

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

JİROSKOPİK EYLEMSİZLİK İTİCİSİ ÖZELLİKLİ HAREKET
FASİLİTÖRÜNÜN KOL SALINIMI VE YÜRÜME
KARAKTERİSTİKLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Uzm. Fzt. Meriç Selim ŞİPAL

Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı
DOKTORA TEZİ

ANKARA
2023

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

JİROSKOPİK EYLEMSİZLİK İTİCİSİ ÖZELLİKLİ HAREKET
FASİLİTÖRÜNÜN KOL SALINIMI VE YÜRÜME
KARAKTERİSTİKLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Uzm. Fzt. Meriç Selim ŞİPAL

Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. A. Ayşe KARADUMAN

ANKARA

2023

**JİROSKOPİK EYLEMSİZLİK İTİCİSİ ÖZELLİKLİ HAREKET FASILİTÖRÜNÜN KOL
SALINIMI VE YÜRÜME KARAKTERİSTİKLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Uzm. Fzt. Meriç Selim ŞİPAL

Danışman: Prof. Dr. A. Ayşe KARADUMAN

Bu tez çalışması 21.03.2023 tarihinde jürimiz tarafından Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programında doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: *Prof. Dr. İrem DÜZGÜN*
(Hacettepe Üniversitesi)

Üye: *Prof. Dr. Tüzün FIRAT*
(Hacettepe Üniversitesi)

Üye: *Prof. Dr. Elif YALÇIN*
(Sağlık Bilimleri Üniversitesi Ankara Şehir Hastanesi)

Üye: *Prof. Dr. Muhammed KILINÇ*
(Hacettepe Üniversitesi)

Üye: *Prof. Dr. Nilgün BEK*
(Lokman Hekim Üniversitesi)

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

23 Mart 2023

Prof. Dr. Müge YEMİŞÇİ ÖZKAN

Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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

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

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

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

21/03/2023

(İmza)

Meriç Selim ŞİPAL

i

¹“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

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

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

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

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

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

ETİK BEYAN

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

(İmza)

Uzm. Fzt. Meriç Selim ŞİPAL

TEŞEKKÜR

Yazar, bu çalışmanın gerçekleşmesine katkılarından dolayı, aşağıda adı geçen kişilere içtenlikle teşekkür eder.

Sayın Prof. Dr. Aynur Ayşe KARADUMAN, tez danışmanı olarak çalışmanın oluşmasında, içeriğinin düzenlenmesinde, yürütülmesinde ve tez sonuçlarının yorumlanmasında akademik bilgi ve deneyimleri ile büyük katkıda bulunmuştur. Ayrıca tüm akademik kariyerimin boyunca değerli fikirleri, tecrübesi, anlayışı ve bakış açısı ile yol göstermiş ve eşsiz desteğini hiç esirgememiştir. Üzerimdeki büyük emeğe istinaden bu tez Sayın Prof. Dr. A. Ayşe KARADUMAN'a ithaf edilmiştir.

Sayın Doç. Dr. Muhammed KILINÇ, teknoloji ve AR-GE konularında yol göstererek hem tezin meydana gelmesine hem de kişisel gelişimime büyük katkı sağlamıştır.

Sayın Prof. Dr. Evren YAŞAR ve Doç. Dr. Emre ADIGÜZEL, Ankara Şehir Hastanesi FTR Hastanesi imkanlarından istifade edilmesini sağlayarak çok değerli desteklerini esirgememişlerdir.

Sayın Prof. Dr. Elif YALÇIN TOPÇUOĞLU, hem sorumlu araştırmacı olarak hem de klinik imkanlarının kullanılmasını sağlayarak desteğini hiç esirgememiştir.

Çok değerli kardeşim ve çalışma arkadaşım Fzt. Sinem AKYÜZ, çok değerli çalışma arkadaşım Fzt. Ebru AYDIN, Fzt. Ümit DİNÇER ve tüm çalışma arkadaşlarım çalışmanın başından sonuna kadar önemli ve içten desteklerini hiç esirgememişlerdir.

Sayın Doç. Dr. Serdar ARITAN, bilgi birikimi ve tecrübesini esirgmeden, görüntü analizi metotlarının kullanımını sağlayarak büyük katkı sağlamıştır.

Çalışma istatistiğinin sağlanmasında, kontrolünde ve değerlendirilmesinde Sayın Salih UZUN içtenlikle desteklerini esirgememiştir.

Sevgili eşim, oğlum, annem ve babam bu günlere gelmemde sabırla, özveriyle, içtenlikle ve sevgiyle her zaman yanımda olmuş ve eşsiz desteklerini hiç esirgememişlerdir.

ÖZET

ŞİPAL, M.S., Jiroskopik Eylemsizlik İtici Özellikli Hareket Fasilitörünün Kol Salınımı ve Yürüme Karakteristiklerine Etkisinin Araştırılması, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı Doktora Tezi, Ankara, 2023. Kol salınımı, yürüyüş parametrelerinin düzenlenmesi ve denge sağlanması açısından önemli bir role sahiptir. Bradikinezi mevcudiyetinde, üst ekstremiteler alt ekstremitelere hareketini sürdürmek için bir jeneratör görevi görürler. Jiroskopların çalışma prensipleri, kol salınımı için faydalı özellikler barındırmaktadırlar. Çalışmamızda, kol salınımı yeni bir jiroskop çeşidi ile facilitate edilmiştir. Çalışmamızın ana amacı, tez kapsamında geliştirilen jiroskopun kol salınımı ve yürüme parametreleri üzerindeki etkisinin incelenmesidir. Çalışmamıza otuz sağlıklı gönüllü dahil edilmiştir. Çalışma üç durumu kapsamaktadır. İlk olarak, jiroskop olmadan değerlendirme yapılmıştır. İkinci olarak, jiroskopun var olduğu fakat çalışmadığı durumda değerlendirmeler yapılmıştır. Son olarak, jiroskop çalışır vaziyette iken değerlendirmeler yapılmıştır. Jiroskopun kullanıldığı durumlarda, jiroskop elde tutulu vaziyette iken değerlendirmeler yapılmıştır. Jiroskopun kol salınımı üzerindeki etkisi Dartfish® tarafından değerlendirilmiştir. Yürüyüş analizi ise Zebris® FDM analiz sistemi ile gerçekleştirilmiştir. Sonuçlara göre, jiroskop Pendulum egzersizi sırasında kol salınımını artırmaktadır ($p<0.05$). Ayrıca, yürüyüş sırasında kullanılması ile adım genişliği azalmıştır ve yürüyüş döngü süresi artmıştır ($p<0.05$). Sonuç olarak Jiroskop kullanımı, sağlıklı gönüllülerde kol salınımını artırmak için uygun bir yöntemdir. Çalışmamız, bir jiroskopun ekstremitelere hareketleri üzerindeki etkisinin ilk kez gösterilmesi açısından önemlidir. Ayrıca, gelecekte, Parkinson hastalığı ve Senil Bradikinezi tedavisinde kullanım için jiroskopik özelliklere sahip bir tıbbi cihaz tasarlanması adına ön çalışma niteliğindedir.

Anahtar Kelimeler: Jiroskopik eylemsizlik iticisi; Yürüyüş; Kol salınımı; Jiroskop.

ABSTRACT

SIPAL, M.S., Investigation of the Effect of Gyroscopic Inertial Thruster Movement Facilitator on Arm Swing and Gait Characteristics, Hacettepe University Graduate School Health Sciences Program of Physical Therapy and Rehabilitation Doctor of Philosophy Thesis, Ankara, 2023. Arm swing has a crucial role in gait. It is essential in terms of regulating gait parameters and balance during walking. In the case of bradykinesia, the arms act as a generator to maintain lower extremity movement while walking. The way gyroscopes work makes them useful in arm swings. In our study, the arm swing is facilitated by a new type of gyroscope. As a main purpose, a gyroscope was used to increase arm swing during pendulum exercise and walking. Thirty healthy volunteers were included in the study. The study covers three situations. First, the gyroscope is not installed; second, it is installed but does not work; and finally, it is installed and works. The effect of the gyroscope on the arm swing was evaluated by the Dartfish®, and the gait was evaluated with the Zebris® FDM analysis system. According to the results, the gyroscope increases the arm swing in the pendulum exercise ($p<0.05$). Furthermore, the step width decreased, and the gait cycle time increased by using the gyroscope ($p<0.05$). The gyroscope is suitable for facilitating arm swings in healthy volunteers. Our study is essential to demonstrate for the first time the effect of a gyroscope on extremity movements. In the future, a medical device that has the features of a gyroscope can be designed for its use in the treatment of Parkinson's disease and Senile Bradykinesia.

Keywords: Gyroscopic inertial thruster; Gait; Arm swing; Gyroscope.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN SAYFASI	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	x
ŞEKİLLER	xi
TABLolar	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Tasarlanan Jiroskopik Eylemsizlik İtıcısının Temelleri	5
2.2. Jiroskopik Eylemsizlik İtıcisi Etkisi	7
3. GEREÇ ve YÖNTEM	16
3.1. JHF'nin Teknik Özellikleri	16
3.2 Kol Salınımının Değerlendirmesi	21
3.3 Yürüyüş Değerlendirmesi	21
3.4. İstatistik	24
4. BULGULAR	25
5. TARTIŞMA	36
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	48
7. KAYNAKLAR	50
8. EKLER	52
9. ÖZGEÇMİŞ	57

SİMGELER VE KISALTMALAR

GIT	Gyroscopic Inertial Thruster
JEİ	Jiroskopik Eylemsizlik İtici
JEİHF	Jiroskopik Eylemsizlik İtici Özellikli Hareket Fasilitörü
JHF	Jiroskopik Hareket Fasilitörü
NASA	National Aeronautics and Space Administration
PH	Parkinson Hastalığı
W_n	Nutasyonel Açısal Hız (Nutation)
W_p	Devinimsel Açısal Hız (Precession)
W_s	Rotasyonel Açısal Hız, Rotor Dönüş Hızı (Dönme / Spin / Rotasyon)

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
1.1.	Mekanik jiroskopun elemanları ve temel parametreleri	1
1.2.	Pendulum testinin temelleri	2
2.1.	Powerball® ve jiroskopik hareketler	6
2.2.	Pendulum egzersiz pozisyonu, Dairesel yörünge fark ile devinim ve sarkaç yörüngesi arasında hızlanması (JEİ etkisi)	10
3.1.	Düzeneğin kapalı olduğu durumda sarkaç hareketi	18
3.2.	Düzeneğin açık olduğu durumda sarkaç hareketi	19
3.3.	Düzeneğin pendulum egzersizi ve yürümede kullanımı	19
5.1.	Kütle sönüm etkisinin kullanılması	39

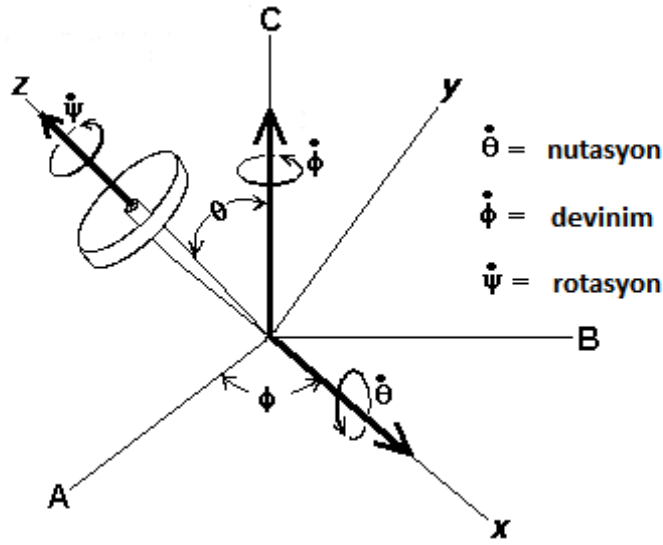
TABLOLAR

Tablo	Sayfa
3.1. Dahil Edilme ve Dışlama Kriterleri	20
3.2. Araştırma grupları	23
4.1. Yaş değerlerinin dağılımı	25
4.2. Ölçüm değerlerinin dağılımı	25
4.3. Ölçüm değerlerinin normalliği	27
4.4. Pendulum egzersizinde kol salınımı ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	28
4.5. Normal yürümede kol salınımı ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	28
4.6. Uzun adımla yürümede kol salınımı ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	29
4.7. Omuz fleksiyonu açısından pendulum egzersiz ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	29
4.8. Omuz fleksiyonu açısından normal yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	30
4.9. Omuz fleksiyonu açısından uzun adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	30
4.10. Omuz ekstansiyonu açısından pendulum egzersiz ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	30
4.11. Omuz ekstansiyonu açısından normal yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	31
4.12. Omuz ekstansiyonu açısından uzun adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	31
4.13. Yürüyüş döngü süresi açısından normal yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	32
4.14. Yürüyüş döngü süresi açısından uzun adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	32
4.15. Yürüyüş hızı açısından normal yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	32
4.16. Yürüyüş hızı açısından uzun adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	33

4.17.	Kadans açısından normal yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	33
4.18.	Kadans açısından uzun adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	34
4.19.	Çift adım uzunluğu açısından normal yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	34
4.20.	Çift adım uzunluğu açısından uzun adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	34
4.21.	Adım genişliği açısından normal yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	35
4.22.	Adım genişliği açısından uzun adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi	35

1. GİRİŞ

Jiroskoplar, dönen bir merkez parça ve bu dönmenin açılal hızına uyumla dönen kaideden oluşlan cihazlardır (Şekil1.1.) (1). Temel aldığı fizik prensiplerine ve içerdiği teknolojiye göre sınıflanan birçok jiroskop mevcuttur (2). 19. yüzyılın ilk yarısında Fransız fizikçi Jean B. L. Foucault, pendulum (sarkaç) ile jiroskopu bir arada kullanarak yaptığı deneylerle dünyanın yörüngesel hareketlerinin anlaşılmasına katkı sağlamıştır (3).



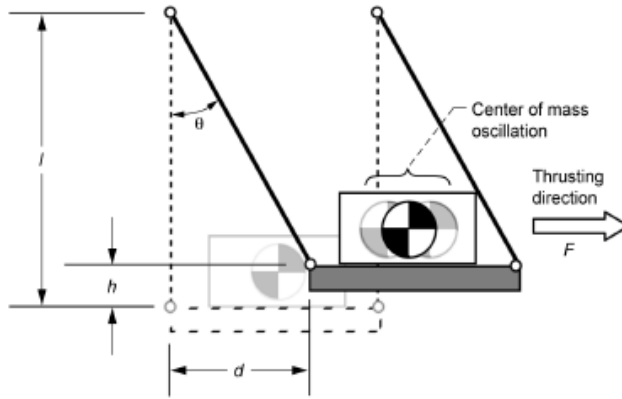
Şekil 1.1. Mekanik jiroskopun elemanları ve temel parametreleri (1).

Çok uzun süredir jiroskopların dairesel hareketleri çizgisel hareketlere dönüştürülerek kullanılmaya çalışılmaktadır. Jiroskopların temel niteliklerinden ötürü çalışmalar ancak kısmen başarıya ulaşmaktadır (4). Bu denemeler genel olarak jiroskopik eylemsizlik iticisi (JEİ), *Gyroscopic Inertial Thruster (GIT)* olarak isimlendirilmektedir. Bu konu tartışmalıdır. Basitçe Newton'un 3. yasasının gerektirdiği gibi etki kuvveti olmadan itme içerecek bir tepki kuvveti oluşturmak mümkün değildir. Bu şekilde bir jiroskopik eylemsizlik iticisinden bahsetmek de mümkün değildir. Bu konuyu yine jiroskopların temel niteliklerini kullanarak etki ve tepki kuvvetlerinin zamanlamasını ve yönünü fonksiyona katkı sağlayacak şekilde

düzenleyip ele almak, temel jiroskopik eylemsizlik iticisi fikrinden uzaklaşmak anlamına gelmemelidir.

Jiroskopik eylemsizlik iticisinin kullanımı birçok bilim dalının ortak konusudur. Açısal momentumun rotasyonel hareketlerden doğrusal hareketlere çevrilerek kullanılması fikri yeni değildir. Fakat rotasyonel hareket paternlerinin doğrusallaştırılarak kullanılması sırasında oluşan enerji kaybı bu şekilde kuvvet aktarımının yaygınlaşmasının önündeki en büyük engellerdendir. Bu şekilde kuvvet aktarımının en akılcı kullanımının hedef cismin direkt etki ile hareket ettirilmesi değil cismin mevcut hareket paternine kritik bir müdahalede bulunularak yörüngesinin değiştirilmesi şeklinde olabileceğini düşünmekteyiz.

Nitekim NASA'nın (National Aeronautics and Space Administration) JEİ etkisini ve benzer yöntemleri incelediği 2006 tarihli bir raporda jiroskopik etkiyle bir yöne net yer değiştirme denemelerinin başarılı olmadığı ortaya konulmuştur. Fakat bunun yerine net yer değiştirmenin olmadığı sarkaç hareketinde öne arkaya salınım sağlandığı vurgulanmıştır (Şekil 1.2.) (5).



Şekil 1.2. Pendulum testinin temelleri (5).

Benzer şekilde kısıtlı bir etki ile daha büyük bir sonuç elde etme çabası hayatın birçok alanının konusu olmuştur. Judo gibi karşıdan yüksek enerji ile gelen rakibin kuvvet, hız ve eylemsizlik momentini (dönmeye çalışan cismin dönme hareketine karşı gösterdiği direnç) ona karşı kullanılmayı amaçlayan sporlarda, anahtar noktaya yapılan küçük bir etki kritik müdahale vazifesi görerek istenilen sonuca ulaşmayı

sağlamaktadır. Bu eylemsizlik momentinin kritik müdahale içerisinde kullanılmasına iyi bir örnektir.

Eylemsizlik momentinin biyomekanik temelli yaklaşımlarda kullanılması eskiye dayanmaktadır. Çünkü eylemsizlik momenti kullanılarak hareketin fasilitasyonu vücudun doğal hareket paternleriyle uyumludur. Hatta hareket sisteminin önemli bir parçasıdır. Bunun için vücuttaki her hareket örnek olarak verilebilir. Bir fincan çay içerken tutma noktasının fincanın ağırlık merkezine uzaklığı ile oluşan eylemsizlik momentinin çayı dökmeden fincanı çevirme sırasında kullanılmasında bile açıl moment sezgisel olarak hesaplanır ve kullanılır.

Yukarıda bahsedildiği üzere bu etkinin jiroskopik olarak pratik hayata uygulanması için geliştirilen sistemler genel olarak jiroskopik eylemsizlik iticisi olarak isimlendirilmektedir. Jiroskopik eylemsizlik iticisi fikrinin temelinde doğru şekilde oluşturulmuş ve kullanılmış bir eylemsizlik momenti bulunmaktadır.

