



HACETTEPE
ÜNİVERSİTESİ



FİZYOTERAPİ SEMİNERLERİ

2018-2

Editörler

Prof. Dr. Ayşe Karaduman

Prof. Dr. Özlem Ülger

Doç. Dr. Naciye Vardar Yağlı

Doç. Dr. Muhammed Kılınç

Doç. Dr. Selen Serel Arslan

ISBN: 978-605-88879-1-6

H.Ü.S.B.F. Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Yayınıdır.



"Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından desteklenmektedir."

Proje No: 013 D09 401 001-356

FİZYOTERAPİ SEMİNERLERİ
© 2018-2

H.Ü.S.B.F. Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Yayınıdır.

Dizgi ve Tasarım

Gözde KEMERÖZ USGURLU

gozde@uskur.com.tr

Uskur Yazılım

www.uskur.com.tr

ISBN

978-605-88879-1-6

Web Sitesi

www.fizyoterapiseminerleri.hacettepe.edu.tr

"Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından desteklenmektedir."

Proje No: 013 D01 401 001

EDİTÖRLER

Prof. Dr. Ayşe Karaduman
Doç. Dr. Özlem Ülger
Doç. Dr. Naciye Vardar Yağlı
Doç. Dr. Muhammed Kılınç
Doç. Dr. Selen Serel Arslan

DANIŞMA KURULU*

Prof. Dr. Tülin Düger
Prof. Dr. F. Gül Şener
Prof. Dr. Ayşe Karaduman
Prof. Dr. Hülya Arıkan
Prof. Dr. Nuray Kırdı
Prof. Dr. Fatih Erbahçeci
Prof. Dr. Filiz Can
Prof. Dr. Ayşe Livanelioğlu
Prof. Dr. Edibe Ünal
Prof. Dr. Türkan Akbayrak
Prof. Dr. Mintaze Kerem Günel
Prof. Dr. Kadriye Armutlu
Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay
Prof. Dr. Sibel Aksu Yıldırım
Prof. Dr. Zafer Erden
Prof. Dr. Nilgün Bek
Prof. Dr. Öznur Yılmaz
Prof. Dr. Deniz İnal İnce
Prof. Dr. Nezire Köse
Prof. Dr. Özlem Ülger
Prof. Dr. Akmer Mutlu
Doç. Dr. İrem Düzgün
Doç. Dr. Tüzün Fırat
Doç. Dr. Semra Topuz
Doç. Dr. Songül Atasavun Uysal
Doç. Dr. Sevil Bilgin
Doç. Dr. Çiğdem Ayhan
Doç. Dr. Melda Sağlam

Doç. Dr. Naciye Vardar Yağlı
Doç. Dr. Serap Özgül
Doç. Dr. Muhammed Kılınç
Doç. Dr. Hande Güney Deniz
Doç. Dr. Gürsoy Coşkun
Doç. Dr. Gizem İrem Kınıklı
Doç. Dr. İpek Alemdaroğlu
Doç. Dr. Numan Demir
Doç. Dr. Ebru Çalık Kütükcü
Doç. Dr. Gülcan Harput
Doç. Dr. Elif Turgut
Doç. Dr. Gözde Yağcı
Doç. Dr. Selen Serel Arslan
Yrd. Doç. Dr. Ayla Fil Balkan
Öğr. Gör. Aydın Meriç
Dr. Öğr. Üyesi Yeliz Salcı
Dr. Fzt. Hilal Hotaman Keklice
Dr. Fzt. Özgün Kaya Kara
Dr. Fzt. Aynur Demirel
Dr. Fzt. Ceren Orhan
Dr. Fzt. Ender Ayvat
Dr. Fzt. Pınar Kısacık

Fizyoterapi Seminerleri e-kitabı
mesleğimizin gelişmesine emek veren tüm fizyoterapistlere ithaf edilmiştir.

İÇİNDEKİLER

Robotlar 'Dengenin Geliştirilmesi Açısından' Alternatifimiz Olabilir mi?

Yrd. Doç. Dr. Gözde İYİGÜN.....1

Serebral Palside Tüm Vücut Vibrasyon Eğitimi

Uzm. Fzt. Gülsen SIRTBAŞ, Prof. Dr. Ayşe LİVANELİOĞLU..... 10

Aşamalı Motor İmgeleme Yaklaşımı

Fzt. Rıdvan Muhammed ADIN, Doç. Dr. Çiğdem AYHAN 17

Nörolojik Hastalıklarda Yorgunluk

Uzm. Fzt. Fatma AYVAT, Dr Fzt Ender AYVAT 24

Üst Motor Nöron Lezyonlarında Kaslarda Meydana Gelen Yapısal ve Fonksiyonel Değişiklikler

Hasan BİNGÖL, Hikmet KOCAMAN 32

Nöromusküler Hastalıklarda Pulmoner Rehabilitasyon

Uzm. Fzt. Cemile BOZDEMİR ÖZEL, Prof. Dr. Hülya ARIKAN..... 38

Fizyoterapi ve Rehabilitasyonda Kullanılan Sensör Sistemleri ve Çalışma Mekanizmaları

Uzm. Fzt. Mert DOĞAN, Doç. Dr. Muhammed KILINÇ..... 44

Komplet Spinal Kord Yaralanmalı Paraplejik Bir Hastada Nörofizyolojik ve Nörogelişimsel Fizyoterapi Yaklaşımlarının Kullanımı

Uzm. Fzt. MERİÇ S. ŞİPAL, Prof. Dr. A. AYŞE KARADUMAN 49

Ritmik İşitsel Uyarı Eğitiminin Hemiparetik Bir Hastanın Yürüyüşü ve Dengesi Üzerine Akut Etkileri

Uzm. Fzt. Kartal SELİCİ, Doç. Dr. Semra TOPUZ, Prof. Dr. Sibel AKSU YILDIRIM..... 57

İnme Sonrası Meydana Gelen Üst Ekstremitte Spastisitesinde Botulinum Toksin ile Birlikte Kullanılan Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Uygulamaları

Uzm. Fzt. Özge ONURSAL KILINÇ, Dr. Fzt. Ender AYVAT..... 63

Hastaya Özel Üretilen Plastik Ayak Bileği Ayak Ortezinin Yürüyüş ve Denge Parametreleri Üzerine Etkisi: Charcot Marie Tooth Tanılı Olgu

Uzm. Fzt. Şulenur YILDIZ, Prof. Dr. Nilgün BEK..... 70

Transtibial Amputelerde Yürüyüş ve Vaka Örneği

Uz. Fzt. Senem DEMİRDEL..... 76

Multipl Skleroz Tanılı Hastada Core Stabilizasyon Egzersizlerinin Gövde Pozisyon Duyusu İle Denge Üzerine Etkilerinin İncelenmesi: Olgu Sunumu

Uzm. Fzt. Merve AKÇİL BULGUROĞLU, Prof. Dr. A. Ayşe KARADUMAN..... 82

Robotlar ‘Dengenin Geliştirilmesi Açısından’ Alternatifimiz Olabilir mi?

Can Robots Be Our Alternative ‘In Terms of Improving Balance’?

Yrd. Doç. Dr. Gözde İyigün

Doğu Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

E-mail: gözde.iyigun@emu.edu.tr

ÖZET

Robotik yürüme eğitimi nörolojik hastalığı olan kişilerde denge geliştirilmesi açısından bazı yönlerden avantaj sağlarken bazı yönlerden de dezavantaj sağlayabilmektedir. Robotik cihazların kullanımı ile vücut ağırlığının kısmi olarak alınması dolayısıyla hastaların daha bağımsız olarak hareket edebilmesinin bir avantaj sağladığı vurgulanmaktadır. Fakat birçok cihazda serbestlik derecesinin limitlenmesi nedeniyle denge gelişimi açısından gerekli olan özellikle pelvisin frontal ve transvers düzlemdeki hareketlerin engellenmesi, bir ekstremiteden diğerine ağırlık aktarmanın azalmasına sebep olabilmektedir, ayrıca diğer düzlemlerde gerçekleştirilen hareketlerin engellenmesi sagittal düzlemde kompensatuar hareketlerin ortaya çıkmasına yol açabilmektedir. Vücut ağırlığı desteğinin sağlanması bazı durumlarda avantaj yaratırken hastanın aktif denge kontrolünün azalmasına sebep olabilmektedir. Yapılan çalışmalarda robotik yürüme eğitiminin denge gelişimi için etkili olduğu fakat çeşitli farklı fizyoterapi yöntemleri ile karşılaştırıldığında diğer yöntemlere göre daha fazla etkili olmadığı belirtilmektedir. Bu anlamda robotik eğitimin diğer fizyoterapi yöntemlerine yardımcı bir yöntem olarak kullanılması fizyoterapistlerin iş yükünün azaltılması açısından yarar sağlayabilecektir.

Anahtar kelimeler: Robot, yürüme, denge

ABSTRACT

Robotic gait training provides some advantages in terms of improving balance in people with neurological diseases despite providing some disadvantages. It is emphasized that with the use of robotic devices patients can move more independently due to partial weight bearing can be accepted as an advantage. However movements in the frontal and transverse plane of the pelvis which is necessary for the development of balance may be prevented in many devices due to limiting the degrees of freedom might lead to a decrease in weight transfer from one limb to the other, and limiting the movements in other planes may lead to compensatory movements in the sagittal plane. Providing body weight support may in some cases be advantageous and may lead to a decrease in the patient's active balance control. In the studies, it is stated that robotic gait training is effective for the development of balance but it is not more effective than other physiotherapy methods. The use of robotic training as an adjunct to other physiotherapy methods in this understanding may be beneficial in reducing the workload of physiotherapists.

Key words: Robot, gait, balance

1. GİRİŞ

‘Denge’ yerçekimi merkezini destek yüzeyi içerisinde tutabilmek için gerçekleştirilen postüral uyum olarak tanımlanmaktadır. ‘Stabilite’ düşmek amacıyla denge durumunu koruyabilme veya kaybedildiği takdirde tekrardan geri kazanabilme yeteneğidir. Yerçekimi merkezinin destek yüzeyinin dışına çıkması durumunda stabilitenin bozulma tehlikesi ile karşı karşıya kalan insan vücudu gravite kuvvetine zıt etki oluşturacak kas aktivitesi ile düşmeyi önleyebilmektedir (1, 2).

‘Postüral kontrol’ herhangi bir postürde veya aktivite sırasında denge durumunu korumak, kazanmak veya restore etmek için gerekli olan ön koşul olarak tanımlanmaktadır (3, 4). Postüral kontrol birçok sistemin birlikte çalışması ile gerçekleşen karmaşık bir beceridir. Postüral kontrolü sağlayabilmek için gerekli olan faktörler; duyu sistem (somatosensoriyal, görme ve vestibüler sistemler), motor sistem (eklem hareket açıklığı, kas tonusu, kas kuvveti, koordinasyon, stabilite limitleri, destek yüzeyi, ağırlık merkezi, postüral reaksiyonlar) ve kognitif işlemler (hafıza, bilinç, dikkat, motivasyon, hedefler, muhakeme, stratejiler oluşturma ve

uzaysal oryantasyon) olarak sayılabilmektedir (5-8).

Nörolojik hastalıklara sahip bireyler sensori-motor ve kognitif işlemlerin bir veya birkaç kısmında probleme sahip olabilmektedirler, bu nedenle denge ve postüral kontrol problemleri bu grup hastalarda sıklıkla karşılaşılan ve düşme riskinde artışa sebep olan bir durumdur. Bu durum hastalarda düşme korkusunun artması, kendine güven duygusunun azalması, bireysel otonominin azalması dolayısıyla sosyal aktivitelere katılımlarının azalması ile sonuçlanabilmektedir.

2. DENGİ EĞİTİMİ

Nörolojik hastalıklara sahip bireylerin denge fonksiyonlarının geliştirilmesi, düşme korkularının azaltılması, yürüme kalitelerinin artırılması, günlük yaşam aktivitelerine katılımlarının artırılması ve yaşam kalitelerinin geliştirilmesine yardımcı olmak amacıyla çeşitli denge rehabilitasyon yaklaşımları uygulanmaktadır.

Denge rehabilitasyonunda 'motor öğrenme' prensiplerinin kullanılması rehabilitasyon uygulamalarının başarısını artırmaktadır. Motor öğrenme temel olarak tedavide göreve yönelik hareketler kullanılarak hastaların tedaviye aktif katılımının sağlanmasının yanı sıra farklı çevresel şartlar sağlanarak bol tekrarlar içeren yoğun eğitim verilmesini içermektedir (9, 10).

Rehabilitasyon stratejileri, işleme dayalı 'bottom up' (aşağıdan yukarıya) ve performans dayalı 'top down' (yukarıdan aşağıya) yaklaşımları içermektedir. 'Bottom up' yaklaşımlar içerisinde dâhil edilebilecek nöroplastiksel yaklaşımlar temel olarak performansın artırılması amacıyla patolojinin altında yatan duyu ve motor defisitlerin iyileştirilmesini hedeflemektedir. 'Top down' yaklaşımlar ise katılımın artırılması amacıyla göreve yönelik olarak yapılan eğitimi ifade etmektedir (11, 12). Günümüzde rehabilitasyon uygulamaları görev ve yönelik aktiviteleri içerecek şekilde planlanıp hastaların katılımının artırılması hedeflenmektedir. Aşağıda denge ve yürüme rehabilitasyonunda kullanılan teknolojik sistemlerin avantaj ve dezavantajları sunulmuştur.

3. KİSMİ VÜCUT AĞIRLIĞI DESTEĞİ

3.1.YÜRÜME BANDI EĞİTİMİ

'Kısmi vücut ağırlığı destekli yürüme bandı eğitimi' teknolojinin rehabilitasyon alanında kullanılan güncel uygulamalarından biridir. Bu uygulama

ma göreve yönelik eğitim amacıyla fizyoterapistler tarafından nörolojik hastaların rehabilitasyonunda tercih edilen yöntemlerden biridir. Konvansiyonel yürüme eğitimi ile karşılaştırıldığında yürüme bandı ile daha yoğun bir eğitim verilebildiği belirtilmektedir. Buna göre, bir tedavi seansı içerisinde konvansiyonel yürüme eğitimi (50-100 adım /20 dakika) ile karşılaştırıldığında yürüme bandı ile yürüme eğitimi (1000 adım / 20 dakika) kullanıldığında daha fazla adım almanın mümkün olabileceği gösterilmiştir (13).

Kısmi vücut ağırlığı destekli yürüme bandı eğitimi ile alt ekstremitelerdeki afferent reseptörler aktive edilerek spinal kordda santral patern jeneratörlerinin eğitimi için gerekli olan duyuşal geribildirim sağlanmaktadır. Bu yöntem ile vücut ağırlığının simetrik olarak alt ekstremitelerden alınması ile çift destek periyodunun azalması, tek destek periyodunun uzaması, kompensatuar stratejilerin azalması ve dengenin geliştirilmesi amaçlanmaktadır. Hesse ve arkadaşları, dengenin geliştirilmesi amacıyla düşük vücut ağırlığı desteğinin kullanılmasıyla daha etkili olabileceğini ifade etmişlerdir. Buna göre tedavide denge gelişimi hedeflenmekte ise vücut ağırlığı desteğinin %30'dan az olması gerektiği vurgulanmaktadır (14).

3.2. ZEMİNDE YÜRÜME EĞİTİMİ

Daha sonraki dönemlerde vücut ağırlığının taşınması ile birlikte mobil olarak zeminde yürüme imkânı sağlayan teknolojiler geliştirilmiştir. Bu teknolojiler yürüme bandı ile karşılaştırıldığında fizyoterapistin hastaya daha rahat ulaşabilmesini sağlamaktadır. Bu amaçla kullanılan sistemlerden biri 'ZeroG' denge ve yürüme eğitimi sistemidir. ZeroG tavana asılan raylı bir sistem yardımı ile statik ve dinamik olarak vücut ağırlığı desteğinin alınabilmesini sağlamaktadır. Bu sistemin kullanımı vücut ağırlığı desteği ile birlikte yürüme, denge, oturma-kalkma ve merdiven çıkma-inme aktivitelerinin çalışılabilmesine imkân sağlamaktadır. Fakat raylı sistemle hastalar sadece belirli doğrultularda hareket edebilmekte ve ilerledikçe hızları sürekli değişmektedir (15).

4. ROBOTLAR

4.1.AMBULATÖR ROBOTLAR

Ambulatör robotlar hastalara mobil olarak zeminde yürüme imkânı sağlayabilen teknolojilerdendir. Statik yürüme eğitimine alternatif olarak geliştirilen bu mobil robotik cihazlar ile hastalara vücut ağırlığı taşınarak yerde yürüme olanağı verilebilmektedir.

4.1.1. KineAssist (Kinea Design LLC, ABD): Mobil bir tabana sahip olan bu sistem ile hastalara aynı zamanda kısmi vücut desteği de sağlamaktadır. Gövde ve pelvis mekanizmaları hastanın gövdesinin her yöndeki hareketlerine izin verirken hastayı yavaşlatabilme ve durdurabilme özelliğine sahiptir. Bu dizayn denge eğitimi açısından hastanın kendini daha fazla güvende hissedebilmesini sağlar.

4.1.2. WalkTrainer (Swortec SA, İsviçre): Hastanın hareketlerini takip eden bir motor ve pelvis hareketlerine 6 serbestlik derecesinde (6 DOF) kontrol sağlayan paralel robotik bir yapıya sahiptir. Cihaz dizayn olarak kalçanın abduksiyon yönündeki hareketine engel olmaktadır, bu nedenle yürüme sırasında dengenin eğitilmesi oldukça güçtür.

4.1.3. Hybrid Assistive Limb - HAL (Cyberdyne Inc, Japonya): Rehabilitasyon alanı haricinde ağır işlerde kullanılmak üzere dizayn edilen bu giyilebilen robotun farklı versiyonları (tüm vücut, çift bacak ve tek bacak) bulunmaktadır. Elektrikli motorlar tarafından çalıştırılan bir dış-iskelet yapıya sahip olması sebebiyle gövde ve pelvis üzerinde yeterli destek sağlanamamaktadır. Bu sebeple, şiddetli etkilenimi olan hastalarda kullanımı uygun değildir (16, 17, 18).

4.2. DIŞ-İSKELET ROBOTLAR

Kısmi vücut ağırlığı destekli yürüme bandı eğitimi fizyoterapistler için oldukça zorlayıcı bir yöntemdir. Genel olarak askı sistemi ile kısmi vücut ağırlığı desteği sağlanırken en az iki fizyoterapist hastanın yürüme bandı üzerinde doğru yönlendirilmesini sağlamaktadır. Dış-iskelet sistemler fizyoterapistlerin iş yükünü azaltabilmek amacıyla kısmi vücut ağırlığı destekli yürüme bandı eğitiminin otomatize edildiği sistemlerdir.

4.2.1. Lokomat (Hocoma, İsviçre): Yürüme bandı, kısmi vücut ağırlığı desteği ve robotik yürüme ortezinden oluşmaktadır. Yürüme ortezi, yürüme bandının hızı ile senkronize bir şekilde çalışmaktadır. Yürüme ortezi yürüme sırasında her iki kalçanın ve dizin sagittal düzlemdeki hareketlerini yönlendiren bilgisayara bağlı olan motorlar tarafından kontrol edilmektedir. Bu sistemin frontal ve transvers düzlemde aktivasyona sahip olmaması, dengenin geliştirilmesi açısından bir limitasyon oluşturmaktadır. Bir başka limitasyon ise bu sistemin hastanın hareketlerine çok büyük oranda yardım etmesi nedeniyle istemli kontrol ve aktif katılımın engellenmesidir (16).

