

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BACAK SERTLİĞİNİN KADIN VE ERKEK
OLGULARDA FARKLI ZIPLAMA
KOŞULLARINA ADAPTASYONU**

İLKŞAN DEMİRBÜKEN

**FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON DOKTORA
PROGRAMI
DOKTORA TEZİ**

İZMİR-2010

DEU.HSL.PhD-2005970117

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BACAK SERTLİĞİNİN KADIN VE ERKEK
OLGULARDA FARKLI ZIPLAMA
KOŞULLARINA ADAPTASYONU**

**FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON DOKTORA
PROGRAMI
DOKTORA TEZİ**

İLKŞAN DEMİRBÜKEN

Danışman Öğretim Üyesi: Doç. Dr. Salih ANGIN

İZMİR-2010

DEU.HSI.PhD-2005970117

“Bacak Sertliğinin Kadın ve Erkek Olgularda Farklı Zıplama Koşullarına Adaptasyonu” isimli bu tez 16/07/2010 tarihinde tarafımızdan değerdendirilerek başarılı / başarısız bulunmuştur.

Doç. Dr. Salih ANGIN

Başkan

Yard. Doç. Kenneth MEIJER

Üye

Prof. Dr. Ufuk YURDALAN

Üye

Doç. Dr. Mehtap MALKOÇ

Üye

Doç. Dr. Didem KARADİBAK

Üye

Doç. Dr. Bilge KARA

Yedek Üye

Yard. Doç. Süleyman GÜRSOY

Yedek Üye

İÇİNDEKİLER

1. Tablo Listesi.....	i
2. Şekil Listesi.....	ii
3. Grafik Listesi.....	iii
4. Ek Listesi.....	iv
5. Kısaltmalar.....	v
6. Özet.....	1
7. Summary.....	3
8. Giriş ve Amaç.....	5
9. Genel Bilgiler.....	7
10. Gereç ve Yöntem.....	16
11. Bulgular.....	25
12. Tartışma.....	32
13. Sonuç	40
14. Kaynaklar.....	41
15. Ek- 1	50

TABLO LİSTESİ

Tablo 1. MATLAB Ölçümleri İçin Kaydedilen Dosya Örneği

Tablo 2. SENIAM protokolüne göre tanımlanan elektrot yerleşimi için başlangıç pozisyonları

Tablo 3. Olguların Tanımlayıcı Özellikleri

Tablo 4. Farklı Zıplama Koşullarında Cinsiyetin Kinetik Değişkenlere Etkisi

Tablo 5. Cinsiyetin Eklem Momentleri Üzerindeki Etkisi

Tablo 6. Farklı Zıplama Koşullarında Cinsiyetin Kinematik Değişkenler Üzerine Etkisi

Tablo 7. Cinsiyetin Eklem ve Bacak Sertliği Üzerine Etkisi

Tablo 8. GM ve TA Kas Aktivasyon Oranlarının PR ve LR Fazlarındaki Değerleri

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1. Futbolda yan-kesme manevrası sırasında ÖÇB yaralanmasına neden olan dizin valgus ve tibianın anterior translasyonunu içeren kuvvetlerin oluştuğu pozisyon.

Şekil 2 : ‘Yay- Kütle Modeli’

Şekil 3: Plug-in Gait modele göre marker yerleşimi

Şekil 4: Yer Temas Açılarının Gösterimi

Şekil 5. SENIAM protokolüne göre tanımlanan elektrot yerleşim prosedürü

Şekil 6. Genel test koşullarına bağlı olan farklı standardizasyon seviyeleri. ‘ The ABC of EMG by Peter Kondrad 2005’ den alınmıştır.

Şekil 7. EMG fazlarının temsili gösterimi

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 1. Üç Farklı Zıplama Hızında Kadın ve Erkeklerde VM ve BF Kaslarının EMG Amplitütleri

Grafik 2. Kadın ve Erkeklerde VM ve GM kaslarının Pre-aktivasyon Zamanları

EK LİSTESİ

EK 1. Bilgilendirilmiş onam formu örneği

KISALTMALAR

ÖÇB: Ön Çapraz Bağ

NMS: Nöromuskuler sistem

VM: Vastus medialis

BF: Biceps Femoris

TA: Tibialis Anterior

GM: Gastroknemius Medialis

MVC: Maksimum İstemli Kontraksiyon

LR: Temas sonrası faz (Loading Response)

PR: Temas öncesi faz (Preloading Response)

Fz: Yer reaksiyon Kuvveti

Bw: Vücut Ağırlığı

Dl: Bacak uzunluğu farkı

K: Bacak sertliği

ÖZET

“Bacak Sertliğinin Kadın Ve Erkek Olgularda Farklı Zıplama Koşullarına Adaptasyonu”

İlkşan DEMİRBÜKEN

Amaç: Erkek ve kadınlar arasındaki bacak sertliği farklılıkları, kadın sporcularda yüksek oranlardaki ön çapraz bağ yaralanmasının nedeni olarak düşünülmektedir. Kadınların daha düşük sertliğe sahip oldukları ve bunun sonucu olarak da fonksiyonel görevlere adaptasyon göstermek için daha farklı kas aktivasyonu başlangıcı stratejilerine sahip oldukları varsayılmaktadır. Bu çalışmanın amacı; kadınların erkeklere göre, daha hızlı zıplama koşulları gibi yüksek çaba gerektiren görevlere bacak sertliklerini adapte etmek için daha farklı nasıl reaksiyon gösterdiklerini (tepki gösterdiklerini, hareket ettiklerini) açıklamaktır.

Yöntem: 21 sağlıklı olgu (11 Erkek-10 Kadın; yaş: 18-35 yıl) bu çalışmaya katıldı. Olgular, kuvvet platformu üzerinde çift bacak zıplama aktivitesi (tercih edilen hızda, metronom hızı 3.0 Hz olacak şekilde, mümkün olduğunca hızlı) gerçekleştirdi. Kinetik veriler (yer reaksiyon kuvveti, zıplama frekansı, yer temas süresi, havada geçen süre, zıplama periodu) kuvvet platformundan elde edildi. Bacak uzunluğundaki değişimler, diz ve ayak bileğine ait moment ve sertlikler MATLAB 6.5.1 versiyonu kullanılarak hesaplandı. Kinematikler (yere inme açıları ve eklem açılarındaki değişimler) VICON (3 boyutlu hareket analiz sistemi) tarafından belirlendi. Alt ekstremitenin (vastus medialis, biceps femoris, gastrokinemius medialis and tibialis anterior) kas dinamiklerini (aktivasyon öncesi zaman, yüklenme öncesi ve yüklenme yanıtları) değerlendirmek için 4 kanallı telemetri EMG sistemi (Pasaq) kullanıldı.

Bulgular: Erkekler tüm zıplama koşullarında kadınlara göre daha fazla yer reaksiyona kuvvetlerine sahipti ($p<0.005$). Değerlerin olguların beden ağırlığına göre normalize edilmesinden sonra kadınlar ve erkekler arasındaki fark kayboldu. Erkekler tercih edilen hızda ve en yüksek hızda kadınlara göre daha fazla diz ve eklem momentlerine sahipken, 3 Hz hızında kadınlar normalize edilen değerler de bile daha fazla diz momentlerine sahipti ($p<0.005$). Diz sertliği, tercih edilen hızda ve en yüksek hızdaki zıplamada kadınlar ve

erkeklerde benzerken, 3.0 Hz hızında kadınlar erkeklere göre daha fazla diz sertliği değerleri gösterdi. Olguların beden ağırlığına göre normalize edilen değerler, kadınların erkeklere göre metronom ve en yüksek hızdaki zıplama gibi daha hızlı zıplama koşullarında daha fazla bacak sertliğine sahip olduklarını gösterdi ($p<0.005$). Erkekler kadınlara göre yere temas etmeyi anlamlı ölçüde daha fazla plantar fleksiyon açısıyla tercih etti ($p<0.005$). En yüksek hızdaki zıplamada, erkeklerin Tibialis anterior kasına göre anlamlı olarak daha fazla artmış Gastrokinemius medialis aktivasyon oranına sahip olduğu, yere temastan önce Gastrokinemius medialis aktivitesinin Tibialis Anteriora göre fazla olduğu ($p<0.005$) görülmüşken, tibialis anterior kası yüklenme öncesi ve yüklenme yanıtlarının erkekler ve kadınlar arasında anlamlı olarak farklı olmadığı görülmüştür.

Sonuç: Bacak sertliklerini düzenlemede kadınlar ve erkekler arasında en temel fark, erkeklerin daha fazla plantar fleksiyon postüründe yere temas etmeyi seçmeleri ve birçok kasın aktivasyon öncesi zamanını gösteren yere temastan hemen önceki dönemde Gastrokinemius kasını Tibialis anterior kasına göre daha fazla aktive etmeleridir. Bu nedenle erkeklerle kadınlar arasında kullandıkları hareket stratejisi bakımından anlamlı bir fark vardır. EMG sonuçları, kadınların maksimum efor gerektiren koşullar altında bacak sertliklerini erkekler kadar yüksek derecede aktive etmek için muskuloskeletal sistemlerinde sınırlayıcı faktörlere sahip olmadıklarını göstermiştir. Bacak sertliğine ait gözlenen cinsiyet farklılıkları ve kadınlardaki ön çapraz bağ yaralanması arasındaki ilişki gelecek çalışmaları gerektirmektedir.

Anahtar kelimeler: bacak sertliği, cinsiyet, frekans, kinetikler, kinematikler, kas dinamikleri

SUMMARY

‘Gender Specific Strategies for Adaptation of Leg Stiffness in Demanding Hopping Conditions’

İlkşan DEMİRBÜKEN

Purpose: Difference in leg stiffness between females and males is considered to be a cause of higher rates of Anterior Cruciate Ligament injury in female athletes. Females are believed to have lower stiffness and as a consequence different recruitment strategies to adapt functional tasks. The purpose of the present study was to elucidate how females reacted different than males to adapt their leg stiffness to higher demanding task as faster hopping conditions

Methods: 21 healthy subjects (11 Male-10 Female; age: 18-35 years) participated in this study. Subjects performed two-legged hopping tasks (at their preferred rate, metronome rate at 3.0 Hz and as fast as possible) on a force platform. Kinetic data (ground reaction force, frequency of hop, ground contact time, aerial time, hop cycle were obtained from force platform. Changes in leg length, knee and ankle joints moments and stiffness were calculated by using MATLAB 6.5.1 version. Kinematics (touchdown angles and changes in joint angles) were determined by VICON (3D motion analyses system).

4-channel telemetry EMG system (pasaq) was used to assess muscle dynamics (preactivation time, preloading and loading responses) of lower extremity (vastus medialis, biceps femoris, gastrocnemius medialis and tibialis anterior).

Results: Males had significantly greater ground reaction forces than females at all hopping conditions ($p < 0.005$). After normalizing the values with subjects' body weight the differences between men and women disappeared. Males had greater knee and ankle moments than females at preferred and fastest hopping rates however, at 3.0 Hz, females had significantly greater knee moment even for the normalized values ($p < 0.005$). Knee stiffness at preferred and fastest hopping rates is similar between females and males while at 3.0 Hz females indicated greater knee stiffness values than males. Normalized values by body weight of subjects indicated that females had significantly greater leg stiffness than males at faster

hopping conditions as metronome and fastest rate hopping ($p < 0.005$). Males preferred to touch the ground with significantly greater plantar flexion degrees than females did ($p < 0.005$). At the fastest hopping rate it was seen that males had significantly increased their activation ratio of Gastrocnemius medialis to Tibialis anterior muscle before ground contact indicating greater Gastrocnemius medialis activity than Tibialis anterior ($p < 0.005$) while Tibialis anterior muscle preloading and loading responses did not significantly differ between males and females.

Conclusion: The main differences between males and females for regulation of their leg stiffness is that males chose more plantar flexed posture to touch the ground and activated their gastrocnemius muscle more than tibialis anterior just before ground contact which represents pre-activation period of muscles. Thus there is a significant difference between males and females in the movement strategy they used. EMG results showed that females have no limiting factor in their musculoskeletal system to recruit their leg stiffness as high as males under condition of maximum effort. The relationship between observed gender differences in leg stiffness and increased Anterior Cruciate Ligament injury rate in females requires further study.

Key Words: leg stiffness, gender, frequency, kinetics, kinematics and muscle dynamics

GİRİŞ VE AMAÇ

Spor aktivitelerine katılan kadın sporcular menisküs yaralanması, patella femoral sendrom ve ön çapraz bağ (ÖÇB) yaralanması gibi diz problemlerine maruz kalmaktadır (1). Çalışmalar, kadınlarda ACL yaralanmasının, erkeklere oranla 4-8 kat daha fazla olduğu belirtilmiştir (2).

Yaralanma oranında cinsiyetler arası farkın altında yatan faktörlerin anatomik, biyolojik ve biyomekanik faktörler olduğu daha önceki çalışmalarda tanımlanmıştır. Q açısındaki artış, dar femoral çentik, genel eklem laksitesi gibi anatomik faktörler arasında sayılmıştır. Kadınlarda hormonal sirkülasyonun yüksek yaralanma oranına yol açabileceği belirtilmekle birlikte bu konuda yapılan az sayıda çalışmanın sonuçları çelişkilidir (4). Buna karşın spor aktivitesi sırasında kadınlarda görülen ÖÇB yaralanmasında tek başına veya birden fazla anatomik ve biyolojik faktörün rol oynadığına ilişkin kesin bir kanıt yoktur (5).

ÖÇB yaralanmasındaki cinsiyetler arası farklılıkta kas kuvveti, kasılma hızı, kas aktivasyon stratejisi, hareket stratejisi ve sertlik özellikleri gibi biyomekanik ve nöromuskuler faktörlerin başlıca rol oynadığı savunulmuştur.

Alt ekstremite sertlik özelliklerinin fonksiyonel aktivitenin biyomekaniğini belirleyen ve hareket ortaya çıkaran nöromuskuler sistemin düzenleyici bir özelliği olduğu düşünülmektedir. Fonksiyonel aktivite sırasında kadınlarda bacak sertliğindeki mekanizmanın daha iyi anlaşılmasının yaralanma riskinin değerlendirilmesinde ve ÖÇB yaralanmalarında daha etkili bir tedavi yönteminin geliştirilmesinde temel oluşturacağına inanılmaktadır (6,7).

Statik ve dinamik koşullarda kadınların erkeklere oranla daha düşük bacak sertliğine sahip olduğu, bunun da ÖÇB gibi yumuşak doku yaralanmalarında risk oluşturduğu gösterilmiştir (7,8,9,10).

Kas dinamiği ve alt ekstremite kinematik özellikler gibi biyomekanik faktörler tarafından kontrol edilen eklem sertliğine bağlı olan bacak sertliği ve özellikleri bazı laboratuvar çalışmaları ile incelenmiştir (6,11,22). Kadınlar, kesme (13) ve sıçramadan yerle temasa geçme (14) manevralarını içeren aktivitelerde erkeklere göre daha yüksek quadriceps femoris kas aktivasyonu göstermiştir. Ayrıca bu kas aktivasyonunun erkeklere oranla daha geç meydana geldiği gösterilmiştir (15).

