



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**GERİATRİK BİREYLERDE FARKLI YOĞUNLUKTA  
TABANLIKLARIN AYAK YÜK DAĞILIMI VE STATİK DENGE  
ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

OSMAN SÖYLER

ORTEZ PROTEZ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. B. UFUK ŞAKUL

İSTANBUL – 2020

## TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi  
Programın Seviyesi : Yüksek Lisans (X) Doktora ( )  
Anabilim Dalı : Ortez Protez  
Tez Sahibi : Osman SÖYLER  
Tez Başlığı : Geriatrik Bireylerde Farklı Yoğunlukta Tabanlıkların Ayak  
Yük Dağılımı ve Statik Denge Üzerine Etkilerinin  
İncelenmesi  
Sınav Yeri : İstanbul Medipol Üniversitesi Güney Kampüsü  
Sınav Tarihi : 11.03.2020

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

### Danışman

Prof.Dr. Bayram Ufuk ŞAKUL

### Kurumu

İstanbul Medipol Üniversitesi

### İmza



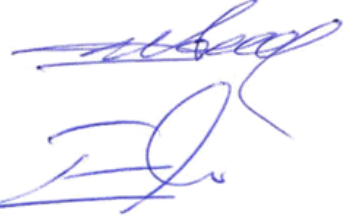
### Sınav Jüri Üyeleri

Prof.Dr. Zeliha Candan ALGUN

İstanbul Medipol Üniversitesi

Prof.Dr. Nazif Ekin Akalan


İstanbul Kültür Üniversitesi



Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Yüksek Lisans tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun 12./03./2020 tarih ve 2020./10... - 04 sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof.Dr. Neslin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdür V.



## BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kuralları çerçevesinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

OSMAN SÖYLER,



## TEŞEKKÜR

Protez-Ortez eğitimime başladığım ilk günden beri engin bilgileri, duruşu, tecrübe ve disiplini ile her zaman desteğini, şefkatini, sevgisini eksik etmeyen ve bu çalışmanın ortaya çıkmasında emeği geçen tez danışmanım değerli hocam Prof. Dr B. Ufuk Şakul'a,

Türkiye'de ilk Protez-Ortez lisans ve lisansüstü programlarının kurulmasını sağlayan, Protez Ortez camiasının örnek aldığı, tanımaktan mutlu olduğum, bana yüksek lisans yapma fırsatı veren ve daima destek olan, cesaretlendiren çok değerli hocam Prof. Dr. Z. Candan ALGUN' a,

Tez verilerinin değerlendirilmesinde ve engin bilgileriyle katkıları bulunan sevgili ve değerli hocam Prof. Dr. Yavuz Yakut'a

Eğitim hayatım boyunca bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, yüksek lisans yapmamda beni destekleyen çok değerli Protez Ortez alanının hocalarına çok teşekkür ederim.

Bu çalışmayı yapmamda büyük emekleri geçen Bilim Ortez-Protez yetkililerine, çalışanlarına ve özellikle Orthotist-Prosthetist Emir Batuhan Kahya'a, Protez-Ortez Teknikeri Canan Koç'a desteklerinden dolayı teşekkür ediyorum.

Gerek meslek hayatımda gerekse eğitim hayatımda bana manevi desteğini hiçbir zaman esirgemeyen bana güç veren sevgili eşim Protez-Ortez Teknikeri Birsen Deniz Söyler'e, okula gidip gelirken, ders çalışırken ihmal ettiğim hayat kaynaklarım Berfin Söyler, İbrahim Baran Söyler, İsmail Bulut Söyler'e kucak dolusu sevgilerimi iletiyorum.

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU.....	i
BEYAN.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	vii
RESİMLER LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
1. ÖZET.....	1
2. ABSTRACT.....	2
3.GİRİŞ VE AMAÇ.....	3
4.GENEL BİLGİLER.....	5
4.1.Ayak Bileği ve kemiklerin genel yapısı.....	5
4.2.Geriatrik bireylerde ayak problemleri.....	9
4.3.Geriatrik bireylerde ayakta biyomekanik değişimler.....	10
4.4.Yaşlılarda ayak deformitelerinin yürümeye etkisi.....	14
4.5.Yaşlılarda ayak deformitelerinin dengeye etkisi.....	15
4.6.Tabanlık üretim yöntemleri ve kullanılan materyaller.....	16
5.MATERYAL VE METOT.....	19
5.1.Bireyler.....	19
5.2.Yöntem.....	21
5.2.1.Plantar basınç analizi.....	21
5.2.2. Tabanlık üretimi.....	25
5.3. İstatistik.....	35
6.BULGULAR.....	35

7.TARTIŞMA.....	43
8.SONUÇLAR.....	51
9.KAYNAKLAR.....	52
10.EKLER.....	60
11.ETİK KURULU ONAYI.....	62
12.ÖZGEÇMİŞ.....	65



## KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

CAD-CAM	Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing
CNC	Computerized Numerical Control
EVA	Etil vinil asetat
MLA	Medial longitudinal ark
MTF	Metatarsofalangeal
TA	Transvers ark
UV	Ultraviole

## TABLULAR LİSTESİ

Tablo 6.1.1.....	35
Tablo 6.1.2 .....	36
Tablo 6.1.3 .....	36
Tablo 6.1.4.....	37
Tablo 6.1.5.....	37
Tablo 6.1.6.....	38
Tablo 6.1.7.....	39
Tablo 6.1.8.....	39
Tablo 6.1.9.....	40
Tablo 6.1.10.....	41
Tablo 6.2.11.....	42
Tablo 6.2.12.....	43



## RESİMLER LİSTESİ

Resim 5.2.1.1.....	22
Resim 5.2.1.2.....	23
Resim 5.2.1.3.....	24
Resim 5.2.2.1.....	25
Resim 5.2.2.2.....	26
Resim 5.2.1.2.....	23
Resim 5.2.1.3.....	23
Resim 5.2.2.4.....	27
Resim 5.2.2.5.....	28
Resim 5.2.2.6.....	29
Resim 5.2.2.7.....	30
Resim 5.2.2.8.....	30
Resim 5.2.2.9.....	31
Resim 5.2.2.10.....	31
Resim 5.2.2.11.....	31
Resim 5.2.2.12.....	32
Resim 5.2.2.13.....	32
Resim 5.2.3.1.....	33
Resim 5.2.3.2.....	34
Resim 5.2.3.3.....	34

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4.1.....	5
Şekil 4.1.1.1.....	6
Şekil 5.2.1.....	21



## 1. ÖZET

### GERİATRİK BİREYLERDE FARKLI YOĞUNLUKTA TABANLIKLARIN AYAK YÜK DAĞILIMI VE STATİK DENGE ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Bu çalışma, geriatric bireylerde farklı yoğunlukta tabanlıkların ayak yük dağılımı ve statik denge üzerine etkilerini araştırmak için tasarlandı. Çalışmaya 65 yaş üstü 30 sağlıklı birey dahil edildi. Bireylere EVA (Etil Vinil Asetat) ile yapılmış sertlikleri 25 shore, 35 shore, ve 45 shore olan tabanlıklar verildi. Tabanlıklar, Diasu Yürüme Analizi Cihazı (Diasu, Sani Corporate via Giacomo Peroni 400 00131, Rome IT) ile taraması yapılarak bireylere en uygun şekilde Milletrix Yürüme Analiz yazılım programı ile bilgisayar ortamında işlendikten sonra CNC (Computerized Numerical Control) cihazından üretildi. Değerlendirme parametrelerinde Milletrix Yürüme Analiz Yazılımı kullanıldı. Bireyler kişiye özel olarak hazırlanan tabanlıklar ile stabilometrik değerlendirmede gözler açık ve kapalı olarak değerlendirildi. Aynı cihazda statik değerlendirmede ise bireyler, gözler açık ve kapalı duruş pozisyonunda değerlendirildi. İstatistiksel analiz IBM SPSS Statistics 21.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, ABD) ile yapıldı. Kolmogorov-Smirnov Testi ile verilerin normal dağılım göstermediği görüldü. Kişilerin kullanımına bağlı değişimini ve farkın hangi uygulamadan kaynaklandığını belirlemek için yapılan tekrarlı ölçümlerde ANOVA, Friedman ve Wilcoxon testi kullanıldı. Nitel veriler sayı ve yüzde (n, %) ile, nicel veriler median, min ve max değerleri, %25 ve %75 percentil ile ifade edildi. Sağ-sol taraf farkı ile gözler açık ve kapalı ölçümlerin karşılaştırılmasında Wilcoxon testi kullanıldı. p değeri 0,05 olarak alındı. Tabanlıksız ve farklı yoğunlukta tabanlıkların ayak yük dağılımı ve statik denge sonuçları açısından farklı olmadığı ( $p>0.05$ ), sağ ve sol taraf ölçüm sonuçlarında sağ taraf lehine ( $p<0.05$ ), gözler açık ve kapalı ölçümlerde gözler açık lehine ( $p<0.05$ ) yük dağılımı ve statik dengenin etkilendiği belirlenmiştir. Sonuç olarak, normal yük dağılımı, statik dengenin sağlanması ve sürdürülmesinde, farklı yoğunlukta tabanlıktan ziyade gözler açık pozisyonun görsel girdi sağlaması nedeniyle daha etkili olduğu gösterildi.

**Anahtar Kelimeler:** Ayak Yük Dağılımı, Geriatric, Statik Denge, Tabanlık, Sertlik

## **2. ABSTRACT**

### **INVESTIGATE THE EFFECTS OF DIFFERENT DENSITY INSOLES ON FOOT LOAD DISTRIBUTION AND STATIC BALANCE IN GERIATRIC INDIVIDUALS**

This thesis was designed to investigate the effects of different density insoles on foot load distribution and static balance in geriatric individuals. 30 healthy individuals over 65 years old were included in the study. Individuals were given insoles made of EVA (Ethyl Vinyl Acetate) with 25 shore, 35 shore, and 45 shore bases. Insoles were produced from CNC (Computerized Numerical Control) device after being scanned with Diasu Walking Analysis Device (Diasu, Sani Corporate via Giacomo Peroni 400 00131, Rome IT) and processed in computer environment with Milletrix Gait Analysis software program in the most appropriate way. Milletrix Gait Analysis Software was used in the evaluation parameters. The eyes were evaluated open and closed in the stabilometric evaluation with the insoles prepared specifically for the individual. In the static evaluation of the same device, individuals were evaluated with their eyes open and closed. Statistical analysis was performed with IBM SPSS Statistics 21.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA). With the Kolmogorov-Smirnov Test, the data were not normally distributed. ANOVA, Friedman and Wilcoxon test was used in repeated measurements to determine the change in the use of the individuals and from which application the difference originated. Qualitative data were expressed as numbers and percentages (n,%), quantitative data were expressed as median, min and max values, 25% and 75% percentil. Wilcoxon test was used to compare right-left side difference with open and closed eyes. p value was taken as 0.05. Insoles without foot and different density are not different in terms of foot load distribution and static balance results ( $p > 0.05$ ), right and left side measurement results in favor of right side ( $p < 0.05$ ), eyes open and closed measurements in favor of eyes open ( $p < 0.05$ ) distribution and static balance were determined to be affected. As a result, it has been shown to be more effective in maintaining and maintaining the normal load distribution, static equilibrium, as the eyes open position provides visual input rather than insoles with different density.

**Key Words:** Foot Load Distribution, Geriatric, Insoles, Static Balance, Shore

### 3.GİRİŞ VE AMAÇ

Yaşa bağılı olarak ortaya çıkan fiziksel, fonksiyonel ve ruhsal değişimler pek çok sistemi etkilemekte ve yaşılinın yaşam kalitesini farklı şekillerde etkileyebilmektedir. Yaşa bağılı ortaya çıkan değişimlerde, bilincin iyi olması ve fiziksel aktiviteyi ve fonksiyonelliği sürdürüebilme yeteneği en önemli iki faktördür. Fiziksel aktivite ve fonksiyonellik ile yakından ilişkili olduğu bilinen ve yaşa bağılı ortaya çıkan ayak sorunları özel önem taşımaktadır. Ayak sorunlarından kaynaklanan inaktivite, yaşılların yaşam kalitelerini olumsuz yönde etkilemektedir (1,2). Ayak sorunlarının sağlık ve yaşam kalitesi üzerine etkileri olmakla birlikte, fonksiyonelliği ve aktivite düzeyini de birincil olarak olumsuz etkilemektedir. Ayak sorunları, yaşıllarda önemli bir sorun oluşturan düşmenin risk faktörleri arasında düşünölmelidir. Düşmeler, yaşıllarda yaralanmalarla ilişkili ölümler üzerinde etkili bir faktör olarak sayılmakta ve düşmeler sonucunda aktivitenin kısıtlanması, kas-iskelet sistemi yaralanmaları, kırıklar gibi çeşitli sorunlar ortaya çıkmakta, uzun süreli hastane yatışları ve immobilizasyona gereksinimine yol açmaktadır (3,4). Yaşılı kişilerde ayak sorunlarının sıklığının genel popölyasyona oranla iki katı olduğu bildirilmektedir (5). Gelişmiş ölkelerde artan yaşılı popölyasyonu göz önünde bulundurularak, yaşıllarda ayak sağlığı üzerine yoğunlaşılmakta, yaşılı kişiler ayak sağlıklarını ile ilgili olarak bilinçlendirilmekte, ayak sağlığı konusundaki tedavi ve bakım olanakları da artırılmaya çalışılmaktadır (2,5,6). Ölkemizde ise bu konudaki çalışmaları çok az olmakla birlikte, yaralanma, kaza veya ayak yapısını etkileyecek problemler ortaya çıktığında ve problemlere sekonder hastalık veya düşme oluştuğunda tedaviye yönelik uygulamalar ile dikkat çekmektedir. Düşme ile ilişkili yaralanmalar yüksek mortalite ve morbidite oranına sahip olmakla beraber yaşam kalitesinin belirgin şekilde azalmasına ve hastane giderlerinin artmasına neden olmaktadır.

Ayak sağlığı konusunda yapılan çalışmaları, plantar taktil duyu dengenin kontrolünde, yerden gelen devamlı bilginin merkezi sinir sistemine iletiminde ve ayağı pozisyonunun ayarlanmasında önemli bir rol oynadığını göstermektedir. Plantar taktil duyunun azalması dengenin azalmasına ve düşme riskinin artmasına neden olur. Bazı araştırmacılara göre plantar kutanöz reseptörler tarafından alınan somatosensör verileri tabanlık müdahaleleri ile değiştirilebilir. Diğer taraftan bu

uygulamalar, mekanik destek sağlayarak postural kontrolü artırmakta ve düşmeleri azaltmaktadır. Farklı tabanlıkların düşmeler üzerindeki etkilerini karşılaştırmak için, yapılan çalışmaların sonuçlarına göre, en iyi denge performansı kişiye özel tabanlıklarla sağlanmıştır (7). Ayrıca farklı özellikteki tabanlıkların postural stabiliteyi kontrol etmede daha başarılı oldukları bulunmuştur (8).