4.2.2. AutoAmbulator (Motorika, ABD): Yürüme bandı, kısmi vücut ağırlığı desteği ve robotik

kollardan oluşmaktadır. Lateral olarak yerleştirilmiş robotik kollar yürüyüş paterni boyunca yönlendirme sağlamak amacıyla hastanın alt ekstremitelerine (uyluk ve ayak bileği) yerleştirilmektedir. Bu sistem de Lokomat sistemi gibi tek bir düzlemde (sagittal) harekete izin vermektedir ve yürüme trajektörü üzerinde hastanın etkisi oldukça azdır, bu nedenle bu sistem de anlamlı denge eğitimi engellemektedir (16,17).

4.2.3. Lower extremity powered exoskeleton (LOPES): Henüz ticari amaçla kullanılmayan bu sistem yürüme bandı ve robotik yürüme ortezini içermektedir. Bu sistem pelvisin translasyonel hareketlerine ve kalçanın hem sagittal hem de frontal düzlemdeki hareketlerine izin vermektedir (16,18).

4.2.4. Active Leg exoskeleton (ALEX): Günümüzde ticari kullanımı olmayan bu sistem yürüme bandı ve robotik yürüme ortezini içermektedir. Kalça, diz ve ayak bileğinin sagittal ve frontal düzlemindeki hareketlere izin veren sistem, sadece sagittal düzlem hareketlerini aktif olarak kontrol etmektedir. Ayrıca gövde için 4 serbestlik derecesi (4 DOF) vardır (16-18).

4.2.5. Actuated compliant robotic orthosis (ALTACRO): Yürüme bandı ve robotik yürüme ortezinden oluşan bu sistemin günümüzde ticari kullanımı yoktur. Bu sistem, linear hareket kontrolü sağlamak için pnömatik yapay kasları kullanmaktadır, fakat sadece diz hareketlerine aktif yardım sağlamaktadır (16, 17, 18).

4.3. SON EFEKTÖR ROBOTLAR

Dış-iskelet robotlara alternatif olarak geliştirilen son efektör robotlar yürüyüş trajektörleri yaratmak amacıyla alt ekstremiteleri yönlendiren ayak pedallarını içermektedir. Hastaların ayakları programlandırılabilen iki ayak pedalı içerisine yerleştirilerek farklı yürüme paternleri simüle edilebilmektedir.

4.3.1. Gait Trainer (Reha-Stim, Almanya): Kısmi vücut ağırlığı desteği ve programlanabilen ayak pedallarını içermektedir. Vücut ağırlığı desteği sağlayan askı sistemi ağırlık merkezinin vertikal ve lateral hareketlerini kontrol edebilirken ayak pedalları yürüyüşün sallanma ve duruş fazlarını simüle etmektedir.

4.3.2. G-EO Systems (Reha Technologies, İngiltere): Kısmi vücut ağırlığı desteği ve programlanabilen ayak pedallarını içermektedir. Pelvis ve alt ekstremita hareketlerinin belirli bir trajektörde yönlendirilebildiği bu sistemler yerde yürümenin yanı sıra merdiven inme ve çıkma da simüle edilebilmektedir.

4.3.3. LokoHelp (LokoHelp Group, Almanya): Yürüme bandı, kısmi vücut ağırlığı desteği ve ayak pedallarını içermektedir. Alt ekstremitte ortez sistemi eksternal bir parça tarafından değil yürüme bandı tarafından hareket ettirilmektedir. Bu sistem ile ayaklar belirli bir trajektörü takip etmektedir, fakat pelvisi yönlendiren herhangi bir parça mevcut değildir.

4.3.4. Haptic Walker: Kısmi vücut ağırlığı desteği ve programlanabilen ayak pedallarını içermektedir. Bu sistem yavaş ve düzgün trajektörde (düz zeminde ve merdiven inme-çıkma) yürümenin yanı sıra daha yüksek düzeyde dinamikler gerektiren (pürüzlü ve kaygan yüzeylerde) yürüyüşlerin de simüle edilebilmesine de imkan sağlamaktadır.

4.3.5. Gait Master: Programlanabilen ayak pedallarını içermektedir. Hareket platformlarına bağlı olan ayak pedalları hastanın ayaklarını yürüme simülasyonu amacıyla öne doğru veya merdiven inme ve çıkma simülasyonu için yukarıya ve aşağıya doğru hareket ettirir (16, 17, 18).

5. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

Teknolojinin hızla gelişmekte olduğu bu zamanda teknolojinin rehabilitasyon alanına da girmesi elbette ki kaçınılmazdır. Hızla gelişen çeşitli teknolojik cihazlar güvenilir ve etkili kullanım elde etmek amacıyla birçok bilimsel araştırmada yerini almıştır. Literatür robotik cihazlar ile yapılan çalışmalar açısından oldukça zengin olmasına rağmen robotik cihazlar ile denge gelişiminin araştırılması biraz sığ kalmıştır. Çeşitli nörolojik hastalıklarda denge gelişiminin incelendiği çalışmaların birçoğunda denge ikincil değerlendirme yöntemleri arasında yer almaktadır. Aşağıda bu konuda literatürde daha geniş yer kaplayan inme, spinal kord yaralanmaları, multipl skleroz ve Parkinson hastalığında robotik yürüme eğitiminin denge gelişimi üzerindeki etkileri tartışılacaktır.

5.1. İNME

5.1.1. DIŞ-İSKELET ROBOTLAR VE DENGELİŞİMİ:

Literatür araştırmaları sonucunda inme hastalarında dışiskelet robotları kullanarak yürüme eğitimi veren 8 randomize kontrollü çalışma (RKÇ) bulunmuştur (19-26). Bu çalışmalarda dışiskelet robot olarak 6 RKÇ'da Lokomat (19-24), 1 RKÇ'da AutoAmbulator (25) ve 1 RKÇ'da Hybrid Assistive Limb (26) kullanılmıştır. (Tablo 1)

Dışiskelet robotlar ile yürüme eğitimi ve diğer yöntemlerin karşılaştırıldığı 8 RKÇ'nın 7'sinde tedavi sonrası her iki eğitim yöntemiyle denge açısından gelişme elde edildiği belirtilirken (20-26) sadece bir çalışmada (19) tedavi sonrası her iki grupta da herhangi bir gelişme kaydedilmediği belirtilmiştir.

Dışiskelet robotlar ile yürüme eğitimi ve diğer yöntemlerin karşılaştırıldığı 8 RKÇ'nın 7'sinde uygulanan tedavi sonrası iki grup arasında herhangi bir fark olmadığı belirtilirken (19-22,24-26) sadece bir çalışmada (23) dışiskelet ile robotik yürüme eğitiminin denge üzerinde daha etkili olduğu belirtilmiştir.

5.1.2. SON EFEKTÖR ROBOTLAR VE DENGELİŞİMİ:

İnme hastalarında son efektör robotları kullanarak yürüme eğitimi veren 5 RKÇ ile karşılaşılmıştır (27-31). Bu çalışmaların tümünde son efektör robot olarak Gait Trainer (GT) kullanılmıştır (Tablo 2).

Son efektör robotlar ile yürüme eğitimi ve diğer yöntemlerin karşılaştırıldığı 5 RKÇ'nın 4'ünde tedavi sonrası her iki eğitim sonucunda dinamik dengenin geliştiği (27, 29-31) belirtilirken sadece 1 RKÇ'da (28) statik denge değerlendirilmiş bu çalışmada tedavi sonrası her iki grupta da herhangi bir gelişme elde edilmediği belirtilmiştir.

Son efektör robotlar ile yürüme eğitimi ve diğer yöntemlerin karşılaştırıldığı tüm çalışmalarda tedavi sonrası iki yöntem arasında herhangi bir fark olmadığı bildirilmiştir.

Mehrholz ve arkadaşlarının inme hastalarında dışiskelet robotlar ile son efektör robotları karşılaştırdıkları çalışmada denge gelişimi açısından son efektör robotların dış-iskelet robotlara göre daha etkili olduğu ortaya konmuştur. Bu çalışmada son efektör cihazların hastalara özgür bir şekilde diz ekstansiyonu sağlama olanağı vermekte olduğunu ve bu cihazlar ile denge sağlamanın daha zorlayıcı (askı sisteminin ayarlanma şekli ve barları tutmaya bağlı olarak değişebilmekte) olması nedeniyle dışiskelet robotlara göre denge eğitimi açısından avantaj sağladıkları belirtilmektedir (32).

Tablo 1: İnmeli hastalarda dış-iskelet robotlarla yapılan çalışma sonuçları

	ÇALIŞMA GRUBU	KONTROL GRUBU	DENGE ÖLÇÜMÜ	SONUÇ
Hornby, 2008 (19)	Lokomat Kronik N=24 Süre: 30 dk Frekans: - g/ -h/ 12 s	Manual VAD Kronik N=24 Süre: 30 dk Frekans: -g/ -h/ 12 s	BDS	Grup içi: gelişme yok Gruplar arası: fark yok
Schwartz, 2009 (20)	Lokomat + Konvansiyonel Fizyoterapi Subakut N=37 Süre: 30 dk Frekans: 3 g/ 6h/ 18 s	Konvansiyonel Fizyoterapi Subakut N=37 Süre: 30 dk Frekans: 3 g/ 6h/ 18 s	SKYT	Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark yok
Westlake, 2009 (21)	Lokomat Kronik N=8 Süre: 30 dk Frekans: 3 g/ 4h/ 12 s	Manual VAD Kronik N=8 Süre: 30 dk Frekans: 3 g/ 4h/ 12 s	BDS	Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark yok
Hidler, 2009 (22)	Lokomat Subakut N=33 Süre: 45 dk Frekans: 3 g/ 8-10 h/24 s	Denge + NEH + yürüme eğitimi Subakut N=30 Süre: 45 dk Frekans: 3 g/ 8-10 h/24 s	BDS	Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark yok
Uçar, 2014 (23)	Lokomat Kronik N=11 Süre: 30 dk Frekans: 5 g/ 2 h/ 10 s	Konvansiyonel Fizyoterapi Kronik N=11 Süre: 30 dk Frekans: 5 g/ 2 h/ 10 s	SKYT	Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark var (L)
Dündar, 2014 (24)	Lokomat + Konvansiyonel Fizyoterapi Subakut + Kronik N=36 Süre: dk Frekans: 2-3 g/ 10 h/ 30 s	Konvansiyonel Fizyoterapi Subakut + Kronik N=71 Süre: dk Frekans: 3 g/ 10 h/ 30 s	BDS	Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark yok
Fisher, 2011 (25)	AutoAmbulator + Yürüme eğitimi Subakut N=10 Süre: 60dk Frekans: 3g/ 6-8h/ 24 s	Yürüme eğitimi Subakut N=10 Süre: 60 dk Frekans: 3 g/ 6-8h/ 24 s	TDT	Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark yok
Watanabe, 2014 (26)	Hybrid Assistive Limb Subakut N=11 Süre: 20 dk Frekans: 3 g/ 4h/ 12 s	Konvansiyonel yürüme eğitimi Subakut N=11 Süre: 20 d Frekans: 3 g/ 4h/ 12 s	SKYT	Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark yok

Tablo 2: İnmeli hastalarda son-efektör robotlarla yapılan çalışmaların sonuçları

	ÇALIŞMA GRUBU	KONTROL GRUBU	DENGE ÖLÇÜMÜ	SONUÇ
Peurala, 2005 (27)	Gait Trainer + FES Kronik N= 15 Süre: 20 dk Frekans: 5 g/3 h/ 15 seans	Yürüme eğitimi Kronik N= 15 Süre: 20 dk Frekans: 5 g/3 h/ 15 seans	FP- Statik denge FP- Dinamik denge	Grup içi: gelişme yok Gruplar arası: fark yok Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark yok
Tong, 2006 (28)	Gait Trainer + FES Subakut N=15 Süre: 20 dk Frekans: 5 g/4 h/ 20 seans	Bobath + PNF Subakut N=20 Süre: 20 dk Frekans: 5 g/4 h/ 20 seans	BDS	Grup içi: gelişme yok Gruplar arası: fark yok
Dias, 2007 (29)	Gait Trainer Kronik N= 20 Süre: 20 dk Frekans: 5 g/5 h/ 25 seans	Bobath denge + yürüme eğitimi Kronik N=20 Süre: 20 dk Frekans: 5 g/5 h/ 25 seans	BDS	Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark yok
Ng, 2008 (30)	Gait Trainer + FES Subakut N= 17 Süre: 20 dk Frekans: 5 g/4 h/ 20 seans	Yürüme eğitimi Subakut N= 21 Süre: 20 dk Frekans: 5 g/4 h/ 20 seans	BDS	Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark yok
Skvortsova, 2008 (31)	Gait Trainer + Kineziterapi Akut N= 30 Süre: - dk Frekans: -g/- h/ 18-20 seans	Kineziterapi Akut N= 20 Süre: - dk Frekans: - g/- h/ 18-20 seans	BDS	Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark yok

5.2. SPİNAL KORD YARALANMALARI DIŞİSKELET VE SON EFEKTÖR ROBOTLAR VE DENGE GELİŞİMİ

Spinal kord yaralanması geçirmiş olan hastalarda son efektör robotları kullanarak yürüme eğitimi veren hiç çalışma bulunamazken dışiskelet robotları kullanan 2 RKÇ ile karşılaşılmıştır (33,34). Bu çalışmaların her ikisinde de dış-iskelet robot olarak Lokomat kullanılmıştır. Dış-iskelet robot ile yürüme eğitimi ve tedavi verilmeyen kontrol grubunun karşılaştırıldığı her iki çalışmada da robotik yürüme eğitimi grubunda dengenin geliştiği gözlenmiştir (Tablo 3).

5.3. MULTİPL SKLEROZ DIŞİSKELET VE SON EFEKTÖR ROBOTLAR VE DENGE GELİŞİMİ

Multipl Skleroz hastalarında dış-iskelet robotları kullanan 3 RKÇ (35-37) bulunurken son efektör robotları kullanarak yürüme eğitimi veren 1 RKÇ (38) ile karşılaşılmıştır. Son efektör robot kullanan çalışmada Gait Trainer ile eğitim verilirken, diğer 3 çalışmada dış-iskelet robot olarak Lokomat kullanılmıştır (Tablo 3).

Dış-iskelet robotlar ile yürüme eğitimi ve diğer yöntemlerin karşılaştırıldığı 2 RKÇ'nin birinde tedavi sonrası her iki eğitim yöntemi ile dengenin geliştiği belirtilirken (37), diğerinde ise tedavi sonrası her iki grupta da herhangi bir gelişme kaydedilmediği belirtilmiştir (36). Bu iki çalışmada tedavi sonrası iki grup arasında herhangi bir fark olmadığı belirtilirken dış-iskelet robotik yürüme eğitimi ve tedavi verilmeyen kontrol grubu ile karşılaştırıldığında dengenin daha fazla geliştiği belirtilmektedir (35).

Son efektör robotlar ile yürüme eğitimi ve diğer yöntemlerin karşılaştırıldığı 1 RKÇ'da tedavi sonrası her iki eğitim sonucunda dengenin geliştiği fakat tedavi sonrası iki grup arasında herhangi bir fark olmadığı bildirilmiştir (38).

5.4.PARKİNSON DIŞİSKELET VE SON EFEKTÖR ROBOTLAR VE DENGE GELİŞİMİ

Parkinson hastalarında dışiskelet robotları kullanarak yürüme eğitimi veren çalışma bulunmazken son efektör robotları kullanan 2 RKÇ ile karşılaşılmıştır (39,40). Bu çalışmaların hepsinde de

son efektör robot olarak Gait Trainer kullanılmıştır (Tablo 3).

Son efektör robotlar ile yürüme eğitimi ve diğer yöntemlerin karşılaştırıldığı 2 RKÇ'da tedavi sonrası her iki eğitim sonucunda da denge

arttığı belirtilirken, tedavi sonrası iki grup karşılaştırıldığında bir çalışmada son efektör robotik eğitimin daha etkili olduğu (39) belirtilirken diğer çalışmada iki grup arasında herhangi bir fark olmadığı bildirilmiştir (40).

Tablo 3: Spinal kord yaralanmalı, multiple sklerozlu ve Parkinsonlu hastalarda son efektör ve dış iskelet tipi robotik cihazlarla verilen yürüme eğitimlerinin sonuçları

		ÇALIŞMA GRUBU	KONTROL GRUBU	DENGE ÖLÇÜMÜ	SONUÇ
SKY	Varoqui, 2014 (33)	Lokomat iSKY N= 15 Süre: 45 dk Frekans: 3 g/4 h/ 12 seans	- iSKY N= - Süre: - Frekans: -	SKYT	Gruplar arası: fark var (L)
	Niu, 2014 (34)	Lokomat iSKY N=20 Süre: 45 dk Frekans: 3 g/4 h/ 12 seans	- iSKY N=- Süre: - Frekans:	SKYT	Gruplar arası: fark var (L)
MS	Ruiz, 2013 (35)	Lokomat + Konvansiyonel VAD N= 4 Süre: 20 + 20 dk Frekans: 2 g/8 h/ 16 seans	- N=3 Süre: - Frekans: -	FUT	Gruplar arası: fark var (L)
	Straudi, 2013 (36)	Lokomat EDSS: 4.5-6.5 N= 8 Süre: - dk Frekans: 2 g/6 h/ 12 seans	Konvansiyonel Fizyoterapi EDSS: 4.5-6.5 N= 8 Süre: - dk Frekans: 2g/6 h/ 12 seans	SKYT	Grup içi: gelişme yok Gruplar arası: fark yok
	Schwartz, 2012 (37)	Lokomat EDSS: 5-7 N= 15 Süre: 30 dk Frekans: 2g/4 h/ 12 seans	Konvansiyonel yürüme eğitimi EDSS: 5-7 N= 15 Süre: 30 dk Frekans: 2g/4h/ 12 seans	BDS	Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark yok
	Gandolfi, 2014 (38)	Gait Trainer EDSS: 1.5-6.5 N= 12 Süre: 50 dk Frekans: 2g/6 h/ 12 seans	Duyusal entegrasyon eğitimi EDSS: 1.5-6.5 N= 10 Süre: 50 dk Frekans: 2g/6 h/ 12 seans	BDS DOT	Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark yok
PH	Picelli, 2012 (39)	Gait Trainer H&Y: 3-4 N= 17 Süre: 40 dk Frekans: 3 g/4 h/ 12seans	Fizyoterapi eğitimi H&Y: 3-4 N= 17 Süre: 40 dk Frekans: 3 g/4 h/ 12seans	BDS Nutt Test SKYT	Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark var (GT)
	Picelli, 2014 (40)	Gait Trainer H&Y: 3 N= 33 Süre: 45 dk Frekans: 3 g/4 h/ 12seans	Denge eğitimi H&Y: 3 N= 33 Süre: 45 dk Frekans: 3 g/4 h/ 12seans	BDS SKYT	Grup içi: gelişme var Gruplar arası: fark yok

6. TARTIŞMA

Robotik uygulamalar hastalara gerekli durumda yardım veya direnç sağlayan, bol tekrarlı ve yoğun eğitim imkânı sağlayan, geri bildirim veren, performansın objektif olarak ölçümünü sağlayan, motive edici, güvenli bir ortamda tutarlı bir eğitim verebilen yöntemlerdir fakat bununla birlikte bazı dezavantajları da mevcuttur. Öncelikle pahalı ve oldukça fazla yer kaplayan bu cihazların de-mode olma riski fazladır. Daha sonrasında ise bu cihazların kullanımı ile motor öğrenme açısından çok önemli olan farklı çevresel şartlarda ve farklı trajektörlerde eğitim verme pek mümkün olamadığı gibi hastaların hata yapmasına izin vermemesi nedeniyle de öğrenmeyi olumsuz etkileyebilmektedir.