Yüksek seviyede performans gerektiren hızlı zıplama koşulunda kadınların gösterdiği bacak sertliği erkeklerden yüksek olsa da bu değer vücut ağırlığı ile normalize edildiğinde her iki cinsten de benzer sonuçlar çıkmaktadır (10). Bu durum kadınların fonksiyonel aktivite sırasında yeterli kas dinamiği üretme kapasitelerinin sınırlı olmadığını göstermektedir. Diğer çalışmalar ise kadınların daha yüksek oranlarda ÖÇB yaralanmasına maruz kalmalarını fonksiyonel aktiviteler sırasında (zıplama, sıçrama, kesme manevraları gibi) farklı hareket stratejileri geliştirmiş olmaları ile bağlantılı olduğunu göstermişlerdir (18,19,22,23,24,25).

Literatür ışığında bu çalışmanın hipotezleri şu şekilde sıralanmıştır.

a) Zıplama aktivitesinin frekansı arttıkça tüm olguların bacak sertliği değeri artış göstererek yeni koşula adapte olacaktır.

b) Kadınlar erkeklere göre daha düşük bacak sertliği değeri ile zıplama aktivitesini gerçekleştireceklerdir ve en yüksek zıplama hızında erkeklerden daha farklı adaptasyon stratejileri sergileyeceklerdir.

Bu çalışmanın amacı, yüksek performans gerektiren en yüksek zıplama hızında kadınların bu performansı sergileyebilmek için bacak sertliklerini adapte ederken hangi farklı adaptasyon stratejilerini geliştirdiklerini kas dinamikleri ve hareket stratejileri açısından incele

GENEL BİLGİLER

Ön Çapraz Bağ Yaralanmalarının Epidemiyolojisi

Her sene, çoğunluğu 15-25 yaş arası genç sporcularda olmak üzere, tahmini 80,000 adetten 250,000 üzeri adete kadar ön çapraz bağ (ÖÇB) yaralanması meydana gelir. Hatta bu genç sporcu grubu tüm ön çapraz bağ sakatlığı geçirenlerin %50'sinden çoğunu oluşturur. (26,27)

Çoğu ÖÇB yaralanmalarının doğası temastan kaynaklanmaz. Temassız ÖÇB yaralanmalarının oranı hem erkek hem kadın sporcularda %70-84 arasında değişir (28,29). En sık görülen temassız yaralanma senaryoları yön değişimi ya da hız azaltmalardaki ani manevralar, zıpladıktan sonra yere inme ya da tam uzanmadan sonra yere inme, tam uzanmada dizle dönme ve plantar fleksiyondaki ayak hikayelerini içerir. (28,29,30)

ÖÇB yırtılmalarının tanımlanan diğer mekanizmaları diz hiperekstansiyonu ya da hiperfleksiyonudur. Bu durumlar diz valgusu, diz varusu, iç rotasyon, dış rotasyon momentleri ve anterior translasyon kuvvetlerini de içerir (31,32).



Şekil 1. Futbolda yan-kesme manevrası sırasında ÖÇB yaralanmasına neden olan dizin valgus ve tibianın anterior translasyonunu içeren kuvvetlerin olduğu pozisyon.

Ön çapraz bağın rekonstrüksiyonları ÖÇB yırtılmalarından sonra sıklıkla uygulanan bir yöntemdir. Amerikan Ortopedik Cerrahları Kurulu tarafından Sertifika Snavı'nın II. bölümü (American Board of Orthopaedic Surgeons for part II of the Certification Examination) için toplanan veriler gösterir ki, 2004'te ÖÇB rekonstrüksiyonu tüm spor

hekimliği doktorları tarafından uygulanan cerrahi yöntemler arasında altıncı, genel cerrahlar tarafından uygulanan cerrahi yöntemler arasında da üçüncü sıradadır. Hastalık Kontrol ve Önleme Merkezleri'nin (Centers for Disease Control and Prevention) raporuna göre her yıl 100,000 ÖÇB rekonstrüksiyonu uygulanmaktadır (35). ÖÇB yaralanmalarının sonuçları direkt ve dolaylı maliyetleri olan hem geçici hem de kalıcı sakatlıklardan oluşur (33). ÖÇB yaralanmalarının ardından iş kaybı, spor aktivitelerinde tüm sezonu kaybetme, azalmış akademik performans, uzun süreli sakatlık ve artmış osteoartrit teşhisi riski olabilir (36). Uzun ve kısa dönemli fiziksel sakatlıkların yanı sıra ÖÇB yaralanması aynı zamanda sporcular için bireysel ve profesyonel sorunlar yaratabilir ve hem sporcular hem kurumlar için yüksek ekonomik maliyet oluşturabilir (37,38). Bu yüzden, temassız ÖÇB yaralanmalarının önlenmesi spor travmatolojisinde büyük önem doğurur.

Yaralanmayı engelleme programlarının geliştirilmesinde asıl önemli olan temassız ÖÇB yaralanmalarında yüksek risk taşıyan sporcuların belirlenmesidir. Hunt Valley, Maryland'de bu araştırma alanıyla ilgilenen ve uğraşan bir grup hekim, fizyoterapist, atletik eğitmenler ve biyomekanistler yaralanma için risk faktörlerini, yaralanma biyomekaniklerini ve yaralanma engelleme programlarını incelemek ve özetlemek için bir araya gelmiştir (33).

TEMASSIZ ÖÇB YARALANMASININ CİNSİYETE GÖRE FARKLILIğI

Yüksek sağlık ve kişisel maliyetlerinden ötürü ÖÇB yaralanması spor biliminde en büyük problemlerden biri olduğu için, aynı sporu yapan atletler arasında ÖÇB yaralanmalarının bayan sporcularda erkeklere oranla 6 ila 8 kere daha sık görüldüğünü belirtmek önemlidir (36). Kadınlardaki ÖÇB yaralanmasındaki artmış risk, lise sporlarına katılımda 10 kat artma ve üniversite sporlarına katılımda 5 kat artma ile birlikte son yıllarda hızlı bir yükseliş gösterir (39).

Bu yüzden ÖÇB yaralanmalarındaki riskin cinsiyetler arasında görülen farklılığı bu alandaki araştırmacılar tarafından oldukça ilgi görmüştür. Cinsiyetler arasındaki anatomik, biyolojik (hormonal), biyomekanik farklılıkları içeren birçok teori ÖÇB yaralanma oranlarındaki cinsiyet farklılıklarının işleyişini açıklamak için önerilmiştir. Bu anatomik ve hormonal teoriler aşağıdaki tabloda Hunt Valley II Görüşmesi ve Hewett ve arkadaşlarının incelemesine bağlı olarak kanıt düzeyine göre özetlenmiştir (33,36).

Kadın sporculardaki ÖÇB yaralanmalarının oranının yüksek olması kısmen anatomik, biyolojik ve biyomekanik özelliklerine bağlı olarak açıklanabilir. Buna rağmen, bu anatomik ve biyolojik faktörlerin hiçbiri ya da hiçbir bileşeni spor aktiviteleri esnasında kadınlarda daha yüksek ÖÇB yaralanması riski açısından ciddi bir kanıt sağlamamıştır (5). Buna ek olarak, erkek ve kadınlar arasındaki ÖÇB yaralanmalarının oranlarındaki fark için en önemli sebep nöromuskuler etkenler olarak görünmektedir (4).

Nöromuskuler Etkenler

Nöromuskuler kontrol duyusal uyarılara tepki olarak bir eklemin etrafındaki dinamik limitasyonların bilinç dışı aktivasyonudur (4). Nöromuskuler sistem hareketi sağlar ve sportif aktivitenin biyomekaniklerini belirler. Bilinç dışı kas aktivasyonu spordaki birçok harekette çok önemlidir ve nöromuskuler kontroldeki farklılıklar kısmen artmış ÖÇB yaralanma riskini açıklar (40).

Nöromuskuler faktörler kas gücü, kuvvet oluşturma oranı, kas aktivasyon stratejileri, hareket stratejileri ve alt ekstremitenin fonksiyonel aktiviteler sırasındaki sertlik özelliğini içerir (6,4).

Birçok kontrollü laboratuvar çalışmaları kadınların fonksiyonel aktiviteler sırasında kesme ya da pivot manevralarını zıplamadan yerle temasa geçerken daha az diz fleksiyonu, artmış diz valgusu ve tibianın artmış eksternal rotasyonu ile birlikte hareket ettiklerini göstermiştir. Fakat diğer bazı araştırmalar da benzer manevralar yapan sporcularda cinsiyet farklılığı bildirmemiştir (41).

Kas aktivasyonu söz konusu olduğunda, kadınlar hamstring yerine quadriseps kasını kullanmayı tercih etmektedir (42), quadrisepslerin daha kısa latensi (43) ve quadriseps-hamstring oranındaki dengesizlik (44,45) gibi ÖÇB yaralanmalarına sebep olabilecek muskuler özelliklere sahiptir.

Alt ekstremitelerin sertlik özelliği nöromuskuler sistemin hareket oluşturan ve fonksiyonel görevlerin biyomekaniğini belirleyen adapte olabilen bir özelliğidir. Bu yüzden, güncel araştırmalar ÖÇB yaralanmalarında cinsiyet farkını açıklamak için fonksiyonel aktiviteler sırasında alt ekstremitelerin sertlik özelliği konusuna odaklanmışlardır.

Neden alt ekstremitelerin “sertlik” özelliği incelenmeli?

Sertlik nöromuskuler sistemin (NMS) ayarlanmış bir özelliği sayıldığı için, “sertliği” araştırmak NMS’ nin genel davranışına bakmak suretiyle karışıklıkları önlemeye yarar (46).

Sertlik fonksiyonel performans ve yaralanmaların ortaya çıkmasıyla ilişkilidir (7). Artmış sertlik özelliği alt ekstremiteler tarafından absorbe edilen kuvvetlerin oranında artışa ve kemik yaralanmalarına sebep olabileceği düşünülmektedir. Diğer bir yandan, gereğinden az sertlik de aşırı eklem hareketi ve dengesizliğine yol açarak yumuşak doku yaralanmalarına sebep verebilir (7).

Kadınlarda fonksiyonel görevler esnasında artmış bacak sertliği adaptasyonunun daha ayrıntılı anlaşılması sportif aktiviteler sırasında kadınlar için riskli olan davranışların daha iyi değerlendirilmesine ve temassız ÖÇB yaralanmalarının engellenmesi için daha etkili antrenmanlar ayarlanmasına yardımcı olacaktır (33).

‘Sertlik’ ve ‘Bacak Sertliği’ nasıl tanımlanır?

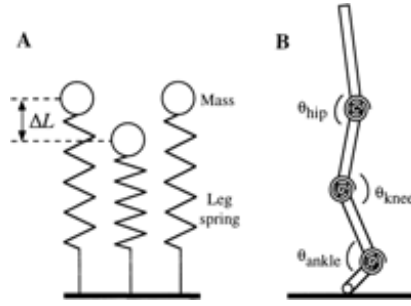
i. Sertlik (Stiffness)

Sertlik, yumuşak dokular tarafından absorbe edilen ve iskelet sistemine taşınan eksternal kuvvetlerin nasıl verimli olarak kullanılabileceğini belirleyen mekanik bir özelliktir (47). Mühendislik perspektifi ile bakıldığında ise sertlik, elastisite, viskosite, friksiyon ve plastisite terimleri ile tanımlanabilir (48,49).

Sertlik, bir maddenin sertliği ya da elastisitesinin young modülü, elastik cevap aralığı boyunca stres-deformasyon eğrisinin eğimi olarak tanımlanır ve maddenin deformasyonu boyunca yüke olan direncin temsilidir. Young modülü, farklı materyallerin karşılaştırılması için sertlik ölçümünde bir standart sağlar. Young modülü ne kadar geniş ise cisim o kadar serttir. Bu özellik; ligament, kemik, tendon dahil birçok cismin cevabıdır (50). Sertlik Hooke yasasının bir parçası olarak orijinini fizikten alır. Bu yasaya uyan cisimler deforme olabilen cisimlerdir (51). Bu maddeler elastik enerjiyi depolayıp tekrar kullanabilen maddelerdir. Hooke yasası $F = k \cdot x$ eşitliği ile tanımlanmaktadır. Bu eşitlikte F, bir materyali deforme edebilmek için gerekli olan kuvvet, x deforme olan materyalin boyu ve k ise ideal yay ve kütle sertliğinin tanımındaki yay sabiti ile ilgili sabit bir değerdir. Bu yay-kütle sistemi hayvanların bazı lokomasyon özellikleri için ideal bir model olarak uygulanabilmektedir (52).

ii. Yay-Kütle modeli (Spring-Mass System)

Bacaklı hayvanlar bir yerden başka bir yere hareket ederken çeşitli yürüyüş paternleri kullanırlar. Hayvanların vücut şekilleri ve boyutları arasında önemli derecede farklılıklar olmasına rağmen, yürüyüşlerinin bazı özellikleri oldukça benzerdir. Koşan, zıplayan ve seken bütün hayvanlar sıçrayan bir topa benzer şekilde hareket ederler (53-58). Örneğin, topun zemin üzerindeki hareketleri gözlemlendiğinde topun ilk önce tamamen sıkıştığı ve ardından reaksiyon kuvvetleri sebebiyle aniden sıçradığı görülebilir. Son araştırmalar koşma ile sıçrama aktiviteleri boyunca vücudun muskuloskeletal sisteminin kas, tendon ve ligament gibi elemanları bir arada hareket eder ve aynı hareket merkezlerini devam ettirmeleri ile muskuloskeletal sistem tek bir yay gibi davranır (23,54,55,59). Sonuç olarak bu yürüyüş şekilleri tek doğrusal bacak yayını içeren ve vücut kütesini bu yayın son noktasında odaklandığı basit bir yay-kütle sistemi kullanılarak modellenilebilir (54,60-68). Nöromuskuler sistemin karışıklığına karşın kullanılan yay kütle modelinin basitliği sıçrama içeren bütün hareketlerin mekaniklerini oldukça iyi tanımlar (69).



Şekil 2. ‘Yay- Kütle Modeli’ Şekildeki tek bir "bacak yayı" alt ekstremitenin yer temas fazı boyunca mekaniksel davranışını temsil eder. Kütle, vücut kütesine eşittir. Modelde yer temas fazının başlangıcı (solda) , yer temas fazının ortası (ortada), ve yer temas fazının sonunda (sağda) bacak yayının davranışı gösterilmiştir. Yer temas fazının ilk yarısında, bacak yayı ΔL kadar bir mesafe ile sıkıştırılmıştır. ΔL bacak uzunluğundaki değişimi (kütle merkezinin vertikal yer değiştirmesini) θ , yer teması sırasında eklemlerin aldığı açıyı temsil eder.

iii. Bacak Sertliği Tanımı

Biyomekanistler tarafından bacak sertliği birçok kez tanımlanmıştır (7,70). Bu tanımlar için yay-kütle modeli kullanılmıştır. Yay- kütle modelinin en basit uygulama şeklinde, yay kütle sistemi zıplama aktivitelerinde sadece vertikal yönde hareket eder. Bu vertikal modelin lokomasyon için kullanıldığı durumlarda, ayakların yer ile temas süresi

bacak yayının sertliğinin belirlenmesinde oldukça önemli bir faktördür. Bacak sertliği yer ile temas halinde olan bütün ekstremitelerin ortalama sertliğini temsil eder (23,53,58,59,71). Tüm fonksiyonel aktivitelerin orta duruş fazında gerçekleşen maksimum bacak kompresyonu ile pik yer reaksiyon kuvvetinin oranı ile hesaplanır (72). Bacak sertliğinin parametrelerini tanımlamak ve lokomasyonun farklı durumlarında davranışını belirlemek üzere bir çok çalışma yapılmış ve bacak sertliği daha detaylı olarak incelenmiştir (58,62,63,68,71).

