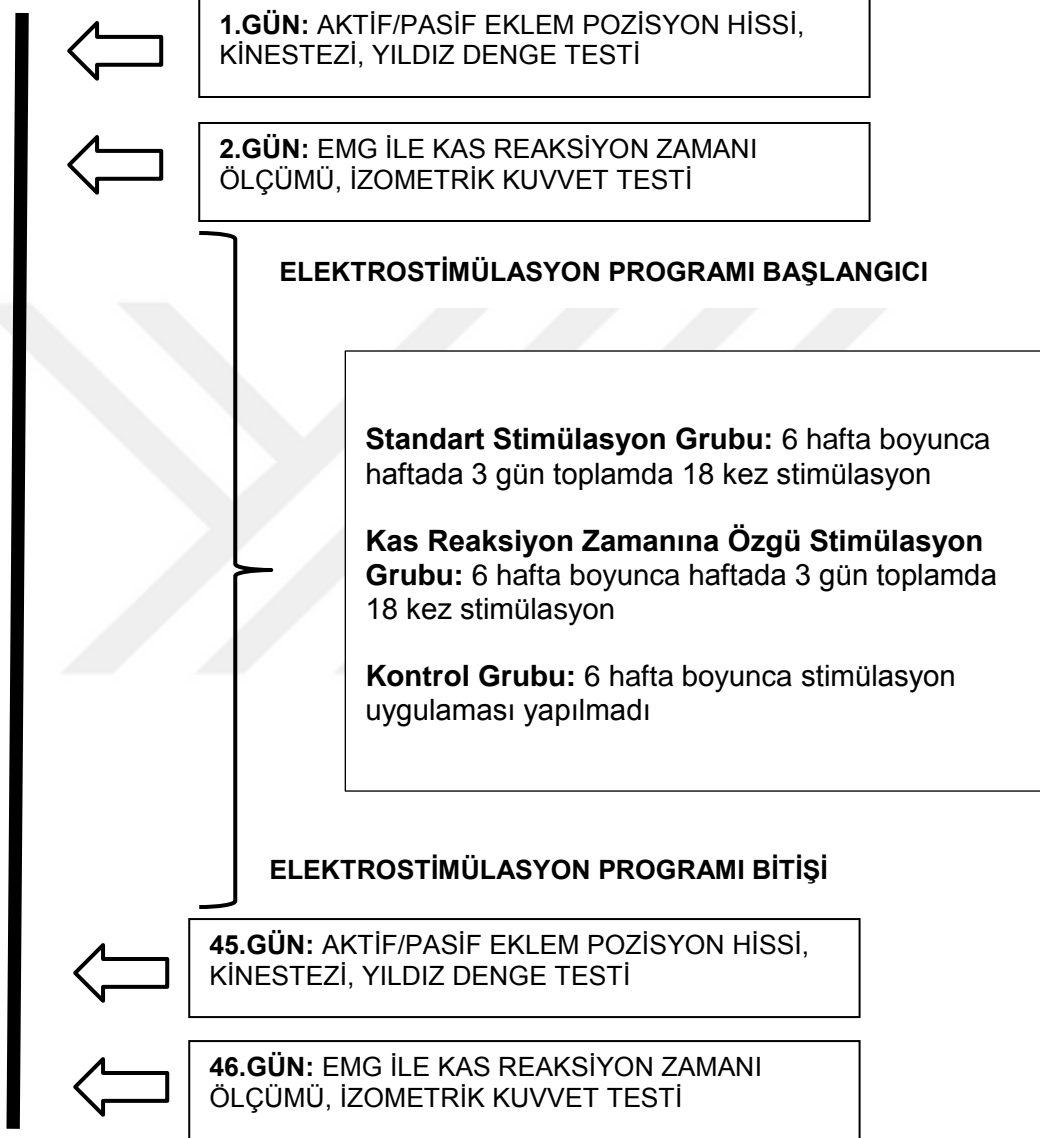
1.1. Katılımcıların Testlere Hazırlanması ve Çalışma Planı

Testlerin tamamı Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Spor Hekimliği Anabilim Dalı Egzersiz Laboratuvarı'nda yapılmıştır. Sirkadien ritmin sonuçlar üzerindeki olası etkilerini önlemek amacıyla testler öğleden sonra 14:00-18:00 saatleri arasında gerçekleştirilmiştir. Yapılan testleri

etkilememesi açısından katılımcılardan test günleri alkol ve ilaç kullanmamaları ve yorucu egzersizlere katılmamaları istenmiştir. Çalışmaya başlamadan önce katılımcıların boy ve kiloları ölçülmüş ve dominant ekstremiteleri belirlenmiştir. Dominant ekstremitelere topa hangi ayakla vurdukları sorgulanarak belirlenmiştir. Katılımcılar testlerin birbirlerini etkilememesi için 2 farklı günde testlere çağırılmıştır. İlk gün invertör-evertör kasların ve plantarfleksör-dorsifleksör kasların propriosepsiyon testleri (pasif ve aktif eklem pozisyon hissi testleri, kinestezi testleri) ve yıldız denge testleri, 2. gün ise EMG ile kas reaksiyon zamanı ölçümü sonrasında izokinetik dinamometre ile izometrik kuvvet testi ölçümü (ayak bileği invertör, evertör, dorsifleksör ve plantarfleksör kaslara yönelik) yapılmıştır. Kuvvet testlerinin propriosepsiyon ölçümleri üzerine muhtemel olumsuz etkisinden kaçınmak amacıyla kuvvet testleri tüm testlerin en sonunda yapılmıştır. Ölçümler dominant bacakta yapılmıştır. İlk ölçümlerden sonra elektrostimülasyon grubunda olan katılımcılar 6 hafta süre ile haftada 3 gün olacak şekilde dominant bacak ayak bileği evertör ve dorsifleksör kas grubuna yönelik 20 dakikalık elektrostimülasyon uygulanmıştır. Kontrol grubunda olan katılımcılar ise bu süreçte normal günlük aktivitelerine devam ettiler. 6 haftalık periyodun sonunda ise her 3 gruptaki katılımcılara 2 farklı günde testler aynı şekilde tekrarlanmıştır. (Şekil-1)

0. GÜN

FİZİK MUAYENE, DAHİL ETME/DIŞLAMA
KRİTERLERİ DEĞERLENDİRMESİ, FİZİKSEL
ÖLÇÜMLER, AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU



Şekil-1: Çalışma düzeni.

2. Ön Testler

2.1. Yıldız Denge Testi

Yıldız denge testi tek bacak dinamik dengeyi değerlendirmek amacıyla uygulanmıştır. Bu test için katılımcılar 45 derece açılarla yapıştırılmış, her birinin uzunluğu 240 cm olan 8 bant ile oluşturulan yıldız şeklindeki düzeneğin merkezinde durmuşlardır. Ölçümün standart olması açısından katılımcıların elleri dominant ayağın sagittal planda metatarsofalangeal eklemi orta hatta, koronal planda ise ayak 3. falanksı orta hatta olacak şekilde yerleştirilmiştir. Dominant ayak yerde iken ve her iki el aynı taraf crista iliaca üzerinde gövde ile bitişikken, non-dominant ayak ile sırasıyla anterior, anteromedial, medial, posteromedial, posterior, posterolateral, lateral ve anterolateral yönlere birer kez uzanmaları istenmiştir (Şekil-2). Katılımcılardan non-dominant taraf ile uzanabildikleri en uzak noktaya hafifçe dokunmaları istenmiştir. Katılımcılar teste başlamadan önce öğrenme etkisinin testi etkilemesini önlemek için 3 tekrar deneme yapmaları istenmiştir. Denemelerin ardından, 8 yöne yapılan uzanımların tamamının değerleri yazılmıştır. Test 3 kez tekrarlanmıştır ve değerlerin ortalaması alınmıştır. 8 yönden 3'ü (anterior, posteromedial ve posterolateral) analizler için kullanılmıştır. Test esnasında katılımcılar dikkatli bir şekilde izlenmiştir. Katılımcı a) non-dominant ayağı ile dokunmak yerine sert bir şekilde yere basarsa, b) non-dominant ayağı yere temas ederse, c) dengesi bozulursa, d) ayağını başlangıç pozisyonuna getirmezse e) uzanım esnasında elleri vücutundan ayrılırsa hareketi tekrarlaması istenmiştir.



2.a

2.b

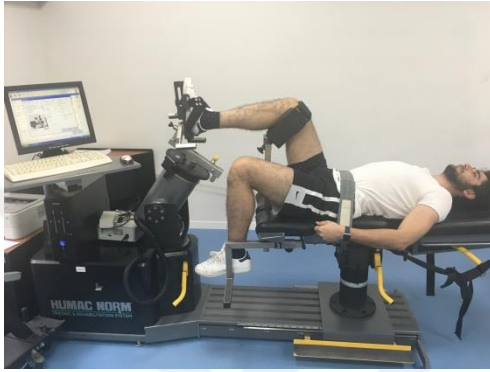
2.c

Şekil-2: Yıldız denge testi (2.a) anterior (2.b) posteromedial (2.c) posterolateral yöne uzanım görünüşleri

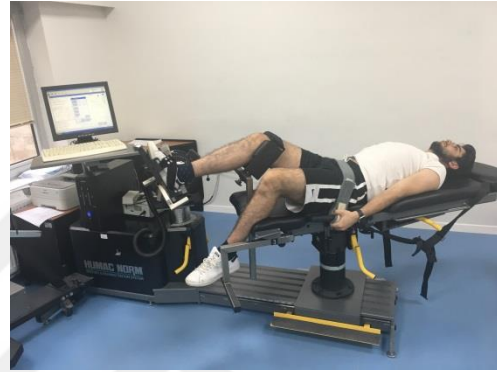
2.2. İzometrik Kuvvet Testi

Katılımcılar teste başlamadan önce bisiklet ergometresinde 10 dakika ısınma sonrasında test edilecek eklem yönelik 20 saniye 2 set germe egzersizleri uygulamışlardır. Tüm katılımcıların dominant ayak bileklerinde plantarflexör-dorsiflexör ve invertör-evertör kas kuvvetleri izokinetik dinamometre (CSMI Humac Norm, USA) kullanılarak test edilmiştir. Tüm ölçümlerden önce cihazın kalibrasyonu yapılmıştır. Plantarflexör-dorsiflexör kas kuvvetleri ölçümü için kalça 30-40° ve diz 20-30° fleksiyonda olacak şekilde yerleştirilerek ayak bileği izokinetik dinamometrenin kuvvet platformuna bağlanmıştır. (Şekil-3.a) Rotasyon aksı, medial malleolu görececek şekilde ayarlanmıştır. İvertör-evertör kas kuvvetleri ölçümü için kalça 90° ve diz 90° fleksiyonda olacak şekilde iken ayak bileği izokinetik dinamometreye yerleştirilmiştir (Şekil-3.b). Rotasyon aksı inversiyon açıları için subtalar eklemi görececek şekilde ayarlanmıştır. Katılımcıların plantar fleksiyon ve dorsal fleksiyon izometrik kas kuvvetleri ayak bileği 0° ve 15° plantar fleksiyonda iken, eversiyon ve inversiyon izometrik kas kuvvetleri ise ayak bileği 0° ve 15° inversiyonda iken ölçülmüştür. Testler sırasında katılımcılar sözel olarak cesaretlendirilmiştir. Her bir hareket 3 tekrar 5 saniye süreli maksimum izometrik kontraksiyon olacak şekilde yaptırılmıştır. Testler öncesinde

hastaların test uygulamalarına maksimum uyumunu sağlayabilmeleri için her test öncesi 3 tekrarlı denemeler yaptırılmıştır. Kuvvet ölçümleri sırasında tekrarlar arasında 5 saniye dinlenme, hareketler arasında ise 3 dakika dinlenme uygulanmıştır. Test sonucunda katılımcıların tüm kas gruplarına ait kas kuvvet değerleri izokinetik dinamometrenin yazılımı aracılığı ile elde edilmiştir.



3.a



3.b

Şekil-3: İzometrik kuvvet testi (3.a) evertörlere yönelik (3.b) plantarfleksörlere yönelik

2.3. Proprioepsiyon Testleri

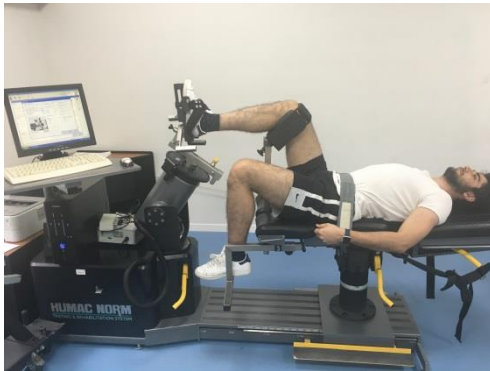
2.3.1. Eklem Pozisyon Hissi Testi: Aktif ve pasif eklem pozisyon hissini değerlendirmek için test açıları inversiyon yönünde 10° ve 20°, plantarfleksiyon yönünde ise 15° ve 30° olarak belirlenmiştir.

2.3.1.1. Pasif Eklem Pozisyon Hissi Testi: Ölçümlerde izokinetik dinamometre cihazı (CSMI Humac Norm, ABD) kullanılmıştır. Her ölçümden önce cihazın kalibrasyonu yapılmıştır. Katılımcılar cihaza sırtüstü pozisyonda yerleştirilmiştir. Plantarfleksiyon açılarının ölçümü için kalça 30°-40° ve diz 20°-30° fleksiyonda olacak şekilde yerleştirilerek ayak bileği izokinetik dinamometrenin kuvvet platformuna bağlanmıştır (Şekil-4.b) Rotasyon aksı plantarfleksiyon açıları için medial malleolu görececek şekilde ayarlanmıştır. İnversiyon açılarının ölçümü için kalça 90° ve diz 90° fleksiyonda olacak şekilde iken ayak bileği izokinetik dinamometreye yerleştirilmiştir (Şekil-4.a). Rotasyon aksı inversiyon açıları için subtalar eklemi görececek şekilde

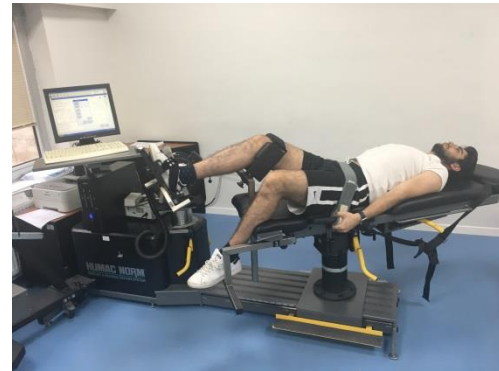
ayarlanmıştır. Katılımcılardan testlerin tamamında gözlerini kapalı tutmaları istenmiştir . Ayak bileği, inversiyon ve plantarfleksiyon yönündeki daha önce belirlenen açılardan her birine rastgele şekilde, önce araştırmacı tarafından pasif olarak 1 saniye içerisinde getirilmiştir (Her bir açı için nötralden başlanmıştır). İlgili açıda 5 saniye tutulduktan sonra hemen nötrale getirilmiş olan ayak bileği 0.5°/sn açısal hızda tekrar o açıya doğru izokinetik dinamometre tarafından hareket ettirilirken, deneğin o açıya geldiğini hissettiğinde durması ve sesle uyarı vermesi istenmiştir. Her testten önce deneğin teste uyumunu arttırmak amacı ile birer deneme yapılmıştır. Her bir açı için testler 3 kere tekrarlanmıştır. Elde edilen değerlerin, hedef açıdan farkı alınarak hesaplamalar yapıldıktan sonra ortalamaları alınmıştır.

2.3.1.2. Aktif Eklem Pozisyon Hissi Testi: Ölçümlerde izokinetik dinamometre cihazı (CSMI Humac Norm, ABD) kullanılmıştır. Her ölçümden önce cihazın kalibrasyonu yapılmıştır. Katılımcılar cihaza sırtüstü pozisyonda yerleştirilmiştir. Plantarfleksiyon açılarının ölçümü için kalça 30°-40° ve diz 20°-30° fleksiyonda olacak şekilde yerleştirilerek ayak bileği izokinetik dinamometrenin kuvvet platformuna bağlanmıştır (Şekil-4.b). Rotasyon aksı, medial malleolu göreceğ şekilde ayarlanmıştır. İversiyon açılarının ölçümü için kalça 90° ve diz 90° fleksiyonda olacak şekilde iken ayak bileği izokinetik dinamometreye yerleştirilmiştir (Şekil-4.a). Rotasyon aksı inversiyon açıları için subtalar eklemi göreceğ şekilde ayarlanmıştır. Tüm test boyunca katılımcıların gözleri kapalı tutulmuştur. Ayak bileği, inversiyon ve plantarfleksiyon yönündeki daha önce belirlenen açılardan her birine rastgele şekilde, önce araştırmacı tarafından pasif olarak 1 saniye içerisinde getirilmiştir (Her bir açı için nötralden başlanmıştır). İlgili açıda 5 saniye tutularak deneğin açıyı öğrenmesi istenmiştir. Cihazın açısal hızı 0.5°/sn olarak ayarlanmıştır. Bu testte pasif pozisyon hissi testinden farklı olarak katılımcıdan ayak bileğini aktif olarak hareket ettirerek kendisine gösterilen açıyı bulmaları istenmiştir. Her testten önce birer deneme yapılmıştır. Her bir açı için testler 3 kere tekrarlanmıştır. Elde edilen değerlerin, hedef açıdan farkı alınarak hesaplamalar yapıldıktan sonra ortalamaları alınmıştır.

2.3.2. Kinestezi Testi: Ölçümlerde izokinetik dinamometre cihazı (CSMI Humac Norm, ABD) kullanılmıştır. Her ölçümden önce cihazın kalibrasyonu yapılmıştır. Katılımcılar cihaza sırtüstü pozisyonda yerleştirilmiştir. Plantarfleksiyon açılarının ölçümü için kalça 30° - 40° ve diz 20° - 30° fleksiyonda olacak şekilde yerleştirilerek ayak bileği izokinetik dinamometrenin kuvvet platformuna bağlanmıştır (Şekil-4.b). Rotasyon aksı plantarfleksiyon açıları için medial malleolu görece şekilde ayarlanmıştır. İnversiyon açılarının ölçümü için kalça 90° ve diz 90° fleksiyonda olacak şekilde iken ayak bileği izokinetik dinamometreye yerleştirilmiştir (Şekil-4.a). Rotasyon aksı inversiyon açıları için subtalar eklemi görece şekilde ayarlanmıştır. Ayrı ayrı plantarfleksiyona ve inversiyona 5° kadar gidebilecek bir hareket sınırı belirlenmiştir. Cihaz $0.1^{\circ}/sn$ açısal hızda, rastgele şekilde, nötralden plantarfleksiyona veya inversiyona hareket edecek şekilde ayarlandıktan sonra, test süresince gözleri kapalı olan deneğin cihazda hareketin başlatılmasından itibaren hareketi ilk hissettiği an haber vermesi istenmiştir. Nötralden itibaren deneğin uyarı verdiği açıdaki fark hesaplanmıştır. Her testten önce birer deneme yapılmıştır. Her bir açı için test 3 kere tekrarlanıp ortalaması alınmıştır.



