



T.C.

HALIÇ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SAĞLIKLI GENÇLERDE AYAK BİLEĞİNE UYGULANAN FARKLI
KİNESİOTAPE UYGULAMALARININ STATİK DENGE ÜZERİNE
ANLIK ETKİLERİ

ÇETİN SAYACA

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON

DANIŞMAN

Prof. Dr. BİLSEN SİRMEN

İSTANBUL 2011

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon programı Yüksek Lisans Öğrencisi Çetin SAYACA tarafından hazırlanan **“Sağlıklı Gençlerde Ayak Bileğine Uygulanan Farklı Kinosiotape Uygulamalarının Statik Denge Üzerine Etkileri”** konulu çalışması jürimizce Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi :28.09.2011

(Jüri Üyesinin Ünvanı, Adı, Soyadı ve Kurumu):

İmzası

Jüri Üyesi :Prof.Dr.Bilsen SİRMEN
:İst. Bilgi Üniversitesi/ SBYO.
(Danışmanı)



Jüri Üyesi : Prof.Dr.Ufuk YURDALAN
: Marmara Üniversitesi/ Sağ. Bil. Fak.



Jüri Üyesi : Yrd.Doç.Dr.Özlem YILMAZ
: Haliç Üniversitesi/ SYO.



Bu tez Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulunun kararıyla kabul edilmiştir.



Yrd.Doç.Dr.Leman ŞENTURAN
Sağlık Bilimleri Ens. Müdürü

I.ÖNSÖZ/TEŞEKKÜR

İçimde sakladığım arzumu ortaya çıkartan ve yüksek lisans yapmam konusunda beni her zaman destekleyen, bunaldığımda huzur bulduğum, sevgisini her daim yanımda hissettiğim sevgili eşime,

Bana ömür boyu desteklerini ve güvenlerini gösteren, her zaman yanımda hissettiğim anneme ve rahmetli babama ve kardeşime,

Yüksek Lisans Eğitimim süresince her türlü desteğini esirgemeyen, tecrübelerini paylaşan, yol gösteren ve danışmanlığımı yapan, kendi işini bırakarak bizim işlerimizle ilgilenen, her daim aradığımda beni dinleyen, yaz tatilini yarıda kesip tezlerimizle uğraşan saygıdeğer Hocam Prof. Dr. Bilsen Sirmen'e,

Yüksek lisans derslerimize giren, bilgi ve tecrübelerini bizimle paylaşan Prof. Dr. Ferda Dokuztuğ Üçsular Hocama,

İstatistiği bize öğreten ve sevdiren, sorularımızı her daim yanıtlayan Arkun Tatar Hocama,

Yüksek Lisans Eğitimim süresinde iş ile ilgili yardımlarını esirgemeyen çalışma arkadaşlarım; Prof. Dr. Sabri Narman Hocama, Uzm. Dr. Hakan Ertürk, Fzt. Sündüs Çınar, Fzt. Atilla Ünver, Fzt. Perihan Yıldız ve Fzt. Dilek Küçükvardar'a,

Eğitimim süresince bana destek veren herkese teşekkürlerimi sunmayı bir borç bilirim.

II.İÇİNDEKİLER

	Sayfa
I.Önsöz/Teşekkür	I
II.İçindekiler	II
III.Kısaltmalar ve Simgeler	III
IV.Şekil, Resim ve Tablo Listesi	IV
Şekil Listesi	IV
Resim Listesi	VI
Tablo Listesi	VII
1.Özet	1
2.Summary	2
3.Giriş ve Amaç	3
4.Genel Bilgiler	6
5.Gereç ve Yöntem	32
6.Bulgular	42
7.Tartışma	53
8.Sonuç ve Öneriler	58
9.Kaynaklar	60
10.Ekler	66
Ek-1 Değerlendirme Formu	66
Ek-2 Haliç Üniversitesi'nden Alınan İzin Belgesi	67
Ek-3Etik Kurul Onayı	68
11.Özgeçmiş	69

III.KISALTMALAR VE SİMGELER

%	Yüzde
ATFL	Anterior Talofibular Ligament
CFL	Calcaneofibular Ligament
EHA	Eklem Hareket Açıklığı
Fİ	Fonksiyonel İnstabilite
KAİ	Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi
KT	Kinesiotape®
LİG	Ligamentum
Mİ	Mekanik İnstabilite
MSS	Merkezi Sinir Sistemi
P	İstatistiksel Yanılma Düzeyi
PTFL	Posterior Talofibular Ligament
Sn	Saniye
VKİ	Vücut Kitle İndeksi

IV.ŞEKİL RESİM ve TABLO LİSTESİ

IV.i.Şekil Listesi

	Sayfa
Şekil 4.1 Ayak Kemiklerinin üstten görünüşü	6
Şekil 4.2 Ayak kemiklerinin medialden(A) ve lateralden(B) dizilimleri	7
Şekil 4.3 Ayakbileği bağlarının medial ve lateralden görünümü	10
Şekil 4.4 Bacak kaslarının önden görünüşü	12
Şekil 4.5 Bacak kaslarının lateralden görünüşü	13
Şekil 4.6 Peroneal kas grubu ve insersionları	14
Şekil 4.7 Yüzeyel grup bacak fleksör kaslarının posteriordan görünüşü	16
Şekil 4.8 Derin grup bacak fleksör kaslarının posteriordan görünüşü	17
Şekil 4.9 Duyu(a) ve motor(b) korteks	17
Şekil 4.10 Ayak bileğinin duyuşal inervasyonunu sağlayan sinirlerinin medial ve lateralden dağılımı	18
Şekil 4.11 Ayak-Ayak bileğinde meydana gelen hareketler	20
Şekil 4.12 Kronik Ayakbileği İnstabilesine sebep olan faktörler	22
Şekil 4.13a Proprioseptif Duyu Sistemi'ni oluşturan Merkezi Sinir Sistemi ve Periferden gelen duyuların iletimi	24
Şekil 4.13b Proprioseptif Duyu Reseptörleri'nden Merkezi Sinir Sistemine uyarıların iletimi	25
Şekil 6.1 Çalışmaya katılan grupların yaş ortalamaları	43

	Sayfa
Şekil 6.2 Çalışmaya katılan grupların boy ortalamaları	43
Şekil 6.3 Çalışmaya katılan grupların vücut ağırlığı ortalamaları	44
Şekil 6.4 Çalışmaya katılan grupların VKİ ortalamaları	44
Şekil 6.5 Grupların gözler açık uygulama öncesi stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları	46
Şekil 6.6 Grupların gözler açık uygulama sonrası stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları	47
Şekil 6.7 Grupların gözler kapalı uygulama öncesi stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları	47
Şekil 6.8 Grupların gözler kapalı uygulama sonrası stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları	48

IV.ii.Resim Listesi

	Sayfa
Resim 4.1 Kinesiotape® renkleri	27
Resim 5.1 Gonyometre ile ayak bileği dorsifleksiyonunun ölçümü	34
Resim 5.2 Gonyometre ile ayak bileği plantarfleksiyonunun ölçümü	34
Resim 5.3 Gonyometre ile ayak bileği inversiyonunun ölçümü	35
Resim 5.4 Gonyometre ile ayak bileği eversiyonunun ölçümü	35
Resim 5.5 Peroneal kas grubuna KT uygulaması	36
Resim 5.6 Peroneal kas grubuna KT uygulama sonrasındaki görünüş	37
Resim 5.7 İç ve dış bağlar üzerine KT uygulaması	38
Resim 5.8 KT-2 grubuna yapılan kinesiotape örneği	38
Resim 5.9 Stand stork test pozisyonu	39
Resim 5.10 KT-1 grubuna yapılan KT uygulaması sonrasındaki stand stork test pozisyonu	40
Resim 5.11 KT-2 grubuna yapılan KT uygulaması sonrasındaki stand stork test pozisyonu	40

IV.iii.Tablo Listesi

	Sayfa
Tablo 6.1 Çalışmaya katılan olgu sayılarının cinsiyete göre dağılımı	42
Tablo 6.2 Çalışmaya katılan olguların cinsiyete göre çalışma gruplarına dağılımı	42
Tablo 6.3 Çalışmaya katılan olguların demografik özelliklerinin değer ortalamaları	42
Tablo 6.4 Çalışmaya katılan olguların dominant ekstremiteleri ile ilgili sayısal veriler	45
Tablo 6.5 Çalışmaya katılan olguların EHA değerlerinin gruplara göre ortalama dağılımları	45
Tablo 6.6 Çalışmaya katılan olguların cinsiyete göre stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları	45
Tablo 6.7 Çalışma gruplarının stand stork test pozisyonunda gözler açık veya gözler kapalı iken uygulama öncesi ve uygulama sonrası kalış süre ortalamaları	46
Tablo 6.8 KT-1 ve KT-2 gruplarının EHA açıklığı derecelerinin Farklı Gruplar İçin t Testi Analizi ile karşılaştırmalı sonuçları	48
Tablo 6.9 Kontrol grubu ve uygulama yapılan kinesiotape-1 ve kinesiotape-2 gruplarının, stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamalarının Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile karşılaştırmalı sonuçları	49

Tablo 6.10 Kinesiotape-1 grubuna yapılan kinesiotape uygulama öncesi ve sonrasında, gözler açık iken stand stork test pozisyonunu koruyabilme sürelerinin Bağlantılı Grup t Test Analizi ile karşılaştırılması	50
Tablo 6.11 Kinesiotape-1 grubuna yapılan kinesiotape uygulaması öncesi ve sonrasında, gözler kapalı iken stand stork test pozisyonunu koruyabilme sürelerinin Bağlantılı Grup t Test Analizi ile karşılaştırılması	50
Tablo 6.12 Kinesiotape-2 grubuna yapılan kinesiotape uygulaması öncesi ve sonrasında, gözler açık iken stand stork test pozisyonunu koruyabilme sürelerinin Bağlantılı Grup t Test Analizi ile karşılaştırılması	51
Tablo 6.13 Kinesiotape-2 grubuna yapılan kinesiotape uygulaması öncesi ve sonrasında, gözler kapalı iken stand stork test pozisyonunu koruyabilme sürelerinin Bağlantılı Grup t Test Analizi ile karşılaştırılması	51
Tablo 6.14 Gözler açık pozisyonda KT uygulaması sonrası stand stork test pozisyonunda kalış sürelerinin KT-1 ve KT-2 grupları açısından Farklı Gruplar İçin t Testi Analizi ile karşılaştırmalı sonuçları	52
Tablo 6.15 Gözler kapalı pozisyonda KT uygulaması sonrası stand stork test pozisyonunda kalış sürelerinin KT-1 ve KT-2 grupları açısından Farklı Gruplar İçin t Testi Analizi ile karşılaştırmalı sonuçları	52

1.ÖZET

Bu çalışma sağlıklı gençlerde ayak bileğine uygulanan farklı kinesiotape (KT) uygulamalarının, statik dengeye anlık (akut) etkisini araştırmak için planlanmıştır. Çalışmaya, Haliç Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğrencilerinden 60 kişi gönüllü olarak katıldı. Katılımcılar 20'şer kişilik (10 kız ve 10 erkek) üç gruba ayrıldı. Gruplar kontrol, kinesiotape-1 (KT-1) ve kinesiotape-2 (KT-2) olarak isimlendirildi.

Her üç grubun demografik özellikleri kayıt edildi. Sırasıyla bireylerin dominant taraf ayak bileği eklem hareket açıklığı (EHA), gözler açık ve kapalı “stand stork test” pozisyonunda kalış süreleri ölçüldü. Daha sonra KT-1 grubuna peroneal kaslar üzerine kas fasilitasyon tekniği, KT-2 grubuna kas fasilitasyon tekniği ile ayak bileği bağları üzerine düzeltme tekniği uygulandı. Uygulama sonrası gözler açık ve kapalı stand stork test pozisyonunda kalış süreleri tekrar ölçüldü.

Bulgular SPSS 15 programında değerlendirildi. İstatistiksel testlerin anlamlılık değeri $p<0,05$ olarak kabul edildi. Grupların birbirleri arasında istatistiksel açıdan farklı olup olmadıkları ‘Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile, tüm grupların uygulama öncesi ve sonrası gözler açık ve gözler kapalı olarak kaydedilen süreleri gruplar içerisinde ‘Bağılantılı t Testi’ ile, kinesiotape grupları arasında KT uygulaması sonrasında farklılık olup olmadığı ‘Farklı Gruplar İçin t Testi’ ile istatistiksel olarak değerlendirildi.

Sonuç olarak; farklı KT uygulama yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Sadece KT-1 grubunda, uygulama öncesi ve sonrası gözler kapalı stand stork test pozisyonunda kalış süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu.

Anahtar Kelimeler: Kinesiotape®, ayak bileği, stand stork testi, statik denge.

2.SUMMARY

The immediate effect of various Kinesiotape®ankle tecniques on static balance in healthy young individuals.

This study has been planned to investigate the immediate effect of different application techniques of kinesiotape (KT) for ankle on static balance in healty young individuals. Sixty students agreed to join the study from Halic University Phsysiotherapy and Rehabilitation school. Three groups has been defined and each group had twenty individuals (ten girls and ten boys). Groups were named as control, kinesiotape-1 (KT-1) and kinesiotape-2 (KT-2).

Demographic characteristics of individuals were recorded. Ankle range of motion and standing time in stand stork position with open and closed eyes on dominant ankle were documented. Muscle facilitation technique was applied on peroneal muscle groups in KT-1 group, correction technique on ankle ligaments and peroneal facilitation techniques were applied in KT-2 group. Later standing time in stand stork position with open and closed eyes were reassessed.

The results were assessed with SPSS-15 programme. A p value <0.05 was accepted as statistically significant. Both groups were assessed with ANOVA to determine any discrepancy. ‘Dependent t Test’ was used to document within group difference of stand stork standing time before and after, with open and closed eyes. ‘Independent Samples t Test’ were used to determine discrepancy between groups after application of kinesiotape.

The stand stork test time was not altered significantly with different application techniques of kinesiotape. We have only found a significant improvement in duration of stand stork position during closed eyes in KT-1.

Key words: Kinesiotape®, ankle, stand stork test, static balance.

3.GİRİŞ ve AMAÇ

Ayak bileği ve ayağın birincil görevi, yürüme sırasında topuk vuruşuyla meydana gelen şokları karşılamak ve yer reaksiyon kuvvetinin vücuda geçişini düzenlemektir (Neuman, 2002). Ayrıca ayak bileği eklemi dik durmamızı ve hareket etmemizi sağlayan, dengemizi kontrol eden ve destekleyen bir organımızdır (Pisani, 1994).

Ayak bileği, vücudun yer ile temasını sağlayan bir organ olduğundan vücudun en sık yaralanan eklemlerinden biridir. Basketbol oyuncularında her 1000 yaralanmanın 3,85'inde ayak bileği yaralanması gözükmemektedir (McKay et al. 2001). Yumuşak doku patolojileri ayak bileği yaralanmalarının %85,6'sını oluşturmaktadır (Fallat et al. 1998). Atletlerde ayak bileği yumuşak doku yaralanmalarının çoğu lateraldir ve yaralanmanın tekrarlama oranı yüksektir (Denegar and Miller,2002). Ayak bileği yumuşak doku yaralanmalarının %83,7'si lateral ayak bileği ligamentlerini içermektedir (Fallat et al. 1998).

Ayak ve ayak bileği duyu korteks innervasyon alanı, el ve el bileği duyu korteks innervasyon alanından daha geniştir. Bu yüzden ayak bileğine duyu organı da diyebiliriz. Buna karşın motor korteks innervasyonunda ise el daha geniş bir alan içermektedir (Pisani, 1994). Bu özelliğinden dolayı ayak bileği proprioseptif duyu bakımından önem arz etmektedir. Proprioseptif duyu, vücut parçalarının pozisyon ve hareketlerinin farkında olup, amaca uygun olarak koordinasyon içinde yapılmasını, statik ve dinamik postürün devamını sağlar (Taner, 1998; Stillman, 2002; Spanos, 2008). Bu duyudan sorumlu yapılar merkezi sinir sistemi (MSS; duyu ve motor korteks, serebellum, medulla spinalis) ve periferik reseptörleridir. Bu merkezlere golgi tendon organı, kas içiği, eklem kapsülünden propriosepsiyon duyusu, pacinian ve meissner korpüskülleri gibi reseptörlerden ise ayırt edici dokunma ve basınç duyusu ile ilgili uyarılar fasciculus gracilis ve cuneatus ile merkezi sinir sistemine taşınır. Bu sayede gözler kapalı durumda eklemlerin, vücut parçalarının ve bütünüünün uzaydaki pozisyonu ve hareketleri algılanır (Taner, 1998).

Yaralanma sonucu mekanoreseptörler hasar gördüğünden proprioseptif duyuda, ayak bileği pozisyon hissinde yetersizlikler görülür. Yaralanmış atletlerde adheziv tape

(yapışkan atletik bant) uygulamasının proprioseptif kapasiteyi geliştirdiği saptanmıştır (Spanos, 2008). Buna karşın ayak bileği instabilitesi olan sağlıklı kişilerde uygulanan Mulligan ayakbileği tape uygulamasının statik ve dinamik dengeyi değiştirmedeği kaydedilmiştir (Hopper et al. 2009).

Denge; vücudun vestibüler, vizüel ve somatosensoriel sistemlerini bütünleştirebilme becerisidir. Ayakta durma dengesi; mümkün olan en az salınımla ayakta durma yeteneğidir. Ayakta durma dengesi hareketsiz ayakta durma, zıplama veya aniden durmayı takiben elde edilen denge ile değerlendirilir (Gerbino, 2007).

Tritschler'e (2000) göre; ayakta denge "stand stork" testiyle değerlendirilebilir. Bu testin amacı; statik dengeyi ölçmektir. Testin geçerliliği ve güvenilirliği saptanmıştır. Test, her iki cinsiyet için çocukluktan yaşlılığa kadar uygundur ama standart değerler sadece üniversiteli kadın ve erkekler için geliştirilmiştir. Ölçüm için sadece kronometre gerekmektedir. Gözler-açık, gözler-kapalı ve ayak tam temas ettiği gibi durumlarda da değerlendirilir. Gözler kapalı olarak, kinestetik statik denge değerlendirilir. "Stand stork" testinde sağlıklı kadın ve erkek bireylerde dominant ve dominant olmayan bacak üzerinde durma süresinde anlamlı farklı olmadığı belirtilmiştir (Mc Curdy and Langford,2006).