Bacak Sertliğinin Parametreleri

Bacak sertliğinin hem pasif hem de dinamik komponentleri vardır. Pasif komponentleri muskuloskeletal sistemin kas yoğunluğu ve vücut kitlesiyle orantılı olan kontraktıl elemanlarının uzunluk-gerilim ilişkisini içerir.

Bacak sertliğinin dinamik kısmı kas ve eklem sertliğine bağlıdır. (23,53,59,68,73). Kas sertliği özellikle kiriş-adale dokuları tarafından sergilenen sertliği tanımlar. Mekanik esnemenen oluşan ve buna bağlı olan güç cevabı oranı olarak tanımlanmıştır (46). Kas sertliği aynı zamanda eklemlerin sertliğini de etkiler ve bunun aktivasyon seviyesine bağlıdır (74-77). Kas sertliğine karşıt olarak, eklem sertliği eklem içinden ve etrafından gelen tüm katkıları içerir. Bu yapılara örnek kas, kiriş, deri, deri altı dokusu, lifler, eklem kapsülü ve kıkırdaktır. Dinamik kısıtlamalar da statik kısıtlamalara ek olarak dahil oldukları için, eklem sertliği sadece her yapının pasif etkenleriyle alakalı değil aynı zamanda her eklem kas üzerinde de sinirsel etkiyle alakalıdır. Sinirsel etkileşimler, herhangi bir anda varolan kas aktivasyonu tarafından temsil edilir şekilde içsel olarak, ve hissel uyarıya refleks aktivasyonu şeklinde bir tepki göstererek dışsal olarak vardırlar. Buna ek olarak, kas kasılması aynı zamanda yere iniş eklem açısı tarafından da etkilenir, çünkü her eklemden yer tepki anı kolunun arasını değiştirir (47).

Sonuç olarak, bacak kasılması bacak ve ayakların eklem kasılması, kas aktivasyon seviyesi, yer tepki gücü, kütle dinamiği merkezi ve sinirsel girdilere bağlıdır.

Bacak Sertliğinin Farklı Koşullara Adaptasyonu

Farklı çeşitlerde lokomasyonlar kullanılarak insanlar ve hayvanlar üzerinde bacak sertliğinin belirleyici faktörlerini daha iyi anlamak için ve yerle arasındaki ilişkiyi anlamak için birçok çalışma yapılmıştır.

Ortaya çıkan şudur ki, koşmak ve zıplamak gibi sıçrama hareketlerini çocuklukla kullanan hayvanlar her hızda bacak sertliklerini aynı tutabilirler ve bacağın derecesini farklı hızlar için ayarlayabilirler (58). Bacak sertliği tüm koşma hızlarında aynı kalabilmesine rağmen, insanlar zıplama tarzı koşularda bacak sertliklerini değiştirebilme özelliğine sahiptirler (63, 68, 71). Örneğin, insanlar oldukları yerde zıpladıklarında, bacağın sertliği zıplama sıklığını ya da belli sıklıkta zıplamalar için zıplama yüksekliğini sağlamak için ebatının iki katından fazlasına arttırılabilir (59,63,71). Buna ek olarak, son zamanlardaki kanıtlar gösterir ki, ileri doğru koşuşlarda bacak zıplama sertliği iki kattan fazla arttırılabilir ki bir sıra uzun adım sıklığı sağlanabilsin (62, 63).

Benzer şekilde, insanlar tartan zeminde zıpladıkları zaman bacak yaylarının sertliği diz açısındaki değişikliklere tepki olarak iki katı değişebilir (78,79). Farklı sertliklerde elastik yüzeylerde zıplama ve koşma ile ilgili önceki çalışmalar insanların yay benzeri bacak davranışları olduğunu ve bacak sertliğini kütle dinamiği merkezini koruma amaçlı uyarladıklarını göstermiştir (64,78,80). Yüzeyin sertliği arttıkça, bacak sertliği azalmıştır. Eğer yüzey tartan zemin olsaydı kas seviye aktivasyonu aynı sertlik seviyesini elde etmek için arttırılmalıydı. Sonuç olarak, bacak artı yüzey sertliği sinir sisteminin düzenlenmesi sayesinde aynı kaldı. Buna ek olarak, bacak sertliğinin farklı koşullara uyumu yeni yüzeye atılan ilk adımda meydana gelir (68). Bu çalışmalar açıkça gösterir ki zıplama hareketleri esnasında bacak sertliğini değiştirmek mümkündür.

Bu çalışmalardan bazıları bacak sertliğinin farklı lokomasyon durumlarında nasıl ayarlandığını gösterir. Yakın geçmişteki çalışmalar gösterir ki özellikle bilek sertliği ve diz açısı ekskürsiyonunun birleşimiyle bacak sertliğini farklı yüzeyler için değiştirmek mümkündür (59,63). Bacak yayındaki alınan açığı arttırarak, kütle merkezinin dikey yerdeğişimi ve yerle temas zamanı azaltılabilir ve aynı zamanda bacak sertliği de sağlanabilir. (62). Ve insanlar artmış diz fleksiyonu ile koştuklarında bacak yayının sertliği azalır gibi görünür, bu da daha fazla dikey kütle merkezi yerdeğişimini gösterir (73).

Bu halde, kişi ayak-bacak sertliğini işlevsel yükleme durumlarında farklı kas aktivasyonu ve hareket stratejileri aracılığıyla ayarlamak mümkündür. Çok eklemliler bir sistemde bazı stratejiler ayak bacak sertliklerini ayarlamak için mevcuttur (23,53). Sertlik iyileştirme stratejisi bir kişinin eklem burulma sertliği ve bacak sertliğini ayarlamak için kullandığı eklem hareket bilimi ve kas aktivasyonu olarak açıklanabilir. Bu şekilde de işlevsel görevin amaçlarını tatmin etmiş olur (9,81).

Bacak sertliğinde cinsiyet farkı ve bunun belirleyici faktörleri

Genel olarak, erkekler kadınlara oranla daha fazla bacak sertliğine sahiptirler. Pasif sertlikteki cinsiyet farklılıkları diz fleksörleri (52), diz eklem kompleksi (82) ve bilek eklem kompleksi (47,83) açısından grlmştir.

Benzer şekilde, aktif sertlikte cinsiyet farklılıkları da diz fleksörleri (8,52) ve toplam bacak (8,9) olarak gözlenmiştir. Aktif fleksiyon ve ekskrsiyon çabaları esnasındaki mekanik düzensizlikleri takiben kontrol altındaki diz hareket bilimi ölçümlerinde, kadınlardan erkeklere kıyasla %57 daha az aktif kas sertliği gösterdiği gözlenmiştir (8).

Padua ve arkadaşları, zıplama görevleri esnasında kadınlardan erkeklerden daha farklı sertleşme takviye stratejileri kullandığını, bunu da quadriceps egemen ve bilek egemen sertlik stratejileri aracılığıyla yaptıklarını iddia etmişlerdir ki bu da B yaralanmalarına yol açabilir (9) Granata ve arkadaşları da aynı şekilde kadınlardaki düşük bacak sertliği değerlerinin aktivitenin artan ihtiyaçlarına uyum sağlamak için dize yüklenmenin B yaralanmalarındaki riskin artmasının cinsiyet ayırımıyla alakalı olduğunu öngördüler (11).

Demirbken ve arkadaşları diğer araştırmacıların bulgularını erkeklerin tercih edilen zıplama oranlarında kadınlara oranla daha yüksek bacak sertliği gösterdiğini, fakat daha yüksek zıplama oranlarında kadınlardan farklı tepki gösterdiğini ve neredeyse erkeklerle aynı bacak sertliğine sahip olduklarını göstererek desteklemişlerdir (10).

Buna rağmen, kadınlardan bacak sertliklerini fonksiyonel görevlerin ihtiyaçlarına göre erkeklerden nasıl olup da daha farklı uyum sağlattıkları sorusu halen cevapsızdır.

Belirtilmesi önemli olan bir konu, B yaralanma risklerindeki cinsiyet ayırımını daha iyi anlamak açısından, kadınlardan işlevsel görevlerin amaçlarına ulaşmak için

erkeklerden daha farklı bacak sertliği uyum stratejileri seşmelerini etkileyen faktörlerin daha iyi anlaşılması için ciddi bir çaba olduğudur.

Nöromuskuler etkenler, kadınlardaki daha yüksek ÖÇB yaralanma riski oranları konusunda tek ayarlanabilir risk faktörleridir. Bacak sertliği nöromuskuler sistemin düzenlenen bir özelliği olduğuna göre, kadınlarda bacak sertliği düzenlemesinin daha iyi anlaşılması bize antrenmanlardaki sertlik değişimlerini daha iyi değerlendirme imkanı verecek ve spor aktiviteleri esnasında yaralanmaları önleyecektir (84).

GEREÇ ve YÖNTEM

OLGULAR

18-35 yaş arasında sağlıklı 11 erkek ile 10 kadın gönüllü çalışmaya katılmıştır. Katılımcılardan hiç birinin son zamanlarda geçirilmiş muskuloskeletal yaralanma, diz anomalisi, nörolojik bozukluk ve test sırasında ağrı şikayeti yoktu. Laboratuvar ölçümleri başlamadan önce katılımcılar deneyin prosedürü ve dışlanma kriterleri ile ilgili e-mail aldılar. Maastricht Üniversitesi Araştırma Komitesi tarafından onaylanan bilgilendirilmiş olur formu teste başlamadan önce bütün katılımcılardan alındı. Çalışmaya katılan bütün olguların dominant ekstremitesi sağ bacakları idi. Bu nedenle sağ bacakları yapılan tüm kas aktivite ölçümleri ve kinematik veriler için test edilen ekstremiteler olarak kabul edildi. Dominant ekstremiteler belirlenirken katılımcılardan topa vurmaları istendi ve topa vurmaları için seçtikleri ekstremiteler dominant olarak belirlendi. Olguların tanımlayıcı özellikleri Tablo 1’de belirtilmiştir.

ÜÇ BOYUTLU HAREKET ANALİZİ (KİNETİK VE KİNEMATİK ÖLÇÜMLER)

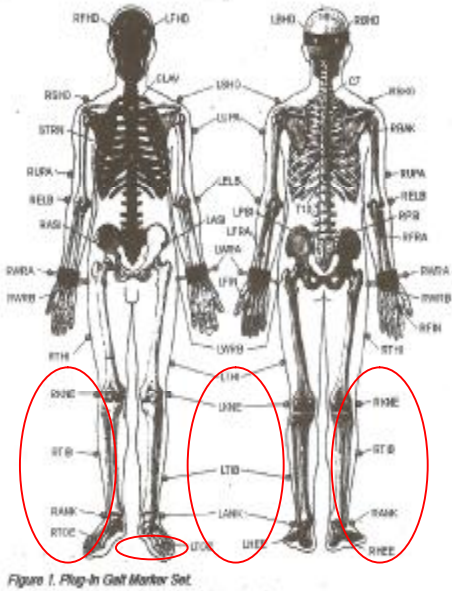
Marker Yerleşimi ve Olguların Modellenmesi

İnfraruj ışınlarını yansıtan markerlar VICON Plug-in Gait modeli Versiyon 1,9’a göre olguların alt ekstremitelerine göre yerleştirildi.

Önden Görünüm Arkadan Görünüm

Fotoğraf

Açıklama



N	Yerleşim Yeri	Tanım
2	ASI	anterior spina iliaca superior
2	PSI	posterior spina iliaca
2	Knee axis	lateral epicondyle of knee
2	2 nd toes	metatarsal heads
2	Lat malleol	lateral malleolus
2	Heels	
1	Left thigh	1/3 surface of the thigh
1	Right thigh	2/3 surface of the thigh
1	Left tibia	1/3 of the shank
1	Right tibia	2/3 of the shank

Şekil 3: Plug-in Gait modele göre marker yerleşimi

Üç boyutlu kinematik ve kinetik veriler VICON hareket sistemi (VICON MX3, 100 Hz) kullanılarak ölçüldü. Olguların antropometrik verileri sistemde olguları tanımlayıcı model için gerekti. Bu antropometrik ölçümler aşağıdakileri içermektedir:

- Ø Vücut Ağırlığı (kg)
- Ø Boy Uzunluğu (mm)
- Ø Diz Çapı (mm)
- Ø Ayak Bileği Çapı (mm)
- Ø Bacak Uzunluğu (mm-ASIS marker-medial malleol)

İlk olarak kuvvet platformu (Kistler 9082E, 100 Hz) üzerine test bacağı alınarak yukarıdaki resimde ve marker tablosunda gösterildiği gibi modelleme yapılarak statik deney gerçekleştirilmiş (statik kalibrasyon) gerçekleştirilmiştir. Bu modelleme zıplama testindeki dinamik deneyler için kullanılmak üzere kaydedildi.

Dinamik Deneyler

Olgular iki bacakları üzerindeki zıplama testini ayakkabısız gerçekleştirdi. Ölçümlere başlamadan önce istedikleri kadar alıştırmaya yapmalarına izin verildi. Kısaca zıplama protokolündeki yönerge aşağıdaki gibidir:

- Ø Zıplama hareketini devamlı bir hareket halinde tutup mutlaka yerle teması kesiniz.
- Ø Gövdenizi dik pozisyonda tutunuz ve elleriniz kalçanızın üzerinde tutunuz.
- Ø Dur işareti aldığınızda zıplamayı durdurunuz.

Her bir görev 10 başarılı zıplamayı içermektedir. Her zıplama görevi sonrasında olgular bir dakika boyunca dinlenme süresi almışlardır. Dominant bacakları kuvvet platformu üzerinde olacak şekilde zıplamışlardır. Üç farklı zıplama görevi gerçekleştirilmiştir. İlk olarak olgular tercih ettikleri zıplama frekansında zıplamışlardır (Normal Frekans-Koşul 1). Daha sonra ulaşabildikleri en hızlı frekansta zıplamışlardır (En Hızlı Frekans-Koşul 2). Son olarak 3.0 Hz'lik metronom hızı ile görevi tamamlamışlardır (Metronom Frekans-Koşul 3). Her bir görev için üç deney yapılmıştır.

VICON Veri Analizi

Veriler algoritma gelişimi, verilerin görüntülenmesi, veri analizi ve sayısal hesaplamalar için interaktif bir düzenek olan ve yüksek seviyede teknik hesaplama dili olan

MATLAB 6.5.1 versiyonu kullanılarak ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Bu program linear cebir, istatistik, filtrasyon ve sayısal bütünleştirme fonksiyonlarını içermektedir. MATLAB programı içerisinde çalışabilmek için her bir test koşulu için EMG dosyaları ile karşılık gelen VICON verileri numaralar ile birlikte program kaydedilmiştir. 10 kabul edilen zıplama içerisinde son 5 ardışık zıplama (#6-10) analiz için kullanılmıştır (Tablo 1).

