

**T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ERİŞKİN ATAKSİ HASTALARINDA LOKAL VİBRASYON VE  
TÜM VÜCUT VİBRASYON UYGULAMALARININ POSTÜRAL  
KONTROL ÜZERİNE AKUT ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

**Fzt. Güngör Beyza ÖZVAR**

**Nöroloji Fizyoterapistliği Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA**

**2019**



**T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ERİŞKİN ATAKSİ HASTALARINDA LOKAL VİBRASYON VE  
TÜM VÜCUT VİBRASYON UYGULAMALARININ POSTÜRAL  
KONTROL ÜZERİNE AKUT ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

**Fzt. Güngör Beyza ÖZVAR**

**Nöroloji Fizyoterapistliği Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Doç. Dr. Muhammed KILINÇ**

**ANKARA  
2019**

**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**ERİŞKİN ATAKSİ HASTALARINDA LOKAL VİBRASYON VE TÜM VÜCUT VİBRASYON**  
**UYGULAMALARININ POSTÜRAL KONTROL ÜZERİNE AKUT ETKİLERİNİN**  
**İNCELENMESİ**

**Öğrenci: Güngör Beyza ÖZVAR**

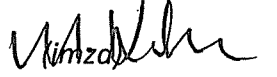
**Danışman: Doç. Dr. Muhammed KILINÇ**

Bu tez çalışması 07.08.2019 tarihinde jürimiz tarafından "Nöroloji Fizyoterapistliği Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.


**Jüri Başkanı:** *Prof. Dr. Kadriye ARMUTLU*  
(Hacettepe Üniversitesi)



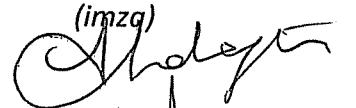
**Tez Danışmanı:** *Doç. Dr. Muhammed KILINÇ*  
(Hacettepe Üniversitesi)



**Üye:** *Prof. Dr. Sibel AKSU YILDIRIM*  
(Hacettepe Üniversitesi)



**Üye:** *Doç. Dr. Semra TOPUZ*  
(Hacettepe Üniversitesi)



**Üye:** *Dr. Öğr. Üyesi Cevher DEMİRCİ*  
(Kırıkkale Üniversitesi)



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

09 Ağustos 2019



*Prof. Dr. Diclehan Orhan*

**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.

- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. <sup>(1)</sup>
- ✕ Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. <sup>(2)</sup>
- o Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. <sup>(3)</sup>

16.05.2019  
  
 Fzt. Güngör Beyza ÖZVAR

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 kurullar 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, Doç. Dr. Muhammed KILINÇ danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazın Yönergesine göre yazıldığımı beyan ederim.



Fzt. Güngör Beyza ÖZVAR

## TEŞEKKÜR

Tezimin planlanmasında, yürütülmesinde ve yazım aşamasında akademik bilgi ve deneyimleriyle büyük katkıda bulunan; sabrını ve desteğini esirgemeyip beni cesaretlendiren, yüksek lisans eğitim hayatım boyunca desteğini her zaman hissettiğim ve örnek aldığım tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Muhammed Kılınç'a,

Değerli akademik bilgi ve deneyimleriyle akademik hayatıma yön verip, rol model olan hocam Sayın Prof. Dr. Sibel Aksu Yıldırım'a,

Tezimin yürütülmesinde gerekli cihazları kullanabilmem için bana imkân sağlayan, verilerin seçiminde yol gösterici olan ve bu süreçte desteğini esirgemeyen değerli hocam Sayın Doç. Dr. Semra Topuz'a,

Tezimin planlanmasında, yürütülmesinde ve yazım aşamasında akademik bilgi ve deneyimleriyle katkıda bulunan, bu süreçte karşılaştığım engelleri aşmamda yardımcı olan, büyük bir sabır, emek, özveri ve güler yüzü ile benimle beraber çalışan, ağabeyliğini esirgemeyen değerli hocam Sayın Dr. Fzt. Ender Ayvat'a,

Tez çalışmamın yürütülmesinde klinikte yardımcı olan, desteklerini esirgemeyen hocalarım Uzm. Fzt. Fatma Ayvat, Uzm. Fzt. Özge Onursal Kılınç, Uzm. Fzt. Gülşah Sütçü ve Uzm. Fzt. Mert Doğan'a,

Bu süreçte desteklerini esirgemeyen, her zaman yanımda olan Fzt. Burcu Şahin ve Uzm. Fzt. Taha Tüfek'e ,

Tez çalışmam süresince desteklerini hep hissettiğim, üzüntülerimi, streslerimi, mutluluklarımı paylaşan, motivasyon kaynağım olan Emrecaan Şenöz, Fzt. Buse Büşra Şanlı, Fzt. Mehtap Kondak'a,

Bugünlere gelmemi sağlayan, hayatımın her aşamasında sabrını, sevgisini ve desteğini esirgemeyen, tüm başarılarımın mimarı olan, hayattaki en büyük şansım ve en değerli varlığım olan aileme,

Sonsuz teşekkürlerimle.

## ÖZET

**ÖZVAR, G.B. Erişkin Ataksi Hastalarında Lokal Vibrasyon ve Tüm Vücut Vibrasyon Uygulamalarının Postüral Kontrol Üzerine Akut Etkilerinin İncelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Nöroloji Fizyoterapistliği Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara 2019.** Bu çalışma, erişkin ataksi hastalarında lokal vibrasyon (LV) ve tüm vücut vibrasyon (TVV) uygulamalarının postüral kontrol üzerine akut etkilerinin incelenmesi ve karşılaştırılması amacıyla tek kör, randomize ve çapraz geçişli olarak planlandı. Çalışmaya yaş ortalaması  $39,43 \pm 9,67$  yıl olan 21 ataksi hastası dahil edildi. Uygulamalar arasında bir hafta arınma süresi verilerek, her hastaya hem lokal hem de tüm vücut vibrasyon uygulaması yapıldı. Uygulama sırasına yazı-tura randomizasyon yöntemi ile karar verildi. Hastaların, performans dayalı dengeleri (Mini-BESTest), gövde kontrolleri (Gövde Bozukluk Ölçeği), stabilite limitleri ve postüral salınımları (Bertec Balance Check Screener™), yürüyüşün zaman – mesafe karakteristikleri (GAITRite), fonksiyonel mobilite becerileri (Zamanlı Kalk ve Yürü Testi), yürüyüş performansları (10 Metre Yürüme Testi) ve statik dengeleri (Tek Bacak Duruş Testi) uygulama öncesi, uygulama sonrası 1. dk ve uygulama sonrası 60. dk olmak üzere 3 kere değerlendirildi. Çalışma sonucunda, sol stabilite limitini, uygulama sonrası 1. dk’de ve 60. dk’de, LV uygulamasının TVV uygulamasından daha fazla arttırdığı bulundu ( $p < 0,05$ ). Uygulama sonrası 1. dk’de stabilite limitleri stabilite skorunu, LV uygulaması artırırken, TVV uygulamasının azalttığı bulundu ( $p < 0,05$ ). Ayrıca, uygulama sonrası 1. dk’de sağ ve sol adım genişliğini, LV uygulaması artırırken, TVV uygulamasının azalttığı bulundu ( $p < 0,05$ ). Sonuç olarak; lokal vibrasyon ve tüm vücut vibrasyon uygulamalarının, postüral kontrolün farklı parametrelerini akut olarak iyileştirebileceği görülmüştür. Çalışmamızın sonuçları, erişkin ataksi hastalarında rehabilitasyon hedefleri doğrultusunda ve bireye özel olarak seçilen etkin vibrasyon uygulamasının, hastaların rehabilitasyon süreçlerinde tamamlayıcı bir modalite olarak kullanılabileceğini göstermiştir. Bu bağlamda çalışmamızın sonuçları, kronik ve uzun süreli rehabilitasyon ihtiyacı olan ataksi grubunda, alternatif tedavi seçeneklerinin etkinliklerini göstermiş olması nedeniyle, hastanın ideal tedavi programına ulaşmasına da katkı sağlayacaktır.

**Anahtar Kelimeler:** Erişkin ataksi hastaları, lokal vibrasyon, tüm vücut vibrasyon, postüral kontrol, akut etki



## ABSTRACT

**ÖZVAR, G.B. Investigation of Acute Effects of Local Vibration and Whole-Body Vibration Applications on Postural Control in Adult Patients with Ataxia. Hacettepe University Graduate School of Health Sciences, Master Thesis in Neurology Physiotherapy Program, Ankara, 2019.** This study was designed as a single-blind, randomized and cross-over study to investigate and compare the acute effects of local vibration (LV) and whole-body vibration (WBV) applications on postural control in adult patients with ataxia. Twenty-one ataxia patients with a mean age of  $39.43 \pm 9.67$  years were included in the study. Between the applications, one week wash-out period was given and both local and whole-body vibrations were applied to each patient. The application order was decided by coin toss randomization method. Performance-based balances (Mini-BESTest), trunk controls (Trunk Impairment Scale), limits of stability and postural sways (Bertec Balance Check Screener<sup>TM</sup>), gait time-distance parameters (GAITRite), functional mobility skills (Timed Up and Go Test), walking performances (10 Meter Walking Test) and static balances (One Leg Stance Test) of the patients were evaluated 3 times before application and 60 seconds and 60 minutes after application. As a result of the study, it was found that LV application increased the left limits of stability more than TVV application at 60th and 60th minutes after the application ( $p < 0.05$ ). Stability limits stability score were found to increase the at the 60th post-application period, while LV application increased while TVV application decreased ( $p < 0.05$ ). In addition, it was found that LV application increased the right and left step width at 60th post-application, while TVV application decreased ( $p < 0.05$ ). As a result, local vibration and whole-body vibration applications can improve the different parameters of postural control acutely. The results of our study showed that effective vibration application, which was selected individually for adult patients with ataxia in line with rehabilitation goals, could be used as a complementary modality in the rehabilitation processes of the patients. In this context, the results of our study will contribute to the patient's access to the ideal treatment program because of the effectiveness of alternative treatment options in the ataxia group in need of chronic and long-term rehabilitation.

**Keywords:** Adult patients with ataxia, local vibration, whole-body vibration, postural control, the acute effect

**İÇİNDEKİLER**

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiv
TABLolar	xv
<b>1. GİRİŞ</b>	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	3
2.1. Ataksi Tanımı	3
2.2. Ataksi Patogenezi	3
2.3. Ataksiye Neden Olan Faktörler ve Ataksi Prevalansı	4
2.4. Ataksi Sınıflandırması	5
2.4.1. Serebellar Ataksi	5
2.4.2. Vestibüler Ataksi	6
2.4.3. Duyusal Ataksi	7
2.4.4. Frontal Ataksi	7
2.4.5. Ataksik-Hemiparezi	8
2.4.6. Optik Ataksi	8
2.4.7. Görsel Ataksi	8
2.4.8. Mix Tip Ataksi	9
2.5. Ataksi Bulguları	9
2.5.1. Hipotoni	9
2.5.2. İstemli Hareketlerde Bozukluk	10
2.5.3. Konuşma Bozuklukları	10
2.5.4. Okülomotor Fonksiyon Bozuklukları	10
2.5.5. Zayıflık ve Yorgunluk	11
2.5.6. Yürüyüş Bozuklukları	11

2.6. Postüral Kontrol	11
2.6.1. Postüral Kontrolün Santral Organizasyonu	16
2.6.2. Serebellumun Postüral Kontroldeki Rolü	17
2.6.3. Postüral Kontrolün Değerlendirilmesi	19
2.7. Ataksi ve Tedavi	23
2.7.1. Konvansiyonel Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	24
2.7.2. Treadmil Eğitimi	25
2.7.3. Gevşeme ve Biofeedback Terapi	25
2.7.4. Oyun Temelli Eğitim	25
2.7.5. Denetimli Sporlar	26
2.7.6. Vibrasyon Uygulamaları	26
<b>3. BİREYLER VE YÖNTEM</b>	<b>35</b>
3.1. Bireyler	35
3.1.1. Örneklem Büyüklüğü	37
3.2. Yöntem	38
3.3. Değerlendirmeler	38
3.3.1. Bireylerin Fiziksel Özellikleri	38
3.3.2. Performansa Dayalı Dengenin Değerlendirilmesi	38
3.3.3. Gövde Kontrolünün Değerlendirilmesi	39
3.3.4. Stabilite Limitleri ve Postüral Salınımların Değerlendirilmesi	39
3.3.5. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristiklerinin Değerlendirilmesi	42
3.3.6. Fonksiyonel Mobilitenin ve Yürüme Performansının Değerlendirilmesi	44
3.3.7. Statik Dengenin Değerlendirilmesi	45
3.4. Uygulanan Müdahaleler	45
3.4.1. Tüm Vücut Vibrasyon Uygulaması	46
3.4.2. Lokal Vibrasyon Uygulaması	47
3.5. İstatistiksel Analiz	49
<b>4. BULGULAR</b>	<b>50</b>
4.1. Tanımlayıcı Bulgular	50
4.2. Stabilite Limitleri ve Postüral Salınım Bulguları	50
4.3. Yürüyüşün Zaman – Mesafe Karakteristikleri ile İlgili Bulgular	59
4.4. Fonksiyonel Mobilite Becerileri ve Yürüme Performansı ile İlgili Bulgular	64

4.5. Statik Denge Bulguları	66
<b>5. TARTIŞMA</b>	69
<b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER</b>	82
<b>7. KAYNAKLAR</b>	85
<b>8. EKLER</b>	
<b>EK-1:</b> Etik Kurul Onayı	
<b>EK-2:</b> Mini-BESTest	
<b>EK-3:</b> Gövde Bozukluk Ölçeği	
<b>EK-4:</b> Değerlendirme Formu	
<b>EK-5:</b> Sözel Bildiri	
<b>EK-6:</b> Dijital Makbuz	
<b>EK-7:</b> Orjinallik Raporu	
<b>9. ÖZGEÇMİŞ</b>	

## SİMGELER VE KISALTMALAR

$\bar{X}$	: Aritmetik Ortalama
<b>10MYT</b>	: 10 Metre Yürüme Testi
<b>adım/dk</b>	: Adım/dakika
<b>APSA</b>	: Anterior-Posterior Salınım Aralığı
<b>cm</b>	: Santimetre
<b>cm/sn</b>	: Santimetre/saniye
<b>dk</b>	: Dakika
<b>EMG</b>	: Elektromiyografi
<b>F</b>	: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi
<b>ga</b>	: Gözler Açık
<b>GBÖ</b>	: Gövde Bozukluk Ölçeği
<b>gk</b>	: Gözler Kapalı
<b>Hz</b>	: Hertz
<b>K1</b>	: Sert Zemin-Gözler Açık
<b>K2</b>	: Sert Zemin-Gözler Kapalı
<b>K3</b>	: Yumuşak Zemin-Gözler Açık
<b>K4</b>	: Yumuşak Zemin-Gözler Kapalı
<b>kg</b>	: Kilogram
<b>LSA</b>	: Lateral Salınım Aralığı
<b>LV</b>	: Lokal Vibrasyon
<b>mg</b>	: Miligram
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>MS</b>	: Multiple Skleroz
<b>p</b>	: İstatistiksel Yanılma Payı
<b>SL</b>	: Stabilite Limitleri
<b>SLSS</b>	: Stabilite Limitleri Stabilite Skoru
<b>SLT</b>	: Stabilite Limitleri Testi
<b>sn</b>	: Saniye
<b>SPSS</b>	: İstatistik Paket Programı
<b>SS</b>	: Stabilite Skoru
<b>SS</b>	: Standart Sapma

<b>t</b>	: İki Eş Arasındaki Farkın Önemlilik Testi
<b>TBDT</b>	: Tek Bacak Duruş Testi
<b>TVV</b>	: Tüm Vücut Vibrasyon
<b>z</b>	: Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi
<b>ZKYT</b>	: Zamanlı Kalk ve Yürü Testi
$\chi^2$	: Friedman Testi

## ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
2.1.	Postüral stabilitenin komponentleri.	12
2.2.	Normal ve anormal stabilite limitleri.	13
2.3.	Proprioseptif reseptörlerin ayakta duruş ve yürüyüş sırasındaki rolü.	15
2.4.	Postüral kontrolün santral organizasyonu .	17
2.5.	Serebellar lezyonların lokalizasyonuna göre postüral salınım şekilleri.	18
2.6.	Vibrasyonun nöromusküler performansa etkisi.	28
2.7.	Vibrasyonun esnekliğe etkisi.	30
3.1.	Çalışma Akış Şeması.	37
3.2.	Bertec Balance Check Screener™ kuvvet platformunda ayakların pozisyonlanması.	40
3.3.	Stabilite Limitleri Testi.	40
3.4.	Postüral salınımların değerlendirilmesi	41
3.5.	Bertec Balance Check Screener™ kuvvet platformu ile elde edilen veriler.	42
3.6.	Sağ alt ekstremiteye ait yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri.	43
3.7.	Yürüyüşün zaman-mesafe karakteristiklerinin değerlendirilmesi.	44
3.8.	GAITRite ile elde edilen veriler.	44
3.9.	Compex® Winplate cihazı.	46
3.10.	TVV uygulaması.	47
3.11.	Vibrasens © cihazı.	47
3.12.	LV uygulama bölgesinin saptanması.	48
3.13.	LV uygulaması.	49

## TABLOLAR

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
2.1. Ataksiye neden olan faktörler.	4
2.2. Lezyon bölgesine göre oluşan klinik bulgular.	5
3.1. Cinsiyete göre yürüyüş parametreleri.	43
4.1. Bireylerin fiziksel özellikleri.	50
4.2. LV Uygulamasının Stabilite Limitleri - Postüral Salınım Verileri ve İstatistiksel Analizleri.	52
4.3. TVV Uygulamasının Stabilite Limitleri - Postüral Salınım Verileri ve İstatistiksel Analizleri.	54
4.4. LV - TVV Uygulamalarının Uygulama Öncesi Stabilite Limitleri ve Postüral Salınım Verileri.	56
4.5. LV - TVV Uygulamalarının Stabilite Limitleri ve Postüral Salınım Değişkenleri Fark Analizi ve İstatistiksel Sonuçları.	57
4.6. LV Uygulamasının Yürüyüş Parametreleri Verileri ve İstatistiksel Analizleri.	60
4.7. TVV Uygulamasının Yürüyüş Parametreleri Verileri ve İstatistiksel Analizleri.	62
4.8. LV ve TVV Uygulamalarının Uygulama Öncesi Yürüyüş Parametreleri Verileri.	63
4.9. LV ve TVV Uygulamalarının Yürüyüş Parametreleri Fark Analizi ve İstatistiksel Sonuçları.	64
4.10. LV Uygulamasının ZKYT ve 10 MYT Verileri ve İstatistiksel Analizleri.	65
4.11. TVV Uygulamasının ZKYT ve 10 MYT Verileri ve İstatistiksel Analizleri.	65
4.12. LV ve TVV Uygulamalarının Uygulama Öncesi ZKYT ve 10 MYT Verileri.	65
4.13. LV ve TVV Uygulamalarının ZKYT ve 10 MYT Fark Analizi ve İstatistiksel Sonuçları.	66
4.14. LV Uygulamasının TBDT Verileri ve İstatistiksel Analizleri.	66
4.15. TVV Uygulamasının TBDT Verileri ve İstatistiksel Analizleri.	67
4.16. LV ve TVV Uygulamalarının Uygulama Öncesi TBDT Verileri.	67
4.17. LV ve TVV Uygulamalarının TBDT Fark Analizi ve İstatistiksel Sonuçları.	68



## 1. GİRİŞ

Ataksi; serebellum ve bağlantılarındaki bir hasardan kaynaklanan, istemli hareketlerdeki koordinasyon bozukluğu ve postüral kontrol yetersizliği ile karakterize bir disfonksiyondur (1). Ataksi hastalarında, herhangi bir postürde veya aktivite sırasında pozisyonu koruyabilmek, istemli hareket edebilmek ve dış kuvvetlere reaksiyon göstermek için gerekli ön koşul olan postüral kontroldeki yetersizlik primer problemdir (2).

Postüral kontrol, vücudun boşluktaki pozisyonunu oryantasyon ve stabilite sağlamak amacıyla kontrol edebilme yeteneğidir. Oryantasyon, vücut segmentlerinin birbirleriyle ve vücudun çevreyle olan, göreve özel uygun ilişkisini koruyabilme özelliği iken postüral stabilite ise denge anlamına gelmektedir (3). Postüral kontrolün oluşturulmasında; motor faktörlere, duyuşal faktörlere, kassal koordinasyona ve kognitif işlemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Motor faktörler; kas tonusu, eklem hareketi, kas kuvveti, refleksler ve otomatik postüral cevapları içerirken, somatosensöriyel, görsel ve vestibüler sistem ise postüral kontrolün sağlanması için gerekli duyuşal faktörlerdir (3, 4). Kassal koordinasyon ise istemli kontraksiyon esnasında aktif olan tüm kasların (agonist, antagonist, sinerjist, fiksator) uygun ritim, hız ve amplitütte gerçekleştirdikleri motor aktivasyon ile oluşur. Hafıza, bilinç, dikkat, motivasyon ise postüral kontrolün sağlanmasında etkili kognitif işlemlerdir (5). Ataksi hastalarında postural kontrolü geliştirmek için çeşitli modaliteler uygulanmakta iken literatürde, vibrasyon uygulamalarının kısa ve uzun dönemde postüral kontrolü geliştirmede efektif bir modalite olabileceği belirtilmiştir.

Vibrasyon; amplitüd, frekans ve güç olarak tanımlanan 3 parametresi olan, salınım şeklindeki hareketlerle karakterize mekanik bir uyarıdır (6). Vibrasyon, lokal vibrasyon (LV) ve tüm vücut vibrasyon (TVV) olarak 2 şekilde uygulanabilir. Vibrasyon uygulamaları, büyük alfa motor nöronlar ve kas iğciği aktivitesi ile kas liflerinin aktivasyonunu içeren tonik vibrasyon refleksinin oluşmasını sağlayarak, polisaptik yolların etkinliği artırıp, postüral kontrolü geliştirmeye yardımcı olur (7). Literatür incelendiğinde; sağlıklı bireylerde, sporcularda, ortopedik problemlerde ve farklı nörolojik hastalık gruplarında LV ve TVV uygulamalarının farklı açılardan ele alındığı görülmektedir. LV ve TVV uygulamalarının postüral kontrol üzerindeki akut etkilerinin ayrı ayrı incelendiği çalışmalar mevcuttur.

Çalışmalarda, vibrasyon uygulamalarının nöromusküler performansı ve propriosepsiyonu arttırdığı gösterilmiştir (8, 9). Bu sebeple çalışmamız, postüral kontrol yetersizliğinin primer problem olduğu ataksi hastalarında LV ve TVV uygulamalarının postüral kontrol üzerine akut etkilerini incelemek ve karşılaştırmak amacıyla planlanmıştır.

Çalışmamızın hipotezleri;

H0 = Ataksi hastalarında lokal vibrasyon uygulamasının postüral kontrol üzerinde akut bir etkisi yoktur.

H1 = Ataksi hastalarında lokal vibrasyon uygulamasının postüral kontrol üzerinde akut bir etkisi vardır.

H0 = Ataksi hastalarında tüm vücut vibrasyon uygulamasının postüral kontrol üzerinde akut bir etkisi yoktur.

H2 = Ataksi hastalarında tüm vücut vibrasyon uygulamasının postüral kontrol üzerinde akut bir etkisi vardır.

H0 = Ataksi hastalarında postüral kontrol üzerine lokal vibrasyon ve tüm vücut vibrasyon uygulamalarının akut etkileri benzerdir.

H3 = Ataksi hastalarında postüral kontrol üzerine lokal vibrasyon ve tüm vücut vibrasyon uygulamalarının akut etkileri farklıdır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Ataksi Tanımı

Ataksi, Yunanca “*ataxis*” kelimesinden türemiş olup, 1990 yılında Simpson tarafından düzensizlik ve karışıklık olarak tanımlanmıştır (10). Hipokrat ve Galenus, ataksi ifadesini düzensiz hareket içeren her şey için tıbbi bir terim olarak kullanmışlardır (2). Ataksi, serebellum ve bağlantılarındaki lezyonlardan kaynaklanan klinik olarak; hareketin başlatılmasının gecikmesi, dismetri, disdiadokokinezi ve tremor gibi istemli hareketlerin yürütülmesinde meydana gelen çeşitli anormallikleri içeren, koordinasyon eksikliği ve postüral kontrol yetersizliği ile karakterize bir disfonksiyondur (1).

### 2.2. Ataksi Patogenezi

Ataksi, genellikle serebellum ve ilişkili olduğu diğer bölümlerdeki bir hasardan kaynaklanır. Serebellum; vestibüler, görsel, somatosensöriyel sistemler ve serebral korteksten bilgileri alıp uygun düzenlemeleri yaparak postüral kontrolü, koordineli ve dengeli hareketi oluşturur. Serebellum vestibuloserebellum, spinoserebellum ve serebroserebellum olmak üzere üç bölümden oluşur.

Vestibuloserebellum, vestibüler ve retiküler çekirdeklerdeki bilgileri modüle ederek vestibuloküler, vestibulospinal ve retikülospinal yollar ile göz hareketlerini ve dengeyi kontrol eder (2).

Spinoserebellum, periferden proprioseptif girdileri alarak gövde ve ekstremiteler hareketlerini düzenler, lokomasyon, denge ve tonusa katkıda bulunur (2).

Serebroserebellum serebral korteks ile bağlantılıdır. Hareketlerin planlanmasında ve eylem için gerekli duyuşsal bilgilerin değerlendirilmesinde rol oynar. İnce, koordineli distal hareketi sağlar. Serebroserebellum, motor kontrolde olduğu gibi duyuşsal ve bilişsel süreçlerde de etkindir (11).

Serebellum, denge ve postürün sürdürülmesinde, göz hareketlerinin kontrolünde, koordineli ekstremiteler hareketlerinin planlanmasında ve uygulanmasında, motor performansın ayarlanmasında, yeni motor görevlerin öğrenilmesinde, bilişsel işlevlerde ve nöroimmünomodülasyonda rol oynamaktadır. Serebellum ve/veya bağlantılarındaki lezyonlar; ataksiye sebep olarak anormal göz hareketleri, dismetri,

dissinerji, dizartri, tremor, hipotoni, uzamış reaksiyon zamanı ve "düşünce dismetrisi" olarak adlandırılan bilişsel bozulmaya neden olur (11, 12).

### 2.3. Ataksiye Neden Olan Faktörler ve Ataksi Prevalansı

Ataksiye neden olan çok çeşitli faktörler olmakla birlikte en yaygın nedenleri Tablo 2. 1.'de gösterilmiştir.

**Tablo 2.1.** Ataksiye neden olan faktörler (1)

<b>1. Vasküler</b>	İskemik ve hemorajik inme, migren, yaşlılarda frontal yürüyüş bozukluğu
<b>2. İnflamatuvar</b>	Multipl skleroz, sarkoidoz, sistemik lupus eritematozus, Behçet hastalığı, Susac sendromu, serebellit, süpüratif otitin intrakraniyal komplikasyonları, HIV, Creutzfeld t-Jacob hastalığı, progresif multifokal lökoensefalopati, beyin sapı ensefaliti, Guillain-Barre sendromu, Miller-Fisher sendromu, anti-GAD antikoru otoimmün ataksi, Lyme hastalığı
<b>3. Neoplastik</b>	Primer veya sekonder posterior fossa tümörleri, paraneoplastik serebellar dejenerasyon
<b>4. Kranioservikal bağlantı bozuklukları</b>	Chiari malformasyonu, baziller baskı, syringobulbi
<b>5. Hereditör</b>	Otozomal resesif (Friedreich ataksi), dominant (36 tip spinocerebellar ataksi, 7 tip episodik ataksi), sporadik
<b>6. Metabolik</b>	Wernicke ensefalopatisi, E ve B12 vitamin eksikliği, diyabetes mellitus, hipotiroidi, hipoparatiroidi, Wilson hastalığı, kalıtsal metabolik ataksiler
<b>7. Toksik</b>	Alkol, uyuşturucu, radyasyon zehirlenmesi, toksinler
<b>8. Dejeneratif</b>	Progresif supranükleer palsi, çoklu sistem atrofisi, normal basınçlı hidrosefali
<b>9. Travma</b>	Kontüzyon, post-kontüzyon sendromu
<b>10. Psikojenik</b>	Kronik anksiyete, panik bozukluk, fobik postüral vertigo, psikojenik yürüyüş bozukluğu
<b>11. Multisensöriyel bozukluklar</b>	nöropati, miyelopati, görme kaybı

Kalıtısal ataksilerden Friedreich ataksisinin prevalansının 100.000'de 2-5 olduğu tahmin edilirken, spinoserebellar ataksilerin (tipine bağlı olarak) 100.000'de 0.9 ila 3.0 arasında bir prevalansı vardır. Kalıtısal olmayan ataksilerin ise en sık nedeni multiple skleroz (yaklaşık 100.000'de 100 prevalans) olup ataksik belirtilerin, başlangıç yaşına bağlı olarak, vakaların % 10 ila % 50'inde olduğu düşünülmektedir (2).

## 2.4. Ataksi Sınıflandırması

Ataksilerin sınıflandırılması konusunda fikir birliği olmamasına rağmen, etkilenen sisteme göre; serebellar ataksi, vestibüler ataksi, duyuşsal ataksi, frontal ataksi, ataksik-hemiparezi, optik ataksi, görsel ataksi ve mix tip ataksi olarak sınıflandırılmaktadır.

### 2.4.1. Serebellar Ataksi

Serebellar ataksi, serebellumda ve/veya serebellumun beyin sapıyla olan bağlantılarında oluşan bir hasar sonucunda meydana gelir. Serebellar disfonksiyonlar; hipotoni, asinerji, dismetri, diskronometri, nistagmus, disdiadokokinezi, bilişsel disfonksiyon ve tremor ile karakterizedir. Hasarın serebellumda bulunduğu bölgeye göre klinik bulgular değişmektedir (Tablo 2.2.) (13).

**Tablo 2.2.** Lezyon bölgesine göre oluşan klinik bulgular

Serebellar Lezyon Bölgesi	Bulgular
<b>Vestibuloserebellum</b>	Göz hareketlerinde bozukluklar , nistagmus, vestibülo-oküler refleks disfonksiyonu, postür ve yürüyüş bozuklukları
<b>Spinoserebellum</b>	Gövde ve yürüyüş ataksisi
<b>Serebroserebellum</b>	Ekstremitte ataksisi; dismetri, disdiadokokinezi, intensiyonel tremor, dizartri, hipotoni

Vestibuloserebellum disfonksiyonu; vertigo, denge kaybı ve anormal göz hareketleri ile karakterizedir. Bu durum daha geniş destek yüzeyi oluşturmak amacıyla postüral instabilite oluşturur. Bu nedenle, gözlerin açık veya kapalı olmasına bakılmaksızın ayakta duruş sırasında instabilite artar. Bakışlarla uyarılmış nistagmus,

rebound nistagmus, oküler dismetri, vestibülo-oküler refleksin baskılanamaması ve optokinetik nistagmus anormallikleri gibi bazı göz hareket anomalileri fark edilir (14).

Spinocerebellumun disfonksiyonu; belirsiz başlama-durma, lateral deviasyon, eşit olmayan adımlar ve yürüme ataksisi ile karakterize trunkal ataksi olarak adlandırılan geniş destek yüzeyli "sarhoş denizci" yürüyüşüne neden olur (15).

Serebrocerebellumun disfonksiyonu, ekstremiteler tarafından istemli ve planlı hareketlerin gerçekleştirilmesinde bozukluk oluşturur. Bu bozukluklar intensiyonel tremor, yazı yazmada anormallikler, dismetri, disdiadokokinezi, rebound fenomeni ve hipotoniyi içerir. İntensiyonel tremor, serebellumun lateral zonu ve superior serebellar pedinkülün disfonksiyonu sonucu oluşan geniş, belirli bir yön ve düşük frekans (5 Hz'in altında) ile karakterize kinetik bir tremordur. Serebellar hasarın konumuna bağlı olarak unilateral ya da bilateral olabilir. İntensiyonel tremor, beyin sapı ya da talamusta oluşan bir hasar sonucu da görülebilir. İntensiyonel tremorun amplitüdü, planlanmış ve görsel hedefli ekstremiteler hareketinin son noktasına yaklaştıkça artar. Serebellar hastalıklarda kinetik ve postüral tremorlar, titübasyonlar görülür. *Dismetri*, hedefe ulaşamama (hipometri) veya hedefi aşma (hipermetri) gibi bir hedefe ulaşmak için gereken mesafeyi tayin edememektir. *Asinerji /dissinerji* olarak bilinen alternatif hareketlerin ayrışması, bir hareketin komponentlerinin sırası ve hızındaki hataları ifade eder. *Disdiadokokinezi* ise, önkolun pronasyondan supinasyona hızlı geçişi sırasındaki bozulmaları içerir. Ayrıca akut serebellar lezyonda hipotoni, hiporefleksi ve pendüler tendon refleksleri de görülür (12, 13).

#### **2.4.2. Vestibüler Ataksi**

Vestibüler ataksi, vestibüler disfonksiyonun bir sonucu olarak gelişir. Klinik yönü; lezyonun ilerleme hızına, genişliğine ve vestibüler kompensasyon derecesine bağlıdır. Akut başlangıçlı, unilateral lezyona bağlı vestibüler disfonksiyon; vertigo, bulantı, kusma, bulanık görme ve nistagmus ile karakterizedir. Kronik, bilateral lezyona bağlı vestibüler disfonksiyon durumunda ise bu semptomlar olmayıp denge kaybı tek bulgu olabilmektedir (13). Vestibüler ataksi, oturma ve ayakta durma pozisyonlarındaki denge reaksiyonlarında belirgin zorluklar yaratır. Hasta yürürken sendelemeye meyilli, geniş destek yüzeyine sahip, posteriora/lezyon tarafına doğru

deviye olmaktadır. Hastalarda, vertigo nedeniyle baş - gövde hareketi ve ardından üst ekstremiteler hareketi azalır (16).

Vestibüler atakside, baş veya göz hareketleri denge kaybına neden olmaktadır. Yürüyüş sırasında baş rotasyonları ile ataksi tetiklenmekte olup tek ayak üzerinde durma, gözler açık/kapalı tandem yürüyüş bozulabilmektedir (17). Vestibüler disfonksiyonu olan hastalar büyük ölçüde görsel bilgiye başvururlar, bu nedenle gözlerin kapatılması yürüyüş bozukluğunu arttırır. Vestibüler ataksi yerçekimine bağlı olduğundan, ekstremitelerin inkoordinasyonu ayakta duruş sırasında ya da yürüyüş sırasında belirginleşir. Bu ataksi tipinde ekstremiteler ataksisi hiçbir şekilde gözlenmez (18). Ayrıca vestibüler bozukluklarda derin tendon refleksi normal kabul edilir ve Romberg testi de negatiftir (19). Vestibüler ataksi; medüller inme (Wallenberg sendromu), migren ve multipl skleroz gibi merkezi vestibüler lezyonlar ve menier, benign paroksizmal pozisyonel vertigo veya vestibüler nöronit gibi periferik vestibüler hastalıklar nedeniyle ortaya çıkmaktadır (20).

### **2.4.3. Duyusal Ataksi**

Duyusal ataksi, propriosepsiyon kaybına bağlı ataksi anlamına gelir. Genellikle posterior spinal kord hasarı sonucu oluştuğu gibi serebellum, talamus, parietal lob ve duyuşal periferik sinirlerin disfonksiyonu ile de gelişebilir (20, 21). Propriosepsiyon eksikliği, görsel girdi ile kompanse edilemediğinde kötüleşen bir postürü instabilitenin yanı sıra şiddetli topuk vuruşuyla karakterize kontrolsüz “*stomping*” yürüyüşü ile kendini gösterir. Duyusal atakside Romberg testi pozitifdir. Duyusal ataksi, normale yakın koordinasyon varlığı ile serebellar ataksiden ayırt edilir ve gözler kapalıyken koordinasyonun kötüleşmesi ile de belirginleşir. Bunun yanı sıra duyuşal ataksi; pendüler refleksi, serebellar dizartri, nistagmus ve anormal takip/sakkadik göz hareketleri gibi serebellar ataksi ile ilişkili semptomları içermez (22).

### **2.4.4. Frontal Ataksi**

Frontal ataksi “yürüyüş apraksisi” olarak da adlandırılır ve tümörler, apseler, serebrovasküler bozukluklar, normal basınçlı hidrosefali gibi frontal lob lezyonlarında görülür. Frontal ataksili hastalar vertikal pozisyonlarda güçlük çekerler. Frontal atakside; geniş destek yüzeyi, artmış gövde salınımı, gövde kontrolünün kaybı, küçük

adımlar, donma ve yürüyüşün başlatılmasındaki yetersizlik ile karakterize lokomotor engellilik ile karşılaşmaktadır. Eksternal destek kullanılsa bile hasta hiperekstansiyona gitme eğilimindedir. Frontal atakside hastaların ayaklarını normal şekilde kaldırmak ve yerleştirmek yerine zeminde kaydardıkları “manyetik yürüyüş” görülmektedir. Hastanın alt ekstremiteleri yürüyüş sırasında çapraz-makas pozisyonundadır ve ekstremiteler ile gövde arasında inkoordinasyon mevcuttur. Frontal ataksiye genellikle demans, üriner inkontinans ile palmomenta ve glabellar cevaplar gibi frontal işaretler eşlik eder (20, 23).

#### **2.4.5. Ataksik-Hemiparezi**

Ataksik-hemiparezi, homolateral ataksiye kortikospinal traktus hasarının eşlik ettiği klinik sendromdur. Fronto-ponto-serebellar lifler; kortikospinal traktusun yakınından, precentral gyrus da dahil olmak üzere frontal korteksten köken aldığı için, bu bölgedeki hasarlar ataksik- hemipareziye neden olur. Ataksik-hemiparezi, pontin veya internal kapsül/korona radiata lezyonlarından kaynaklanmakla birlikte diensefalik-mezensefalik bağlantı noktası, talamus, parietal lob ve precentral gyrus lezyonlarında da görülür. İskemik infarktüs, ataksik-hemiparezinin en sık nedenidir ancak hemorajik, neoplastik ve demiyelinizan bozukluklar sonucu da oluştuğu bildirilmiştir (24).

#### **2.4.6. Optik Ataksi**

Optik ataksi, posterior parietal korteks lezyonu sonrasında oluşur ve hastanın serebellar, motor, somatosensör, görme alanı defektleri ile açıklanamayan, görsel yönlendirme eksikliği olduğunda ortaya çıkar. Optik ataksili hastalar, özellikle kontralezyonal elleriyle hedefe doğru uzanırken yanlış hareketler üretirler. Bununla birlikte lezyon, nesnelerin konfigürasyonuna göre ellerin doğru biçimde şekillendirilebilmesi yeteneğini bozar ve kavramada ciddi defisitlere yol açar (25).

#### **2.4.7. Görsel Ataksi**

Görsel ataksi görme bozukluklarından kaynaklanır. Görme alanının merkez bölgesi, periferik retinaya kıyasla postüral kontrolde daha baskındır. Bu sebeple görme keskinliği defektleri, lineer olarak artan postüral instabiliteye neden olur. Görme



keskinliği veya görme alanı defektlerindeki anormallikler vücut salınımını, denge bozukluklarını ve düşmeleri artırır. Hemianopsi, ayakta duruş pozisyonunda lateral salınımları artırır ve vücudun ağırlık merkezi hemianopsi yönüne doğru kayar. Özellikle aşağı yöndeki göz hareketlerinin sınırlanması, diplopi veya osilopsi, düşmeye neden olabilir. (26, 27).

#### **2.4.8. Mix Tip Ataksi**

Mix tip ataksi, iki veya daha fazla ataksiye ait belirtilerin birlikte görülmesi durumunda ortaya çıkar. Ataksi tiplerinin ortak nedenleri olduğu için farklı ataksi tipleri bir arada bulunabilmektedir. Bazı nörolojik hastalıklarda, mix tip ataksi sık görülmektedir. Örneğin, multipl sklerozda serebellar, vestibüler ve duyuşsal ataksi birlikte gözlenebilirken, spinoserebellar ataksi vakalarında, serebellar ve duyuşsal ataksi birlikte görülebilir. Frontal, vestibüler ve serebellar ataksi, çoklu sistem atrofisi gibi bazı dejeneratif nörolojik bozukluklarda bir arada bulunabilir (28).

#### **2.5. Ataksi Bulguları**

Serebellumun çok farklı görevleri bulunmasına rağmen temelde motor fonksiyonların düzenlenmesinden sorumludur. Bu düzenleme, agonist-antagonist kasların ardışık, ritmik kontraksiyonlarını içerir. Serebellar disfonksiyonların ana özellikleri; tonus değişiklikleri (hipotoni), beceri gerektiren hareketlerin organizasyonunda azalma ve koordinasyon bozukluğu (dismetri, tremor, disdiadokokinezi), konuşma bozuklukları (dizartri), yürüyüş bozuklukları, göz hareketlerinde bozukluklar ve postüral kontrol yetersizliğidir (22).