Kinesiotape (KT) Kenzo Kase tarafından 1973 tarihinden beri uygulanan, adheziv tape'in türevidir. Kendi boyunun %55-60'ı kadar uzayabilen, enine esnemeyen bir tape tipidir. Ağrı, ödem ve kas spazmını azaltmak, lenf dolaşımını artırmak, mekanik problemleri düzeltmek, mekanoreseptörleri uyarmak için kullanılmaktadır (Kase et al. 2003).

Fu (2008), çalışmasında KT uygulamasının kas kuvvetini arttırmadığını bulmuştur. Thelen (2008), çalışmasında KT uygulamasının ağrıdan dolayı meydana gelen eklem hareket açıklığı kısıtlamasının önlenmesinde etkili olduğunu, özellikle uygulama sonrasında ağrısız abduksiyon hareket açıklığını arttırdığını belirtmiştir.

Sağlıklı bireylerde uyluk ön yüzüne uygulanan KT uygulamasının anlık ve 12 saat sonraki değerlendirmelerinde kas gücü üzerinde bir etkisi olmadığı görülmüştür (Hsu et al. 2009). Patellofemoral ağrı sendromu olan hastalarda KT uygulaması, uygulama yapılmayan gruba göre vastus medialis obliquus kasında aktivitenin daha

erken meydana gelmesini sağlamıştır (Chen, 2007). Kasın erken hareketi ilgili kısımların daha optimal seviyede pozisyon almalarını ve kuvvetlerin doğru şekilde iletimini ve emilimini sağlayacaktır.

Sağlıklı bireylerde ayak bileğine uygulanan ortez ve bantlamanın, denge üzerine olumsuz sonuçları elde edilmiştir. Aynı çalışmada bantlamanın, eklem pozisyon hissi üzerinde ise olumlu etkisi olduğu bulunmuştur (Karabıçak, 2009).

Ayak bileğine sadece bantlama uygulamak için ortalama 67 saniyelik bir süre gerekmektedir, bu süre bantlama öncesi hazırlıkları içermemektedir (Mickel, 2006). KT kendinden yapışkan olup lateks içermediğinden bantlama öncesi materyali uygulamak gerekmemektedir. Bu yüzden gerekli KT miktarı bantlama uygulaması için gerekli bant miktarından daha azdır ve daha kısa sürede uygulanabilir. Bu sebeple maliyetinin daha düşük olacağı düşünülebilir.

Tek sezon boyunca üniversiteli futbol oyuncularının her iki ayak bileğine uygulanan profilaktik ortez veya bantlama uygulaması sonrasında meydana gelen ayak bileği yaralanma miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklı olmadığı bulunmuştur (Mickel, 2006).

Bizim çalışmamızda da ayak bileğine farklı KT uygulamasının sağlıklı kişilerin statik dengeleri üzerine anlık etkisi olup olmadığı stand stork testi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda; son yıllarda sık kullanılmaya başlanan ‘kinesiotape uygulamasının statik denge üzerine anlık etkisi var mı?’, ‘Farklı kinesiotape uygulamalarının, statik denge üzerine anlık etkileri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık var mı?’, ‘Fark var ise hangi tekniği kullanmak daha avantajlı olacaktır?’ sorularına yanıt aranmıştır.

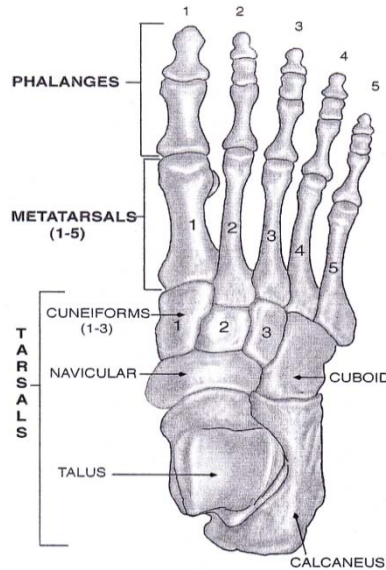
4.GENEL BİLGİLER

4.1.Ayak Bileğinin Fonksiyonel Anatomisi

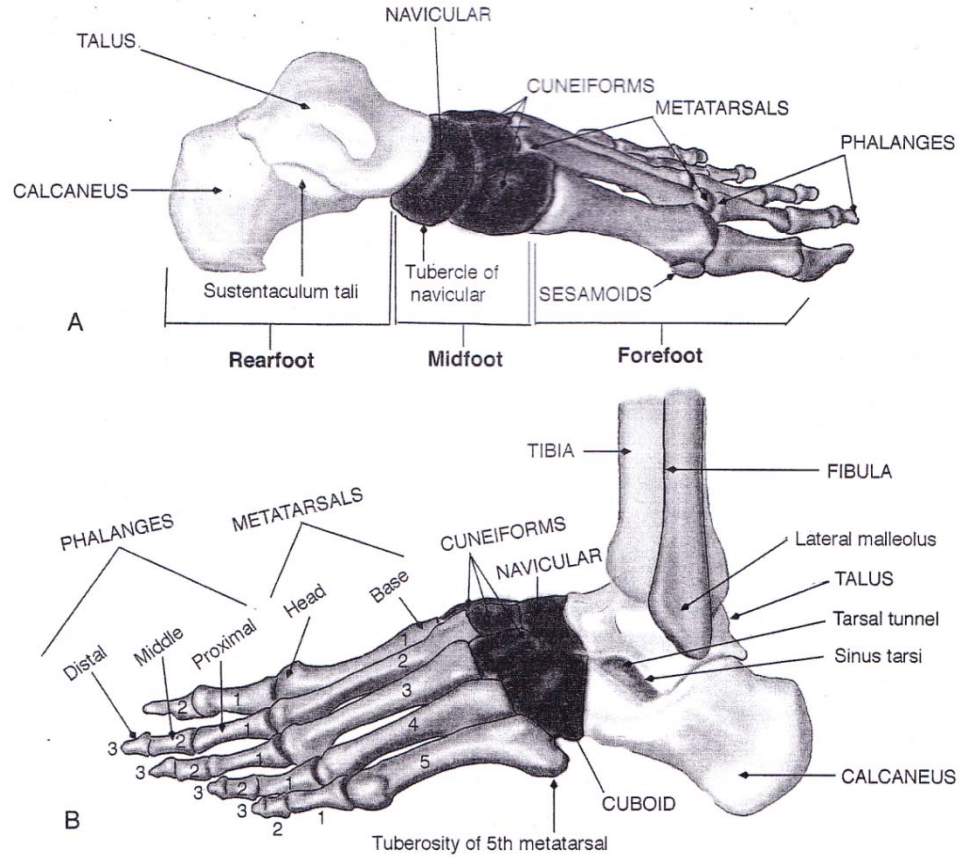
4.1.1.Eklemler

Ayak bileği anatomik olarak tibiotalar eklemden meydana gelmesine rağmen hareketleri bakımından birkaç eklemi içine almaktadır. Literatürde ayak bileği ekleminin; talocrural, subtalar ve distal tibiofibular syndesmos (Hertel, 2002) veya transvers tarsi (chopart) eklemi (Zwipp and Randt, 1994) olmak üzere üç eklemden meydana geldiği tanımlanmaktadır. Talocrural, subtalar ve transvers tarsal eklemler ayak-ayakbileği kompleksinin fonksiyonelliğini sağlayan anahtar eklemlerdir (Clippinger, 2007).

Ayak ve ayak bileği kompleksi tibia, fibula ve 26 düzensiz ayak kemiğinden, 30 synovial eklemden ve 100'ün üzerindeki bağlardan oluşur (Hamil and Knutzen, 2003;Clippinger, 2007). Ayak kemiklerini yedisi tarsal, beşi metatarsal, 14'ü ise phalangeal kemiklerden meydana gelir. Tarsal kemikler; talus, calcaneus, navicular, cuboid ve cuneiform (1-3) olarak adlandırılırlar. Talus-calcaneus arka ayağı, navicula-cuboid-3 cuneiform orta ayağı ve metatarsaller ile phalanksalar da ön ayağı oluştururlar (Clippinger, 2007).



Şekil 4.1 Ayak Kemiklerinin üstten görünüşü.Clippinger (2007).



Şekil 4.2 Ayak kemiklerinin medialden(A) ve lateralden(B) dizilimleri. Clippinger (2007).

Tibia, femur ile talus arasında yükü taşıyan esas kemiktir ve uzantısı olan medial malleol ile eklemi medialden destekler. Fibula ise nötral pozisyonda yükün % 7'sini taşır ve lateral malleol ile eklemi lateralden destekler (Clippinger, 2007).

4.1.1.A.Talocrural Eklem

Tibiotalar eklem olarak da isimlendirilir. Talus'un üst, tibia'nın alt, medial ve lateral malleol'lerin iç eklem yüzeyleri tarafından oluşturulur (Taner, 1996; Cumhuri, 2001; Hertel, 2002; Neumann, 2002; Schünke et al. 2005; Clippinger, 2007).

Ginglymus tipi bir eklemdir. Plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon hareketi meydana gelir (Taner,1996; Cumhuri,2001; Clippinger,2007).Talusun ön kısmı arkaya göre 5-6 mm daha geniştir. Bu sayede ayak dorsi fleksiyon sırasında bağları gererek kemik stabilitesini oluşturur (Schünke et al. 2005).

4.1.1.B.Subtalar Eklem

Talus ve kalkaneus kemikleri arasında meydana gelir (Taner,1996; Cumhuri, 2001;Hertel, 2002;Baltacı et al. 2003).

Plana tipi bir eklemdir, talocalcaneonavicular eklem ile birlikte hareket eder (Taner,1996; Cumhuri, 2001,). İnversiyon ve eversiyon hareketleri meydana gelir (Moffat and Mottram, 1982; Schünke et al. 2005).

4.1.1.C.Distal Tibiofibular Syndesmos

Distal Tibiofibular Syndesmos; fibula ve tibia'nın distal eklem yüzeyleri arasında meydana gelir. Yönleri düzensiz olan konnektif doku tarafından sarılmıştır. Synovial membranı, talocrural eklem synovial membranı ile sınırlanır. Talocrural eklem stabilite ve fonksiyonunu yerine getirmesi için önemlidir (Moffat and Mottram, 1982; Hertel, 2002; Neumann, 2002;Clippinger, 2007). Syndesmosis tipi eklem olduğundan sınırlı kayma hareketine sahiptir (Taner, 1996; Cumhuri, 2001).

4.1.1.D.Talocalcaneonavicular eklem

Talus, calcaneus, ve navicula arasında meydana gelir (Taner, 1996; Cumhuri,2001). Plana tipi bir eklemdir, subtalar eklem ile birlikte hareket ettiğinden ayak bileği için önemlidir. Eklem yukarıdan aşağıya, içten dışa, önden arkaya seyreden oblik bir eksen vardır. Bu eksen etrafında ayakta supinasyon ile adduksiyon, pronasyon ile abduksiyon meydana gelir (Taner, 1996; Cumhuri, 2001).

4.1.1.E. Calcaneocuboideal Eklem

Calcaneus ile cuboideum arasında meydana gelen, sellar tipi bir eklemdir (Moffat and Mottram, 1982; Taner, 1996; Cumhuri, 2001).

Calcaneocuboid ve talonavikular eklemler birlikte transvers tarsal eklemi oluştururlar. Eklem kapsülü ile çevrelenmiş, dorsal ve plantar ligamentlerle de kuvvetlendirilmiştir. Transvers tarsal eklemden inversiyon ve eversiyon, az derecede plantarfleksiyon, dorsifleksiyon, abduksiyon, adduksiyon meydana gelir (Moffat and Mottram, 1982; Clippinger, 2007).

4.1.1.F. Orta Ayak Eklemleri

Navikula ile üç cuneiform, 3. cuneiform ile cuboid, 2.- 3. cuneiform ile 2.- 3. metatarsal kemikler, medial cuneiform ile 1. metatarsal kemik, cuboid ile 4.-5. metatarsal kemikler arasında meydana gelen eklemlerden oluşur. Dorsal ve plantar yüzeyde uzanan kuvvetli bağlar ile desteklenmiştir (Moffat and Mottram, 1982).

4.1.1.G. Metatarsophalangeal ve İnterphalangeal Eklemler

Metatarsophalangeal eklemler; elipsoid yapıda olan metatars başları ile konkav olan proksimal phalankslar arasında meydana gelen beş eklemden oluşur. Eklem kapsülü kalın kollateral ve plantar ligamentlerle güçlendirilmiştir. Bu bağlar derinde transvers metatarsal ligamentler ile devam eder (Moffat and Mottram, 1982). Fleksiyon, ekstansiyon, abduksiyon ve adduksiyon hareketleri meydana gelir (Clippinger, 2007).

İnterphalangeal eklemler ise synovial eklemlerdir, kapsüler ve kalın plantar ligamentler ile desteklenmiştir (Moffat and Mottram, 1982). Fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri meydana gelir (Baltacı et al. 2003; Clippinger, 2007).

4.1.2. Ayak Bileği Bağları

Ayak bileği oldukça zayıf ve ince fibröz eklem kapsülü ile çevrelenmiştir. Ancak eklem yüzeylerinin kemiksel yapısı ve yan bağlarla stabilizasyonu sağlanmıştır (Clippinger, 2007). Ayak bileğinin stabilizasyonunu oluşturan bağları medial, lateral ve syndezmotik bağlar olarak sınıflandırılır (Schünke et al. 2005).

4.1.2.1. Medial Bağlar

Deltoid ligament ayak bileğini medialden destekler (Puffer, 2001; Hertel, 2002). Grubunun temel görevi eversiyonu kısıtlamaktır. Deltoid ligament çok kuvvetli olduğundan, kopmadan önce medial malleolün kırılmasına sebep olabilir (Moffat and Mottram, 1982; Clippinger, 2007). Lig. Deltoideum (Lig. Colleterale Mediale);

- Pars tibiotalaris anterior
- Pars tibiotalaris posterior
- Pars tibionavicularis

- Pars tibiocalcaneus olmak üzere dört ligamentden oluşur.

4.1.2.2.Lateral Bağlar(Lig. Colleterale Laterale)

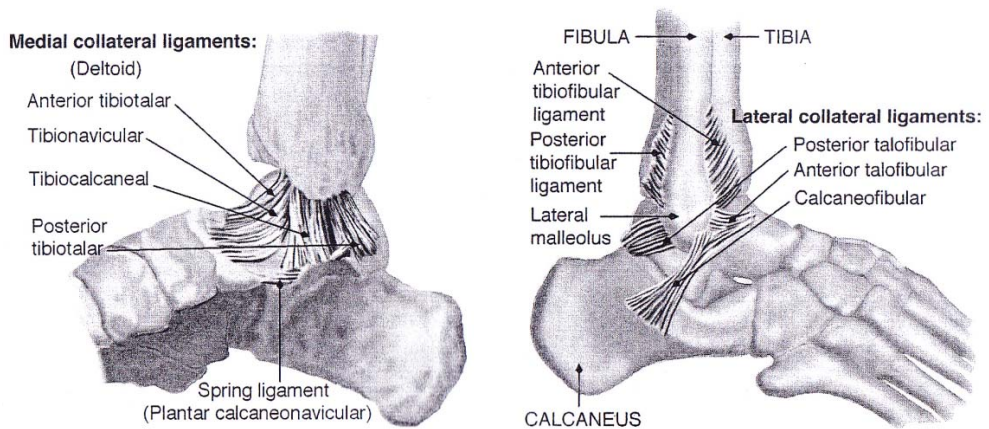
- Lig. Talofibulare Anterior (ATFL)
- Lig. Calcaneofibularis (CFL)
- Lig. Talofibularis Posterior (PTFL)

Bu bağ grubu ayak bileğini lateralden destekler (Moffat and Mottram, 1982;Callaghan,1997; Puffer, 2001; Hertel, 2002;Clippinger,2007). Bu üç bağ içinde en kısısı ATFL’dir ve iki banttıan oluşur (Sindel et al. 1998).

Lateral bağlar kuvvet yönünden kıyaslandığında ATFL içlerinde en zayıf olan bağıdır. CFL 2,5 kat, PTFL ise ATFL’den 2 kat daha kuvvetlidir (Mangwain et al. 2001). Diğer bir deyişle, CFL içlerinde en kuvvetli olanıdır (Moffat and Mottram, 1982)

4.1.2.3.Syndesmosis Bağları

- Lig. Tibiofibulare Anterior
- Lig. Tibiofibulare Posterior
- Lig. Interosseous membran (Moffat and Mottram, 1982; Puffer, 2001; Cumhur, 2001;Clippinger, 2007).



Şekil 4.3 Ayakbileği bağlarının medial ve lateralden görünümü.Clippinger (2007).

4.1.3. Ayak Bileği Hareketlerini Sağlayan Kas Grupları

Ayak bileği hareketlerini sağlayan kaslar üç gruba ayrılmaktadır. Bunlar ekstansör, fleksör ve peroneal (lateral) grup olarak adlandırılır.

4.1.3.1. Ayak Bileği Ekstansör Kas Grubu

Ayak bileğine dorsifleksiyon yaptıran kas grubudur. Derin peroneal sinir tarafından inerve edilir. En önemli fonksiyonu salınım fazı sırasında parmakların yere sürmesini engellemesidir. Eğer kasta bir paralizi olursa, derin peroneal sinir hasarı gibi, düşük ayak gelişir (Moffat and Mottram, 1982; Clippinger, 2007).

4.1.3.1.A. Tibialis Anterior

Bacağın ön grubundaki en geniş kastır ve tendonu ayağın medialinden rahatlıkla hissedilebilir. Tibia shaftından başlayarak birinci metatars ve medial cuneiformun medialine yapışır. Ayak bileğine dorsifleksiyon ve inversiyon yaptırır (Moffat and Mottram, 1982; Taner, 1996; Cumhur, 2001; Baltacı et al. 2003; Clippinger, 2007). Hareket sırasında vücut ağırlığı ayak üzerine verildiği zaman, inversiyon fonksiyonu sayesinde ayağın medial longitudinal arkını destekler ve aşırı pronasyonunu engeller (Clippinger, 2007).