Tabanlıklar, yaşlı popülasyonda düşme riskini azaltmak için uygulanması kolay, maliyet etkin, klinik bir müdahale olabilir. Bu nedenle etkinliklerine yönelik kanıt değeri çalışmalara gereksinim vardır.

Bu çalışma, geriatric bireylerde farklı yoğunlukta tabanlıkların ayak yük dağılımı ve statik denge üzerine etkilerinin incelenmesi amacıyla planlanmıştır.

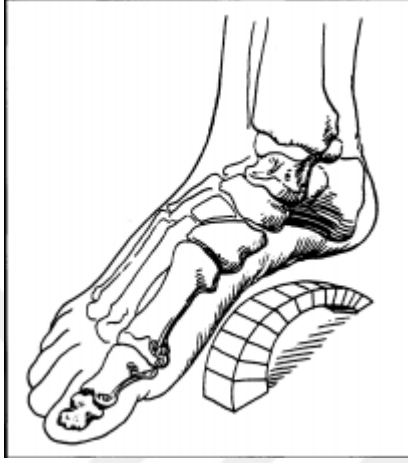
H0: Farklı yoğunlukta üretilen tabanlıkları kullanan Geriatric bireylerde ayak yük dağılımı ve statik denge değerleri etkilenmez.

H1: Farklı yoğunlukta üretilen tabanlıkları kullanan Geriatric bireylerde ayak yük dağılımı ve statik denge değerleri etkilenir.

## 4.GENEL BİLGİLER

### 4.1. Ayak Bileği ve Ayağın Kemik Yapısı

Ayak bileği distal tibia ve fibula, 7 tarsal, 5 metatarsal ve 14 falangeal kemikten oluşmaktadır. Tarsal kemikler ayak ile alt ekstremité arasındaki bağlantıyı sağlayan, mobil özellikte olup vücut ağırlığını taşımaktadır (9).



Şekil 4.1 Ayağın longitudinal arkusu, New York, NY, Appleton-Century- Crofts, 1976.)

#### 4.1.1 Ayağın Arkları

Ayağın ark yapısı ile alt ekstremitenin biyomekaniği arasında fonksiyonel bir ilişki vardır. Bu ilişki, ağırlık taşıma sırasında ortaya çıkan kuvvetlerin çoğunun uzun kemiklere ulaşmadan dağıtılablmesini sağlar (10).

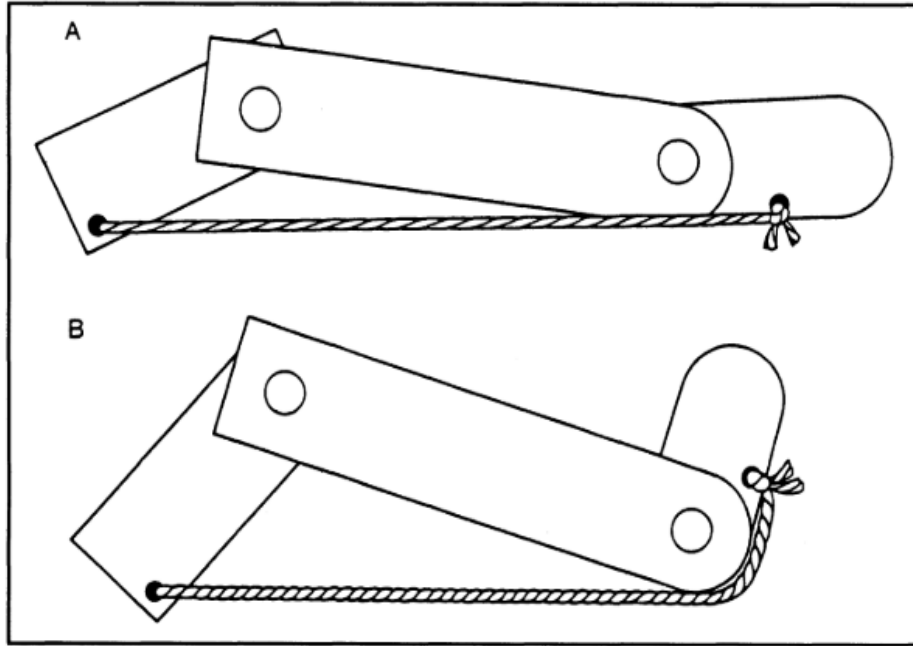
Tarsal ve metatarsal kemikler tarafından oluşturulan ayağın kemik yapısının karmaşık hizalanması ve karşılık gelen bağlar, bir transvers ve iki longitudinal arkın birbirine bağlanmasıyla oluşur. Bu destek kemerleri, yürüyüş sırasında hız ve çevikliği artırarak vücut ağırlığını absorbe etmek, dağıtmak ve hareket kabiliyetini arttırmak için tasarlanmıştır. Plantar arklar, yürüyüş döngüsünün aşamalarında ayağın farklı gereksinimlerini karşılayarak hem stabilite hem de esneklik sağlar. Arklar uygun hareket kabiliyeti için sert bir kol olarak hareket etmelidir, ancak farklı yüzeylere uyum için esnek olmalıdır (10).

Bu arkları oluşturan kemikler, plantar fasya, uzun ve kısa plantar ligamentleri ve plantar kalkaneonaviküler (spring) ligamanın etkisi ile pasif olarak birbirine kenetlenir (9).

#### 4.1.1.1 Çıkrık (Windlass) Mekanizması

Orta duruştan itme fazına geçerken ve parmak kalkışına kadar tibianın dış rotasyonu subtalar eklem vasıtasıyla ayağı supinasyona getirir.

Subtalar eklemden meydana gelen supinasyon midtarsal eklem kompleksinin hareket eksenlerinin paralellliğini bozarak kilitlenir; itme fazında vücut ağırlığını ileri taşımak için gereken rijit kuvvet kolu oluşturur (10).



Şekil 4.1.1.1 Biomechanics of the Skeletal System, Philadelphia, PA, Lea & Febiger, 1980.)



## 4.1.2 Ayak Eklemleri

### 4.1.2.1 Subtalar Eklem

Talusun inferioru ile kalkaneusun superioru arasındaki eklemdir. Hareket eksenini kalkaneusun eksenine paralel ve horizontal düzlemlerle  $43^{\circ}$ - $45^{\circ}$ 'lik bir açılış yapar. Ayağın uzun eksenine göre  $23^{\circ}$ - $25^{\circ}$  medial pozisyonda yerleşmiştir. Hareket eksenini ayağın uzun eksenine yakın olduğunda, bu eklemden inversiyon-eversiyon meydana gelir. Eksen tibia uzun eksenine yaklaştığında subtalar eklemden abduksiyon– adduksiyon hareketi görülür (9).

### 4.1.2.2 Midtarsal Eklem

Talonaviküler ve Kalkaneoküboid eklem kompleksinin adlandırılmış halidir.

**Talonavikular Eklem:** Talonavicular lig. ve plantar kalkaneonavikular (spring) lig. ile çevrelenmiştir. Supinasyon ve pronasyon hareketini ortaya çıkarır.

**Kalkaneoküboid Eklem:** Sinovyal eklem kapsülü ve ligamentle desteklenmiş eyer tipi bir eklemdir. Talonaviküler eklem ve kalkaneoküboid eklemler bir ünite olarak hareket eder. Subtalar ekleminden inversiyon-eversiyon hareketini artırırken, oblik eksenindeki hareketleri ise ayak bileğinin dorsi-plantar fleksiyon hareketlerine katkıda bulunur.

Görevi; yürüyüş sırasında arka ayağın yerle teması kesildiğinde ön ayağın yerle temasını korumaktır.

Subtalar eklemden pronasyon olduğunda, midtarsal ekleminden iki eksenini paralel hale gelir, orta ayak fleksible hale gelir. Subtalar eklemden supinasyon olduğunda, midtarsal ekleminden eksenlerinin paralelligi bozulur, midtarsal hareketlilik kısıtlanır, ayak rijit bir hal alır (9).

#### **4.1.2.3 Distal İntertarsal Eklemler**

Navikulokuneiform eklemlerle birlikte lateral kuneiform ve kuboid kemikler arasındadır. Hareketler oldukça limitlidir ve sadece birkaç derece ile ayağın pronasyon-supinasyon hareketine katkıda bulunur (9).

#### **4.1.2.4 Tarsometatarsal Eklem**

Tarsometatarsal eklem, Lisfrank eklemi olarak da adlandırılır. Medial kuneiform kemikle 1. metatarsal kemik, 2. ve 3. metatarsal kemikler ile orta ve lateral kuneiform kemikler, Kuboid kemik ile 4. ve 5. metatarsal kemikler arasında oluşur (9).

#### **4.1.2.5 Metatarsofalangeal Eklemler**

İki hareket eksenine sahiptir. Sinovyal kapsül, kollateral ligamentler ve fibröz plantar yastık ile kaplanmıştır. Birinci metatars başının altında plantar yastığa bağlı iki sesamoid kemik bulunmaktadır. Sesamoid kemikler metatars başını korurken aynı zamanda Metatarsofalangeal (MTF) eklemlerde yürümenin itme fazında gerekli olan başparmak dorsifleksiyon hareketinin genişliğini artırmaktadır (9).

## 4.2 Geriatrik Bireylerde Ayak Problemleri

Yaşlanma ile birlikte ayağın biyomekanik yapısı ve işlevselliğinde değişiklikler meydana gelmektedir. Yaşlanma süreci önemli bir endişeye yol açmaktadır (11,12).

Ayak problemleri depresyon, diyabet, yüksek tansiyon, enflamatuar artrit, obezite, osteoporoz, stres gibi çoklu sistemik hastalıkların ve komplikasyonların gelişmesinde risk faktörüdür (13,14). Ayrıca epidemiyolojik araştırmaların yaygınlığı, yaşla birlikte ayak problemlerinin insidansının artması yaşam beklentisinin artmasının bir sonucu olarak daha yüksektir (15,16).

Ayak problemlerinin tanımı aynı zamanda kişinin temel hijyenini koruyamaması ve doğru ayakkabı kullanmamasından da kaynaklanmaktadır (15,16). Yapılan çalışmalar sonucunda ayak problemlerinin geriatrik bireylerin %71 ile 87'sini etkilediğini ve buna neden olan sebebin ayak bakımının olduğu düşünülmektedir (17,18). Geriatrik bireylerde yaşanan bu değişiklikler genç bireylere göre daha büyük bir etkiye sahiptir. Yaşam kalitesi düşüklüğü, denge bozukluğu, düşme riski gibi faktörler ön plana çıkmaktadır (19,20).

### 4.3 Geriatrik Bireylerde Ayakta Ortaya Çıkan Biyomekanik Değişimler

Yaşlanma ile birlikte sinoviyal eklem sıvısında azalma meydana gelmektedir. Bu azalma kartilajdaki sertliğin artmasına neden olur (21). Bu değişiklikler yaşlılarda gözlenen alt ekstremite eklemlerindeki hareket açıklığında görülen azalmaya katkıda bulunmaktadır. Birçok çalışma yaşlılarda ayak bileğinde dorsifleksiyon-plantar fleksiyon ve subtalar eklemlerde inversiyon ve eversiyon hareket açıklığının %12-30 daha düşük olduğunu göstermiştir (22,23). Farklı yükseklikteki zeminlerde uyumda ayağın oynadığı önemli rol nedeniyle ayak ve ayak bileği eklemlerindeki azalan hareket açıklığı yaşlı bireylerde denge bozukluğu ve fonksiyonel kapasite ile doğrudan ilişkilidir (24,25).

Yapılan bir çalışmada ayak bileği dorsifleksiyon hareket açıklığının düşmeler için bir risk faktörü olduğunu göstermiştir. Orta ve arka ayakta azalmış hareket açıklığı yürürken ayağın hareketlerini etkilemektedir. Bu da plantar yüklerin zayıflamasına neden olur. Yapılan biyomekanik çalışmada yürürken ayak bileği arka ve orta ayaktaki segmentler arası hareket açıklığına karşılık gelen plantar bölgedeki tepe basıncı ile ters orantılı olduğunu göstermiştir (26).

Ayağın medial longitudinal arkının düşmesi yaşın artması ile birlikte karakterizedir. Medial longitudinal ark şok absorpsiyonu ve yürümenin itme fazında yeterli gücün ortaya çıkmasında önemli rol oynar. Yaşlanma ile birlikte plantar basınçta gözlemlenen orta ayağın daha fazla medial teması olduğu gibi arkın kademeli olarak daha çok düşme eğiliminde olduğu gözlemlenir (27). Arkın bu belirgin düşme nedenleri tam olarak anlaşılamamıştır. Bununla birlikte tibialis posterior tendonun kademeli olarak zayıflaması, uzaması ve rüptürünü içeren dejeneratif bu süreçte yaşlı bireylerde pes planusun en yaygın nedeni olduğu görülmektedir (28).

Arkın yaşa bağlı olarak düşmesinin fizyolojik sürecin devamında erken bir aşamada olması muhtemeldir. Yaşlanma ile ilişkili olarak medial longitudinal arkın düşmesi ayağa yürüyüş sırasında etkileri vardır.

Plantar basınç ölçümleri kullanılarak dinamik ayak fonksiyonu çalışmaları yaşlı bireylerde basınç merkezinin daha fazla mediale doğru yer değiştirdiğini göstermiştir. Bu da daha pronasyonda bir duruşunun göstergesidir (29,30).

### 4.3.1 Ayak Deformiteleri

Ayak deformitesi, gençlikten yetişkinliğe ve yaşlılığa kadar yıllar boyunca taşınır, ancak bu bozukluklar en şiddetli olma eğilimini yaşlılık döneminde göstermektedir.

Deride, bağlarda ve fasyadaki lifli dokunun elastikiyet kaybı sonucu; ayağın tabanındaki yağ dokusunun atrofisi, kas potansiyelinin azaltılması ve osteoporoz bu değişikliklerden bazılarıdır.

Ayak deformiteleri, tüm bireyler için % 2 ila % 20 arasında bildirilen insidanslarla ayak ve ayak bileğini içeren en yaygın bozukluklar arasındadır.

Bu deformiteler sinsi olarak gelişir ve ilerleyen yaşla daha sık görülür (33).

Çekiç parmak deformitesi, metatarsofalangeal eklemin dorsifleksiyonda ve distal interfalangeal eklemin nötr veya hiperekstansiyonda olduğu proksimal interfalangeal ekleminde fleksiyon ile karakterize edilen bir veya daha fazla ayak parmağının deformitesidir. Çekiç parmak deformitesi en çok yaşlı kadınlarda görülmektedir (34).