Üst ekstremitelerin açık kinetik halka hareketleri ile ilişkisi eylemsizlik momentinin kullanılması fikrinin uyarlanmasını kolaylaştırmaktadır. Yürüyüş sırasındaki kol salınımını elin ağırlığını da düşünerek, ucunda ağırlık asılı bir sarkacın hareketine benzetebiliriz. Sallanan üst ekstremitenin ve dolayısıyla elin oluşturduğu moment omuz eklemine ve bağlı olduğu gövdeye etki etmektedir. Bu momentin vücudun üst yarısının ve dolaylı olarak alt gövde, pelvis ve alt ekstremitelerin hareketlerine katkı sağlanabileceğini düşünmekteyiz. JEİ etkisinin artırılarak vücut hareketlerini uyarmak için kullanılması durumunda bağlı olan segmentlerin hareketlerinin serbestleştirilmesi mümkün olabilecektir. Tez kapsamında geliştirilen araştırma amaçlı Jiroskopik Eylemsizlik İtici Özellikli Hareket Fasilitörü (JEİHF) düzeneği yani Jiroskopik Hareket Fasilitörünün (JHF), uygulanacağı ekstremitenin omuz eklemi pendulum hareketine (kol salınımına) katkı sağlayacağı düşünülmektedir ve böylece H1 hipotezi kurulmuştur. Ayrıca düzeneğin bağlı olduğu ekstremitede ortaya çıkartacağı etkinin anahtar nokta etkisiyle vücuda yansımalarının olacağı düşünülmektedir. Böylece düzeneğin yürümenin uzay zamansal özelliklerine etki edeceği düşünülerek H2 hipotezi kurulmuştur.

H1: Jiroskopik Hareket Fasilitörü ayakta sabit duruşta kol salınım hareketine katkı sağlamaktadır.

H2: Jiroskopik Hareket Fasilitörü yürümenin uzay zamansal özellikleri üzerinde düzeltici etki göstermektedir.

Çalışmamız, PH ve Bradikinezi gibi nörolojik tabloların tedavilerinde önemli bir yeri olan kol salınımı müdahalelerine yeni bir bakış açısı geliştirmek adına bir ön çalışma olarak yapılmıştır. Mevcut tedavi yöntemlerinin tek düzeliğine yenilik getirmenin klinik açıdan önemli olabileceği düşüncesiyle, ileride ortaya çıkartılabilecek bir medikal cihazın temel prensipleri tez kapsamında geliştirilen deney düzeneği ile denenmiştir.

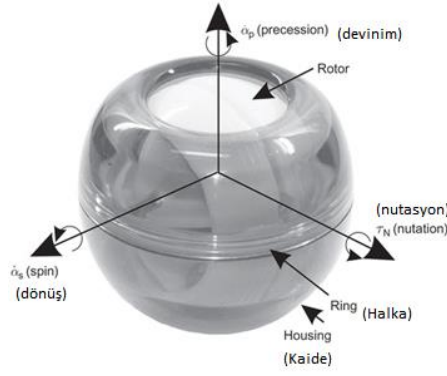
Bu çalışmadaki temel amaç tez kapsamında geliştirilen araştırma amaçlı düzeneğin kol salınımı hareketinin yörüngesel yapısına ve ilgili yürüme parametrelerine katkı sağlayıp sağlamadığının incelenmesi ve bu etkinin uygun değerlendirme yöntemiyle gösterilmesidir. Çalışmamız jiroskopik eylemsizlik iticisinin temel özelliklerine dayanan bir düzeneğin tasarlanarak, ekstremiteler hareketleri üzerindeki etkisinin gösterilmesi açısından ve daha sonra aynı özellikte bir medikal cihazın kullanıma sunulabilmesi açısından önem arz etmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Tasarlanan Jiroskopik Eylemsizlik İtçisinin Temelleri

Tasarladığımız JEİ'nin temelinde jiroskopik hareket paternlerinin ve jiroskopik eylemsizliğin fiziksel çevreye direkt aktarılması yatmaktadır. Yani jiroskopların, mevcut teknolojide olduğu gibi ölçüm ve pozisyon belirleme fonksiyonlarından ziyade kuvvet oluşumu ve aktarımı için kullanılması istenmektedir. Bunun için kol hareketine etki edebilecek şekilde, ağırlığı 550 gram olan ve pendular hareketin içinde aktive olacak bir jiroskop tasarlandı. Aslında tasarlanan jiroskop, kol salınımı karakteristiğine beklentimizin de ötesinde uyum gösterdi. Tasarımımız, 3 eksenli jiroskopik harekete uyumludur ve jiroskopik eylemsizliği kol salınımının faydasına kullanan ince bir düşüncenin eseridir.

Bildiğimiz kadarıyla şu anda medikal alanda kullanılan bir JEİ bulunmamaktadır. Fakat jiroskopik etki ile kullanıma sunulan bazı cihazlar bulunmaktadır. Powerball® isimli egzersiz cihazı bu konudaki en iyi örneklerdendir. Bu bilek egzersiz cihazı aslında üç serbestlik derecesinde rotasyona sahip bir jiroskoptur (6). Powerball® tasarımsal olarak oldukça dengeli ve güçlü bir jiroskoptur. Powerball® egzersiz ekipmanlarında 100 Newton'dan daha fazla güç üretilebilmektedir ve rotorun (düzeneğin dönen kısmı) dönüş hızı (spin / rotasyon) (W_s) 10.000 Rpm'den (dakikadaki tur sayısı) daha fazla olabilmektedir. Sistem, cihazın üst veya alt ekstremiteye bağlanarak, dışarıdan verilen başlangıç hızının (W_s), rotasyonel kuvvetler ile olabildiğince arttırılması ve devam etmesi üzerine kuruludur. Powerball® özel dönme bağlantıları sayesinde, devinim (precession) (devinim hızı) (W_p) ve spin serbestlik derecelerinde harekete izin vermektedir (6). Cihazın dönüş hızı (spin hızı) (W_s) dışarıdan uygulanan nutasyon (nutation) kullanılarak arttırılmaktadır (7). Kullanıcı elinde tuttuğu cihazı bilek hareketleri ile çevirerek nutasyon (nutasyon hızı) (W_n) oluşturmaktadır. Sistemin ilk hareketi (spin hızı) (W_s) ise başlatma ipi veya üzerindeki gergi yayı ile verilmektedir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Powerball® ve jiroskopik hareketler (7).

Powerball®'ın çalışma prensiplerinde sürtünme kuvveti önemli role sahiptir. Bu cihazda ilk olarak dışarıdan verilen nutasyon sayesinde rotor şaftına baskı yapılır ve bir sürtünme oluşturulur. Bu sayede devinim torku rotora etki ettirilmiş olur (6). Bu sürtünme etkisi tasarladığımız düzeneğe ilham vermektedir.

Bu sürtünmenin neticesinde nutasyonel reaksiyon torku sürtünmeyi yenebilecek kadar yüksek değilken sadece enerji sönümlenmesi görülmektedir (8). Reaksiyon torku yeterince yüksek olduğunda ise sürtünme kuvvetinin sistemin parçaları arasındaki kuvvet iletimine katkı sağlaması ile rotasyonu hızlandıracak hareket dizisi ortaya çıkmaktadır. Eğer benzer bir cihazda JEİ oluşturularak kullanılmak isteniyorsa bu sürtünme etkisi ortadan kaldırılmaya çalışılmadan düzeneğin rotasyonel hareketlerine devam etmesi sağlanmalıdır. Çünkü bu sürtünme kuvveti sistemin kuvvet iletimini ve fonksiyonel bütünlüğünü sağlamaktadır. Böyle bir durumda sürtünme kuvvetiyle birlikte hareketlerin kesintiye uğramadan devam etmesi için sisteme bir güç kaynağı eklenmesi gerekmektedir.

Bu tezin konusu olan düzenekten bahsetmeden önce Powerball® isimli cihazın örnek olarak verilmesinin nedeni bu cihazın tasarladığımız düzeneği açıklamak için kullanılabilir ve pratik hayata uygulanmış en iyi örneklerden birisi olmasıdır. Çünkü tasarladığımız düzeneğin yapı boyut ve her jiroskopta bulunan temel özellikler bakımından Powerball® isimli cihazla benzerlikler taşımaktadır. Fakat bu benzerlikler ortaya çıkartılan etkinin farklılığı, kullanım amacı ve gücün oluşturulma şekli gibi tasarladığımız düzeneğe ait farklı özellikler nedeniyle sınırlı kalmaktadır.

2.2. Jiroskopik Eylemsizlik İtici Etkisi

Jiroskopların ortaya çıkardıkları JEİ etkisi nasıl kurgulanırsa kurgulansın büyük kütleli cisimleri verimli bir şekilde hareket ettirmek için çoğunlukla yetersiz kalmaktadır. O yüzden bu etkiyi daha küçük ölçekli sarkaçvari hareketleri desteklemek için kullanmanın faydalı olabileceğini düşünmekteyiz. Bu yüzden çalışmamızda jiroskopik eylemsizlik iticisi etkisi, araştırma amaçlı tasarlanmış düzeneğin kol salınımında kullanılmasıyla ortaya çıkarılmıştır.

Yoon ve ark. (9) 2015 yılında yaptıkları bir çalışmada Parkinsonlu olgularda kol salınımını arttırmak için önkola 450 gram ağırlık takarak sarkaç etkisini arttırmaya çalışmışlardır. Çalışma sonucunda kol salınımlarında ve yürüme parametrelerinde pozitif yönde anlamlı değişimler elde etmişlerdir. Böylece sadece ilave ağırlığın eylemsizlik momentiyle ortaya çıkarttığı etkinin bile kol salınımına ve yürümeye katkı sağlayabileceği gösterilmiştir.

Kanıtlar büyük oranda vücuda ağırlık eklemenin yürüme parametrelerini değiştirdiğini ve postüral dengeyi geliştirdiğini göstermektedir (9-11). Kollara ağırlık eklenmesinin, kol hareketlerini değiştirmekte etkili olabileceği ve yürüme sırasında ekstremiteler hareketleri arasındaki ilişkiyi etkinleştirmekte öncü olabileceği düşünülmektedir (9, 10).

Kol salınımına yapılan küçük bir müdahalenin bile yürüme parametrelerini değiştirmesi JEİ etkisine sahip bir düzeneğin ağırlık etkisine ilaveten oluşturacağı itmenin ne kadar faydalı olabileceğine işaret etmektedir.

Kol salınımının çalışmadaki kritik rolünden ötürü bu konu üzerinde durmak gerekmektedir. Yürüme sırasında üst ekstremiteler doğal rotasyona sahip fleksiyon ekstansiyon siklusunda hareket etmektedirler (12). Bu kol salınımının sarkaçvari hareketinin tanımıdır. Kol salınımının sarkaçvari hareketi öne gidiş ve geri geliş olarak iki adet ters yönlü yarım tur dönmeden oluşmaktadır. Yarım tur dönme hareketi transvers eksendeki gerçek sarkaç salınımı ve vertikal eksendeki rotasyondan oluşmaktadır. Bu hareketler kol salınımındaki doğal hareket komponentlerini oluştururlar.

Çalışmamızda her kol salınımında, jiroskopik düzeneğe, ana dönme noktası ile ilişkili olarak, dönme (spin, rotasyon), devinim ve nutasyon hareketlerini açığa çıkartmaktadır. Bu durum jiroskopun 3 eksenli hareketinin bir sonucudur. Kol salınımında ve özellikle her son noktadan geri dönüş sırasında jiroskopun yönü eliptik yörüngenin dışına dönük kaldığı için oluşan devinim ve nutasyon hareketleri sarkaçın rotasyonel hareketine katkı sağlamıştır.

Düzenek kendi içinde bir enerji kaynağına sahip olmasından dolayı rotorun hızını azaltan faktörlere karşı hızını korumaktadır. Rotor hızını azaltacak faktörler sürtünme kuvvetlerinin bileşiminden oluşmaktadır. Rotorun hareketine hava sürtünmesi ve düzeneğin içindeki dinamik sürtünme etki etmektedir. Jiroskopun iç sürtünmesi fayda sağlarken diğer sürtünmeler negatif etki etmektedir. Düzenek negatif gibi gözükse de bu sürtünmeyi sistemin doğru çalışması için hareketin bir parçası olarak kullanılmaktadır. Düzenekten beklenen JEİ etkisi de bu dinamiklerle birlikte düzeneğin asimetrik yapısından ileri gelmektedir.

Düzeneğin asimetrik yapısı rotorun motor dönüş eksenine (şafta) asimetrik olarak bağlı olmasından, düzeneğin ağırlık merkezinin el tutma aparatının bağlanma noktasına (fırlatma noktası) olan uzaklığından ve düzeneğin çalışması sırasında oluşan tiltten (nutasyonel tilt) ileri gelmektedir.

Düzeneğin ağırlık merkezi yere göre dik vaziyette duran kullanıcının kolunun ağırlık merkezinden yatay olarak uzaktadır (üst ekstremité ile aynı düşey hizada değildir). Bu duruma düzeneğin çalışması sırasında oluşan nutasyon hareketinin (kuvvetinin), düzeneğin elle tutulan noktasına uzak olan ucunu yer çekimine karşı bir miktar kaldırması (nutasyonel tilt) katkı sağlamaktadır. Düzeneğin ağırlık merkezinin kolun ağırlık merkezine yatay olarak uzak olması, yatay ekseninde oluşan hareketler sırasında (öne arkaya kol salınımı), kanca ile bağlı dönme noktasına olan uzaklığın artmasını (moment kolunun uzamasını) sağlamaktadır. Bu sayede ortaya çıkan dönme ve itme hareketine yine katkı sağlanmaktadır.

Ayrıca düzeneğin mini motorunun, bunu çevreleyen rotorun ve diğer yapıların pozisyonunun oluşturduğu asimetrik yapı da JEİ hareketine etki etmektedir. Yani

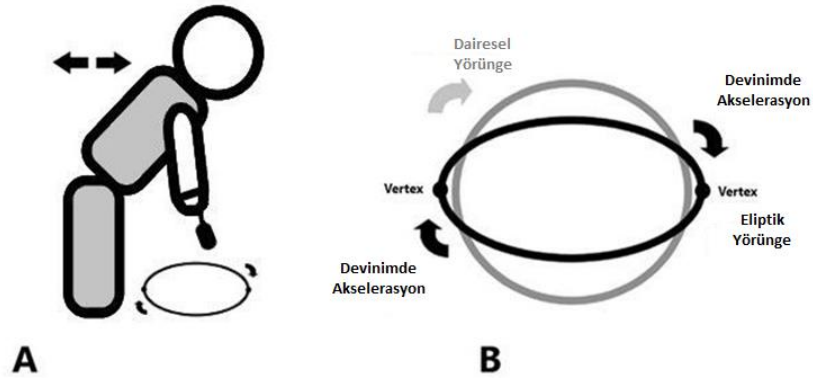
jiroskopla birlikte dönen mini motor, kaide ve bağlı bütün yapıların eylemsizlik momenti, JEİ etkisine katılmaktadır.

Düzeneğin rotoru, dönme (spin) eksenine yani mini motorun dönüş eksenine hem vertikal hem de transvers eksenden asimetrik olarak bağlanmıştır. Bu şekilde asimetrik bir yapının oluşturulması ile rotorun dönüşü sırasında dört yönlü yalpalama hareketi ortaya çıkartılmıştır. Bu yalpalama hareketiyle düzeneğin ve bağlı olduğu ekstremitenin yer çekimi çizgisinde değişim meydana getirilmesi amaçlanmıştır. Bu şekilde yer çekimi çizgisinde oluşturulmuş hızlı değişimlerin ilgili kütlelerin yer değiştirilmesini kolaylaştıracağı düşünülmektedir. Bunu açıklamak için dik bir yamaçtan çıkmaya çalışırken dümdüz yürüyen kişi ile yamacın her iki yanına çapraz çizerek yürüyen kişiyi örnek vermek uygun olur. Birinci kişi kuvvetten kayıp yoldan kazanç sağlarken ikinci kişi ise yoldan kaybetmesine rağmen kuvvetten kazanç sağlamaktadır. Uygun koşullarda harcanan enerji eşittir. Çalışma açısından, kuvvetten kazanç sağlayabilmek ortaya çıkartılan hareketin miktarını arttırmak adına çok önemlidir. Bu şekilde kuvvetten kazanılması durumuna senil tremorun hatta parkinson tremorunun örnek verilebileceğini düşünmekteyiz. Senil tremorun, yaşlılıktaki kas kuvveti kaybına karşı düzenleyici bir rol oynadığını ve netice olarak titreşim ile birlikte yer çekimi çizgisinin hızlı yer değiştirmesinin kas kuvvet kaybını, yoldan kayıp kuvvetten kazanç prensibi ile, kompanse ettiği düşünülmektedir. Yani tremor veya titubasyon oluşturularak hareket kolaylaştırılmaktadır. Ayrıca herhangi bir dirence karşı kas kuvvetinin yeterli olmadığı zamanlarda ortaya çıkan titreşimin (salınım) aynı şekilde kuvvetten kazanç oluşturacak şekilde etki ettiği düşünülmektedir. Böylece düzeneğin oluşturduğu yalpalama hareketinin kas kuvvetini kompanse edecek nitelikte olduğunu düşünmekteyiz.

JEİ etkisinin ortaya çıkmasında yukarıda bahsedilen asimetrik yapı ile birlikte bir özellik daha önemli rol oynamaktadır. Bu da jiroskopun içindeki dinamik sürtünmedir. Bu sürtünme, düzeneğin dönen parçası (rotor) ile kaide içinde rotoru yerinde tutan yüzük arasında oluşmaktadır. Sarkaç hareketine ait yarım tur dönme hareketinin ikinci yarısında rotor ile kaide arasındaki sürtünme kuvveti kaideyi dönme (spin) yönüne çevirmeye zorlamaktadır. Çünkü rotorun dönme yönü sarkaç

hareketinin yörünge yönü ile uyumludur. Böylece tam da istenildiği şekilde öne ve sarkaçın dönüş hareketiyle geriye olan itme kuvvetine katkı sağlanmaktadır.

Eğer kol salınımının doğal rotasyonu yerine sirküler bir yörüngede dönme sağlanacak olsaydı JEİ etkisi bu şekilde ortaya çıkmayacaktı. Çünkü düzeneğin hep sirküler yörüngeye dış tarafına eğik olacak şekilde dönecekti. Kol salınımının doğal hareket paterni ile sirküler yörünge değiştirilmektedir. Böylece kendi yörüngesinde, dış tarafa dönük şekilde sabit devinim ile ilerlemesi gereken düzeneğin eğik tarafı hızlanarak, ani bir dönmeye, pozisyonunu düzeltmektedir (Şekil 2.2.). Bu yüzden JEİ etkisinden bir düzeltme reaksiyonu olarak bahsedilebileceğini düşünmekteyiz. Bu hareket düzeneğin jiroskopik harekete uygun olarak rotasyon ve devinim hareketlerini bir arada sergilemesinin sonucudur.



Şekil 2.2 A: Pendulum egzersiz pozisyonu, **B:** Dairesel yörünge ve sarkaç yörüngesi arasında fark ile jiroskopun devinimsel hızlanması (JEİ etkisi) (eliptik yörünge, kol salınımını temsil etmektedir).