4.1.3.1.B. Ekstansör Hallucis Longus

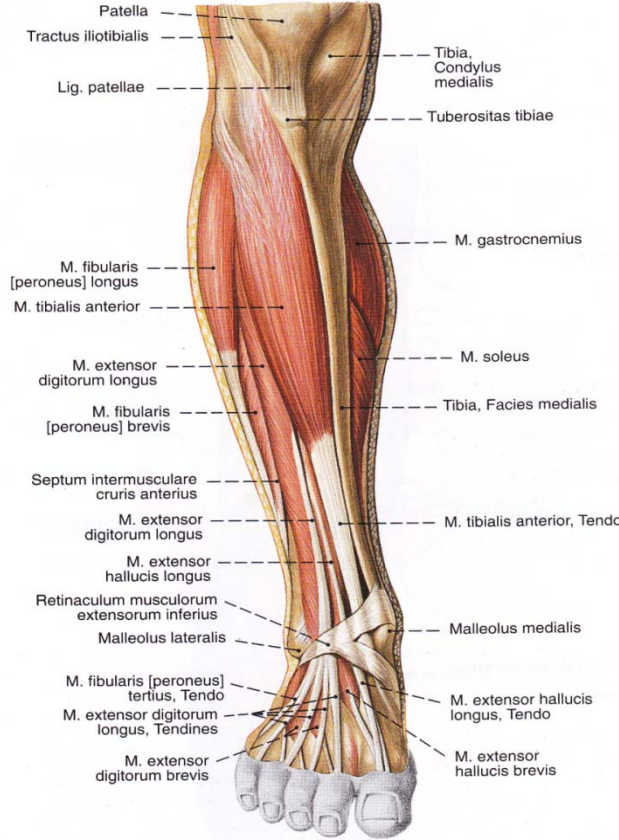
Fibula shaftının ortasından başlar, tibialis anterior ile ekstansör digitorum longus arasından seyrederek birinci baş parmağın distal palanksının tabanına yapışır. Baş parmak ekstansiyonundan sorumludur. Eğer kontraksiyon devam ederse ayak bileğine de dorsifleksiyon yaptırır ve inversiyona yardım eder (Moffat and Mottram, 1982; Taner, 1996; Cumhur, 2001; Clippinger, 2007).

4.1.3.1.C. Ekstansör Digitorum Longus

Fibula shaftının $\frac{3}{4}$ üst kısmından başlayarak ekstansör retinakulumdan geçtikten sonra dört tendona ayrılır. Parmak ve ayak bileği ekstansiyonunu sağlar (Moffat and Mottram, 1982; Taner, 1996; Cumhur, 2001; Clippinger, 2007).

4.1.3.1.Ç. Peroneus Tertius

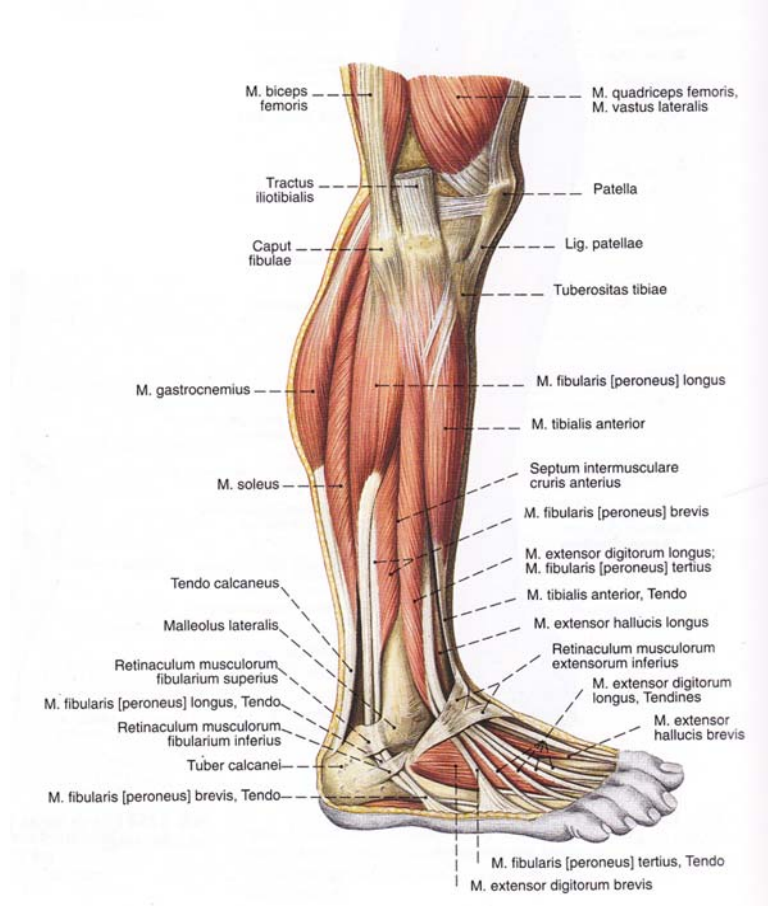
Fibula shaftının alt kısmından başlayarak beşinci metatarsın tabanına yapışan küçük bir kastır. İnversiyona yardım ederken, dorsifleksiyona yardımı azdır (Moffat and Mottram, 1982; Taner, 1996; Cumhuriyet, 2001).



Şekil 4.4 Bacak kaslarının önden görünüşü. Putz and Papst (1993).

4.1.3.2. Bacağın Lateral Kas Grubu

Bacağın lateral yüzeyinde bulunan bu kas grubu peronealis süperfisialis tarafından inerve edilir (Moffat and Mottram, 1982; Taner, 1996; Cumhuriyet, 2001). Bu kas grubu ayağı inversiyon yaralanmalarına karşı koruyan en önemli dinamik stabilizatördür (Clippinger, 2007).



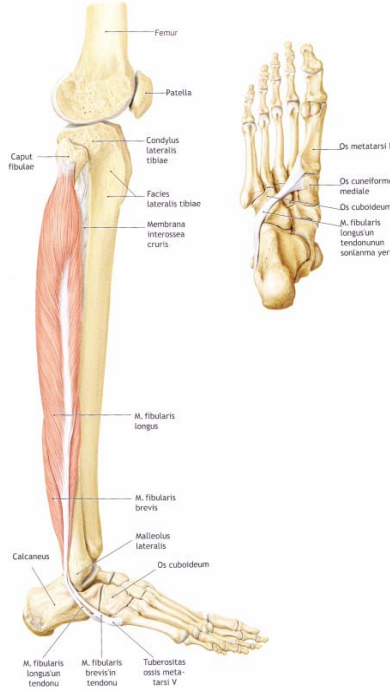
Şekil 4.5 Bacak kaslarının lateralden görünüşü. Putz and Papst (1993).

4.1.3.2.A. Peroneus Longus

Fibulanın 2/3 üst kısmından başlar, cuneiform medialis ve birinci metatarsın tabanının lateraline yapışır. Ayağa eversiyon ve plantarfleksiyon yaptırır (Moffat and Mottram, 1982; Taner, 1996; Cumhuriyet, 2001). Daha çok baş parmak hareketini kontrol eder (Baltacı et al. 2003).

4.1.3.2.B. Peroneus Brevis

Fibulanın 2/3 alt kısmından başlar, beşinci metatarsın tabanının lateraline yapışır. Ayağa eversiyon ve plantarfleksiyon yaptırır (Moffat and Mottram, 1982; Taner, 1996; Cumhuriyet, 2001). Ayak eversiyonunu yaptıran birincil kas (Clippinger, 2007). Ayağın lateral stabilizasyonunda rol oynar (Baltacı et al. 2003). Ayağın inversiyon hareketini kısıtlar (Taner, 1996).



Şekil 4.6 Peroneal kas grubu ve insersiyoları. Schünke et al (2005).

4.1.3.3 Bacağın Fleksör Grup Kasları

Bu grupta yer alan kaslar yüzeysel ve derin olarak iki sınıfa ayrılırlar. Yüzeysel grubu gastrocnemius ve soleus oluşturur. Popliteus, tibialis posterior, fleksör hallucis longus ve fleksör digitorum longus ise derin kas grubunu oluşturur (Moffat and Mottram, 1982; Taner,1996; Cumhuriyet,2001;Baltacı et al. 2003; Clippinger,2007).

Yüzeysel grup kaslar, yürüme ve koşma sırasında plantar fleksiyon için önemli derecede güç açığa çıkartır. Ayrıca bu grup kontraksiyonu sırasında, özellikle soleus kası, venöz dolaşıma yardımcı olur (Moffat and Mottram, 1982; Clippinger, 2007).

Bacağın fleksör grup kasları tibial sinir tarafından inerve edilir (Moffat and Mottram, 1982; Taner, 1996; Cumhuriyet, 2001).

4.1.3.3.A. Gastrocnemius

Femurun medial ve lateral kondillerinden başlayarak calcaneusun posterioruna yapışır. Tendonu calcaneal tendon olarak isimlendirilir. Bu tendon; aşıl tendonu olarak

bilinir. Ayak bileğinin güçlü plantar fleksörüdür. Ayrıca diz fleksiyonunada yardım eder (Moffat and Mottram, 1982; Taner,1996; Cumhuriyet, 2001;Clippinger,2007).

4.1.3.3.B. Soleus

Gastrocnemiusun daha derininde yer alır. Tibiada linea soleiden ve fibulanın arkasının lateral üst kısmından başlar. Calcaneal tendona katılır. Plantar fleksiyon yaptırır (Moffat and Mottram, 1982; Taner,1996; Cumhuriyet, 2001;Clippinger, 2007).

4.1.3.3.C. Plantaris

Lateral supracondilden başlayarak calcaneal tendona katılır. Ayağın plantarfleksiyonuna yardım eder (Moffat and Mottram, 1982; Taner,1996; Cumhuriyet, 2001). Tendonu uzundur ve bazen bulunmayabilir (Taner, 1996).

4.1.3.3.D. Popliteus

Bacağın arka grubunda yer alsa da görev olarak daha çok diz mekaniği ile ilgilidir. Lateral kondilin lateral eklem yüzeyi ile tibiada soleus kasının başladığı yerin üzerine uzanır. Diz fleksiyonu ile bacağa iç rotasyon, bacak sabitken uyluğa dış rotasyon yaptırır (Moffat and Mottram, 1982; Taner, 1996; Cumhuriyet, 2001).

Bu rotasyon hareketinden dolayı dizin tam ekstansiyonunda meydana gelen kilitlenmeyi açarak dizin fleksiyonunu başlatır (Moffat and Mottram, 1982).

4.1.3.3.E. Tibialis Posterior

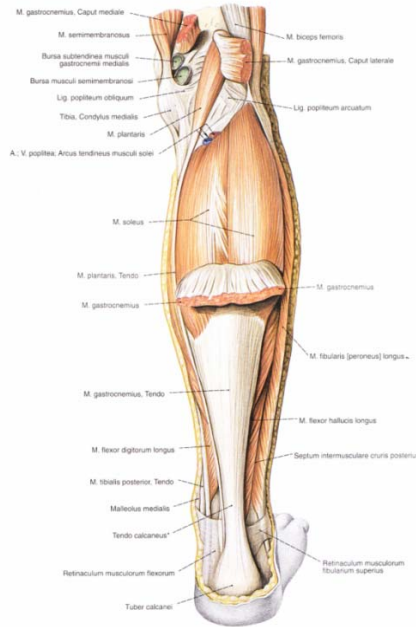
Tibia ve fibula arka yüzü ile membrana interosseadan başlayarak yoğun olarak tuberositas navicula olmakla birlikte üç cuneiform, cuboid ve tarsal kemiklerin tabanının plantar yüzeyine yapışır. İnversiyon ve plantar fleksiyon yapar (Moffat and Mottram, 1982; Taner, 1996; Cumhuriyet, 2001; Clippinger,2007). Ayağın medial longitudinal arkını desteklemeye yardımcı olur (Moffat and Mottram, 1982; Clippinger, 2007).

4.1.3.3.F. Fleksör Hallucis Longus

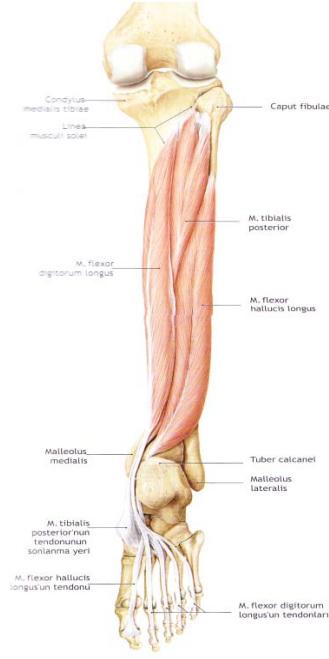
Fibuladan başlayarak ayak başparmağının distal phalanksının tabanının plantar yüzüne yapışır. Başparmağa fleksiyon yaptırır (Moffat and Mottram, 1982; Taner,1996; Cumhur, 2001;Clippinger,2007).

4.1.3.3.G Fleksör Digitorum Longus

Tibianın arka yüzeyinden, tibialis posteriorun medialinden başlayarak ayak tabanında dört tendona ayrılıp 2.-5. distal phalanksların tabanına yapışıp fleksiyon yaptırır (Moffat and Mottram, 1982; Taner, 1996; Cumhur, 2001; Clippinger,2007).



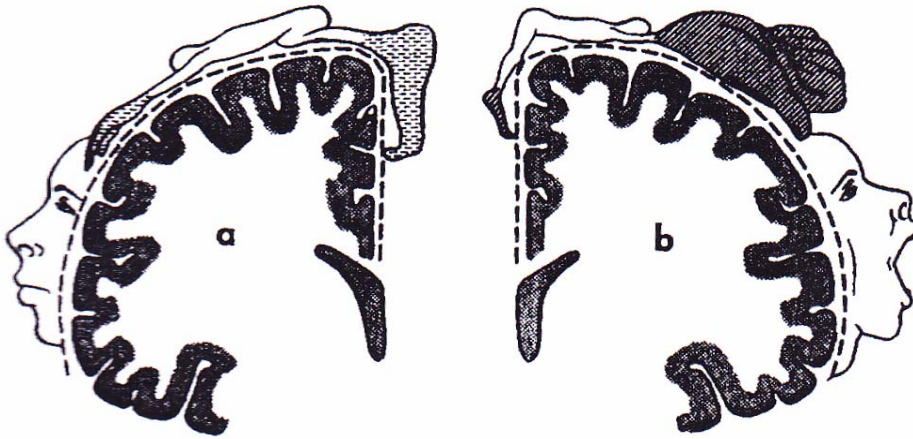
Şekil 4.7 Yüzeyel grup bacak fleksör kaslarının posteriordan görünüşü.Putz and Papst (1993).



Şekil 4.8 Derin grup bacak fleksör kaslarının posteriordan görünüşü. Schünke et al (2005).

4.1.4. Ayak Bileğinin Duyusal İnervasyonu

Ayak bileği bir el bileği gibi ince motor becerilerinden çok, duyusal inervasyonu ön planda olan bir organımızdır. Duyu korteksinde de geniş bir inervasyon alanını ilgilendirmektedir.



Şekil 4.9 Duyu(a) ve motor(b) korteks. Pisani (1994).

Ayak bileğinde beş ana sinir yer alır. Bunlar; saphenous, tibial, sural, peroneus süperficialis, peroneus profundus'tur (Mentzel et al. 1999).

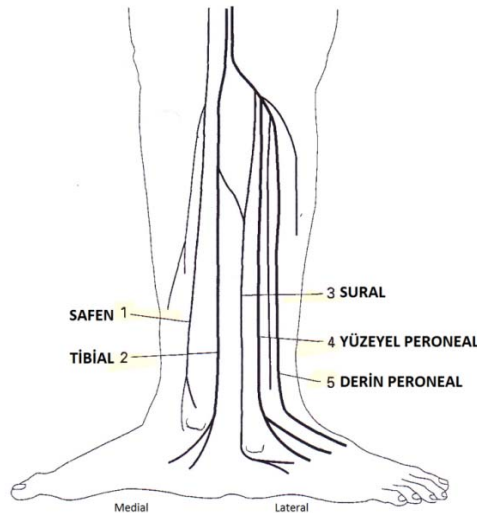
Saphenous, femoral sinirin terminal duyu dalıdır. Tibianın medialinden distale doğru uzanarak medial malleolü sarar. Eklem kapsülünün medial ve ventraline uzanır. Bazı olgularda talocalcaneonavicular eklemin medialini de inerve eder (Mentzel et al. 1999).

Tibial sinir, tibia'nın dorsal periostunu ve ayak bileği eklem kapsülünün medial ve dorsalini inerve eder (Mentzel et al. 1999).

Sural sinir, peroneus cominus ve tibial sinirden gelen birer dal ile oluşur. Topuğun, fibula periostunun, talofibular ve talocalcaneal eklemlerin lateralini inerve eder (Mentzel et al. 1999; Cumhuriyet, 2001).

Peronealis süperficialis, tibia ve fibulanın periostunun ve tibiofibular eklemin ventralini inerve eder (Mentzel et al. 1999).

Peronealis profundus, tibia periostunun ventral ve lateralini, syndesmosisi, tibiofibular eklem kapsülünü ve ayak bileğinin kranialini inerve eder (Mentzel et al. 1999).



Şekil 4.10 Ayak bileğinin duyuşal inervasyonunu sağlayan sinirlerin medial ve lateralinden dağılımı. Mentzel et al (1999).

4.1.5.Ayak ve Ayak Bileğinin Arter ve Venleri

Ayak ve ayak bileği popliteal arterin dalları olan anterior ve posterior tibial arterin dalları tarafından beslenir. Anterior tibial arter ayağın dorsal yüzeyinde arteria dorsalis pedis adını alır. Posterior tibial arter ise arteria plantaris medialis ve lateralis dallarını vererek devam eder (Taner,1996; Cumhur, 2001).