##### **2.5.1. Hipotoni**

Kasların pasif harekete olan direncindeki azalma olarak ifade edilir. Hipotoni, agonist-antagonist kaslar arasındaki uyumu etkilediği için hareketin düzgünlüğu bozulur. Bu nedenle hedefe yaklaşırken üst ekstremitelerde salınımlar gözlenmekte ve bu salınımlar son noktalarda artmaktadır. Bir nesneye dokunmak için yeterli kuvvetin kontrol edilememesi de hipotoninin etkilerindedir. Hipotoni alt ekstremitelerde, adımların yumuşak ve ritmik geçişlerinin bozulduğu düzensiz yürüyüş olarak kendini göstermektedir (22, 29).

### **2.5.2. İstemli Hareketlerde Bozukluk**

Atakside istemli hareketlerin kontrolü bozulmuştur. Bu bozukluklar; hareketlerin izole olarak yapıldığı asinerji, hızlı zıt yönlü alternatif hareketlerdeki performansın bozulduğu disdiadokokinezi ve hedefe uzanırken mesafe tayininin bozulduğu dismetridir. Asinerji, hareketin düzgün yapılabilmesi için gerekli agonist kas ve diğer kas grupları arasındaki koordinasyon bozukluğunu ifade eder. Örneğin, kolun ritmik pronasyon-supinasyon hareketi omuz kuşağının fiksasyonunu gerektirir. Bu sinerjik hareketin gerçekleştirilememesi ise disdiadokokinezi olarak adlandırılan yavaş, beceriksiz ve hatalı harekete neden olur. Dismetri, hedefin gerisinde ya da ilerisinde kalmayla neticelenen, hareket esnasında ekstremitenin lokalizasyonundaki bozukluktur. Bu durumlar muayene sırasında üst ekstremitte için parmak-burun ve parmak-parmak testi, alt ekstremiteler için topuk-diz ve topuk-tibia testi ile belirlenir. Hareketlerin hem akselerasyon hem de deselerasyon fazlarında bozukluk vardır. Ekstremitte ataksilerinde disdiadokokinezi ve dismetri genellikle beraber görülür (22, 29, 30).

### **2.5.3. Konuşma Bozuklukları**

Atakside konuşma monoton, yavaş ve patlayıcı tarzdadır. Artikülasyon ve solunum koordinasyonunun bozulması bazı kelimelerin ve hecelerin sessiz, bazılarının ise artmış ses tonuyla patlayıcı şekilde söylenmesine neden olur. Ataksinin ilerleyen aşamalarında konuşmanın anlaşılması güçleşir (22, 30).

### **2.5.4. Okülomotor Fonksiyon Bozuklukları**

Serebellum, el-göz koordinasyonu ve göz hareketlerinin düzenlenmesinde etkin rol oynar. Serebellum ve bağlantılarının hasarları bir grup okülomotor disfonksiyon ile sonuçlanır. Disfonksiyonun, beyin sapı ve serebellum lokalizasyonuna göre sakkadik hareketler ve düz takip hareketleri değişebilmektedir. Özellikle vestibuloserebellumun patolojilerinde, göz takip hareketlerindeki titremeleri içeren anomalilerle karşılaşmakta ve oküler dismetri görülmektedir. Oküler dismetri, ekstremitte dismetrisine benzemekte olup göz hedefin ilerisine gider, düzeltmeye çalışılırken hedefin önüne gelir ve bu durum ossilasyonlara neden olur (30, 31)

### 2.5.5. Zayıflık ve Yorgunluk

Serebellar lezyonların sonrasında, lezyona özgü olmayan bir yorgunluk tanımlanır. Bu durum geniş ve derin lezyonlarda daha sık görülmekte olup proksimal kaslarda daha belirgindir. Ataksi hastaları uzun dönemde zayıflık semptomları göstermektedirler. Bu durumun normal hareketlerdeki azalmadan ve kompensatuar mekanizmalara adaptasyondan kaynaklandığı düşünülmektedir (32).

### 2.5.6. Yürüyüş Bozuklukları

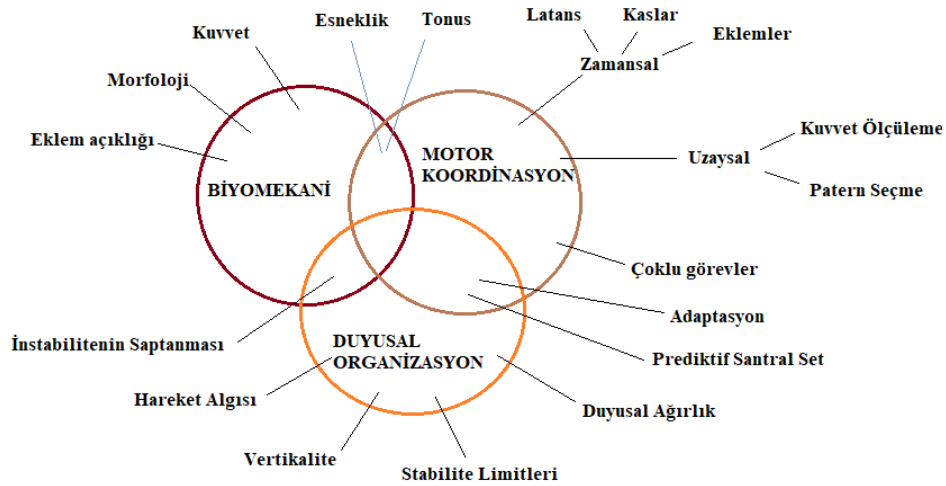
Serebellum hasarı olan hastaların geniş destek yüzeyi, sendeleme, adım düzensizlikleri ve lateral ossilasyonlarla karakterize bir yürüyüşü vardır. Yürüyüşün yumuşak geçişleri bozulmuş olup, sert ekstremitte hareketleri ile patlayıcı bir yürüyüş görülmektedir. Serebellar hasarı olan bireyler, yürürken zemini izleme gereksinimi duymaktadırlar. Anterior lob patolojisi olan hastalarda, yürüyüşte 2-5 Hz frekans aralığında ve antero-posterior yönde, flokkonodüler lob patolojisi olan hastalarda ise her yönde artan postüral salınımlar görülmektedir. Hastalar aniden durduklarında ya döndüklerinde yürüyüş bozuklukları artmaktadır. Ataksinin seyri kötüleştikçe hastalar yardımsız ayakta duramamaya başlarlar (22, 29, 30).

## 2.6. Postüral Kontrol

Postüral kontrol, postüral oryantasyon ve postüral stabilitenin kombinasyonundan oluşmakta olup, vücut pozisyonunun uzayda kontrol edilebilmesi olarak tanımlanmaktadır. *Postüral oryantasyon*, bir eylem sırasında vücut segmentlerinin birbirleriyle ve vücudun çevre ile olan bağlantısının devam ettirilebilmesi olup, çevre ve internal referanslar aracılığıyla vücut dizilimi, yerçekimi ile ilişkili tonusun aktif kontrolünü içerir. Postüral oryantasyon, postüral tonus ve postürün birleşimiyle gerçekleşmektedir. Postüral kontrolde spatial oryantasyon; somatosensöriyel, vestibüler ve görsel sistemlerden alınan konverjent duyuusal bilgilerin yorumlanmasına dayanır (3, 33). *Postüral stabilite*, denge olarak bilinmekte olup vücudun gravite merkezini destek yüzeyi içerisinde tutabilme yeteneği olarak tanımlanmaktadır. Postüral stabilite, hem internal hem de eksternal pertürbasyon

sırasında vücudun ağırlık merkezini stabilize etmek için sensörimotor stratejilerin koordinasyonunu içerir (3).

Horak, postüral stabilitenin biyomekani, duyuşal organizasyon ve motor koordinasyon olmak üzere 3 alt parametreden oluştuğunu bu parametrelerin de kendi komponentleri olduğunu belirtmiş ve şematize etmiştir (Şekil 2.1.) (34)



Şekil 2.1. Postüral stabilitenin komponentleri (34)

Postüral kontrol için gerekli 6 temel kaynak bulunmaktadır. Herhangi birindeki veya bu kaynakların kombinasyonundaki bir bozukluk postüral instabiliteye neden olur.

**1. Biyomekanik Yeterlilik:** En önemli biyomekanik özellikler destek yüzeyinin genişliği ve kalitesidir. Ayak bileğindeki ağrı, kuvvet kaybı, hareket açıklığındaki azalma gibi herhangi bir limitasyon postüral stabiliteyi etkiler (35). Postüral kontrol üzerindeki en önemli biyomekanik yeterliliklerden biri, vücut ağırlık merkezinin destek yüzeyine göre kontrol edilmesidir. Örneğin, Stabilite Limitleri (SL) bireyin destek yüzeyini değiştirmeden ağırlık merkezini hareket ettirebildiği ve dengesini koruyabildiği alan olarak tanımlanmakta olup biyomekanik yeterlilik gerektirmektedir. Şekil 2.2' de gösterildiği gibi stabilite limitleri bir koni şeklindedir (3, 36).



**Şekil 2.2.** Normal ve anormal stabilite limitleri: (A) Sağlıklı bir erkek, vücudunun ağırlık merkezini (beyaz nokta), koni alanı olarak gösterilen ileri stabilite sınırlarına doğru eğmektedir. (B) Çoklu duyuşal defisiti olan bir kadın, vücudunun ağırlık merkezini ilerletmeden öne eğilmeye çalışmaktadır. (C) Çoklu duyuşal defisiti olan kadın geriye yaslanmaya çalışır ancak destek yüzeyini artırmak için adım atar (3).

Bu nedenle, postüral stabilite belirli bir konum değil; destek yüzeyinin genişliği, eklem hareket açıklığındaki sınırlamalar, kas kuvveti ve sınırları tespit etmek için mevcut duyuşal bilgiler tarafından belirlenen bir alandır. Merkezi sinir sistemi, postüral stabiliteyi korumak için nasıl hareket edeceğini belirlemede kullandığı stabilite konisinin internal temsiline sahiptir. Denge bozukluğu olan bireylerde bu stabilite konisi genellikle çok küçüktür veya stabilite konisinin merkezi nöral temsilleri bozulmaktadır ve bu durumların her ikisi de dengeyi korumak için gerekli hareket stratejileri seçimini etkilemektedir (3).

**2. Hareket Stratejileri:** Ayakta duruş sırasında postüral kontrolü sürdürmek için, postüral sınımların yanı sıra üç ana hareket stratejisi kullanılabilen ilk iki strateji ayakları yerde tutarken (ayak bileği ve kalça stratejileri) diğer strateji adım alma ya da uzanma yoluyla destek yüzeyini değiştirmektedir (34). Destek yüzeyi daraltıldığında postüral sınımların artması ile postüral kontrol korunmaya çalışılır. Vücudun ayak bileğinde esnek bir sarkaç olarak hareket ettiği ayak bileği stratejisi, minimal eksternal pertürbasyonda postüral stabiliteyi korumak için kullanılır. Vücudun kalçaya tork uyguladığı kalça stratejisi ise, yeterli ayak bileği torkuna izin vermeyen dar yüzeylerde veya ağırlık merkezinin hızlı hareket etmesi gerektiği durumlarda kullanılmaktadır (34, 37). Eksternal pertürbasyon destek yüzeyi sınırlarını aşacak büyüklükte olduğunda ise adım alma stratejisi kullanılarak destek yüzeyi değiştirilmektedir. Postüral sınımlar, ayak bileği stratejisi ve kalça stratejisinin yetersiz

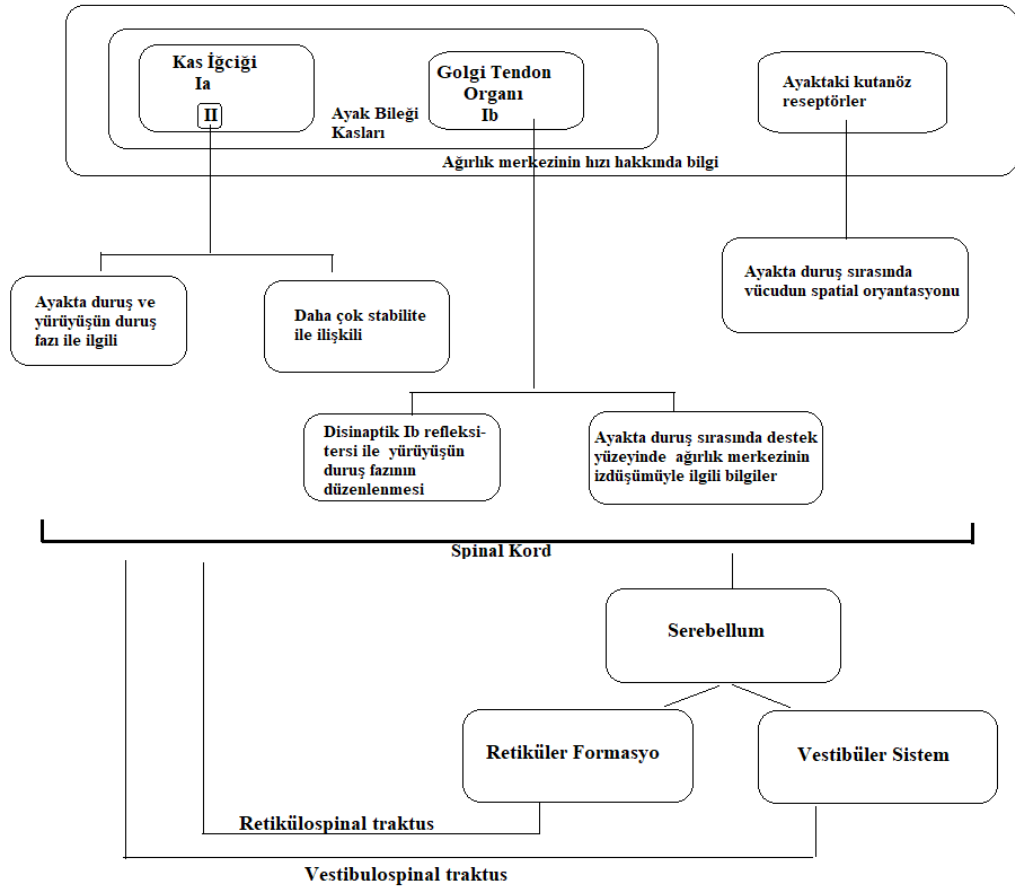
kaldığı durumlarda adım alma stratejisi ile ağırlık merkezi başlangıç pozisyonuna getirilir (34, 38).

**3. Duyusal Stratejiler:** Somatosensöriyel, görsel ve vestibüler sistemlerden gelen duyuşal bilgiler, karmaşık duyuşal çevreyi yorumlamak için entegre edilmelidir. Sert zemini olan iyi aydınlatılmış bir ortamda, sağlıklı kişiler % 70 somatosensöriyel, %10 görsel ve % 20 vestibüler bilgiyi kullanmaktadırlar. İnstabil bir yüzeyde ise, somatosensöriyel girdilere olan bağımlılık azaldığı için postüral oryantasyonu sağlamak amacıyla kişiler vestibüler ve görme bilgisine olan duyuşal ağırlığı arttırlar. Duyusal çevre değıştikçe kişilerin her duyuşadaki göreceli bağımlılıklarını yeniden duyuşal sistemlere göre derecelendirmeleri gerekmektedir (39).

*Somatosensöriyel sistem* ; özelleşmiş reseptörlerin, spinoserebellar yolların ve posterior kordon ileti sisteminin, duyuşal bilginin işlendiği ve entegre edildiği üst merkezlerin kombinasyonundan oluşmaktadır. Postüral kontrol için somatosensöriyel sistem özellikle de propriosepsiyon çok önemlidir. Proprioseptif reseptörlerin ayakta duruş ve yürüyüş sırasındaki rolü Şekil 2.3.'de gösterilmiştir (40). Somatosensöriyel sistem, yatay zeminlerde vücudun vertikalığı hakkında doğru girdi sağladığı için yüzeyin horizontallığının bozulduğu eğimli zeminlerde vertikalik konusunda doğru bilgiyi sağlayamaz ve vestibüler sistemden yardım alması gerekmektedir.

*Görsel sistem*, çevredeki nesnelere göre başın hareketi ve pozisyonu hakkında bilgi verir. Vertikalik için çevredeki nesnelere referans olarak gösterir ve başın hareket yönünün belirlenmesinde etkin rol oynar. Hareket sırasında, nesnelere harekete ters yönde gidiyor gibi görülmekte olup bu sayede başın hareket yönü anlaşılabilir. Bu özellikleri ile görsel sistem daha çok somatosensöriyel sistemi ve vestibüler sistemi destekler niteliktedir.

*Vestibüler sistem*, merkezi sinir sistemine başın hareketi ve pozisyonu ile ilgili bilgi vermektedir. Sadece vestibüler sistemin sağladığı bilgi ile sabit pozisyonadaki baş hareketi ile hareket halindeki baş hareketi ayırt edilemez. Bu nedenle baş pozisyonunun ayarlanmasında vestibüler sistem ve görsel sistem birlikte çalışırlar.



Şekil 2.3. Proprioseptif reseptörlerin ayakta duruş ve yürüyüş sırasındaki rolü (40).

**4. Uzaysal Oryantasyon:** Vücut segmentlerini yerçekimi, destek yüzeyi, görsel çevre ve internal referanslara göre yönlendirme yeteneği postüral kontrolün önemli bir komponentidir. Sağlıklı sinir sistemi, içeriğe ve göreve bağlı olarak postüral oryantasyonu otomatik olarak sağlamaktadır. Sağlıklı bireyler, karanlıkta gravitasyonel vertikaliteyi 0,5 dereceye kadar tespit edebilmektedir. Çalışmalar vertikalizasyon algısının birçok nöral temsilinin olduğunu göstermiştir (41).

**5. Dinamiklerin Kontrolü:** Yürüyüş ve pozisyon geçişleri sırasındaki postüral stabilitenin kontrolü, hareketli ağırlık merkezinin karmaşık kontrolünü gerektirir. Sabit duruşun aksine, yürürken ya da pozisyon geçişleri sırasında vücudun ağırlık merkezi destek yüzeyi içerisinde değildir (42). Yürüyüş sırasında oluşan anterior postüral stabilite, sallanma fazındaki ekstremitenin ağırlık merkezinin izdüşümüne yerleştirilmesinden kaynaklanır. Bununla birlikte lateral stabilite, lateral gövde kontrolü ve ayakların lateral yerleşiminin kombinasyonu ile oluşur (43).

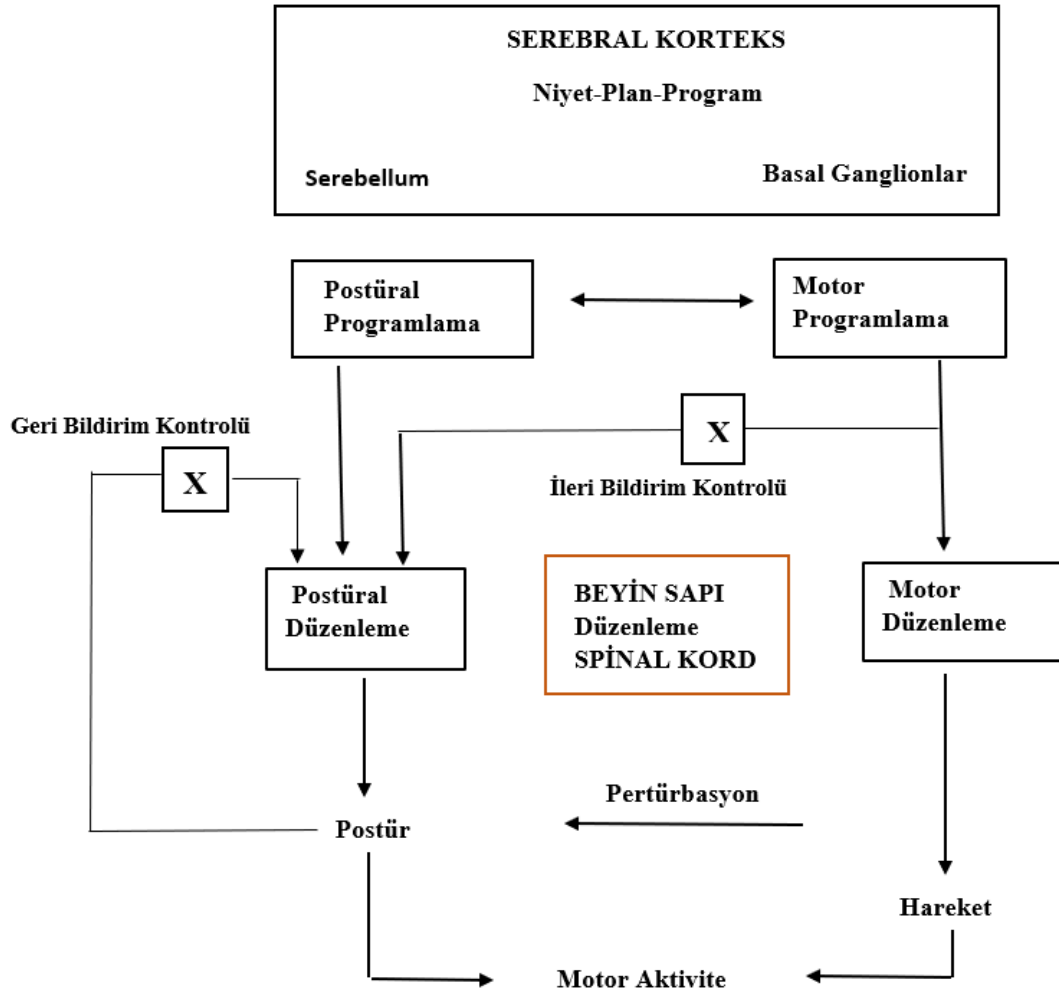
**6. Kognitif Süreç:** Postüral kontrol için birçok kognitif kaynak gereklidir. Primer sensöri korteks, assosiasyon alanları, putamen, limbik sistem, retiküler formasyon ve bu yapılar arasındaki bağlantılar postüral kontrolün kognitif sürecinde rol oynarlar. Postüral görev zorlaştıkça daha çok kognitif işlem gerekmektedir. Dolayısıyla, postüral görevin zorluğu arttıkça kognitif görevdeki performans ve reaksiyon zamanı azalır (44).

### **2.6.1. Postüral Kontrolün Santral Organizasyonu**

Postüral kontrolün gerçekleşebilmesi için hareketin yapılmasının istenmesi, planlanması ve programlanması gerekmektedir. Bu özellikler öncelikle serebral korteksin kontrolüyle gerçekleşir. Postüral hareketler ileri bildirim ve geri bildirim olarak adlandırılan iki mekanizma ile oluşmaktadır (Şekil 2.4.)(45). Serebral korteksin, serebellumun ve bazal gangliyonların entegrasyonu ile oluşan ileri bildirim mekanizması, adaptif öğrenmeyi sağlamaktadır. Serebral korteks, her türlü ortamda oryantasyon ve stabilitenin adaptasyonunu sağlamaktadır. Bazal gangliyonlar ise değişen çevre ve görevlere göre postüral düzeltmelerin kontrolünü sağlamaktadır. Bu kontrol; zemin, destek yüzeyi ya da pozisyon değişimine cevap olarak reaktif sistem kas paternlerini hızlıca değiştirebilme yeteneğini içermektedir (46). Serebellum, değişen koşullara karşılık postüral kas yanıtlarının amplitüdünü kontrol etmektedir ve sensörimotor öğrenmede önemli rol oynamaktadır (47). İkinci mekanizma olan geri bildirim mekanizması ise spinal kord ve beyin sapının kontrolü altında olup duyu bilgileri kullanarak pertürbasyonlara cevap oluşturmaktadır. Farklı açılardan gelen pertürbasyonlara oluşturulan cevaplar spinal kord seviyesinde oluşmaktadır. Beyin sapı; otomatik postüral sinerjilerin oluşmasını, postüral tonusun regülasyonunu ve postüral kontrolün sağlanması için gerekli vestibüler bilgilerin işlenmesini sağlamaktadır (48).

Ventromedial (vestibülospinal ve medial retikülospinal) traktus aksiyal ve proksimal kasların tonusunu düzenleyerek postüral kontrole yardımcı olurken, lateral (rubrospinal ve kortikospinal) traktus distal kaslar aracılığıyla hareketin doğruluğunu kontrol ederek postüral stabilite üzerinde tamamlayıcı bir rol oynamaktadır (49).





Şekil 2.4. Postüral kontrolün santral organizasyonu (45) .

### 2.6.2. Serebellumun Postüral Kontroldeki Rolü

Spinocerebellum , vestibülocerebellum ve serebrocerebellum olarak üç bölgeye ayrılan serebellumun her bölgesi farklı görevler üstlenerek postüral kontrole katkıda bulunurlar.

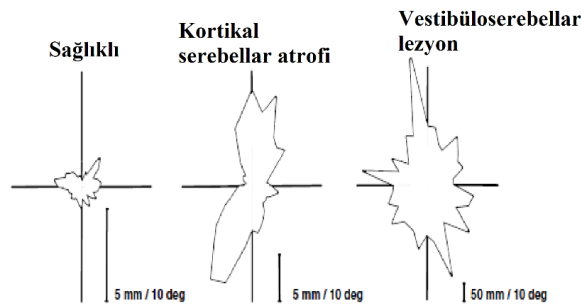
*Spinocerebellum*, vermiş serebelli ile intermediate hattın birleşiminden oluşmakla birlikte bu alan daha çok spinal kord ve beyin sapındaki vestibüler, pontin ve retiküler nükleuslardan bilgi alırken vestibüler ve retiküler nükleuslara, talamusa, medulla spinalise ve kortekse projeksiyon lifleri göndermektedir. Agonist kasları stimüle edip antagonist kasların inhibe edilmesi için motor kortekse geri bilgi göndererek istemli hareketin derecesini sınırlandırmaktadır. Gövde ve ekstremiteler kaslarının motor kontrolünü, başlatılan hareketin sürdürülmesini ve tonus regülasyonunu sağlayarak postüral kontrole yardımcı olmaktadır (50). Lezyonlarında

ise belirsiz başlama-durma, lateral deviasyon, eşit olmayan adımlar ve yürüme ataksisi ile karakterize *trunkal ataksi* olarak adlandırılan geniş destek yüzeyli "sarhoş denizci" yürüyüşü görülür (15).

*Vestibuloserebellum*, flokulonodüler lobu kapsar ve daha çok vestibüler nukleuslarla bağlantılıdır. Denge ve görme ile ilgili sistemlerden gelen bilgiler, vestibuloserebellumun vestibüler nukleuslarla olan efferentleri aracılığıyla postüral stabilitenin sağlanması, sürdürülmesi ve vestibüler reflekslerin düzenlenmesinde etkilidir. Vestibuloserebellum, baş-göz hareketlerinin kontrolünü ve koordinasyonunu sağlamaktadır (50). Lezyonlarında ise göz hareketlerinde bozukluk, nistagmus, vestibülo-oküler refleks disfonksiyonu, postür ve yürüyüş bozuklukları görülür.

*Serebroserebellum*, serebellar hemisferlerin lateral bölümlerini kapsar. Bu bölgeye pontin nukleus aracılığı ile kontralateral serebral korteksten gelen impulslar değerlendirildikten sonra, dentat nukleus ile talamusa, serebral korteksin premotor ve motor alanlarına gider. Serebroserebellum; hareketin planlanması, başlatılması ve zamanlamasını düzenlemektedir (50). Lezyonlarında ise ekstremiteler tarafından istemli ve planlı hareketlerin gerçekleştirilmesinde bozukluk oluşur. İntensiyonel tremor, yazı yazmada anormallikler, dizatri, dismetri, alternatif hareketlerde anormallik, rebound fenomeni ve hipotoni gibi bozukluklar görülür (5,13).

Serebellar lezyonlarda artmış postüral salınım tipiktir. Lezyonun konumuna göre salınımlar farklılık göstermektedir. Anterior lob lezyonlarında antero-posterior yönde, yüksek hız-düşük amplitütte postüral salınımlar görülürken vestibuloserebellum lezyonlarında her yönde, düşük frekans-yüksek amplitütte postüral salınımlar görülmektedir. Lateral serebellar lezyonlar ise sağlıklı bireylerden ayırt edilemeyen, minimal ölçüdeki postüral salınımlar ile karakterizedir (Şekil 2.5.) (51).



**Şekil 2.5.** Serebellar lezyonların lokalizasyonuna göre postüral salınım şekilleri (51).

### 2.6.3. Postüral Kontrolün Değerlendirilmesi

Herhangi bir postürde veya aktivite sırasında pozisyonu koruyabilmek, istemli hareket edebilmek ve dış kuvvetlere reaksiyon göstermek için gerekli ön koşul postüral kontrol olup postüral kontroldeki yetersizlik ataksi hastalarında primer problemdir (2). Ataksi rehabilitasyonunun temel amacı hastayı sınırları içinde bağımsızlaştırmaktır. Bu çerçevede etkin bir rehabilitasyon programı oluşturabilmek için ataksi hastalarında primer problem olan postüral kontrol yetersizliğinin efektif olarak değerlendirilmesi gerekmektedir.

Klinik değerlendirmeler; fonksiyonel değerlendirmeler, sistem/fizyolojik değerlendirmeler ve objektif değerlendirmeler olmak üzere 3 başlık altında incelenmektedir.

#### *Fonksiyonel Değerlendirmeler*

Mevcut postüral kontrol durumunu, tedavi ile olan değişiklikleri belirtmek için fonksiyonel testler yararlıdır. Fonksiyonel testler, genellikle bir dizi motor görevdeki performansı üç ila beş puanlık bir skalada derecelendirir ve kişinin belirli bir postürde dengesini ne kadar süre sağlayabildiğini ölçer (52). Fonksiyonel değerlendirmeler aşağıda maddelenmiştir.

- *Aktiviteye Spesifik Denge Güvenlik Skalası*

Günlük yaşamın 16 farklı aktivitesini gerçekleştirirken kişinin kendisinin algıladığı denge güvenliğini değerlendiren 0 ile 100 arasında puanlama yapan bir ankettir (53).

- *Tinetti Performansa Dayalı Denge ve Yürüyüş Ölçeği*

Denge ve yürüme iki ayrı bölümde değerlendirilmektedir. Denge testlerinde en yüksek 16, yürüme testlerinde ise 12 puan olup, toplam en yüksek puan 28'dir. Düşük puanlar, denge ve yürüme bozukluğunu göstermektedir (54).

- *Zamanlı Kalk ve Yürü Testi (ZKYT)*

Hastadan oturduğu sandalyeden kalkıp 3 metrelik mesafeyi yürüyüp dönüp tekrar oturması istenir ve süre kayıt edilir (55).

- *10 Metre Yürüme Testi (10 MYT)*

Hastadan koşmadan normal günlük yürüme hızında işaretlenmiş 10 metrelik alanı yürütmesi istenir ve yürüyüş süresi kaydedilir (56).

- *Tek Bacak Duruş Testi (TBDT)*

Test sırasında kollar göğüs üzerinde çaprazlanıp, kalça nötral pozisyonda, diz 90 derece fleksiyonda bir ayak yukarı kaldırılır. Her bir ayakta 30 sn süre ile durması test edilir (57).

- *Fonksiyonel Uzanma Testi*

Hasta dominant elini yumruk yapıp kolunu 90 derece yukarı kaldırır ve uzanabildiği ölçüde öne doğru uzanır ve uzanma mesafesi kayıt edilir (58).

- *Romberg Testi*

Hastadan, ayaklar paralel ve bitişik pozisyonlarda gözler kapalı 20 ila 30 sn. durması istenir. Postüral salınımlar izlenir (59).

- *Keskinleştirilmiş Romberg Testi*

Romberg testinin topuk-burun duruşu sırasında uygulanmasıdır. Kollar göğüs üzerinde çaprazlanarak, 1 dk gözler kapalı durulmaya çalışılır (59).

- *Topuk-Burun Durma Testi*

Keskinleştirilmiş Romberg testinin gözler açık yapılmasıdır (60).

- *Sürelili Ayakta Durma Testleri*

Ayaklar bitişik, topuk-burun duruşunda ve tek ayak üzerinde, gözler açık ve kapalı olmak üzere sekiz değişik durum değerlendirilir. Her bir pozisyonda dengenin 30 sn. korunması istenir (59).

- *İtme-Çekme Testleri*

Hastanın önünde durulur ve hafif ile orta arası bir kuvvet uygulanarak sternum veya pelvisten arkaya doğru itilir, sonrasında omuzlardan ya da pelvisten öne doğru çekilir. Klinisyen herhangi bir denge kaybı olup olmadığını ve denge cevaplarını subjektif olarak kaydeder (59).

- *Berg Denge Ölçeği*

Farklı pozisyonlar, postüral değişiklikler ve hareket sırasında dengeyi sürdürebilme yeteneğini ölçen 14 testten oluşan bir ölçektir. Değerlendirme kişinin her bir testi bağımsız olarak belirli bir süre veya mesafede yapabilme becerisine

dayanmaktadır. Derecelendirme 0 ile 4 puan arasında yapılmaktadır. En yüksek puan 56'dır (61).

- *Fonksiyonel Ayakta Durma Ölçeği*

Ağırlık dağılımı, hareketli ve hareketsiz denge olarak 3 bölümden oluşan bir ölçektir (62).

- *Dinamik Yürüme İndeksi*

Yürüme sırasında yürümenin hızını ve baş pozisyonunu değiştirme, engel atlama gibi aktiviteleri içeren 8 farklı maddeden oluşan bir testtir (63).

- *Fonksiyonel Engel Dizisi Testi*

Hastaların 12 farklı fonksiyonel mobilite ve durum simülasyonunu içeren bir alanda, yürüyüşleri sırasında mobilite ve denge durumlarının değerlendirildiği bir yöntemdir (64).

- *360° Dönme Süresi Ölçümü*

Kişinin kendi etrafında tam bir tur dönene kadar geçen sürenin değerlendirilmesini içerir (65).

- *Dört Kare Adım Testi*

Çok yönlü adım instabilitesinin değerlendirilmesi açısından uygun bir testtir. Test öne, arkaya ve yanlara adım alırken hızla yön değiştirmeyi içerir (66).

Fonksiyonel değerlendirmelerin kullanımı kolaydır, pahalı ekipman gerektirmez ve uygulanması hızlıdır. Bununla birlikte; elde edilen sonuçlar subjektiftir, tavan etkisi gösterir ve kişinin durumundaki küçük ilerlemeyi veya kötüleşmeyi ölçmek için yeterince duyarlı değildir. Fonksiyonel yaklaşımların en büyük limitasyonu, bireyin tedavisini yönlendirmek için ne tür bir denge problemi olduğunu belirleyememektir (67).

### ***Sistem Değerlendirmeleri***

Bir denge probleminin var olup olmadığını belirlemek için fonksiyonel bir yaklaşım kullanılırken, değerlendirmenin amacı denge bozukluklarının altında yatan nedenleri belirlemek olduğunda sistem değerlendirmeleri daha yararlıdır (52). Aşağıda açıklanan iki test, denge bozukluğunun altında yatan nedenleri analiz etmek için bir sistem yaklaşımı kullanır.

- *Denge Değerlendirme Sistemleri Testi (BESTest)*

BESTest, 6 farklı denge kontrol sistemini inceler ve böylece farklı rehabilitasyon yaklaşımları, farklı denge defisitleri için tasarlanabilir. BESTest biyomekanik kısıtlamalar, stabilite sınırları/vertikalite, hazırlayıcı postüral ayarlamalar, postüral cevaplar, duyuşsal oryantasyon ve yürüyüşte stabilite olmak üzere 6 sistem, 36 maddeden oluşur (68).

- *Fizyolojik Profil Yaklaşımı*

Fizyolojik Profil Yaklaşımı, düşme riskine yol açan fizyolojik bozukluklar çerçevesinde organize edilmiştir. Bir dizi basit görme testi, ayaklardaki kutanöz duyu, alt ekstremite kas kuvveti, reaksiyon zamanı ve duruştaki postüral salınımı içerir. Kısa ve uzun olmak üzere iki versiyonu vardır (69).

İdeal değerlendirme yöntemi, basit ve yararlı bilgilere kolayca dönüştürülebilir objektif, niceliksel ölçümler sağlamalıdır. Bilgisayarlı teknolojideki ilerlemeler, dengenin objektif olarak değerlendirilmesini klinikte daha pratik hale getirmiştir.

### ***Objektif Değerlendirmeler***

- *Postürografi*

Postürografi, bir basınç platformunda basınç merkezinin yörüngesini inceleyerek postüral kontrolü değerlendirir. Bu teknik, 40 Hz'den fazla bir edinim frekansı ile kişinin ayaklarının uyguladığı dikey kuvvetleri ölçen gerinim ölçerlerini içeren basınç platformlarını kullanır.

**Statik Postürografi:** Statik postürografi, hareketli olmayan bir basınç platformu üzerinde, kişinin ayaklarının 30°'lik açı ile yerleştirildiği ve 20 ila 60 saniye boyunca bu pozisyonu sürdürdüğü ölçümdür. Ölçüm sırasında kişiden normal dengesini koruması istenir. Postüral salınımı ölçmeyi amaçlar. Postüral salınım, basınç platformunda ayak basınç merkezinin yer değiştirmelerinin karakterize edilmesiyle ölçülür (55).

Tedavi etkinliğini belirlemek için ve düşme prediktifi olarak kullanılabilir. Bununla birlikte statik postürografinin mükemmel hassasiyetine rağmen, postüral salınım zayıf bir özgülüğe sahip olduğu için statik postürografi altta yatan patofizyolojinin ayrıntılarını çözemeyebilir veya tanı bilgisi sağlayamayabilir (70).

**Dinamik Postürografi:** Statik postürografinin aksine, dinamik postürografi eksternal denge pertürbasyonları veya değişen yüzey ve/veya görsel koşulların kullanımını içerir. Postüral pertürbasyonlar genellikle hareketli, bilgisayarlı bir destek yüzeyi ile yapılır, ani horizontal translasyonlar veya rotasyonlar ile denge bozulmaya çalışılır. Dinamik platformlar, duyuşsal veya mekanik pertürbasyonlarla denge bozulduğunda, hastanın dengesini geri kazanabilme ya da sürdürübilme yeteneğini analiz etmesine izin verir (71).

Dinamik postürografi, denge bozukluğunun türüne, fonksiyonel kompensasyona ve instabiliteye yol açan olası ortamlara ışık tutabilir. Dinamik postürografi sistemleri, ileri-geri vücut hareketi ile ilgili doğru veriler sağlamada ve motor-duyuşsal girdilerin denge kontrolüne olan katkılarının ölçülmesinde bir altın standardı temsil etmesine rağmen, yüksek maliyete sahip olması, eğitim ve test için belirli bir zaman gerektirmesi ve ekipmanlar için alana ihtiyaç duyulması açısından dezavantajlıdır. Ayrıca dinamik postürografi, yürüyüş ve postüral geçişler sırasındaki dinamik denge hakkında bilgi veremez (71).

- *Giyilebilir Atalet Sensörleri*

Giyilebilir atalet sensörleri, kişilerin klinik denge görevlerini yerine getirirken veya günlük aktivitelerini yapmaya devam ederken bacak, kol ve gövde hareketlerini ölçebilen lineer akselerometreleri ve/veya açısal hız sensörlerini (jiroskoplar) içerir (72). Atalet sensörleri ile dengenin objektif ölçümü sağlanmakla birlikte bu sensörler, postür ve yürüyüşün detaylı değerlendirilmesinde doğru, kararlı ve hassas biyobelirteçlerdir.

## 2.7. Ataksi ve Tedavi

İnme, multipl skleroz, hipotiroidizm, E vitamini - B12 eksiklikleri, Wilson hastalığı, enfeksiyonlar, bazı tümörler, toksik bir ilaca veya kimyasal maddeye maruz kalma gibi nedenlere bağlı ataksiler tedavi edilebilir. Herediter ataksilerin ise spesifik bir tedavisi yoktur. Ancak bazı herediter ataksi vakalarında ataksinin ilerlemesi “amantadin” tarafından yavaşlatılmıştır (1). Riluzolün ise dejeneratif serebellar ataksi hastalarında çeşitli etki mekanizmalarına sahip olduğu bildirilmiştir. Riluzol, kalsiyum bağımlı potasyum kanallarını aktive ederek derin serebellar nukleusların

inhibisyonuna neden olur ve serebellar hipereksitabiliteyi azaltır. Riluzol kullanımı (100 mg / gün) Avrupa Nörolojik Topluluklar Federasyonu tarafından B seviye tavsiye olarak kabul edilmiştir (73).

Semptomatik tedavi ise kas krampları, stiffness, tremor, spastisite, disfaji, depresyon, anksiyete, uyku bozuklukları, bağırsak- mesane bozuklukları ve cinsel işlev bozukluğu gibi birlikte varolan koşulların yönetilmesini içerir. Ataksinin yönetimi, multidisipliner bir ekiple düzenli kontrolleri içerir.