Denge eğitimi açısından değerlendirildiğinde robotik cihazların kullanımı ile vücut ağırlığının kısmi olarak alınması dolayısıyla hastaların gravitenin etkisinden daha bağımsız olarak hareket edebilmesinin bir avantaj sağladığı görülmektedir. Fakat birçok cihazda serbestlik derecesinin limitlenmesi nedeniyle denge gelişimi açısından gerekli olan özellikle pelvisin frontal ve transvers düzlemdeki hareketlerin engellenmesi, bir ekstremiteden diğerine ağırlık aktarmanın azalmasına sebep olabilmektedir. Ayrıca diğer düzlemde gerçekleştirilen hareketlerin engellenmesi sagittal düzlemde kompensatuar hareketlerin ortaya çıkmasına yol açabilecektir. Vücut ağırlığı desteğinin sağlanması bazı durumlarda avantaj yaratırken, desteğin fazla olması durumunda hastanın aktif denge kontrolünün azalmasına sebep olabilmektedir. Buna ek olarak, vücut ağırlığı desteği için kullanılan gövde aparatı pelvis ve toraksın intersegmental koordinasyonun bozulması ve kol salınımının azalmasına yol açabilecek bu durum gövde üzerindeki açıl momentumun artması ile sonuçlanabilmektedir.

7. SONUÇ

Robotik yürüme eğitimi nörolojik hastalığı olan kişilerde bazı yönlerden avantaj sağlarken bazı yönlerden de dezavantaj sağlayabilmektedir. Literatür taramaları sonucunda yapılan çalışmalarda robotik yürüme eğitiminin denge gelişimi için etkili olduğu fakat çeşitli farklı fizyoterapi yöntemleri ile karşılaştırıldığında diğer yöntemlere göre daha fazla etkili olmadığı, diğer yöntemlerle benzer sonuçlar elde edildiği görülmüştür. Robotik eğitimin diğer fizyoterapi yöntemlerine bir alternatif olarak değil de yardımcı bir yöntem olarak kullanılmasının fizyoterapistlerin iş yükünün azaltılması açısından rehabilitasyonda daha gerçekçi bir hedef yaratılabileceği düşünülmektedir. Bu konuda birincil değerlendirme yöntemi olarak den-

genin ölçüldüğü robotik yürüme eğitimi verilen daha kapsamlı araştırmalara ihtiyaç vardır.

8. TEŞEKKÜR

Türkiye Fizyoterapistler Derneği bünyesinde gerçekleştirilen 3. Nörolojik Fizyoterapi Sempozyumunun düzenlenmesinde emeği geçen Nöroloji Alt Grubu Koordinatörü Doç. Dr. Birgül Balcı, koordinatör yardımcısı Yrd. Doç. Dr. Muhammed Kılınç ve ev sahipliğini gerçekleştiren Doç. Dr. Arzu Güçlü Gündüz'e teşekkür ederim.

9. KAYNAKLAR

- 1- Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? Clin Rehabil. 2000; 14:402-406.
- 2- Horak FB. Clinical measurement of postural control in adults. Phys Ther. 1987; 67:1881-1885.
- 3- Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams J, Gayton D. Measuring balance in the elderly; preliminary development of an instrument. Physiother Can. 1989; 41:304-311.
- 4- King MB, Judge JO, Wolfson L. Functional base of support decreases with age. J Gerontol. 1994; 49: M258-263.
- 5- Maki BE, McIlroy WE. The role of limb movements in maintaining upright stance: the 'change in support' strategy. Phys Ther. 1997; 77:488-507.
- 6- Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: Theory and practical applications. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins. 2001.
- 7- Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Age and aging. 2006; 35:S2:ii7-ii11.
- 8- Oliveira CB, Medeiros IRT, Frota NAF, Grefers ME, Conforto AB. Balance control in hemiparetic stroke patients: Main tools for evaluation. Journal of Rehabilitation Research & Development. 2008; 45(8):1215-1226.
- 9- Takeuchi N, Izumi S. Rehabilitation with Poststroke Motor Recovery: A Review with a Focus on Neural Plasticity. Stroke Research and Treatment. 2013; 13:1-13.
- 10- Hubbard JJ, Parsons MW, Neilson C, Carey LM. Task-specific training: evidence for and translation to clinical practice. Occup Ther Int. 2009; 16(3-4):175-89.
- 11- Novak I, McIntyre S, Morgan C, Campbell L, Dark L, Morton N, et al. A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: state of the evidence. Developmental Medicine & Child Neurology. 2013; 55(10):885-910.
- 12- Belda-Lois JM, Horno SM, Bermejo-Bosch I, Moreno JC, Pons JL, Farina D, et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. J Neuroeng Rehabil. 2011; 8: 66.
- 13- Hesse S, Werner C. Partial body weight supported treadmill training for gait recovery following stroke. Adv. Neurol. 2003; 92: 423-8.
- 14- Hesse S, Helm B, Krajnik J, Gregoric M, Mauritz KH. Treadmill training with partial body weight support: influence of body weight release on the gait of hemiparetic patients. Neurorehabil Neural Repair. 1997; 11(1): 15-20.

- 15- Hidler J, Brennan D, Black I, Nichols D, Brady K, Nef T. ZeroG: overground gait and balance training system. *J Rehabil Res Dev.* 2011; 48(4):287-98.
- 16- Diaz I, Gil JJ, Sanches E. Lower limb robotic rehabilitation: Literature review and challenges. *Journal of Robotics.* 2011; 759764:1-11.
- 17- Cao J, Xie SQ, Das R, Zhu GL. Control strategies for effective robot assisted gait rehabilitation: The state of art and future prospects. *Medical Engineering & Physics.* 2014; 36: 1555-1566.
- 18- Pennycott A, Wyss D, Vallery H, Klamroth-Marganska V, Riener R. Towards more effective robotic gait training for stroke rehabilitation: a review. *Journal of Neuroengineering & Rehabilitation.* 2012; 9(65):1-13.
- 19- Hornby TG, Campbell DD, Kahn JH, Demott T, Moore JL, Roth HR. Enhanced gait-related improvements after therapist-versus robotic-assisted locomotor training in subjects with chronic stroke: a randomized controlled study. *Stroke.* 2008; 39(6):1786-92.
- 20- Schwartz I, Sajin A, Fisher I, Neeb M, Shochina M, Katz-Leurer M, Meiner Z. The effectiveness of locomotor therapy using robotic-assisted gait training in subacute stroke patients: a randomized controlled trial. *PMR.* 2009; 1(6):516-23.
- 21- Westlake KP, Patten C. Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke. *J Neuroeng Rehabil.* 2009; 6:18.
- 22- Hidler J, Nichols D, Pelliccio M, Brady K, Campbell DD, Kahn JH, Hornby TG. Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the Lokomat in subacute stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 2009; 23(1):5-13.
- 23- Uçar DE, Paker N, Buğdaycı D. Lokomat: a therapeutic chance for patients with chronic hemiplegia. *NeuroRehabilitation.* 2014; 34(3):447-53.
- 24- Dündar U, Toktas H, Solak O, Ulasli AM, Eroglu S. A comparative study of conventional physiotherapy versus robotic training combined with physiotherapy in patients with stroke. *Top Stroke Rehabil.* 2014; 21(6):453-61.
- 25- Fisher S, Lucas L, Thrasher TA. Robot-assisted gait training for patients with hemiparesis due to stroke. *Top Stroke Rehabil.* 2011; 18(3):269-76.
- 26- Watanabe H, Tanaka N, Inuta T, Saitou H, Yanagi H. Locomotion improvement using a hybrid assistive limb in recovery phase stroke patients: a randomized controlled pilot study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2014; 95(11):2006-12.
- 27- Peurala SH, Tarkka IM, Pitkänen K, Sivenius J. The effectiveness of body weight-supported gait training and floor walking in patients with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 86(8):1557-64.
- 28- Tong RK, Ng MF, Li LS. Effectiveness of gait training using an electromechanical gait trainer, with and without functional electric stimulation, in subacute stroke: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006; 87(10):1298-304.
- 29- Dias D, Lains J, Pereira A, Nunes R, Caldas J, Amaral C, et al. Can we improve gait skills in chronic hemiplegics? A randomised control trial with gait trainer. *Eura Medico-physics.* 2007; 43(4):499-504.
- 30- Ng MF, Tong RK, Li LS. A pilot study of randomized clinical controlled trial of gait training in subacute stroke patients with partial body-weight support electromechanical gait trainer and functional electrical stimulation: six-month follow-up. *Stroke.* 2008; 39(1):154-60.
- 31- Skvortsova VI, Ivanova GE, Kovrazhkina EA, Rumiantseva NA, Staritsyn AN, Suvarov Alu, Sogomonian, EK. The use of a robot-assisted gait trainer GT1 in patients in the acute period of cerebral stroke: a pilot study. *Zh Nevrol Psikhiatr Im S S Korsakova.* 2008; 23:28-34.
- 32- Mehrholz J, Pohl M. Electromechanical-assisted gait training after stroke: A systematic review comparing end-effector and exoskeleton devices. *J Rehabil Med.* 2012; 44:193-199.
- 33- Varoqui D, Niu X, Mirbagheri MM. Ankle voluntary movement enhancement following robotic-assisted locomotor training in spinal cord injury. *J Neuroeng Rehabil.* 2014; 11:46.
- 34- Niu X, Varoqui D, Kindig M, Mirbagheri MM. Prediction of gait recovery in spinal cord injured individuals trained with robotic gait orthosis. *J Neuroeng Rehabil.* 2014; 11:42.
- 35- Ruiz J, Labas MP, Triche EW, Lo AC. Combination of robot-assisted and conventional body-weight-supported treadmill training improves gait in persons with multiple sclerosis: a pilot study. *J Neurol Phys Ther.* 2013; 37(4):187-93.
- 36- Straudi S, Benedetti MG, Venturini E, Manca M, Foti C, Basaglia N. Does robot-assisted gait training ameliorate gait abnormalities in multiple sclerosis? A pilot randomized-control trial. *NeuroRehabilitation.* 2013; 33(4):555-63.
- 37- Schwartz I, Sajin A, Moreh E, Fisher I, Neeb M, Forest A, et al. Robot-assisted gait training in multiple sclerosis patients: a randomized trial. *Mult Scler.* 2012; 18(6):881-90.
- 38- Gandolfi M, Geroi C, Picelli A, Munari D, Waldner A, Tamburin S, et al. Robot-assisted vs. sensory integration training in treating gait and balance dysfunctions in patients with multiple sclerosis: a randomized controlled trial. *Front Hum Neurosci.* 2014; 22(8):318.
- 39- Picelli A, Melotti C, Origano F, Waldner A, Gimigliano R, Smania N. Does robotic gait training improve balance in Parkinson's disease? A randomized controlled trial. *Parkinsonism Relat Disord.* 2012; 18(8):990-3.
- 40- Picelli A, Melotti C, Origano F, Neri R, Verzè E, Gandolfi M, et al. Robot-assisted gait training is not superior to balance training for improving postural instability in patients with mild to moderate Parkinson's disease: a single-blind randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2015; 29(4):339-47.

Serebral Palside Tüm Vücut Vibrasyon Eğitimi

Whole Body Vibration Training in Cerebral Palsy

Uzm. Fzt. Gülsen SIRTBAŞ, Prof. Dr. Ayşe LİVANELİOĞLU

Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

E-mail: gulsensirtbas@hacettepe.edu.tr

ÖZET

Serebral Palsi (SP), gelişmekte olan beyinde meydana gelen ilerleyici olmayan bozukluklarla karakterize, aktivite ve katılım kısıtlılıklarına sebep olan bir grup kalıcı postür ve hareket bozukluğudur. SP'deki motor bozukluklara sıklıkla duysal, algısal, kognitif, iletişim ve davranışsal bozukluklar, epilepsi ve sekonder oluşan kas iskelet problemleri eşlik eder. SP'li bireylerde fonksiyonelliği geliştirmek ve korumak amacıyla çeşitli fizyoterapi modaliteleri kullanılmaktadır. Son yıllarda güncel bir terapi yöntemi olarak "Tüm Vücut Vibrasyon" (TVV) uygulaması kullanılmaktadır. Özellikle son 10 yılda hızla önem kazanan TVV eğitimi hemen her yaş grubunda kullanılmaktadır. Çalışmalar sonucunda TVV eğitiminin akut dönemde pozitif etkileri ortaya konulmuştur. Ancak uygulamanın kronik etkilerinin ortaya koyulabilmesi için hasta sayısının daha fazla olduğu ve uygulama sonrası uzun süreli takibin yapıldığı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Serebral palsy, vibrasyon, fizyoterapi

ABSTRACT

Cerebral Palsy (CP) is a group of permanent posture and movement disorders characterized by non-progressive disorders in the developing brain that cause activity limitations and participation restrictions. Motor disorders in CP are often accompanied by sensory, perceptual, cognitive, communicative, and behavioural disorders, epilepsy, and secondary musculoskeletal problems. Besides various physiotherapy modalities used to improve and maintain the functioning, whole body vibration training has been started as a new therapy method in recent years for the children with CP. Whole body vibration training has gained importance in the last ten years and has been used in almost all age groups. As a result of the studies, positive effects of whole body vibration training in CP were demonstrated in the acute phase. However, in order to be able to demonstrate the long-term effects of the method on the functions, studies with larger sample size and long-term follow-ups are required in the field.

Key words: Cerebral palsy, vibration, physiotherapy

1. GİRİŞ

Serebral Palsi (SP), gelişmekte olan beyinde meydana gelen ilerleyici olmayan bozukluklarla karakterize, aktivite ve katılım kısıtlılıklarına sebep olan bir grup kalıcı postür ve hareket bozukluğudur (1). SP gelişmiş ülkelerde yaklaşık 2/1000 görülme oranı ile çocukluk çağında en sık görülen özür nedenidir (1). Türkiye'de ise bu oranın yapılan bir çalışmada 4.4/1000 oranında olduğu belirtilmiştir (2). Kas tonusu artışı ile karakterize spastik tip, SP'de en sık rastlanan klinik tablodur. Spastisitenin etkilediği kasların antagonistlerinde sıklıkla ikincil kas kuvvet yetersizlikleri, çeşitli kontraktürler ve deformiteler ile postür bozuklukları en sık görülen problemlerdir (3). Ortaya çıkan anormal motor paternler ve postüral reaksiyonlar, düzeltme ve denge reaksiyonlarındaki yetersizlikler postüral kontrol problemlerine neden olmakta, bu sorunlar normal olmayan tonus ile birleştiğinde ise çocu-

ğun fiziksel gelişimi olumsuz etkilenmektedir (4). Çeşitli kas iskelet sistemi deformiteleri gibi ikincil bozukluklar ve zaman içinde farklı kompensasyon mekanizmalarının etkisi ile üçüncül bozuklukların tabloya eklenmesi sonucu çocukların gelişim ve fonksiyonel bağımsızlık seviyeleri olumsuz etkilenir ve beyindeki hasarın kendisi ilerleyici olmasına rağmen; yetersizlikler ile özürlü sonuçları ilerler ve gelişimsel problemlere yol açar (2).

2. SEREBRAL PALSI'DE GÜNCEL TEDAVİ YAKLAŞIMLARI

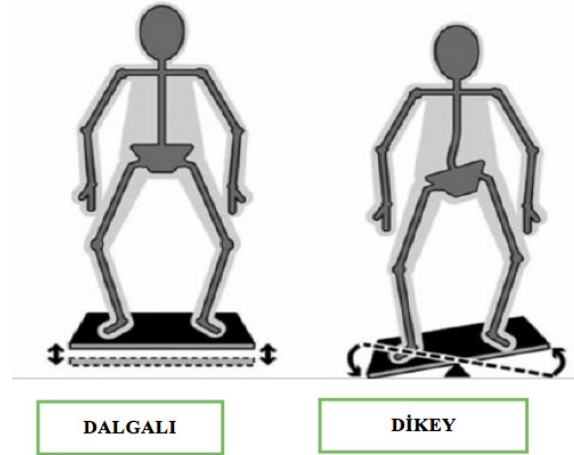
SP'de henüz tam etkili bir tedavi yöntemi bulunmamakla birlikte mevcut tedavi seçenekleri semptomları azaltmayı ve fonksiyonelliği mümkün olduğunca korumayı ya da geliştirmeyi amaçlamaktadır. Sistemik bir bozukluk olan SP, medikal ve cerrahi yaklaşımlar, fizyoterapi ve rehabilitasyon

uygulamaları, ergoterapi, konuşma ve dil terapisi, orte ve diğer yardımcı cihaz uygulamaları, rekreasyonel aktiviteler ve psikososyal yaklaşımların da içinde bulunduğu multidisipliner ve hatta günümüzde interdisipliner ve transdisipliner bir tedavi ve rehabilitasyon yaklaşımını gerektirmektedir (5). SP'nin en yaygın klinik tipi spastik tip SP'dir. Kas kuvvet dengesizliği, yumuşak doku limitasyonu ve eklem deformiteleri zamanla kas güçsüzlüğüne ve atrofisine neden olmaktadır. Büyümeyle birlikte bu etkenlere bağlı olarak ortaya çıkan fonksiyonel aktivite ve yürüme bozukluğu, SP'li bireylerde sağlıklı yaşlıları ile karşılaştırıldığında yüksek enerji harcaması ve kısıtlı fonksiyonel kapasitesi ile karşımıza çıkmaktadır (6-10). Bu nedenle yürüme ve diğer fonksiyonel faaliyetleri gerçekleştirme becerisini artırmak genellikle SP'li çocuklarda rehabilitasyonun başlıca terapötik hedefidir (11). SP'de son dönem rehabilitasyon yaklaşımları; bimanuel terapi, kısıtlayıcı-zorunlu hareket terapisi, hedefe yönelik terapi, ev programları gibi öğrenmeye ve kanıta dayalı tedavi yöntemlerini öne çıkarmaktadır. Son dönemde bu terapi yöntemlerinin yanında yeni bir yaklaşım olarak Tüm Vücut Vibrasyon (TVV) eğitimi kullanılmaya başlanmıştır. Başlangıçta seçkin sporcular tarafından hem hız hem de kas kuvvetini arttırmak için kullanılan bir nöromusküler eğitim yöntemi olan TVV eğitiminin pozitif etkileri gösterilmiş ve son 10 yıldır SP'de yeni ve ümit vadeden bir rehabilitasyon yöntemi olarak kullanılmaya başlanmıştır (12).

2.1 Vibrasyon Nedir?

Vibrasyon, bir cismin istirahat konumuna göre düzenli veya düzensiz olarak oluşturduğu periyodik hareketlerle meydana gelen mekanik salınımlar olarak tanımlanmaktadır (13, 14). Vibrasyonun biyomekanik parametreleri; uygulama süresi, amplitüdü, frekansı ve yönüdür. Bir cismin pozitif ve negatif yöndeki en büyük yer değiştirmesi olarak tanımlanan vibrasyonun amplitüdü yani salınının büyüklüğü milimetre (mm) cinsinden, birim zamanda tamamlanan vibrasyon sayısı olarak tanımlanan vibrasyon frekansı yani salınının tekrarlaması hızı Hertz (Hz) cinsinden ve vibrasyonun yönü ise cihazın vertikal veya horizontal düzlemde yönlendirdiği titreşim ile belirlenmektedir (13). Vibrasyon eğitimi, mekanik karakterli salınımların bir titreşim platformu vasıtası ile vücuda uygulanması şeklinde tanımlanmaktadır. TVV uygulamalarında titreşim hedef kastan uzakta olan bir titreşim kaynağı tarafından uygulanmaktadır. Şekil 1'de TVV egzersizlerinin uygulama şekilleri görülmektedir (15). TVV uygulamaları horizontal düzlemde harekete izin veren dalgali (*side alternating*), vertikal düzlemde harekete izin veren dikey (*senkronize*) olmak üzere

re genellikle iki farklı yöntemle uygulanmaktadır. Horizontal düzlemde harekete izin veren vibrasyon uygulamaları kalça ve lumbosakral eklemlerde rotasyonel hareketleri stimüle ederek yürümeyi taklit etme ve vücuda binen mekanik yüklenmeyi azaltması açısından diğer uygulama yöntemine göre daha avantajlı olduğu belirtilmektedir. Ayrıca alt ekstremiteler ve gövdedeki ritmik kas kontraksiyonuna öncülük eden, proprioseptif spinal zinciri aktive ettiği de bildirilmiştir (13).