Bu hızlanma olmasaydı jiroskop üstten bakılınca yörüngeye orta çizgisinden karşı tarafa geçtiği anda yörüngeye ters devinim ve rotasyon hareketiyle devam ederdi. Fakat jiroskopik üç eksenli hareket buna izin vermemektedir. Zaten jiroskopun üç eksenindeki çalışma prensibinin de temelinde bu yatmaktadır. Jiroskop birbirini desteklemeyen harekete izin vermez o yüzden ters devinime engel olmak üzere son noktalarda devinimsel hızlanma gerçekleşmektedir. Jiroskopik ataletin (yörüngesel stabilite/eylemsizlik) anlamı budur. Çalışmada, devinimsel hızlanma diğer etkilerle birlikte kol salınımında itme etkisi oluşturmak için kullanılmıştır. Böylece tam da

istenildiği şekilde sarkacın dönüş hareketiyle öne ve geriye olan itme kuvvetine katkı sağlanmaktadır.

Jiroskopik hareketin doğası gereği, dönme halindeki bir jiroskop kendi yörüngesinin dışındaki hareketlere karşı direnç oluşturmaktadır. Yani jiroskop yörüngesinde stabil olarak dönmeye devam etme eğilimindedir. Buluşumuzda yörünge dışı hareketler değil, yörüngede kalmaya çalışan jiroskoptaki yörünge hız farkından açığa çıkan kuvvet kullanılmaktadır. JHF'nin üzerindeki kanca ve bağlantı ipi normal kullanımda düzeneğin kullanıcıya istemsiz temasına engel olmaktadır. Jiroskopun kendi stabilitesi de kullanım sırasında istenilen patern dışındaki hareketlere engel olmaktadır.

Burada bir noktaya daha dikkati çekmek gerekmektedir. Jiroskopik hareket referans noktasına göre farklı şekillerde yorumlanabilir. Bunlardan birincisi yere temas olmadan oluşturulan jiroskopik hareket (gezegenler, jiroskopik deney tekerleği), ikincisi ise yere direkt temas ile elde edilen jiroskopik hareket (topaç vb.) Aslında bu iki durumda ortaya çıkan devinim referans noktasına göre aynıdır. Fakat yorumlanırken temas noktasının anlaşılması ve referans noktasının doğru tespit edilmesi gereklidir. Aksi takdirde hareketin başlangıç noktasının ve dönüş yönünün yanlış yorumlanması mümkündür. JHF'deki jiroskopun referans noktası, düzeneğin kabuğu içerisindeki halkaya temas ettiği noktadır. Bu yüzden el bağlantı noktasının referans alınarak yorumlanması devinim yönünün yanlış anlaşılmasına yol açabilir. El bağlantı noktası (fırlatma noktası) pendulum hareketi ile oluşan fırlatma hareketi ile ilgilidir.

Düzenek ile ekstremitenin uç noktasına ağırlık eklenmektedir. Böylece kütle sönüm etkisi oluşturmadan efektif sarkaç boyu uzatılarak sarkaç periyodunda artış elde edilmeye çalışılmıştır. Ağırlık eklemek ile kolun eylemsizlik momenti arttırılmaktadır. Bu da aslında dönme hareketinde daha fazla eylemsizlik oluşturulması anlamına gelmektedir.

Ekstremiteye ağırlık eklemenin de üzerinde düzeneğin kol salınımına olan katkısı titreşim, görsel ipucu, hareket hissi ile imajinasyon ve ses gibi geri besleme mekanizmaları ile sağlanmaktadır. Geri besleme mekanizmaları ile hareket etmeye

sevk edilerek düzeneğin oluşturduğu eylemsizlik momentindeki artış kullanıcının lehine çevrilmektedir.

Ekstremitenin sarkaçvari hareketi (yürümedeki doğal kol salınımı) düzeneden beklenen düzeltme reaksiyonunu (JEİ etkisini) ortaya çıkartmak için yeterli olmaktadır. Fakat sarkaç hareketinin başlangıcında jiroskopun hareketine dışardan müdahale ile katkı sağlanması gerekebilir. Bu durum ancak kol salınımla uyum sağlaması için düzeneği başlangıçta yörüngeye hafifçe itmeye sınırlıdır. Kullanıcı da kolunu hafifçe sallayarak bu müdahaleyi yerine getirebilir.

Düzeneğin, serbestlik derecesinin veya istenilen hareket açısının dışında kalan dönme hareketleri kısıtlanmıştır. Böylece istenmeyen hareket paternleri elimine edilmiştir ve JEİ etkisinin ekstremita hareketine uyumlu olması sağlanmıştır.

Tasarlanan sistemi vücut ile bütünleşik olarak tanımlamak doğru olur. Düzenek belirlenen fonksiyonunu yani JEİ etkisini ancak vücutla bütünleştirildiği sırada yani el bileğine bağlı pozisyonda doğal kol salınımı sırasında ortaya çıkartabilmektedir. Aslında kol rotasyonunun etkisini simule etmek için ayrı bir düzenek yapılabilirdi. Fakat sistem daha karmaşık ve muhtemelen daha az stabil hale getirilmiş olurdu. Bu yüzden doğal kol rotasyonunu sistemin bir parçası veya sisteme eklenmiş bir serbestlik derecesi olarak görmekteyiz.

Çalışmamızda kullanılan düzenek en baştan itibaren, herhangi bir sebeple hareketleri yavaşlamış ve yürümedeki kol salınımı gibi otomatik hareketleri azalmış kişiler düşünülerek tasarlanmıştır. Bu şekilde amaca yönelik bir tasarım oluşturulduğu için daha önce tasarlanmış JEİ etkisine sahip cihazlardan farklıdır. Aslında düzeneğin tasarımına daha fazla geri besleme modelleri eklenerek ve çok daha ileri teknikler kullanılarak hareketin tam istenilen yerine destek verebilecek bir ürün elde etmek mümkündür. Fakat bu taktirde düzeneğin daha komplike tasarlanması gerekmektedir. Deneysel basit tasarımlar son ürün haline getirilirken dahi birçok problem ortaya çıkabilirken komplike tasarımların stabil hale getirilerek hayata geçirilmesi çok daha zordur.

Çalışma kapsamında geliştirilen düzeneğin klinik kullanımı ekstremita hareketlerinde hipokinezi ve bradikinezi olan kişileri ilgilendirmektedir. Çalışma ile

sağlıklı gönüllülerden elde edilen sonuçlar eğer düzeneğin klinik kullanıma uygun olabileceğini gösterirse bu bozukluklara sahip Parkinson Hastalarında benzer prosedürler ile geliştirilecek cihaz veya cihazların kullanımının gösterilmesi mümkün olacaktır. Bu konunun ilerideki çalışmalarla incelenmesine ihtiyaç duyulmaktadır.

PH genel olarak 65 – 70 yaşlarında ortaya çıkan 100.000’de 100 ile 200 arasında sıklıkta görülen nörolojik bir hastalıktır. PH nöropatolojik olarak Substantia Nigra’da Lewy cisimcikleri içeren alfa synuclein’in ortaya çıkması ile karakterizedir. Substantia Nigra’nın Pars Kompaktasındaki dopaminerjik nöronların kaybı istemli hareketin fasilitasyonunun azalmasına neden olur (13).

Son zamanlarda PH tanı kriterleri revize edilmiştir. Bradikinezi, rijidite ve dinlenme tremoru kardinal işaret olarak tanınmaya devam etmektedir. Bradikinezinin dinlenme tremoru, rijidite veya her ikisi ile birlikte olması gerektiği düşünülmektedir. Ayrıca postüral değişiklikler, özellikle postüral instabilite tanı kriterlerinin dışında bırakılmıştır (13). Böylece bradikinezinin semptomlar arasındaki önemi pekiştirilmektedir. Bradikinezi ve hipokinezi sırasıyla daha yavaş ve daha az açı ile hareket etmek anlamlarına gelmektedir (14). Bu iki durum yürüme sırasında üst ekstremitenin olması gerekenden daha az sallanmasının temel nedenleridir. Parkinson Hastaları sağlıklı kontrollerle karşılaştırıldıklarında azalmış yürüme hızı, adım uzunluğu ve kalça eklemi kinematikleri sergilemektedirler (9).

Son zamanlardaki çalışmalar kol salınımındaki azalmanın hastalığın en erken evrelerinde bile sıkça rapor edildiğini göstermiştir (9, 15-18). Kol hareketlerindeki azalmanın yürüme dinamikleri üzerindeki etkisi düşünüldüğünde erken devreden itibaren tedavide kol hareketlerinin üzerine odaklanılmasının gerektiği görülmektedir. Ayrıca hareketin tekrarı sırasında hız ve amplitüdünde ilerleyici azalma şeklinde ortaya çıkan ve bradikineziye eşlik eden sıralama etkisi kol salınımının tedavi ile fasilite edilmesi sırasında verilecek uyarının süreklilik arz etmesi gerektiğine işaret etmektedir (19). Buradan çıkan sonuç kol salınımının kritik rolü nedeniyle tedavide anahtar rol oynayabileceği ve vücudun diğer segmentlerinde ortaya çıkartabileceği etkinin uyarının devamlı olması ile ilgili olabileceğini göstermektedir.

Araştırma amacıyla geliştirilen düzenek de tam da bu şekilde uyarı sürekliliğini sağlayabilecek niteliklere sahiptir.

Ritmik kol salınımlarının baş, gövde ve pelvis hareketleri ile ilişkili olduğu ve böylece postüral stabilite ve yürümedeki enerji verimliliğinde önemli rol oynadığı bilinmektedir (9, 20, 21). Kol salınımı enerji verimliliğinde iki şekilde rol oynamaktadır. Birincisi yürümeyle ilgili nöral sürümün kol hareketi ile karşılıklı ilişki içinde olmasıdır. Yürüme sırasındaki doğal kol salınımı, serebral korteks ve spinal korddaki, ritmik hareketi regüle etmekle görevli bilateral osilatörleri kullanan santral patern jeneratörlerinin katkıları ile ortaya çıkmaktadır (22). Nöral bağlantılar birbirlerini destekleyerek ekstremiteler hareketleri karşılıklı jeneratör vazifesi görmektedirler.

İkinci ilişki ise kol salınımı ve yürümenin biyomekaniksel bağlantısının uzay zamansal parametreleri etkilemesinden ileri gelmektedir. Birçok araştırmacı üst ve alt vücudun horizontal açısal momentumunun ters yönlerde eşit büyüklükte olduğunu ve bütün vücudun net açısal momentumunun sıfıra yakın olduğunu hatta kol momentlerinin alt ekstremitenin momentlerini sıfırlamak üzere görev aldığını söylemektedirler (23-25). Buradan yola çıkarak kol salınımının uyarılmasıyla, hem kol hareketinin fiziksel etkisine (momentum) karşı olarak hem de nöral sürümün karşılığı olarak alt ekstremitelerin görev sikluslarının değişim etkisi altında olacağını söylemek mümkündür. Düzenegün bağı olduğu ekstremitelerde oluşan etkinin vücudun geri kalanına yansımalarının nörofizyolojik tedavi yöntemlerinde ortaya çıkartılan anahtar nokta etkisine benzer olduğu düşünülmektedir.

Parkinson hastalığındaki postür bozukluklarını, vücudun doğal savunma mekanizmalarının ve motor regresyona bağlı postüral düzenleme çabasının bir parçası olarak görmek yanlış olmaz. Öne eğilmiş postürü, düşme ihtimaliyle yere olan mesafenin azaltılması ve alt ekstremitelerin yük kollarının kısaltılarak momentumdan ve hareketten kazanma isteği olarak tarif etmek mümkündür. Bunu söylerken tabii olarak postüral bozulmanın bir dizi nöral ve biyomekaniksel bozulmanın neticesinde gerçekleştiğini unutmamak gerekir. Yani kısacası Parkinson hastalığında olduğu gibi biyomekaniksel dizilim ve postür hem sonuç, hem de diğer bozuklukların kompensasyonu konumundadır. Fakat postür ve benzeri değişiklikler devreye girecek

yeni etkenlerin oluşturacağı sonuçlara açık konumdadır. Sonuçta vücut dinamik bir yapı üstüne kuruludur ve statikten çok dinamik denge söz sahibidir. Örneğin Parkinson Hastalığındaki postüral bozulmanın diz eklemlerini etkilemesinin sonucu olarak yürümede vücudun öne doğru atılımını karşılamayacak kadar kısalmış adımlar ortaya çıkmaktadır. Adımlar ancak peşi sıra atılarak gerekli dinamik stabiliteyi ve yavaşlamayı sağlayabilmektedirler. Bunun sonucunda sanki yokuş aşağıya yürüyen bir kişinin dinamiklerini sergiler şekilde hızlanma yürüyüşü (festinating gait) ortaya çıkacaktır. Halbuki adım uzunlukları regüle edilerek vücudun öne olan yüklenmesi karşılanabilirse hızlanma yürüyüşünde düzelme görülebilecektir. Ayrıca adım boyunun regülasyonu ile elde edilebilecek momentin yer reaksiyon kuvveti ile özellikle dizlerde ve vücudun üst yarısında göstereceği düzeltici etki, postürde düzelme sağlayabilmelidir. Sonuç olarak yürüyüşteki adım uzunluğu hem dinamik postür ile hem de postüral değişimle kompanse edilen düşme riskiyle ilişki içindedir. Bu yüzden düzeneğin ekstremitelerde hareketlerinde sağlayabileceği düzeltmenin postüral bozukluklara potansiyel bir etkisinin söz konusu olduğunu düşünmekteyiz.

Kol salınımında azalma, katılık, tremor, yürüme paterninde ve ince motor beceride değişiklikler gibi orta derecede parkinson işaretleri, PH görülme riski artmış veya diğer PH işaretlerine sahip olan yaşlı popülasyonun %40'ında bulunmaktadır (26, 27). Böylece söylenebilir ki PH ile ilgili semptomların tedavisi ile hastalığa sahip olmayan fakat benzer problemlere sahip birçok kişinin ilgili çözümlerden faydalanma ihtimali bulunmaktadır.

Ayrıca düzeneğin, donuk omuz ve benzeri eklem problemleri için pendulum egzersizinde ağırlık kullanımına alternatif olabileceği düşünülmektedir. Bu konuda ayrı bir çalışmaya ihtiyaç vardır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. JHF'nin teknik özellikleri

Çalışma kapsamında geliştirilen JHF'nin fiziksel özellikleri hem kol salınımı ile ilgili yapılmış çalışmalardan hem de pil, rotor vb. yapıların kapasite ve uyumlarından etkilenmiştir. Kol salınımı ile ilgili eklenebilecek ağırlığın kesin olarak belirtildiği bir çalışma yoktur (9). Bu yüzden çalışmada Yoon ve arkadaşlarının kullandıkları 450 gram ağırlık ile uyumlu olması adına JHF'nin ağırlığının 550 gram olması sağlanmıştır. Bunu yaparken pil kapasitesi diğer değişkenlere bağımlı olarak belirlendi. Yani önce istenilen etki için rotorun yapısı ve özellikleri belirlendi, sonrasında ise pilin kapasitesi boyut olarak uyumlu şekilde seçildi. Eğer uyum sağlanabilecek olsaydı pilin kapasitesi daha yüksek tutulabilirdi. Fakat daha büyük pil daha fazla yer kaplanması ve ağırlığın artması demek olduğu için belli sınırlar içinde tercih yapılarak pil kapasitesi modifiye edildi.

Kulp hariç düzeneğimizin ağırlığı 450 gramdır ve toplam ağırlığı 550 gramdır. Düzenek çalıştırıldığında rotor hızı 2000 rpm'den yükseğe çıkabilmektedir Bu dönüş hızı istenilen etkilerin ortaya çıkartmak için yeterli olmaktadır.

Düzeneğin iç yapısı ise jiroskopik silindir (rotor), güç ünitesi (pil), rotorun dönmesini sağlayan mini elektrik motor, destekleyici - koruyucu yapılar ve tüm düzeneği bir arada tutan bağlantılardan oluşmaktadır.

Düzeneğin rotoru bir şaft (mil) üzerinde bulunmaktadır. Bu şaft aynı zamanda elektrik motorunun şaftıdır. Yani elektrik motorun çalıştığında şaft ve rotor dönmektedir. Elektrik motoru koruyucu kabuk içerisinde rotorun dönme eksenine göre 90°de pozisyonlanmış bir halkaya sabitlenmiştir. Bu devinim halkası (yüzük) motorun, şaftın ve rotorun, rotasyon hareketine dik başka bir ekseninde 360° dönmesini sağlamaktadır.

Düzenek bir adet kulpa sahiptir. Düzeneğin kullanımı sırasında kulptan tutulması ve elden düşmemesi için kulp üzerindeki bilek bandının bileğe bağlanması gerekmektedir. Düzeneğin dış kabuğunda bir kanca yeri bulunmaktadır. Bu kanca yerine kulptan dış kabuğa uzanan bağlantı ipi bir kanca ile tutturulmaktadır. Yani kulp

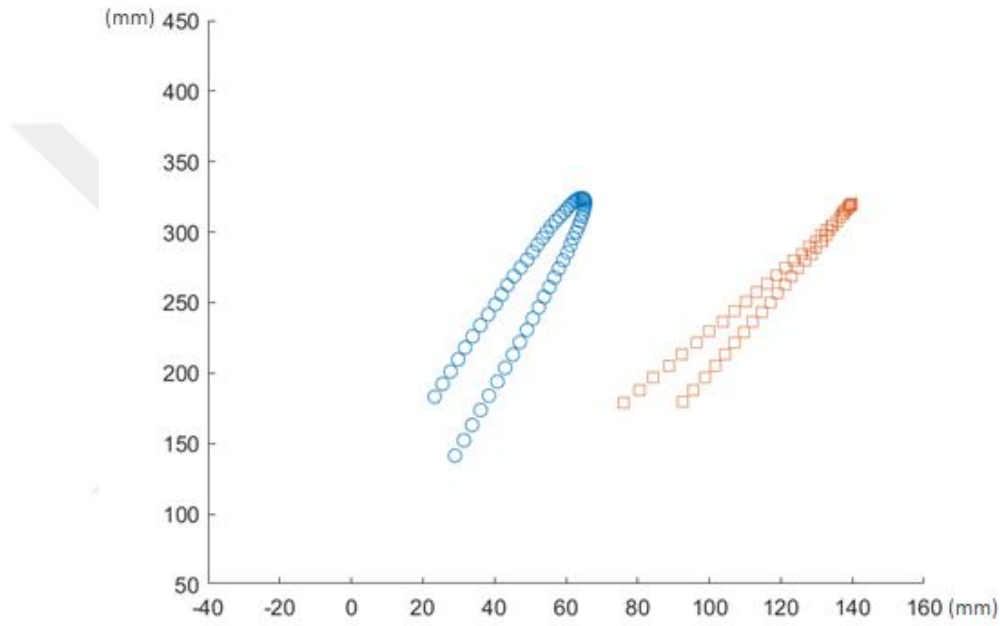
ile kabuk kısmı dönme hareketlerine izin verecek serbestliğe sahip bir kanca ve ip ile birbirine bağlıdır.