Çekiç parmak deformiteleri, yeterince şiddetli olduğunda, ayakkabı basıncından kaynaklanan ağrı nedeniyle devre dışı bırakılabilir. Bu basınç, ilgili interfalangeal eklemin dorsal yüzeyinde ağırlı bir lezyonun oluşmasına yol açar.

Ek olarak, deformite metatarsofalangeal eklemin subluksasyonunu veya çıkmasını sağlayacak kadar şiddetli olduğunda, sonuçta karşılık gelen metatarsal başın altındaki cilt üzerinde basınç noktası oluşur. Bu, ağırlı bir nasır veya plantar yüzeyde lezyonun gelişimine yol açar. Ülserasyonlar ve enfeksiyonlar sürekli olarak bu lokalize alanlardan herhangi birine baskı uygular (35).

Çekiç parmak deformitelerinin diğer nedenleri travma, romatolojik hastalık ve nöromüsküler problemlerdir. Akut travma, kollateral ligamentlerin bozulmasından veya rüptüründen bir çekiç parmağı deformitesi oluşabilir (36).

Halluks rigidus, baş parmağın metatarsofalangeal eklemine içeren ağrılı bir durumdur. Bu eklemdaki hareket sınırlaması, özellikle dorsifleksiyon yönünde meydana gelmektedir. Bu hareket sınırlaması, eklem dorsal yönü boyunca kemiğin reaktif çoğalmasından kaynaklanır ve birinci metatarsofalangeal eklem ağrılı, dejeneratif artrozu ile ilişkilidir. Halluks rigidus, tipik olarak ayak ve ayak bileğinin diğer eklemlerinde artritik dejenerasyona eşlik etmeyen lokal artritik bir süreçtir. Gut veya romatoid artrit gibi inflamatuvar durumlar, benzer ağrı semptomlarına ve metatarsofalangeal eklemda hareket kısıtlamasına yol açabilir. Halluks rigidus tipik olarak erişkinlerde sistemik artritik bir durum olmaksızın izole bir artrit olarak kendini gösterir. Bu, dejeneratif sürece birinci metatarsofalangeal eklemdaki bazı lokal patolojik değişikliklerden kaynaklandığını düşündürmektedir. Bilinen bir travmatik olaydan sonra ikincil eklem dejenerasyonu ortaya çıkabilir (37).

Diğer teoriler, halluks rigidusun pronasyon pozisyonunda olan ayaktaki birinci metatarsofalangeal eklem üzerindeki fazla gerilmeden veya dorsifleksiyonun kısıtlanmasına neden olan yüksek bir başparmaktan kaynaklandığını düşündürmektedir (38,39). Durum ilerleyici olma eğilimindedir ve yaşlılarda semptomatik hale gelir. Halluks valgus yetişkinlerde ön ayağın en yaygın problemlerindendir.

Halluks valgus deformitesi ilerleyicidir ve birkaç aşamadan oluşur. Ayak başparmağının lateral deviasyonu, 1. metatarsın mediale deviasyonu ile karakterizedir. Daha sonra ki aşamada halluks valgus birinci metatarsofalangeal (MTF) eklem subluksasyonu ile devam eder (40).

Halluks valgus deformitesinin nedeni yıllardır tartışılmaktadır. Halluks valgus deformitesinin oluşmasının birçok nedeni vardır: Genetik yatkınlık, yanlış ayakkabı seçimi, pes planus, hipermobilitate, aşil tendonunun kontraktürü, inme gibi nöromüsküler bozukluklar ve diğer ayak deformiteleri nedenleri arasında sayılmaktadır (40).

Halluks valgusu hazırlayıcı birçok faktör vardır. Bu faktörler intrinsik ve ekstrinsik faktörler olmak üzere ikiye ayrılır. Ayakkabı ve fazla vücut ağırlığı ekstrinsik faktörleri oluşturur (40,41). Geriatrik bireylerde yaşlanma ile postürde bazı biyomekanik değişiklikler meydana gelmektedir. Bu biyomekanik değişimler halluks valgus deformitesi için risk faktörü oluşturmaktadır (41).

Genç erişkinlerde halluks valgus %23 oranında görülürken, geriatrik bireylerde görülme sıklığı %35,7'e ulaşmaktadır (42).

Ayakkabı seçimi ve biyomekanik açıdan ortaya çıkan farklılıklar nedeniyle kadınlarda halluks valgus 9-15 kat daha fazladır. Geriatrik kadın bireylerin %36'sında halluks valgus deformitesi ortaya çıkmıştır (40,42).

Pes planus ve pes kavus olmak üzere ayak medial longitudinal arkı iki biyomekanik açıdan iki pozisyon gösterir: Medial longitudinal ark yüksekliğinin azalması veya kaybolması pes planus, medial longitudinal arkın aşırı yüksek olması pes kavuş olarak adlandırılmaktadır (43). Pes planus, geriatrik bireylerin yaklaşık %19'unda görülürken; pes kavus %5 civarında görülmektedir (44,45). Sonradan gelişen pes planusa neden olanlar arasında; tibialis posterior tendonunun disfonksiyonu, ligament yaralanmaları, plantar fasya rüptürü, arka ve orta ayakta artritlerin varlığı, hipermobilité ve nöromusküler hastalıklar yer almaktadır. Pes kavus nedeni belli olmamakla birlikte travma ve nöromusküler hastalıklara bağlı olarak da meydana gelmektedir (43).

Pes planusta ayağın medialinde ağrı mevcuttur. Pes planus deformitesi ilerledikçe bireyler biyomekanik açıdan fonksiyonu bozulan ayağın fonksiyon kaybından ve şeklinden rahatsızlık duyarlar (46).

Pes kavus deformitesi ile birlikte değişen biyomekanik faktörlerden dolayı ayakta varus,ekin,metatarsus adduktus ve küçük parmak deformiteleri görülebilir. Bireyler parmakların altında ki ağrıdan ve ayakkabı kullanımı sırasında zorluk yaşadıklarından şikayet ederler. (47).

#### 4.4 Yaşlılardaki Ayak Deformitelerinin Yürüyüşe Etkisi

Geriatric bireylerde yaşlanma ile birlikte yürüyüş paterninde değişiklikler meydana gelmektedir. Bu değişikliklerin düşme ile ilişkili olduğu bilinmektedir. Geriatric bireylerin yürüyüşü ile ilgili yapılan çalışmalarda bulgular yürüyüş hızının genç bireylere oranla azalmış olmasıdır. Oluşan durumun geriatric bireylerde kısa adım uzunluğuna ve uzamış çift destek fazına bağlı olduğu düşünülmektedir (48).

Yürüme, bireyin bulunduğu konumdan gideceği yere ulaşması için iki alt ekstremitesinde katılımını gerektiren lokomasyon olarak adlandırılabilir. Bireyin basit olarak yapabileceği ancak gerçekte komplike bir olgunun açığa çıkması sonucunda yürüme günlük aktivite düzeyinde önemli bir yere sahiptir (49).

Halluks valgus deformitesi sonucunda ortaya çıkan yürüyüş paterninde biyomekanik açıdan kinetik parametrelerin özellikleri değişmektedir. Ayağın stabilizasyonunu sağlanmasında başparmak, 1. MTF eklem ve plantar aponöz önemli rol oynar. Deformite sonucunda bu yapılarda bozulmalar meydana gelir, yük iletimi ve fonksiyon kaybı oluşur. 1. MTF eklem deformite sonrası bozulan fonksiyonu topuk kalkışı ve parmak kalkışının yapılmasını engeller. Yürüyüş anında yürüyüşün sallanma öncesi fazı olumsuz yönde etkilenir. Yürüyüş hızı ve çift adım uzunluğunda azalma, yürüyüşün duruş fazında ise bir uzama meydana gelir (50).

Ayak kemikleri ve ligamentler ayakta transvers ve iki longitudinal arkın oluşmasında görev alırlar. Ayakta bulunan arklar vücut ağırlığı sonucu oluşan kemiklere binen yükü absorbe etmek, dağıtmak ve yürüyüş döngüsü boyunca hızı artırarak lokomasyonu tamamlamak üzerine tanımlanmıştır. Bu yapılar, yürüyüş sırasında hem sert hem de esnek bir rol üstlenirler. Ayak arkında oluşan sorunlardan yürüyüş etkilenmektedir (51).

Pes planus deformitesi görülen bireylerde yürüyüş sırasında ayakta hareket açıklığı azalmaktadır. Bunun sonucunda supinasyonda azalma gözlenmektedir. Sağlıklı bireyde ark yapısının görevi orta duruş fazında esnek, topuk kalkışı sırasında ise rijit bir hal almasıdır. Normal ark yapısına sahip bireylerde yürüyüş sırasında itme fazının gerçekleşmesinde önemli rol oynar. Pes planus deformitesinde ise bu



fonksiyonlarda kayıp meydana gelecektir (52). Pes planus adım uzunluğunda kısalma, tek destek fazında azalma ve çift destek fazında uzamaya neden olarak yürüyüşü döngüsünü etkilemektedir (53).

#### **4.5 Yaşlılardaki Ayak Deformitelerinin Dengeye Etkisi**

Tüm bireyler yaşamı boyunca düşme deneyimi yaşamaktadır. Çocukluk dönemi ve genç erişkinlikte ortaya çıkan düşme öykülerinde fonksiyon etkilenmemektedir. Geriatrik bireylerde düşme ufak bir yaralanmanın dışında farklı birçok soruna yol açabilir. Fonksiyonel bağımsızlığın kaybına ve mortaliteye sebep olur. Düşme sırasında geriatrik bireylerde birbiriyle ilişkili faktörler yer almaktadır; biyomedikal, fizyolojik, psikososyal ve çevresel faktörler (54).

Postüral stabiliteyi kontrol etmekte zorlanan yaşlı bireyler istemli veya istemsiz kayma, düşme ve takılma gibi hareketler sırasında yer çekimi merkezinde meydana gelecek değişikliklere adapte olmalıdır. Yaşın ilerlemesi ile ayak-ayak bileği yapı ve fonksiyonu değişir. Bu değişiklikler, dengeyi bozarak düşmelere neden olmaktadır (54,55,56). Geriatrik bireylerde deformiteler denge bozukluklarına ve düşmelere neden olmaktadır (45). Özellikle parmak deformiteleri bireyde vücut kütlelerini kontrol etme becerisini azaltmaktadır (57). Pes kavus ve pes planus statik ve dinamik durumlarda postural stabiliteyi etkilemektedir, postural stabilitedeki bu değişiklikler periferal duyu girdisinde de değişikliklere neden olmaktadır. Ayak postürü yaşlılarda dengeyi bozarak fonksiyonel mobilitayı de etkilemektedir (56).

## 4.6 Tabanlık Üretim Yöntemleri ve Kullanılan Materyaller

Gerilme veya gerilim durumunun doğrusal olarak tarif edilmesine izin veren metallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin aksine, etilen-vinil asetat (EVA), doğrusal olmayan özelliklere ve gerilme durumunu etkileyen birçok parametreye sahiptir (58,59).

EVA, yumuşaklığı ve esnekliğinden dolayı “kauçuk” gibi görünen malzemelerin üretimi için kullanılan bir elastomerdir. Vinil asetat içeriği elastikiyet derecesini belirler. Ayrıca, gerilim çatlama ve UV radyasyonuna karşı iyi bir şeffaflığa, parlaklığa ve dirence sahiptir. EVA, sirkeye benzer (asetik asit) hafif bir kokuya sahiptir ve birçok elektrikli uygulamada bazı polimerlerin yanı sıra kauçuk ürünlerle de benzer özellik taşır. EVA tabanlık uygulamaları sırasında karmaşık dinamik koşullara maruz bırakılır, çünkü kişiler ayakta dururken, yürürken ve koşarken farklı genlik ve frekanslarda çeşitli hareketler yapmaktadır. EVA tabanlığın da bu hareketler sırasında ortaya çıkan stresleri karşılayabilmesi gerekmektedir (60).

Yürüme, koşma, ayakta durma vb aktiviteler sırasında hareketlere bağlı karşılaşılan çeşitli kuvvet ve streslere karşı, dayanıklılık sağlayabilmesi için kullanılacak ortez, ayak, ayakkabı astarı ve ayakkabı gibi ayak giyimlerinin mekanik etkileşimlere karşılık verecek ve tolere edebilecek nitelikte olması gerekir. Bunun için, sonlu elemanlar yöntemi malzeme deformasyonunu, eşik ayak basıncını, ortez deformasyonunu, yük dağılımını ve çok daha fazlasını belirlemede kullanılabilir. Ortez ve ayak modellemesi örnek olarak verilebilir (60).

#### 4.6.1 Ölçü Alma Yöntemleri

Metrik ölçü ile ayakta ölçü alımı sırasında referans noktaları; ayak uzunluğu, MLA uzunluğu, topuk uzunluğu ve genişliği, TA sınırları ölçülerek alınmaktadır (61). Bir diğer ölçü alım yöntemlerinde ise negatif modelleme kullanılmaktadır. Ayağın alçı sargı ile sarılması veya pedilen köpüğe bastırma tekniğiyle elde edilen negatif modelin içerisine alçı doldurularak pozitif modelin elde edilmesi ile yapılmaktadır. Elde edilen pozitif modelleme üzerinde değişiklikler yapılarak anatomik pozisyona uygun hale getirilir. Tabanlık için yapılacak takviyeler pozitif modellemeye göre tamamlanmaktadır. Metrik yöntemine göre daha ayrıntılı ve kesin ölçüler vermektedir (61,62).

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte yaygınlaşan ayak basınç analizi sistemleri ve bilgisayar tasarımı CAD/CAM tabanlık üretimi de tabanlık yapımında kullanılan diğer bir yöntemdir. Ayak tabanındaki basınç dağılımını eşitlemeyi amaçlayan bir tasarımın bilgisayar yazılımı kullanılarak hazırlandığı CAD/CAM yönteminde, hastanın ihtiyaçları doğrultusunda yazılım üzerinden yapılan ilaveler ile düzeltici bir tabanlık tasarlanabilmektedir. Yapılan tasarım bilgisayar bağlantılı model işleme makinesine aktararak, yerleştirilen hazır kalıp kısa bir süre içerisinde istenilen özelliklerdeki tabanlık haline gelmektedir (63,64).

Tabanlık yapımında kullanılan takviyelerin yüksekliği kadar kullanılan malzeme sertliğinin de büyük bir önemi vardır. Tabanlığın; düzeltici etki gösterebilecek kadar sert, yükleri dağıtabilecek kadar şok emici özellikte olması gerekmektedir. Hastanın deformite şiddeti, kilosu, aktivite seviyesi vb. özellikler göz önüne alınarak, yapılacak olan tabanlık için uygun sertlikte malzeme seçimi yapılmalıdır. Çalışmalarda çoğunlukla düşük ısılı termoplastik grubunda olan orta ve yüksek dansiteli poliüretan veya EVA kullanılarak yapılan uygulamalardan iyi sonuçlar alınmıştır (65,66).