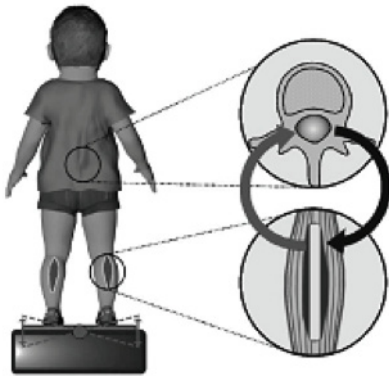


Şekil 1. Tüm Vücut Vibrasyon Uygulamaları (15)

2.1.1 Vibrasyonun İnsan Vücudu Üzerine Etki Mekanizması

Vibrasyonun insan vücudu üzerindeki etkisinin fizyolojik mekanizması henüz tam olarak bilinmemekle birlikte; vibrasyonun **tonik vibrasyon refleksi (TVR)** aracılığıyla kas içciklerini stimüle ederek, kas kontraksiyonunu başlatan alfa(α) motor nöronları aktive ettiği ve tonik bir refleksif kasılmaya neden olduğu düşünülmektedir (Şekil 2). Bu refleksin istemli kas kontraksiyonu ile birleştiğinde motor ünitelerin senkronizasyonunu arttırdığı düşünülmektedir (13). Vibrasyon kasa veya tendona uygulandığı zaman TVR kademeli olarak artan istemsiz kasılmalar şeklinde ortaya çıkmaktadır. Titreşim uygulandıktan birkaç saniye sonra istemsiz kasılmalar başlamakta, kademeli olarak artmakta ve titreşim uygulaması sonlanana kadar kasılmalar hemen hemen sabit bir düzeyde devam etmektedir. TVR kasta elektromiyografi (EMG) aktivitesinde artışa neden olmaktadır (13). TVR'ye verilen cevap, vibrasyonun frekansından, kasın kasılma ve gevşemesinden, kasın tonusundan, vücut pozisyonundan (statik-dinamik), kasılma tipinden (konsentrik-eksentrik) ve eklemi saran kasların birleşik kuvvetinden etkilenmektedir (16). Vibrasyon eğitiminin akut etkileri arasında, oksijen tüketimi, kas

sıcaklığı, deri kan akımı, kas gücü ve dolaşımdaki insülin seviyesi artışı bulunmaktadır (17-19). Kan akımı üzerindeki etki mekanizması üzerine iki farklı hipotez savunulmaktadır. Birincisi kanın viskozitesinin azalması, ikincisi nitrik oksit artışı ve endotelial faktörlerde azalma ile vazodilatasyonun açığa çıkmasıdır (20). Ayrıca egzersizin endokrin sistem üzerindeki etki mekanizması vücudun kas ve iskelet sistemlerinde değişen fonksiyonlarına karşın kendi homeostazını sağlamasına dayanırılmış ve bu mekanizmanın vibrasyon uygulamalarında da etkili olduğu öne sürülmüştür (21, 22). Yaşlılar, postmenopozal kadınlar, spastisiteye bağlı ikincil etkenlerle ortaya çıkan dinamik ağırlık aktarma eksikliği nedeniyle SP'li çocuklar; kemik mineral dansitesinde azalma ve buna bağlı olarak osteoporoz riski ile sıklıkla karşılaşan popülasyonlardır (23-25). Yapılan çalışmalarda vibrasyon uygulamalarının kemik mineral yoğunluğu üzerinde olumlu etkileri olduğu gösterilmiştir. Vibrasyonun; kemikte mekanik iletimin, sıvı akışkanlığının ve kas kasılmasının sağlanması, endokrin sistem üzerindeki etkileriyle kemik mineral yoğunluğu üzerinde etkili olduğu düşünülmektedir (26, 27). Vibrasyon uygulaması, kas uzunluğunda meydana getirdiği ani değişimle kas içiçini ve mekanoreseptörleri uyarmaktadır. Kas içiçini kas kasılma mekanizmasında rol almanın yanında ekstremitelerin pozisyonuna ait afferent bilginin (propriozeptisyonun) santral sinir sistemine iletiminde görev almaktadır. Mekanoreseptörler vücudun pozisyonu hakkında bilginin sağlanmasında rol oynamaktadır. Vibrasyon uyarısı vücut pozisyonu hakkında doğru bilgi girdisi sağlayarak hem vücut farkındalığının hem de dengenin gelişmesine yardımcı olmaktadır (26). Statik ve dinamik germe, esnekliğin korunması ve/veya geliştirilmesi için kullanılan standart fizyoterapi yöntemlerindendir. Vibrasyonun kas içiçinin uyarılması yolu ile kas boyundaki ani değişimler, kas ve tendon üzerinde mekanik germinin oluşturduğu etkiyi ortaya çıkardığı bildirilmektedir (28).



Şekil 2: Dalgalı TVV uygulama refleksi temelli mekanizma (29)

2.1.2 Tüm Vücut Vibrasyon Eğitiminin Olumsuz Etkileri

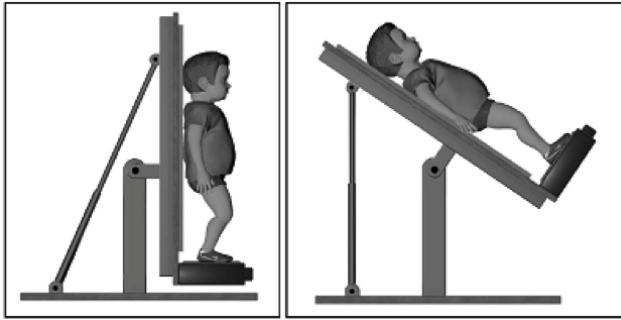
Vibrasyon uygulaması sonucunda kas yorgunluğu ve hasarı, toraks ve lumbal omurlarda dejenerasyon, omurgada disk problemleri, bel ağrısı, gastrointestinal bozukluklar gibi oluşabilecek çeşitli patolojiler nedeniyle TVV uygulamaları sırasında yan etkiler dikkatle takip edilmelidir (30). Yetişkinlerde özellikle akut tromboz, kas ve tendon inflamasyonu, artrit ve hamilelik durumlarında bireyler çalışmalara dahil edilmemektedir (31-33). Yapılan bir çalışmada yetişkin SP'li bireylerde yan etkilerin az olmasına karşın, bazı katılımcıların her iki alt ekstremiteye eşit ağırlık aktarmada sıkıntı yaşadıkları ve alt ekstremitelerde bir miktar sertlik hissettikleri kaydedilmiştir (34). Yetişkin SP'li bireylerde yapılan başka bir çalışmada, TVV uygulamasını takiben bazı katılımcılarda konstipasyon problemi yan etki olarak bildirilmiştir (31). SP'li çocuklarda yapılan bir çalışmada ise alt ekstremitelerde sertliğine ek olarak, katılımcılar sırt kaslarında ağrı tariflemişlerdir (29). 2016 yılında SP'li çocuklarda erken dönem TVV uygulamasında ise adölesan ve yetişkin SP'li katılımcılara kıyasla birçok yan etki gözlemlenmiştir (35). Bildirilen yan etkiler arasında aktif harekette azalma, kas tonusunda artış, orta kulak iltihabı, enfeksiyon, dehidrasyon, bronşit ve pnömoni gibi rahatsızlıklar mevcutken toplamda 13 farklı yan etki bildirilmiştir, bunlardan 10 tanesi yaygın çocukluk dönemi hastalıkları, diğerleri kas-iskelet sistemi ile ilişkilidir (29).

2.2 Serebral Palsi'de Tüm Vücut Vibrasyon Uygulamaları

SP'de primer problemler anormal kas tonusu, selektif motor kontrolün yetersizliği, agonist- antagonist kas kuvvet dengesizliği iken bu etkenlere bağlı olarak kas kuvvet zayıflığı, anormal kemik gelişimi, kas kısalıkları, eklem kontraktürleri, kemik mineral dansitesinde azalma gibi sekonder problemler de ortaya çıkabilmektedir. Tüm bu problemler asıl olarak SP'de ambulasyonda gecikmeye veya ambulasyon kısıtlılığına sebep olmaktadır. TVV uygulamalarının bu problemler üzerindeki olumlu etkileri dikkate alındığında son yıllarda SP'li bireylerde TVV uygulamalarının kullanılmaya başlandığı görülmektedir. Yapılan çalışmalarda TVV uygulamalarının kas kuvveti, spastisite, yürüyüş parametreleri, denge, kaba motor fonksiyonlar ve kemik mineral dansitesi üzerine pozitif etkileri ortaya konulmuştur (36-40). Çalışmaların sonuçları SP'li bireylerde ambulasyonu geliştirmek veya korumak amacıyla bu pozitif etkilerden yararlanılabileceği ve günlük yaşamda fonksiyonellik

düzeylerinin artırılabilceği düşünülmüştür (41). Bu alanda yapılan çalışmalarda genellikle horizontal düzlemde harekete izin veren dalgalı vibrasyon cihazları kullanılmış ve uygulama sırasında bireylerin çıplak ayak olmaları tercih edilmiştir.

Ayaklar vibrasyon platformunun orta noktasından eşit uzaklıkta olacak şekilde yerleştirilmiş ve uygulama sırasında katılımcılar göz, kafa içi ya da iç organlara iletilen vibrasyon uyarılarının en aza indirilmesi amacıyla semi-squat pozisyonunda çalışmaya alınmıştır (42). Ancak katılımcının fonksiyonel düzeyi bağımsız bu pozisyonu almasına engelse *tilt-table* kullanılan çalışmalar da mevcuttur (Şekil 3) (29).



Şekil 3: *Tilt-table* uygulaması (29)

Uygulamalar düşük frekans ve amplitüdde yapılırken, katılımcılar ihtiyaç duyduklarında destek alabilecekleri konusunda bilgilendirilmişlerdir. Ahlborg ve ark.'ları tarafından bu alanda yapılan ilk çalışmaya 21- 41 yaşları arasında, GMFCS I - III seviyelerinde, 14 spastik - diparetik SP'li yetişkin dahil edilmiştir. Bireyler randomize 2 gruba ayrılmış ve 8 hafta boyunca haftanın 3 günü bir gruba TVV eğitimi uygulanırken, diğer gruba dirençli kuvvetlendirme eğitimi uygulanmıştır. TVV eğitimi grubuna, 5 dakika (dk) ısınma sonrası 3 dk 25-40 Hz / 2 dk dinlenme / 3dk 25-40 Hz uygulama yapılırken, dirençli eğitim grubuna, 5 dk ısınma sonrası 10-15 tekrarlı leg press çalıştırılmış ve 2 hafta aralıklarla 1 maksimum tekrarın % 70' inde ölçüm yapılarak ilerleyici bir kuvvetlendirme programı izlenmiştir. Hastaların izokinetik dinamometreyle kas kuvvetleri, Modifiye Ashworth Skalası (MAS) ile spastisite, 6 dakika yürüme testi (6DYT) ile yürüyüş, Süreli Kalk-Yürü testiyle denge ve kaba motor fonksiyon ölçümüyle (GMFM) kaba motor fonksiyonları çalışmanın başında ve sonunda değerlendirilip kaydedilmiştir. Çalışmanın sonunda TVVE grubunda, diz ekstansör spastisitesinde anlamlı azalma ve GMFM toplam skorunda anlamlı artma bulunurken, iki grup arasında 6DYT ve Süreli Kalk-Yürü testi açısından fark bulunmamıştır.

İzokinetik dinamometreyle değerlendirilen kas kuvveti ölçümlerinde her iki grup eğitimde farklı açılarda istatistiksel olarak anlamlı artışlar kaydedilmiştir. Bu çalışmada TVV eğitiminin SP'li yetişkinlerde kas kuvvetini ve kaba motor fonksiyonları, spastisite üzerine negatif etki oluşturmadan artırabileceği sonucuna varılmıştır (34). 2014 yılında spastik diparetik SP'li çocuklarda yapılan bir çalışmada TVVE'nin kas gücü, spastisite ve motor performans üzerine etkisi incelenmiştir. Çalışmaya 8- 12 yaşları arasında, GMFCS I- II seviyesindeki 30 spastik -diparetik SP'li çocuk dahil edilmiştir. Bireyler randomize olarak 2 gruba ayrılmış ve bir gruba genel fizyoterapi programı uygulanırken, diğer gruba genel fizyoterapi programına ek olarak TVVE uygulanmıştır. TVVE programında artan frekans (Hz) ve amplitüdde (mm) 3 dakika 12 Hz, 4 mm amplitüd/3 dk dinlenme/ 3 dakika 12-15 Hz, 5 mm/ 3 dk dinlenme/3 dakika 15-18 Hz, 6 mm uygulama yapılırken, her iki grup germe, kuvvetlendirme egzersizleri, denge ve yürüme eğitimi gibi ihtiyaçları doğrultusunda belirlenen genel fizyoterapi programlarına devam etmiştir. Çalışmaya 12 hafta boyunca, haftanın 3 günü devam edilmiştir. Hastaların diz ekstansörleri izometrik kuvveti el dinamometresiyle, spastisite MAS ile, yürüme hızı 6DYT ile, yürümede denge Süreli Kalk-Yürü testi ile çalışmanın başında ve sonunda değerlendirilip kaydedilmiştir. Çalışmanın sonunda TVVE grubunda diz ekstansör kas kuvveti, 6DYT ve GMFM-E bölümü değerlendirmelerinde anlamlı artış, diz ekstansör kaslarında spastisite değerinde anlamlı azalma ortaya konulurken, her iki grup arasında Süreli Kalk-Yürü test sonuçlarında anlamlı bir değişiklik bulunmamıştır. Bu çalışmada TVVE'nin SP'li çocuklarda kas kuvvetini, ayakta durma ve yürümeyle ilişkili kaba motor fonksiyonları, spastisite üzerine negatif etki oluşturmadan artırabileceği, aynı zamanda hemiparetik SP'li çocuklarda da hareket kabiliyetini artırabilecek bir yaklaşım olduğu sonucuna varılmıştır(43). TVV eğitiminin spastik SP'li adolesan ve yetişkinlerde kemik ve kas kitlesi üzerine etkisini incelemek amaçlı yapılan bir çalışmada ise 11- 21 yaş arası, GMFCS II - III seviyelerindeki, 40 SP'li adolesan ve yetişkin çalışmaya dahil edilmiştir. Haftanın 4 günü, 20 hafta devam ettirilen çalışmada 6DYT ile yürüme hızı, çift enerji X-ışını absorpsiyometri ile vücut kitlesi, yağ kitlesi, vücut kompozisyonu, kemik mineral dansitesi, periferik kantitatif bilgisayarlı tomografi ile tibial bölgenin kemik mineral dansitesi, kas kitlesi ve sandalyeden kalkma testi, sıçrama testi, denge testi gibi kas fonksiyon testleri de kuvvet plakası (force plate) ile değerlendirilmiştir. Ayrıca bireylere sağlıklı ilişkili yaşam kalite anketi yapılmıştır. Çalışmada ilk hafta 1mm amplitüdle 3 dk 12 Hz / 3 dk dinlenme / 3 dk 15 Hz / 3 dk dinlenme / 3 dk

20 Hz, ikinci haftadan sonra yine 1 mm amplitüdle 3 dakika 20 Hz / 3 dk dinlenme/ 3 dk 20 Hz/ 3 dk dinlenme / 3 dk 20 Hz olacak şekilde TVV uygulanmıştır. Çalışma sonucunda TVV eğitiminin hafif ve orta şiddetli SP'li adölesan ve yetişkinlerde mobilitayı geliştirirken, kas kitlesi, kemik kitle ve dansitesi artışıyla ilişkili olabileceği söylenmiştir. Ayrıca ebeveynlerin sağlıkla ilgili yaşam kalite değerlendirmesinde gelişmelerin olduğu görülmüştür. Buna karşın, TVV eğitiminin etkilerinin henüz netlik kazanmadığı, bunun için daha uzun süreli ve daha fazla bireyin katılımıyla gerçekleştirilen çalışmaların planlanması gerektiği belirtilmiştir (31). 2016 yılında yapılan ve ilk defa erken dönem TVV uygulamasının yapıldığı randomize kontrollü çalışmada erken dönemde ev temelli TVV eğitiminin SP'li çocuklarda motor fonksiyonlar üzerine etkisi incelenmiştir. Çalışmaya ortalama yaşları 19 ay olan 12- 24 ay arası GMFCS II- IV seviyelerindeki 24 SP'li çocuk dahil edilmiştir. Bireyler randomize 2 gruba ayrılmış ve bir gruba genel fizyoterapi programı uygulanırken, diğer gruba genel fizyoterapi programına ek olarak TVV eğitimi uygulanmıştır. TVV eğitimi programında 2,5 mm amplitüdle 3 dakika 12- 22 Hz, 3 dk dinlenme şeklinde toplam 15 dk'lık uygulamalar yapılırken, her iki grup germe, kuvvetlendirme egzersizleri, denge ve yürüme eğitimi gibi ihtiyaçları doğrultusunda belirlenen genel fizyoterapi programlarına devam etmiştir. Çalışmaya 14 hafta boyunca, haftanın 5 günü, her gün 2 seans uygulanarak devam edilmiştir. Bireylerin kaba motor fonksiyonları GMFM'yle, kognitif değerlendirmeleri Bayley Bebek ve Küçük Çocuk-

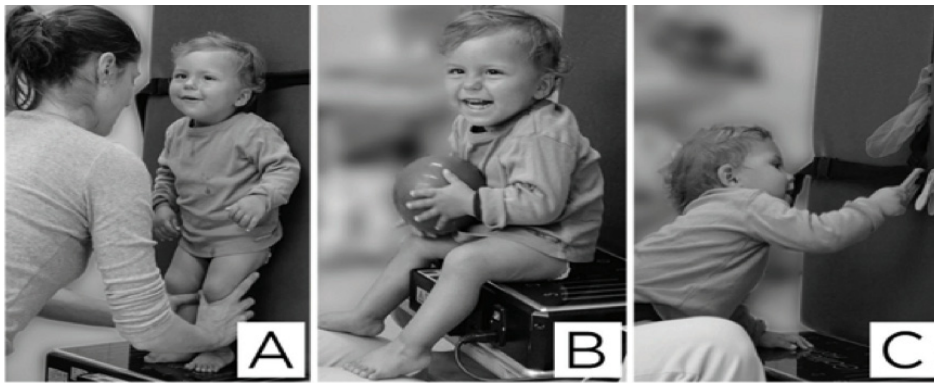
lar için Değerlendirme Ölçeği- 2 (Bayley 2) ile ve fonksiyonel kapasite ve performansları Pediatrik Özürlülük Değerlendirme Envanteriyle (PEDI) değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonunda klinik karakteristiklerde anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ancak TVV eğitiminin bu yaştaki SP'li bireyler için güvenilir, uygulanabilir, ev eğitim programı olarak etkili bir yöntem olabileceği belirtilmiştir (Şekil 4) (35).