Derin ve yüzeysel venler olarak ikiye ayrılır. Derin venler, arterlere eşlik eden çok sayıda kapakçıkları olan venlerden oluşur. Yüzeysel küçük venler ise birleşerek vena saphena parva ve magnayı oluşturur (Taner, 1996; Cumhur, 2001).

4.2.Ayak Bileğinde Meydana Gelen Hareketler ve Eksenleri

Dorsi fleksiyon (ekstansiyon) ve plantar fleksiyon sagital düzlemde, medio-lateral eksenle meydana gelen rotasyondur (Neumann, 2002). Diğer bir deyişle ayak sırtının, bacağın ön yüzüne yaklaşması dorsifleksiyon, uzaklaşması ise plantarfleksiyon olarak tanımlanır (Clippinger, 2007). Talocrural eklemden meydana gelir, 40°-50° plantar fleksiyon ve 20°-30° dorsi fleksiyon hareketi açığa çıkar (Schünke et al. 2005).

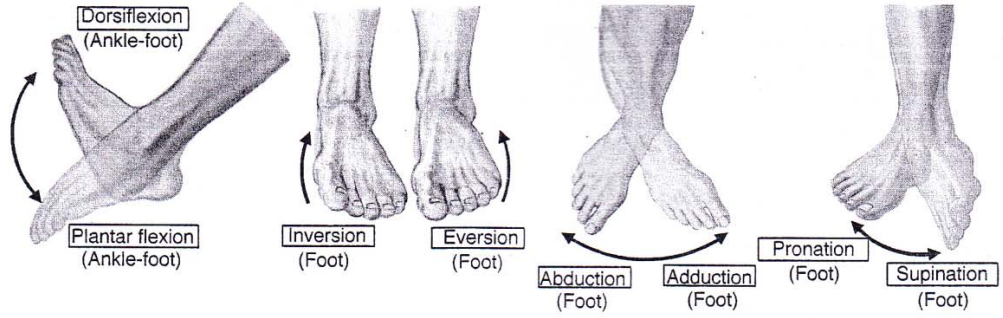
İnversiyon ve eversiyon frontal düzlemde, antero-posterior eksen boyunca meydana gelen rotasyondur (Neumann, 2002). Ayağın iç kenarının yukarı kalkması inversiyon, dış kenarının yukarı kalkması eversiyon olarak tanımlanır (Clippinger, 2007). Subtalar eklemin hareket eksenini boyunca açığa çıkar (Moffat and Mottram, 1982; Schünke et al. 2005).

Abduksiyon ve adduksiyon horizontal (transvers) düzlemde, süperior-inferior eksen boyunca meydana gelen rotasyondur (Neumann, 2002).

Bu temel hareketlerin bir arada meydana getirdiği pronasyon ve supinasyon'dur.

Pronasyon; dorsifleksiyon, eversiyon ve abduksiyon hareketlerinin birlikte yapılmasıdır (Neumann, 2002).

Supinasyon ise; pronasyonun aksi istikametinde meydana gelen plantarfleksiyon, inversiyon, adduksiyon hareketlerinin birlikte yapılmasıdır (Neumann, 2002).



Şekil 4.11 Ayak-Ayak bileğinde meydana gelen hareketler. Clippinger (2007).

4.3.Ayak Bileği Yaralanma Mekanizmaları

Ayak bileği vücudun yer ile temasını sağladığından, yaralanmaların çoğu yer ile temas sırasında meydana gelir. Yaralanmalar genellikle;

- Sıçrama sonrası yere inişte,
- Ayak bileği üzerinde keskin dönüşlerde,
- Çarpışma,
- Düşme,
- Aniden durma ve
- Diğer sebeplerle ortaya çıkmaktadır (McKay et al.2001).

Puffer'a (2001) göre ise ayak bileği üzerine vücut ağırlığı verilmediğinde, ayak bileğinin istirahat pozisyonu plantarfleksiyon ve inversiyon yönündedir. Ansızın yer veya beklenmedik bir obje ile temasında istirahat pozisyonu yönünde yaralanmalar ortaya çıkmaktadır. Futbol oyuncularında ayak bileği yaralanmasının çoğu oyun sırasında ve rakip oyuncunun teması sonrasında meydana gelmiştir (Agel et al. 2007).

Lateral bağlar ayak bileğinde en sık yaralanan bağ grubudur.Ayak bileği yumuşak doku yaralanmalarının % 82,8 ATFL, % 66,9 CFL, % 34,2 PTFL yaralanması olarak görülmektedir (Fallat et al. 1998).

ATFL ve CFL ayak bileği stabilitesinde sinerjik çalışmaktadır. Dorsi fleksiyonda CFL anterior lifleri gerilirken, ATFL gevşer. Buna karşı plantar fleksiyonda CFL gevşerken ATFL gerilir (Puffer, 2001). Bu zıt çalışmaya rağmen travmanın kuvvetine bağlı olarak her ikisinin de aynı anda yaralandığı durumlar mevcuttur (Fallat et al. 1998).

Lateral bağlar içinde ATFL en zayıf bağ olması ve yaralanma yönü daha çok plantar fleksiyon-inversiyon yönünde olması nedeniyle en sık yaralanma bu bağda gözükür (Puffer, 2001; Neumann, 2002). Ayak bileği dorsifleksiyon ve inversiyon pozisyonunda CFL, dorsifleksiyon eksternal rotasyon kuvvetine maruz kaldığında syndesmosiz, eversiyon ve/veya eksternal rotasyon kuvvetine maruz kalırsa deltoid ligament yaralanabilir (Puffer, 2001).

PTFL anatomik olarak peroneal tendonların derininde yer aldığından, izole olarak PTFL'nin tek başına yaralanması nadirdir. Genellikle bu bağın yerine peroneal tendinopati ile karşılaşılmaktadır (Fallat et al. 1998). Arica PTFL, ATFL ve CFL ile kıyaslandığında daha kısa, kalın ve kuvvetli oluşu yaralanma oranını diğerlerine göre daha da azaltmaktadır (Mangwani et al.2001).

Deltoid bağ yaralanması lateral bağ yaralanmalarına kıyasla daha nadir görülür. Bunun temel sebepleri, lateral malleolün, medial malleole göre daha uzun olduğundan aşırı eversiyonu karşılaması ve bu bağ grubunun lateral bağlara kıyasla daha kuvvetli oluşudur (Neumann, 2002).

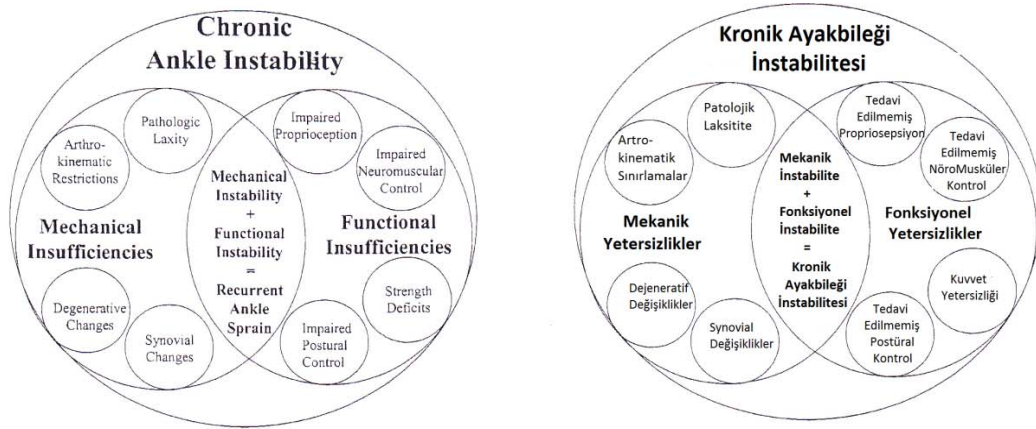
4.4.Kronik Lateral Ayak Bileği İnstabilitesi

Ayak bileği duyusal bir organ olmasına rağmen sık yaralanmaktadır. Travma ile lateral bağlar, deltoid bağ, syndesmosis, subtalar eklem veya bu yapılardan birkaçı yaralanabilir (Lynch, 2002).

Kronik lateral ayakbileği instabilitesi (KAİ) tekrarlayıcı ayak bileği burkulmasıdır (Holmes and Delahunt, 2009) ve yeterli konservatif tedaviye rağmen ilk burkulmadan sonra % 10-20 oranında kronik lateral ayak bileği instabilitesi gelişmektedir (Mangwani et al. 2001). Agel et al. (2007) yaptıkları çalışmada ayak bileği yaralanmaları ile antreman ve oyun süresince sık karşılaşıldığını, bunların %

24'ünün tekrarlayıcı olduğunu kaydetmiş, yaralanma riskinin oyun sırasında antremana göre 4 kat daha fazla olduğunu ve sezon öncesi antrenmanlarının sezon süresince yapılan antrenmanlara kıyasla daha yüksek yaralanma riskinin olduğunu belirtmiştir.

KAİ'ne genellikle iki sebepten biri veya her ikisinin birden sebep olduğu düşünülmektedir. Bunlar Mekanik İstabilite (Mİ) ve Fonksiyonel İstabilite (Fİ) olarak ifade edilmektedir (Hertel, 2002; Delahunt, 2007). KAİ proprioseptif, nöromusküler, kuvvet ve postüral kontroldeki yetersizlikleri içermektedir (Holmes and Delahunt, 2009).



Şekil 4.12 Kronik Ayak Bileği İstabilitesine sebep olan faktörler. Hertel (2002).

Mİ'de ilk ayak bileği yaralanmasından sonra oluşan anatomik değişiklikler sonucu meydana gelen tekrarlayıcı instabilite söz konusudur. Bunlar patolojik laksite, sinovial değişiklikler, dejeneratif eklem hasarı ve artrokinematik kısıtlanmanın bir veya bir kaçını içermektedir (Hertel, 2002).

Fİ ise yaralanma sonrasında artiküler mekanoreseptörlerdeki proprioseptif hasara bağlı meydana gelmektedir (Hertel, 2002).

Mekanoreseptörler eklem kapsülü, ligamentler, kaslar ve ayak bileği çevresindeki cilt üzerinde bulunmaktadır (Wyke, 1967). Fİ'deki asıl sebep bu reseptörlerden merkezi sinir sistemine giden afferent uyarıların kesintiye uğramasıdır. Böylece refleks stabilizasyon yetersizliği meydana gelecektir (Freeman et al.1965). Bu

olay kişiler tarafından boşalma (giving way) olarak tariflenmektedir (Freeman et al.1965; Hertel, 2002; Konradsen, 2002).

4.5.Ayak Bileğinin Stabilitesinden Sorumlu Yapılar

Ayak bileğinin stabilitesinden sorumlu üç temel yapı vardır. Bu yapılar birbirleriyle uyum içinde çalışarak stabiliteyi sağlarlar. Bunlar:

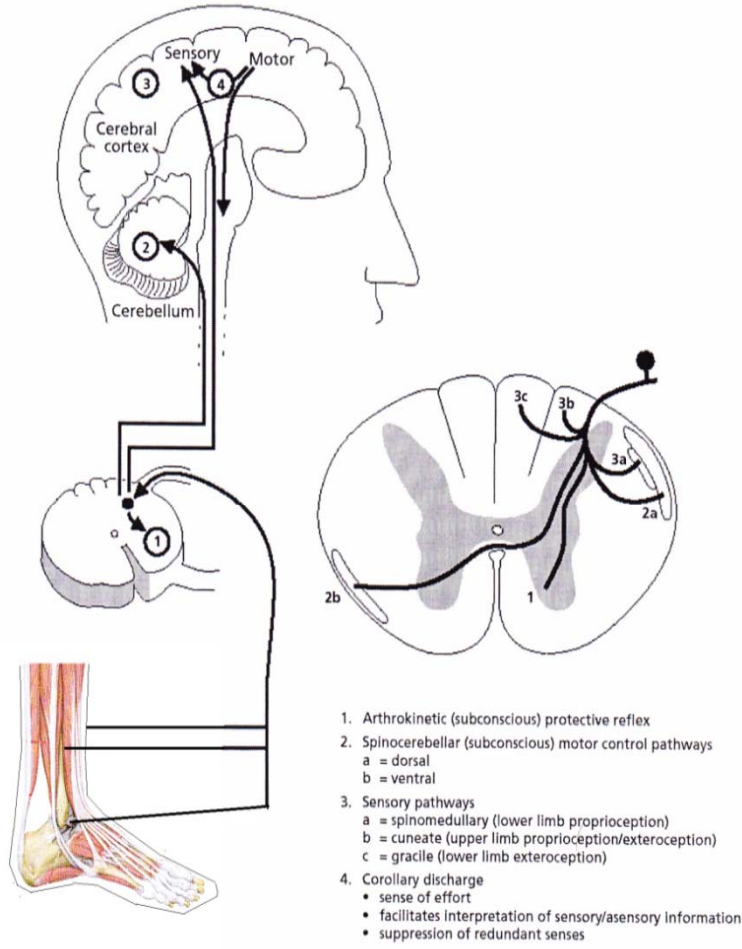
- 1- Eklem yüzeylerinin anatomik yapısı,
- 2- Eklemi saran eklem kapsülü ve bağlar,
- 3- Ayak bileğinin hareketliliğini sağlayan kaslardır (Hertel, 2002).

Bu yapılardan kaslar dinamik, diğerleri ise ayak bileğinin statik stabilizatörleridir.

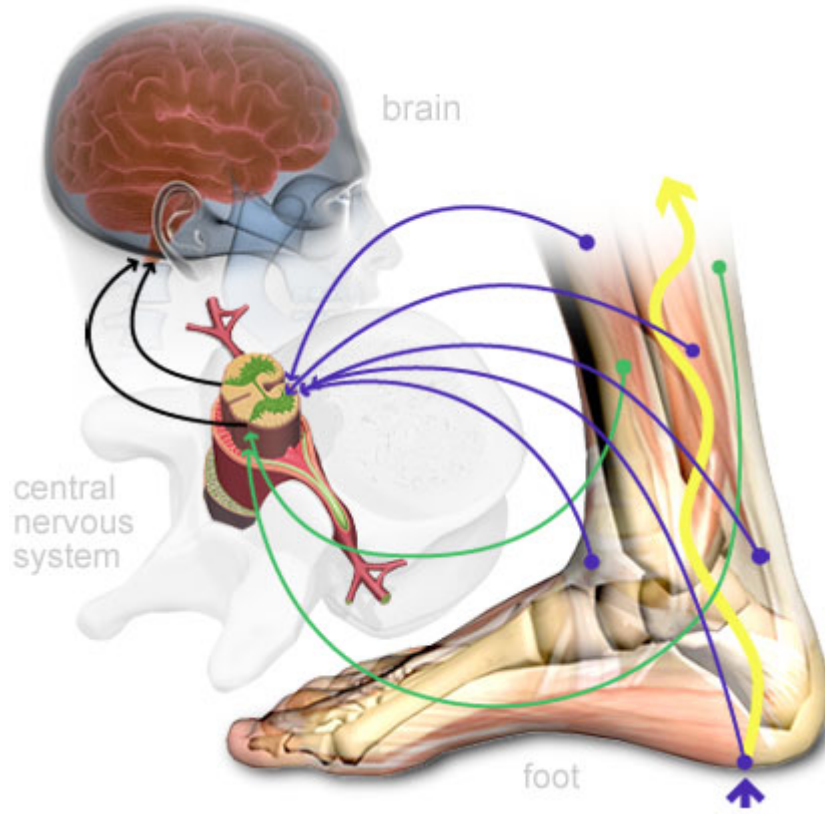
4.6.Proprioseptif Duyu ve Denge

Proprioseptif duyu, vücudun pozisyon ve hareketlerinin farkında olup amaca uygun hareketleri koordineli olarak yapmayı ve bu sırada postürün devamını sağlayan derin duyudur (Moffat and Mottram, 1982; Taner, 1998; Stillman, 2002; Spanos et al. 2008). Periferik ve merkezi sinir sisteminin bütünleşmesi ile vücut parçalarının ve bütünüünün uzaydaki pozisyon ve hareketlerinin algılanması sağlanır. Periferik sinir sisteminden pacinian-meissne korpüsküllerinden ayırt edici dokunma ve basınç duyası, golgi tendon organı, kas içciği, eklem kapsülünden pozisyonla ilgili veriler merkezi sinir sistemine aktarılır. Bu uyarılar duyu ve motor korteks ile serebellumda değerlendirilir (Wyke, 1967; Taner,1998).

Michelson ve Huttchins (1995), proprioseptif duyuyu istemli ve refleksif olarak ikiye ayırmıştır. İstemli proprioseptif duyu spor ve günlük yaşam aktiviteleri süresince genel kontrolü sağlarken, istemsiz (refleksif) proprioseptif duyu beklenmedik durumlarda eklem stabilizasyonunu sağlar. Ciddi akut ayak bileği yaralanmalarında istemsiz proprioseptif duyu, istemli proprioseptif duyuya oranla daha fazla etkilenmektedir (Akbari et al, 2006).



Şekil 4.13a Proprioseptif Duyu Sistemi'ni oluşturan Merkezi Sinir Sistemi ve Periferden gelen duyuların iletimi. Stillman (2002)'dan alıntılanıp, ayakbileğine uyarlanmıştır.



Şekil 4.13b Proprioseptif Duyu Reseptörleri'nden Merkezi Sinir Sistemine uyarıların iletimi. www.solsantacruz.com adresinden 22.06.2011 tarihinde alıntı yapılmıştır.

Mekonoreseptörlerden eklem hareketi ve pozisyonu hakkında merkezi sinir sistemine afferent duyu iletimi, yaralanma sonrasında kesilebilir. Bu durumda denge bozukluğu oluşabilir ve sonucunda Fİ meydana gelebilir (Freeman et al. 1965).

Denge ise vücudun vestibüler, vizüel ve somatosensoriel sistemlerini aynı anda kullanabilme yeteneğidir. Ayakta denge; en az salınımla ayakta durabilme kabiliyetidir. Diğer bir deyişle vücut ağırlığını destek yüzeyleri arasında tutabilme yeteneğidir. Bu yetenek hareketsiz ayakta durma ve zıplama veya aniden durma ile elde edilen denge ile değerlendirilir (Gerbino et al. 2007).