### **2.7.1. Konvansiyonel Fizyoterapi ve Rehabilitasyon**

Konvansiyonel fizyoterapi; denge, yürüyüş, koordinasyon, kuvvet, endurans ve postür bozukluklarından en az birini iyileştirmeyi hedeflemektedir. Çalışmalar; denge, yürüyüş, genel durum, kas kuvveti ve eklem hareket açıklığını temel alan fizyoterapi yaklaşımları ile düşme frekansının ve ataksi şiddetinin azaldığını, yürüyüş hızında ve günlük yaşam aktivitelerinde düzelmeler olduğunu göstermiştir (73). Frenkel koordinasyon, yürüyüş, denge ve vestibüler egzersizlerin kombine edildiği rehabilitasyon programının; duyuşal test skorlarında, anterior dengede, yürüyüş parametrelerinde, disdiadokokinezi ve denge koordinasyon testlerinde iyileşme sağladığı kayıt edilmiştir (74). Uluslararası Ataksi Oranlama Ölçeği skoru 5'in üzerinde olan ataksili hastalarda, oturma ve ayakta durma pozisyonlarında yapılan statik ve dinamik denge egzersizlerini takiben hastaların lokomotor performanslarında artış olduğu belirtilmiştir (75). Serebellar ataksili hastalarda; gövde ve ekstremitelerin eklem hareket açıklığını, oturma, dizüstü, emekleme ve ayakta duruş pozisyonlarındaki statik ve dinamik denge egzersizlerini, sırtüstü-yüzüstü mobilizasyonları, yürüyüş ve merdiven inip-çıkmaları içeren tedavi programı ile ataksi şiddetinin azaldığı, günlük yaşam aktivitelerinde ve yürüyüş parametrelerinde iyileşmeler olduğu görülmüştür (76). Yine serebellar ataksi hastalarında yapılan bir çalışmada denge ve oküler egzersizlerin postüral stabiliteyi ve yürüyüşü geliştirdiği belirtilmiştir (77). Rezistif egzersizlerin postür ve yürüyüş üzerinde olumlu etkileri olduğu görülmüş ancak denge parametrelerinde gelişme sağladığına dair kanıtlar yeterli değildir. Aerobik egzersizler ile ilgili çalışmalar da yeterli seviyede olmamakla birlikte etkisi rezistif egzersizlerle benzerdir (78-80).



Elde edilen kanıtlar, konvansiyonel fizyoterapi içerisinde dengeye özelleştirilmiş egzersizlerin diğer egzersizlere göre postüral stabilite ve fonksiyonel mobilitiyi daha fazla arttırdığını göstermektedir.

### **2.7.2. Treadmil Eğitimi**

Bu eğitim, alt ekstremiteler ile vücut ağırlığının simetrik olarak taşınıp çift destek periyodunun azalarak tek destek periyodunun uzamasını, postüral stabilitenin gelişmesini ve kompensatuar stratejilerin azalmasını amaçlamaktadır (81). Treadmil eğitimi ile konvansiyonel yürüme eğitimine kıyasla daha yoğun yürüyüş eğitimi verilebileceği belirtilmiştir. Bir seans içerisinde konvansiyonel yürüyüş eğitimi ile 20 dakikada 50-100 adım atılırken treadmill ile 1000 adım atıldığı gösterilmiştir (82). Ataksi hastalarında treadmill eğitiminin yürüme ve denge parametrelerinde iyileşme sağladığı gösterilmiştir (83). Atakside kısmi ağırlıklı treadmill ve zemin yürüyüşü kullanılarak yapılan lokomotor eğitimin; denge-yürüyüş parametrelerinde, motor görevlerde ve izometrik gövde endurans testlerinde iyileşme sağladığı belirtilmiştir (84). Dengenin geliştirilmesi için vücut ağırlığı desteğinin %30'dan az olması gerektiği rapor edilmiştir (81).

### **2.7.3. Gevşeme ve Biofeedback Terapi**

Biofeedback terapisinin ataksi hastaları üzerinde pozitif etkilerinin olduğu belirtilmiştir (85-87). Elektromiyogram (EMG) biofeedback terapisi ataksi hastalarında, kas gruplarının uygunsuz koaktivasyon miktarını azaltmıştır (85). Gevşeme ve EMG biofeedback terapilerinin ataksik tremorun şiddetini azalttığı belirtilmiştir (86, 87).

### **2.7.4. Oyun Temelli Eğitim**

Ataksili Multiple Sklerozlu hastalarda yapılan bir çalışmada, Wii uygulamalarının konvansiyonel denge egzersizlerine kıyasla özellikle statik dengeyi daha fazla geliştirdiği belirtilmiştir (88). Wii uygulamalarının ev programı şeklinde uygulandığı bir çalışmada ise statik ve dinamik dengede artış görülmüş ve postüral kontrol stratejilerindeki iyileşme sonucu yürüme hızında da artış ifade edilmiştir (89).

Sanal gerçeklik uygulamalarının ise fiziksel kapasiteyi ve sadece statik dengeyi arttırdığı belirtilmiştir (90).

### **2.7.5. Denetimli Sporlar**

Yapılan bir çalışmada, hastaların tırmanma antrenmanları sonrasında denge ve el becerilerindeki iyileşmenin yanı sıra ekstremitelerin hareketlerinin hızının ve hız simetrisinin de geliştiğini göstermiştir (91). Kickboks antrenmanları sonrasında ise postüral kontrolde gelişme görüldüğü ancak anlamlı düzeyde olmadığı belirtilmiştir (92).

Hipoterapi sonrasında postüral stabilite ve yürüyüşte gelişme, postüral salınımlarda azalma olduğu ifade edilmiştir (93). Yoga sonrası ise ayakta durma dengesinde iyileşmeler olduğu belirtilmiştir (94).

Ataksi hastalarında postüral kontrolü iyileştirmek amacıyla birçok modalite kullanılmakla birlikte en güncel yöntemlerden birisi de vibrasyon uygulamalarıdır.

### **2.7.6. Vibrasyon Uygulamaları**

Vibrasyon, salınım şeklindeki hareketler ile karakterize mekanik bir stimulustur. Vibrasyonun yoğunluğunu belirleyen biyomekanik parametreler; osilasyonların salınım aralığını oluşturan amplitüd, bir saniyede oluşturduğu tekrar sayısını gösteren frekans ve vibrasyon sırasında oluşan akselerasyonun verdiği güçtür (8).

Vibrasyon, 1990'lara kadar çoğunlukla kas kuvvetini arttırmak amacıyla ağırlık antrenmanları içerisinde kullanılırken, bu yıllardan sonra denge ve mobilite fonksiyonlarının geliştirilmesinde, kemik dansitesinin artırılıp osteoporozun önlenmesinde, kas tonusunun regülasyonunda ve diğer çeşitli alanlarda kullanılmaya başlanmıştır (95).

Doğadaki her madde rezonans olarak ifade edilen kendi doğal frekansında titretilmekte olup biyolojik dokularda bu maddelerden farklı değildir. İç organlar ve kolumna vertebralisin 8 Hz, gözlerin 20 Hz ve kasların 7-15 Hz arasında bir rezonansı olduğu belirtilmiştir. Rezonans frekansı; vücut ağırlığı, stiffness ve vücut pozisyonu gibi faktörlerden etkilenmekte olup vibrasyon çalışmalarında rezonansın ihmal edilmeyip engellenmesi gerekmektedir (6, 96).

Vibrasyon, elde tutulan portatif bir cihazla kasın en geniş kısmına veya tendona direkt uygulanabilen lokal vibrasyon uygulaması ve hedef kastan uzakta bir vibrasyon kaynağı tarafından platform üzerinde uygulanan tüm vücut vibrasyon uygulaması olarak iki şekilde uygulanabilir. Fizyoterapideki vibrasyon uygulamaları sırasında genellikle amplitüd 0.1-10 mm, frekans 10-120 Hz ve süre 5 saniye-60 dakika aralığında seçilmekte olup bu uygulamalar 72 haftaya kadar kullanılmaktadır (97).

### ***Vibrasyonun Etkileri***

#### ***Vibrasyon-Kas İğciği İlişkisi***

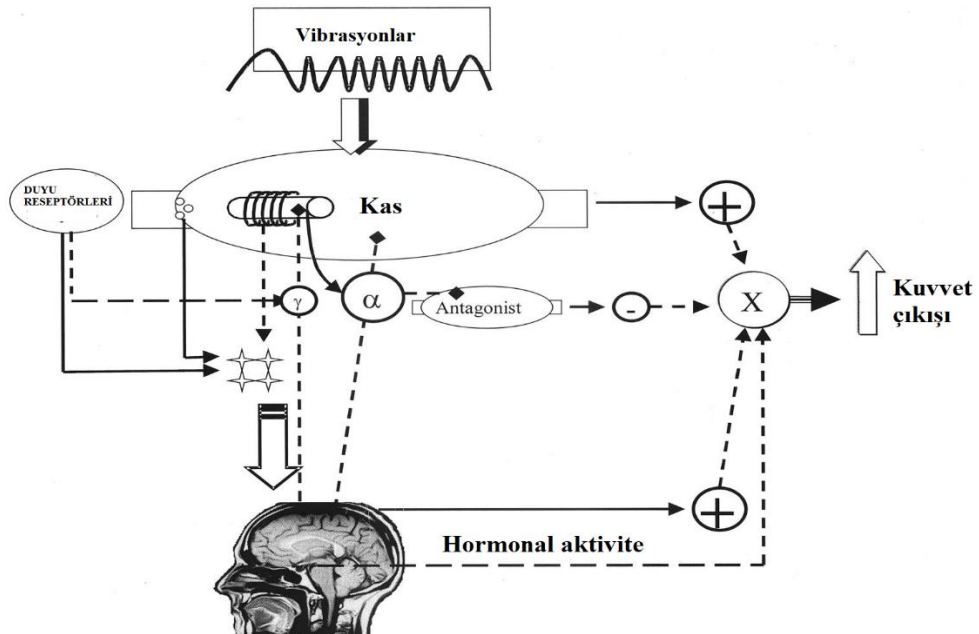
Tendona veya kasa direkt uygulanan vibrasyon ile kas iğciği aktivitesi artmaktadır. 1976 yılında yapılan iki çalışmada gastroknemius, tibialis anterior, peroneus longus ve ekstansör digitorum longus kaslarına uygulanan 20-220 Hz frekans aralığında, 1,5 mm amplitütteki lokal vibrasyon uygulaması sonucunda kas iğciği aktivasyonunun arttığını belirlemişlerdir. Her iki çalışma da kas iğciği sonlanmalarının tepkisinin ve boşalım hızlarının artan vibrasyon frekansıyla arttığını göstermiştir (98, 99). Aynı şekilde 1998 yılında yapılan bir çalışmada; ekstansör digitorum longus ve lateral peroneal kasların tendonlarının distaline 0,5 mm amplitütte, 80 Hz frekansta, 30 saniye süre ile uygulanan lokal vibrasyon uygulamasının tüm kas iğciği primer sonlanmalarının boşalım hızlarını arttırdığı bildirilmiştir (100).

#### ***Vibrasyon-Motor Ünite İlişkisi***

Vibrasyon uygulaması sırasında, büyük alfa motor nöronlar ve kas iğciği aktivitesi ile kas liflerinin aktivasyonunu içeren *tonik vibrasyon refleksi* oluşur. Yapılan çalışmalar, vibrasyon ile tonik vibrasyon refleksinin ve artan kas iğciği aktivasyonunun, motor ünitelerin ateşleme ve boşalım hızlarını arttırdığını göstermiştir (101). Frekansı 150 Hz, amplitüdü 1,5 mm olan ve triceps tendonuna uygulanan lokal vibrasyon uygulaması sonrasında; yorgunluğa erişmiş kaslarda tonik vibrasyon refleksi ile birlikte motor ünite ateşleme hızında ve EMG aktivitesinde artış olduğu belirtilmiştir (102).

### *Vibrasyon ve Nöromusküler Performans*

Vibrasyon cihazları konvansiyonel cihazların aksine sinüzoidal titreşimlerle mevcut ivmeyi arttırarak daha büyük kuvvet oluşturur (103). Gerim refleksi aracılığıyla refleks kas aktivitesi süresince kontraksiyonları düzenleyen ve duyu reseptörleri tarafından tanımlanan kas-tendon komplekslerinin uzaması, vibrasyonun mekanik salınımları ile gerçekleşir (8). Kas aktivasyonunu arttırmak için 35-45 Hz aralığındaki vibrasyonun daha düşük frekanslara kıyasla daha etkili olduğu gösterilmiştir (104). Aşağıdaki şekilde, akut ve kronik vibrasyon uygulaması sonrası nöromusküler performansı etkileyen, kuvvet oluşturma kapasitesinin arttırılmasına aracılık eden potansiyel mekanizmalar gösterilmektedir (Şekil 2.6.)(8) .



**Şekil 2.6.** Vibrasyonun nöromusküler performansa etkisi. Vibrasyon, beynin belirli alanlarının stimülasyonunda ve germe refleksinin duyarlılığındaki artışa bağlı olarak, nöromusküler sistemin eksitator durumunu arttırır. Merkezi etki ayrıca belirli hormonların salgılanmasını tetikleyen hipotalamus-hipofiz eksenini de etkiler. Tüm bu faktörler kasın kuvvet oluşturma kapasitesini arttırır (8).

### *Vibrasyon ve Hormonal Etkileri*

Yapılan çalışmalar vibrasyon uygulamalarıyla oluşan tekrarlı kas kontraksiyonlarının endokrin sistem ve metabolizmada bazı yanıtlar oluşturduğunu göstermiştir. Doğrudan kasa uygulanan vibrasyon uygulaması ile testosteron ve

büyüme hormonunun vücut dolaşımında arttığı, kortizol oranının ise azaldığı görülmüştür. Aynı şekilde vibrasyon uygulaması sonrasında, vücuttaki noradrenalin seviyesinin arttığı ancak diğer hormon düzeylerinde değişiklik olmadığını belirten çalışmalar da mevcuttur (105, 106).

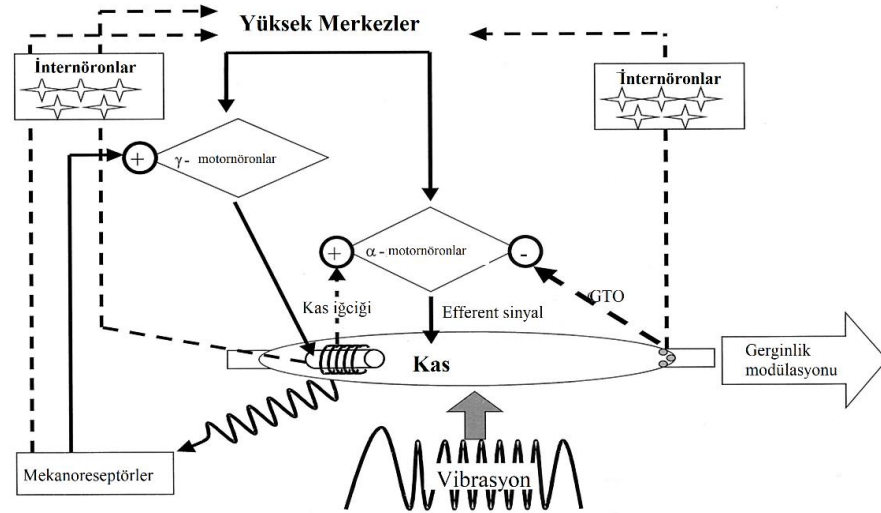
### ***Vibrasyon ve Kemik Yoğunluğu***

Kemik yoğunluğunu arttırmak için vibrasyon uygulaması ilk olarak uzaya gidecek NASA astronotlarında kullanılmıştır. Vibrasyonun astronotlarda kullanılmasının amacı kemik yoğunluğunu arttırmanın yanı sıra yüksek yerçekimi kuvvetinden faydalanarak kas-iskelet sistemini kuvvetlendirmektir (107). Literatür vibrasyonun kemik dansitesini arttırıp kırık riskini azalttığını destekler niteliktedir. Uygulamanın kemik yoğunluğunu nasıl arttırdığını açıklamaya yönelik çeşitli hipotezler bulunmakla birlikte şu an en kabul gören açıklama, vibrasyon sinyallerinin kemik dokunun içerisine iletilmesiyle mekanosensörlerin aktive olup kemik yoğunluğunu arttırmasıdır. Yapılan çalışmalar; 12-40 Hz frekans, 0,7-5 mm amplitüd ve 0,1-10 g yer çekimi ivmesi gücündeki vibrasyon uygulamasının kemik yoğunluğunu arttırmak için optimal olduğunu belirlemiştir (108-110).

### ***Vibrasyon ve Esneklik***

Vibrasyon uygulaması ile birlikte gergin kasların gevşemesi, vibrasyonun esnekliği attırdığını düşündürmektedir. Frekansın 30 Hz, amplitüdün 4 mm olduğu vibrasyon uygulamasının; grup Ia liflerindeki aktivasyonun ve esneme etkilerinin eş zamanlı görüldüğü Busy Line Fenomenini ortaya çıkardığı görülmüştür (111). Golgi tendon organına uygulanan vibrasyon uygulaması, antagonist kaslarda grup 1b liflerinin inhibisyonuna yol açmaktadır. Esneklik üzerine üretilen başka bir teori ise vibrasyonun ağrı eşiğini arttırıp ağrıya duyarlılığı azaltarak esnekliği arttırdığı yönündedir. Aynı zamanda lokal vibrasyon uygulamasının periferik kan dolaşımını ve vücut sıcaklığını arttırıp kastaki gerginliği azalttığı da düşünülmektedir (112, 113).

Şekil 2.7. 'de vibrasyon uygulaması sırasındaki gergin kasların modülasyonu gösterilmektedir.



**Şekil 2.7.** Vibrasyonun esnekliğe etkisi. Kas uzunluğundaki hızlı değişim ve vibrasyonun neden olduğu eklem rotasyonu, kas gerginliğini modüle etmek için alfa ve gama motor nöronların ateşlenmesini tetikler. Daha yüksek merkezler bu modülasyona uzun bir döngü aracılığıyla ayrıca katılmaktadır (8).

### *Vibrasyon ve Spastisite*

Vibrasyon uygulamalarının anti-spastisite etkileri göstermesiyle birlikte bu uygulamalar spastisite yönetiminde etkin olarak kullanılan alternatif bir yöntem haline gelmiştir. Tüm vücut vibrasyon uygulamalarının kullanıldığı spastisite çalışmalarında Modifiye Ashword Skalasına göre spastisitenin azaldığı görülmektedir. Frekansın 12 Hz, amplitüdün 4 mm olduğu 20 dakika uygulanan tüm vücut vibrasyon uygulamasının elektrofizyolojik değişim yaratmadığı ancak Modifiye Ashword Skalasına göre spastisiteyi azalttığı belirtilmiştir (114). Lokal vibrasyon uygulamasının tüm vücut vibrasyona kıyasla spastisite üzerine olumlu etkileri daha objektif gösterilmektedir. Spastisitenin antagonist kasına 50 Hz frekansta uygulanan lokal vibrasyon uygulaması ile kasta spastisite ile artmış Hmax/Mmax oranının düzenlendiği bildirilmiştir (115).

Vibrasyon uygulamalarının spastisite üzerine etkisiyle ilgili çeşitli teoriler bulunmaktadır. Bunlardan biri; vibrasyon doğrudan kasa uygulandığında kas içiği aktivasyonu ve grup Ia liflerinin iletimi ile vibrasyon uygulanan kasın kortikal uyarımı artar ve spastisite kontrol edilebilir. Antagonist kasa uygulanan vibrasyon uygulamasında, supraspinal ve resiprokal inhibisyon mekanizmalarıyla spastisite azaltılabilir (114, 116, 117). Başka bir teori ise, vibrasyon ile grup Ia liflerinin

presinaptik inhibisyonu uyarılıp, motor nöronlara olan nörotransmitter salınımının azalmasıyla bu nöronlardaki grup Ia liflerinin etkisi azalır bu da spastisiteyle kısalan ve amplitüdü artan H- refleksinin amplitüdünü azaltarak spastisiteyi pozitif yönde etkiler (118).

Spastisite tedavisi için yapılan vibrasyon uygulamalarında; frekans 50-110 Hz amplitüd ise 1-4 mm aralığında seçilmiştir (119).

### ***Vibrasyon ve Postüral Kontrol***

Vibrasyon uygulamalarının kinestezi ve pozisyon hissi üzerindeki etkileri sıkça araştırılmaktadır. Tendon üzerine direkt olarak uygulanan lokal vibrasyon uygulaması ile kas içiğinin aktivasyonu sağlandığında, eklem pozisyon değişiklikleri algılanabilmektedir. Tüm vücut vibrasyon uygulaması ile de uygulama süresince iskelet kaslarının uzunluklarında minimal değişiklikler görülmektedir.

Vibrasyon sırasında büyük alfa motor nöronlar ve kas içiği aktivitesi ile kas liflerinin aktivasyonunu içeren tonik vibrasyon refleksinin oluşması ile birlikte polisinaptik yolların etkinliği artmaktadır.

Vibrasyon uygulamalarının frekansı 100 Hz ve üzerinde olduğunda bu uygulama grup Ia liflerinin boşalmasına neden olarak proprioepsiyon algısında yanılığlara yol açabilmektedir. Bu frekansın altındaki vibrasyon uygulamaları ise grup II liflerini aktifleştirir ve bu lifler pozisyon hissi hakkında bilgi verdiği için uygulama sonrası pozisyon hissi gelişmektedir (9, 120). Literatürde proprioepsiyon eğitimi için kullanılan vibrasyon uygulamalarının frekansı genellikle 5-50 Hz aralığındadır (121).

### ***Tüm Vücut Vibrasyon ve Postüral Kontrol***

Tüm vücut vibrasyon uygulaması, artmış duyuşal stimulus ve kas aktivasyonunun kombinasyonu ile yürüyüş ve postüral stabilite gibi nöromotor fonksiyonların kazanılmasına yardımcı olmaktadır. Tüm vücut vibrasyon uygulaması; ayak taban afferentlerinin duyuşal uyarımını arttırarak, grup Ia ve II afferentlerini aktifleştirerek ve tonik vibrasyon reflesini aktive edecek kas gerilimini oluşturup proprioepsiyonu iyileştirerek postüral kontrolü sağlamaktadır (122).

Tüm vücut vibrasyon uygulamasının postüral kontrol üzerine etkilerinin araştırıldığı birden fazla çalışma olmakla birlikte akut etkisinin değerlendirildiği en

güncel çalışma; sağlıklı bireyler üzerinde yapılan frekansın 30 Hz, amplitüdün ise 2-4 mm seçildiği 30 sn vibrasyon 30 sn dinlenme şeklinde 4 tekrarlı bir protokolün uygulandığı çalışmadır. Değerlendirmelerde Motor Kontrol Testi ve EMG (tibialis anterior, gastroknemius, semitendinosus ve vastus medialis kas grupları) uygulanmış olup değerlendirmeler sonunda tüm vücut vibrasyon uygulaması sonrası postüral kontrolün akut olarak geliştiği görülmüştür (123).

Tüm vücut vibrasyon çalışmalarına bakıldığında yoğunluğun geriatri, sporcu ve ortopedi alanlarında ve sağlıklı bireylerde olduğu görülmektedir. Literatürde inme, multiple skleroz, parkinson, ataksi gibi farklı nörolojik hastalık gruplarında tüm vücut vibrasyon uygulamasının postüral kontrol üzerine etkilerinin incelendiği çalışmalar bulunmakta ancak bu çalışmaların sayısı oldukça yetersizdir.

İnme hastalarında TVV uygulamasının postüral kontrol üzerine akut etkisini, kronik etkisini ve oturma dengesi üzerine etkisini değerlendiren çalışmalar bulunmakla birlikte bu çalışmalar, TVV uygulaması sonrasında postüral kontrolde iyileşmeler olduğunu ancak çalışmaların sınırlı sayıda olup, TVV uygulamasının inme hastalarında postüral kontrolü düzelttiğine dair yeterli kanıt olmadığını vurgulamaktadırlar (124, 125).

Parkinson hastalarında TVV uygulamasının postüral kontrol üzerine akut ve uzun süreli etkilerini inceleyen çalışmalarda TVV uygulaması, limitli düzeylerde iyileşmeler göstermiştir. Parkinson hastalarında yapılan TVV uygulamalarının çoğunda birbirine yakın frekans, amplitüdüler ancak farklı uygulama süreleri seçilmiş olup bu çalışmalarla birlikte uygulama süresinin tek başına tüm vücut vibrasyon uygulamasının etkisini arttırmadığı görülmüştür (126-129)

Multiple skleroz (MS) hastalarında TVV uygulamasının postüral kontrol üzerine etkilerini inceleyen çalışmalara bakıldığında 2-4,4 Hz frekansta, 3 mm amplitüdde uygulanan TVV uygulaması sonrası postüral kontrolde akut iyileşmeler tespit etmişlerdir. Başka bir çalışma ise 30-50 Hz frekanstaki TVV'yi 4 hafta boyunca haftada 3 kez uyguladıkları çalışma olup bu çalışma sonucunda da postüral kontrolde iyileşmeler elde etmişlerdir (130, 131). MS hastalarında yapılan çalışmalar sonucunda TVV uygulamasının postüral kontrol üzerinde olumlu etkilerinin olduğu ancak literatürdeki çalışmaların yetersiz olduğu belirtilmiştir (132).



Ataksi hastalarında tüm vücut vibrasyon uygulamasının postüral kontrol üzerine etkilerinin araştırıldığı en güncel çalışmada, tüm vücut vibrasyon protokolü ile desteklenen rehabilitasyon programının vibrasyon içermeyen rehabilitasyon programına göre postüral kontrolü daha fazla geliştirdiği gösterilmiştir (133). Stokastik tüm vücut vibrasyon uygulamasının kullanıldığı bir pilot çalışmada ise vibrasyon uygulaması sonrasında postüral kontrolde iyileşmeler olduğu görülmüş ve egzersiz programına başlamadan önce tüm vücut vibrasyon uygulamasının postüral kontrolü daha iyi geliştirilebileceğini belirtmişlerdir (134). Friedreich ataksi tanılı hastalarda yapılan bir çalışmada 30 Hz frekansa sahip tüm vücut vibrasyon uygulamasının 10 ve 20 Hz'e göre daha iyi nöromusküler aktivite sağladığı belirtilmiştir (135).

### ***Lokal Vibrasyon ve Postüral Kontrol***

Lokal vibrasyon uygulaması tonik vibrasyon reflexini aktive edecek kas gerilimini oluşturup propriosepsiyonu arttırarak postüral kontrolü sağlar.

LV uygulamasının postüral kontrol üzerine etkilerinin araştırıldığı birden fazla çalışma olmakla birlikte akut etkisinin değerlendirildiği en güncel çalışma bel ağrısı olan hastalarda yapılmış olup vibrasyon frekansı 53 Hz, süre 15 dk seçilmiştir. Rectus abdominus, lumbar erector spina, thoracic erector spina, external oblik kaslar EMG ile değerlendirilmiş ve motor kontrol yanıtları önemli ölçüde artmıştır (136).

Sağlıklı yetişkinlerde ayak ve ayak bileğine yapılan 90 Hz frekans, 2 mm amplitüdeki lokal vibrasyon uygulamasının postüral kontrolü arttırdığı gösterilmiştir (137-139).

LV uygulamasının, nörolojik hastalık gruplarında postüral kontrol üzerine etkilerini inceleyen çalışmalar TVV uygulamasına göre daha kısıtlıdır. LV çalışmaları, genellikle inme ve spinal kord yaralanmaları üzerine olup çoğunlukla spastisite üzerine etkileri incelenmiştir.

İnme üzerinde yapılan bir çalışmada 120 Hz frekanstaki LV uygulaması 6 sn'de 1 sn kesiklendirilerek, tibialis anterior ve peroneus longus kaslarına 30 dk uygulanmıştır. EMG ve yürüyüş analizi ile yapılan değerlendirmeler sonucunda paretik tarafta tibialis anterior aktivasyonunda belirgin bir artış, yürüyüş sırasında sallanma fazında maksimum ayak bileği dorsifleksiyonu görülmüştür (140). Kronik

inme hastalarında ail-tibialis anterior tendonu ve topua yapılan 90 Hz frekastaki LV uygulamasının, postüral salınımları ve yürüyüş becerilerini geliştirdiği belirtilmiştir (141). İnmeye, gluteus medius ve tibialis anterior kaslarına 83 Hz frekansla 10 dk yapılan LV uygulamasının ise yürüyüş hızını arttırdığı belirtilmiştir (142).

Spinal kord yaralanmaları üzerine yapılan bir çalışmada rectus femoris uygulanan 80 Hz frekanstaki LV uygulaması sonrasında duruş fazındaki nöromusküler aktivitenin arttığı gösterilmiştir (143).

Multiple Sklerozlu bireylerde LV uygulaması ile ilgili yapılmış bir çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmada botulinum toksin ile birlikte 120 Hz frekans, 10 mm amplitütte rectus femoris, gastrocnemius ve soleus kaslarına 4 hafta boyunca haftada 3 gün 30 dk uygulanan LV sonrası spastisitede ve yorgunlukta azalma tespit edilmiştir (144).

Parkinsonda 70 Hz frekans, 0.2 mm amplitütte, ayak tabanına 6 dk uygulanan LV uygulamasının postüral kontrolü geliştirdiği belirtilmiştir (145). Parkinson hastalarında yüksek frekans, düşük amplitüd seçilerek yapılan lokal vibrasyon uygulamalarının postüral kontrolü daha fazla geliştirdiği belirtilmiştir (146).

Literatürde, TVV ve LV uygulamalarını karılatıran 2 çalışma mevcut olup bu çalışmalardan biri, sağlıklı bireylerde vibrasyon uygulamalarının artrojenik kas inhibisyonu üzerindeki etkilerini incelerken (147), diğeri n çapraz ba yaralanması olan bireylerde vibrasyon uygulamalarının quadriceps fonksiyonuna etkilerini incelemiştir (148).

Sonuç olarak; TVV ve LV uygulamalarının farklı hastalık gruplarında postüral kontrol üzerindeki akut etkilerini araştırmak için ayrı ayrı çalışmalar yapılmıştır. Ancak literatür, ataksi hastalarında TVV ve LV uygulamalarının postüral kontrol üzerine akut etkilerinin incelendiği ve karılatırıldıı bir çalışmadan yoksundur.

### 3. BİREYLER VE YÖNTEM

Bu çalışma, erişkin ataksi hastalarında lokal vibrasyon ve tüm vücut vibrasyon uygulamalarının postüral kontrol üzerine akut etkilerini incelemek amacı ile, Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi Nörolojik Rehabilitasyon Ünitesinde gerçekleştirildi.

Çalışmamızın gerçekleştirilebilmesi için Hacettepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 2018/20-24 (KA-180028) karar no'su ile 15.11.2018 tarihinde ve 18.01.2019 tarihinde 68869993-511.06-E.10017 sayısı ile T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan onay alındı (Bkz. EK 1.).

#### 3.1. Bireyler

Çalışmaya 18-50 yaş aralığında bulunan, nörolog tarafından ataksi teşhisi konmuş ve bağımsız yürüyebilen hastalar dahil edildi.

Bireylerin çalışmaya dahil edilme ve edilmeme kriterleri aşağıda belirtilmiştir.

#### Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

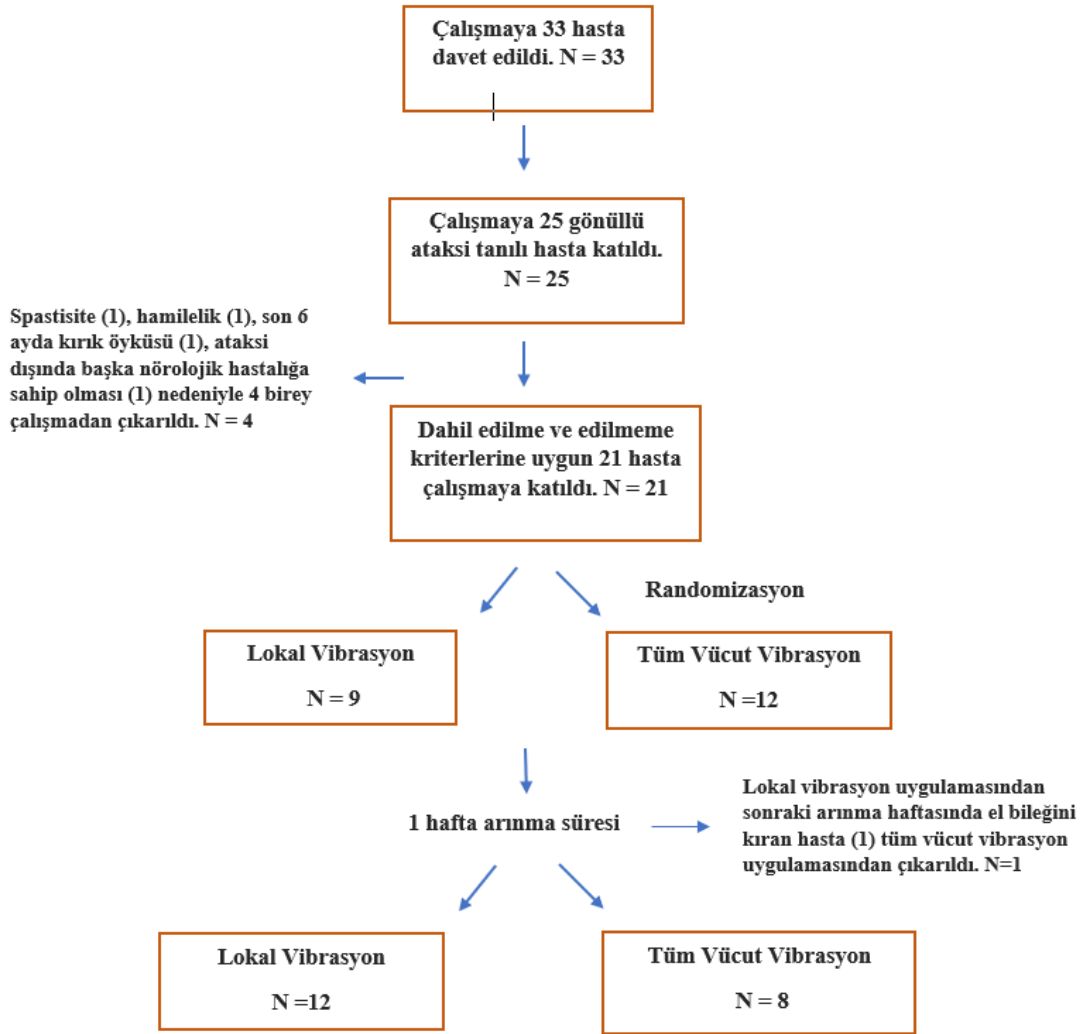
1. Çalışmaya katılmayı gönüllü olarak kabul eden,
2. 18-50 yaş aralığında bulunan,
3. Nörolog tarafından ataksi teşhisi konmuş olan,
4. Bağımsız yürüyebilen hastalar çalışmaya dahil edildi.

#### Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri

1. Akut inflamasyonu olan,
2. Akut artropatisi ve artrozu olan,
3. Akut romatoid artriti olan,
4. Akut baş ağrısı olan,
5. Postoperatif yaraları olan,
6. İmplantları / Endoprotezleri olan,
7. Metal veya sentetik implantları (ör.kalp pili, yapay kalp kapakçığı, stentler) olan,
8. Akut trombozları veya artmış trombotik ağrıları (son 6 ayda) olan
9. Akut bel problemleri olan,

10. Hamile olan,
11. BMD ile şiddetli osteoporozu (<70mg / ml) olan,
12. Spastisitesi olan,
13. Morbus Sudeck Stadium I hastalığı olan,
14. Musculoskeletal sistemde metastazlı tümörleri olan,
15. Benign Paroksizmal Pozisyonel Vertigosu (BPPV) olan,
16. Epilepsisi olan,
17. Safra taşları, böbrek taşları, mesane taşları olan,
18. Artiküler romatizma ve artrozu olan,
19. Kalp yetmezliği, yetersizlik NYHA III-IV olan,
20. Kardiyak ritm bozukluğu olan,
21. Kardiyak eğilimleri olan,
22. Metal veya plastik implantları (piercing veya jinekolojik implantlar) olan,
23. Kronik bel ağrısı (akut görünümünden 6 ay sonra) olan,
24. Arteriyel dolaşım bozuklukları ile şiddetli diyabetes mellitusu olan,
25. Tümörleri (kas iskelet sistemindeki metastazlar hariç, görünümünden 5 yıl sonra) olan,
26. Kayma olmadan spondilolistezi olan,
27. M. Parkinson olan,
28. Alt ekstremitte eklemlerinin kondromalazisi, osteonekroz ve kondrosisi olan,
29. Arteriyel dolaşım bozuklukları (Stadium Fontaine III°) olan,
30. Ulcus cruris ile venöz yetmezliği olan,
31. Morbus Sudeck Stadium II hastalığı olan,
32. Lenfatik ödemi olan,
33. Son 6 ayda kırık hikayesi olan,
34. Ataksi dışında herhangi başka bir nörolojik hastalığa sahip olan,
35. Mental etkilenimi olan (Mini Mental Test Skoru < 24),
36. Çalışmaya katılmayı kabul etmeyen hastalar çalışmaya dahil edilmedi.

Çalışmanın başlangıcında, hastalara çalışmaya gönüllü olarak katıldığını gösteren bilgilendirilmiş gönüllü onam formu imzalatılıp, yapılacak uygulamalar ve değerlendirmeler hakkında bilgilendirme yapıldı. Çalışmanın akış şeması Şekil 3.1'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Çalışma Akış Şeması

### 3.1.1. Örneklem Büyüklüğü

Referans çalışmada elde edilen etki büyüklüğünün, kuvvetli düzeyde olduğu ( $d_z = 0.86$ ) görüldü (149). Daha düşük düzeyde bir etki büyüklüğü de elde edilebileceği düşünülerek yapılan güç analizi sonucunda; etki büyüklüğü  $d_z = 0.6$  olup, çalışmaya en az 19 kişi alındığı takdirde % 95 güven düzeyinde % 80 güç elde edilebileceği hesaplandı. Çalışmamıza dahil ettiğimiz 21 hastadan elde edilen, uygulama öncesine göre uygulama sonrası 1. dk'deki stabilite limitleri stabilite skorunun, uygulamalara göre karşılaştırılması sonucuna göre çalışmamızda elde edilen etki büyüklüğünün orta düzeyde ( $d_z = 0.6$ ) olduğu görüldü. Bu etki büyüklüğü için, çalışmamızda % 95 güven düzeyinde %84,6 güç elde edildiği hesaplandı.

### 3.2. Yöntem

Çalışmamız tek kör, randomize, çapraz çalışma olarak planlandı ve Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi Nörolojik Rehabilitasyon Ünitesi'nde 21 ataksi tanılı hasta üzerinde gerçekleştirildi. Her hastaya hem lokal hem de tüm vücut vibrasyon uygulamasının yapıldığı bu çapraz çalışmada, uygulama sırası yazı-tura randomizasyon yöntemi ile belirlendi.

Yapılan bir çalışmada; bir seans vibrasyon uygulamasının postüral kontrol üzerindeki etkisinin, 48 saat devam ettiğinin gösterilmiş olması nedeniyle (150) bu etkinin sönümlenip diğer vibrasyon uygulamasının sonuçlarını etkilememesi açısından çalışmamızda, lokal vibrasyon ve tüm vücut vibrasyon uygulamaları arasında bir haftalık arınma süresi verildi.

Her iki vibrasyon uygulaması da çalışmanın yardımcı araştırmacılarından Dr. Fzt. Ender AYVAT tarafından uygulandı. Değerlendirmeler her iki uygulamanın da öncesinde, uygulama bittikten 1 dakika ve 60 dakika sonra olmak üzere 3 kez tekrar edildi. Bu değerlendirmeler, kör değerlendirici tarafından gerçekleştirilmiş olup, Fzt. Güngör Beyza ÖZVAR tarafından yapıldı.

### 3.3. Değerlendirmeler

#### 3.3.1. Bireylerin Fiziksel Özellikleri

Bireylerin demografik bilgileri (ad-soyad, cinsiyet, yaş, boy, vücut ağırlığı, vücut kitle indeksi, iletişim bilgileri) kaydedildi.