3. SONUÇ

Sonuç olarak, SP'li hastalarda TVV uygulamasının güvenilir, tolere edilebilir, spastisite üzerine ciddi bir yan etkisi olmayan ve fonksiyonellik üzerine akut dönemde pozitif etkileri olan bir yöntemdir ancak, TVV uygulamalarının kronik etkilerinin ortaya konulabilmesi için hasta sayısının daha fazla olduğu ve uygulama sonrası uzun süreli takibin yapıldığı çalışmalara ihtiyaç vardır.

TEŞEKKÜR

Akademik bilgi ve deneyimleriyle, değerli katkılarını ve desteğini her zaman hissettiğim danışman hocam Prof. Dr. Ayşe Livanelioğlu'na, tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan hocam Doç. Dr. Akmer Mutlu'ya, çalışmam boyunca yardımlarını esirgemeyen Uzm. Fzt. Bilge Nur Yardımcı' ya çok teşekkür ederim.



Şekil 4: Erken dönem TVV uygulaması A) Ayakta durma (mümkünse squat pozisyonunda) B) Oturma pozisyonunda C) Dört nokta pozisyonu (dizler vibrasyon platformunda, eller platformun üzerinde ve eğer mümkünse oyun aktiviteleriyle birlikte) (29)

KAYNAKLAR

- Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl.* 2007;109(suppl 109):8-14.
- Serdaroğlu A, Cansu A, Özkan S, Tezcan S. Prevalence of cerebral palsy in Turkish children between the ages of 2 and 16 years. *Developmental medicine and child neurology.* 2006;48(6):413-6.
- Pavão SL, dos Santos AN, Woollacott MH, Rocha NACF. Assessment of postural control in children with cerebral palsy: a review. *Research in developmental disabilities.* 2013;34(5):1367-75.
- Miller F, Bolton M, Capone C, Chambers H, Damiano D, Fernando-Palazzi F. *arkadaşları.*(2005). Cerebral Palsy. New York: Springer Science+ Business Media, Inc.
- Papavasiliou AS. Management of motor problems in cerebral palsy: a critical update for the clinician. *European journal of paediatric neurology.* 2009;13(5):387-96.
- Damiano DL, Vaughan CL, Abel ME. Muscle response to heavy resistance exercise in children with spastic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology.* 1995;37(8):731-9.
- Miller F. Complications in cerebral palsy treatment. *Complications in Pediatric Orthopedic Surgery.* 1995:477-544.
- Butler P, Engelbrecht M, Major R, Tait J, Stallard J, Patrick J. Physiological cost index of walking for normal children and its use as an indicator of physical handicap. *Developmental Medicine & Child Neurology.* 1984;26(5):607-12.
- Nene A, Evans G, Patrick J. Simultaneous multiple operations for spastic diplegia. Outcome and functional assessment of walking in 18 patients. *Bone & Joint Journal.* 1993;75(3):488-94.
- Novacheck TF, Stout JL, Tervo R. Reliability and validity of the Gillette Functional Assessment Questionnaire as an outcome measure in children with walking disabilities. *Journal of pediatric orthopaedics.* 2000;20(1):75.
- Koman LA, Smith BP, Shilt JS. Cerebral palsy. *Lancet (London, England).* 2004;363(9421):1619-31.
- Rittweger J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European journal of applied physiology.* 2010;108(5):877-904.
- Cardinale M, Bosco C. The use of vibration as an exercise intervention. *Exercise and sport sciences reviews.* 2003;31(1):3-7.
- Griffin MJ. *Handbook of human vibration: Academic press;* 2012.
- Cardinale M, Wakeling J. Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? *British journal of sports medicine.* 2005;39(9):585-9.
- Fontana TL, Richardson CA, Stanton WR. The effect of weightbearing exercise with low frequency, whole body vibration on lumbosacral proprioception: A pilot study on normal subjects. *Australian Journal of Physiotherapy.* 2005;51(4):259-63.
- Cochrane DJ, Stannard SR, Sargeant AJ, Rittweger J. The rate of muscle temperature increase during acute whole-body vibration exercise. *European journal of applied physiology.* 2008;103(4):441-8.
- Lohman III EB, Petrofsky JS, Maloney-Hinds C, Betts-Schwab H, Thorpe D. The effect of whole body vibration on lower extremity skin blood flow in normal subjects. *Medical Science Monitor.* 2007;13(2):CR71-CR6.
- Cardinale M, Soiza RL, Leiper JB, Gibson A, Primrose WR. Hormonal responses to a single session of whole-body vibration exercise in older individuals. *British journal of sports medicine.* 2010;44(4):284-8.
- Kerschan-Schindl K, Grampp S, Henk C, Resch H, Preisinger E, Fialka-Moser V, et al. Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. *Clinical physiology and functional imaging.* 2001;21(3):377-82.
- Cardinale M, Leiper J, Erskine J, Milroy M, Bell S. The acute effects of different whole body vibration amplitudes on the endocrine system of young healthy men: a preliminary study. *Clinical physiology and functional imaging.* 2006;26(6):380-4.
- Kvorning T, Bagger M, Caserotti P, Madsen K. Effects of vibration and resistance training on neuromuscular and hormonal measures. *European journal of applied physiology.* 2006;96(5):615-25.
- Dalén Y, Sääf M, Nyrén S, Mattsson E, Haglund-Åkerlind Y, Klefbeck B. Observations of four children with severe cerebral palsy using a novel dynamic platform. A case report. *Advances in Physiotherapy.* 2012;14(3):132-9.
- Henderson RC, Lark RK, Gurka MJ, Worley G, Fung EB, Conaway M, et al. Bone density and metabolism in children and adolescents with moderate to severe cerebral palsy. *Pediatrics.* 2002;110(1):e5-e.
- KILPINEN LOISA P, Paasio T, Soiva M, RITANEN U, Lautala P, Palmu P, et al. Low bone mass in patients with motor disability: prevalence and risk factors in 59 Finnish children. *Developmental Medicine & Child Neurology.* 2010;52(3):276-82.
- B Catharine Craven MSc M. Whole-body vibration as potential intervention for people with low bone mineral density and osteoporosis: a review. *Journal of rehabilitation research and development.* 2009;46(4):529.
- Atha J, Wheatley D. Joint mobility changes due to low frequency vibration and stretching exercise. *British journal of sports medicine.* 1976;10(1):26-34.
- Smith DR, Leggat PA. Whole-Body Vibration. *Professional safety.* 2005;50(7):35.
- Stark C, Herkenrath P, Hollmann H, Waltz S, Becker I, Hoebing L, et al. Early vibration assisted physiotherapy in toddlers with cerebral palsy—a randomized controlled pilot trial. *Journal of musculoskeletal & neural interactions.* 2016;16(3):183.
- Gusso S, Munns CF, Colle P, Derraik JG, Biggs JB, Cutfield WS, et al. Effects of whole-body vibration training on physical function, bone and muscle mass in adolescents and young adults with cerebral palsy. *Scientific reports.* 2016;6:22518.
- Lee B-K, Chon S-C. Effect of whole body vibration training on mobility in children with cerebral palsy: a randomized controlled experimenter-blinded study. *Clinical rehabilitation.* 2013;27(7):599-607.
- El-Shamy SM. Effect of whole-body vibration on muscle strength and balance in diplegic cerebral palsy: a randomized controlled trial. *American journal of physical medicine & rehabilitation.* 2014;93(2):114-21.
- Ahlborg L, Andersson C, Julin P. Whole-body vibration training compared with resistance training: effect

- on spasticity, muscle strength and motor performance in adults with cerebral palsy. *Journal of rehabilitation medicine*. 2006;38(5):302-8.
34. Cheng H-YK, Yu Y-C, Wong AM-K, Tsai Y-S, Ju Y-Y. Effects of an eight-week whole body vibration on lower extremity muscle tone and function in children with cerebral palsy. *Research in developmental disabilities*. 2015;38:256-61.
 35. Sands WA, McNeal JR, Stone MH, Russell EM, Jemni M. Flexibility enhancement with vibration: Acute and long-term. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2006;38(4):720-5.
 36. Cochrane D, Stannard S. Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. *British journal of sports medicine*. 2005;39(11):860-5.
 37. Delecluse C, Roelants M, Verschueren S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Medicine and science in sports and exercise*. 2003;35(6):1033-41.
 38. Bosco C, Colli R, Introini E, Cardinale M, Tsarpela O, Madella A, et al. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clinical physiology*. 1999;19(2):183.
 39. Dickin DC, McClain MA, Hubble RP, Doan JB, Sessford D. Changes in postural sway frequency and complexity in altered sensory environments following whole body vibrations. *Human movement science*. 2012;31(5):1238-46.
 40. Dickin D, Faust K, Wang H, Frame J. The acute effects of whole-body vibration on gait parameters in adults with cerebral palsy. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2013;13(1):19-26.
 41. Scholtes VA, Becher JG, Comuth A, Dekkers H, Van Dijk L, Dallmeijer AJ. Effectiveness of functional progressive resistance exercise strength training on muscle strength and mobility in children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2010;52(6).
 42. Thompson N, Stebbins J, Seniorou M, Newham D. Muscle strength and walking ability in diplegic cerebral palsy: implications for assessment and management. *Gait & posture*. 2011;33(3):321-5.
 43. Ibrahim MM, Eid MA, Moawd SA. Effect of whole-body vibration on muscle strength, spasticity, and motor performance in spastic diplegic cerebral palsy children. *Egyptian Journal of Medical Human Genetics*. 2014;15(2):173-9.

Aşamalı Motor İmgeleme Yaklaşımı

Progressive Motor Imaging Approach

Fzt. Rıdvan Muhammed ADIN, Doç. Dr. Çiğdem AYHAN

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

E-mail: ridvanadin1@gmail.com

ÖZET

Aşamalı motor imgeleme yaklaşımı özellikle kronik ağrılı durumlarda ağrıyı azaltmak ve fonksiyonu geliştirmek için oluşturulmuş olan bir yöntemdir. Bu yöntemde normal hareket için gerekli olan normal kortikal nöronal aktivasyon paternlerinin aşamalı bir şekilde bireye kazandırılması üzerine çalışılır. Bir eğitim ve öğrenme sürecidir. İlk aşama sağ-sol ayrımı eğitimidir. Bu aşamada; bireyin etkilenen bölgesine göre seçilmiş olan uzuv fotoğrafları bireye gösterilir. Bu fotoğraflarda; uzvun sağ mı, sol mu olduğu ya da sağa mı, sola mı döndüğünü, hareketi zihninde canlandırmadan bilmeyi başarması için tekrarlı olarak eğitim yaptırılır. Bu sayede bir yandan bozulmuş olan vücut şeması algısı restore edilirken bir yandan örtülü (bilinçsiz) motor imgeleme gerçekleştirilir. İkinci aşama ise motor imgeleme aşamasıdır. Bu aşamada bireyden ilk aşamada gösterilen fotoğraflara bakarak bu fotoğraftaki hareketleri hayal etmesi, zihninde canlandırması istenmektedir. Açık (bilinçli) motor imgeleme gerçekleştirilir. Primer motor korteks aktivasyonu olmadan premotor korteks aktivasyonu sağlanır. Kortikal sahalarında hareket gerçekleştirilmeden hareket etme sinyalleri üretilir. Üçüncü aşamada ise ayna terapi kullanılır. Etkilenmemiş uzvun aynadaki yansımasına bakılarak doğru duyuşal girdi ve hareket kalıpları oluşturmaya çalışılır. Böylece ağrısız hareket ve normal fonksiyon elde edilir.

Anahtar kelimeler: motor imgeleme, mental imajinasyon, kronik ağrı

ABSTRACT

The graded motor imagery approach is a method that has been well established to reduce pain and improve function, especially in situations with chronic pain. This approach is a training and learning process. With this approach, therapist tries to establish normal cortical neuronal activation pattern, which is required for normal movement, in a graded way. The first stage involves left/right discrimination training. At this stage, photographs are selected according to limb or body region affected by any problem. The photographs are shown to individuals and then they are trained to know whether it is the right limb or left limb (for the limb) or rotating to right or left (for the body region). This process is repeated in order individuals to decide whether the limb is right or left or the body region is rotating right or left without individuals requiring to imagine movement. Thus, both implicit motor imagery is performed and abnormal body schema is restored. The second stage is the motor imagery phase. At this stage, the photographs are shown again and individuals are asked to imagine and animate them in their minds. Thus, explicit motor imagery is performed and primer motor cortex activation is achieved without premotor motor cortex activation. Motion signals are generated in the cortical area without motion. In the third stage, mirror therapy is used in order to establish correct sensory input and movement patterns by looking at the reflection of the unaffected limb. Thus, painless movement and normal function are restored.

Key words: motor imagery, mental imagination, chronic pain

1. GİRİŞ

Aşamalı motor imgeleme (AMİ): birçok ağrı ve hareket probleminin eşlik ettiği kronik, karmaşık ve ağrılı klinik tablolarda başarıyla kullanılan; yakın zamanlarda elde edilen bilimsel verilere ve güncel klinik çalışmalara dayanan, kişiye özel olarak uyarlanan ve biyopsikososyal model ile bireye bütüncül olarak yaklaşan, bir tedavi, eğitim ve rehabilitasyon sürecidir (1, 2).

AMİ yaklaşımında amaç: beyni aşamalı bir görsel bilgiye ve hayal etme işine maruz bırakarak, serebral korteks'in aktivitesini dereceli olarak organize etmek, anormal kortikal disinhibisyonu azaltmak, böylece beyne yaratıcılığını ve kendini değiştirebilme yeteneğini geri kazandırmaktır (1, 3, 4). AMİ üç komponenti içeren kapsamlı bir yaklaşımdır. Bu yaklaşım kortikal motor ağları sıralı olarak aktive etmek ve kortikal organizasyonu geliştirmek için tasarlanmış 3 adımdan oluşur: ilk

adım sağ-sol ayrımı eğitimi (lateralizasyon eğitimi), ikinci adım el hareketlerinin hayal edilmesi (motor imgeleme) ve son olarak aynasal görsel geribildirimdir (ayna terapisi) (4).

Günümüzde bazı nörolojik hastalıkların tedavisinde, ayna terapisi, mental imajinas-yon, mental pratik, görsel imgeleme ve motor imge tedavisi gibi yaklaşımlar; kombinasyon şeklinde değil tek başına kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra bu yaklaşımlar kronik ağrıyı içeren bazı ortopedik hastalıkların tedavisinde de aynı şekilde kullanılmaktadır. Kronik ağrı, toplumun yaklaşık %20 si tarafından deneyimlenen, yaşam kalitesini ve katılımı ciddi derecede negatif olarak etkileyen, yaratıcılık ve üretkenliği de azaltan bir problemidir. Kronik ağrı problemlerini ve motor disfonksiyonu ortadan kaldırmak için AMİ'ye ihtiyaç duyulmuştur. AMİ kompleks bölgesel ağrı sendromunda (1, 5-8) inme hastalarında (9, 10) fantom ağrısında (2, 7, 11) ve kırık sonrası iyileşmede fonksiyonel yeteneğin kazandırılmasında (12, 13) başarıyla uygulanmakta, hareket yeteneğinin elde edilmesini ve ağrının azaltılmasını sağlamaktadır.

Bahsedilen yaklaşımların bir arada aşamalı olarak kullanıldığı çalışma sınırlı sayıda olup daha çok tek başına kullanılmaktadır. Son yıllarda bu yaklaşımların nörobilimsel temelleri daha net anlaşılmıştır. Bunun sonucunda da bu yaklaşımların fonksiyonel iyileşme kazanımını arttırmak için belirli bir sistematığe dayandırılması ve aşamalı olarak organize edilmesi gerektiği önerilmiştir.

2. NÖROBİLİMSSEL ARKA PLAN

AMİ'nin nörobilimsel arka planının anlaşılabilmesi için motor kontrol ve ağrı konularına kısaca değinmek gereklidir.

Hareketin Oluşma Şeması/Motor Süreç Sıralaması (14)

1- Harekete Niyet: Kortikal assosiyasyon alanları, hipokampus, limbik sistem, hafıza ve kognisyon bu aşamada görev almaktadır.

2- Hareketin Planlanması ve Harekete Hazırlık: Premotor korteks, bazal gangliyonlar, lateral serebellum'da hareket planlanır. Parietal assosiyasyon alanı da motor hareketin planlanmasında önemli role sahiptir. Bazal gangliyonlar ve serebellumdan kalkan lifler talamus üzerinden yeniden premotor korteks, primer motor korteks ve supplemanter motor korteks'e gelir.

3- Hareketin Başlaması ve İcra Edilmesi: Primer motor korteks, premotor korteks ve supplemanter motor alan ve bir önceki aşamada yer

alan yapıların hareket düzgünlüğüne ve kalitesine sürekli olarak katkı sağlaması ile gerçekleşir.

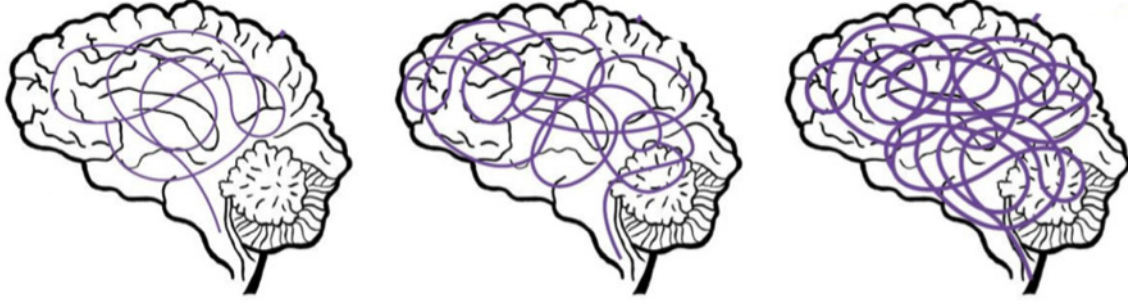
Kronik ağrı, beyinde gerçekleşen nöroplastik değişikliklerle anormal kortikal reorganizasyon ve subkortikal yapılarda anormal nöral devre oluşumuna sebep olmaktadır. Kronik ağrı sebebiyle; kortikal disinhibisyon ve deafferantasyon, vücut şeması algısında bozulma, somatik duyuşal farklılıkları algılayabilmekte zayıflıklar, hareket kalitesinde bozulma ve karmaşık hareketlerin yapılmasında zorluklar açığa çıkarmaktadır (15). Kronik ağrının emosyonel boyutu ise depresyon ve anksiyete gibi sorunlara yol açmakta (16), yüksek kortikal fonksiyonlarda zayıflamalara neden olmaktadır (17).

Kronik ağrısı olan bireylerin sağ-sol ayrımı yapma (uzuv lateralizasyonu yapma) yeteneklerinde azalma olduğu gösterilmiştir (17). Sağ-sol ayrımı yapabilmek, kişinin boşlukta vücudunu konumlandırabilme yeteneği ile ilgilidir. Uzuv lateralizasyonu yapabilmek için mental rotasyon (zihinsel olarak görüntüyü çevirme) ve uzaysal konumlama yeteneklerinin birlikte kullanılması gerekmektedir. AMİ'nin birinci aşaması olan sağ-sol ayrımı eğitiminde, bireye fotoğraflar gösterilerek fotoğraftaki uzvu veya vücut kısmının döndüğü yönü otomatik olarak bilebilme eğitimi yaptırılır. Bu eğitim sayesinde kronik ağrı sebebiyle oluşmuş olan vücut şeması algısındaki bozulma da bir miktar geri kazandırılır. Sağ-sol ayrımı eğitimi ile bütün görme, görsel beceriler ve vücut şeması algısı gibi sağ beyin yarım küresinin yüksek kortikal fonksiyonları yeniden çalıştırılarak bireye kazandırılmaya çalışılır. Aynı zamanda bu eğitim imgelemeye de hazırlık olarak düşünülür.