Proprioseptif duyu, denge ve koordinasyonun sağlanmasında görev alan birincil duyudur. Koordinasyon, bir amaç doğrultusunda hareketlerin aynı zamanda, yeteri kadar açığa çıkabilmesidir (Balaban ve ark. 2009). Ayakta dengeyi statik ve dinamik olarak iki gruba ayırmak mümkündür. Statik denge gözler açık ve gözler kapalı iken; tek bacak üzerinde durma (Konradsen, 2002; Stillman BC, 2002; Balaban ve ark. 2009),

“stand stork testi” (Tritschler, 2000; McCurdy and Langford, 2006) vb. testlerle değerlendirilebilir.

4.7.Ayak Bileği Yaralanmalarında Ortez (Brace),Bant (Tape) ve Kinesio Tape® Kullanımı

4.7.1.Brace ve Tape Kullanımı

Ayak bileği akut yaralanma sonrasında ve yaralanmaları önlemek amacıyla sık olarak kullanılmaktadır. Kullanım amaçları;

- Hareketi sınırlamak,
- Yaralanma oranını azaltmak,
- Proprioseptif duyuyu geliştirmek,
- Egzersiz sonrası hareket limitasyonunu ortadan kaldırmak,
- Performans üzerine negatif etkisi yoktur,
- Diğer eklemlere negatif etkileri düşüktür (Callaghan, 1997).

4.7.2.Kinesiotape (KT)

KT Kenzo Kase tarafından 1973 yılından itibaren kullanılmaya başlanmış bir adhesive tape türevidir. Kendi boyunun % 55-60 oranında esneyebilen, enine esnemeyen bir banttır. Yüzeyindeki elastik polimerin özelliği azalmadığı takdirde 3-5 gün etkinliğini korumaktadır. Tamamen pamuktan üretilip, lateks içermemektedir. Üzerindeki yapışanlığı akrilik sağlamaktadır ve sıcakla aktive olmaktadır. Bu yüzden alerjik değildir (Kase et al. 2003).

Ağrı, ödem ve kas spazmını azaltmak, lenf dolaşımını artırmak, mekanik problemleri düzeltmek, mekanoreseptörleri uyarmak için uygun teknik ve gerginlikle uygulanabilir (Kase et al. 2003, Halseth et al. 2004). Siyah, mavi, ten ve pembe olmak üzere dört farklı rengi vardır.



Resim 4.1 Kinesiotape® renkleri

4.7.3.Ortez, Bantlama ve Kinesiotape Kullanım Özellikleri

4.7.3.A.Ortez;

- Tecrübe gerektirmez.
- Tekrar kullanılabilir.
- Yıkanabilir.
- Allerjik değildir.
- Ayarlanabilir (Callaghan, 1997; Wilkerson,2002).

4.7.3.B.Bantlama;

- Bireysel kullanılabilir.
- Ortezden daha az hacim kaplamaktadır.
- Atletler daha sık tercih etmektedir.
- Her türlü anatomik yapıya uygulanabilir (Callaghan,1997; Halseth et al. 2004).

4.7.3.C.Kinesiotape;

- Eklem hareket açıklığını kısıtlamaz.
- Mekanoreseptörleri uyarır.
- Lenfatik dolaşımı artırır.
- Lateks içermediğinden cilt irritasyonu yapmaz.
- Suya dayanıklıdır.

- 3-5 gün kalabilir.
- Uygulaması kolay ve diğer bantlamalara göre ucuzdur.
- Kullanımında ek bir materyale gerek yoktur (sprey, pretape gibi).
- Pediatrik ve geriartrik hastalarda güvenle uygulanabilir (Kase et al. 2003).

Ayak bileği yaralanmalarının oluşması ve tekrar etmesini önlemek için ayak bileğine bant ve ortez kullanılmaktadır. Futbol, basketbol gibi şiddetli sporlarda, özellikle daha önce yaralanma geçirilmişse, ayak bileğinde bant veya ortez kullanımı yaralanmaların tekrarlanmasını önleyebilir (Baltacı ve ark. 2003). Bantlama ve ortez kullanımının, basketbol ve futbol oyuncularının ayak bileği yaralanmalarını önlediği gösterilmiştir (Callaghan, 1997).

Puffer (2001), ortez kullanmayan atletlerin, yarı rijit ortez kullanan atletlere kıyasla üç kat daha fazla yaralanma riskine sahip olduğunu belirtmiştir. Ayrıca bantlamanın, inversiyon momentine karşı, yaklaşık %10 oranında direnci artırdığını, ancak kırk dakika şiddetli egzersiz sonucunda yeterli desteği oluşturamadığını vurgulamıştır. Hume and Gerrard (1998)'de benzer bir açıklamayla bantlamanın ortalama yirmi dakikalık egzersiz ile ayak bileğine vermiş olduğu desteğin azaldığını dile getirmiştir. Firer (1990)'de benzer bir açıklama yapmış ve bantlamanın egzersizde kısa süreli mekanik destek sağlayabileceğini ifade etmiştir. Ricard et al. (2000) ise, bantlamanın egzersiz sırasında kaybettiği bu desteğin, egzersiz ile meydana gelen ayak bileği konnektif dokusundaki artmış esneklikten kaynaklanabileceğini belirtmiştir.

Ayak bileğinde kullanılan ortez, eklem hareket açıklığı kısıtlayarak yaralanmaları önlemektedir (Papadopoulos et al. 2005), fakat bantlamaya göre bu kısıtlama daha azdır (Callaghan, 2009).

Hume and Gerrard (1998)'e göre ayak bileğinde kullanılan bantlama ve ortezlerin etki mekanizmaları;

- İnversiyon hareketini kısıtlayıp ligamentlere gelen aşırı yüklenmeleri engelleme,

- Kas aktivasyonunu artırıp, ekleme binen yüklenmeleri tendon ve bağlara dağıtma,
- En sık yaralanmanın meydana geldiği, ayağın zemin ile teması sırasında, ayak bileği ekleminin nötral pozisyonunu sağlama,
- Hareketi kısıtlanmış eklemlerde meydana gelen eklem momentindeki azalma ile stabilizasyonu geliştirme,
- Ligamentlere uygulanan kuvveti karşılayan destek gibi davranma yoluyla oluşturmaktadır.

Callaghan (1997) brace kullanımının diğer eklemlere olumsuz etkilerinin olabileceğinden söz etmiştir. Oysa brace kullanımının diğer eklemler üzerine olumsuz etkileri olduğuna dair kanıtlanmış bir bulgu yoktur. Özellikle diz yaralanmalarının meydana geldiği yönde kayıtlar olmasına rağmen literatürde yaygın olarak araştırılmamıştır (Dizon and Reyes, 2010).

Ayak bileğindeki yaralanmaların kronik hale gelmesindeki birincil sebeplerin başında duyu-motor yetersizlik gelmektedir (Konradsen, 2002; Hertel, 2002; Holmes and Delahunt, 2009; Menacho et al. 2010).Eklem sinir lifleri ligament ve kapsüllerin içinde yer alır ve bu sinir liflerinin kollajen liflerinden daha düşük gerilim kuvveti olmasına rağmen, ligament veya kapsüle uygulanan gerilim yaralanmasında kollajen lifleri gibi sinir lifleri de kopar (Freeman et al. 1965).

Konradsen et al. (1993), kas ve tendonlardan gelen afferent duyuların, ani inversiyonda, tek bacak üzerinde postüral stabilizasyonun devamı için yeterli olduğunu belirtmiştir.

Holmes and Delahunt (2009), evertör kas kuvvet eksikliğinin kronik ayak bileği instabilitesinin gelişimine katkıda bulunmadığını söylemiştir. Delahunt (2007) ise, peroneal kas zayıflığının inversiyon yönündeki stresleri karşılamada yetersiz kalmasından dolayı yaralanmanın kolayca meydana geldiğini belirtmiştir.

Ayak bileği instabilitesinde asıl problemin peroneal reaksiyon zamanındaki gecikmeden kaynaklanabileceği ifade edilmiştir (Delahunt, 2007; Menacho et al. 2010).

Vaes et al. (2002) çalışmasında sağlıklı ve instabilitesi olan ayak bileklerinde toplam inversiyon sürelerinin eşit olduğu ancak inversiyonun ilk yavaşlama fazının instabil ayak bileklerinde sağlıklı ayak bileklerine göre daha kısa olduğunu kaydetmiştir. Bu ilk yavaşlama fazının ise ayak bileğini inversiyon yaralanmalarından korumakla ilgili olduğunu belirtmiştir. Munn et al. (2010) ise peroneal reaksiyon zamanının fonksiyonel ayak bileği instabilitesinden etkilenmediği sonucuna varmıştır. Konradsen et al. (1993) ise ayak bileği bağlarına yaptığı anestezi sonrasında ani inversiyonda peroneal reaksiyon zamanının değişmediğini göstermiştir.

Son yıllarda özellikle spor ve olimpiyatlarda kullanılmaya başlanan KT giderek yaygınlaşmakta, rehabilitasyon sürecinde ve müsabaka boyunca bantlama ile orteze kıyasla sık tercih edilmektedir. Bantlamanın bir türevi olan KT'in en büyük özelliği esneyebilen bir bant olmasıdır ve bu özelliğinden dolayı atletik bantlamadan ayrılır.

Bantlamaların oynadıkları temel rol; uygulandıkları yapıları desteklemek, yaralanmalardan korumak ve önlemektir (Stuart, www.kon.org/urc/v9/athletic-training/stuart.html Erişim Tarihi: 23.08.2010, saat:16:35). Firer (1990), bantlamanın normal nöro-musküler sistemde proprioseptif uyarı oluşturarak yaralanmalardan koruduğunu, bu yüzden rijit bantlamanın gereksiz olduğunu, elastik bantlamanın yeterli ve daha etkili olduğunu söylemiştir.

Quadriceps kasına yapılan KT uygulaması sonrasında, anlık ve oniki saat sonrasındaki etkisine bakıldığında, quadriceps kas kuvvetinde artış gözlenmemiştir (Fu et al. 2008). Patellafemoral ağrısı olan hastalarda uygulanan KT, vastus medialis obliquus kasının kontraksiyon zamanını olumlu yönde değiştirmiştir (Chen et al. 2007). Erkek atletlerde peroneus longus üzerine uygulanan KT'nin ani inversiyon sırasındaki kas aktivasyonu değerlendirildiğinde, kas aktivasyonunu değiştirmedeği gözlemlenmiştir (Briem et al. 2011).

Omuz ağrısından dolayı EHA kısıtlaması olan hastalarda, KT uygulandıktan sonra, ağrısız EHA'nın artışı belirtilmiştir (Thelen et al. 2008; Garcia-Muro et al. 2009).

Kronik ayak bileği instabilite tedavisinde koordinasyon eğitiminin ayak bileği yaralanma oranını azaltmada bantlama ve ortez kullanımı kadar önemli olduğu vurgulanmaktadır (Hume and Gerrard, 1998). Gerbino et al. (2007), dansçıların ayakta

duruş yeteneklerinde daha iyi sonuçlara sahip olduğunu, bunun, uzun süre yapılan eğitim ve germe egzersizleri sonucunda meydana geldiğini belirtmiştir. Proprioseptif yetersizliği tedavi etmek için, etkili bir rehabilitasyon programı takip edilmelidir. Başka bir deyişle, proprioepsiyonun bilinçli kısmı, tedavinin birinci ayında oluşabilirken, bilinçsiz kısmı, hasarın derecesine göre, 3 ile 6 ay arasında gerçekleşebilir (Akbari et al, 2006).

5.GEREÇ ve YÖNTEM

5.1.Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Bu çalışmaya Haliç Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğrencilerinden 60 kişi gönüllü olarak katıldı. Katılımcı öğrenciler randomize olarak 10 kız ve 10 erkek olmak üzere, kız erkek eşitliğine dikkat edilerek, 20 şer kişilik üç gruba ayrıldı. Bu gruplardan ilki kontrol grubu, ikinci grup kinesiotope-1 (KT-1) ve üçüncü grup ise kinesiotope-2 (KT-2) olarak isimlendirildi. Değerlendirme Ocak 2011 ile Şubat 2011 tarihleri arasında yapıldı.

Çalışmaya dahil olma kriterleri;

1. 18-25 yaş aralığında olmak,
2. İlgili alt ekstremitede cerrahi işlem uygulanmamış olmak,
3. Son 3 ay içinde ilgili ayak bileğinde yaralanma olmaması,
4. Ayak bileği EHA tam ve ağrısız olmak,
5. Stand stork test pozisyonunu alabiliyor olması.

Çalışmaya kabul edilmeme veya çıkarılma kriterleri;

1. Sistemik hastalığı olması,
2. Nörolojik hastalığı veya bedensel engeli olması,
3. Pes kavusu veya 3 dereceden pes planusu olması,
4. Düzenli olarak egzersiz veya spor yapıyor olması,
5. Alt ekstremitelerinde eklem limitasyonu veya kas zayıflığı olması,
6. Çalışmadan gönüllü olarak ayrılmakdı.

5.2.Çalışmada Kullanılan Gereçler

- EHA değerlendirmek için standart gonyometre,
- Kinesiotope®,
- Kinesiotope® kesmek için bir makas,
- Test pozisyonunda kalabilme süresini ölçmek için casio marka hs-3v-1brdt dijital kronometre kullanılmıştır.

5.3.Yöntem

Çalışmaya katılan gönüllüler randomize olarak gruplara ayrıldıktan sonra kinesiotape kursuna gitmiş ve uygulama sertifikası olan fizyoterapist (Çetin Sayaca) tarafından değerlendirildi.

Değerlendirmede her gönüllünün ilk olarak yaşı, cinsiyeti, boyu, vücut ağırlığı, dominant tarafı (basamağa ilk koydukları ayağı, topa vurdukları taraf), nörolojik ve sistemik bir rahatsızlığı olup olmadığı, cerrahi müdahale geçirip geçirmediği, profesyonel veya düzenli spor yapıp yapmadığı sorgulanarak kaydedildi. Bu veriler alındıktan sonra kişilerin pes kavus ve 3'üncü derece pes planus deformitesi olup olmadığı; çıplak ayak üzerinde zemine basarken gözlem yoluyla değerlendirildi. Pes Kavus, navikula kemiğinin skafoid tüberkülünün; medial malleol ile başparmağın metatarsofalangeal ekleminin merkezine çizilen bir çizginin üstünde kalmasıdır. 3'üncü derece pes planus ise skafoid tüberkülünün zemine temas etmesidir (Otman ve ark. 1998). Dominant olmayan tarafın eklem hareket açıklığı gross olarak değerlendirildikten sonra her iki tarafın kas kuvveti gross kas testi ile değerlendirildi.

Denek çalışma kriterlerine uygun ise değerlendirmeye dominant taraf EHA değerleri gonyometre ile ölçülerek devam edildi. Üç grubun stand stork test pozisyonunda gözler açık ve gözler kapalı test pozisyonunda kalış süreleri ölçülüp kaydedildikten sonra KT-1 ve KT-2 gruplarına uygun olarak KT uygulandı. KT-1 ve KT-2 gruplarına KT uygulaması yapıldıktan sonra gözler açık ve gözler kapalı olarak stand stork test pozisyonunda kalış süreleri tekrar ölçüldü ve kaydedildi.

5.3.1.Goniometre ile EHA Ölçümü

Deneklerin ayak bileği EHA değerlendirmek için tüm bireyler ayaklarını aşağı sarkıtılabileceği yüksek bir zeminde oturtuldu.

Dorsi fleksiyon ve plantar fleksiyon için gonyometrenin pivot noktası lateral malleole yerleştirildi. Gonyometrenin sabit kolu fibula lateral orta çizgisine paralel tutuldu. Gonyometrenin hareketli kolu ise 5. metatarsal kemiğin lateral orta çizgisini takip ederek ölçüldü (Otman ve ark. 1998). Ölçüm değerleri kaydedildi.



Resim 5.1 Gonyometre ile ayak bileği dorsifleksiyonunun ölçümü.



Resim 5.2 Gonyometre ile ayak bileği plantarfleksiyonunun ölçümü.

İnversiyon ve eversiyon için ayak 90° nötral pozisyonda tutuldu. İnversiyon için pivot noktası metatars başları hizasında ayağın lateraline yerleştirilir, sabit kol bacak lateral orta çizgisine paralel tutulur, hareketli kol ise ayağın plantar yüzüne paralellliğini korur. Eversiyon ölçülürken ise inversiyonda yapılan işlemler medialden tekrarlandı (Otman ve ark. 1998). Ölçüm değerleri kaydedildi.



Resim 5.3 Gonyometre ile ayak bileği inversiyonunun ölçümü.



Resim 5.4 Gonyometre ile ayak bileği eversiyonunun ölçümü.

5.3.2.Kinesiotape® Uygulaması

Randomize olarak oluşturulan üç gurubun ikisinin dominant tarafına KT uygulaması yapıldı, ilk grupta ise kontrol grubu olarak planlandığından her hangi bir uygulama yapılmamıştır.

KT-1 grubunda peroneal kaslar üzerine kas fasilitasyon tekniğine uygun olarak KT uygulandı. Kişi uzun oturur pozisyonda iken ayak bileği dorsifleksiyon ve inversiyon pozisyonunda sabitlenir. Uygun gerilim verildikten sonra, 2,5cm genişliğinde 40 cm uzunluğundaki KT origo-insersio yönünde, peroneal kas grubu üzerinden, lateral malleolün posteriorundan, beşinci metatars başının inferioruna doğru uygulandı (www.kinesiotex.com Erişim tarihi: 26/12/2010).



Resim 5.5 Peroneal kas grubuna KT uygulaması



Resim 5.6 Peroneal kas grubuna KT uygulama sonrasındaki görünüş.

KT-2 grubuna ise KT-1’de yapılan kas fasilitasyon tekniğine ek olarak, 5cm genişliğinde ve 10cm boyunda kesilmiş KT; hasta sırt üstü, dizi ekstansiyonda, ayak bileği dorsifleksiyon pozisyonunda, ayak bileği iç ve dış bağları üzerine medial ve lateral malleollere kadar uzanacak şekilde ve uygun gerginlikle uygulandı (www.kinesiotex.comErişim tarihi: 26/12/2010).



Resim 5.7 İç ve dış bağlar üzerine KT uygulaması.