## 4.6.2 Plantar Basınç Analizi

Plantar basınç analizi,yürürken ayağın plantar basıncının ölçümlerinin hesaplanması hem ayakkabı hemde ortez tasarımlarında yapılacak mekanik müdahaleler için önemli bir rol oynamaktadır (31).

Bu amaçla birçok sensör sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen bu sistemlerle birlikte yaşlılarda plantar basınç teknolojisinin diğer yürüyüş analizi yöntemlerine kıyasla faydaları halluks valgus, halluks rigidus ve pes planus gibi yaşlı bireylerde yaygın olarak görülen ayak deformitelerinde yük dağılımının hesaplanmasını kolaylaştırmıştır (32).

Tabanlık yapımı için, tabanlık yapılacak bireyin çok iyi değerlendirilmesi, ayak yapısı ve fonksiyonlarının incelenmesi son derece önemlidir. Bu değerlendirmelerin yanı sıra, ayağın en temel fonksiyonlarından biri olan yürüyüşün incelenmesi, ayakta durma dengesi, ayak yük dağılımının belirlenmesi doğru tabanlık uygulaması için temeldir. Bu değerlendirmeler için teknolojik ve objektif veriler elde edilebilecek yöntemler geliştirilmiş ve kullanılmaktadır (31,32)

## **5.MATERYAL VE METOT**

### **5.1 BİREYLER**

Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortez-Protez Anabilim dalında gerçekleştirilen çalışmaya, Ankara Bilim Ortez-Protez Uygulama Merkezine gelen, yaşları 65 ile 77 arasında değişen, 17 kadın 13 erkek toplam 30 sağlıklı ve gönüllü birey dahil edilmiştir. Çalışma için İstanbul Medipol Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığından 10840098-604.01.01-E.32705 numaralı etik kurulu onayı alınmıştır. Bireylerden çalışmaya katılmayı kabul ettiklerine dair onam formu alınmıştır.

#### **Araştırmaya dahil edilme kriterleri;**

Hastaların,

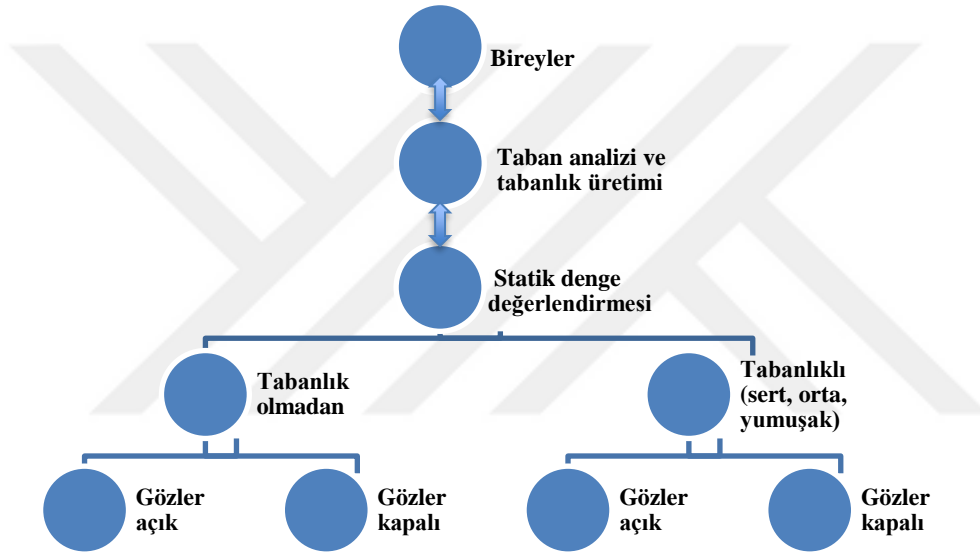
- Dünya Sağlık Örgütü'nün tanımladığı yaşlı sınıfında olması (65 yaş ve üstü)
- Komutları anlayıp uygulayabilecek bilişsel kapasitesinin yeterli olması
- Çalışmaya katılmaya herhangi bir engelinin bulunmaması

#### **Araştırmaya dahil edilmeme kriterleri;**

- Son 6 aydır ortopedik, nörolojik veya diğer sebeplerle alt ekstremitte cerrahisi geçirmiş olması
- Mental açıdan soruları anlayıp cevaplandırabilme yeteneğine sahip olmaması
- Tanısı konulmuş psikolojik sorunu olması

## 5.2 YÖNTEM

Çalışmaya alınan tüm bireylerin yaş, boy, kilo, dominant taraf, ayakkabı tercihi gibi demografik bilgileri kaydedildi ve plantar basınç analizleri, statik denge ölçümleri (stabilometrik) gözler açık ve kapalı olacak şekilde değerlendirildi. Plantar basınç analizleri sonucu kişiye özel yumuşak, orta ve sert yoğunlukta olmak üzere üç farklı malzemeden tabanlık üretildi. Ardından tüm bireylerin statik denge ölçümleri tabanlık olmadan ve tabanlıklarla ayrı ayrı değerlendirildi ( Şekil 5.2.1).



Şekil 5.2.1 Çalışma Akış Şeması

### 5.2.1. Plantar Basınç Analizi

Bireylerin plantar basınç analizleri için 5m uzunluk ve 40 cm genişlik; 4024 sensörleri; frekansı, 300 MHz frekansına sahip Diasu Yürüme Analizi Cihazı (Diasu,Sani Corparate via Giacomo Peroni 400 00131,Rome IT) ve Milletrix Yürüme Analiz yazılım programı kullanılmıştı (Resim 5.2.1.1).



Resim 5.2.1.1. Diasu Yürüme Analizi Cihazı (Diasu, Sani Corparate via Giacomo Peroni 400 00131, Rome IT)

Bireylerin plantar basınç analizleri, yürüyüş platformu, programın kayıtlı olduğu ve verilerin depolandığı bir bilgisayara sahip yürüyüş laboratuvarında yapıldı. Statik ölçümler kişiler ayakta gevşek pozisyonda, karşıda sabit bir noktaya bakarken çıplak ayaklı ve tabanlıklar kullanılarak uygulandı ( Resim 5.2.1.2.)



Resim 5.2.1.2 Çıplak Ayaklı Statik Ölçüm



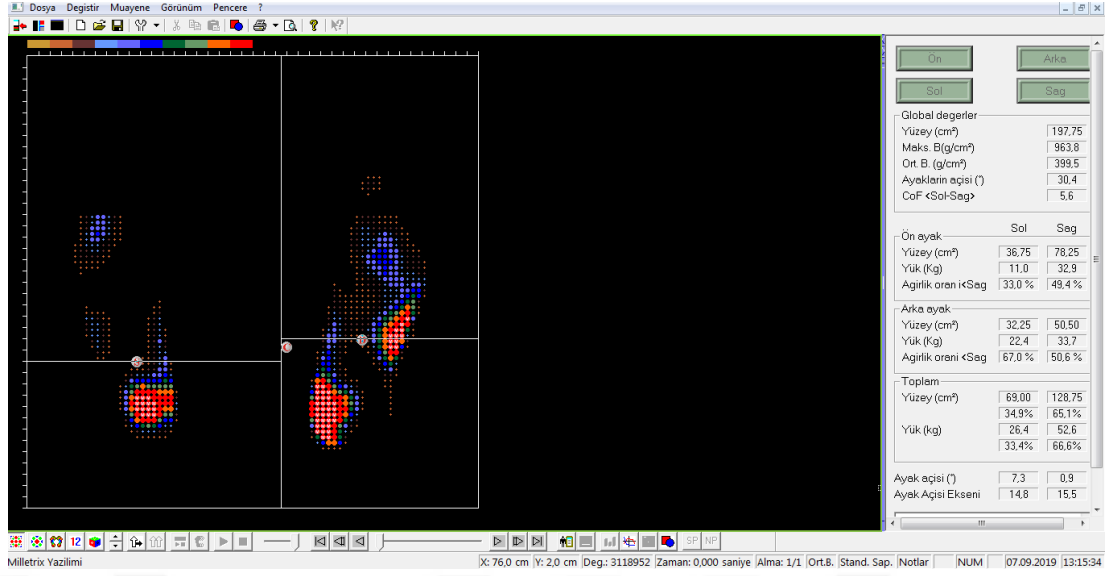


Resim 5.2.1.3 Tabanlıklılı Statik Ölçüm

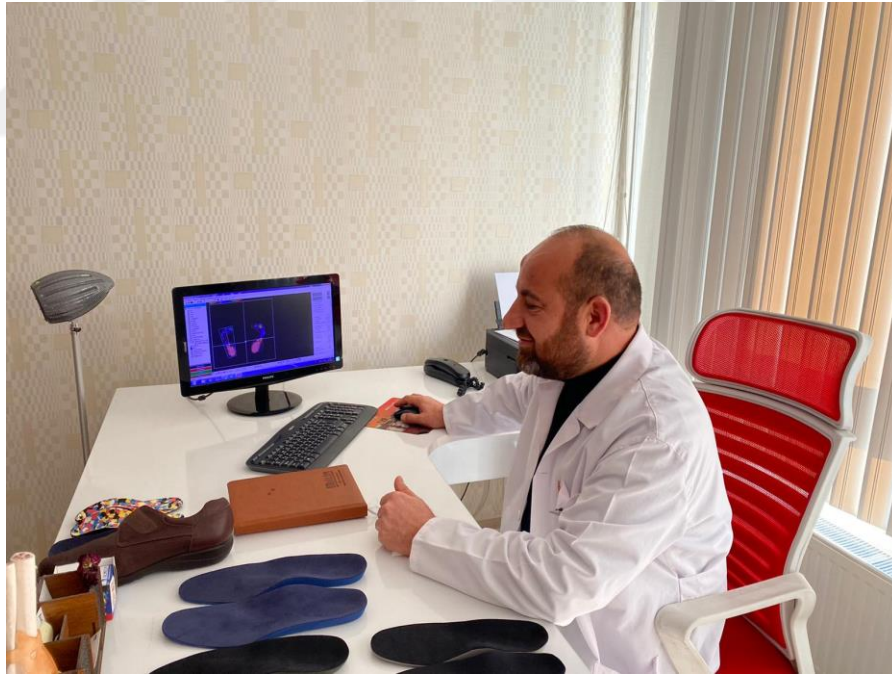
Statik değerlendirme ile  $N/cm^2$  cinsinden pik basınçlar ve her iki ayağın toplam temas alanının sağ ve sol, ön ve arka ayağa yüzdelik paylaşımı ölçüldü.

### 5.2.2. Tabanlıkl Üretimi

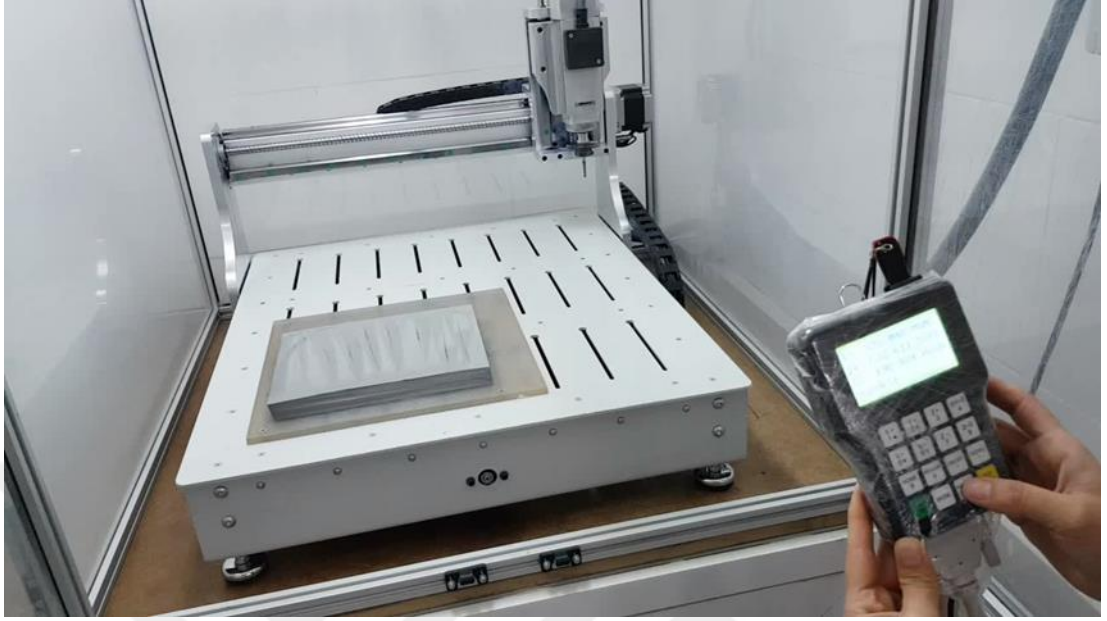
Bireylere yapılan ölçümler sonucunda kişiye özel olarak yumuşak, orta ve sert yoğunlukta olmak üzere 3 farklı malzemedden tabanlıkl üretildi. Tabanlıkl üretimi için; Milletrix Yürüme Analiz yazılım programı kullanılarak uygun tabanlıkl işlendi. İşlenen tabanlıklar CNC cihazından yapıldı (Resim 5.2.2.1. , 5.2.2.2.)



Resim 5.2.2.1 Millex Yürüme Analiz Yazılım Programı



Resim 5.2.2.2 Millex Yürüme Analiz Yazılım Programı



Resim 5.2.2.3 CNC Cihazından Tabanlık Üretimi



Resim 5.2.2.4 CNC Cihazından Tabanlık Üretimi



Resim 5.2.2.5 CNC Cihazından Tabanlık Üretimi

Tabanlıkların üretiminde malzemelerin sertliğinin değerlendirilmesi için shore a durometer 0-100 HA cihazı kullanıldı ( Resim 5.2.2.6, 5.2.2.7)

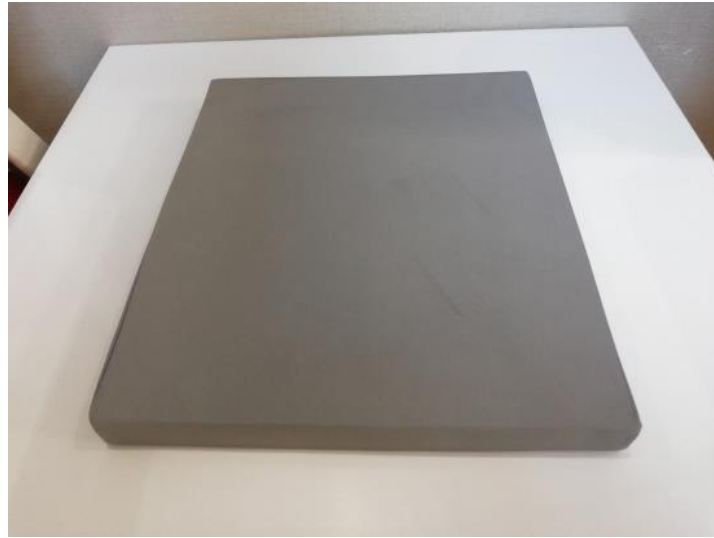


Resim 5.2.2.6 Shore a durometer cihazı



Resim 5.2.2.7 Malzeme Sertlik Ölçümü

Yapılan malzeme değerlendirmeleri sonucunda yumuşak tabanlık için 25 shore EVA, orta sertlikteki tabanlık için 35 shore EVA, sert tabanlık için 45 shore EVA kullanıldı ( Resim 5.2.2.8, 5.2.2.9, 5.2.2.10).