Tablo 1. MATLAB Ölçümleri İçin Kaydedilen Dosya Örneği

KOŞUL		Vicon /Cybex Dosya adı	EMG Dosya adı	Vicon/Cybex Dosya adı	EMG Dosya adı
MVC Extensiyon/Dorsifleksiyon	1	Test1	Sander_000	Test5	Sander_004
	2	Test2	Sander_001	Test6	Sander_005
MVC Fleksiyon/Plantarfleksiyon	1	Test3	Sander_002	Test7	Sander_007
	2	Test4	Sander_003	Test8	Sander_008
Normal frekans	1	Dynamic1	Sander_009		
	2	Dynamic2	Sander_010		
	3	Dynamic3	Sander_011		
En yüksek frekans	1	Dynamic4	Sander_012		
	2	Dynamic5	Sander_013		
	3	Dynamic6	Sander_014		
Metronom frekans (3Hz)	1	Dynamic7	Sander_015		
	2	Dynamic8	Sander_016		
	3	Dynamic9	Sander_017		

MVC: Maksimum İstemli Kontraksiyon. Test 1 ve 2 diz ekstensörleri, Test 3 ve 4 diz fleksörleri, Test 5 ve 6 dorsifleksörler, Test 7 ve 8 plantar fleksörler. Sander test edilen kişi.

Kinetik ve Kinematik Değişkenler

Yer Reaksiyon Kuvveti (Fz)

Yer reaksiyon kuvveti direkt olarak kuvvet platformu tarafından ölçülmüştür. Eklem momentleri eklemlerin etrafındaki kas kontraksiyonlarına bağlı olarak değişen en yüksek moment ve moment farkları ters dinamik analizleri kullanılarak tanımlanmıştır (Inverse Dynamics-Winter 2005). Bu hesaplamalar için kinematik, kinetik ve antropometrik bilgiler gereklidir.

Yer Temas Süresi, Duty Faktör ve Havada Kalış Süresi

Temas süresi kuvvet platformu üzerinde gerçekleşen ilk temastan itibaren hesaplanır. Her olgu için hesaplanan bu değer temasın son anı ile temasın ilk gerçekleştiği an arasındaki farktır. Havada kalış süresi zıplama süresinden temas süresinin çıkarılması ile elde edilir. Duty faktör ise yer temas süresinin total zıplama süresine bölünmesi ile elde edilen bir değerdir.

Zıplama Frekansı

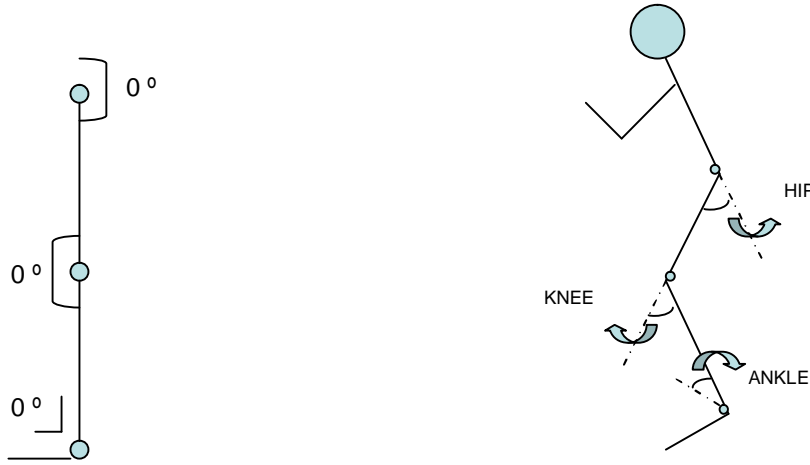
Deney boyunca saniyedeki zıplama sayısı baz alınarak hesaplanmıştır.

Bacak Uzunluğu Farkı

Bacak uzunluğu farkı vertikal olarak hesaplanmıştır. Yer temas fazı boyunca sakrum ve metatars başına konan markerların en yüksek ve en alçak pozisyonları arasındaki fark ile hesaplanmıştır.

Kinematik Veri

Kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin pozisyonları yer teması sırasında hesaplanır. Aynı sistemle (VICON Sistem Plug-in Gait Modeli) diz ve ayak bileği eklemlerinin açı farkları hesaplanır. Şekil 4 yer temas açılarının tanımlarını göstermektedir.



Şekil 4. Yer Temas Açılarının Gösterimi

Açıklama: Diz ve kalça açılarındaki artış fleksiyon derecelerindeki artışı, ayak bileği açısındaki artış ise plantar fleksiyon derecesindeki artışı göstermektedir.

Eklemler Sertliği Hesaplamaları

Ortalama eklem sertliği ölçümleri yer temas fazının başlangıcı ile eklemlerin maksimum fleksiyon pozisyonunda, sagittal planda eklem açđ değişimleri ile aynı noktalardaki eklem moment değişimleri arasındaki oran ile hesaplanır.

Bacak Sertliği Hesaplamaları

Bacak sertliği en yüksek yer reaksiyon kuvveti ile vertikal olarak hesaplanan bacak uzunluk farkı arasındaki oran ile hesaplanır. En yüksek zemin reaksiyon kuvveti maksimum bacak kompresyonu (bacak uzunluk farkı) ile oluşur.

Kas Aktivitesi (EMG)

Cildin hazırlanması:

İyi bir elektrot-deri teması elde edebilmek için olguların ciltleri elektrot yerleşim, öncesi hazırlanmalıdır. Böylelikle az sayıda ve küçük artefaktlar ile daha iyi kayıtlar elde edilir. Elektrot yerleşimi ve cilt hazırlığı SENIAM (Surface EMG for Non-invasive Assessment of Muscles) protokolüne göre yapılır. Öncelikle cilt üzerindeki kıllar traşlanmalı daha sonra alkol ile temizlenmelidir. Elektrot yerleşiminden önce alkolle temizlenen bölge kurulmalıdır.

Elektrot yerleşimi:

İyi bir cilt hazırlığından sonra olgular kasları üzerine uygun elektrot yerleşimi için başlangıç pozisyonunda pozisyonlanmalıdır. Bu başlangıç pozisyonları Tablo 2'de gösterilmiştir. Elektrotlar arası mesafe ve oryantasyon önerilerine göre yerleştirilen elektrotların kabloları daha sonra kablo gerilimi ve zıplama hareketi boyunca oluşabilecek olası hareket artefaktları önlemek için elastik flaster ile sabitlenir. Uygulamaya bağlı olarak alt ekstremiteler kasları kullanıldığı için referans elektrodu sağ iliak krista üzerine yerleştirildi.

EMG Bağlantısının testi:

Bütün elektrotlar yerleştirilip, sabitlenip EMG aletiyle bağlantısı yapıldıktan sonra elektrotları uygun yere yerleştirilmiş olup EMG sinyallerinin güvenilirliği klinik kas testi yapılarak kontrol edildi. Bütün kasların birbirleriyle olan etkileşimi test edilmiş oldu.

Kanal 1 m. vastus medialis		Medial ligamentin ön sınırı ile SIAS arasındaki çizginin %80'i üzerine
Kanal 2 m. biceps femoris		Tibianın lateral epikondili ile tuberositas iskiüm arasındaki çizginin %50'si üzerine
Kanal 3 m. tibialis anterior		Medial malleol ile fibula başı arasındaki çizginin 1/3'ü üzerine
Kanal 4 m. gastrocnemius medialis		Kasın en şişkin olduğu nokta üzerine

Şekil 5. SENIAM protokolüne göre tanımlanan elektrot yerleşim prosedürü

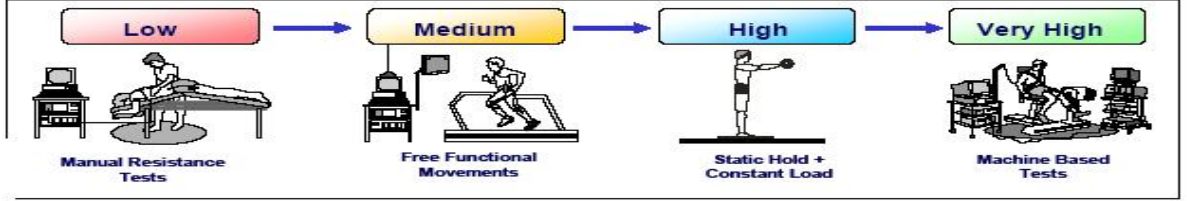
Tablo 2. SENIAM protokolüne göre tanımlanan elektrot yerleşimi için başlangıç pozisyonları

Kaslar	Başlangıç pozisyonu
VM	Dizler hafif fleksiyonda ve üst gövde hafifçe geriye doğru oturma pozisyonu
BF	Dizler hafif fleksiyonda, uyluk hafif lateral rotasyonda yüzükoyun yatış pozisyonu
TA	Dizler hafif fleksiyonda oturma pozisyonu
GM	Ayaklar yatak kenarında, dizler ekstensiyonda yüzükoyun yatış pozisyonu

VM: Vastus Medialis, BF: Biceps Femoris, TA: Tibialis Anterior, GM: Gastokinemius Medialis

Maksimum İstemli Kontraksiyon (MVC)-Normalizasyon

Mikrovolt seviyesinde, nöromusküler talebi tahmin etmek mümkün değildir çünkü veriler bireysel sinyal belirleme koşullarından önemli ölçüde etkilenir. MVC-normalize veri kasın hangi kapasite düzeyinde iş yaptığını, egzesiz eğitiminin ne kadar etkili biçimde kasa ulaştığını anlamamızı sağlar. MVC-normalizasyonun diğer önemli faydası her olgunun bireysel verilerinin standardizasyonunu sağlar. Lokal sinyallerin çeşitli etkilerini ortadan kaldırır. Olgular arasında EMG bulgularının direct olarak kantitatif karşılaştırılmasını sağlar. Grup istatistikleri ve normative veriler geliştirilebilir. İstatistiksel olarak karşılaştırılabilir. Aşağıdaki figured test koşullarına bağlı olan standardizasyon seviyeleri gösterilmektedir. En yüksek standardizasyonu sağlamak amacı ile CYBEX II kullanılarak test için belirlenen kasların MVC testi yapıldı.



Şekil 6. Genel test koşullarına bağlı olan farklı standardizasyon seviyeleri. ‘ The ABC of EMG by Peter Kondrad 2005’ den alınmıştır.

Cybex II Ölçümleri

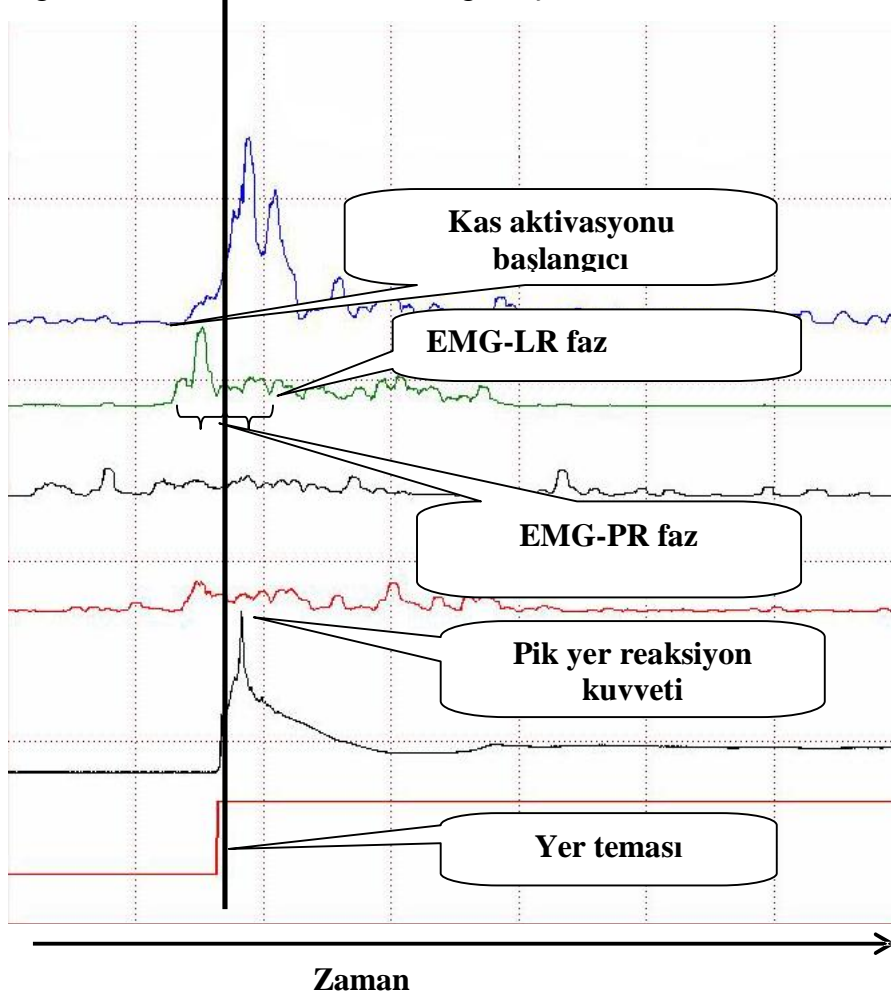
VM ve BF için MVC testi 80 derece diz fleksiyonunda TA ile GM için 90 derece diz fleksiyonu ve ayak bileği dorsifleksiyonunda yapılmıştır (seçilen kasların test pozisyonları Cybex II kullanım klavuzuna göre belirlenmiştir).

Test süresince her bir kasın plato fazı sonuçları elde edilmiş ölçümleri analiz için kullanıldı. Her bir kasın iki ölçümünün pik aktiviteleri ortalaması alınarak MVC’si belirlendi. Dinamik deneyler sırasında toplanan EMG verilerinin normalizasyonu için bu kuvvet değeri belirlenmiş oldu. EMG verileri % MVC olarak yansıtıldı.

EMG Veri Süreci

Kas aktivitelerinin kaydı için 500 Hz örnekli 4 kanallı telemetri EMG sistemi kullanıldı (PASAQ, Maastricht University enstrument). EMg sistemi MX kontrol kutusundan oluşan TTL sinyali aracılığı ile VICON sistemi ile senkronize edildi. Kas aktivitesi yerle temas öncesi (PR-preloading response) ve temas sonrası (LR- loading response) fazları süresince

her bir kas için kabul edilir son 5 zıplama deneyinden elde edilen pik kas aktivasyon amplitüdü ortalaması ile değerlendirildi. PR fazı vertikal yer reaksiyon kuvvetinden belirlenerek yer temasından 50 ms öncesi olarak tanımlandı. PR fazındaki kas aktivasyonu yer teması boyunca eklem stabilitesi ve alt ekstremitte sertliği modülasyonu için kişilerin programlanmış kas aktivasyon stratejisini yansıttığına inanılır (9). LR fazı ise yer temasını takiben 50 ms'lik süreçte tanımlanmış bir fazdır. Bu faz alt ekstremitenin yerle teması ile aniden oluşan kas aktivasyon cevaplarını yansıtır. Bu fazın birçok zıplama aktivitesinde ayağın yerle ilk teması ile aniden oluşan bir çok diz eklemi yaralanmasına sebep olan faz olduğu düşünülmektedir. Ayrıca Padua ve ark LR fazındaki kas aktivasyon stratejisinin alt ekstremitte stratejisi ve sertlik adaptasyon stratejisini yansıttığı düşünülmektedir. Figür 3 kas aktivasyon fazlarını temsil etmektedir. Aynı zamanda EMG verilerinden yer teması öncesi kas aktivasyonlarının başlangıç süreleri de belirlenmiştir. Bu verilerin dinamik stabilite ve sertlik sağlanmasında önemli bir rolü olduğu düşünülmektedir (9).