Resim 5.8 KT-2 grubuna yapılan kinesiotope örneği.

5.3.3.Stand Stork Test Pozisyonu ve Statik Dengenin Değerlendirilmesi

Ayakta statik denge stand stork testi ile değerlendirilebilir. Testin geçerliliği ve güvenilirliği kanıtlanmıştır (Tritschler, 2000). Test her yaşa uygundur. Ölçüm için sadece kronometre gereklidir (Tritschler,2000).

Stand stork test pozisyonu: Birey dominant taraf ayağının üzerinde durur. Diğer ayağını üzerinde durduğu dizinin iç kısmına yerleştirir. Elleri kalça üzerine koyar ve fizyoterapistin işareti ile destek ayağının topuğunu yerden kaldırır. Gözler açık olarak durabildiği kadar bu pozisyonu korumaya çalışır (Tritschler, 2000).



Resim 5.9 Stand stork test pozisyonu.

Kontrol grubunun gonyometrik ölçümleri yapıldıktan sonra, KT gruplarından uygulama öncesi ve uygulama sonrasında stand stork test pozisyonunu almaları istendi ve süreler kaydedildi.

Çalışma sırasında süre ölçülmeden önce üç deneme yapmasına izin verildi. Denemeden sonra üç kez gözler açık olacak şekilde bu pozisyonu alması istenip süre kaydedildi. Kaydedilen sürelerden en uzununu çalışmaya dahil edildi. Aynı işlem gözler kapalı olacak şekilde tekrarlanıp süre kaydedildi.



Resim 5.10KT-1 grubuna yapılan KT uygulaması sonrasındaki stand stork test pozisyonu.



Resim 5.11 KT-2 grubuna yapılan KT uygulaması sonrasındaki stand stork test pozisyonu.

Stand stork testi bitirme kriterleri;

- Parmak ucuna yükselen ayağın topuğu yere temas ederse,
- Eller kalça üzerinden kaldırılıp teması kesilirse,

- Karşı taraf ayağın üzerinde durulan bacak ile teması kesilirse test sonlandırılıp süre kaydedilir (Tritschler, 2000).

5.4.İstatistiksel Analiz

Bulgular SPSS 15 programı ile değerlendirildi. İstatistiksel testlerin anlamlılık değeri $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

Tüm grupların çalışmaya başlarken birbirleri arasında istatistiksel açıdan farklı olup olmadıkları ‘Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA)’ ile istatistiksel olarak karşılaştırıldı.

Tüm grupların uygulama öncesi ve sonrası, gözler açık ve gözler kapalı olarak kaydedilen süreleri gruplar içerisinde ‘bağılantılı t testi’ ile istatistiksel açıdan değerlendirildi.

Kinesiotape gruplarının uygulama sonrasında birbiri arasında farklılık olup olmadığı ‘Farklı Gruplar İçin t Testi’ ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

5.5.Etik Kurul Onayı

İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi’ne ait etik kuruldan alınan 14/12/2010 tarihli 2010/692-184 dosya numaralı ve 1066 sayılı onaya uygun olarak çalışmamız gerçekleştirildi.

6.BULGULAR

Çalışma 01/01/2011 ile 15/02/2011 tarihleri arasında Haliç Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğrencileri üzerinde gönüllülük esasına göre yapıldı. Çalışmaya 30'u erkek, 30'u kadın olmak üzere toplam 60 olgu katıldı. Çalışmaya katılan olguların cinsiyete göre sayısal dağılımı Tablo 6.1'de yer almaktadır.

Tablo 6.1 Çalışmaya katılan olgu sayılarının cinsiyete göre dağılımı

Kadın	Erkek	Toplam
30	30	60

Çalışmaya katılan olgular her grupta kadın ve erkek sayıları eşit olacak şekilde, randomize edilerek 20'şer kişiden oluşan üç gruba ayrıldı. Grupların cinsiyete göre dağılımları ve toplam sayıları Tablo 6.2'de yer almaktadır.

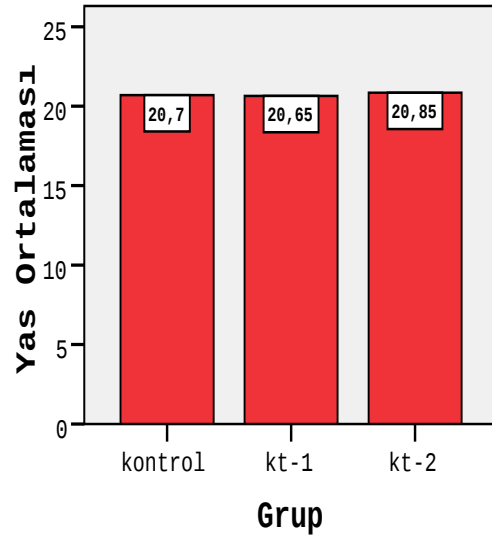
Tablo 6.2 Çalışmaya katılan olguların çalışma gruplarına göre cinsiyet dağılımı

	KONTROL	KT-1	KT-2	Toplam
Kadın	10	10	10	30
Erkek	10	10	10	30
Toplam	20	20	20	60

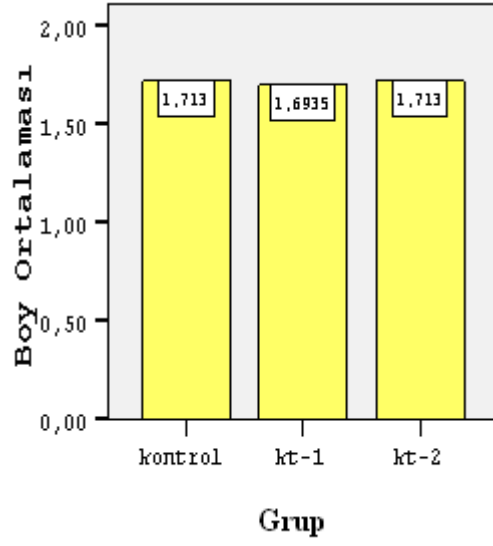
Çalışmaya katılan olguların demografik özelliklerinin ortalama değerleri Tablo 6.3'de belirtilmiştir.

Tablo 6.3 Çalışmaya katılan olguların demografik özelliklerinin ortalama değerleri

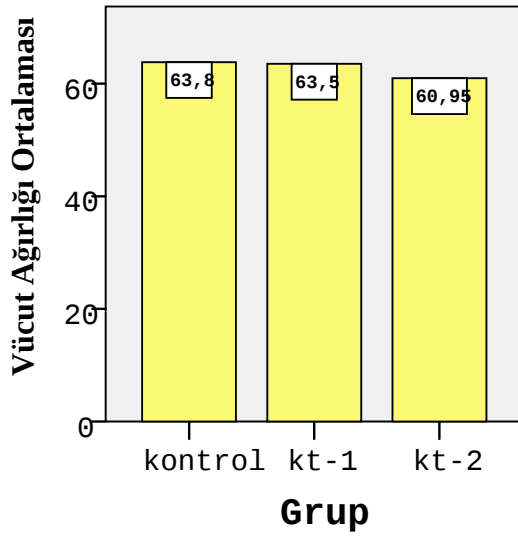
	Yaş (yıl)	Boy (m)	Vücut Ağırlığı (kg)	VKİ kg/boy ²
Ortalama	20,73±2,414	1,7065±0,6553	62,75±8,909	21,5127±2,46078



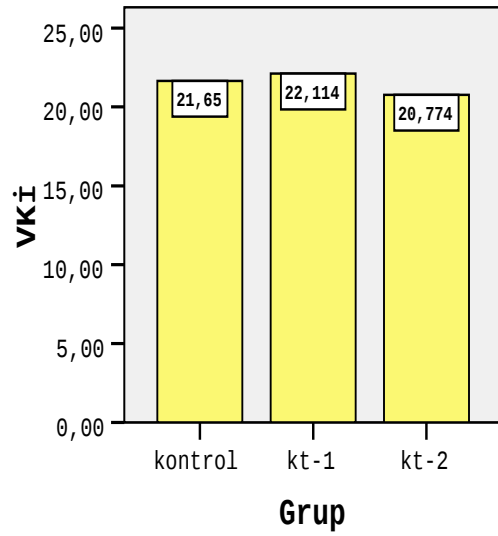
Şekil 6.1Çalışmaya katılan grupların yaş ortalamaları



Şekil 6.2Çalışmaya katılan grupların boy ortalamaları



Şekil 6.3Çalışmaya katılan grupların Vücut ağırlığı ortalamaları



Şekil 6.4Çalışmaya katılan grupların VKİ ortalamaları

Çalışmaya katılan olguların sadece dominant tarafları değerlendirmeye alındı. Değerlendirmeye katılan olgulardan üçünün dominant ekstremitesi sol taraf iken, 57'sinin dominant ekstremitesi sağ taraf idi.Çalışmaya katılan olguların dominant ekstremiteleri ile ilgili sayısal veriler Tablo 6.4'de gösterilmiştir.

Tablo 6.4 Çalışmaya katılan olguların dominant ekstremiteleri ile ilgili sayısal veriler

Dominant ekstremiteler	Sağ	Sol	Toplam
	57	3	60

Çalışmaya katılan olguların gonyometre ile ölçülen EHA değerlerinin derece cinsinden grup ortalamaları ile çalışmaya katılan tüm olguların genel ortalamaları Tablo 6.5’de belirtilmiştir.

Tablo6.5 Çalışmaya katılan olguların EHA değerlerinin gruplara göre ortalama dağılımları

	Plantarfleksiyon	Dorsifleksiyon	İnveriyon	Eversiyon
Kontrol	54,35±10,363	25,15±5,163	36,90±7,412	21,10±5,077
KT-1	49,85±7,464	30,05±5,316	40,65±6,523	21,60±6,202
KT-2	53,70±8,927	27,50±6,509	43,80±6,654	25,10±7,383
Genel Ortalama	52,63±9,067	27,57±5,950	40,45±7,331	22,60±6,439

Çalışmaya katılan olguların cinsiyete göre stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları Tablo 6.6’da belirtilmiştir.

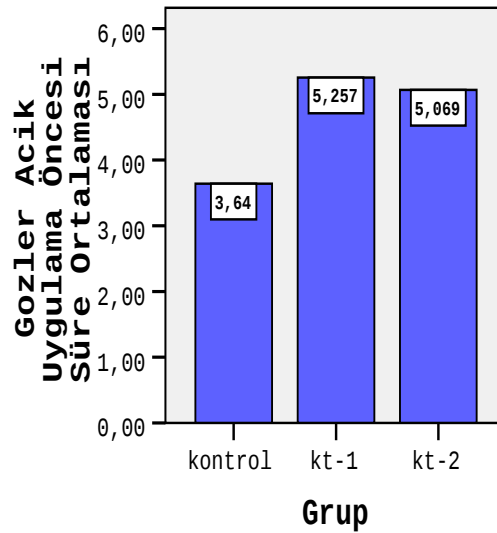
Tablo 6.6 Çalışmaya katılan olguların cinsiyete göre stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları

Cinsiyet	N	Gözler Açık Uygulama Öncesi	Gözler Kapalı Uygulama Sonrası
Kadın	30	3,4210±1,84584	1,6123±0,44361
Erkek	30	5,8897±4,68735	1,7847±0,5789
Toplam	60	4,6553±3,74480	1,6985±0,51865

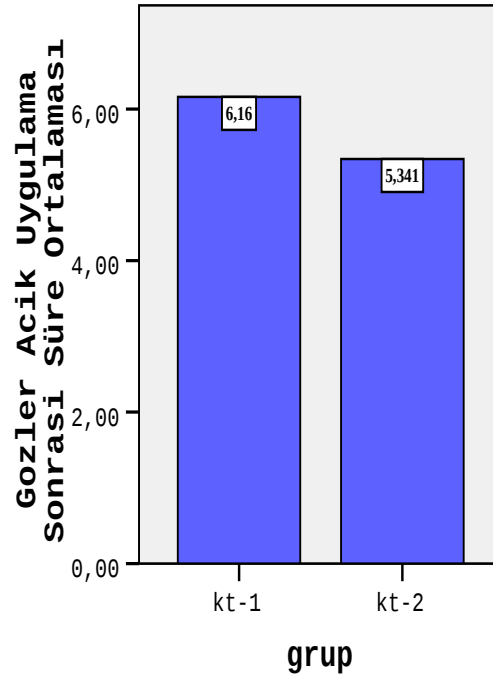
Çalışmada stand stork test pozisyonunda kalış süreleri değerlendirilen olguların gözler açık ve kapalı iken, uygulama yapmadan önce ve uygulama yaptıktan sonra ölçülen sürelerinin ortalama değerleri Tablo 6.7’de belirtilmiştir.

Tablo 6.7 Çalışma gruplarının stand stork test pozisyonunda gözler açık veya gözler kapalı iken uygulama öncesi ve uygulama sonrası kalış süre ortalamaları

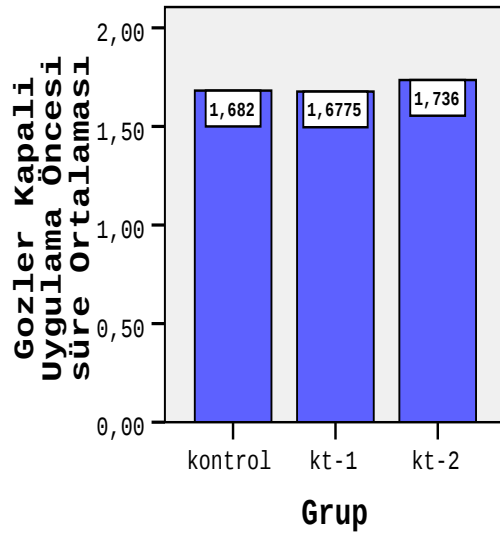
Grup	Göz Pozisyonu	Uygulama Öncesi	Uygulama Sonrası
Kontrol Grubu	Gözler Açık	3,6405±1,37738	
	Gözler Kapalı	1,6820±0,42582	
KT-1	Gözler Açık	5,2565±4,35478	6,1595±5,41348
	Gözler Kapalı	1,6775±0,65064	2,1995±0,87367
KT-2	Gözler Açık	5,0690±4,58703	5,3410±4,21653
	Gözler Kapalı	1,7360±0,47794	2,1125±0,98806



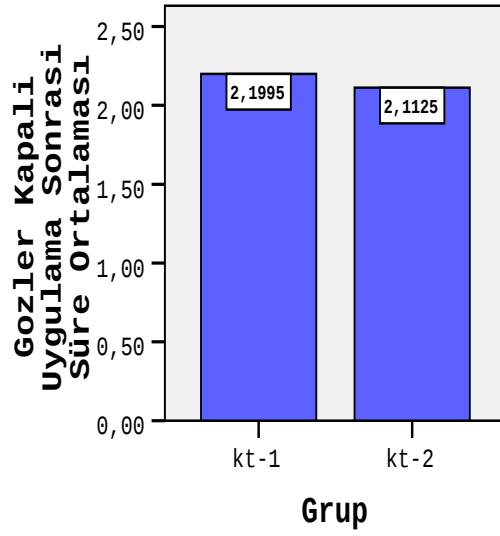
Şekil 6.5 Grupların gözler açık uygulama öncesi stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları



Şekil 6.6 Grupların gözler açık uygulama sonrası stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları



Şekil 6.7 Grupların gözler kapalı uygulama öncesi stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları.



Şekil 6.8 Grupların gözler kapalı uygulama sonrası stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları

Uygulama yapılan KT-1 ve KT-2 gruplarının EHA değerleri Tablo 6.8’de istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.

Tablo 6.8 KT-1 ve KT-2 gruplarının EHA açıklığı derecelerinin Farklı Gruplar İçin t Testi Analizi ile karşılaştırılması

EHA	Gruplar	Sayı	Ortalama	Standart Sapma	t	Serbestlik Derecesi	p
Plantar fleksiyon	KT-1	20	49,85	7,464	-1,480	38	0,147
	KT-2	20	53,70	8,927			
Dorsi Fleksiyon	KT-1	20	30,05	5,316	1,357	38	0,183
	KT-2	20	27,50	6,509			
İnversiyon	KT-1	20	40,65	6,523	-1,512	38	0,139
	KT-2	20	43,80	6,654			
Eversiyon	KT-1	20	21,60	6,202	-1,623	38	0,113
	KT-2	20	25,10	7,383			

Sonuç: KT-1 ve KT-2 grupları plantar fleksiyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur; $t(38)=-1,480$; $p>0,05$

Sonuç: KT-1 ve KT-2 grupları dorsi fleksiyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur; $t(38)= 1,357$; $p>0,05$

Sonuç: KT-1 ve KT-2 inversiyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur; $t(38)=-1,512$; $p>0,05$

Sonuç: KT-1 ve KT-2 grupları eversiyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur; $t(38)=-1,623$; $p>0,05$

Her üç grubun uygulama öncesi stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları, Tablo 6.9’da istatistiksel olarak ANOVA testi ile karşılaştırılmıştır.

Tablo 6.9 Kontrol grubu ve uygulama yapılan kinesiotope-1 ve kinesiotope-2 gruplarının, stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamalarının Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile karşılaştırılması

	Gruplar	Kişi Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	F	P
Gözler Açık Uygulama Öncesi	Kontrol	20	3,6405	1,37738	1,119	,334
	KT-1	20	5,2565	4,35478		
	KT-2	20	5,0690	4,58703		
	Toplam	60	4,6553	3,74480		
Gözler Kapalı Uygulama Öncesi	Kontrol	20	1,6820	,42582	,076	,927
	KT-1	20	1,6775	,65064		
	KT-2	20	1,7360	,47794		
	Toplam	60	1,6985	,51865		

Sonuç-1: Çalışmaya dahil edilen üç grubun uygulama öncesi, gözler açık iken stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark yoktur; $F(2,57)= 1,119$; $p>0,05$

Sonuç-2: Çalışmaya dahiledilen üç grubun uygulama öncesi, gözler kapalı iken stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark yoktur; $F(2,57)= 0,076$; $p>0,05$

KT-1 grubunun gözler açık pozisyonda uygulama öncesi ve sonrası test değerleri istatistiği Tablo 6.10’da istatistiksel olarak test edilmiştir.