Kronik ağrıda, 1)harekete niyet 2)hareketin planlanması ve harekete hazırlık 3)hareketin başlangıcı ve hareketin icra edilmesi şeklinde gerçekleşmesi gereken motor süreç sıralaması etkilidir.

Sağ-sol ayrımı eğitimi sayesinde primer motor korteks aktivasyonu olmadan premotor korteks aktivasyonu sağlanır ki zaten motor süreç sıralaması da bu şekildedir. Yani hareketin gerçekleştirilebilmesi için oluşması gereken nöral aktivasyon paterninin sıralaması doğru bir şekilde organize edilmeye başlar.

Kişi, bir başkasının motor aktivitesini izlerken veya hayal ederken(imgelerken) de kişide; primer motor korteks aktivasyonu olmadan premotor korteks aktivasyonu sağlanır ve beyninin premotor korteks alanlarında aynı hareket paternini oluşturacak olan nöral ağlarda bir aktivasyon açığa çıkmaktadır.

Hareketi izlemek, gözlemlemek**Hareketi imgelemek, hayal etmek****Hareketi icra etmek**

Şekil 1: Hareketi izlemek, hayal etmek ve icra etmek sırasında oluşan nöral aktivitelerin temsili (18).

Ayna terapisi, kortikal ağları aktive eden ve kompleks bölgesel ağrı sendromu, fantom ağrısı ve hemipleji rehabilitasyonunda başarıyla kullanılan bir tedavi stratejisidir. Ayna terapi sayesinde motor öğrenmede birincil olarak sorumlu olan premotor kortekste aktivasyon ve reorganizasyon aracılığıyla tedavi edici etki oluşturulur. Etkilenmemiş elin yansıması, etkilenmiş elin görsel feedback'i yerine geçirilir. Ayrıca görsel hafıza ile de etkilenmiş elin, eskiden var olan doğru görsel hafızaları canlandırılır. Ayna terapi ile kişilerin beyinlerinde dinamik görsel feedback oluşmakta ve hareketle birlikte kişilerin ağrısı yokmuş gibi deneyimlemeleri amaçlanmaktadır. Kişinin algısında etkilenmiş elinin yerini etkilenmemiş elin aynadaki yansıması alır ve ağrı olmadan hareketin ilüzyonu oluşturulur. Beyinde ilüzyon etkisi sonucunda kortikal reorganizasyonun sağlanabildiği gösterilmiştir (19). Bozulmuş olan vücut imajı ve bu sebeple oluşan duysal ihmal ayna terapideki doğru görsel feedback'lerle restore edilir. Duysal sinyallerin ve motor performansın artması sağlanarak aynı zamanda öğrenilmiş kullanmamanın önüne geçilerek, kortikal reorganizasyon sağlanmaya çalışılmaktadır. Ayna terapi ilk 2 aşamayla oluşan doğru kalıptaki motor çıktı ve etkilenmemiş elin doğru duysal feedback'ini bağdaştırır ve uzlaştırır.

3. AMİ AŞAMALARI VE UYGULANIŞI

3.1. AŞAMA -1: SAĞ-SOL AYRIMI EĞİTİMİ

Bu aşamanın amacı sebebiyle oluşmuş olan disinhibisyonu ortadan kaldırdığı ve intrakortikal inhibisyonu geliştirdiği öne sürülür. Böylece motor ağların kesinliği ve netliği bireye kazandırılır. Uzun lateralizasyonunu yapabilmek için mental rotasyon(zihinsel olarak görüntüyü çevirme) ve uzaysal konumlama yeteneklerinin birlikte kullanılması gerekmektedir. Bu yeteneklerin azalmasıyla bireylerde uzun lateralizasyonunu tanımlamak için gerekli reaksiyon süresinde artışlar görülmek-

tedir. Bu durumlar SVO, Parkinsonizm, Fantom Ağrısı ve Kompleks Bölgesel Ağrı Sendromu Tip-1 olarak belirtilmiştir (20).Bu aşamada bireye etkilenmiş uzvu dikkate alınarak (yani örneğin, el ile ilgili ağrısı veya hareket problemi varsa el resimleri, boyun ile ilgili ağrısı veya hareket problemi varsa boyun resimleri) uzuv resimleri gösterilir. Sağ uzuv mu yoksa sol uzuv mu olduğunu ya da sırtta, belde ve boyunda vücudun ne tarafa döndüğünü anlamaya çalışması istenir.

Kişilerden fotoğraflara bakarken kendi uzuvlarına odaklanmaması, fotoğraftaki uzva bakarak hızlıca sağ ya da sol tahmini yapmaları istenir (kapalı motor imgeleme). Doğru/yanlış sayısı ve her bir resim için cevap süresi kayıt edilir. İkinci aşamaya geçebilmek için düşünmeden veya hayal etmeden fotoğraflar bilinmelidir. En az 1 hafta boyunca bu sonuçlar sürdürebilmişe 2. aşamaya geçilir. İkinci aşama devam ederken bu aşamaya da devam edilebilir. Bu yetenek ne kadar iyi geliştirilirse 2. aşamaya ve hareketin niteliğine o kadar katkı sağlayacaktır.

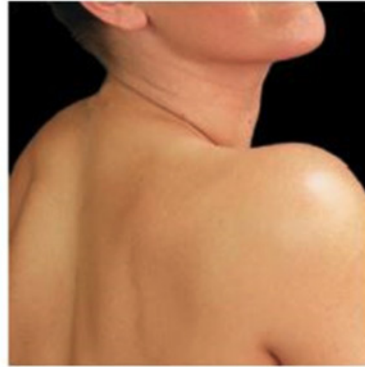
3.2. AŞAMA-2: MOTOR İMGELEME

Motor imgeleme: Herhangi bir motor aktivite gerçekleştirilmeden planlı ve yoğun bir şekilde kişinin zihninde canlandırma yaparak yeni bir hareketi öğrenmesi ya da bilinen bir hareketin kalitesinin artırılması sürecidir (13, 21). Bu aşama düşünce sürecidir ve yaratıcılık gerektirir. İmgelemede bilinçli olma hali vardır. Görme, işitme, koku alma, dokunma ve kinestezi duyuları da yer almaktadır. İmgelemede herhangi bir aktiviteyi gerçekte yapmıyorken; görseli zihinde görerek, görseldeki gibi hareketi hissederek, görselin tadını ya da kokusunu duyumsayarak ve sesini işiterek zihinsel canlandırma yoluyla deneyimleme imkânı vardır (13).

İmgeleme sırasında ilgili kasın istirahat membran potansiyelinde yaklaşık 10 mV kadar eşik değere yaklaşma görülür. Aktiviteyi icra etmeden



Farklı pozisyonlarda sade arka plana sahip el fotoğrafları



Farklı pozisyonlarda sade arka plana sahip boyun fotoğrafları

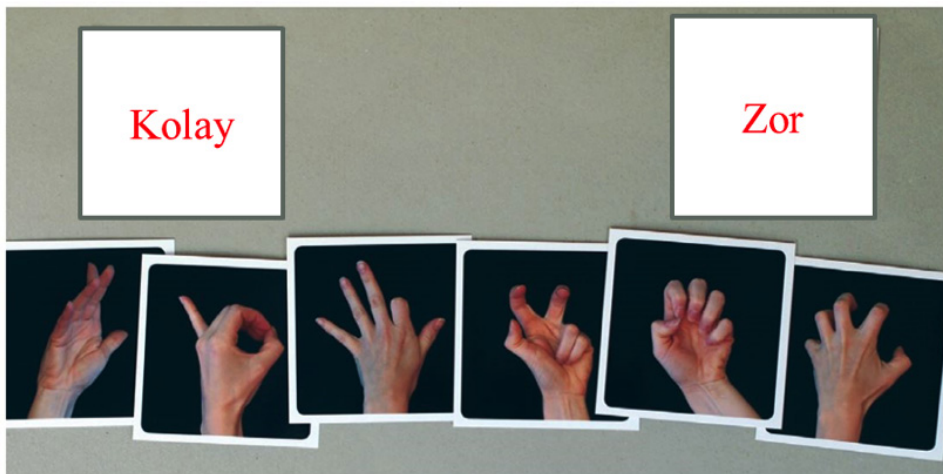
Resim 1: Bireye AMİ'nin ilk aşamasında gösterilen fotoğraflardan bazı örnekler (18).

sadece imgeleyerek beynin o aktiviteyi sanki gerçekleştiriyormuş gibi aynı elektriksel tepkiler vererek aynı nörokimyasal mekanizmaları harekete geçirmesi aynı sinir yollarını uyarması ve hareketle ilgili kaslarda da benzer tepkilere neden olmasına "Carpenter Etkisi" veya "İdeomotor Etki" adı verilmektedir (22). İmgeleme aynı zamanda hareketin daha akıcı ve otomatik hale gelmesine katkı sağlamaktadır.

Birinci aşamada kullanılan fotoğraflar burada da kullanılmaktadır. Fotoğraftaki ele baktıktan sonra kendi elini düşünerek fotoğraftaki hareketi yaptığını hayal etmesi istenir. Basit hareketlerin

bulunduğu resimlerden karmaşık hareketlerin bulunduğu resimlere doğru ilerlenir. İmgeleme aşamasında ağırlık artışı görüldüğü takdirde 1. aşamaya geri dönülmektedir.

Önce kişiden elinin şeklinin sadece bu pozisyonda olduğunu hayal etmesi istenir. Ardından elinin şeklinin istirahat halinden bu resimdeki pozisyona gelme hareketini ve bu pozisyondan tekrar istirahat haline dönme hareketini hayal etmesi istenir. Daha sonra bu pozisyona gelme hareketi yapılırken eklemlerin nasıl büküldüğü, tendonların nasıl gerildiği, deri katlanmalarının nasıl oluştuğunu, parmakların birbirine nasıl temas ettiğini hayal



Şekil 2: El fotoğraflarında kolaydan zora gidiş (18).

ederek hissetmesi istenir. Dikkat edilmesi gereken hız değil "tıpkı gerçekmiş gibi" diyebilecek kadar güçlü, konsantre ve doğru bir şekilde hayal ettir-mektir. Fotoğraflardaki hareketlerin hayal edilme-sinde ağrı artmadığında ve ağrıda azalma oluştu-ğunda 3. aşamaya geçilir.

3.3. AŞAMA-3: AYNA TERAPİ

Kişi sağlam taraf hareketlerini ayna karşısın-da yaparken hasta taraf için normal değerlerde ve ağrısız bir şekilde hareketi yapma hissi ve al-gısı oluşur. Görsel yollar aracılığıyla propriyoseptif duyuların artırılmasını hedefleyen, motor per-formansla ilgili görsel geri bildirim veren aynı za-manda uygulanan eğitimin veya rehabilitasyonun etkisini arttıran bir tedavi yöntemidir (23). Hasta dikkatini kutu dışındaki eline değil aynadaki gö-rüntüye vermelidir.



Resim 2: el için ayna kutusu ve ayna terapinin uygulandığı (18).

Ayna kutusu kullanımında ilerleme örnekleri ve ipuçları	
Daha fazla hassas	
KUTUNUN İÇİNDE	KUTUNUN DIŞINDA
➤ Rahat bir pozisyonda eli dinlenme halinde tut ➤ Eli istirahat pozisyonunda tut ➤ Eli istirahat pozisyonunda tut ➤ Parmaklarda hafif bir bükülme ile eli istirahat halinde tut ➤ Ağrı sınırında bileği yukarı-aşağı bük başparmağıyla tek tek parmaklarına dokun ve hafifçe bastır ➤ Yumruk yap biraz rahatsızlık hissiyle bastır. ➤ Kutunun dışındaki elle eş zamanlı olarak tekrar et ➤ Eli ve bileğini tam rotasyon'a(supinasyon-pronasyon) getir ➤ Her iki eli tam normal hareketiyle hareket ettir ve bazı ekstra görevler içersin örneğin bir top sıkma veya yazı yazma ➤ Bıçak gibi daha tehlikeli cisimleri içeren aktiviteler	➤ Eli kutunun içindeki el ile aynı pozisyonda dinlenme halinde tut ➤ Eli döndür ➤ Her bir parmağa ayrı ayrı opozisyon yaptır ➤ Yumruk yap daha sonra yavaşça gevşet ve tekrarla ➤ Hareketin full range'ı boyunca bileği yukarı aşağı bük ➤ Parmaları opozisyona getir ve biraz kuvvetle birbirine bastır ➤ Yumruk yap ve tekrarlı olarak sık ➤ Full hareket range'ı boyunca kutunun içindeki eli kopyala ➤ Kutunun içindeki eli kopyala ➤ Kutunun içindeki eli kopyala
Daha az hassas	

Şekil 3: Ayna kutusu kullanımında ilerleme örnekleri ve ipuçları (18).

Ayna terapisinin en çok kullanıldığı ve üzerinde en çok araştırmanın yapıldığı konu kronik ağrıdır (23-25). Kronik ağrı, anormal kortikal değişiklikler sebebiyle bazı anormal davranışsal cevaplara sebep olur. Bunlar: ağırlı vücut parçasının anormal algılanması, istemli hareketin zayıflaması, hayal etme performansının motor anlamda etkilensidir. Ayna terapi ile bir ilüzyon oluşturularak hareketle birlikte kişilerin ağrısı yokmuş gibi deneyimlemeleri sağlanmaktadır. Bu ilüzyon etkisi ile ağrı sebebiyle oluşmuş olan anormal kortikal değişiklikler geri çevrilebilir. Beynin hayal ile gerçeği birbirine çok benzetmesi sayesinde ayna terapisi işe yarar.

Ayna terapi ile hareketi hayal etmekten biraz daha fazla, icra etmekten biraz daha az kortikal aktivasyon oluşturulur. Öğrenilmiş çaresizlik ve öğrenilmiş kullanmamanın önüne geçilerek nöroplastisitenin hızlanması yönünde çalışılmaktadır. Ayna terapide ilerleme örnekleri şekil 3'te gösterilmiştir.

Aşamalı Motor İmgeleme Yaklaşımı'nın işleyişi şekil 4'te özetlenmiştir. İlk aşamada ağrının artması ile karşılaşılırsa herhangi bir kişi hareketi yaparken onun yaptığı hareketi izleme aşamasına dönülür ve bu aşamadan başlanır. Motor empati aşamasında bir süre kalındıktan sonra sağ-sol ayrımı eğitimi aşamasına geçilerek devam edilir.

Aşamaların uygulanma süreleri, yoğunluğu ve tekrar sayısı kişiye özel olarak belirlenmelidir. Çalışmalarda tedavi süresi her bir aşama için 2-3

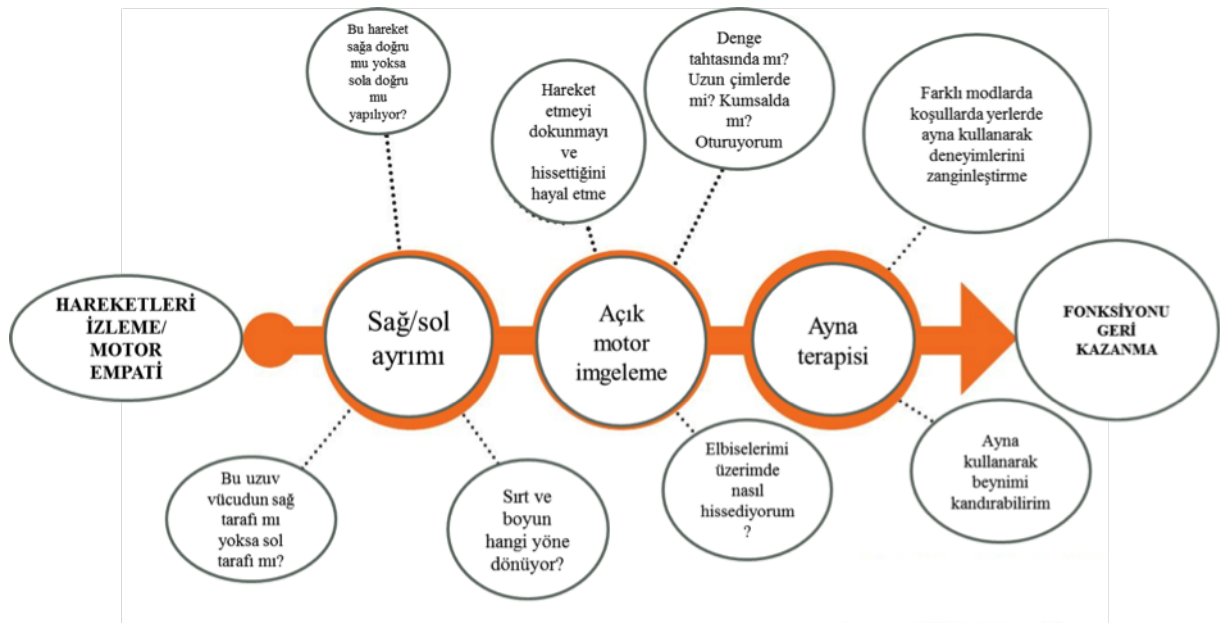
hafta olmak üzere toplam 6-8 hafta olarak uygulanmıştır (1, 2, 9-11, 26). Tedavi süresi kişinin ağrı durumuna ve fonksiyonu kazanabilme durumuna göre düzenlenir.

4.SONUÇ

Aşamalı motor imgeleme yaklaşımı kendi içinde bir sistematığı olan kronik ve patolojik ağrı başta olmak üzere hemipleji gibi, kırık sonrası fonksiyonu geri kazanma gibi durumlarda da kullanılabilen kanıt değeri yüksek güncel bir yaklaşımdır. AMİ, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon' da kronik ağrılı durumlarda başa çıkabilmek için sağlam bilimsel temellere oturtulmuş yaklaşımlardan bir tanesidir. Klinik pratikte ayrı ayrı uygulanan yaklaşımların bu konsept içerisinde belirli bir sırayla ve süreyle uygulanması gerektiği AMİ ile ortaya konulmuştur. AMİ'nin geliştirilmesi, farklı hastalıklar ve durumlar için uygulanabilir bir yaklaşım olması için bu konularda çalışmalara ihtiyaç vardır.

5.TEŞEKKÜR

Çalışma ünitemde desteklerini her zaman hissettiğim hocalarım Prof. Dr. Kadriye Armutlu'ya, Yard. Doç. Dr. Ayla Fil Balkan'a Dr. Fzt. Yeliz Salcı'ya ve asistan arkadaşlarıma en içten duygularıyla teşekkür ederim.



Şekil 4: Aşamalı Motor İmgeleme yaklaşımı aşamalarına genel bakış (18).