Şekil 7. EMG fazlarının temsili gösterimi

İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz SPSS 11 for Windows programı kullanılarak yapıldı. Çalışmada normal, en hızlı ve 3.0 Hz'lik frekanslardaki zıplama koşullarındaki bacak sertlikleri arasında anlamlı fark olup olmadığını belirlemek amacıyla tekrarlanan ölçümlerle varyans analizi kullanıldı. Üç koşul olguların kendi içlerindeki faktör, cinsiyet olgular arası faktör olarak analiz edildi. Koşullar içindeki değişkenler arasında anlamlı fark olup olmadığını belirlemek amacıyla kontrast test kullanıldı. Bağımsız gruplarda T testi kadın ve erkek olgular arasındaki olası vücut ağırlığı, boy uzunluğu ve yaş farklarını belirleme amacıyla kullanıldı. Tüm analizler için anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak belirlendi.

BULGULAR

Toplam 11 erkek ve 10 kadın olgunun verileri analiz edildi. Çalışmaya katılan olguların tanımlayıcı özellikleri Tablo 3' de verilmiştir.

Tablo 3. Olguların Tanımlayıcı Özellikleri

	Erkek	Kadın
Vücut Ağırlığı (kg)	73.2±7.1*	60.7±7.1
Boy Uzunluğu (cm)	182.4±6.7*	168.5±6.7
Yaş (yıl)	23.7±2.6	23.0±2.9

*p<0.05, Bağımsız Gruplarda t Testi

Kadın ve erkek olguların vücut ağırlığı ve boy uzunluğu arasında anlamlı fark bulunurken, yaşları arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

1. Kinetik Değişkenler

i. Zıplama frekansı, temas süresi, havada kalış süresi, yer reaksiyon kuvveti, duty faktör, bacak uzunluk değişimi

Zıplama aktivitesinin frekansının artmasıyla zıplama zamanı, havada kalış süresi ve temas süresi azalırken, duty faktör bütün zıplama frekanslarında sabit kalmıştır. Kadınlar ve erkekler zıplama frekansı, temas süresi, havada kalış süresi, duty faktör açısından aynı zıplama paternini sergiledi. Vücut kütesine bağlı olan yer reaksiyon kuvveti ile birlikte vücut ağırlığı ile normalize edilmiş yer reaksiyon kuvveti zıplama frekansının artmasıyla birlikte azalma eğilimi göstermiştir. Bütün zıplama koşullarında erkekler kadınlara göre anlamlı olarak yüksek yer reaksiyon kuvvetine sahipti. Yer reaksiyon kuvveti olguların vücut ağırlığı ile normalize edildikten sonra erkekler ile kadınlar arasındaki fark ortadan kalkmıştır. Olguların bacak uzunluk farkı (kütle merkezinin vertikal yer değişimi) kadın ve erkeklerde aynı değerleri göstererek frekans artışı ile birlikte azalmıştır (Tablo 4).

Tablo 4. Farklı Zıplama Koşullarında Cinsiyetin Kinetik Değişkenlere Etkisi

Koşul	Normal		Metronom		En Yüksek	
	Erkek	Kadın	Erkek	Kadın	Erkek	Kadın
Frekans (Hz)	2.01±0.35	2.20±0.36	3.20±0.09	3.16±1.04	4.88±0.64	4.81±0.58
Zaman (Sn)	0.51±0.10	0.46±0.07	0.31±0.01	0.28±0.01	0.20 ±0.01	0.21±0.02
Havada Kalış Süresi (Sn)	0.25±0.08	0.22±0.05	0.12±0.01	0.12±0.03	0.08±0.01	0.08±0.02
Temas süresi (Sn)	0.25±0.04	0.24±0.05	0.18±0.02	0.16±0.03	0.12±0.01	0.12±0.01
Duty Faktör	0.51±0.08	0.53±0.07	0.58±0.06	0.58±0.06	0.59±0.05	0.59±0.06
Fz (N)	1433±294*	1066±269	1131±143*	953±176	1020±140*	866±138
Bw Fz (N/kg)	19.48±2.97	17.40±2.99	15.47±1.45	15.65±1.90	14.05±1.07	14.29±1.65
Dl (m)	13.5±4.6	11.6±3.6	5.3±0.8	5.1±2.0	2.9±1.1	2.7±1.3

* p<0.05, tekrarlayan ölçümlerle varyans analizi

Fz: Yer Reaksiyon Kuvveti Bw: Vücut Ağırlığı ile Normalize, Dl: Bacak Uzunluğu Farkı

ii. Eklem Momentleri

Metronom ve en yüksek zıplama hızlarında dizin en yüksek ve fark momentleri normal zıplama hızına göre azalma gösterdi. En yüksek ve fark diz momentleri en düşük değerini metronom zıplama hızında gösterdi. Zıplama frekansının artmasıyla ayak bileğinin en yüksek ve fark momentleri azaldı.

Eklem momentleri normal ve en yüksek zıplama hızlarında erkeklerin diz ve ayak bileği fark momentlerinin kadınlardan daha yüksek olduğunu ortaya koydu. Moment vücut ağırlığına göre değişen yer reaksiyon kuvveti ile ilişkili olduğundan kadın ve erkeklerin vücut ağırlığı arasındaki farktan etkilenmemiş sonuçları elde etmek için fark momentlerini normalize ettik. Normalizasyondan sonra normal ve en hızlı koşullardaki diz ve ayak bileği fark momentlerinin vücut ağırlığına göre düzeltilmiş değerleri arasındaki fark ortadan kalktı.

Bununla birlikte 3.0 Hz’te kadınlar normalize değerler için bile anlamlı olarak yüksek diz momenti sergiledi (Tablo 5).

Tablo 5. Cinsiyetin Eklem Momentleri Üzerindeki Etkisi

Koşul	Normal		Metronom		En Yüksek	
	Erkek	Kadın	Erkek	Kadın	Erkek	Kadın
EN YÜKSEK MOMENT						
Diz	1690±641	1477±391	437±246*	758±301	893±447	819±316
Ayak Bileği	2969±424	2310±540	2352±244	2007±305	2063±222	1833±334
FARK MOMENT						
Diz	1819±722	1588±422	498±245*	856±326	1115±606	994±403
Bw Diz	25.0±9.8	26.4±7.4	7.8±4.0*	14.3±6.0	15.3±8.8	16.4±6.5
Ayak Bileği	3100±447	2429±494	2441±226	2066±321	2156±246	1887±313
Bw Ayak Bileği	42.5±6.0	31.8±11.3	33.7±5.2	32.6±4.0	29.8±3.9	31.2±4.5

*p<0.05, tekrarlayan ölçümlerle varyans analizi

Bw: Vücut ağırlığı ile normalize

2. Kinematik Değişkenler

i. Yer Temas Açısı

Kadın ve erkekler normal zıplama hızında zıplamaları istendiğinde kalça, diz ve ayak bileği eklemleri ile aynı yer temas açısını seçtiler. Zıplama frekansını arttırarak aktivitenin zorluğu arttırıldığında yer temas açıları kadınlar ve erkeklerde farklı paternler gösterdi. 3.0 Hz’lik zıplama frekansında kadınlar kalça ve diz fleksiyon açılarını arttırarak yerle temas etmeyi seçerken erkekler kalça ve dizlerini daha dik pozisyonlarda tutma eğilimi göstermiştir (p<0.005). Kadın ve erkeklerin ayak bilekleri 3.0 Hz’lik zıplama hızında aynı paterni göstererek her iki cinsiyet de daha fazla dorsi fleksiyon açısıyla yer temasını seçmiştir.

En yüksek zıplama koşulunda, en yüksek eforda kadın ve erkekler kalça ve diz yer temas açıları aynı idi. Fakat anlamlı fark ayak bilekleri davranışında ortaya çıktı. Erkekler kadınlara göre anlamlı olarak daha yüksek plantar fleksiyon açıları ile yerle temas etmeyi seçtiler (p<0.005) (Tablo 6).

ii. Eklem Açı Farkları

Genel olarak diz eklemi açısı farkı metronom ve en yüksek zıplama koşulunda normal zıplama koşuluna göre anlamlı olarak azalmıştır. Fakat en yüksek zıplama hızı ile metronom zıplama hızı karşılaştırıldığında en yüksek zıplama hızında metronom zıplama hızına göre diz eklemi açısı değişimi bir miktar artış gösterdi.

Tablo 6. Farklı Zıplama Koşullarında Cinsiyetin Kinematik Değişkenler Üzerine Etkisi

Koşul	Normal		Metronom		En Yüksek	
	Erkek	Kadın	Erkek	Kadın	Erkek	Kadın
YER TEMAS AÇISI						
Kalça	16.0±7.6	18.3±4.5	12.2±3.8*	25.4±10.6	31.6±11.3	39.1±10.5
Diz	28.3±5.5	26.1±4.4	21.8±4.8*	29.1±8.8	39.3±10.5	39.0±9.2
Ayak Bileği	-8.6±0.3	-6.1±7.3	-1.7±4.2	-1.2±7.9	-31.0±4.3*	-14.9±9.0
FARK AÇISI						
Diz	21.7±10.4	22.2±9.3	3.7±0.8	5.2±2.9	6.0±2.5	5.9±4.0
Ayak Bileği	40.2±9.3	38.0±10.0	14.4±1.4	14.4±4.3	9.9±2.8	9.9±3.8

*p<0.05, tekrarlayan ölçümlerle varyans analizi

Frekans artışı ile birlikte ayak bileği eklemi açısı değişimi dereceli olarak azalma gösterdi (Tablo 4). Bütün zıplama koşullarında kadın ve erkekler diz ve ayak bileği eklem açısı farkları aynı idi.

3. Eklem ve Bacak Sertliği

i. Eklem Sertliği

Frekansın artmasıyla birlikte hem diz hem ayak bileği eklem sertliği artmıştır. Frekansın artmasıyla birlikte ayak bileği eklem sertliği kadın ve erkeklerde aynı paternde artış göstermiştir. Diz eklemi sertliği ise normal ve en yüksek zıplama hızlarında kadın ve erkekler arasında benzerlik gösterirken 3.0 Hz'lik zıplama koşullarında kadınlar erkeklere göre daha yüksek değerlerde diz eklemi sertliği sergilemiştir (Tablo 7).

ii. Bacak Sertliği

Bacak sertliği ayak bileği ve diz eklem sertliği artışına paralel olarak artış gösterdi. Erkekler her üç zıplama hızında da kadınlara göre daha yüksek değerde bacak sertliğine sahipti. Bacak sertliğinin vücut ağırlığı ile normalize edilmiş değerleri kadınlarda erkeklere göre metronom ve en yüksek zıplama hızı gibi daha hızlı zıplama koşullarında anlamlı olarak yüksek bulundu (Tablo 7).

Tablo 7. Cinsiyetin Eklem ve Bacak Sertliği Üzerine Etkisi

Koşul	Normal		Metronom		En Yüksek	
	Erkek	Kadın	Erkek	Kadın	Erkek	Kadın
BACAK SERTLİĞİ						
K bacak	11.60±4.28	10.05±3.38	21.84±4.98	23.84±15.48	42.48±15.39	38.70±14.71
Bw k bacak	0.15±0.05	0.16±0.05	0.29 ±0.06	0.39 ±0.24	0.58±0.23	0.63±0.22
EKLEM SERTLİĞİ						
Diz	91±25	80±31	147±71	201±60*	202±59	210±67
Bw Diz	1.2±0.3	1.3±0.4	1.9±1.0	2.9±0.9*	2.7±1.1	3.2±1.2
Ayak Bileği	81±22	70±25	171±18	166±67	242±77	233±98
Bw Ayak Bileği	1.1±0.3	0.8±0.3	2.3±0.3	2.5±1.0	3.3±1.2	3.6±1.5

*p<0.05, tekrarlayan ölçümlerle varyans analizi

K: Bacak sertliği, Bw: Vücut ağırlığı ile normalize

4. Kas Aktivitesi

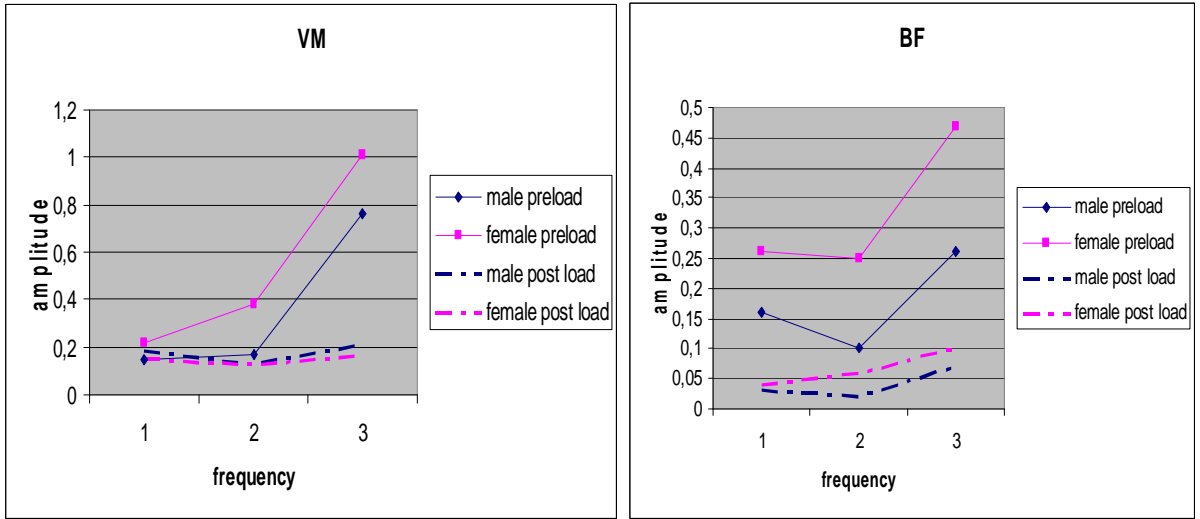
i. EMG Değerleri

VM kasının yer temas öncesi (PR) cevabı frekans artışı ile birlikte artma yönünde eğilim gösterirken BF kası 3.0 Hz'lik frekansta az miktarda bir azalma gösterirken en yüksek zıplama hızında artmaya başlamıştır. İstatistiksel analizler zıplama frekansındaki zıplama frekansındaki değişimin VM ve BF kasları amplitütleri üzerine anlamlı etkisi olduğunu göstermiştir. Hem erkekler hem de kadınlar VM ve BF kas aktiviteleri PR fazında yer temas sonrası (LR) fazındaki değerine göre daha yüksektir. VM aktivitesini hem erkek hem kadınlarda frekans artışı ile doğru orantılı olarak arttırmıştır. Normal zıplama hızında VM

kasının PR fazında cevabı kadın ve erkeklerde yaklaşık olarak aynıyken anlamlı fark 3.0 Hz'lik zıplama koşulunda gözlemlenmeye başlamış ve bu fark en yüksek zıplama koşulunda devam etmiştir. VM kasının PR fazındaki aktivitesi kadınlarda erkeklere göre daha hızlı zıplama frekanslarında daha yüksek bulunmuştur. Sadece metronom zıplama hızında bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. VM kası PR fazı aktivitesi normal zıplama hızına göre 3.0 Hz'lik zıplama hızında kadınlarda % 72 erkeklerde % 13 artış göstermiştir. En yüksek zıplama hızında ise kadınlarda % 359 erkeklerde ise % 406 artış göstermiştir.