4.a



4.b

Şekil-4: Eklem pozisyon hissi ve kinestezi testi için deneğin izokinetik dinamometreye bağlanması (4.a) inversiyon yönü için (4.b) plantarfleksiyon yönü için

2.4. Elektromiyografik (EMG) Ölçümler

2.4.1. EMG Ölçümleri İçin Hazırlık: Elektromiyografik aktivite, taşınabilir 8 kanallı kas EMG aleti (ME6000, Mega Electronics, Kuopio, Finland) kullanılarak ayak bileği evertör (peroneus longus) ve dorsifleksör (tibialis anterior) kaslardan kaydedilmiştir. Peroneus longus ve tibialis anterior kaslarından yüzeysel elektromiyografi (EMG) kayıtlarını elde etmek için bipolar gümüş/gümüşklorid kaplı yüzey elektrotlar (Covidien Kendall elektrotlar-H92SG tipi (57x34 mm)- Germany) kullanılmıştır. Elektrotlar yerleştirilmeden önce, tıraşlanmış olan deri isopropil alkolle temizlenmiş ve elektrot arası empedansı 2000 Ω altında tutmak ve deri empedansını en aza indirmek için zımpara kağıdı ile ovulmuştur. Elektrotlar ölçüm yapılacak olan peroneus longus ve tibialis anterior kaslarının en belirgin olduğu yerlere, kas liflerinin yönüne mümkün olduğunca paralel bir çizgi boyunca kasların gövdesi üzerindeki deriye yapıştırılmıştır. Elektrot çiftlerinin merkezleri arasındaki mesafe 20 mm olarak belirlenmiştir. Elektrotlar, tibialis anterior için tibia'nın üst ve orta 1/3'lük kesiminin birleştiği yere ve subkütanöz sınırının 1 cm lateraline, peroneus longus için fibula'nın üst ve orta 1/3'lük kesimlerinin birleşim yeri civarı lateral kompartman üzerine yerleştirilmiştir (Şekil-5). Daha sonra uygun yerleşim yapıp yapılmadığı manuel testlerle ve istemli kontraksiyonlarla kontrol edilmiştir. Elektrotlar her iki bacağa aynı şekilde yapıştırılmıştır ve tüm ölçümler tamamlanıncaya kadar çıkarılmamıştır. Testler katılımcıların ayakkabıları ayaklarındaiken yapılmıştır.

2.4.2. İnversiyon Simulasyon Platformu: Peroneus longus ve tibialis anterior kaslarının reaksiyon zamanlarının yüzeysel EMG ile ölçümü için ayak bileği inversiyon tipi burkulma mekanizmasının simülasyonu amacıyla özel olarak yaptırılan tuzak platform kullanılmıştır. Bu platformda frontal düzlemde 15° ve 30° ayak bileği inversiyonuna izin veren menteşeli sistem mevcuttur. Deneğin platform üzerinde elektronik düzeneğe sırtı dönük olarak ayakta durdurması istenmiştir ve her iki ayak arasındaki mesafe yaklaşık 10 cm olacak şekilde, ayakların platform üzerinde belirlenmiş yerleşim yerlerine tam basacak biçimde yerleşimleri sağlanmıştır (Şekil-6). Rotasyonun aksı ise her iki ayak bileği için ayak bileği medialinde kalmıştır. Katılımcı platform

üzerinde dururken ayak bileği nötral veya 20° plantar fleksiyon pozisyonunda iken 8 kanallı EMG cihazı (Mega Electronics, Finland) ile kayda başlanmıştır.

Platforma ait her iki bacağın ağırlığını ayrı ayrı gösteren gösterge izlenerek her iki bacağa eşit yük vermesi sağlandığında ve katılımcı istirahat EMG aktivitesi gösterdiğinde deneğin haberi olmadan manuel kontrollü bir düzenele tuzak platformunun bir kapağı o taraftaki ayak bileğinde 15° veya 30°'lik ani inversiyon yapacak şekilde serbest bırakılmıştır (Şekil-7). Sistem aynı zamanda EMG cihazına hareketin başladığına dair bir sinyal göndermektedir. Bu test her ayak bileği için rastgele olarak 3 kere tekrar edilmiştir. Nötral pozisyondaki testler tamamlanınca, platformun 20° plantar fleksiyon pozisyonuna gelmesi sağlanmıştır ve aynı test protokolü 20° plantar fleksiyondaki platformda tekrarlanmıştır (Şekil-8). Testler esnasında katılımcıların gözlerin açık tutulması istenmiştir. Katılımcılardan kollarını her iki yanda serbest şekilde bırakmaları, platformun her iki yanında güvenlik amacıyla mevcut bölüme tutunmamaları istenmiştir.

2.4.3. EMG Ölçümleri ve Kas Reaksiyon Zamanı: Sinyaller elektrotlara yakın yerleşik, düşük geçiş filtreli (8-500 Hz, -3dB points), 12-bit analog-dijital dönüşümlü analog ayırıcı amplifikatörler ile büyütülmüş ve bir mikrobilgisayarda (Mega Electronics, ME6000 sistem) depolanmıştır. Bu birim analog EMG sinyalini 1000 Hz frekansında örneklemiştir. Kayıt sırasında, veriler optik bir kablo ile kişisel bir bilgisayara aktarılmış ve ham EMG amplitud değerleri (μV) ME6000 yazılım (MegaWin v3.1, Mega Electronics) ile otomatik olarak hesaplanmıştır. Depolanmış ham EMG verisi yazılım tarafından mutlak ortalama karekök (RMS) amplitud değerleri (μV) olarak ifade edilmiştir.

Kas reaksiyon zamanı yüzeysel EMG ile ölçülmüştür. Ayak bileği inversiyonunun başladığı noktadan itibaren ilk EMG cevabının olduğu süre kas reaksiyon zamanı olarak adlandırılmaktadır. Kas reaksiyon zamanı hesabı için; istirahatteki EMG sinyal seviyesinin 2 katını geçen kas aktivitesinin olduğu an değerlendirmeye alınmıştır ve bu değerden, platformda inversiyonun başlangıcını gösteren marker tarafından belirtilmiş süre çıkarılmıştır (Şekil-9). Bu süre EMG cihazı yazılımı ve bilgisayar yardımı

ile her bir ölçümde tibialis anterior ve peroneus longus için ayrı ayrı hesaplanmıştır. Üç kere tekrarlanan ölçümlerin ortalaması alınmıştır.



Şekil-5: Peroneus longus ve tibialis anterior kaslarına elektrot yerleşimi.



Şekil-6: Gönüllünün ani inversiyon platformundaki yerleşimi (nötral pozisyon)

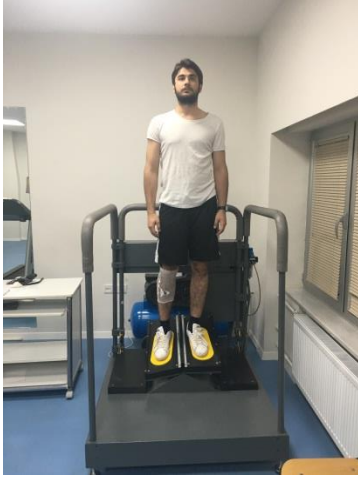


7.a



7.b

Şekil-7: Gönüllünün nötral pozisyonundan (7.a) 15° inversiyona (7.b) 30° inversiyona düşme pozisyonları

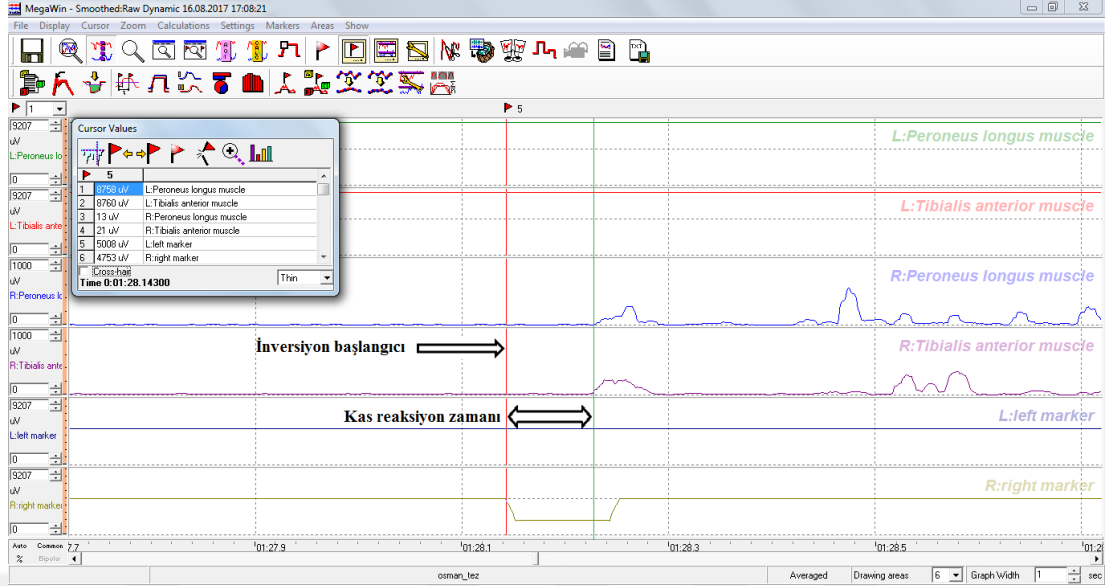


8.a



8.b

Şekil-8: Gönüllünün 20° plantarflexiyondan (8.a) 15° inversiyona (8.b) 30° inversiyona düşme pozisyonları



Şekil-9: Peroneus longus ve tibialis anterior kas reaksiyon zamanı EMG görüntüsü

3. Elektromyostimülasyon Programı

Elektromyostimülasyon gruplarındaki katılımcıların dominant bacak tibialis anterior ve peroneus longus kaslarına altı hafta boyunca, haftada üç gün, günde 20 dakika elektrik stimülasyonu uygulandı. Uygulama günlerinin ardışık olmamasına dikkat edildi. Elektrostimülasyon mobil stimülasyon cihazı (Chattanooga Intellect Advanced, UK) ile uygulandı. Elektrik stimülasyonu standart elektrostimülasyon grubundaki katılımcılara frekansı 100 Hz, dalga boyu 200 μ s olacak şekilde monofazik monokare puls akım, kas reaksiyon zamanına özgü elektrostimülasyon grubundaki katılımcılara ise frekansı 100 Hz, dalga boyu katılımcıların EMG ile ölçülen reaksiyon zamanının %50'si uzunluğunda akım alacak şekilde (örneğin reaksiyon zamanı 100 milisaniye(ms) olan biri için frekansı 100 Hz dalga boyu 5 ms) uygulandı. Stimülasyon için 5x5 cm elektrotlar kullanıldı. Elektrotlar stimülasyon yapılacak olan peroneus longus ve tibialis anterior kaslarının en belirgin olduğu yerlere, kas liflerinin yönüne mümkün olduğunca paralel bir çizgi boyunca kasların gövdesi üzerindeki deriye yapıştırılmıştır (Şekil-9). Amplitüd her seansta hastanın ağrı hissetmeyeceği ve kontraksiyon

oluşturmayacak maksimal şekilde arttırıldı. Ayak bileği inversiyon ve plantar fleksiyon tipindeki burkulmaları simüle etmek amacıyla elektrostimülasyon, hastaların ayak bileği inversiyon ve plantar fleksiyon şeklindeyken uygulanmıştır. Bu durumu sağlamak için hastalar dominant bacak üstte olacak şekilde yan yatırılmıştır ve ayak bileğinin uygun pozisyona gelmesi için medial malleolün 5 cm üzerine gelecek şekilde yastık koyulmuştur (Şekil-10). Böylece hastaların ayak bileği burkulma pozisyonu esnasında elektrostimülasyon almaları sağlanmış olmuştur. Uygulama sırasında hastalardan istemli izometrik kasılma yapmamaları istendi. Tüm katılımcıların uygulamaları tek kişi tarafından yapıldı ve katılımcılar uygulama boyunca gözlemlendi.



Şekil-10: Elektromyostimülasyon uygulamasında elektrotların pozisyonu ve gönüllünün duruşu

4. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel değerlendirmede SPSS istatistik programı (version 24.0) kullanıldı. Tüm parametreleri tanımlamak için ortalama değer ve standart hata kullanıldı. Yüzdesel değişim hesaplamalarında (Stimülasyon Sonrası – Stimülasyon Öncesi) / Stimülasyon Öncesi X 100 formülü kullanıldı. Tüm verilerin dağılımının normalliğini değerlendirmek için Shapiro-Wilk testi uygulandı. Standart elektrostimülasyon (SS), kas reaksiyon zamanına özgü

elektrostimülasyon (KS) ve kontrol gruplarındaki sensorimotor kontrol değişimlerini karşılaştırmak için tekrarlayan ölçümlü 3 (grup) x 2 (zaman) mikst varyans analiz modeli (MANOVA) kullanıldı. Grup x zaman etkileşimi gösteren parametrelerde gruplar arasındaki karşılaştırma yüzdesel değişim değerleri üzerinden, normal dağılım gösteren parametreler için tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testi ile post hoc test olarak ise Bonferroni testi ile, normal dağılım göstermeyen parametrelerde Kruskal Wallis testi ile yapılmıştır. Grup içi stimülasyon öncesi ve sonrası değerleri karşılaştırmak için normal dağılım gösteren parametrelerde Paired Samples T testi, normal dağılım göstermeyen parametrelerde ise Mann Whitney U testi kullanılmıştır. $p < 0.05$ değeri istatistiksel anlamlılık olarak kabul edildi.

BULGULAR

Katılımcıların Fiziksel Özellikleri

Katılımcıların fiziksel özellikleri Tablo-1’de özetlenmiştir. Katılımcıların çalışmaya başlamadan önceki fiziksel özelliklerinden yaş, boy ve kilo parametrelerinde her 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. (Tablo-1; $p>0.05$)

Tablo-1: Katılımcıların fiziksel özellikleri.

	SS (n=13)	KS (n=13)	KONTROL (n=10)
YAŞ	23.8 (1.0)	22.5 (0.7)	22.2 (1.4)
BOY (cm)	175.4 (2.5)	179.2 (1.6)	176.4 (1.6)
KİLO (kg)	79.3 (3.7)	77.2 (3.2)	70.6 (1.5)

Değerler ortalama (standart hata) olarak verilmiştir. **SS:** Standart Stimülasyon grubu, **KS:** Kişisel Stimülasyon grubu, **n:** Hasta sayısı.

Peroneus Longus ve Tibialis Anterior Kas Reaksiyon Zamanları

EMG sonuçlarında “grup x zaman” etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı saptanmıştır ($p<0.01$).

Stimülasyon öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, stimülasyon sonrası peroneus longus kas reaksiyon zamanları, SS ve KS grubunda plantarfleksiyon pozisyonunda 15° ve 30°’lerde istatistiksel olarak anlamlı bir kısalma göstermiştir (Tablo-2; $p<0.01-0.001$). Peroneus longus kas reaksiyon zamanlarının, plantarfleksiyon pozisyonunda 15° ve 30°’deki ölçümlerinin yüzdesel değişim değerlerinde SS - kontrol ve KS - kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (Şekil-11; 15°; SS: $\%-22.48 \pm 3.53$, KS: $\%-16.92 \pm 4.05$, Kontrol: $\%39.85 \pm 25.57$ $p<0.01-0.001$, 30°; SS: $\%-21.07 \pm 4.58$, KS: $\%-10.04 \pm 3.43$, Kontrol: $\%13.53 \pm 6.31$ $p<0.05-0.01$). Peroneus longus kas reaksiyon zamanlarının, nötral pozisyonunda ise 15° ve 30°’deki ölçümlerinin yüzdesel değişim değerlerinde

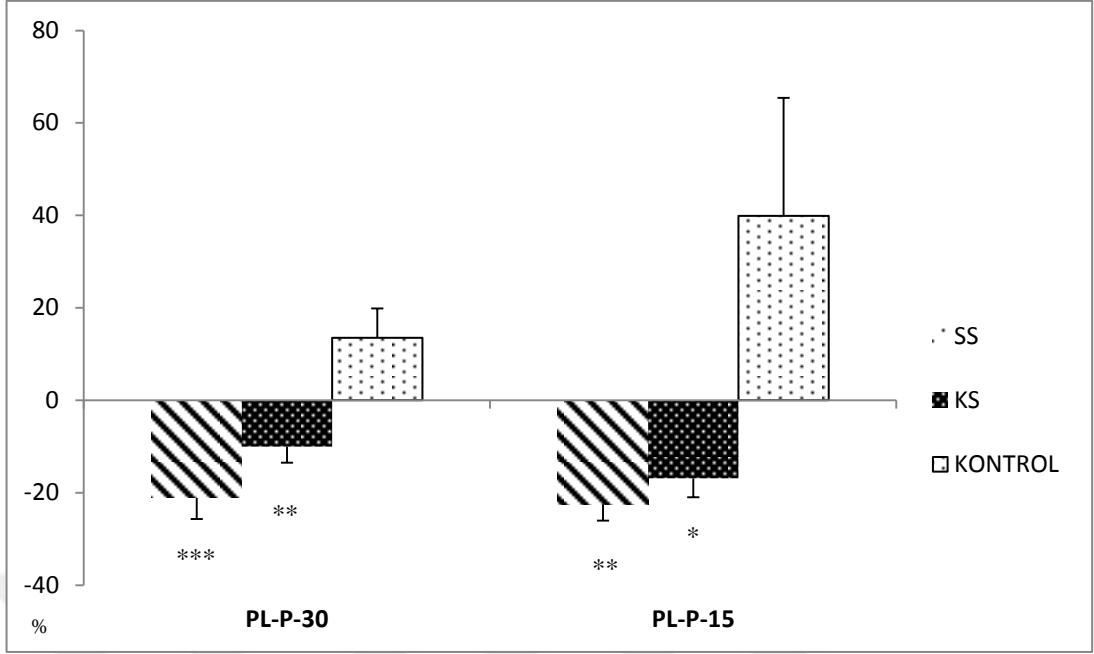
SS - kontrol ve KS - kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. (Şekil-12; 15°; SS: %9.33 ± 12.62, KS: %-5.95 ± 8.06, Kontrol: %-0.16 ± 11.86 p>0.05, 30°; SS: %-4.77 ± 6.76, KS: %-7.54 ± 3.75, Kontrol: %10.53 ± 5.84 p>0.05).