Düzeneğin kabuk kısmındaki dönen ve dönmeyen parçalar arasındaki dinamik sürtünmenin, rotorun dönüşünü durdurmasına izin vermeyecek şekilde harekete katkı sağlaması amaçlanmıştır. Düzeneğin kulp kısmı hariç tamamının kol salınımı sırasındaki devinim ve nutasyon hareketlerine uyumu kulp ile kabuk arasındaki kanca vasıtasıyla sağlanmıştır. Düzeneğin kabuk kısmının üzerinde bulunan kanca ile düzener, el tutma aparatıyla (kulp) kola, dönmeye ve fırlatmaya (JEİ etkisine) izin verecek serbestlikte bağlıdır. Rotasyonel hareketleri destekleyici yapılar düzeneğin, devinim ve nutasyon hareketlerine uyumunu sağlamıştır.

Jiroskopik eylemsizlik iticisi etkisi kullanıcının kol salınımı dışında gerçek bir sarkaç kullanılarak da test edilmiştir. Çalışmamızda bu etki, gönüllüleri değerlendirme kısmına geçmeden önce düzeneğin istenilen hareket paternine uygun olarak çalışıp çalışmadığını görmek üzere, 3D video analizi yöntemiyle (Vicon, Oxford, UK) incelenmiştir. Gönüllülerin değerlendirildiği 2D analizden farklı olarak, düzener bir kullanıcı olmadan, yere temas etmeyecek bir yükseklikten gergin bir ip vasıtasıyla serbest bırakılmıştır. Bu sırada 3 boyutlu hareketi kaydeden kameralar ile düzeneğin salınımı kayıt altına alınmıştır. 3D hareket analizinde belirli ölçüm noktalarına yerleştirilen işaretleyicilerden yansıyan sinyaller, analiz edilmek üzere bilgisayara aktarılmaktadır. Daha sonra bu kayıtlar, uygun bilgisayar programları ve araştırmacı tarafından yapılacak ölçümler ile uygun şekilde çözümlenmektedir. Analizin yapılma nedeni kullanıcı etkisi olmadan pendulum hareketi sırasında düzeneğin nasıl bir yörünge çizeceğini görmek istemektir.

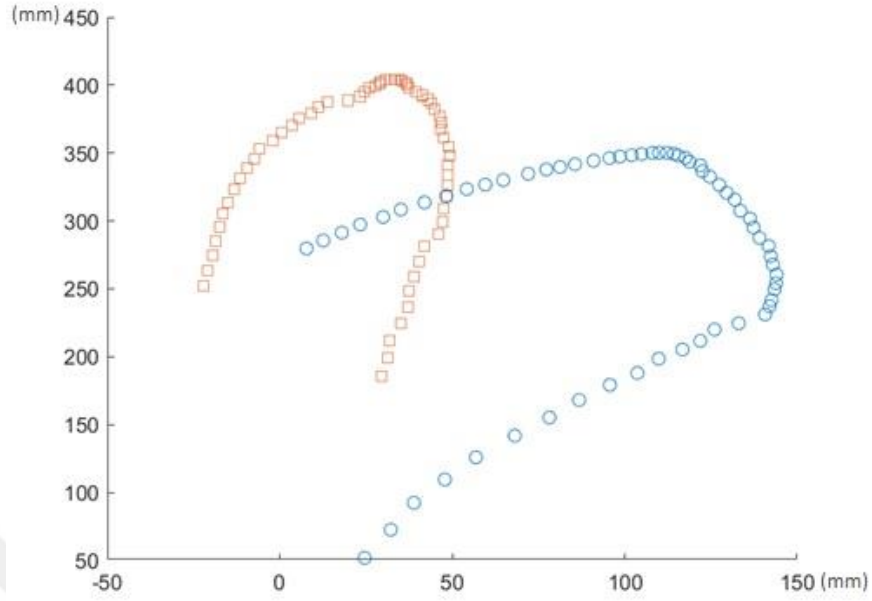
3D analiz için nötral pozisyonda (rotasyon veya eğiklik olmadan) 30 santimetrelilik bir ip ile sabit bir noktaya kendi kancasından asılan düzener 45°'lik açı ile serbest bırakılmıştır. İlk denemede düzener kapalı olarak bırakılırken ikincisinde ise çalışır vaziyette serbest bırakılmıştır. Böylece düzener çalışırken pendulum hareketi sırasında jiroskopik etki kaydedilmiştir. Daha sonra ham veri bilgisayar programı vasıtasıyla (MATLAB 2019a, Mathworks Inc., Natick, US) grafik haline getirilmiştir. Beklenildiği üzere jiroskopik itki ile yörüngede değişiklik oluşmuştur.

Aşağıdaki örneklerde düzeneğin açık ve kapalı olduğu durumlardaki yörünge hareketi karşılaştırılarak gösterilmiştir. Şekil 3.1 ve şekil 3.2’de düzeneğin sarkaç hareketi için serbest bırakıldıktan sonraki ilk iki geri dönüş salınımı sırasında (yarım tur sarkaç hareketi) oluşan yörüngeler gösterilmiştir (ölçüm alanına yukarıdan bakış). Halka işaretli çizimler ilk geri dönüşleri, kare işaretli çizimler ikinci geri dönüşleri ifade etmektedir. Şekil 3.1’de düzenek kapalı durumdadır. Şekil 3.2’de ise açık durumdadır (Şekil 3.1 ve 3.2).



Şekil 3.1. Düzeneğin kapalı olduğu durumda sarkaç hareketi

Düzeneğin kapalı olduğu durumda çizilen yörünge periyodik sarkaç hareketine uygun olarak gerçekleştiği görülmektedir. Düzeneğin açık olduğu sırada ise JHF'nin pendulum hareketine verdiği tepki görülmektedir. Bu tepki JHF'nin kendi dönme yörüngesinin değişmesine sergilediği ataletten dolayı bütün sarkaç hareketinin yörüngesinde değişiklik oluşturmasından ileri gelmektedir. Başka bir deyişle düzeneğin JEİ etkisinin yani sarkaç hareketinin uç noktasında yaptığı yörüngesel düzeltme hareketinin sonucu olarak ortaya çıkmaktadır. Böylece sarkaç hareketi JHF'nin katılımı ile devam etmektedir. Bu durum düzenekten beklenen, kol salınımını arttırmak için gerekli görülen hareket paterninin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3.2. Düzeneğin açık olduğu durumda sarkaç hareketi.

Düzeneğin ana kısmının üzerinde bulunan geçme halkası ile düzenek, el tutma aparatına dönmeye ve fırlatmaya (JEİ etkisi) izin verecek şekilde bağlıdır. El bileği bağlantı ipinin boyu gerektiği şekilde ayarlanarak düzeneğin kullanım sırasında vücudun herhangi bir yerine temas etmemesi sağlanmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Düzeneğin pendulum egzersizi ve yürümede kullanımı.

Geliştirdiğimiz düzeneğin kullanımı sırasında önemli bir detay vardır. Düzenek kullanıcıya tanıtılırken elimizde herhangi, önemsiz bir şey taşıyormuş gibi rahat olunması veya düzeneğin kolumuzun bir uzantısı gibi kabul edilmesi söylenmiştir. Böylece elde taşınan düzeneğin dikkatle taşınması gereken bir eşya gibi düşünülmeden asıl fonksiyonunu ortaya çıkartmasına çalıştık. Aksi taktirde kullanıcı düzeneğin olduğu kolu pasifize ederek kol salınımla aktive olan jiroskopik özellikleri baskılayabilmektedir.

Değerlendirmeler sağlıklı bireylerde yapılmıştır. Çalışmamıza 18 yaşından büyük 30 sağlıklı gönüllü dahil edilmiştir.

Çalışmaya dahil edilen gönüllüler için yaş hariç herhangi bir dahil edilme kriteri belirlenmemiştir. Herhangi bir eklem hastalığı ve nörolojik hastalığı olanlar çalışma dışı bırakılmıştır. Bu bilgiler genel değerlendirme ve demografik bilgi formunda sorgulanmıştır (Tablo 3.1.).

Tablo 3.1. Dahil Edilme ve Dışlama Kriterleri

Dahil edilme kriterleri:	Dışlama kriterleri:
<ul style="list-style-type: none"> 18 yaştan büyük olunması. 	<ul style="list-style-type: none"> Herhangi bir eklem hastalığı olanlar. Herhangi bir nörolojik hastalığa sahip olanlar. Herhangi bir implante elektronik cihaz kullananlar. Çalışmaya katılmayı kabul etmeyerek gönüllü rıza formunu imzalamayanlar

Düzeneğin kullanımı ile ilgili değerlendirmeler, ayakta öne eğilmiş pozisyonda (pendulum egzersizi) ve iki farklı yürüyüşte (normal adımla yürüme ve uzun adımla yürüme) düzenek takılı değilken ve ayrıca takılı olduğu durumda çalışırken ve çalışmıyorken olacak şekilde bütün durumlar için ayrı ayrı yapılmıştır.

Önce referans değer oluşturmak üzere (düzenek olmadan hareketlerin doğal durumu), düzenek takılı değilken değerlendirmeler uygulanmıştır. Sonra düzenek takılarak çalıştırılmadan değerlendirmeler tekrar edilmiştir. Böylece düzeneğin

çalışmadan sadece oluşturduğu ağırlık etkisi ölçülmeye çalışılmıştır. En son ise düzeneğe çalıştırılarak, motor hızlanması sağlanarak ölçüm için kol salınımları yapılmıştır.

JHF'nin kullanıldığı her üç durumda da (ayakta öne eğilmiş pozisyonda, normal adımla yürümede ve uzun adımla yürümede) öncelikle bir adet ısınma değerlendirmesi yapılmıştır. Isınma sırasında verilerin bilgisayara aktarılması kontrol edilmiştir.

3.2 Kol Salınımının Değerlendirmesi

Kol salınımını değerlendirmek üzere 2D video hareket analizi (Dartfish Express®, Versiyon 4.2.2, Dartfish®, Switzerland) kullanılmıştır. 2D video analizi yönteminde kinematik analiz tek bir kameranın çektiği videonun daha sonra ilgili yazılım (Darthfish® programı) vasıtasıyla incelenmesiyle yapılmaktadır. Genel anlamda 2D video hareket analizi, ölçüm yapılacak eklem çevresindeki referans noktalarının kamera kaydı üstünden tespit edilmesi ve eklem pozisyonlarının görüntü ile ölçülmesi şeklinde uygulanmaktadır.

3.3 Yürüyüş Değerlendirmesi

Zebris® FDM (Medical GmbH, Germany) yürüme analizi sistemi ile yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri; yürüyüş döngü süresi (saniye) (sn), yürüyüş hızı (santimetre / saniye) (cm/sn), kadans (adım/sn), çift adım uzunluğu (cm), adım genişliği (cm) değerlendirilmiştir. Zebris® yürüme analizi sistemi yürüyüşün zaman mesafe karakteristiklerini değerlendiren özel algılayıcıları olan bir yürüme yoludur (28). Yürüme sırasında basınç algılayıcıları kişinin yürüme parametrelerini ve gravite merkezi değişimini ölçüp bilgisayar bağlantısıyla analize uygun halde kaydetmektedir. Katılımcıdan platformda istenilen yürüyüşü tekrar etmesi istenir. Bu sırada yapılan ölçümler analiz edilmek üzere ayrı ayrı kaydedilir.

Katılımcılar, düzeneği hem pasif bir ekstremitte salınımında hem de fonksiyonel bir aktivitede kullanılmıştır. Pasif ekstremitte salınımı için katılımcı ayakta öne doğru eğik pozisyonda bir elinden destek alarak durmuştur. Bu pozisyonda

katılımcıdan düzeneğin bağlı olduğu kolunu bir dakika boyunca vücudun salınımı sayesinde sarkaç gibi öne geriye sallaması istenmiştir. Isınma hariç bütün ölçümler iki defa tekrar edilmiştir. Bu tanımlama literatürde sıkça yer bulmuş güvenli bir egzersiz olan pendulum egzersizinin uygulama şeklidir. Ağırlıklı pendulum egzersizi sırasında da yine bu şekilde kişiden elinde bir ağırlık tutması istenerek anlatılan şekilde sarkaç hareketi yapması istenmektedir (29).

İkinci olarak kol salınımının fonksiyonel kullanımı sırasında değerlendirme yapılmak üzere katılımcıdan tarif edilen parkurda yürümesi istenmiştir. Bu sırada düzeneğin aynı şekilde bağlı şekildedir. Yürüme sırasında katılımcıdan yürümeye genel olarak odaklanması ve kolunu daha az veya fazla sallamaya çalışmaması istenmiştir. Böylece üst ekstremitenin doğal salınımında düzeneğin etkisi ölçülmeye çalışılmıştır. Yürüyüş, 3 metresi yürüme analizinin yapılacağı platform, 4 metre platformdan önce ve 4 metre platformdan sonra düzeneğin doğal kullanımının sergilenmesi adına düz zeminde yürüme olmak üzere 11 metreden oluşan parkurda yapılmıştır. Değerlendirme, ısınma hariç için iki kez bir boy yürüyüş geri dönüş şeklinde tekrar edilmiştir. Sonra diğer değerlendirmeye kadar 1 dk dinlenilmiştir. Isınma yürüyüşü hariç veriler analiz edilmek üzere kaydedilmiştir.

Bir dakikalık dinlenmenin ardından kol salınımı, aynı parkurda, uzun adımla yürüyüş sırasında değerlendirilmiştir. Bu değerlendirmede katılımcıdan yürüme sırasında her iki alt ekstremitenin de adım uzunluğunu, denge ve yürüme sekansı bozulmayacak kadar arttırması istenmiştir. Bu sayede alt ekstremiteler ile birlikte üst ekstremitelerin de sallanma (sarkaç) hareketleri artmış olması hedeflenmiştir. Böylece JHF'nin jiroskopik düzeltme tepkisinin oluşturacağı cevap arttırılmaya çalışılmıştır.

Çalışmamızdaki farklı denemeler için ayırt edici işaretleme kullanılmıştır. Düzeneğin çalıştığı durumlara (+) işareti ve çalışmadığı durumlara ise (-) işareti verilmiştir. İşaret verilmeyen durumlar ise düzeneğin takılı olmadan yapılan değerlendirmeleri ifade etmektedir. Pendulum egzersizleri P harfi ile, normal yürüyüş sırasındaki değerlendirme NY harfleri ile, uzun adımla yürüyüş sırasındaki değerlendirme ise UY harfleri ile isimlendirilmiştir (Tablo 3.2.).

Tablo 3.2. Araştırma grupları

	Sağlıklı Gönüllüler								
Değerlendirmeler	P	NY	UY	P -	NY -	UY -	P +	NY +	UY +
SAYI	30								

Gönüllüler çalışmaya Ankara Şehir Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Hastanesi'nde asılan, araştırmanın açıklandığı yazılı ilan ile davet edilmiştir. Değerlendirmeler Ankara Şehir Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Hastanesi'nde her katılımcı için bir saatin içinde başlayıp bitecek şekilde yapılmıştır.

JHF'nin kullanımı sırasında kol salınımını arttırması için yapılan doğal kol salınımlarında kullanıcının fazla motive olarak yüksek kuvvete kol salınımı yapmaya çalışması risk faktörü olarak belirlenmiştir. Bunun önlenmesi adına kullanıcıya çalışma öncesinde gerekli bilgiler verilmiştir. Ayrıca kullanım sırasında düzeneğin yere düşmemesi için bilek bandını takması gerektiği kullanım kılavuzunda belirtilmiştir ve kullanıcı kullanım öncesi bilgilendirilmiştir.

Genel değerlendirme ve demografik bilgilerin alınması: Yaş, cinsiyet, boy, kilo, dominant el, özgeçmiş sorgulaması yapıp dışlama kriterleri için ayırt edici sorular sorulmuştur.

Değerlendirme parametrelerinin kısaltmaları aşağıda verilmiştir.

- Kol salınımı toplam açısı ortalaması, P, NY, UY, P +, NY +, UY +, P-, NY-, UY-.
- Son pozisyon omuz fleksiyon açısı P, NY, UY, P +, NY +, UY +, P-, NY-, UY-.
- Son pozisyon omuz ekstansiyon açısı, P, NY, UY, P +, NY +, UY +, P-, NY-, UY-.
- Yürüyüş döngü süresi ortalaması, NY, UY, NY +, UY +, NY-, UY -.
- Yürüyüş hızı ortalaması, NY, UY, NY +, UY +, NY -, UY -.
- Kadans ortalaması, NY, UY, NY +, UY +, NY -, UY -.
- Çift adım uzunluğu ortalaması, NY, UY, NY +, UY +, NY -, UY -.
- Adım genişliği ortalaması, NY, UY, NY +, UY +, NY -, UY -.

Primer sonlanım noktası olarak, düzeneğin açık ve kapalı olduğu durumlarda, kol salınımı sırasında ekstremite pozisyon verileri (kol salınımı); omuz fleksiyon, ekstansiyon derecelerinin elde edilmesi belirlenmiştir.

Sekonder sonlanım noktası olarak, yürüyüşün zaman mesafe karakteristiklerinin; yürüyüş döngü süresi (saniye) (sn), yürüyüş hızı (kilometre / saat) (km/s), kadans (adım/dakika), çift adım uzunluğu (cm), adım genişliği (cm), değerlendirilmesi ve çalışma sırasında gönüllülerin olurlarını geri çekerek çalışmadan çıkmaları durumu belirlenmiştir.

Değerlendirmelerin tamamlanması ile veri toplama kısmı sonlandırılmıştır. Daha sonra kaydedilen verilerin belirlenen yöntemlerle analiz edilmesi ve yorumlanması ile çalışma tamamlanmıştır.

Araştırma, araştırma protokolüne, iyi klinik uygulamalarına ve ilgili mevzuata uygun olarak yürütülmüştür.

3.4 İstatistik

Çalışmada veri analizi için IBM SPSS Statistics veri analizi programı kullanılmıştır. Demografik ve ölçüm değerleri için ortalama, standart sapma ve minimum, maksimum değerleri tablolanmıştır. Ölçüm değerlerinin normalliği için Shapiro-Wilk testi yapılmış, test sonucunda normal dağılım gösterdiği görülen ölçümler için tekrarlı ölçümler varyans analizi, normal dağılım göstermeyen ölçümler için Friedman testi kullanılmıştır. Farklılık çıkan ölçümlerde, farklılığın kaynağının tespiti için çoklu karşılaştırma testleri uygulanmıştır ve sonuçlar tablolarda fark sütununda gösterilmiştir. Pendulum egzersizindeki kol salınım ölçümleri üzerinden yapılan Post hoc güç analiziyle çalışmanın gücünün %99 olduğu hesaplanmıştır (G* Power, versiyon 3.1.9.4, Universität, Düsseldorf, Almanya).

4. BULGULAR

Araştırmaya katılan 30 kişinin yaş ortalaması $30,60 \pm 6,510$ olarak hesaplandı. En yüksek yaş 47'iken en küçük yaş 22'idi (Tablo 4.1.).

Tablo 4.1. Yaş değerlerinin dağılımı

	n	Ortalama	Std. Sapma	Min.	Mak.
Yaş	30	30,60	6,510	22	47

Yapılan bütün değerlendirmelerin ölçüm değerlerinin dağılımı (ortalama, standart sapma maksimum ve minimum değerleri) Tablo 4.2.'de özetlenmiştir.