Zıplama hızının 3.0 Hz'lik frekans artışı ile BF kası PR aktivitesini kadınlarda % 3 erkeklerde % 37 oranında azaltma eğilimi göstermiştir. En yüksek zıplama hızında diğer zıplama frekanslarına göre BF kasının PR fazındaki aktivitesi hem erkeklerde hem kadınlarda anlamlı olarak artmıştır ($p<0.005$).

VM kasının LR fazındaki amplitüdü bütün zıplama koşullarında aynı idi. Fakat BF kasının LR fazındaki aktivitesi frekans artışı ile birlikte hem kadın hem erkeklerde hafifçe artış göstermiştir. Dizin bu iki kasının aktivasyon paternleri kadın ve erkeklerde bütün fazlarda ve bütün zıplama koşullarında benzer patern göstermiştir (Grafik 1).



Grafik 1. Üç Farklı Zıplama Hızında Kadın ve Erkeklerde VM ve BF Kaslarının EMG Amplitütleri

Preload PR fazını, postload LR fazını temsil etmektedir.

Tablo 8. GM ve TA Kas Aktivasyon Oranlarının PR ve LR Fazlarındaki Değerleri

	NORMAL	METRONOM	EN YÜKSEK
GM			
Erkek	0,14	0,78	1,54*
Kadın	0,13	0,83	1,18
TA			
Erkek	1,21	1,07	1,01

*p<0.05, tekrarlayan ölçümlerle varyans analizi

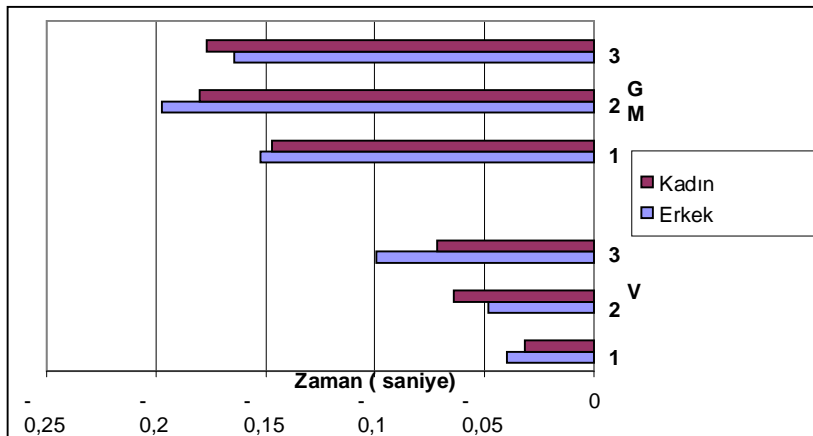
GM: Gastrokinemius Medialis, TA: Tibialis Anterior

TA ve GM kaslarının PR ve LR fazlarındaki aktivasyonları zıplama koşullarına göre değişiklik göstermemiştir. Frekans artışı ile GM kası PR fazındaki aktivasyonu LR fazındaki aktivasyonu karşılaştırıldığında, daha fazla artışa eğilim göstermiştir.

En yüksek zıplama hızında erkekler kadınlara göre GM kasının TA kasına oranında daha yüksek artış göstermiştir. Bu orandaki artış GM kasının TA kasından daha yüksek aktivasyona sahip olduğunu göstermektedir. TA kasının PR ve LR fazındaki aktivasyonu kadın ve erkekler arasında anlamlı fark göstermemiştir (Tablo 8).

ii. Pre-aktivasyon zamanı

VM ve GM kaslarının preaktivasyon zamanları artan frekansla birlikte artma eğilimi göstermektedir. Erkeklerin VM kası en yüksek zıplama hızında kadınlara göre anlamlı olarak daha erken aktive olmaktadır. Normal ve metronom zıplama hızları gibi daha yavaş zıplama hızlarında cinsiyet VM kasının preaktivasyon süresine etki etmemektedir. Ayrıca GM kasının preaktivasyon zamanı açısından kadınlar ve erkekler arasında anlamlı fark yoktur (Grafik 2).



Grafik 2. Kadın ve Erkeklerde VM ve GM kaslarının Pre-aktivasyon Zamanları

TARTIŞMA

Zıplama frekansına bağılı olarak hareket oranının değiştirilebildiği, yaylanmalı yürüyüşlerin incelenebilir deneysel modeli olmasından dolayı fonksiyonel görev olarak zıplama kullandık (85). Zıplama tercih edilen frekansta olmadığında, zıplama frekansının sürdürülmesinin kaslar üzerindeki yükü attırdığından kişiler sub-optimal seviyede verim ve enerji harcaması ile zıplamaya meyillidirler. Sonuç olarak çok daha zor bir görev olmaktadır (86).

Bu çalışmanın amaçlarından biri, hızlı sıçrama gibi zorlacı görevlerde bacak sertliği davranışının kadın ve erkeklerde olası farklılıklarının incelenmesidir. Farklı zıplama hızlarında bacak sertliği değerlerinin kadınlarda erkeklerden daha düşük olacağını öne süren hipotezimizin aksine, herhangi bir zıplama hızında, vücut ağırlıkları sertlik değeriyle doğrulansa da, bacak sertliği ile kadın ve erkek arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

İlginç olarak, farklı her deneysel koşul için (ör. normal, metronom ve hızlı zıplama) kadınlar ve erkekler benzer frekansları seçtiler, ancak bu görevlerde kadın ve erkeklerin bacak sertliklerini düzenlemelerinde belirgin farklılık görülmektedir. Antropometrik ve bacak sertliği farklılıklarına bakmazsınız, birçok çalışmada kadınlardan ve erkeklerden tercih ettikleri hızda zıplamaları istendiğinde benzer frekansları seçtiği bulunmuştur. Bu çalışmada kadın ve erkeklerin zıplama frekansları yaklaşık olarak 2.20 Hz, 3.2 Hz, ve 4.8Hz ulaşmıştır. Kadınların ve erkelerin frekans, yer temas zamanı, havalanma zamanı, zıplama zamanı ve görev faktörlerinin benzer değerleri, kadınların ve erkeklerin bütün zıplama koşullarında, aynı görevi benzer zıplama şekli ve zıplama yüksekliği ile yaptığı öne sürülür(9). Böylece, cinsiyetin esas etkisi bu değişkenlerden etkilenmez.

Bulgularımız bacak sertliğinin zıplama frekansıyla değişiklik gösterdiğini belirten çalışmaları desteklemektedir (9,62). Yüksek zıplama hızlarında, denekler tercih edilen hızlara oranla daha fazla sertlik göstermişlerdir. Harmonik hareketin yay kütle modelinin esasına göre yüksek hızda zıplamada oluşan bacak sertliğinin tercih edilen zıplama hızında oluşan bacak sertliğine göre daha fazla olması beklenmekteydi. Sabit kitleli sistem fonksiyonel performansı korumak için yüksek zıplama hızlarında sertliği arttırmalıdır. Bacak sertliğindeki artış genellikle yer temas fazında kitle merkezindeki vertikal yer değiştirmedeki azalmaya (bacak uzunluğundaki değişiklik) bağılıdır. Yay kütle sistemin sertliğindeki artış, yer temas

fazındaki kitle merkezinin vertikal değişimindeki azalma ve sistem yüksek frekanslarda yerden geri sekmeyi mümkün kılmaktadır (33).

Bu çalışmada ortalamada denekler zıplama frekanslarını, tercih edilen zıplama frekansının yaklaşık iki katı olan, 4.8 Hz ye ulaştırabildiklerini bulduk. Her ne kadar devir zamanı (zıplama zamanı) yarıya inseye de, havada kalma süresi yalnızca yaklaşık olarak üçte bir (0.25'e karşı 0.80 sn) azalmaktadır. Buna göre hızlı zıplama daha çok, havada kalma süresini ve böylece zıplama yüksekliğini azaltmaya yarar. Hızlı zıplama için enerji tüketimi esas amaç değildir. Bunun yerine yeteri kadar hızlı gücü oluşturabilme yeteneği, daha zorlayıcı bir faktör olabilirdi ki bu da temas zamanının zıplama frekansı ile lineer olarak neden değişmediğini açıklamaktadır. Hobara ve arkadaşları deneklerin aynı frekansta daha kısa temas zamanı ile zıplamaları istendiğinde kas aktivitelerini arttırdıklarını bulmuştur (87). Yüksek zıplama hızının tercih edilen zıplama hızına oranla daha fazla kas aktivitesi gerektirdiğini tartışılabilir.

En yüksek zıplama hızında (38.70'e karşı 42.48) kadınların bacak sertliklerinin neredeyse erkeklerle aynı olduğundan, kadınlar kendilerinden maksimum zıplama hızında zıplamaları istendiğinde, yeterli muskuloskeletal sertlik oluşturmakta herhangi bir sınırlamaları yoktur. Bu sonuçlar şu anda var olan, kadınların kas sertleştirmesindeki düşük kapasitesinin fonksiyonel zıplama görevi süresince bacak sertliğini kısıtlayacağını (11) öne süren teorilere ters düşmektedirler.

Biz kadın ve erkek arasında sertleşme oluşma stratejisinde olası farklılıkların açıklamak için kadın ve erkeklerin, kas aktivasyon dinamiklerini, eklem sertliği, eklem kinematiğini inceledik. Diz ve ayak bileği eklemine sertliği ve kinematiği üzerine yoğunlaştık çünkü VICON ölçümüyle kalça ekleminden net olmayan sonuçlar elde etmiştik.

Hareket Stratejisi (Eklem Kinematiği)

Zıplama frekansının artmasıyla, eklemlerdeki delta açısı sırasıyla 3.0 ve yüksek hızda yaklaşık olarak dizde %65 ve %77 dizde%82 ve %72 azaldı. Bu sonuçlar deneklerin frekans arttıkça daha uzamış bir postüre meyilli olduğunu sunmaktadır. Daha uzamış bir postürde yer reaksiyon vektörü eklemlere daha yakın yerleşebilir, aynı zamanda eklem momentini azaltır, ancak eklem ve bacak sertliğini artırır (23).

Eklem momentinde hafif bir düşüş vardır ancak delta açısındaki yüksek orandaki azalma eklem sertliğindeki azalmanın eklem açısal değişikliğine bağlı olduğunu göstermektedir.

Daha önceki çalışmalarla kıyaslandığında biz benzer ve farklı sonuçlar elde ettik. Çalışmamızdaki kadınlar tercih edilen zıplama hızlarında erkeklerle benzer başlangıç açılarını seçerlerken, daha yüksek zıplama hızlarında ise erkeklere göre daha fleksiyon pozisyonunda yere değdiler. Kadınların yere değme stratejileri biraz şaşırtıcıydı çünkü Fargenbom dışındaki diğer araştırmacılar kadınların yere temasta daha dik pozisyonda (diz ve kalça ekstensiyonu) hareket ettiğini göstermiştir (36). Bu araştırmaların hepsinin zıplamanın gerektirdiğinden daha çabuk hızlanmaları içeren yerle temas ve kesme manevraları gibi farklı fonksiyonel görevler kullandığını belirtmekte fayda vardır. Ancak Padua ve ark görev olarak tercih edilen ve 3.0 Hz zıplama hızlarındaki zıplamayı kullanmışlardır ve diğer araştırmacılarla benzer sonuçlar bildirmiştir, eklem açılarını ölçmek için bizimkinden farklı bir metot olarak elektrogonyometre kullanmışlardır (9). Cinsiyetin kinematik üzerindeki etkilerinin geniş ölçüde değişiklik gösterdiğini bildirmişlerdir. Kanıtların dengesi kadınların erkeklerle eşit ya da yakın diz fleksiyon açısıyla manevra yaptığını göstermektedir (36).

Erkeklerin ve kadınların eklem açısal değişiklikleri aynı değerde olduğundan (Tablo 6), hareket stratejilerinde ki farklılık seçilen ilk açığa bağlı oldu düşünülebilir. Hobara ve ark. zıplama frekansını artırılmasıyla kalça başlangıç açısında anlamlı farklılıklar olduğunu göstererek bacak sertliğinin genellikle yere dokunma açılarıyla değiştirilmesiyle kontrol edildiğini öne sürerek desteklemektedir (87). Bizim çalışmamızda, zıplama durumları arasındaki farklı kalça açıları başlangıç diz ve ayak bileği açılarından daha büyüktür. Ancak, kinematikteki cinsiyet yanlılıklar hızlı zıplamada ayak bileklerinin yere dokunma açılarındaki değişikliklerden oluşmaktadır, en yüksek zıplama hızının ilk temasında erkeklerin kadınlardan belirgin olarak daha fazla plantar fleksiyonu seçmektedir.

Eklem sertliği

Zıplama frekansını artırarak diz ve ayak bileği sertliği bacak sertliğine paralel olarak artmıştır. Submaksimal zıplamada bacak sertliği esas olarak ayak bileği sertliğine dayanmaktadır (23) fakat Arampatzis ve ark. (12) yaylı bir yüzeyde zıplandığında diz sertliği bacak sertliğine katkısı ayak bileği sertliğinden daha çoktur (88). Erkeklerin ve kadınların

ayak bileği sertliği aynı biçimde zıpla frekansını arttırarak artar ve ayak bileği sertlik dereceleri açısından hipotezimizin tersine anlamlı bir fark yoktur.

Diğer yandan, tercih edilen ve en yüksek hızda ki zıplamalarda ki diz sertliği benzerlik gösterirken 3.0 Hz de kadınlar erkeklerden daha fazla diz sertlik değeri göstermiştir. Wojtyś ve ark. (5) kadın atletlerin dizlerini istemli olarak erkek meslektaşları kadar sertleştiremediklerini, fakat dizin eklem sertliğini dinamik fonksiyonel görev sırasında değil ayakta durma pozisyonunda ölçmüşlerdir.