Stimülasyon öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, stimülasyon sonrası tibialis anterior kas reaksiyon zamanları, SS grubunda plantarfleksiyon 15° ve 30°'lerde istatistiksel olarak anlamlı bir kısalma gösterirken (Tablo-3; p<0.01, p<0.01), KS grubunda nötral 30° ve plantarfleksiyon 15°'lerde anlamlı bir kısalma göstermektedir (Tablo-3; p<0.01, p<0.001). Tibialis anterior kas reaksiyon zamanlarının; nötral pozisyon 30°'deki ölçümlerinin yüzdesel değişim değerinde KS - kontrol grupları arasında anlamlı fark bulunurken (Şekil-13; 15°; SS: %6.67 ± 8.15, KS: %-9.1 ± 7.24, Kontrol: %-4.16 ± 9.83 p>0.05, 30°; SS: %-2.19 ± 6.21, KS: %-10.38 ± 4.17, Kontrol: %11.37 ± 4.94 p<0.05), plantarfleksiyon pozisyonunda 15° ve 30°'deki ölçümlerinin yüzdesel değişim değerlerinde, SS - kontrol ve KS - kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (Şekil-14; 15°; SS: %-16.04 ± 4.27, KS: %-21.23 ± 3.87, Kontrol: %33.40 ± 18.75 p<0.01-0.001, 30°; SS: %-19.52 ± 4.77, KS: %-6.36 ± 5.59, Kontrol: %15.62 ± 6.65 p<0.05-0.01).

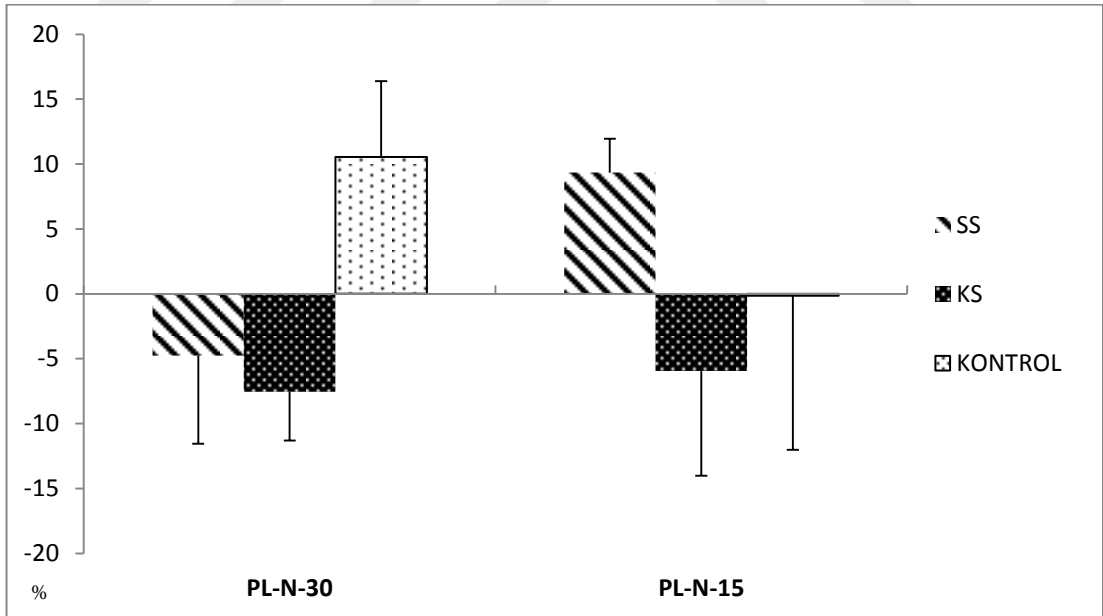
Tablo-2: SS, KS ve kontrol gruplarında stimülasyon öncesi ve sonrası peroneus longus kasının reaksiyon zamanı ölçümleri

	SS		KS		KONTROL	
	Ö	S	Ö	S	Ö	S
PL-N-30°	86.3 (5.2)	80.7 (5.6)	85.0 (5.8)	77.8 (5.4)	83.7 (5.9)	91.4 (6.6)
PL-N-15°	89.1 (7.3)	88.7 (4.5)	98.8 (7.7)	88.9 (6.2)	92.7 (6.6)	91.1 (11.5)
PL-P-30°	92.7 (5.6)	71.2 (3.3)**	90.1 (5.0)	79.7 (3.7)**	72.7 (3.8)	81.7 (4.4)
PL-P-15°	93.0 (3.9)	71.6 (3.8)***	92.6 (5.6)	75.0 (2.8)**	72.1 (5.5)	92.0 (10.4)

Değerler ortalama (standart hata) olarak verilmiştir. **SS:** Standart Stimülasyon grubu, **KS:** Kişisel Stimülasyon grubu, **Ö:** Stimülasyon öncesi, **S:** Stimülasyon sonrası, **PL:** Peroneus longus kası, **N:** Nötral pozisyon, **P:** Plantar fleksiyon pozisyonu, **15:** 15° inversiyon, **30:** 30° inversiyon. **p<0.01, ***p<0.001 grup içi stimülasyon öncesi ve sonrası istatistiksel anlamlılık düzeyini göstermektedir.



Şekil-11: SS, KS ve kontrol gruplarında stimülasyon öncesi ve sonrası peroneus longus kas reaksiyon zamanı ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$ kontrol grubuna göre istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **PL**= Peroneus longus kası, **P**= Plantar fleksiyon pozisyonu, **15**= 15° inversiyon, **30**= 30° inversiyon

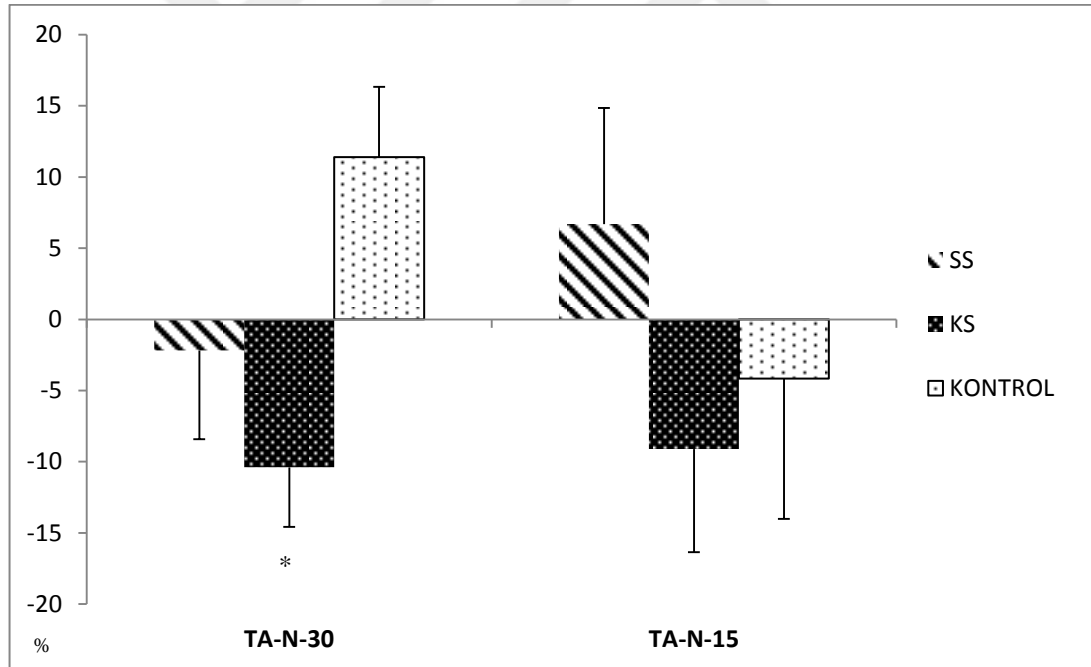


Şekil-12: SS, KS ve kontrol gruplarında stimülasyon öncesi ve sonrası peroneus longus kas reaksiyon zamanı ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri. **PL**= Peroneus longus kası, **N**=Notral pozisyon, **15**= 15° inversiyon, **30**= 30° inversiyon

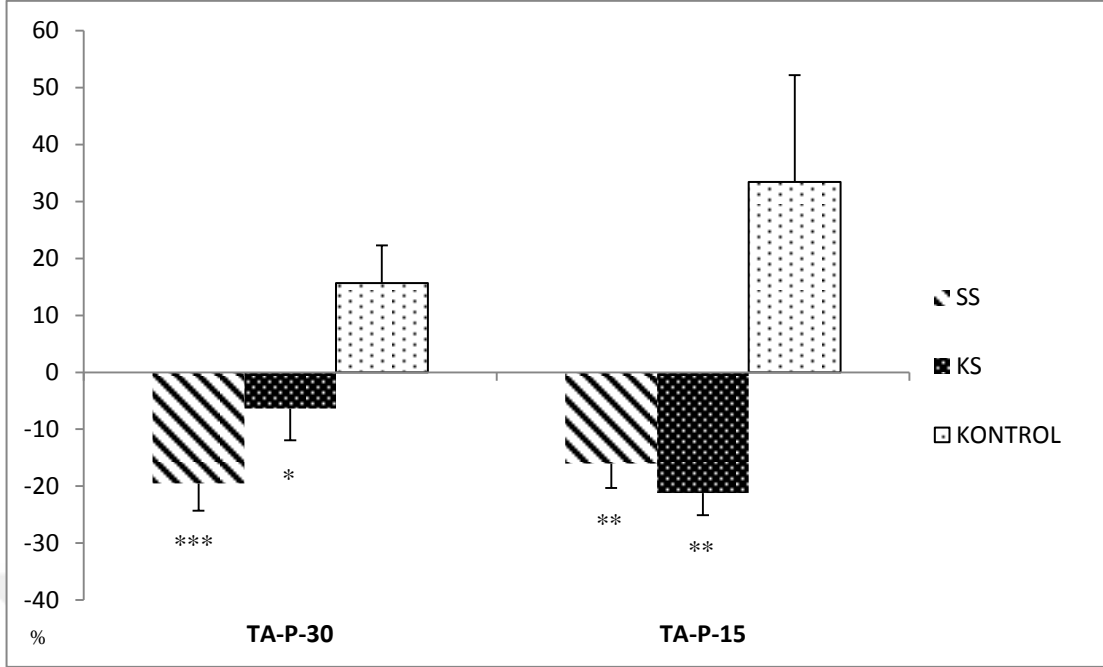
Tablo-3: SS, KS ve kontrol gruplarında stimülasyon öncesi ve sonrası tibialis anterior kasının reaksiyon zamanı ölçümleri

	SS		KS		KONTROL	
	Ö	S	Ö	S	Ö	S
TA-N-30°	93.7 (5.9)	90.3 (6.7)	97.1 (5.9)	85.3 (4.5)**	89.8 (6.2)	99.2 (7.5)
TA-N-15°	95.9 (7.7)	95.6 (2.6)	109.0 (7.6)	95.7 (6.6)	101.0 (6.2)	97.0 (12.0)
TA-P-30°	100.3 (6.0)	79.2 (4.7)**	97.7 (6.2)	88.8 (5.0)	78.6 (3.9)	90.4 (5.7)
TA-P-15°	98.6 (4.1)	81.6 (3.6)**	106.3 (5.1)	82.6 (3.9)***	81.4 (6.4)	100.2 (9.1)

Değerler ortalama (standart hata) olarak verilmiştir. **SS:** Standart Stimülasyon grubu, **KS:** Kişisel Stimülasyon grubu, **Ö:** Stimülasyon öncesi, **S:** Stimülasyon sonrası, **TA:** Tibialis anterior kası, **N:** Nötral pozisyon, **P:** Plantar fleksiyon pozisyonu, **15:** 15° inversiyon, **30:** 30° inversiyon. **p<0.01, ***p<0.001 grup içi stimülasyon öncesi ve sonrası istatistiksel anlamlılık düzeyini göstermektedir.



Şekil-13: SS, KS ve kontrol gruplarında stimülasyon öncesi ve sonrası tibialis anterior kas reaksiyon zamanı ölçümlerinin yüzdesele değışim değeri. *p<0.05 kontrol grubuna göre istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **TA=** Tibialis anterior, **N=**Notral pozisyon, **15=**15° inversiyon, **30=**30° inversiyon



Şekil-14: SS, KS ve kontrol gruplarında stimülasyon öncesi ve sonrası tibialis anterior kas reaksiyon zamanı ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri * $p<0.05$, ** $p<0.01$, *** $p<0.001$ kontrol grubuna göre istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **TA=** Tibialis anterior kası, **P=** Plantar fleksiyon pozisyonu, **15=15°** inversiyon, **30=30°** inversiyon.

Yıldız Denge Testi

Yıldız denge testi sonuçlarında “grup x zaman” etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı saptanmıştır ($p<0.05$).

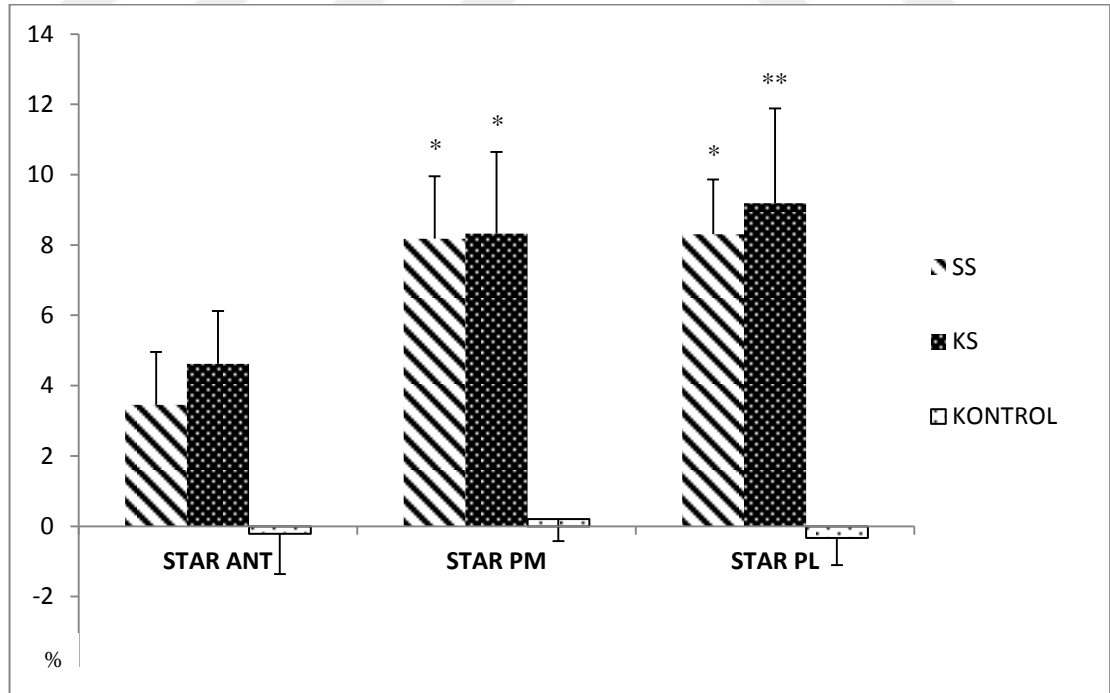
Stimülasyon öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, stimülasyon sonrası SS grubunda yıldız denge testi anterior, posteromedial ve posterolateral yönlere uzanımlarda anlamlı bir artış saptanmıştır (Tablo-4; $p<0.05$, $p<0.001$, $p<0.001$). KS grubunda da yıldız denge testi anterior, posteromedial ve posterolateral yönlere uzanımlarda anlamlı bir artış saptanmıştır (Tablo-4; $p<0.01$, $p<0.01$, $p<0.01$). Kontrol grubunda ise hiç bir yönde anlamlı farklılık saptanmamıştır (Tablo-4; $p>0.05$). Yıldız denge testinin yüzdesel değişim değerlerinde posteromedial ve posterolateral yönlerde uzanımda SS - kontrol ve KS - kontrol grupları arasında anlamlı bir farklılık saptanmıştır (Şekil-15; Posteromedial; SS: $\%8.17 \pm 1.77$, KS: $\%8.32 \pm 2.31$, Kontrol: $\%0.2 \pm 0.6$, $p<0.05-0.01$, Posterolateral; SS: $\%8.3 \pm 1.56$, KS: $\%9.18 \pm 2.69$, Kontrol: $\%-0.32 \pm 0.77$, $p<0.05-0.01$). Anterior uzanımda

ise gruplar arasında anlamlı farka saptanmamıştır (Şekil 15; Anterior; SS: %3.45 ± 1.5, KS: %4.61 ± 1.5, Kontrol: %-0.2 ± 1.15 p>0.05). SS - KS grupları arasında farka rastlanmamıştır (p>0.05).

Tablo-4: SS, KS ve kontrol gruplarında stimülasyon öncesi ve sonrası STAR (yıldız denge) testi anterior, posteromedial ve posterolateral yönündeki değerleri

	SS		KS		KONTROL	
	Ö	S	Ö	S	Ö	S
STAR ANT (cm)	82.9 (1.7)	85.5 (1.3)*	85.0 (1.3)	88.9 (1.6)**	85.7 (2.1)	85.4 (1.7)
STAR PM (cm)	99.5 (2.0)	107.4 (1.9)***	103.4 (3.0)	111.5 (2.3)**	107.0 (2.3)	107.3 (2.5)
STAR PL (cm)	92.7 (2.1)	100.2 (1.9)***	97.1 (3.1)	105.5 (3.1)**	97.3 (2.7)	97.0 (2.8)

Değerler ortalama (standart hata) olarak verilmiştir. **SS:** Standart Stimülasyon grubu, **KS:** Kişisel Stimülasyon grubu, **Ö:** Stimülasyon öncesi, **S:** Stimülasyon sonrası, **ANT:** Anterior yönü, **PM:** Posteromedial yönü, **PL:** Posterolateral yönü. *p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001 grup içi stimülasyon öncesi ve sonrası istatistiksel anlamlılık düzeyini göstermektedir.