Tablo 4.2. Ölçüm değerlerinin dağılımı.

Ölçümler	n	Ortalama	Std. Sapma	Min.	Mak.
Pendulum Kol Salınım	30	25,17	10,956	3	46
Pendulum Kol Salınım (-)	30	23,98	9,154	3	40
Pendulum Kol Salınım (+)	30	32,60	9,998	14	53
Normal Adımla Yürüme Kol Salınım	30	22,73	9,815	5	40
Normal Adımla Yürüme Kol Salınım (-)	30	15,07	9,490	3	47
Normal Adımla Yürüme Kol Salınım (+)	30	20,22	9,410	7	50
Uzun Yürüme Kol Salınım	30	37,40	16,660	3	70
Uzun Yürüme Kol Salınım (-)	30	24,93	14,484	5	55
Uzun Yürüme Kol Salınım (+)	30	29,50	18,215	10	86
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Pendulum	30	2,70	10,236	-19	16
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Normal Adımla Yürüme	30	11,90	5,492	2	22
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Uzun Yürüme	30	19,63	10,009	0	45
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Pendulum (-)	30	2,52	8,449	-19	16
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Normal Adımla Yürüme (-)	30	7,07	5,583	0	25
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Uzun Yürüme (-)	30	11,40	7,637	-1	27
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Pendulum (+)	30	7,57	9,955	-13	26
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Normal Adımla Yürüme (+)	30	9,70	6,160	2	30
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Uzun Yürüme (+)	30	16,20	12,030	2	50
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Pendulum	30	22,47	6,651	9	38
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Normal Adımla Yürüme	30	10,83	5,700	2	22
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Uzun Yürüme	30	17,77	8,717	3	36
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Pendulum (-)	30	21,47	7,291	8	35
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Normal Adımla Yürüme (-)	30	8,00	5,086	2	22
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Uzun Yürüme (-)	30	13,53	8,617	0	34
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Pendulum (+)	30	25,03	6,256	9	40
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Normal Adımla Yürüme (+)	30	10,52	4,861	5	22
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Uzun Yürüme (+)	30	13,30	8,388	3	36
Yürüyüş Döngü Süresi Normal Adımla Yürüme	30	1,14	0,073	1,02	1,37
Yürüyüş Döngü Süresi Uzun Yürüme	30	1,28	0,147	1,06	1,66
Yürüyüş Döngü Süresi Normal Adımla Yürüme (-)	30	1,11	0,198	0,121	1,31
Yürüyüş Döngü Süresi Uzun Yürüme (-)	30	1,29	0,156	1,02	1,71
Yürüyüş Döngü Süresi Normal Adımla Yürüme (+)	30	1,21	0,073	1,09	1,38
Yürüyüş Döngü Süresi Uzun Yürüme (+)	30	1,31	0,151	1,07	1,66
Yürüyüş Hızı Normal Adımla Yürüme	30	3,88	0,451	2,8	4,6

Tablo 4.2. (Devam) Ölçüm değerlerinin dağılımı.

Yürüyüş Hızı Uzun Yürüme	30	4,49	0,604	3,5	6,1
Yürüyüş Hızı Normal Adımla Yürüme (-)	30	3,93	0,420	3	4,7
Yürüyüş Hızı Uzun Yürüme (-)	30	4,52	0,606	3,4	5,9
Yürüyüş Hızı Normal Adımla Yürüme (+)	30	3,67	0,462	2,5	4,6
Yürüyüş Hızı Uzun Yürüme (+)	30	4,36	0,583	3,3	5,9
Kadans Normal Adımla Yürüme	30	105,50	6,268	88	117
Kadans Uzun Yürüme	30	94,97	10,801	72	114
Kadans Normal Adımla Yürüme (-)	30	105,23	5,612	92	115
Kadans Uzun Yürüme (-)	30	94,53	11,153	69	118
Kadans Normal Adımla Yürüme (+)	30	100,43	6,442	87	117
Kadans Uzun Yürüme (+)	30	92,97	10,223	72	112
Çift Adım Uzunluğu Normal Adımla Yürüme	30	122,40	9,687	106	140
Çift Adım Uzunluğu Uzun Yürüme	30	158,13	17,174	133	200
Çift Adım Uzunluğu Normal Adımla Yürüme (-)	30	124,03	10,675	103	143
Çift Adım Uzunluğu Uzun Yürüme (-)	30	158,80	16,921	130	200
Çift Adım Uzunluğu Normal Adımla Yürüme (+)	30	121,60	11,649	94	141
Çift Adım Uzunluğu Uzun Yürüme (+)	30	151,30	18,642	99	185
Adım Genişliği Normal Adımla Yürüme	30	12,83	2,493	8	17
Adım Genişliği Uzun Yürüme	30	14,63	2,859	10	20
Adım Genişliği Normal Adımla Yürüme (-)	30	12,37	2,442	9	18
Adım Genişliği Uzun Yürüme (-)	30	14,07	2,716	8	20
Adım Genişliği Normal Adımla Yürüme (+)	30	11,67	2,397	6	16
Adım Genişliği Uzun Yürüme (+)	30	13,73	2,545	8	19

Ölçüm değerlerinin normalliği incelenirken örnek sayısının azlığı dikkate alınarak, daha düşük örneklerde daha güvenilir sonuç veren Shapiro-Wilk istatistiği kullanılmıştır. Shapiro-Wilk istatistiğine bakılarak $p > 0,05$ olan ölçüm değerlerinin normallik gösterdiği dolayısı ile analiz için Parametrik testler kullanılabilirliği görülmektedir. $p < 0,05$ olan ölçüm değerlerinde ise ölçümlerin basıklık ve çarpıklık değerlerinin standart hatalarına bölümleri incelenmiş ve bu değerler -2 ile +2 arasında olmasına bakılmıştır. İlgili değer aralığında olan ölçümler için parametrik diğer ölçümler için ise nonparametrik testlerin kullanılması uygundur (Tablo 4.3.). İstatistiksel analizler bu prensiplere dayanarak yapılmıştır.

Tablo 4.3. Ölçüm değerlerinin normalliği

Ölçümler	Çarpıklık	Basıklık	Shapiro -Wilk	p	Test
Adım Genişliği Normal Adımla Yürüme	0,141	-1,252	0,940	0,089	Parametrik
Adım Genişliği Normal Adımla Yürüme (-)	1,279	-0,764	0,929	0,055	
Adım Genişliği Normal Adımla Yürüme (+)	-0,742	-0,126	0,970	0,552	
Adım Genişliği Uzun Yürüme	-0,314	-1,281	0,932	0,056	Parametrik
Adım Genişliği Uzun Yürüme (-)	-0,124	0,038	0,982	0,880	
Adım Genişliği Uzun Yürüme (+)	-0,698	-0,085	0,951	0,184	
Çift Adım Uzunluğu Normal Adımla Yürüme	-0,148	-1,309	0,956	0,250	Parametrik
Çift Adım Uzunluğu Normal Adımla Yürüme (-)	-0,213	-0,869	0,974	0,647	
Çift Adım Uzunluğu Normal Adımla Yürüme (+)	-0,836	-0,023	0,955	0,228	
Çift Adım Uzunluğu Uzun Yürüme	1,094	-0,096	0,956	0,247	Parametrik
Çift Adım Uzunluğu Uzun Yürüme (-)	1,302	0,240	0,969	0,524	
Çift Adım Uzunluğu Uzun Yürüme (+)	-1,377	1,115	0,964	0,398	
Kadans Normal Adımla Yürüme	-1,644	0,983	0,958	0,268	Parametrik
Kadans Normal Adımla Yürüme (-)	-1,112	-0,181	0,975	0,689	
Kadans Normal Adımla Yürüme (+)	0,288	0,814	0,981	0,845	
Kadans Uzun Yürüme	-0,468	-0,820	0,975	0,678	Parametrik
Kadans Uzun Yürüme (-)	-0,431	-0,240	0,992	0,997	
Kadans Uzun Yürüme (+)	-0,400	-0,586	0,972	0,608	
Normal Adımla Yürüme Kol Salınım	0,288	-0,980	0,969	0,501	Parametrik Olmayan
Normal Adımla Yürüme Kol Salınım (-)	3,632	3,761	0,871	0,002	
Normal Adımla Yürüme Kol Salınım (+)	3,290	2,736	0,876	0,002	
Pendulum Kol Salınım	-0,480	-0,268	0,979	0,800	Parametrik
Pendulum Kol Salınım (-)	-0,953	-0,118	0,967	0,454	
Pendulum Kol Salınım (+)	-0,164	-0,321	0,979	0,805	
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Normal Adımla Yürüme	0,059	-1,375	0,941	0,094	Parametrik Olmayan
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Normal Adımla Yürüme (-)	2,604	0,604	0,856	0,001	
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Normal Adımla Yürüme (+)	1,998	-0,444	0,880	0,003	
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Pendulum	1,035	0,034	0,971	0,557	Parametrik
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Pendulum (-)	-0,037	-0,923	0,976	0,704	
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Pendulum (+)	0,084	1,515	0,971	0,566	
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Uzun Yürüme	0,192	-0,788	0,967	0,450	Parametrik Olmayan
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Uzun Yürüme (-)	2,438	0,289	0,879	0,003	
Son Pozisyon Omuz Ekstansiyon Uzun Yürüme (+)	3,084	2,083	0,863	0,001	
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Normal Adımla Yürüme	0,143	-0,786	0,972	0,591	Parametrik Olmayan
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Normal Adımla Yürüme (-)	2,869	2,538	0,905	0,011	
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Normal Adımla Yürüme (+)	3,304	3,427	0,894	0,006	
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Pendulum	-1,511	-0,664	0,927	0,054	Parametrik
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Pendulum (-)	-1,482	0,109	0,953	0,206	
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Pendulum (+)	-1,239	-0,128	0,960	0,303	
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Uzun Yürüme	1,178	0,715	0,969	0,510	Parametrik Olmayan
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Uzun Yürüme (-)	1,347	-0,851	0,931	0,054	
Son Pozisyon Omuz Fleksiyon Uzun Yürüme (+)	3,911	2,695	0,797	0,000	
Uzun Yürüme Kol Salınım	-0,042	-0,948	0,969	0,503	Parametrik Olmayan
Uzun Yürüme Kol Salınım (-)	2,103	-0,736	0,842	0,000	
Uzun Yürüme Kol Salınım (+)	3,827	3,218	0,831	0,000	
Yürüyüş Döngü Süresi Normal Adımla Yürüme	2,829	2,649	0,919	0,025	Parametrik Olmayan
Yürüyüş Döngü Süresi Normal Adımla Yürüme (-)	-10,506	27,564	0,492	0,000	
Yürüyüş Döngü Süresi Normal Adımla Yürüme (+)	1,597	0,408	0,953	0,205	
Yürüyüş Döngü Süresi Uzun Yürüme	1,489	0,148	0,955	0,234	Parametrik
Yürüyüş Döngü Süresi Uzun Yürüme (-)	1,710	0,555	0,962	0,358	
Yürüyüş Döngü Süresi Uzun Yürüme (+)	1,571	0,304	0,946	0,134	
Yürüyüş Hızı Normal Adımla Yürüme	-1,248	-0,340	0,965	0,417	Parametrik
Yürüyüş Hızı Normal Adımla Yürüme (-)	-0,686	-0,064	0,975	0,697	
Yürüyüş Hızı Normal Adımla Yürüme (+)	-0,251	0,630	0,977	0,737	
Yürüyüş Hızı Uzun Yürüme	1,752	0,695	0,958	0,283	Parametrik
Yürüyüş Hızı Uzun Yürüme (-)	1,096	0,097	0,972	0,585	
Yürüyüş Hızı Uzun Yürüme (+)	1,475	0,767	0,969	0,503	

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi sonucunda pendulum kol salınımı ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Farklılığın kaynağının tespiti için uygulanan Bonferroni analizi sonucunda, pendulum kol salınımı (+) ölçümünün ortalamasının diğer ölçümlerden anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmüştür (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Pendulum egzersizinde kol salınımı ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

Ölçümler	n	Ortalama	Std. Sapma	F	p	Fark
Pendulum Kol Salınımı	30	25,17	10,956	18,945	0,000*	3-1,2
Pendulum Kol Salınımı (-)	30	23,98	9,154			
Pendulum Kol Salınımı (+)	30	32,60	9,998			

$p^* < 0.05$, Tekrarlı Ölçümlerde Tek Yönlü Varyans Analizi

Uygulanan Friedman testi sonucunda normal adımla yürüme kol salınımı ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Farklılığın kaynağının tespiti için uygulanan çoklu karşılaştırma analizi sonucunda, normal adımla yürüme kol salınımı (-) ölçümünün diğer ölçümlerden anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Normal adımla yürümede kol salınımı ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

Ölçümler	n	Ortalama	Std. Sapma	Ki-Kare	p	Fark
Normal adımla yürüme Kol Salınımı	30	22,73	9,815	14,439	0,001*	2-1,3
Normal adımla yürüme Kol Salınımı (-)	30	15,07	9,490			
Normal adımla yürüme Kol Salınımı (+)	30	20,22	9,410			

$p^* < 0.05$, Friedman Testi

Uygulanan Friedman testi sonucunda uzun adımla yürüme kol salınımı ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Farklılığın kaynağının tespiti için uygulanan çoklu karşılaştırma analizi sonucunda, uzun adımla yürüme kol salınımı

(-) ölçümünün diğer ölçümlerden anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Uzun adımla yürümede kol salınımı ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

Ölçümler	n	Ortalama	Std. Sapma	Ki-Kare	p	Fark
Uzun Yürüme Kol Salınımı	30	37,40	16,660	14,209	0,000*	2-1,3
Uzun Yürüme Kol Salınımı (-)	30	24,93	14,484			
Uzun Yürüme Kol Salınımı (+)	30	29,50	18,215			

$p^* < 0.05$, *Friedman Testi*

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi sonucunda omuz fleksiyon pendulum ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Farklılığın kaynağının tespiti için uygulanan Bonferroni analizi sonucunda, omuz fleksiyon pendulum (+) ölçümünün ortalamasının diğer ölçümlerden anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmüştür (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Omuz fleksiyonu açısından pendulum egzersiz ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

Ölçümler	n	Ortalama	Std. Sapma	F	p	Fark
Omuz Fleksiyon Pendulum	30	2,70	10,236	11,184	0,000*	3-1,2
Omuz Fleksiyon Pendulum (-)	30	2,52	8,449			
Omuz Fleksiyon Pendulum (+)	30	7,57	9,955			

$p^* < 0.05$, *Tekrarlı Ölçümlerde Tek Yönlü Varyans Analizi*

Uygulanan Friedman testi sonucunda omuz fleksiyon normal adımla yürüme ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Farklılığın kaynağının tespiti için uygulanan çoklu karşılaştırma analizi sonucunda, omuz fleksiyon normal adımla yürüme (-) ölçümünün diğer ölçümlerden anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Omuz fleksiyonu açısından normal adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

Ölçümler	n	Ortalama	Std. Sapma	Ki-Kare	p	Fark
Omuz Fleksiyon Normal adımla yürüme	30	11,90	5,492	17,276	0,000*	2-1,3
Omuz Fleksiyon Normal adımla yürüme (-)	30	7,07	5,583			
Omuz Fleksiyon Normal adımla yürüme (+)	30	9,70	6,160			

$p^* < 0.05$, *Friedman Testi*

Uygulanan Friedman testi sonucunda omuz fleksiyon uzun adımla yürüme ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Farklılığın kaynağının tespiti için uygulanan çoklu karşılaştırma analizi sonucunda, omuz fleksiyon normal adımla yürüme (-) ölçümünün omuz fleksiyon normal adımla yürüme ölçümünden anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. Omuz fleksiyonu açısından uzun adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

Ölçümler	n	Ortalama	Std. Sapma	Ki-Kare	p	Fark
Omuz Fleksiyon Uzun Yürüme	30	19,63	10,009	14,579	0,001*	1-2
Omuz Fleksiyon Uzun Yürüme (-)	30	11,40	7,637			
Omuz Fleksiyon Uzun Yürüme (+)	30	16,20	12,030			

$p^* < 0.05$, *Friedman Testi*

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi sonucunda omuz ekstansiyon pendulum ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Farklılığın kaynağının tespiti için uygulanan Bonferroni analizi sonucunda, omuz ekstansiyon pendulum (+) ölçümünün ortalamasının diğer ölçümlerden anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmüştür (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. Omuz ekstansiyonu açısından pendulum egzersiz ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

Ölçümler	n	Ortalama	Std. Sapma	F	p	Fark
Omuz Ekstansiyon Pendulum	30	22,47	6,651	9,380	0,000*	3-1,2
Omuz Ekstansiyon Pendulum (-)	30	21,47	7,291			
Omuz Ekstansiyon Pendulum (+)	30	25,03	6,256			

$p^* < 0.05$, *Tekrarlı Ölçümlerde Tek Yönlü Varyans Analizi*

Uygulanan Friedman testi sonucunda omuz ekstansiyon normal adımla yürüme ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Farklılığın kaynağının tespiti için uygulanan çoklu karşılaştırma analizi sonucunda, omuz ekstansiyon normal adımla yürüme (-) ölçümünün diğer ölçümlerden anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür (Tablo 4.11).

Tablo 4.11. Omuz ekstansiyonu açısından normal adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

Ölçümler	n	Ortalama	Std. Sapma	Ki-Kare	p	Fark
Omuz Ekstansiyon Normal adımla yürüme	30	10,83	5,700	6,868	0,031*	2-1,3
Omuz Ekstansiyon Normal adımla yürüme (-)	30	8,00	5,086			
Omuz Ekstansiyon Normal adımla yürüme (+)	30	10,52	4,861			

$p^* < 0.05$, Friedman Testi

Uygulanan Friedman testi sonucunda omuz ekstansiyon uzun adımla yürüme ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Farklılığın kaynağının tespiti için uygulanan çoklu karşılaştırma analizi sonucunda, omuz ekstansiyon uzun adımla yürüme ölçümünün diğer ölçümlerden anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmüştür. (Tablo 4.12).

Tablo 4.12. Omuz ekstansiyonu açısından uzun adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

Ölçümler	n	Ortalama	Std. Sapma	Ki-Kare	p	Fark
Omuz Ekstansiyon Uzun Yürüme	30	17,77	8,717	7,218	0,027*	1-2,3
Omuz Ekstansiyon Uzun Yürüme (-)	30	13,53	8,617			
Omuz Ekstansiyon Uzun Yürüme (+)	30	13,30	8,388			

$p^* < 0.05$, Friedman Testi

Uygulanan Friedman testi sonucunda yürüyüş döngü süresi normal adımla yürüme ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Farklılığın kaynağının tespiti için uygulanan çoklu karşılaştırma analizi sonucunda, yürüyüş döngü süresi normal adımla yürüme ölçümünün yürüyüş döngü süresi normal adımla yürüme (+) ölçümünden anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür (Tablo 4.13).