Resim 5.2.2.8 25 shore EVA



Resim 5.2.2.9 35 shore EVA



Resim 1.2.2.10 45 shore EVA



Resim 5.2.2.11 Yumuşak Malzemedan Üretilmiş Tabanlık



Resim 5.2.2.12 Orta Sert Malzemedden Üretilen Tabanlık



Resim 5.2.2.13 Sert Malzemedden Üretilmiş Tabanlık

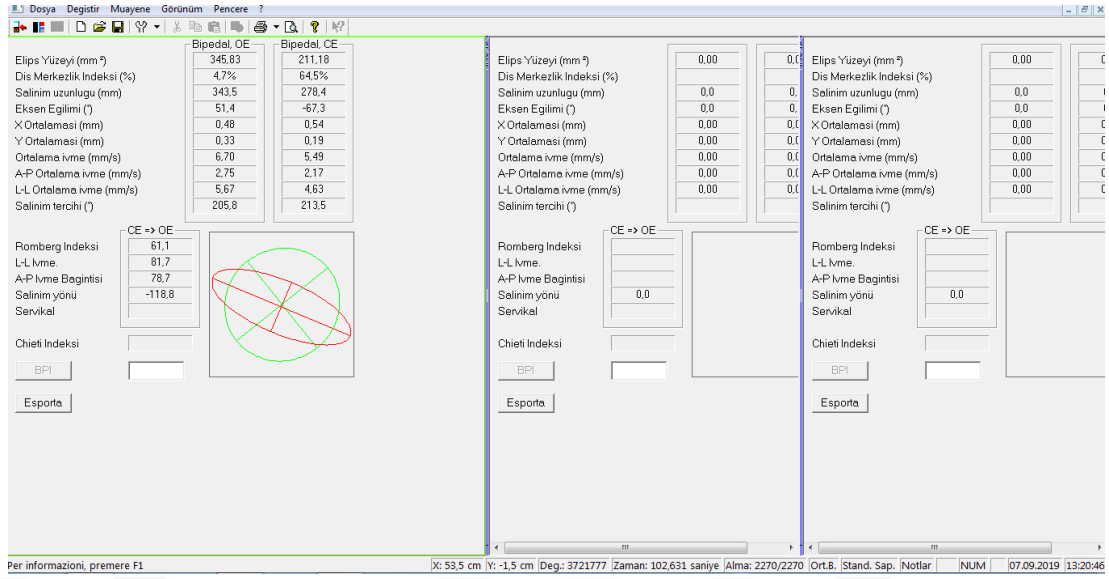
### 5.2.3 Statik Denge Ölçümleri (stabilometrik)

Tüm bireylerin statik denge ölçümleri tabanlı ve tabanlı (çıplak ayakla) olmak üzere gözler açık ve kapalı olarak değerlendirildi. Değerlendirme için Diasu Yürüme Analizi Cihazı (Diasu,Sani Corporate via Giacomo Peroni 400 00131,Rome IT) ve Milletrix Yürüme Analiz yazılım programı kullanıldı. Gözler açık ve kapalı olan değerlendirmede elips yüzey, salınım uzunluğu, x ortalaması ve y ortalaması değerlerine bakıldı (Resim 5.2.3.1, 5.2.3.2, 5.2.3.3).



Resim 5.2.3.1 Gözler Açık ve Kapalı Statik Denge Ölçümü





Resim 5.2.3.2 Milletrix Yürüme Analiz Yazılım Programı Denge Değerleri



5.2.3.3 Tabanlıklılı Statik Denge Ölçümü

### 5.3 İstatistiksel Analiz

IBM SPSS Statistics 21.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, ABD) ile yapıldı. Kolmogorov-Smirnov Testi ile verilerin normal dağılım göstermediği görüldü. Kişilerin kullanımına bağlı değişimini ve farkın hangi uygulamadan kaynaklandığını belirlemek için yapılan tekrarlı ölçümlerde ANOVA, Friedman ve Wilcoxon testi kullanıldı. Nitel veriler sayı ve yüzde (n, %) ile, nicel veriler median, min ve max değerleri, %25 ve %75 percentil ile ifade edildi. Sağ-sol taraf farkı ile gözler açık ve kapalı ölçümlerin karşılaştırılmasında Wilcoxon testi kullanıldı. p değeri 0,05 olarak alındı.



## 6.BULGULAR

Farklı yoğunluktaki tabanlıkların ayak yük dağılımı ve statik denge değişkenleri üzerine etkisini belirlemek üzere 30 sağlıklı yaşlı bireyde yapılan çalışmada demografik değerlendirme ve karşılaştırma sonuçları aşağıda açıklanmıştır.

Bireylere ait cinsiyet, yaş, boy, vücut ağırlığı, dominant tarafa ait bilgiler tablo 6.1.1'de gösterilmiştir. Bireylerin yaş ortalaması 68 yıl, %56'sı kadın ve %84'nün sağ dominant olduğu belirlenmiştir. Ayrıca bireylerin çoğunluğu spor ayakkabı tercih etmektedir.

Tablo 6.1.1. Çalışmaya alınan bireylerin demografik özellikleri

Demografik özellikler	n	Minimum	Maximum	Ortalama	Std. sapma
Boy (cm)	30	157	174	165,8	5,215
Yaş (yıl)	30	66	76	68,3	2,292
Kilo (kg)	30	60	88	71,63	8,062
Cinsiyet	n	%	Dominant taraf	N	%
	Kadın	17	56	Sağ	25
Erkek	13	44	Sol	5	16

Sağ taraf statik yük dağılımının tabanlıksız ve farklı yoğunluklardaki tabanlıklar ile karşılaştırılması yapıldığında dört durumda da yük dağılımı açısından fark olmadığı görülmektedir ( $p>0.05$ ) (Tablo 6.1.2).

Tablo 6.1.2 Sağ taraf statik yük dağılımının tabanlıksız ve farklı yoğunluklardaki tabanlıklar ile karşılaştırılması

	N	Minimum	50th (Median)	Maximum	Percentiles			p
					25th	75th	Chi-Square	
Astr	30	41	57,55	73	52,55	61,6	5,104	0,164
Bstr	30	35	60,05	73	53,8	66,3		
Cstr	30	42	60,05	71	52,7	65,53		
Dstr	30	41	58,25	71	54,18	63,1		

(**Astr**:tabanlıksız sağ statik yük dağılımı, **Bstr**:sert yoğunluklu tabanlık sağ statik yük dağılımı, **Cstr**:orta yoğunluklu tabanlık sağ statik yük dağılımı, **Dstr**:yumuşak yoğunluklu sağ statik yük dağılımı)

a Friedman Test

$p<0,05$

Sol taraf statik yük dağılımının tabanlıksız ve farklı yoğunluklardaki tabanlıklar ile karşılaştırılması yapıldığında dört durumda da yük dağılımı açısından fark olmadığı görülmektedir ( $p>0.05$ ) (Tablo 6.1.3).

Tablo 6.1.3 Sol taraf statik yük dağılımının tabanlıksız ve farklı yoğunluklardaki tabanlıklar ile karşılaştırılması

	N	Minimum	50th (Median)	Maximum	Percentiles		Chi-Square	p
					25th	75th		
Astl	30	27	42,45	59	38,4	47,45	5,061	0,167
Bstl	30	27	39,95	65	33,7	46,2		
Cstl	30	29	39,95	59	35,5	47,3		
Dstl	30	29	41,75	60	36,9	45,83		

(**Astl**: tabanlıksız sol statik yük dağılımı, **Bstl**: sert yoğunluklu tabanlıklar sol statik yük dağılımı, **Cstl**: orta yoğunluklu tabanlıklar sol statik yük dağılımı, **Dstl**: yumuşak yoğunluklu sol statik yük dağılımı)  
a Friedman Test  
 $p<0,05$

Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların denge üzerine etkisinin belirlenmesi için ölçülen gözler açık elips yüzey değerleri karşılaştırıldığında, tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler açık elips yüzey değerlerinde fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 6.1.4).

Tablo 6.1.4 Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler açık elips yüzey değerlerinin karşılaştırılması

	N	Minimum	50th (Median)	Maximum	Percentiles		Chi-Square	p
					25th	75th		
Adgaey	30	5	66,85	344	30,36	115,25	1,716	0,633
Bdgaey	30	4	56,72	1066	20,54	127,44		
Cdgaey	30	5	63,29	1158	40,67	104,88		
Ddgaey	30	7	51,33	493	31,52	85,17		

(**Adgaey**: tabanlıksız gözler açık elips yüzey, **Bdgaey**: sert yoğunluklu tabanlıkların gözler açık elips yüzey, **Cdgaey**: orta yoğunluklu tabanlıkların gözler açık elips yüzey, **Ddgaey**: yumuşak yoğunluklu tabanlıkların gözler açık elips yüzey)

a Friedman Test

$p<0,05$

Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların denge üzerine etkisinin belirlenmesi için ölçülen gözler açık salınım uzunluğu değerleri karşılaştırıldığında, tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler açık salınım uzunluğu değerlerinde fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 6.1.5).

Tablo 6.1.5 Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler açık salınım uzunluğu değerlerinin karşılaştırılması

	N	Minimum	50th (Median)	Maximum	Percentiles		Chi-Square	P
					25th	75th		
Adgasu	30	66	168,25	372	139,45	214,88	5,548	0,136
Bdgasu	30	68	181,7	370	130,13	241		
Cdgasu	30	111	192,25	434	144,4	281,22		
Ddgasu	30	83	178,05	399	132,9	226,95		

(**Adgasu**: tabanlıksız gözler açık salınım uzunluğu, **Bdgasu**: sert yoğunluklu tabanlıkların gözler açık salınım uzunluğu, **Cdgasu**: orta yoğunluklu tabanlıkların gözler açık salınım uzunluğu, **Ddgasu**: yumuşak yoğunluklu tabanlıkların gözler açık salınım uzunluğu)

a Friedman Test

$p<0,05$

Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların denge üzerine etkisinin belirlenmesi için ölçülen gözler açık X ortalaması değerleri karşılaştırıldığında, tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler açık X ortalaması değerlerinde fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 6.1.6).

Tablo 6.1.6 Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler açık x ortalaması karşılaştırılması

	N	Minimum	50th (Median)	Maximum	Percentiles			p
					25th	75th	Chi-Square	
Adgaxo	30	0,03	0,16	0,55	0,11	0,26	3,857	0,277
Bdgaxo	30	0,05	0,17	0,66	0,10	0,29		
Cdgaxo	30	0,07	0,21	0,79	0,14	0,31		
Ddgaxo	30	0,05	0,22	0,71	0,15	0,37		

(**Adgaxo**: tabanlıksız gözler açık x ortalaması, **Bdgaxo**: sert yoğunluklu tabanlıkların gözler açık x ortalaması, **Cdgaxo**: orta yoğunluklu tabanlıkların gözler açık x ortalaması, **Ddgaxo**: yumuşak yoğunluklu tabanlıkların gözler açık x ortalaması)

a Friedman Test

$p<0,05$



Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların denge üzerine etkisinin belirlenmesi için ölçülen gözler açık Y ortalaması değerleri karşılaştırıldığında, tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler açık Y ortalaması değerlerinde fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 6.1.7).

Tablo 6.1.7 Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler açık y ortalaması karşılaştırılması

	N	Minimum	50th (Median)	Maximum	Percentiles			
					25th	75th	Chi-Square	p
Adgayo	30	0.04	0,20	0.56	0,12	0,30	6,429	0,093
Bdgayo	30	0.03	0,17	0.96	0,11	0,21		
Cdgayo	30	0.05	0,19	1.67	0,15	0,25		
Ddgayo	30	0.04	0,13	0.56	0,10	0,18		

**Adgayo**: tabanlıksız gözler açık Y ortalaması, **Bdgayo**: sert yoğunluklu tabanlıkların gözler açık Y ortalaması, **Cdgayo**: orta yoğunluklu tabanlıkların gözler açık Y ortalaması, **Ddgayo**: yumuşak yoğunluklu tabanlıkların gözler açık Y ortalaması)

a Friedman Test

$p<0,05$

Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların denge üzerine etkisinin belirlenmesi için ölçülen gözler kapalı elips yüzey değerleri karşılaştırıldığında, tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler kapalı elips yüzey değerlerinde fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 6.1.8).

Tablo 6.1.8 Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler kapalı elips yüzey değerlerinin karşılaştırılması

	N	Minimum	50th (Median)	Maximum	Percentiles		Chi-Square	P
					25th	75th		
Adgkey	30	1	31,13	251	13,58	57,19	0,04	0,998
Bdgkey	30	0	23,63	495	9,48	65,65		
Cdgkey	30	2	28,68	126	17,23	53,47		
Ddgkey	30	3	29,76	206	11,9	69,51		

(**Adgkey**: tabanlıksız gözler kapalı elips yüzey, **Bdgkey**: sert yoğunluklu tabanlıkların gözler kapalı elips yüzey, **Cdgkey**: orta yoğunluklu tabanlıkların gözler kapalı elips yüzey, **Ddgkey**: yumuşak yoğunluklu tabanlıkların gözler kapalı elips yüzey)

a Friedman Test

$p<0,05$

Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların denge üzerine etkisinin belirlenmesi için ölçülen gözler kapalı salınım uzunluğu değerleri karşılaştırıldığında, tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler kapalı salınım uzunluğu değerlerinde fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 6.1.9).