Tablo 6.10 Kinesiotape-1 grubuna yapılan kinesiotape uygulama öncesi ve sonrasında, gözler açık iken stand stork test pozisyonunu koruyabilme sürelerinin Bağlantılı Grup t Test Analizi ile karşılaştırılması

	Ortalama	Sayı	Standart Sapma	Korelasyon	t	Serbestlik Derecesi	p
Gözler Açık Uygulama Öncesi	5,2565	20	4,35478	,886	-1,582	19	,130
Gözler Açık Uygulama Sonrası	6,1595	20	5,41348				

Sonuç: Kinesiotape-1 grubuna yapılan kinesiotape uygulaması öncesi ve sonrasında gözler açık iken ölçülen süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur; $t(19); -1,582; p>0,05$

KT-1 grubunun gözler kapalı pozisyonda uygulama öncesi ve sonrası test değerleri istatistiği Tablo 6.11’de istatistiksel olarak test edilmiştir.

Tablo 6.11 Kinesiotape-1 grubuna yapılan kinesiotape uygulaması öncesi ve sonrasında, gözler kapalı iken stand stork test pozisyonunu koruyabilme sürelerinin Bağlantılı Grup t Test Analizi ile karşılaştırılması

	Ortalama	Sayı	Standart Sapma	Korelasyon	t	Serbestlik Derecesi	p
Gözler Kapalı Uygulama Öncesi	1,6775	20	,65064	,100	-2,253	19	,036
Gözler Kapalı Uygulama Sonrası	2,1995	20	,87367				

Sonuç: Kinesiotape-1 grubuna yapılan kinesiotape uygulaması öncesi ve sonrasında gözler kapalı iken ölçülen süreler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır; $t(19); -2,253; p<0,05$

Kinesiotape-1 çalışma grubunun gözler kapalı uygulama sonrasında stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalaması, gözler kapalı uygulama öncesi kalış süre ortalamasından daha yüksektir.

KT-2 grubunun gözler açık pozisyonda uygulama öncesi ve sonrası test değerleri istatistiği Tablo 6.12’de istatistiksel olarak test edilmiştir.

Tablo 6.12 Kinesiotape-2 grubuna yapılan kinesiotape uygulaması öncesi ve sonrasında, gözler açık iken stand stork test pozisyonunu koruyabilme sürelerinin Bağlantılı Grup t Test Analizi ile karşılaştırılması

	Ortalama	Sayı	Standart Sapma	Korelasyon	t	Serbestlik Derecesi	p
Gözler Açık Uygulama Öncesi	5,0690	20	4,58703	,806	-,440	19	,665
Gözler Açık Uygulama Sonrası	5,3410	20	4,21653				

Sonuç: Kinesiotape-2 grubuna yapılan kinesiotape uygulaması öncesi ve sonrasında gözler açık pozisyonda ölçülen stand stork test pozisyonunda kalış süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur; $t(19); -0,440$; $p > 0,05$

KT-2 grubunun gözler kapalı pozisyonda uygulama öncesi ve sonrası test değerleri istatistiği Tablo 6.13’de istatistiksel olarak test edilmiştir.

Tablo 6.13 Kinesiotape-2 grubuna yapılan kinesiotape uygulaması öncesi ve sonrasında, gözler kapalı iken stand stork test pozisyonunu koruyabilme sürelerinin Bağlantılı Grup t Test Analizi ile karşılaştırılması

	Ortalama	Sayı	Standart Sapma	Korelasyon	T	Serbestlik Derecesi	p
Gözler Kapalı Uygulama Öncesi	1,7360	20	,47794	,481	-1,944	19	,067
Gözler Kapalı Uygulama Sonrası	2,1125	20	,98806				

Sonuç: Kinesiotape-2 grubuna yapılan kinesiotape uygulaması öncesi ve sonrasında gözler kapalı pozisyonda ölçülen stand stork test pozisyonunda kalış süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur; $t(19); -1,944$; $p > 0,05$

Farklı KT uygulaması yapılan KT-1 ve KT-2 gruplarının gözler açık pozisyonda test süre ortalamaları istatistiksel olarak Tablo 6.14’de karşılaştırılmıştır.

Tablo 6.14 Gözler açık pozisyonda KT uygulaması sonrası stand stork test pozisyonunda kalış sürelerinin KT-1 ve KT-2 grupları açısından Farklı Gruplar İçin t Testi Analizi ile karşılaştırılması

Gruplar	Sayı	Ortalama	Standart Sapma	t	Serbestlik Derecesi	p
KT-1	20	6,1595	5,41348	,533	38	0,597
KT-2	20	5,3410	4,21653			

Sonuç: KT-1 grubu ile KT-2 grubuna yapılan farklı kinesiyo tape uygulamaları sonrasında, gözler açık stand stork test pozisyonunda kalış süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur; $t(38) = 0.533$; $p > 0.05$

Farklı KT uygulaması yapılan KT-1 ve KT-2 gruplarının gözler kapalı pozisyonda test süre ortalamaları istatistiksel olarak Tablo 6.15’te karşılaştırılmıştır.

Tablo 6.15 Gözler kapalı pozisyonda KT uygulaması sonrası stand stork test pozisyonunda kalış sürelerinin KT-1 ve KT-2 grupları açısından Farklı Gruplar İçin t testi Analizi ile karşılaştırılması

Gruplar	Sayı	Ortalama	Standart Sapma	T	Serbestlik Derecesi	p
KT-1	20	2,1995	,87367	,295	38	0,770
KT-2	20	2,1125	,98806			

Sonuç: KT-1 grubu ile KT-2 grubuna yapılan farklı kinesiyo tape uygulamaları sonrasında, gözler kapalı stand stork test pozisyonunda kalış süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur; $t(38) = 0.295$; $p > 0.05$

7.TARTIŞMA

Bu çalışmada, sağlıklı gençlerde farklı KT uygulama yöntemlerinin statik denge üzerine anlık etkisi, gözler açık ve kapalı olarak stand stork test pozisyonunda kalış süresi ile değerlendirildi. Sonuç olarak;

- Kontrol, KT-1 ve KT-2 grupları arasında demografik özellikleri ve stand stork testinde uygulama öncesi, gözler açık ve gözler kapalı iken kaydedilen süreler arasında istatistiki olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$).
- KT-1 ve KT-2 grupları, KT uygulama öncesi ve uygulama sonrası, stand stork test pozisyonunda gözler açık ve gözler kapalı iken kaydedilen süreleri arasında istatistiki olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$).
- KT-1 grubuna yapılan KT uygulama öncesi ve uygulama sonrası gözler açık stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları arasında istatistiki olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$).
- KT-1 grubuna yapılan KT uygulama öncesi ve uygulama sonrası gözler kapalı stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$).
- KT-2 grubuna yapılan KT uygulama öncesi ve uygulama sonrası, gözler açık ve kapalı iken stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$).

Wang et al (2006) yaptığı çalışmada, yükseköğrenimdeki basketbol oyuncularının ayak bileği yaralanma risk faktörlerini analiz etmiş, basketbol sezonu öncesi gözler açık, tek ayak üzerinde dengede durma sırasında meydana gelen fazla postüral salınımlar ile ayak bileği yaralanma oranları arasında belirgin bir ilişki bulmuştur.

Callaghan (1997) yaptığı çalışmada, ayakbileği ödemi, stabilitesi, EHA, proprioepsiyon, kas fonksiyonu, duruş ve performans testleri üzerine çeşitli ayak bileği destekleyicilerinin etkilerini araştırmıştır. Çalışma sonucunda ortezin bantlamaya göre

performansı etkilemeksizin, ayak bileği eklem hareketlerini daha az derecede kısıtladığını belirtmiştir.

Bant ve ortezin, kullanım ve maliyet yönünden karşılaştırıldığında, avantaj ve dezavantajları olmasına rağmen, lateral ayak bileği yaralanmalarından koruyabilme ve tek bacak üzerinde durabilme süreleri arasında anlamlı bir fark yoktur (Mickel et al. 2006; Ozer ve ark. 2009; Dizon and Reyes, 2010).

Basketbolda ayak bileği yaralanmalarının oluşmasının, bant ve ortez kullanımıyla belirgin bir ilişkisi yoktur. Fakat ayak bileği bantlaması, ayak bileği yaralanma hikayesi olan oyunculara yaralanma riskini azaltabilmektedir (McKay et al. 2001).

Spanos et al (2008) çalışmasında, ayak bileği yaralanması olmuş yirmi atlet üzerinde bantlamanın propriosepsiyon üzerine etkisini araştırmış. Olguların plantar fleksiyon ve inversiyon pozisyonunda, uygulama öncesi ve sonrası eklem pozisyon hissini değerlendirmiştir. Sonuç olarak, ayak bileğine bantlama yapılmasının proprioseptif kapasiteyi geliştirdiğini kaydetmiştir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya benzer olarak bantlamanın bir türevi olan KT'nin peroneal kaslar üzerine uygulandığında, gözler kapalı iken farkındalığı artırarak dengeyi olumlu yönde etkilediğini kaydettik. Fakat bu çalışmadan farklı olarak biz, sağlıklı gençler üzerinde statik dengeyi değerlendirdik.

Simoneau et al (1997), yirmi sağlıklı genç üzerinde ayak bileği pozisyon ve hareketlerini, ağırlık verilmeyen pozisyonda, bantlı ve bantsız olarak değerlendirmiştir. Sonuç olarak sağlıklı bireylerde ayak bileği çevresine uygulanan bantlamanın ayak bileği pozisyon hissini geliştirmeye yardım ettiğini gözlemlemiştir. Biz, çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak, vücut ağırlığının verildiği ayak bileğinde statik dengeyi değerlendirdik ve sonuçta ayak bileği bağları ile peroneal kaslar üzerine yapmış olduğumuz KT'nin istatistiksel olarak statik dengeyi geliştirmediğini bulduk ($p>0,05$). Ancak, sadece peroneal kaslar üzerine yaptığımız uygulama sonrası gözler kapalı iken istatistiksel olarak anlamlı sonuç elde ettik ($p<0,05$).

Kondradsen (2002), yapmış olduğu derlemede, tek bacak üzerinde denge testini, nöromusküler fonksiyonları değerlendiren ve rehabilitasyonda kullanılan uygun bir test

olarak belirtmiştir. Fonksiyonel instabilitesi olan kişilerde test süresinin zayıf olduğunu vurgulamıştır. Çalışmada ayak bileğinde fonksiyonel instabilitesi olan bireylerde olduğu kadar sağlıklı bireylerin ayak bileğindeki duyu-motor fonksiyonunun rolü üzerine de odaklanılmıştır. Biz çalışmamızda kullandığımız, sağlıklı bireylerde stand stork test pozisyonunda kalış süresi ile bu çalışmaya paralel olarak tek bacak üzerinde kalış sürelerini değerlendirdik. Sağlıklı gençlerde de tek ayak üzerinde kalış sürelerinin kısa olduğunu kaydettik.

Sağlıklı bireylerde stand stork testinde dominant ve dominant olmayan bacak üzerinde durma süresinde anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (McCurdy and Langford, 2006).

Çalışmamıza katılan olguların cinsiyete göre dominant taraf stand stork test pozisyonunda kalış süre ortalamaları, gözler açık pozisyonda, erkeklerde $5,88 \pm 4,68$ sn, kadınlarda $3,42 \pm 1,84$ sn ve gözler kapalı pozisyonda ise erkeklerde $1,78 \pm 0,57$ sn. bayanlarda $1,61 \pm 0,44$ sn iken McCurdy and Langford (2006) çalışmalarına katılan olguların cinsiyete göre dominant taraf gözler açık pozisyonda stand stork test pozisyonunda ortalama kalış sürelerinin erkeklerde, $26,4 \pm 6,3$ sn ve bayanlarda, $24,1 \pm 5,6$ sn olarak kaydetmiş, kadınların ortalama sürelerini erkeklerin ortalama sürelerine oranla daha kısa bulmuştur. Çalışmamızdan elde edilen ortalama değerler ile McCurdy ve Langford (2006)'un elde ettiği sürelerle karşılaştırıldığında, paralellik görülmektedir. Bununla birlikte bizim çalışmamıza katılan olguların ortalama süreleri daha kısa çıkmıştır.

Cinsiyet farkı gözetilerek kadın ve erkeklerin süre ortalamaları kıyaslandığında, çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar ile McCurdy ve Langford (2006)'un çalışmalarından elde ettiği sonuçlar paralellik göstermektedir. Her iki çalışmada da kadınların süre ortalamaları erkeklerin süre ortalamalarından daha düşüktür. Biz çalışmamızda cinsiyetin meydana getirdiği bu etkiyi kontrol etmek amacıyla, kadın ve erkek sayılarını her grupta eşit tutmaya özen gösterdik.

Tritschler'in (2000) belirttiğine göre, Johnson ve Nelson (1976) gözler açık pozisyonda stand stork test pozisyon sürelerini, erkeklerde 0-4 sn ile kadınlarda 0-2 sn arasını başlangıç, erkeklerde 5-14sn ile kadınlarda 3-7 sn arasını ileri başlangıç olarak

sınıflandırmıştır. Bu değerlerden yola çıkılarak bizim çalışmamıza katılan erkek ve bayanların ortalamasürelerinin ileri başlangıç düzeyinde olduklarını değerlendirmek mümkündür.

Denge; vücudun vestibüler, vizüel ve somatosensoriel sistemlerini aynı anda kullanabilme yeteneğidir (Gerbino, 2007). Gözler kapalı pozisyonda, dengeden sorumlu bu üç yapıdan biri olan visüel sistem devre dışı kalmış olur. Bu yüzden gözler kapalı pozisyonda ayakta dengeyi koruyabilme yeteneği azalmakta ve süre kısalmaktadır. Çalışmamızda da gözler kapalı test pozisyonunu koruyabilme süresi, her üç grupta, gözler açık pozisyona göre daha kısa bulunmuştur.

Murray ve Husk (2001), KT uygulaması sonrasında, 10° plantarfleksiyon pozisyonunda değerlendirilen ayak bileği proprioseptif duyusunda gelişme elde etmişlerdir. Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar bu çalışma sonuçlarına benzerdir. KT-1 grubuna uygulanan, kas üzerine fasilitasyon tekniği ile yapılan KT uygulaması, gözler kapalı pozisyonda, uygulama öncesi ve uygulama sonrası süreleri karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

KT-1 grubuna yapılan kas fasilitasyon tekniğinde gözler açık pozisyonda, KT-2 grubuna yapılan kas fasilitasyon ve lig. desteğinde gözler açık ve gözler kapalı test pozisyonlarında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir sonuç bulunmamıştır ($p>0,05$).

KT-1 ve KT-2 grupları arasında demografik özellikler açısından bir fark yoktur. Her iki grup EHA açısından değerlendirildiğinde istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0,05$). KT-1 de gözler kapalı pozisyonundaki istatistiksel anlamlılık olmasına rağmen KT-2 grubu ile karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan fark olmamasının, KT-1 grubundaki kişilerin düşük plantar fleksiyon değerlerinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çünkü stand stork testinde ayak bileği plantar fleksiyon pozisyonunda durmaktadır ve ayak plantar fleksiyona ne kadar giderse, ağırlık merkezi destek yüzeyinin (pivot noktası) karşı tarafına geçecektir. Nötral pozisyonda kuvvet kolu ile ağırlık merkezi aynı tarafta ve zıt yönlü iken, plantar fleksiyon arttıkça ağırlık merkezi kuvvet kolunun karşı tarafına doğru yer değiştirerek döndürücü moment oluşturacak ve dengeyi bozacaktır. Ayrıca değerlendirdiğimiz olguların dengelerinin çoğunlukla anterior ve anterolateral yönde bozulduğu gözlemlenmiştir. Bu gözlemden yola

çıkıldığında plantar fleksiyon hareketinin öne doğru bir moment oluşturarak dengeyi bozduğu söylenebilir. Dolayısıyla yüksek dereceli plantar fleksiyon pozisyonunda, itme momentinden dolayı ağırlık merkezi öne doğru yer değiştirerek dengenin bozulduğu söylenebilir.

Halset et al. (2004) ise KT'nin ayak bileği proprioseptif duyusunu geliştirmedeğini kaydetmiştir. Bu sonuç çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçtan farklıdır. Çalışmamızda, KT uygulanan tüm gruplarda, “stand stork test” pozisyonunu koruyabilme ortalama sürelerinde artış gözledik. Bu artışın proprioseptif duyu girdisindeki artıştan dolayı gerçekleştiğini düşünmekteyiz.

8.SONUÇ ve ÖNERİLER

Kinesiotape® son zamanlarda atletik bantlama ve ortez kadar sık kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle sporcuların kinesiotape kullanımındaki eğilimi, diğer insanların dikkatini çekmekte ve kullanımını yaygınlaştırmaktadır.

Ayak bileğine uygulanan ortez ve bantlamanın özellikle mekanoreseptörleri aktive ettiği ve böylece yaralanmadan koruduğu düşünülmektedir. Ayrıca proprioseptif duyu aktive edildikçe yaralanma oranı o denli azalmaktadır.

Sağlıklı gençlerin ayak bileğine uyguladığımız farklı kinesiotape uygulama yöntemlerinin statik denge üzerine anlık etkisini araştırdığımız çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar kaydedilmiştir:

- Gözler açık ve gözler kapalı pozisyonda ayakta dengede kalış süreleri karşılaştırıldığında, gözler açık pozisyonda ayakta dengede kalış süreleri daha uzun bulunmuştur. Bunun temel sebebi, gözler kapalı pozisyonda iken görsel duyunun ortadan kalkarak dengeden sorumlu merkezlerin sayısının azalmasıdır.
- Cinsiyete göre stand stork test pozisyonunda kalış süreleri kıyaslandığında, kızların erkeklere göre test pozisyonunu koruyabilme süreleri daha kısa olarak saptanmıştır.
- KT uygulaması sonucunda ayakta dengede kalış süre ortalama değerlerinde artış kaydedilmiştir. Bu durum temel olarak KT'nin mekanoreseptörleri uyarması ve farkındalığın artmasıyla açıklanabilir.
- Farklı KT uygulama yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).
- Sadece KT-1 grubunda peroneal kaslara uygulanan kas fasilitasyon tekniğinde gözler kapalı pozisyonda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$).Gözler açık pozisyonda görsel duyunun dengeyi korumakta daha baskın olduğu düşünülebilir. Gözler açık pozisyonda artan mekanoreseptörlerdeki uyarı görsel duyu kadar

etkili olmamıştır. Gözler kapalı pozisyonda ise diğer duyuların önemi artılarından KT'nin oluşturduğu uyarı artışı daha fazla önem kazanmıştır.