Şekil-15: SS, KS ve kontrol gruplarında stimülasyon öncesi ve sonrası STAR testi ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri. *p<0.05, **p<0.01 kontrol grubuna göre istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **ANT:** Anterior yönü, **PM:** Posteromedial yönü, **PL:** Posterolateral yönü.

Kuvvet

Ayak bileği plantarfleksör, dorsalfleksör, invertör, evertör kas gruplarının izometrik kuvvet değerlerinde “grup x zaman” etkileşimi göstermemiştir ($p>0.05$).

Stimülasyon öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, stimülasyon sonrası SS grubu; plantarfleksör kas grubunda 0° ve 15° ’lerde ($p<0.01$ ve $p<0.05$), dorsalfleksör 15° ’de ($p<0.05$) ve invertör 15° ’de ($p<0.01$) anlamlı artışlar saptanırken, KS grubu; plantarfleksör kas grubunda 0° ($p<0.001$), dorsalfleksör 0° ($p<0.01$) ve evertör 15° ’de anlamlı artışlar saptanmıştır. Kontrol grubunda ise öncesi ve sonrası değerler arasında bir farklılık gözlenmemiştir. (Tablo-5)

Tablo-5: SS, KS ve kontrol gruplarında stimülasyon öncesi ve sonrası plantarfleksör, dorsifleksör, invertör ve evertör kasların 0° ve 15° açılarındaki izometrik pik tork değerleri

		SS		KS		KONTROL	
		Ö	S	Ö	S	Ö	S
PF (Nm)	0°	120.9 (8.4)	153.6 (11.8)**	162.8 (13.1)	191.2 (14.4)***	174.0 (10.0)	177.4 (10.5)
	15°	79.8 (5.9)	93.2 (8.0)*	107.8 (10.1)	114.2 (9.7)	102.7 (6.1)	102.2 (6.6)
DF (Nm)	0°	41.3 (2.7)	45.4 (2.3)	51.4 (4.3)	57.8 (3.6)**	53.7 (3.6)	57.2 (4.1)
	15°	52.1 (3.1)	57.7 (2.4)*	59.1 (3.4)	62.3 (3.3)	62.1 (2.8)	63.3 (3.5)
İNV (Nm)	0°	33.7 (1.7)	37.0 (2.3)	43.6 (3.1)	45.0 (1.9)	47.1 (3.1)	45.4 (2.3)
	15°	28.3 (1.6)	33.7 (2.1)**	39.2 (3.0)	42.4 (1.9)	40.1 (3.2)	38.2 (2.5)
EV (Nm)	0°	45.2 (2.8)	46.6 (2.5)	52.4 (4.1)	53.9 (4.1)	55.4 (4.6)	52.4 (4.2)
	15°	45.9 (3.6)	49.0 (3.6)	55.0 (5.2)	60.7 (4.6)*	64.6 (5.2)	59.4 (6.2)

Değerler ortalama (standart hata) olarak verilmiştir. **SS:** Standart Stimülasyon grubu, **KS:** Kişisel Stimülasyon grubu, **Ö:** Stimülasyon öncesi **S:** Stimülasyon sonrası **PF:** Ayak bileği plantarfleksör kas grubu, **DF:** Ayak bileği dorsifleksör kas grubu, **İNV:** Ayak bileği invertör kas grubu, **EV:** Ayak bileği evertör kas grubu, **0° :** 0° plantarfleksiyon/inversiyon, **15° :** plantarfleksiyon/inversiyon. * $p<0.05$, ** $p<0.01$, *** $p<0.001$ grup içi stimülasyon öncesi ve sonrası istatistiksel anlamlılık düzeyini göstermektedir.

Eklemler Pozisyon Hissi

Ayak bileği eklemler pozisyon hissi değerlerinde “grup x zaman” etkileşimi göstermemiştir ($p>0.05$).

Stimülasyon öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, inversiyon yönünde eklemler pozisyon hissinin algılama testinde KS grubunda stimülasyon sonrası pasif 10° ve 20°’lerde istatistiksel anlamlı bir iyileşme gözlenmiştir (Tablo-6; $p<0.05$, $p<0.01$). Diğer gruplarda ve diğer pozisyonlarda anlamlı bir fark saptanmamıştır (Tablo-6; $p>0.05$). Plantar fleksiyon yönünde eklemler pozisyon hissinin algılama testinde KS grubunda aktif 15°’de anlamlı bir iyileşme gözlenmiştir (Tablo-7; $p<0.05$). Diğer gruplarda ve diğer pozisyonlarda anlamlı bir fark saptanmamıştır (Tablo-7; $p>0.05$).

Tablo-6: SS, KS ve kontrol gruplarında stimülasyon öncesi ve sonrası inversiyon yönünde 20° ve 10° aktif ve pasif eklemler pozisyon hissi testi değerleri

	SS		KS		KONTROL	
	Ö	S	Ö	S	Ö	S
PASİF İNV 20°	3.1 (0.3)	2.3 (0.3)	4.0 (0.5)	2.0 (0.5)**	2.6 (0.4)	2.0 (0.1)
PASİF İNV 10°	1.8 (0.3)	1.7 (0.3)	1.9 (0.3)	1.1 (0.2)*	1.6 (0.5)	1.7 (0.2)
AKTİF İNV 20°	4.6 (0.7)	3.2 (0.5)	3.3 (0.6)	2.0 (0.3)	2.6 (0.4)	3.1 (0.4)
AKTİF İNV 10°	2.7 (1.0)	2.2 (0.3)	2.2 (0.3)	2.1 (0.3)	1.2 (0.2)	2.8 (0.7)

Değerler ortalama (standart hata) olarak verilmiştir. **SS:** Standart Stimülasyon grubu, **KS:** Kişisel Stimülasyon grubu, **Ö:** Stimülasyon öncesi, **S:** Stimülasyon sonrası, **İNV:** İversiyon yönü. * $p<0.05$, ** $p<0.01$ grup içi stimülasyon öncesi ve sonrası istatistiksel anlamlılık düzeyini göstermektedir.

Tablo-7: SS, KS ve kontrol gruplarında stimülasyon öncesi ve sonrası plantarfleksiyon yönünde 30° ve 15° aktif ve pasif eklem pozisyon hissi testi değerleri

	SS		KS		KONTROL	
	Ö	S	Ö	S	Ö	S
PASİF PF 30°	5.3 (0.8)	4.1 (0.7)	5.1 (0.6)	3.7 (0.4)	4.9 (0.5)	5.4 (1.2)
PASİF PF 15°	3.3 (0.5)	2.4 (0.5)	3.5 (0.4)	3.3 (0.5)	3.7 (0.5)	2.7 (0.4)
AKTİF PF 30°	4.3 (1.0)	3.3 (0.7)	4.4 (0.5)	3.8 (0.6)	4.6 (0.5)	4.9 (0.9)
AKTİF PF 15°	2.8 (0.4)	2.8 (0.5)	3.0 (0.5)	1.8 (0.4)*	1.9 (0.3)	3.3 (0.6)

Değerler ortalama (standart hata) olarak verilmiştir. **SS:** Standart Stimülasyon grubu, **KS:** Kişisel Stimülasyon grubu, **Ö:** Stimülasyon öncesi, **S:** Stimülasyon sonrası, **PF:** Plantarfleksiyon yönü. *p<0.05 grup içi stimülasyon öncesi ve sonrası istatistiksel anlamlılık düzeyini göstermektedir.

Kinestezi

Ayak bileği kinestezi değerlerinde “grup x zaman” etkileşimi göstermemiştir (p>0.05). Kinestezi açısından stimülasyon sonrasında gruplar arasında ve grup içi stimülasyon öncesi ve sonrası değerlerinde anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır (Tablo-8; p>0.05).

Tablo-8: SS, KS ve kontrol gruplarında stimülasyon öncesi ve sonrası ayak bileği inversiyon ve plantarfleksiyon yönünde kinestezi testi değerleri

	SS		KS		KONTROL	
	Ö	S	Ö	S	Ö	S
KİN-İNV	2.3 (0.2)	2.7 (0.3)	1.4 (0.1)	1.9 (0.2)	3.1 (0.4)	3.2 (0.4)
KİN-PF	2.6 (0.3)	3.0 (0.4)	1.5 (0.1)	1.8 (0.3)	3.4 (0.4)	3.1 (0.4)

Değerler ortalama (standart hata) olarak verilmiştir. **SS:** Standart Stimülasyon grubu, **KS:** Kişisel Stimülasyon grubu, **Ö:** Stimülasyon öncesi, **S:** Stimülasyon sonrası, **KİN:** Kinestezi, **İNV:** Inversiyon yönü **PF:** Plantarfleksiyon yönü

TARTIŞMA VE SONUÇ

Sağlıklı kişilerde dominant taraf ayak bileğinin dorsifleksör ve evertör kaslarına uygulanan elektrostimülasyon uygulamasının sensorimotor kontrol üzerine etkilerinin incelendiği bu çalışmanın sonucunda 1) SS ve KS gruplarında peroneus longus kas reaksiyon zamanları, 15° ve 30°lerdeki plantarfleksiyon pozisyonu için anlamlı olarak kısalmıştır. 2) SS ve KS gruplarının tibialis anterior kas reaksiyon zamanları kontrol grubuna göre, 30° nötral pozisyon ve 15° ve 30°lerde plantar fleksiyon pozisyonu için anlamlı olarak kısalmıştır. 3) SS ve KS grupları yıldız denge testi sonuçlarında anterior, posteromedial ve posterolateral yönlerde uzanımda stimülasyon öncesine göre anlamlı bir artış bulunmuştur. 4) Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında SS ve KS gruplarında nötral pozisyonda peroneal ve tibial reaksiyon zamanları, izometrik pik tork, aktif ve pasif eklem pozisyon hissi ve kinestezi testi değerlerinde anlamlı değişiklik gözlenmemiştir. Bildiğimiz kadarıyla bu çalışma, sağlıklı kişilerde dorsifleksör ve evertör kas grubuna uzun süreli elektromyostimülasyon uygulamasının, EMG aktivitesi ve propriosepsiyon parametreleri üzerine etkilerinin incelendiği ilk çalışmadır.

Kas Reaksiyon Zamanı

Kas reaksiyon zamanı ayak bileği sensorimotor ölçüm yöntemlerinden biridir. Benesch ve ark. (63) bir inversiyon platformuyla peroneal kas reaksiyon zamanını ölçtükleri çalışmada testin güvenilirliğini değerlendirmiş ve testin geçerliliğini ve standardizasyonun sağlanması durumunda, ayak bileği fonksiyonel instabilitesinin teşhisi için bir klinik referans olarak kullanılabileceğini belirtmektedir. Eechaute ve ark. (64,65) ani bir ayak bileği inversiyonu sırasında (peroneus longus kasının reaksiyon süresi) ölçülen değişkenlerin güvenilirliğini değerlendirmişler ve sağlıklı ayak bileği eklemleri olan kişilerde olduğu gibi kronik ayak bileği instabilitesi olan katılımcılarda da değerlerin güvenilir olduğunu bulmuşlardır.

Knight ve Weimar (66) yaptıkları çalışmada sağlıklı kişilerde dominant ve non dominant taraf peroneus longus reaksiyon zamanlarını karşılaştırmışlar ve non dominant tarafta bu süreyi anlamlı olarak daha kısa bulmuşlardır. Ancak Johnson ve Johnson (67), Isakov ve ark.(68), Nawoczinski ve ark. (69) ve Sekir ve ark.'nın (70) yaptıkları çalışmalarda dominant ve non dominant ekstremiteler arasında bir farka rastlanmamıştır. Bu yüzden bu çalışmada testler yalnızca dominant tarafta yapılmıştır.

Benesch ve ark. (63) sedanter 30 sağlıklı kişide inversiyon simülasyon platformunu kullanarak 30° inversiyona düşme sırasında peroneus longus ve brevis kaslarının reaksiyon zamanlarını incelemişlerdir. Normal kas reaksiyon zamanı peroneus longus için 63 ms, peroneus brevis için 66 ms bulunmuştur. Bahsedilen çalışmada, peroneal kaslar arasındaki bu fark, peroneus brevis kasının daha distal yerleşimli olması dolayısıyla efferentlerin kas aktivasyonu için daha uzun yol izlemesi gerekliliği ile açıklanmıştır. Ayrıca, sağlıklı bireylerde her iki ayak bileğinin kas reaksiyon zamanları birbirine yakın bulunmuş ve cinsiyetler arasında anlamlı fark gözlenmemiştir (63). Mevcut çalışmada peroneus longus ve brevis kas reaksiyon zamanları ayrı ayrı incelenmemiştir.

Sağlıklı ayak bileği ve FAİ olan ayak bileğinin karşılaştırıldığı çalışmalarda (22,71-74) yaralanmış ayak bileğindeki peroneal reaksiyon zamanlarında anlamlı bir azalma olduğu gösterilmiştir. Reaksiyon zamanındaki uzamanın sebebi olarak ayak bileği stabilizasyonundaki proprioseptif deafferentasyona bağlı periferik refleks kayıplar gösterilmiştir (74). Aynı araştırmacıların yaptığı başka bir çalışmada ayak bileği sağlam olan 7 katılımcının ayak bileği bölgesine intravenöz lokal anestezi ile rejyonel blok uygulanmıştır. Lokal anestezi öncesi ve sonrasında pasif ve aktif eklem pozisyon hissi testi, ani inversiyonda peroneal reaksiyon zamanı ve tek bacak denge testleri yapılmıştır, anestezi sonrası pasif eklem pozisyon hissi değerlerinde anlamlı artış gözlenirken diğer testlerde anlamlı değişim olmamıştır (74). Çalışmanın sonucunda ligament hasarına bağlı afferent girdilerin kaybedilmesi ayak bileğini inversiyon yaralanmalarına karşı duyarlı hale getirmektedir. Ayrıca eklem afferentleri bozulduğunda, santral merkezler

bu bilgiyi kaslar ve tendonlarla değiştirmeyi hızla öğrenmektedirler. Böyle durumlarda ani inversiyonun dinamik reaksiyonunda kas ve tendon afferentlerine ait bilgiler daha çok önem kazanmaktadır (74). Bu yüzden mevcut çalışmada, elektromyostimülasyon uygulaması ile sağlıklı kişilerde kas reaksiyon zamanını kısaltarak ayak bileği yaralanmalarının önlenmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışmada peroneal ve anterior tibial reaksiyon süreleri ile ilgili veriler önceki çalışmalarla kısmen uyumluydu (7,22,23,44,64,72,75,76). Mevcut çalışmada ortalama peroneal reaksiyon zamanları stimülasyon uygulanan gruplarda 90-95 ms arasında değişmektedir. Daha önceki çalışmalarda (22,23,64,75-77) sağlıklı sporcularda daha kısa peroneal reaksiyon zamanları (50-66 ms) bulunmasına rağmen, diğer çalışmaların (7,72) sonuçları (90-105 ms) bizim sonuçlarımızla benzer değerlerdedi. EMG cihazı kullanılarak inversiyon platformlarında kas reaksiyon zamanı değerlendirmesi yapılan çalışmalarda reaksiyon zamanı sürelerinin farklı çıkmasının en önemli sebebi kas aktivitesi başlangıcının tanımlanmasındaki farklılıklardır. Bazı çalışmalar (22,63,78) kas aktivitesi başlangıcını ilk elektriksel kas aktivitesi olarak almıştır. EMG aktivitesi başlangıcını, daha önce belirlenen istirahat eşiğini aşıldığı nokta kabul eden yazarlar, daha uzun reaksiyon zamanı saptamışlardır (7,67,74). Bizim çalışmamızda kas reaksiyon zamanı hesabı için; istirahatteki EMG sinyal seviyesinin 2 katını geçen kas aktivitesinin olduğu an değerlendirmeye alınmıştır ve bu değerden, platformda inversiyonun başlangıcını gösteren marker tarafından belirtilmiş süre çıkarılmıştır (Şekil-8). Bununla birlikte 3 kere tekrarlanan ölçümlerin ortalaması alınmıştır. Literatürde peroneus longus ve tibialis anterior kaslarının reaksiyon zamanlarını birlikte veya ayrı ayrı inceleyen çalışmalar (23,49,72,79) mevcuttur. Bizim çalışmamızda bu süre EMG cihazı yazılımı ve bilgisayar yardımı ile her bir ölçümde tibialis anterior ve peroneus longus için ayrı ayrı hesaplanmıştır.

Çalışmalardaki farklı platform dizaynları, reaksiyon zamanını tanımlamadaki çeşitlilikler ve az sayıdaki katılımcılarla çalışılması normal değerlerin geniş bir aralıkta olmasına sebep olmaktadır (80). Ancak Eechaute

ve ark. (64,65) ani bir ayak bileği inversiyonu sırasında peroneal reaksiyon süresinin güvenilirliğini değerlendirmişlerdir ve sağlıklı ayak bileği olan kişilerde ve kronik ayak bileği instabilitesi olan kişilerde değerlerin güvenilir olduğunu bulmuşlardır. Benesch ve ark. (63) peroneal kas reaksiyon zamanını; ölçüm zamanından bağımsız ve tekrarlanabilirliği güvenli bir parametre olarak tanımlamıştır. Schmidt ve ark. (81) sağlıklı bireylerde yaptıkları çalışmada, peroneal reaksiyon zamanının yaşa bağlı olarak olumsuz yönde etkilendiğinin gözlemlemişlerdir. Bizim çalışmamızda yaşın bu olumsuz etkisinden kaçınmak amacıyla genç populasyon tercih edilmiştir, yaş aralığı 18-35 olan katılımcılar kontrol ve stimülasyon gruplarına ayrıldığında gruplar arasında yaş açısından anlamlı istatistiksel bir fark yoktur. Yapılan çalışmalardaki farklı sonuçların bir diğer nedeni de ani inversiyon platformlarındaki tilt açılarının farklılığıdır. Bahsedilen çalışmalarda tilt açıları 18-50° arasında değişmektedir (7,22,30,67,78,82,83). Bizim çalışmamızda tilt açısı olarak 15° ve 30° kullanılmıştır. Bir diğer farklılık da platformların farklılığıdır. Bazı çalışmalarda (7,49,84,85) platformlardan sadece bir tanesi hareketliken bazı çalışmalarda ise (22,49,67,77,86) iki platform da hareketlidir böylece katılımcılar hangi tarafın düşeceğini bilmemektedirler. Bizim çalışmamızda da çift taraf hareketli platform kullanılmıştır ve platformlar rastgele düşürülerek katılımcıların adaptasyon geliştirmesi engellenmiştir.