Tablo 6.1.9 Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler kapalı salınım uzunluğu değerlerinin karşılaştırılması

		Minimum	50th (Median)	Maximum	Percentiles		Chi-Square	p
					25th	75th		
Adgksu	30	68	150,45	332	122,27	176,4	3,381	0,336
Bdgksu	30	0	163,55	319	121,45	207,95		
Cdgksu	30	79	164,8	288	119,1	200,92		
Ddgksu	30	74	153,05	314	124,77	178,1		

*Adgksu*: tabanlıksız gözler kapalı salınım uzunluğu, *Bdgksu*: sert yoğunluklu tabanlıkların gözler kapalı salınım uzunluğu, *Cdgksu*: orta yoğunluklu tabanlıkların gözler kapalı salınım uzunluğu, *Ddgksu*: yumuşak yoğunluklu tabanlıkların gözler kapalı salınım uzunluğu)

a Friedman Test

$p<0,05$

Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların denge üzerine etkisinin belirlenmesi için ölçülen gözler kapalı X ortalaması değerleri karşılaştırıldığında, tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler kapalı X ortalaması değerlerinde fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 6.1.10).

Tablo 6.1.10 Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler kapalı x ortalaması değerlerinin karşılaştırılması

	N	Minimum	50th (Median)	Maximum	Percentiles			p
					25th	75th	Chi-Square	
Adgkxo	30	0,03	0,13	0,43	0,08	0,21	19,302	0,361
Bdgkxo	30	0,04	0,13	0,48	0,10	0,22		
Cdgkxo	30	0,07	0,21	0,79	0,14	0,31		
Ddgkxo	30	0,06	0,12	0,5	0,09	0,19		

(**Adgkxo**: tabanlıksız gözler kapalı x ortalaması, **Bdgkxo**: sert yoğunluklu tabanlıkların gözler kapalı x ortalaması, **Cdgkxo**: orta yoğunluklu tabanlıkların gözler kapalı x ortalaması, **Ddgkxo**: yumuşak yoğunluklu tabanlıkların gözler kapalı x ortalaması)

a Friedman Test

$p<0,05$

Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların denge üzerine etkisinin belirlenmesi için ölçülen gözler kapalı Y ortalaması değerleri karşılaştırıldığında, tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların gözler kapalı Y ortalaması değerlerinde fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 6.1.11).

Tablo 6.1.11 Tabanlıksız ve farklı yoğunlukta ki tabanlıkların gözler kapalı y ortalaması değerlerinin karşılaştırılması

	N	Minimum	50th (Median)	Maximum	Percentiles			p
					25th	75th	Chi-Square	
Adgkyo	30	0,01	0,20	0,56	0,10	0,23	0,934	0,817
Bdgkyo	30	0,02	0,17	0,96	0,09	0,18		
Cdgkyo	30	0,04	0,19	1,67	0,11	0,17		
Ddgkyo	30	0,04	0,13	0,56	0,10	0,23		

(**Adgkyo**: tabanlıksız gözler kapalı y ortalaması, **Bdgkyo**: sert yoğunluklu tabanlıkların gözler kapalı y ortalaması, **Cdgkyo**: orta yoğunluklu tabanlıkların gözler kapalı y ortalaması, **Ddgkyo**: yumuşak yoğunluklu tabanlıkların gözler kapalı y ortalaması)

a Friedman Test

$p<0,05$

Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların sağ-sol ayak yük dağılımı, gözler açık ve kapalı denge değerlendirmeleri sonuçları karşılaştırıldığında; sert ve yumuşak tabanlıkla gözler açık-kapalı salınım uzunluğu, Y ortalaması değerleri dışında( $p>0.05$ ), tüm değerlerde sağ taraf ve gözler açık pozisyon lehine anlamlı etki bulunmuştur ( $p<0.05$ ) (Tablo 6.1.12).

Tablo 6.1.12 Tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıkların sağ-sol statik, gözler açık ve kapalı denge değerlendirme karşılaştırılması

	Z	P
Tabanlıksız sol-sağ yük dağılımı	-4,227	0,00*
Tabanlıksız gözler kapalı elips yüzey-gözler açık elips yüzey	-3,198	0,001*
Tabanlıksız gözler kapalı salınım uzunluğu-gözler açık salınım uzunluğu	-3,211	0,001*
Tabanlıksız gözler kapalı X ortalaması-gözler açık X ortalaması	-2,267	0,023*
Tabanlıksız gözler kapalı Y ortalaması-gözler açık Y ortalaması	-2,006	0,045*
Sert tabanlıkla sol-sağ yük dağılımı	-4,330	0.00*
Sert tabanlıkla gözler kapalı elips yüzey-gözler açık elips yüzey	-2,725	0,006*
Sert tabanlıkla gözler kapalı salınım uzunluğu-gözler açık salınım uzunluğu	-1,615	0,106
Sert tabanlıkla	-2,541	0,011*

gözler kapalı X ortalaması-gözler açık X ortalaması		
Sert tabanlıkla gözler kapalı Y ortalaması-gözler açık Y ortalaması	-1,503	0,133
Orta tabanlıkla sol-sağ yük dağılımı	-4,340	0,000*
Orta tabanlıkla gözler kapalı elips yüzey-gözler açık elips yüzey	-3,610	0,000*
Orta tabanlıkla gözler kapalı salınım uzunluğu-gözler açık salınım uzunluğu	-2,972	0,003*
Orta tabanlıkla gözler kapalı X ortalaması-gözler açık X ortalaması	-3,695	0,00*
Orta tabanlıkla gözler kapalı Y ortalaması-gözler açık Y ortalaması	-2,387	0,017*
Yumuşak tabanlıkla sol-sağ yük dağılımı	-4,350	0,000*
Yumuşak tabanlıkla gözler kapalı elips yüzey-gözler açık elips yüzey	-2,417	0,016*
Yumuşak tabanlıkla gözler kapalı salınım uzunluğu-gözler açık salınım uzunluğu	-1,841	0,066
Yumuşak tabanlıkla gözler kapalı X ortalaması-gözler açık X ortalaması	-3,451	0,001*
Yumuşak tabanlıkla gözler kapalı Y ortalaması-gözler açık Y ortalaması	-0,184	0,854

*Wilcoxon Signed Ranks Test*

\* $p < 0.05$

## 7.TARTIŞMA

Yaşlı bireylerde farklı yoğunlukta tabanlıkların ayak yük dağılımı ve statik denge üzerine etkilerini araştırmak için planlanan çalışmanın sonuçları, sağlıklı yaşlı bireylerde farklı tabanlık kullanımının statik denge ve ayak yük dağılımı üzerine etkisinin olmadığını, ancak sağ ve sol taraf için değerlere bakıldığında sağ tarafın değerlerinin etkin olduğunu göstermiştir. Ayrıca, statik denge sonuçları gözler açık ve kapalı değerlendirildiğinde tüm değişkenlerde, denge üzerine tabanlık uygulamasının değil, gözler açık pozisyonun etkili olduğu sonucuna varılmıştır.

Yaşlanma ile birlikte pek çok fiziksel yapının etkilenmesine ek olarak, ayak yapısı değişmektedir. Bu değişimler genetik yatkınlık, farklı sistemik bir hastalıklardan, uygun olmayan ayakkabı, inaktivite veya anormal yürüyüş paternine kadar değişen nedenlerle ortaya çıkabilir (45,67,68). Bununla birlikte, kadın cinsiyeti de ayak problemleri için bir risk faktörüdür (25). Yaşlanan ayağın derisinde, dolaşımında ve kas-iskelet sisteminde değişiklikler meydana gelir. Kas-iskelet sistemi değişiklikleri ise kemik yapısı, eklemleri, tendonları, ligamentleri ve kasları etkiler (45,69). Pek çok faktör nedeniyle etkilenen ayak üzerine yük dağılım dengesi değişebilmekte, düşme ile ilgili risk faktörleri ortaya çıkabilmektedir (70). Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında, çalışmaya dahil edilen, yaş ortalaması 68 ve kadın oranının yüksek olduğu bireylerin, sağlıklı olması ve ayak biyomekaniğini etkileyen herhangi bir deformitenin olmayışının statik denge ve yük dağılımı açısından sonuçlara beklenilenin dışında yansımış olabileceği düşünülmektedir.

Yaşa bağlı ortaya çıkan değişiklikler özellikle de ayak yapısındaki değişimler, düşme ile ilişkili yaralanmalar yüksek mortalite ve morbidite oranına sahip olmakla beraber yaşam kalitesinin belirgin şekilde azalmasına ve hastane giderlerinin artmasına neden olmaktadır (70). Plantar taktil duyu dengenin kontrolünde, yerden gelen devamlı bilginin merkezi sinir sistemine iletiminde ve ayağı pozisyonunun ayarlanmasında önemli bir rol oynar (71).



Plantar taktil duyunun azalması dengenin azalmasına ve düşme riskinin artmasına neden olur (72). Bazı araştırmacılara göre plantar kutanöz reseptörler tarafından alınan somatosensör verileri tabanlık müdahaleleri ile değiştirilebilir (73). Diğer taraftan bu uygulamalar, mekanik destek sağlayarak postural kontrolü artırmakta ve düşmeleri azaltmaktadır (74). Farklı tabanlıkların düşmeler üzerindeki etkilerini karşılaştırmak için, Liu ve arkadaşları düşme öyküsü olan 15 yaşlı ve düşme öyküsü olmayan 18 yaşlı bireyde bir çalışma yürütmüşlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, her iki grupta da en iyi denge performansı kişiye özel tabanlıklarla sağlanmıştır (7). Çalışmamızda da tüm bireylerin taban analizleri yapılarak kişiye özgü tabanlıklarla değerlendirmeleri yapılmıştır. Palluel ve arkadaşlarının farklı tabanlıklarla yürüttükleri çalışmada çıkıntılı tabanlıkların postüral stabiliteyi kontrol etmede daha başarılı olduğu bulunmuştur (8). Bir diğer çalışmada farklı kalınlıklarda tabanlık kullanımının düşme riskinin azaltılmasında ve postüral stabilitenin geliştirilmesinde etkili olduğu bulunmuştur (75). Bu tip tabanlıkların diyabetik popülasyon da dengenin geliştirilmesinde, düşme riskinin azaltılmasında potansiyele sahip olduğu bildirilmiştir (76). Bir başka çalışma sonuçlarına göre, tabanlıklar, yaşlı popülasyonda düşme riskini azaltmak için uygulanması kolay, maliyet etkin, klinik bir müdahale olabilir (77).

Bu literatür bilgisi ışığında, çalışmamızın sonuçları incelendiğinde farklı yoğunlukta tabanlık kullanımı statik denge ve yük dağılımı açısından farklılık göstermemiştir. Bu sonucun nedeni, çalışmaya katılan bireylerin düşme ve düşme riski yaşamamaları, ayak yapısının dengeyi etkileyecek kadar yapısal değişikliğe uğramamış olması olabilir. Ayrıca, her durumda ölçümler statik olarak yapılmıştır, dinamik denge değerlendirmesi yapılsaydı ya da yürüyüş sırasında ayak yük dağılımı değerlendirilseydi, farklı tabanlık uygulamalarına ilişkin sonuçlar değişiklik gösterebilirdi. Bu nedenle farklı tabanlıklarla dinamik dengenin değerlendirildiği çalışmalara gereksinim olduğu açıktır. Çalışma sonuçlarına göre, sağlıklı yaşlı bireylerde statik denge ve yük dağılımının anlık değerlendirilmesi yanı sıra, dinamik denge ve yürüyüşün de değerlendirilmesi sonuçlarda farklı etki ortaya çıkarabileceği düşünülmekte ve önerilmektedir.

Çalışma sonuçlarına göre, sağ ve sol taraf için yapılan her dört durum için de, kendi içinde yapılan karşılaştırmalarda statik denge ve yük dağılımının değişim göstermediği görülmektedir. Literatür incelendiğinde, semptomatik problemleri olan bireylerde ayakta durmaya ve statik pozisyonlara yönelik müdahaleler için plantar yük dağılımı ve piyasada hazır ya da ısmarlama tabanlıkların karşılaştırılması konusunda bilgi boşlukları bulunmaktadır. Ortopedik tabanlıkların farklı malzeme yoğunluğu ve kalınlığı plantar basıncını etkileyebilir. Healy ve ark. düşük ve orta yoğunluklu poliüretan tabanlık kullanıldığında ortalama temas alanı artışının ve basınç süresi integralinin azaldığını, ancak farklı tabanlık kullanılarak tepe basıncının arttığını göstermiştir (64). Çalışmamızın sonuçları literatürden farklı olarak, farklı yoğunluktaki tabanlıkların yük dağılımını değiştirmedeğini göstermiştir. Ölçümlerin her durumda tabanlıkların ilk kullanımında ve anlık ölçülmesinin bu sonucu ortaya çıkarmış olabileceği düşünülmektedir. Diğer yandan, ayaklar yapısal değişiklikleri olan ayaklar olsaydı, farklı yoğunluktaki tabanlıkların etkinliğinin farklı olabileceği düşünülebilirdi. Sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı olmasa da, yumuşak tabanlık uygulamasının sağ tarafta statik yüklenme sırasındaki değerlerinin, sol tarafta sert tabanlığın taban temas alanı yüzdesi değerlerinin daha iyi olduğu, tabanlıksız durumdaki gibi yük dağılımının normal dağılıma daha yakın bulunması bu görüşü desteklemektedir.

Yaşlılıkta denge fonksiyonunun sürdürülmesinde problemler ortaya çıkmakta, yürüme paterninin farklılaşması ve düşme riskinde artış görülmektedir. Dolayısıyla yaşlı bireylerde dengenin değerlendirilmesi önem taşımaktadır. Ayak yük dağılımı açısından dinamik denge kadar statik dengenin de önemli olduğu bilinmektedir (70). Çalışmamızda da yük dağılımını etkileyeceği düşünülerek statik denge gözler açık ve kapalı değerlendirilmiş, tabanlıksız ve farklı yoğunluktaki tabanlıklar ile yapılan salınım uzunluğu, X ve Y ortalamaları ölçümlerde fark olmadığı görülmüştür. Statik denge üzerine farklı yoğunlukların etki etmediği ancak, istatistiksel olarak anlamlı olmasa da, genel olarak sonuçlara bakıldığında tabanlıksız ve sert yoğunluktaki tabanlık ile değerlerin diğerlerine göre daha iyi olduğu dikkati çekmektedir. Nitekim Marta ve ark, yaptıkları çalışmada yaşlı bireylerde sert tabanlık ile postüral stabilitenin ve salınım değerlerinin daha iyi olduğu, bununla birlikte düşme riskinin daha az ortaya çıktığı gösterilmiştir (77). Çalışmanın sonucu ile benzer olarak, sert

tabanlığın değerlerinin daha iyi olmasının nedeni, tabanlıksız yer-zemin algısının her durumda daha iyi algılanması, sert bir yüzeyde ayak plantar duyu girdisinin çok daha fazla olması ve birey tarafından tıpkı tabanlıksızda olduğu gibi daha iyi algılanması nedeniyle olabilir. Marta ve arkadaşları, sert tabanlığın ayağın nötral pozisyonunun sağlanması ve koruyucu etkisinin olduğunu, yumuşak tabanlıkla ise yük aktarımı sırasında ayak postüründeki değişikliklere kolayca uyum sağlandığı için postural stabilitenin olumsuz etkilendiğini ifade etmişlerdir (77). Yine de çalışma farklı hastalık gruplarındaki yaşlı bireylerde yapılsaydı, sonuçların değişip değişmeyeceğine yönelik çalışmaların yapılmasına gereklilik olduğu açıktır. Ayrıca, tabanlık kullanımına karar vermek için, yaşa bağlı ortaya çıkan fiziksel değişikliklere, ayaktaki yapısal problemlere göre değerlendirme yapılarak karar verilmelidir. İhtiyaç olmaması durumunda ayak sağlığını koruma düşüncesi ile tabanlık verilmemelidir.