Çalışmamızda 3.0 Hz de kadınların sertlik değerlerinin daha yüksek çıkması delta moment sonuçlarıyla tutarlıdır. Daha önceden belirtildiği gibi 3.0 Hz durumunda dizin delta momenti kadınlarda belirgin olarak daha yüksektir ve kadınlar erkeklere kıyasla tercih edilen zıplamada momentlerini korumaya meyillidirler. 3.0 Hz durumunda kadınlar diz momentlerini %46 azaltırken erkekler %72 azaltmıştır. Bu sonuç, kadınların diz postürlerini 3.0 Hzlik zıplamanın yer kontağı süresince daha çok büktüğü bulgumuzla tutarlılık göstermektedir. Moment hem çevreleyen kaslardan oluşan kuvvete ve moment kolunun eklem merkezine olan uzaklığına bağlı olduğundan dizde 11 derecelik fleksiyon artışının moment kolunda 4 cmlik artışa neden olduğu belirtilmelidir (89). Çalışmamızda ki kadın denekler 3.0 Hz. Diz eklemine daha fazla fleksiyon göstermişlerdir, erkeklere kıyasla 3.0 Hz'de daha fazla diz momenti ile sonuçlanabilir. Durumlar arasında diz eklemi açısal farkı değişmediğinden, momentin yere değme açılarından etkilenir çıkarımını yapabiliriz. 3.0 Hz deki kadın ve erkeklerin bacak sertlik değerlerindeki farklar ayak bileği sertliğinden çok diz sertliğindeki farklılıktan kaynakladığı görülmektedir.

Kas Aktivasyon Stratejileri

Diz Kasları

Kas aktivasyonunu yüklenme öncesi ve yüklenme sonrası olarak iki gruba ayırdık. Yüklenme öncesi kişilerin alt ekstremite sertliğini modüle eden önceden programlanmış kas katılımı aynı zamanda programlanmış emirlerden dolayı olduğu düşünülmektedir (9). Buna ek olarak temas öncesi fazda kassal cevabın ligament yaralanmasıyla ve vücudun bu fazda, bu sayede ACL gibi ligamanların yaralanmasının engellenmesine yardımcı olan eklem absorbe etme ve kuvvetleri yayma kabiliyetini etkileyen müskülaturü etkilemesiyle bağlantısı vardır

(90). Eğer aktivasyon öncesi eklem stabilizasyonuna katkıda bulunuyorsa, yaralanmaya daha az açık kişilerde daha yüksek preaktivasyon beklenmektedir (90).

Bu çalışmanın en önemli bulgularından biride bacak sertliğinde cinsiyet fark yaratmasa da, yüklenme öncesi fazda kadınlar erkeklerden daha fazla VM aktivitesiyle zıplıyorlar. Daha yüksek frekansta, kadınlar erkeklere oranla VM aktivasyonunu arttırmaya devam etti ve kadınlar ve erkekler arasında daha büyük bir fark oluştu. Tercih edilen zıplama hızında yüklenme öncesi VM değerleri kadın ve erkeklerde hemen hemen aynı seviyede dikkate değer farklılık 3.0 Hz da oluşmaya başlamıştır ve en hızlı zıplama durumuna kadar devam etmiştir. Kadınların yüklenme öncesi VM aktivitesi en yüksek zıplama hızında erkeklerden daha fazladır. VM yüklenme öncesi aktivitesi 3.0 Hz ve en yüksek zıplama hızında sırasıyla kadınlarda %72 ve %35.9 ve erkeklerde %13 ve %40.6 artmıştır.

İlginçtir ki, her ne kadar kadınlar daha az kitleye ve VM nin MIVC ye sahip olsalar da, yine de erkeklerden daha fazla VM aktivitesi oluşturmaktadırlar. Yüksek VM aktivasyonu zıplama sırasında bacak sertliğini modüle etmek için etkili bir mekanizma gibi çalışsa da, diz eklemi üzerindeki etkileri potansiyel olarak yaralayıcıdır. Önceki çalışmalar geniş quadriceps kuvvetlerinin anterior tibial makaslama kuvvetlerin artmasına sebep olur ki bu tibianın femura nazaran öne doğru yer değiştirmesine neden olarak ACL üzerine artmış yük ve germe yerleştirdiğini göstermiştir (91).

Bu tür kas aktivasyonu başlangıcı Quadriceps-dominant kas aktivasyonu başlangıcı stratejisi olarak adlandırılır ve daha önceden kadınlarda kontrollü(42) ve fonksiyonel görevlerde tanımlanmıştır. Pauda ve ark. da bu kadınlarda zıplama görevinde bu stratejiden söz etmişlerdir. Quadriceps-dominant kas aktivasyonu başlangıç stratejisinin, quadricepsten kaynaklanan ACL yaralanmalarını fasilite ederek kadınları onların yaralanma eşiklerine yaklaştığını öne sürmüşlerdir (9).

ACL yaralanma riskinin azaltılması, quadriceps kas kontraksiyonuna karşı güç oluşturması için antagonist hamstring aktivasyonunu arttırmak gerekir (33).

Frekansı 3.0 Hz ye çıkartarak, hem kadınlarda (%3) hem de erkeklerde (%37) BF kas yüklenme öncesi aktivitesini düşürmektedir. Hobara ve ark. yüklenme öncesi ve sonrası durumlarda BF kasının 1.5 Hz kıyasla 3.0Hz de daha düşük amplitüde sahip olduğunu göstermesi bulgularımızı desteklemektedir (87).

En yüksek zıplama hızında BF kasının yüklenme öncesi aktivitesinde hem kadınlarda hem de erkeklerde belirgin bir artış ölçüldü. Hamstring aktivasyonunun çeşitli fonksiyonel

görevlerde kadın ve erkeklerde benzer olduğunu gösteren sonuçlarımız, daha önceki çalışmacıların birçoğuyla örtüşmektedir. Ayrıca, beklediğimiz aksine çalışmamızdaki kadınlar bütün zıplama şartlarındaki BF aktivasyonu erkeklere göre kısmen fazlaydı. Demont ve ark. kadınların hamstring aktivitesinin daha yüksek olduğunu göstererek bizim sonuçlarımızla tutarlı bulgular göstermiştir, ancak onlar ölçümlerini yokuş aşağı yürüyüş sırasında yapmışlardır (90). Pauda ve ark kadınların ve erkeklerin zıplamada benzer hamstring aktivasyon seviyesi kullandığını belirtmiştir (9).

BF sonuçlarımız için olası bir açıklama diz eklem laksitesini ölçmemiş olsak da, tipik olarak kadınlar daha yüksek laksititeye sahiptirler ve artmış aktivitenin artan anterior makaslama kuvvetlerinden dizi korumak için hazırlayıcı bir efor olması mümkündür (90).

Yüklenme fazı, kas recruitment stratejisinin alt ekstremitayı sertleştirmek ve stabilize etmek için kullanılması olarak açıklanır. Ayrıca, reaktif kas aktivitesinin ACL'yi etkili korumak için eklem yüklenmesinin başlangıcından sonra 30-70 ms aralığında yeterli büyüklükte oluşmak zorunda olduğu ileri sürülmüştür (57). Literatürle tutarlı olması ve sonuçlarımızı diğer çalışmalarla karşılaştırabilmemiz için zaman aralığını 50 ms seçtik (54).

Yüklenme cevapları hemen hemen bütün zıplama durumlarında VM kasları için benzer amplitüdlere sahiptir. Kadın ve erkeklerde artan frekansla BF hafif artma eğilimindedir. Dizin bu iki kasının aktivasyon patterni yüklenme cevap fazında kadın ve erkeklerde benzer aktivasyon patternine sahiptir.

Sonuçlar kadınların yalnızca kas aktivasyonun yüklenme öncesi cevap fazında diz kasları vasıtasıyla erkeklerden daha yüksek kas aktivasyon stratejisi kullandığını göstermektedir. Yüklenme cevabının cinsiyetlerin kas aktivasyon başlangıçları üzerinde etkisi yoktur.

İlginç bir biçimde, önceki çalışmalara benzer olarak EMG aktivitesinin hiçbir bölümü 3.0 Hz de tercih edilen zıplama hızına göre yüksek değildir (33). Bu demek oluyor ki 3.0 Hz deki kas aktivasyon seviyeleri bacak sertliğinin düzenlenmesinde önemsiz bir rol oynamaktadır.

Ayak Bileği Kasları

TA ve GM kaslarının pre ve post aktivasyon değerlerinin durumlar arasında farklı olmaması, bu kasların artan zıplama hızlarında eklem ve bacak sertliklerinin düzenlenmesi

üzerinde etkisi olmadığını göstermektedir. GM kası artan frekansla yüklenme öncesi aktivitesini, yüklenme fazı aktivitesine göre arttırma eğilimindedir. Padua ve ark. GM kasının yüklenme aktivitesinin yüklenme öncesi faza kıyasla daha yüksek olduğunu belirterek benzer sonuçlar göstermişlerdir (9). En yüksek zıplama hızında erkeklerin GM kas aktivitelerini yere temastan önce belirgin olarak arttırdıkları gözlenmiştir, bu durum yere değme sırasında artan plantar fleksiyon açılarıyla ilintilidir.

TA kasının yüklenme öncesi ve yüklenme cevapları farklı durumlar ve kadın, erkek arasında anlamlı bir fark göstermemiştir. Zıplama için GM üzerinde ki artan yük zıplama süresince tibial kas üzerinde resiprokal inhibisyona ve azalmış EMG aktivasyonuna sebep olur. Erkeklerde en yüksek zıplama hızındaki yüklenme öncesindeki GM kas aktivitesinin yüklenme cevabı fazına kıyasla kayda değer yüksek oranı, en yüksek zıplama hızında erkeklerin yere değme plantar fleksiyon açısının kadınlardan daha fazla olduğu bulgumuzu desteklemektedir.

Aktivasyon Öncesi Zaman

Aktivasyon öncesi zaman muhtemelen ACL yaralanmaları için direk risk faktörü değildir ancak, kas aktivasyonu başlangıç stratejisine katkıda bulunmaktadır (43).Kas aktivasyonun bu zamanı artan zıplama frekansı ile artma eğilimindedir. Kasların aktivasyon öncesi zamanları açısından kadın ve erkekler arasında belirgin bir fark yoktur. Yüklenme öncesi kas aktivasyonu arasındaki farkları kas aktivitesinin başlangıç zamanı ile açıklanamaz.

Bu bulgular kadınların quadricepslerini erkelere göre daha erken aktive ettiklerini bulan diğer yerle temas veya perturbasyonun refleksif nöromusküler aktivasyonunu inceleyen çalışmalarından farklılık göstermiştir.

Kas aktivasyonunda cinsiyet farklılıklarının özeti olarak, sonuçlar zıplama sırasında kadınların erkelerden daha farklı kas aktivasyon başlangıç stratejileri kullandığını göstermiştir. Erkekler kıyasla, kadınlar daha yüksek zıplama hızlarında daha fazla diz fleksör ve ekstensör kas aktivitesi kullanırken en yüksek zıplama hızında erkelere göre daha az GM ve TM çalışmıştır. Kas aktivasyonlarındaki farklılığın olası açıklaması, zıplama süresince diz eklemleri momentin, nöromusküler kontrol, güç, oluşan kuvvetin oranı ve aktivite kas sertliğinin cinsiyetler arasındaki farkını içermektedir. Ayrıca, kas aktivasyonundaki cinsiyetle arasında gözlenen farklar kadınların azalmış kas gücü, kuvvet üretim oranı ve aktif kas sertliğini; diz kaslarının aktivasyonu ile kompanse ettiği nöromusküler kontrol stratejiyi göstermektedir. Pre

aktivasyon zamanının kadın ve erkeklerde kas aktivasyon seviyelerindeki farklılıklar üzerinde etkisi olmadığını hatırlatmakta fayda vardır.

SONUÇ

Bu çalışmanın sonuçları kişilerin zıplama frekansı arttıkça bacak sertliklerini de arttırabilecek yetenekte olduklarını ileri sürmektir. Bu adaptasyon temel olarak bacak uzunluğuna bağlıdır.

Çalışmanın sonuçları kadınların hızlı zıplama koşullarına bacak sertliklerini adapte etmek için erkeklere göre farklı şekilde hareket ettiklerini göstermektedir. Maksimum efor gerektiren koşullar altında kadınların bacak sertliklerini erkekler kadar yüksek derecede aktive etmek için muskuloskeletal sistemlerinde sınırlayıcı faktöre sahip olmadıkları görülmüştür.

Sonuçlarımız, başlangıç hipotezimiz olan artmış zıplama frekansında kadınlar ve erkekler arasında bacak sertliği düzenlemesi arasındaki farklılığın ayakbileği sertliği düzenlmesindeki farklılığa bağlı olduğu görüşü ile uyuşmamaktadır.

İlginç bir şekilde sonuçlar, bacak sertliklerini düzenlemede kadınlar ve erkekler arasındaki en temel farkın, erkeklerin daha fazla plantar fleksiyon postüründe yere temas etmeyi seçmeleri ve birçok kasın aktivasyon öncesi zamanını gösteren yere temastan hemen önceki dönemde erkeklerin Gastrokinemius kasını Tibialis anterior kasına göre daha fazla aktive etmeleri olduğunu ileri sürmektedir.

KAYNAKLAR

1. Dugan SA. Sports-related knee injuries in female athletes: what gives? *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 2005;84(2),122-130.
2. Arendt EA and Dick R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *American Journal of Sports Medicine* 1995;23(6), 694-701.
3. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS. Jr, Colosimo AJ, McLean SG, Van den Bogert AJ, Paterno MV and Succop P. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes. A prospective study. *American Journal of Sports Medicine* 2005;33(4), 492-501.
4. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, Garrick JG, Hewett TE, Huston LJ, Ireland ML, Johnson RJ, Kibler WB. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg* 2000; 8: 141–50.
5. Wojtys EM, Huston LJ, Schock HJ, Boylan J.P, Ashton-Miller JA. Gender Differences in Muscular Protection of the Knee in Torsion in size matched athletes. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85:782-789.
6. Padua DA, Arnold BL, Perrin DH, Gansneder BM, Carcia CR, Granata KP. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *J Athl Train.* 2006;41(3):294-304.
7. Butler RJ, Crowell HP, McClay ID. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18(6): 511-7.
8. Granata KP, Wilson SE, Padua DA. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part I. Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics. *J Electromyogr Kinesiol* 2002;12(2): 119-26

9. Padua DA, Carcia CR, Arnold BL, Granata KP. Gender differences in leg stiffness and stiffness recruitment strategy during two-legged hopping. *J Mot Behav.* 2005;37(2):111-25.
10. Demirbüken İ, Yurdalan SU, Savelberg H, Meijer K . Gender specific strategies in demanding hopping condition. *J Sports Sci Med* 2009;8: 265-70
11. Granata KP, Padua DA, Wilson SE. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks.*J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(2):127-35.
12. Arampatzis A, Schade F, Walsh M, Brüggemann GP .Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *J Electromyogr Kinesiol.*2001;11(5):355-64
13. Malinzak, R.A., Colby, S.M., Kirkendal, D.T., Yu, B. and Garrett, W.E. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics* 2001;16(5), 438-445.
14. Sward P., Kostogiannis I., Roos H. Risk factors for a contralateral anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18:277–291
15. Heise GD, Bohne M, Bressel E. Muscle preactivation and leg stiffness in men and women during hopping. In: American Society of Biomechanics annual meeting, San Diego, CA, 2001
16. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Steadman JR. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics* 2003;18:662–669.
17. Medina JM, Valovich McLeod TC, Howell SK, Kingma JJ. Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18(4):591-7
18. Chesworth BM, Vandervoort AA. Age and passive ankle stiffness in healthy women. *Phys Ther.* 1989 ;69(3):217-24

19. Venesky K, Docherty CL, Dapena J, Schrader J. Prophylactic ankle braces and knee varus-valgus and internal-external rotation torque. *J Athl Train.* 2006 ; 41(3):239-44
20. Shimokochi, Y. and Shultz, S.J. Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *Journal of Athletic Training* 2008;43, 396-408.
21. Fleming BC, Renstrom PA, Ohlen G, et al. The gastrocnemius is an antagonist of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 2001;19: 1178–1184.
22. Kramer LC, Denegar CR, Buckley WE, Hertel J. Factors associated with anterior cruciate ligament injury: history in female athletes. *J Sports Med Phys Fitness.* 2007;47(4):446-54.
23. Farley CT, Morgenroth DC. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J Biomech.* 1999;32(3): 267-73.
24. Tillman MD, Hass CJ, Chow JW, Brunt D. Lower extremity coupling parameters during locomotion and landings. *J Appl Biomech.* 2005 Nov;21(4):359-70.
25. Yen JT, Chang YH. Control strategy for stabilizing force with goal-equivalent joint torques is frequency-dependent during human hopping. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2009;2009:2115-8.
26. Garrick JG, Requa RK. Anterior cruciate ligament injuries in men and women: how common are they? In: Griffin LY, 2nd ed. *Prevention of Noncontact ACL Injuries.* Rosemont, Ill: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2001:1-10.
27. Gottlob CA, Baker CL, Pellissier JM, Colvin L. Cost effectiveness of anterior cruciate ligament reconstruction in young athletes. *Clin Orthop Relat Res* 1999;367: 272-82.
28. Fauno P, Wulff Jakobsen B. Mechanism of ACL injuries in soccer. *Int J Sports Med* 2006;27: 75–79.
29. McNair P, Marshall R, Matheson J. Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. *N Z Med J* 1990;103: 537–39.
30. Feagin JA, Lambert KL. Mechanism of injury and pathology of anterior cruciate ligament injuries. *Orthop Clin North Am* 1985;16: 41-45.