Mok ve ark. (87) 2008 Pekin Olimpiyatları sırasında ayak bileği inversiyon tipinde yaralanma geçiren iki sporcunun video kayıtlarını incelemişler ve burkulmanın her iki sporcu için yere temastan 80 milisaniye sonra; yüksek atlama sporcusunda 1752°/sn ve çim hokeyi sporcusunda ise 1397°/sn açısal hızlarda gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Lynch ve ark. (7) hız arttıkça daha hızlı kas refleksi cevabı gözlemlendiğini ve ayak bileği burkulmaları peroneal kas reaksiyon zamanı testlerinden daha hızlı olduğunu savunmaktadırlar. Peroneal kasların dinamik koruma reaksiyonu ani inversiyondan en az 126 ms sonra gelişir; 54 ms başlangıç EMG aktivitesinin reaksiyon zamanı ve 72 ms kas kuvveti oluşturmak için gereken elektromekanik gecikmedir (88). Bizim çalışmamızda her iki stimülasyon

grubunun ortalama başlangıç peroneal reaksiyon zamanı 91 ms iken elektrostimülasyon sonrası ortalama peroneal reaksiyon zamanı 75 ms'dir. Bu değer önceki çalışmalara göre ayak bileği burkulma koruyuculuğu açısından yeterli bir değer olduğu söylenebilir.

Çalışmaların bazılarında (45,64,68) vücut ağırlığının çoğunu test yapılacak olan ekstremité üzerine verecek şekilde platform dizayn edip, burkulma durumunu daha gerçekçi olacak şekilde taklit etmişlerdir. Bunların dışındaki birçok çalışmada (7,22,44,74,78,82,89) ve bizim çalışmamızda iki bacak üzerine eşit ağırlık verilen pozisyonda ayakta durma şeklinde yapılmıştır. Bazı araştırmacılar da burkulma durumunu yürüme platformları gibi dinamik testlerle değerlendirmişlerdir (72,77,83,90). Hopkins ve ark. (83) sağlıklı gönüllüler ile yapmış oldukları çalışmada ayakta durur pozisyonda ve yürüme sırasındaki ayak bileği ani inversiyonunda kas reaksiyon zamanlarını değerlendirmişlerdir. Bahsedilen çalışmada yürüme sırasındaki burkulma simülasyonlarında ayakta durur pozisyondakine göre reaksiyon zamanları anlamlı olarak daha kısa olarak ölçülmüştür (83). Bu durumu yürüme esnasında daha çok artan kas içiği hassasiyetine ve böylece daha düşük bir eşik değeri ile ani bir inversiyon sonrasında daha erken kas aktivitesine neden olabileceği şeklinde açıklamışlardır (83).

Reaksiyon zamanı testi yapılmadan hemen önce uygulanan ısınma hareketlerinin sinir ileti hızında artış göstererek reaksiyon zamanını kısaltabileceği öne sürülmüştür (63). İstatistiksel olarak ispatlanamasa da germe egzersizleri ile PRZ'nin uzayabileceği, bunun sebebinin de proprioseptörlerdeki adaptif etki veya azalmış motor sinir ileti hızı olabileceği savunulmuştur (90,91). Çalışmamızda, sözü geçen etkilerden ve yorgunluğun etkisinden kaçınmak amacıyla kas reaksiyon zamanı ölçümleri öncesi katılımcıların iyi dinlenmiş olmalarına dikkat edilmiştir ve ısınma ve germe egzersizleri yapılmadan test aşamasına geçilmiştir.

Benesch ve ark (63) 15° plantar fleksiyonun , peroneal kaslarda anlamlı reaksiyon zamanı kısalmasına neden olduğunu savunmaktadır. Bu durumun oluşmasında sağlıklı bireylerde anterior talofibular ligamandaki gerilmenin oluşturduğu proprioseptif iyileşmenin rolü olduğu düşünülmektedir.

Plantar fleksiyon pozisyonunda peroneal kaslar gevşek olduğu için reaksiyon zamanına pozitif katkısı olabileceği düşünülmektedir (63). Lynch ve ark. (7) 10 sağlıklı katılımcıda tibialis anterior, peroneus longus ve brevis kas reaksiyon zamanlarını iki farklı hız (50 ve 200°/s) ve iki farklı açıda (nötral ve 20° plantarfleksiyonda) incelemiştir. Bahsedilen çalışmada inversiyon hareketi hızının ve plantarfleksiyon açısının kasların gecikme cevaplarında anlamlı değişikliklere yol açtığı bulunmuştur. İnversiyon hızı arttıkça PRZ kısalmış, plantarfleksiyon açısı arttıkça PRZ uzamıştır. Bu sonuçlar, plantarfleksiyon açısı arttıkça koruyucu reflekslerin kaybolduğunu düşündürmektedir (7). Bizim çalışmamızda kas reaksiyon ölçümleri nötral ve 20° plantarfleksiyonda yapılmıştır ancak kas reaksiyon ölçümlerinde bu iki pozisyon arasında fark olup olmadığı değerlendirilmemiştir.

Literatürde tedavi uygulamalarının ayak bileği kas reaksiyon zamanları üzerine olan etkisini araştıran bir çok çalışma mevcuttur (44,45,66,76,85,92-98).

Ayak bileği bandaj uygulamasının peroneal reaksiyon zamanı üzerine olan etkilerinin araştırıldığı çalışmalarda (66,85) bandaj sonrasında reaksiyon zamanlarında anlamlı bir azalma bulunmuştur. Bu etkiyi ise mekanik etkiden ziyade bandajın ayak bileği propriosepsiyonu üzerine yaptığı olumlu etki ile sağladığı düşünülmektedir (85).

Denge egzersizlerinin kas reaksiyon zamanı üzerine etkilerinin araştırıldığı çalışmalarda (45,92,95) yapılan uzun süreli denge tahtası egzersizlerinin reaksiyon zamanı üzerine olumlu etkilerinin olduğu gösterilmiştir. Denge egzersizlerinin bu etkisini bağlar ve tendonlar gibi yumuşak doku üzerinden, kas adaptasyonu ile ve spinal ve paraspinal refleksler üzerinden etki edebileceği öne sürülmüştür (45). Kuvvet egzersizlerinin kas reaksiyon zamanı üzerine olan etkilerinin araştırıldığı çalışmalarda (44,98) 4-6 haftalık kuvvet egzersizlerinin kas reaksiyon zamanını anlamlı bir şekilde kısalttığı gösterilmiştir. Kuvvet egzersizlerinin erken dönemde motor ünit katılımının artışı, daha hızlı nöronal ileti hızı, agonist kasların seçici aktivasyonu ve antagonist kasların koaktivasyonu gibi nöronal adaptasyon mekanizmaları üzerinden kronik dönemde ise kas içiği

reseptör duyarlılığını arttırarak reaksiyon zamanını kısalttığı düşünölmüştür (98). Lateral ayak bileği bağ onarımı cerrahi tedavisinin ise reaksiyon zamanı üzerine olumlu etkileri gösterilememiştir (93,94). Sierra-Guzman ve ark. (97) kronik ayak bileği instabilitesi olan 50 fiziksel olarak aktif gönüllüyü sadece bosu ile denge egzersizleri, bosu denge egzersizi ile birlikte vibrasyon uygulaması ve kontrol grubu olmak üzere 3 gruba randomize etmişlerdir. 6 hafta boyunca haftanın 3 günü egzersiz uygulamasının sonucunda peroneal ve tibial reaksiyon zamanına bakıldığında bosu denge egzersizi ile birlikte vibrasyon uygulaması yapılan grupta anlamlı bir iyileşme saptanmıştır (97). Vibrasyon uygulamasının bu etkisini gama motornöronların uyarılabilirliğini kolaylaştırarak kas içciği duyarlılığını arttırması üzerinden sağladığı düşünölmüştür. Çalışmamızdaki elektrostimölasyon uygulamasının reaksiyon zamanı üzerine olumlu etkileri olacağına dair kurduğumuz hipotezimiz, denge egzersizleri, kuvvet egzersizleri ve vibrasyon uygulamalarının da etkilediği nöroadaptasyon ve kas içciği duyarlılığındaki artış üzerine dayandırılmaktadır.

Şimdiye kadar literatürde uzun süreli elektromyostimölasyon uygulamasının ayak bileği evertör ve/veya dorsifleksör kas gruplarındaki reaksiyon zamanı gelişimi üzerine etkilerinin incelendiği bir araştırma sonucuna rastlanmamıştır. Biz mevcut çalışmamızda ayak bileği plantar fleksiyon pozisyonunda iken ani inversiyon sırasında PL ve TA kaslarının reaksiyon zamanlarında anlamlı bir azalma olduğunu bulduk. Bu durumun diğer tedavi uygulamalarındaki benzer mekanizma ile yani kas içciği ve golgi tendon organı sensitivitesindeki artış ile ilişkili olduğunu düşünmekteyiz. Bizim çalışmamızda elektromyostimölasyon, ayak bileği plantar fleksiyon pozisyonundayken yapıldığı için özellikle plantar fleksiyon pozisyonundaki reaksiyon zamanlarını azaltıp, nötral pozisyonundaki reaksiyon zamanlarını etkilemediği düşünölebilir. Ayak bileği burkulmaları en sık plantarfleksiyon ve inversiyon pozisyonunda göröldüğü için özellikle plantarfleksiyon pozisyonunda inversiyon stresi ile reaksiyon zamanlarının azalması bizim için değerli bir göstergedir. Mevcut bilgiler ışığında elektromyostimölasyon uygulaması daha önce reaksiyon zamanı üzerine etkinliği gösterilen direnç

ve denge egzersizleri ile birlikte kombine olarak ve ayak bileğinin değişik açılarında uygulanarak gelecekteki ayak bileği burkulmaları üzerinde önleyici etkisinin olduğunu söyleyebiliriz.

Kuvvet

Dinamik eklem stabilitesini sağlayan en önemli faktörlerden biri antagonist kas gruplarının koaktivasyonudur. FAİ'de ani ayak bileği inversiyon stresine karşı koyabilmek için peroneal kasların yeterli kas kuvvetini sağlayabiliyor olması gerektiği düşünülmektedir (20,38,41). Evertör kaslarda kuvvet kaybı, bu kasların inversiyon burkulmasından korunmayı sağlayan inversiyona direnç ve ayağı tekrar nötral pozisyona getirme yeteneğini azaltır (30). Santos ve Liu (26) 21 FAİ ve 16 sağlıklı bireyin ayak bileği izometrik evertör kuvvetlerini karşılaştırdığı çalışmada FAİ olan grubun etkilenen ayak bileklerinde izometrik evertör kuvvetinin anlamlı bir şekilde düşük olduğunu bulmuşlardır. FAİ olan hastalarda ayak bileği eksentrik kuvvetinin incelendiği çalışmalarının bazılarında, sağlıklı bireylere göre evertör kaslarda kuvvet kaybı olduğu gösterilmiştir (25,31,99). Willems ve ark. (25) kronik ayak bileği instabilitesi olanlarla sağlıklı ayak bileklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, 30°/sn ve 120°/sn açısal hızlarda evertör ve invertör kasların konsentrik ve eksentrik kuvvetlerinde kayıp olduğunu bildirmişlerdir. Hartsell ve Spaulding (31) ise kronik ayak bileği instabilitesi olanları sağlıklı ayak bilekleri ile karşılaştırıldığında; evertör kasların, 60°/sn, 120°/sn, 180°/sn ve 240°/sn açısal hızlarda eksentrik kuvvetinde anlamlı kayıp olduğunu göstermişlerdir. Yıldız ve ark. (99) kronik ayak bileği instabilitesi olanlarla sağlıklı ayak bileklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde evertör kasların 120°/sn açısal hızda eksentrik kuvvetinde kayıp olduğunu göstermişlerdir. Abdel-Aziem ve Diaz (35) kronik ayak bileği instabilitesi olanlarla sağlıklı ayak bileklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında 60°/sn ve 120°/sn açısal hızlarda eversiyon/inversiyon eksentrik kuvvet oranlarında anlamlı düşüklük ayrıca evertör kas grubunun eksentrik kuvvetlerinde kayıp olduğunu göstermişlerdir.

Hancı ve ark. (100) yapmış oldukları çalışmada ise tek taraflı FAİ olan bireylerde etkilenen ayak bileği sağlam karşı taraf ayak bileği ile karşılaştırıldığında evertör ve dorsifleksör kas gruplarının eksentrik kuvvetlerinde bir fark olmadığını göstermişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna benzer bir şekilde bazı çalışmalarda da tek taraflı FAİ olan bireylerde etkilenen ayak bileği sağlam karşı taraf ayak bileği ile karşılaştırıldığında evertör kas gruplarının hem eksentrik hem de konsentrik kuvvetlerinde bir fark gösterilememiştir (11,28,30,101,102).

İlginç olarak, FAİ olan hasta gruplarında invertör kas kuvvetinde kayıp olduğu gösterilen çalışmalar da mevcuttur (28,30,103-105). Ryan (104) inversiyon güçsüzlüğünü; ayak bileği invertörlerinin selektif refleks inhibisyonu ya da peroneal sinirin aşırı gerilimi sonucu, derin peroneal sinir disfonksiyonu sonucunda ortaya çıkmış olabileceği hipotezleri ile açıklamıştır. Swearingen ve Dehne (106) selektif inhibisyonu; yaralanan bağlarda gerilme stresini arttırabilen kasları inhibe eden refleks mekanizmanın tetiklenerek yaralanmış eklemde stres toleransı olarak tanımlamışlardır. Böylece ayak bileği invertörlerinin yaralanma yönündeki ilk başlangıç hareketini inhibe edebileceği düşüncesi savunulmaktadır (107). Ayrıca, invertör kas fonksiyonları ile ilişkili motor nöron topluluğunun, lateral ayak bileği burkulması ile daha az uyarılırken; evertör kas fonksiyonları ile ilişkili olanların aynı düzeyde etkilenmediği de belirtilmektedir (107). Ayak bileğindeki evertör ve invertör kas grupları arasındaki kuvvet dengesizliğinin yansımaları olarak da invertör kaslarda kuvvet kaybı olabileceği öne sürülmüştür (30). Diğer yandan; başka güncel çalışmalarda, yaralanmış ekstremiteler ile karşı sağlam ekstremiteler karşılaştırıldığında invertör kas kuvvetlerinde kayıp olmadığı da gösterilmiştir (28,99,101).

Bazı çalışmalarda da FAİ olan bireylerde ayak bileği dorsifleksör ve plantarfleksör kas gruplarının kuvvetleri değerlendirilmiştir (33,35). Abdel-Aziem ve Diaz (35) kronik ayak bileği instabilitesi olanlarla sağlıklı ayak bileklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında 60°/sn ve 120°/sn açısal hızlarda plantarfleksör kas grubunun eksentrik kuvvetinde anlamlı düşüklük saptarken, dorsifleksör kas grubunun eksentrik kuvvetlerinde kayıp

olmadığını göstermişlerdir. Ayrıca FAİ olan bu bireylerde dorsifleksör/plantarfleksör eksentrik kuvvet oranlarında anlamlı yükseklik olduğunu göstermişlerdir (35). Fox ve ark. (33) ise plantarfleksör kas güçsüzlüğünün; burkulma esnasında gastroknemius-soleus kompleksindeki hasarlanma yada burkulmayı takiben gelişen deafferentasyon (afferent yollarla gelen uyarıların kesilmesi ile) sonucu motor ünite uyarılabilirliğindeki azalma sonucu oluşabileceğini ileri sürmüştür. Aynı çalışmada, invertör, evertör ve dorsifleksör kas gruplarında eksentrik kuvvet kaybı saptanmamıştır (33).

Literatürdeki çalışmalarda FAİ olan kişilerde ayak bileği kaslarındaki kuvvet kaybı mevcudiyeti açısından çelişkili bulgular olsa da sağlıklı kişilerde ve FAİ hastalarında dorsalfleksör ve/veya evertör kaslara yönelik uygulanan izotonik (46,50,108) ve izokinetik (30,44,100) egzersiz modellerinin ayak bileği kaslarında kuvvet artışı ve propriyosepsiyonda iyileşme açısından etkili olduğunu gösteren bir çok kanıt mevcuttur. Docherty ve ark. (50) FAİ olan hastalarda progresif dirençli kuvvet antrenmanlarının etkisini ele almışlardır. Docherty ve ark. (50) tek taraflı FAİ olan bireylerde 6 haftalık progresif-dirençli kuvvet çalışmalarının eversiyon ve dorsifleksiyon izometrik kas kuvvetinde gelişim meydana getirdiğini bildirmişlerdir. Lee ve ark. (46) ayak bileği instabilitesi olanlarda 4 haftalık germe, thera-band ve nöromusküler kontrol egzersizlerinden oluşan programın kuvvet ve fonksiyonelliğe olan etkisi araştırılmıştır. Bahsedilen çalışmada 4 fazdan [Faz 1: germe egzersizleri (dorsifleksör ve plantarfleksör kaslara yönelik) + geriye doğru yürüme, Faz 2: thera-band egzersizleri (invertör, evertör, dorsifleksör ve plantarfleksör kaslara yönelik), Faz 3: izometrik egzersiz + tek bacak sıçrama, Faz 4: denge egzersizleri] oluşan egzersiz programı uygulanmıştır. Egzersiz programı öncesi ve sonrası kuvvet ölçümleri izokinetik dinamometre ile 30°/sn ve 120°/sn açısal hızlarda yapılmış olup 30°/sn açısal hızda evertör, invertör ve plantarfleksör kaslarda, 120°/sn açısal hızda ise dorsifleksör kaslarda dahil olmak üzere tüm kas gruplarında anlamlı kuvvet artışı bildirilmiştir. Smith ve ark. (108) 40 FAİ hastasını thera-band egzersizlerinden (invertör, evertör, dorsifleksör ve plantarfleksör kaslara

yönelik) oluşan egzersiz grubu ve kontrol gruplarına randomize etmiştir. 6 hafta boyunca haftada 3 gün egzersiz yapan grupta inversiyon ve eversiyon izometrik kuvvet değerlerinde kontrol grubuna göre anlamlı bir artış gözlenmiştir. Sekir ve ark. (30) FAİ olan rekreasyonel sporcularla yapmış oldukları çalışmada; propriosepsiyon, fonksiyon ve kuvvet kayıplarını inceleyerek, izokinetik egzersizin bu parametrelere etkisini araştırmışlardır. Tek taraflı FAİ olan rekreasyonel sporcuların yaralanmış ayak bileklerinin invertör ve evertör kas gruplarına, 6 hafta süre boyunca 120°/sn açısal hızda 3 set 15 tekrardan oluşan konsentrik modda izokinetik egzersiz programı uygulamışlardır. Egzersiz öncesi ve sonrası invertör ve evertör kas gruplarının kuvvet değerlerini ise hem konsentrik hem de eksentrik olarak 120°/sn açısal hızda ölçmüşlerdir. Evertör ve invertör kas gruplarının konsentrik kuvvetlerinde, izokinetik egzersiz uygulamaları sonrasında anlamlı artış olduğunu göstermişlerdir. Hancı ve ark. (100) yapmış oldukları çalışmada FAİ olan bireylerin ayak bileklerine izokinetik eksentrik-konsentrik kasılma içerikli bir egzersiz programı sonrasında etkilenen ayak bileği sağlam karşı taraf ayak bileği ile karşılaştırıldığında evertör ve dorsifleksör kas gruplarında anlamlı eksentrik kas kuvveti artışı olduğunu göstermişlerdir. Keles ve ark. (44) benzer egzersiz modelini sağlıklı sporcularda uygulamış ve ayak bileği evertör ve dorsifleksör eksentrik kas kuvvetlerinde anlamlı artış bulmuşlardır.

Literatürde kas kuvvetlenmesi için elektrostimülasyon uygulaması ile ilgili çalışmalar genellikle patolojik durumlarda kullanılmaktadır. Sabut ve ark. (109) serebrovasküler stroke nedeniyle düşük ayak gelişen 51 hastayı çalışmaya dahil etmiş ve klasik fizik tedavi uygulanan kontrol grubu ve fizik tedavi + elektrostimülasyon gruplarına randomize edilmiştir. 12 hafta boyunca haftada 5 gün ve günde 20 dakika tibialis anterior kasına yapılan elektrostimülasyon uygulaması, kontrol grubuna göre ayak bileği manuel dorsifleksiyon kuvvetinde anlamlı artışa yol açmıştır. Morales-Osorio ve ark. (110) 10 konjenital pes ekinovarus ameliyatı geçiren hastanın ameliyat sonrası peroneus longus kasına 6 hafta boyunca haftanın 5 günü uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda peronealis longus kas gücünde

anamlı bir artış gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda nöromusküler defisiti olmayan sağlıklı ve rekreasyonel sporcularda stimülasyon uygulanmıştır. Stimülasyon uyguladığımız ayak bileği dorsal fleksör ve evertör kas kuvvetlerinde artış sağlanmıştır. Ancak bu artışların hepsi istatistiksel olarak anlamlılık göstermemiştir. Yapısal fonksiyonel ya da nöromusküler defisit varlığında elektrostimülasyon daha etkili olabilir.

Minetto ve ark.'nın (111) sağlıklı erkeklerde yaptığı çalışmada vastus lateralis ve vastus medialis kaslarına sekiz hafta elektrik stimülasyonu uygulamışlar ve uygulama sırasında katılımcılar eş zamanlı izometrik kasılmalar gerçekleştirmiştir. Uygulama sonrası ölçümlerde vastus medialis ve vastus lateralis kaslarının maksimal izometrik kuvvetlerindeki artışın anlamlı olduğu gözlemlenmiştir. On beş sağlıklı erkek katılımcının değerlendirildiği çalışmada (112) katılımcıların triseps surae kasına dört hafta boyunca NMES uygulaması sırasında aynı zamanda izometrik kasılma yaptırılmış ve triceps surae kasının maksimal izometrik kuvveti incelenmiştir. Kuvvet değerlerinde (Pretest: 105 Nm Posttest:123 Nm) anlamlı bir artış saptanmıştır. Bizim çalışmamızda elektrostimülasyon tibialis anterior ve peroneus longus kaslarının gergin pozisyonda olması için ayak plantar fleksör ve inversiyon pozisyonunda uygulanmıştır ve elektrostimülasyon sırasında kontraksiyon yapılmamıştır. Anlamlı kuvvet artışı saptanamamasının sebeplerinden biri eş zamanlı kontraksiyon uygulamasının yapılmamış olması olabilir. Ancak çalışmanın başındaki hipotezlerimizden biri kontraksiyon ile birlikte kuvvet artışının sonucunda değil, elektrostimülasyon etkisi ile kas içiçi ve golgi tendon organı üzerinden kas reaksiyon zamanı üzerine etki etmektir. Ayrıca Lake (113) kas kuvvetlenmesi için en uygun elektrostimülasyon modülünün simetrik veya asimetrik bifazik dalga ile %25'lik bir siklus ile "on/off" şeklinde uygulanmasını önermişlerdir. Bizim çalışmamızda amaç kas kuvvetlenmesi olmadığı için monofazik monokare dalga ile sürekli akım uygulanmıştır. Yine bu durum da anlamlı kas kuvvet artışı olmayışını açıklayabilir.

Denge

Sensorimotor sistem atletik aktivitelerin her aşamasında hareketlerin algılanması, uygulanması ve düzenlenmesinde görev almaktadır. Sensorimotor sistem, sporcuların hem performansında hem de yaralanmalardan korunmasında öncelikli konuma sahiptir (114). Bir sporcu spor yaptığı sırada bazı dış faktörler nedeniyle dengesi bozulduğunda dengesini kendi sınırları içinde yeniden oluşturmaktadır. Bunu ağırlık merkezini doğru konumlandırarak gerçekleştirir. Eğer sporcuda denge problemi varsa, dengeyi sağlamak için daha fazla kas fibrili kullanacaktır. Birim zamanda daha fazla enerji harcayan sporcu daha çabuk yorulacak ve motor kontrol azalacaktır (115). Yorgunluk eklemlerin propriyoseptif ve kinestetik özelliklerini zayıflatır, kas içiği deşarj eşiğini artırır ve afferent geri bildirim bozular (116). Böylelikle dengesizlik durumu yorgunluğa neden olarak hem afferent hem de efferent kısmı etkileyerek denge üzerine olumsuz etki yapar ve yaralanma olasılığını artırır (117).

Arnold ve ark. (21) ayak bileği ve denge ilişkisini inceledikleri meta analizde 23 çalışmayı dahil etmişlerdir. Meta analiz sonucunda FAİ olan sporcularda dinamik ve statik dengenin etkilendiğini bulmuşlardır. Ayrıca meta-analizde statik veya dinamik denge ölçümleri yapılmasının birbirine anlamlı bir şekilde üstünlüğü olmamakla birlikte dinamik denge testlerinin daha düşük standart sapma gösterdiğini bulmuşlardır. Dinamik denge testlerinden stabilizasyon süresinin daha değerli olduğunu ancak laboratuvar ekipmanları gerektiği için uygulanabilirlik açısından yıldız denge testinin daha pratik olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da dinamik denge testlerinden yıldız denge testi kullanılmıştır. Yıldız denge testinin güvenilirliğini araştıran çalışmalar testler arasında ve araştırmacılar arasında güvenilirliğin yüksek olduğunu göstermişlerdir (118,119). Gabriner ve ark. (120) yıldız denge testinde anterior yöne uzanımda dorsalfleksör, posteromedial ve posterolateral yönlere uzanımda peroneal kasların aktif olduğunu bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda elektrostimülasyon uygulaması

dorsalfleksör ve peroneal kaslara yapıldığı için çalışmamızda yıldız denge testinde anterior, posteromedial ve posterolateral yönler kullanılmıştır.

Ross ve ark. (121) 22 FAİ ve 22 kontrol grubu içeren gönüllülerin ayak bileği statik ve dinamik denge testlerini yapmıştır. Çalışmanın sonucunda statik denge ölçütlerinden olan mediolateral yer tepki kuvveti ve dinamik denge ölçütlerinden olan anteroposterior stabilizasyon zamanı FAİ grubunda kontrol grubuna göre anlamlı olarak bozulmuştur. Doherty ve ark. (122) 42 kronik ayak bileği instabilitesi olan, 28 ayak bileğini burkmuş ancak semptomu olmayan ve 20 sağlıklı kontrol grubunun yıldız denge testi ile dinamik dengelerini değerlendirmiştir. Çalışmanın sonucunda kronik ayak bileği instabilitesi olan grubun anterior, posteromedial ve posterolateral erişim uzaklıklarının, kontrol grubuna ve semptomu olmayan ayak bileği burkulan kişilere göre anlamlı bir şekilde azaldığı gözlenmiştir. Olmsted ve ark. (123) 20 tek taraflı kronik ayak bileği instabilitesi ve 20 kontrol grubunun yıldız denge testlerini karşılaştırmışlar ve kronik ayak bileği instabilitesi olan kişiler instabil olan taraf üzerinde durduğunda sağlam tarafa göre ve kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha az uzandıklarını bulmuşlardır.

Literatürde ayak bileği dinamik dengesinin geliştirilebildiğini gösteren bir çok çalışma vardır. Cain ve ark (124) 22 kronik ayak bileği hastasını 11 kişi biomekanik ayak bileği platformu adı verilen denge egzersizi grubuna 11 kişiyi de kontrol grubuna randomize etmiştir. 4 hafta boyunca haftada 3 gün yapılan egzersizler sonucunda egzersiz grubunda kontrol grubuna göre yıldız denge testinde anlamlı iyileşmeler gözlenmiştir. Hale ve ark. (125) kronik ayak bileği instabilitesi olan 13 kişiye tek ayak denge tahtası, sıçrama ve kalça thera band egzersizleri içeren gruba dahil etmişler 14 kişiyi de kontrol grubuna dahil etmişlerdir. 4 hafta boyunca haftada 2 gün yapılan egzersizler sonucunda yıldız denge testi değerlerinde anlamlı olarak artış saptanmıştır. Cruz-Diaz ve ark. (126) kronik ayak bileği instabilitesi olan 70 kişiyi egzersiz ve kontrol grubu olarak randomize etmiştir. 6 hafta süresiyle, haftanın 3 günü yapılan progresif denge egzersizleri sonucunda yıldız denge testlerinde uzanım mesafeleri anlamlı olarak kontrol grubuna göre artış göstermiştir. Sefton ve ark. (127) 20 kronik ayak bileği instabilitesi ve 9 sağlıklı gönüllüyü

çalışmaya dahil etmişler ve kronik ayak bileği instabilitesi olan kişilere 6 haftanın boyunca haftanın 6 günü denge tahtası egzersizleri yaptırılmış ve sonucunda statik dengede kontrol grubunda değişiklik olmazken dinamik denge yıldız denge testi sonuçlarıyla anlamlı bir iyileşme gösterilmiştir. Çalışmada ayrıca sportif aktivitelerde statik dengeden çok dinamik dengenin önemli olduğu ve yaralanma açısından dinamik dengenin geliştirilmesinin daha değerli olduğu kaydedilmiştir (127).

Hall ve ark. (128) kronik ayak bileği instabilitesi olan 39 kişiyi thera band egzersiz grubu, proprioseptif nöromusküler egzersiz grubu (PNF) ve kontrol grubu olarak randomize etmiştir. Her iki grup 6 hafta boyunca haftada 3 gün egzersizlerini yaparken kontrol grubu egzersiz yapmamıştır. Çalışmanın sonucunda her iki egzersiz grubunda kontrol grubuna göre dinamik denge belirteçlerinden olan Y denge testinde anlamlı bir değişiklik saptanamamıştır. Wright ve ark. (129) 40 kronik ayak bileği hastasını thera band egzersizleri ve denge tahtası egzersizleri yapılan 2 gruba randomize etmiştir. 4 haftalık egzersizlerin sonucunda yıldız denge testi posteromedial uzanımlarda her iki grupta da başlangıca göre artış saptanırken gruplar arasında fark saptanamamıştır. Hale ve ark. (130) kronik ayak bileği instabilitesi olan 13 hastayı, egzersiz grubuna 12 hastayı kontrol grubuna ve 17 sağlıklı katılımcıyı da sağlıklı kontrol grubuna dahil etmiştir. Egzersiz grubu 4 hafta boyunca germe, kuvvet, denge ve fonksiyonel hareketler içeren egzersiz programını uygularken her iki kontrol grubuna egzersiz yaptırılmamıştır. 4 haftanın sonunda egzersiz grubunda kontrol gruplarına kıyasla yıldız denge testinde posteromedial, posterolateral ve lateral uzanımlarda anlamlı iyileşmeler saptanmıştır.

Cloak ve ark. (131) 38 FAİ olan dansçıyı 19 kişilik kontrol grubu, 19 kişilik tüm vücut vibrasyon egzersizi olmak üzere 2 gruba randomize etmiştir. 6 haftalık haftada 2 günlük vibrasyon platformu üzerinde tek bacak topuk yükselme ve squat egzersizleri sonrasında statik denge ve yıldız denge testi ile değerlendirilen dinamik dengede egzersiz yapmayan kontrol grubuna göre anlamlı iyileşmeler saptanmıştır. Ancak bu anlamlı gelişmeler vibrasyon

etkisinden dolayı mı yoksa yapılan tek bacak dinamik egzersizlerden dolayı mı olduğu ayırt edilememiştir.

Son dönemde literatürde ayak bileği elektromyostimülasyon uygulamalarının denge üzerine etkinliği hakkında bazı çalışmalar yapılmaktadır (54,56,59-62,132). Çalışmalardan bazıları elektrostimülasyonu stroke hastalarında denge duyusunu arttırmak için kullanmıştır. Ng ve ark. (132) 76 subakut stroke hastasını TENS + denge egzersizi grubuna veya plasebo TENS + denge egzersizi grubuna randomize etmiştir. TENS grubuna 8 egzersizden oluşan denge egzersizlerini yaparken sural sinir ve common peroneal sinir hizasına haftanın 2 günü 8 hafta boyunca TENS uygulanmıştır. Çalışmanın başlangıcından sonraki 1, 2 ve 3 aylık takip periyotlarında TENS uygulaması yapılan grupta plasebo TENS uygulaması yapılan gruba göre Berg Denge Skorlamasında anlamlı bir artış olduğu gözlenmiştir. Park ve ark. (61) 29 kronik stroke hastasını TENS + egzersiz ve plasebo TENS + egzersiz gruplarına dağılımını sağlamıştır. TENS grubuna eklem hareket açıklığı, fonksiyonel egzersiz ve yürüme egzersizlerini içeren 30 dakikalık egzersizle birlikte gastrocnemius ve quadriceps kaslarına TENS uygulaması yapılmıştır. Haftanın 5 günü 6 haftalık uygulamanın sonucunda statik denge ölçütlerinden anterior posterior ve medial lateral postürel salınımda ve dinamik denge ölçütlerinde ayağa kalkıp yürüme testlerinde TENS uygulaması yapılan grupta plasebo grubuna göre anlamlı düzelmeler gözlenmiştir. Tyson ve ark (62) 29 kronik stroke hastasını çalışmaya dahil etmiş. Katılımcıların tamamı TENS ve plasebo TENS uygulamalarını tecrübe etmiştir. Katılımcıların ayağına çorap şeklinde elektrot giydirilmiş ve tüm ayağına TENS uygulamasının dağılması sağlanmıştır. Denge testlerinden ayaktayken kollarıyla uzanabildiği kadar ileriye uzanmaları istenmiştir ve bu test TENS koşulunda ve plasebo koşulunda tekrarlanmıştır. Çalışmanın sonucunda TENS koşulunda iken denge parametrelerinde anlamlı bir iyileşme saptanmıştır.

Amiridis ve ark. (60) 21 ileri yaştaki hastayı kontrol ve egzersiz gruplarına randomize etmiştir. Egzersiz grubu haftanın 4 günü 4 hafta boyunca tibialis anterior kası elektrostimülasyon eşliğinde izometrik

kasılmalar ile çalıştırılırken kontrol grubu egzersiz yapmamıştır. Çalışmanın sonunda dorsal fleksörlere uygulanan elektrostimülasyon uygulamasının postürel salınımı azalttığı ve statik denge parametrelerini iyileştirdiği bulunmuştur. Bizim çalışmamızda rekreasyonel sporcular dahil edilmiş ve peroneus longus ve tibialis anterior kaslarına elektrostimülasyon uygulaması sonucunda dinamik denge parametrelerinden yıldız denge testinde anlamlı bir iyileşme görülmüştür.

Borel ve ark. (56) bizim uyguladığımız elektrostimülasyonun benzeri etkiler gösteren vibrasyon uygulamasının etkilerini araştırmak için 20 sağlıklı katılımcıyı çalışmaya dahil etmiştir. Katılımcılara 5 farklı seviyede vibrasyonu tibialis anterior ve gastrocnemius kaslarının tendonlarına uygulamışlar ve titreşim sırasında statik, dinamik ve yumuşak zemin üzerindeki postürel kontrollerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda ayak bileği tendonlarına uygulanan vibrasyon uygulamasının statik postürel kontrol üzerine anlamlı iyileşmelerle sonuçlandığını bulmuşlardır. Bu etkinin mekanizmasını uygulanan vibrasyonun kas içiğini uyararak proprioseptif feed back oluşumunu arttırdığı ve bunun da postürel kontrolü iyileştirdiğini düşünmüşlerdir. Bizim çalışmamızdaki dinamik denge artışının da uygulanan kronik elektrostimülasyonun kas içiği üzerinden benzer adaptasyon mekanizmaları ile sağlandığını düşünmekteyiz.

Magalhaes ve ark. (59) 11 sağlıklı gönüllüyü çalışmaya dahil etmişler ve vibrasyon uygulamasını sadece tibialis anterior kasına, sadece triceps surae kasına, her iki kasa ayrı ayrı uygulamışlar bir de kontrol grubu oluşturmuşlardır. Bu farklı bölgelere vibrasyon uygulamalarının postürel salınım üzerine etkilerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda vibrasyon uygulaması yapılan grupların tamamında kontrol grubuna göre postürel salınımda anlamlı iyileşmeler gözlenirken, grupların birbirleri arasında anlamlı fark saptanmamıştır. Yazarlar vibrasyon uygulamasını denge problemi yaşayan kişiler için rehabilitasyon programına dahil edilebileceği sonucuna varmışlardır.

Yoshida ve ark. (54) çalışmaya 7 FAİ hastasını dahil etmiş. Katılımcılardan 20 cm yükseklikteki basamaktan tek ayak üzerinde kuvvet

platformu üzerine atlamaları istenmiştir ve dinamik denge göstergesi olan santral basınç merkezinin uzunluğu ölçülmüştür. Bu uygulamadan sonra katılımcılara 30 dakikalık denge egzersizleri tek başına veya common peroneal sinir üzerine TENS uygulanırken 1'er hafta arayla yaptırılmış ve sonrasında tek ayak atlama testi tekrarlanmıştır. Çalışmanın sonucunda TENS ile birlikte denge egzersizi yapıldığında, tek başına denge egzersizi yapılmasına göre santral basınç merkezinin uzunluğunda anlamlı bir azalma saptanmıştır. Yazarlar santral basınç merkezindeki uzamayı peroneal kaslardaki gecikmeye bağlı olduğunu düşünmüşlerdir. Common peroneal sinir üzerine yapılan tek seanslık TENS uygulamasının peroneal innervasyonu indükleyerek peroneal kaslarda artan bir aktivite gösterdiğini ve bunun sonucunda santral basınç merkezi uzunluğunu kısalttığını düşünmüşlerdir.

Literatürde ayak bileği dorsal fleksör ve evertör kaslarına yönelik uygulanan kronik elektromyostimülasyon uygulamalarının denge üzerine etkilerinin araştırıldığı çalışma sayısının yetersiz olduğu görülmektedir. Bizim çalışmamızda 6 hafta süreyle haftanın 3 günü tibialis anterior ve peroneus longus kaslarına uygulanan elektrostimülasyon uygulamasının dinamik denge belirteçlerinden olan yıldız denge testi anterior, posteromedial ve posterolateral yönlere uzama mesafelerini anlamlı bir şekilde arttırdığı gözlenmiştir. Bu bilgiler ışığında yapılacak yeni randomize kontrollü çalışmalar ile birlikte uzun süreli elektrostimülasyon uygulamasının ayak bileği burkulmalarında koruyucu rolü olabileceği söylenebilir.

Propriosepsiyon

Proprioseptif mekanizma, sporda eklemin uygun fonksiyonu, günlük yaşam aktiviteleri ve bazı mesleki işler için elzemdir (133). Propriosepsiyon, hareketlerin doğru ve hassas şekilde yapılması için gereken nöromusküler kontrolde motor programlamaya ve dinamik stabiliteyi sağlayarak kas refleksine de katkıda bulunur (30). Propriosepsiyonun objektif olarak ölçümü, proprioseptif kaybın erken olarak tanımlanmasının ve yaralanmayla oluşan

bu kaybın sayısal olarak gösterilmesine yardım eder (133). Ayak bileği burkulmalarının tekrarlama eğilimin ilk travmada mekanoreseptörler içeren ligaman dokularında oluşan kısmi deafferentasyonla gelişen proprioseptif kayıp yüzünden olduğuna dair yaygın bir kanı vardır (9,14,134). Ayak bileği yaralanmalarını takiben, proprioepsiyon farklı metodlar ve ekipmanlar kullanılarak sıkça değerlendirilmektedir (104,135,136). Bu tekniklerin çoğu ile ayak bileği bölgesinin performansını izole olarak değerlendirilemez ve görsel ve vestibüler sinyalleri, nöromusküler kontrol ve diğer eklemlerin etkisini içerebilir (137). Görsel ve vestibüler inputlar (girdiler) proprioepsiyona katkıda bulursa da klinik ortopedik bakış açısıyla periferik mekanoreseptörler en önemlileridir (133). Bu mekanoreseptörlerden, görsel ve vestibüler reseptörlerden sağlanan nöral inputların hepsi santral sinir sistemi tarafından motor cevap oluşturmak amacıyla birleştirilir (133). Bu motor cevaplar; motor kontrolün üç seviyesi olan spinal refleks, beyin sapı aktivitesi ve kognitif (bilişsel) progama ile kategorize edilir.

Eklem pozisyonunu nicel olarak yeniden oluşturmak (hem aktif, hem de pasif) ve eklem pozisyonu değişikliklerini tespit edebilmek merkezi sinir sistemi organizasyonunun en üst seviyesi olan somatosensöriyel kortekstedir.

İzokinetik dinamometrede plantarfleksiyon ve dorsifleksiyon yönünde kinestezi ve eklem pozisyon hissi testlerinin güvenilirliği çalışılmış ve bu testler yüksek güvenilirlikte bulunmuştur (138,139). İzokinetik dinamometre ölçümleri, yük binmeyen pozisyonda yapıldığı için ayak bileğinde izole olarak objektif eklem pozisyon ölçümü sağlar. Lateral ayak bileği burkulmaları inversiyon yönünde geliştiği için, ayak bileği inversiyon hareketi sırasındaki proprioseptif yetenekler önem kazanmıştır (133). Bununla ilişkili olarak, ayak bileği ekleminin, inversiyon yönündeki eklem pozisyon hissi değerlendirmelerinde farklı izokinetik dinamometreler kullanılmıştır (25, 140). Sağlıklı katılımcılarda ve FAİ olan bireylerde, izokinetik dinamometrede 1°/s açısal hızda inversiyon yönündeki 10° ve 20° eklem pozisyon hissi testleri yüksek güvenilirlikte bulunmuştur (133,141).

Kronik ayak bileği instabilitesi olan hastalarda proprioseptif becerilerin azaldığı bazı çalışmalarla gösterilmiştir (10,25,42,137,142,143). Garn ve Newton (10), Mulloy ve ark. (142) FAİ olan ayak bileklerinin sağlam ayak bilekleri ile karşılaştırıldığında eklemdeki pasif hareketi (kinestezi) saptamadaki zorlukta anlamlı artış bildirmişlerdir. Willems ve ark. (25), Konradsen ve ark. (42), Boyle ve Negus (137), Jerosch ve Bischof (143) FAİ olan ayak bileklerinin eklem pozisyon hissi testlerinde, sağlam olan karşı tarafla kıyaslandığında, anlamlı düzeyde hata fazlalığı saptamışlardır. Ayak bileği yaralanması olan hastaların esas yönetimin hedefi öncelikle; proprioepsiyon, fonksiyon ve kuvvet kayıplarını tanımlamak, sonra sporcuyla en uygun tedavi yaklaşımı ile en iyi fonksiyonel seviyede spora döndürebilmektir (133). Bu sebeple, ayak bileği eklem yaralanmalarından sonra; invertör ve evertör kasların güçlendirilmesinin yanı sıra, proprioepsiyon, denge ve fonksiyonel kapasiteyi arttıran egzersizler rutin olarak uygulanmaktadır (133).

Literatürde özellikle FAİ olan hastalarda tedavi yöntemlerinin eklem pozisyon hissi ve kinestezi üzerine etkilerinin incelendiği çalışmalar mevcuttur. Sekir ve ark. (30) FAİ olan rekreasyonel sporcu grubunda; izokinetik egzersizin proprioepsiyona etkilerini incelediği çalışmada invertör ve evertör kas grubuna yönelik 6 haftalık konsentrik izokinetik egzersizin ayak bileği eklem pozisyon hissine olumlu etki ettiğini bulmuşlardır. Docherty ve ark. (50) FAİ olan hastalarda egzersiz lastiği kullanarak progresif-dirençli kuvvet antrenmanlarının etkisini ele almıştır. Docherty ve ark. (50) tek taraflı FAİ olan bireylerde 6 haftalık progresif-dirençli kuvvet çalışmalarının eklem pozisyon ölçümlerinde gelişim meydana getirdiğini raporlamıştır. Hanci ve ark. (100) FAİ olan hastalarda 6 haftalık izokinetik eksentrik egzersizin eklem pozisyon hissi ve kinestezi üzerine olumlu etkiler gösterdiğini bulmuşlardır. Sefton ve ark. (127) kronik ayak bileği instabilitesi olan hastalarda 6 hafta boyunca denge egzersizleri sonucunda eklem pozisyon hissinde anlamlı bir düzelme olduğu gözlenmiştir. Tyson ve ark. (62) kronik stroke hastalarında uyguladıkları çorap elektrot ile tek doz TENS uygulamasının sonucunda izokinetik dinamometre ile ölçülen eklem pozisyon hissinde anlamlı bir artış

olduğunu bulmuştur. Bizim çalışmamızda sağlıklı katılımcılarda 6 hafta boyunca uygulanan elektromyostimülasyon uygulamalarında eklem pozisyon hissi ve kinestezi değerlerinde kontrol grubuna göre anlamlı bir değişiklik gözlemlenmemiştir. Çalışmamızda eklem pozisyon hissi ve kinestezi üzerine etki görülmemesinin sebebi, elektrostimülasyon uygulamasının sağlıklı gönüllülerde yeterli olmadığını düşündürmektedir. Bir diğer sebep olarak da mevcut çalışmadaki elektrostimülasyon uygulaması sonucunda eklem hareketi olmadığı için sadece kas içiği ve golgi tendon organı sensitivitesinde artış olduğu düşünülürken, yapılan egzersiz uygulamalarının ayak bileği etrafındaki serbest sinir uçları, eklem ve ligaman reseptörlerinde de sensitivite artışına sebep olarak eklem pozisyon hissini olumlu etkilediği düşünülmektedir. Sonraki çalışmalarda FAİ olan hastalarda elektrostimülasyonun eklem pozisyon hissi ve kinestezi üzerine etkileri araştırma konusu olabilir.

Çalışmanın kısıtlılıkları değerlendirildiğinde plasebo stimülasyon yapılmamış olması, stimülasyon programı sonrası sensorimotor kontrol değişikliklerinin etkilerinin ne kadar sürdüğü ile ilgili uzun takip sonuçlarının olmaması sayılabilir. Ayrıca çalışmada sadece sağlıklı kişilerin olması da bu çalışmanın diğer bir kısıtlılığı olarak söylenebilir.

Çalışmamızın sonucunda uzun süreli ayak bileği dorsalfleksör ve evertör kaslara yönelik yapılan elektromyostimülasyon uygulaması ile ayak bileği instabilite göstergelerinden peroneal ve tibial reaksiyon zamanlarında ve dinamik dengede önemli gelişmeler kaydedildiği gösterilmiştir. Bu bulgular ışığında spor yaralanmaları içinde en sık görülen ve sporcuların en sık spordan uzak kalmasına sebep olan ayak bileği yaralanmalarının insidansını azaltma ve tedavi giderlerini azaltması açısından kronik elektromyostimülasyon uygulamasının kullanılabileceği düşüncesindeyiz. Özellikle daha önceden etkinliği kanıtlanmış kuvvet ve propriosepsiyon egzersizleri ile birlikte kombine edildiğinde additif etki göstererek rehabilitasyon programına önemli katkılar sağlayabileceğini söyleyebiliriz. Elektromyostimülasyon uygulamasının sağlıklı ve kronik ayak bileği

instabilitesi olan kişilerde sensörimotor kontrol üzerine etkilerini araştıran daha fazla sayıda randomize kontrollü çalışmalara ihtiyaç olduğu açıktır.



KAYNAKLAR

1. Cooke MW, Lamb SE, Marsh J, Dale J. A survey of current consultant practice of treatment of severe ankle sprains in emergency departments in the United Kingdom. *Emerg Med J.* 2003;20(6):505-7.
2. Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: Summary and recommendations for injury prevention initiatives. *J Athl Train.* 2007;42(2):311-9.
3. Fong DT-P, Hong Y, Chan L-K, Yung PS-H, Chan K-M. A Systematic Review on Ankle Injury and Ankle Sprain in Sports. *Sport Med.* 2007;37(1):73-94.
4. Roos KG, Kerr ZY, Mauntel TC, Djoko A, Dompier TP, Wikstrom EA. The Epidemiology of Lateral Ligament Complex Ankle Sprains in National Collegiate Athletic Association Sports. *Am J Sports Med.* 2017;45(1):201-9.
5. Janssen KW, Hendriks MRC, Van Mechelen W, Verhagen E. The cost-effectiveness of measures to prevent recurrent ankle sprains: Results of a 3-arm randomized controlled trial. *Am J Sports Med.* 2014;42(7):1534-41.
6. Waterman BR, Belmont PJ, Cameron KL, DeBerardino TM, Owens BD. Epidemiology of Ankle Sprain at the United States Military Academy. *Am J Sports Med.* 2010;38(4):797-803.
7. Lynch SA, Eklund U, Gottlieb D, et al. Electromyographic latency changes in the ankle musculature during inversion moments. *Am J Sports Med* 1996;24:362-9.
8. Anandacoomarasamy A. Long term outcomes of inversion ankle injuries. *Br J Sports Med.* 2005;39(3):e14-e14.
9. Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of foot. *J Bone Joint Surg Br* 1965;47(4):669-77.
10. Garn SN, Newton RA. Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. *Phys Ther* 1988;68:1667-71.
11. Lentell GL, Katzmann LL, Walters MR. The relationship between muscle function and ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther* 1990;11:605-11.
12. Irrgang JJ, Neri R. The rationale for open and closed kinetic chain activities for restoration of proprioception and neuromuscular control following injury. In: Lephart SM, Fu FH (eds). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability.* USA: Human Kinetics; 2000. 363-74.
13. Lephart SM, Pincivero DM, Rozzi SL. Proprioception of the ankle and knee. *Sports Med* 1998; 25:149-55.
14. Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL FF. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. 1997:130-7.
15. Postle K, Pak D, Smith TO. Effectiveness of proprioceptive exercises for ankle ligament injury in adults: A systematic literature and meta-analysis. *Man Ther.* 2012;17(4):285-91.

16. Freeman MA, Wyke B. The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. *J Anat* 1967;101:505-32.
17. Lentell G, Baas B, Lopez D, McGuire L, Sarrels M, Snyder P. The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21(4):206-15.
18. Munn J, Sullivan SJ, Schneiders AG. Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: A systematic review with meta-analysis. *J Sci Med Sport.* 2010;13(1):2-12.
19. Leanderson J, Eriksson E, Nilsson C, et al. Ankle sprain and postural sway in basketball players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy* 1993;1:203-5.
20. Tropp H. Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. *Int J Spots Med* 1986;7:291-4.
21. Arnold BL, De La Motte S, Linens S, Ross SE. Ankle instability is associated with balance impairments: A meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(5):1048-62.
22. Löfvenberg R, Karrholm J, Sundelin G, et al. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med* 1995;23:414-7.
23. Vaes P, Duquet W, Van Gheluwe B. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. *J Athl Train* 2002;37(4):475-80.
24. Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Mahieu N, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects: A prospective study. *Am J Sports Med.* 2005;33(3):415-23.
25. Willems T, Witvrouw E, Verstuyft J, Vaes P, De Clercq D. Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability. *J Athl Train* 2002;37:487-93.
26. Santos MJ, Liu W. Possible Factors Related to Functional Ankle Instability. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2008;38(3):150-57.
27. Bernier JN, Perrin DH, Rijke AM. Effect of unilateral functional instability of the ankle on postural sway and inversion and eversion strength. *J Athl Train* 1999;34:239-45.
28. Munn J, Beard DJ, Refshauge KM, Lee RJ. Eccentric muscle strength in functional ankle instability. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35:245-50.
29. Holmes A, Delahunt E. Treatment of common deficits associated with chronic ankle instability. *Sports Med* 2009;39(3):207-24.
30. Sekir U, Yildiz Y, Hazneci B, Ors F, Aydin T. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15:654-64.
31. Hartsell HD, Spaulding SJ. Eccentric/concentric ratios at selected velocities for the invertor and evertor muscles of the chronically unstable ankle. *Br J Sports Med* 1999;33:255-8.
32. Gribble P, Robinson R. Exam of ankle, knee, hip torque production in individuals with chronic ankle instability. *J Strength Cond Res.* 2009;23(2):395-400.

33. Fox J, Docherty CL, Schrader J, Applegate T. Eccentric plantar-flexor torque deficits in participants with functional ankle instability. *J Athl Train.* 2008;43(1):51-4.
34. Hubbard TJ, Kramer LC, Denegar CR, Hertel J. Contributing factors to chronic ankle instability. *Foot Ankle Int* 2007;28:343-54.
35. Abdel-Aziem AA, Draz AH. Chronic ankle instability alters eccentric eversion/inversion and dorsiflexion/plantarflexion ratio. *J back Musculoskelet rehabil* 2014; 27(1):47-53.
36. McKnight C and Armstrong C. The role of ankle strength in functional ankle instability. *J Sport Rehabil.* 1997;6:21-9.
37. Bernier JN, Perrin DH, Rijke A. Effect of unilateral functional instability of the ankle on postural sway and inversion and eversion strength. *J Athl Train.* 1997;32(3):226-32.
38. Kaminski TW, Perrin DH, Gansneder BM. Eversion Strength Analysis of Uninjured and Functionally Unstable Ankles. *J Athl Train.* 1999;34(3):239-45.
39. Baratta R, Solomonov M, Zhou BH, et al. Muscular coactivation: the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med* 1988;16:113-22.
40. Dranganich LF, Jaeger RJ, Kralj AR. Coactivation of the hamstrings and quadriceps during extension of the knee. *J Bone Joint Surg* 1989;37:1075–81.
41. Bosien WR, Staples OS, Russell SW. Residual disability following acute ankle sprains. *J Bone Joint Surg* 1955;37:1237-43.
42. Konradsen L, Beynnon BD, Renström PA. Proprioception and sensorimotor control in the functionally unstable ankle. In: Lephart SM and Fu FH (eds). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability.* USA, Human Kinetics; 2000. 237-46.
43. Kim K-J, Kim Y-E, Jun H-J, et al. Which Treatment is More Effective for Functional Ankle Instability: Strengthening or Combined Muscle Strengthening and Proprioceptive Exercises? *J Phys Ther Sci.* 2014;26(3):385-8.
44. Keles SB, Sekir U, Gur H, Akova B. Eccentric/concentric training of ankle evertor and dorsiflexors in recreational athletes: Muscle latency and strength. *Scand J Med Sci Sports* 2014; 24:29-38.
45. Osborne MD, Chou L-S, Laskowski ER, Smith J, Kaufman KR. The Effect of Ankle Disk Training on Muscle Reaction Time in Subjects with a History of Ankle Sprain. *Am J Sports Med.* 2001;29(5):627-632.
46. Lee KY, Lee HJ, Kim SE, Choi PB, Song SH, Jee YS. Short term rehabilitation and ankle instability. *Int J Sports Med.* 2012;33(6):485-96.
47. Riemann BL, Myers JB, Stone DA, Lephart SM. Effect of Lateral Ankle Ligament Anesthesia on Single-Leg Stance Stability. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(3):388-96.
48. Hertel JN, Guskiewicz KM, Kahler DM, Perrin DH. Effect of lateral ankle joint anesthesia on center of balance, postural sway, and joint position sense. *J Sport Rehabil.* 1996;5(2):111-9.

49. Mitchell A, Dyson R, Hale T, Abraham C. Biomechanics of ankle instability. Part 1: Reaction time to simulated ankle sprain. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40(8):1515-21.
50. Docherty CL, Moore JH, Arnold BL. Effects of strength training on strength development and joint position sense in functionally unstable ankles. *J Athl Train.* 1998;33(4):310-4.
51. Pavailler S, Hintzy F, Horvais N, Forestier N. Cutaneous stimulation at the ankle: A differential effect on proprioceptive postural control according to the participants' preferred sensory strategy. *J Foot Ankle Res.* 2016;9(1):1-8.
52. Yu M, Piao YJ, Eun HI, Kim DW, Ryu MH, Kim NG. Development of abnormal gait detection and vibratory stimulation system on lower limbs to improve gait stability. *J Med Syst.* 2010;34(5):787-97.
53. Pereira MP, Pelicioni PHS, Lahr J, Gobbi LTB. Does proprioceptive system stimulation improve sit-to-walk performance in healthy young adults? *J Phys Ther Sci.* 2015;27(4):1113-6.
54. Yoshida T, Tanino Y, Suzuki T. Effect of exercise therapy combining electrical therapy and balance training on functional instability resulting from ankle sprain—focus on stability of jump landing. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(10):3069-71.
55. Hwang DY, Lee HJ, Lee GC, Lee SM. Treadmill training with tilt sensor functional electrical stimulation for improving balance, gait, and muscle architecture of tibialis anterior of survivors with chronic stroke: A randomized controlled trial. *Technol Heal Care.* 2015;23(4):443-52.
56. Borel L, Ribot-Ciscar E. Improving postural control by applying mechanical noise to ankle muscle tendons. *Exp Brain Res.* 2016;234(8):2305-14.
57. Kim JH, Chung Y, Kim Y, Hwang S. Functional electrical stimulation applied to gluteus medius and tibialis anterior corresponding gait cycle for stroke. *Gait Posture.* 2012;36(1):65-7.
58. Kim K, Lee S, Kim D, Kim KS. The effects of ankle joint muscle strengthening and proprioceptive exercise programs accompanied by functional electrical stimulation on stroke patients' balance. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(9):2971-5.
59. Magalhães FH, Kohn AF. Effectiveness of electrical noise in reducing postural sway: A comparison between imperceptible stimulation applied to the anterior and to the posterior leg muscles. *Eur J Appl Physiol.* 2014;114(6):1129-41.
60. Amiridis IG, Arabatzi F, Violaris P, Stavropoulos E, Hatzitaki V. Static balance improvement in elderly after dorsiflexors electrostimulation training. *Eur J Appl Physiol.* 2005;94(4):424-33.
61. Park J, Seo D, Choi W, Lee S. The Effects of Exercise with TENS on Spasticity, Balance, and Gait in Patients with Chronic Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Med Sci Monit.* 2014;20:1890-6.
62. Tyson SF, Sadeghi-Demneh E, Nester CJ. The effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on strength, proprioception, balance and mobility in people with stroke: A

- randomized controlled cross-over trial. *Clin Rehabil.* 2013;27(9):785-91.
63. Benesh S, Pütz W, Rosenbaum D, Becker H. Reliability of peroneal reaction time measurements. *Clin Biomech* 2000;15:21–8.
 64. Eechaute C, Vaes P, Duquet W, Van Gheluwe B. Test-retest reliability of sudden ankle inversion measurements in subjects with healthy ankle joints. *J Athl Train.* 2007;42(1):60-5.
 65. Eechaute C, Vaes P, Duquet W, Van Gheluwe B. Reliability and discriminative validity of sudden ankle inversion measurements in patients with chronic ankle instability. *Gait Posture.* 2009;30(1):82-6.
 66. Knight AC, Weimar WH. Difference in response latency of the peroneus longus between the dominant and nondominant legs. *J Sport Rehabil.* 2011;20(3):321-32.
 67. Johnson MB, Johnson CL. Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993;18:497–501.
 68. Isakov E, Mizrahi J, Solzi P, Suzak Z, Lotem M. Response of the peroneal muscles to sudden inversion of the ankle during standing. *Int J Sports Biomech* 1986;2:100–9.
 69. Nawoczinski DA, Owen MG, Ecker ML, Altman B, Epler M. Objective evaluation of peroneal response to sudden inversion stress. *J Orthop Sports Phys Ther* 1985;7:107–9.
 70. Sekir U, Keles BS, Gur H. Muscle Latency and Proprioception in Non-Dominant and Dominant Legs of Healthy Sedentary Individuals. *Türkiye Fiz Tip ve Rehabil Derg.* 2015;61(1):51-7.
 71. Löfvenberg R, Karrholm J, Sundelin G. Proprioceptive reaction in the healthy and chronically unstable ankle joint. *Sportverletz Sportschaden* 1996;10:79-83.
 72. Hopkins JT, Brown TN, Christensen L, Palmieri-Smith RM. Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability. *J Orthop Res.* 2009;27(12):1541-6.
 73. Donahue MS, Docherty CL, Riley ZA. Decreased fibularis reflex response during inversion perturbations in FAI subjects. *J Electromyogr Kinesiol.* 2014;24(1):84-9.
 74. Konradsen L, Ravn JB, Sorensen AI. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Joint Surg (Br)* 1993;75:433-6.
 75. Jackson ND, Gutierrez GM, Kaminski T. The effect of fatigue of and habituation on the stretch reflex of the ankle musculature. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19 (1):75–84.
 76. Henry B, McLoda T, Docherty CL, Schrader J. The Effect of Plyometric Training on Peroneal Latency. *J Sport Rehabil.* 2010;19(3):288-300.
 77. Konradsen L, Voight M, HLjsgaard C. Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defence mechanism. *Am J Sports Med.* 1997;25:54–8.
 78. Konradsen L, Ravn JB. Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. *International Journal of Sports Medicine* 1991;12:290-2.

79. Palmieri-Smith RM, Hopkins JT, Brown TN. Peroneal activation deficits in persons with functional ankle instability. *Am J Sports Med* 2009;37:982-8.
80. Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 1996;101:511-9.
81. Schmidt R, Gergroü H, Friemert B, Herbst A, Claes L. The peroneal reaction time (PRT)--reference data in a healthy sample population. *Foot ankle Int / Am Orthop Foot Ankle Soc [and] Swiss Foot Ankle Soc.* 2005;26(5):382-386.
82. Konradsen L, Ravn JB. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand* 1990;61:388-90.
83. Hopkins TJ, McLoda T, McCaw S. Muscle activation following sudden ankle inversion during standing and walking. *Eur J Appl Physiol* 2007;99:371-8.
84. Grüneberg C, Nieuwenhuijzen PHJA, Duysens J. Reflex responses in the lower leg following landing impact on an inverting and non-inverting platform. *J Physiol.* 2003;550(3):985-93.
85. Karlsson J, Andreasson GO. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability. An electromyographic study. *Am J Sports Med.* 1992;20(3):257-61.
86. Colville MR, Marder RA, Boyle JJ, Zarins B. Strain measurements in the lateral ankle ligaments. *Am J Sports Med.* 1990; 18:196–200.
87. Mok KM, Fong DT, Krosshaug T, et al. Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports: 2 cases during the 2008 Beijing Olympics. *Am J Sports Med* 2011;39(7):1548-52.
88. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):364-75.
89. Myers JB, Riemann BL, Hwang J, Fu FH, Lephart SM. Effects of peripheral afferent alteration of lateral ankle ligaments on dynamic stability. *Am J Sports Med* 2003;31:498-506.
90. Rosenbaum D, Hennig E. The influence of stretching and warmup-exercises on Achilles tendon reflex activity. *Journal of Sports Sciences* 1995;13:481-90.
91. Kleinrensink GJ, Stoeckart R, Meulstee J, et al. Lowered motor conduction velocity of the peroneal nerve after inversion trauma. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1994;26:877-83.
92. Eils E, Rosenbaum D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33:1991-8.
93. Li HY, Zheng JJ, Zhang J, Hua YH, Chen SY. The Effect of Lateral Ankle Ligament Repair in Muscle Reaction Time in Patients with Mechanical Ankle Instability. *Int J Sports Med* 2015;36(12):1027-32.
94. Javed A, Walsh HPJ, Lees A. Peroneal reaction time in treated functional instability of the ankle. *Foot Ankle Surg* 1999;5:159-66.
95. Linford CW, Hopkins JT, Schulthies SS, Freland B, Draper DO, Hunter I. Effects of neuromuscular training on the reaction time and

- electromechanical delay of the peroneus longus muscle. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87:395–401.
96. Dias A, Pezarat-Correia P, Esteves J, Fernandes O. The influence of a balance training program on the electromyographic latency of the ankle musculature in subjects with no history of ankle injury. *Phys Ther Sport*. 2011;12(2):87-92.
 97. Sierra-Guzmán R, Jiménez JF, Ramírez C, Esteban P, Abián-Vicén J. Effects of Synchronous Whole Body Vibration Training on a Soft, Unstable Surface in Athletes with Chronic Ankle Instability. *Int J Sports Med*. 2017;38(6):447-55.
 98. Hagen M, Lescher S, Gerhardt A, Lahner M, Felber S, Hennig EM. Shank muscle strength training changes foot behaviour during a sudden ankle supination. *PLoS One*. 2015;10(6):1-17.
 99. Yildiz Y, Aydin T, Sekir U, et al. Peak and end range eccentric evertor/concentric invertor muscle strength ratios in chronically unstable ankles: comparison with healthy individuals. *J Sports Sci Med* 2003a;2:70-6.
 100. Hanci E, Sekir U, Gur H, Akova B. Eccentric training improves ankle evertor and dorsiflexor strength and proprioception in functionally unstable ankles. *Am J Phys Med Rehabil* 2016; 95:448-58.
 101. Bernier JN, Perrin DH. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995;27:264-75.
 102. Heitman RJ, Kovaleski J, Gurchiek L. Isokinetic eccentric strength of the ankle evertors after injury. *Percept Mot Skills* 1997;84:258.
 103. Kaminski TW, Buckley BD, Powers ME, Hubbard TJ, Ortiz C. Effect of strength and proprioception training on eversion to inversion strength ratios in subjects with unilateral functional ankle instability. *Br J Sports Med* 2003;37:410-5.
 104. Ryan L. Mechanical stability, muscle strength, and proprioception in the functionally unstable ankle. *Aust J Physiother* 1994;40:41-7.
 105. Wilkerson GB, Pinerola JJ, Caturano RW. Invertor vs. evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997;26:78-86.
 106. Swearingen RL, Dehne E. A study of pathological muscle function following injury to a joint. *J Bone and Joint Surgery America* 1964;46:1364.
 107. Delahunt E. Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint. *J Bodyw Mov Ther* 2007;11:203-13.
 108. Smith BI, Docherty CL, Simon J, Klossner J, Schrader J. Ankle strength and force sense after a progressive, 6-week strength-training program in people with functional ankle instability. *J Athl Train*. 2012;47(3):282-8.
 109. Sabut SK, Sikdar C, Kumar R, Mahadevappa M. Functional electrical stimulation of dorsiflexor muscle: Effects on dorsiflexor strength, plantarflexor spasticity, and motor recovery in stroke patients. *NeuroRehabilitation*. 2011;29(4):393-400.

110. Morales-Osorio G, Lomeli-Gonzalez J, Hernandez-Valadez NI, Saldana EA, Arenas-Sordo ML. Electrostimulation to increase peroneal muscle strength in pediatric patients with postsurgical clubfoot. *J Pediatr Rev.* 2016;4(1):e2852.
111. Minetto MA, Botter A, Bottinelli O, Miotti D, Bottinelli R, D'Antona G. Variability in muscle adaptation to electrical stimulation. *International Journal of Sports Medicine.* 2013;34(6):544–53.
112. Grosset JF, Canon F, Pérot C, Lambertz D. Changes in contractile and elastic properties of the triceps surae muscle induced by neuromuscular electrical stimulation training. *Eur J Appl Physiol.* 2014;114(7):1403-11.
113. Lake DA. Neuromuscular electrical stimulation - An overview and its application in the treatment of sports injuries. *Sport Med.* 1992;13(5):320-36.
114. Özgürbüz C. Spor hekimliğinde sensori motor sistem. *Spor Hekim Derg.* 2013:91-9.
115. Noakes TD. Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports.* 2000;10(3):123–45.
116. de Vries JS, Kingma I, Blankevoort L, van Dijk CN. Difference in balance measures between patients with chronic ankle instability and patients after an acute ankle inversion trauma. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2010;18(5):601-6.
117. Hrysomallis C, McLaughlin P, Goodman C. Balance and injury in elite Australian footballers. *International Journal of Sports Medicine.* 2007;28(10):844–7.
118. Hertel J, Miller S, Denegar C. Intratester and intertester reliability during the star excursion balance test. *J Sport Rehabil.* 2000;9:104–16
119. Plisky PJ, Rauh MJ, Kaminski TW, Underwood FB. Star excursion balance test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36:911–9
120. Gabriner ML, Houston MN, Kirby JL, Hoch MC. Contributing factors to Star Excursion Balance Test performance in individuals with chronic ankle instability. *Gait Posture.* 2015;41(4):912-6.
121. Ross SE, Guskiewicz KM, Gross MT, Yu B. Balance measures for discriminating between functionally unstable and stable ankles. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(2):399-407.
122. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Dynamic balance deficits in individuals with chronic ankle instability compared to ankle sprain copers 1 year after a first-time lateral ankle sprain injury. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2016;24(4):1086-95.
123. Olmsted LC, Garcia CR, Hertel J, Shultz SJ. Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):501–6.

124. Cain MS, Garceau SW, Linens SW. Effects of a 4-week biomechanical ankle platform system protocol on balance in high school athletes with chronic ankle instability. *J Sport Rehabil.* 2017;26(1):1-7.
125. Hale SA, Fergus A, Axmacher R, Kiser K. Bilateral improvements in lower extremity function after unilateral balance training in individuals with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2014;49(2):181-91.
126. Cruz-Diaz D, Lomas-Vega R, Osuna-Pérez M, Contreras F, Martínez-Amat A. Effects of 6 Weeks of Balance Training on Chronic Ankle Instability in Athletes: A Randomized Controlled Trial. *Int J Sports Med.* 2015;36(9):754-60.
127. Sefton JM, Yaras C, Hicks-Little CA, Berry JW, Cordova ML. Six Weeks of Balance Training Improves Sensorimotor Function in Individuals With Chronic Ankle Instability. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2011;41(2):81-9.
128. Hall EA, Docherty CL, Simon J, Kingma JJ, Klossner JC. Strength-training protocols to improve deficits in participants with chronic ankle instability: A randomized controlled trial. *J Athl Train.* 2015;50(1):36-44.
129. Wright CJ, Linens SW, Cain MS. A randomized controlled trial comparing rehabilitation efficacy in chronic ankle instability. *J Sport Rehabil.* 2017;26(4):238-49.
130. Hale SA, Hertel J, Olmsted-Kramer LC. The Effect of a 4-Week Comprehensive Rehabilitation Program on Postural Control and Lower Extremity Function in Individuals With Chronic Ankle Instability. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2007;37(6):303-11.
131. Cloak R, Nevill AM, Clarke F, Day S, Wyon MA. Vibration training improves balance in unstable ankles. *Int J Sports Med.* 2010 Dec;31(12):894-900.
132. Ng SS, Lai CW, Tang MW, Woo J. Cutaneous electrical stimulation to improve balance performance in patients with sub-acute stroke: a randomised controlled trial. *Hong Kong Med J.* 2016;22 Suppl 2(1):33-6.
133. Yildiz Y, Sekir U, Hazneci B, Ors F, Saka T, Aydin T. Reliability of a functional test battery evaluating functionality, proprioception and strength of the ankle joint. *Turk J Med Sci* 2009;39:115-23.
134. Refshauge KM, Kilbreath SL, Raymond J. The effect of recurrent ankle inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:10-5.
135. Glencross D, Thornton E. Position sense following joint injury. *J Sports Med Phys Fitness* 1981;21:23-7.
136. Isakov E, Mizrahi J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? *Br J Sports Med* 1997;31:65-7.
137. Boyle J, Negus V. Joint position sense in the recurrently sprained ankle. *Aust J Physiother* 1998;44:159-63.
138. Deshpande N, Connelly DM, Culham EG, Costigan PA. Reliability and validity of ankle proprioceptive measures. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84:883-9.

139. Giorgetti MM, Harris BA, Jette A. Reliability of clinical balance outcome measures in the elderly. *Physiother Res Int* 1998;3:274-83.
140. Aydin T, Yildiz Y, Yildiz C, Atesalp S, Kalyon TA. Proprioception of the ankle: a comparison between female teenaged gymnasts and controls. *Foot Ankle Int* 2002;23:123-9.
141. Sekir U, Yildiz Y, Hazneci B, Ors F, Saka T, Aydin T. Reliability of a functional test battery evaluating functionality, proprioception, and strength in recreational athletes with functional ankle instability. *Eur J Phys Rehabil Med* 2008;44:407-15.
142. Mulloy Forkin D, Koczur D, Battle R, et al. Evaluation of kinaesthetic deficits indicative of balance control in gymnasts with unilateral chronic ankle sprains. *J Orthop Sports Phys Ther* 1996;23:245-50.
143. Jerosch J, Bischof M. Proprioceptive capabilities of the ankle in stable and unstable joints. *Sports Exerc Injury* 1996;2:67-71.



TEŞEKKÜR

Tez konusu seçiminden, tezin çalışma ve yazım aşamalarına kadar geçen tüm sürede bana olan yardımı ve anlayışından dolayı tez danışmanım Prof. Dr. Bedrettin Akova'ya, uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen Prof. Dr. Hakan Gür ve Prof Dr. Ufuk Şekir'e; rotasyonlarım süresince eğitimime katkısı bulunan tüm öğretim üyelerine, her konuda desteklerini hissettiğim tüm sağlık personeli arkadaşlarıma; 4 yıl boyunca beraber çalıştığım Spor Hekimliği Anabilim Dalı'nın tüm personeline ve çalışma arkadaşlarıma;

Benden hiçbir zaman desteğini esirgemeyen babam Yılmaz İlhan'a, fedakarlıklarıyla beni bugünlere getiren annem Hacer İlhan'a, tez çalışmam sırasında bana destek olan kardeşim Oltan İlhan'a çok teşekkür ederim.

ÖZGEÇMİŞ

03.10.1989 tarihinde Denizli’de doğdum. İlkokulu Denizli’nin Merkez ilçesinde Hacı Halil Bektaş İlkokulu’nda, ortaokulu Doğan Demircioğlu Emsan İlköğretimokulu’nda ve lise eğitimimi Denizli Anadolu Lisesi’nde tamamladım. 2007 yılında başladığım Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi’nden 2013 yılında başarıyla mezun oldum. Eylül 2013 TUS’u ile ihtisas hakkı kazandığım Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Spor Hekimliği Anabilim Dalı’nda 13.01.2013 tarihinde göreve başladım ve uzmanlık eğitimime halen devam etmekteyim.