Ayak yük dağılımı basınç analiz sonuçları sağ-sol ve statik denge salınım uzunluğu ve gözler açık-kapalı X-Y ortalamaları her dört durum için analiz edildiğinde, sert ve yumuşak tabanlıkla dört değişken dışında tüm değerlendirmelerde fark olduğu görülmüştür. Sağ ve sol ayak yük dağılımı incelendiğinde, sağ taraf sonuçlarının dört durum için de daha etkin olduğu gösterilmiştir. Bu durumda, tabanlıksız ya da farklı yoğunlukta tabanlıklar arasında fark olmadığı göz önünde bulundurulduğunda, farkın sağ tarafın dominant taraf olmasından kaynaklandığı sonucuna varılabilir. Nitekim çalışmaya katılan bireylerin %84'ü sağ taraf dominanttır. Ayrıca ölçümün anlık olması sebebiyle, bireyler sağ tarafa fazla ağırlık aktarımı yapmış olabilirler. Statik denge gözler açık-kapalı bakıldığında gözler açık değerlerin daha iyi olması, dengenin gözler açıkken daha iyi sağlanmasından kaynaklanmaktadır. Bu konuda yapılan çalışmalarda (76,77), gözler açık dengenin yaşlı bireylerde daha iyi sağlandığı yönündeki görüşü desteklemektedir. Görsel duyu girdisinin gözler kapatılarak kaldırılması postürel stabiliteyi korumak için dokunsal geribildirim ve vücut salınımının artmasına sebep olduğu bilinmektedir (76,77). Bu nedenle, bireyler gözleri açıkken ayakta durma sırasında, gözleri kapalı iken durduklarında postürel salınımdaki belirgin değişikliklerin ortaya çıkması şaşırtıcı değildir. Yapılan çalışmalarda ortak sonuç, hem çıplak ayakla hem de yumuşak tabanlıkla kapalı gözlerle ayakta durma

sırasında, salınım alanı, salınım alanı mesafesi ve salınım hızı değerlerinin tümü gözler açık duruma göre daha yüksek olduğu ve bu nedenle dengesiz bir duruşun ortaya çıktığıdır (78). Benzer şekilde, tüm durumlarda gözler kapalı salınım mesafesinin fazla oluşu beklenen bir sonuçtur, ancak tabanlıksız ve farklı tabanlıklarla farkın ortaya çıkmaması dengenin görsel inputtan daha çok etkilendiğinin bir göstergesidir.

Çalışma sonucunda gözler açık ve kapalı durumlarda, dengeye ilişkin salınım uzunluğu, X (ön), Y (arka) eksen salınım mesafesi ve elips yüzey alanı salınım yüzdesi gibi değişkenlerin çoğunda sert tabanlık kullanımı etkilidir. Çalışmamızda elde edilen bu sonucun, gözler kapalıyken dengenin sağlanması ve düzeltilmesini engelleyen mekanizma net olmasa da, bu sonuçların sert bir tabanlık ile her türlü ortamda postüral stabiliteyi arttırmak için etkili bir araç olarak kullanılmasını savunan çalışmalarla desteklendiğini düşünmekteyiz.

Yürüyüş ve denge aktivitelerinde, ayak yük dağılımının normal sınırlarda sağlanmasında ayakkabı tercihi de önem taşımaktadır (79). Çalışmaya katılan bireylere ayakkabı tercihleri sorulduğunda çoğunun tercihi spor ayakkabı olarak belirlenmiştir. Dolayısıyla tabanlık etkisinin değişmemesinde ayakkabı tercihi de etkili olmuş olabilir. Uygun ayakkabı seçimi ile tabanlıksız olarak yük dağılımı ve statik dengenin sürdürülmesi mümkün olabilmektedir. Bu nedenle, ayakkabı seçiminin değerlendirme kapsamında sorgulanması ve doğru yönlendirme yapılması önemli olacaktır.

### **Çalışma Limitasyonları**

Çalışmanın bize göre en önemli limitasyonu, tabanlıklarının birbiri ardına denetilerik ölçüm yapılmış olmasıdır. Bu durum, dengenin sağlanması, ayak yük dağılımı açısından bireylerde öğrenme etkisi ortaya çıkarmış olabilir. Ayrıca ölçümlerin sadece statik değil, yürüyüş analizi gibi yöntemlerle dinamik olarak ölçülmemesi bir diğer limitasyondur. Çalışmanın hedefi, tabanlıkların uzun dönem kullanılması ve yürüyüş üzerine etkilerinin incelendiği çalışmalar yapılarak sonuçlarının ortaya konulmasıdır.

**Sonuç olarak,** farklı yoğunluktaki tabanlıkların sağlıklı yaşlılarda ayak statik yük dağılımı, gözler açık ya da kapalı denge değerlerine etkisinin olmadığı, söz konusu değişkenleri dominant taraf ve görsel girdinin kuvvetle sağlandığı gözler açık durumun etkilediği sonucuna varılmıştır. Ancak farklı hastalık durumlarında, yaşa bağlı ayağın yapısal problemlerinin olduğu durumlarda literatür desteği ile tabanlık kullanımının denge ve postüral stabilite ile yürüyüş üzerine olumlu etki edeceği ve düşme riskini azaltacağı unutulmamalıdır. Konu ile ilgili yapılan çalışmalara bakıldığında, farklı yoğunluktaki tabanlıkların ise, hastanın yaşına, yaşadığı çevreye, hastalık ve ayak yapısal problemlerine göre farklılık göstereceği de açıktır.

Alanda çalışan prostetist/ortotistlere, yaşa bağlı olarak ayağın değerlendirilmesi, ayak yapısına ve hastalık durumuna göre tabanlık seçiminin yapılması, uygun tabanlığın belirlenebilmesi için kişiye özel tabanlık yapılarak, uyum sürecinin takip edilmesi önerilmektedir. Tabanlıkların farklı yoğunlukta kullanılmasından ziyade, ayak yük dağılımının, denge parametrelerinin ayakkabı tercihinden, statik ve dinamik denge gelişimi ve sağlanması süreçlerine etki eden yaşa bağlı değişimlerden etkilendiğinin klinik uygulamalarda göz önünde bulundurularak kapsamlı değerlendirmeler yapılması gerekmektedir.

## 8.SONUÇLAR

Farklı yoğunluktaki tabanlıkların yük dağılımı ve statik denge değerlendirmelerine etkisinin incelendiği çalışmanın sonuçları;

1. Sağlıklı yaşlı bireylerde farklı tabanlık kullanımının statik denge ve ayak yük dağılımı üzerine etkisinin olmadığı gösterilmiştir.
2. Sağ ve sol taraf değerlendirme sonuçları karşılaştırıldığında sağ tarafın etkin olduğu, bu durumun bireylerin dominant tarafının sağ taraf olmasından kaynaklandığı belirlenmiştir. Bu tür değerlendirmelerde dominant tarafın belirlenmesi de önemlidir.
3. Statik denge değerlendirme sonuçlarına bakıldığında, gözler açık durumda yapılan değerlendirmelerin daha etkin olduğu gösterilmiştir. Dengenin gelişiminde ve sürdürülmesinde farklı yoğunluktaki tabanlıkların değil, görsel girdinin sağlandığı gözler açık durumun etkili olduğu sonucuna varılmıştır.
4. Sağlıklı yaşlı bireylerde statik denge ve yük dağılımının anlık değerlendirilmesi yanı sıra, dinamik denge ve yürüyüşün de değerlendirilmesi sonuçlarda farklı etki ortaya çıkarabileceği düşüncesiyle önerilmektedir.
5. Tabanlık kullanımına karar vermek için, yaşa bağlı ortaya çıkan fiziksel değişikliklere, ayaktaki yapısal problemlere göre değerlendirme yapılarak karar verilmelidir. İhtiyaç olmaması durumunda ayak sağlığını koruma düşüncesi ile tabanlık verilmemelidir.
6. Uygun ayakkabı seçimi ile tabanlıksız olarak yük dağılımı ve statik dengenin sürdürülmesi mümkün olabilmektedir. Bu nedenle, ayakkabı seçiminin değerlendirme kapsamında sorgulanması ve doğru yönlendirme yapılması önemli olacaktır.

## **9. KAYNAKLAR**

- 1-Helfand AE. A conceptual model for a geriatric syllabus for podiatric medicine. J Am Podiatr Med Assn. 90 (5):258-67, 2000.
- 2-Helfand AE, Cooke HL, Walinsky MD, Demp PH. Foot problems associated with older patients: A focused podogeriatric study. J Am Podiatr Med Assn. 88(5):237-41,1998.
- 3-Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. N Eng J Med. 29:1701-7, 1988.
- 4-Menz HB, Lord SR. Foot problems, functional impairment, and falls in older people. . J Am Podiatr Med Assn. 89(9):458-67, 1999.
- 5-MunroBJ.Steele JR. Foot-care awareness: A survey of persons aged 65 years and older. . J Am Podiatr Med Assn. 88 (5): 242-48, 1998.
- 6-Helfand AE, Cooke HL, Walinsky MD, Demp PH, Philip HD, Phillips BS. Foot pain and disability in older persons. J Am Podiatr Med Assn. 86 (2): 93-98, 1996.
- 7-Liu Y-T, Liu K-T, Yang S-W. Full paper: Efficacy of different insole designs on fall prevention of the elderly. Gerontechnology.11(2):4017, 2012.
- 8-Palluel E, Nougier V, Olivier I. Do spike insoles enhance postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in the elderly? Age (Dordr). 2008;30(1):53–61.
- 9-Kapandji IA: The Physiology of the Joints: Lower Limb. Baltimore, MD, Williams & Wilkins, 2,1970.
- 10-Sammarco GJ: Biomechanics of the foot. In Frankel VH, Nordin M (eds): Basic Biomechnics of the Skeletal System. Philadelphia, PA, Lea & Febiger.193-220,1980.
- 11- Scott G, Menz HB, Newcombe L. Age-related differences in foot structure and function.Gait Posture. 26(1):68-75, 2007.
- 12-Whitney KA. Foot deformities, biomechanical and pathomechanical changes associated with aging including orthotic considerations, part II.Clin Podiatr MedSurg. 20(3):511-26, 2003.

- 13- Jones R, Lindsey L, Hanks C, et al. Best foot forward older people and foot care.([www.helptheaged.org.uk](http://www.helptheaged.org.uk)).
- 14- López-López D, García-Mira R, Palomo-López P, Sánchez-Gómez R, Ramos-Galván J, Tovaruela-Carrión N, et al. Attitude and knowledge about foot health: a spanish view.Rev Lat Am Enferm.; 6;25:e2855,2017.
- 15- Benvenuti F, Ferrucci L, Guralnik JM, Gangemi S, Baroni A. Foot pain and disability in older persons: an epidemiologic survey. J Am Geriatr Soc.43(5):479–484, 1995.
- 16- Palomo-López P, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, Rodríguez-Sanz D, Calvo-Lobo C, López-López D. Footwear used by older people and a history of hyperkeratotic lesions on the foot: a prospective observational study.Medicine.96(15):e6623, 2017.
- 17- Dunn JE, Link CL, Felson DT, Crincoli MG, Keysor JJ, McKinlay JB. Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults.Am J Epidemiol. 1;159(5):491-8, 2004.
- 18- Lai TL, Chan KL, Chung SL. Foot problems among elderly people in Hong Kong.Asian J Gerontol Geriatr. 9(2):71-73, 2014.
- 19- Iglesias CP, Manca A, Torgerson DJ. The health-related quality of life and cost implications of falls in elderly women.Osteoporos Int.20(6):869–878, 2009.
- 20- Barr EL, Browning C, Lord SR, Menz HB, Kendig H. Foot and leg problems are important determinants of functional status in community dwelling older people.Disabil Rehabil.27(16):917–923, 2005.
- 21- Hamerman D: Biology of the aging joint. Clin Geriatr Med. 14:417–433, 1998.
- 22- James B, Parker AW: Active and passive mobility of lower limb joints in elderly men and women. Am J Phys Med Rehabil. 68:162–167, 1989.
- 23- Nitz JC, Low-Choy N: The relationship between ankle dorsiflexion range, falls and activity level in women aged 40–80 years. NZ J Physiother. 32: 121–125, 2004.



- 24- Menz HB, Morris ME, Lord SR: Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 60A:M1546–M1552, 2005.
- 25- Spink MJ FM, Wee E, Hill KD, Lord SR, Menz HB: Foot and ankle strength, range of motion, posture, and deformity are associated with balance and functional ability in older adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 92: 68–75, 2011.
- 26- Giacomozzi C, Leardini A, Caravaggi P: Cor-relates between kinematics and baropodo-metric measurements for an integrated in-vi-vo assessment of the segmental foot function in gait. *J Biomech.* 47: 2654–2659, 2014.
- 27- Staheli LT, Chew DE, Corbett M: The longi-tudinal arch. A survey of eight hundred and eighty-two feet in normal children and adults. *J Bone Joint Surg Am.* 69A:426–428, 1987.
- 28- Kohls-Gatzoulis J, Angel JC, Singh D, F FH, Livingstone J, Berry G: Tibialis posterior dys-function: a common and treatable cause of adult acquired flatfoot. *BMJ.* 329: 1328–1333, 2004.
- 29- Chiu MC WH, Chang LY, Wu MH: Center of pressure progression characteristics under the plantar region for elderly adults. *Gait Posture.* 37:408-412, 2013.
- 30- Hagedorn TJ, Dufour AB, Golightly YM, Ris-kowski JL, Hillstrom HJ, Casey VA, et al. Factors affecting center of pressure in older adults: the Framingham Foot Study. *J Foot Ankle Res.* 6: 18, 2013.
- 31- Orlin M, McPoil T: Plantar pressure assess-ment. *Phys Ther.* 80: 399–409, 2000.
- 32- Menz HB, Morris ME: Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait Posture.* 24: 229–236, 2006.
- 33- Cooper PS. Disorders and deformities of the lesser toes. In: Myerson MS, editor. *Foot and ankle disorders.* Philadelphia: WB Saunders Co. pp. 308 – 58, 2000.