6. KAYNAKLAR

- Moseley GL. Graded motor imagery is effective for long-standing complex regional pain syndrome: a randomized controlled trial. *Pain*. 2004;108(1-2):192-8.
- Moseley GL. Graded motor imagery for pathologic pain: a randomized controlled trial. *Neurology*. 2006;67(12):2129-34.
- Manisha U, Kumar Senthil P, Manu G. Graded Motor Imagery Program—A Review. *Indian Journal of Medical & Health Sciences*. 2014;1(2).
- Priganc VW, Stralka SW. Graded motor imagery. *Journal of Hand Therapy*. 2011;24(2):164-9.
- Moseley GL. Is successful rehabilitation of complex regional pain syndrome due to sustained attention to the affected limb? A randomised clinical trial. *Pain*. 2005;114(1-2):54-61.
- Daly AE, Bialocerkowski AE. Does evidence support physiotherapy management of adult Complex Regional Pain Syndrome Type One? A systematic review. *European Journal of Pain*. 2009;13(4):339-53.
- Bowering KJ, O'Connell NE, Tabor A, Catley MJ, Leake HB, Moseley GL, et al. The effects of graded motor imagery and its components on chronic pain: a systematic review and meta-analysis. *The Journal of Pain*. 2013;14(1):3-13.
- Méndez-Rebolledo G, Gatica-Rojas V, Torres-Cueco R, Alborno-Verdugo M, Guzmán-Muñoz E. Update on the effects of graded motor imagery and mirror therapy on complex regional pain syndrome type 1: a systematic review. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2017;30(3):441-9.
- Uttam M, Midha D, Arumugam N. Effect of graded motor imagery on upper limb motor functions and quality of life in patients with stroke: a randomized clinical trial. *International Journal of Therapies and Rehabilitation Research*. 2015;4(1):43.
- Polli A, Moseley GL, Gioia E, Beames T, Baba A, Agostini M, et al. Graded motor imagery for patients with stroke: a non-randomized controlled trial of a new approach. *European journal of physical and rehabilitation medicine*. 2017;53(1):14-23.
- Limakatso K, Corten L, Parker R. The effects of graded motor imagery and its components on phantom limb pain and disability in upper and lower limb amputees: a systematic review protocol. *Systematic reviews*. 2016;5(1):145.
- Dilek B, Ayhan C, Yagci G, Yakut Y. Effectiveness of the graded motor imagery to improve hand function in patients with distal radius fracture: A randomized controlled trial. *Journal of Hand Therapy*. 2017.
- Dilek B. Distal radius uç kırığında aşamalı motor görselleme eğitiminin el fonksiyonlarına etkilerinin araştırılması [Doktora tezi]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2015.
- Pınar L. Sinir ve Kas Fizyolojisi Temel Bilgileri: Akademisyen Kitabevi; 2016.
- Schwoebel J, Coslett HB, Bradt J, Friedman R, Dileo C. Pain and the body schema: effects of pain severity on mental representations of movement. *Neurology*. 2002;59(5):775-7.
- Fishbain DA, Cutler R, Rosomoff HL, Rosomoff RS. Chronic pain-associated depression: antecedent or consequence of chronic pain? A review. *The Clinical journal of pain*. 1997;13(2):116-37.
- Breckenridge J, Ginn K, Wallwork S, McAuley J. Does Upper Limb Pain Affect the Left/Right Judgment Task? A Systematic Review and Meta-analysis. *HAND*. 2016;11(1_suppl):136S-S.
- Moseley GL. The graded motor imagery handbook: Noigroup publications; 2012.
- Murru EC, Martin Ginis KA. Imagining the possibilities: the effects of a possible selves intervention on self-regulatory efficacy and exercise behavior. *J Sport Exerc Psychol*. 2010;32(4):537-54.
- Reinersmann A, Haarmeyer GS, Blankenburg M, Frettlow J, Krumova EK, Ocklenburg S, et al. Left is where the L is right. Significantly delayed reaction time in limb laterality recognition in both CRPS and phantom limb pain patients. *Neurosci Lett*. 2010;486(3):240-5.
- Saimpont A, Malouin F, Tousignant B, Jackson PL. Motor imagery and aging. *Journal of motor behavior*. 2013;45(1):21-8.
- Elçi G, Ağbuğa B, Işık U, Öztıp E. İMGELEME ÇALIŞMASININ 9-13 YAŞ YÜZME SPORCULARINDA BECERİ GELİŞİMİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ. *Pamukkale Journal of Sport Sciences*. 2013;4(3).
- Cacchio A, De Blasis E, De Blasis V, Santilli V, Spacca G. Mirror therapy in complex regional pain syndrome type 1 of the upper limb in stroke patients. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2009;23(8):792-9.
- Selles RW, Schreuders TA, Stam HJ. Mirror therapy in patients with causalgia (complex regional pain syndrome type II) following peripheral nerve injury: two cases. *Journal of rehabilitation medicine*. 2008;40(4):312-4.
- Chan BL, Witt R, Charrow AP, Magee A, Howard R, Pasquina PF, et al. Mirror therapy for phantom limb pain. *New England Journal of Medicine*. 2007;357(21):2206-7.
- Lindner O. Graded Motor Imagery for Pathologic Pain: A Randomized Controlled Trial. *Manuelle Therapie*. 2008;12(1):33-4.

Nörolojik Hastalıklarda Yorgunluk

Fatigue in Neurological Diseases

Uzm. Fzt. Fatma AYVAT, Dr. Fzt. Ender AYVAT

Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

E-mail: fatma.avcu@hacettepe.edu.tr

ÖZET

Yorgunluk, nörolojik hastalıklarda en sık görülen semptomlardan birisidir. Normal yorgunluktan farklı olarak, nörolojik hastalıklarda açığa çıkan yorgunluk "tüketici bir his" olarak tanımlanmaktadır. Özellikle Multiple Skleroz, Amyotrofik Lateral Skleroz ve Myasthenia Gravis hastalıklarında, hastalığa özgü semptomları daha da kötüleştirilmesi ve dinlenmeyle geçmeyen bir his olarak tanımlanması nedeniyle büyük önem taşımaktadır. Altında yatan patofizyolojik mekanizma tüm nörolojik hastalıklarda farklılık göstermekle birlikte, öznel bir semptom olması ve psikolojik faktörlerden etkilenmesi nedeniyle aynı hastalığa sahip hastalarda bile farklılık gösterebilmektedir. Fizyolojik ve psikolojik faktörlerden etkilenen çok boyutlu bir kavram olması nedeniyle; değerlendirme ve tedavi yöntemleri de hastaya özgü olarak çok boyutlu bir şekilde planlanmalıdır.

Anahtar kelimeler: Yorgunluk, Nörolojik hastalıklar, Değerlendirme, Tedavi.

ABSTRACT

Fatigue is one of the most common symptoms in neurological diseases. Unlike normal fatigue, in neurological diseases fatigue is defined as a "exhausting feeling". Especially in Multiple Sclerosis, Amyotrophic Lateral Sclerosis and Myasthenia Gravis diseases, it has great importance because it makes symptoms of the disease worse and it is defined as a feeling not disappear with resting. The underlying pathophysiological mechanism varies in all neurological diseases, also it may be even different in patients with the same disease because of being a subjective symptom and being affected by psychological factors. Because of being a multidimensional concept influenced by physiological and psychological factors; evaluation and treatment methods should be planned in a multidimensional manner specific to the patient.

Key words: Fatigue, Neurological diseases, Assessment, Treatment.

1. GİRİŞ

Yorgunluk; hem fizyolojik hem de psikolojik yönleri olan çok boyutlu bir kavramdır. Fizyolojik yorgunluk; genellikle egzersiz sırasında istemli kuvvet üretimindeki kapasite kaybı olarak tanımlanmaktadır (1). Güç üretme kapasitesinin kaybı, merkezi ve periferik faktörlere bağlı olabilmektedir. Bu nedenle fizyolojik yorgunluk; merkezi yorgunluk ve periferik yorgunluk olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (2).

Merkezi yorgunluk; merkezi sinir sisteminin disfonksiyonuna bağlı olarak gelişen maksimum kuvvet kapasitesinin gerçekleştirilememesidir (2). Periferik yorgunluk ise; kas dokusunda meydana gelen yorgunluk olarak adlandırılır. Laktat ve hücre dışında meydana gelen potasyum birikimi, pH düşmesi ile birlikte membran uyarılabilirliğini etkilemekte ve böylece periferik yorgunluk gelişmektedir (3).

Yorgunluğun psikolojik yönüne bakıldığında ise; yorgunluğun subjektif doğasından, hastaların yorgunluğu algılayış biçimlerinden bahsetmek gerekir. Her hastanın çok farklı yorgunluk tanımları olabilmektedir, bu nedenle hastaların bakış açılarının sorgulanması oldukça önemlidir (2).

2. NÖROLOJİK HASTALIKLARDA YORGUNLUK

Nörolojik hastalıklarda; altta yatan patolojiye göre farklı yorgunluk tanımlamaları karşımıza çıkabilmektedir. Nörolojik hastalardaki yorgunluğun sağlıklı bireylerdeki yorgunluktan farkı; hastalar için tüketici bir his olması, uzun süre boyunca geçmemesi, hastalığın var olan semptomlarını kötüleştirebilmesi, çok boyutlu bir özellik taşıması ve hastaların yaşam kalitelerini ciddi anlamda etkilemesidir. Özellikle nörolojik hastaların problemlerinin biyopsikososyal bir bakış açısıyla incelenmeye

başlanması, bu hastalardaki yorgunluk problemi-ne de bakış açısını değiştirmiştir. Fiziksel, bilişsel, psikolojik ve kişisel birçok faktör, nörolojik hastalarda yorgunluk üzerinde etkili olmaktadır. Bu nedenle çok boyutlu bir yaklaşımla değerlendirilmesi ve tedavi edilmesi büyük önem taşımaktadır (4).

Bu derlemede; farklı nörolojik hastalıklarda yorgunluğun patogenezi incelenerek; uygun değerlendirme ve tedavi yöntemleri ele alınacaktır.

3. MULTIPLE SKLEROZDA YORGUNLUK

Yorgunluk, Multiple Skleroz (MS) hastalarında en yaygın olarak görülen ve yaşam kalitesini en çok etkileyen semptomlardan birisidir. MS hastaları, %50-90 oranları arasında yorgunluk şikayetlerinin olduğunu belirtmişlerdir (5,6). MS yorgunluğu, İngiltere Multiple Skleroz Derneği tarafından "belirgin bir nedenden ötürü aşırı yorgunluk hissi" olarak tanımlanmaktadır. MS yorgunluğundan, normal yorgunluğa göre kişiyi çok daha fazla etkileyen ezici bir yorgunluk hissi olarak bahsedilmektedir (7). Sürekli tükenmişlik hissi, MS'de retiküler sistem, limbik sistem ve bazal gangliyon gibi uyarılma ve dikkat yollarındaki lezyonlar sonucu açığa çıkan merkezi yorgunluğun bir özelliğidir (8).

MS'li hastaların yaşadığı yorgunluk, sağlıklı bireylerde ya da diğer hastalıklarda görülen yorgunluktan farklıdır (9) ve özellikle günlük yaşam aktivitelerinde önemli bir fiziksel ve psikolojik yük taşımaktadır (10). MS yorgunluğunun patofizyolojisiyle ilgili kesin kanıtlar olmamakla birlikte, birçok teori öne sürülmüştür:

1. Sitokin etkileri: İnterferon- γ (IFN- γ) ve tümör nekroz faktörü-a (TNF-a) ve interlökin-1, 6 ve 10 gibi proinflatuar sitokinlerinin, MS yorgunluğuna eşlik ettiği gösterilmiştir (11).

2. Serebral lezyonlar: Pozitron emisyon tomografi (PET) ve fonksiyonel MRI (fMRI) gibi teknikler kullanılarak yapılan çalışmalar, yorgunluğun hem serebral korteksi hem de talamus ve kaudat çekirdek gibi derin yapıları içeren gri madde patolojisinden kaynaklanabileceğini düşündürmektedir (12).

3. Kortikal atrofi: MS hastalarında hem gri cevher, hem de beyaz cevherde belirgin atrofi saptanmış, bunun yanı sıra korpus kallosum atrofisinin bulunduğu gösterilmiştir (8).

4. Hipotalamo-hipofiz-adrenal eksen disfonksiyonu: Hipotalamusta açığa çıkan bu patolojinin, MS'de yorgunluğa neden olan en önemli etkenlerden biri olduğu gösterilmiştir. MS hastalarında hipotalamus içindeki azalmış interlökin-1

beta'ya (IL-1 β) bağlı olarak nöroendokrin, davranışsal ve otonomik işlevsellikteki problemler nedeniyle MS yorgunluğu tetiklenmektedir (13).

5. Nöral devrelerin aktivasyonu: Merkezi sinir devresinin artan aktivasyonunun MS yorgunluğu ile ilişkili olduğunu gösteren kanıtlar da mevcuttur. Ancak MSS'nin hiperaktivasyonunun yorgunluğun nedeni mi sonucu mu olduğu belirsizdir (7).

6. Akson hasarı: Yaygın serebral aksonal hasarın yorgunluk ile ilişkili olabileceği varsayılmıştır (14).

MS hastalarında, yukarıda bahsedilen birincil yorgunluğun yanı sıra; hastalığın diğer semptomlarına ikincil olarak gelişen yorgunluktan da bahsetmek gerekir. Yorgunluğun değerlendirilmesinde ve tedavi stratejilerinin planlanmasında; birincil yorgunluğu ikincil yorgunluktan ayırmak çok önemlidir, ancak bunu yapabilmek oldukça zor olmaktadır (15).

Hastalık semptomlarına ikincil olarak gelişen yorgunluktan bahsederken; bu faktörlerin yorgunluğun gerçekten sebebi mi olduğu, yoksa yorgunluğun sonucu olarak mı açığa çıktığını anlamak gerekir. Ancak bu faktörlerin sebep ya da sonuç olması; birçok hastada farklılık gösterebilmektedir, bu nedenle net bir yorum yapmak çoğu zaman mümkün değildir. Depresyon, bu faktörlerin başında gelmektedir. Yorgunluk ve depresyonun yüksek oranda korele olduğunu ve depresif duygu durumunun MS hastalarında yorgunluğun anlamlı yordayıcısı olduğu öne sürülmektedir (16). Diğer faktör; uyku problemleridir. MS hastalarının yaklaşık %50'sinin uyku problemini bildirdiklerini gösterilmiştir. Uykuya dalmanın yanı sıra, ağrı, kas spazmları, periyodik ekstremiteler hareketleri ve anksiyete gibi hastalıkla ilgili birçok faktör gece boyunca uyanmalara sebep olabilmektedir (17).

4. PARKİNSON HASTALIĞINDA YORGUNLUK

Yorgunluk, Parkinson hastalığında sık görülen, rahatsız edici, non-motor bir semptom olarak kabul edilmekte ve hastaların %30-56'sını etkilemektedir (18). Bir çalışmada, yorgunluğun otonomik disfonksiyondan (mesane ve bağırsak etkilenimi) sonra en yaygın olarak görülen ikinci non-motor semptom olduğu gösterilmiştir (19). Bununla birlikte, yorgunluğun altında yatan ayrıntılı patofizyolojik mekanizmalar yeterince anlaşılamamıştır (20).

Literatürde, Parkinson hastalığında yorgunluğun patofizyolojisiyle ilgili farklı teoriler bulunmaktadır. Parkinson hastalarında periferik yor-

gunluğun olduğu ve tekrarlayan kasılmaların güç kaybına neden olduğu öne sürülmektedir (21). Chaudhuri ve arkadaşları, sitokin etkisi, hipotalamo–hipofiz–adrenal eksen anormallikleri, bazal gangliyon devrelerindeki inflamasyon gibi birçok potansiyel fizyopatolojik mekanizmayı önermektedir (4). Her bir teori ne kadar mantıklı olsa da, bu teorileri destekleyecek çalışmalar yeterli bulunmamaktadır.

Parkinson hastalarında fiziksel yorgunluk, genellikle yetersiz uyku veya fiziksel efordan sonra ifade edilmektedir, bu nedenle güç üretimindeki azalma nedeniyle açığa çıktığı düşünülmektedir. Zihinsel yorgunluk ise; zorlayıcı bir zihinsel aktiviteden sonra açığa çıkmakta; zihinsel süreç yavaşlamakta ve yeni bir aktiviteyi başlatmak için gereken motivasyon azalmaktadır (21).

Literatürde; depresyon ve uyku problemleri de dahil olmak üzere, Parkinson hastalarında yorgunluk ile yakından ilişkili olan birçok faktör olduğu öne sürülmüştür (22). Parkinson hastalığı, diğer nörolojik hastalıklardan farklı olarak daha çok yaşlı popülasyonu etkileyen bir hastalıktır. Bu nedenle, bu grupta yaşlılık nedeniyle açığa çıkan kardiyovasküler problemler, kemik ve eklem hastalıkları ve nörovasküler bozukluklar; hastaların yorgunluk şikayetlerinin artmasına yol açabilmektedir (23). Bu nedenle; Parkinson hastalarında yorgunluğun hastalığa özgü olarak ya da komorbid etkenlere bağlı olarak gelişip gelişmediğini anlamak, yorgunluk tedavisinin planlanmasında oldukça önemlidir (24).

Son yıllarda yapılan çalışmalar, yorgunluğu Parkinson hastalığında önemli bir araştırma değişkeni haline getirmiş ve birçok çalışma Parkinson hastalığında yorgunluğun klinik önemini vurgulamıştır. Parkinson hastalığında yorgunluğun meydana gelmesinde biyolojik, klinik ve psikososyal birçok değişken rol oynayabilmektedir (21). Bu nedenle yorgunluğun ortaya çıkmasına neden olan faktörlerin tanınması ve doğru bir şekilde yönetilmesi büyük önem taşımaktadır.

5. İNME SONRASI YORGUNLUK

Yorgunluk, inme sonrası sık ve uzun süreli olarak görülen bir problemdir. İnme sonrası yorgunluğun görülme oranı %23 ile %75 arasında değişmektedir. Görülme oranının bu kadar değişken olmasının sebebi olarak; inme sonrası geçen zamanın, patolojilerin ve yorgunluğun değerlendirme yöntemlerinin farklı olması gösterilmektedir (25).

İnme sonrası görülen yorgunluğun etyolojisi ve mekanizması tam olarak bilinmemekle birlikte; muhtemel bazı bileşenler tanımlanmaktadır. Tanımlanan muhtemel bileşenler; kişisel faktörler, inme karakteristikleri, inme öncesi tanımlanan yorgunluk, komorbidite ve biyo belirteçlerdir. Kişisel faktörler olarak ileri yaş ve kadın cinsiyet gösterilirken; inme karakteristikleri olarak inme sayısı ve nörolojik defisit oranı tanımlanmaktadır. Bu faktörler bazı çalışmalarda yorgunluk ile ilişkili olarak yorumlanırken, bazılarında ise yorgunluk ile ilişkili bulunamamıştır. İnme öncesi yorgunluğun görülmesi ve kardiyovasküler hastalık, diyabet gibi komorbid faktörlerin; inme sonrası yorgunluk görülme riski ile ilişkili olabileceği gösterilmiştir (26). Biyo belirteçler ele alındığında ise, pek çok faktör göze çarpmaktadır. Bir çalışmada, inme sonrası görülen yorgunluğun motor korteksteki azalan eksitabilite ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (27). Bazı çalışmalarda, yorgunluğun inflamatuvar sitokinler ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (28,29). Başka bir çalışmada, yorgunluğun inmeden sonra yaygın olarak gözlenen fiziksel etkilenebilirlik şiddeti ile ilişkili olabileceği gösterilmiştir (30). Beyin sapında ve beynin diğer kısımlarında yükselen retiküler aktivasyon sisteminin hasarı ile ilgili dikkat bozukluğundan kaynaklanabileceğini (31), sağ hemisfer lezyonu olan hastalarda daha fazla görülebileceğini (32) ve nöroendokrin düzensizliklerinden etkilenebileceğini savunan çalışmalar da bulunmaktadır (33).

Tüm bu muhtemel bileşenler inme sonrası yorgunluğun tanımlanmasında büyük önem taşımasına rağmen; hastaların yorgunluğa bakış açısını değerlendirmek de oldukça önemlidir. İnme sonrası yorgunluk şikayeti olan hastalar; daha fazla uyuma ihtiyacı duyduklarını, yapmak istedikleri birçok şeyi yapamadıklarını ve bu durumun depresyon ve motivasyon eksikliği yaşamalarına neden olduğunu bildirmektedirler (34).