#### 3.3.2. Performansa Dayalı Dengenin Değerlendirilmesi

Performans odaklı denge değerlendirmesi için, 2010 yılında Franchignoni ve ark tarafından geliştirilen Mini-BESTest kullanılmıştır. Bu test BESTestin kısa versiyonu olup, Rash analizi kullanılarak geliştirilmiştir. Mini-BESTest, ön postüral hazırlık (oturmadan ayağa kalkma, parmak ucunda yükselme, tek ayak üstünde durma), reaktif postüral yanıtlar (dört farklı yöne adım alma), duyuşal oryantasyon (gözler açık ayakta durma, gözler kapalı yumuşak ve eğimli yüzeyde durma) ve yürüyüş dengesi (yürürken hızını değiştirme, baş rotasyonu, bir referans etrafında dönme, engel atlama ve çift görev ile zamanlı kalk ve yürü testi) olmak üzere 4 gruptan

oluşur. Test 14 maddeden oluşmakta olup 0-2 puan üzerinden değerlendirilir. Testte, "0" en düşük fonksiyon seviyesini, "2" ise en yüksek fonksiyon seviyesini gösterir. Hastanın yardımcı cihaz kullanması gerekiyor ise bir alt seviye kategori üzerinden puanlama yapılır. Hasta fiziksel yardım alıyorsa "0" puan verilir. Mini-BESTest'ten alınabilecek toplam puan minimum "0", maksimum "28"dir (151) (Bkz. EK 2.) .

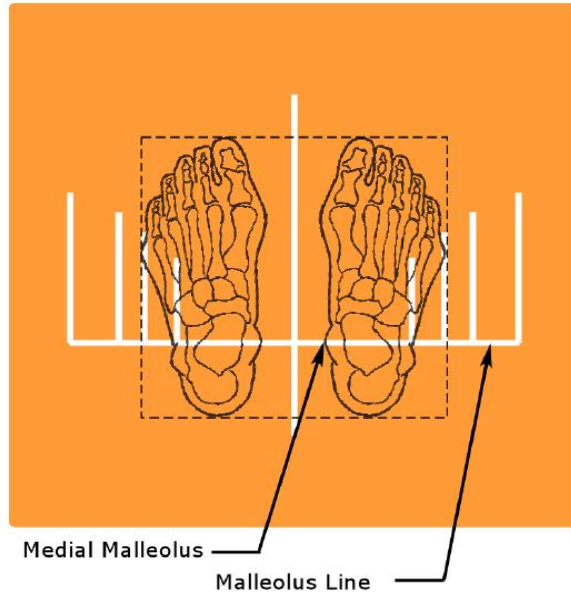
### **3.3.3. Gövde Kontrolünün Değerlendirilmesi**

Gövde kontrolünün değerlendirilmesi için Gövde Bozukluk Ölçeği kullanıldı. Gövde bozukluk ölçeğinin 3'ü statik denge, 10'u dinamik denge, 4'ü stabilizatör kasların koordinasyon yeteneği ile ilgili toplam 17 maddesi vardır. Gövde Bozukluk Ölçeği'nden alınabilecek toplam puan minimum "0", maksimum "23"tür. Yüksek puan, gövde kontrolünün iyi olduğunu gösterir (152) (Bkz. EK 3.).

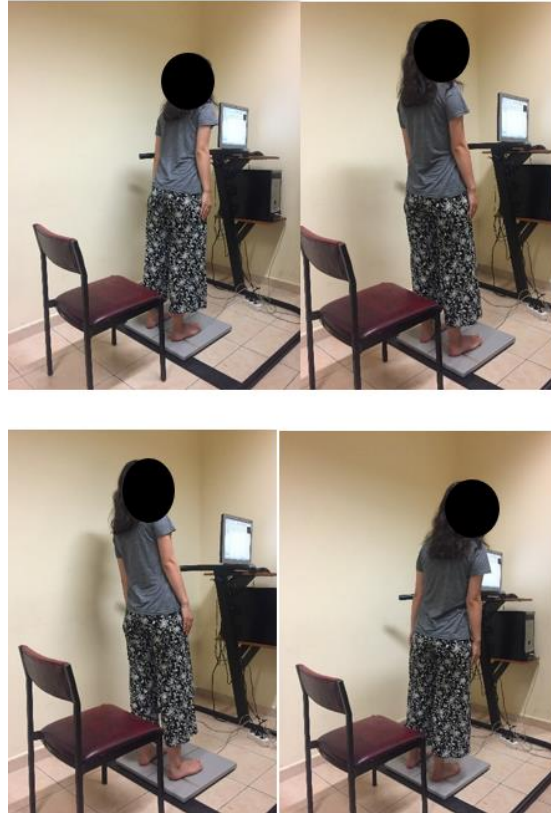
### **3.3.4. Stabilite Limitleri ve Postüral Salınımların Değerlendirilmesi**

Stabilite limitleri (SL) ve postüral salınımları değerlendirmek için Bertec Balance Check Screener™ (Model BP5050) kuvvet platform sistemi kullanıldı. Bu kuvvet platform sistemi bilgisayar ile bağlantılı, yerdeki 45x45 cm'lik 13 cm kalınlığında bir platformdan oluşmaktadır. Ayrıca platform ile aynı boyutlarda olup platformun üzerine yerleştirilen, postüral salınımların değerlendirilmesinde kullanılan yumuşak zemini de bulunmaktadır. Kuvvet platformu kişinin ayağının plaka yüzeyine uyguladığı basınca göre vücut hareketlerini saptar.

Test sırasında hastadan ayakkabısız ve çorapsız olarak platform üzerine çıkması istendi. Her iki ayağın medial malleoller platformdaki malleolus çizgisiyle aynı hizada, ayaklar orta hat çizgisine göre simetrik ve dış sınırlar hayali bir kare oluşturacak şekilde ve ayakların açısal hizalanması hastayı rahatsız etmeyecek şekilde pozisyonlandı (Şekil 3.2) (153). Üst ekstremitelerin, barlardan destek almadan gövde yanında olması ve hastadan karşıya bakması istendi. Stabilite limitleri, sert zeminde gözler açık olarak değerlendirildi. Ayaklar kuvvet platformu üzerinde iken ayak teması sürdürülerek hastanın dengesini kaybetmeden gidebildiği kadar öne, arkaya, sağa ve sola gitmesi istendi (Şekil 3.3). Tüm yönler tamamlandığında test bitirildi. Ayak temasının devam etmediği ve dışardan destek alındığı durumlarda test sonlandırıldı ve tekrar edildi.



**Şekil 3.2.** Bertec Balance Check Screener™ kuvvet platformunda ayakların pozisyonlanması (153)



**Şekil 3.3.** Stabilite Limitleri Testi

Balance Check Software tarafından basınç merkezinin dört yöndeki maksimum yer değişim mesafesi hesaplandı. Stabilite limitleri “cm” cinsinden ölçülmüş olup, %



cinsinden verilen stabilite limitleri stabilite skoru ise, Balance Check software tarafından hesaplanan, hastadan elde edilen değerlerin standart stabilite limitleri ile karşılaştırılması sonucu elde edilen skordur. Yüksek stabilite limitleri stabilite skoru, stabilitenin iyi ve daha çok eğilme kabiliyeti olduğunu belirtir (154).

Postüral sınımlar 4 durumda değerlendirildi:

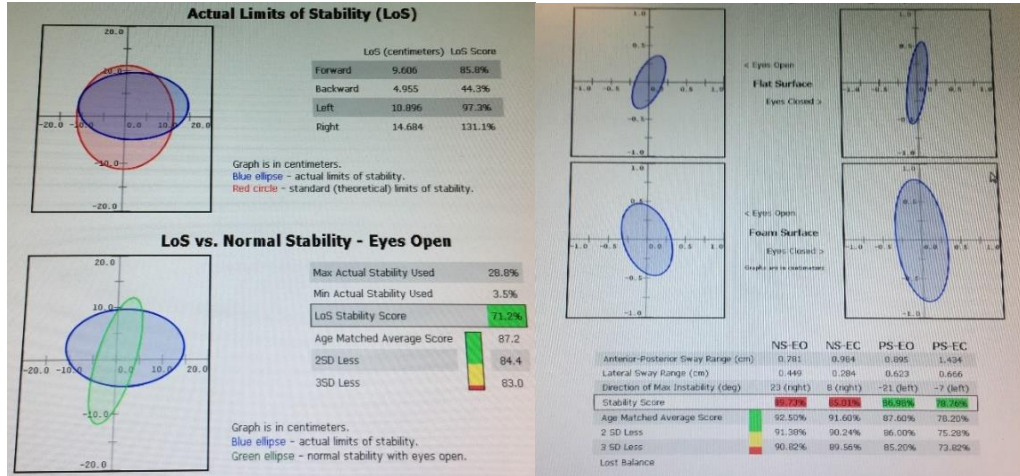
1. Gözler açık, sert zemin
2. Gözler kapalı, sert zemin
3. Gözler açık, yumuşak zemin
4. Gözler kapalı, yumuşak zemin

Hastadan her bir durum için 10 sn dik durması istendi. Tüm durumlar 3 kere tekrarlandı ve bu değerlerin ortalaması alındı (Şekil 3.4.).



**Şekil 3.4.** Postüral sınımların değerlendirilmesi

Her bir durum için Balance Check Software tarafından anterior-posterior sınımlar aralığı (cm), lateral sınımlar aralığı (cm) ve stabilite skoru (%) hesaplandı. Stabilite skorunun yüksek, sınımlar aralıklarının düşük olması iyi stabilite göstergesidir. Kuvvet platformundan elde edilen veriler Şekil 3.5 'de gösterilmiştir.



Şekil 3.5. Bertec Balance Check Screener™ kuvvet platformu ile elde edilen veriler

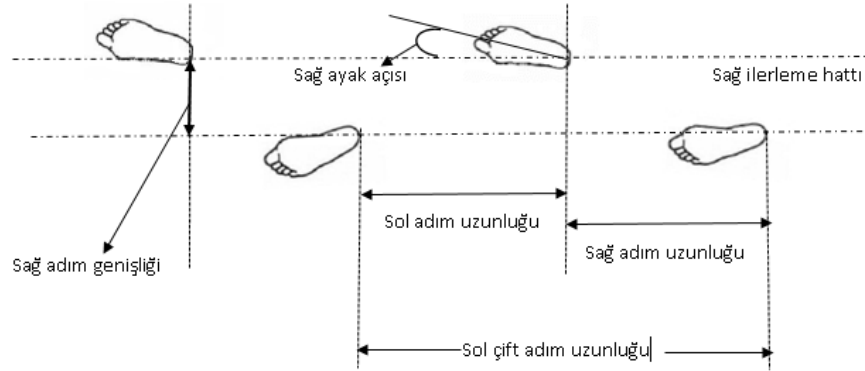
### 3.3.5. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristiklerinin Değerlendirilmesi

Yürüyüşün zaman-mesafe karakteristiklerini değerlendirmek için GAITRite (CIR System INC. Clifton, NJ 07012) kullanıldı. GAITRite, taşınabilir halı ve halı üzerine gömülü sensörlerden oluşan, bireylerin halı üzerinde yürüdüğü sırada her ayak temasını bilgisayara aktaran elektronik yürüyüş yolu sistemidir. Sistemin aktif ölçüm alanı ise 60,96 cm x 609,6 cm'dir. İçerisinde 18,432 sensör bulunduran sistemden veriler 60-120 Hz oranında elde edilir ve basınç ile aktifleşen bu sensörler aracılığıyla hasta yürüyüş yolunda yürüdüğünde yürüyüşüne ait zaman-mesafe karakteristikleri ile ilgili objektif veriler elde edilir (155). GAITRite elektronik yürüyüş yolu kullanılarak bilateral parametreler; adım uzunluğu (cm), adım genişliği (cm), duruş fazı (%) ve diğer parametreler; hız (cm/sn) ile kadans (adım/dk) gibi hastaların yürüyüşlerine ait zaman-mesafe karakteristikleri değerlendirildi.

**Adım uzunluğu:** Yürüyüş sırasında bir ayağın topuğunun yere ilk temas ettiği nokta ile diğer ayağın topuğunun yerle temas eden noktası arasındaki mesafe olup sağ ve sol adım uzunluğu olarak cm cinsinden ölçülür (156).

**Adım genişliği (destek yüzeyi):** Yürüyüş süresince sol ayağın topuk orta noktalarının birleştirilmesi ile oluşan ilerleme hattına sağ ayağın topuk orta noktasından olan dik uzaklık sağ destek yüzeyi olarak tanımlanır ve cm cinsinden ifade edilir. Aynı şekilde diğer taraf için de ölçülür. Adım genişliği ortalama 8 cm olup normal değeri 5-10 cm arasındadır (156).

**Duruş fazı:** Bir alt ekstremitenin topuk vuruşundan parmak kalkışına kadar olan süredir. Sağ ve sol olarak hesaplanır, % cinsinden ifade edilir (156).



**Şekil 3.6.** Sağ alt ekstremiteye ait yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri

**Hız:** Vücudun belirli bir zamanda aldığı mesafedir. Birimi cm/sn'dir (156).

**Kadans:** Bir dakikada atılan adım sayısıdır. Birimi adım /dk'dır. Dakikadaki adım sayısı 130 ve üzerinde ise hızlı, 90-110 ise normal, 70 ise yavaş yürüyüş olarak tanımlanmıştır (156).

Tablo 3.1.'de cinsiyete göre hız ve kadans verileri gösterilmiştir.

**Tablo 3.1.** Cinsiyete göre yürüyüş parametreleri (157)

	<b>Kadın</b>	<b>Erkek</b>
<b>Hız (cm/sn)</b>	131	154
<b>Kadans (adım/dk)</b>	117 (60-132)	117 (60-132)
<b>Adım uzunluğu (cm)</b>	66	79
<b>Adım genişliği (cm)</b>	7,1	8,1
<b>Ayak açısı (derece)</b>	6	7

Yürüyüş değerlendirmesi öncesi bireylerin adı-soyadı, cinsiyeti, doğum tarihi, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve sağ-sol bacak uzunluğu sisteme girildi. Sistemin sahip olduğu yazılım ile hastaların boy uzunluğu ve bacak uzunluğu verileri normalize edilmektedir. Hastaların sisteme girişleri yapıldıktan sonra çıplak ayakla normalde nasıl yürüyorlarsa aynı şekilde yürüyüş yolu üzerinde yürümeleri istendi ve veriler bilgisayar aracılığıyla kayıt edildi. Değerlendirme 3 kere yapıldı ve değerlerin ortalaması alındı (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. Yürüyüşün zaman-mesafe karakteristiklerinin değerlendirilmesi

GAITRite bilgisayarlı yürüyüş yolu ile elde edilen veriler Şekil 3.8.'de gösterilmiştir.

Bilateral Parameters			Parameters	
	Left	Right		
Step Time (sec)	.52/6.6	.52	Distance (cm)	345.3
Cycle Time (sec)	1.02/2.9	1.03/4.5	Ambulation Time (sec)	2.59
Step Length (cm)	68.65/2.1	69.69/2	Velocity (cm/sec)	133.3
Stride Length (cm)	139.09/7.9	138.48/1.5	Mean Normalized Velocity	1.53
H-H Base Support (cm)	8.81	9.69	Number of Steps	5
Single Support (%GC)	40.0	38.3	Cadence (Steps/Min)	115.8
Double Support (%GC)	21.3	21.0	Step Time Differential (sec)	.00
Swing (%GC)	38.8	39.5	Step Length Differential (cm)	1.04
Stance (%GC)	61.2	60.4	Cycle Time Differential (sec)	.01
Step/Extremity Ratio	.79	.80		
Toe In / Out (deg)	-2	6		

L Length R		L Width R	
26,50	26,30	6,10	6,10

Şekil 3.8. GAITRite ile elde edilen veriler

### 3.3.6. Fonksiyonel Mobilitenin ve Yürüme Performansının Değerlendirilmesi

Fonksiyonel mobilitenin değerlendirilmesinde Zamanlı Kalk ve Yürü Testi, yürüme performansı için ise 10 Metre Yürüme Testi kullanıldı.

**Zamanlı Kalk ve Yürü Testi (ZKYT)** : Bireylerin fonksiyonel mobilite becerilerini, dengelerini, yürüme kabiliyetlerini ölçmek amacıyla hazırlanmış bir testtir. Bu testte; hastadan oturduğu sandalyeden kalkması, 3 metrelik mesafeyi yürümesi ve referans objenin etrafından dönerek tekrar sandalyeye oturması istendi ve

süre saniye cinsinden kaydedildi. Test 3 defa tekrarlandı ve bu sürelerin ortalaması alındı (55).

Zamanlı kalk ve yürü testi ile düşme riskinin öngörüldüğü gösterilmiştir;

- 10 sn ve altı; hasta bağımsız olarak yürür, düşme riski çok düşüktür.
- 11-19 sn; hasta bağımsız yürür, düşük ile orta arası düşme riski vardır.
- 20-29 sn arası zaman zaman yardıma gereksinim duyabilir, orta ile yüksek arası düşme riski vardır.
- 30 sn'nin üstü zaman zaman yardıma gereksinim vardır ve düşme riski yüksektir (158).
- Kognitif görev ile birlikte yapılan ZKYT'de 15 saniyenin , motor görev ile birlikte yapılan ZKYT'de 14,5 saniyenin üzerindeki sürelerin artmış düşme riski ile ilişkili olduğu bulunmuştur (72).

**10 Metre Yürüme Testi (10MYT) :** Hastadan koşmadan normal günlük yürüme hızında, işaretlenmiş 10 metrelik alanı yürütmesi istendi ve yürüyüş süresi kaydedildi. Test 3 kere tekrarlandı ve sürelerin ortalaması alındı (56).

### 3.3.7. Statik Dengenin Değerlendirilmesi

Statik denge değerlendirmesi için, süreli duruş testlerinden tek bacak duruş testi kullanıldı. Tek bacak duruş testinde; kollar göğüste çaprazlanıp, kalça nötral pozisyonunu korurken, diz 90 derece fleksiyonda, tek ayak kaldırılarak bu pozisyonun sürdürülmesi istendi ve duruş süresi saniye cinsinden kaydedildi. Tek bacak duruş süresine gözler açık ve kapalı olmak üzere 2 şekilde bakıldı. Sağ ve sol alt ekstremiteler için bu süre ayrı ayrı değerlendirildi ve her bir ekstremitte için test 3 kere tekrarlanıp, bu sürelerin ortalaması alındı. Değerlendirme sırasında; test edilen ayağın düzeltilmesi, havadaki ayağın yere değmesi ve dışardan destek alınması durumlarında test sonlandırıldı. Artmış postüral salınım, denge kaybı, adım alma gibi tepkiler kaydedildi (116, 159).

### 3.4. Uygulanan Müdahaleler

Çapraz geçişli çalışmamızda yer alan hastalara hem tüm vücut vibrasyon uygulaması hem de lokal vibrasyon uygulaması yapıldı. İki uygulama arasında bir

hafta arınma süresi verildi. Yirmi hasta hem lokal hem de tüm vücut vibrasyon uygulamalarından önce, uygulamalar bittikten 1 dk ve 60 dk sonra değerlendirildi. Uygulama sonrası 1. dk'deki değerlendirmeler bittikten sonra, hasta 60. dk'deki değerlendirmeye kadar oturma pozisyonunda dinlendirildi.

### 3.4.1. Tüm Vücut Vibrasyon Uygulaması

Tüm vücut vibrasyon uygulaması Compex® Winplate cihazıyla yapılmıştır (Şekil 3.9.). Bu cihaz sadece tüm vücut vibrasyon eğitimi için tasarlanmıştır.



**Şekil 3.9.** Compex® Winplate cihazı

Tüm vücut vibrasyon uygulaması sırasında; hastalardan ayakları çıplak olarak platformun üzerine çıkıp vücut ağırlıkları çoğunlukla ön ayağa yayılırken, diz ekleminde 60 derecelik fleksiyon (tam ekstansiyon 0 derece) ile statik semi squat pozisyonunu sürdürmeleri istendi. Platformun arka kenarı ile topuk arası mesafe 8 cm ve platformun median çizgisi ile ayağın medial arkı arasındaki mesafe ise 5 cm olacak şekilde ayarlandı. Katılımcıların üst ekstremiteleri; dirsek fleksiyonda, önkol nötral pozisyonda ve elleri önlerindeki korkuluklardan destek alacak şekilde konumlandırıldı (160). Hastalardan 5 dk vibrasyonsuz sonrasında 5 dk vibrasyon ile bu pozisyonu sürdürmeleri istendi (Şekil 3.10.)





**Şekil 3.10.** TVV uygulaması

Tüm vücut vibrasyon uygulaması, frekans 30 Hz amplitüt ise 2 mm seçilerek uygulandı (161, 162).

### 3.4.2. Lokal Vibrasyon Uygulaması

Lokal vibrasyon uygulaması Vibrasens © cihazıyla yapılmıştır. Vibrasens © duyuşal-motor rehabilitasyonda kullanılan transkutanöz vibrasyon stimölasyonlarını üreten mekanik bir vibratördür (Şekil 3.11).



**Şekil 3.11.** Vibrasens © cihazı

Dik duruş sırasında salınımı kontrol eden ilk patern, ayak bileği stratejisi ve ilgili kasların sinerjisi olup çalışmalarda; sagittal planda, ortalama 10 derecelik salınım aralığında, kişilerin yalnızca ayak bileği stratejisini kullandığı belirtilmiştir (163, 164).

Pertürbasyondan 90-100 milisaniye sonra kas aktivitesinin ilk olarak gastroknemiusta başlayıp, gastroknemiusu takiben 20-30 milisaniye sonra hamstring aktivasyonunun başladığı ve onu paraspinal kasların aktivasyonunun takip ettiği belirtilmiştir (165, 166). Bu çalışmaların ışığında; lokal vibrasyon uygulaması, postüral kontrolü sağlamak amacıyla gastrosoleus kompleksine ardışık, bilateral olarak uygulandı. Gastrosoleus kompleksi uygulama sırasına ise uygulamadan önce değerlendirilen stabilite limitlerine göre karar verildi. Sağ ve sol stabilite limitlerine bakılıp yer değişimi daha fazla olan tarafa ilk olarak 5 dk uygulama yapıldı, ara verilmeden diğer taraf gastrosoleus kompleksine geçildi ve 5 dk da o tarafa olacak şekilde toplamda 10 dk uygulama yapıldı. Lokal vibrasyon kasın en geniş bölümüne uygulandı. Uygulama yapılacak bölge ise, yüzüstü pozisyonda, femurun posterior medial kondili ile kalkaneusun posterior yüzeyi arasındaki mesafenin 1/3 proksimali olarak mezura ile ölçülüp belirlendi ve sonrasında belirlenen bölge dirençli plantar fleksiyon ile de teyit edildi (Şekil 3.12) (167).



**Şekil 3.12.** LV uygulama bölgesinin saptanması

Lokal vibrasyon uygulaması sırasında; hastalardan Compex® Winplate cihazı üzerinde ayakları çıplak olarak platformun üzerine çıkıp, vücut ağırlıkları çoğunlukla ön ayağa yayılırken, diz ekleminde 60 derecelik fleksiyon (tam ekstansiyon 0 derece) ile statik semi squat pozisyonunu sürdürmeleri istendi. Platformun arka kenarı ile topuk arası mesafe 8 cm ve platformun median çizgisi ile ayağın medial arkı arasındaki mesafe ise 5 cm olacak şekilde ayarlandı. Katılımcıların üst ekstremiteleri; dirsek fleksiyonda, önkol nötral pozisyonda ve elleri önlerindeki korkuluklardan destek alacak şekilde konumlandırıldı (160). Compex® Winplate cihazı üzerinde hastalara



yalnızca pozisyon verdirilmiş olup bu cihaz tarafından vibrasyon uygulanmadı (Şekil 3.13.).



**Şekil 3.13.** LV uygulaması

Lokal vibrasyon, 7 santimetrelilik prob ile frekans 80 Hz, amplitüd 1 mm seçilerek toplamda 10 dk uygulandı (167).

### **3.5. İstatistiksel Analiz**

Veriler SPSS 24.0 paket programıyla analiz edilmiştir. Sürekli değişkenler aritmetik ortalama  $\pm$  standart sapma, minimum ve maksimum değerler ve kategorik değişkenler sayı ve yüzde olarak ifade edilmiştir. Normal dağılıma uygunluğun incelenmesinde Shapiro-Wilk testi kullanılmıştır. Parametrik test varsayımları sağlandığında, bağımsız grup farklılıkların karşılaştırılmasında İki Ortalama Arasındaki Farkın Önemlilik Testi; parametrik test varsayımları sağlanmadığında ise bağımsız grup farklılıkların karşılaştırılmasında Mann Whitney U Testi kullanılmıştır. Bağımlı grup karşılaştırmalarında, parametrik test varsayımları sağlandığında Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi ve İki Eş Arasındaki Farkın Önemlilik testi; parametrik test varsayımları sağlanmadığında ise Friedman Testi ve Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi kullanılmıştır. 3 ölçüm arasında anlamlı farklılık olduğunda ikili karşılaştırmalar için Bonferroni yöntemi ve Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi kullanılmıştır. Analizde  $p < 0,05$  olan değerler istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

## 4. BULGULAR

Çalışma, Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi Nörolojik Rehabilitasyon Ünitesi'nde gerçekleştirildi. Bireylerin her iki uygulama öncesinde (1. Ölçüm), uygulama sonrası 1. dk'de (2. Ölçüm) ve uygulama sonrası 60. dk'deki (3. Ölçüm) değerlendirme sonuçları analiz edildi.

### 4.1. Tanımlayıcı Bulgular

Çalışmaya katılan bireylerin, fiziksel özelliklerine ait ortalama, standart sapma ve minimum-maksimum değerleri Tablo 4.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.** Bireylerin fiziksel özellikleri

	Minimum	Maksimum	$\bar{X} \pm SS$
Yaş (yıl)	22	50	39,43 $\pm$ 9,67
Boy uzunluğu (cm)	148	187	168,29 $\pm$ 10,84
Vücut ağırlığı (kg)	45	115	69,86 $\pm$ 13,9
Vücut Kütle İndeksi (kg/m <sup>2</sup> )	18	32,9	24,7 $\pm$ 4,42

$\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama  $\pm$  Standart Sapma

Çalışmaya dahil edilen bireylerin 9'u erkek (% 42,9), 12'si kadın (%57,1)'di. Bireylerin tamamının dominant ekstremitesi ise sağ ekstremitedir.

Çalışmada 9 bireye (%42,9) ilk olarak LV, 12 bireye (%57,1) ise ilk TVV uygulandı. LV uygulamasında 13 kişinin (%61,9) ilk olarak sağ gastrosoleus kompleksine, 8 kişinin ise (%38,1) ilk sol gastrosoleus kompleksine uygulama yapıldı.

LV uygulaması öncesi, 21 hastanın Mini-BESTest skoru ortalaması 19,23 $\pm$ 3,12 iken, TVV uygulaması öncesi, 20 hastanın Mini-BESTest skoru ortalaması 19,90 $\pm$ 3,38 idi. LV uygulaması öncesi, 21 hastanın GBÖ skoru ortalaması 14,38 $\pm$ 1,46 iken, TVV uygulaması öncesi, 20 hastanın GBÖ skoru ortalaması 14,75 $\pm$ 1,37 idi.

### 4.2. Stabilite Limitleri ve Postüral Salınım Bulguları

LV uygulaması öncesi ve sonrasındaki SL ve postüral salınım ölçümleri Tablo 4.2'de gösterilmiştir. Bu ölçümlerden posterior SL, sağ ve sol SL incelemelerinde 3 ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim saptanmıştır ( $p < 0,05$ ). Posterior SL ve sol - SL parametrelerinde, uygulama öncesinde elde edilen ölçümün, uygulama

sonrası 1 dk ve 60. dk'deki ölçümlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu saptanmıştır ( $p < 0,05$ ). Sağ- SL incelemesinde ise uygulama öncesinde elde edilen ölçümün uygulama sonrası 60. dk'deki ölçüme göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Diğer parametrelerin incelemesinde, 3 ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim saptanmamıştır ( $p > 0,05$ ) (Tablo 4.2).

**Tablo 4.2.** LV Uygulamasının Stabilite Limitleri - Postüral Salınım Verileri ve İstatistiksel Analizleri

	Uygulama Öncesi (1)	Uygulama Sonrası 1. dk (2)	Uygulama Sonrası 60. Dk (3)	p			
	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	1-2	1-3	2-3	Grupiçi
Anterior SL (cm)	9.36 ± 4.53	8.65 ± 3.64	8.82 ± 2.06	-	-	-	0.538 ( $\chi^2=1.238$ )
Posterior SL (cm)	6.1 ± 2.15	7.86 ± 1.39	7.51 ± 2.17	<b>0,001*</b>	<b>0,041*</b>	0,84	<b>0.001*(<math>\chi^2=13.238</math>)</b>
Sol SL (cm)	10.75 ± 2.53	12.72 ± 2.01	13.21 ± 1.53	<b>0,002*</b>	<b>0,001*</b>	1	<b>0.0001*(F=12.202)</b>
Sağ SL (cm)	11.75 ± 2.36	12.68 ± 2.46	12.85 ± 2.2	0,182	<b>0,029*</b>	1	<b>0.034*(F=3.681)</b>
SLSS (%)	78.4 ± 11.69	83.44 ± 8.61	82.64 ± 11.25	-	-	-	0.264 ( $\chi^2=2.667$ )
APSA - K1 (cm)	0.9 ± 0.37	1.07 ± 0.56	0.97 ± 0.47	-	-	-	0.114 (F=2.294)
APSA – K2 (cm)	1.32 ± 0.78	1.29 ± 0.77	1.2 ± 0.74	-	-	-	0.405 ( $\chi^2=1.81$ )
APSA – K3 (cm)	1.21 ± 0.49	1.2 ± 0.61	1.15 ± 0.57	-	-	-	0.655 (F=0.428)
APSA – K4 (cm)	1.91 ± 0.93	2.02 ± 0.69	2.06 ± 1.11	-	-	-	0.467 ( $\chi^2=1.524$ )
LSA – K1 (cm)	0.48 ± 0.29	0.52 ± 0.42	0.57 ± 0.54	-	-	-	0.467 ( $\chi^2=1.524$ )
LSA – K2 (cm)	0.62 ± 0.61	0.61 ± 0.63	0.58 ± 0.61	-	-	-	0.827 ( $\chi^2=0.381$ )
LSA – K3 (cm)	0.87 ± 0.52	0.94 ± 0.66	0.87 ± 0.53	-	-	-	0.565 ( $\chi^2=1.143$ )
LSA – K4 (cm)	1.35 ± 1.08	1.4 ± 1.14	1.39 ± 1.36	-	-	-	0.405 ( $\chi^2=1.81$ )
SS – K1 (%)	87.99 ± 4.37	86.67 ± 6.72	86.98 ± 6.93	-	-	-	0.485 (F=0.737)
SS – K2 (%)	83.14 ± 10.07	83.61 ± 9.61	97.61 ± 59.36	-	-	-	0.229 ( $\chi^2=2.952$ )
SS – K3 (%)	83.67 ± 6.63	83.77 ± 7.66	84.03 ± 7.47	-	-	-	0.937 (F=0.065)
SS – K4 (%)	74.36 ± 13.37	72.45 ± 14.05	72.7 ± 15.42	-	-	-	0.467 ( $\chi^2=1.524$ )

SL: Stabilite Limitleri, SLSS: Stabilite Limitleri Stabilite Skoru, APSA: Anterior-Posterior Salınım Aralığı, LSA: Lateral Salınım Aralığı, SS: Stabilite Skoru, K1: Sert Zemin – Gözler Açık, K2: Sert Zemin – Gözler Kapalı, K3: Yumuşak Zemin – Gözler Açık, K4: Yumuşak Zemin-Gözler Kapalı,  $\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama  $\pm$  Standart Sapma,  $\chi^2$ : Friedman testi, F: Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi, \*p<0,05

TVV uygulamasının SL ve postüral salınım değişkenleri Tablo 4.3'de gösterilmekte olup, gözler açık/ sert, yumuşak zeminde- anterior-posterior salınım aralığı, gözler açık/ sert zeminde- lateral salınım aralığı ve gözler açık/sert zeminde- stabilite skoru incelemelerinde, 3 ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim saptanmıştır ( $p<0,05$ ). Gözler açık/ sert zemin- anterior-posterior salınım aralığı parametresinin, uygulama öncesinde elde edilen ölçümünün, uygulama sonrası 1. dk'de elde edilen ölçüme göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu saptanırken ( $p<0,05$ ), uygulama öncesindeki gözler açık/ yumuşak zemin- anterior-posterior salınım aralığı ölçümünün, uygulama sonrası 60. dk'deki ölçüme göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Gözler açık/sert zemin - lateral salınım aralığı parametresinin incelemesinde, uygulama öncesinde elde edilen ölçümün, uygulama sonrası 1. dk'de elde edilen ölçüme göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu saptanmıştır ( $p<0,05$ ). Gözler açık/ sert zemin - stabilite skorunda ise uygulama öncesindeki ölçümün uygulama sonrası 1. dk'deki ölçüme göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek olduğu saptanmıştır ( $p<0,05$ ). Diğer parametrelerin incelemesinde 3 ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim saptanmamıştır ( $p >0,05$ ) (Tablo 4.3).

**Tablo 4.3.** TVV Uygulamasının Stabilite Limitleri - Postüral Salınım Verileri ve İstatistiksel Analizleri

	Uygulama Öncesi (1)	Uygulama Sonrası 1. dk (2)	Uygulama Sonrası 60. Dk (3)	p			
	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	1-2	1-3	2-3	Grupiçi
Anterior SL (cm)	8.79 ± 2.58	7.98 ± 3.38	9.07 ± 2.52	-	-	-	0.188 (F=1.749)
Posterior SL (cm)	6.44 ± 2.25	7.81 ± 2.68	6.97 ± 2.01	-	-	-	0.142 ( $\chi^2=3.9$ )
Sol SL (cm)	11.69 ± 2.25	11.99 ± 2.79	12.27 ± 2.11	-	-	-	0.951 ( $\chi^2=0.1$ )
Sağ SL (cm)	12.39 ± 2.99	12.46 ± 2.73	13.03 ± 2.47	-	-	-	0.244 (F=1.466)
SLSS (%)	75.32 ± 18.36	70.6 ± 19.7	78.39 ± 9.83	-	-	-	0.176 (F=1.818)
APSA - K1 (cm)	0.91 ± 0.4	1.15 ± 0.56	1.02 ± 0.45	<b>0,005*</b>	0,805	0,119	<b>0,006* (<math>\chi^2=10.3</math>)</b>
APSA – K2 (cm)	1.32 ± 0.75	1.5 ± 0.96	1.23 ± 0.77	-	-	-	0.142 ( $\chi^2=3.9$ )
APSA – K3 (cm)	1.34 ± 0.63	1.27 ± 0.51	1.45 ± 0.61	1	<b>0,05*</b>	0,173	<b>0,043* (<math>\chi^2=6.3</math>)</b>
APSA – K4 (cm)	2 ± 0.9	2.18 ± 0.97	2.04 ± 1.06	-	-	-	0.086 ( $\chi^2=4.9$ )
LSA – K1 (cm)	0.5 ± 0.34	0.76 ± 0.63	0.74 ± 0.71	<b>0,034*</b>	0,081	1	0.022* ( $\chi^2=7.6$ )
LSA – K2 (cm)	0.65 ± 0.56	0.72 ± 0.63	0.53 ± 0.42	-	-	-	0.247 ( $\chi^2=2.8$ )
LSA – K3 (cm)	1 ± 0.51	0.98 ± 0.54	1.03 ± 0.58	-	-	-	0.951 ( $\chi^2=0.1$ )
LSA – K4 (cm)	1.41 ± 1.03	1.42 ± 0.91	1.33 ± 0.9	-	-	-	0.247 ( $\chi^2=2.8$ )
SS – K1 (%)	88.21 ± 4.97	83.75 ± 8.89	85.29 ± 8.85	<b>0,034*</b>	0,246	1	<b>0,035* (<math>\chi^2=6.7</math>)</b>
SS – K2 (%)	83.4 ± 8.68	81.06 ± 11.25	84.74 ± 9.21	-	-	-	0.058 ( $\chi^2=5.7$ )
SS – K3 (%)	81.51 ± 7.58	82.87 ± 6.83	80.77 ± 7.81	-	-	-	0.549 ( $\chi^2=1.2$ )
SS – K4 (%)	73.33 ± 13.12	71.91 ± 11.52	73.67 ± 13.3	-	-	-	0.116 ( $\chi^2=4.3$ )

SL: Stabilite Limitleri, SLSS: Stabilite Limitleri Stabilite Skoru, APSA: Anterior-Posterior Salınım Aralığı, LSA: Lateral Salınım Aralığı, SS: Stabilite Skoru, K1: Sert Zemin – Gözler Açık, K2: Sert Zemin – Gözler Kapalı, K3: Yumuşak Zemin – Gözler Açık, K4: Yumuşak Zemin-Gözler Kapalı ,  $\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama  $\pm$  Standart Sapma,  $\chi^2$ : Friedman testi, F: Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi , \*p<0,05

SL ve postüral salınım parametreleri açısından LV ve TVV uygulamalarının uygulama öncesi sonuçları benzerdi ( $p>0,05$ )(Tablo 4.4). Uygulamalarda SL ve postüral salınım parametreleri değişkenlerinin, uygulama öncesi ve sonrası (1. dk ve 60. dk) farkları karşılaştırıldığında, sol SL ve SLSS değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ( $p<0,05$ ) , diğer parametrelerin ölçümlerinden elde edilen farklarda, LV ve TVV uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmemiştir ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.5). SLSS parametresinde, uygulama öncesine göre uygulama sonrası 1. dk'de LV uygulamasında artış olduğu görülürken, TVV uygulamasında azalma görülmüştür ( $p<0,05$ ). Sol SL değişkeninde ise LV uygulamasında, uygulama öncesine göre uygulama sonrası 1. dk'de meydana gelen artışın, TVV uygulamasında meydana gelen artıştan daha fazla olduğu görülmüştür ( $p<0,05$ ). Aynı şekilde, uygulama öncesine göre uygulama sonrası 60.dk'de LV uygulamasındaki artışın, TVV uygulamasındaki artıştan daha fazla olduğu görülmüştür ( $p<0,05$ ). Bununla birlikte 60. dk 'deki artış her iki uygulamada da 1. dk'deki artıştan daha fazladır. (Tablo 4.5).

**Tablo 4.4.** LV - TVV Uygulamalarının Uygulama Öncesi Stabilite Limitleri ve Postüral Salınım Verileri

	LV	TVV	Gruplararası p
	X±SS	X±SS	
Anterior SL (cm)	9.36 ± 4.53	8.79 ± 2.58	0.881 (z=-0.149)
Posterior SL (cm)	6.1 ± 2.15	6.44 ± 2.25	0.718 (t=-0.367)
Sol SL (cm)	10.75 ± 2.53	11.69 ± 2.25	0.09 (t=-1.787)
Sağ SL (cm)	11.75 ± 2.36	12.39 ± 2.99	0.364 (t=-0.931)
SLSS (%)	78.4 ± 11.69	75.32 ± 18.36	0.852 (z=-0.187)
APSA - K1 (cm)	0.9 ± 0.37	0.91 ± 0.4	0.994 (t=-0.007)
APSA - K2 (cm)	1.32 ± 0.78	1.32 ± 0.75	0.594 (t=0.542)
APSA - K3 (cm)	1.21 ± 0.49	1.34 ± 0.63	0.332 (z=-0.971)
APSA - K4 (cm)	1.91 ± 0.93	2 ± 0.9	0.668 (t=-0.435)
LSA - K1 (cm)	0.48 ± 0.29	0.5 ± 0.34	0.995 (t=-0.006)
LSA - K2 (cm)	0.62 ± 0.61	0.65 ± 0.56	0.36 (z=-0.915)
LSA - K3 (cm)	0.87 ± 0.52	1 ± 0.51	0.271 (t=-1.134)
LSA - K4 (cm)	1.35 ± 1.08	1.41 ± 1.03	0.947 (t=-0.067)
SS - K1 (%)	87.99 ± 4.37	88.21 ± 4.97	0.601 (t=-0.532)
SS - K2 (%)	83.14 ± 10.07	83.4 ± 8.68	0.599 (t=-0.535)
SS - K3 (%)	83.67 ± 6.63	81.51 ± 7.58	0.213 (t=1.289)
SS - K4 (%)	74.36 ± 13.37	73.33 ± 13.12	0.785 (t=0.277)

SL: Stabilite Limitleri, SLSS: Stabilite Limitleri Stabilite Skoru, APSA: Anterior-Posterior Salınım Aralığı, LSA: Lateral Salınım Aralığı, SS: Stabilite Skoru, K1: Sert Zemin – Gözler Açık, K2: Sert Zemin – Gözler Kapalı, K3: Yumuşak Zemin – Gözler Açık, K4: Yumuşak Zemin-Gözler Kapalı,  $\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama  $\pm$  Standart Sapma; z: Wilcoxon eşleştirilmiş iki örnek testi; t: İki eş arasındaki farkın önemlilik testi



**Tablo 4.5.** LV - TVV Uygulamalarının Stabilite Limitleri ve Postüral Salınım Değişkenleri Fark Analizi ve İstatistiksel Sonuçları

		LV	TVV	Gruplararası p
		$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	
Anterior SL (cm)	1-2	0.64 ± 2.67	0.81 ± 2.88	0.847 (t=-0.196)
	1-3	0.71 ± 4.2	-0.27 ± 2.68	0.502 (z=-0.672)
	2-3	0.07 ± 3.32	-1.08 ± 2.51	0.433 (z=-0.784)
Posterior SL (cm)	1-2	-1.64 ± 2.18	-1.37 ± 3	0.766 (t=-0.302)
	1-3	-1.5 ± 2.11	-0.53 ± 2.14	0.082 (t=-1.836)
	2-3	0.14 ± 2.06	0.85 ± 2.16	0.342 (t=-0.976)
Sol SL (cm)	1-2	-1.93 ± 2.3	-0.3 ± 2.51	<b>0.02* (t=-2.531)</b>
	1-3	-2.42 ± 2.76	-0.58 ± 2.01	<b>0.015* (t=-2.666)</b>
	2-3	-0.49 ± 2.34	-0.28 ± 2.16	0.756 (t=-0.316)
Sağ SL (cm)	1-2	-0.81 ± 2.13	-0.07 ± 2.01	0.217 (t=-1.278)
	1-3	-0.98 ± 1.71	-0.64 ± 1.7	0.549 (t=-0.611)
	2-3	-0.17 ± 2.13	-0.57 ± 1.81	0.495 (t=0.695)
SLSS (%)	1-2	-5.31 ± 10.98	4.72 ± 19.18	<b>0.05* (t=-2.073)</b>
	1-3	-4.34 ± 12.32	-3.07 ± 17.66	0.444 (z=-0.765)
	2-3	0.98 ± 10.56	-7.79 ± 18.3	0.065 (t=1.955)
APSA – K1 (cm)	1-2	-0.17 ± 0.44	-0.24 ± 0.31	0.599 (t=0.534)
	1-3	-0.08 ± 0.32	-0.1 ± 0.31	0.83 (t=0.217)
	2-3	0.09 ± 0.38	0.14 ± 0.35	0.715 (t=-0.371)
APSA – K2 (cm)	1-2	0.02 ± 0.55	-0.19 ± 0.55	0.109 (t=1.683)
	1-3	0.11 ± 0.6	0.09 ± 0.38	0.821 (t=0.229)
	2-3	0.09 ± 0.46	0.27 ± 0.39	0.111 (t=-1.674)
APSA – K3 (cm)	1-2	0.01 ± 0.33	0.07 ± 0.46	0.629 (t=-0.491)
	1-3	0.06 ± 0.42	-0.11 ± 0.41	0.212 (t=1.291)
	2-3	0.05 ± 0.29	-0.18 ± 0.44	0.078 (t=1.863)
APSA – K4 (cm)	1-2	-0.09 ± 0.7	-0.18 ± 0.59	0.601 (z=-0.523)
	1-3	-0.16 ± 0.83	-0.05 ± 0.87	0.589 (t=-0.549)
	2-3	-0.07 ± 0.77	0.13 ± 0.61	0.3 (t=-1.066)

SL: Stabilite Limitleri, SLSS : Stabilite Limitleri Stabilite Skoru, APSA : Anterior – Posterior Salınım Aralığı, K1: Sert Zemin – Gözler Açık, K2: Sert Zemin – Gözler Kapalı, K3: Yumuşak Zemin – Gözler Açık, K4: Yumuşak Zemin – Gözler Kapalı,  $\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama ± Standart Sapma; z: Wilcoxon eşleştirilmiş iki örnek testi; t: İki eş arasındaki farkın önemlilik testi, \*p<0,05

**Tablo 4.5. (Devam) LV - TVV Uygulamalarının Stabilité Limitleri ve Postüral Salınım Değişkenleri Fark Analizi ve İstatistiksel Sonuçları**

		LV	TVV	Gruplararası p
		$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	
LSA – K1 (cm)	1-2	-0.04 ± 0.4	-0.26 ± 0.5	0.168 (t=1.433)
	1-3	-0.09 ± 0.49	-0.24 ± 0.55	0.172 (t=1.419)
	2-3	-0.06 ± 0.4	0.02 ± 0.44	0.545 (t=-0.617)
LSA – K2 (cm)	1-2	0.01 ± 0.65	-0.07 ± 0.38	0.881 (z=-0.149)
	1-3	0.04 ± 0.64	0.11 ± 0.37	0.666 (t=-0.438)
	2-3	0.03 ± 0.28	0.18 ± 0.42	0.158 (t=-1.471)
LSA – K3 (cm)	1-2	-0.08 ± 0.34	0.02 ± 0.38	0.794 (z=-0.261)
	1-3	0 ± 0.39	-0.03 ± 0.42	0.575 (z=-0.56)
	2-3	0.07 ± 0.31	-0.05 ± 0.46	0.852 (z=-0.187)
LSA – K4 (cm)	1-2	-0.05 ± 0.49	-0.01 ± 0.85	0.823 (z=-0.224)
	1-3	-0.04 ± 1.08	0.08 ± 0.79	0.61 (t=-0.519)
	2-3	0.01 ± 0.82	0.09 ± 0.37	0.629 (t=-0.492)
SS – K1 (%)	1-2	1.22 ± 5.81	4.46 ± 6.6	0.129 (t=-1.589)
	1-3	1.03 ± 5.35	2.92 ± 6.86	0.2 (t=-1.327)
	2-3	-0.19 ± 4.69	-1.54 ± 6.06	0.442 (t=0.786)
SS – K2 (%)	1-2	-0.36 ± 8.17	2.35 ± 6.83	0.133 (t=-1.569)
	1-3	-15.04 ± 58.8	-1.34 ± 4.97	0.502 (z=-0.672)
	2-3	-14.67 ± 59.44	-3.68 ± 5.22	0.313 (z=-1.008)
SS – K3 (%)	1-2	-0.19 ± 4.22	-1.35 ± 5.68	0.519 (t=0.657)
	1-3	-0.31 ± 5.94	0.74 ± 5.93	0.599 (t=-0.535)
	2-3	-0.12 ± 4.17	2.09 ± 6.57	0.332 (z=-0.971)
SS – K4 (%)	1-2	1.51 ± 7.57	1.43 ± 9.19	0.964 (t=0.046)
	1-3	1.64 ± 11.36	-0.33 ± 11.4	0.485 (t=0.712)
	2-3	0.12 ± 7.99	-1.76 ± 7.63	0.393 (t=0.873)

LSA: Lateral Salınım Aralığı, SS: Stabilité Skoru, K1: Sert Zemin – Gözler Açık, K2: Sert Zemin – Gözler Kapalı, K3: Yumuşak Zemin – Gözler Açık, K4: Yumuşak Zemin-Gözler Kapalı,  $\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama ± Standart Sapma; z: Wilcoxon eşleştirilmiş iki örnek testi; t: İki eş arasındaki farkın önemlilik testi

### 4.3. Yürüyüşün Zaman – Mesafe Karakteristikleri ile İlgili Bulgular

Yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri açısından LV uygulamasında; hız, sol-adım uzunluğu, sol/sağ-adım genişliği incelemelerinde 3 ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim saptanmıştır ( $p<0,05$ ). Hızın, uygulama sonrası 1. dk'de elde edilen ölçümünün 60. dk'de edilen ölçümüne göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu saptanırken ( $p<0,05$ ), sol-adım uzunluğunun, uygulama sonrası 1. dk'deki ölçümünün, uygulama öncesi ve uygulama sonrası 60.dk'deki ölçümlerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Sol ve sağ adım genişliği incelemesinde, uygulama öncesinde elde edilen ölçümün uygulama sonrası 1. dk'de elde edilen ölçüme göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu saptanmıştır ( $p<0,05$ ). Kadans, sağ-adım uzunluğu ve duruş fazı parametrelerinde ise 3 ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ) (Tablo 4.6).

**Tablo 4.6.** LV Uygulamasının Yürüyüş Parametreleri Verileri ve İstatistiksel Analizleri

	Uygulama Öncesi (1)	Uygulama Sonrası 1. dk (2)	Uygulama Sonrası 60. dk (3)	p			
	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	1-2	1-3	2-3	Grupiçi
Adım uzunluğu - sağ (cm)	57.32 ± 10.36	56.29 ± 9.28	57.8 ± 10.12	-	-	-	0.077 (F=2.734)
Adım uzunluğu - sol (cm)	57.52 ± 9.75	55.9 ± 9.4	57.76 ± 10.04	<b>0,033*</b>	1	<b>0,032*</b>	<b>0.008*</b> (F=5.498)
Adım genişliği – sağ (cm)	12.72 ± 4.92	13.87 ± 4.65	13.05 ± 4.67	<b>0,04*</b>	1	0,33	<b>0.029*</b> (F=3.855)
Adım genişliği – sol (cm)	12.66 ± 4.96	13.79 ± 4.71	13.05 ± 4.48	<b>0,041*</b>	0,651	0,651	<b>0.047*</b> ( $\chi^2=6.095$ )
Duruş fazı – sağ (%)	62.71 ± 1.9	63.42 ± 1.76	62.74 ± 2.19	-	-	-	0.066 (F=2.919)
Duruş fazı – sol (%)	63.35 ± 2.44	64.47 ± 2.84	63.12 ± 2.34	-	-	-	0.304 ( $\chi^2=2.381$ )
Hız (cm/sn)	103.59 ± 24.09	99.1 ± 22.72	105.04 ± 25.36	0,07	1	<b>0,032*</b>	<b>0.011*</b> (F=5.04)
Kadans (adım/dk)	107.76 ± 12.9	105.62 ± 12.74	107.68 ± 14.48	-	-	-	0.304 ( $\chi^2=2.381$ )

$\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama ± Standart Sapma;  $\chi^2$ : Friedman testi, F: Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi, \*p<0,05

TVV uygulamasına ait yürüyüş parametreleri Tablo 4.7’de gösterilmiştir. Hız, kadans, sağ/sol-adım uzunluğu incelemelerinde 3 ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim saptanmıştır ( $p < 0,05$ ). Bu üç parametrede de uygulama sonrası 1. dk’de elde edilen ölçümün uygulama sonrası 60. dk’da elde edilen ölçümlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu bulunmuştur ( $p < 0,05$ ) . Sol-adım uzunluğunun 3 ölçümü arasında istatistiksel olarak anlamlı değişim bulunmakla birlikte uygulama sonrası 60. dk’deki ölçümün, uygulama öncesindeki ve uygulama sonrası 1. dk’deki ölçüme göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek olduğu saptanmıştır ( $p < 0,05$ ). Adım genişliği ve duruş fazı parametrelerinde ise 3 ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı değişim bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ) (Tablo 4.7).

**Tablo 4.7.** TVV Uygulamasının Yürüyüş Parametreleri Verileri ve İstatistiksel Analizleri

	Uygulama Öncesi (1)	Uygulama Sonrası 1. dk (2)	Uygulama Sonrası 60. Dk (3)	p			
	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	1-2	1-3	2-3	Grupiçi
Adım uzunluğu - sağ (cm)	59.55 ± 8.91	56.5 ± 15.53	60.53 ± 9.51	1	0,173	<b>0,05*</b>	<b>0.043*</b> ( $\chi^2=6.3$ )
Adım uzunluğu - sol (cm)	58.35 ± 8.15	58.58 ± 8.34	59.99 ± 9.06	1	<b>0,008*</b>	<b>0,001*</b>	<b>0.001*</b> ( $\chi^2=15.1$ )
Adım genişliği - sağ (cm)	13.08 ± 4.82	12.5 ± 4.65	12.84 ± 4.27	-	-	-	0.274 (F=1.338)
Adım genişliği - sol (cm)	13.15 ± 4.83	12.6 ± 4.56	13.15 ± 4.3	-	-	-	0.255 (F=1.418)
Duruş fazı - sağ (%)	62.13 ± 2.03	62.19 ± 2.21	62.38 ± 1.95	-	-	-	0.705 ( $\chi^2=0.7$ )
Duruş fazı - sol (%)	63.59 ± 1.67	63.2 ± 2.42	63.23 ± 2.43	-	-	-	0.308 ( $\chi^2=2.354$ )
Hız (cm/sn)	107.72 ± 24.54	106.51 ± 21.26	112.37 ± 25.06	1	0,077	<b>0,04*</b>	<b>0.015*</b> (F=4.701)
Kadans (adım/dk)	109.04 ± 14.48	108.37 ± 11.8	111.21 ± 13.24	1	0,246	<b>0,034*</b>	<b>0.035*</b> ( $\chi^2=6.7$ )

$\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama ± Standart Sapma;  $\chi^2$ : Friedman testi, F: Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi, \*p<0,05

Sağ/sol adım uzunluğu, sağ/sol duruş fazı, hız ve kadans parametreleri açısından LV ve TVV uygulamalarının uygulama öncesi sonuçları benzer iken ( $p > 0,05$ ) sağ- adım genişliği ( $p=0,035$ ) ve sol- adım genişliği ( $p=0,012$ ) parametreleri açısından uygulamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardı (Tablo 4.8). Uygulamalarda yürüyüş parametrelerinin uygulama öncesi ve sonrası (1. dk ve 60. dk) farkları karşılaştırıldığında sağ-adım uzunluğu, sağ-duruş fazı, hız ve kadans değerlerinde anlamlı fark bulunmadı ( $p > 0,05$ ). Sol-adım uzunluğu, sağ/sol adım genişliği ve sol- duruş fazı değişkenlerinin ise uygulama öncesi ve uygulama sonrası 1. dk farkları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ( $p < 0,05$ ) (Tablo 4.9).

Sol-adım uzunluğu değişkeninde, LV uygulamasında uygulama öncesine göre uygulama sonrası 1. dk'de azalma görülürken TVV uygulamasında artış olduğu gözlenmiştir. Sağ/sol - adım genişliği ve sol - duruş fazı parametrelerinde ise , TVV uygulamasında uygulama öncesine göre uygulama sonrası 1. dk'de azalma görülürken LV uygulamasında artış olduğu gözlenmiştir (Tablo 4.9).

**Tablo 4.8.** LV ve TVV Uygulamalarının Uygulama Öncesi Yürüyüş Parametreleri Verileri

	LV	TVV	Gruplararası p
	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	
Adım uzunluğu - sağ (cm)	57.32 $\pm$ 10.36	59.55 $\pm$ 8.91	0.278 (t=-1.116)
Adım uzunluğu – sol (cm)	57.52 $\pm$ 9.75	58.35 $\pm$ 8.15	0.869 (t=0.167)
Adım genişliği – sağ (cm)	12.72 $\pm$ 4.92	13.08 $\pm$ 4.82	<b>0.035*</b> (t=-2.265)
Adım genişliği – sol (cm)	12.66 $\pm$ 4.96	13.15 $\pm$ 4.83	<b>0.012*</b> (t=-2.793)
Duruş fazı – sağ (%)	62.71 $\pm$ 1.9	62.13 $\pm$ 2.03	0.263 (z=-1.12)
Duruş fazı – sol (%)	63.35 $\pm$ 2.44	63.59 $\pm$ 1.67	0.4 (t=-0.86)
Hız (cm/sn)	103.59 $\pm$ 24.09	107.72 $\pm$ 24.54	0.546 (t=-0.615)
Kadans (adım/dk)	107.76 $\pm$ 12.9	109.04 $\pm$ 14.48	0.679 (t=-0.42)

$\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama  $\pm$  Standart Sapma; z: Mann Whitney U testi; t: İki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi, \* $p < 0,05$

**Tablo 4.9.** LV ve TVV Uygulamalarının Yürüyüş Parametreleri Fark Analizi ve İstatistiksel Sonuçları

		LV	TVV	
		$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	Gruplararası p
Adım uzunluğu - sağ (cm)	1-2	1.13 ± 3.04	3.05 ± 13.45	0.391 (z=-0.859)
	1-3	-0.45 ± 2.5	-0.98 ± 3.59	0.602 (t=0.531)
	2-3	-1.58 ± 3.62	-4.03 ± 13.7	0.765 (z=-0.299)
Adım uzunluğu - sol (cm)	1-2	1.72 ± 2.67	-0.22 ± 2.62	<b>0.017* (t=2.604)</b>
	1-3	-0.26 ± 2.77	-1.64 ± 3.27	0.135 (t=1.56)
	2-3	-1.98 ± 3.07	-1.42 ± 4.33	0.524 (t=-0.65)
Adım genişliği - sağ (cm)	1-2	-1.22 ± 1.97	0.58 ± 1.38	<b>0.003*(z=-2.949)</b>
	1-3	-0.34 ± 1.65	0.24 ± 1.67	0.204 (t=-1.317)
	2-3	0.88 ± 2.31	-0.34 ± 1.73	0.074 (t=1.891)
Adım genişliği - sol (cm)	1-2	-1.22 ± 1.68	0.55 ± 1.51	<b>0.001* (t=-3.711)</b>
	1-3	0.43 ± 1.96	0 ± 1.56	0.457 (t=-0.759)
	2-3	0.8 ± 2.4	-0.56 ± 1.98	0.247 (z=-1.157)
Duruş fazı- sağ (%)	1-2	-0.65 ± 1.73	-0.06 ± 2.23	0.232 (t=-1.236)
	1-3	0.02 ± 1.46	-0.25 ± 1.74	0.569 (t=0.58)
	2-3	0.67 ± 1.45	-0.19 ± 2.18	0.204 (z=-1.269)
Duruş fazı- sol (%)	1-2	-1.22 ± 2.16	0.39 ± 2.41	<b>0.038* (t=2.226)</b>
	1-3	0.22 ± 1.32	0.36 ± 2.35	0.823 (t=-0.226)
	2-3	1.45 ± 2.88	-0.03 ± 1.98	0.079 (z=-1.755)
Hız (cm/sn)	1-2	4.76 ± 8.48	1.21 ± 8.82	0.187(t=1.368)
	1-3	-1.43 ± 8.92	-4.65 ± 8.59	0.275 (t=1.125)
	2-3	-6.19 ± 9.87	-5.86 ± 9.61	0.874 (t=-0.161)
Kadans (adım/dk)	1-2	2.25 ± 5.77	0.68 ± 6.04	0.399 (t=0.862)
	1-3	0.17 ± 5.51	-2.17 ± 5.11	0.21 (t=1.298)
	2-3	-2.08 ± 6.95	-2.85 ± 5.34	0.668 (t=0.436)

$\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama  $\pm$  Standart Sapma, z: Mann Whitney U testi; t: İki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi, \*p<0,05

#### 4.4. Fonksiyonel Mobilite Becerileri ve Yürüme Performansı ile İlgili

##### Bulgular

LV uygulaması öncesi, uygulama sonrası 1. dk ve 60.dk'deki ZKYT ve 10 MYT süreleri Tablo 4.10'da gösterilmiştir. ZKYT ve 10 MYT sürelerinin incelemelerinde 3 ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim saptanmamıştır (p >0,05)(Tablo 4.10).



**Tablo 4.10.** LV Uygulamasının ZKYT ve 10 MYT Verileri ve İstatistiksel Analizleri

	Uygulama Öncesi (1)	Uygulama Sonrası 1. dk (2)	Uygulama Sonrası 60. Dk (3)	p			
	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	1-2	1-3	2-3	Grupiçi
ZKYT (sn)	9.42±2.68	9.38 ± 3.1	9.32 ± 2.88	-	-	-	0.872 (F=0.138)
10 MYT (sn)	7.98 ± 1.8	7.81± 1.71	7.79 ± 1.97	-	-	-	0.245 (F=1.459)

$\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama ± Standart Sapma, F: Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi

TVV uygulaması öncesi, uygulama sonrası 1. dk ve 60.dk'deki ZKYT ve 10 MYT süreleri Tablo 4.11'de gösterilmekte olup, bu sürelerin incelemelerinde, 3 ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı değişim bulunmamıştır ( $p > 0,05$ )(Tablo 4.11).

**Tablo 4.11.** TVV Uygulamasının ZKYT ve 10 MYT Verileri ve İstatistiksel Analizleri

	Uygulama Öncesi (1)	Uygulama Sonrası 1. dk (2)	Uygulama Sonrası 60. Dk (3)	p			
	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	1-2	1-3	2-3	Grupiçi
ZKYT (sn)	9.28±2.38	9.04± 2.21	8.96 ± 2.45	-	-	-	0.11 (F=2.344)
10 MYT (sn)	7.57±1.58	7.48± 1.32	7.38 ± 1.31	-	-	-	0.522 ( $\chi^2=1.3$ )

$\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama ± Standart Sapma, F: Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi

ZKYT ve 10 MYT süreleri açısından LV ve TVV uygulamalarının uygulama öncesi sonuçları benzerdi ( $p > 0,05$ ) (Tablo 4.12).

**Tablo 4.12.** LV ve TVV Uygulamalarının Uygulama Öncesi ZKYT ve 10 MYT Verileri

	LV	TVV	Gruplararası p
	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	
ZKYT (sn)	9.42 ± 2.68	9.28 ± 2.38	0.456 (t=-0.76)
10 MYT (sn)	7.98 ± 1.8	7.57 ± 1.58	0.43 (t=0.806)

$\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama ± Standart Sapma, t: İki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi

Uygulama öncesi ve sonrası (1. dk ve 60. dk) ZKYT ve 10 MYT ölçümlerinden elde edilen farkların, LV ve TVV uygulamaları arasındaki farklılığı incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.13).

**Tablo 4.13.** LV ve TVV Uygulamalarının ZKYT ve 10 MYT Fark Analizi ve İstatistiksel Sonuçları

		LV	TVV	Gruplararası p
		$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	
ZKYT(sn)	1-2	0.16 ± 0.82	0.25 ± 0.79	0.749 (t=-0.324)
	1-3	0.19 ± 0.9	0.32 ± 0.72	0.523 (t=-0.65)
	2-3	0.03 ± 0.7	0.08 ± 0.55	0.822 (t=-0.229)
10 MYT (sn)	1-2	0.17 ± 0.48	0.1 ± 0.58	0.64 (t=0.476)
	1-3	0.25 ± 0.64	0.19 ± 0.6	0.763 (t=0.305)
	2-3	0.08 ± 0.38	0.09 ± 0.26	0.886(t=0.145)

$\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama ± Standart Sapma, t: İki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi

#### 4.5. Statik Denge Bulguları

Bireylerin LV uygulaması öncesi, uygulama sonrası 1. dk ve 60. dk'deki her iki alt ekstremiteye ait gözler açık / kapalı TBDT süreleri Tablo 4.14' de gösterilmiştir. Sağ/sol ve gözler açık/kapalı TBDT sürelerinin incelemelerinde, 3 ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim saptanmıştır ( $p<0,05$ ). Bu dört parametrede de, uygulama öncesinde elde edilen ölçümün uygulama sonrası 60. dk'de elde edilen ölçüme göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.14).

**Tablo 4.14.** LV Uygulamasının TBDT Verileri ve İstatistiksel Analizleri

	Uygulama Öncesi (1)	Uygulama Sonrası 1. dk (2)	Uygulama Sonrası 60. Dk (3)	p			
	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	1-2	1-3	2-3	Grupiçi
Sağ-gözler açık (sn)	8.27±12.2	9.85± 10.45	13.22±18.77	0,192	<b>0,008*</b>	0,741	<b>0.009*</b> ( $\chi^2=9.325$ )
Sol-gözler açık (sn)	7.84±8.81	12.73±16.73	17.09±22.27	0,495	<b>0,004*</b>	0,192	<b>0.005*</b> ( $\chi^2=10.571$ )
Sağ-gözler kapalı (sn)	1.82±0.96	2.47 ± 2.24	2.44 ± 1.47	0,092	<b>0,01*</b>	1	<b>0.01*</b> ( $\chi^2=9.238$ )
Sol-gözler kapalı (sn)	2.14±1.68	2.48 ± 2.21	3.02 ± 2.8	1	<b>0,013*</b>	0,135	<b>0.013*</b> ( $\chi^2=8.699$ )

$\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama ± Standart Sapma,  $\chi^2$ : Friedman testi, \* $p<0,05$

TVV uygulaması öncesi, uygulama sonrası 1. dk ve 60. dk'deki her iki alt ekstremiteye ait gözler açık / kapalı TBSD süreleri Tablo 4.15'de gösterilmiş olup sağ/sol ve gözler açık/kapalı TBSD sürelerinin incelemelerinde, 3 ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim saptanmamıştır ( $p>0,05$ )(Tablo 4.15).

**Tablo 4.15.** TVV Uygulamasının TBSD Verileri ve İstatistiksel Analizleri

	Uygulama Öncesi (1)	Uygulama Sonrası 1. dk (2)	Uygulama Sonrası 60. Dk (3)	p			
	$\bar{X}\pm SS$	$\bar{X}\pm SS$	$\bar{X}\pm SS$	1-2	1-3	2-3	Grupiçi
Sağ-gözler açık (sn)	10.02±11.64	12.39±20.21	10.9 ± 13.06	-	-	-	1 ( $\chi^2=0$ )
Sol-gözler açık (sn)	12.12±15.77	12.19 ± 15	13.17±14.29	-	-	-	0.63 ( $\chi^2=0.923$ )
Sağ-gözler kapalı (sn)	2.07 ± 1.34	3.12 ± 3.07	2.82 ± 2.45	-	-	-	0.064 ( $\chi^2=5.494$ )
Sol-gözler kapalı (sn)	1.99 ± 1.28	3.02 ± 2.9	3.05 ± 2.37	-	-	-	0.101 ( $\chi^2=4.582$ )

$\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama  $\pm$  Standart Sapma,  $\chi^2$ : Friedman testi

Uygulamalara göre TBSD sürelerinin uygulama öncesi ve uygulama sonrası (1. dk ve 60. dk) farklarının karşılaştırılması Tablo 4.17'de gösterilmiştir. TBSD süreleri açısından LV ve TVV uygulamalarının, uygulama öncesi sonuçları benzerdi ( $p>0,05$ )(Tablo 4.16).

**Tablo 4.16.** LV ve TVV Uygulamalarının Uygulama Öncesi TBSD Verileri

	LV	TVV	Gruplararası p
	$\bar{X}\pm SS$	$\bar{X}\pm SS$	
Sağ-gözler açık (sn)	8.27±12.2	10.02 ± 11.64	0.179 (z=-1.344)
Sol-gözler açık (sn)	7.84±8.81	12.12 ± 15.77	0.455 (z=-0.747)
Sağ-gözler kapalı (sn)	1.82±0.96	2.07 ± 1.34	0.364 (t=-0.931)
Sol-gözler kapalı (sn)	2.14±1.68	1.99 ± 1.28	0.627 (z=-0.485)

$\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama  $\pm$  Standart Sapma, z: Mann Whitney U testi, t: İki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi

Uygulama öncesi ve sonrası (1. dk ve 60. dk) TBSDT ölçümlerinden elde edilen farkların, LV ve TVV uygulamaları arasındaki farklılığı incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilmemiştir ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.17).

**Tablo 4.17.** LV ve TVV Uygulamalarının TBSDT Fark Analizi ve İstatistiksel Sonuçları

		LV	TVV	Gruplararası p
		$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	
Sağ-gözler açık (sn)	1-2	-1.52 ± 8.62	-2.36 ± 13.21	0.391 (z=-0.859)
	1-3	-4.99 ± 12.49	-0.87 ± 8.58	0.156 (z=-1.419)
	2-3	-3.47 ± 11.77	1.49 ± 9.27	0.852 (z=-0.187)
Sol-gözler açık (sn)	1-2	-5.05 ± 9.64	0.07 ± 9.53	0.067 (z=-1.829)
	1-3	-9.63 ± 16.4	-1.05 ± 12.97	0.062 (z=-1.867)
	2-3	-4.59 ± 7.9	-0.98 ± 8.76	0.588 (z=-0.541)
Sağ-gözler kapalı (sn)	1-2	-0.67 ± 1.81	-1.05 ± 2.52	0.279 (z=-1.083)
	1-3	-0.59 ± 1	-0.75 ± 1.94	0.681 (z=-0.411)
	2-3	0.07 ± 2.15	0.31 ± 1.03	0.305 (z=-1.027)
Sol-gözler kapalı (sn)	1-2	-0.35 ± 1.61	-1.03 ± 2.17	0.204 (z=-1.27)
	1-3	-0.88 ± 2.21	-1.07 ± 1.84	0.881 (z=-0.149)
	2-3	-0.53 ± 1.11	-0.04 ± 1.26	0.332 (z=-0.971)

$\bar{X} \pm SS$ : Aritmetik ortalama ± Standart Sapma, z: Mann Whitney U testi, t: İki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi

## 5. TARTIŞMA

Erişkin ataksi hastalarında lokal vibrasyon ve tüm vücut vibrasyon uygulamalarının postüral kontrol üzerine akut etkilerinin incelendiği çalışmamızda elde ettiğimiz en önemli sonuçlar; LV ve TVV uygulamalarının postüral kontrolün komponentleri üzerindeki etkilerinin farklı olması ve tek seans uygulanan vibrasyon uygulamalarının postüral kontrolün bazı bileşenlerini akut olarak iyileştirmesidir. Bu sonuçlar, tek seans vibrasyon uygulamasının postüral kontrol üzerinde sınırlı etki oluşturduğunu ve vibrasyonun hastayı egzersize hazırlayarak, vibrasyon ile desteklenen egzersiz programının, postüral kontrolü geliştirmede daha efektif olabileceğini göstermektedir.

Postüral kontrol yetersizliğinin primer problem olduğu ataksi hastalarında rehabilitasyonun amacı, postüral kontrolün restorasyonunu sağlayıp hastaların günlük yaşamlarındaki bağımsızlığını sürdürmektir. Ataksinin kronik seyri ve çoklu müdahale gereksinimi nedeniyle rehabilitasyon süreci zaman zaman yorucu olmakta, hastalar için motivasyon kaybına yol açmakta ve hastaların tedaviyi sürdürmelerini veya aktif katılım düzeylerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Bu nedenle hedef, postüral kontrol parametrelerindeki yetersizliği saptayarak, en kısa zamanda, en az yorgunlukla, en çok edinimlerin olduğu modaliteleri bir araya getirerek hastanın bireye özel ve nitelikli tedaviye erişimini sağlamaktır.

Bu çalışma, literatürdeki TVV ve LV çalışmalarının postüral kontrol üzerindeki akut etkilerinin olumlu sonuçlar oluşturması sebebiyle, bu uygulamaların ataksili hastalarda alternatif/destekleyici tedavi seçenekleri olabileceği düşüncesiyle planlanmıştır. Çalışmamız, tek kör, randomize, her hastanın kendi kontrolünü oluşturduğu çapraz geçişli çalışma olarak planlanması, sonuçların objektif yöntemlerle elde edilmesi ve iki vibrasyon uygulamasının akut etkilerini karşılaştırması özellikleriyle literatürdeki ilk çalışmadır.

Stabilite limitleri, kişinin destek yüzeyini değiştirmeden güvenle hareket edebileceği alan olarak tanımlanıp, biyomekaniksel yeterliliğin en önemli bileşenlerindedir. Nörolojik disfonksiyonlar sonrasında meydana gelen motor ve duyuşsal yetersizlikler, stabilite limitlerinin azalmasına sebep olarak denge kaybına ve düşmelere yol açmaktadır. Stabilite limitleri azaldıkça, ayakta durmaya dayalı herhangi bir fiziksel aktivite sırasında dinamik dengeyi sağlamak için kullanılan

destek yüzeyi zayıflar (168). Bu nedenle stabilite limitleri, kapı açmak için ileriye gitmek veya rafa nesne yerleştirmek gibi, hareketlerin başarılı bir şekilde planlanması ve yürütülmesi için kritik bir önkoşul olarak kabul edilmelidir (169). Ataksi hastalarında da posterior yönde daha fazla olmakla birlikte tüm yönlerdeki stabilite limitleri azalmıştır (170). Stabilite Limitleri Testi (SLT), klinik olarak çok önemli olmasına rağmen literatürde çok az çalışmada kullanılmıştır. Vibrasyon uygulamalarının SLT ile değerlendirildiği çalışmalarda, çoğunlukla TVV uygulamasının uzun dönem etkileri incelenmiş olup, TVV'nin akut etkilerinin incelendiği sadece bir çalışma mevcuttur. Freitas ve ark. MS hastalarında yaptıkları çalışmada, 30 Hz frekansta, 3 mm amplitütte, 30 sn vibrasyon -1 dk dinlenme şeklinde toplam 5 set , tek seans uygulanan TVV'nin, 8 yöndeki stabilite limitlerini geliştirmediği belirtilmiştir (171). Çalışmamızın sonuçları Freitas ve ark. sonuçlarıyla benzerlik göstermekte olup, TVV uygulaması sonrasında SLT'de istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamakla birlikte uygulamadan 1 dk sonra 3 yöndeki (posterior, sağ, sol) stabilite limitlerinde, 60 dk sonra ise tüm yönlerdeki stabilite limitlerinde ve Stabilite Limitleri Stabilite Skoru (SLSS)'nda klinik olarak bir artış görülmüştür. Johansson tarafından mekanoreseptörlerin uzun süreli tekrarlı uyarılmasının, nöroplastisiteyi geliştirerek ve dahil olan kasların kortikal temsilini genişleterek, fonksiyonları iyileştirdiği ileri sürülmüştür (172). Çalışmamız ise tek seanslık vibrasyon uygulaması içerdiği için postüral kontrol üzerinde daha kısıtlı sonuçlar vermekle birlikte, aynı protokol ile uzun dönemde yapılacak çalışmaların daha etkili sonuçlar verebileceğini düşünmekteyiz. Cheung ve ark. geriatri popülasyonunda yaptıkları çalışmada, 3 ay boyunca, haftada 3 gün , günde 3 dk , 20 Hz frekansta uygulanan TVV, tüm yönlerin ortalama sonuçlarına göre, hareketin hızı, maksimum son nokta ve yön kontrolü parametrelerinde gelişme göstermiştir (173). Ko ve ark. sağlıklı bireylerde yaptıkları çalışmada, 8 hafta, haftada 3 gün , 1dk dinlenme-1 dk vibrasyon şeklinde toplam 5 set , bireyselleştirilmiş frekans ve amplitüdde (25-50 Hz, 2-4 mm) uygulanan TVV, son nokta ekskürsiyon ve maksimum ekskürsiyon parametrelerinde gelişme göstermiştir (174). Benzer etki gösteren diğer çalışma ise serebellar ataksili hastalarda yapılmış olup egzersiz programı ve TVV ile desteklenen egzersiz programının etkilerinin karşılaştırıldığı, çapraz dizayn edilen çalışmadır. Ayvat ve ark. yaptığı bu çalışmada, 8 hafta, haftada 3 gün, TVV

uygulaması (30 Hz, 2 mm, 1 dk dinlenme – 1 dk vibrasyon şeklinde toplam 4 set) ile desteklenen egzersiz programının, stabilite limitlerini geliştirdiği gösterilmiştir (133). Uzun dönemde, tekrarlı yapılan bu 3 TVV çalışmasının, stabilite limitlerini geliştirmesi de düşüncemizi destekler niteliktedir.

LV uygulaması sonrası ise SLT’de, uygulamadan 1 dk ve 60 dk sonraki posterior, sağ ve sol stabilite limitlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir iyileşme bulunmuştur. SLSS’de ise hem 1 dk hem de 60 dk sonra klinik olarak anlamlı iyileşmeler görülmüştür. Vibrasyon uygulaması ile artan proprioseptif girdi ve nöromusküler aktivasyon nedeniyle hastaların destek yüzeyi içerisindeki hareketlerini daha kontrollü gerçekleştirip daha fazla uzanabildikleri düşünülmektedir.

Çalışmamızda; LV uygulaması, uygulama öncesine göre uygulama sonrası 1. dk ve 60. dk’de sol taraftaki stabilite limitini TVV uygulamasına göre istatistiksel olarak daha fazla arttırmıştır. Direkt olarak kasa uygulanan yüksek frekanstaki vibrasyonun, kas içiği aktivitesini daha fazla arttırarak, nöromusküler aktivasyonu akut olarak daha iyi geliştirdiği düşünülmektedir (100-102). Ataksi hastalarında benzer çalışma bulunmamakla birlikte bizim çalışmamızda da bu mekanizmanın etkili olarak LV’deki daha fazla artıştan sorumlu olduğu düşünülebilir. Bu konuda yapılacak fizyolojik incelemelerin daha objektif sonuçlar verebileceğini düşünmekteyiz.

Ayrıca istatistiksel olarak LV uygulaması, uygulama öncesine göre uygulama sonrası 1. dk’de SLSS’yi arttırırken, TVV uygulaması azaltmıştır. TVV uygulaması sonrası 1. dk’deki azalmanın yorgunluktan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Literatür çalışmaları, aralıklı 10 dk, 30 Hz frekansta, tek seans uygulanan TVV uygulamasının, akut olarak yorgunluk oluşturduğunu, ancak bu etkinin 24 saat sonra sönümlendiğini belirtmiştir (175, 176). Çalışmamızda TVV uygulamasında, SLSS’nin uygulama sonrası 60. dk’de artması ise 1. dk’deki azalmanın yorgunluk nedeniyle olduğu düşüncemizi destekler niteliktedir.

Yapılan bir çalışmada tüm vücut vibrasyona ve lokal vibrasyona maruz kalan işçilerin yorgunluğu değerlendirildiğinde, TVV’ye maruz kalan kişilerde daha fazla yorgunluk olduğu belirtilmiştir. (177). Ayrıca hastalarımıza iki uygulama da bittikten sonra uygulamaları yorgunluk açısından değerlendirmelerini istediğimizde, çoğunluk TVV’nin LV’ye göre daha yorucu olduğunu ifade etmiştir.

Yürüyüş bozuklukları, atakside en yaygın görülen bulgulardandır. Ataksik yürüyüşte genel olarak geniş destek yüzeyi, düzensiz adımlar ve lateral deviasyonlar vardır. Hastalar adımlarını kısaltarak ya da ayaklarını sürükleyerek bu durumları kompanse ederler. Ataksi hastalarında yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri incelendiğinde; hız, kadans, adım uzunluğu azalmış, adım genişliği ve duruş fazı süresi ise artmıştır (178). Literatürde akut vibrasyon uygulamalarının yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri üzerine etkilerinin incelendiği, az sayıda çalışma bulunmaktadır. Chan ve ark. inme hastalarına tek seans, 12 Hz frekansta - 4 mm amplitütte, 1dk vibrasyon-1 dk dinlenme şeklinde toplam 5 set TVV uygulayıp, uygulama öncesinde ve sonrası 30. dk'de yaptıkları kadans değerlendirmesinde klinik olarak bir azalma bulmuşlardır (114). Çalışmamızda, TVV uygulaması öncesi kadans parametresi norm değerlerin altında idi (179). TVV uygulaması sonrası 1. dk'ye göre uygulama sonrası 60. dk'de ise kadans, istatistiksel olarak anlamlı bir artış göstermiştir. Chan ve ark, protokollerinde 12 Hz frekans - 4 mm amplitüd seçerken, biz protokolümüzde 30 Hz frekans - 2 mm amplitüd seçtik. Literatürde, yüksek frekans -düşük amplitüd değerlerinin daha fazla nöromusküler aktivasyon sağladığı belirtilmektedir (104). Kadans değişkenindeki çalışmamız lehine olan farklılığın vibrasyon parametrelerindeki farklılıktan kaynaklandığı düşünülmektedir. Dickin ve ark. 20-50 yaş aralığındaki erişkin serebral palsili hastalarda yaptıkları çalışmada, bireyselleştirilmiş frekansta (20-50 Hz, 2mm), 1 dk vibrasyon - 1 dk dinlenme şeklinde toplam 5 set yapılan tek seanslık TVV, yürüyüş hızını anlamlı bir şekilde arttırırken, kadansı klinik olarak iyileştirmiştir (180). Çalışmamızda, bu parametrelerde uygulama sonrası 1. dk'ye göre uygulama sonrası 60. dk'de istatistiksel olarak anlamlı şekilde artış görülmüştür. Ayak tabanındaki mekanoreseptörler, yürüyüş ve postüral kontrolde önemli rol oynamaktadır (181). TVV uygulamasının da ayak tabanının duyuşal afferentlerinin stimülasyonunu arttırıp ilgili kasların grup Ia ve II afferentlerini aktive ederek yürüyüşü geliştirdiği düşünülmektedir (182).

Literatürdeki lokal vibrasyonun yürüyüş parametreleri üzerine olan etkilerini inceleyen çalışmaların, daha çok uzun dönem etki çalışmaları olduğu görülmüştür. De Nunzio ve ark, parkinson hastalarında 4 farklı şekilde değerlendirme yaparak anlamlı etki bakmışlardır. On metrelik bir yürüme mesafesi içerisinde, vibratörleri hastalara



sabitleyerek, vibrasyon vermeden ve bilateral tibialis anterior, soleus, erektrör spina kaslarına, 100 Hz frekansta lokal vibrasyon uygulayarak, yürüyüş sırasında zaman-mesafe karakteristiklerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, paraspinal kaslara uygulanan lokal vibrasyon uygulamasının hızı ve kadansı anlamlı şekilde iyileştirdiği bulunurken, soleus ve tibialis anterior kaslarına yapılan uygulama sonrasında adım genişliğinin, anlamlı şekilde arttığını belirtmişlerdir (183). Çalışmamızda, uygulama öncesinde hız parametresi norm değerlerin altında idi (179). Uygulama sonrası 1. dk'ye göre 60. dk'de hız parametresinde anlamlı şekilde artış görülmüştür. Artan propriyoseptif girdi ve nöromusküler aktivasyon ile hastaların yürüyüş hızının arttığı düşünülmektedir. Çalışmamızda, uygulama öncesinde adım genişliği değişkeni norm değerlerin üstünde idi (179). Uygulama sonrası 1. dk'de ise adım genişliği, istatistiksel olarak artmıştır. Lokal vibrasyon uygulamasının, ayak basınç merkezinin dolayısıyla vücudun ağırlık merkezinin, medio-lateral doğrultudaki yer değişimini arttırdığını bildiren çalışmalar bulunmaktadır (184-186). Atakside benzer çalışma bulunmamakla birlikte, çalışmamızda da bu medio-lateral yer değişiminin artarak, adım genişliğini arttırdığını düşünmekteyiz. Paoloni ve ark. inme hastalarında yaptıkları çalışmada, egzersiz tedavisi ve LV ile desteklenen egzersiz tedavisi kıyaslanmıştır. Tibialis anterior ve peroneus longus kaslarına, 120 Hz frekansta, 0,1 mm amplitütte, 30 dk uygulanan LV ile desteklenen egzersiz programının, yürüyüş hızını arttırdığını belirtmişlerdir (140). Aynı şekilde Won-Lee ve ark. inme üzerinde yaptıkları çalışmada, aşil ve tibialis anterior tendonuna, 90 Hz frekansta, 0,15 mm amplitütte, 5 farklı pozisyonda, günde 30 dk, haftada 5 kere, 6 hafta boyunca uygulanan LV, adım uzunluğu, yürüyüş hızı ve kadans parametrelerini arttırmıştır (141). Benzer etki gösteren diğer çalışma ise Camerota ve ark. MS hastalarında yaptıkları çalışma olup, bilateral lumbal paraspinal ve kuadriseps kaslarına, 100 Hz frekansta, 0,2 – 0,5 mm amplitütte, 30'ar dk, ardışık 3 gün uygulanan LV uygulamasının, adım uzunluğunu, kadansı ve yürüyüş hızını arttırdığı bildirilmiştir (187). Çalışmamızda, uygulama öncesi adım uzunluğu ve hız parametreleri norm değerlerin altında idi (179). Uygulama sonrası 1. dk'ye göre 60. dk 'de hız ve sol adım uzunluğu parametrelerinde istatistiksel olarak artış görülürken sağ adım uzunluğunda klinik olarak bir artış görülmüş bu artış istatistiğe yansımamıştır. Sağlıklılar üzerinde yapılan bir çalışmada, uzun vibrasyon stimülasyon

süresinin (30 dk/12 gün ) kortikal uyarılabilirliği uzun süreli etkilediği belirtilip, propriyoseptif stimülasyon süresi ile lokal vibrasyon etkinliği arasında lineer bir ilişki olabilebileceği ifade edilmiştir (188). Yukarıda belirtilen tüm çalışmalarda birden fazla günde minimum 30 dk uygulama yapılırken, çalışmamızda tek seferde 10 dk uygulama yapılmıştır. Ayrıca diğer çalışmalarda aynı anda, en az iki kasa uygulama yapılırken, çalışmamızda sadece gastrosoleus kompleksine ardışık uygulama yapılmıştır. Çalışmamızda, tek seanslık lokal vibrasyon uygulaması ile yürüyüşün bazı parametrelerinde iyileşme elde edilirken, aynı kas grubuna aynı parametreler ile uzun süreli, uzun dönemde yapılacak lokal vibrasyon uygulamasının yürüyüşün tüm zaman-mesafe parametrelerinde iyileşme sağlayabileceği öngörülmektedir.

Çalışmamızda LV uygulaması, uygulama öncesine göre uygulama sonrası 1. dk'de sağ/sol- adım genişliği ve sol - duruş fazı parametrelerini artırırken, TVV uygulaması azaltmıştır. Ayrıca LV uygulaması, uygulama öncesine göre uygulama sonrası 1. dk'de sol - adım uzunluğu değişkenini anlamlı şekilde azaltırken, TVV uygulaması arttırmıştır. Uygulamalara göre olan bu farklılığın, TVV uygulamasının ayak tabanı duyuşal afferentlerinin stimülasyonunu arttırmasından ve LV uygulamasının ayak basınç merkezinin medio-lateral yer değişimini arttırmasından kaynaklandığını düşünüyoruz.

ZKYT, oturmadan ayağa kalkma, belirli bir mesafe yürüme, referans noktanın etrafından dönme ve oturma parametrelerini içermesi açısından değerli bir test olup ataksi kliniğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Literatürde, TVV uygulamasının, fonksiyonel mobilite becerileri üzerindeki akut etkilerini inceleyen az sayıda çalışma bulunmaktadır. Schuhfried ve ark. MS hastalarında, 4 mm amplitütte, bireyselleştirilmiş frekansta (2-4,4 Hz), 1 dk dinlenme – 1 dk vibrasyon şeklinde toplam 5 set, tek seans uyguladıkları TVV uygulamasının, uygulama sonrası 15. dk'de ZKYT süresini azalttığı, ancak bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir (130). Aynı şekilde Freitas ve ark. MS hastalarında, 30 Hz frekansta, 3 mm amplitütte, 30 sn vibrasyon – 1 dk dinlenme şeklinde toplam 5 set uyguladıkları , tek seans TVV uygulamasının, uygulamadan hemen sonra ZKYT süresini azalttığı ancak bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ifade edilmiştir (171). Benzer sonuç veren diğer akut etki çalışma ise Chouza ve ark. parkinson hastalarında yaptıkları çalışma olup 3 farklı frekansta (3, 6, 9 Hz) , 13 mm amplitütte, 1 dk

dinlenme–1 dk vibrasyon şeklinde toplam 5 set uygulanan TVV uygulaması, ZKYT süresini azaltmıştır ancak vibrasyon grubu ile kontrol grubu arasında ZKYT süresi açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (127). Çalışmamız da literatür ile benzerlik göstermekte olup, hem uygulama sonrası 1. dk'deki hem de uygulama sonrası 60. dk'deki ZKYT süreleri, uygulama öncesine göre azalmıştır ancak bu iyileşme istatistiksel olarak anlamlı çıkmamıştır. Literatürde, vibrasyon uygulamasından hemen sonra yapılan, yürüyüş içeren değerlendirmelerde, hastaların yeni yürüyüş paterni geliştirmek için yeterli zamanlarının olmayabileceği, vibrasyon uygulamasından sonra kas adaptasyonunu ve nöromüsküler koordinasyonu ayarlamak için daha fazla zamana ihtiyaç duyulabileceği belirtilmiştir (114). Çalışmamızın protokolü ile uzun dönemde yapılacak olan TVV uygulamasının gerekli adaptasyonu sağlayarak klinikte anlamlı olan bu iyileşmenin istatistiksel olarak da anlamlı hale gelebileceğini düşünmekteyiz. Chan ve ark. 30 inme hastası üzerinde yaptıkları çalışmada ise 12 Hz frekansta , 4 mm amplitütte, 1 dk dinlenme–1 dk vibrasyon şeklinde toplam 5 set , tek seans uygulanan TVV uygulamasının ZKYT'yi istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalttığı belirtilmiştir (114). Çalışmamızda, hem uygulama sonrası 1. dk'deki hem de uygulama sonrası 60. dk'deki ZKYT süreleri uygulama öncesine göre azalmıştır ancak bu iyileşme istatistiksel olarak anlamlı çıkmamıştır. Çalışmamızdaki 20 olgunun fonksiyonel mobilite becerilerindeki klinik olarak anlamlı olan iyileşmenin olgu sayısının artmasıyla istatistiksel olarak da anlamlı hale gelebileceğini düşünmekteyiz.

Literatürde LV uygulamasının, fonksiyonel mobilite becerileri üzerindeki akut etkisini inceleyen çalışmalar kısıtlı düzeydedir. Naghdi ve ark. bir inme hastası üzerinde yaptıkları vaka çalışmasında, çengel pozisyonunda, daha fazla etkilenmiş ayağın plantar bölgesine, 100 Hz frekansta, 5 dk boyunca uygulanan tek seans LV uygulamasının, ZKYT süresini azalttığı belirtilmiştir (189). Khalifelloo ve ark. inme hastalarında yaptıkları çalışmada da aynı protokol izlenmiş olup, çengel pozisyonunda, daha fazla etkilenmiş ayağın plantar bölgesine, 100 Hz frekansta, 5 dk boyunca uygulanan LV uygulamasının, ZKYT süresini istatistiksel olarak azalttığı bildirilmiştir (190). Benzer etki gösteren diğer çalışma ise, Attanasio ve ark. geriatri popülasyonunda yaptıkları çalışma olup, bilateral kuadriseps tendonuna, 100 Hz frekansta, 0,2–0,5 mm amplitütte, sırtüstü yatış pozisyonunda, kuadriseps

kontraksiyonu ile, 3 ardışık gün, 10'ar dk uygulanan LV uygulamasının ZKYT süresini istatistiksel olarak azalttığı ifade edilmiştir (191). Çalışmamızda, hem uygulama sonrası 1. dk'deki hem de uygulama sonrası 60. dk'deki ZKYT süreleri uygulama öncesine göre azalmıştır, ancak bu iyileşme istatistiksel olarak anlamlı çıkmamıştır. Bu üç çalışmada da lokal vibrasyon uygulaması, sırtüstü yatış pozisyonunda uygulanırken bizim çalışmamızda daha yorucu olan statik semi-squat pozisyonunda uygulanmıştır. Çalışmalarda vibrasyon, daha yüksek frekansta ve düşük amplitütte (100 Hz, 0,2–0,5 mm ) uygulanırken çalışmamızda nispeten daha düşük frekansta ve yüksek amplitütte ( 80 Hz, 1 mm) uygulanmıştır. Ayrıca çalışmalarda ayağın plantar bölgesine uygulama yapılırken, çalışmamızda gastrosoleus kompleksine uygulama yapılmıştır. Literatürde, ayak tabanındaki mekanoreseptörlerin yürüyüş ve postüral kontrolde önemli rol oynadığı ve ayak tabanına uygulanan vibrasyonun ise mekanoreseptörlerin stimülasyonunu arttırdığı belirtilmiştir (192). Sonuçlarımızdaki kliniksel iyileşmenin istatistiğe yansımamasının, uygulama pozisyonu, bölgesi ve vibrasyon parametrelerinden kaynaklandığını düşünüyoruz.

Çalışmamızda 10 metre yürüme testi süreleri her iki uygulama sonrası 1. dk'de ve 60. dk'de azalmış olmasına rağmen bu iyileşme istatistiksel olarak anlamlı çıkmamıştır. Literatür incelendiğinde vibrasyon uygulamalarının 10MYT üzerindeki akut etkilerinin incelendiği çalışmalar çok az sayıdadır. Chan ve ark. 30 inme hastasında yaptıkları çalışmada, 12 Hz frekansta, 4mm amplitütte, 1 dk dinlenme–1 dk vibrasyon şeklinde toplam 5 set uygulanan TVV, 10MYT süresini istatistiksel olarak azaltmıştır (114). TVV uygulamasının etkinliğini 20 olgu üzerinde incelediğimiz çalışmamızda, 10MYT süresindeki klinik iyileşmenin olgu sayısı arttırıldığı takdirde istatistiksel olarak da anlamlı hale geleceğini düşünüyoruz. Diego ve ark. MS hastalarında yaptıkları kısa dönem etki çalışması, sonuçlarımızı destekler nitelikte olup , ardışık 5 gün, 1 dk dinlenme–1 dk vibrasyon şeklinde toplam 5 set, 6 Hz frekansta, 3 mm amplitütte uygulanan TVV'nin 10MYT süresini azalttığı ancak bu iyileşmenin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir (149). Vibrasyon uygulamalarından hemen sonra yapılan yürüyüş içeren değerlendirmelerde, hastaların yeni yürüyüş paterni geliştirmek için, yeterli zamanlarının olmayabileceği ve vibrasyon uygulamasından sonra kas adaptasyonunu, nöromüsküler koordinasyonu ayarlamak için daha fazla zamana ihtiyaç duyulabileceği belirtilmiştir (114).

Çalışmamızın protokolü ile uzun dönemde yapılacak olan TVV uygulamasının gerekli adaptasyonu sağlayarak klinikte anlamlı olan bu iyileşmenin istatistiksel olarak da anlamlı hale gelebileceğini düşünmekteyiz.

LV uygulamasının, 10 MYT süresi üzerine akut etkilerinin incelendiği çalışmalar TVV'ye oranla çok daha az sayıdadır. Kawahira ve ark. inme hastalarında yapmış oldukları çalışmada, tibialis anterior ve gluteus medius kaslarına, 83 Hz frekansta, 5'er dk uygulanan LV'nin, 10MYT süresini istatistiksel olarak iyileştirdiği belirtilmiştir (142). Kawahira ve ark aynı anda iki kas grubuna nispeten daha yüksek frekansta ( 83 Hz) uygulama yaparken, çalışmamızda gastrosoleus kompleksine (80 Hz frekansta) ardışık uygulama yapılmıştır. Sonuçlarımız arasındaki farklılığın uygulama yapılan kas sayısı ve LV'nin Kawahira ve ark. çalışmasında kaslara aynı anda uygulanmasından kaynaklandığını düşünüyoruz.

Çalışmamızda, statik denge değerlendirmesi TBDT ile yapılmış olup, TVV uygulaması sonrası 1. dk'de ve 60. dk'de sağ / sol TBDT süreleri artmıştır. Ancak bu artış istatistiksel olarak anlamlı çıkmamıştır. Literatürde, akut vibrasyon uygulamalarının statik denge üzerine etkilerinin incelendiği çalışmalar çoğunlukla sağlıklılarda yapılan çalışmalardır. Kaçoğlu ve ark. sağlıklı bireylerde yaptıkları çalışmada, 30 Hz frekansta, 2 mm amplitütte, 1 dk dinlenme - 1 dk vibrasyon şeklinde toplam 2 set uygulanan, tek seans TVV'nin unilateral statik dengeyi geliştirmediği belirtilmiştir (193). Torvinen ve ark. sağlıklılarda yaptıkları çalışmada, 2mm amplitütte, artan frekansta (25-40 Hz), 1dk dinlenme-1 dk vibrasyon toplamda 4 set uygulanan tek seans TVV'nin, uygulama sonrası 2. ve 60. dk'de statik dengeyi geliştirmediği gösterilmiştir (194). Aynı şekilde Pollock ve ark. sağlıklılarda yaptıkları çalışmada, 30 Hz frekansta, 4 ve 8 mm amplitütte, 30 sn dinlenme – 1 dk vibrasyon şeklinde toplam 5 set uygulanan TVV'nin, her iki amplitütte de uygulama sonrası 15. ve 30. dk'de statik dengeyi geliştirmediği gösterilmiştir (161). Yukarıdaki çalışmalar ile çalışmamızın sonuçları benzerdir. Literatürde mekanoreseptörlerin uzun süreli, tekrarlı stimülasyonunun dengeyi geliştirdiği belirtilmiştir (195). Çalışmamızın protokolü ile uzun dönemde yapılacak olan çalışmaların statik dengeyi istatistiksel olarak da iyileştirebileceğini düşünmekteyiz. Nitekim Eftekhari ve ark. (196) MS hastalarında 8 hafta uyguladıkları TVV ile Rees ve ark. (197) geriatric bireylerde 8

hafta uyguladıkları TVV 'nin statik dengeyi geliřtirmesi dūřūncemizi destekler niteliktedir.

Çalışmamızda, LV uygulaması sonrası 60. dk'de sađ/sol- ga/gk TBDT süreleri istatistiksel olarak artmıştır. Tae Han ve ark. sağlıklılarda yaptıkları çalışmada, bilateral tibialis anterior ve gastroknemius kaslarına, 60-80 Hz frekasta, 1,5 mm amplitütte, 2 dk boyunca uygulanan LV'nin, statik dengeyi geliştirdiğini belirtmişlerdir (198). Wanderley ve ark. sağlıklı bireylerde yaptıkları çalışmada, 100 Hz frekansta, 2 mm amplitütte, bilateral 10 dk, 10 hafta (24 seans), ayağın plantar bölgesine uygulanan LV'nin, ga/gk-sađ/sol TBDT'de istatistiksel olarak iyileşme sağlamadığı gösterilmiştir (199). Sonuçlarımız Tae Han ve ark. çalışmasıyla benzerlik gösterirken, Wanderley ve ark. sonuçlarıyla ters düşmektedir. Bu durumun lokal vibrasyonun, uygulandığı bölgenin farklılığından kaynaklandığını düşünūyoruz. Literatürde, tek bacak duruş sırasında dengeyi sürdürüebilmek için gastroknemius ve soleus aktivitelerinin primer olduğu ve bu duruş sırasında medial gastroknemius ile soleus aktiviteleri arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığı belirtilmiştir (200). Bu nedenle çalışmamızda, tek bacak duruşu sürdürüebilmek için primer kaslardan olan gastrosoleus kompleksine direkt olarak uygulanan LV uygulamasının, proprioseptif girdi ve nöromusküler aktivasyonu arttırarak, sađ/sol - ga/gk TBDT sürelerini istatistiksel olarak arttırdığını düşünūyoruz.

Literatürde, lokal vibrasyon ve tüm vücut vibrasyon ile yapılan çalışmalar güvenlik açısından ele alındığında, nörolojik hastalıklarda uygulanan vibrasyon uygulamaları sırasında ya da sonrasında olumsuz bir durum veya yan etki bildirilmemiştir (146, 201). Sadece, MS hastalarında TVV'nin etkinliğinin incelendiği bir çalışmada (Schuhfried ve ark. ), 12 hastadan biri uygulama sonrası yorgunluğunun arttığını bildirirken, MS hastalarında TVV'nin etkilerinin incelendiği başka bir çalışmada ise (Schyns ve ark.) bir olgu önceden varolan diz ağrısının , uygulama sonrası kötüleştiğini belirtmiştir (130, 131). Çalışmamızda LV ve TVV uygulamaları sırasında ve sonrasında olguların hiçbirisi olumsuz bir durum ya da yan etki bildirmemiştir.

Literatürde vibrasyon uygulamaları için altın standart sayılabilecek bir protokol bulunmamaktadır (202). Çalışmalar incelendiğinde, hem LV hem de TVV için vibrasyon parametrelerinin (frekans, amplitüd, uygulama süresi, titreşim tipi) ve

uygulama pozisyonlarının, çalışmalarda farklılık gösterdiği saptanmıştır. Bu farklılık, uygulamalardan elde edilen kazanımları etkileyebileceği için , standart bir protokolün oluşturulması, çalışmaların sonuçlarının kıyaslanabilirliğini arttıracak ve vibrasyon uygulamalarının klinikte nasıl efektif ve güvenilir bir şekilde uygulanacağı ile ilgili kılavuz oluşturulmasına yardımcı olacaktır. LV ve TVV uygulamalarının, postüral kontrol üzerine akut etkilerini incelediğimiz çalışmamızda, seçilen vibrasyon parametrelerinin ( TVV; 30 Hz frekans, 2 mm amplitüd, 5 dk aralıksız durasyon, vertikal ossilasyonlar, LV; 80 Hz frekans, 1 mm amplitüd, 5'er dk aralıksız durasyon) ve uygulama pozisyonunun gelecekteki çalışmalara ışık tutabileceği düşünülmektedir. Gelecekte, vibrasyon uygulamalarının postüral kontrol üzerindeki etkisini maksimum düzeye çıkartmak için frekans, amplitüd, durasyon gibi farklı vibrasyon parametreleri ve farklı uygulama pozisyonları kullanılarak yapılacak çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Literatürde vibrasyon uygulamalarının akut etkinliğini inceleyen çalışmalarda, uygulama sonrası değerlendirme zamanı çeşitlilik göstermektedir. Çalışmalarda uygulama sonrası 1. dk'den 24 saate kadar uzanan akut etki değerlendirme zamanları mevcuttur. Çalışmamızda değerlendirme zamanı olarak 1. dk ve 60. dk tercih edilmiştir. Bu sürelerin seçilmesinde, klinikte uyguladığımız rehabilitasyon programlarının uzunluğunun 60 dk olması etkili olmuştur. Vibrasyon uygulamalarının etkinliğinin 60. dk'de de devam etmesi, egzersiz programı öncesinde uygulanan vibrasyon uygulamasının, hastayı egzersize hazırlayarak, 60 dk olan rehabilitasyon programınının maksimum verimle sürdürülebileceğini düşünmekteyiz. Nörolojik rehabilitasyon klinik uygulamalarında, yürüme eğitiminin hemen öncesinde yapılan vibrasyon uygulamaları sıklıkla tercih edilmektedir. Ancak çalışmamızın 1. dk bulguları da göz önüne alınarak vibrasyon uygulaması sonrasında uygun bir dinlenme aralığı verilmesi ve sonrasında yürüme eğitimine geçilmesi önerilmektedir.

Çalışmamızda, LV ve TVV uygulamaları için her hastaya aynı frekansta ve amplitütte uygulama yapmamız, çalışmanın limitasyonlarından biri olarak kabul edilebilir. Farklı yaş, vücut ağırlığı ve ataksi şiddetinde olan hastalara bireyselleştirilmiş frekansta ve amplitütte uygulama yapılabilirdi. Hastaya özgü frekansta ve amplitütte TVV–LV uygulamaları da çalışmaya dahil edilebilirdi. Ancak bu durumda her iki uygulamanın da öncesinde her hasta için bireyselleştirilmiş

frekansın ve amplitütün saptanması gerekeceğinden, çalışma süresi çok uzayabileceği için ve çalışma metodolojisinden taviz vermek istemediğimiz için çalışma dizaynında her hastaya aynı uygulama yapıldı. Çalışmamızın diğer limitasyonu ise her iki vibrasyon uygulamasında eşit sayıda hasta değerlendirilememesidir. Çapraz geçişli olarak planlanan çalışmamızda, TVV uygulamasında 20 hasta değerlendirilirken, LV uygulamasında 21 hasta değerlendirildi. Ancak ilk olarak LV uygulaması yapılan bir hasta, bir haftalık arınma süresi içerisinde el bileğini kırdığı ve son 6 aydaki kırık öyküsünün varlığı TVV uygulaması açısından kontraendike olduğu için hasta TVV uygulamasından çıkarıldı.

Çalışmamızda yaptığımız tüm değerlendirmelerin sonucunda; lokal vibrasyon ve tüm vücut vibrasyon uygulamalarının, postüral kontrolün farklı parametrelerini akut olarak iyileştirebileceği görülmüştür. Değerlendirmelerimizin sonucuna göre; LV uygulamasının, tek bacak duruş süresi, duruş fazı yüzdesi, stabilite limitleri gibi statik denge içeren değerlendirmelerde TVV'ye kıyasla daha etkili olduğu gözlenirken, TVV uygulamasının, yürüyüş hızı ve kadans, adım genişliği ve uzunluğu gibi dinamik denge içeren değerlendirmelerde LV'ye kıyasla daha etkili olduğu gözlenmiştir. Elde ettiğimiz bu sonuçlara göre, LV uygulamasının statik denge, TVV uygulamasının ise dinamik denge üzerinde akut olarak daha etkili olabileceği düşünülmektedir. Ataksi rehabilitasyonunda, öncelik statik dengenin geliştirilmesidir ve sonrasında ise yürüme, pozisyon değiştirme gibi dinamik aktivitelere doğru ilerlenmektedir. Bu açıdan bakıldığında ataksi hastalarının rehabilitasyonunda başlangıçta statik denge eğitimine ilave edilecek LV uygulamasının sonrasında ise dinamik denge eğitimi sırasında TVV uygulamasının tedavi programına eklenmesinin daha etkili sonuçlar doğuracağı öngörülmektedir.

Bu çalışma, erişkin ataksi hastalarında LV ve TVV uygulamalarının postüral kontrol üzerine akut etkilerini değerlendiren ve karşılaştıran kanıt düzeyi yüksek ilk çalışmadır. Çalışmamızın sonuçları; LV ile TVV uygulamalarının postüral kontrolün farklı bileşenleri üzerinde farklı etkilerinin olduğunu ve iyileşme istenilen parametreye göre iki uygulamadan birinin seçilebileceğini göstermiştir. Statik dengenin gelişmesi istenilen hastada LV'nin tercih edilebileceği, bununla birlikte dinamik dengenin gelişmesi istenilen hastada ise TVV'nin tercih edilebileceği gösterilmiştir. Bu kanıtların ışığında, postüral kontrol yetersizliğinin primer problem olduğu ataksi



hastalarında, egzersiz programı öncesi, hastaya ve tedavi hedefinin statik veya dinamik denge oluşuna göre seçilen vibrasyon uygulamasının, herhangi bir yan etkiye yol açmadan, hastaları egzersize hazırlayarak, rehabilitasyon programının verimini arttırabileceği düşüncesiyle klinik kullanıma uygun bir modalite olduğu sonucuna varılmıştır.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Lokal vibrasyon ve tüm vücut vibrasyon uygulamalarının erişkin ataksili hastalarda postüral kontrol üzerine akut etkilerinin incelendiği ve karşılaştırıldığı çalışmamızda elde edilen sonuçlar şu şekildedir:

1. LV uygulamasında, uygulama sonrası 60. dk'de 3 yöndeki (posterior, sağ, sol) stabilite limitlerinin geliştiği saptanırken ( $p < 0,05$ ), TVV uygulamasında, uygulama sonrası 60. dk'de 4 yöndeki stabilite limitlerinin arttığı ancak bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptandı ( $p > 0,05$ ).
2. LV uygulamasında, uygulama sonrası 1. dk'de ve 60. dk'de stabilite limitleri stabilite skorunun arttığı ancak bu artışın anlamlı olmadığı ( $p > 0,05$ ), TVV uygulamasında ise uygulama sonrası 1. dk'de stabilite limitleri stabilite skorunun azaldığı, uygulama sonrası 60. dk'de arttığı ancak bu değişimlerin anlamlı olmadığı saptandı ( $p > 0,05$ ).
3. TVV uygulamasının, anterior-posterior yönde, uygulama sonrası 1. dk'de K1 ve uygulama sonrası 60. dk'de K3 durumundaki postüral salınımları arttırdığı saptanırken ( $p < 0,05$ ), LV uygulamasının, uygulama sonrası 1. dk'de ve 60. dk'de anterior-posterior yöndeki postüral salınımları değiştirmedeği saptandı ( $p > 0,05$ ).
4. TVV uygulamasının, lateral yönde, uygulama sonrası 1. dk'de K1 durumunda postüral salınımları arttırdığı saptanırken ( $p < 0,05$ ), LV uygulamasının, uygulama sonrası 1. dk'de ve 60. dk'de lateral yöndeki postüral salınımları değiştirmedeği saptandı ( $p > 0,05$ ).
5. TVV uygulamasının, uygulama sonrası 1. dk'de K1 durumunda stabilite skorunu azalttığı saptanırken ( $p < 0,05$ ), LV uygulamasının, uygulama sonrası 1. dk'de ve 60. dk'de 4 konumdaki stabilite skorunu değiştirmedeği saptandı ( $p > 0,05$ ).
6. Sol stabilite limitlerini, uygulama sonrası 1. dk'de ve 60. dk'da, LV uygulamasının TVV uygulamasından daha fazla arttırdığı saptandı ( $p < 0,05$ ).
7. Uygulama sonrası 1. dk'de, stabilite limitleri stabilite skorunu, LV uygulamasının arttırırken, TVV uygulamasının azalttığı saptandı ( $p < 0,05$ ).
8. Stabilite limitleri ve postüral salınının diğer parametrelerinde, uygulamalar arasında farklılık bulunmadı ( $p > 0,05$ ).

9. LV uygulamasının, sol adım uzunluğunu, uygulama sonrası 1. dk'de azalttığı, 1. dk'ye göre 60. dk'de ise arttırdığı saptanırken ( $p < 0,05$ ), TVV uygulamasının, sağ adım uzunluğunu, uygulama sonrası 1. dk'ye göre 60. dk'de; sol adım uzunluğunu ise uygulama öncesi ve uygulama sonrası 1. dk'ye göre 60. dk'de arttırdığı saptandı ( $p < 0,05$ ).
10. LV uygulamasının, uygulama sonrası 1. dk'de, sağ ve sol adım genişliğini arttırdığı saptanırken ( $p < 0,05$ ), TVV uygulamasının sağ ve sol adım genişliğini azalttığı ancak bu azalmanın anlamlı olmadığı saptandı ( $p > 0,05$ ).
11. Her iki uygulamada da uygulama sonrası 1. dk'ye göre 60. dk'de yürüyüş hızının arttığı saptandı ( $p < 0,05$ ).
12. Kadans parametresinin sadece TVV uygulamasında, uygulama sonrası 1. dk'ye göre 60. dk'de arttığı saptandı ( $p < 0,05$ ).
13. Uygulama sonrası 1. dk'de, sol adım uzunluğunu, LV uygulamasının azaltırken, TVV uygulamasının arttırdığı saptandı ( $p < 0,05$ ).
14. Uygulama sonrası 1. dk'de sağ ve sol adım genişliğini, LV uygulamasının arttırırken, TVV uygulamasının azalttığı saptandı ( $p < 0,05$ ).
15. Uygulama sonrası 1. dk'de, sol duruş fazı yüzdesini, LV uygulamasının arttırırken, TVV uygulamasının azalttığı saptandı ( $p < 0,05$ ).
16. Yürüyüşün diğer zaman - mesafe karakteristiklerinde, uygulamalar arasında farklılık bulunmadı ( $p > 0,05$ ).
17. İki uygulamada da, fonksiyonel mobilite becerileri, uygulama sonrası 1. dk'de ve 60.dk'de iyileşme göstermiştir. Ancak bu iyileşme anlamlı bulunmadı ( $p > 0,05$ ). Uygulamalar arasında, fonksiyonel mobilite becerileri açısından farklılık saptanmadı ( $p > 0,05$ ).
18. İki uygulamada da, yürüme performansları, uygulama sonrası 1. dk'de ve 60.dk'de iyileşme göstermiştir. Ancak bu iyileşme anlamlı bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ). Uygulamalar arasında, yürüme performansları açısından farklılık saptanmamıştır ( $p > 0,05$ ).
19. LV uygulamasının, uygulama sonrası 60. dk'de, sağ-sol, gözler açık/kapalı TBDT sürelerini arttırdığı saptanırken ( $p < 0,05$ ), TVV uygulamasının da TBDT sürelerini değiştirmediği saptandı ( $p > 0,05$ ). Uygulamalar arasında, TBDT süreleri açısından farklılık saptanmadı ( $p > 0,05$ ).

Tüm bu sonuçların ışığında; rehabilitasyon hedefleri doğrultusunda, etkin vibrasyon uygulaması seçilerek, bu uygulamalar klinikte tamamlayıcı bir modalite olarak kullanılabilir. Akut etki çalışmamızın protokolü, uzun dönemde yapılacak vibrasyon etki ve kıyas çalışmalarına yön verebilir. Ayrıca ataksi hastalarında, postüral kontrol üzerindeki etkinliğini inceleyip, pozitif sonuçlar gördüğümüz vibrasyon protokollerimiz, diğer nörolojik hasta popülasyonlarında yapılacak çalışmalara öncülük edebilir.

## 7. KAYNAKLAR

1. TANBUROĞLU A, KARATAŞ M. Ataxias: Pathogenesis, Types, Causes and Treatment.
2. Marsden J, Harris C. Cerebellar ataxia: pathophysiology and rehabilitation. *Clinical rehabilitation*. 2011;25(3):195-216.
3. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*. 2006;35(suppl\_2):ii7-ii11.
4. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor Control: Theory and Practical Applications*.(2005). Philadelphia, Williams and Wilkins Google Scholar.
5. Bowen A, Wenman R, Mickelborough J, Foster J, Hill E, Tallis R. Dual-task effects of talking while walking on velocity and balance following a stroke. *Age and ageing*. 2001;30(4):319-23.
6. Griffin MJ. *Handbook of human vibration*: Academic press; 2012.
7. Cardinale M, Wakeling J. Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? *British journal of sports medicine*. 2005;39(9):585-9.
8. Cardinale M, Bosco C. The use of vibration as an exercise intervention. *Exercise and sport sciences reviews*. 2003;31(1):3-7.
9. Trans T, Aaboe J, Henriksen M, Christensen R, Bliddal H, Lund H. Effect of whole body vibration exercise on muscle strength and proprioception in females with knee osteoarthritis. *The Knee*. 2009;16(4):256-61.
10. Anthony T. *Neuroanatomy and the neurologic exam: a thesaurus of synonyms, similar-sounding non-synonyms, and terms of variable meaning*: Routledge; 2017.
11. Gordon NJEJoPN. The cerebellum and cognition. 2007;11(4):232-4.
12. Timmann D, Diener HC. Coordination and ataxia. *Textbook of clinical neurology*: Elsevier; 2007. p. 307-25.
13. Ghez C, Thach W. *Principles of neuroscience*. Elsevier New York, NY; 2000.
14. Baloh RW, Yee RD, Kimm J, Honrubia VJEn. Vestibular-ocular reflex in patients with lesions involving the vestibulocerebellum. 1981;72(1):141-52.
15. Dietrichs EJANS. Clinical manifestation of focal cerebellar disease as related to the organization of neural pathways. 2008;117:6-11.
16. Borello-France DF, Gallagher JD, Redfern M, Furman JM, Carvell GEJJoVR. Voluntary movement strategies of individuals with unilateral peripheral vestibular hypofunction. 1999;9(4):265-75.
17. Horak F, Shupert C, Dietz V, Horstmann GJEBr. Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance. 1994;100(1):93-106.

18. Demer JL, Viirre ESJJoVR. Visual-vestibular interaction during standing, walking, and running. 1996;6(4):295-313.
19. Karatas MJTn. Central vertigo and dizziness: epidemiology, differential diagnosis, and common causes. 2008;14(6):355-64.
20. Schmahmann JDJTJon, neurosciences c. Disorders of the cerebellum: ataxia, dysmetria of thought, and the cerebellar cognitive affective syndrome. 2004;16(3):367-78.
21. Ramnani N, Toni I, Passingham R, Haggard PJN. The cerebellum and parietal cortex play a specific role in coordination: a PET study. 2001;14(4):899-911.
22. Mariotti C, Fancellu R, Di Donato SJJon. An overview of the patient with ataxia. 2005;252(5):511-8.
23. Terry JB, Rosenberg RNJSn. Frontal lobe ataxia. 1995;44(6):583-8.
24. Gorman MJ, Dafer R, Levine SR. Ataxic hemiparesis: critical appraisal of a lacunar syndrome. *Stroke*. 1998;29(12):2549-55.
25. Cavina-Pratesi C, Ietswaart M, Humphreys GW, Lestou V, Milner AD. Impaired grasping in a patient with optic ataxia: primary visuomotor deficit or secondary consequence of misreaching? *Neuropsychologia*. 2010;48(1):226-34.
26. Paulus W, Straube A, Brandt T. Visual stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain*. 1984;107(4):1143-63.
27. Drachman DA, Hart CW. An approach to the dizzy patient. *Neurology*. 1972.
28. Migliaccio AA, Halmagyi GM, McGarvie LA, Cremer PD. Cerebellar ataxia with bilateral vestibulopathy: description of a syndrome and its characteristic clinical sign. *Brain*. 2004;127(2):280-93.
29. Nöroanatomi TDF. Metu Press Yayınları. Ankara; 2002.
30. Bradley WG. *Neurology in clinical practice: principles of diagnosis and management*: Taylor & Francis; 2004.
31. Mariotti C, Fancellu R, Di Donato S. An overview of the patient with ataxia. *Journal of neurology*. 2005;252(5):511-8.
32. Edwards S. *An analysis of normal movement as the basis for the development of treatment techniques. Neurological Physiotherapy A Problem-Solving Approach*, Churchill Livingstone, Philadelphia. 1996:5-40.
33. Massion J. Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 1998;22(4):465-72.
34. Horak FB. Clinical measurement of postural control in adults. *Physical therapy*. 1987;67(12):1881-5.
35. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *New England journal of medicine*. 1988;319(26):1701-7.

36. McCollum G, Leen TK. Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *Journal of Motor Behavior*. 1989;21(3):225-44.
37. Horak F, Kuo A. Postural adaptation for altered environments, tasks, and intentions. *Biomechanics and neural control of posture and movement*: Springer; 2000. p. 267-81.
38. McIlroy WE, Maki BE. Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 1996;51(6):M289-M96.
39. Peterka R. Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*. 2002;88(3):1097-118.
40. Sousa AS, Silva A, Tavares JMR. Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement: a review. *Somatosensory & motor research*. 2012;29(4):131-43.
41. Karnath H-O, Ferber S, Dichgans J. The neural representation of postural control in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2000;97(25):13931-6.
42. Winter D, MacKinnon C, Ruder G, Wieman C. An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. *Progress in brain research*. 97: Elsevier; 1993. p. 359-67.
43. Bauby CE, Kuo AD. Active control of lateral balance in human walking. *Journal of biomechanics*. 2000;33(11):1433-40.
44. Teasdale N, Simoneau M. Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait & posture*. 2001;14(3):203-10.
45. Lalonde R, Strazielle C. Brain regions and genes affecting postural control. *Progress in neurobiology*. 2007;81(1):45-60.
46. Horak F, Nutt J, Nashner L. Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *Journal of the neurological sciences*. 1992;111(1):46-58.
47. Llinás R, Welsh JP. On the cerebellum and motor learning. *Current opinion in neurobiology*. 1993;3(6):958-65.
48. Massion J. Role of motor cortex in postural adjustments associated with movement. *Integration in the nervous system*. 1979:239-60.
49. Lawrence DG, Kuypers HG. The functional organization of the motor system in the monkey: II. The effects of lesions of the descending brain-stem pathways. *Brain*. 1968;91(1):15-36.
50. Taner D, Atasever A, Durgun B. *Fonksiyonel nöroanatomi: ODTÜ Geliştirme Vakfı*; 2008.
51. Morton SM, Bastian AJ. Cerebellar control of balance and locomotion. *The neuroscientist*. 2004;10(3):247-59.
52. Horak FB. Clinical assessment of balance disorders. *Gait & posture*. 1997;6(1):76-84.

53. Powell LE, Myers AM. The activities-specific balance confidence (ABC) scale. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 1995;50(1):M28-M34.
54. Raïche M, Hébert R, Prince F, Corriveau H. Screening older adults at risk of falling with the Tinetti balance scale. *The Lancet*. 2000;356(9234):1001-2.
55. Yelnik A, Bonan I. Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 2008;38(6):439-45.
56. Kieseier BC, Pozzilli C. Assessing walking disability in multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*. 2012;18(7):914-24.
57. Fregly AR, Graybiel A. An ataxia test battery not requiring rails. *Aerospace Medicine*. 1968;39(3):277-82.
58. Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of gerontology*. 1990;45(6):M192-M7.
59. Allison L, Fuller K. Balance and vestibular disorders. *Neurological Rehabilitation St Louis, Mosby*. 2001:626.
60. Smithson F, Morris ME, Ianssek R. Performance on clinical tests of balance in Parkinson's disease. *Physical therapy*. 1998;78(6):577-92.
61. Berg KO, Maki BE, Williams JI, Holliday PJ, Wood-Dauphinee SL. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1992;73(11):1073-80.
62. Pyöriä O, Era P, Talvitie U. Relationships between standing balance and symmetry measurements in patients following recent strokes ( $\leq 3$  weeks) or older strokes ( $\geq 6$  months). *Physical therapy*. 2004;84(2):128-36.
63. Shumway-Cook A, Baldwin M, Polissar NL, Gruber W. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. *Physical therapy*. 1997;77(8):812-9.
64. Means KM. The obstacle course: a tool for the assessment of functional balance and mobility in the elderly. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 1996;33:413-28.
65. Berg K, Wood-Dauphine S, Williams J, Gayton D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*. 1989;41(6):304-11.
66. Whitney SL, Marchetti GF, Morris LO, Sparto PJ. The reliability and validity of the Four Square Step Test for people with balance deficits secondary to a vestibular disorder. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2007;88(1):99-104.
67. Berg K, Norman KE. Functional assessment of balance and gait. *Clinics in geriatric medicine*. 1996;12(4):705-23.
68. Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical therapy*. 2009;89(5):484-98.



69. Lord SR, Clark RD. Simple physiological and clinical tests for the accurate prediction of falling in older people. *Gerontology*. 1996;42(4):199-203.
70. Piirtola M, Era P. Force platform measurements as predictors of falls among older people—a review. *Gerontology*. 2006;52(1):1-16.
71. Visser JE, Carpenter MG, van der Kooij H, Bloem BR. The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology*. 2008;119(11):2424-36.
72. Mancini M, Horak FB. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European journal of physical and rehabilitation medicine*. 2010;46(2):239.
73. Van de Warrenburg B, Van Gaalen J, Boesch S, Burgunder JM, Dürr A, Giunti P, et al. EFNS/ENS Consensus on the diagnosis and management of chronic ataxias in adulthood. *European journal of neurology*. 2014;21(4):552-62.
74. Armutlu K, Karabudak R, Nurlu G. Physiotherapy approaches in the treatment of ataxic multiple sclerosis: a pilot study. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2001;15(3):203-11.
75. Keller JL, Bastian AJ. A home balance exercise program improves walking in people with cerebellar ataxia. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2014;28(8):770-8.
76. Miyai I, Ito M, Hattori N, Mihara M, Hatakenaka M, Yagura H, et al. Cerebellar ataxia rehabilitation trial in degenerative cerebellar diseases. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2012;26(5):515-22.
77. Gill-Body KM, Popat RA, Parker SW, Krebs DE. Rehabilitation of balance in two patients with cerebellar dysfunction. *Physical Therapy*. 1997;77(5):534-52.
78. Cakit BD, Nacir B, Genç H, Saraçoğlu M, Karagöz A, Erdem HR, et al. Cycling progressive resistance training for people with multiple sclerosis: a randomized controlled study. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2010;89(6):446-57.
79. Hayes HA, Gappmaier E, LaStayo PC. Effects of high-intensity resistance training on strength, mobility, balance, and fatigue in individuals with multiple sclerosis: a randomized controlled trial. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 2011;35(1):2-10.
80. Broekmans T, Gijbels D, Eijnde BO, Alders G, Lamers I, Roelants M, et al. The relationship between upper leg muscle strength and walking capacity in persons with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*. 2013;19(1):112-9.
81. Hesse S, Werner C. Partial body weight supported treadmill training for gait recovery following stroke. *Advances in neurology*. 2003;92:423-8.
82. Hesse S, Helm B, Krajnik J, Gregoric M, Mauritz KH. Treadmill training with partial body weight support: influence of body weight release on the gait of hemiparetic patients. *Journal of Neurologic Rehabilitation*. 1997;11(1):15-20.

83. Vaz DV, Schettino RdC, Rolla de Castro TR, Teixeira VR, Cavalcanti Furtado SR, de Mello Figueiredo E. Treadmill training for ataxic patients: a single-subject experimental design. *Clinical Rehabilitation*. 2008;22(3):234-41.
84. Freund JE, Stetts DM. Use of trunk stabilization and locomotor training in an adult with cerebellar ataxia: a single system design. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2010;26(7):447-58.
85. Davis AE, Lee RG. EMG biofeedback in patients with motor disorders: an aid for co-ordinating activity in antagonistic muscle groups. *Canadian Journal of Neurological Sciences*. 1980;7(3):199-206.
86. Guercio J, Chittum R, McMorrow M. Self management in the treatment of ataxia: a case study in reducing ataxic tremor through relaxation and biofeedback. *Brain injury*. 1997;11(5):353-62.
87. Guercio JM, Ferguson KE, McMorrow MJ. Increasing functional communication through relaxation training and neuromuscular feedback. *Brain injury*. 2001;15(12):1073-82.
88. Bricchetto G, Spallarossa P, de Carvalho MLL, Battaglia MA. The effect of Nintendo® Wii® on balance in people with multiple sclerosis: a pilot randomized control study. *Multiple Sclerosis Journal*. 2013;19(9):1219-21.
89. Nitz J, Kuys S, Isles R, Fu S. Is the Wii Fit™ a new-generation tool for improving balance, health and well-being? A pilot study. *Climacteric*. 2010;13(5):487-91.
90. Eftekharsadat B, Babaei-Ghazani A, Mohammadzadeh M, Talebi M, Eslamian F, Azari E. Effect of virtual reality-based balance training in multiple sclerosis. *Neurological research*. 2015;37(6):539-44.
91. Marianne Anke S, Sylvie K, Jérôme P, Shahid B, Thomas F, Dieter Georg R, et al. Effect of long-term climbing training on cerebellar ataxia: a case series. *Rehabilitation research and practice*. 2011;2011.
92. Jackson K, Edginton-Bigelow K, Cooper C, Merriman H. A group kickboxing program for balance, mobility, and quality of life in individuals with multiple sclerosis: a pilot study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 2012;36(3):131-7.
93. Silkwood-Sherer D, Warmbier H. Effects of hippotherapy on postural stability, in persons with multiple sclerosis: a pilot study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 2007;31(2):77-84.
94. Salgado BC, Jones M, Ilgun S, McCord G, Loper-Powers M, van Houten P. Effects of a 4-month Ananda yoga program on physical and mental health outcomes for persons with multiple sclerosis. *International journal of yoga therapy*. 2013;23(2):27-38.
95. Liao L-R, Huang M, Lam FM, Pang MY. Effects of whole-body vibration therapy on body functions and structures, activity, and participation poststroke: a systematic review. *Physical therapy*. 2014;94(9):1232-51.
96. Mester J, Spitzenpfeil P, Yue Z. Vibration loads: potential for strength and power development. *Strength and power in sport*. 2003:488-501.

97. İŞLER AK. TİTREŞİMİN PERFORMANSA ETKİSİ. Spor Bilimleri Dergisi. 2007;18(1):42-56.
98. Burke D, Hagbarth K-E, Löfstedt L, Wallin BG. The responses of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles. *The Journal of physiology*. 1976;261(3):673-93.
99. Burke D, Hagbarth K-E, Löfstedt L, Wallin BG. The responses of human muscle spindle endings to vibration during isometric contraction. *The Journal of physiology*. 1976;261(3):695-711.
100. Ribot-Ciscar E, Rossi-Durand C, Roll J-P. Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. *Neuroscience letters*. 1998;258(3):147-50.
101. Griffin L, Garland S, Ivanova T, Gossen E. Muscle vibration sustains motor unit firing rate during submaximal isometric fatigue in humans. *The Journal of physiology*. 2001;535(3):929-36.
102. Bongiovanni L, Hagbarth K. Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. *The Journal of physiology*. 1990;423(1):1-14.
103. Park S-Y, Son W-M, Kwon O-S. Effects of whole body vibration training on body composition, skeletal muscle strength, and cardiovascular health. *Journal of exercise rehabilitation*. 2015;11(6):289.
104. Hazell TJ, Jakobi JM, Kenno KA. The effects of whole-body vibration on upper-and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Applied physiology, nutrition, and metabolism*. 2007;32(6):1156-63.
105. Di Loreto C, Ranchelli A, Lucidi P, Murdolo G, Parlanti N, De Cicco A, et al. Effects of whole-body vibration exercise on the endocrine system of healthy men. *Journal of endocrinological investigation*. 2004;27(4):323-7.
106. Bosco C, Iacovelli M, Tsarpela O, Cardinale M, Bonifazi M, Tihanyi J, et al. Hormonal responses to whole-body vibration in men. *European journal of applied physiology*. 2000;81(6):449-54.
107. Rubin C, Xu G, JUDEX S. The anabolic activity of bone tissue, suppressed by disuse, is normalized by brief exposure to extremely low-magnitude mechanical stimuli. *The FASEB Journal*. 2001;15(12):2225-9.
108. Gusi N, Raimundo A, Leal A. Low-frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: a randomized controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*. 2006;7(1):92.
109. Eisman JA. Good, good, good... good vibrations: the best option for better bones? *The Lancet*. 2001;358(9297):1924-5.
110. Wysocki A, Butler M, Shamliyan T, Kane RL. Whole-body vibration therapy for osteoporosis: state of the science. *Annals of internal medicine*. 2011;155(10):680-6.
111. Sands WA, McNeal JR, Stone MH, Russell EM, Jemni M. Flexibility enhancement with vibration: Acute and long-term. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2006;38(4):720-5.

112. Gerodimos V, Zafeiridis A, Karatrantou K, Vasilopoulou T, Chanou K, Pispirikou E. The acute effects of different whole-body vibration amplitudes and frequencies on flexibility and vertical jumping performance. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2010;13(4):438-43.
113. Siegmund LA, Barkley JE, Knapp D, Peer KS. Acute effects of local vibration with biomechanical muscle stimulation on low-back flexibility and perceived stiffness. *Athletic Training and Sports Health Care*. 2014;6(1):37-45.
114. Chan K-S, Liu C-W, Chen T-W, Weng M-C, Huang M-H, Chen C-H. Effects of a single session of whole body vibration on ankle plantarflexion spasticity and gait performance in patients with chronic stroke: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*. 2012;26(12):1087-95.
115. Murillo N, Kumru H, Vidal-Samsó J, Benito J, Medina J, Navarro X, et al. Decrease of spasticity with muscle vibration in patients with spinal cord injury. *Clinical Neurophysiology*. 2011;122(6):1183-9.
116. Ahlborg L, Andersson C, Julin P. Whole-body vibration training compared with resistance training: effect on spasticity, muscle strength and motor performance in adults with cerebral palsy. *Journal of rehabilitation medicine*. 2006;38(5):302-8.
117. Ness LL, Field-Fote EC. Effect of whole-body vibration on quadriceps spasticity in individuals with spastic hypertonia due to spinal cord injury. *Restorative neurology and neuroscience*. 2009;27(6):623-33.
118. Cheng H-YK, Ju Y-Y, Chen C-L, Chuang L-L, Cheng C-H. Effects of whole body vibration on spasticity and lower extremity function in children with cerebral palsy. *Human movement science*. 2015;39:65-72.
119. Sadeghi M, Sawatzky B. Effects of vibration on spasticity in individuals with spinal cord injury: a scoping systematic review. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2014;93(11):995-1007.
120. De Gail P, Lance J, Neilson P. Differential effects on tonic and phasic reflex mechanisms produced by vibration of muscles in man. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*. 1966;29(1):1.
121. Türkmen FC, Nezire K. Vibrasyon: Fizyoterapide Kullanımı ve Etkileri. *Fizyoterapi Seminerleri*.11.
122. Orr R. The effect of whole body vibration exposure on balance and functional mobility in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Maturitas*. 2015;80(4):342-58.
123. Wilson SJ, Williams CC, Gdovin JR, Eason JD, Luginsland LA, Hill CM, et al. The Influence of an Acute Bout of Whole Body Vibration on Human Postural Control Responses. *Journal of motor behavior*. 2018;50(5):590-7.
124. Yang X, Wang P, Liu C, He C, Reinhardt JD. The effect of whole body vibration on balance, gait performance and mobility in people with stroke: a systematic review and meta-analysis. *Clinical rehabilitation*. 2015;29(7):627-38.

125. Choi S-J, Shin W-S, Oh B-K, Shim J-K, Bang D-H. Effect of training with whole body vibration on the sitting balance of stroke patients. *Journal of physical therapy science*. 2014;26(9):1411-4.
126. Arias P, Chouza M, Vivas J, Cudeiro J. Effect of whole body vibration in Parkinson's disease: a controlled study. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*. 2009;24(6):891-8.
127. Chouza M, Arias P, Viñas S, Cudeiro J. Acute effects of whole-body vibration at 3, 6, and 9 hz on balance and gait in patients with Parkinson's disease. *Movement Disorders*. 2011;26(5):920-1.
128. Ebersbach G, Edler D, Kaufhold O, Wissel J. Whole body vibration versus conventional physiotherapy to improve balance and gait in Parkinson's disease. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2008;89(3):399-403.
129. Haas CT, Turbanski S, Kessler K, Schmidtbleicher D. The effects of random whole-body-vibration on motor symptoms in Parkinson's disease. *NeuroRehabilitation*. 2006;21(1):29-36.
130. Schuhfried O, Mittermaier C, Jovanovic T, Pieber K, Paternostro-Sluga T. Effects of whole-body vibration in patients with multiple sclerosis: a pilot study. *Clinical Rehabilitation*. 2005;19(8):834-42.
131. Schyns F, Paul L, Finlay K, Ferguson C, Noble E. Vibration therapy in multiple sclerosis: a pilot study exploring its effects on tone, muscle force, sensation and functional performance. *Clinical Rehabilitation*. 2009;23(9):771-81.
132. Castillo Bueno I, Ramos Campo DJ, Rubio Arias JÁ. Effects of whole-body vibration training in patients with multiple sclerosis: a systematic review. *Neurologia*. 2016.
133. Ayvat E. Ataksili Hastalarda Tüm Vücut Vibrasyonun Postüral Kontrol Üzerine Etkileri. 2017.
134. Kaut O, Jacobi H, Coch C, Prochnicki A, Minnerop M, Klockgether T, et al. A randomized pilot study of stochastic vibration therapy in spinocerebellar ataxia. *The Cerebellum*. 2014;13(2):237-42.
135. Herrero AJ, Martín J, Martín T, García-López D, Garatachea N, Jiménez B, et al. Whole-body vibration alters blood flow velocity and neuromuscular activity in Friedreich's ataxia. *Clinical physiology and functional imaging*. 2011;31(2):139-44.
136. Cornwall AR, Gregory DE. Low back cutaneous vibration and its effect on trunk postural control. *Human movement science*. 2017;54:331-8.
137. Slijper H, Latash ML. The effects of muscle vibration on anticipatory postural adjustments. *Brain research*. 2004;1015(1-2):57-72.
138. Thompson C, Bélanger M, Fung J. Effects of bilateral Achilles tendon vibration on postural orientation and balance during standing. *Clinical Neurophysiology*. 2007;118(11):2456-67.

139. Sorensen K, Hollands M, Patla A. The effects of human ankle muscle vibration on posture and balance during adaptive locomotion. *Experimental brain research*. 2002;143(1):24-34.
140. Paoloni M, Mangone M, Scettri P, Procaccianti R, Cometa A, Santilli V. Segmental muscle vibration improves walking in chronic stroke patients with foot drop: a randomized controlled trial. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2010;24(3):254-62.
141. Lee S-W, Cho K-H, Lee W-H. Effect of a local vibration stimulus training programme on postural sway and gait in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*. 2013;27(10):921-31.
142. Kawahira K, Higashihara K, Matsumoto S, Shimodozono M, Etoh S, Tanaka N, et al. New functional vibratory stimulation device for extremities in patients with stroke. *International Journal of Rehabilitation Research*. 2004;27(4):335-7.
143. Cotey D, Hornby TG, Gordon KE, Schmit BD. Increases in muscle activity produced by vibration of the thigh muscles during locomotion in chronic human spinal cord injury. *Experimental brain research*. 2009;196(3):361-74.
144. Paoloni M, Giovannelli M, Mangone M, Leonardi L, Tavernese E, Di Pangrazio E, et al. Does giving segmental muscle vibration alter the response to botulinum toxin injections in the treatment of spasticity in people with multiple sclerosis? A single-blind randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*. 2013;27(9):803-12.
145. Novak P, Novak V. Effect of step-synchronized vibration stimulation of soles on gait in Parkinson's disease: a pilot study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2006;3(1):9.
146. Murillo N, Valls-Sole J, Vidal J, Opisso E, Medina J, Kumru H. Focal vibration in neurorehabilitation. *European journal of physical and rehabilitation medicine*. 2014;50(2):231-42.
147. Blackburn JT, Pamukoff DN, Sakr M, Vaughan AJ, Berkoff DJ. Whole body and local muscle vibration reduce artificially induced quadriceps arthrogenic inhibition. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2014;95(11):2021-8.
148. Pamukoff DN, Pietrosimone B, Lewek MD, Ryan ED, Weinhold PS, Lee DR, et al. Whole-body and local muscle vibration immediately improve quadriceps function in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2016;97(7):1121-9.
149. Diego IA, Hernández CP, Rueda FM, de la Cuerda RC. Effects of vibrotherapy on postural control, functionality and fatigue in multiple sclerosis patients: a randomised clinical trial. *Neurologia (English edition)*. 2012;27(3):143-53.
150. Haas C, Schmidtbleicher D. Zu den Effekten mechanischer Schwingungsreize bei M. Parkinson Rheuma aktuell. 2002;3:8-10.

151. Franchignoni F, Horak F, Godi M, Nardone A, Giordano A. Using psychometric techniques to improve the Balance Evaluation Systems Test: the mini-BESTest. *Journal of rehabilitation medicine*. 2010;42(4):323-31.
152. Verheyden G, Nieuwboer A, Mertin J, Preger R, Kiekens C, De Weerd W. The Trunk Impairment Scale: a new tool to measure motor impairment of the trunk after stroke. *Clinical rehabilitation*. 2004;18(3):326-34.
153. Workbook B. Program Documentation. Bertec Corporation, Version.1(0).
154. Sarabon N. Development of software for comprehensive analyses of force plate measurements. *Kinesiology*. 2011;43(2):204-12.
155. Webster KE, Wittwer JE, Feller JA. Validity of the GAITRite® walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. *Gait & posture*. 2005;22(4):317-21.
156. Inc C. GAITRite electronic walkway technical reference manual. 2013.
157. Berker N, Yalçın S, Yavuzer G, Gök H. Yürüme Analizi. Baskı İstanbul: Avrupa Matbaacılık. 2001.
158. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical therapy*. 2000;80(9):896-903.
159. Springer BA, Marin R, Cyhan T, Roberts H, Gill NW. Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed. *Journal of geriatric physical therapy*. 2007;30(1):8-15.
160. Carlucci F, Orlando G, Haxhi J, Laudani L, Giombini A, Macaluso A, et al. Older age is associated with lower optimal vibration frequency in lower-limb muscles during whole-body vibration. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2015;94(7):522-9.
161. Pollock RD, Provan S, Martin FC, Newham DJ. The effects of whole body vibration on balance, joint position sense and cutaneous sensation. *European journal of applied physiology*. 2011;111(12):3069-77.
162. Cloak R, Nevill AM, Clarke F, Day S, Wyon MA. Vibration training improves balance in unstable ankles. *International journal of sports medicine*. 2010;31(12):894-900.
163. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of physiology*. 2001;532(3):869-78.
164. Runge C, Shupert C, Horak F, Zajac F. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & posture*. 1999;10(2):161-70.
165. Nashner LM. Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Experimental Brain Research*. 1977;30(1):13-24.
166. Nashner L, editor Sensory, neuromuscular, and biomechanical contributions to human balance. *Proceeding of APTA Forum, Tennessee, 1989; 1989*.

167. Seo HG, Oh BM, Leigh JH, Chun C, Park C, Kim CH. Effect of Focal Muscle Vibration on Calf Muscle Spasticity: A Proof-of-Concept Study. *PM&R*. 2016;8(11):1083-9.
168. Islam MM, Nasu E, Rogers ME, Koizumi D, Rogers NL, Takeshima N. Effects of combined sensory and muscular training on balance in Japanese older adults. *Preventive Medicine*. 2004;39(6):1148-55.
169. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J, Alexander N. Association between ankle muscle strength and limit of stability in older adults. *Age and ageing*. 2008;38(1):119-23.
170. Mohan G, Pal PK, Sendhil KR, Thennarasu K, Usha B. Quantitative evaluation of balance in patients with spinocerebellar ataxia type 1: A case control study. *Parkinsonism & related disorders*. 2009;15(6):435-9.
171. Freitas ED, Frederiksen C, Miller RM, Heishman A, Anderson M, Pardo G, et al. Acute and Chronic Effects of Whole-Body Vibration on Balance, Postural Stability, and Mobility in Women With Multiple Sclerosis. Dose-Response. 2018;16(4):1559325818816577.
172. Johansson BB. Brain plasticity and stroke rehabilitation: the Willis lecture. *Stroke*. 2000;31(1):223-30.
173. Cheung W-H, Mok H-W, Qin L, Sze P-C, Lee K-M, Leung K-S. High-frequency whole-body vibration improves balancing ability in elderly women. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2007;88(7):852-7.
174. Ko M-C, Wu L-S, Lee S, Wang C-C, Lee P-F, Tseng C-Y, et al. Whole-body vibration training improves balance control and sit-to-stand performance among middle-aged and older adults: a pilot randomized controlled trial. *European Review of Aging and Physical Activity*. 2017;14(1):11.
175. Erskine J, Smillie I, Leiper J, Ball D, Cardinale M. Neuromuscular and hormonal responses to a single session of whole body vibration exercise in healthy young men. *Clinical physiology and functional imaging*. 2007;27(4):242-8.
176. De Ruiter C, Van Der Linden R, Van der Zijden M, Hollander A, De Haan A. Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise. *European journal of applied physiology*. 2003;88(4-5):472-5.
177. Miyashita K, Morioka I, Tanabe T, Iwata H, Takeda S. Symptoms of construction workers exposed to whole body vibration and local vibration. *International archives of occupational and environmental health*. 1992;64(5):347-51.
178. Buckley E, Mazzà C, McNeill A. A systematic review of the gait characteristics associated with cerebellar ataxia. *Gait & posture*. 2018;60:154-63.
179. Öberg T, Karsznia A, Öberg K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of rehabilitation research and development*. 1993;30:210-.



180. Dickin D, Faust K, Wang H, Frame J. The acute effects of whole-body vibration on gait parameters in adults with cerebral palsy. *J Musculoskeletal Neuronal Interact.* 2013;13(1):19-26.
181. Perry SD, McIlroy WE, Maki BE. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain research.* 2000;877(2):401-6.
182. Kavounoudias A, Roll R, Roll J-P. Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles. *Neuroscience letters.* 1999;266(3):181-4.
183. De Nunzio AM, Grasso M, Nardone A, Godi M, Schieppati M. Alternate rhythmic vibratory stimulation of trunk muscles affects walking cadence and velocity in Parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology.* 2010;121(2):240-7.
184. van Wegen EE, van Emmerik RE, Wagenaar RC, Ellis T. Stability boundaries and lateral postural control in parkinson's disease. *Motor Control.* 2001;5(3):254-69.
185. Vaugoyeau M, Viel S, Assaiante C, Amblard B, Azulay J. Impaired vertical postural control and proprioceptive integration deficits in Parkinson's disease. *Neuroscience.* 2007;146(2):852-63.
186. Wright W, Gurfinkel V, Nutt J, Horak F, Cordo P. Axial hypertonicity in Parkinson's disease: direct measurements of trunk and hip torque. *Experimental neurology.* 2007;208(1):38-46.
187. Camerota F, Celletti C, Di Sipio E, De Fino C, Simbolotti C, Germanotta M, et al. Focal muscle vibration, an effective rehabilitative approach in severe gait impairment due to multiple sclerosis. *Journal of the neurological sciences.* 2017;372:33-9.
188. Marconi B, Filippi GM, Koch G, Pecchioli C, Salerno S, Don R, et al. Long-term effects on motor cortical excitability induced by repeated muscle vibration during contraction in healthy subjects. *Journal of the neurological sciences.* 2008;275(1-2):51-9.
189. Naghdi S, Khalifeloo M, Ansari NN, Akbari M, Jalaie S, Jannat D. The short-term effects of plantar vibration on balance disorder after stroke. *Audiology.* 2013;22(22):104-9.
190. Khalifeloo M, Naghdi S, Ansari NN, Akbari M, Jalaie S, Jannat D, et al. A study on the immediate effects of plantar vibration on balance dysfunction in patients with stroke. *Journal of exercise rehabilitation.* 2018;14(2):259.
191. Attanasio G, Camerota F, Ralli M, Galeoto G, La Torre G, Galli M, et al. Does focal mechanical stimulation of the lower limb muscles improve postural control and sit to stand movement in elderly? *Aging clinical and experimental research.* 2018;30(10):1161-6.
192. Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz LA, Collins JJ. Vibrating insoles and balance control in elderly people. *The Lancet.* 2003;362(9390):1123-4.

193. KAÇOĞLU C. Akut Tüm Vücut Vibrasyon Antrenmanının Ünilateral Statik Dengeye Etkilerinin İncelenmesi. *Gaziantep Üniversitesi Spor Bilimleri Dergisi*.4(1):144-56.
194. Torvinen S, Sievänen H, Järvinen T, Pasanen M, Kontulainen S, Kannus P. Effect of 4-min vertical whole body vibration on muscle performance and body balance: a randomized cross-over study. *International journal of sports medicine*. 2002;23(05):374-9.
195. Rittweger J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European journal of applied physiology*. 2010;108(5):877-904.
196. Eftekhari E, Mostahfezian M, Etemadifar M, Zafari A. Resistance training and vibration improve muscle strength and functional capacity in female patients with multiple sclerosis. *Asian journal of sports medicine*. 2012;3(4):279.
197. Rees SS, Murphy AJ, Watsford ML. Effects of whole body vibration on postural steadiness in an older population. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2009;12(4):440-4.
198. Han JT, Lee MH, Lee KH. Effects of local muscle vibration on the displacement of center of pressure during quiet standing. *Journal of physical therapy science*. 2013;25(12):1643-5.
199. Wanderley FS, Albuquerque-Sendín F, Parizotto NA, Rebelatto JR. Effect of plantar vibration stimuli on the balance of older women: a randomized controlled trial. *Archives of Physical medicine and rehabilitation*. 2011;92(2):199-206.
200. Tokuno CD, Carpenter M, Thorstensson A, Garland S, Cresswell AG. Control of the triceps surae during the postural sway of quiet standing. *Acta Physiologica*. 2007;191(3):229-36.
201. Zhang J, Yu J, Tang X, Yang F, Kang Y, Zhang C, et al. Does whole-body vibration have benefits in patients with multiple sclerosis: a systematic review and meta-analysis. *Int J Clin Exp Med*. 2017;10(7):9996-10009.
202. Pozo-Cruz Bd, Adsuar JC, Parraca JA, Pozo-Cruz Jd, Olivares PR, Gusi N. Using whole-body vibration training in patients affected with common neurological diseases: a systematic literature review. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*. 2012;18(1):29-41.

## 8. EKLER

### EK 1. Etik Kurul Onayı

1474

#### HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Erişkin Ataksi Hastalarında Lokal Vibrasyon ve Tüm Vücut Vibrasyon Uygulamalarının Postüral Kontrol Üzerine Akut Etkilerinin İncelenmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	KA-180028

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
	AÇIK ADRESİ	Hacettepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 06100 Altındağ / ANKARA
	TELEFON	0312 305 3498
	FAKS	0312 310 0580
	E-POSTA	klinetik@hacettepe.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç. Dr. Oğuzhan KURŞUN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Nöroloji			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nöroloji Anabilim Dalı			
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
	DESTEKLEYİCİ				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
FAZ 4		<input type="checkbox"/>			
Gözlemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>			
Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input checked="" type="checkbox"/>			
İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma		<input type="checkbox"/>			
Diğer ise belirtiniz					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	28.05.2018	2	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	05.11.2018	2	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU	28.05.2018	2	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>

Etik Kurul Başkanının  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Mutlu HAYRAN  
İmzası:

Not: Etik Kurul Başkanı'nın her sayfada imzası yer almalıdır.

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Erişkin Ataksi Hastalarında Lokal Vibrasyon ve Tüm Vücut Vibrasyon Uygulamalarının Postüral Kontrol Üzerine Akut Etkilerinin İncelenmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	KA-180028

DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı		Açıklama
		SIGORTA	<input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/>	05.11.2018
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>	
	ILAN	<input type="checkbox"/>	
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>	
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>	
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>	
	DİĞER:	<input type="checkbox"/>	
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 2018/20-24 (KA-180028)	Toplantı Tarihi: 15.11.2018	
	Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nöroloji Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Doç. Dr. Oğuzhan KURŞUN'un sorumlu araştırmacısı ve koordinatörü olduğu, Doç. Dr. Muhammed KILINÇ, Dr. Pzt. Ender AYVAT ile birlikte çalışacakları Pzt. Güngör Beyza ÖZVAR'ın yüksek lisans tezi olan (KA-180028) kayıt numaralı "Erişkin Ataksi Hastalarında Lokal Vibrasyon ve Tüm Vücut Vibrasyon Uygulamalarının Postüral Kontrol Üzerine Akut Etkilerinin İncelenmesi" başlıklı projeye ait yukarıda bilgileri verilen belge ve dokümanlar, araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve bilgi edinilmiş olup, tıbbi etik açıdan uygun bulunmuştur. Bu çalışmanın/araştırmanın başlatılabilmesi ya da ilgili değişiklikler sonrasında sürdürülebilmesi için T. C. Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumunda <u>izin alınması gerekmektedir.</u>		

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU							
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI		İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu					
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:		Prof. Dr. Mutlu HAYRAN					
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkisi	Katılım*		İmzası:
Prof. Dr. Mutlu HAYRAN Başkan	Epidemiyoloji	Hacettepe Ü. Kanser Enstitüsü	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Türkan ELDEW Başkan Yardımcısı	Farmasötik Biyoteknoloji	Hacettepe Ü. Eze. F.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Murat Yurdakök	Çocuk Sağl. ve Hst. Neonatoloji	Hacettepe Ü. Tıp F.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Nilgün Sayınalp	İç Hst. Hematoloji	Hacettepe Ü. Tıp F.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ayşe Küçükdeveci	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	Ankara Ü. Tıp F.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Nuket Örnekin	Tıp Tarihi ve Etik	Hacettepe Ü. Tıp F.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mehmet Uğur	Biyofizik	Ankara Ü. Tıp F.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. İnci Erdemli	Farmakoloji	Hacettepe Ü. Eczacılık F.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Erdem Karabulut	Biyostatistik	Hacettepe Ü. Tıp F.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Hamit C. an Güngör	Pedodonti	Hacettepe Ü. Diş Hekimliği F.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Zafer Arık	Medikal Onkoloji	Hacettepe Ü. Tıp Fakültesi	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Ümit Murat Şahiner	Çocuk İmmünoloji ve Alerji Hast.	Hacettepe Ü. Tıp Fakültesi	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Av. Meltem Onurlu	Hukuk	Hacettepe Ü. Hukuk Müşavir V.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Fatma Nesrin Şeyhismailoğlu	İşletme	Sivil Üye	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

\*: Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanının  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Mutlu HAYRAN  
İmzası:

Not: Etik Kurul Başkanı'nın her sayfada imzası yer almalıdır.



T.C.  
SAĞLIK BAKANLIĞI  
Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu

NORMAL

Sayı : 68869993-511.06-E.10017  
Konu : 2018-162

18.01.2019

Sayın Doç. Dr. Oğuzhan KURŞUN  
Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi  
Ülkü Mahallesi Talatpaşa Bulvarı No:5  
Altındağ/ANKARA

İlgi : Kurum evrak kayıt 26.12.2018 tarihli ve E.386231 sayılı başvurunuz.

Sorumlu araştırmacısı olduğunuz, aşağıdaki tabloda bilgileri verilen ilgi klinik araştırma başvuru dosyası ve belgeler; araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak 06.09.2014 tarihli ve 29111 sayılı Resmî Gazete 'de yayımlanan Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği gereğince incelenmiş olup **Uzmanlık Tezleri ve/veya Akademik Amaçlı Yapılacak Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Başvuru Formunda** belirtilen merkezde araştırmanın başlaması uygun bulunmuştur.

Araştırmanın Adı	Erişkin Ataksi Hastalarında Lokal Vibrasyon ve Tüm Vücut Vibrasyon Uygulamalarının Postüral Kontrol Üzerine Akut Etkilerinin İncelenmesi
Koordinatör Merkez	Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Koordinatör / Sorumlu Araştırmacı	Doç. Dr. Oğuzhan KURŞUN
Protokol tarihi / versiyon no	28.05.2018/2
BGOF tarihi / versiyon no	05.11.2018/2
ORF tarihi / versiyon no	28.05.2018/2
Araştırma Broşürü tarihi / versiyon no	-
Proje Yürütücüsü	-

Bu kapsamda yukarıda ayrıntıları verilen çalışma ile ilgili olarak;

- Gönüllülerden alınan ve ülke dışına çıkarılacak olan numuneler için biyolojik materyal transfer formunda belirtilen şartların yerine getirilmesi,

Söğütözü Mahallesi, 2176.Sokak No:5 06520 Çankaya/ANKARA  
Tel: (0 312) 218 30 00- Fax : (0 312) 218 34 60 www.titck.gov.tr

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanunu uyarınca elektronik olarak imzalanmıştır. Doküman <http://ebs.titck.gov.tr/Basvuru/Elmza/Kontrol> adresinden kontrol edilebilir. Güvenli elektronik imza aslı ile aynıdır. Dokümanın doğrulama kodu : SHY3M0FyM0FyM0FyM0FyS3k0Z1Ax



T.C.  
SAĞLIK BAKANLIĞI  
Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu

- Araştırmanın başlamaması, iptali veya sonlandırılması halinde tarafımıza bilgi verilmesi,
- Araştırma süresince ortaya çıkan advers olayların/etkilerin tarafımıza bildirilmesi,
- Araştırmanın Helsinki Bildirgesi'nin son metni, İyi Klinik Uygulamalar İlkeleri ve ilgili mevzuata uygun olarak yürütülmesi,
- Araştırmada kullanılan her türlü araştırma ürününün ve ürünlerin kullanılmasına mahsus her türlü malzeme ile muayene, tetkik, tahlil ve tedavilerin bedeli için gönüllüden herhangi bir ücret talep edilmemesi,
- Araştırmaya ait yıllık bildirim formunun düzenli olarak Kurumumuza gönderilmesi,
- Sorumlu araştırmacı olarak yazımızın bir örneğinin ilgili etik kurula iletilmesi hususunda bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Dr. Asım HOCAOĞLU  
Kurum Başkanı a.  
Daire Başkanı

Söğütözü Mahallesi, 2176.Sokak No:5 06520 Çankaya/ANKARA  
Tel: (0 312) 218 30 00- Fax : (0 312) 218 34 60 [www.titck.gov.tr](http://www.titck.gov.tr)

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanunu uyarınca elektronik olarak imzalanmıştır. Doküman <http://ebs.titck.gov.tr/Basvuru/Elmza/Kontrol> adresinden kontrol edilebilir. Güvenli elektronik imza aslı ile aynıdır. Dokümanın doğrulama kodu : SHY3M0FyM0FyM0FyM0FyS3k0Z1Ax

## EK 2. Mini-BESTest

### Mini-Bestest: Denge Değerlendirme Sistemleri Testi

İLERİYE YÖNELİK (HAZIRLAYICI)

Alt Skor: \_\_\_/6

#### 1. Oturmadan Ayağa Kalkma

Talimat: "Kollarınızı göğsünüzde çaprazlayın. Geremediği sürece ellerinizi kullanmamaya çalışın. Ayağa kalktığınızda dizlerinizin arkasının sandalyeye yaslanmamasına dikkat edin. Şimdi lütfen ayağa kalkın. "

(2) Normal: ellerini kullanmadan bağımsız olarak ayağa kalkar ve pozisyonunu korur.

(1) Orta: ilk denemede ellerini kullanarak ayağa kalkar.

(0) Şiddetli: yardımsız ayağa kalkamaz veya ellerini kullanarak birkaç denemede ayağa kalkabilir.

#### 2. Parmak ucunda kalkma

Talimat: "Ayaklarınızı omuz genişliğinde açın. ellerinizi belinize yerleştirin. Parmak uçlarınızın üzerinde olabildiğince yükselmeye çalışın. Ben 3'e kadar yüksek sesle sayacağım. En az 3 saniye boyunca bu pozisyonu tutmaya çalışın. Başınız düz tutun ve ileriye doğru bakın. Şimdi yükselin. "

(2) Normal: maksimum yükseklikte 3 saniye pozisyonu korur.

(1) Orta: maksimum yüksekliği çıkamaz (Destek alarak yükseldiğine göre) yada 3 saniye pozisyonunu koruyamaz.

(0) Şiddetli: <3 saniye.

#### 3. Tek Bacak Üzerinde Durma

Talimat: " Başınız düz tutun ve ileriye doğru bakın. Ellerinizi belinize yerleştirin. Tek bacağınızı arkaya doğru bükün, diğer bacağınızı yaslamayın veya arkadan destek almayın. Diğer ayakta bacak üzerine sizin kaldırdı bacak dokunmadan veya dinlenme olmadan arkada zemin kapalı bacağınızı kaldırın. Olabildiğince tek bacak üzerinde ayakta kalmaya çalışın. Şimdi kaldırın ayağınızı. "

Sol taraf: deneme süresi (saniye) 1.deneme: \_\_\_\_\_ 2.deneme: \_\_\_\_\_

(2) Normal: 20 s.

(1) Orta: <20 s.

(0) Şiddetli: Yapamıyor.

Sağ taraf: deneme süresi (saniye) 1.deneme: \_\_\_\_\_ 2.deneme: \_\_\_\_\_

(2) Normal: 20 s.

(1) Orta: <20 s.

(0) Şiddetli: Yapamıyor.

Her tarafı ayrı ayrı puanlayın, en uzun süreli denemeyi kullanın.

Alt skoru ve toplam puanı en düşük sayısal puanı kullanarak hesaplayın. [yani zayıf tarafı (sağ veya sol) ].

#### REAKTİF POSTURAL KONTROL

Alt Skor: \_\_\_/6

##### 4. Kompansatuar düzeltici adım alma-İleri

Talimat: " Ayaklarınız omuz genişliğinde, kollar yanlarda durun. Benim ellerime karşı sınırlarınız dahilinde öne doğru yavaşlanın. Ben izin verdiğimde, düşmenizi engellemek için adım almak dahil ne gerekiyorsa yapın. "

- (2) Normal: Tek bir büyük adımla bağımsız olarak toparlar. (ikinci düzeltici adıma izin verilir)
- (1) Orta: Dengeyi kurtarmak için kullanılan birden fazla adım.
- (0) Şiddetli: Adım alma yok, yakalanmasa düşer yada kendiliğinden düşer.

##### 5. Kompansatuar düzeltici adım alma-Geri

Talimat: " Ayaklarınız omuz genişliğinde, kollar yanlarda durun. Benim ellerime karşı sınırlarınız dahilinde arkaya doğru yavaşlanın. Ben izin verdiğimde, düşmenizi engellemek için adım almak dahil ne gerekiyorsa yapın. "

- (2) Normal: Tek bir büyük adımla bağımsız olarak toparlar. (ikinci düzeltici adıma izin verilir)
- (1) Orta: Dengeyi kurtarmak için kullanılan birden fazla adım.
- (0) Şiddetli: Adım alma yok, yakalanmasa düşer yada kendiliğinden düşer.

##### 6. Kompansatuar düzeltici adım alma-Yanlara

Talimat: " Ayaklarınız omuz genişliğinde, kollar yanlarda durun. Benim elime karşı sınırlarınız dahilinde yana doğru yavaşlanın. Ben izin verdiğimde, düşmenizi engellemek için adım almak dahil ne gerekiyorsa yapın. "

- sol
- (2) normal: 1 adım ile bağımsız bir şekilde kurtarır. (çapraz veya yana adım).
- (1) orta: dengeyi kurtarmak için birden fazla adım.
- (0) Şiddetli: düşer, ya da adım alamaz.
- sağ
- (2) normal: 1 adım ile bağımsız bir şekilde kurtarır. (çapraz veya yana adım).
- (1) orta: dengeyi kurtarmak için birden fazla adım.
- (0) Şiddetli: düşer, ya da adım alamaz.

Alt skoru ve toplam puanı hesaplamak için en düşük puanı alan tarafı kullanın.

#### DUYU ORYANTASYONU

Alt Skor: \_\_\_/6

##### 7. Ayakta duruş (Ayaklar bitişik); Gözler açık, sert yüzey



Talimat: "ellerinizi belinize yerleştirin. Ayaklarınızı yan yana bitişik yerleştirin. Başınız düz tutun ve ileriye doğru bakın. ben dur diyene kadar mümkün olduğu kadar stabil durun. "

Saniye Zaman: \_\_\_\_\_

(2) Normal: 30 s.

(1) Orta: <30 s.

(0) Şiddetli: Yapamıyor.

8. Ayakta duruş (Ayaklar bitişik); Gözler kapalı, yumuşak yüzey

Talimat: "Süngerin üzerine çıkın. Ellerinizi belinize yerleştirin. Ayaklarınızı yan yana bitişik yerleştirin. Başınız düz tutun ve ileriye doğru bakın. ben dur diyene kadar mümkün olduğu kadar stabil durun. Gözlerinizi kapattığınızda saymaya başlayacağım "

Saniye Zaman: \_\_\_\_\_

(2) Normal: 30 s.

(1) Orta: <30 s.

(0) Şiddetli: Yapamıyor.

9. Eğimli yüzey ; Gözler kapalı

Talimat: "eğimli rampaya adım alım. Ön ayağınız rampa üzerinde olacak şekilde ayaklarınızı omuz genişliğinde açın, kollarınız gövdenizin yanında olsun. Gözlerinizi kapattığımızda ben saymaya başlayacağım. "

Saniye Zaman: \_\_\_\_\_

(2) Normal: 30 s bağımsız durabilir ve yerçekimi ile hizalar.

(1) Orta: <30 s bağımsız durabilir VEYA yüzey ile hizalar.

(0) Şiddetli: Yapamıyor.

**DİNAMİK YÜRÜME**

Alt Skor: \_\_\_/10

10. Yürüme hızı değişimi

Talimat: Normal hızınızda yürümeye başlayın. Ben ne zaman size 'hızlı' dersem olabildiğince hızlı yürüyün. Ben 'Yavaş' dediğim zaman çok yavaş yürüyün.

(2) Normal: dengesizlik olmadan önemli ölçüde yürüme hızını değiştirir.

(1) Orta: yürüme hızını değiştiremez veya dengesizlik belirtileri.

(0) Şiddetli: yürüme hızı ve dengesizlik belirtileri önemli bir değişim elde edilemiyor.

11. Baş rotasyonu ile yürüme

Talimat: Normal hızda yürümeye başlayın ben size "sağ" dediğimde başınızı sağ tarafa çevirin ve o tarafa bakın. Ben size "sol" dediğimde başınızı "sol" tarafa çevirin ve o tarafa bakın. Düz bir çizgide yürümeye çalışın. "

(2) Normal: yürüme hızı değişmeksizin başını çevirebilir ve dengesi iyidir.

(1) Orta: yürüme hızında azalma başını çevirebilir.

(0) Şiddetli: başını çevirirken denge kaybı yaşar.

### 12.Tam dönüşme yürüme

Talimat: "normal hızda yürümeye başlayın. Ben dönüp durun dediğimde, mümkün olduğunca kısa sürede, geriye doğru dönün ve durun. Döndükten sonra, ayaklarınız birbirine yakın olmalıdır. "

(2) Normal: iyi bir denge ile döner, hızlı (<3 adım).

(1) Orta: iyi bir denge ile döner, hızlı (>4 adım).

(0) Şiddetli: dengesizlik olmadan herhangi bir hızda dönemez.

### 13.Engel atlama

Talimat: "normal hızda yürümeye başlayın. Basmağa geldiğinizde üzerinden adım alın, etrafından değil. Ve yürümeye devam edin. "

(2) Normal: iyi bir denge ile, yürüme hızında minimal bir değişiklik ile basamak üzerinden adım alır.

(1) Orta: basamağın üzerinden adım alır ama basamağa dokunur veya temkinli davranarak yürüyüşünü yavaşlatır.

(0) Şiddetli: Basamağın üzerinden adım alamaz veya çevresinden adım alır.

### 14.Dual task ile zamanlı kalk yürü (3 metre)

TUG Talimat: "Ben şimdi dediğimde ayağa kalkın, normal hızda yürümeye başlayın, taburenin etrafından dönün ve geri gelip sandayeye oturun. "

Dual task ile TUG Talimat: "10'den başlayarak geriye doğru 3'er 3'er sayın. Ben şimdi dediğimde ayağa kalkın, normal hızda yürümeye başlayın, taburenin etrafından dönün ve geri gelip sandayeye oturun. Tüm süre boyunca saymaya devam edin.

TUG: \_\_\_\_\_ saniye; Dual task ile TUG: \_\_\_\_\_ saniye

(2) Normal: Normal TUG ile karşılaştırıldığında hızda belirgin bir değişiklik olmaz.

(1) Orta: Dual task ile sayı sayma veya yürüme (>% 10) etkilenir.

(0) Şiddetli: Yürürken sayı saymayı durdurur VEYA sayı sayma sırasında yürümeyi durdurur.

Toplam Skor: \_\_\_/28

#### Mini-BESTest YÖNERGE

**Hastanın Koşulları:** Hasta düz topuklu ayakkabı VEYA ayakkabısız ve çorapsız olmalıdır.

**Ekipman:** 10 santimetrelilik orta derece sertlikte sünger, tabure, rampa, kronometre, 22 santimetrelilik kutu/basamak, 3 metrelik işaretlenmiş düz zemin.

**Puanlama:** Test 0-2 puan üzerinden 14 maddeden oluşmaktadır, maksimum puan 28'dir.

Test 0-2 Yenen her biri 14 sorudan 28 puan maksimum puan var.

"0" en düşük fonksiyon seviyesini "2" ise en yüksek fonksiyon seviyesini gösterir.

Eğer hastanın yardımcı cihaz kullanması gerekiyorsa, bir alt seviye /düşük kategori üzerinden puanlama yapılmalıdır.

Eğer hastanın fiziksel yarım alması gerekiyorsa, bu madde için "0" puan verilmelidir.

Madde 3 (Tek ayak üzerinde durma) ve Madde 6 (Kompansatuar düzeltici adım alma-Yanlara) için sadece tek tarafın (kötü taraf) puanını kullanın.

Madde 3 (Tek ayak üzerinde durma) için 2 deneme yaptırın ve yüksek puanı seçin.

Madde 14 (Dual task ile zamanlı kalk yürü) için dual task ile yürüme hızı %10'dan fazla azalıyorsa bir alt seviye üzerinden puanlama yapılmalıdır.

1-Oturmadan Ayağa Kalkma	Hareketin başlatılmasına ve bireyin sandalyenin kollarından destek almasına dikkat edin ve not edin.
2-Parmak ucunda kalkma	Bireyin görevi iki kere yapmasına izin verin. En iyi olan skoru kaydedin. (Eğer bireyin tüm vücut ağırlığından daha azını kullandığını düşünüyorsanız, bireyin testi yapan kişinin ellerinden tutarken yükselmesini isteyin. Bireyin 4-12 metre uzaktaki hareketli olmayan hedefe baktığından emin olun.
3-Tek bacak üzerinde durma	Bireyin görevi iki kere yapmasına izin verin ve zamanı kaydedin. Bireyin durabildiği dakikayı maksimum 20 saniyeye kadar kaydedin. Birey ellerini kalçasının altına indirdiğinde veya ayağını yere koyduğunda zamanı durdurun. Bireyin 4-12 metre uzaktaki hareketli olmayan hedefe baktığından emin olun. Görevi diğer bacakta tekrarlayın.
4-Kompansatuar düzeltici adım alma-İleri	Ellerinizi bireyin omuzlarına koyarak bireyin karşısında durun ve bireyin öne doğru eğilmesini isteyin. (Bireyin öne adım alması için yer olduğundan emin olun.) Bireyin omuzları ve kalçası ayaklarının önüne gelene kadar eğilmesi gerekmektedir. Eğer elinizde bireyin vücut ağırlığını hissederseniz, aniden desteğinizi bırakın. Bu test, adımı açığa çıkarmalıdır. NOT: Bireyi yakalamak

	için hazırlıklı olun.
5-Kompansatuar düzeltici adım alma-Geri	Ellerinizi bireyin kürek kemiklerine koyarak bireyin arkasında durun ve bireyin geriye doğru eğilmesini isteyin. (Bireyin geriye adım alması için yer olduğundan emin olun.) Bireyin omuzları ve kalçası topuklarının arkasına gelene kadar eğilmesi gerekmektedir. Eğer elinizde bireyin vücut ağırlığını hissederseniz, aniden desteğinizi bırakın. Bu test, adımı açığa çıkarmalıdır. NOT: Bireyi yakalamak için hazırlıklı olun.
6-Kompansatuar düzeltici adım alma-Yanlara	Bireyin yanında durun ve elinizi bireyin pelvisine koyun, ve bireyin tüm vücuduyla elinize doğru eğilmesini isteyin. Bireyin pelvisinin orta hattı sağ ya da sol ayağını geçene kadar uzanması gerekmektedir ve aniden desteğinizi bırakın. NOT: Bireyi yakalamak için hazırlıklı olun.
7-Ayakta duruş (Ayaklar bitişik); Gözler açık, sert yüzey	Bireyin ayaklar bitişik olarak ayakta durabildiği süreyi maksimum 30 saniyeye kadar kaydedin. Bireyin 4-12 metre uzaktaki hareketli olmayan hedefe baktığından emin olun.
8-Ayakta duruş (Ayaklar bitişik); Gözler kapalı, yumuşak yüzey	4 santimetrelilik orta derece sertlikte sünger kullanın. Sünger üzerine adım alması için bireye yardım edin. Bireyin her durumda ayakta durabileceği süreyi maksimum 30 saniyeye kadar kaydedin. Denemeler arasında bireyin süngerden inmesine izin verin. Köpüğün şeklini muhafaza etmek için her deneme arasında köpüğü çevirin.
9-Eğimli yüzey ; Gözler kapalı	Bireyin rampaya çıkmasına yardım edin. Birey gözünü kapatır kapatmaz süreyi başlatın ve zamanı kaydedin. Aşırı salınım olursa kaydedin.
10-Yürüme hızı değişimi	Bireyin 3-5 adımı normal hızda atmasına izin verin ve sonra "hızlanın" deyin. 3-5 hızlı adımdan sonra "yavaşlayın" deyin. Birey yürüyüşü sonlandırmadan önce 3-5 yavaş adıma izin verin.
11-Baş rotasyonu ile yürüme	Bireyin normal hıza ulaşmasına izin verin ve her 3-5 adımda "sağ,sol" diye komutlar verin. Eğer her iki yönde sorun görürseniz değerlendirin. Eğer bireyin aşırı servikal kısıtlanması varsa, kombine baş ve gövde hareketlerine izin verin.
12-Tam dönüşme yürüme	Pivot noktasını gösterin. Birey normal hızda yürürken, "dönün ve durun"deyin. Bireyin dönüşten stabil olana kadar olan adım sayısını hesaplayın. Dengesizlik; geniş destek yüzeyi,ekstra

	adımlar ya da gövde hareketleri ile kendini gösterebilir.
13-Engel atlama	Bireyin yürüyüşe başlayacağı yerden 10 m uzağa 23 santimetrelük kutu koyun. Birbirine bantlanmış iki ayakkabı kutusu bu ekipmanı oluşturmak için iyidir.
14-Dual task ile zamanlı kalk yürü (3 metre)	<p>Dual taskın etkilerini belirlemek için zamanlı kalk yürü testini kullanın. Bireyin 3 metrelik mesafeyi yürümesi gerekir.</p> <p>Zamanlı kalk yürü: Bireyin sırtını sandalyeye yaslayarak oturmasını isteyin. Bireyin sizin "gel" dediğiniz zamandan dönüp oturana kadar zamanı olacaktır. Bireyin kalçası sandalyenin dibine değdiğinde ve sırtı sandalyeye yaslandığında zamanı durdurun. Sandalye kolçaksız olmalıdır.</p> <p>Dual task ile zamanlı kalk yürü: Bireyin 100'den geriye hangi hızda saydığını görmek için otururken saydırın. Ardından bireyden sayıları saymasını isteyin ve birkaç sayıdan sonra "git" deyin. Bireyin sizin "gel" dediğiniz zamandan dönüp oturana kadar zamanı olacaktır. Dual taskı etkileyen saymayı ya da yürüyüş hızı zamanlı kalk yürümeye göre %10'dan fazla düşerse ya da dengesizliğin yeni işaretleri varsa değerlendirin.</p>

### EK 3. Gövde Bozukluk Ölçeği

Bütün maddeler için başlangıç pozisyonu: kişi uyluk yere paralel olacak şekilde ayaklar yerle tam temas halinde, dizler 90° fleksiyonda sırt desteği olmadan eller ve ön kollar uyluklar üstünde destekli oturur. Tüm maddeleri 3 kez döner. En iyi performans kaydedilir. Gözlemci testler arasında uyarılar ve geri bildirimler verebilir, uyarılar sözel veya görsel verilir.

MADDE NO	GÖREV TANIMI	PUANLAMA	PUAN	DİPNOT	1	2
	<b>STATİK OTURMA DENGESİ</b>					
1	Başlama pozisyonunu 10 sn. koruyabilmesi	Düşer veya kol desteğine ihtiyaç duyar. 10 sn. pozisyonunu korur.	0 2	0 ise toplam puan 0'dır.		
2	Terapist hastanın dominant bacağına nondominant bacağının üzerine çaprazlar. Bu pozisyonu 10 sn. koruyabilmesi	Düşer veya kol desteğine ihtiyaç duyar. 10 sn. pozisyonunu korur.	0 2			
3	Hastanın dominant bacağı nondominant bacağının üzerine çaprazlanması	Düşer. Kol desteğine ihtiyaç duyar. Gövde 10 cm.'den fazla yer değiştirir veya kollardan yardım alır. Gövde ya da kolların kompensasyonu olmadan hareketi tamamlar.	0 1 2 3			
			7			
	<b>DİNAMİK OTURMA DENGESİ</b>					
1	Sandalyeye sağ dirsekle dokunma ve sonra başlangıç pozisyonuna geri dönmesi (görev yapıldı veya yapılmadı)	Sandalyeye uzanamaz düşer ya da kollarını kullanır. Yardımsız dokunur.	0 1	0 ise 2.-3. maddeler de 0'dır.		
2	1 maddedeki görevi tekrarlama (gövde hareketini değerlendirir)	Normal gövde hareketi yok. Normal gövde hareketi varsa (sağ tarafı kısaltır, sol tarafı uzatır.)	0 1	0 ise 2.-3. maddeler de 0'dır.		
3	1 maddedeki görevi tekrarlama (kompansatuar stratejiler kullanılıyor veya kullanılmıyor)	Kompansasyonla yapar. (kol, kalça, diz, ayak bileği) Kompansasyon yapmaz.	0 1			
4	Sol dirsekle oturduğunuz sandalyeye dokunma ve sonra başlangıç pozisyonuna geri dönmesi (görev yapıldı veya yapılmadı)	Sandalyeye uzanamaz, düşer ya da kollarını kullanır. Yardımsız dokunur.	0 1	0 ise 5.-6.'da 0'dır.		
5	4 maddedeki görevi tekrarlama (gövde hareketini değerlendirir)	Normal gövde hareketi yok. Normal gövde hareketi var. (sol tarafı kısaltır, sağ tarafı uzatır)	0 1	0 ise 6.'da 0'dır.		
6	4. maddedeki görevi tekrarlama (kompansatuar stratejiler kullanılıyor mu)	Kompansasyonla yapar. (kol, kalça, diz, ayak) Kompansasyon yapmaz.	0 1			
7	Sağ kalçayı yukarı kaldırma ve sonra başlangıç pozisyonuna dönmesi (gövde hareketini değerlendirir)	Normal gövde hareketi yok Gövde hareketi normal (sağ tarafı kısaltıp sol tarafı uzatır)	0 1			

8	7. maddeyi tekrarlaması (kompanse eder-etmez)	Kompansa eder. (kol, kalça, diz, ayak) Kompansa etmez.	0 1			
9	Sol kalçayı yukarı kaldırma ve sonra başlangıç pozisyonuna dönmesi (gövde hareketini değerlendir)	Normal gövde hareketi yok. Gövde hareketi normal. (Sol tarafı kısaltıp sağ tarafı uzatır)	0 1			
10	9. maddeyi tekrarlaması (kompanse eder-etmez)	Kompansa eder (kol, kalça, diz, ayak) Kompansa etmez	0 1			
			10			
	<b>KOORDINASYON</b>					
1	Omuz kuşağını 6 defa çevirmesi (her omuzu 3 defa öne doğru kaldır)	Sağ taraf hareket ettiremez. Asimetrik rotasyon Simetrik rotasyon	0 1 2			
2	1. maddeyi 6 sn. içinde tekrar et	Asimetrik rotasyon Simetrik rotasyon	0 1			
3	Kalça çevresini 6 defa çevir (her dizi 3 defa öne kaldır)	Sağ taraf 3 defa hareket etmedi. Asimetrik rotasyon Simetrik rotasyon	0 1 2	0 ise 4. Madde de 0'dır.		
4	3. maddeyi 6 sn. içinde tekrar et	Asimetrik rotasyon Simetrik rotasyon	0 1			
		Total gövde bozukluk ölçüğü skoru	23			

## EK 4. Değerlendirme Formu

Ad-Soyad :

Tanı :

Cinsiyet:

Ağırlık :

Yaş :

Boy :

VKİ :

Dominant Taraf :

Telefon No :

Adres :

Referans Nokta :

<b>Gözler Açık</b>	Uygulama Öncesi	Uygulama Sonrası 1. Dk	Uygulama Sonrası 60. dk
Tek Bacak Duruş Süresi - Sağ			
Tek Bacak Duruş Süresi - Sol			

<b>Gözler Kapaalı</b>	Uygulama Öncesi	Uygulama Sonrası 1. Dk	Uygulama Sonrası 60. dk
Tek Bacak Duruş Süresi - Sağ			
Tek Bacak Duruş Süresi - Sol			

	Uygulama Öncesi	Uygulama Sonrası 1. Dk	Uygulama Sonrası 60.dk
TUG			

	Uygulama Öncesi	Uygulama Sonrası 1. Dk	Uygulama Sonrası 60. dk
10 Metre Yürüme Testi			



## EK 5. Sözel Bildiri




# 1. Nörolojik Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Kongresi

Nöroplastisite

29-31 Mart 2018



Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi Tıp Fakültesi  
Derslikler Grubu Kurucu Öğretim Üyeleri Konferans Salonu | 

Bildiri Son Gönderim Tarihi  
25 Şubat 2018

Ayrıntılar için  
<http://www.norofzt.org>  
<http://web.deu.edu.tr/ftryo>



#### S013

**İnmeli hastalarda robot yardımlı yürüme ile karada uygulanan egzersiz programının motor fonksiyon, spastisite ve yaşam kalitesi üzerine etkisi**

Hilal YEŞİL, Emel TAŞVURAN HORATA

Afyon Kocatepe Üniversitesi, Sağlık Yüksekokulu, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Afyon.

**Amaç:** İnme sonrası motor fonksiyonda ve mobilitede kısıtlanma sonucu ambulatuar aktiviteyi kısıtlayan yürüme gücünü sık olarak karşımıza çıkarmaktadır. Bu çalışmadaki amacımız, inmeli hastalarda robot yardımlı yürüme ile karada yapılan egzersizlerin hastaların motor fonksiyon, spastisite ve yaşam kalitesi üzerindeki etkisinin karşılaştırılmasıdır. **Yöntem:** Yaşları 50-80 yıl arasında, hemipleji tanısı ile takip edilmiş olan 45 hastanın verileri değerlendirildi. Hastalar iki grupta sınıflandırıldı. Robot yardımlı yürüme Lokomat® (Hocoma) Sistemi kullanılarak uygulandı. Lokomat® grubundaki hastalara (n=25) altı hafta süre ile Lokomat® (haftada iki kez) ve konvansiyonel kara egzersizleri (haftada beş kez) uygulandı. Kara egzersizi grubundaki hastalara (n=20) ise, altı hafta süre ile konvansiyonel kara egzersizleri (haftada beş kez) verildi. Hastalar tedavi öncesinde (0. hafta) ve sonrasında (6. hafta) olmak üzere iki kere değerlendirme yapıldı. Hastaların demografik ve klinik özellikleri (etkilenen taraf, inme tipi, inme süresi, alt ekstremité Brunnstrom evresi) kayıt edildi. Spastisite (Modifiye Ashworth Skalası [MAS]), Fonksiyonel bağımsızlık ölçeği (FM) ve Kısa Form (SF)-36 yaşam kalitesi değerlendirme anketi ölçümleri de yapıldı. **Sonuçlar:** Tedavi sonrası Lokomat grubunda değerlendirilen tüm parametrelerde, kara egzersiz grubunda ise SF-36'nın ağrı, fonksiyon ve emosyonel rol kısıtlılığı dışında değerlendirilen diğer parametrelerde anlamlı iyileşmeler gözlemlendi (p<0.05). Bununla birlikte, parametrelerin tedavi öncesi değerlerine göre tedavi sonrası yüzde değişimlerini karşılaştırdığımızda, Lokomat grubunda Brunnstrom alt ekstremité evrelemesi (p=0.04) ve MAS'daki (p=0.03) iyileşmenin kara egzersizi grubuna göre anlamlı olarak daha iyi olduğu saptandı. **Tartışma:** Hemipleji hastalarında robot yardımlı yürümenin kara egzersizleri ile birlikte uygulanmasının motor fonksiyon ve spastisite açısından kara egzersizlerinin tek başına uygulanmasına ek fayda sağladığı belirlenmiştir. Bu nedenle rehabilitasyon programları içerisine robot yardımlı yürümenin de eklenmesinin hastalar için daha olumlu olacağını düşünmekteyiz.

**Effect of robot-assisted walking and land-based exercise program on motor function, spasticity and quality of life in patients with stroke**

**Purpose:** Poststroke motor function and mobility restriction are often confronting mobility of walking which restricts ambulatory activity. Our aim in this study was to compare the effects of robot-assisted walking and land-based exercises on motor function, spasticity, and quality of life in stroke patients. **Methods:** The data of 45 patients with hemiplegia aged 50-80 years were evaluated. Robot-assisted training was given using Lokomat® (Hocoma). The patients were classified into two groups. Patients in the Lokomat group (n=25) were given Lokomat® (twice a week) and conventional land-based exercises (five times a week) for six weeks. In the land-based exercise group (n=20), conventional land-based exercises (five times a week) were given for six weeks. Two evaluations were performed before and six-week after the treatment. The demographic and clinical characteristics of the patients (affected side, stroke type, stroke duration, and lower extremity Brunnstrom stage) were recorded. Spasticity (Modified Ashworth Scale, MAS), Functional Independence Scale (FM), and Short Form (SF)-36 quality of life assessment questionnaire were also performed. **Results:** Lokomat group had global improvement in all parameters, and land exercise group had significant improvement in all parameters (p<0.05) excluding pain, function, and emotional role limitation subgroups of SF-36 scale. However, when we compared postoperative percent changes of the parameters from the pretreatment values, Brunnstrom lower extremity staging (p=0.04) and MAS (p=0.03) were found to be significantly better in the Lokomat group than those of the land-based exercise group. **Conclusion:** It was determined that coadministration of robot-assisted walking with land-based exercises in hemiplegic patients provides additional benefit regarding motor function and spasticity of land-based exercises alone. Therefore, we thought that the inclusion of robot-assisted walking in rehabilitation programs may be more favorable for patients.

#### S014

**Kas hastalarında farklı yüksekliklerden oturmadan ayağa kalkma sırasında uyluk kaslarının aktivasyon seviyelerinin incelenmesi**

Gülşah SÜTÇÜ, Ender AYYAT, Ali İMRAN YALÇIN, Fatma AYYAT, Özge ONURSAL, Mert DOĞAN, Muhammed KILINÇ, Sibel AKSU YILDIRIM

Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Ankara.

**Amaç:** Oturmadan ayağa kalkma (OAK), günlük yaşam aktivitelerinde dik duruş pozisyonunda hareket kabiliyeti için gerekli bir ön koşul ve önemli bir fonksiyonel görevdir. Oturma yüksekliği gibi çevresel faktörlerin OAK aktivitesini etkilediği öne sürülmektedir. Kas hastalarında hastalığın erken dönemlerinden itibaren kas kuvvet kaybına bağlı olarak OAK aktivitesi olumsuz yönde etkilenebilir. Bu çalışmanın amacı, farklı oturma yüksekliklerinden ayağa kalkma sırasında kas hastalarının Rektus Femoris (RF) ve Biceps Femoris (BF) kaslarının aktivasyon düzeylerinin incelenmesiydi. **Yöntem:** Çalışmaya Hacettepe Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Ünitesi'ne başvuran 15 kas hastası (9E, 6K) dâhil edildi. Hastaların demografik bilgileri alındıktan sonra bilateral RF ve BF kaslarının aktivasyonlarını değerlendirmek için Noraxon yüzey elektromyografi (EMG) cihazı kullanıldı. Hastaların ayak bileklerinin nötral pozisyonunda olduğu ve diz fleksiyonunun 30°, 60° ve 90° olarak ayarlandığı üç farklı yükseklikten OAK aktiviteleri sırasında ve her iki kas için bilateral maksimum istemli izometrik kasılma (MVC) pozisyonlarında kayıt alındı. Kayıtların analizinde Noraxon myoMUSCLE EMG programı kullanıldı. **Sonuçlar:** Hastaların yaş ortalaması 30.47±10.37 yıldır. Üç farklı yükseklikten OAK aktivitesi sırasında sadece sağ RF kasının aktivasyon seviyeleri (%MVIC) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu (p=0.001). **Tartışma:** Çalışmanın sonuçlarına göre, farklı oturma yüksekliklerinden ayağa kalkma aktivitesi sırasında kas aktivasyon seviyelerinin değişebildiği gösterilmiştir. OAK aktivitesinin gerçekleştirilmesinde ekstansör kuvvet ayağa çıkararak önemli bir görev alan RF kasının aktivasyon seviyesi oturma yüksekliğinin artması ile azalmıştır. Bu sonuç, göz önüne alındığında fizyoterapi ve rehabilitasyon programlarında oturma yüksekliği gibi değiştirilebilir çevresel faktörlerin bireye özgü düzenlenmesi, RF kasının daha aktif hale getirilerek kas hastalarının daha fonksiyonel ve bağımsız hale gelmesini sağlayacaktır.

**An examination of activation levels of thigh muscles during sit to stand from different sitting heights in patients with muscle disease**

**Purpose:** Sit to stand (STS) is a prerequisite for mobility in the upright position in daily life activities and an essential functional task. It is asserted that environmental factors such as sitting height have an effect on STS activity. The STS activity is negatively affected in patients with muscle disease due to muscle strength loss from an early stage of the disease. This study aimed to examine activation levels of rectus femoris (RF) and biceps femoris (BF) muscles in patients with muscle disease during STS from different sitting heights. **Methods:** Fifteen patients with muscle disease (9M, 6F) were included in this study. After receiving demographic information of patients, Noraxon superficial electromyography (EMG) device was used to assess activation of bilateral RF and BF muscles. The EMG records were taken bilaterally at a position of maximum voluntary isometric contraction (MVIC) and during STS activities from three different heights by setting patients' ankles in neutral positions and knee flexion angles at 30°, 60°, and 90°. Records were analyzed by using Noraxon myoMUSCLE EMG Analysis Software. **Results:** The mean age of the patients was 30.47±10.37 years. Statistically significant difference was found only between activation levels (%MVIC) of right RF during STS from three different heights (p=0.001). **Conclusion:** Muscle activation levels can vary during different lifting heights based on the results of the study. In realization of STS activity, level of activation of RF muscle, which has a vital role in removing extensor force, reduced with the increase in sitting height. Individual adjustment of modifiable environmental factors such as sitting height will provide patients more functional and independent by making RF muscles more active.

#### S015

**Erişkin ataksili hastada lokal vibrasyon ve tüm vücut vibrasyon uygulamalarının postüral kontrol üzerine akut etkilerinin incelenmesi: vaka raporu**

Bezza ÖZVAR, Ender AYYAT, Muhammed KILINÇ

Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Ankara.

**Amacı:** Ataksi bulguları gösteren Multipl skleroz (MS) tanılı hastada lokal vibrasyon ve tüm vücut vibrasyon uygulamalarının postüral kontrol üzerine akut etkilerini incelemek ve karşılaştırmaktır. **Yöntem:** Otuzsekiz yaşında MS tanılı hasta çalışmaya dahil edildi. Hastaya vibrasyon uygulamaları öncesinde Zamanlı Kalk Yürü Testi (ZKYT) ve 10 metre yürüme testi (10mYT) uygulandı. Hastanın postüral kontrolü ise, stabilite limitleri testi (LoS) ile, BERTEC Statik Postürografi kullanılarak değerlendirildi. Hastaya önce lokal vibrasyon uygulaması (LVU) bir hafta sonrasında ise, tüm vücut vibrasyon uygulaması (TVVU) yapıldı. Uygulamalar öncesi, uygulama sonrası birinci dakika ve birinci saatte değerlendirmeler tekrar edildi. LVU uygulaması bilateral, ardıç gastrocnemius kaslarına 5 dakika uygulandı. TVVU uygulaması 5 dakika statik squat pozisyonu ve 5 dakika vibrasyon olacak şekilde uygulama yapıldı. **Sonuçlar:** Hem lokal hem de genel vibrasyon uygulamaları sonrasında ZKYT ve 10mYT sürelerinde artış olduğu bulundu. Postürografi sonuçları incelendiğinde ise LVU'ndan önce LoS % 71,4 değerinde iken, birinci dakikada % 77,8'e yükseldi, birinci saat sonunda ise % 56,9'a düştü. Birinci dakikada posterior ve sol LoS değerlerinde birinci saat sonunda ise, anterior ve sol LoS değerlerinde artış görüldü. TVVU'da LoS % 83,5 değerinden birinci dakikada % 88,9'a yükseldi; birinci saat sonunda ise, % 82,2'ye düştü. Birinci dakikada anterior ve sol LoS değerlerinde birinci saat sonunda ise anterior, sol ve sağ LoS değerlerinde artış görüldü. **Tartışma:** Bir hasta üzerinde yapılan pilot çalışmamızda LV ve TVV uygulamaları klinik ve postürografi değerlendirmelerinde farklı sonuçlar ortaya çıkarmıştır. Klinik anlamda test sonuçları kötüleşmekte iken, postürografi sonuçlarında az da olsa iyileşme olduğu görülmüştür. Bu konuda, hasta sayısı artırılarak yapılacak çalışmaların LVU ve TVVU'nun nörolojik hastalıklarda fizyoterapi programlarına eklenmesine yönelik daha objektif veriler sunacağı düşünülmektedir.

#### **An investigation of acute effects of local vibration and whole body vibration on postural control of adult ataxia patient: case report**

**Purpose:** The aim was to investigate and compare the acute effects of local vibration and whole body vibration on postural control in ataxic patient with Multiple sclerosis (MS). **Methods:** Before 38-year-old MS patient was subjected to vibrations, time up and go test (TUG) and 10-meter walking test (10mWT) were performed. The patient's postural control stability limit test (LOS) was assessed using BERTEC Static Posturography. First local vibration (LV), and one week later whole body vibration (TVV) was performed. Evaluations were performed before practice and repeated after one minute and an hour of the vibrations. The LV was applied on each gastrocnemius muscles successively for 5 minutes. The TVV was applied with a static squat position of 5 minutes, with vibration of 5 minutes. **Results:** After vibration applications, TUG and 10mWT times increased. According to results of posturography, LOS increased from 71.4% before LV to 77.8% at the first minute and decreased to 56.9% at end of an hour. In the first minute, posterior, left LOS increased. At end of the first hour, anterior, left LOS increased. The LOS in TVV increased from 83.5% to 88.9% at the first minute. It decreased to 82.2% at end of the first hour. At the first minute, anterior, left LOS increased. At end of the first hour, anterior, left, right LOS increased. **Conclusion:** In this pilot study, LV and TVV revealed different results in clinical and posturography evaluations. Clinically, test results were deteriorating, while posturography results showed slight improvement. Increasing number of patients may provide more objective data for LV and TVV to be added to physiotherapy programs in neurological diseases.

#### **S016**

##### **Multipl skleroz hastalarında bilişsel egzersiz terapi yaklaşımının etkinliğinin araştırılması**

İrem KÜÇÜKTEPE, Ayla FİL BALKAN, Yeliz SALCI, Gamze ARIN, Nur Banu KARACA, Kadriye ARMUTLU, Edibe UNAL

Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Ankara.

**Amacı:** Bu çalışmanın amacı, Multipl skleroz (MS) hastalarında Bilişsel Egzersiz Terapi Yaklaşımının (BETY) etkinliğini araştırmaktır. **Yöntem:** Rastgele kontrollü olarak yapılan çalışmaya 31 hasta (21 kadın, 10 erkek) alındı. Hastalar, çalışma grubu ve kontrol grubu olmak üzere iki gruba ayrılarak sekiz hafta boyunca takip edildi. Çalışma grubuna

BETY, kontrol grubuna kuvvetlendirme, germe egzersizlerinden oluşan ev programı verildi. Hastaların Genişletilmiş Özürlülük Durum Ölçeği (EDSS) puanları 1-5,5 arasında değişmekteydi. Çalışmaya alınma kriterlerini sağlayan bireylere tedavi öncesi ve sonrası olmak üzere iki değerlendirme yapıldı. Değerlendirmede denge için Berg Denge Ölçeği (BDÖ), tandem duruş süresi, zamanlı kalk ve yürü testi (TUG), fonksiyonel uzanma testi (FUT); yorgunluk için Yorgunluk Sıddet Ölçeği (YŞÖ), Yorgunluk Etki Ölçeği (YEÖ); ağrı için Visual Analog Skalası (VAS; gündüz, gece, aktivite); duygudurum için Beck Depresyon Ölçeği, Beck Anksiyete Ölçeği (BAÖ); yaşam kalitesi için Multiple Sclerosis Quality of Life-54 (MSQOL-54); koordinasyon için Uluslararası Ataksi Oranlama Ölçeği (UAAOÖ); fonksiyonel düzey için Multiple Sclerosis Functional Composite (MSFC) ve kardiyovasküler endürans için altı dakika yürüme testi (6DYT) uygulandı. **Sonuçlar:** Çalışma grubuna ait değişkenlerin hepsinde istatistiksel olarak anlamlı iyileşme gözendi ( $p < 0.05$ ). Kontrol grubunda çalışma sonucunda FUT, UAAOÖ-Kinetik değişkenlerinde anlamlı değişim görülürken ( $p < 0.05$ ), diğer bütün değişkenlerde anlamlı herhangi bir değişim saptanmadı ( $p > 0.05$ ). **Tartışma:** Bu çalışma BETY'nin MS'li hastalarda denge, yorgunluk, ağrı, depresyon, yaşam kalitesi, koordinasyon, fonksiyonel durum ve kardiyovasküler endürans üzerine olumlu etkilerini gösterdi.

#### **An investigation of the effectiveness of cognitive exercise therapy approach in patients with multiple sclerosis**

**Purpose:** This study aimed to investigate the effectiveness of the cognitive exercise therapy approach (BETY) on patients with multiple sclerosis (MS). **Methods:** A total of 31 patients, 21 females and 10 males, were included in the randomized controlled study and followed up for eight weeks. Patients were divided into the study group (BETY) and the control group (home program consisting of strengthening and stretching exercises). Patients' Extended Disability Status Scale (EDSS) scores ranged from 1-5.5. For the individuals participating in the study, two evaluations were performed before and after the treatment. To evaluate for balance, Berg Balance Scale (BBS), tandem stance time (TST), time up and go test (TUG), functional reach test (FRT), for fatigue, Fatigue Severity Scale (FSS), Fatigue Impact Scale (FIS), for pain, Visual Analog Scale (VAS; morning, activity, night), for emotional status, Beck Depression Scale (BDS), Beck Anxiety Scale (BAS), for quality of life, Multiple Sclerosis Quality of Life (MSQOL-54), for coordination, International Cooperative Ataxia Rating Scale (ICARS) for functional status, Multiple Sclerosis Functional Composite (MSFC) and for cardiovascular endurance, six-minute walking test (6MWT) were used. **Results:** The study group, all parameters were found to be improved after the treatment ( $p < 0.05$ ). In the control group, there was the only significant change in FRT and ICARS kinetic ( $p < 0.05$ ), and there was no significant change in the other variables ( $p > 0.05$ ). **Conclusion:** This study showed that BETY is an effective method in patients with MS.

#### **S017**

##### **İdiyopatik Parkinson hastalarında fonksiyonel egzersiz kapasitesinin denge ile ilişkisi**

Aybüke Cansu KALKAN<sup>1</sup>, Turhan KAHRAMAN<sup>2</sup>, Birön Onur ÜĞÜT<sup>2</sup>, Berril DÖNMEZ ÇOLAKOĞLU<sup>3</sup>, Arzu GENÇ<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Dokuz Eylül Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu, İzmir.

<sup>2</sup>İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, İzmir.

<sup>3</sup>Dokuz Eylül Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Nöroloji Anabilim Dalı, İzmir.

**Amacı:** Parkinson hastalığı rijidite, tremor, bradikinezi, denge ve yürüyüş bozuklukları gibi motor belirtileri ve yorgunluk, ağrı, uyku bozuklukları gibi motor olmayan belirtileri içeren nörodegeneratif bir hastalıktır. Bu belirtiler hastaların egzersiz kapasitesini olumsuz etkiler. Hastalarda postüral instabilite ve denge bozuklukları sık görülür. Bu çalışmanın amacı İdiyopatik Parkinson hastalarında fonksiyonel egzersiz kapasitesi ile denge arasındaki ilişkiyi belirlemektir. **Yöntem:** Çalışmaya 35 İdiyopatik Parkinson hastası dahil edildi. Fonksiyonel egzersiz kapasitesi altı dakika yürüme testi (6DYT) ile, denge performansları Berg Denge Ölçeği (BDÖ) ve bilgisayarlı denge ölçüm cihazının Kararlılık Sınırları Testi (KST) ve modifiye Dengenin Kliniğe Uyarlanmış Duyusal Etkileşim Testi (DKUDET) ile değerlendirildi. **Sonuçlar:** 6DYT ile BDÖ ( $r = 0.516$ ,  $p = 0.001$ ), KST-Hareket Hızı ( $r = 0.335$ ,  $p = 0.046$ ), KST-Hareketin Son Noktası ( $r = 0.414$ ,  $p = 0.012$ ), KST-Ulaşılan En Uzak Nokta ( $r = 0.353$ ,



## EK 6. Dijital Makbuz



### Dijital Makbuz

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

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: GÜNGÖR BEYZA ÖZVAR  
Ödev başlığı: GÜNGÖR BEYZA ÖZVAR  
Gönderi Başlığı: ERİŞKİN ATAKSİ HASTALARINDA L.  
Dosya adı: Beyza ÖZVAR - Tez.docx  
Dosya boyutu: 3.1M  
Sayfa sayısı: 90  
Kelime sayısı: 19,097  
Karakter sayısı: 129,009  
Gönderim Tarihi: 08-Ağu-2019 12:04PM (UTC+0300)  
Gönderim Numarası: 1158571067



## EK 7. Orjinallik Raporu

### ERİŞKİN ATAKSİ HASTALARINDA LOKAL VİBRASYON VE TÜM VÜCUT VİBRASYON UYGULAMALARININ POSTÜRAL KONTROL ÜZERİNE AKUT ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

#### ORIJINALLIK RAPORU

<b>%9</b>	<b>%5</b>	<b>%3</b>	<b>%8</b>
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

#### BİRİNCİL KAYNAKLAR

<b>1</b>	<b>www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</b> İnternet Kaynağı	<b>%2</b>
<b>2</b>	<b>Submitted to TechKnowledge Turkey</b> Öğrenci Ödevi	<b>%1</b>
<b>3</b>	<b>Submitted to Hacettepe University</b> Öğrenci Ödevi	<b>%1</b>
<b>4</b>	<b>Submitted to Sağlık Bilimleri Üniversitesi</b> Öğrenci Ödevi	<b>%1</b>
<b>5</b>	<b>Submitted to Abant İzzet Baysal Üniversitesi</b> Öğrenci Ödevi	<b>&lt;%1</b>
<b>6</b>	<b>www.saglikcalisanisagligi.org</b> İnternet Kaynağı	<b>&lt;%1</b>
<b>7</b>	<b>Submitted to Pamukkale Üniversitesi</b> Öğrenci Ödevi	<b>&lt;%1</b>
<b>8</b>	<b>Submitted to Anadolu University</b> Öğrenci Ödevi	<b>&lt;%1</b>

## 9. ÖZGEÇMİŞ

### 1. KİŞİSEL BİLGİLER

ADI, SOYADI:	GÜNGÖR BEYZA ÖZVAR
DOĞUM TARİHİ ve YERİ:	17.08.1994 KURŞUNLU
UYRUK:	T.C.
HALEN GÖREVİ : Fizyoterapist	
YAZIŞMA ADRESİ : Hacettepe Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi, Samanpazarı 06100/Ankara	
TELEFON: 0505 388 86 17	
E-MAIL: beyzaozvar@gmail.com	

### 2. EĞİTİM

YILI	DERECESİ	ÜNİVERSİTE	ÖĞRENİM ALANI
2016-*	Yüksek Lisans	Hacettepe Üniversitesi	Nöroloji Fizyoterapistliği
2012-2016	Lisans	Hacettepe Üniversitesi	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

\* Yüksek lisans eğitimi devam ediyor.

### 3. MESLEKİ DENEYİM

YIL	ÜNVAN	GÖREV YERİ
05.2019-*	Fizyoterapist	Özel Mavi Bilge Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi
09.2016-04.2019	Fizyoterapist	Özel İlk Bilge Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi

\* Devam ediyor.

### 4. BİLİMSEL FAALİYETLER

#### YAYINLAR

**Özvar B**, Kılınc M ; İnme Rehabilitasyonunda Uzun Dönem Prognoz İçin Erken Dönem Öngörüler ve Değerlendirmeler : Fizyoterapi Seminerleri e-Kitap 2017 (2)

**ÖZVAR B** (2019, Mart), “Atakside Denge Değerlendirme Yöntemleri”, e-SAĞLIK, 5/20, s.38.

## **BİLDİRİLER**

**Özvar B**, Ayvat E, Kılınç M. ;ERİŞKİN ATAKSİ HASTALARINDA LOKAL VİBRASYON VE TÜM VÜCUT VİBRASYON UYGULAMALARININ POSTÜRAL KONTROL ÜZERİNE AKUT ETKİLERİNİN İNCELENMESİ-VAKA RAPORU. I. Nörolojik Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Kongresi, 29-31 Mart 2018, İzmir, Türkiye (sözel bildiri)

Yazıcı M, **Özvar B** , Büğüşan S , Vurur S ; FARKLI SENDROMİK ÖZELLİKLERİ OLAN BİR OLGUDA ERKEN DÖNEM NÖROGELİŞİMSEL REHABİLİTASYON YAKLAŞIMI. Uluslararası Katılımlı 4. Pediatrik Rehabilitasyon Kongresi, 20-22 Ekim 2017, İstanbul, Türkiye (poster sunumu)