- Yaralanma sonrası mekanoreseptörlerdeki hasara bağlı gelişebilecek denge bozukluğunu gidermek ya da oluşmasını engellemek amacıyla KT, rehabilitasyon sürecinde uygulanabilir.

Sonuç olarak KT, ayak bileği denge duyusunu geliştirmek için eklem hareket açıklığına engel olmadan mekanoreseptörleri uyarmak amacıyla kullanılabilecek, yan etkisi olmayan bir bantlama türüdür. Ancak bu alanda daha fazla denekle yapılacak çalışmalara ve değişik değerlendirme yöntemleriyle farklılıkların tespit edilmesine ihtiyaç vardır. Sportif karşılaşmalarda KT'nin yaralanmalardan koruyucu etkilerine bakılmalı. Ayak bileği instabilitesi olan sedanter ve sporcu kişiler üzerinde etkinliğinin araştırılması da karşılaştırılmalı bilgiler sağlayacaktır. KT uygulamalarının etkileri akut ve kronik dönemlerde bakılarak etkileri kıyaslanabilir. KT ile proprioseptif duyuyu geliştirici aktiviteler ile birlikte değerlendirilebilir. Nörolojik hastalığı veya geriatrik olgular üzerinde de çalışmalar planlanabilir.

9.KAYNAKLAR

Agel J, Evans TA, Dick R, Putukian M, Marshall SW. (2007) Descriptive epidemiology of collegiate men's soccer injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2002-2003. *Journal of Athletic Training*, 42(2), P:270-277.

Akbari M, Karimi H, Farahini H, Faghihzadeh S. (2006) Balance problems after unilateral lateral ankle sprains. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 43(7), p:819-824.

Balaban Ö, Nacır B, Erdem HR, Karagöz A. (2009) The evaluation of the balance function. *Journal of Physical Medicine and Rehabilitation Sciences*, 12, p:133-139.

Baltacı G, Tunay VB, Tuncer A, Ergun N. (2003) Spor yaralanmalarında egzersiz tedavisi. *Alp Yayınları*. Ankara, s:176-179, 264.

Briem K, Eythörsdóttir H, agnusdóttir RG, Palmarsson R, Runarsdóttir T, Sveinsson T. (2011) Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*, 41(5), p:328-335.

Callaghan MJ. (1997) Role of ankle taping and bracing in the athlete. *British Journal of Sports Medicine*, 31, p:102-108.

Chen, WC, Hong W-H, Huang TF, Hsu H-C. (2007) Effects of kinesio taping on the timing and ratio of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle for person with patellofemoral pain. *Journal of Biomechanics*, Volume 40, supplement 2, p:318.

Clippinger K. (2007) *Dance Anatomy and Kinesiology*. Human Kinetics, USA. ISBN-13: 978-0-88011-531-5, p:298-333.

Cumhur M. (2001) (ed.) *Temel anatomi*. Metu Press, Ankara, s:109, 125, 126, 129.

Delahunt E. (2007) Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 11, p:203-213.

Denegar CR, Miller SJ. (2002) Can chronic ankle instability be prevented? Rethinking management of lateral ankle sprains. *Journal of Athletic Training*, 37(4), p:430-435.

Dizon JMR, Reyes JJB. (2010) A systematic review on the effectiveness of external ankle supports in the prevention of inversion ankle sprains among elite and recreational players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13, p:309-317.

Fallat, L, Grimm DJ, Saracco JA. (1998) Sprained ankle syndrome: prevalence and analysis of 639 acute injuries. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 37(4), p:280-285.

Firer P. (1990) Effectiveness of taping for the prevention of ankle ligament sprains. *British Journal of Sports Medicine*, 24, p:47-50.

Freeman MAR, Dean MRE, Hanham IWF. (1965) The etiology and prevention of functional instability of the foot. *Journal of Bone and Joint Surgery Britain*, 47, p:678-685.

Fu T-C, Wong AMK, Pei Y-C, Wu KP, CHOU S-W, Lin Y-C. (2008) effect of kinesio taping on muscle strength in athletes-a pilot study. *Journal of Science and Medicine in Spor*, 11, p:198-201.

Garcia-Muro F, Rodriguez-Fernandez AL, Herrero-de-Lucas A. (2009) Treatment of myofascial pain in the shoulder with kinesio taping. A case report. *Manual Therapy*, doi:10.1016/j.math.2009.09.002, p:1-4.

Gerbino PG, Griffin ED, Zurakowski D. (2007) Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players. *Gait & Posture*, 26, p:501-507.

Halseth T, McChesney JW, DeBeliso M, Vaughn R, Lien J. (2004) The effects of kinesiotm taping on proprioception at the ankle. *Journal of Sports Science & Medicine*, 3(1), p:23-29.

Hamill J. and Knutzen KM. (2003) *Biomechanical Basis of Human Movement*. 2nd edition. Lippincott Williams & Wilkins, USA. ISBN: 0-7817-3405-3, p:207.

Hertel, J. (2002) Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), p:364-375.

Holmes A, Delahunt E. (2009) Treatment of common deficits associated with chronic ankle instability. *Sports Medicine*, 39(3), p:207-224.

Hopper D, Samsson K, Hulenik T, Ng C, Hall T, Robinson K. (2009) The influence of mulligan ankle taping during balance performance in subjects with unilateral chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport*, 10, p:125–130.

Hsu Y-H, Chen W-Y, Lin H-C, Wang WTJ, Shih Y-F. (2009) The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, p:1092–1099.

Hume PA, Gerrard DF. (1998) Effectiveness of external ankle support. *Sports Medicine*, 25(5), p:285-312.

Karabıçak, G.Ö. (2009) Ayak Bileği Eklemine Ortez ve Bantlamanın Denge ve Performans Üzerine Anlık Etkilerinin Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, (Danışman: Prof. Dr. Fatma Uygur).

Kase K, Wallis J, Kase T. (2003) Clinical Therapeutic Application of the Kinesio Taping Method. 2nd Edition. Ken Ikai CO. Ltd., Tokyo, p:12-21.

Kondadsen L. (2002) Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, p:199-203.

Konradsen L, Ravn JB, Sorensen AI. (1993) Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *Journal Bone Joint Surgery*, 75-B, p:433-436.

Lynch SA. (2002) Assessment of the injured ankle in the athlete. *Journal of Athletic Training*, 37(4), p:406-412.

Mangwani J, Hakmi MA, Smith WD. (2001) Chronic lateral ankle instability: review of anatomy, biomechanics, pathology, diagnosis and treatment. *The Foot*, 11, p:76-84.

McCurdy K, Langford G. (2006) The relationship between maximum unilateral squat strength and balance in young adult men and women. *Journal of Sports Science and Medicine*, 5: 282-288.

McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW. (2001) Ankle injuries in basketball: injure rate and risk factors. *British Journal of Sports Medicine*, 35, p:103-108.

Menacho MDO, Pereira HM, Oliveira BIRD, Chagas LMPM, Toyohara MT, Cardoso JR. (2010) The peroneus reaction time during sudden inversion test: systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, doi:10.1016/j.jelekim.2009.11.007.

Mentzel M., Fleischmann W., Bauer G., Kinzl L. (1999) Ankle joint denervation. Part1: anatomy-the sensory innervation of the ankle joint. *Foot and Ankle Surgery*, 5: p:15-20.

Michelson JD, Hutchins C. (1995) Mechanoreceptors in human ankle ligaments. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 77-B (2), p:219-224.

Mickel TJ, Bottoni CR, Tsuji G, Chang K, Baum L, Tokushige KAS. (2006) Prophylactic Bracing Versus Taping for the Prevention of Ankle Sprains in High School Athletes: A Prospective, Randomized Trial. *The Journal of Foot & Ankle Surgery* 45(6): 360–365.

Moffat DB and Mottram RF. (1982) *Anatomy and Physiology for Physiotherapists*. 2nd edition. Blackwell Scientific Publications, Oxford. ISBN 0-632-00375-8, p: 96, 255-263.

Munn J, Sullivan SJ, Schneiders AG. (2010) Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: a systematic review with meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13, p:2-12.

Murray H, Husk LJ. (2001) Effect of kinesio taping® on proprioception in the ankle. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, 31, A-37.

Neumann DA. (2002) *Kinesiology of the Musculoskeletal System*. Mosby, Missouri. ISBN: 0-8151-6349-5, p:477-521.

Otman AS, Demirel H, Sade A. (1998) Tedavi hareketlerinde temel değerlendirme prensipleri. 2. baskı. Sinem ofset Ltd. Şti. Ankara, ISBN: 975-96273-1-0, s:21, 66-68.

Ozer D, Senbursa G, Baltacı G, Hayran M. (2009) The effect on neuromuscular stability, performance, multi-joint coordination and proprioception of barefoot, taping or preventative bracing. The Foot, 19, p:2005-210.

Papadopoulos ES, Nicolopoulos C, Anderson EG, Curan M, Athanasopoulos S. (2005) The role of ankle bracing in injury prevention, athletic performance and neuromuscular control: a review of the literature. The Foot, 15, p:1-6.

Pisani G. (1994) Functional anatomy of the foot: a cybernetic model. European Journal of Foot and Ankle Surgery; vol. 1 p:1-6.

Puffer JC. (2001) The sprained ankle. Clinical Cornerstone, volume 3, issue 5, p:38-49.

Putz R, Pabst R. (1993) Sobotta. 20th edition. Sobotta insan anatomi atlası. Çeviren: Arıncı K. (1994) 4. Türkçe baskı, 2. cilt. Beta basım ayım dağıtım a.ş. İstanbul. ISBN 975-486-136-6 s: 324, 329.

Ricard MD, Sherwood SM, Schulthies SS, Knight KL. (2000) Effects of tape and exercise on dynamic ankle inversion. Journal of Athletic Training, 35(1), p:31-37.

Schünke M, Schulte E, Schumacher U. (2005) Prometheus. Prometheus-Anatomi atlası. Çevirenler; Yıldırım M, Marur T, Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul. S:406-411.

Simoneau GG, Degner RM, Kramper CA, Kittleson KH. (1997) Changes in ankle joint proprioception resulting from strips of athletic tape applied over the skin. Journal of Athletic Training, 32(2), p:141-147.

Sindel M, Demir S, Yıldırım A, Uçar Y. (1998) Anatomy of the lateral ankle ligaments. Turkish Journal of Medical Sciences, 28, p:53-56

Spanos S, Brunswic M, Billis E. (2008) The Effect of Taping on the Proprioception of the Ankle in a Non-Weight Bearing Position, Amongst Injured Athletes. The Foot, 18, p:25-33.

Stillman BC. (2002) Making Sense of Proprioception: The Meaning of Proprioception, Kinaesthesia and Related Terms. *Physiotherapy*, 88, 11,667-646.

Stuart, EDC. www.kon.org/urc/v9/athletic-training/stuart.html Erişim Tarihi: 23.08.2010, saat:16:35

Taner D. (ed), (1996) Fonksiyonel Anatomi. Medikomat Basım Yayım Sanayi ve Ticaret Ltd. şti. Ankara. ISBN 975-7109-02-9, s:142-148, 181-192,

Taner, D. (ed), (1998) Fonksiyonel Nöroanatomi. 1. Baskı. ODTÜ GeliştirmeVakfı Yayıncılık ve İletişim A.ř. Ankara. ISBN: 975-7064-05-7, s:89-97.

Thelen, MD, Dauber JA, Stoneman PD. (2008) The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 38: 7: 389-395.

Tritschler KA. (2000) Barrow and McGee's Practical Measurment and Assesment. 5thedition.Lppincott Williams and Wilkins, USA. ISBN: 0-683-08393-7, p:307.

Vaes P, Duquet W, Gheluwe BV. (2002) Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. *Journal of Athletic Training*, 37(4), p:475-480.

Wang HK, Chen CH, Shiang TY, Jan MH, Lin KH. (2006) Risk-factor analysis of high school basketball-player ankle injuries: a prospective controlled cohort study evaluating postural sway, ankle strength and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil*, 87, p:821-824.

Wilkerson GB. (2002) Biomechanical and neuromuscular effects of ankle taping and bracing. *Journal of Athletic Training*, 37(4), p:436-445.

Wyke B. (1967) The neurology of joints. *Annals of the Royal College of Surgeons England*, 41, p:25-50.

Zwipp H, Randt T. (1994) Ankle joint biomechanics. *European Journal of Foot and Ankle Surgery*, 1, p:21-27.

www.kinesiotex.com/portal/menu/myaccframe.html. Erişim tarihi: 26/12/2010.

www.solsantacruz.com. Erişim tarihi: 22.06.2011.

10.EKLER

Ek-1

DEĞERLENDİRME FORMU

Grup : ☐ ☐ **Kontrol Grubu** ☐ **KT-1** ☐ **KT-2**

Adı Soyadı :

Yaş :

Cinsiyet : ☐ ☐ **kadın** ☐ ☐ **erkek**

Boy / Vücut Ağırlığı: cm / kg

Dominant taraf : ☐ **sağ** ☐ ☐ **sol**

ROM (aktif)

Plantar Fleksiyon	Dorsi Fleksiyon	İnversiyon	Eversiyon

Stand Stork Test Süresi

	Uygulama Öncesi	Uygulama Sonrası
Gözler Açık		
Gözler Kapalı		

Fzt. Çetin SAYACA

Ek-2 Haliç Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalından alınan izin

**HALIÇ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON
ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA**

Haliç Üniversitesi Fizyoterapi Ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı'nda yüksek lisans yapmaktayım.

Yüksek lisans tezimde, üniversiteye giden sağlıklı gençlerde kinesiotape'in ayak bileğine uygulanması sonrasında, dengeye olan etkisini araştırmak istiyorum. Bu nedenle Haliç Üniversitesinde okuyan öğrencilerle gönüllülük esasına bağlı kalarak araştırmamı yapabilmemi müsadelerinize saygılarımla arz ederim.

UYGUNDUR

Yard. Doç. Dr. Hülya Şişli

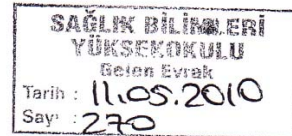



Fzt. Çetin SAYACA

Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Fizyoterapi Ve Rehabilitasyon
Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Öğrencisi

Ekte 1:

- Öğrenci katılım formu.



**Ek-3 Etik Kurul
Onayı**

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU



Toplantı Tarihi : 26/11/2010

Toplantı Yeri : Behçet Kütüphanesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Toplantı Sayısı : 08

Sorumlu araştırmacılığını Haliç Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Bilsen SİRMEN'in üstlendiği ve Yüksek Lisans Öğrencisi Çetin SAYACA'nın yürüteceği 2010/692-184 dosya numaralı "Sağlıklı Gençlerde Ayak Bileğine Uygulanan Farklı Kinesiotape Uygulamalarının Statik Denge Üzerine Anlık Etkileri" başlıklı tez çalışması kurumumuzca incelenmiştir. Etik yönden uygun bulunmuştur.

Prof.Dr. A. Yağız ÜRESİN
İ.Ü. Farmakoloji ve Klinik Far. A.D.
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

Prof.Dr. Ayşen BULUT
Halk Sağlığı (Emekli)

Prof.Dr. Berrin UMMAN
İ.Ü. Kardiyoloji A.D. (Bşk. Yardımcısı)

Doç.Dr. Tufan TÜKEK
Vakıf Gureba E. ve Araş. Hst. İç Hast.

Prof.Dr. Ahmet GÜL
İ.Ü. İç Hastalıkları A. D.

Prof.Dr. Ünal KUZGUN (T.Katılmadı.)
Şişli Etfal Eğitim ve Araş. Hst. Ortopedi

Prof.Dr. Oğuzhan ÇOBAN
İ.Ü. Nöroloji A. D.

Prof.Dr. Ahmet O. ARAMAN
İ.Ü. Eczacılık Fakültesi Dekanı

Prof.Dr. Pınar SAİP
İ.Ü. Orkoloji Enstitüsü

Prof.Dr. Demir TIRYAKI
Biyofizik (Emekli)

Prof.Dr. Rukiye Eker ÖMEROĞLU
İ.Ü. Çocuk Sağ. ve Hast. A. D.

Av. Dilek TEMİZ ÖZBEK
İstanbul Üniversitesi

Uzm.Dr. Ahmet Rıza URAS (T.Katılmadı.)
Vakıf Gureba E. ve Araş. Hst. Biyokimya

M. Kerim AKMAN
İİBF İktisat Bölümü (Özel)

Doç.Dr. H. Hanzade DOĞAN
İ.Ü. Cerrahpaşa T.F. Dermatoloji

11.ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı:Çetin Sayaca

Doğum yeri ve Tarihi: Kartal/İstanbul 10.08.1982

Medeni Hali: Evli

Yabancı Dil:İngilizce

E-posta Adresi:csayaca@yahoo.com

Tel:543 621 80 23

Eğitim ve Akademik Durumu

Mezun Olduğu Kurumun Adı **Mezuniyet Yılı**

Lise Fatin Rüştü Zorlu lisesi 1995-1998

Ön Lisans Anadolu Üniv. Sağlık Kurumları Yönetimi 2006-2008

Lisans Hacettepe Üniv. Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon 1998-2003

Anadolu Üniv. İşletme Fakültesi İşletme Bölümü 2008-2010

İş Tecrübesi

	Görev	Süre (yıl-yıl)
Acıbadem Hastanesi	Fizyoterapist	2005-
Kasımpaşa Deniz Hastanesi	Fizyoterapist	2004-2005
Acıbadem Hastanesi	Fizyoterapist	2003-2004

Mesleki Dernek/Kurum Üyeliği

Türkiye Fizyoterapistler Derneği

Kazanılan Ödüller, Teşvikler ve Burslar

Bildiriler/Yayınlar