Tablo 4.13. Yürüyüş döngü süresi açısından normal adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

	n	Ortalama	Std. Sapma	Ki-Kare	p	Fark
Yürüyüş Döngü Süresi Normal adımla yürüme	30	1,14	0,073	27,161	0,000*	1-3
Yürüyüş Döngü Süresi Normal adımla yürüme (-)	30	1,11	0,198			
Yürüyüş Döngü Süresi Normal adımla yürüme (+)	30	1,21	0,073			

$p^* < 0.05$, *Friedman Testi*

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi sonucunda yürüyüş döngü süresi uzun adımla yürüme ölçümleri arasında anlamlı fark tespit edilmemiştir (Tablo 4.14).

Tablo 4.14. Yürüyüş döngü süresi açısından uzun adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

	n	Ortalama	Std. Sapma	F	p	Fark
Yürüyüş Döngü Süresi Uzun Yürüme	30	1,28	0,147	2,375	0,102	
Yürüyüş Döngü Süresi Uzun Yürüme (-)	30	1,29	0,156			
Yürüyüş Döngü Süresi Uzun Yürüme (+)	30	1,31	0,151			

$p^* < 0.05$, *Tekrarlı Ölçümlerde Tek Yönlü Varyans Analizi*

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi sonucunda yürüyüş hızı normal adımla yürüme ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Farklılığın kaynağının tespiti için uygulanan Bonferroni analizi sonucunda, yürüyüş hızı normal adımla yürüme (+) ölçümünün ortalamasının diğer ölçümlerden anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür (Tablo 4.15).

Tablo 4.15. Yürüyüş hızı açısından normal adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

	n	Ortalama	Std. Sapma	F	p	Fark
Yürüyüş Hızı Normal Adımla Yürüme	30	3,88	0,451	10,254	0,000*	3-1,2
Yürüyüş Hızı Normal Adımla Yürüme (-)	30	3,93	0,420			
Yürüyüş Hızı Normal Adımla Yürüme (+)	30	3,67	0,462			

$p^* < 0.05$, *Tekrarlı Ölçümlerde Tek Yönlü Varyans Analizi*

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi sonucunda yürüyüş hızı uzun adımla yürüme ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Farklılığın kaynağının tespiti için uygulanan Bonferroni analizi sonucunda, yürüyüş hızı uzun yürüme (+) ölçümünün ortalamasının diğer ölçümlerden anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür (Tablo 4.16).

Tablo 4.16. Yürüyüş hızı açısından uzun adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

	n	Ortalama	Std. Sapma	F	p	Fark
Yürüyüş Hızı Uzun Yürüme	30	4,49	0,604	5,814	0,004*	3-1,2
Yürüyüş Hızı Uzun Yürüme (-)	30	4,52	0,606			
Yürüyüş Hızı Uzun Yürüme (+)	30	4,36	0,583			

p < 0.05, Tekrarlı Ölçümlerde Tek Yönlü Varyans Analizi*

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi sonucunda kadans normal adımla yürüme ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Farklılığın kaynağının tespiti için uygulanan Bonferroni analizi sonucunda, kadans normal adımla yürüme (+) ölçümünün ortalamasının diğer ölçümlerden anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür (Tablo 4.17).

Tablo 4.17. Kadans açısından normal adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

	n	Ortalama	Std. Sapma	F	p	Fark
Kadans Normal adımla yürüme	30	105,50	6,268	15,363	0,000*	3-1,2
Kadans Normal adımla yürüme (-)	30	105,23	5,612			
Kadans Normal adımla yürüme (+)	30	100,43	6,442			

p < 0.05, Tekrarlı Ölçümlerde Tek Yönlü Varyans Analizi*

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi sonucunda kadans uzun yürüme ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmemiştir (Tablo 4.18).

Tablo 4.18. Kadans açısından uzun adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

	n	Ortalama	Std. Sapma	F	p	Fark
Kadans Uzun Yürüme	30	94,97	10,801	2,953	0,060	-
Kadans Uzun Yürüme (-)	30	94,53	11,153			
Kadans Uzun Yürüme (+)	30	92,97	10,223			

p < 0.05, Tekrarlı Ölçümlerde Tek Yönlü Varyans Analizi*

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi sonucunda çift adım uzunluğu normal adımla yürüme ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmemiştir (Tablo 4.19).

Tablo 4.19. Çift adım uzunluğu açısından normal adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

	n	Ortalama	Std. Sapma	F	p	Fark
Çift Adım Uzunluğu Normal adımla yürüme	30	122,40	9,687	2,614	0,082	-
Çift Adım Uzunluğu Normal adımla yürüme (-)	30	124,03	10,675			
Çift Adım Uzunluğu Normal adımla yürüme (+)	30	121,60	11,649			

p < 0.05, Tekrarlı Ölçümlerde Tek Yönlü Varyans Analizi*

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi sonucunda çift adım uzunluğu uzun adımla yürüme ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmemiştir (Tablo 4.20).

Tablo 4.20. Çift adım uzunluğu açısından uzun adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

	n	Ortalama	Std. Sapma	F	p	Fark
Çift Adım Uzunluğu Uzun Yürüme	30	158,13	17,174	3,324	0,073	-
Çift Adım Uzunluğu Uzun Yürüme (-)	30	158,80	16,921			
Çift Adım Uzunluğu Uzun Yürüme (+)	30	151,30	18,642			

p < 0.05, Tekrarlı Ölçümlerde Tek Yönlü Varyans Analizi*

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi sonucunda adım genişliği normal adımla yürüme ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Farklılığın kaynağının tespiti için uygulanan Bonferroni analizi sonucunda, adım genişliği normal

adımla yürüme (+) ölçümünün ortalamasının diğer ölçümlerden anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür (Tablo 4.21).

Tablo 4.21. Adım genişliği açısından normal adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

	n	Ortalama	Std. Sapma	F	p	Fark
Adım Genişliği Normal adımla yürüme	30	12,83	2,493	12,682	0,000*	3-1,2
Adım Genişliği Normal adımla yürüme (-)	30	12,37	2,442			
Adım Genişliği Normal adımla yürüme (+)	30	11,67	2,397			

p < 0.05, Tekrarlı Ölçümlerde Tek Yönlü Varyans Analizi*

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi sonucunda adım genişliği uzun adımla yürüme ölçümleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmemiştir (Tablo 4.22).

Tablo 4.22. Adım genişliği açısından uzun adımla yürüme ölçümleri arasındaki farklılıkların incelenmesi

	n	Ortalama	Std. Sapma	F	p	Fark
Adım Genişliği Uzun Yürüme	30	14,63	2,859	3,209	0,058	
Adım Genişliği Uzun Yürüme (-)	30	14,07	2,716			
Adım Genişliği Uzun Yürüme (+)	30	13,73	2,545			

p < 0.05, Tekrarlı Ölçümlerde Tek Yönlü Varyans Analizi*

5. TARTIŞMA

Çalışmamızın sonuçlarına göre Jiroskopik Hareket Fasilitörünün kol salınımına olan katkısı, pendulum egzersizi sırasında hareketi arttıracak şekilde ortaya çıkmıştır. Böylece Jiroskopik Hareket Fasilitörü ayakta sabit duruşta kol salınım hareketine katkı sağlamaktadır şeklindeki H1 hipotezi kabul edilmiştir. Diğer taraftan yürüme sırasında beklenen katkı ise ortaya çıkmamıştır.

Çalışmada elde edilen bazı sonuçlar mevcut değerlendirme yöntemlerinin metodolojik problemlerinden etkilenmiştir. Çalışmada 3D görüntü analizi kullanma imkânı bulunamamıştır. 2D analiz ise bazı metodolojik kısıtlılıklar içermektedir. Örneğin 2D analiz sırasında yürüme platformunun ortasına dik şekilde hizalı kameranın her yürüyüş periyodunda görüntüyü aynı açı ile yakalaması mümkün olmamıştır. Diğer taraftan pendulum egzersizinde ise hareket sürekli aynı noktada gerçekleştiği için hareketi doğru ölçmek mümkün olmaktadır. Yürüme sırasında Zebris® sisteminin kaydettiği veriyi ayrıca ele almak gerekir. Bu veri geçerli şekilde elde edilmiştir. Burada ölçümle ilgili bir zorluk olmamakla birlikte ileride bahsedileceği üzere düzeneğin kullanımına alışma ile ilgili problemlerin sonuçlar üzerinde rol oynadığı düşünülmektedir.

Sabit duruşta (pendulum egzersizi) düzeneğin kol salınımına olan etkisi vücudun diğer segmentleri hareketsizken ortaya çıkmasından ötürü önemlidir. Bu pozisyonda çıkan sonuç düzeneğin vücut ile bütünleşerek ortaya çıkarttığı mekanik etkinin sonucunu temsil etmektedir. Yürüme ve diğer aktiviteler sırasında düzeneğin gösterdiği performans ise vücut ölçüleri, kişisel hareket varyasyonları ve benzeri nedenlerle mekanik etkiyi pendulum egzersizinden daha az temsil etmektedir.

Literatürde ilave ağırlığın kol salınımını değiştirebileceği belirtilmiştir (9). Çalışmamızda kol salınımda ortaya çıkan değişiklik açısal olarak artış şeklindedir. Dolayısı ile açısal artış kol salınımının eliptik yörünge yarıçapındaki artış ile birlikte düşünülmelidir.

Yoon ve ark.'nın çalışmasında kol ağırlığı ile yürümede kol salınımının anteversiyonu ve retroversiyonunun arttığı ve bu artışın hemen ilk denemeden son denemeye kadar belirgin şekilde devam ettiği gösterilmiştir. Ayrıca kol salınımının

anteriora doğru olan hızlanmasının daha büyük retraksiyon ile sonuçlandığı önerilmektedir (9). Çalışmamızda bazı kişilerin açığı ekstansiyon yönünden fleksiyon yönüne kaydırarak arttırdığı bazılarının ise fleksiyon yönünden ekstansiyona kaydırarak arttırdığı gözlemlenmiştir. Bu yüzden veri, fleksiyon ve ekstansiyon toplamını ifade edecek şekilde "kol salınımı" olarak ele alınmıştır.

Penduluma ağırlık eklemek sürtünmenin var sayıldığı durumlarda periyodu arttırıp, frekansı azaltarak hareketin sönümlenmesini geciktirmektedir. Ayrıca üst noktaya daha yakın bir yere bağlamaya göre ağırlığı uç noktaya bağlamak efektif sarkaç boyunu uzatarak yine sarkaç periyodunu uzatmakta ve frekansını azaltmaktadır. Yani uç noktaya ağırlık bağlamak frekansı azaltıp periyodu arttırır.

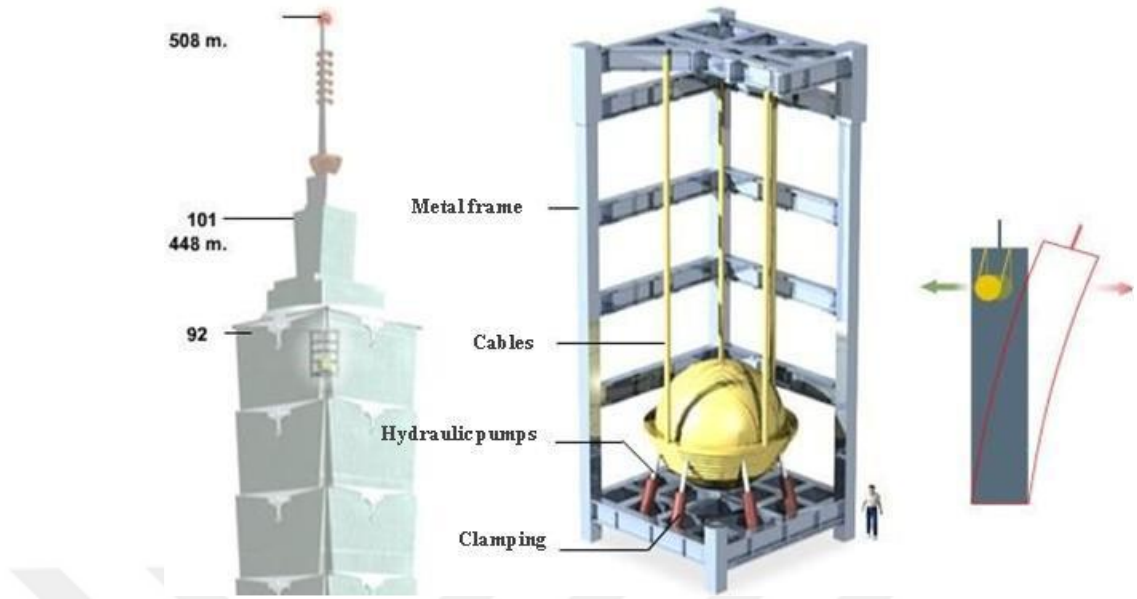
DeneySEL bir pendulum düzeneğinde ağırlık eklemek sarkaç boyuna bakmaksızın hareketin sönümlenerek durmasına yukarıda söylendiği şekilde etki etmektedir. Kol salınımı mevzubahis olduğunda bu durumu deneySEL bir pendulum testi şeklinde değil vücut için ayrıca düşünmek gerekir. İşte bu noktada frekansın azaltılması demek deneySEL pendulumun da üzerinde; hareketin zamanla küçülmesi (amplitüd / aç) ve birçok sürtünme faktörünün (biyomekaniksel ve tiksotropik faktörler) içinde önce titreşime sonrada tamamen sönümlenmeye gitmesine engel olmak demektir.

Bu çıkarım ile denilebilir ki ağırlık dirsek üstüne eklenseydi normalde beklenen hareketin sönümlenmesini geciktirici etkinin ortaya çıkması yerine frekans arttırılıp hareketin sönümlenmesine neden olunurdu. Buna bir çeşit kütle sönüm etkisi demek mümkündür. Çalışma kapsamında ekstremitte hareketlerini kısıtlamayacak nicelikte bir ağırlık ekstremitenin uç kısmına eklenerek efektif sarkaç uzunluğu arttırılmıştır. Böylece hareketin sönümlenmesi geciktirilmeye çalışılmıştır.

Bir de buna kullanıcının katılımının arttırılmasının eklenmesi gerekir. Sonuçta kol, mekanik bir pendulum düzeneğinden aşağıya bırakılmamaktadır. Ağırlık eklenmesi demek hareketin ilk başında kişinin atalete karşı iş yapmasını yani kuvvetini arttırmasını gerektirir. İşte bu noktada başlangıç kuvveti ve daha sonra bu kuvvetin devam ettirilmesi için enerji harcanması, kazanılmak istenen hareket döngüsü için gerekli başlangıç (giriş) enerjisini oluşturmaktadır. Sonuçta vücut bir sistem olarak

düşünülürse ağırlık eklenerek sistemin daha az enerjiye ihtiyaç duyacak şekle getirileceği iddia edilmemektedir. Yalnız kullanıcının enerjiyi yönetmesi ve hareket sekansını (yürüme ve kol salınımı) düzenleyecek şekilde kullanması hedeflenmektedir.

Üst ekstremitenin ağırlık merkezi dirseğin hemen üst hizasındadır (20). Yani ağırlık merkezi üst ekstremiten uzunluğunun orta noktasından daha proksimaldedir. Literatürde kolların sagittal düzlemde baş hareketini minimize etmek üzere kütle sönüm özelliği gösterdiği ve tüm vücut net açısal akselerasyonunu sıfırlamak için kullanıldığı bildirilmiştir (24). Kol salınımının normal adımla yürüme paterni içerisinde vücut momentumunu sıfırlamak üzere görev alması, üst ekstremitenin ağırlık merkezinin dirsek üstü hizada bulunması ve kolların vücudun ağırlık merkezi ve total hareket merkezinin proksimalinde bulunması ile açıklanabilir. Bu durum yüksek binaların dengelenmesi için kullanılan kütle sönüm etkili sarkaçların kullanımına benzetilebilir (Resim 5.1). Tıpkı kol salınımının vücut stabilitesini arttırması gibi, deprem anında binanın en üst katından aşağıya sarkacak şekilde konumlandırılmış ağır bir sarkaç sallanmanın tersi yönünde kendi doğal salınımını gerçekleştirerek binanın total salınımının sönümlendirilmesinde kullanılmaktadır. Vücut statığı ve dinamiğinde doğal olarak bulunan bu durum ekstremiten ucuna ekstra ağırlık eklenerek hareketin arttırılabilmesine tezat oluşturmamaktadır. Pendulum hareketi sırasında kütle sönüm etkisinin ortaya çıkması için dışarıdan eklenen ağırlığın, cismin ağırlık merkezinin üst yarısında bulunması gerekmektedir. Böyle bir durumda pendulumun efektif boyu kısaltılıp frekansı arttırılarak sarkaç periyodu kısaltılmış olur.



Şekil 5.1. Kütle sönüm etkisinin kullanılması (30).

Vücut mekaniğinde birçok pendulumun var olduğu unutulmamalıdır. Tez konusu dahilinde iki tanesi öne çıkmaktadır. Bunlardan birincisi vücudun yere göre oluşturduğu ters pendulumdur. Diğeri ise kolun oluşturduğu pendulumdur. Büyük pendulumu (vücudun kendisi) küçük pendulum (kol) modüle etmektedir. Pontzer ve ark.'nın dirsek üstü hizaya ağırlık ekleyerek yaptıkları çalışmada kolların kütle sönümleme etkisi artırılmıştır (24). Tam tersi olarak eğer ağırlık ekstremitenin uç noktasına bağlansaydı uygun şartlar altında tıpkı pendulumun alt ucuna bağlanan bir ağırlığın hareketi arttırması gibi etki göstermesi beklenirdi. Ayrıca gövde için düşünürsek el bileği hizasının vücudun ağırlık merkezinin distalinde kaldığını unutmamak gerekir. Yani el bileğine eklenen her ağırlık vücut ağırlık merkezini aşağıya kaydırmaktadır. Böylece zemin referans alındığında vücudun oluşturduğu ters pendulumdaki hareket düzeninde kütle sönüm etkisi oluşturularak vücudun genel stabilitesi artırılmış olmaktadır. Bu durum kol salınımının orta noktasında ve kontralateral alt ekstremitenin sallanma periyodunun başında oluşmaktadır. Yani başka bir deyişle aynı taraf ekstremitenin basma fazı sırasında yerle olan ağırlık ilişkisi stabiliteyi arttırmaktadır. Aynı anda diğeri alt ekstremiten sallanma fazına başladığından ağırlık eklenen üst ekstremiten çapraz taraftan adım atmanın dinamik

dengesini sağlamaktadır. El bileğine ağırlık eklemek vücuttaki küçük pendulumda instabiliteyi arttırıp hareket sağlarken büyük pendulumda stabiliteyi arttırmaktadır.

Yukarıdakilerin hepsi birlikte el bileği hizasından yapılan müdahalenin vücut hareketlerini etkilemek için nasıl kilit rol oynayabileceğini göstermektedir. Yoon ve ark'nın çalışması uygun ağırlık eklenerek kol salınımını arttırmasına çok iyi bir örnek oluşturmaktadır (9). Bazı çalışmalarda ise ekstremiteye ağırlık eklenmesiyle kol salınımının azaldığı bildirilmiştir (24, 31). Bu azalmanın üst ekstremitte kas aktivitesinin artışıyla yükselen enerji harcamasını minimize etmek için ve ön kol ağırlığını kompanse etmek için ortaya çıktığı düşünülmüştür (9). Bahsi geçen bu çalışmalarda kullanılan ağırlık miktarı (1.2- 1.8kg) bilek hizasından eklense dahi kol salınımının doğal olarak ortaya çıkmasını limitleyebilir (31). Aslında vücut dışında da herhangi bir fiziksel (bileşik) sarkacın uç kısmına eklenen ağırlık efektif uzunluğu değiştirerek hareketin periyodunda artışa yani frekansında azalmaya neden olmaktadır. Formül 5.1 açısal frekansı, formül 5.2 pendulum periyodunu ifade etmektedir (m : kütle, g : yer çekimi ivmesi, d : uzunluk, ω : açısal frekans, I : eylemsizlik momenti, T : pendulum periyodu, π : pi sayısı).

$$\omega = \sqrt{\frac{mgd}{I}} \quad (5.1.)$$

$$T = \frac{2\pi}{\omega} \quad (5.2.)$$

Bahsi geçen çalışmalardaki durumun ise ekstremiteye eklenen ağırlığın omuz eklemine ve bağlantılı yapıları traksiyona uğratması ile ilgili olduğunu söylemek yanlış olmaz. Bu ek yüklenme ile omuz eklemi ve diğer segmentlerdeki elastik yapılar gerilmekte ve hareket sırasında komşu yapılarla muhtemel temas artmaktadır. Eğer traksiyon humerus başını eklem kavitesinden uzaklaştıracak yönde yani horizontal düzlemde gerçekleşseydi belki hareketin kolaylaşması mümkün olabilirdi. Fakat hem eklem traksiyonu ile sallanma sırasında elastik yapıların uzayacağı miktarın boşluğunun alınması hem de alt kapsül, infraglenoid tüberkül ve labruma binen yükün

artması bu yapılarda sürtünmenin artırılması anlamına gelmektedir. Kolun toplam ağırlığının vücuda oranı 0.049'dur (32). O yüzden 2 kg'lık bir ağırlık eklemek 70 kilo olan bir kişinin kol ağırlığına yaklaşık yüzde %60 ağırlık eklemek anlamına gelmektedir. Halbuki 0.5 kg'da bu oran %15'dir. Taşıyıcı yapıların gerilmesi ve sürtünme yüzeylerindeki artış sarkaç hareketi sırasında mekanik bir kilitlenmeye neden olabilir. Ayrıca omuz çevresi kas aktivitesindeki artış ve enerji tüketiminin dengelenmeye çalışılması gibi yüklenen ağırlığın oluşturduğu kompensatif fizyolojik cevapların da harekette azalmaya neden olabileceğini düşünmekteyiz (31). Yani fiziksel pendulum formülü üzerindeki ilave ağırlık etkisinin vücudun fizyolojik ve biyomekaniksel sınırları ile sınırlandırıldığını düşünmekteyiz. Bu sınırlamanın ne kadar ağırlık ile ortaya çıkıp çıkmayacağını söylemek zordur. Ayrıca katılımcının fiziksel özellikleri de eklenecek maksimum ağırlık miktarının belirlenmesinde rol oynamaktadır. Fakat literatürde 1.2 kg'dan itibaren oluşan harekette azalma etkisi ve 0.45kg'da ortaya çıkan harekette artış etkisi muhtemel sınırlar için fikir vermektedir. Bu yüzden çalışmamızda düzeneğin ağırlığı yaklaşık 0.5 kg olarak belirlenmiştir.

Ekstra yük uygulanmasının kontralateral ekstremiteler arasında karşılıklı etkileşime yol açabileceği bildirilmiştir (10, 31). Çalışmamızda düzeneğin kullanılmasının kontralateral üst ekstremiteye olan etkisi değerlendirme yönteminin kurgusu dışında kalmasından dolayı incelenememiştir.

Önceki çalışmalarda kol salınımının amplitüd ve frekansının artırılmasının yürüme parametrelerine pozitif etki ettiği gösterilmiştir (22, 33). Daha önce bahsedildiği şekilde üst ekstremiteye eklenen ağırlığın yürüme parametrelerini pozitif yönde etkileyeceği önerilmektedir (9). Bu önerinin altında biyomekaniksel ve nörolojik temellere dayanan iki mekanizma rol oynamaktadır.

Kol salınımı çoğu zaman bacakların sallanmasının yol açtığı serbest vertikal harekete karşı hareket olarak sayılmıştır (34, 35). Bacağın karşı momentini azaltmak için kol momentleri rol almaktadır (24). Hatta alt ve üst vücudun açılma momentumunun ters yönlerde eşit büyüklükte oldukları ve bütün vücudun net açılma momentumunun sıfıra yakın olduğu önerilmiştir (23). Biyomekaniksel olarak üst ekstremitelerin alt ekstremitelerle sıkı bir ilişki içinde olduğu açıktır. Üst gövde

hareketlerinin arttırılması durumunda alt gövde hareketlerinin bunu sınırlamak üzere harekete daha çok katılacağı bu şekilde tahmin edilebilir.

Biyomekaniksel bağlantılar haricinde nöral bağlantılar da üst ve alt ekstremitte hareketlerinin regülasyonunda rol oynamaktadır.

Çalışmalar alt ve üst ekstremitte kaslarının arasında görev odaklı esnek nöral eşleşmeler ortaya çıkabileceğini önermektedir (36). Bu nöral mekanizma santral (spinal) patern jeneratörleri şeklinde isimlendirilmektedir. Ritmik hareketi regüle etmek için bilateral osilatörleri kullanan bu refleks yolun quadripedal lokomasyondan rezidüel bir fonksiyon sergilediği düşünülmektedir (37, 38). Bu yol yürüme sırasında fasilite olduğu için yolu yürüme parametrelerinin değiştirilmesi ile beslemenin mümkün olduğu söylenebilir.

Sonuç olarak üst ve alt ekstremiteler arasında lokomasyon sırasında ortaya çıkan nöral yolların fonksiyonel bir kapıya sahip oldukları önerilmektedir (37). Çalışmamızdaki gibi yürüme sırasında üst ekstremitelerin uyarılması bu kapının kullanılmasına çalışılması anlamına gelmektedir.

Yoon ve ark'nın çalışmasında yürüme hızı ve adım uzunluğu total kol salınım amplitüdü ile belirgin korelasyon göstermektedir. Ayrıca kadans, çift destek, adım süresi sallanma fazı ve duruş fazı belirgin şekilde kol salınımı ile ilişkili değildir (9). Çalışmamızda ise düzeneğin kullanılması ile yürümeye ait parametrelerde; kadansta, yürüme hızında, çift adım uzunluğunda, sallanma süresinde artış ve yürüyüş döngü süresinde azalma elde edilmesi beklenmiştir. Adım genişliği ise değişim olmaması beklenmiştir. Yürüme parametrelerinde düzeneğin çalışmasından beklenen faydalara uyacak şekilde değişim elde edilememiştir.

Sonuçlara göre yürüyüşte JHF kullanımı yürüme parametrelerine etki etmemektedir. Bu yüzden H2 hipotezi reddedilmiştir.

Yürüme sırasında Zebris® sisteminin kaydettiği veri geçerli ve güvenilirdir. Burada ölçümle ilgili bir problem yoktur. Fakat çalışmada kullanılan düzenek tasarımının bazı kısıtlamaları vardır. En büyük kısıtlama şarj süresi ve pil ile ilgilidir. Düzeneğin kullanımına alışma gerekmektedir. Pendulum egzersizi sırasında iki defa 1 dakikalık ölçüm içerisinde defalarca aynı hareket tekrar edilmektedir. Böylece

kullanıcı ne yapması gerektiğini ve düzeneğin nasıl kullanılacağını yürümeye göre daha iyi idrak edebilmektedir. Fakat yürüme değerlendirmesi sırasında yaklaşık 10 metrelik mesafeyi sadece 2 defa yürüyebilmektedir. Bu da alışma süresinin ne kadar kısıtlı olduğuna işaret etmektedir. Düzeneğin içindeki jiroskopun 2000 rpm gibi (saniyede 30 turdan fazla) yüksek miktarda ürettiği rotasyon pili çok hızlı tüketmektedir. Aslında pilin kapasitesi ve gücü oluşturulmak istenen düzeneğin boyutlarına ve ağırlığına uyacak şekilde olabilecek en yüksek değerde seçilmiştir. Yine de etkin kuvvetinin devamlılığı ancak 5 dakika civarında sağlanabilmektedir. Bu durum yürüme öncesinde yeterince alışma süresi vermemize engel teşkil etmiştir. Çalışmaya katılanların düzeneği benimsemekte geciktiği ve kullanırken çekindikleri gözlemlenmiştir. Bu çekince video kaydının ve bir çalışma içerisinde yer almanın verdiği tedirginliğin ötesindedir. Bu durumu aşmak için düzeneğin herhangi bir yere temas etmeyeceği, herhangi bir şekilde düşmeyeceği elden sıyrılmayacağı düşse bile herhangi bir olumsuzluk yaşanmayacağı ve gerekli tüm önlemlerin alındığı gibi açıklamalar deneme öncesinde aktarılmıştır. Yine de birçok kullanıcının özellikle yürüme sırasında düzeneği kullanmak bir yana sanki elinde “çok önemli ve dikkatle taşınması gereken bir eşya” varmış gibi yürüdükleri gözlemlenmiştir. Kısacası özellikle yürüme sırasında katılımcıların birçoğu düzeneği gerektiği şekilde kullanmamıştır. Bu yüzden yürümede beklediğimiz etkinin çıkmamasında alışma sürecinin yeterli olmamasının rol oynadığını düşünmekteyiz.

Aynı zamanda bu nedenler 2D analizin negatif etkileri ile birlikte yürüme sırasında kol salınımında düzeneğten beklenen faydanın ortaya çıkmamasında rol oynamaktadır.

Çalışmamız kapsamında yürümede alt ekstremitte hareketlerine indirekt katkı sağlanmaya çalışmış ve başarılı olunamamıştır. Yürüme parametrelerinde değişiklik elde edilememiştir. Fakat düzeneğin bağlı olduğu üst ekstremitte olduğu gibi salınımında elde edilen etkinin daha çok arttırılarak farklı şekillerde kullanılması mümkündür. Bunun için daha özel tasarlanmış bir düzeneğe hatta ekstremitte hareketine göre JHF'nin atılımını sağlayacak bir tasarıma ihtiyaç vardır. Böylece belki

yürüme sırasında alt ekstremite hareketlerine, alt ekstremiteye bağlanarak, direkt katkı sağlayacak bir tasarım elde edilebilir.

Biyomekaniksel bağlantıların temelinde yatan pasif ve aktif yapıların kol salınımı ile ilgili ayrı ayrı rol aldığı söylenebilir. Tonik veya stabilizatör kas aktivitesi, ligamentöz yapılar ve diğer konnektif yapılar, elastik elmanlar veya yaylar gibi işlev görürler ve böylece açılabilir yer değiştirme veya dönmenin oranını arttırabilirler (24). Bu yapılar hem hareketin genliğini arttırıcı hem de hareketi sönümleyici etki gösterebilirler. Hareketin her bir kısmında yapıların hangi roller oynayacağı ayrı bir analiz ve araştırma konusudur. Çalışmamız açısından için önemi ise bütün yapıların birleşimiyle ortaya çıkan sistemin momentuma sağladığı ortak katkıdır. Bu durum pendulum egzersizi sırasında en temel haliyle görülmektedir. Fakat yürüme sırasında ekstremite hareketlerinin biyomekaniksel bağlantıları beklenen sonuçları doğurmamıştır.

KKG (Kafa, Kol, Gövde) boyunca olan hat ters pendulum olarak modellenmektedir. Parkinson hastalarında hareket otomatikliğini sağlayan kortikal ve subkortikal bölgelerdeki apoptozden dolayı PH hastalarının gövde ve kol hareketlerinde blok paterni görülür. Bu blok hareket paterni sonucunda KKG hattının segmental kontrol ihtiyacına talep azalmaktadır. Blok paterninin ortaya çıkması ile dinamik dengenin kontrolü daha zor hale gelmektedir. Bu da ağırlık merkezinin kontrolüne olan ihtiyacın artmasıyla sonuçlanmaktadır (39). Çalışmamızda gövde dengesi özel olarak değerlendirilmedi ama adım genişliğinde artış olmaması gövdenin düzeneğe kullanımına karşın stabilizasyonunu koruduğuna işaret etmektedir.

Elde edilen sonuçlar tabii ki düzeneğin mekanik testi ile de ilişkilidir. Düzeneğin mekanik pendulum testinde (Bkz. Şekil 3.1 ve 3.2.) görüldüğü üzere düzeneğe açık ve kapalı konumlarda çizdiği yörünge birbirinden açıkça farklıdır. Yörüngedeki farklılaşma kol salınımı sırasında düzeneğin ortaya çıkardığı etkiye katkı sağlamaktadır.

Düzeneğe içindeki asimetric yapı ile ortaya çıkan yalpalama hareketi ve titreşim düzeneğin çalışma prensibinin bir parçasıdır. Titreşim ve yalpalama hareketi ile pendulum hareketi sırasında düzeneğin ve bağlı olduğu ekstremitenin yer çekimi

çizgisinde ritmik bir yer değiştirme meydana getirilmesi amaçlanmıştır. Yer değiştirmenin oluşturduğu mekanik etkinin vücut üzerindeki etkisinin izole bir şekilde ölçülmesi, ilgili bütün yapıların sönümleyici etkisi ve karşılıklı ilişkisinden ötürü kolay değildir. Bu durum ayrı bir araştırma konusu olabilir. Bu yüzden yer değiştirmenin izole etkisi tez kapsamında test edilmemiştir.

Bazı çalışmalarda kol salınımının kasten arttırılmasının da yürüme parametrelerine pozitif etki edebileceği gösterilmiştir (22, 33). Ayrıca dış ipuçlarının ve dikkatin yürüme parametrelerine yine aynı şekilde etki edebileceği söylenmiştir (40). Fakat bu dikkatin devamlılığının sağlanması zordur. JHF kullanımı sırasında kullanıcının rahat ve doğal bir şekilde kol salınımını ortaya çıkartması gerekmektedir. Bu doğal salınımı bozmayacak şekilde jiroskopun her atımı sırasında ortaya çıkan sesin kasten kol salınımını arttırmak üzere ipucu olarak kullanılması ile mümkündür. Ses ipucu her salınım sırasında jiroskopun asimetrisi ve sürtünmesi ortaya çıkmaktadır. Kullanıcı her salınımda bu sesi üretmeye çalışarak jiroskopik atım ve kol salınımının senkronize olmasını sağlayabilir. Böylece JHF'nin etkisi senkronizasyon ile birlikte daha fazla ortaya çıkartılabilmektedir. Ayrıca ses ipucu kullanılarak kasten salınımın devamlılığı da sağlanmıştır.

Geliştirdiğimiz düzeneğin etkinliğinin ortaya çıkması geri besleme mekanizmalarının doğru kullanımına dayanmaktadır. Bunlardan bir diğeri görsel geri beslemedir. Kol salınımı sırasında jiroskopik atılım gerçekteşmektedir ve görsel girdinin geri besleme olarak kullanılarak hareketin sürdürölmeye çalışılması hareketin arttırılması ve devamlılığını sağlamaktadır. Bir kere bu hareket bütönlüğü algılandığı ve benimsendiğinde geriye öğrenilen hareketin mental olarak sürdürölmeye çalışılması ve otomatikleşmesi kalmaktadır. Mental imajı bu şekilde şekillendirmek son yıllarda el ile tekrarlı hareketi içeren aksesuarların (stres topları, çarkları vb.) verdiği tekrarlama isteğini harekete geçirmeye benzetilebilir. Yine eksenel eğiklik sayesinde ortaya çıkan asimetrik titreşim de bu duyuşsal geri besleme mekanizmasının içindedir. Kola ağırlık eklemenin duyuş girdisi oluşturabileceği ve tekrarlı yürüme sırasındaki değiştirilmiş kol salınımı algısının lokomosyon için motor korteksi aktive edebileceği düşünölmektedir (9). Titreşim, ses, görsel geri besleme ve hareketin

mental takibi düzeneğin geri besleme mekanizmasını oluşturmaktadır. Sonuç olarak düzeneğin kol salınımına olan katkısı bütün bu geri besleme mekanizmaları, jiroskopik etki ve yer çekimi çizgisi değişiminin etkisinin bütünüdür. Bu etkileri düzeneğin çalışma şekliyle otürü birbirinden ayırt etmek mümkün değildir.

Çalışmada kullandığımız düzeneğin ağırlık ve uzunluk ölçüleri bütün denemeler için sabitti. Hâlbuki katılımcıların vücut ölçüleri birbirinden farklıydı ve aynı ölçülerin farklı vücut tiplerinde ortaya çıkartacağı fiziksel etkiler aynı olmamaktadır. Düzeneğin ölçülerini değiştirmemiz mümkün olmadığı için farklı düzenek ölçülerinin ortaya çıkartabileceği sonuçları deneyemedik.

Çalışmamız kısa süreli etki üzerine kuruludur. Düzeneğin uzun süreli kullanımında da kısa süreli kullanımdaki temel mekanizmalar rol oynayacaktır. Fakat olası fizyolojik mekanizmaların tekrarlı kullanımı bazı adaptasyonların oluşmasına açıktır. Uzun süreli kullanıma ait etkilerin gösterilmesi için çalışmalara ihtiyaç vardır.

Kola ağırlık eklemenin normal adımla yürüme hızının üstüne çıkıldığında adım parametrelerine bazen olumsuz şekilde etki edebileceğini gösteren bazı ipuçları mevcuttur (24). Bu durumun ilgili çalışmada kullanılan ağırlığın miktarı ve kütle sönümü etkisi ortaya çıkartacak şekilde pozisyonlanmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Yürümede ve özellikle koşmada kol salınımının kütle sönümü ile azaltılmasının adım parametrelerine etkisi gösterilmiştir (24). Çalışmamızda koşma sırasında bir deneme yapılmamıştır.

Literatürün de olmasını önerdiği üzere JHF yürüme parametreleri ile ilgili bir müdahaleyi kol salınım frekansı ve amplitüdünü (açısını) işin içine katarak gerçekleştirmeyi amaçlamaktadır (22). Fakat düzeneğin potansiyel kullanımı sadece yürüme ile ilgili klinik belirtilere sahip bireylerin problemlerini veya yerleşmiş kol salınımı bozukluklarını kapsamamaktadır. Aynı zamanda kol salınımı hafifçe azalmış kişilerde, hatta yaş ve diğer kişisel özellikleri nedeniyle benzer problemlerle gelecekte karşılaşması muhtemel kişilerde düzeneğin kullanılması mümkün gözükmektedir. PH'li hastalarda kol retroversiyonunda belirgin etkilenim ileride oluşacak yürüme bozukluğunun en erken işaretlerinden birisi olarak bulunmuştur (9). Kol salınımının en erken belirtilerden biri olması müdahalenin de bu noktadan başlatılabileceğine

işaret etmektedir. Ayrıca özellikle yaşlılarda kol salınımının yürüme performansı üzerindeki önemli etkisi bilindiği için kol salınımını arttırabilecek bir mekanizmaya ihtiyaç duyulduğu belirtilmektedir (22). Bu yüzden söylenebilir ki JHF kullanımı ile ilerleyen yaş ile oluşacak hareket kaybı ve PH'daki ekstremiteler hareketlerinin azalması gibi durumlar için erken müdahale şansı yakalanabileceği düşünülmektedir. Yani JHF'yi sadece tedavi aracı olarak değil ileride geliştirilerek ilerleyen yaş ile kullanılacak koruyucu bir hareket düzenleyicisi olarak görmek yanlış olmaz. Ayrıca ortopedik problemlerde kullanım ihtimali de değerlendirildiğinde JHF'nin temel özelliklerine sahip cihazların potansiyel kullanıcı sayısının oldukça fazla olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda unilatereal bir yaklaşım planlanarak sadece tek koldan müdahalede bulunulmuştur. Bilateral kullanıma uygun bir düzenek tasarımı mevcut imkanlar içerisinde yapılamamıştır. Bilateral senkronik hareketin ortaya çıkartacağı etkilerin incelenmesi için ayrı bir çalışmaya ihtiyaç vardır. Ayrıca hareket döngüsü içerisinde pelvis mobilitesinin incelenmesi de ileriki çalışmalarda incelenmesi gereken bir konudur.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- Düzeneğin açık olduğu sırada gerçek (mekanik) pendulum testinde JHF'nin pendulum hareketine verdiği tepki beklenildiği üzere sarkaç hareketinin yörüngesinde artış şeklinde olmuştur. Bu değişiklik, düzeneğin JEİ etkisinin yani sarkaç hareketinin uç noktasında yaptığı yörüngesel düzeltme hareketinin sonucu olarak ortaya çıkmaktadır. Bu durum düzenekten beklenen, kol salınımını arttırmak için gerekli görülen, hareket paterninin oluştuğunu göstermektedir.
- Jiroskopik Hareket Fasilitörünün kol salınımına olan etkisi, ekstremitenin uç noktasından ağırlık eklenerek yapılan çalışmalarda elde edilen eylemsizlik momentinin kol salınımını arttırmak için kullanılmasına benzer şekilde, sarkaç egzersizi sırasında hareketi arttıracak şekilde olmuştur. Bu sonuç düzeneğin kol salınımına etkisini en temel haliyle göstermektedir.
- JHF beklenilen aksine yürüme sırasında kol salınımını arttırmamıştır.
- Yürüme sırasında JHF'nin kullanımı ile adım parametrelerinde beklenen değişiklikler elde edilememiştir.
- Çalışmamızda gövde dengesi özel olarak değerlendirilmedi ama yürüme parametrelerinden adım genişliğinde artış olmaması gövdenin dinamik stabilizasyonunu koruduğuna işaret etmektedir.
- Ortaya çıkan kol salınımı etkisi duyuşal geri besleme mekanizmaları, jiroskopik etki ve yer çekimi çizgisi değişim etkisinin bütünüdür. Bu etkileri düzeneğin çalışma şeklinden ötürü birbirinden ayırt etmek mümkün değildir.
- Çalışmada kullandığımız düzeneğin ağırlık ve uzunluk ölçüleri bütün denemeler için sabitti. Aynı ölçülerin farklı vücut tiplerinde ortaya çıkartacağı fiziksel etkiler aynı olmamaktadır. Düzeneğin ölçülerini değiştirmemiz mümkün olmadığından farklı vücut ölçülerinde ortaya çıkartabilecek sonuçları göstermek için farklı çalışmalara ihtiyaç vardır.
- Çalışmamız kısa süreli etki üzerinedir. Düzeneğin uzun süreli kullanımında da kısa süreli kullanımdaki temel mekanizmalar rol oynayacaktır. Fakat olası fizyolojik mekanizmaların tekrarlı kullanımı bazı adaptasyonların

oluşmasına açıktır. Uzun süreli kullanıma ait etkilerin gösterilmesi için başka çalışmalara ihtiyaç vardır.

- Bu tez kapsamındaki bütün sonuçlar sağlıklı kişilerden elde edilmiştir. JHF'nin hastalar üzerindeki etkilerinin gösterilmesine ihtiyaç vardır.
- JHF kullanımı ile ilerleyen yaş ve PH'de erken belirti olarak ortaya çıkan ekstremiteler ve gövde hareketlerinde azalma için erken müdahale şansı yakalanabileceği düşünülmektedir. Bu ihtimal de düzeneğin potansiyel kullanıcı sayısının çok daha fazla olabileceğine işaret etmektedir. Örneğin düzeneğin donuk omuz ve benzeri eklem problemleri için ağırlık kullanımı yerine ileride bir alternatif olabileceği düşünülmektedir
- Bu tez ile hareket problemlerine farklı bir çözüm önerisi sunulmaktadır. Jiroskopların ve ortaya çıkarttıkları etkilerin medikal alanda daha fazla araştırılmasına ihtiyaç vardır. Bu yönde harcanan efor hem ileride yapılacak çalışmalara ışık tutmaktadır hem de klinik çözümlere alternatif sunmaktadır. Bu çalışmayla birlikte JEİ etkisinin uygulanması için bir kullanım yöntemi sunulmuştur. Böylece birçok hareket probleminde ekstremiteler hareketlerine açısal hız, amplitüd ve kuvvet katkısının sağlanabileceği düşünülmektedir.
- Düzeneğin ilk fikrinin oluşması, tasarlanıp kullanıma sunulması yaklaşık iki sene sürmüştür. Bu süre içerisinde defalarca tekrar tasarlama, düzeltme ve yapım gerekmiştir. İlk düşünce ile son tasarım arasında temel fikir haricinde neredeyse benzerlik bulunmamaktadır. Bu süreç kendi başına bile eğitici ve ufuk açıcı olmuştur.


7. KAYNAKLAR

1. Beal RM. Derivation Of The Equations Of Gyroscopic Motion [internet]. 2020 [Erişim Tarihi]. Erişim adresi: <http://www.gyroscopes.org/math2.asp>.
2. Passaro VMN, Cuccovillo A, Vaiani L, Carlo M, Campanella CE. Gyroscope Technology and Applications: A Review in the Industrial Perspective. *Sensors (Basel)*. 2017;17(10):2284.
3. Sommeria J. Foucault and the rotation of the Earth. *Comptes Rendus Physique*. 2017 18(9-10):520–5.
4. Provatidis CG. Older and contemporary attempts for inertial propulsion. *The General Science Journal*. 2011;1916:5382.
5. Millis MG, Thomas NE. Responding to Mechanical Antigravity, California, USA: National Aeronautics and Space Administration (NASA);15:2006. 22. NASA TM—214390 2006 AIAA–2006–4913.
6. Curk B, Cafuta B. Modeling Exercising on Wrist Exerciser. *SNE*. 2011;21(8):103 - 8.
7. Petrič T, Curk B, Cafuta P, Žlajpah L. Modelling of the robotic Powerball®: a nonholonomic, underactuated and variable structure-type system. *Math Comput Model Dyn Syst*. 2010;16(4):327–46.
8. Curk B, Cafuta P. Wrist exerciser - exercising for modeling and simulation [Bildiri]. *EUROSIM; 2007; Ljubljana, Slovenia*.
9. Yoon J, Park J, Park K, Jo G, Kim H, Jang W, ve ark. The effects of additional arm weights on arm-swing magnitude and gait patterns in Parkinson's disease. *Clin Neurophysiol*. 2016;127(1):693-7.
10. Donker SF, Daffertshofer A, Beek PJ. Effects of Velocity and Limb Loading on the Coordination Between Limb Movements During Walking. *Journal of Motor Behavior*. 2005;37(3):217–30.
11. Duysens J, Clarac F, Cruse H. Load-Regulating Mechanisms in Gait and Posture: Comparative Aspects. *Physiol Rev*. 2000;80(1):83-133.
12. Van de Walle P, Meyns P, Desloovere K, De Rijck J, Kenis J, Verbecque E, ve ark. Age-related changes in arm motion during typical gait. *Gait Posture*. 2018;66:51-7.
13. Tysnes OB, Storstein A. Epidemiology of Parkinson's disease. *J Neural Transm*. 2016;22:48-53.
14. Schilder JCM, Overmars SS, Marinus J, van Hilten JJ, Koehler PJ. The terminology of akinesia, bradykinesia and hypokinesia: Past, present and future. *Parkinsonism Relat Disord*. 2017;37:27-35.
15. Roggendorf J, Chen S, Baudrexel S, van de Loo S, Seifried C, Hilker R. Arm swing asymmetry in Parkinson's disease measured with ultrasound based motion analysis during treadmill gait. *Gait & Posture*. 2012;35:116–20.
16. Lewek MD, Poole R, Johnson J, Halawa O, Huang X. Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of Parkinson's disease. *Gait & Posture*. 2010;31:256–60.
17. Ospinaa BM, Chaparroa JAV, Paredes JDA, Pinob YJC, Navarrob A, Orozco JL. Objective Arm Swing Analysis in Early-Stage Parkinson's Disease Using an RGB-D Camera (Kinect®). *Journal of Parkinson's Disease*. 2018;8:563-70.
18. Kalia LV, Lang AE. Parkinson's disease. *Lancet*. 2015;386:896–912.
19. Bologna M, Leodori G, Stirpe P, Paparella G, Colella D, Belvisi D, ve ark. Bradykinesia in early and advanced Parkinson's disease. *Journal of the Neurological Sciences*. 2016;369:286–91.
20. Gutnika B, Mackieb H, Hudsonc G, Standena C. How close to a pendulum is human upper limb movement during walking? *Human Biology*. 2005;56:35–49.

21. Dietz V, Michel J. Locomotion in Parkinson's disease: neuronal coupling of upper and lower limbs. *Brain*. 2008;131:3421-31.
22. Zampier VC, Vit'orio R, Beretta VS, Jaimes DAR, Orcioli-Silva D, Paulo CR, et al. Gait bradykinesia and hypometria decrease as arm swing frequency and amplitude increase. *Neurosci Lett*. 2018;687:248-52.
23. Herr H, Popovic M. Angular momentum in human walking. *The Journal of Experimental Biology*. 2008;211:467-81.
24. Pontzer H, Holloway JH, Raichlen DA, Lieberman DE. Control and function of arm swing in human walking and running. *The Journal of Experimental Biology* 2009;212:523-34.
25. Hinrichs RN, Cavanagh PR, Williams KR. Upper Extremity Function in Running. I: Center of Mass and Propulsion Considerations. *International Journal of Sport Biomechanics*. 1987;3:222-41.
26. Richards M, Stern Y, Mayeux R. Subtle extrapyramidal signs can predict the development of dementia in elderly individuals. *Neurology*. 1993;43(11):2184-8.
27. Kaye JA, Oken BS, Howieson DB, Howieson J, Holm LA, Dennison K. Neurologic evaluation of the optimally healthy oldest old. *Arch Neurol*. 1994;51(12):1205-11.
28. Chaudhary P, Azad P. Energy Harvesting Using Shoe Embedded with Piezoelectric Material. *J Electron Mater*. 2020;49(11):6455-64.
29. Akkaya NAS, Gungor HR, Yaşar G, Atalay NS, Sahin F. Effects of weighted and un-weighted pendulum exercises on ultrasonographic acromiohumeral distance in patients with subacromial impingement syndrome. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2017;30(2):221-228.
30. Teplyshev V, Mylnik A, Pushkareva M, Agakhanov M, Burova O. Application of tuned mass dampers in high-rise construction. *E3S Web of Conferences*. 2018;33(4):02016.
31. Donker SF, Mulder T, Nienhuis B, Duysens J. Adaptations in arm movements for added mass to wrist or ankle during walking. *Exp Brain Res*. 2002;145:26–31.
32. Clauser CE MJ, Young J. Weight, volume, and center of mass of segments of the human body, OH, United States: National Aeronautics and Space Administration (NASA); 1969. 106. AMRL-TR-69-70.
33. Behrman AL, Teitelbaum P, Cauraugh JH. Verbal instructional sets to normalise the temporal and spatial gait variables in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1998;65:580–2.
34. Collins SH, Adamczyk PG, Kuo AD. Dynamic arm swinging in human walking. *Proc R Soc B*. 2009;276:3679-88.
35. Li Y, Wang W, Crompton RH, Gunther MM. Free Vertical Moments and Transverse Forces in Human Walking and Their Role an Relation to Arm-Swing. *The Journal of Experimental Biology*. 2001;204:47–58.
36. Dietz V, Fouad K, Bastiaanse CM. Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion. *Eur J Neurosci*. 2001;14(11):1906-14.
37. Dietz V, Fouad K, Bastiaanse CM. Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion. *European Journal of Neuroscience*. 2001;14:1906-14.
38. Yakovenko S. A hierarchical perspective on rhythm generation for locomotor control. *Prog Brain Res*. 2011;188:151-66.
39. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995;3(4):193-214.
40. Wua T, Hallett M, Chan P. Motor automaticity in Parkinson's disease. *Neurobiol Dis*. 2015;82:226-34.

8. EKLER

EK 1 : Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzini



T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
İL SAĞLIK MÜDÜRLÜĞÜ
Ankara Şehir Hastanesi
2 Nolu Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı

Sayı : E.Kurul –E2-21-135 No'lu çalışma

Ankara Şehir Hastanesi Fizik Tedavi ve Rahabiliasyon/Omirilik Hasarı Rehabilitasyon Kliniği'nden "Jiroskopik Eylemsizlik İüçisi Özellikli Hareket Fasilitörünün Kol Salınımı ve Yürüme Karakteristiklerine Etkisinin Araştırılması" konulu çalışma incelenmiş olup, Etik açıdan oy birliği ile uygun görülmüştür.

10/02/2021

Etik Kurul Sekreterliği Üniversiteler Mah. Bilkent Cad. No:1 Çankaya/Ankara İrtibat; 2nolu Etik Kurul: B.Örkan K.Çetindağ
Tel: 0 (312) 552 66 00 Dahili:772997--772998

EK 2: Tez Çalışması ile İlgili Patent



ARAŞTIRMA RAPORU

Başvuru Sahibi: MERİÇ SELİM ŞİPAL AYNUR AYŞE KARADUMAN		
Başvuru No: 2021/005938	Başvuru Tarihi: 02/04/2021	(İlk) Rüçhan Tarihi -
Patent Sınıfı (IPC ⁸): A61H 1/02,A61F 5/0118 (2006.01)		
GENEL GÖZLEMLER		
Buluş Bütünlüğü		
<input checked="" type="checkbox"/> Var (başvuru sadece bir buluş konusunu içermektedir)		
<input type="checkbox"/> ... (başvuru birden çok buluş konusunu içermektedir) (Bakınız: Bölüm III)		
Tarifname Takımı		
<input checked="" type="checkbox"/> Rapor aşağıda belirtilen tarifname takımı esas alınarak düzenlenmiştir.		
Tarifname 18 sayfa (Orijinal)		
İstem 14 adet (Orijinal)		
Resim 3 sayfa (Orijinal)		
Açıklık		
<input checked="" type="checkbox"/> Tüm istemler araştırılabilir niteliktedir.		
<input type="checkbox"/> ... nolu istemler araştırılabilir nitelikte değildir. (Bakınız: Bölüm IV)		
<input type="checkbox"/> ... Başvuruyla ilgili diğer görüşler (Bakınız: Bölüm II)		
Raporun Tamamlandığı Tarih: 21/06/2022		
Türk Patent ve Marka Kurumu - Patent Dairesi Başkanlığı Hipodrom Cad. No:13 06330 Yenimahalle/ANKARA Tel: (312) 303 1000 Faks: (312) 303 1220		Araştırmayı Yapan Uzman: Azime KUTAN

EK 3: Tez Çalışması Orijinallik Raporu

JİROSKOPİK EYLEMSİZLİK İTİCİSİ ÖZELLİKLİ HAREKET FASİLİTÖRÜNÜN KOL SALINIMI VE YÜRÜME KARAKTERİSTİKLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

ORJİNALLİK RAPORU

% 2	% 2	% 0	%
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 1
2	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
3	www.hurriyet.com.tr İnternet Kaynağı	<% 1
4	dspace.gazi.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<% 1
6	jag.journalagent.com İnternet Kaynağı	<% 1
7	www.fizyoterapiseminerleri.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1

Alıntılar çıkart

üzerinde

Eşleşmeleri çıkar

< 5 words

EK 4: Dijital Makbuz

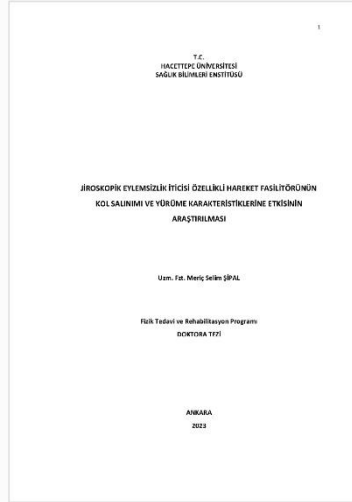


Dijital Makbuz

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

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Meriç Selim Şipal
Ödev başlığı: ödev
Gönderi Başlığı: JİROSKOPİK EYLEMSİZLİK İTİCİSİ ÖZELLİKLİ HAREKET FASİLTÖ...
Dosya adı: Meri_Selim_PAL_Doktora_Tez.docx
Dosya boyutu: 1.28M
Sayfa sayısı: 50
Kelime sayısı: 11,869
Karakter sayısı: 82,051
Gönderim Tarihi: 07-Mar-2023 01:28ÖS (UTC+0300)
Gönderim Numarası: 2031104601



EK 5: Tez Çalışması ile İlgili Yayın



Dear Dr. ŞİPAL,

I am delighted to inform you that the review of your Research Article 6630913 titled Effects of Gyroscope on Arm Swing and Gait in Healthy Volunteers has been completed and your article has been accepted for publication in Applied Bionics and Biomechanics.

Please visit the manuscript details page to review the editorial notes and any comments from external reviewers. If you have deposited your manuscript on a preprint server, now would be a good time to update it with the accepted version. If you have not deposited your manuscript on a preprint server, you are free to do so.

We will now check that all of your files are complete before passing them over to our production team for processing. We will let you know soon should we require any further information.

As an open access journal, publication of articles in Applied Bionics and Biomechanics are associated with Article Processing Charges. If applicable, you will receive a separate communication from our Editorial office in relation to this shortly. In regards to payments, we will:

- **Only ever contact you from @hindawi.com email addresses.** If you receive communications that claim to be from us, or one of our journals, but do not come from an @hindawi.com email address, please contact us directly at help@hindawi.com
- **Only ever request payment through our own invoicing system.** Any email requesting payment will always be from an @hindawi.com email address and will always direct you to our invoicing system with a link beginning <https://invoicing.hindawi.com>

If you receive payment requests or information in ways other than this, or have any questions about Article Processing Charges, please contact us at help@hindawi.com.

Finally, we have partnered with leading author service providers to offer our authors discounts on a wide range of post-publication services (including videos, posters and more) to help you enhance the visibility and impact of your academic paper. Please visit [our author services page](#) to learn more.

Thank you for choosing to publish with Applied Bionics and Biomechanics.