31. Fornalski S, McGarry MH, Csintalan RP, Fithian DC, Lee TQ. Biomechanical and anatomical assessment after knee hyperextension injury. *Am J Sport Med* 2008;36: 80-84.
32. Hame SL, Oakes DA, Markolf KL Injury to the anterior cruciate ligament during alpine skiing: a biomechanical analysis of tibial torque and knee flexion angle. *Am J Sports Med* 2002; 30:537–540
33. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynnon BD, Demaio M, Dick RW, Engebretsen L, Garrett WE Jr, Hannafin JA, Hewett TE, Huston LJ, Ireland ML, Johnson RJ, Lephart S, Mandelbaum BR, Mann BJ, Marks PH, Marshall SW, Myklebust G, Noyes FR, Powers C, Shields C Jr, Shultz SJ, Silvers H, Slauterbeck J, Taylor DC, Teitz CC, Wojtys EM, Yu B. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *Am J Sports Med.* 2006;34(9):1512-32.
34. Garrett WE Jr. Anterior cruciate ligament injury: pathophysiology and current therapeutic principles. Paper presented at: 71st Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons; 10-14,2004; San Francisco, Calif.
35. Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Health Statistics. National Hospital Discharge Survey. Atlanta, Ga: Centers for Disease Control and Prevention; 1996.
36. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior Cruciate Ligament injuries in female athletes. Part 1, Mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med.* 2006;34(2): 299-311
37. Gottlob CA, Baker CL. Anterior cruciate ligament reconstruction: socioeconomic issues and cost effectiveness. *Am J Orthop* 2000;29: 472–76.
38. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. *Br J Sports Med* 2007;41 (Suppl 1): i47–i51.
39. Messina, D.F., Farney, W.C. and DeLee, J.C. The incidence of injury in Texas high school basketball. A prospective study among male and female athletes. *American Journal of Sports Medicine* 1999, 27(3), 294-299.

40. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball. *Am J Sports Med* 2004;32: 1002–12.
41. Yasuharu Nagano, Hirofumi Idab, Masami Akaic, Toru Fukubayashid. Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. 2007; 14(3) , 218-223.
42. Huston L.J. and Wojtys E.M. Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes, *American Journal of Sports Medicine* 1996;24 (4), 427–436
43. Shultz S.J. and Perrin D.H. Using surface electromyography to assess sex differences in neuromuscular response characteristics, *Journal of Athletic Training*. 1999; 34(2), 165–176
44. Hewett T.E., Stroupe, T.A. Nance and F.R. Noyes, Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques, *American Journal of Sports Medicine*. 1996; 24(6),765–773
45. Medina JM, Valovich McLeod TC, Howell SK, Kingma JJ. Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18(4):591-7.
46. Zinder SM, Granata KP, Shultz SJ, Gansneder BM. Ankle bracing and the neuromuscular factors influencing joint stiffness. *J Athl Train* 2009;44(4): 363-9.
47. Riemann BL, DeMont RG, Ryu K, Lephart SM. The effects of sex, joint angle and gastrocnemius muscle on passive ankle joint complex stiffness. *J Athl Train* 2001;36(4): 369-75.
48. Helliwell PS. Joint stiffness. In: Wright V, Radin EL, eds. *Mechanics of Joints: Physiology, Pathophysiology and Treatment*. New York, NY: Marcel Dekker; 1993:203–218.
49. Wright V. Stiffness: a review of its measurement and physiological importance. *Physiotherapy*. 1973;59:107–111.
50. Hall SJ. *Basics biomechanics*. Fourth Edition. Singapore, McGraw-Hill, 2004; 147-8.

51. Watkins J. Structure and function of the musculoskeletal system. Second Edition. USA, Human Kinetics, 1999; 127-130.
52. Blackburn JT, Padua DA, Riemann BL, Guskiewicz KM. The relationships between active extensibility, and passive and active stiffness of the knee flexors. *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14(6): 683-91.
53. Farley CT, Houdijk HHP, Strien CV, Louie M. Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffness. *J Appl Physiol* 1998;85: 1044-55
54. Blickhan R, Full RJ. Locomotion energetics of ghost crab. II. Mechanics of the center of mass during walking and running. *J Exp Biol* 1987;130: 155-174.
55. Cavagna GA, Heglund NC, Taylor CR. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am J Physiol.* 1977;233(5): R243-61.
56. Farley CT, Ko TC. Two basic mechanisms in lizard locomotion. *J Exp Biol* 1997;200: 2177-88
57. Full RJ, Tu MS. Mechanics of six-legged runners. *J Exp Biol* 1990;148: 129-46.
58. Farley C T, Glasheen J, McMahon TA. Running springs: speed and animal size. *J Exp Biol* 1993;185: 71-86.
59. Ropoport S, Mizrahi J, Kimmel E, Verbitsky O, Isakov E. Constant and variable stiffness and damping of the leg joints in human hopping. 2003;125: 507-14.
60. Blickhan R, Full RJ. Similarity in multilegged locomotion: bouncing like a monopode. *J. Comp Physiol* 1993;173: 509-17.
61. Lieber RL. *Skeletal Muscle Structure, Function & Plasticity. The physiological basis of rehabilitation.* Second Edition. USA, Lippincott Williams & Wilkins. 2002, 163-165
62. Farley C T, Gonzalez O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech* 1996;29: 181-86.

63. Ferris DP, Farley CT. Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping. *J Appl Physiol* 1997;82: 15-22.
64. Ferris DP, Louie M, Farley CT. Running in the real world: adjustments in leg stiffness for different locomotion surfaces. *Proc Roy Soc B* 1998;265: 989-94
65. He JP, Kram R, McMahon TA. Mechanics of running under simulated low gravity. *J. Appl. Physiol.* 1991;71: 863-70.
66. McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J. Biomech.* 1990;23 (1): 65-78.
67. Alexander RM. Elastic Mechanisms in Animal Movement of Effects Of Muscle Elasticity in Walking And Running. Cambridge. In: Winters & Woo (Eds.) "Multiple Muscle Systems". Springer, 1990, 591-607.
68. Ferris DP, Liang K, Farley CT. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *J Biomech* 1999;32(8): 787-94.
69. Salsich GB, Mueller MJ. Effect of plantar flexor muscle stiffness on selected gait characteristics. *Gait and Posture.* 2000;11:207-216
70. Kerdok, A.E., Biewener, A.A., Weyand, P.G., and Herr, H.M. Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffness. *J. Appl. Physiol.* 2002;92 (2): 469-478
71. Farley, C. T., R. Blickhan, J. Saito, and C. R. Taylor. Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *J Appl Physiol* 1991;71: 2127-2132
72. Morin JB, Dalleau G, Kyröläinen H, Jeannin T, Belli A. A Simple Method for Measuring Stiffness During Running. *J Appl Biomech* 2005;21(2): 167-80.
73. McMahon TA, Valiant G, Frederick EC. Groucho running. *J Appl Physiol* 1987;62: 2326-37

74. Williams DS, Davis IM, Scholz JP, Hamill J, Buchanan TS. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait Posture* 2004;19(3): 263-9
75. Nielsen J, Sinkjaer T, Toft E, Kagamihara Y. Segmental reflexes and ankle joint stiffness during co-contraction of antagonistic ankle muscles in man. *Exp Brain Res* 1994;102: 350-8
76. Sinkjaer T, Toft E, Andreassen S, Hornemann BC. Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. *J Neurophysiol* 1988;60: 1110-21.
77. Kuitunen S, Komi PV, Kyrolainen H. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34: 166-73
78. Moritz CT, Greene SM, Farley CT. Neuromuscular changes for hopping on a range of damped surfaces. *J Appl Physiol* 2004;96: 1996-2004
79. Sanders R H, Wilson BD. Modification of movement patterns to accommodate to a change in surface compliance in a drop jumping task. *Hum Mov Sci* 1992;11: 593-614
80. Moritz CT, Farley CT. Human hopping on very soft elastic surfaces: implications for muscle pre-stretch and elastic energy storage in locomotion. *J Exp Biol* 2004;208:939-49
81. Hortobagyi T, DeVita P. Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(2): 117-26.
82. Oatis, C.,. The use of mechanical model to describe the stiffness and damping characteristics of the knee in healthy adults. *Phys Ther* 1993;73: 740–9.
83. Ju, YY, Abt JP, Myers JB, Lephart SM. Gender difference, limb-dominance difference, and the effects of heat and cold on posterior muscle-joint-complex stiffness of the ankle. *J. Athl. Training* 2002;37: S27.

84. Hobara H, Kimura K, Omuro K, Gomi K, Muraoka T, Iso S, Kanosue K. Determinants of difference in leg stiffness between endurance- and power-trained athletes. *J Biomech.* 2008;41(3): 506-14.
85. Yen JT, Chang YH. Rate-dependent control strategies stabilize limb forces during human locomotion. *J R Soc Interface.* 2010;6;7(46): 801-10
86. Auyang AG, Yen JT, Chang YH. Neuromechanical stabilization of leg length and orientation through interjoint compensation during human hopping. *Exp Brain Res.* 2009;192(2):253-64
87. Hobara H, Kanosue K, Suzuki S. Changes in muscle activity with increase in leg stiffness during hopping. *Neurosci Lett.* 2007;11;418(1): 55-9.
88. Hobara H, Muraoka T, Omuro K, Gomi K, Sakamoto M, Inoue K, Kanosue K. Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping. *J Biomech.* 2009 7;42(11): 1768-71.
89. Farley CT, Ferris DP. Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exerc Sport Sci Rev* 1998;26: 253-85.
90. DeMont RG, Lephart SM. Effect of sex on preactivation of the gastrocnemius and hamstring muscles. *Br J Sports Med.* 2004;38(2):120-4.
91. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL () Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res* 1995;13: 930–35.

UNIVERSITEIT MAASTRICHT

Faculty of Health Medicine and Life Sciences

Movement Sciences Group

Informed Consent Form for Healthy Individuals

Title of Study: Hopping stiffness in healthy individuals

Principal Investigator: Ilksan Demirbuken, Msc, Physical Therapy
Kenneth Meijer, PhD, Movement Science
Hans Savelberg, PhD, Movement Science

Introduction:

We want to see the knee joint loading and the leg stiffness of individuals during the hopping activity. We expect to explain the differences in the adaptation strategy of leg stiffness between men and women by hopping test. Later, we will include the individuals with history of ACL injury to better explain the adaptation of leg stiffness.

Background information:

Stiffness is considered as a regulated property of neuromuscular system and it is thought to be an important factor for risk of injury, performance and functional ability. The adaptation property of the leg stiffness during different functional task of locomotion has been investigated and indicated by numerous studies. A few researches focused on the differences of stiffness value between men and women. Our previous study revealed that since they have the same value of the leg stiffness (normalized to body mass) women use different adaptation strategy to increase their leg stiffness value to adapt highest hopping frequency condition. However, less information is available about the underlying mechanism of gender effect on differences of lower extremity stiffness and its adaptation strategy for men and women to different conditions of locomotion. Furthermore, recent researches have revealed that women demonstrated an increased risk of ACL injury relative to equivalently trained males. This gender bias has been associated with leg stiffness but has not been explained yet.

Purpose of this research study:

The purpose of the study is to identify the difference in adaptation mechanisms of stiffness to different conditions of locomotion during functional tasks between healthy and ACL injured men and women.

In this study, the healthy individuals aged 20 to 50 years of age, reporting no recent knee abnormalities, no recent musculoskeletal injury, no neurological disorders and balance problems will be involved for hopping test.

We will use the Vicon Motion System, EMG for the biceps femoris, vastus medialis, gastrocnemius medialis and tibialis anterior and an accelerometer.

Three different hopping conditions will be chosen to develop an experimental design. Firstly you will be asked to hop at your preferred frequency (the comfortable frequency), secondly the metronome will be set at 3.0 Hz and lastly you will be asked to hop as fast as possible. The last hopping frequency will be defined as the highest hopping frequency.

You will be asked to hop on a force platform without shoes and with your hands flexed near your body and three trials for each condition. Briefly protocol will include following instructions and will have 1 minutes rest between trials. You can practice the asked hopping condition till you feel your hopping comfortable.

Instructions:

1. Leave the ground between hops and keep it as a continuous motion;
2. Stop hopping when you get the stop sign

Possible risks or benefits

If you meet with the inclusion criteria, there is no reported risks for hopping test. There is no direct financial or other benefit for investigator for performing this study.

Right of refusal to participate and withdrawal

You are free to choose to participate in the study. You may refuse to participate without any loss of benefit which you are otherwise entitled to.

Confidentiality

The information provided by you will remain confidential. Nobody except principal investigator will have an access to it. Your name and identity will also not be disclosed at any time. However the data may be seen by Ethical review committee and may be published in journal and elsewhere without giving your name or disclosing your identity

Available Sources of Information

If you have any further questions you may contact Ilksan DEMIRBUKEN or Kenneth MEIJER department of Human Movement Science, Maastricht University on following phone number 0655981500

AUTHORIZATION

I have read and understand this consent form, and I volunteer to participate in this research study. I understand that I will receive a copy of this form. I voluntarily choose to participate, but I understand that my consent does not take away any legal rights in the case of negligence or other legal fault of anyone who is involved in this study.

Participant's Name :

Signature:

Date:

Principal Investigator's Signature:

Date:

Signature of Person Obtaining Consent:

Date: