

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DOKULU TABANLIKLARIN MULTİPL
SKLEROZLU BİREYLERDE DENGE VE SÜRELİ
PERFORMANS PARAMETRELERİ ÜZERİNE
ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

ATA ELVAN

**FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON
DOKTORA TEZİ**

İZMİR-2017

TEZ KODU: DEU.HSI.PhD-2013970157

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DOKULU TABANLIKLARIN MULTİPL
SKLEROZLU BİREYLERDE DENGE VE SÜRELİ
PERFORMANS PARAMETRELERİ ÜZERİNE
ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

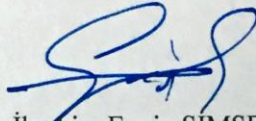
FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON
DOKTORA TEZİ

ATA ELVAN

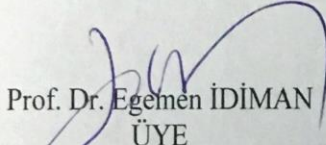
Danışman Öğretim Üyesi: Doç. Dr. İ. Engin ŞİMŞEK

TEZ KODU: DEU.HSI.PhD-2013970157

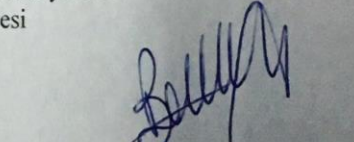
Dokuz Eylöl Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Doktora Programı Öğrencisi Ata Elvan **“DOKULU TABANLIKLARIN MULTİPL SKLEROZLU BİREYLERDE DENGE VE SÜRELİ PERFORMANS PARAMETRELERİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI”** konulu Doktora tezini 26.12.2017 tarihinde başarı olarak tamamlamıştır.



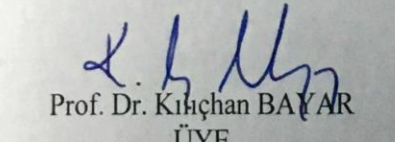
Doç. Dr. İbrahim Engin ŞİMŞEK
BAŞKAN
Dokuz Eylöl Üniversitesi
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon YO
Öğretim Üyesi



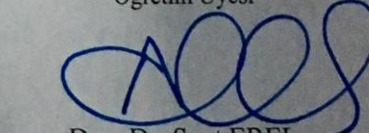
Prof. Dr. Egemen İDİMAN
ÜYE
Dokuz Eylöl Üniversitesi
Nöroloji
Emekli Öğretim Üyesi



Prof. Dr. Bilge KARA
ÜYE
Dokuz Eylöl Üniversitesi
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon YO
Öğretim Üyesi



Prof. Dr. Kılıçhan BAĞAR
ÜYE
Muğla Sıtkı Koçman Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Fakültesi
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Bölümü
Öğretim Üyesi



Doç. Dr. Suat EREL
ÜYE
Pamukkale Üniversitesi
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon YO
Öğretim Üyesi

Prof. Dr. Salih ANGİN
YEDEK ÜYE
Dokuz Eylöl Üniversitesi
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon YO
Öğretim Üyesi

Prof. Dr. Yavuz YAKUT
YEDEK ÜYE
Hasan Kalyoncu Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü
Öğretim Üyesi

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	i
TABLO DİZİNİ.....	ii
ŞEKİL DİZİNİ.....	iii
GRAFİK DİZİNİ.....	iv
KISALTMALAR	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	1
ABSTRACT	3
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	5
1.1. Problemin Tanımı ve Önemi	5
1.2. Araştırmanın Amacı	7
2. GENEL BİLGİLER	8
3. GEREÇ VE YÖNTEM	31
3.1. Araştırmanın tipi.....	31
3.2. Araştırmanın yeri ve zamanı.....	31
3.3. Araştırmanın evreni ve örneklem	31
3.4. Araştırmanın değişkenleri	32
3.5. Veri toplama araçları	33
3.6. Araştırma planı	44
3.7. Verilerin değerlendirilmesi.....	45
3.8. Araştırmanın sınırlılıkları	45
3.9. Etik Kurul Onayı.....	45
4. BULGULAR	46
5. TARTIŞMA.....	65
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	76
7. KAYNAKLAR.....	78
8. EKLER	93

TABLÖLAR DİZİNİ

	Sayfa No
Tablo 1. Schumacher Kriterleri	12
Tablo 2. Poser Kriterleri	12
Tablo 3 McDonald Kriterleri	13
Tablo 4. Araştırma Planı ve Takvim.....	44
Tablo 5. Grupların Demografik Özelliklerinin Karşılaştırılması.....	47
Tablo 6. Hasta Gruplarının EDSS Skoru ve Medikal Tedavilerinin Karşılaştırılması.....	47
Tablo 7. Grupların Başlangıç Denge ve Süreli Performans Test Sonuçları ile Karşılaştırmaları.....	48
Tablo 8. Süreli Performans Testleri Üzerine Grup Özelliklerine Uygun Tabanlık Kullanımının Etkileri.....	49
Tablo 9. Denge Parametreleri Üzerine Grup Özelliklerine Uygun Tabanlık Kullanımının Etkileri	51
Tablo 10. Tabanlık Kullanımının Denge ve Süreli Performans Testleri Üzerine Etkisi	53
Tablo 11. Stabilite Limitleri Testi Öne Doğru Maksimum Gezinme Parametresi Gruplar Arası Analizi.....	57
Tablo 12. Stabilite Limitleri Testi Sola Doğru Yön Kontrolü Parametresi Gruplar Arası Analizi.....	62

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1. Dokulu Tabanlıkların Taban Altı Duyuyu Muhtemel Artırma Mekanizması	27
Şekil 2. CAD-CAM Tabanlı Üretim Örneği	30
Şekil 3. Stabilite Limitleri Testi Öne Doğru Değerlendirme Örneği.....	34
Şekil 4. Stabilite Limitleri Testi Sırasında Değerlendirilen Ağırlık Aktarma Yönleri	35
Şekil 5. Dengenin Kliniğe Uyarlanmış Duyusal Etkileşim Testi Gözler Kapalı Koşulda Örneği	36
Şekil 6. Tandem Yürüyüş Testi Örneği.....	37
Şekil 7. Oturmadan Ayağa Kalkma Test Örneği.....	38
Şekil 8. Dokulu Tabanlılık Örneği	40
Şekil 9. Mekanik Düzeltme Etkisi Olan Tabanlılık Ölçü Alım Örneği.....	41
Şekil 10. Hastanın Ayak Özelliklerine Göre Tabanlılığın Tasarımı	41
Şekil 11. Tabanlılığın Topografik Özelliklerinin Değerlendirilmesi.	42
Şekil 12. Mekanik Düzeltme Etkisi Olan Tabanlılığın Üretiminin Son Aşaması	42
Şekil 13. Kontrol Grubu Tabanlılık Örneği.....	43

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1. Zamanlı Kalk ve Yürü Testi Grup İçi Analiz Grafiği	54
Grafik 2. Stabilitate Limitleri Testi Öne Doğru Son Nokta Gezinme Parametresi Grup İçi Analiz Grafiği	55
Grafik 3. Stabilitate Limitleri Testi Sola Doğru Son Nokta Gezinme Parametresi Grup İçi Analiz Grafiği	56
Grafik 4. Öne Doğru Maksimum Gezinme Parametresi Grup İçi Analiz Grafiği	57
Grafik 5. . Sağa Doğru Maksimum Gezinme Parametresi Grup İçi Analiz Grafiği	58
Grafik 6. Öne Doğru Yön Kontrolü Parametresi Grup İçi Analiz Grafiği	59
Grafik 7. Sağa Doğru Yön Kontrolü Parametresi Grup İçi Analiz Grafiği	60
Grafik 8. Sola Doğru Yön Kontrolü Parametresi Grup İçi Analiz Grafiği	61
Grafik 9. Tandem Yürüyüş Son Nokta Salınım Hızı Grup İçi Grafiği	63
Grafik 10. Gözler Kapalı Yumuşak Zemin Salınım Hızı Grup İçi Grafiği	64

KISALTMALAR

MSS: Merkezi Sinir Sistemi

MS: Multipl Skleroz

EDSS: Expanded Disability Status Scale

CoG: Yerçekimi Merkezi

CoP: Basınç Merkezi

LoS: Stabilité Limitleri

TUG: Zamanlı Kalk ve Yürü Testi

25FWT: 25 Adım Yürüme Testi

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimleriyle bana ışık tutan Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu hocalarıma teşekkür ve minnetlerimi sunarım.

Tezimin oluşumu, yürütülmesi ve yazımında değerli bilgi, deneyim ve zamanını esirgemeyen danışmanım Doç. Dr. İ. Engin ŞİMŞEK ve kıymetli hocalarım Prof. Dr. Egemen İdiman'a, Prof. Dr. Salih ANGIN'a ve Prof. Dr. Bilge Kara'ya teşekkürü bir borç bilirim.

Tezimin her anında yardımını esirgemeyen Metin SELMANİ'ye, tezimin yazımında kıymetli görüşleriyle yardım eden Mehmet Alphan ÇAKIROĞLU'na ayrıca teşekkür ederim.

Doktora eğitimim ve tezimin yazım aşamalarında her zaman yanımda olan, desteğini, yardımını ve hoşgürüsünü esirgemeyen sevgili eşim Emine ELVAN'a ve kıymetli dostlarıma teşekkür ederim.

Uzm. Fizyoterapist

Ata Elvan

2017

ÖZET

DOKULU TABANLIKLARIN MULTIPL SKLEROZLU BİREYLERDE DENGE VE SÜRELİ PERFORMANS PARAMETRELERİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI

Ata ELVAN, ata.elvan@deu.edu.tr

Dokuz Eylül Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu, İzmir

Amaç: Bu çalışmanın amacı ayak tabanında taktıl uyarılar yaratmaya yarayan dokulu tabanlıkların MS'li bireylerde kullanılmasının denge parametreleri ve süreli performans testleri üzerindeki olası etkilerini incelemektir.

Yöntem: Çalışmaya yaşları 20-64 arasında olan, EDSS skorları 2-4 arasında, Relapsing remitting ve sekonder progresif tip 36 MS hastası dahil edilmiştir. Çalışmada 4 grup yer almıştır. Gruplarda sırası ile kontrol tabanlığı (n:9), dokulu tabanlık (n:9), mekanik tabanlık (n:9) ve dokulu+mekanik (n:9) tabanlık uygulamaları yapılmıştır. Değerlendirme parametreleri olarak süreli performans testlerinden Zamanlı Kalk ve Yürü Testi (TUG) ve 25 Adım Yürüme Testi (25FWT) değerlendirmeleri yapılmış, denge değerlendirmelerinde ise statik ayakta duruş, stabilite limitleri testi, oturmadan ayağa kalkma testi ve tandem yürüyüş testi yapılmıştır. Grupların birinci değerlendirmelerinden sonra tabanlık uygulaması yapılmış ve hemen tabanlıkla ikinci değerlendirmeleri tekrarlanmıştır. Bu değerlendirmeden sonra 4 hafta süreli verilen tabanlığı kullanmaları istenmiş ve bu sürenin sonunda üçüncü değerlendirmeleri yapılmıştır. Üçüncü değerlendirmeden sonra tabanlık kullanımı sonlandırılmış ve sönümlenme etkisinin değerlendirilmesi için 4 hafta sonra dördüncü değerlendirme yapılmıştır.

Bulgular: Gruplar arasında yaş, boy, kilo, cinsiyet, EDSS skoru, medikal durum ve başlangıç süreli performans değerlendirmeleri ile denge parametreleri açısından anlamlı fark bulunmamaktaydı ($p>0.05$). Değerlendirme sonuçlarına göre dokulu tabanlık grubunda ve dokulu+mekanik tabanlık grubunda Zamanlı Kalk ve Yürü testi ile stabilite limitleri testinde anlamlı gelişmeler olduğu saptanmıştır ($p<0.05$). Bu etkinin uzun dönemde de devam ettiği tespit edilmiştir ($p<0.05$). Statik denge değerlendirmelerinde ise dokulu tabanlık kullanımının sadece yumuşak zemin, gözler kapalı denge testinde 4 haftalık kullanım ile anlamlı gelişmeler olduğu kaydedilmiştir ($p<0.05$).

Sonuç: Sonuç olarak dokulu tabanlık kullanımı somato-duyusal problem yaşayan MS hastalarının dengelerini anlamlı olarak geliştirdiği ve bu etkinin uzun dönemde de devam ettiği görülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Dokulu Tabanlık, Multipl Skleroz, Denge, Süreli Performans Testleri



ABSTRACT

INVESTIGATING THE EFFECTS OF TEXTURED INSOLES ON BALANCE AND TIMED PERFORMANCE TEST VARIABLES IN PATIENTS WITH MULTIPLE SCLEROSIS

Ata ELVAN, ata.elvan@deu.edu.tr

Dokuz Eylul University, School of Physical Therapy and Rehabilitation, İzmir

Purpose: The aim of this study was to investigate the possible effects of texture insoles which are able to generate tactile stimuli on balance parameters and timed performance tests in people with MS.

Methods: Thirty-six patients with the age between 20 and 64, EDSS score between 2 and 4, relapsing-remitting and secondary type MS participated in our study. Patients divided into 4 groups. Groups had their name and participant number listed as; control insole (n:9), textured insole (n:9), mechanical correction insole (n:9) and mechanical correction insole + textured insole (n:9). In order to assess effects timed performance tests such as timed up and go test (TUG) and 25 foot walk test (25FWT) were conducted. To assess balance parameters static standing test, limits of stability test, sit to stand test, tandem walk test were conducted. Following initial assessment session of participants related insoles were applied to patients in insole groups and second assessments were conducted. After second assessment session participants were asked to use given insoles for following 4 weeks period and at the end of this period 3rd assessments were conducted. Following the 3rd assessment session participants were asked to stop using insoles and assessed 4th time in order to identify weaning effect.

Results: There hadn't been any significant difference between groups in initial assessment as means of age, height, weight, gender, EDSS score, medical condition, timed performance tests and balance tests ($p>0.05$). According to the results textured insole group and textured insole + mechanical correction insole group indicated an improvement in TUG and limits of stability test ($p<0.05$). It was observed that aforementioned improvements sustained through long term. There is also statistically significant improvement only in textured insole group for foam surface eyes closed condition following 4 weeks of insole usage.

Conclusion: Our results indicated that insole usage may provide balance improvement and sustain it throughout long term with 4 weeks of usage in MS patients with somato-sensorial problems.

Keywords: Textured Insole, Multiple Sclerosis, Balance, Timed Performance Tests



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Problemin Tanımı ve Önemi

Düşme bir kişinin ağırlık merkezinin kontrolünü kaybettiği, dengenin korunmasında ya da tekrar sağlanmasında yetersizliğe sebep olabilecek inme, bilinç kaybı ya da herhangi bir durum olmaksızın gerçekleşen bir olaydır. Düşmenin patogenezi arasında yaşa bağlı görme, işitme ve lokomotor sistemde meydana gelen fizyolojik değişiklikler ile nörolojik, kardiyovasküler, gastrointestinal, genitouriner, endokrin, muskuloskeletal, psikiyatrik ve iyatrojenik problemler sayılabilir.

Düşmenin risk faktörleri iki grup altında incelenmektedir. İntrinsik risk faktörleri olarak yaş, cinsiyet, postmenopozal durum, uzunluk, düşük vücut ağırlığı, kognitif bozukluklar, muskuloskeletal bozukluklar, kronik artritler, yürüyüş ve denge bozuklukları, duyu bozuklukları, postüral hipotansiyon, önceki düşme hikâyesi, ilaç kullanımları olarak gösterilmektedir. Ekstrinsik risk faktörleri arasında ise bakım evinde kalma, immobil yaşam şekli, malnütrisyon, ev içi dekorasyon hataları, düşük aydınlatma, uygun olmayan ayakkabı seçimleri sayılabilir.

Dengenin kontrolünde pek çok mekanizma görev almaktadır. Somato-duyu, görme, işitme ve vestibüler sistemler denge üzerine etkili olabilecek postüral değişimlerle ilgili bilgileri sağlamaktadırlar. Bu sistemlerden somato-duyu sistemi ikiye ayrılmaktadır. Bunlar taktil ve proprioseptif sistem olarak adlandırılmaktadırlar. Bu iki sistemden gelen bilgiler dengenin sağlanması ve sürdürülmesinde önemli roller üstlenmektedirler. Taktil sistem merkezi sinir sistemine (MSS) dokunma duyu ile ilgili bilgileri sağlamaktadır. Mekanoreseptörler, Meissner Korpüskülleri-Pacinian Korpüskülleri-Merkel Diskleri-Rufini Sonlanmaları, dokunma duyunun tespiti için vücutta yer almaktadırlar. Ayak tabanı altında bulunan mekanoreseptörler ise taban altında gerçekleşen basınç dağılımı ile ilgili bilgileri MSS'ye sağlamaktadır. Ayakta duruş sırasında, kütle merkezi değişiklikleri ile gerçekleşen makaslama kuvvetleri ve bu kuvvete ilişkin değişiklikleri bu mekanoreseptörler tarafından bildirilmektedir.

Multipl Skleroz (MS) hastalarında tam duyu kayıpları nadir olarak rapor edilse de somato-duyu sistemi problemleri hastalığın genelinde görülmektedir. Birçok çalışmada ortaya konulduğu üzere taban altı duyu kaybı varlığında ayakta duruş sırasında vücut salınımlarında artış, yürüme sırasında ayağın yer yüzeyi ile temasında bozukluklar ve bununla birlikte taban

altı basınç dağılımlarında değişiklikler görülmektedir. Kavounoudias ve ark. adaptif düzenleyici reaksiyonların oluşabilmesi ve vücut pozisyonunun vertikal referans hattına uygunluğunun sağlanabilmesi için sağlıklı taban altı mekanoreseptörlerin varlığının gerektiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmayı destekleyecek biçimde Meyer ve ark. da görme duyusunu etkileyen ya da tek ayak üzerinde dengenin sağlanması gibi durumlarda taban altı basınç hissinin önemini vurgulamışlardır.

Somato-duyusal sistem problemleri ortaya çıktığında, kompensatuar stratejilerin de olmadığı ya da gerçekleştirilemediği durumlarda denge problemleri ortaya çıkmaktadır. Yaş ve cinsiyet yönünden eşleştirilmiş çalışmalarda MS'li bireylerde denge problemlerinin ve düşmenin sağlıklı bireylere göre daha fazla olduğu rapor edilmiştir. Çalışmalarda, taban altı taktıl reseptörlerin uyarılması ile birlikte bu durumun azaltılabileceği belirtilmektedir. Qiu ve ark.'nın yapmış oldukları bir çalışmada, ayak tabanına yerleştirilen pasif desteklerin, postüral salınımların azaltılmasında ucuz ve alternatif bir yöntem olduğunu bildirilmiştir. Bu çalışmaya benzer olarak Hatton ve ark. ise dokulu tabanlıkların medio-lateral salınımları azaltmada etkili olduğunu bulmuşlardır. Qiu ve Hatton'un çalışmalarında ayakkabı kullanılmış ve salınımlar üzerinde ayakkabının da etkisi olduğu yönünde eleştirilere maruz kalmışlardır. Ancak, Palluel ve ark. ise olguların ilk kez kullandıkları sandaletler (herhangi bir mekanik destek sağlamayan) içerisinde kullanılan dokulu tabanlıkların postüral salınımları ve düşme riskini azalttığını belirtmişlerdir. Bu çalışmalardan edinilen bilgiye göre somato-duyusal girdilerin değişmesi statik ayakta duruş dengesi üzerinde etkilidir. Çalışmalar genel olarak geriatrik bireylerde ve Parkinson'lu bireylerde yapılmıştır. MS'li hastalar üzerine Kalron ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada dokulu tabanlıkların dengenin bazı parametrelerinde etkileri olduğu ama sonuçların yeterli kanıt düzeyinde olmadığını belirtmişlerdir. Bunun yanı sıra Dixon ve ark. ise yürüyüş parametreleri üzerine olan etkisinin 2 haftalık kullanımdan sonra ortaya çıktığını fakat öğrenme etkisi ile olabileceğini belirtmişlerdir. Bu iki çalışmada da belirtildiği üzere MS gibi somato-duyusal problemlerin hastalığın genelinde görüldüğü durumda yeterli kanıt yoktur. MS'li hastalarda var olan somato-motor problemler nedeniyle düşme riski normal nüfusa göre fazladır. Bu riskin kökenindeki denge ve postüral kontrol mekanizmalarındaki bozukluklar, hem statik ayakta duruş postürlerinin kullanıldığı aktivitelerin yapılmasında hem de ambulasyon sırasında kullanılan dinamik hareketlerin gerçekleştirilmesinde zorluklar açığa çıkartmaktadır.

Taban altı mekanoreseptörlerin uyarılması ile elde edilebilecek fazladan taban altı taktil uyarının hem ayakta duruşu hem de ambulasyon aktivitelerini olumlu yönde etkileyeceği düşünülmektedir. Bu nedenle çalışmamızın amacı ayak tabanında taktil uyarılar yaratmaya yarayan dokulu tabanlıkların MS'li bireylerde kullanılmasının denge parametreleri ve süreli performans testleri üzerindeki olası etkilerini incelemektir.

Hipotezler:

H_0 = Dokulu tabanlıkların denge parametreleri üzerinde herhangi bir etkisi yoktur.

H_1 = Dokulu tabanlıkların denge parametreleri üzerinde olumlu etkileri vardır.

H_2 = Dokulu tabanlıkların süreli performans testleri üzerinde herhangi bir etkisi yoktur.

H_3 = Dokulu tabanlıklar süreli performans testlerini olumlu yönde etkilemektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Multipl Skleroz Hastalığı:

Multipl Skleroz hastalığı kronik özürlülük yaratan bir merkezi sinir sistemi (MSS) hastalığıdır (1). Otoimmün bir hastalık olarak kabul edilmektedir. Çoklu fokal inflamasyona sebep olarak sinir lifleri çevresini destekleyen, koruyan myelin kılıfı tahrip etmektedir. İnflamasyon ve yıkıma uğrayan alanlara ‘plak’ ismi verilmektedir (2). Myelin kılıfların, oligodendrositlerin ve hücre gövdesinin hasarına bağlı olarak MSS’ye bağlı tüm belirti ve bulgular ortaya çıkabilmektedir. Sensoryal problemler, kaslarda kuvvet kaybı, ataksi, görme ile ilgili problemler (diplopi, bulanıklık vs.), hafıza problemleri, konuşma bozuklukları, kognisyona ait işlevlerde bozukluklar görülebilmektedir (2).

2.1.1. İnsidansı ve Prevalansı:

Dünyada 2.3 milyon insanı etkileyen, genç erişkinlerde nörolojik hastalıklar içerisinde en çok görülen hastalık MS’dir (3). Amerika Birleşik Devletleri’nde (ABD) 450.000 bireyde görüldüğü bildirilmiştir (4). Bu sayıya her yıl 10.000 yeni bireyin katıldığı tahmin edilmektedir. 1950’den bu yana ise yeni katılan bireylerin sayısı giderek artmakta, buna sebep olarak ise tanısız amaçlı kullanılan teknolojilerin hassasiyetindeki artışın tanı koyulabilen birey sayısını da artırdığı gösterilmektedir (5). MS hastalığı herhangi bir yaşta da görülebilmektedir. Ama vakaların büyük çoğunluğu 20-50 yaş arasında tanılarını almaktadır. ABD’de MS tanısı alan vakaların yarısı tanılarını 30 yaş öncesinde almaktadır (3, 6). Etnisite ve coğrafik özelliklerin varlığı da MS insidansını değiştirebilmektedir. En çok Batı Avrupa ve Kuzey Amerika’da görüldüğü üzerine raporlar yayınlansa da Afro-Amerikan kadınlarda Kafkaslara göre daha çok görüldüğü rapor edilmiştir (7, 8). ABD, Kanada, Avrupa, Yeni Zelanda ve Avustralya’nın güneydoğusundaki bireylerde daha çok görüldüğü kabul edilmektedir (9, 10). Çocukluk dönemi daha az riskli yerlerde geçiren bireylerde ilerleyen yıllarda daha az MS insidansı bildirilmektedir (11). Kadınlarda erkeklere göre daha fazla görülmektedir. Kadınlarda ortalama tanı alma yaşı 29 iken, erkeklerde 31 yaşıdır (1).

2.1.2. Patofizyoloji:

MS hastalığında meydana gelen görme kaybı ve paralizi gibi durumlar ilgili yollarda meydana gelen bloklarla oluşmaktadır. Bloklar aksonda meydana gelen demyelinizasyon ile oluşmakta ve bu durum hem santral hem de periferel sinir sisteminde meydana gelebilmektedir (12). Demyelinizasyon başladığı sahanın büyüklüğüne göre bloklanmış sahanın ilerlemesi de-

vam edebilmektedir. Merkezi sinir sisteminin kan-beyin bariyeri ile korunduğu düşünüldüğünde immün sistem yapılarının bu bariyeri aştığı ve patojenite yarattığı bölgede yeni vasküler doku meydana getirdiği gösterilmiştir (12). Vasküler komponentin varlığı inflamatuvar bir durumun olduğunu düşündürmekte ve görme kaybı yaşayan vakalarda inflamasyon gösterilebilmektedir (13). Bu durum bazı sitokinlerin blok oluşmasında etkili rol oynayabildiğini göstermektedir. Bu sitokinlere örnek olarak ise tümör nekrozis- α (TNF- α) ve interferon- γ (IFN- γ) gösterilmektedir (14). Sitokinlerin nöral fonksiyonlar üzerinde indirekt ve iyon kanalları üzerinde direkt etkileri gösterilmiştir (15). MS hastalığında nitrik oksit seviyelerinin yüksekliği bu sitokinlerin aktivitesinin artmış olduğunu kanıtlamaktadır (16). İnflamatuvar ilerleyişin glial hücreler üzerindeki etkilerinin yanında, glial hücrelerin MSS biyokimyası üzerine olan etkileri de düşünüldüğünde nörolojik fonksiyonlar üzerinde yapması muhtemel değişiklikler tahmin edilebilmektedir (17).

Hastalık patolojisi ile ilgili hipotezlerden bir diğeri ise virüs ya da toksin gibi bir dış maruziyet gösterilmektedir (9). Epstein-Barr virüsü ile meydana gelen mononükleozis, MS hastalığı ile ilişkilendirilebilmektedir (10, 18). Çocukluk çağındaki Epstein-Barr virüs maruziyeti MS risk faktörünü 15 kat artırmaktadır (18). Dahası MS hastalığı yüksek oranlarda Epstein-Barr virüs antijeni salgılamaktadır (11). Ayrıca başka bir otoimmün hastalığın varlığı da MS görülme oranını hafif düzeyde artırmaktadır (10). Bunun yanı sıra az güneşlenme ve D vitamini emilimi de görülme oranını artırabilmektedir (18-20). MS genetik bir rahatsızlık olarak düşünülmesine de aile bireylerinde MS görülmesinin diğer aile bireylerinin MS riskini artırmaktadır. Birinci derece akrabada MS hastalığı olan bireylerin MS hastalığı olasılığı 7 kat artmaktadır (11).

2.1.3. Belirti ve Bulgular:

MS hastalarında, MSS hasarına bağlı çıkması muhtemel bütün belirti ve bulgular görülebilmektedir. Bu bulgular arasında; yorgunluk, parestezi, kas sertliği ve spazmı, tremorlar, kuvvet kaybı ve güçsüzlük, paralizi, üriner sistem problemleri, erektil disfonksiyonlar, görsel anormallikler, göz hareketlerinde ağrı, konuşmak bozuklukları, kognitif defisitler, depresyon ve duygu durum dalgalanmaları bulunmaktadır.

2.1.4. MS Klinik Seyir Tipleri:

MS hastalığında seyir tipleri birçok farklılık gösterebilmekle birlikte bazen bir tipten başka bir tipe geçiş olabilmektedir. Genel olarak hastalık akut bir atakla başlangıç yapmakta ve sonrasında değişen derecelerde remisyon ya da progresyon göstermektedir (1).

- **Relapsing-Remitting:**

MS klinik seyir tiplerinin %85 ile en çok görülen tipidir. Ataklar halinde seyreden bu tipte ayları hatta yılları alabilen tam ya da tama yakın remisyon görülebilmektedir. Hastalık remisyon sürerken de aktif durumdadır (4, 18).

- **Primer Progresif:**

Primer progresif tip MS, tüm MS hastalarının %10-15'ini etkilemektedir ve hastaların belirtileri sürekli kötüleşmektedir. Başlangıç yaşı 40 ve üzeri olan bireylerde daha sık görülmektedir. Bilinen etkili herhangi bir tedavi seçeneği bulunmamaktadır (21, 22).

- **Sekonder Progresif:**

Sekonder progresif tip MS başlangıçta Relapsing-remitting olarak seyreden fakat zaman içerisinde atak olmaksızın progresyonla devam eden bir klinik seyir tipidir. Minör remisyonlar ve platolar görülebilmektedir. Yapılan bir çalışmada relapsing-remitting tip MS hastalarının %90'ı 26 yıllık izlemde sekonder progresif tip MS'ye geçtikleri bildirilmiştir (23).

- **Progresif-Relapsing:**

Bu tip MS'de hastalık belirtileri giderek kötüleşmekle birlikte hasta akut ataklar da deneyimlemektedir. Primer progresif MS'de olduğu gibi bilinen etkili herhangi bir tedavi seçeneği bulunmamaktadır (22).

- **Klinik İzole Sendrom:**

Klinik izole sendromlu vakalar 24 saat kadar süren ataklar deneyimlemektedir. Relapsing-remitting MS'i işaret eden belirtiler yaşayabilmektedirler. Bu tip "ilk klinik demyelinizan olay" olarak da isimlendirilmektedir. Manyetik Rezonans (MR) incelemelerinde genellikle klinik izole sendrom vakaları teşhis edilebilmektedir. Bu gruptaki vakalar ilk ataktan sonra yıllarca herhangi bir atak geliştirmeyebilirler (4, 11, 19, 24).

- **Benign:**

Özürlülük durumunda herhangi bir kötüleşme olmaksızın ataklarla seyreden klinik seyir tipidir. EDSS'ye (Expanded Disability Status Scale) göre 10 yıl süreli 3 ve altında puan alan MS'li bireyler benign tipe dâhil edilmektedir (25).

- **Asemptomatik (Radyolojik İzole Sendrom)**

Preklinik, subklinik ya da radyolojik izole sendromlu olarak da adlandırılan bu grupta MR'de MS plakları görülmesine rağmen klinik herhangi bir semptom yoktur (20, 26).

- **Fulminant:**

Bu MS tipi haftalar ya da aylar içerisinde çok hızlı kötüleşme gösterip ciddi özürlülük yaratarak hastanın kaybına sebep olan klinik seyir tipidir. Malign MS olarak da adlandırılan bu tip vakalarda ölüm genelde beyin sapı tutulumları ile birlikte görülmektedir (20, 26, 27).

2.1.5. MS Tanılama:

MS tanılması, klinik ve paraklinik testlerin bir kombinasyonu ile gerçekleşmektedir. MS için belirleyici tek bir klinik özellik olmayabilmektedir. Görüntüleme çalışmaları ve paraklinik testler bulgulara yardımcı olmaktadır. Bu testler ve değerlendirmeler; MSS'nin Manyetik Rezonans görüntülemesi (MRG), serebrospinal sıvı analizleri ve görsel uyarılmış potansiyel testlerini içermektedir. Geçmiş yıllarda benimsenen "bekle-gör" yaklaşımı son yıllarda yerini erken tanının özürlülüğü azalttığı yaklaşımına bırakmıştır. 1965 yılında Schumacher ve ark. sadece "klinik olarak kesin MS" kriterlerini yayınlamışlardır (28). Schumacher kriterlerinde tarif edilen atak süresi 24 saat ve 2 atak arasındaki minimum süre 30 gündür ve bu süre günümüzde de geçerlidir. Zamanda disseminasyon tanımı, relaps ve remisyonların 30 günlük sürelerle ayrılmış halini tanımlamaktadır. Mekânda disseminasyon ise 2 ya da daha fazla alanda MS aktivitesini belirtmektedir.

Tablo 1. Schumacher Kriterleri

Objektif nörolojik bulguların olması
Başlangıç yaşının 10-50 yaş arasında olması
MS dışında başka bir tanının olmaması
Beyaz cevher tutulumunu gösteren belirti ve bulgular
a. Bir ay süre ile 24 saat süren en az 2 ya da daha fazla atak geçirilmiş olması b. Nörolojik bulguların 2 yada daha fazla bölgeye ait olması

1983 yılında ise Poser Kriterleri yayınlanmıştır (29). Tablo 2’de Poser Kriterleri gösterilmektedir.

Tablo 2. Poser Kriterleri

Klinik Olarak Kesin MS	A1: İki atak, iki ayrı lezyona ait muayene bulgusu A2: İki atak, bir lezyona ait muayene bulgusu ve bir başka lezyona ait paraklinik bulgu
Laboratuvar Destekli Kesin MS	B1: İki atak, bir lezyona ait muayene bulgusu ya da paraklinik bulgu ve bir BOS bulgusu B2: Bir atak, iki ayrı lezyona ait muayene bulgusu ve BOS bulgusu B3: Bir atak, bir lezyona ait muayene bulgusu, bir başka lezyona ait paraklinik bulgu ve BOS bulgusu
Klinik Olarak Olası MS	C1: İki atak, bir lezyona ait muayene bulgusu C2: Bir atak, iki ayrı lezyona ait muayene bulgusu C3: Bir atak, bir ayrı lezyona ait muayene bulgusu ve başka bir lezyona ait paraklinik bulgu
Laboratuvar Destekli Olası MS	D1: İki atak ve BOS bulgusu

McDonald Kriterleri

Bu kriterlere göre MS hastalığı; MS, olası MS ve MS olmayan şeklinde gruplara ayrıldı. MRG ile elde edilen verilerin de kullanılmasına rağmen 2005 yılında gözden geçirilerek revize edildi (30, 31) (Tablo 3). 2011 yılında tekrar gözden geçirilerek MR incelemelerinde hastalığın zamanda ve mekânda yayılım gösterebileceği bildirilmiş ve tanı kriterleri basitleştirilmiştir (32). 2017 yılında ise serebrospinal sıvı incelemelerinden oligoklonal bant kullanımı önerilmiş, hem semptomatik ve hem de asemptomatik MR görüntüleme lezyonlarının, zamanda ve mekânda yayılımı belirlemede dikkate alınabileceği belirtilmiştir. Bunların yanı sıra kortikal lezyonlara yönelik mekân disseminasyonunun juxta-kortikal lezyonlarda da kullanılabileceği bildirilmiştir (33).

Tablo 3. McDonald Kriterleri

<u>Klinik Bulgu</u> <u>(Atak)</u>	<u>Muayene</u> <u>Bulgusu</u>	<u>Ek Bulgular</u>
≥ 2	≥ 2	Gerekmiyor
≥ 2	1	MR da değişik yerleşimli lezyonlar ya da BOS (+) ve ≥ 2 MS ile uyumlu MR lezyonu ya da yeni farklı alan ile uyumlu atağı beklemek
1	≥ 2	MR da değişik zamanlı lezyonlar ya da yeni atağı beklemek
1	1	MR da değişik yerleşimli lezyonlar ya da ≥ 2 MS ile uyumlu MR lezyonu ve BOS (+) ile birlikte MR da zamanda yayılımı göstermek ya da yeni atağı beklemek
Başlangıçtan İtibaren Progresif Seyir		Anormal BOS ve MR'da alan içinde dağılım kriterleri: 1) Beyinde 9 ya da daha fazla T2 lezyonu <i>ya da</i> 2) Spinal 2 ya da daha fazla lezyon <i>ya da</i> 3) 4-8 beyin lezyonu + 1 spinal lezyon <i>ya da</i> Anormal VEP ile birlikte MR'da alan içinde dağılım kriterleri: 4) 8 beyin lezyonu ya da 4'den az beyin lezyonu + 1 spinal lezyon ve MR'da zaman içinde dağılım kriterleri <i>ya da</i> bir yıldan beri sürekli progresyon

2.1.5.1. Paraklinik Testler:

Geçmiş dönem araştırmalarda klinisyenlerin tanı koymada daha sık kullandığı serebrospinal sıvı analizleri ve uyarılmış potansiyel testleridir. 2011 yılında revize edilen McDonald kriterleri ile tanılamadan çıkarılmıştır (32). Bu testlerden uyarılmış potansiyel testleri görsel, somato-duyusal ve beyin sapı stimuluslarıdır. Görsel uyarılmış potansiyel testi MS tanılmasında en çok kullanılan testtir. EP (Evoked Potentials) MS'ye özgü bir değerlendirme aracı değildir. Optik sinir hasarından bağımsız olarak klinik izole sendromlu vakalarda da VEP (Visual Evoked Potentials) sonuçları anlamlı çıkabilmektedir. Serebrospinal sıvı değerlendirmeleri MS hastalarının %90'ında immünoglobulin konsantrasyonlarının artmış olduğunu ve 2 ya da daha fazla oligoklonal bant varlığını göstermektedir (20).

2.1.6 MS ile İlişkili Primer MSS Hastalıkları:

- **Akut Dissemine Ensefalomyelit:** Sıklıkla çocuklarda görülen akut inflamatuvar demyelinizan bir hastalıktır. Baş ağrısı, bulantı-kusma, bilinç bulanıklığı ve meninks irritasyonu bulguları vermektedir. Progresyonu çok hızlı seyretmekle birlikte hastalar tam ya da çok az sekelle düzelirler (34).
- **Balo'nun Konsantrik Sklerozu:** Çocuk ve genç yaşta bireylerde görülmektedir. SSS'nin fulminant gidişli inflamatuvar demyelinizan hastalıklarından birisidir. Baş ağrısı, afazi, kognitif ve davranışsal bozukluklar ve nöbetler ile kendini gösterir (34).
- **Akut MS (Marburg Tip MS):** Ağır seyreden hızlı progresyon gösteren bir hastalıktır. Hastalar başlangıçtan itibaren ilk birkaç yılda kaybedilir. Periferik sinir sistemi bulgularına rastlanan vakalar rapor edilmiştir (34).
- **Nöromyelitis Optika:** Optik sinirler ve omuriliğe ait bulguların daha ön planda gittiği tablodur (34).

2.1.7 MS ile İlişkisi Olmayan Hastalıklar:

- Vitamin B12 eksikliği,
- Behçet Hastalığı,
- MSS vaskülitleri,
- Sistemik lupus eritematozus,
- Lökodisrofiler,

- Paraneoplastik sendromlar,
- Çölyak hastalığı,
- Sarkoidoz,
- Kronik enfeksiyonlar (34).

2.1.8 MS'nin Medikal Tedavileri:

MS için tam tedavi seçeneği sunan herhangi bir tedavi yöntemi yoktur. Tedavi seçenekleri hastalığın yarattığı özür durumunu önlemeyi, atakların şiddet ve sayısını azaltmayı, sekellerin hafifletilmesini sağlamayı, fiziksel kapasiteyi artırmayı sağlamaktadır. Bunların yanı sıra MS progresyonu üzerinde etkinliği olması muhtemel pek çok ilaç geliştirilmektedir. MS ataklarının tedavisi steroidlerle yapılmaktadır. Steroidler immün sistem elemanlarının hücrel aktivitelelerini sağlayan enzimlerin inhibisyonunu sağlamaktadırlar. Metilprednizolon, adrenokortikotropik hormon uygulamaları akut atak tedavilerinde kullanılan yöntemlerdir. Relapsing-remitting tip MS hastalığında hastalığın seyri üzerinde etkili olduğu belirlenen ilaçlar arasında immüno-modülatuvar ilaçlar yer almaktadır. Bu grup ilaçlarda; interferon betalar, glatiramer asetat ve natalizumablar bulunmaktadır. Bu ilaç grubunun kullanımı ile karaciğer fonksiyonlarının bozulması, ağrı, spastisite, psikiyatrik sorunlar, alerjik reaksiyonlar ve sekonder progresif forma dönüşüm komplikasyonları oluşabilmektedir. Oral tedaviler olarak fingolimod, teriflunamid, dimetil fumarat, laquinimod gibi ilaçlar kullanılmaktadır (34).

2.1.9 MS ve Özürlülük

MS hastalığının hastalar üzerinde yarattığı özürlülük durumunun ve hastalık evresinin takibi için sıklıkla kullanılan ölçüm yöntemi EDSS'dir. Hafif düzeyde etkilenim gösteren paralizisi (1, 2, 3), yürümede orta derecede kısıtlanma (4), yürüme için destek kullanımı (6) ve tekerlekli sandalye kullanmaya ihtiyaç duyma (8) dereceleri ile puanlandırılır (35).

EDSS işlevsel sistemlerin derecelendirilerek hareket ve günlük yaşam kısıtlılıklarıyla beraber değerlendirildiği bir puanlama sistemidir.

EDSS ile ölçülen sistemler:

1. Piramidal Sistem – İstemli Hareketler
2. Beyin Sapı – Göz Hareketi, Duyu, Yüz Hareketleri, Yutma gibi İşlevler
3. Görsel Durum

4. Serebral – Bellek, Konsantrasyon, Mizaç
5. Serebellar – Hareketlerin Eşgüdümü ya da Denge
6. Duyu
7. Bağırsak ve Mesane
8. Mental ve Diğer Bölgelerdir.

Bu işlevsel sistem derecelerine hareket ve günlük yaşam kısıtlılıkları eklenerek, EDSS içindeki 20 adım tanımlanır. Bu adımların puanlaması aşağıdaki şekilde yapılmaktadır.

0: Normal nörolojik bulguları içerir (işlevsel sistemlerde tüm dereceler 0).

1.0: Özürlülük yok ve minimal anormal muayene bulgusu var.

1.5: Özürlülük yok; bir işlevsel sistemden daha fazlasında minimal bulgu mevcut.

2.0: Bir işlevsel sistemde minimal özürlülük mevcut.

2.5: İki işlevsel sistemde minimal özürlülük.

3.0: Bir işlevsel sistemde orta derecede özürlülük ya da üç ya da dört işlevsel sistemde özürlülük var, tamamen yardımsız yürüyebiliyor.

3.5: Tamamen yardımsız yürüyebiliyor fakat bir işlevsel sistemde orta derecede özürlülük ve bir ya da iki işlevsel sistemde 2. derece; ya da iki işlevsel sistemde 3. derece; ya da beş işlevsel sistemde 2. derece (diğerleri 0 ya da 1) .

4.0: Tamamen yardımsız yürüyebiliyor; bir işlevsel sistemde 4. derece özürlülük olmasına rağmen, kendine yeterli ve günde 12 saat yatak dışında geçiriyor, (diğerleri 0 ve 1) yada önceki adımlarda sınırları geçmeyen kombinasyonlar; yardımsız ya da dinlenmeden 500 metre yürüyebiliyor.

4.5: Tamamen yardımsız yürüyebiliyor; günün büyük bir bölümünde ayakta; tüm gün çalışabiliyor; tüm aktiviteler açısından bazı sınırlamaları olabilir ya da minimal yardım gerekebilir; bir işlevsel sistemde 4. derece özürlülükle karakterize (diğerleri 0 ve 1) ya da önceki adımlarda sınırları geçmeyen kombinasyonlar; yardımsız ya da dinlenmeden 300 metre yürüyebiliyor.

5.0:, Tam gün çalışmasını da içererek tam günlük aktiviteyi engelleyecek derecede özürlülük; yardımsız ya da dinlenmeden 200 metre yürüyebilir; genel işlevsel sistemlerden birinde 5. derece (diğerleri 0 yada 1) yada 4. adımı geçecek biçimde daha düşük derecede bir kombinasyon.

5.5: Yardımsız ya da dinlenmeden 100 metre yürüyebilir; tam günlük aktiviteyi engelleyecek derecede özürlülük; genel işlevsel sistemlerden birinde 5. Derece (diğerleri 0 ya da 1) ya da 4. adımı geçecek biçimde daha düşük derecede bir kombinasyon.

6.0: Dinlenmeli ya da dinlenmeden aralıklı ya da tek taraflı sürekli yardım ile 100 metre yürüyebilir; genel işlevsel sistemlerde iki işlevsel sistemden fazlasında 3. derecenin üzerinde özürlülük.

6.5: Dinlenmeden 20 metre yürümek için sürekli ve iki taraflı yardım gerekir; genel işlevsel sistemlerde iki işlevsel sistemden fazlasında 3. derecenin üzerinde özürlülük.

7.0: Yardımla bile yaklaşık 5 metre yürüyemez; tekerlekli sandalye ile sınırlıdır; standart tekerlekli sandalyeyi kendi yürütebilir; günde 12 saate yakın tekerlekli sandalyededir; genel işlevsel sistemlerde bir işlevsel sistemden fazlasında 4. derecenin üzerinde özürlülük; seyrek olarak yalnızca piramidal sistemde 5. derece.

7.5: Birkaç adım atamaz; tekerlekli sandalye ile sınırlıdır; ulaşım için yardıma gereksinim duyabilir; tekerlekli sandalyeyi götürebilir fakat standart bir tekerlekli sandalyede tam gün kalamaz; motorlu tekerlekli sandalye gerekebilir; genel işlevsel sistemlerde bir işlevsel sistemden fazlasında 4. derecenin üzerinde özürlülük.

8.0: Temel olarak yatağa, bir sandalyeye ya da tekerlekli sandalyeye bağlıdır fakat günün çoğunu yatağın dışında geçirebilir; kişisel bakım işlevlerinin birçoğunu yapabilir; kollarını etkin kullanabilir; genel işlevsel sistemlerde birkaç işlevsel sistemden fazlasında 4. derecenin üzerinde özürlülük.

8.5: Temel olarak günün büyük bir bölümünde yatağa bağlıdır; kişisel bakım işlevlerinin bazılarını yapabilir; kollarını bir miktar etkin kullanabilir; genel işlevsel sistemlerde birkaç işlevsel sistemden fazlasında 4. derecenin üzerinde özürlülük.

9.0: Çaresiz ve yatağa bağımlı; iletişim kurabilir ve yemek yiyebilir; genel işlevsel sistemlerin çoğunda en az 4. derecede özürlülük.

9.5: Tamamen çaresiz ve yatağa bağımlı; etkin biçimde iletişim kuramaz ya da yemek yiyemez/yutamaz; genel işlevsel sistemlerin hemen hepsinde en az 4. derecede özürlülük.

10.0: Solunum paralizisi, bilinmeyen nedenli koma ya da tekrarlayan epileptik nöbetler sonucu MS nedenli ölüm.

2.2. Postüral Kontrol ve Denge

2.2.1 Postüral Kontrol, Denge ve Sorumlu Yapılar

Denge terimi mekanik biliminde bir cisim üzerine etki eden bütün kuvvetlerin etkilerinin sıfır olduğu durum olarak tanımlanmaktadır (36). Klinik anlamda denge ise ağırlık merkezinin destek yüzeyi içerisinde kontrol edilebilme yeteneği olarak tanımlanmaktadır (37). Denge ile ilgili tanımlamaların anlaşılmasında stabilite önemli bir parametredir. Vücut ağırlık merkezinin destek yüzeyi içerisinde tutulduğu durumlarda stabilite sağlanmış olup cisim ya da insan denge durumundadır denilebilir. Diğer yandan instabilite durumunda ise ağırlık merkezi yeni oluşturulan destek yüzeyi içerisine getirilmeye çalışılmaktadır. Bu durumda dengenin yeniden sağlanma süreci devam ettiğinden dolayı cisim denge durumunda değildir. Denge bu aktivitelerin genel bir neticesi olarak cismin o anlık durumuna verilen isimdir. Dengenin korunması, mobilitenin sağlanması ve düşmenin önlenmesi gibi pek çok fiziksel aktivitede çok önemli bir beceri olarak gösterilmektedir (38). Günlük yaşam aktivitelerinde meydana gelen dinamik ve statik bütün koşullarda dengenin korunması gerekmektedir. Dengenin sağlanması ve korunması ise duysal ve kas-iskelet sistemin karmaşık entegrasyonu ile olmaktadır. Ağırlık merkezinin yer değiştirmelerinin düzeltilmesi, vücut pozisyonu ile ilgili bilginin edinilmesi ve çevreyle olan etkileşimin doğru bir şekilde devamının sağlanması her gün yapılan denge reaksiyonlarına örnektir (39).

Genellikle denge ve postüral kontrol benzer anlamlarda kullanılmaktadır (40). Fakat cisim özelliği gösteren her şey herhangi bir anda dengede bulunabilmektedir. Ağırlık merkezi destek yüzeyi içerisinde bulunan bütün cisimler dengededir tanımı insanlarda da geçerlidir fakat insanların ağırlık merkezi destek yüzeyinin dışına çıkabilmektedir. Denge ile ilgili bu tanım insanlara uyarlanacak olursa tanımda yer alan destek yüzeyinin yerine stabilite limitleri kavramı kullanılmalıdır (37, 40). Stabilite limitleri kişinin biyomekanisine, vücut morfolojisine, eklemlerde meydana gelen torklara, hıza ve hareket açıklığına, yapılan işin özelliklerine ve destek yüzeyi ile zemin arasındaki sürtünme kuvvetine, eğime ve uyumlanabilme özelliğine bağlıdır (41, 42).

Ayakta dik duruşta insanın ağırlık merkezi yer yüzeyine göre yüksek bir konumda bulunmaktadır fakat buna karşılık destek yüzeyi ise göreceli olarak dar bir durumdadır. Bu durum insan hareketlerinde stabilitenin sağlanmasında bir problem ortaya çıkarmaktadır. Postüral kontrol bu

bağlamda, insan postürü ve aktiviteleri sırasında dengenin sürdürülebilme yeteneğidir. Buradan bakarak dengenin kontrolünde 3 sınıf insan aktivitesi yapılmaktadır;

- 1- Oturma ya da ayağa kalkma gibi aktiviteler sırasında bir postürün devamının sağlanması,
- 2- Postürler arasında istemli hareketlerin sağlanması,
- 3- Eksternal perturbasyonlara karşı reaksiyon oluşturulması.

Bütün bu bilgilerin ışığında postüral kontrol “herhangi bir postür ya da aktivite sırasında dengenin yeniden kazanımı ya da restore edilmesi aktiviteleridir”. Postüral kontrol mekanizmaları sadece oturma, ayakta durma gibi aktivitelerde gerekli değildir. Oturmadan ayağa kalkış esnasında ya da uzanarak yerden bir cisim alma esnasında da postüral kontrol yer almaktadır. Denge ile ilgili değerlendirmelerde statik ve dinamik koşullarda değerlendirmeler yapılırken postüral kontrol değerlendirmelerinde daha çok pozisyon değişikliklerine duyarlı testler yapılmaktadır (43-45). Postüral kontrol mekanizmaları “Organ Sistemleri Modeli” ile açıklanmaktadır. Postüral kontrol multi-sinaptik long-loop (çok sinapsın oluşturulduğu uzun döngü) refleksleri içeren beklenmeyen hızlı perturbasyonlara olan yanıtlar olarak tanımlanmaktadır (40).

Denge ve postüral kontrolün sağlanması ve korunmasında pek çok eklem kontrolünün olması gerekmekte ve bu ise vücudun pek çok yerinden gelen bilgi ile olmaktadır. Burada elde edilecek veri, vestibüler sistemden, vizüel sistemden ve somato-duyusal sistemden gelmektedir. Erken dönemde denge ile ilgili otomatik postüral yanıtların beyin sapı ve spinal seviye arasında gerçekleştiği düşünülmekteydi (46, 47). Fakat son dönemlerde serebral korteksin yüksek katılımının olması, serebrum hizasında meydana gelen problemlerde bu gibi yanıtların azaldığını düşündürmektedir (48). Burada önemli olan görme, işitme, proprioseptif, vestibüler ve otonomik sistem verilerinin bir arada işlenmesidir (49). Duyusal sistemden gelen veriler MSS’nin farklı seviyelerinde entegre edilmek üzere geçmişten gelen hafızaya dayalı veriler ile de birleştirilmektedir (49). Bütün bu süreçte elde edilen bilgiler koordine bir motor cevap oluşturulması amacı ile ilgili motor ünitelere aktarılmaktadır (49).

Görsel sistem derinlik, algı, kontrast duyarlılığı, vertikal ve horizontal doğru algı ile ilgili bilgilerin sağlanmasında görevlidir. Bu görevlerde meydana gelebilecek problemler düşmelere sebep olabilmektedir (50-52). Görsel girdilerin azaldığı durumlarda postüral salınımların arttığı bilinmektedir. Bu duruma ek olarak postüral perturbasyonlara olan yanıt da görsel girdi olmadığında artmaktadır. Görsel sistem yer yüzeyi ile vücut arasındaki oryantasyonun sağlanmasına yardımcı olmakta ve vertikal algının oluşmasında da görev almaktadır. Görsel sistem

sadece denge ile ilgili çalışmamakta aynı zamanda postüral kontrolün önemli bir parametresi olarak yer almaktadır. Salınım ile ilgili çalışmalarda görme, dominant karakter göstermekle birlikte özellikle duyuusal hataların varlığında postüral kontrol için gerekli referansı sağlamaktadır (53, 54).

Vestibüler sistem gözler kapalı durumda başın pozisyonunu ve çevreyle olan ilişkisini ileten sistemdir. Semisirküler kanallar ve otolitik organlar açısal ve doğrusal hızlanma kuvvetlerini algılayan sensörlerdir. Baş pozisyonunun ve hareketlerinin durumu hakkında MSS'ye gerekli bilgileri sağlamaktadır (55). Bazı durumlarda işitme uyarısına cevap olarak postüral paterde cevaplar oluşturmaktadırlar. Yerçekimi hattına göre baş pozisyonunun uyumunu ve başın stabilize edilmesini sağlamaktadır. Vestibüler sistem hem statik hem de dinamik fonksiyon görmektedir. Baş pozisyonlarına göre göz hareketlerinin stabil ve sağlıklı bir şekilde gerçekleşmesine yardımcı olması, dinamik fonksiyonlarından olarak gösterilmektedir. Statik fonksiyonu ise sürekli olarak baş pozisyonu ile ilgili bilginin sağlanmasıdır. Vestibüler sistem de postüral kontrol mekanizmalarında yer almaktadır. Baş ve ilişkili bütün düzeltme reaksiyonları ve refleksler vestibüler sisteme bağımlı olarak çalışırlar. Gözler kapalı, baş ekstansiyonu ile yapılan çalışmalarda görme ve vestibüler sistem etkilenecek daha fazla vücut salınımı olduğu bildirilmektedir (39). Vestibüler sistem sensoryal sistem hatalarının ayıklandığı kritik bir düzlem yaratarak MSS içindeki oryantasyonun sağlanmasına yardımcı olmaktadır (56, 57).

Bu sistemlerin yanı sıra postüral kontrolün sağlanmasında kas-iskelet sistemi de yer almaktadır. Yaşla birlikte diz eklemindeki zirve kas torklarında meydana gelen azalmanın düşme üzerinde önemli bir belirteç olduğu bilinmektedir (58). Bu konu ile ilgili çalışmalar daha yoğunluklu yaşlanmanın etkileri üzerine devam etmektedir. Diz ekstansiyonunun hızı yaşlanma ile azalmaktadır. Bu ise maksimal izometrik kuvvette azalma meydana getirmektedir. Bütün bu değişimler postüral reaksiyonlarda gereken kasın patlayıcı gücünde azalmaya yol açmaktadır (59). Kas-iskelet sisteminin denge ve postüral kontrol üzerine olan etkilerini biraz daha açmak gerekirse dengenin korunması kavramı biraz daha irdelenmelidir. Statik ayakta duruş sırasında dengenin kontrolü tek bir motor kontrol paterni tarafından sağlanmamaktadır. Ayak bileği dorsi ve plantar fleksörleri kombine şekilde çalışmaktadır ve bu ise 2 farklı motor kontrol paterninin varlığını göstermektedir (60). Dengenin kontrolünde nöromusküler bir çıktı olan basınç merkezi (CoP) her iki ayağın dorsi ve plantar fleksörlerinin kümülatif bir sonucu olarak ortaya çıkmaktadır (61).

Somato-duyusal sistem denge ve postüral kontrolün sağlanmasında önemli bir parametredir. Bu sistem proprioseptif ve taktil sistem olarak ikiye ayrılmaktadır. Postüral kontrol üzerinde etkili olan somato-duyusal bozukluklar alt ekstremitelerde özellikle kas içiği aktivitesini, eklem reseptör aktivitesini ve kutanöz reseptörlerin aktivitesini etkileyerek postüral kontrol problemlerine sebep olmaktadır.

Proprioseptif sistem eklemlerden ve kaslardan aldığı verileri üst merkezlere iletmektedir. Proprioseptif sinyallerde meydana gelen bozulmaların postüral salınımları artırdığı bilinmektedir (62, 63). Bacaklarda bulunan proprioseptörler bacaklar ve yer yüzeyi ilişkisini beyine iletmekte ve bu ise destek yüzeyinin stabil bir şekilde kontrol edilmesini sağlamaktadır. Kas içcikleri ve golgi tendon organları kas gerilimini algılamaktadır ve ilgili kaslarda refleks cevapların oluşmasını sağlamaktadır. Pozisyon hissi ve dokunma hassasiyeti ise genellikle postüral instabilite ve düşmelerle ilişkilidir (51, 64, 65). Dorsal kök ganglionopati hastalarında propriosepsiyon kaybı ile denge problemlerinin ortaya çıktığı bildirilmiştir (62, 63). Alt ekstremitelerde bozulmuş propriosepsiyon hissi ve tendon reflekslerinde meydana gelen kaybın düşme durumunu artırdığı da belirtilmiştir (66, 67). Alt ekstremitte üzerine yapılan soğuk uygulama, anestezi ya da iskemi sonrası ortaya çıkarılan ayak bileği propriosepsiyon kaybı, otomatik postüral cevaplar içi propriosepsiyonun önemini göstermiştir (56, 68, 69). Nöropati vakalarında, aksonun etkilenen büyük bir kısmı olduğu düşünüldüğünde propriosepsiyon kaybı tek başına gerçekleşmemekte, denge kayıpları da beraberinde meydana gelmektedir (66).

Taktil duyusal sistem destek yüzeyi üzerinde olan organizasyonu ile yer yüzeyi hakkında bilgi sağlamakta ve bu CoP ve yerçekimi merkezi (CoG)'nin kontrolünün sağlanmasında önemli bir görev üstlenmektedir. Burada çok önem arz eden kısım ise 1980'li yıllardan bu yana araştırmalara konu olan taban altı duyudur (70). Taban altında bulunan Merkel diskleri, Pacinian Korpüskülleri, Meisner Korpüskülleri ve Rufini Sonlanmaları taban altı duyunun sağlanmasında görev alan reseptörlerdir (71, 72). Bununla ilgili çalışmalar EMG aktiviteleri ile desteklenerek perturbasyona cevap olarak kaslarda meydana gelen uyarıların ölçülmesi ile yapılmıştır. Taban altına yapılan soğuk uygulamalar ile sağlıklı kişilerin de ayakta duruşta daha fazla salınım yaptığı bilinmektedir (73). Azalmış taban altı duyusu ayakta duruşta artmış salınımına sebep olmaktadır. Taban altı duyusu ayakta duruş sırasında vücut pozisyonunun vertikal eksene göre pozisyonunun algılanmasında ve adaptif postüral yanıtların oluşmasında önemli bir görev almaktadır (74). Soğuk uygulama, anestetik müdahale ve ya da iskemiye sekonder hipoksik ayak dokularının anestezisi ile postüral salınımların arttığı yapılan çalışmalarla bildirilmektedir

(73, 75, 76). Azalmış taban altı duyusuna sahip sağlıklı bireylerin yürüyüş kinematiklerinin bozulduğu, özellikle taban temasına geçiş ile itme fazında farklılaşmış EMG yanıtları olduğu gösterilmiştir (77). Bir başka çalışmada ise görmenin engellendiği ve tek ayak üzerinde duruş pozisyonunda azalmış taban altı duyunun etkilerinin daha çok ortaya çıktığı belirtilmektedir (78).

2.2.2 Multipl Skleroz Hastalarında Postüral Kontrol ve Denge:

Multipl Skleroz hastalığı MSS'nin nörolojik fonksiyonlarından kognisyon, görme, kas kuvveti ve tonusu, duyu algısı ve dengenin korunması fonksiyonlarını etkileyen kronik ilerleyici bir hastalıktır. Bu sebeplerden dolayı MS hastalarının önemli bir kısmı bozulmuş denge ve yürüyüş kontrolüne sahiptirler (79, 80). Denge kayıpları genellikle bu hastalığın başlangıç evresinde de görülebilmektedir (81). Bu durumun nedeni olarak MS hastalığının MSS'nin çok geniş alanlarında etki gösterebilmesi, postüral kontrol ve denge kayıplarının ise bu geniş alanların toplamından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu durum MS'li bireyler arasında farklılıklar gösterebilmektedir (82). Denge bozuklukları MS hastalarının %82'sini etkileyerek düşme sayılarını artırmakta bu durum hastalığın erken devrelerinde de görülebilmektedir (83-86).

MS hastalığında denge bozukluklarının, spastisite gibi motor semptomlarla ya da duyu-sal geri-bildirim ve entegrasyon bozuklukları ile meydana geldiği düşünülmektedir (87, 88). Hızlı veri işleme kapasitesine sahip spinal kord içerisindeki myelinli uzun duyu sinir fibrillerinin kaybına bağlı olarak denge bozuklukları olduğu bildirilmektedir (89, 890). Bugüne kadar MS hastalarında ayak bileği eklemine yönelik bozulmuş refleksler, spastisite ve yorgunluğun yanında tork asimetrisi pek çok araştırmada rapor edilmiştir (91-93). Bozulmuş ayak bileği yapısı ve fonksiyonlarının MS hastalarında denge problemlerine yol açtığı gösterilmiştir (94). Dahası periferik sinir iletiminde gecikmelerin olduğu diyabetik nöropati hastalarının durumuna benzer olarak MS hastalarında da duyu-sal ve motor iletim yollarında ya da MSS'de ileti defektleri ve gecikmeleri olduğu gösterilmiştir (75, 95, 96). Bu durum denge performansını belirleyen otomatik postüral düzeltmelerin bozulmasına ve dengenin kompensatuar stratejilerle gerçekleşmesini sağlayabilmektedir (97). Dünya Sağlık Örgütü tarafından MS hastalığındaki en önemli belirtilerden birisi duyu kayıpları olarak rapor edilmiştir (98). Taban altı duyu kayıplarının görüldüğü MS hastalarında denge bozukluklarının olduğu bildirilmiştir (99).

MS hastalığı ve denge ilişkisine yönelik çalışmalar son 10 yılda giderek hız kazanmaktadır (100). Bu hızlanmada önemli bir unsur olarak MS hastalarının yarıya yakınının 6 aylık dönemde düşme durumu yaşadığı ve MS hastalarının düşme ile ilişkili yaralanmalara daha açık olduğu bildirilmiştir (101-104). MS hastalarının denge değerlendirmelerinde düşük performans gösterdikleri de bilinmektedir (100, 105). MS ve düşme ile ilgili çalışmalara olan ihtiyacın hastaların denge yakınmaları ile klinik ölçümler arasındaki ilişkinin açıklanamamış olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Klinik bulgularla denge parametreleri arasındaki ilişki, statik ve dinamik denge değerlendirmelerinin yapıldığı çalışmalarla açıklanmaya çalışılmaktadır. Frzovic ve ark.'nın yapmış olduğu bir çalışmada sağlıklı gruplara göre MS hastalarının denge bozuklukları olduğu gösterilmiştir (105). Çalışmalarda tandem duruşu ve tek ayak üzerinde durma testleri yapılmış ve sağlıklılarla orta düzeyden ciddi düzeye doğru bir denge bozukluğu saptanmıştır (105, 106). Soyuer ve ark. yapmış olduğu bir çalışmada MS tipleri arasında primer progresif tip ve sekonder progresif tip hastalarının relapsing remitting tip MS hastalarına göre daha fazla denge bozukluğu olduğunu bildirmişlerdir (100). Çalışmada Tinetti Denge Testi ve 10 metre yürüme testinin de kullanılabileceği bildirilmiştir. Tek bir testin denge problemini belirlemede etkili olmayabileceğini fonksiyonel bir testin de (yürüme gibi) yapılması gerektiğini vurgulamışlardır (100). Martin ve ark.'nın yapmış olduğu bir çalışmada ise yürüyüş performansı ile azalmış denge performansı arasında bir ilişki olduğu bildirilmiştir (107). Sosnoff ve ark. ise düşme ile ilişkili parametreler olarak ileri yaş, artmış özürlülük oranı, yürüyüş enduransında ve koordinasyonunda azalma ve azalmış denge kontrolünü bildirmişlerdir. Bunların yanı sıra EDSS skorlamasında serebellar, piramidal, görsel ve mesane/üriner disfonksiyonu gibi parametrelerde yüksek özürlülük tespit edilen vakaların daha çok düşme eğilimi gösterdiği bildirilmiştir (108). İlerleyen yıllarla birlikte MS hastalarının sağlıklı bireylerle yapılan karşılaştırmalarında denge yönünden orta şiddetten ciddi seviyeye kadar kayıpları olduğu rapor edilmiştir (109).

2.2.3. Denge Değerlendirme Yöntemleri:

Vücut kütle merkezinin kontrolünün kazanılması, korunması ve düzenlenmesi işlemlerine dengenin korunumu adı verilmektedir. Denge, vücut kütle merkezinin daha genelde destek yüzeyi içerisinde kalması fakat özelde ise stabilite limitleri içerisinde kalmasıdır (40). Denge sisteminin fonksiyonel amaçları içerisinde belirli bir postürel düzgünlük korunurken oturma ya da ayağa kalkma gibi aktiviteleri yapmak, postürler arasında geçişlerde istemli hareketleri fasilite etmek, eksternal etkilere karşı reaksiyonlarla dengeyi korumak bulunmaktadır (110). Klinikte denge değerlendirmeleri, denge probleminin olup olmadığını anlamak ve denge problemine sebep olan durumları belirlemek amacı ile yapılmaktadır. Ayrıca klinik denge değerlendirmeleri

düşme riskinin belirlenmesi ve buna yönelik uygulamaların etkinliğini belirlemek amacıyla da kullanılmaktadır. Genel olarak denge değerlendirmeleri şu özelliklere sahip olmalıdır (110);

- Postüral stratejilerin kalitesi ve fonksiyonel kapasitenin ölçümünü gerçekleştirmesi,
- Postüral kontrol problemlerine karşı duyarlı ve seçici,
- Geçerli ve güvenilir,
- Pratik.

Klinikte yapılan denge değerlendirmeleri 3 başlık altında toplanabilmektedir. Fonksiyonel değerlendirmeler, fizyolojik değerlendirmeler ve kantitatif değerlendirmeler.

2.2.3.1.Fonksiyonel Değerlendirmeler:

Fonksiyonel denge değerlendirmeler hastanın denge durumunun ve uygulamaların etkinliğinin kaydı için yardımcı değerlendirmelerdir. Belirli bir süre içerisinde yapılabileceği gibi bir motor görev sırasında postürün korunması 1-5 arasında puanlanarak yapılan değerlendirmeler olarak özetlenebilmektedir (88). Bu testlerden en çok kullanılanları olarak Tinetti Denge ve Yürüme Testi, zamanlı kalk ve yürü testi, tek ayak üzerinde durma testi, fonksiyonel uzanma testi ve Berg Denge Değerlendirme Testi örnek verilebilmektedir (110). Bu testler klinik ortamda sıklıkla kullanılan testlerdir. Fonksiyonel uzanma testi ayakta duruş stabilitesinin limitlerinin belirlenmesi amacıyla Duncan ve ark. tarafından geliştirilen bir testtir (111). Bireylere bağımsız ayakta durma sağlanırken öne doğru uzanabilecekleri maksimum uzaklık belirlenmektedir. Bu test ile ilgili önemli eksiklik ise vücut ağırlık merkezinin laboratuvar ölçümlerinde yeterince öne alınamadığının gösterilmesidir. Testi uygulayan kişilerin skapulo-torasik eklem kompensasyonlarının olduğu bildirilmiştir (112). Fakat buna rağmen düşme riskinin belirlenmesinde yararlı bir test olduğu bildirilmiştir (113). Tek ayak üzerinde durma testi fonksiyonel denge değerlendirmelerinde kullanılan en eski değerlendirme yöntemlerinden biridir (114). Gözler kapalı olarak yapılması halinde pek çok bireyde yapılmasının zor olduğu kabul edilmiştir. Süre parametresinin olması ve test sırasında sürekli gözlem imkânı vermesi testin güvenilirliğini artırmaktadır fakat statik dengeyi ölçmekte, dinamik koşullar ile ilgili sınırlı bilgi vermektedir (115). Tinetti denge ve yürüme testi klinikte sıklıkla kullanılan bir testtir. Yürümeyi ve dengeyi bir arada değerlendirmesi bu testin avantajları olarak gösterilmektedir ve düşme riskine karşı duyarlılığı bildirilmektedir (116, 117). Berg Denge Değerlendirme testi ise geriatric bireylerde denge değerlendirmesi için geliştirilmiş olup, kısa sürede tamamlanabilmesi nedeni ile klinikte yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu testin vestibüler sistem denge kayıplarında ve inme sonrasında kullanılabileceği bildirilmektedir (118). Zamanlı kalk ve yürü testi en kısa sürede yapılan ve basit olarak kullanılabilen süre parametresi de içeren bir testtir (43, 119).

Geriatrik bireylerde düşme riskinin belirlenmesinde duyarlı olduğu gösterilmiştir (120). Bunun yanı sıra MS hastalarının denge ile ilgili değerlendirmelerinde kullanılması tavsiye edilmektedir (121).

2.2.3.2.Sistemsel Değerlendirmeler:

Denge problemlerinin varlığı fonksiyonel değerlendirmelerle belirlenebilirken, sistem değerlendirmeleri yardımıyla denge probleminin kaynağı tespit edilebilmektedir (88). Fonksiyonel değerlendirmeler gelecekteki muhtemel düşme risklerine karşı duyarlı iken klinisyenlere denge rehabilitasyonu ile ilgili bilgi sağlamadığı düşünülmektedir. Bu limitasyonlar sebebi ile “Balance Evaluation Systems Test (BESTest)” ve “Physiological Balance Profile (PBP)” değerlendirme sistemleri kullanılmaktadır (122, 123). Bu testler duyuşal oryantasyon, stabilite limitleri ve postüral cevaplar gibi başlıklarla postüral kontrol nöral mekanizmalarını değerlendirmektedir (122). Bunların yanı sıra eklem pozisyon hissi, el reaksiyon zamanı ve postüral salınımları ayrı ayrı değerlendirmektedir (124). Düşme riski üzerine duyarlı oldukları rapor edilirken tedavi seçeneklerinin belirlenmesinde geliştirilmeleri gerekliliği üzerinde durulmuştur (125).

2.2.3.3.Kantitatif Değerlendirmeler:

- Bilgisayar Tabanlı Platformlar:

Son 20 yıl içerisinde ilerleme gösteren platformlar ile postüral salınımlar kantitatif veriler ile ölçümlenebilmekte ve kaydedilebilmektedir (126, 127). Bu sayede klinisyenlerce düzenlenen tedavilerin, ölçüm sonuçlarına göre çeşitlendirilebilmesi ve özelleştirilebilmesi mümkün olmuştur. Ölçümler statik postürografiler, dinamik postürografiler ve giyilebilir sensörler yardımı ile yapılmaktadır.

Statik postürografiler değerlendirilecek kişinin ayakta duruş sırasında mümkün olan en iyi düzeyde durduğu sırada postüral salınımların ölçümlerini kapsamaktadır. Postüral salınımlar genellikle kuvvet platformları üzerinde ölçülmekte fakat akselerometreler ve jiroskopik sensörler ile de ölçümler yapılabilmektedir. Düşük ağırlıklı bu sensörler kullanışlı bir ara yüzle otomatik analizler yapılmasına olanak sağlayabilmektedir. Statik denge değerlendirmeleri sırasında zorluk düzeyi değiştirilebilmektedir. Destek yüzeyinin azaltılması, gözlerin kapatılması ve destek yüzeyi özelliklerinin değiştirilmesi ile zorluk düzeyi değiştirilebilmektedir. Oldukça hassas ölçümler yapabilmelerine rağmen hastalığın patofizyolojisine yönelik bilgi sağlamakta kısıtlıdır. Postüral salınımlar MSS ve Periferik Sinir Sistemi (PSS)’nin pek çok parçasının

katıldığı kompleks bir davranıştır. Hassas ölçümler organik kökenli herhangi bir değişiklik olmamasına rağmen farklı zamanlarda farklı sonuçlar da çıkarabilmektedir. Ayrıca farklı hastalık gruplarında benzer sonuçlar da çıkabilmektedir (128, 129).

Dinamik postürografiler eksternal perturbasyonlarla, yüzey değişiklikleri ve görsel durum değişiklikleri ile dinamik özellik kazanmaktadır. Eksternal perturbasyonlar horizontal ya da rotasyonel yüzey hareketleri ile denge bozulmaya çalışılmakta ve hastanın denge durumu sensörler/kuvvet platformları ile takip edilmektedir. Dengenin kantitatif kaydının yanı sıra perturbasyon kuvvetinin hızına bağlı olarak postüral cevap oluşturan ayak bileği gibi yapıların latens süresi ölçümleri de yapılmaktadır (130). Hızlı ve uzamış latenslerin MSS ya da PSS hasarlanmasını gösterdiği bildirilmektedir (131). Tedavi de motor öğrenmenin gerçekleşmesi için yavaş ve osilatuar hareketlerin kullanılması gerektiği vurgulanmaktadır (131). Yüzey perturbasyonunun yanı sıra duysal bir perturbasyon da yaratılabilmektedir. Burada görsel bir girdi verilebilmekte, galvanik vestibüler stimulasyon yapılabilmekte, tendon vibrasyonu uygulanabilmektedir (110). Bu gibi stimulasyon uygulamaları ile pek çok farklı hastalığa özgü tedavi seçeneği çıkarılabilmekte, postüral salınım değişimleri anlık olarak takip edilebilmektedir (131, 133). Dinamik postürografilerin bu gibi özelliklerinin olmasına rağmen tanısall amaçlı kullanılamayacağı bildirilmiştir (134).

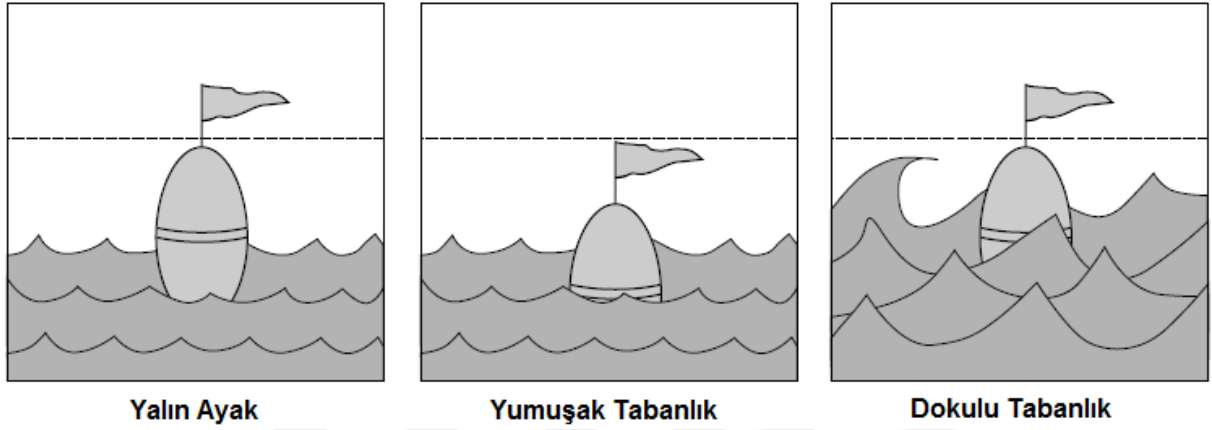
Giyilebilir sensörler robotik çalışmalarla geliştirilmiş olup, kablosuz bilgi aktarımı ile daha az yer kaplama, ucuz olma özellikleri ile öne çıkmıştır. Bu sistemlerde doğrusal akselerometreler, açısal hız sensörleri gibi ölçerler vücut ekstremitelerine sabitlenebilmekte ve fonksiyonel bir aktivite sırasında ilgili segmentlerin anlık verileri alınarak bütün vücut hakkında yorum yapılabilmektedir (135). Bunların yanı sıra aktivite monitörleri olarak da kullanılabilmekte, hastaların hangi aktivitede ne kadar zaman harcadığı da tespit edilebilmektedir (136).

2.3. Dokulu Tabanlıklar:

Dokulu tabanlıklarla ilgili araştırmalar son 20 yıldır yapılmaktadır. Araştırmalar, taban altı dokusunun basınç farklılıklarını ve kütle merkezi yer değişimlerini üst merkezlere ilettiği bildirildiğinden dolayı bu duyunun modifiye edilebileceği düşüncesi üzerine yapılmaktadır (137).

Erken dönemlerden itibaren yumuşak zemin üzerinde yürüyüşün taban altı stimulasyonu azalttığı gösterilmiştir. Bunun yanı sıra yumuşak zeminde görmenin elimine edildiği durum-

larda somato-duyusal girdilerin azaldığı tespit edilmişti (138). Sağlıklı bireylerde de şok absorban ve kalın tabana sahip ayakkabıların dengeyi olumsuz etkilediği saptanmıştır (139). Özellikle bu durumun basketbol oyuncularının yaralanmalarını artırdığı bulunmuştur (138). Herhangi bir hastalık olmaksızın yaşlanma ile taban altı uyarım eşiğinin arttığı ve buna bağlı olarak yaşlı bireylerin genç erişkinlere göre daha fazla salınım yaptıkları rapor edilmiştir (39). Bu bulgulardan yola çıkarak duyuşal aferent geri bildirimin eşik üstüne çıkarılabileceği düşüncesi ile hareket ederek dokulu tabanlıklarla taban altı mekanoreseptörlerin uyarılması hedeflenmiştir (140) (Şekil 1).



Şekil 1. Dokulu Tabanlıkların Taban Altı Duyuyu Muhtemel Artırma Mekanizması. Taban altında yarattığı gürültü ile duyu uyarısını eşik üzerine çıkardığı düşünülmektedir. (da Silva Salazar AP, Stein C, de Souza Pagnussat A. Letter to the editor on "Textured and stimulating insoles for balance and gait impairments in patients with multiple sclerosis and Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis" by Martin Alfuth, *Gait & Posture* (2017) 51, 132-141.)

Tabanlık uygulamaları ile sağlanan artmış taban altı uyarının yürüyüşü geliştirdiği ve dengeyi artırdığı sonraki yıllarda gösterilmiştir (140-142). Sağlıklı geriatric bireylerde dokulu yüzey uygulaması yapılan ayakkabı ve sandalet tabanlıkları ile ayakta durma dengesinin geliştiği ve ayrıca yürüyüş parametrelerinde anlamlı etkiler görüldüğü bildirilmiştir (143, 144). Geriatric bireylerde yapılan bir başka çalışmada ise artmış somato-duyusal girdinin postüral salınımları azalttığı bulunmuştur (145). Duyusal bilginin edinilmesinde problem yaşayan diyabetik nöropati hastalarının vücut salınımlarındaki artışın mikrovasküler flep uygulamaları sonrasında da devam ettiği bulunmuştur (146). Bu çalışmanın devamı olarak özel tasarlanmış ayakkabı tabanlıkları ile instabilitenin azaldığı ve bu sayede düşme riskinin de azaldığı gösterilmiştir (147).

Sonraki yıllarda taban altı uyarımın yüzey özelliklerinin değiştirilmesiyle artırılabilceği fikri öne sürölmüştür. Watanabe ve Okubo farklı özelliklere sahip yüzeylerde ayakta duruş sırasında aferent sinyallerin değiştirilebileceğini göstermişlerdir. Tibial sinir aktivitesindeki artışın dokulu yüzey ile mümkün olduğu gösterilmiştir (148). Wu ve arkadaşları ise kas refleks latenslerindeki değişimleri bildirmişlerdir (149).

Takip eden yıllardaki çalışmalar sağlıklı bireyler üzerinden hasta bireyler üzerine doğru geçiş yapmıştır. Dokulu tabanlıkların diyabetik nöropatili vakalarda ayakta duruş sırasında salınım miktarlarının azaldığı, ayak bileği stabilitesine katkı sağladığı bildirilmiştir (150, 151). Bir başka çalışmada ise taban altı basınç dağılımının duyuşal sistem üzerine olan uygulamalarla değişebileceği gösterilmiştir (152). Eşik altı vibrasyon uygulamalarıyla da postüral salınımların azaldığı gösterilmiştir (150). Bu düşünce ile dokulu tabanlık uygulamalarının yanında vibrasyonlu tabanlık uygulamaları da hız kazanmıştır. Denge, somato-duyuşal girdi ve taban altı mekanoreseptör ilişkisine yönelik daha ayrıntılı çalışmaların yapılmasına yönelik ihtiyaç sürekli dile getirilmektedir (145). Son dönemdeki araştırmalar ucuz ve etkili pasif uygulamalarla dengein korunması ve geliştirilmesinin sağlanabileceği üzerine odaklanmıştır.

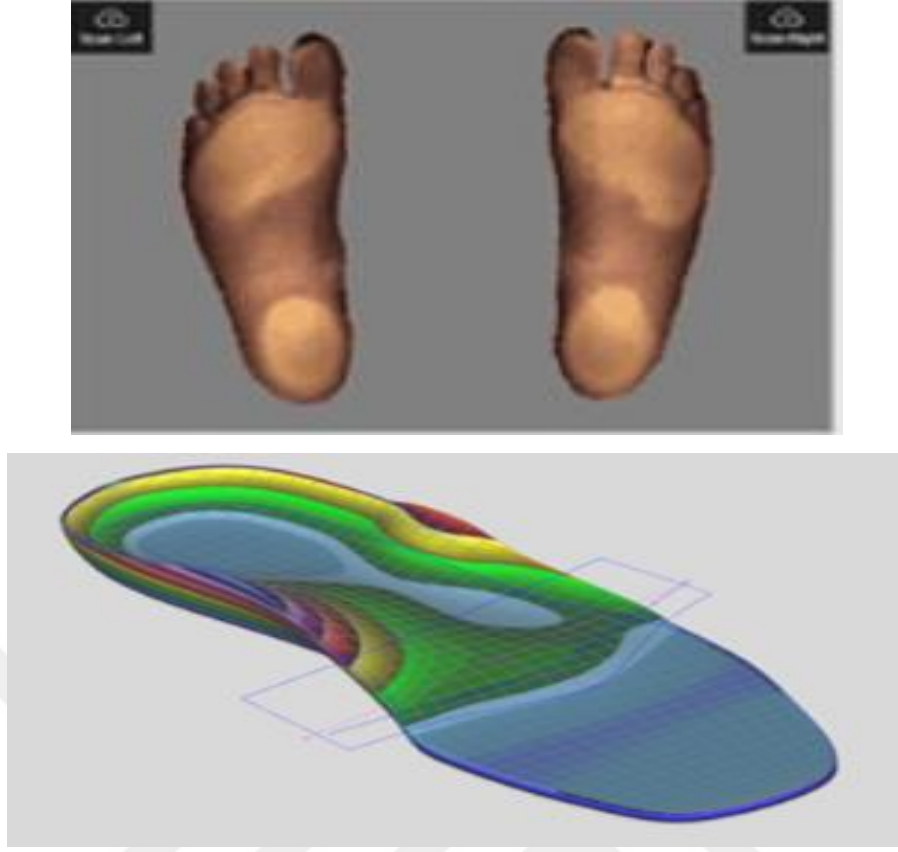
MS hastalığında dokulu tabanlık uygulamaları yakın geçmişte çalışılmaya başlamıştır (153). Son dönemde MS hastalığının semptomlarından olan denge kaybına yönelik çalışmalarda dokulu tabanlıklar önemli bir yer tutmaktadır (153). Kalron ve ark'nın yapmış olduğu bir çalışmada dokulu tabanlık kullanımının, ayakta duruş sırasında meydana gelen salınımları azaltarak dengenin bazı parametrelerini geliştirdiği gösterilmekle birlikte daha fazla çalışma yapılması gerektiği vurgulanmıştır (154). Fakat buna karşın Dixon ve ark'nın yapmış olduğu çalışmada ise dokulu tabanlıkların erken dönemde yürümenin bazı parametreleri dışında herhangi bir etkisinin olmadığı gösterilmiştir (155). Çalışmalar genel olarak CoP (Basınç Merkezi, Center of Pressure) ve CoG (Yerçekimi Merkezi, Center of Gravity) değişkenlerinin salınım derecelerinin derece/saniye (⁰/sn) cinsinden ölçülmesi olarak yapılmaktadır. Erken ve geç dönem sonuçlarına dair kanıt yetersizliğine ek olarak fonksiyonel aktivitelerle olan ilişkisi hakkında yapılan yeterli çalışma bulunmamaktadır.

2.4. Mekanik Düzeltme Etkisi Olan Tabanlıklar

Kişiye özel olarak tasarlanmış ortez üretimi uzun yıllardır devam etmektedir. Ortopedik ya da nörolojik durumlarda kullanım yaygınlığı bulunmaktadır. Ortopedik problemlerde kullanımı ile vücut ağırlığının desteklenmesi, deformitelerin düzeltilmesi ve ayak fonksiyonlarının geliştirilmesi amaçlanmaktadır. Postüral anlamda düzeltme sağlayan tabanlıklar reflekslerin düzeltilmesi, propriyosepsiyonun geliştirilmesi amaçlı kullanılabilir (156). Aynı zamanda plantar basınç dağılımının değiştirilmesi de mümkün olmakta ve diyabetik nöropati gibi durumlarda ayak ülserasyonlarının önüne geçilebilmektedir (157).

İleri düzey analizlerin yapılması ile plantar bölgeye düşen asimetric yüklerin belirlenerek kişiye özel olarak tasarlanmış tabanlıklar ile tedavi edilebileceği bildirilmektedir (158). Bilgisayar ve programlama alanındaki gelişmeler sonrasında CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) ve CAM (Bilgisayar Destekli Üretim) teknolojisinin sağlık alanında uygulamalarına başlaması ile tabanlık yapımında da kullanılmaya başlanmıştır (159).

Alçı kullanılarak uygulanan ölçüm teknikleri ile üretilen tabanlıklar fonksiyonel anlamda hastaların ihtiyaçlarına cevap verebilmektedir. Fakat bu işlem zaman almakta ve üretim sürecini yavaşlatabilmektedir. Alçı kullanılarak oluşturulan model üzerinde modifikasyon yapılabilen fakat üretimin her aşamasında bu mümkün olmayabilmektedir. CAD-CAM sistemler ayağın ve ayak tabanının, koordinat sistemine göre çalışan yazılım ile ölçüsünü alabilmektedirler. Ölçü alım işlemi kısa sürmekte ve ölçünün üzerinde yazılım ile hemen işlem yapılabilmektedir. Yapılan işlemler sınırsız modifikasyon olanağı sağlamaktadır (160) (Şekil 2).



Şekil 2. CAD-CAM Tabanlık Üretim Örneği

Literatürde kişiye özel olarak hazırlanan tabanlıkların MS hastalarının dengeleri üzerine yapılmış herhangi bir çalışma yoktur. Ayağın yerle temas ettiği alan arttıkça taban altı somatik duyunun da artacağı düşünülmekte, bu nedenle taktil duyu uyarının artmasının yanı sıra tabanlık vasıtasıyla vücuda mekanik olarak verilecek desteğin denge üzerindeki olası etkileri araştırılmaktadır (161). Vücuda verilen bu eksternal destek ile inme hastalarında denge parametrelerinde gelişmeler olduğu kaydedilmiştir (162). Mekanik düzeltme etkisi olan tabanlık tasarımlarının yanında sertlik derecelerinin de denge üzerine etkileri olduğu rapor edilmiştir. Diyabetik nöropati hastalarında plantar basınç dağılımının düzenlenmesi ile ülserasyonların engellendiği bildirilmekte fakat düşük sertlik seviyesine sahip tabanlık malzemesi kullanımının taban altı duyu uyarımını azalttığı ve dengeyi olumsuz yönde etkilediği gösterilmiştir (163). İnce, yumuşak ve elastik özellikteki tabanlıklarını postural stabiliteyi bozduğu düşünülmektedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Araştırmanın Tipi:

Araştırma ileriye yönelik bir araştırmadır.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı:

Araştırma Dokuz Eylül Üniversitesi (DEÜ) Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Hareket Analiz Laboratuvarında Ağustos 2015 – Mayıs 2017 yılları arasında yapılmıştır.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/Çalışma Grupları

Araştırmanın evreni, DEÜ Araştırma ve Uygulama Hastanesi, Nöroloji Anabilim Dalı Multipl Skleroz polikliniğinde takip edilen hastalardan oluşmaktaydı. Veri toplama süresince alınma kriterlerine uygun, çalışmaya katılmayı kabul eden tüm hastalar çalışmaya alındı. Etki değeri $f=0.20$, $\alpha=0.05$ olarak alındıktan sonra 4 grup için 4 tekrarlı ölçüm ve güç %80 olacak şekilde seçim yapılarak 36 MS hastası çalışmaya dâhil edilmiştir. Araştırmaya Dokuz Eylül Üniversitesi Nöroloji Anabilim Dalı Multipl Skleroz Polikliniğinde 18-65 yaş arası, çalışmaya katılmayı gönüllü olarak kabul eden ve çalışmaya alınma kriterlerine uyan hastalar dâhil edilmiştir. Araştırmada 4 grup oluşturulmuştur. Her grup 9'ar kişiden oluşturulmuştur.

1. Grup: Mekanik Düzeltme Etkisi Olan Tabanlık Kullanan Grup (MTG),
2. Grup: Dokulu Tabanlık Kullanan Grup (DTG)
3. Grup: Mekanik Düzeltme Etkisi Olan ve Dokulu Yüzey Uygulaması Yapılan Grup (DMTG)
4. Grup: Kontrol Grubu (KG).

Bireyler polikliniğe geliş sıralarına göre gruplarına rastgele olarak dâhil edilmişlerdir.

3.3.1. Araştırmaya dahil olma / dışlama kriterleri:

Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi, Nöroloji Anabilim Dalı Multipl Skleroz Polikliniğinde, uzman nörolog tarafından değerlendirilip çalışmaya dahil olma kriterlerini karşılayan hastalar çalışmaya dâhil edilmiştir. Klinikte araştırmaya katılma kriterlerini karşılayan hastalar şu şekilde seçilmiştir; denge problemi yaşayan hastaların fizik muayene değerlendirmeleri ve medikal hikayeleri alındıktan sonra taban altı duyu değerlendirmesi için vibrasyon duyusu, hafif dokunma ve propriosepsiyon değerlendirmeleri yapılmıştır. Bu değerlendirmeleri takiben Romberg Testi yapılmıştır. Bu test sırasında ayakta duruşta gözler

kapalı durumda artmış salınım gösteren vakalar alt ekstremite duyu değerlendirmesi için somato-duyusal uyarılmış potansiyel değerlendirilmesi yapılmıştır. Somato-duyusal uyarılmış potansiyel değerlendirmelerinde alt ekstremitelerinde duyu bozukluğu olan vakalar araştırmaya dâhil edilmiştir. Bunların yanı sıra dahil olma kriterleri ve dışlama kriterleri aşağıdaki gibidir;

Dahil Olma Kriterleri:

- 18-65 arasında olmak,
- EDSS Skoru 2-4 arasında olan MS'li bireyler,
- Eşlik eden ortopedik problem olmaması,
- Relapsing-Remitting ve Sekonder Progresif tipte MS'li bireyler,
- Vitamin B₁₂, Folik Asit ve Somato-Duyusal Uyarılmış Potansiyel ölçümleri yapılmış olan MS'li bireyler

Dışlama Kriterleri:

- Sık atak geçirmek,
- MS dışında bilinen başka bir nöromusküler rahatsızlığı olmak,
- Altı aydan daha kısa süre önce MS atağı geçirmiş olmak ve yeni kortizon kullanım hikayesi,
- Görsel bozukluğun olması.

3.4. Çalışma Materyali

Çalışmada herhangi bir materyal (hücre hattı, deney hayvanı, vs) kullanılmamış olup alınma kriterine uygun olan hastaların değerlendirmeleri yapıldı.

3.5. Araştırmanın Değişkenleri

3.5.1 Bağımsız Değişkenler

Yaş, cinsiyet, boy uzunluğu, vücut ağırlığı, vücut kütle indeksi (VKİ), MS Tipi, tabanlık uygulamaları çalışmanın bağımsız değişkenlerini oluşturdu.

3.5.2 Bağımlı Değişkenler

- Süreli performans testleri
 - Zamanlı Kalk ve Yürü Testi
 - 25 Adım Yürüme Testi
- Denge Değerlendirme Parametreleri
 - Stabilite Limitleri Testi

- Dengenin Kliniğe Uyarlanmış Duyusal Etkileşim Testi
- Tandem Yürüyüş Testi
- Oturmadan Ayağa Kalkma Testi

3.6. Veri Toplama Araçları

Araştırma Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu'nda MS'li bireyler üzerinde yapılmıştır. Hastaların yaş, cinsiyet, vücut ağırlığı, boy uzunluğu, özgeçmiş/soygeçmiş bilgileri, adres ve telefon bilgileri yüz yüze sorgulama ile kaydedildi (Ek.1 Değerlendirme Formu). Ardından katılımcılara denge ve süreli performans değerlendirmeleri yapılmıştır. İlk değerlendirmeleri takiben gruplara, grup özelliklerine uygun olan tabanlık uygulaması yapılmıştır. Tabanlık uygulamasının hemen ardından denge ve süreli performans değerlendirmeleri tekrarlanmıştır. Bu değerlendirmeden sonra MS'li bireylerden bu tabanlığı haftada en az 5 gün, 4 hafta süreli kullanmaları istenmiştir. Dört haftalık tabanlık kullanımının bitişinde değerlendirmeler bir kez daha yapılmıştır. Bu üçüncü değerlendirmeden sonra 4 hafta süre ile tabanlık kullanılmamış ve 4 haftanın sonunda sönümlenme etkisinin test edilebilmesi için değerlendirmeler tekrarlanmıştır. Denge ve süreli performans değerlendirmeleri başka bir terapist tarafından yapılmıştır.

Araştırmada kullanılan tabanlıkların özellikleri, denge ve süreli performans değerlendirme özellikleri aşağıdaki gibidir;

Bilgisayarlı Denge Sisteminde Objektif Denge Değerlendirmesi:

Balance Master denge ve performans test cihazı (NeuroComSystemVersion 8.1.0, B100718, 1989-2004 NeuroCom® International Inc. USA) hastaların günlük yaşam aktiviteleri arasındaki fiziksel aktivitelerini simüle eden ve bu aktiviteler sırasında statik ve dinamik denge parametrelerini ölçen bir cihazdır. Sistem dışarıdan uygulanan kuvvet miktarı ile orantılı olarak kayıtlama yapar, içeriğindeki çeşitli protokoller ile denge ölçümlerini gerçekleştirir. Çalışmamızda cihazda yer alan farklı statik ve dinamik denge yeteneklerini değerlendirilen testlerden Dengenin Kliniğe Uyarlanmış Duyusal Etkileşim Testi (Modified Clinical Test of Sensory Interaction of Balance), Stabilite Limitleri Testi (Limits of Stability), Oturmadan Ayağa Kalkma Testi (Sit to Stand Test), Tandem Yürüyüş Testi (Tandem Walking Test) uygulanmıştır.

3.6.1. Stabilite Limitleri Testi (Limits of Stability):

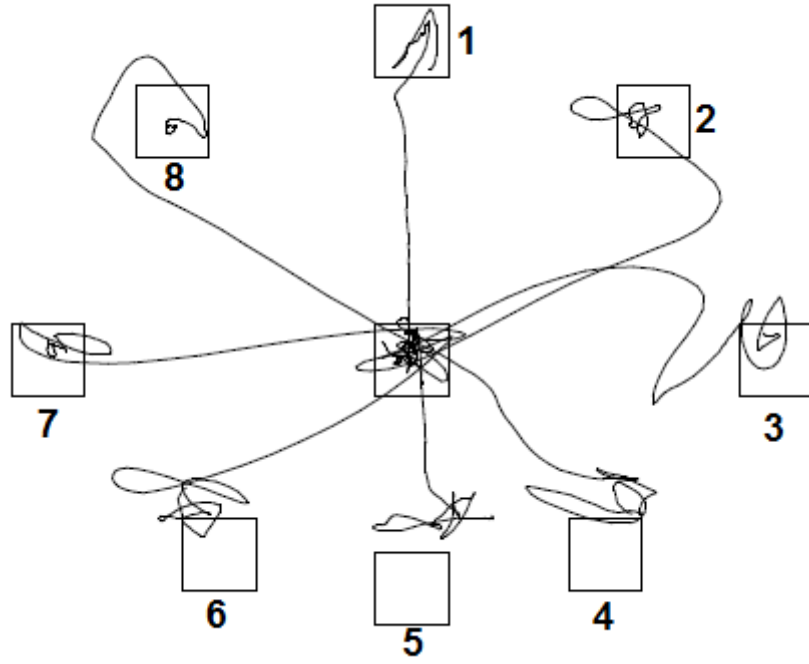
Denge değerlendirmesinin bu aşamasında hastadan ayaklarını platform üzerinde belirli yerlere koyması istendi ve test süresince ayaklarının yerle temasının mümkün oldukça kesilmesi istendi (Şekil 3).



Şekil 3. Stabilite Limitleri Testi Öne Doğru Değerlendirme Örneği

Platform sensörlerinden alınan bilgi anlık olarak ekran üzerinde takip edilebilmektedir. Bilgisayar ekranında ön-arka ve sağ-sol olmak üzere 8 kutucuk yer almaktadır. Hastadan ayaklarının yerle teması kesilmeden CoG'un ekranda beliren kutucuklara doğru hareket etmesi istendi. CoG'un hareketi hastanın vücudunu ilgili kutucuğa doğru yönlendirmesi ile gerçekleşti. Test sırasında her bir kutucuk için aşağıdaki veriler sistem tarafından kaydedildi (Şekil 4). Sistem resimde de gösterildiği üzere 2-4-6-8 yönlerine ait verileri de almaktadır. Fakat bu verilere ait vektörel kuvvetler toplamı 1-3-5-7 yönlerine de sistem tarafından eklendiği için tez kapsamında sadece 1-3-5-7 verileri ön-sağ-arka-sol olarak yorumlanmıştır. Denge değerlendirme sonuçlarının istatistiksel analizlerinde, stabilite limitlerinin her bir parametresinin sonuna rakamla hangi yön olduğu yazılmıştır.

- 1- Öne Doğru
- 3- Sağa Doğru
- 5- Arkaya Doğru
- 7- Sola Doğru



Şekil 4. Stabilite Limitleri Testi Sırasında Değerlendirilen Ağırlık Aktarma Yönleri ve Bir Testin Örnek Sonucu

Bu test sırasında aşağıdaki parametreler değerlendirme verisi olarak elde edilmektedir.

- **Movement Velocity (Hareket Hızı, MVL):** CoG'un başlangıç noktası ve hedef arasındaki mesafenin %5-95 arasındaki saniye başına düşen hareket derecesidir. Birimi derece/saniye'dir ($^{\circ}/sn$).
- **Reaction Time (Reaksiyon Zamanı, RT):** Hastaya ekran tarafından "hareket et" komutu ile hastanın harekete başladığı an arasında geçen süredir. Birimi saniyedir (sn).
- **Endpoint Excursion (Son Nokta Gezinimi, EPE):** CoG'un hedefe yönelik ulaştığı son ileri noktadan itibaren yaptığı gezinimlerdir. Burada dikkat edilen ise hedefe ulaşma işinin bittiği son noktada düzeltici hareketlerin yapıldığı alandır. Alan ölçümü yapılmaktadır (cm^2).
- **Maximum Excursion (Maksimum Gezinme, MXE):** Hastanın değerlendirmesi sırasında CoG'un toplamda yaptığı tüm gezinim hareketinin kaydıdır. Alan ölçümü yapılmaktadır (cm^2).
- **Directional Control (Yön Kontrolü, DCL):** Hedefe yönelik hareketlerin toplamından, hedef dışı hareketlerin çıkarılması ile elde edilen değer toplam harekete bölünmesiyle elde edilmektedir. Buradan çıkan sonuç hareketin ne kadarının hedefe yönelik olduğudur. Alan ölçümü yapılarak elde edilmektedir (cm^2).

3.6.2. Dengenin Kliniğe Uyarlanmış Duyusal Etkileşim Testi (Modified Clinical Test of Sensory Interaction of Balance, mCTSIB)

Dengenin kliniğe uyarlanmış duyusal etkileşim testi somato-duyusal sistem problemlerinin dengeye olan etkisinin incelenmesi amaçlı kullanılmasının yanı sıra ayakta duruş sırasında postüral salınımların ölçülmesi gerektiği diğer bütün durumlarda kullanılmaktadır (Resim 4). Test sert ve yumuşak zemin olarak 2 farklı ortamda, gözler açık ve gözler kapalı olarak 2 farklı koşulda yapılmaktadır. Değerlendirme 4 farklı koşul için 3'er deneme olarak yapılmaktadır. Buna uygun olarak test parametresi; sert zeminde gözler açık 3 kez, sert zeminde gözler kapalı 3 kez, yumuşak zeminde gözler açık 3 kez, yumuşak zeminde gözler kapalı 3 kez olmak üzere gerçekleştirilmiştir (Şekil 5). Bu değerlendirme parametresinde aşağıdaki değişkenler çıktı olarak elde edilmektedir;



Şekil 5. Dengenin Kliniğe Uyarlanmış Duyusal Etkileşim Testi Gözler Kapalı Koşulda Örneği

- **CoG (Yerçekimi Merkezi, Center-of-Gravity):** Yerçekiminin vücut üzerinde odak olarak etki ettiği hayali bir noktadır. Erkeklerde Sakral 1 ve Sakral 2 vertebranın hemen önünde yer aldığı varsayılan CoG'un izdüşümü, ayak bileğinin hemen önüne denk gelmektedir. Bu test süresince hastadan mümkün olduğu kadar hareketsiz durması istenmektedir. Ölçüm sonuçları destek yüzeyi orta noktasına göre CoG yerleşiminin arasındaki mesafe olarak kaydedilir.
- **CoG Salınım Hızı (Sway Velocity):** Mesafe/zaman cinsinden CoG salınım hızının ölçümü ile test gerçekleştirilmektedir. Ölçüm sonuçları derece/saniye olarak kaydedilmektedir ($^{\circ}/sn$).
- **Ortalama CoG Salınım Hızı (Mean CoG Sway Velocity):** CoG salınım hızı ölçümlerinin her bir denemedeki değerlerinin ortalaması olarak yapılmaktadır. Sert zeminde yapılan gözler açık 3 denemenin ortalama değeri alınmaktadır. Buna uygun olarak gözler kapalı koşuldaki değerlerin de ortalamaları alınmaktadır. Yumuşak zemin koşuldaki denemelerin de bu şekilde ortalamaları alınmaktadır.
- **CoG Pozisyonu:** Hastanın her testi başında destek yüzeyine göre CoG'un yerinin belirlenmesi işlemidir. Orta hattan uzaklığı veri olarak elde edilmektedir.

3.6.3. Tandem Yürüyüş Testi (Tandem Walking, TW):

Hastanın platformu eşit iki parçaya ayıran uzun eksen üzerinde parmak ucu ve topukların birbirini takip ettiği yürüyüş yapması istenmiştir. Yürüyüşün başlangıç pozisyonunda hastadan tandem pozisyonu alması istenmekte ve test bu pozisyonundan başlamaktadır (Şekil 6). Hastadan mümkün olduğunca uzun eksen üzerinde mümkün olan en dar destek yüzeyinde yürümesi istendi. Bu test sırasında aşağıdaki değişkenler veri olarak elde edilmektedir;



Şekil 6. Tandem Yürüyüş Testi Örneği

- **Adım Genişliği (Step Width, SW):** Destek yüzeyi genişliğinin yürüyüş sırasında kaydedilmesi ile olmaktadır. Burada referans alınan CoG'un orta hattan uzaklığının belirlenmesidir.
- **Ortalama Adım Genişliği (Step Width, SW):** Uzun eksene göre lateral yönlü COG hareketlerinin santimetre cinsinden ortalamasının alınması ile elde edilmektedir.
- **Ortalama Hız (Speed, MS):** Öne doğru gerçekleşen yürüyüşün metre/saniye cinsinden değeridir.
- **Son Salınım (End Sway, ES):** Değerlendirilen hastanın platformun sonunda bir süre beklenmesi sistem tarafından istenmekte ve bu sırada meydana gelen salınımlar derece/saniye cinsinden kaydedilmez.

3.6.4. Oturmadan Ayağa Kalkma Testi (Sit-to-Stand, STS):

Bu test hastanın oturmadan ayağa kalkma fonksiyonunu ölçmek amacı ile kullanıldı. Sistem içerisinde hazır bulunan oturma yüksekliği kullanılarak test gerçekleştirildi (Şekil 7). Bu test sırasında aşağıdaki değişkenler veri olarak elde edilmektedir;



Şekil 7. Oturmadan Ayağa Kalkma Test Örneği

- **Ortalama Ağırlık Transferi (Weight Transfer, WT):** Oturmadan ayağa kalkış sırasında, kalkışın başlangıcı ve yükün ayaklara aktarıldığı an arasındaki sürenin kaydı ile yapılmaktadır. Veriler 3 denemenin ortalaması olarak saniye cinsinden verilmektedir.
- **Ortalama Yükselme Endeksi (Rising Index, RI):** Oturmadan ayağa kalkış sırasında bacaklar tarafından vücudu kaldırmak için kullanılan kuvvetin ölçümü ile olmaktadır. Veriler 3 denemenin ortalaması olarak saniye cinsinden verilmektedir.
- **Ortalama CoG Salınım Hızı (CoG Sway Velocity, CSV):** oturmadan sonra ayağa kalkış sırasında meydana gelen CoG hareketinin 5 saniye süresince ortalama yer değiştirme miktarıdır.
- **Sol/Sağ Ağırlık Simetrisi (Left/Right Weight Symmetry):** oturmadan ayağa kalkma sırasında ve kalkıldıktan sonraki 5 saniye boyunca vücut ağırlığının sağ ve sol ekstremiteler arasındaki oranına bakarak veri elde edilmektedir.

3.6.5. Süreli Performans Testleri

- **Zamanlı Kalk-Yürü Testi (TUG):**

Zamanlı kalk yürü testi (Timed Up & Go) denge ve fonksiyonel mobilitayı değerlendirmeye yönelik objektif, güvenilir ve basit bir ölçüttür. Düşme riskinin değerlendirmesi için de kullanılabilir. Kişinin bir koltuktan kalkması, 3 metre yürümesi, etrafında dönmesi, koltuğa geri yürümesi ve oturması istenir ve testi kaç saniyede bitirdiği ölçülerek skor hesaplanır. Test sırasında yürümeye yardımcı-cihaz kullanılmasına izin verilir (43).

- **Zamanlı 25-Foot Yürüme Testi (25FWT):**

Zamanlı 25-Foot Yürüme Testi (Timed 25-Foot Walk Test) mobilite ve bacak fonksiyonlarını değerlendirmek amacı ile yapılan bir değerlendirmedir. Hastanın düz bir zeminde güvenli bir şekilde en yüksek hızı ile yürümesi istenmektedir. Gerektiğinde hastaların yürüme yardımcıları varsa kullanmalarına izin verilmektedir. Hastadan 3 defa yürümesi istendi. Sürelerin ortalaması kaydedildi (164).

Araştırmada kullanılan tabanlıkların özellikleri ve üretim biçimleri aşağıdaki gibidir.

Dokulu Tabanlıklar:

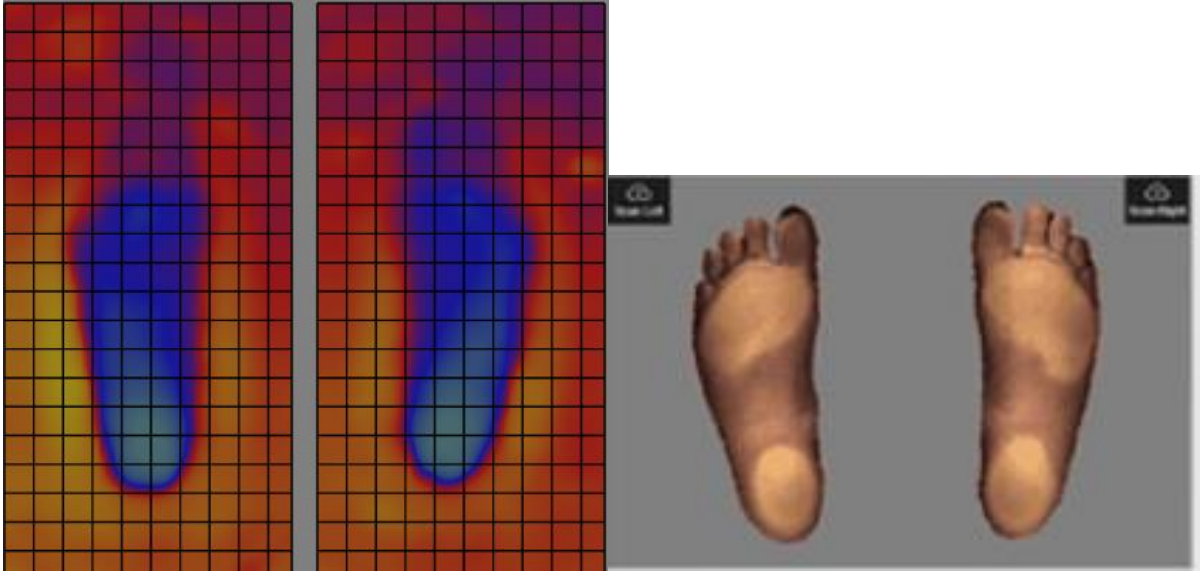
Çalışmamızda dokulu tabanlıklar Waddington ve ark.'nın 2003 yılında belirtmiş olduğu prensiplere uygun olarak temin edildi (137). Waddington ve ark.'nın çalışmalarında kullandıkları cm^2 'ye 4 yarı küresel çıkıntı içeren EVA dokulu tabanlık kullanılmıştır (Şekil 8). Her bir yarı küresel çıkıntının EVA zemininden yüksekliği 2 mm'dir, tabanlığın yerden yüksekliği ise 3 mm'dir. Dokulu tabanlık uygulamaları bu özellikleri içeren EVA tabakasından hastanın ayakkabı iç tabanlığına uygun olarak kesilip yerleştirilmesi ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 8. Dokulu Tabanlık Örneği

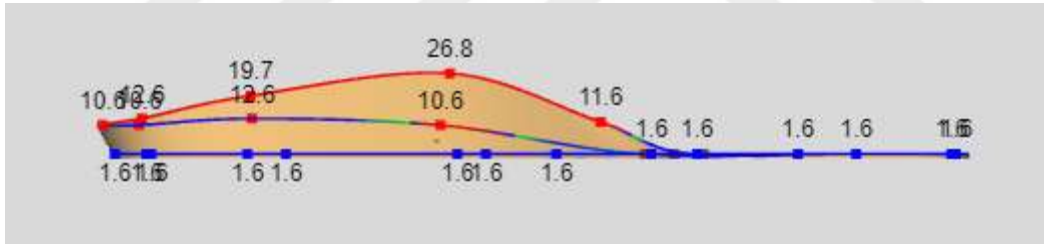
Kişiyi Özel Olarak Hazırlanmış Mekanik Düzeltmeli Tabanlık:

Mekanik düzeltme etkisi olan tabanlık ise CAD-CAM sistemi ile 3 boyutlu taban altı topografyasını ve basınç haritasını çıkaran VoxelCare Online CAD-CAM Sistemleri kullanılarak yapıldı. Tabanlık yapımında öncelikle kişilerin demografik bilgileri sisteme tanıtıldı. Tabanlık ölçümü yapılmadan önce hastanın ayakkabılarını ve çoraplarını çıkarması istendi. Hastanın ayak uzunluğu, metatarsal genişliği, naviküler kemik yüksekliği ve ayak uzunluğu ölçümleri yapıldı. Sistem bir platform üzerinde bulunan yumuşak bir yüzeye hastanın tek ayak üzerinde durması ile ayak tabanı yüzey topografisini ham veri olarak kaydetmektedir (Şekil 9).



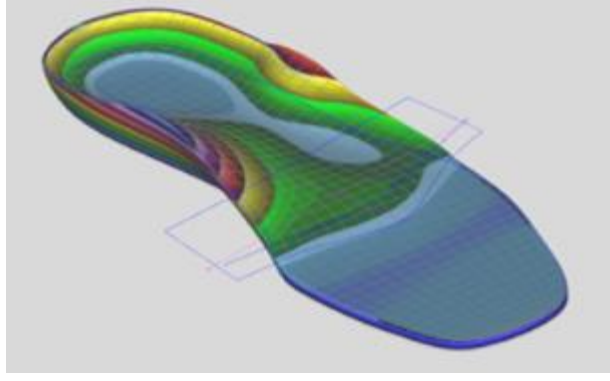
Şekil 9. Mekanik Düzeltme Etkisi Olan Tabanlık Ölçü Alımı Örneği

Bundan sonra ise internet ağı üzerinden kişinin ayak özelliklerine uygun olarak sanal ortamda tabanlık tasarlanmıştır (Şekil 10).



Şekil 10. Hastanın Ayak Özelliklerine Göre Tabanlığın Tasarımı

Tasarlanan tabanlığın ilk elde edilen hasta ayak basınç durumu ile karşılaştırılması ile basınç alanlarının değişimi kontrol edilmiştir (Şekil 11).



Şekil 11. Tabanlığın Topografik Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Tasarlanan tabanlığın topografik özellikleri koordinat sistemine uygun olarak çalışan ‘‘Bilgisayarlı Sayısal Kontrol (CNC)’’ tezgâhı kullanılarak 40 Shore-A sertlik özelliğine sahip EVA kullanılarak üretilmiştir. Tabanlık üretimi sonrası hastanın ayakkabı içerisine tabanlık yerleştirilmiş, klinik değerlendirmelerin uygunluğu da göz önünde bulundurularak tabanlık 4 hafta süre boyunca hastanın kullanması için teslim edilmiştir (Şekil 12).



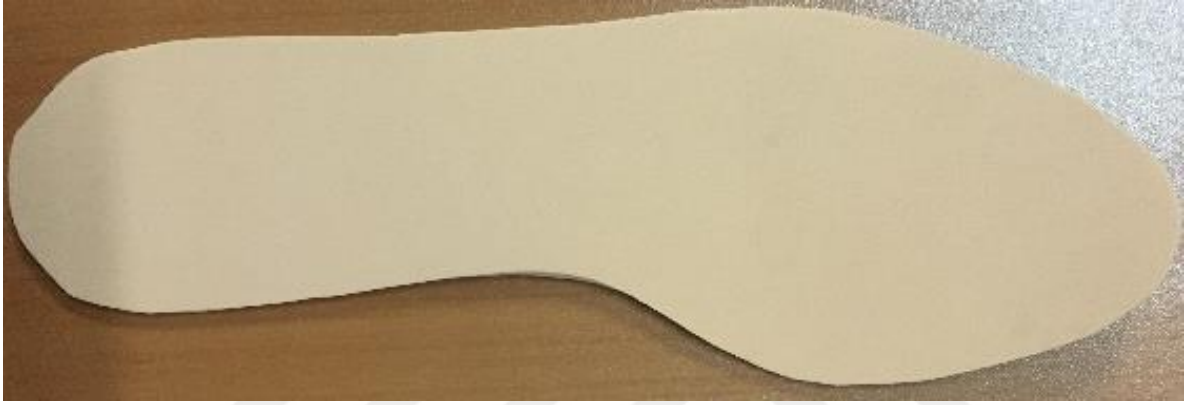
Şekil 12. Mekanik Düzeltme Etkisi Olan Tabanlığın Üretiminin Son Aşaması

Mekanik Düzeltme Etkisi Olan ve Dokulu Yüzey Uygulaması Yapılan Tabanlık:

Bu tabanlık üretiminde öncelikli olarak mekanik düzeltme etkisi olan tabanlık üretimi yapılmıştır. Ardından bu tabanlığın üst yüzeyine dokulu yüzey uygulaması yapılmıştır.

Kontrol Grubu Tabanlığı:

Kontrol grubu tabanlığı 2 mm plastozot malzemeden elde edilerek yapılmıştır. Tabanlığın herhangi bir düzeltme etkisi bulunmamaktadır. Katılımcıların iç tabanlıkları çıkarılıp plastozot malzeme bu iç tabanlık ile aynı boyutlarda kesilip hazırlanarak ayakkabı içerisine yerleştirilmiştir (Şekil 13).



Şekil 13. Kontrol Grubu Tabanlık Örneği

3.7. Araştırma Planı ve Takvim

Araştırma planı ve takvimi Tablo 4'te gösterilmektedir.

Tablo 4. Araştırma Planı ve Takvimi

	Ağustos-Eylül 2015	Ekim-Kasım 2015	Aralık-2015 Ocak-2016	Şubat-Mart 2016	Nisan-Mayıs 2016	Haziran-Temmuz 2016	Ağustos-Eylül 2016	Ekim-Kasım 2016	Aralık-2016 Ocak-2017	Şubat-Mart 2017	Nisan-Mayıs 2017	Haziran-Temmuz 2017	Ağustos-Eylül 2017	Ekim-Kasım 2017	Aralık 2017
Kaynak tarama															
Planlama															
Ön çalışma															
İzinler - onaylar															
Veri toplama ve değerlendirme															
İstatiksel çözümleme															
Yazım															
Basım															
Sunum															

3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi “Statistical Package for Social Science for Windows version 20.0” istatistik programı ile yapıldı. Grupların verileri normal dağılım gösterdiğinden dolayı gruplar arası karşılaştırmalı testlerde parametrik testler kullanıldı. Grup içi analizlerde ise katılımcı sayısı parametrik özellik göstermediğinden non-parametrik testler kullanıldı. Tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma değerleri ile gösterildi. Grupların yaş, boy, kilo ve vücut kütle indeksi (VKİ) değerleri ile başlangıç denge ve süreli performans değerlendirme sonuçları arasında fark olup olmadığı Tek Yönlü Varyans Analizi ile gerçekleştirildi. Grupların cinsiyet, EDSS Skoru ve medikal tedavi özellikleri yönünden karşılaştırmaları öncelikle Ki-Kare testi ile gerçekleştirildi. Elde edilen sonuçların %20’sinden fazlasının 5’ten küçük olduğunun tespiti üzerine Fisher Testi yapıldı. Her grubun kendi içerisindeki ölçümleri Wilcoxon İşaretli Sıra testi ile gerçekleştirildi. Bu analizde post-hoc olarak Bonferroni testi kullanıldı. Grupların, grup içi birinci, ikinci ve üçüncü değerlendirmelerinin karşılaştırmaları için $p < 0.017$ olarak belirlendi. Birinci ve dördüncü değerlendirmelerin karşılaştırmaları için ise $p < 0.025$ olarak belirlendi. Grupların 4 farklı ölçüm sonuçlarının farklı olup olmadığına Tekrarlı Ölçümlerde ANOVA analizi ile bakılmış, siferisite durumunun sağlanmamasının tespiti üzerine Greenhouse-Geisser düzeltme faktörü kullanılmış ve anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak alınmıştır. Ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunursa post-hoc testi olarak Bonferroni testi kullanılmıştır.

3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları

Çalışmada yer alan katılımcılar somato-duyusal etkilenimi daha çok olan özel bir MS hastalık grubunu temsil etmektedir. İleriki çalışmalarda daha fazla katılımcı ve daha geniş bir MS popülasyon çeşitliliği ile gerçekleştirilmesi gerekmektedir.

3.10. Etik Kurul Onayı

Çalışma için Dokuz Eylül Üniversitesi Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları Etik Kurulu’ndan 21.08.2015 tarih ve 2219-GOA protokol numaralı 2015/19-38 karar numarası ile onay alındı (EK-2). Çalışmaya katılan kişiler yazılı ve sözlü olarak çalışma hakkında bilgilendirildi ve yazılı onam belgeleri alındı (EK.3 Bilgilendirilmiş Olur Formu)

4. BULGULAR

Çalışma 2015 Ağustos ve 2017 Mayıs tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Nöroloji Anabilim Dalı MS polikliniğinde takip edilen hastaların katılımı ile Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Hareket Analiz Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya toplamda 36 hasta dâhil edilmiştir.

Çalışmaya sık atak öyküsü olan hastalar dâhil edilmemiştir ve bundan dolayı çalışma sırasında hiçbir hastada medikal tedavi yönünden değişiklik yaşanmamıştır. Ayrıca çalışmaya dâhil edilen hastalar İzmir ili ve yakın illerde ikamet eden hastalardan seçildiği için değerlendirme ve uygulama sürelerine tüm hastalar uyum göstermiştir. Hastalardan çalışma süresi olan 8 hafta süre içerisinde denge ve koordinasyonlarını etkilemesi muhtemel hiçbir programa dâhil olmamaları istenmiştir.

Çalışmada yaşları 20-64 arasında değişmekte olan MS hastaları yer almaktadır. Dokulu tabanlı grubunda (DTG) 6 relapsing remitting ve 3 sekonder progresif tip MS olmak üzere 5 kadın, 4 erkek yer almıştır. Kontrol grubunda (KG) 3 relapsing remitting ve 6 sekonder progresif tip MS olmak üzere 5 kadın, 4 erkek yer almıştır. Mekanik tabanlı grubunda (MTG) 5 relapsing remitting ve 4 sekonder progresif tip MS olmak üzere 8 kadın, 1 erkek yer almıştır. Dokulu+Mekanik tabanlı grubunda (DMTG) ise 3 relapsing remitting ve 6 sekonder progresif tip MS olmak üzere 7 kadın, 2 erkek yer almıştır. Grupların boy, vücut ağırlığı ve vücut kütle indeksi özellikleri Tablo 5.'de gösterilmiştir ve bu özellikler açısından bir fark bulunmamaktadır. Grupların EDSS skoru, cinsiyet ve Medikasyon durumu ile bilgileri ile bu özelliklerin karşılaştırmaları Tablo 6.'da yer almaktadır. Gruplar arasında bu özellikler açısından anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Bu parametreler açısından gruplar benzerlik göstermektedir.

Tablo 5. Grupların Demografik Özelliklerinin Karşılaştırılması

	DTG (n:9) Ort, SS	KG (n:9) Ort, SS	MTG (n:9) Ort, SS	DMTG (n:9) Ort, SS	p değeri*
Yaş (yıl)	40,11 ± 12,69	44,0 ± 11,23	48,78 ± 8,51	43,78 ± 9,96	0,410
Boy uzunluğu (cm)	1,64 ± 0,08	1,70 ± 0,09	1,62 ± 0,08	1,63 ± 0,05	0,169
Vücut ağırlığı (kg)	67,89 ± 10,04	75,11 ± 15,02	67,11 ± 10,78	65,22 ± 9,89	0,308
VKİ (kg/m²)	25,35 ± 4,14	25,78 ± 4,44	25,41 ± 3,72	24,41 ± 2,78	0,888

*Tek Yönlü Varyans Analizi $p > 0.05$, VKİ: Vücut Kütle İndeksi, DTG: Dokulu tabanlık grubu, KG: Kontrol grubu, MTG: Mekanik düzeltme etkisi olan tabanlık kullanan grup, DMTG: Dokulu+Mekanik düzeltme etkisi gösteren tabanlık kullanan grup.

Çalışmaya katılan MS hastalarının EDSS skorları ile medikal tedavileri ile ilgili bilgiler Tablo 2.'de yer almaktadır. Gruplar arasında medikal tedavi ve EDSS skorları açısından anlamlı fark bulunmamaktadır.

Tablo 6. Hasta Gruplarının Cinsiyet, EDSS Skoru ve Medikal Tedavilerinin Karşılaştırılması

	DTG (n:9)	KG (n:9)	MTG (n:9)	DMTG (n:9)	p değeri*
Cinsiyet	1 Erkek 8 Kadın	5 Erkek 4 Kadın	1 Erkek 8 Kadın	2 Erkek 7 Kadın	0.123
Medikal Tedavi	A: 5 (%56) B: 4 (%44)	A: 4 (%44) B: 5 (%56)	A: 5 (%56) B: 4 (%44)	A: 5 (%56) B: 4 (%44)	0.907
	Ortanca (ÇA)	Ortanca (ÇA)	Ortanca (ÇA)	Ortanca (ÇA)	p değeri*
EDSS Skoru	2.5 (2-3)	3 (2-4)	2.5 (2-3)	2.5 (2-3)	0.599

*Fisher testi, A: Sadece immunomodülatuvar ilaç kullanan, B: İmmunomodülatuvar ve semptomatik ilaç kullanan grup, ÇA: Çeyrekler arası aralık, DTG: Dokulu tabanlık grubu, KG: Kontrol grubu, MTG: Mekanik düzeltme etkisi olan tabanlık kullanan grup, DMTG: Dokulu+Mekanik düzeltme etkisi gösteren tabanlık kullanan grup.

Grupların başlangıç denge ve süreli performans değerlendirmeleri sonuçları ile gruplar arası karşılaştırmaları Tablo 7’de gösterilmektedir. Grupların başlangıç süreli performans testleri ve denge parametreleri açısından aralarında anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 7. Grupların Başlangıç Denge ve Süreli Performans Test Sonuçları ile Karşılaştırmaları

	DTG Ort, SS	KG Ort, SS	MTG Ort, SS	DMTG Ort, SS	<i>p</i> değeri*
TUG (<i>sn</i>)	8,15±1,85	8,01±1,88	8,71±2,27	8,31±0,92	0,854
25FWT (<i>sn</i>)	14,26±1,20	12,56±1,84	12,31±0,99	13,25±0,65	0,097
LoSRT1 (<i>sn</i>)	1,51±1,11	1,46±0,77	1,13±0,77	1,47±0,66	0,778
LoSRT3 (<i>sn</i>)	1,57±0,83	1,48±0,56	1,44±0,32	1,64±0,46	0,875
LoSRT5 (<i>sn</i>)	1,17±0,69	1,02±0,69	0,97±0,30	0,85±0,47	0,679
LoSRT7 (<i>sn</i>)	0,85±0,64	1,14±0,59	1,12±0,59	1,05±0,49	0,682
LoSMVL1 ($^{\circ}/sn$)	1,63±0,76	1,94±1,14	1,88±0,82	1,81±0,51	0,686
LoSMVL3 ($^{\circ}/sn$)	3,92±1,76	3,34±1,15	2,58±0,80	3,32±1,40	0,227
LoSMVL5 ($^{\circ}/sn$)	2,35±1,31	2,28±1,11	2,22±1,64	2,21±1,01	0,996
LoSMVL7 ($^{\circ}/sn$)	2,91±1,59	3,28±1,09	3,11±1,02	2,82±0,78	0,834
LoSEPE1 (cm^2)	64,74±17,07	53,67±16,27	43,67±22,41	71,088±13,68	0,221
LoSEPE3 (cm^2)	71,85±17,93	62,78±14,04	49,00±19,60	66,09±13,08	0,078
LoSEPE5 (cm^2)	70,37±20,24	53,89±11,29	53,78±30,80	59,35±18,61	0,328
LoSEPE7 (cm^2)	58,93±22,02	75,11±20,28	68,11±22,89	69,08±12,14	0,395
LoSMXE1 (cm^2)	77,48±15,08	62,22±29,60	67,56±19,08	78,92±8,33	0,500
LoSMXE3 (cm^2)	82,85±11,71	79,67±13,78	72,33±8,17	80,08±9,80	0,237
LoSMXE5 (cm^2)	84,11±15,78	74,67±14,14	67,78±28,13	75,16±14,01	0,354
LoSMXE7 (cm^2)	89,04±10,97	83,33±18,33	83,22±15,18	80,39±13,65	0,658
LoSDCL1 (%)	71,59±13,76	83,11±7,13	77,22±15,26	80,22±6,90	0,192
LoSDCL3 (%)	78,07±7,76	75,56±7,63	73,07±13,63	69,89±13,66	0,263
LoSDCL5 (%)	81,33±7,65	73,22±6,80	66,11±19,37	79,73±9,64	0,055
LoSDCL7 (%)	75,19±6,95	73,88±21,41	76,22±15,09	76,18±16,64	0,974
StSWT (<i>sn</i>)	1,16±0,67	3,33±0,88	0,89±0,58	1,19±1,62	0,575
StSRI (%)	15,06±7,34	15,31±5,80	14,77±5,91	14,22±1,61	0,979
StSSway ($^{\circ}/sn$)	3,27±1,47	3,64±1,37	3,70±1,64	3,58±0,68	0,905
StSWS (%)	-0,92±8,79	-1,67±4,67	-9,18±13,62	-0,91±8,18	0,196
TWSW (<i>cm</i>)	6,91±1,40	10,14±6,89	8,79±2,92	7,80±2,16	0,362
TWSV (<i>cm/sn</i>)	15,83±5,64	19,63±6,77	16,06±7,41	17,08±4,16	0,096
TWES ($^{\circ}/sn$)	5,38±1,75	5,87±3,00	5,75±2,31	5,81±1,29	0,964
SZGA ($^{\circ}/sn$)	0,45±0,15	0,51±0,21	0,57±0,35	0,43±0,09	0,556
SZGK ($^{\circ}/sn$)	0,80±0,14	0,79±0,54	1,05±0,60	0,59±0,19	0,176
YZGA ($^{\circ}/sn$)	0,56±0,18	0,75±0,34	0,75±0,34	0,77±0,18	0,067
YZGK ($^{\circ}/sn$)	1,41±0,22	1,53±1,11	1,20±0,93	1,45±0,78	0,874

*Tek Yönlü Varyans Analizi, $p>0.05$, Sonuçlar sadece 1. Ölçümleri içermektedir. LoSRT1: stabilite limitleri testi öne doğru reaksiyon zamanı, LoSMVL1: stabilite limitleri testi öne doğru hareket hızı, LoSEPE1: stabilite limitleri testi öne doğru son nokta gezinmesi, LoSMXE: stabilite limitleri testi maksimum gezinme, LoSDCL1:

stabilite limitleri testi öne doğru yön kontrolü, StSWT: oturmadan ayağa kalkma ağırlık transferi, StSRI: oturmadan ayağa kalkma yükselme indeksi, StSSway: oturmadan ayağa kalkma sırasında salınım hızı, StSWS: oturmadan ayağa kalkma sırasında ağırlık simetrisi, TWSW: tandem yürüyüş adım genişliği, TWSV: tandem yürüyüş salınım hızı, TWES: tandem yürüyüş son nokta salınımı, SZGA: sert zemin gözler açık koşulda denge değerlendirmesi, SZGK: sert zemin gözler kapalı koşulda denge değerlendirmesi, YZGA: yumuşak zemin gözler açık denge değerlendirmesi, YZGK: yumuşak zemin gözler kapalı denge değerlendirmesi. DTG: Dokulu tabanlık grubu, KG: Kontrol grubu, MTG: Mekanik düzeltme etkisi olan tabanlık kullanan grup, DMTG: Dokulu+Mekanik düzeltme etkisi gösteren tabanlık kullanan grup.

Tablo 8’de tabanlık kullanımının süreli performans testleri üzerine etkilerinin ölçüldüğü 1., 2. ve 3. Değerlendirmelerin grup içi karşılaştırılması yer almaktadır. Dokulu ve Dokulu+Mekanik tabanlık kullanan grupta yer alan hastalarda tabanlık kullanımının başlamasının hemen ardından Zamanlı Kalk ve Yürü Testi Sonuçları anlamlı olarak azalmaktadır ($p<0.05$). Bu iki grubun süreli performans testinde elde bu kazanım, tabanlık kullanımının devam ettiği 3. değerlendirmeye kadar da devam etmektedir ($p<0.05$).

Değerlendirme Parametresi	Grubu	2.-1. Değerlendirme		3.- 1. Değerlendirme		3.- 2. Değerlendirme	
		Z	p	Z	p	Z	p
TUG (sn)	DTG	-2,366	0,012*	-2,366	0,012*	-0,169	0,866
	KG	2,073	0,593	-1,836	0,173	-0,533	0,260
	MTG	-1,304	0,192	-1,599	0,110	-1,364	0,173
	DMTG	-2,666	0,008*	-2,666	0,008*	-2,310	0,021
25FWT (sn)	DTG	-1,183	0,237	-1,183	0,237	-0,508	0,611
	KG	-1,362	0,260	-1,125	0,672	-1,125	0,260
	MTG	-1,897	0,058	-1,244	0,214	-,415	0,678
	DMTG	-1,181	0,240	-1,125	0,260	-0,770	0,441

Tablo 8. Süreli Performans Testleri Üzerine Grup Özelliklerine Uygun Tabanlık Kullanımının Etkileri

Wilcoxon İşaretli Sıra Testi, Bonferroni Düzeltmesi, *: $p<0.05$, TUG: Zamanlı Kalk ve Yürü Testi, 25FWT: 25 Adım Yürüme Testi, DTG: Dokulu tabanlık grubu, KG: Kontrol grubu, MTG: Mekanik düzeltme etkisi olan tabanlık kullanan grup, DMTG: Dokulu+Mekanik düzeltme etkisi gösteren tabanlık kullanan grup.

Tablo 9’da tabanlık kullanımının denge parametreleri üzerine etkilerinin ölçüldüğü 1., 2. ve 3. Değerlendirmelerin grup içi karşılaştırılması yer almaktadır.

Dokulu tabanlık grubunun tabanlık uygulamasından hemen sonra yapılan değerlendirmelerinde; öne doğru son nokta gezinme alanı (LoSEPE1) anlamlı olarak azalmakta ($p=0.015$), öne doğru ve sağa doğru ağırlık merkezinin ulaşabildiği son nokta (LoSMXE1-3) anlamlı olarak azalmakta ($p=0.011$, $p=0.011$), öne doğru yön kontrolü (LoSDCL1) anlamlı olarak artmakta ($p=0.015$), sola doğru yön kontrolü (LoSDCL7) anlamlı olarak artmakta ($p=0.011$), tandem yürüyüş testi son nokta salınımı ise anlamlı olarak azalmaktadır ($p=0.011$). Tabanlığın 4 haftalık kullanımı ile sağa doğru hareket hızı (LoSMVL3) anlamlı olarak artmakta ($p=0.012$), öne doğru son nokta gezinme alanı (LoSEPE1) anlamlı olarak azalmakta ($p=0.008$), sola doğru son nokta gezinme alanı (LoSEPE7) anlamlı olarak azalmakta ($p=0.008$), tandem yürüyüş testi son duruşunda salınım derecesi (TWES) anlamlı olarak azalmakta ($p=0.008$), yumuşak zemin gözler kapalı durumda ayakta duruşta salınım miktarı anlamlı olarak azalmaktadır ($p=0.011$) (Tablo 9).

Mekanik tabanlık grubunun tabanlık uygulamasından hemen sonra yapılan değerlendirmelerinde; sağa doğru ağırlık merkezinin ulaşabildiği son nokta (LoSMXE3) anlamlı olarak artmakta ($p=0.007$), sağa doğru yön kontrolü (LoSDCL3) anlamlı olarak artmaktadır ($p=0.008$). Tabanlığın 4 haftalık kullanımı, sağa doğru ağırlık merkezinin ulaşabildiği son nokta (LoSMXE3) anlamlı olarak artmaktadır ($p=0.008$) (Tablo 9).

Dokulu+Mekanik tabanlık grubunun tabanlık uygulamasından hemen sonra yapılan değerlendirmelerinde; öne doğru son nokta gezinme alanı (LoSEPE1) anlamlı olarak azalmakta ($p=0.008$), öne doğru ağırlık merkezinin ulaşabildiği son nokta (LoSMXE1) anlamlı olarak artmakta ($p=0.008$), öne doğru yön kontrolü (LoSDCL1) anlamlı olarak artmakta ($p=0.015$), sağa doğru yön kontrolü (LoSDCL3) anlamlı olarak artmakta ($p=0.008$), sola doğru yön kontrolü (LoSDCL7) anlamlı olarak artmakta ($p=0.008$), sert zemin gözler kapalı durumda ayakta duruşta salınım miktarı anlamlı olarak azalmaktadır ($p=0.011$). Tabanlığın 4 haftalık kullanımı ile öne doğru son nokta gezinim alanı anlamlı olarak azalmakta ($p=0.008$), tandem yürüyüş testi son duruşunda salınım derecesi (TWES) anlamlı olarak azalmakta ($p=0.015$), sağa doğru yön kontrolü (LoSDCL3) anlamlı olarak artmakta, sola doğru yön kontrolü (LoSDCL7) anlamlı olarak artmakta, sağa doğru son nokta salınım alanı anlamlı olarak artmaktadır ($p=0.008$) (Tablo 9).

Kontrol grubunun grup içi ölçümlerinde anlamlı herhangi bir fark saptanmamıştır.

Tablo 9. Denge Parametreleri Üzerine Grup Özelliklerine Uygun Tabanlık Kullanımının Etkileri

Değerlendirme Parametresi	Grubu	2.– 1. Değerlendirme		3. – 1. Değerlendirme		3.– 2. Değerlendirme	
		Z	p	Z	p	Z	p
LoSMVL3	DTG	-1,599	0,110	-2,524	0,012*	-0,474	0,635
LoSEPE1	DTG	-1,482	0,015*	-2,668	0,008*	-0,593	0,028
LoSEPE1	DMTG	-2,666	0,008*	-2,666	0,008*	-0,178	0,858
LoSEPE7	DTG	-2,073	0,038	-2,666	0,008*	-0,059	0,953
LoSMXE1	DTG	-2,547	0,011*	-2,310	0,021	-1,120	0,263
LoSMXE1	DMTG	-2,670	0,008*	-2,016	0,044	-0,119	0,906
LoSMXE3	DTG	-2,552	0,011*	-2,077	0,038	-0,711	0,477
LoSMXE3	MTG	-2,668	0,007*	-2,668	0,008*	-1,673	0,094
LoSDCL1	DTG	-2,429	0,015*	-1,901	0,057	-1,719	0,086
LoSDCL1	DMTG	-2,668	0,008*	-2,677	0,007*	-0,647	0,518
LoSDCL3	MTG	-2,437	0,015*	-0,711	0,477	-1,364	0,173
LoSDCL3	DMTG	-2,668	0,008*	-2,524	0,012*	-0,491	0,623
LoSDCL7	DTG	-2,547	0,011*	-2,136	0,008*	-1,544	0,123
LoSDCL7	DMTG	-2,666	0,008*	-2,547	0,011*	-0,237	0,813
TWES	DTG	-2,547	0,011*	-2,666	0,008*	1,362	0,173
TWES	DMTG	-2,547	0,011*	-2,429	0,015*	-1,599	0,110
YZGK	DTG	-2,075	0,038	-2,549	0,011*	-0,701	0,483

*Wilcoxon İşaretili Sıra Testi, Bonferroni Düzeltmesi, *:p<0.05, LoSMVL3: stabilite limitleri testi sağa doğru hareket hızı, LoSEPE1 ve LoSEPE7: stabilite limitleri testi öne ve sola doğru son nokta gezinmesi, LoSMXE3: stabilite limitleri testi sağa doğru maksimum gezinme, LoSDCL1, LoSDCL3 ve LoSDCL7: stabilite limitleri testi öne, sağa ve sola doğru yön kontrolü, TWES: tandem yürüyüş son nokta salınımı, YZGK: yumuşak zemin gözler kapalı denge değerlendirmesi, DTG: Dokulu tabanlık grubu, KG: Kontrol grubu, MTG: Mekanik düzeltme etkisi olan tabanlık kullanan grup, DMTG: Dokulu+Mekanik düzeltme etkisi gösteren tabanlık kullanan grup.*

Tabanlık kullanımının sonlandırılmasının süreli performans testleri ve denge parametreleri üzerine etkileri Tablo 10.'da gösterilmektedir.

Dokulu tabanlık kullanımı ile anlamlı olarak değişen parametrelerden; Zamanlı Kalk ve Yürü test sonuçlarındaki anlamlı azalma devam etmektedir ($p=0.018$). Öne doğru son nokta gezinim alanında anlamlı azalma devam etmekte ($p=0.008$), sola doğru son nokta gezinim alanında anlamlı azalma devam etmekte ($p=0.008$), öne doğru ağırlık merkezinin ulaşabildiği son noktadaki anlamlı azalma devam etmekte ($p=0.015$), sağa doğru ağırlık merkezinin ulaşabildiği son noktadaki anlamlı azalma devam etmekte ($p=0.018$), öne doğru yön kontrolündeki anlamlı artış devam etmekte ($p=0.011$), sola doğru yön kontrolündeki anlamlı artış devam etmekte ($p=0.008$), yumuşak zemin gözler kapalı koşuldaki salınım hızında meydana gelen azalma anlamlı olarak devam etmektedir ($p=0.008$).

Mekanik tabanlık kullanımı ile anlamlı olarak değişen parametrelerde sönümlenme etkisi anlamlı olarak görülmektedir ($p>0.05$).

Dokulu+mekanik tabanlık kullanımı ile anlamlı olarak değişen parametrelerden; Zamanlı Kalk ve Yürü test sonuçlarındaki anlamlı azalma devam etmektedir ($p=0.011$). Sola doğru son nokta gezinim alanındaki anlamlı artış devam etmekte ($p=0.008$), öne doğru ağırlık merkezinin ulaşabildiği son noktadaki artış anlamlı olarak devam etmekte ($p=0.008$), öne doğru yön kontrolünde meydana gelen artış devam etmekte ($p=0.024$), tandem yürüyüş son nokta salınım derecesinde meydana gelen azalma anlamlı olarak devam etmektedir ($p=0.011$).

Tablo 10. Tabanlık Kullanımının Denge ve Süreli Performans Testleri Üzerine Etkisi

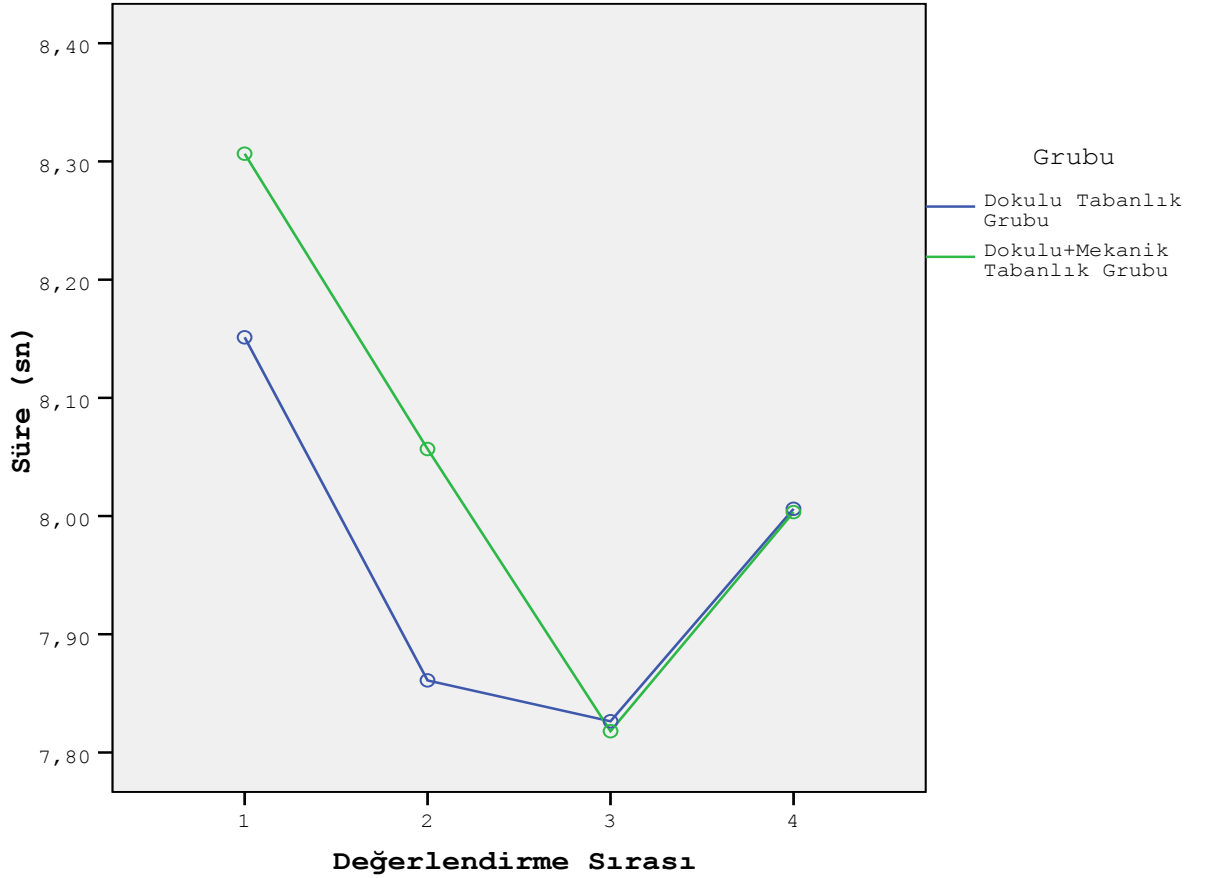
Değerlendirme Parametresi	Grubu	4. Değerlendirme	1. Değerlendirme	4.- 1. Değerlendirme	
		Ort. SS	Ort. SS	Z	p
TUG	DTG	8,01±1,83	8,15±1,85	-2,366	0,018*
TUG	DMTG	8,00±1,08	8,30±0,92	-2,547	0,011*
LoSMVL3	DTG	3,92±1,76	2,89±1,34	-2,073	0,380
LoSEPE1	DTG	46,22±18,97	64,74±17,07	-2,666	0,008*
LoSEPE1	DMTG	63,92±17,94	71,08±13,68	-1,601	0,109
LoSEPE7	DTG	74,20±18,98	58,92±22,02	-2,527	0,012*
LoSEPE7	DMTG	81,32±11,81	69,07±12,14	-2,668	0,008*
LoSMXE1	DTG	57,70±18,90	77,48±15,08	-2,429	0,015*
LoSMXE1	DMTG	70,01±10,43	78,92±8,22	-2,668	0,008*
LoSMXE3	DTG	74,50±12,18	82,85±11,71	-2,371	0,018*
LoSMXE3	MTG	80,55±8,35	72,33±8,17	-2,201	0,028
LoSDCL1	DTG	85,94±11,59	71,59±13,76	-2,547	0,011*
LoSDCL1	DMTG	86,23±4,29	80,22±6,90	-2,255	0,024*
LoSDCL3	MTG	81,22±3,19	73,07±3,32	-1,955	0,048
LoSDCL3	DMTG	80,77±4,43	69,88±13,66	-2,673	0,042
LoSDCL7	DTG	85,77±7,17	75,18±6,94	-2,668	0,008*
LoSDCL7	DMTG	84,81±4,79	76,18±16,64	-2,016	0,044
TWES	DTG	3,40±1,38	5,38±1,75	-2,666	0,008*
TWES	DMTG	3,59±0,95	5,81±1,29	-2,547	0,011*
YZGK	DTG	0,92±0,26	1,35±0,26	-2,549	0,011*

Wilcoxon İşaretli Sıra Testi, Bonferroni Düzeltmesi, *:p<0.05, Sonuçlar sadece 1. Ölçümleri içermektedir.

LoSMVL3: stabilite limitleri testi sağa doğru hareket hızı, LoSEPE1 ve LoSEPE7: stabilite limitleri testi öne ve sola doğru son nokta gezinmesi, LoSMXE3: stabilite limitleri testi sağa doğru maksimum gezinme, LoSDCL1, LoSDCL3 ve LoSDCL7: stabilite limitleri testi öne, sağa ve sola doğru yön kontrolü, TWES: tandem yürüyüş son nokta salınımı, YZGK: yumuşak zemin gözler kapalı denge değerlendirme, DTG: Dokulu tabanlık grubu, KG: Kontrol grubu, MTG: Mekanik düzeltme etkisi olan tabanlık kullanan grup, DMTG: Dokulu+Mekanik düzeltme etkisi gösteren tabanlık kullanan grup.

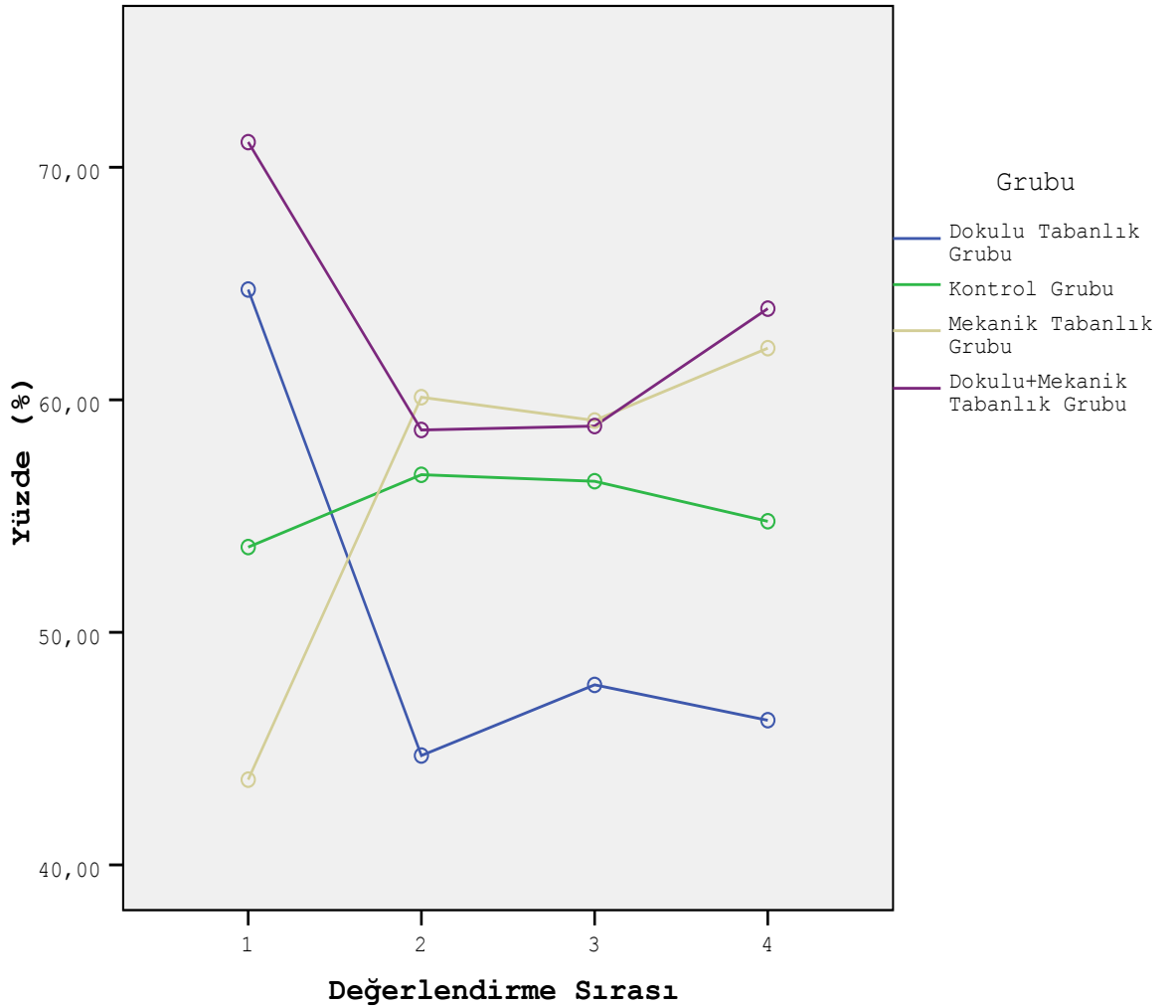
Sürekli performans testlerinden Zamanlı Kalk ve Yürü Testi için yapılan 1., 2., 3. ve 4. Ölçümlerin Tekrarlı Ölçümlerde ANOVA analiz sonucuna göre varyansların homojen dağılmadığı tespit edilmiş ve Greenhoue-Geisser (ϵ) düzeltme faktörü kullanılmıştır. Buna göre grup içi değerlendirmelerde $F(2,815, 64,794) = 9,622$ 'ye göre $p < 0.001$ olduğu saptanmıştır. Grup içi anlamlı farklılık olduğu görülmektedir (Grafik 1). Gruplar arası anlamlılık analizinde ise $F(6,074, 64,794) = 1,143$ 'e göre $p = 0,348$ olduğu tespit edilmiştir. Bundan önce elde ettiğimiz sonuca göre dokulu ve dokulu+mekanik tabanlığın Zamanlı Kalk ve Yürü testi değerlendirme sonuçlarında birbirlerine üstünlükleri bulunmamaktadır.

Grafik 1. Zamanlı Kalk ve Yürü Testi Grup İçi Analiz Grafiği



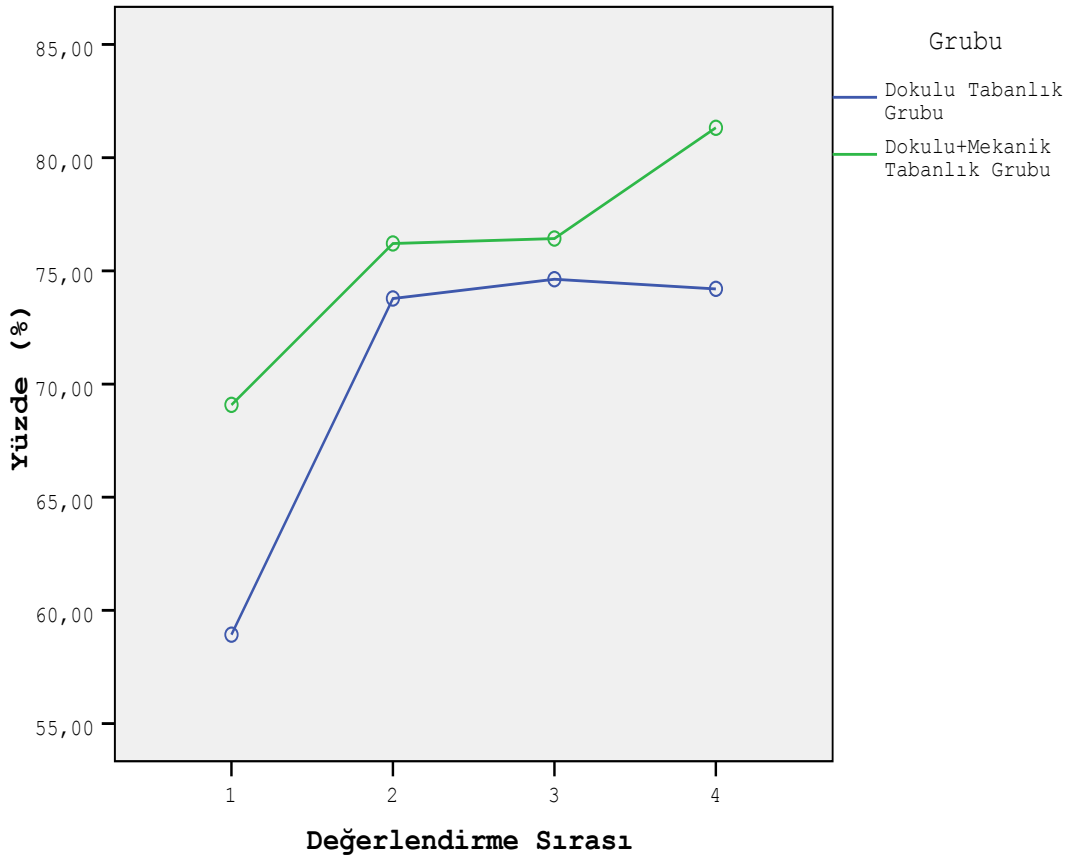
Denge değerlendirme parametrelerinden öne doğru son nokta gezinme parametresinin 1., 2., 3. ve 4. Ölçümleri Tekrarlı Ölçümlerde ANOVA analiz sonucuna göre siferisite durumunun sağlanmadığı durumlarda Greenhoue-Geisser (ϵ) düzeltme faktörü kullanılmıştır. Buna göre grup içi değerlendirmelerde $F(2,122, 67,897)=1,081$ 'e göre $p<0,001$ olduğu saptanmıştır. Grup içi anlamlı farklılık görülmektedir (Grafik 2). Gruplar arası anlamlılık analizinde ise $F(6,365, 64,897)=8,182$ 'e göre $p=0,355$ olduğu tespit edilmiştir. Bundan önce elde ettiğimiz sonuca göre dokulu tabanlığın son nokta gezinme parametresinde diğer tabanlıklara üstünlüğü bulunmamaktadır.

Grafik 2. Stabilite Limitleri Testi Öne Doğru Son Nokta Gezinme Parametresi Grup İçi Analiz Grafiği



Denge değerlendirme parametrelerinden sola doğru son nokta gezinme parametresinin 1., 2., 3. ve 4. Ölçümleri Tekrarlı Ölçümlerde ANOVA analiz sonucuna göre siferisite durumunun sağlanmadığı durumlarda Greenhoue-Geisser (ϵ) düzeltme faktörü kullanılmıştır. Buna göre grup içi değerlendirmelerde $F(2,589, 82,839) = 3,046$ 'ya göre $p=0,040$ olduğu saptanmıştır. Grup içi anlamlı farklılık görölmektedir (Grafik 1). Gruplar arası anlamlılık analizinde ise $F(7,766, 82,839) = 0,821$ 'e göre $p=0,583$ olduğu tespit edilmiştir. Bundan önce elde ettiğimiz sonuca göre dokulu tabanlılık ve dokulu+mekanik tabanlılığın birbirlerine göre son nokta gezinme parametresinde üstünlüğü bulunmamaktadır.

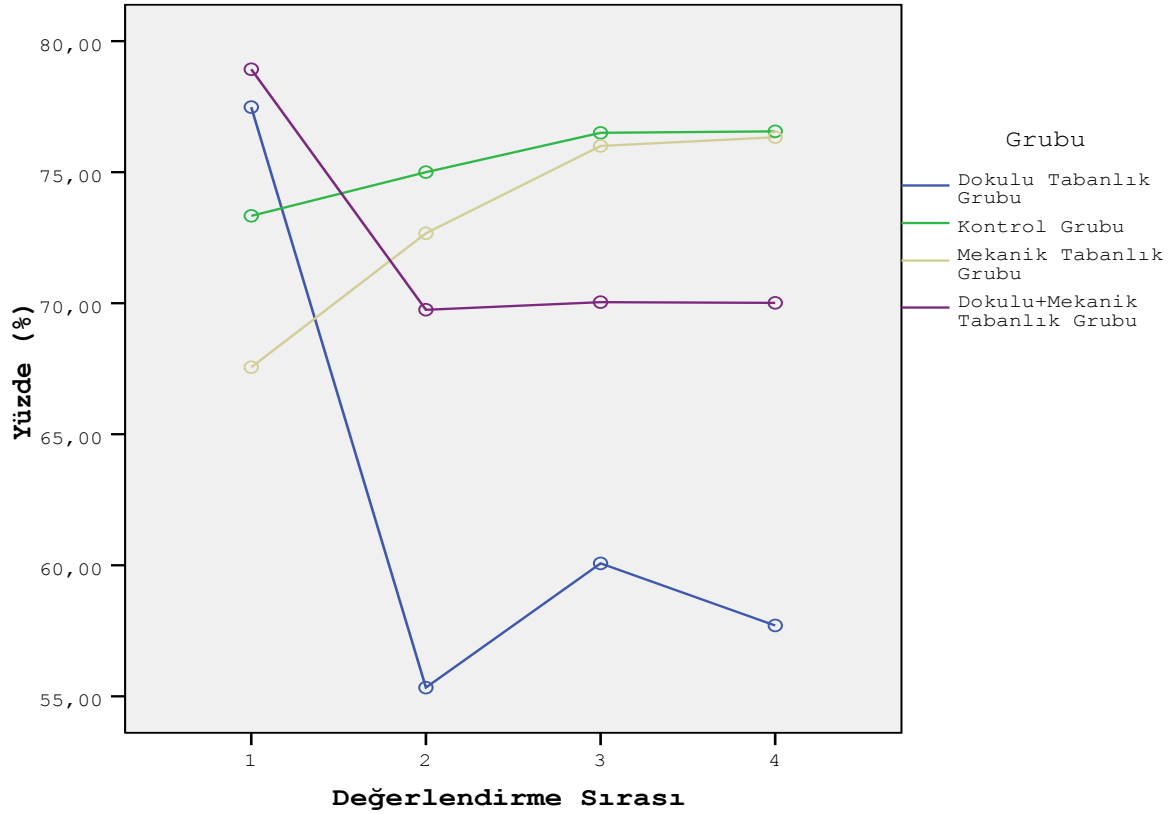
Grafik 3. Stabilité Limitleri Testi Sola Doğru Son Nokta Gezinme Parametresi Grup İçi Analiz Grafiği





Denge değerlendirme parametrelerinden öne doğru maksimum gezinme parametresinin (LoSMXE1) 1., 2., 3. ve 4. Ölçümleri Tekrarlı Ölçümlerde ANOVA analiz sonucuna göre si-ferisite durumunun sağlanmadığı durumlarda Greenhoue-Geisser (ϵ) düzeltme faktörü kullanılmıştır. Buna göre grup içi değerlendirmelerde $F(1,996, 63,861) = 5,986$ 'ya göre $p=0,004$ olduğu saptanmıştır. Grup içi anlamlı farklılık görülmektedir (Grafik 1). Gruplar arası anlamlılık analizinde ise $F(5,987, 63,861) = 8,700$ 'e göre $p<0,001$ olduğu tespit edilmiştir. Bundan önce elde ettiğimiz sonuca göre dokulu tabanlılık grubu öne doğru maksimum gezinme parametresini diğer gruplara göre anlamlı olarak azaltmaktadır ($p<0.05$) (Tablo 11).

Grafik 4. Öne Doğru Maksimum Gezinme Parametresi Grup İçi Analiz Grafiği



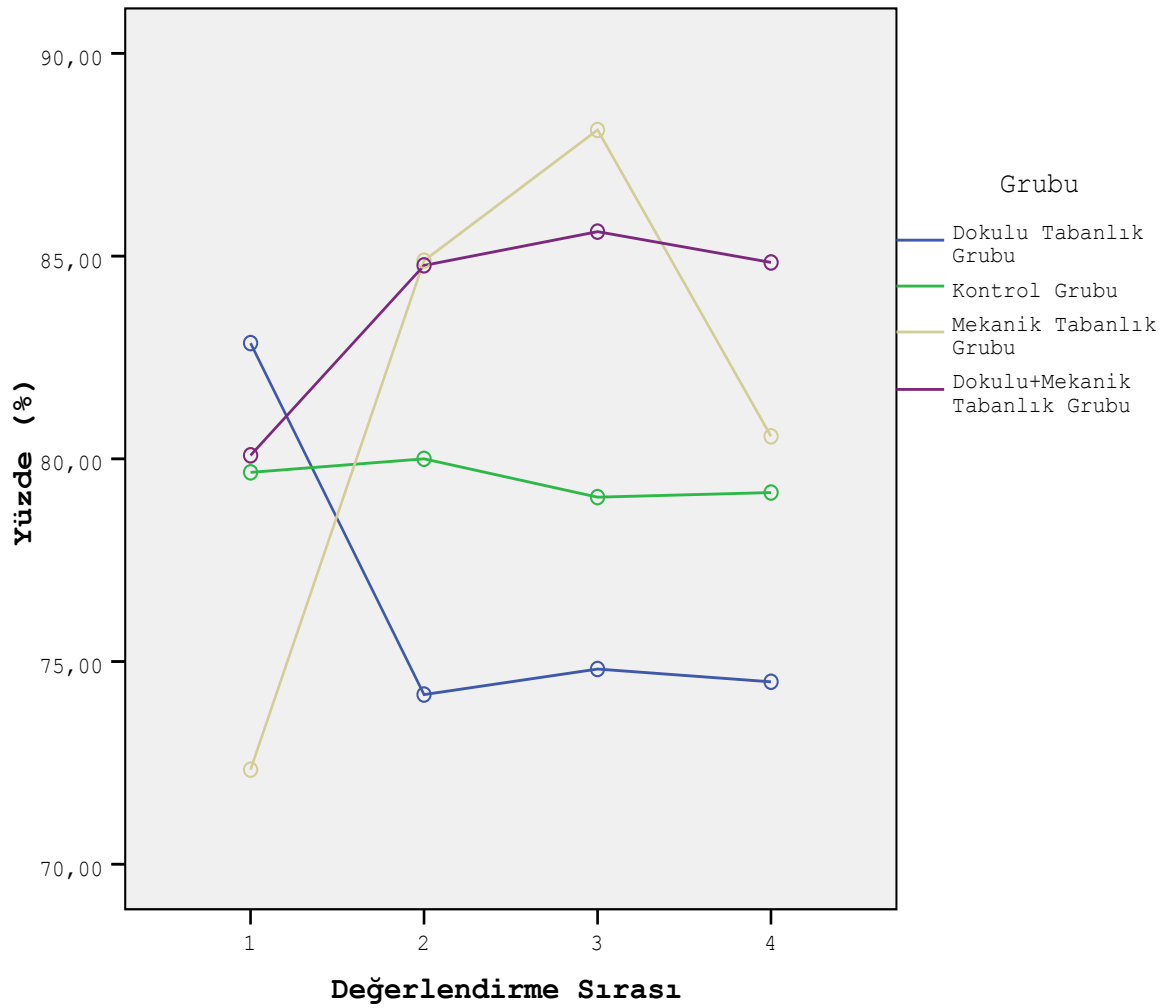
Tablo 11. Stabilité Limitleri Testi Öne Doğru Maksimum Gezinme Parametresi Gruplar Arası Analizi

LoSMXE1 (A) Grubu	(B) Grubu	Ortalama Fark (A-B)	SS	p
Dokulu Tabanlılık Grubu	Kontrol Grubu.	-17,4167	6,73	0,039*
	Mekanik Tabanlılık Grubu	-18,7083	6,54	0,019*
	Dokulu+Mekanik Tabanlılık Grubu	-11,8750	6,97	0,287

*Tek Yönlü Varyans Analizi $p>0.05$, LoSMXE1: stabilite limitleri testi öne doğru maksimum gezinme.

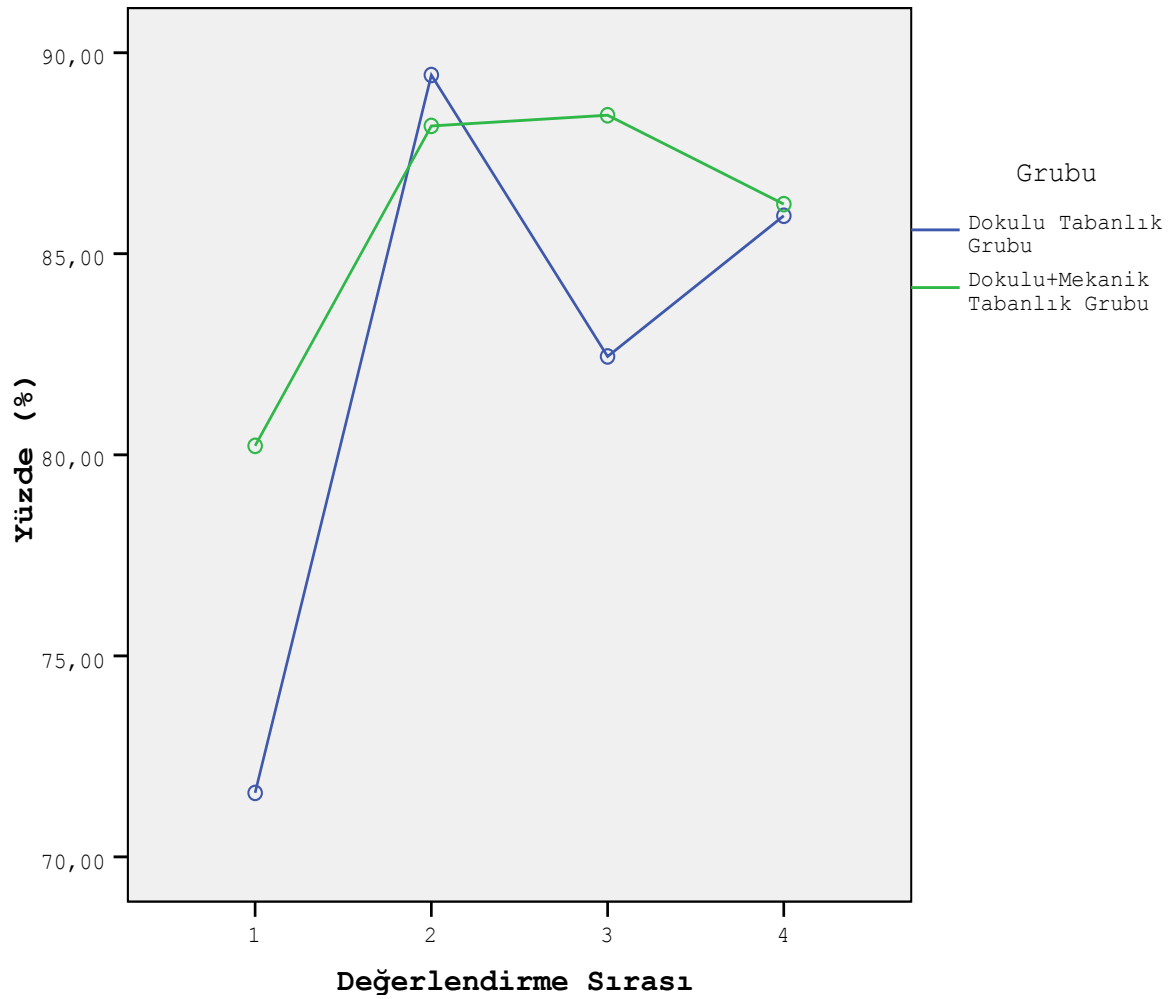
Denge değerlendirme parametrelerinden sağa doğru maksimum gezinme parametresinin 1., 2., 3. ve 4. Ölçümleri Tekrarlı Ölçümlerde ANOVA analiz sonucuna siferisite durumunun sağlanmadığı durumlarda Greenhoue-Geisser (ϵ) düzeltme faktörü kullanılmıştır. Buna göre grup içi değerlendirmelerde $F(2,178\ 69,683)=2,139$ 'a göre $p=0,012$ olduğu saptanmıştır. Grup içi anlamlı farklılık görülmektedir (Grafik 5). Gruplar arası anlamlılık analizinde ise $F(6,533, 69,683)=2,241$ 'e göre $p=0,121$ olduğu tespit edilmiştir. Bundan önce elde ettiğimiz sonuca göre dokulu tabanlığın diğer tabanlık gruplarına göre son nokta gezinme parametresinde üstünlüğü bulunmamaktadır.

Grafik 5. Sağa Doğru Maksimum Gezinme Parametresi Grup İçi Analiz Grafiği



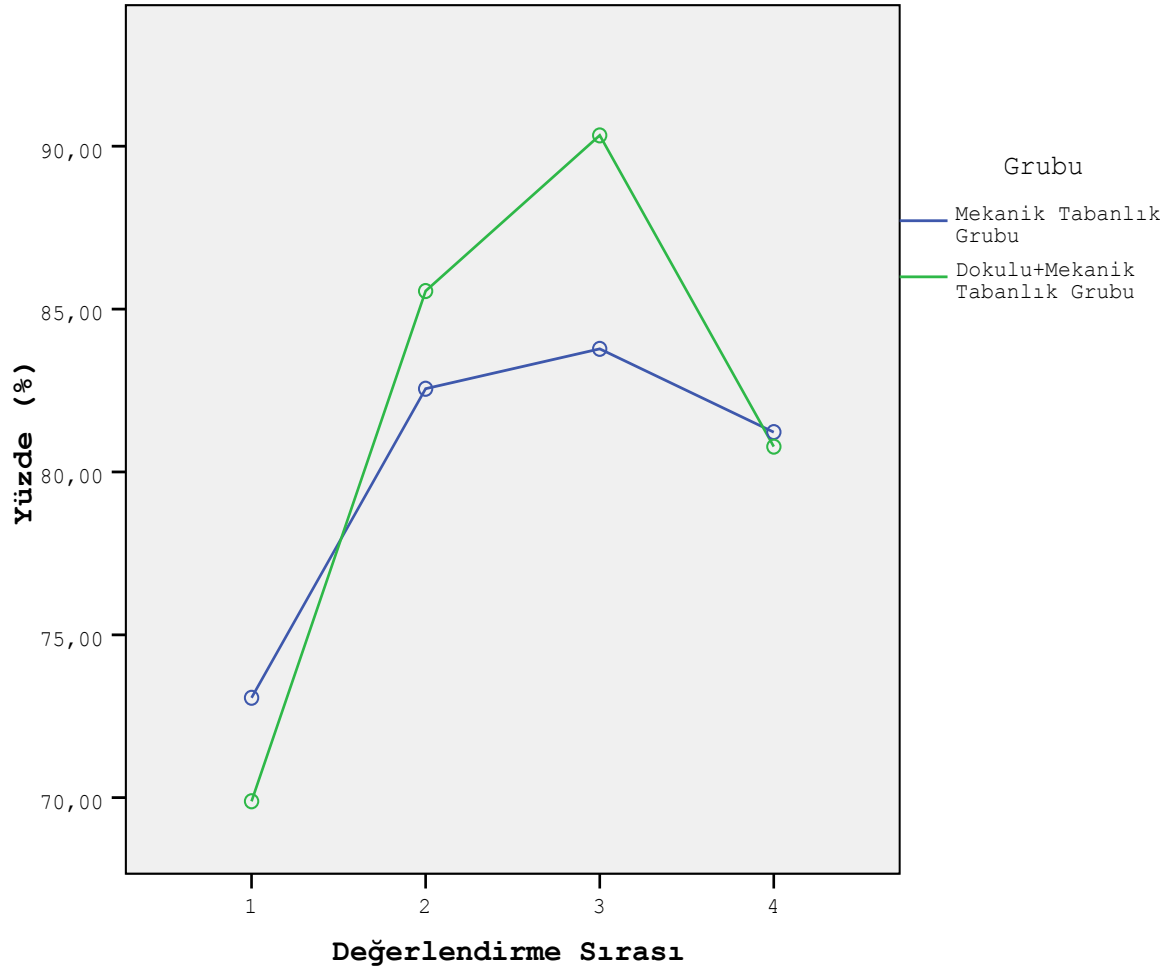
Denge değerlendirme parametrelerinden öne doğru yön kontrolü parametresinin 1., 2., 3. ve 4. Ölçümleri Tekrarlı Ölçümlerde ANOVA analiz sonucuna göre siferisite durumunun sağlanmadığı durumlarda Greenhoue-Geisser (ϵ) düzeltme faktörü kullanılmıştır. Buna göre grup içi değerlendirmelerde $F(1,974, 63,168) = 14,034$ 'e göre $p < 0,001$ olduğu saptanmıştır. Grup içi anlamlı farklılık görülmektedir (Grafik 6). Gruplar arası anlamlılık analizinde ise $F(5,922, 69,683) = 2,887$ 'ye göre $p = 0,245$ olduğu tespit edilmiştir. Bundan önce elde ettiğimiz sonuca göre dokulu tabanlık ve diğer tabanlık gruplarına göre öne doğru yön kontrolü parametresinde üstünlüğü bulunmamaktadır.

Grafik 6. Öne Doğru Yön Kontrolü Parametresi Grup İçi Analiz Grafiği



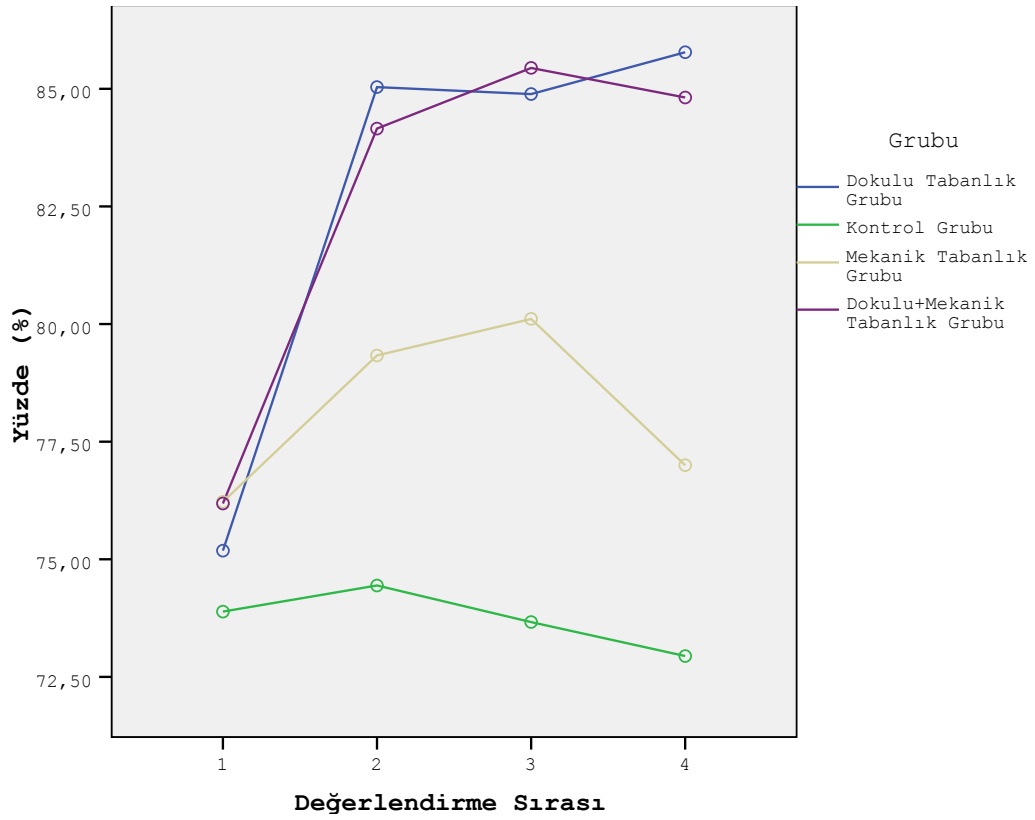
Denge değerlendirme parametrelerinden sağa doğru yön kontrolü parametresinin 1., 2., 3. ve 4. lmleri Tekrarlı lmlerde ANOVA analiz sonucuna göre siferisite durumunun sağlanmadığı durumlarda Greenhoue-Geisser (ϵ) düzeltme faktörü kullanılmıştır. Buna göre grup içi değerlendirmelerde $F(2,014, 64,433)=4,690$ 'a göre $p=0.012$ olduğu saptanmıştır. Grup içi anlamlı farklılık görülmektedir (Grafik 7). Gruplar arası anlamlılık analizinde ise $F(6,041, 64,433)=2,763$ 'e göre $p=0,019$ olduğu tespit edilmiştir. Bundan önce elde ettiğimiz sonuca göre mekanik tabanlık ve dokulu+mekanik tabanlık gruplarının birbirlerine göre sağa doğru yön kontrolü parametresinde üstünlüğü bulunmamaktadır.

Grafik 7. Sağa Doğru Yön Kontrolü Parametresi Grup İçi Analiz Grafiği



Denge değerlendirme parametrelerinden sola doğru yön kontrolü parametresinin (LoSDCL7) 1., 2., 3. ve 4. Ölçümleri Tekrarlı Ölçümlerde ANOVA analiz sonucuna göre siferrisite durumunun sağlanmadığı durumlarda Greenhoue-Geisser (ϵ) düzeltme faktörü kullanılmıştır. Buna göre grup içi değerlendirmelerde $F(1,877, 60,058) = 6,911$ 'e göre $p=0.002$ olduğu saptanmıştır. Grup içi anlamlı farklılık görülmektedir (Grafik 8). Gruplar arası anlamlılık analizinde ise $F(5,630, 60,058) = 1,613$ 'e göre $p=0,034$ olduğu tespit edilmiştir. Bundan önce elde ettiğimiz sonuca göre mekanik tabanlılık ve dokulu+mekanik tabanlılık gruplarının diğer gruplara göre anlamlı olarak yüksek olduğu bulunmuştur ($p<0.05$).

Grafik 8. Sola Doğru Yön Kontrolü Parametresi Grup İçi Analiz Grafiği



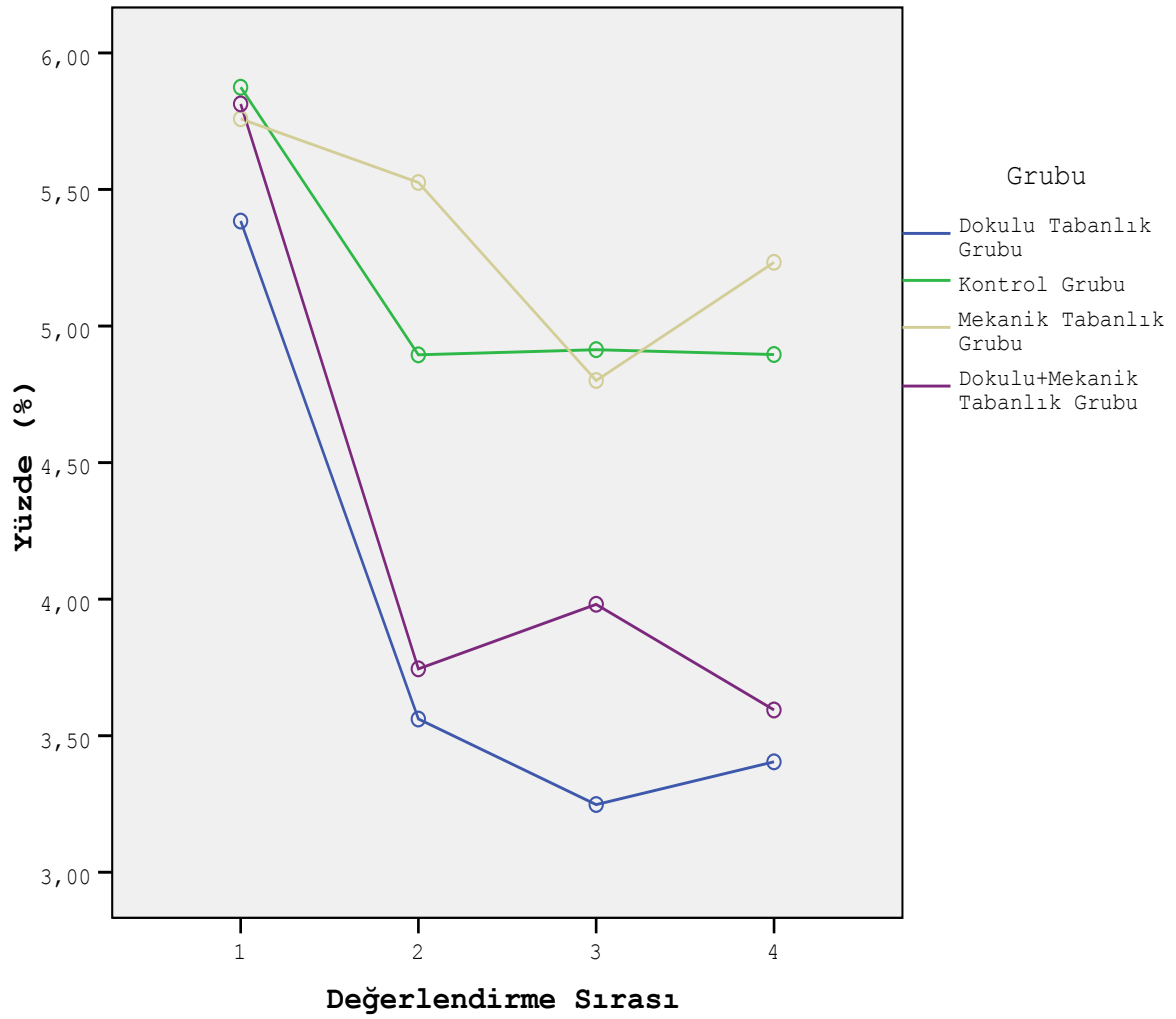
Tablo 12. Stabilite Limitleri Testi Sola Doğru Yön Kontrolü Parametresi Gruplar Arası Analizi

LoSDCL7 (A) Grubu	(B) Grubu	Ortalama Fark (A-B)	SS	p
Dokulu Tabanlılık Grubu.	Kontrol Grubu.	8,9861	3,89	0,016
	Mekanik Tabanlılık Grubu.	4,5556	3,89	0,038
	Dokulu+Mekanik Tab. Grubu	0,0713	3,89	0,781
Do- kulu+Mekanik Tabanlılık Grubu	Mekanik Tabanlılık Grubu.	4,4843	3,89	0,041
	Kontrol Grubu.	8,9148	3,89	0,025

**Tek Yönlü Varyans Analizi $p > 0.05$, LoSDCL7: stabilite limitleri testi sola doğru yön kontrolü.*

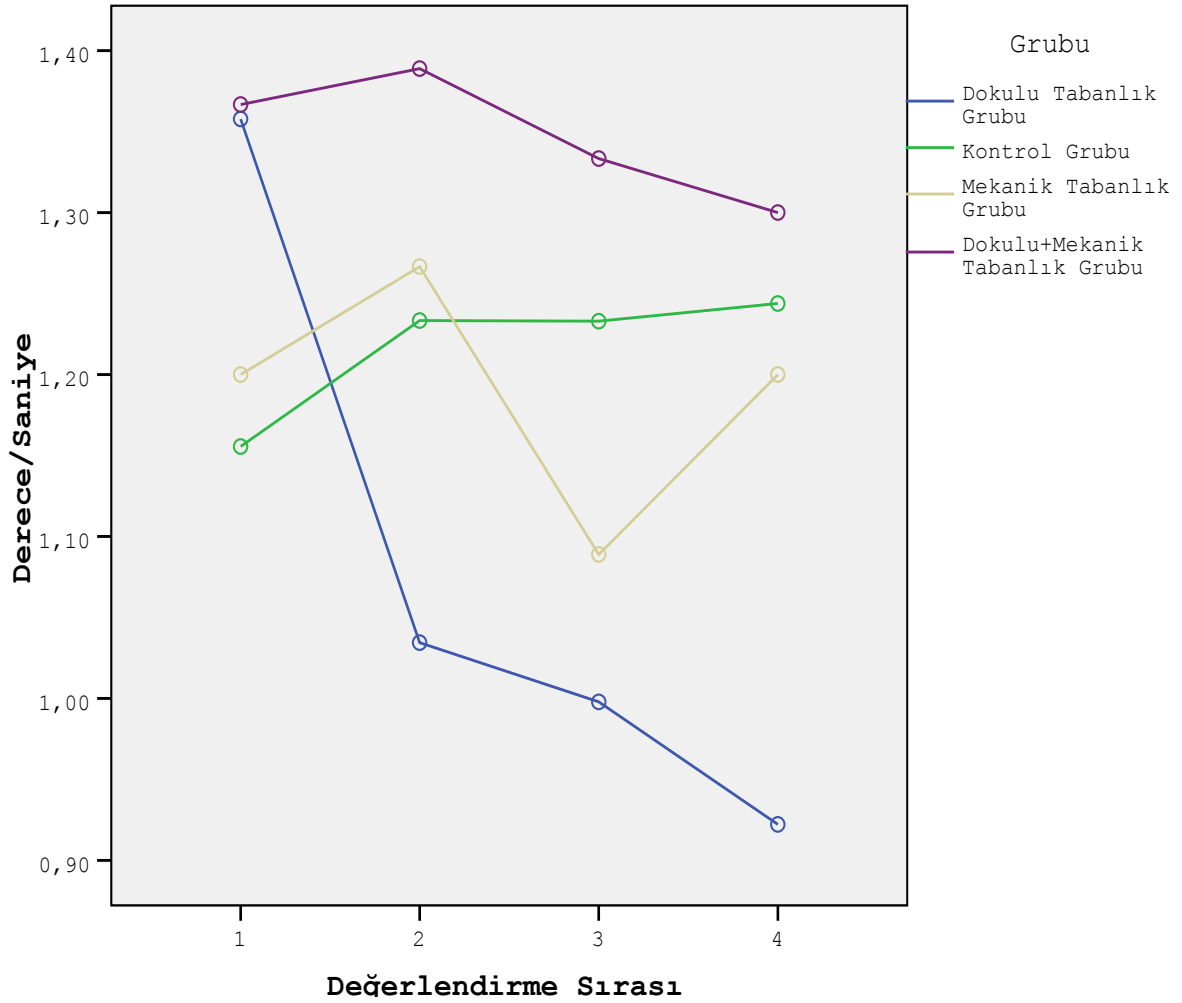
Denge değerlendirme parametrelerinden tandem yürüyüş son nokta salınım hızı parametresinin 1., 2., 3. ve 4. Ölçümleri Tekrarlı Ölçümlerde ANOVA analiz sonucuna siferisite durumunun sağlanmadığı durumlarda Greenhoue-Geisser (ϵ) düzeltme faktörü kullanılmıştır. Buna göre grup içi değerlendirmelerde $F(1,523, 48,742)=12,643$ 'e göre $p<0.001$ olduğu saptanmıştır. Grup içi anlamlı farklılık görülmektedir (Grafik 9). Gruplar arası anlamlılık analizinde ise $F(4,570, 48,742)=1,085$ 'e göre $p=0,378$ olduğu tespit edilmiştir. Bundan önce elde ettiğimiz sonuca göre dokulu tabanlılık ve dokulu+mekanik tabanlılık gruplarının diğer gruplara göre üstünlüğünün olmadığı saptanmıştır ($p>0.05$).

Grafik 9. Tandem Yürüyüş Son Nokta Salınım Hızı Grup İçi Grafiği



Denge değerlendirme parametrelerinden gözler kapalı yumuşak zemin salınım hızı parametresinin 1., 2., 3. ve 4. Ölçümleri Tekrarlı Ölçümlerde ANOVA analiz sonucuna göre siferte durumunun sağlanmadığı durumlarda Greenhoue-Geisser (ϵ) düzeltme faktörü kullanılmıştır. Buna göre grup içi değerlendirmelerde $F(2,193, 70,187)=1,129$ 'a göre $p=0.038$ olduğu saptanmıştır. Grup içi anlamlı farklılık görülmektedir (Grafik 10). Gruplar arası anlamlılık analizinde ise $F(6,580, 70,187)= 1,215$ 'e göre $p=0,308$ olduğu tespit edilmiştir. Bundan önce elde ettiğimiz sonuca göre dokulu tabanlılık grubunun diğer gruplara göre üstünlüğünün olmadığı saptanmıştır ($p>0.05$).

Grafik 10. Gözler Kapalı Yumuşak Zemin Salınım Hızı Grup İçi Grafiği



5. TARTIŞMA

Taban altı azalmış somato-duyusal sistem uyarımlarının dengeyi olumsuz yönde etkilediği bilinmektedir (72, 99). Literatürde dokulu tabanlıkların taban altı somato-duyusal uyarımı artırarak denge üzerine etkileri ile ilgili pek çok çalışma bulunmaktadır (156, 165, 166). Çalışmalar yürüyüş ve statik denge parametreleri üzerine sonuçları bildirmekle birlikte dinamik denge değerlendirmeleri ile performans dayalı ölçümlerde kanıt yetersizliği bulunmaktadır. Buna ek olarak dokulu tabanlıkların nörolojik hastalıklarda kullanımına ilişkin de yeterli yayın mevcut değildir. MS hastalarında dokulu tabanlıklar ve denge parametrelerinin bir arada incelendiği yayınlarda dengenin statik yönü incelenmiş dinamik aktiviteleri içeren denge değerlendirmeleri yer bulmamıştır. Çalışmamız bu anlamda ilk çalışmadır. Çalışmamızda dokulu tabanlık kullanımının zamanlı kalk yürü test parametrelerini, statik denge değerlendirme parametresini ve stabilite limitleri test parametrelerini olumlu ve anlamlı olarak değiştirdiğini saptadık.

Dokulu Tabanlığın Seçimi

Dokulu tabanlıkların etkinliğine yönelik yapılan araştırmalar, farklı şekil ve özelliklerde dokulu tabanlıklarla gerçekleştirilmektedir. Dokulu yüzeyi oluşturan çıkıntıların yüzey üzerine dağılımları, çıkıntıların şekil ve yükseklik gibi özellikleri, dokulu yüzeyin sertlik derecesi (SHORE) gibi özellikler farklılıklar göstermektedir.

Multipl skleroz hastalığında dokulu tabanlıkla ilgili çalışmalar heterojen özellikler göstermektedir. Kalron ve ark.'nın yapmış olduğu bir çalışmada dokulu yüzeyi oluşturan çıkıntılar piramit şeklinde ve tabanlığın yerden yüksekliği 3 mm olarak seçilmiştir. Bu çalışmada dokulu tabanlık seçiminin sebebi “doku hasarı oluşturmada, yeterli duyu uyarımını sağlayacak şekilde” olarak gösterilmiştir (167). Dixon ve ark.'nın yapmış olduğu bir başka çalışmada ise dokulu tabanlıklar daha kapsamlı olarak ele alınmıştır. İki farklı tabanlık özelliği üzerine yapılan çalışmada sertlik derecesi 50 (Shore A50), 3 mm kalınlığında ve piramit şeklinde çıkıntılı dokulu tabanlık bir gruba, sertlik derecesi 25, 1 mm yüksekliğinde ve 2 mm çapında seri üretim bir tabanlık ise diğer gruba verilmiştir. Bu makalede ise dokulu yüzey seçiminin nedeni olarak ucuz ve kolay temin edilebilen dokulu tabanlıkların etkinliğinin araştırılmak istenmesi gösterilmiştir (155).

MS hastalığı dışında yapılan çalışmalarda ise tabanlık özellikleri daha heterojen bir hal almaktadır. Palluel ve ark.'nın yapmış olduğu bir çalışmada dokulu yüzeye sahip sandaletler kullanılmıştır. Sandalette cm^2 'ye 4 adet çıkıntı bulunmakta, çıkıntıların yüksekliği 5 mm çapı ise 3 mm'dir. Çıkıntıların yüzey üzerine dağılımları değişmekte ve buna bağlı olarak çıkıntıların boyutları da değişmektedir (168). Hatton ve ark.'nın yapmış olduğu 2 farklı çalışmada, 2 farklı dokulu yüzey uygulamasının karşılaştırması yapılmıştır. Çalışmada piramidal ve siferik özelliklere sahip tabanlıklar kullanılmış ve dokulu yüzeyin optimal özellikleri için daha ileri çalışmalara ihtiyaç olduğu bildirilmiştir (169, 170). Qiu ve ark. ise yapmış olduğu iki çalışmada 5 mm çapında sertlik derecesi bilinmeyen çıkıntılarla oluşturulmuş dokulu tabanlık kullanılmıştır. Çalışmada bu tercihin, araştırmacıların yürüyüş ve denge üzerine olası en iyi etkiye sahip tabanlık olmasından dolayı seçildiği bildirilmiştir (142, 171). Waddington ve ark.'nın 2003 yılında yapmış olduğu bir çalışmada cm^2 'ye 4 adet piramidal çıkıntı içeren dokulu tabanlık kullanılmıştır. Bu dansitenin masaj özellikli sandaletlerden farklı olarak duyu uyarımını artırdığı düşünülmüş ve seçildiği bildirilmiştir (141). Clark ve ark. ise çıkıntı sayıları üzerinden bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada dokulu yüzeyi 1.5 mm yüksekliğinde ortalama 60 adet çıkıntı oluşturan tabanlık kullanmışlardır (172). Paton ve ark.'nın yapmış olduğu bir çalışmada ise diğer çalışmalardan farklı olarak mekanik düzeltme etkisi bulunan tabanlık üzerine yapılan dokulu yüzey kaplaması bulunmaktadır (173). Bunların dışında Kelleher ve ark.'nın yapmış olduğu farklı bir çalışmada ise ince bir deri tabakası üzerine yapıştırılan zımpara kâğıdı ile duyu uyarımı artırılmaya çalışılmıştır. Bu tabanlığın seçiminde yine ‘‘doku hasarı oluşturmada, yeterli duyu uyarımını sağlamak’’ düşüncesi olduğu bildirilmiştir (174). Çalışmamızda dokulu yüzey uygulaması yapılan iki grup bulunmaktadır. Her iki grubunda dokulu yüzeyleri aynı malzemeden imal edilmiştir. Mekanik düzeltme etkisi gösteren tabanlık ayak ve taban altı değerlendirmelerine uygun olarak imal edilmiş ve üzerine dokulu tabanlık yerleştirilmiştir. Bazı çalışmalarda dokulu yüzeyin ayakkabı içerisine yerleştirilmesi ile ilgili ayrıntılı bilgi verilmekle birlikte diğer çalışmalarda bu bilgi yer almamaktadır. Ayakkabı içerisinde bulunan tabanlıkların denge üzerine etkileri ile ilgili kanıt bulunmamakla birlikte çalışmamızda düzeltme etkisi bulunan tabanlıklar çıkarılmıştır. Çalışmamızda cm^2 'ye 4 adet çıkıntı içeren tabanlık uygulaması yapılmıştır. Yukarıda da bahsedildiği üzere bu özellikteki tabanlığın masaj etkisinden daha çok duyu uyarımı yaptığı görüşü üzerine bu seçim yapılmıştır. Çalışmaların yöntem kısımlarında yeterli yer bulmamakla birlikte son dönem araştırmalarda dokulu tabanlıkların yüzey özelliklerinin hastalarda rahatsızlık hissi verebileceği sonuçlarına yer verilmektedir. Özellikle yürüyüş hızında azalma olduğu, adım uzunluğunun arttığı gösterilmektedir (155). Çalışmamızda tabanlık

uygulaması sonrası hastalarda rahatsızlık hissinin olmadığı gözlemlenmiştir. 25 Adım Yürüme testinde de benzer o bir gelişme olmadığı da saptanmıştır.

Yukarıda da bahsedildiği üzere dokulu yüzey özelliklerinin duyu uyarımı üzerindeki olası etkileri ile ilgili kanıt yetersizliği bulunmaktadır. Çalışmalar ayrıntılı olarak incelendiğinde, dokulu tabanlıkların denge üzerine olan olası etkileri incelenirken aslında bir yandan da dokulu yüzey özelliklerinin de etkinliğinin incelendiği söylenebilmektedir. Araştırmalar dokulu tabanlıkların etkinliği ile yapılmakla birlikte her araştırma bu durumdan dolayı birbirlerinden ayrılabilmektedir. Tabanlık üzerine eşit sayıda dağılmış piramit ya da siferik çıkıntıların toplamda oluşturduğu yüzey alanı eşit olmayabilmektedir. Yapılan bir çalışmada denge üzerine etkisi en yoğun hissedilen bölgenin 1. metatars başı olduğu gösterilmiştir (175). Çıkıntı dağılımının eşit olmaması gerektiği, özellikle metatarsal başlar, kalkaneus ve arkların hemen altında arttırılmış çıkıntı özelliklerinin daha olumlu sonuçlar verdiği üzerine sonuçlarda yer almaktadır (176).

Araştırmacıların genelinde kabul edilen görüş, dokulu yüzeyin doku hasarı oluşturmadan uyarımı artırması gerektiği üzerinde birleşmiştir. Buradan yola çıkarak araştırma yönteminde belirlenen bütün dokulu yüzey özelliklerinin duyu uyarımını artırdığı varsayımı ile araştırmalar yapılsa da birbirinden farklı sonuçlar içeren pek çok araştırma sonucu bulunmaktadır. Dokulu tabanlıkta yer alan dokulu yüzeyin somato-duyusal sistem üzerine olası etkileri ile ilgili daha ileri çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Dokulu Tabanlıkların Uygulama Süreleri

Dokulu tabanlıkla ilgili araştırmalar erken dönemde, tabanlıkların anlık etkilerinin değerlendirilmesi ve analiz edilmesine yönelik yapılırken son dönemde çalışmalar uzun dönem sonuçlarını da içeren analizlere yönelmektedir. Dokulu tabanlık kullanım süresinin ayak bileği propriosepsiyonu, reaksiyon zamanı ve kas performansına etkileri ile ilgili parça parça kanıtlar olmakla birlikte denge ve yürüyüş gibi bir fonksiyonu ilgilendiren çalışmalarda kullanım süresi ile kanıt yetersizliği bulunmaktadır. Araştırmacılar dokulu tabanlıkların olası uzun dönem etkilerini incelemek için farklı sürelerde kullanımları içeren çalışmalar bildirmişlerdir.

İki bin on yedi yılında yayınlanan sistematik bir derlemede dokulu tabanlıkların CoP üzerinde erken dönemde anlamlı etkisinin olduğu bildirilmiştir (165). Fakat tabanlıkların uzun dönem kullanımlarının denge ve yürüyüş gibi fonksiyonlarda anlamlı herhangi bir etkisinin olma-

dığı bildirilmiştir (165). Çalışmalarda erken dönem sonuçlar için tabanlık uygulamasının yapılmasından hemen sonra yapılan değerlendirme ile bildirilmektedir. Çalışmamızda da erken dönem sonuçlar için uygulamadan hemen sonra yapılan değerlendirmeler kullanılmıştır.

MS ile ilgili yapılan bir çalışma hariç dokulu tabanlıkların uzun dönem kullanımı içeren çalışmalar 4 hafta ve üzeri süreleri kapsamaktadır. Nitekim çalışmalarda uzun dönem sonuçlar için 4 hafta ya da daha uzun süreli kullanımlar önerilmektedir (165). Dixon ve ark.'nın yapmış olduğu bir çalışmada, çalışmanın ikinci amacı olarak dokulu tabanlıkların uzun dönem etkileri araştırılmıştır. MS hastalarında dokulu tabanlıkların uzun dönem sonuçlarına ilişkin bu makalede katılımcıların 2 hafta süre ile tabanlıkları kullanmaları istenmiştir (155). MS hastalarında postural kontrol ve yürüyüş üzerine dokulu tabanlıkların etkisinin araştırılması amaçlı yapılan bir başka çalışmada ise hastalardan tabanlıkları 4 hafta süre ile kullanmaları istenmiş ve değerlendirmeler tekrarlanmıştır (167). Dixon ve ark.'nın 2 hafta süreli kullanımla hastalarda meydana gelen minimal gelişme, Kalron ve ark.'nın çalışmasında ise bazı denge parametrelerinde bulunmuştur. Dokulu yüzey özellikleri yönünden farklılıklar olduğu gibi süre seçiminde de farklılıklar bulunmaktadır. Bu farklılıklara sebep olarak kullanım süreleri ile ilgili herhangi bir bilgi yer almamaktadır. Dixon ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada 2 hafta sonra yapılan değerlendirmede “öğrenme etkisinin” olabileceği görüşü bildirilmiş, daha ileri araştırmalara gereksinim duyulduğu belirtilmiştir. Farklı yöntemler içeren bu makalelerde benzerlik sadece değerlendirme parametrelerinde bulunmaktadır. Özellikle 2 haftalık kullanım süresi seçiminin nedeni belirtilmemektedir. 2016 yılında yer alan randomize kontrollü pilot bir çalışmada ise hastaların 12 hafta süre ile kullanacağı bildirilmiştir (177). MS hastalarında uzun dönem sonuçların inceleneceği bu son çalışmada literatürün geri kalanından farklı olarak bu süre seçiminin nedeni olarak somato-duyusal sistem fizyolojisine ilişkin bir ipucu verilmemektedir. Burada yer alan sürenin yürüyüş parametreleri üzerine olası etkilerin en iyi gösterilebileceği süre olduğu ifade edilmektedir.

Dokulu tabanlık kullanım süresi ile ilgili literatürde bir görüş birliği bulunmamaktadır. Farklı sürelerde kullanımların etki düzeylerine ilişkin de çelişkili sonuçlar yer almaktadır. Çalışmamızda uzun dönem sonuçların değerlendirilebilmesi için 4 haftalık kullanım süresi seçilmiştir. Çalışmanın tasarımı bundan önce yapılan çalışmalar dikkate alınarak bu süre seçilmiştir. Dokulu tabanlıkların süre kullanımları ile ilgili MS hastalığı dışında yapılan bir çalışmada ayak bileği propriosepsiyonunda gelişme kaydetmek için 4 haftanın yeterli olduğu bildirilmiştir (178). Ayak bileği propriosepsiyonu gibi postural kontrol ve denge üzerine etkili

önemli bir parametre çalışmanın süre seçiminde etkili olmuştur. Bunların yanı sıra mekanik düzeltme etkisi gösteren tabanlıkların 1 aylık kullanım ile deforme olabileceği ve olası etkilerinin sönümlenebileceği düşüncesi üzerine de 4 haftalık kullanım seçilmiştir.

Sürekli Performans Testleri

Klinik değerlendirmede tanısal amaçlı kullanılmasının yanı sıra tedavinin olası etkilerinin takibi için de denge değerlendirmeleri yapılmaktadır. Değerlendirmelerde duyuşsal organizasyon, motor cevaplara ilişkin fizyolojik yapı ve sistemlerin değerlendirmesi yapılmakta bunun yanı sıra klinik değerlendirmeler de yapılmaktadır (179). Klinikte denge değerlendirmeleri sırasında bazı skalaların uygulanmasının yanı sıra kuvvet platform uygulamaları da kullanılmaktadır. Laboratuvar testlerinin daha yaygın olduğu dönemlerin ardından fonksiyonel denge değerlendirmeleri yapılmaya başlanmıştır (179). Fonksiyonel seviye, fonksiyonel performans değerlendirmeleri ile doğrudan ölçülebilmektedir.

Postural kontrol sisteminin karmaşık yapı ve hiyerarşisi tek bir değerlendirmenin doğru sonuçlar vermeyebileceğini düşündürmektedir (179). Patolojilere bağılı olarak denge ve postural kontrolün farklı parametrelerinin etkilenmesi değerlendirmelerinde farklılık göstermesine sebep olmaktadır. Bunun yanı sıra insanların herhangi bir bozukluğa adaptif cevaplar oluşturabilmesi ise tek bir parametrenin ele alındığı değerlendirmelerin doğru sonuçlar vermemesine yol açmaktadır (56, 131).

Statik koşullar altında yapılan denge değerlendirmelerinin, değerlendirme sırasında hastanın fonksiyonel seviyesini kompanse edebildiği bildirilmekte bunun yerine dinamik koşulların kullanılmasının daha iyi bir seçenek olduğu belirtilmektedir (180). Denge değerlendirmelelerinin dinamik koşulları simüle etmesi gerektiği bildirilmekte, denge bozukluğunun belirlenebilmesi için postural kontrol sistemlerinin stres altında değerlendirilmesinin daha doğru sonuçlar verebileceği rapor edilmiştir (181). Fonksiyonel denge değerlendirmelerinin klinikte kullanımının önemli olduğu bildirilmektedir.

MS hastalarının klinik izlemlerinde ve araştırmalarda fonksiyonel denge değerlendirmeleri sıklıkla kullanılmaktadır. Fonksiyonel değerlendirmeler sırasında sürekli performans testi

uygulamaları da yer almaktadır. Fakat bilgimiz dâhilinde literatürde dokulu tabanlığın etkinliğinin araştırıldığı çalışmalarda fonksiyonel performansı gösteren süreli performans testlerine yer verilmemiştir (155, 167, 182). Çalışmalarda sadece yürümenin hız parametresi değerlendirme değişkenleri içerisinde yer almıştır. Çalışmamızda 25 Adım Yürüme testi (25FWT) ile Zamanlı Kalk ve Yürü testi (TUG) kullanılmıştır. Amerikan Fizik Tedavi Birliği'nin (American Physical Therapy Association) nöroloji oturumunda her iki test de MS hastalarının izlenmesinde, kullanılmasının gerekliliği bildirilmiştir (121). Her iki testin de MS popülasyonunun özelliklerini iyi düzeyde değerlendirdiği bildirilmiş ve kullanımı kuvvetle önerilmiştir.

Çalışmamızda yer alan süreli performans testlerinden TUG denge ve ilişkili fonksiyonların değerlendirmesini iyi düzeyde takip edilebilmesini sağladığından, 25FWT ise yürüme hızı gibi fizyolojik kapasiteyi değerlendiren bir performans testi olduğu için tercih edilmiştir (183, 184). Sebastiao ve ark'nın yapmış olduğu bir çalışmada TUG ve 25FWT sonuçlarının birbirleri ile olan ilişkileri gösterilmiştir. Çalışmada 25FWT'de 6-8 saniye arası performans gösteren hastaların TUG testinde ortalama 9,1 saniye performans gösterdikleri bildirilmiştir (183). Burada gösterilen sonucun çalışmamızla uyumlu olduğu tespit edilmiştir. MS hastalarında denge ile ilgili çalışmalarda TUG ve 25FWT için minimal anlamlılık düzeyi bakımından literatürde yeterli bilgi bulunmamaktadır.

Çalışmamızda dokulu tabanlık kullanımı ile TUG test süreleri anlamlı olarak azalmıştır. Denge değerlendirme parametrelerinde meydana gelen gelişme ile birlikte düşünüldüğünde denge gelişimine uyumlu bir gelişme olduğu düşünülmektedir. Tabanlık kullanımının sonlanması ile bu gelişmenin devam ettiği de saptanmıştır. 25FWT'de ise anlamlı herhangi bir değişiklik kaydedilmemiştir. Gruplar açısından bakılacak olursa DTG ve DMTG gruplarının benzer gelişmeler gösterdiği ve birbirlerine göre anlamlı bir farklılıkları olmadığı saptanmıştır. Diğer gruplardan MTG'de ise grup içinde anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Çalışmadan elde ettiğimiz sonuç mekanik tabanlığın özelliklerinden bağımsız olarak dokulu yüzeye sahip tabanlık kullanan hastalarda TUG süreleri anlamlı olarak azalmıştır. Bu etki erken dönemden itibaren önemli derecede kendini göstermekte ve bu etkisini uzun dönemde de devam ettirmektedir. DTG ve DMTG gruplarında stabilite limitleri değerlendirme parametrelerinin etkisinin olabileceğini düşünmekteyiz. Yön kontrollerinde artış, hareket sırasında salınım hızında azalma, tandem yürüyüş gibi destek yüzeyi azaltıldığında salınım hızla-

rında meydana gelen azalma bu TUG süreleri açıklayabilmektedir. Hastaların 25FWT gibi doğrusal hızlanma ve hızın korunmasının gerektiği bir değerlendirmede anlamlı sonuçların çıkması bu anlamda tartışılabilir. TUG değerlendirmesinde de süreye bağımlı performans ölçülmektedir. Fakat buradan çıkan sonuçlardan yön kontrolünün artması ve hareket sırasında salınımın azalması parametreleri performansın artışında önemli olarak durmaktadır. Dokulu yüzeye sahip tabanlıkların Dixon ve ark.'nın dokulu tabanlıkların yürüme hızı üzerine olası etkilerinin değerlendirildiği çalışmada yürüme hızının anlamlı olarak azaldığı bildirilmiştir (155). Buradan çıkan sonuç, dokulu tabanlıkların taban altında rahatsızlık hissi verdiği üzerine yorumlanmıştır. Çalışmamızda tabanlık uygulamaları sonrasında rahatlık hissi sözel olarak değerlendirilmiş ve hastalarda herhangi bir rahatsızlık olmadığı kaydedilmiştir.

Mekanik Tabanlıkların Etkinliği

MS hastalığında mekanik düzetme etkisi olan tabanlıkların denge üzerine olan olası etkileri ile ilgili bilginiz dâhilinde çalışma bulunmamaktadır Genel olarak diğer ortezlerin denge üzerine etkileri bildirilmekle birlikte tabanlıkların etkileri ile ilgili de yeterli bilgi bulunmamaktadır. Ayakkabıların, ayaktan gelen çevreyle ilgili bilgileri filtrelediği bildirilmiştir (185, 186). Ayak bi mekanisinde ayakkabı ile meydana gelen değişimin denge üzerine olan etkilerinin incelendiği bir makalede geriatric kadınlarda yüksek topuklu ayakkabı giymenin denge üzerine olumsuz etkileri olduğu buna ek olarak yalın ayak ve düşük topuklu ayakkabılarla denge parametrelerinin daha iyi olduğu da belirlenmiştir (187). Ayakkabı tabanı, tabanlık ve ayak tabanı tarafından filtrelenmiş duyu uyaranları santral sinir sistemine iletilmekte ve bu sayede ayağın yerle ilişkisi belirlenmektedir (188). Sertlik derecesi (ShoreA) düşük yumuşak özellikli tabanlıkların denge üzerine olan olumsuz etkileri bu duruma örnek olarak gösterilmektedir (163). Geriatric bireylerin duyu sistemlerinin ihtiyacı olan bilgiyi daha geniş salınımlar yaparak artırdığı bilinmektedir. Bu durum hem destek yüzeyinden gelen eksternal destek ile ilgili bilginin edinilmesi ve iletilmesinde yaşanan problemler dolayısı ile olmakta hem de yaşlı bireylerin daha geniş plantar temas alanına ihtiyaç duymalarından dolayı olduğu bildirilmektedir (189-192).

Dokulu Tabanlıkların Etkinliği

Dokulu tabanlıklar ile ilgili çalışmalar nörolojik hastalıklardan Parkinson ve MS gibi hastalıklarda devam etmektedir. İki bin on yedi yılında yayınlanan sistematik bir derlemede dokulu tabanlık ile ilgili çalışmalar sınırlı sayıda da olsa değerlendirmeye alınmış ve dengenin bazı parametreleri üzerine etkileri tartışılmıştır. Dokulu tabanlık konusunda önceden de bahsettiğimiz yöntem farklılıkları dolayısı ile araştırmaya sınırlı sayıda çalışma dâhil edilmiştir. Çalışmaların heterojen özellikler göstermesi ve farklı sonuç ve yorumlar içermesi sebebiyle görüş birliğinin olmadığına dikkat çekilmiştir (165). MS hastalığı ve dokulu tabanlıklar ile ilgili daha ileri çalışmalara duyulan gereksinim belirtilmiştir.

Dixon ve ark.'nın 2014 yılında yaptığı bir çalışmada farklı özellikler içeren tabanlıkların denge üzerine olası etkileri incelenmiştir. Denge değerlendirmesi ayakta dik duruşta vücut salınımlarının ölçümü olarak yapılmıştır. Değerlendirme parametreleri basınç merkezinin antero-posterior ve medio-lateral salınımlarının tabanlık kullanımından önce ve sonra hesaplanması ile elde edilmiştir. Araştırma sonucunda denge parametreleri üzerinde dokulu tabanlıkların herhangi bir etkisinin olmadığı belirlenmiştir. İki haftalık kullanım sonrasında da benzer sonuçlar elde edilmiştir. Bu çalışmanın bir diğer sonucunda ise hastaların tabanlık kullanımı ile adım uzunluklarının arttığı bildirilmiş fakat bunun öğrenme etkisi ile olabileceği üzerinde durulmuştur. Çalışmanın sonucunda ise daha ileri çalışmaların gerekliliğine dikkat çekilmiştir (155).

Dokulu tabanlıklar ile ilgili bir diğer çalışmayı ise Kalron ve ark.'nın 2015 yılında yaptığı çalışmadır. Denge ile ilgili değerlendirme postürografi üzerinde 3 farklı koşulda gerçekleştirilmiştir. Gözler açık, kapalı ve ayaklar bitişik koşullarda hastalardan olabildiğince sabit durmaları istenmiştir. Hastaların bu ilk değerlendirmeleri sonrası 4 hafta süreli tabanlık kullanmaları istenmiş ve değerlendirmeler tekrarlanmıştır. Bu çalışmada, önce yapılan çalışmalara göre denge parametrelerinde bazı olumlu gelişmeler olduğunu bildirmişler. Gözler kapalı durumda salınım derecelerinde azalma ve basınç merkezi hareket uzunluğunun daha az olduğunu saptamışlar. Geriatrik bireylerde ve duyu problemi yaşayan hastalarda daha geniş basınç merkezi hareketlerinin duyu ihtiyacını karşılamaya yönelik olan yayınlarla bir arada incelendiğinde düşme riskinin azaldığı şeklinde yorum yapmışlar (189-192). MS hastalarında da basınç merkezi salınım miktarında meydana gelen azalmanın denge performansı ve düşme riski üzerinde olumlu etkileri olduğu bildirilmiştir (167). Bu çalışmaların dışında Hatton ve ark.'nın yayınladığı bir çalışma protokolünde ise sonuçlar bildirilmemekle birlikte 12 hafta süreli dokulu tabanlık kullanımının etkilerinin araştırılacağı bildirilmektedir (177).

Postural kontrol ve denge ile ilgili reaksiyonların bir sonucu olarak, kişinin stabil olarak ayakta durabildiği ‘stabilite limitleri alanı’ oluşmaktadır. Stabilite limitleri alanı kişinin ayaklarının yerle teması kesilmeden, her yöne doğru gidebildiği son noktaların bir birleşimidir (193). Denge ve rehabilitasyonu ile ilgili çalışmalarda beklenen, hastanın kontrol edebildiği stabilite limitleri alanının artmasıdır. Bu amaca ek olarak stabilite limitleri alanındaki ulaşılması istenen bütün noktalara ağırlık merkezinin kontrollü bir şekilde hareket ettirilmesidir.

Denge ile ilgili reaksiyonlar duyu verilerine göre düzenlenmekte, postural kontrol stratejileri ise reaktif ve/veya prediktif (tahmine dayalı) reaksiyonlarla meydana gelmektedir. Düşme riskinin genel olarak fazla olduğu MS gibi kronik durumlarda postural kontrol mekanizmaları reaktiften çok prediktif olarak işlev görmektedir (194, 195). Bu nedenle santral sinir sistemi, edinsel bir bozuklukla ilgili olarak aferent verinin azalması durumunda postural düzeltme ve kompensatuar hareket paternlerini daha çok serebellar aktivite ile tahmine dayalı düzenlemektedir (196). Serebellum ileri-besleme mekanizmasıyla; motor kontrolü sağlamakta, duyu sistemi belirsizliklerini çözmekte ve duysal verileri tahmin etmektedir (197-199). İleri-besleme mekanizması, eferent verilerin kopyalanması ile gerçekleşmekte, bu veriler ile vücudun alabileceği olası postürler hesaplanmaktadır (196).

Denge ve rehabilitasyonunun bir sonucu olarak stabilite limitleri alanının artması beklenmektedir. Fakat çalışmamızda EPE ve MXE sonuçları dokulu tabanlı uygulamaları sonrası azalmış olarak saptanmıştır. EPE, bir kişinin herhangi bir yöne doğru hareket sırasında ağırlık merkezinin hızının sıfıra ulaştığı nokta olarak, bu noktadan sonra hedefe ulaşmak için yapılan düzensiz hareketler ise MXE olarak tanımlanmaktadır. CoG’un en ideal hareket paterni, MXE ve EPE’nin eşit olduğu durumdur. Çalışmaya katılan MS hastalarında sadece dokulu tabanlı uygulamaları sonrası EPE ve MXE parametreleri birlikte azalmıştır. Bu azalma, santral sinir sisteminin arttırılmış somato-duysal veri ile tahmine dayalı sonuçların yerine duyu uyarılarını tercih ettiğini gösterebilir. Aferent verilerin (görsel, vestibüler, somato-duysal) hangi oranlarda ve öncelik sırasında kullanıldığı bilinmemektedir. Ancak, doğrudan bir kanıt teşkil etmemekle birlikte, çalışmamızdaki katılımcıların gözler kapalı durumda iken salınım hızlarında olan azalmaya ek olarak EPE ve MXE değerlerinin azalmasının merkezi sinir sisteminde taban altı taktıl aferentlerinin daha yoğun kullanıldığına işaret edebilir. Kontrol grubunda gözler kapalı iken böyle bir değişimin olmaması yukarıdaki önerileri destekler niteliktedir. MS hastalarının, tabanlı ile hedefe ulaşırken, CoG salınım hızı parametresi (MVL) ve yön kontrolü

parametresinin (DCL) artması fonksiyona özgü hareket keskinliğinin de arttığına işaret etmektedir. Bir başka deyişle merkezi sinir sisteminin motor patern üzerindeki kontrolü artmıştır. Elde edilen veriler, hastaların stabilite limitlerinin alan olarak azaldığı fakat bu alanda hız ve kontrollerinin arttığını göstermektedir. Stabilite limitlerinin azalması yine kazanılan fazladan aferent veri sayesinde üst merkezlerin tahmine dayalı hareketlerin yanı sıra gerçek zamanlı olarak destek yüzeyi ve ağırlık merkezi arasındaki ilişkiyi düzenlediği anlamına gelebilir.

Çalışmamızda incelenen CoP parametreleri ile ilgili olarak anlamlılık içeren tek sonuç; 4 haftalık dokulu tabanlılık kullanımı sonrasında gözler kapalı durumda ve yumuşak zemindeyken belirlenen CoP salınım hızlarındaki azalmadır. Bu azalmanın Kalron ve ark'dan farklı olarak yumuşak zeminde ve gözler kapalı durumdayken elde edilmiş olması, somato-duyusal verilerin görsel veri girdisi olmaksızın ve plantar yüzeyden gelen verinin azaldığı durumda (yumuşak zemin) ön plana alındığının bir göstergesi olabilir (167). Diğer test durumlarında (gözler açık yumuşak zemin, gözler açık/kapalı sert zemin) 4 haftalık kullanım sonunda herhangi bir fark çıkmaması zemin şartlarının ve görsel veri varlığının somato-duyusal verinin üst merkezler tarafından hangi önem sırasında kullanıldığına ilişkin de bir ipucu vermektedir. Bu durumda dokulu tabanlıklar ile plantar yüzeyden sağlanan arttırılmış somato-duyusal veri girdisinin üst merkezler tarafından seçici bir şekilde işlendiği de varsayılabilir. Tüm bu varsayımların nöral mekanizmalarının hem periferik hem de merkezi sinir sistemini değerlendirecek şekilde kantitatif olarak ortaya çıkarılması için daha fazla çalışmaya ihtiyaç bulunmaktadır.

Çalışmamızda grupların denge değerlendirmeleri bir arada incelendiğinde kontrol grubunun denge değerlendirmeleri ve süreli performans testlerinde anlamlı bir fark yaratmadığı görülmektedir. Bütün gruplar bir arada incelendiğinde ise sola doğru yön kontrolü ve öne doğru maksimum gezinme parametrelerinde DTG ve DMTG gruplarının diğer gruplara göre üstünlüğü ortaya çıkmaktadır. Fakat DTG ve DMTG gruplarının birbirlerine göre değerlendirme parametrelerinde herhangi bir üstünlüğü bulunmamaktadır.

Mekanik tabanlılık grubu sonuçları incelenecek olursa sadece sağa doğru olan denge parametreleri üzerine etkili olduğu fakat 4 haftalık kullanım bırakıldığında etkisinin sönümlendiği görülecektir. Fakat bu sonuçlar DMTG ile birlikte düşünüldüğünde farklı yorumlar getirebilmektedir. Dokulu yüzey uygulaması sonuçlarına bakıldığında ise genel olarak sağ-sol-ön tarafa doğru etkinlik göstermektedir. MTG ve DMTG bir arada incelendiğinde de mekanik tabanlılık

uygulamasının üzerine dokulu yüzey kaplaması yapıldığında dokulu yüzey uygulamasının bas-kın özellikler gösterdiği saptanmıştır. Çalışmamızda dokulu tabanlık kullanan katılımcıların ayakkabılarında mekanik düzeltme etkisi göstermesi muhtemel tabanlıkların kullanımı limit-lenmiştir. Bütün bu sonuçlar ışığında mekanik tabanlık kullanımının denge ve rehabilitasyo-nunda yeterli desteği sağlamadığı, sönümlenme etkisi gösterebildiği sonucuna ulaşılabilmekte-dir. DTG grubunun zaman içerisinde değişen denge parametrelerindeki daha keskin azalma ya da artmalar bulunmaktadır. Fakat buna karşın DMTG’de ise bu tip keskin artma ya da azalma-ların olmadığı tespit edilmiştir. Bu sonuç da mekanik düzeltme etkisi gösteren tabanlık kulla-nımının dokulu yüzeyin etkilerini sönümlendirdiğini düşündürmektedir. Stabilitate limitleri testi öne doğru son nokta gezinme parametresinde bu etki daha net görülebilmektedir. MTG’de bu parametrede görülen artış ise düşüncemizi desteklemektedir. Yumuşak zemin, gözler kapalı durumda DTG’de CoG salınım hızı anlamlı olarak azalmış bulunurken DMTG’de bu durumun olmaması yine benzer şekilde düşünülebilmektedir.

Stabilitate limitleri alan olarak incelendiğinde ise DMTG ve DTG grupları öne doğru alanı azaltmakla birlikte sağa ve sola doğru olan alanı genişletmektedir. Bu sonuç ayak tabanında olan mekanoreseptör dağılımını inceleyen çalışmalarla uyumludur. Cruz-Almeida ve ark.’nın yapmış olduğu bir çalışmada metatarsal hizada meydana gelen duyu kayıplarının dengeyi daha olumsuz etkilediğini göstermiştir (175). Taktıl algının özellikle 1. Metatars altında daha fazla hissedildiği belirtilmektedir. Araştırmamızda çıkan sonuçlardan bir diğeri ise arkaya doğru olan denge üzerine hiçbir tabanlık grubunun etkinlik göstermemesidir.. DTG ve DMTG’de olan bu durum öne doğru olan prediktif hareketlerin duyu uyarısı artışı ile azaldığını göstermektedir. Sağa ve sola doğru olan sonuçlarımız ise literatürle uyumlu görünmemektedir. Collings ve ark.’nın yapmış olduğu bir çalışmada tabanlığın sadece lateral kısmına dokulu yüzey uygula-ması yapılmış tabanlık kullanan kişilerde dengenin olumsuz yönde etkilendiğini, sağa-sola doğru olan salınım hızlarını artırdığını göstermektedir (176). Bu çalışma asemptomatik kişi-lerde yapılmış olup, CoP varyansını incelemiştir. Çalışmamızda sağa ve sola doğru olan stabi-lite limitleri alanı genişlemiş olarak bulunmuş ve bu alandaki kontrol yetenekleri artmıştır. Çalışmamızda yer alan hastalarda duyu defisitleri bulunmaktaydı. Farklılığın bu durum kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışma MS hastalarında olan alt ekstremitte somato-duyusal bozukluklarında taban altından verilecek artırılmış duyu uyarısının denge ve süreli performans testleri üzerine etkilerini incelemek amacıyla planlandı. Çalışma ile ilgili sonuçlar aşağıda yer almaktadır;

- Gruplar tabanlık uygulaması öncesi demografik, antropometrik, ve klinik olarak benzer özellikler göstermektedir.
- Gruplar tabanlık uygulaması öncesi denge parametreleri ve süreli performans test sonuçları bakımından benzerlik göstermektedir.
- Çalışmamızda yer alan katılımcılar tabanlık kullanım süreleri dâhilinde herhangi bir rahatsızlık hissetmediklerini bildirdiler.
- Kontrol grubu denge parametreleri ve süreli performans testlerinde anlamlı herhangi bir fark göstermemiştir.
- Mekanik tabanlık grubu stabilite limitleri testinde sağa doğru bazı parametrelerde olumlu gelişme gösterse de uzun dönemde bu etkinin sönümlendiği saptanmıştır.
- Dokulu tabanlık grubu 4 haftalık tabanlık kullanımından sonra gözler kapalı yumuşak zemin üzerinde anlamlı olarak daha az CoG salınımları göstermişlerdir.
- Dokulu tabanlık kullanımı stabilite limitleri test sonuçlarına göre; stabilite limitleri alanını azaltmış fakat bu alandaki yön kontrolünü anlamlı olarak artırmıştır. Hastalar daha kontrollü bir alanda hareket etmeye başlamıştır ve bu etki 4 hafta sonra da devam ediyor olarak bulunmuştur.
- Dokulu tabanlık kullanan grup Zamanlı Kalk ve Yürü testini anlamlı olarak daha az sürelerde tamamlamıştır ve bu etki uzun dönemde de devam etmektedir.

- Dokulu+Mekanik tabanlık grubu denge parametrelerinin çoğunda dokulu tabanlık grubu ile benzer gelişmeler göstermiştir. Fakat çalışmada mekanik tabanlık kullanımının dokulu yüzeyin etkilerini sönümlendirdiği saptanmıştır.
- Dokulu+Mekanik tabanlık grubu Zamanlı Kalk ve Yürü testinde dokulu tabanlık grubu ile benzer etkiyi göstermiş ve bu etki uzun dönemde de devam etmiştir.

Çalışmamız MS hastalarında dokulu tabanlık kullanımının etkilerini süreli performans testleri, dinamik denge değerlendirmeleri ve uzun dönem uygulama ile inceleyen ilk çalışmadır. Çalışmadan elde edilen sonuçlar somato-duyusal problem yaşayan MS hastalarında dengenin kazanımı amaçlı dokulu tabanlık kullanımının etkin olduğunu göstermektedir. Bununla birlikte erken dönemden itibaren etkisi görülmeye başlanan dokulu tabanlıkların uzun dönemde de etkilerini devam ettirdiklerini göstermekteyiz.

İleriki süreçte; MS hastalığı dışında somato-duyusal problem yaşayan hastalarda da çalışmaların devam etmesi gerektiğini, daha fazla katılımcı sayısı ile farklı özelliklerde olan dokulu yüzeye sahip tabanlıkların etkinliğine ilişkin önemli bilgiler elde edilebileceği düşüncesindeyiz.

7. KAYNAKLAR

1. Tsang BK, Macdonell R. Multiple sclerosis: diagnosis, management and prognosis. Australian family physician. 2011;40(12):948.
2. Faguy K. Multiple sclerosis: An update. Radiologic technology. 2016;87(5):529-50.
3. <http://www.nationalmssociety.org/About-the-Society/MS-Prevalence>.
4. Costello K, Halper J, Kalb R, Skutnik L, et al. The use of disease-modifying therapies in multiple sclerosis: principles and current evidence. A consensus paper by the multiple sclerosis coalition. 2015.
5. Kalb R. Multiple Sclerosis: The Questions You Have--the Answers You Need: Demos Medical Publishing; 2008.
6. Dunn SE, Steinman L. The gender gap in multiple sclerosis: intersection of science and society. JAMA neurology. 2013;70(5):634-5.
7. DeLuca J, Nocentini U. Neuropsychological, medical and rehabilitative management of persons with multiple sclerosis. NeuroRehabilitation. 2011;29(3):197-219.
8. Langer-Gould A, Brara SM, Beaber BE, Zhang JL. Incidence of multiple sclerosis in multiple racial and ethnic groups. Neurology. 2013;80(19):1734-9.
9. Blumenthal S. Multiple sclerosis. Radiol Technol. 2006;77(4):309-21, quiz 22-5.
10. <http://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/multiple-sclerosis/home/ovc-20131882>.
11. <http://emedicine.medscape.com/article/1146199-overview>.
12. Wu GF, Alvarez E. The immuno-pathophysiology of multiple sclerosis. Neurologic clinics. 2011;29(2):257-78.
13. Youl BD, Turano G, Miller DH, Towell AD, et al. The pathophysiology of acute optic neuritis. An association of gadolinium leakage with clinical and electrophysiological deficits. Brain : a journal of neurology. 1991;114 (Pt 6):2437-50.
14. Moreau T, Coles A, Wing M, Isaacs J, et al. Transient increase in symptoms associated with cytokine release in patients with multiple sclerosis. Brain : a journal of neurology. 1996;119 (Pt 1):225-37.
15. Mimura Y, Gotow T, Nishi T, Osame M. Mechanisms of hyperpolarization induced by two cytokines, hTNF alpha and hIL-1 alpha in neurons of the mollusc, Onchidium. Brain research. 1994;653(1-2):112-8.
16. Bo L, Dawson TM, Wesselingh S, Mork S, et al. Induction of nitric oxide synthase in demyelinating regions of multiple sclerosis brains. Ann Neurol. 1994;36(5):778-86.

17. Largo C, Cuevas P, Somjen GG, Martin del Rio R, et al. The effect of depressing glial function in rat brain in situ on ion homeostasis, synaptic transmission, and neuron survival. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*. 1996;16(3):1219-29.
18. Ascherio A. Environmental factors in multiple sclerosis. *Expert review of neurotherapeutics*. 2013;13(sup2):3-9.
19. Gajofatto A, Benedetti MD. Treatment strategies for multiple sclerosis: when to start, when to change, when to stop? *World Journal of Clinical Cases: WJCC*. 2015;3(7):545.
20. Milo R, Miller A. Revised diagnostic criteria of multiple sclerosis. *Autoimmunity reviews*. 2014;13(4):518-24.
21. Feinstein A, Freeman J, Lo AC. Treatment of progressive multiple sclerosis: what works, what does not, and what is needed. *The Lancet Neurology*. 2015;14(2):194-207.
22. Loma I, Heyman R. Multiple sclerosis: pathogenesis and treatment. *Current neuropharmacology*. 2011;9(3):409-16.
23. Weinshenker BG, Bass B, Rice G, Noseworthy J, et al. The natural history of multiple sclerosis: a geographically based study: I. Clinical course and disability. *Brain : a journal of neurology*. 1989;112(1):133-46.
24. Lövblad K-O, Anzalone N, Dörfler A, Essig M, et al. MR imaging in multiple sclerosis: review and recommendations for current practice. *American journal of neuroradiology*. 2010;31(6):983-9.
25. Faguy K. Multiple Sclerosis: An Update. *Radiologic technology*. 2016;87(5):529-50.
26. Selchen D, Bhan V, Blevins G, Devonshire V, et al. MS, MRI, and the 2010 McDonald criteria A Canadian expert commentary. *Neurology*. 2012;79(23 Supplement 2):S1-S15.
27. <http://radiopaedia.org/articles/marburgs-variant-of-multiple-sclerosis>.
28. Schumacher GA, Beebe G, Kibler RF, Kurland LT, et al. Problems of experimental trials of therapy in multiple sclerosis: report by the panel on the evaluation of experimental trials of therapy in multiple sclerosis. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 1965;122(1):552-68.
29. Poser CM, Paty DW, Scheinberg L, McDonald WI, et al. New diagnostic criteria for multiple sclerosis: guidelines for research protocols. *Annals of neurology*. 1983;13(3):227-31.
30. McDonald WI, Compston A, Edan G, Goodkin D, et al. Recommended diagnostic criteria for multiple sclerosis: guidelines from the International Panel on the diagnosis of multiple sclerosis. *Annals of neurology*. 2001;50(1):121-7.

31. Polman CH, Reingold SC, Edan G, Filippi M, et al. Diagnostic criteria for multiple sclerosis: 2005 revisions to the "McDonald Criteria". *Annals of neurology*. 2005;58(6):840-6.
32. Polman CH, Reingold SC, Banwell B, Clanet M, et al. Diagnostic criteria for multiple sclerosis: 2010 revisions to the McDonald criteria. *Annals of neurology*. 2011;69(2):292-302.
33. Thomson AJ, Banwell BL, Barkhof F, Carroll WM, et al. Diagnosis of sclerosis: 2017 revisions of the McDonald criteria. *Lancet Neurol*. 2017 Dec 21. pii: S1474-4422(17)30470-2.
34. Karabudak R, Işık N, Siva A. Multiple Sklerozda Tanı ve Tedavi Kılavuzu. Ankara: Bilimsel Tıp yayınevi. 2009:20095-20.
35. Kurtzke JF. Rating neurologic impairment in multiple sclerosis an expanded disability status scale (EDSS). *Neurology*. 1983;33(11):1444-.
36. Bell F. Principles of mechanics and biomechanics: Nelson Thornes; 1998.
37. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clinical rehabilitation*. 2000;14(4):402-6.
38. Sibley KM, Mochizuki G, Lakhani B, McIlroy WE. Autonomic contributions in postural control: a review of the evidence. *Reviews in the neurosciences*. 2014;25(5):687-97.
39. Matsumura BA, Ambrose AF. Balance in the elderly. *Clinics in geriatric medicine*. 2006;22(2):395-412; x.
40. Alexander NB. Postural control in older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1994;42(1):93-108.
41. Shumway-Cook A, Horak FB. Rehabilitation strategies for patients with vestibular deficits. *Neurologic clinics*. 1990.
42. McCollum G, Leen TK. Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *Journal of Motor Behavior*. 1989;21(3):225-44.
43. Mathias S, Nayak U, Isaacs B. Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1986;67(6):387-9.
44. Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1986;34(2):119-26.
45. Lichtenstein MJ, Burger MC, Shields SL, Shiavi RG. Comparison of biomechanics platform measures of balance and videotaped measures of gait with a clinical mobility scale in elderly women. *Journal of gerontology*. 1990;45(2):M49-M54.
46. Magnus R. Some results of studies in the physiology of posture. Part I. *Lancet*. 1926;2:531-6.
47. Sherrington CS. Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. *The Journal of physiology*. 1910;40(1-2):28-121.

48. Jacobs JV, Horak FB. Cortical control of postural responses. *Journal of neural transmission* (Vienna, Austria : 1996). 2007;114(10):1339-48.
49. Konrad HR, Girardi M, Helfert R. Balance and aging. *The Laryngoscope*. 1999;109(9):1454-60.
50. 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.
51. Lord SR, Clark RD, Webster I. Visual acuity and contrast sensitivity in relation to falls in an elderly population. *Age and ageing*. 1991;20(3):175-81.
52. Felsen J. Impaired Vision and Hip Fracture. The Framingham Eye Study. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1989;37(6):495-500.
53. Tomomitsu MSV, Alonso AC, Morimoto E, Bobbio TG, et al. Static and dynamic postural control in low-vision and normal-vision adults. *Clinics*. 2013;68(4):517-21.
54. Tanaka H, Nakashizuka M, Uetake T, Itoh T. The effects of visual input on postural control mechanisms: an analysis of center-of-pressure trajectories using the auto-regressive model. *Journal of human ergology*. 2000;29(1-2):15-25.
55. Highstein SM. The central nervous system efferent control of the organs of balance and equilibrium. *Neuroscience research*. 1991;12(1):13-30.
56. Nashner LM, Black FO, Wall C. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *Journal of Neuroscience*. 1982;2(5):536-44.
57. Keshner EA, Cohen H. Current concepts of the vestibular system reviewed: 1. The role of the vestibulospinal system in postural control. *American Journal of Occupational Therapy*. 1989;43(5):320-30.
58. Whipple R, Wolfson L, Amerman P. The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: an isokinetic study. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1987;35(1):13-20.
59. Häkkinen K, Häkkinen A. Muscle cross-sectional area, force production and relaxation characteristics in women at different ages. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1991;62(6):410-4.
60. Woolley SM, McCarter J, Randolph B. An assessment of foam support surfaces used in static stabilometry. *Gait & posture*. 1995;3(2):110.
61. J Spaepen A, Vranken M, J Willems E. Comparison of the movements of the center of gravity and of the center of pressure in stabilometric studies 1977. 109-13 p.
62. Dalakas MC. Chronic idiopathic ataxic neuropathy. *Annals of neurology*. 1986;19(6):545-54.

63. Griffin J, Cornblath D, Alexander E, Campbell J, et al. Ataxic sensory neuropathy and dorsal root ganglionitis associated with Sjögren's syndrome. *Annals of neurology*. 1990;27(3):304-15.
64. Lipsitz LA, Jonsson PV, Kelley MM, Koestner JS. Causes and correlates of recurrent falls in ambulatory frail elderly. *Journal of Gerontology*. 1991;46(4):M114-M22.
65. Robbins AS, Rubenstein LZ, Josephson KR, Schulman BL, et al. Predictors of falls among elderly people: results of two population-based studies. *Archives of internal medicine*. 1989;149(7):1628-33.
66. Cavanagh P, Derr J, Ulbrecht J, Maser R, et al. Problems with Gait and Posture in Neuropathic Patients with Insulin-Dependent Diabetes Mellitus. *Diabetic Medicine*. 1992;9(5):469-74.
67. Koski K, Luukinen H, Laippala P, Kivelä S-L. Risk factors for major injurious falls among the home-dwelling elderly by functional abilities. *Gerontology*. 1998;44(4):232-8.
68. Diener H, Dichgans J, Guschlbauer B, Mau H. The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain research*. 1984;296(1):103-9.
69. Dietz V, Horstmann G, Berger W. Significance of proprioceptive mechanisms in the regulation of stance. *Progress in brain research*. 1989;80:419-23.
70. Pyykko I. Effect of age on postural control. *Posture & gait: development, adaptation and modulation*. 1988:95-102.
71. Hall JE. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2015.
72. Kars H, Hijmans JM, Geertzen JH, Zijlstra W. The effect of reduced somatosensation on standing balance: a systematic review. *Journal of diabetes science and technology*. 2009;3(4):931-43.
73. Magnusson M, Enbom H, Johansson R, Wiklund J. Significance of pressor input from the human feet in lateral postural control. The effect of hypothermia on galvanically induced body-sway. *Acta oto-laryngologica*. 1990;110(5-6):321-7.
74. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. *Neuroreport*. 1998;9(14):3247-52.
75. Inglis JT, Horak FB, Shupert CL, Jones-Rycewicz C. The importance of somatosensory information in triggering and scaling automatic postural responses in humans. *Experimental brain research*. 1994;101(1):159-64.
76. Kenshalo Sr DR. Somesthetic sensitivity in young and elderly humans. *Journal of gerontology*. 1986;41(6):732-42.

77. Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Experimental brain research*. 2004;156(4):505-12.
78. Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ. Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Experimental brain research*. 2004;157(4):526-36.
79. Jackson RT, Epstein CM, William R. Abnormalities in posturography and estimations of visual vertical and horizontal in multiple sclerosis. *Otology & Neurotology*. 1995;16(1):88-93.
80. Daley ML, Swank RL. Quantitative posturography: use in multiple sclerosis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1981(9):668-71.
81. Cameron MH, Lord S. Postural control in multiple sclerosis: implications for fall prevention. *Current neurology and neuroscience reports*. 2010;10(5):407-12.
82. Corradini ML, Fioretti S, Leo T, Piperno R. Early recognition of postural disorders in multiple sclerosis through movement analysis: a modeling study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1997;44(11):1029-38.
83. Martyn C, Gale C, CN M. The epidemiology of multiple sclerosis. *Acta neurologica Scandinavica*. 1997;95(s169):3-7.
84. Cattaneo D, De Nuzzo C, Fascia T, Macalli M, et al. Risks of falls in subjects with multiple sclerosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2002;83(6):864-7.
85. Coote S, Hogan N, Franklin S. Falls in people with multiple sclerosis who use a walking aid: prevalence, factors, and effect of strength and balance interventions. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2013;94(4):616-21.
86. Moen S, Celius E, Nordsletten L, Holmøy T. Fractures and falls in patients with newly diagnosed clinically isolated syndrome and multiple sclerosis. *Acta neurologica Scandinavica*. 2011;124(s191):79-82.
87. Dietz V. Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. *Physiological reviews*. 1992;72(1):33-69.
88. Horak FB. Clinical assessment of balance disorders. *Gait & posture*. 1997;6(1):76-84.
89. Findling O, Sellner J, Meier N, Allum JH, et al. Trunk sway in mildly disabled multiple sclerosis patients with and without balance impairment. *Experimental brain research*. 2011;213(4):363-70.
90. Cameron MH, Horak FB, Herndon RR, Bourdette D. Imbalance in multiple sclerosis: a result of slowed spinal somatosensory conduction. *Somatosensory & motor research*. 2008;25(2):113-22.
91. Crone C, Nielsen J, Petersen N, Ballegaard M, et al. Disynaptic reciprocal inhibition of ankle extensors in spastic patients. *Brain : a journal of neurology*. 1994;117(5):1161-8.

92. Morita H, Crone C, Christenhuis D, Petersen N, et al. Modulation of presynaptic inhibition and disynaptic reciprocal Ia inhibition during voluntary movement in spasticity. *Brain : a journal of neurology*. 2001;124(4):826-37.
93. Sinkjær T, Andersen JB, Nielsen JF, Hansen HJ. Soleus long-latency stretch reflexes during walking in healthy and spastic humans. *Clinical Neurophysiology*. 1999;110(5):951-9.
94. Chua MC, Hyngstrom AS, Ng AV, Schmit BD. Movement strategies for maintaining standing balance during arm tracking in people with multiple sclerosis. *Journal of neurophysiology*. 2014;112(7):1656-66.
95. Pratt C, Horak F, Herndon R. Differential effects of somatosensory and motor system deficits on postural dyscontrol in multiple sclerosis patients. *Posture and gait: control mechanisms*. 1992;2:118-21.
96. Woollacott MH, Shumway-Cook A, Nashner LM. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *The International Journal of Aging and Human Development*. 1986;23(2):97-114.
97. Di Fabio RP, Badke MB, McEvoy A, Ogden E. Kinematic properties of voluntary postural sway in patients with unilateral primary hemispheric lesions. *Brain research*. 1990;513(2):248-54.
98. Organization WH. Atlas: multiple sclerosis resources in the world 2008. 2008.
99. Citaker S, Gunduz AG, Guclu MB, Nazliel B, et al. Relationship between foot sensation and standing balance in patients with multiple sclerosis. *Gait & posture*. 2011;34(2):275-8.
100. Soyuer F, Mirza M, Erkorkmaz U. Balance performance in three forms of multiple sclerosis. *Neurological research*. 2006;28(5):555-62.
101. Finlayson ML, Peterson EW, Cho CC. Risk factors for falling among people aged 45 to 90 years with multiple sclerosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2006;87(9):1274-9.
102. Nilsagård Y, Lundholm C, Denison E, Gunnarsson L-G. Predicting accidental falls in people with multiple sclerosis—a longitudinal study. *Clinical rehabilitation*. 2009;23(3):259-69.
103. Matsuda PN, Shumway-Cook A, Bamer AM, Johnson SL, Amtmann D, et al. Falls in multiple sclerosis. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*. 2011;3(7):624-32; quiz 32.
104. Cameron MH, Poel AJ, Haselkorn JK, Linke A, et al. Falls requiring medical attention among veterans with multiple sclerosis: a cohort study. *Journal of rehabilitation research and development*. 2011;48(1):13.

105. Frzovic D, Morris ME, Vowels L. Clinical tests of standing balance: performance of persons with multiple sclerosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2000;81(2):215-21.
106. Smithson F, Morris ME, Iansek R. Performance on clinical tests of balance in Parkinson's disease. *Physical therapy*. 1998;78(6):577-92.
107. Martin CL, Phillips BA, Kilpatrick TJ, Butzkueven H, et al. Gait and balance impairment in early multiple sclerosis in the absence of clinical disability. *Multiple sclerosis*. 2006;12(5):620-8.
108. Sosnoff JJ, Socie MJ, Boes MK, Sandroff BM, Pula JH, Suh Y, et al. Mobility, balance and falls in persons with multiple sclerosis. *PloS one*. 2011;6(11):e28021.
109. Ilett P, Lythgo N, Martin C, Brock K. Balance and Gait in People with Multiple Sclerosis: A Comparison with Healthy Controls and the Immediate Change after an Intervention based on the Bobath Concept. *Physiotherapy research international : the journal for researchers and clinicians in physical therapy*. 2016;21(2):91-101.
110. 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):239-48.
111. Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of gerontology*. 1990;45(6):M192-M7.
112. Jonsson E, Henriksson M, Hirschfeld H. Does the functional reach test reflect stability limits in elderly people? *Journal of rehabilitation medicine*. 2003;35(1):26-30.
113. Behrman AL, Light KE, Flynn SM, Thigpen MT. Is the functional reach test useful for identifying falls risk among individuals with Parkinson's disease? *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2002;83(4):538-42.
114. Fregly AR, Graybiel A. An Ataxia Test Battery Not Requiring The Use Of Rails. *Naval Aerospace Medical Inst Pensacola Fla*, 1966.
115. Franchignoni F, Horak F, Godi M, Nardone A, et al. Using psychometric techniques to improve the Balance Evaluation Systems Test: the mini-BESTest. *Journal of rehabilitation medicine*. 2010;42(4):323-31.
116. Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal of gerontology*. 1994;49(2):M72-M84.
117. Topper A, Maki B, Holliday PJ. Are Activity-Based Assessments of Balance and Gait in the Elderly Predictive of Risk of Falling and/or Type of Fall? *Journal of the American Geriatrics Society*. 1993;41(5):479-87.

118. Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams J. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1995;27(1):27-36.
119. Yelnik A, Bonan I. Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 2008;38(6):439-45.
120. 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.
121. Potter K, Cohen ET, Allen DD, Bennett SE, et al. Outcome measures for individuals with multiple sclerosis: recommendations from the American Physical Therapy Association Neurology Section task force. *Physical therapy*. 2014;94(5):593-608.
122. Fay B, Horak, Jane M, Macpherson. Postural Orientation and Equilibrium. *Compr Physiol* 2011, Supplement 29: Handbook of Physiology, Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems: 255-292. First published in print 1996. doi: 10.1002/cphy.cp120107.
123. Lord SR, Clark RD. Simple physiological and clinical tests for the accurate prediction of falling in older people. *Gerontology*. 1996;42(4):199-203.
124. 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.
125. Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical therapy*. 2009;89(5):484-98.
126. Jacobs J, Horak FB, Tran V, Nutt J. Multiple balance tests improve the assessment of postural stability in subjects with Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 2006;77(3):322-6.
127. Moore ST, MacDougall HG, Gracies J-M, Cohen HS, et al. Long-term monitoring of gait in Parkinson's disease. *Gait & posture*. 2007;26(2):200-7.
128. Dozza M, Chiari L, Horak FB. Audio-biofeedback improves balance in patients with bilateral vestibular loss. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2005;86(7):1401-3.
129. de Haart M, Geurts AC, Huidekoper SC, Fasotti L, et al. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2004;85(6):886-95.
130. Cameron MH, Lord S. Postural control in multiple sclerosis: implications for fall prevention. *Current neurology and neuroscience reports*. 2010;10(5):407-12.

131. Van Ooteghem K, Frank J, Allard F, Buchanan J, et al. Compensatory postural adaptations during continuous, variable amplitude perturbations reveal generalized rather than sequence-specific learning. *Experimental brain research*. 2008;187(4):603-11.
132. Reid V, Adbulhadi H, Black K, Kerrigan C, et al. Using posturography to detect unsteadiness in 13 patients with peripheral neuropathy: a pilot study. *Neurology & clinical neurophysiology: NCN*. 2002;2002(4):2-8.
133. Colnat-Coulbois S, Gauchard G, Maillard L, Barroche G, et al. Bilateral subthalamic nucleus stimulation improves balance control in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 2005;76(6):780-7.
134. Visser JE, Carpenter MG, van der Kooij H, Bloem BR. The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology*. 2008;119(11):2424-36.
135. Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *Journal of biomechanics*. 2004;37(1):121-6.
136. Najafi B, Aminian K, Paraschiv-Ionescu A, Loew F, et al. Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor: monitoring of daily physical activity in the elderly. *IEEE Transactions on biomedical Engineering*. 2003;50(6):711-23.
137. Waddington G, Adams R. Football boot insoles and sensitivity to extent of ankle inversion movement. *British journal of sports medicine*. 2003;37(2):170-5.
138. Vuillerme N, Pinsault N. Re-weighting of somatosensory inputs from the foot and the ankle for controlling posture during quiet standing following trunk extensor muscles fatigue. *Experimental brain research*. 2007;183(3):323-7.
139. McKay GD, Goldie P, Payne WR, Oakes B. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *British journal of sports medicine*. 2001;35(2):103-8.
140. Hatton AL, Dixon J, Rome K, Newton JL, et al. Altering gait by way of stimulation of the plantar surface of the foot: the immediate effect of wearing textured insoles in older fallers. *Journal of foot and ankle research*. 2012;5:11.
141. Waddington G, Adams R. Football boot insoles and sensitivity to extent of ankle inversion movement. *Br J Sports Med*. 2003;37(2):170-4; discussion 5.
142. Qiu F, Cole MH, Davids K, Hennig E, et al. Enhanced somatosensory information decreases postural sway in older people. *Gait & posture*. 2012;35(4):630-5.
143. Hatton AL, Dixon J, Rome K, Martin D. Standing on textured surfaces: effects on standing balance in healthy older adults. *Age Ageing*. 2011;40(3):363-8.
144. Palluel E, Nougier V, Olivier I. Do spike insoles enhance postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in the elderly? *AGE*. 2008;30.

145. Qiu F, Cole MH, Davids KW, Hennig EM, et al. Enhanced somatosensory information decreases postural sway in older people. *Gait & posture*. 2012;35(4):630-5.
146. Hämäläinen H, Kekoni J, Rautio J, Matikainen E, et al. Effect of unilateral sensory impairment of the sole of the foot on postural control in man: Implications for the role of mechanoreception in postural control. *Human movement science*. 1992;11(5):549-61.
147. Maki BE, Perry SD, Norrie RG, McIlroy WE. Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*. 1999;54(6):M281-M7.
148. Watanabe I, Okubo J. The role of plantar mechanoreceptors in equilibrium control. *Ann NY Acad Sci*. 1981;77.
149. Wu G, Chiang J-H. The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Experimental brain research*. 1997;114(1):163-9.
150. Priplata AA, Patritti BL, Niemi JB, Hughes R, et al. Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. *Annals of neurology*. 2006;59(1):4-12.
151. Perry S, Radtke A, McIlroy W, Fernie G, et al. Efficacy and effectiveness of a balance-enhancing insole. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2008;63A.
152. Chen H, Nigg B, Hulliger M, De Koning J. Influence of sensory input on plantar pressure distribution. *Clinical Biomechanics*. 1995;10(5):271-4.
153. Donze C. Update on rehabilitation in multiple sclerosis. *Presse medicale*. 2015;44(4 Pt 2):e169-76.
154. Kalron A, Pasitselsky D, Greenberg-Abrahami M, Achiron A. Do textured insoles affect postural control and spatiotemporal parameters of gait and plantar sensation in people with multiple sclerosis? *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*. 2015;7(1):17-25.
155. Dixon J, Hatton AL, Robinson J, Gamesby-Iyayi H, et al. Effect of textured insoles on balance and gait in people with multiple sclerosis: an exploratory trial. *Physiotherapy*. 2014;100(2):142-9.
156. Christovao TC, Neto HP, Grecco LA, Ferreira LA, et al. Effect of different insoles on postural balance: a systematic review. *Journal of physical therapy science*. 2013;25(10):1353-6.
157. Kato H, Takada T, Kawamura T, Hotta N, et al. The reduction and redistribution of plantar pressures using foot orthoses in diabetic patients. *Diabetes Research and Clinical Practice*. 1996;31(1):115-8.

158. Chen W-P, Ju C-W, Tang F-T. Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(6):S17-S24.
159. Crabtree P, Dhokia VG, Newman ST, Ansell MP. Manufacturing methodology for personalised symptom-specific sports insoles. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*. 2009;25(6):972-9.
160. Michael JW. Reflections on CAD/CAM in Prosthetics and Orthotics. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*. 1989;1(3):116-21.
161. Shin JY, Ryu YU, Yi CW. Effects of insoles contact on static balance. *Journal of physical therapy science*. 2016;28(4):1241-4.
162. Sungkarat S, Fisher BE, Kovindha A. Efficacy of an insole shoe wedge and augmented pressure sensor for gait training in individuals with stroke: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*. 2011;25(4):360-9.
163. Van Geffen J, Dijkstra P, Hof A, Halbertsma J, Postema K. Effect of flat insoles with different Shore A values on posture stability in diabetic neuropathy. *Prosthetics and orthotics international*. 2007;31(3):228-35.
164. Motl RW, Cohen JA, Benedict R, Phillips G, et al. Validity of the timed 25-foot walk as an ambulatory performance outcome measure for multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis (Houndmills, Basingstoke, England)*. 2017;23(5):704-10.
165. Alfuth M. Textured and stimulating insoles for balance and gait impairments in patients with multiple sclerosis and Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis. *Gait & posture*. 2017;51:132-41.
166. Kalron A, Fonkatz I, Frid L, Baransi H, et al. The effect of balance training on postural control in people with multiple sclerosis using the CAREN virtual reality system: a pilot randomized controlled trial. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2016;13:13.
167. Kalron A, Pasitselsky D, Greenberg-Abrahami M, Achiron A. Do textured insoles affect postural control and spatiotemporal parameters of gait and plantar sensation in people with Multiple Sclerosis? *PM&R*. 2015;7(1):17-25.
168. Palluel E, Olivier I, Nougier V. The lasting effects of spike insoles on postural control in the elderly. *Behav Neurosci*. 2009;123.
169. Hatton A, Dixon J, Martin D, Rome K. Standing on textured surfaces: effects on standing balance in healthy older adults. *Age Ageing*. 2011;40.
170. Hatton A, Dixon J, Martin D, Rome K. The effect of textured surfaces on postural stability and lower limb muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19.

171. Qiu F, Cole MH, Davids KW, Hennig EM, et al. Effects of textured insoles on balance in people with Parkinson's disease. *PloS one*. 2013;8(12):e83309.
172. Clark DJ, Christou EA, Ring SA, Williamson JB, et al. Enhanced somatosensory feedback reduces prefrontal cortical activity during walking in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2014;69(11):1422-8.
173. Paton J, Glasser S, Collings R, Marsden J. Getting the right balance: insole design alters the static balance of people with diabetes and neuropathy. *J Foot Ankle Res*. 2016;9:40.
174. Kelleher K, Spence W, Solomonidis S, Apatsidis D. The effect of textured insoles on gait patterns of people with multiple sclerosis. *Gait & posture*. 2010;32.
175. Cruz-Almeida Y, Black ML, Christou EA, Clark DJ. Site-specific differences in the association between plantar tactile perception and mobility function in older adults. *Frontiers in aging neuroscience*. 2014;6:68.
176. Collings R, Paton J, Chockalingam N, Gorst T, et al. Effects of the site and extent of plantar cutaneous stimulation on dynamic balance and muscle activity while walking. *Foot*. 2015;25(3):159-63.
177. Hatton AL, Dixon J, Rome K, Brauer SG, et al. The effects of prolonged wear of textured shoe insoles on gait, foot sensation and proprioception in people with multiple sclerosis: study protocol for a randomised controlled trial. *Trials*. 2016;17(1):208.
178. Steinberg N, Tirosh O, Adams R, Karin J, et al. Does Wearing Textured Insoles during Non-class Time Improve Proprioception in Professional Dancers? *International journal of sports medicine*. 2015;36(13):1093-9.
179. Browne J, O'Hare N. Review of the different methods for assessing standing balance. *Physiotherapy*. 2001;87(9):489-95.
180. Starck J, Pyykkö I, Aalto H, Pekkarinen J. Measurements of postural stability: development of a force platform and some excitation systems. *Medical progress through technology*. 1992;18(4):209.
181. Furman J. Posturography: uses and limitations. *Bailliere's clinical neurology*. 1994;3(3):501-13.
182. Hatton AL, Dixon J, Rome K, Newton JL, et al. Altering gait by way of stimulation of the plantar surface of the foot: the immediate effect of wearing textured insoles in older fallers. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2012;5(1):11.
183. Sebastiao E, Sandroff BM, Learmonth YC, Motl RW. Validity of the Timed Up and Go Test as a Measure of Functional Mobility in Persons With Multiple Sclerosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2016;97(7):1072-7.

184. Goldman MD, Motl RW, Scagnelli J, Pula JH, et al. Clinically meaningful performance benchmarks in MS Timed 25-Foot Walk and the real world. *Neurology*. 2013;81(21):1856-63.
185. Arnadottir SA, Mercer VS. Effects of footwear on measurements of balance and gait in women between the ages of 65 and 93 years. *Physical therapy*. 2000;80(1):17-27.
186. MÜndermann A, Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Medicine & science in sports & exercise*. 2001;33(11):1939-45.
187. Lord SR, Bashford GM. Shoe characteristics and balance in older women. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1996;44(4):429-33.
188. Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med Sci Sports Exerc*. 1999;31(7 Suppl):S421-8.
189. Grabiner MD, Koh TJ, Lundin TM, Jahnigen DW. Kinematics of recovery from a stumble. *Journal of gerontology*. 1993;48(3):M97-M102.
190. Mackey DC, Robinovitch SN. Postural steadiness during quiet stance does not associate with ability to recover balance in older women. *Clinical Biomechanics*. 2005;20(8):776-83.
191. Medell JL, Alexander NB. A clinical measure of maximal and rapid stepping in older women. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2000;55(8):M429-M33.
192. Menz H, Latt M, Tiedemann A, Mun San Kwan M, Lord S. Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait & posture*. 2004;20.
193. Pickerill ML, Harter RA. Validity and Reliability of Limits-of-Stability Testing: A Comparison of 2 Postural Stability Evaluation Devices. *Journal of athletic training*. 2011;46(6):600-6.
194. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clinical rehabilitation*. 2000;14(4):402-6.
195. Ghez C, Krakauer J. The organization of movement. *Principles of neural science*. 2000;656:668.
196. Bastian AJ. Learning to predict the future: the cerebellum adapts feedforward movement control. *Current Opinion in Neurobiology*. 2006;16(6):645-9.
197. Wolpert DM, Ghahramani Z, Jordan MI. An internal model for sensorimotor integration. *Science (New York, NY)*. 1995;269(5232):1880-2.
198. Angelaki DE, Shaikh AG, Green AM, Dickman JD. Neurons compute internal models of the physical laws of motion. *Nature*. 2004;430(6999):560-4.

199. Blakemore SJ, Wolpert DM, Frith CD. Central cancellation of self-produced tickle sensation. *Nature neuroscience*. 1998;1(7):635-40.



8. EKLER

EK-1 DEĞERLENDİRME FORMU

Olgu Rapor / Veri Kayıt Formu Örneği

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı :..... Yaş :..... Boy :.....

Kilo :..... VKİ (kg/boy²) :.....Cinsiyet :.....

Adres :.....

Telefon :.....

Özgeçmiş :.....

Çalışıyor mu? Meslek:

MS Hikaye:

MS Tipi:

Katılımcının Mobilite Düzeyi

Aktiviteleri engelleyecek herhangi bir ağrısı var mı?

Son 3 ay içerisinde MS ile ilgili herhangi bir semptom verdi mi?

Gün içinde ayakta geçirilen süre?

☒ 0-2 Saat

☐ 2-4 Saat

☐ 4-6 Saat

☐ 6 Saat ve Üstü

Katılımcı Takip Çizelgesi

Denge Değerlendirmesi

1.Değerlendirme	Tarih:	
Tabanlık Uygulama	Tarih:	
2.Değerlendirme	Tarih:	
3.Değerlendirme	Tarih:	
4. Değerlendirme	Tarih:	

Sürekli Performans Testleri (Zamanlı Kalk ve Yürü Testi)

1.Değerlendirme	Tarih:	
Tabanlık Uygulama	Tarih:	
2.Değerlendirme	Tarih:	
3.Değerlendirme	Tarih:	
4.Değerlendirme	Tarih:	

Sürekli Performans Testleri (25 Adım Yürüme Testi)

1.Değerlendirme	Tarih:	
Tabanlık Uygulama	Tarih:	
2.Değerlendirme	Tarih:	
3.Değerlendirme	Tarih:	
4.Değerlendirme	Tarih:	

Bilgisayarlı Denge Sisteminde Objektif Denge Değerlendirmesi (Ayrıca Ekte Kaydı Tutulacaktır).

Nörolojik Değerlendirme ve Klinik Gözlemler İlgili Hekimin Değerlendirme Notlarından Alınacaktır.

EK-2 ETİK KURUL ONAYI

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Konu: Karar hk.-

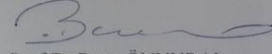
669

21.08.2015

Sayın Doç.Dr.Engin ŞİMŞEK,

Kurulumuz tarafından 21.08.2015 tarih ve 2219-GOA protokol numaralı 2015/19-38 karar numarası ile görüşülen **“Dokulu Tabanlıkların Multiple Sklerozlu Bireylerde Denge ve Süreli Performans Parametreleri Üzerine Etkilerinin Araştırılması ”** konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.



Prof.Dr.Banu ÖNVURAL
Başkan

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi İnciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr

EK-2 ETİK KURUL ONAYI

Karar No:2015/19-38		Tarih: 20.08.2015			
KARAR BİLGİLERİ Doç.Dr.Engin ŞİMŞEK'in sorumlusu olduğu "Dokulu Tabanlıkların Multiple Sklerozlu Bireylerde Denge ve Süreli Performans Parametreleri Üzerine Etkilerinin Araştırılması" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.					
ETİK KURUL BİLGİLERİ					
ÇALIŞMA ESASI		Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu			
ETİK KURUL ÜYELERİ					
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?	İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐ H ☒	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐ H ☒	
Prof.Dr.Ece BÖBLER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEU Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	
Prof.Dr.Sevine ERASLAN	Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	
Prof.Dr.Mukaddes GÜMÜŞTEKİN	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	
Prof.Dr.Nihal GELECEK	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐ H ☒	
Doç.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	
Doç.Dr.Şeyda Seren INTEPELER	Hemşirelik Yönetimi	DEU Hemşirelik Fakültesi Hemşirelik Yönetimi A.D	Kadın	E ☐ H ☒	
Doç.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D	Erkek	E ☐ H ☒	
Prof.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEU Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐ H ☒	
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E ☐ H ☒	
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐ H ☒	

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

EK-3 BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırmanın adı: Tabanlık Uygulamalarının MS’li Bireylerin Dengelerinin Üzerine Etkisinin İncelenmesi

Günlük yaşamınızın bir kısmını ayakta durarak geçiriyorsunuz. Sağlıklı bireylerde ilerleyen yıllarda düşme riski artmakta ve düşme sonrası ciddi yaralanmalar olabilmektedir. MS’li bireylerin ise düşme risklerinin arttığı bilinmektedir. Çalışmamızın amacı MS’li bireylerin dengeleri ve süreli performans testleri üzerine tabanlıkların etkisi olup olmadığını araştırmaktır.

Araştırmamıza; MS’li bireyler katılacaktır.

Bu çalışmaya katıldığınız takdirde, sizden şunları yapmanız istenecektir:

1. Araştırmada değerlendirmelerden önce demografik bilgileriniz kaydedilecektir.
2. İlk değerlendirmede denge ve süreli performans değerlendirmeleriniz yapılacaktır.
3. Ayak yapınıza uygun olarak ayakkabı tabanlığı hazırlanacaktır ve hemen aynı gün tabanlıkları giydiğiniz halde değerlendirmeniz tekrarlanacaktır.
4. İkinci değerlendirmeyi takiben dört hafta süre ile haftada en az 5 gün sizin için hazırlanmış tabanlığı kullanmanız istenecektir.
5. Dört hafta kullanımdan sonra üçüncü değerlendirmede ise denge ve süreli performans değerlendirmeleriniz tekrarlanacaktır.
6. Üçüncü değerlendirmenin ardından tabanlık uygulamanız sona erecek ve 4 hafta sonra son denge ve süreli performans değerlendirmeleriniz yapılacaktır.

Bu çalışmaya katılmak ve yukarıdaki aktiviteleri yapmak size hiçbir zarar vermeyecek ve bir ağrı ortaya çıkarmayacak, **maddi ve manevi yük getirmeyecek, sigorta kuruluşunuzdan herhangi bir ücret talep edilmeyecektir.**

Çalışmada kullanılmak üzere alınan bilgiler ve elde edilen veriler saklı tutulacak ve sadece etik kurul komitesine açık olacaktır. Veriler herhangi bir yayın, rapor ya da sunumda kullanıldığında sizi tanımlayan hiç bir bilgi açıklanmayacak ve isminiz gizli tutulacaktır.

Bu çalışmaya katılmama veya katılsanız bile çalışmanın herhangi bir aşamasında çalışmayı bırakma hakkınız vardır. Ayrıca araştırmacı da katılımcıyı çalışma dışı bırakma hakkına sahiptir.

Yukarıda gönüllü olarak araştırmaya katılmadan önce verilmesi gereken bilgileri okudum. Bunlar hakkında bana yazılı açıklamalar yapıldı. Bu koşullarla söz konusu klinik çalışmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken bilgileri okudum. Bunlar hakkında bana yazılı açıklamalar yapıldı. Bu koşullarla söz konusu araştırmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

<u>Katılımcının;</u> Adı-Soyadı: Adres: Tel-Fax: Tarih: İmza:	<u>Yazılı açıklamaları yapan araştırmacının;</u> Adı Soyadı: Uzm. Fzt. Ata ELVAN Telefon Numarası: 0554 566 49 19 Tarih: İmza: <u>Tanıklık eden kişinin :</u> Adı-Soyadı : Doç. Dr. İ. Engin ŞİMŞEK Tel: 0232 412 49 35 Tarih: İmza:
---	---

ÖZGEÇMİŞ

1. GENEL

DÜZENLEME TARİHİ	: 05.12.2017
T.C. KİMLİK NO	: 16009021908
ÜNVANI ADI SOYADI	: Fizyoterapist Ata ELVAN
YAZIŞMA ADRESİ	: Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yük- sekokulu Balçova/İZMİR
DOĞUM TARİHİ ve YERİ	: 13.07.1985 –Kuyucak/AYDIN
TEL : 0 232 4124939	GSM : 0554 566 49 19
E-POSTA : ataelvanata@hotmail.com	FAKS : -

2. EĞİTİM (Son aldığınız dereceden / diplomadan başlayarak yazınız)

ÖĞRENİM DÖNEMİ	DERECE (*)	ÜNİVERSİTE	ÖĞRENİM ALANI
2011 - 2013	Yüksek Lisans	Dokuz Eylül Üniversitesi	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon
2005 – 2010	Lisans	Hacettepe Üniversitesi	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü
2002 – 2003	Lise	Van Milli Piyango Ana- dolu Lisesi	
1999 - 2002	Lise	Malatya Anadolu Lisesi	

(*) Diploma Türü (Lisans, Y.Lisans, vb.)

3. YABANCI DİL

İngilizce

4. MESLEKİ DENEYİM

Özel Başkent Dost Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi	Haziran 2010 Ağustos2010
Özel Çağnur Özel Eğitim Merkezi	Ekim 2010 – Aralık 2010
DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu	Ocak 2011 – Devam Ediyor

5. ÜYE OLDUĞU DERNEKLER

Türk Toraks Derneği (2011)
Dahili ve Cerrahi Bilimler Yoğun Bakım Derneği (2011)
Türkiye Solunum Araştırmaları Derneği (2017)

6. KATILDIĞI KURSLAR VE EDİNİLEN SERTİFİKALAR

- Solunum Sisteminin Fomksiyonel Değerlendirilmesi, Çeşme, Ekim 2017(İzlenimci - Katılımcı Olarak)
- Fasya Çalıştayı, Balçova, Mart 2017(Workshop(Çalıştay) Yöneticisi)
- Rheo Knee 3/Rheo Knee Xc/Pro-Flex Family/Seal-In X Tf, Balçova, Kasım 2016(İzlenimci - Katılımcı Olarak)
- Kişiyi Özel Protez, İmplant ve Ortez Tasarımı, İzmir, Nisan 2016(İzlenimci – Katılımcı Olarak)
- Yürüme Analizi Eğitimi, İstanbul, Mart 2015(İzlenimci - Katılımcı Olarak)
- Workshop On Splinting The Hand, İzmir, Eylül 2013(İzlenimci - Katılımcı Olarak)
- Elde Splintleme, İzmir, Eylül 2013(İzlenimci - Katılımcı Olarak)
- Cerebrak Palsy'De Ortez Seçimi Uygulamaları ve Seri Alçılama Eğitimi, İstanbul, Nisan 2013(İzlenimci - Katılımcı Olarak)
- Temel Mekanik Ventilasyon ve Yoğun Bakım Kursu, İzmir, Aralık 2012(İzlenimci - Katılımcı Olarak)
- Pnf-2 Basic Course, İzmir, Mart 2012(İzlenimci - Katılımcı Olarak)
- Osteopati Eğitimi, Balçova, Şubat 2012(İzlenimci - Katılımcı Olarak)
- Pnf-1 Basic Course, İzmir, Aralık 2011(İzlenimci - Katılımcı Olarak)
- Uygulamalı Mekanik Ventilasyon Bilimsel Toplantısı, Ankara, Kasım 2011(İzlenimci -Katılımcı Olarak)
- Hands On Seminars Manuel Terapi Kursu Module B (Mastery Certification In Manual Therapy (Mcmmt), İstanbul, Aralık 2010(İzlenimci - Katılımcı Olarak)

7. KATILDIĞI KONGRELER

- Akdeniz Kinezyo Bantlama Kongresi, Ankara, Aralık 2017(İzlenimci - Katılımcı Olarak)
- Tüsad 39. Ulusal Kongresi Solunum 2017, Çeşme, Ekim 2017(Tebliğ / Bildiri Sunma (Poster, Sözlü v.b.))
- I.Uluslararası Sağlık Bilimleri Kongresi., Aydın, Haziran 2017(Tebliğ / Bildiri Sunma (Poster, Sözlü v.b.))

- Fizyoterapist Araştırma Görevlileri Sempozyumu (Fargös) 2017, Balçova, Mart 2017(Başkan Olarak Düzenleyici)
- Sporda Omuz Yaralanmalarında Güncel Yaklaşımlar, İzmir, Mayıs 2016(Davetli Konuşmacı Olma)
- Ululararası Katılımlı Ulusal Protrez-Ortez Kongresi, Ankara, Ekim 2015(İzlenimci - Katılımcı Olarak)
- Xv. Fizyoterapi'De Gelişmeler Sempozyumu, Ankara, Nisan 2014(Tebliğ / Bildiri Sunma (Poster, Sözlü v.b.))
- Sağlıkta İnovasyon: Üniversiteden Sanayiye, İzmir, Mayıs 2013(İzlenimci – Katılımcı Olarak)
- Iv. Ulusal Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Kongresi, Denizli, Mayıs 2013(Tebliğ / Bildiri Sunma(Poster, Sözlü v.b.))
- 1st European Conference On Evidence Based Aquatic Therapy, İzmir, Mart 2013(İzlenimci- Katılımcı Olarak)
- Uluslararası Katılımlı Yaşlı Bakım Modelleri ve Rehabilitasyon Turizmi Kongresi ve Iıı:
- Geriatrik Fizyoterapi Kongresi, İzmir, Kasım 2012(İzlenimci - Katılımcı Olarak)
- 1.Ulusal Diyabette Fizyoterapi Kongresi, İzmir, Aralık 2011(İzlenimci - Katılımcı Olarak)

8. YAYIN BİLGİLERİ

ISI indexine kayıtlı dergilerde yayınlanan	-
Diğer indexlere kayıtlı / Hakemli dergilerde yayınlanan	2
Indexlere kayıtlı / Hakemli konferans kitaplarında yayınlanan	1
Diğer yayınlar	22
TOPLAM	25