- 34- Coughlin MJ, Mann RA. Lesser toe deformities. In: Coughlin MJ, Mann RA, editors. *Surgery of the foot and ankle*. 6th edition. St. Louis (MO): Mosby-Year Book. pp:341-465, 1993.
- 35- Giannestras NJ. Other problems of the forepart of the foot. In: Giannestras NJ, editor. *Foot disorders, medical and surgical management*. 2nd edition. Philadelphia: Lea & Febiger, p. 410 – 43, 1973.
- 36- Brunet JA, Turbin S. Traumatic dislocations of the lesser toes. *Foot Ankle Int*;18:406-11, 1997.
- 37- Clanton TO, Ford JJ. Turf toe injury. *Clin Sports Med*.13:731- 41, 1994.
- 38- Shurnas PS. Hallux Rigidus: Etiology, Biomechanics, and Nonoperative Treatment. *Foot Ankle Clin N Am*. 14: 1-8, 2009.
- 39- Coughlin MJ, Shurnas PS. Hallux Rigidus: Demographics, Etiology, and Radiographic Assessment. *Foot Ankle Int*. 24: 731-744, 2003.
- 40- Hecht PJ, Lin TJ. Hallux Valgus. *Med Clin N Am*. 98: 227-232, 2014.
- 41- Perera AM, Mason L, Stephens MM. The Pathogenesis of Hallux Valgus. *J Bone Joint Surg Am* 93: 1650-1961, 2011.
- 42- Nix SE, Vicenzino BT, Collins NJ, Smith MD. Gait parameters associated with hallux valgus: a systematic review. *J Foot Ankle Res*. 2;6(1):9,2013.
- 43- Burns J, Crosbie J, Hunt A, Ouvrier R. The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure. *Clin Biomech*. 20: 877–882, 2005.
- 44- Dunn JE, Link CL, Felson DT et al. Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults. *Am J Epidemiol*. 159: 491-498, 2004.
- 45- Menz HB. “Physiological Changes in the Ageing Foot”, *Foot Problems in Older People*, Churchill Livingstone, Philadelphia. p:276, 2008.
- 46- Shibuya N, Jupiter DC, Ciliberti LJ, VanBuren V, Fontaine JL. Characteristics of Adult Flatfoot in the United States. *J Foot Ankle Sur*. 49: 363-368, 2010.
- 47- Statler TK, Tullis BL. Pes Cavus. *J Am Podiatr Med Assoc*. 95(1): 42-52, 2005.

- 48- Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Age-related differences in walking stability. *Age and ageing*. 32(2):137-42, 2003.
- 49- Whittle MW. *Gait Analysis*, Elsevier, China, p.255, 2007.
- 50- Kozáková J, Janura M, Svoboda Z, Elfmark M, Klugar M. The Influence of Hallux Valgus On Pelvis and Lower Extremity Movement During Gait. *Acta Univ Palacki Olomuc Gymn*. 41 (4): 49-54, 2011.
- 51- Buldt AK, Levinger P, Murley GS, Menz HB, Nester CJ, Landorf KB. Foot Posture is Associated with Kinematics of the Foot During Gait: A Comparison of Normal, Planus and Cavus Feet. *Gait & Posture*. 42(1):42-8, 2015.
- 52- Yalçın E, Kurtaran A, Akyüz M. Pes Planus: Tanısı, Etiyolojisi ve Tedavisi. *Türk Klin J Med Sci*. 28: 743-753, 2008.
- 53- Dimonte P, Light H. Pathomechanics, Gait Deviations, and Treatment of the Rheumatoid Foot: A Clinical Report. *Phys Ther*. 62: 1148-1156, 1982
- 54- Keenan MA, Peabody TD, Gronley JK, Perry J. Valgus deformities of the feet and characteristics of gait in patients who have rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am*. 73 (2): 237-247, 1991.
- 55- Menz HB, Lord SR. Gait Instability in Older People with Hallux Valgus. *Foot Ankle Int* 26 (6): 483-489, 2005.
- 56- Menz HB, Lord SR. Foot Pain Impairs Balance and Functional Ability in Community Dwelling Older People. *J Am Podiatr Med Assoc*. 91(5): 222-229, 2001.
- 57- Bonnet C, Carello C, Turvey MT. Diabetes and Postural Stability: Review and Hypotheses, *J Mot Behav*. 41 (2): 172-192, 2009.
- 58- Borisov, VV. Experimental Clinical Research on the Material Used to Fabricate EVA Dental Splints with the Heat-Molding Technique [in Russian]. Thesis synopsis by cand. of med. science. A V Sevbitov, adv., Sechenov University, Moscow. 2017.
- 59- GOST 269-66. Rubber: general requirements for physical mechanical testing [in Russian]. Moscow: Izdatelstvo standartov, 1993.

- 60- Wu L. Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of Virtual Chinese Human after plantar ligamentous structure failures.” *Clinical Biomechanics*. 22: 221–229, 2007.
- 61- MacLean C, McClay Davis I, Hamill J. Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. *Clinical Biomechanics*. 21(6), 623-630, 2006.
- 62- Zifchock RA, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high-and low-arched individuals during walking. *Clinical Biomechanics*. 23 (10), 1287-1293, 2008.
- 63- Ki S, Leung A, Li A. Comparison of plantar pressure distribution patterns between foot orthoses provided by the CAD-CAM and foam impression methods. *Prosthetics and Orthotics International*. 32 (3), 356-362, 2008.
- 64- Healy A, Dunning DN, Chockalingam N. Effect of insole material on lower limb kinematics and plantar pressures during treadmill walking. *Prosthetics and Orthotics International*. 36 (1), 53-62, 2012.
- 65- Ciobanu O. The use of CAD/CAM and rapid fabrication technologies in prosthesis and orthotics manufacturing. *Revista medico-chirurgicala a Societatii de Medici si Naturalisti din Iasi*. 116 (2), 642-648, 2011.
- 66- Crabtree P, Dhokia V, Newman S, Ansell M. Manufacturing methodology for personalised symptom-specific sports insoles. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*. 25 (6), 972-979, 2009.
- 67- Markinson BC. Three-step Approach to In-office Assessment of the Geriatric Foot. *Geriatrics*. 56: 48-52, 2001.
- 68- Tomassoni D, Traini E, Amenta F. Gender and Age Related Differences in Foot Morphology. *Maturatis*. 9(4):421-7,2014.
- 69- Evans G. The Aged Foot. *Rev Clin Gerontol*. 12: 175-180, 2002.
- 70- Rubenstein LZ. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing*.35;2:ii37–41, 2006.

- 71- Ma CZH, Wong DWC, Wan AHP, Lee WCC. Effects of orthopedic insoles on static balance of older adults wearing thick socks. *Prosthet Orthot Int.*42(3):357–62, 2018.
- 72- Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. The plantar sole is a “dynamometric map” for human balance control. *Neuroreport.*9(14):3247–52, 1998.
- 73- Maki BE, Perry SD, Norrie RG, McIlroy WE. Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.*54(6):M281-7, 1999.
- 74- Perry SD, Radtke A, McIlroy WE, Fernie GR, Maki BE. Efficacy and effectiveness of a balance-enhancing insole. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 63(6):595–602, 2008.
- 75- Büyükturan, Ö., Demirci, S., Büyükturan, B. and Yakut Y. Which Thickness Has the Best Impact on Postural Stability and Risk of Falling? *J Am Podiatr Med Assoc.*18;1–16, 2018.
- 76- Paton J, Glasser S, Collings R, Marsden J. Getting the right balance: Insole design alters the static balance of people with diabetes and neuropathy. *J Foot Ankle Res.*9(1):1–11, 2016.
- 77- Losa Iglesias ME, Becerro de Bengoa Vallejo R, Palacios Peña D. Impact of Soft and Hard Insole Density on Postural Stability in Older Adults. *Geriatr Nurs.* 33(4):264-71, 2012.
- 78- Teasdale N, Simoneau M. Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait Posture.*14:203-10, 2001.
- 79- Hatton AL, Rome K, Dixon J, Martin DJ, McKeon PO. Footwear interventions: a review of their sensorimotor and mechanical effects on balance performance and gait in older adults. *J Am Podiatric Med Assoc.* 103: 516–533, 2013

## 10.EKLER

### EK 1 Gönüllü Onam Formu

#### ARAŞTIRMA GÖNÜLLÜ ONAM FORMU

‘GERİATRİK BİREYLERDE FARKLI YOĞUNLUKTA TABANLIKLARIN AYAK YÜK DAĞILIMI VE STATİK DENGE ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ’’adlı çalışmaya katılımınız gönüllülük esasına dayanmaktadır.

- İsminizi yazmak ya da kimliğinizi açığa çıkaracak bir bilgi vermek zorunda değilsiniz/araştırmada formda belirtmiş olmanıza rağmen isimleriniz gizli tutulacaktır.
- İstemeniz halinde sizden toplanan verileri inceleme hakkınız bulunmaktadır.
- Sizden toplanan veriler korunacak ve araştırma bitiminde arşivlenecek veya imha edilecektir.
- Veri toplama sürecinde/süreçlerinde size rahatsızlık verebilecek herhangi bir soru/talep olmayacaktır. Yine de katılımınız sırasında herhangi bir sebepten rahatsızlık hissederseniz çalışmadan istediğiniz zamanda ayrılabilirsiniz. Çalışmadan ayrılmanız durumunda sizden toplanan veriler çalışmadan çıkarılacak ve imha edilecektir.

Gönüllü katılım formunu okumak ve değerlendirmek üzere ayırdığınız zaman için teşekkür ederiz.

**Osman Söyler**

**Bu çalışmaya tamamen kendi rızamla, istediğim takdirde çalışmadan ayrılabileceğimi bilerek verdiğim bilgilerin bilimsel amaçlarla kullanılmasını kabul ediyorum.**

*(Lütfen bu formu doldurup imzaladıktan sonra veri toplayan kişiye veriniz.)*

**Katılımcı Ad ve Soyadı: -----**

**İmza:-----**

**Tarih:-----**

## EK 2 Değerlendirme Formu

### Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı :..... Yaş :..... Boy  
:.....  
Vücut ağırlığı:..... VKİ (kg/boy<sup>2</sup>) :.....Cinsiyet  
:.....  
Adres  
:.....  
:.....  
:..... Telefon :.....  
Özgeçmiş  
:.....  
Dominant taraf:.....  
Ayakkabı tercihi:.....

### STATİK DENGE DEĞERLENDİRMESİ

Parametreler	TABANLIK YOĞUNLUKLARI			
	Yumuşak	Orta-sert	Sert	Tabanlıksız
Gözler açık elips yüzey				
Gözler açık salınım uzunluğu				
Gözler açık x ortalaması				
Gözler açık y ortalaması				
Gözler kapalı elips yüzey				
Gözler kapalı salınım uzunluğu				
Gözler açık salınım uzunluğu				
Gözler kapalı y ortalaması				
Gözler açık y ortalaması				

### SAĞ-SOL YÜK TAŞIMA YÜZDELERİ

Parametreler	TABANLIK YOĞUNLUKLARI			
	Yumuşak	Orta-sert	Sert	Tabanlıksız
Sağ statik				
Sol statik				
Sağ-sol fark				

## 11.ETİK KURUL ONAYI



T.C.  
**İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ**  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

E-İmzalıdır

Sayı : 10840098-604.01.01-E.32705  
Konu : Etik Kurulu Kararı

18/07/2019

**Sayın Osman SÖYLER**

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz "Geriatrik Bireylerde Farklı Yoğunlukta Tabanlıkların Ayak Yük Dağılımı ve Statik Denge Üzerine Etkilerinin İncelenmesi" isimli başvurunuz incelenmiş olup etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar  
Etik Kurulu Başkanı

Ek:  
-Karar Formu (2 sayfa)

Bu belge 5070 sayılı e-İmza Kanununa göre Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK tarafından 18.07.2019 tarihinde e-imzalanmıştır. Evrağımızı <https://ebys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden CCC26D84XC kodu ile doğrulayabilirsiniz.

İstanbul Medipol Üniversitesi

Kavacık Mah. Ekinciler Cad. No.19 Kavacık Kavşağı - Beykoz  
34810 İstanbul

Tel: 444 85 44  
İnternet: [www.medipol.edu.tr](http://www.medipol.edu.tr)  
Ayrıntılı Bilgi İçin : [bilgi@medipol.edu.tr](mailto:bilgi@medipol.edu.tr)



İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ  
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR  
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
Karar Bilgileri	<b>Karar No: 571</b>	<b>Tarih: 17/07/2019</b>		
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.			

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. İlknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Devrim TARAKCI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Hikmet ÜÇİŞİK	Biyoteknoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Keziban OLCAY	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

\* :Toplantıda Bulunma

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ  
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR  
ETİK KURULU KARAR FORMU

<b>BAŞVURU BİLGİLERİ</b>	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Geriatrik Bireylerde Farklı Yoğunlukta Tabanlıkların Ayak Yük Dağılımı ve Statik Denge Üzerine Etkilerinin İncelenmesi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Osman SÖYLER			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortez Protez			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

## 12. ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Adı	Osman	Soyadı	Söyler
Doğum Yeri	Özalp	Doğum Tarihi	17.03.1976
Uyruğu	T.C.	TC Kimlik No	15107935292
E-mail	osmansoyler65@hotmail.com	Tel	0533 811 39 80

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans	İstanbul Medipol Üniversitesi Ortez-Protez	Devam Ediyor
Lisans	Anadolu Üniversitesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Yön.	2006, 2019
Lise	Patnos Sağlık Meslek Lisesi	1998

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayım)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Öğretim Görevlisi	Lefke Avrupa Üniversitesi	2016-
2.	Yönetim Kurulu Başkanı	Bilim Ortez-Protez	1998-
3.			

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	iyi	iyi	iyi

\* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Yabancı Dil Sınav Notu <input type="checkbox"/>								
KPDS	YDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE

Başarılmış birden fazla sınav varsa, tüm sonuçlar yazılmalıdır

KPDS: Kamu Personeli Yabancı Dil Sınavı; YDS: Yabancı Dil Bilgisi Seviye Tespit Sınavı; IELTS: International English Language Testing System; TOEFL IBT: Test of English as a Foreign Language-Internet-Based Test TOEFL PBT: Test of English as a Foreign Language-Paper-Based Test; TOEFL CBT: Test of English as a Foreign Language-Computer-Based Test; FCE: First Certificate in English; CAE: Certificate in Advanced English; CPE: Certificate of Proficiency in English

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	56,335	60,699	64,501
(Diğer) Puanı			

**Bilgisayar Bilgisi**

Program	Kullanma becerisi

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