6. NÖROMÜSKÜLER HASTALIKLARDA YORGUNLUK

Yorgunluk, nöromusküler hastalıklar grubunda sıklıkla bildirilen bir semptomdur, tanımı farklı hastalık alt gruplarında farklı olmasına rağmen, hastalar toplamda %80 oranında yorgunluktan şikayet etmektedirler. Özellikle ALS ve myastenia gravis grubunda günlük yaşam üzerine etkilerinin fazla olması nedeniyle daha fazla çalışma karşımıza çıkarken, metabolik miyopatilerde ise tanı koyma aşamasında en önemli faktör olması nedeniyle en başta değerlendirilmesi gereken temel semptomlardan biri olmaktadır (35).

6.1. MİYOPATİLER VE MUSKÜLER DİSTROFİLER

Metabolik miyopatilerde, herhangi bir motor etkilenim olmadan ana semptom olarak kas yorgunluğu karşımıza çıkabilmektedir. Bu semptomun nedeni, egzersiz sırasında meydana gelen enerji eksikliğidir ve bu durum periferik yorgunluk olarak adlandırılır. Bu yorgunluk, akut yorgunluk olarak görülmektedir, aynı zamanda kramplar ve miyaljiler bu yorgunluğa eşlik etmektedir. Diğer bir önemli özelliği ise; egzersiz sırasında açığa çıkması ve dinlenme sırasında kaybolmasıdır (35).

Mitokondriyal miyopatilerde ise; oksidatif fosforilasyon mekanizmasındaki problem nedeniyle yorgunluk açığa çıkmaktadır. Egzersiz sırasında yorgunluk ve miyalji sıklıkla görülmektedir. Yavaş ve uzun süreli egzersizin (yani oksidatif mekanizmaya ihtiyaç duyan egzersizin) yorgunluk semptomlarını açığa çıkarması, bu hastalığın en belirgin özelliğidir (35).

Musküler distrofilerde genellikle yorgunluk; herhangi bir görevin gerçekleştirilmesi ve/veya gerçekleştirilememesinden sonra akut olarak karşımıza çıkmaktadır. Akut yorgunluk, genellikle ekssentrik bir egzersizin ardından kasın aşırı çalışması sonucu meydana gelmektedir. Sıklıkla sarkomerinin rüptürü ile sonuçlanır. Eğer kasa uygulanan yük devam ederse; kalıcı zayıflık ve kronik yorgunluk açığa çıkar. Bu hastalık grubunda kronik yorgunluk, tüketici bir his olarak tariflenmektedir (36).

Musküler distrofi hastalarında meydana gelen kas zayıflığı ve yorgunluk semptomları, fiziksel aktivite düzeyini azaltmaktadır. Fiziksel inaktivite, vücut kütle indeksinin artmasına, solunum ve kardiyak fonksiyonlarının kötüleşmesine neden olmakta; bu semptomlar da yorgunluk şikayetini daha da fazla artırmaktadır (36).

Myotonik distrofilerde diğer musküler distrofilere farklı olarak multisistemik bir tutulum gözlenmekte, serebral etkilenim görülebilmesi nedeniyle yorgunluğun sadece periferik kaynaklı olmayıp, merkezi yorgunluk olarak da karşımıza çıkabileceği literatürde tanımlanmaktadır (37).

6.2. AMYOTROFİK LATERAL SKLEROZ (ALS)

Amyotrofik Lateral Skleroz (ALS) hastalığı; belirgin kas zayıflığı ve şiddetli motor etkilenim ile seyreden bir hastalıktır. Bu hastalıkta yorgunluk; yüksek prevelansına rağmen diğer klinik problemler aksine, üzerinde daha az çalışılan bir semptom olarak karşımıza çıkmaktadır. ALS'de yorgunluk; kortikospinal yolların etkilenimine bağlı olarak merkezi yorgunluk ve ön motor nöronların etki-

lenimine bağlı olarak periferik yorgunluk olarak görülmektedir. Nöromusküler iletim ve kas metabolizmasında herhangi bir etkilenim olmaması nedeniyle; bu yapıların periferik yorgunluğa bir etkisi bulunmamaktadır (38). ALS'de görülen merkezi yorgunluğun temel nedeninin; inhibitör GABAerjik intrakortikal devrelerin dejenerasyonu olduğu gösterilmiştir (39). Merkezi ve periferik yorgunluk şeklinde görülen fizyolojik yorgunluğun yanı sıra; psikolojik faktörler, solunum problemleri, ilaçlar, uyku kalitesinin azalması nedeniyle sekonder olarak yorgunluk gelişebilmektedir (40). Tüm bu faktörler göz önünde bulundurularak yapılan değerlendirmeler sonucunda ALS hastalarında yorgunluğun yaşam kalitesi üzerindeki olumsuz etkileri daha kolay yönetilebilmektedir (38).

6.3. MYASTENİA GRAVİS

Çalışmalarda, Myastenia Gravis hastalarında %75 ile %89 arasında yorgunluk oranları bildirilmiştir (41) ve bazı hastalarda, yorgunluğun günlük yaşamda hastaları kas güçsüzlüğünden daha fazla etkilediği gösterilmiştir (42). Yorgunluğun dalgalı ve çabuk açığa çıkan yapısı, myastenia gravis hastalarında yorgunluğu kas yorgunluğundan ayırmayı zorlaştırır (43). Bazı çalışmalarda, yorgunluğun periferik kökeni ön planda tutulurken; bazı çalışmalarda ise yorgunluğa neden olan temel problemin otonomik işlev bozukluğu olduğu belirtilmiştir (44).

7. NÖROLOJİK HASTALIKLARDA YORGUNLUĞUN DEĞERLENDİRİLMESİ

Yorgunluğun çok boyutlu bir kavram olması nedeniyle, farklı değerlendirme yöntemleri bulunmaktadır. Fizyolojik yorgunluk ve subjektif yorgunluk olarak iki başlık altında ele alındığında; fizyolojik yorgunluğun merkezi ve periferik alt parametreleri için farklı objektif değerlendirme yöntemleri bulunurken; subjektif yorgunluğu değerlendirmek için de nörolojik hastaların bakış açısını yansıtabilecek farklı yorgunluk anketleri bulunmaktadır (2).

A. Fizyolojik yorgunluğun değerlendirilmesi

a) Periferik yorgunluğun değerlendirilmesi

- *Kuvvet değerlendirmesi:* Periferik yorgunluğun en sık kullanılan, doğrudan ölçüm yöntemidir. Bu yöntemde; egzersiz sonrasındaki dinlenme zamanı süresince elektrik stimülasyonuna verilen kuvvet cevabı, elektrik stimülasyonu öncesindeki kuvvet cevabı ile karşılaştırılır. Açığa çıkan değişim,

kasta meydana gelen kuvvet kaybını açıklamaktadır. Yani; kuvvetteki azalma, yorgunluk şiddetini vermektedir (2).

- **Yüzeyel EMG değerlendirmesi:** Yüzeyel EMG sayesinde, sinirsel uyarının amplitüdü, frekansı ve kas lifinin iletim hızı gibi sarkolemmada meydana gelen değişiklikler değerlendirilebilmektedir (2). Yorgunluk sonucunda meydana gelen birçok değişiklik (laktat birikimi, T-tübüllerde potasyum konsantrasyonundaki artış, pH'da azalma gibi) sarkolemma boyunca iletimin azalmasına; bu nedenle de bu ölçüm yöntemi sonucunda düşük frekans sonuçlarına neden olmaktadır (45).

b) Merkezi yorgunluğun değerlendirilmesi

- **Seğirme enterpolasyonu:** Bu yöntemde; bireylerin motor sinirine ya da motor son plağına elektriksel stimülasyon uygulanırken, maksimum istemli kontraksiyon yapması istenir. Eğer kasın istemli kontraksiyon gücü optimal değerdeyse, elektrik stimülasyonu kuvvette bir artışa neden olmayacaktır. Ancak; istemli kontraksiyon optimal değer altındaysa; elektrik stimülasyonu kuvvet artışı ile sonuçlanacaktır. Bu durum; merkezi aktivasyon bozukluğunu göstermekte, ancak bu merkezi bozukluğun spinal ya da kortikal orijinli olup olmadığını yorumlayamamaktadır (2).

- **Motor korteks stimülasyonu:** Motor korteksin manyetik ve elektriksel stimülasyonu, yapay olarak merkezi sinir sistemini harekete geçirmekte ve kas kasılması ile sonuçlanmaktadır. Yorgunluk sonrasında manyetik stimülasyonu takiben, motor korteks tarafından açığa çıkan uyarı da azalma gözlenmiştir (46).

- **Hazırlık potansiyeli:** Kortikal EEG ölçümünde, motor eylemden yaklaşık bir saniye önce, temel olarak primer motor korteks kaynaklı olarak üretilen bir hazırlık potansiyeli ortaya çıkmaktadır. Hazırlık potansiyelinin genliği, istemli olarak açığa çıkan kuvvetin miktarı ile ilişkilidir (47). Yorgunluğa neden olan bir uygulama sonrasında, periferik yorgunluğun telafi edilmesi amacıyla hazırlık potansiyelinde artış meydana gelmektedir (48).

B. Subjektif yorgunluğun değerlendirilmesi

Fizyolojik yorgunluğu değerlendirmek için kullanılan objektif ölçüm yöntemlerinin, çoğu zaman klinik ortamda kullanımı zor olmaktadır. Bunun yanı sıra, nörolojik hastaların yorgunluk semptomlarını kendi bakış açılarıyla öznel bir şekilde yorumlamaları büyük önem taşımaktadır. Literatürde yorgunluğun hastalar üzerindeki etkilerini tanımlamaya çalışan çok farklı anketler bulunmaktadır. Bu anketler; yorgunluğun şiddetini,

hastalar üzerindeki etkisini, sıklığını ölçmelerine göre ve hangi hasta popülasyonlarında kullanımlarının daha uygun olmasına göre sınıflandırılmışlardır (49). Bu sınıflandırma ışığında, herhangi bir nörolojik hastalıkta yorgunluğa neden olan patolojik mekanizmalar ve ikincil faktörler göz önünde bulundurularak en uygun anketin seçilmesi, yorgunluğun doğru bir şekilde değerlendirilmesini sağlayacaktır.

8. NÖROLOJİK HASTALIKLARDA YORGUNLUĞUN TEDAVİSİ

Yorgunluğun çok boyutlu bir kavram olması; nörolojik hastalıklarda yorgunluğun değerlendirilmesi kadar tedavisini de zorlu bir hale getirmektedir. Farklı nörolojik hastalıklarda; yorgunluğun altında yatan patolojiye göre uygulanacak tedavi yöntemleri ve bu yöntemlerin uygulanma amaçları farklılık taşımaya rağmen; tüm nörolojik hastalıklarda yorgunluğun tedavisi için kullanılacak ortak yöntemler özetlenmeye çalışılacaktır.

Temel olarak nörolojik hastalıklarda yorgunluğun tedavisi, iki başlık altında toplanabilir: Fiziksel müdahaleler ve davranışsal müdahaleler

A. Fiziksel müdahaleler

- **Egzersiz:** Egzersiz, tüm nörolojik hastalıklarda yorgunluğun tedavisi için kullanılabilir. MS hastalığı gibi otoimmün kökenli olan nörolojik hastalıklarda; egzersiz temel olarak, anti-inflamatuar sitokinlerin salınımını artırarak yorgunluk semptomlarını azaltmaya katkıda bulunmaktadır (50). Parkinson hastalarında ise; egzersizin endojen opioid sistemi üzerindeki etkileri ve dopaminerjik takviye mekanizmaları ile yorgunluğu azaltabildiği gösterilmiştir. Egzersizin direkt olarak yorgunluğun patofizyolojik mekanizmalarını etkileyerek yorgunluğu tedavi etmesinin yanı sıra; nörolojik hastalıklarda hastalık semptomlarına sekonder olarak gelişen yorgunluğu da, bu altda yatan semptomları azaltarak tedavi edebilmektedir. Örneğin; depresyon, uyku bozukluğu gibi problemler egzersiz sayesinde azaltılarak, yorgunluk dolaylı yoldan tedavi edilebilir (18).

Egzersizin yorgunluk üzerindeki tedavi edici etkisinden yararlanmak isterken, nörolojik hastalıklarda bazı prensiplere dikkat etmek gerekir. Örneğin; MS hastalarında egzersiz; aerobik yapıda ve sıcaklık artışına dikkat edecek şekilde planlanırken; nöromusküler hastalıklarda yorgunluğu artırmayacak şekilde hafif şiddetli egzersizler tercih edilmektedir (4). Böylece belirli bir fiziksel aktivite düzeyi korunarak, yorgunluk direnci artırılabilir (51).

• **Akuatik terapi:** Özellikle MS hastalarında yorgunluğun tedavisinde su içi egzersizler sıklıkla kullanılmaktadır. Suyun kaldırma kuvveti; vücut hareketlerine karşı yerçekiminin direncini azaltmakta ve daha az yorgunluk ile daha uzun süre egzersiz yapmaya olanak sağlamaktadır. Bu etki, yorgunluğu azaltmada tüm nörolojik hastalarda kullanılabilir, MS hastalarında ise ek olarak su içi egzersiz vücut ısını azaltarak da katkıda bulunmaktadır (52).

B. Davranışsal müdahaleler

• **Enerji koruma teknikleri:** Enerji koruma eğitimi, bireylerin gün içindeki işlerini planlama ve aralarda dinlenme molalarını içeren yorgunluğu yönetmek için kullanılan özel davranış stratejilerini öğretmeyi içermektedir. Multiple Skleroz Konseyi; enerji koruma tekniklerini "günlük iş, ev ve boş zaman aktivitelerinin sistematik analizi yoluyla yorgunluğu azaltmak için aktivite modifikasyonlarının belirlenmesi ve geliştirilmesi" olarak tanımlamaktadır (15). Ortak enerji koruma stratejileri; enerji harcamasını azaltmak, işleri gün içinde dengeli bir şekilde bölmek ve aralarda dinlenmek, bazı aktivitelerden vazgeçmek, standartları ve önceliklerini belirlemek ve modifiye etmek, vücudu verimli kullanmak, çalışma alanlarını düzenlemek ve enerji tasarrufu için yardımcı teknolojiler kullanmak gibi faaliyetlerin analizini ve modifiye edilmesini içermektedir (53).

Enerji tasarrufu stratejilerinin yorgunluğu yönetmeye yönelik bir müdahale olarak öğretilmesi zordur, çünkü stratejilerin etkili olması için insanların bunları günlük hayatta kullanması gerekir. Bu düzenleme, yaşam boyunca kullanım stratejilerini öğrenmek, hatırlatmak ve günlük yaşamda bunları uygulamak için davranış değişiklikleri yapmayı gerektirir. Sağlık davranış modelleri, uzun süredir devam eden alışkanlıkların ya da davranışların, sosyal, psikolojik ve çevresel koşullardan etkilendiğini ve değişime karşı dirençli olabileceğini göstermektedir (54). Bu nedenle, etkili enerji tasarrufu eğitimi, temel enerji koruma ilkeleri hakkında bilgi vermenin ötesinde olmalıdır ve insanların değişime en açık oldukları zamanlarda ve onların güvenini arttıran şekillerde davranış değişikliği yaratacak şekilde planlanmalıdır.

• **Kognitif-davranışsal tedavi:** Bu tedavi yöntemi de, literatürde genellikle MS hastalarında yorgunluğu azaltmak için kullanılmıştır. Bu yöntem; 3 aşamada gerçekleştirilmektedir. Öncelikle davranışların değişimi amaçlanmakta, ikinci aşamada içsel süreçlere, düşüncelere ve duygulara önem verilmekte, son süreçte ise farkındalık egzersizleri, istenmeyen duyguların ve düşüncelerin kabulü gerçekleştirilmektedir (55). MS hastalarında kog-

nitif-davranışsal tedavinin yorgunluk üzerindeki etkisini açıklayan bir derlemede, orta derecede pozitif bir etkisi olduğu bulunmuştur (56).

9. SONUÇ

Sonuç olarak; yorgunluğun var olan karmaşık doğası, nörolojik hastalıklarda hastalığa özgü faktörlerin hasta bazında çok farklı algılanması, hastalığın temel semptomlarına ek olarak pek çok semptom olması gibi nedenlerle; değerlendirilmesi ve tedavisini daha da karmaşık hale getirmektedir. Nörolojik hastalıklarda yorgunluğu değerlendiren ve tedavi ederken; hastalığa özgü yorgunluğun altında yatan olası nedenler unutulmadan, hastaların bireysel farklılıklarını göz önüne alarak hastalara yaklaşmak büyük önem taşımaktadır.

10. TEŞEKKÜR

Akademik bilgi ve deneyimleriyle ve her zaman hissettirdiği desteğiyle daima yanımda olan Sayın Hocam Doç. Dr. Muhammed Kılınç'a çok teşekkür ederim.

11. KAYNAKLAR

1. Bigland-Ritchie, B., Jones, D., Hosking, G., Edwards, R. (1978) Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. *Clinical Science*, 54 (6), 609-614.
2. Zwarts, M., Bleijenberg, G., Van Engelen, B. (2008) Clinical neurophysiology of fatigue. *Clinical neurophysiology*, 119 (1), 2-10.
3. Allen, D. (2004) Skeletal muscle function: role of ionic changes in fatigue, damage and disease. *Clinical and experimental pharmacology and physiology*, 31 (8), 485-493.
4. Chaudhuri, A., Behan, P.O. (2004) Fatigue in neurological disorders. *The lancet*, 363 (9413), 978-988.
5. Colosimo, C., Millefiorini, E., Grasso, M., Vinci, F., Fiorelli, M., Koudriavtseva, T. ve diğerleri. (1995) Fatigue in MS is associated with specific clinical features. *Acta neurologica scandinavica*, 92 (5), 353-355.
6. Bergamaschi, R., Romani, A., Versino, M., Poli, R., Cosi, V. (1997) Clinical aspects of fatigue in multiple sclerosis. *Functional neurology*, 12 (5), 247-251.
7. Induruwa, I., Constantinescu, C.S., Gran, B. (2012) Fatigue in multiple sclerosis—a brief review. *Journal of the neurological sciences*, 323 (1-2), 9-15.
8. Bol, Y., Duits, A.A., Hupperts, R.M., Vlaeyen, J.W., Verhey, F.R. (2009) The psychology of fatigue in patients with multiple sclerosis: a review. *Journal of psychosomatic research*, 66 (1), 3-11.
9. Krupp, L.B., Serafin, D.J., Christodoulou, C. (2010) Multiple sclerosis-associated fatigue. *Expert review of neurotherapeutics*, 10 (9), 1437-1447.
10. Leocani, L., Colombo, B., Comi, G. (2008) Physiopathology of fatigue in multiple sclerosis. *Neurological Sciences*, 29 (2), 241-243.

- 11.Béthoux, F. (2006). Fatigue and multiple sclerosis [Bildiri]. *Annales de réadaptation et de médecine physique*.
- 12.Cantor, F. (2010) Central and peripheral fatigue: exemplified by multiple sclerosis and myasthenia gravis. *PM&R*, 2 (5), 399-405.
- 13.Huitinga, I., van der Cammen, M., Salm, L., Erkut, Z., van Dam, A.-M., Tilders, F. ve diğerleri. (2000) IL-1 β immunoreactive neurons in the human hypothalamus: reduced numbers in multiple sclerosis. *Journal of neuroimmunology*, 107 (1), 8-20.
- 14.De Stefano, N., Narayanan, S., Francis, G.S., Arnaoutelis, R., Tartaglia, M.C., Antel, J.P. ve diğerleri. (2001) Evidence of axonal damage in the early stages of multiple sclerosis and its relevance to disability. *Archives of neurology*, 58 (1), 65-70.
- 15.Guidelines, M.S.C.f.C.P. (1998). Fatigue and Multiple Sclerosis: Evidence-based Management Strategies for Fatigue in Multiple Sclerosis: Clinical Practice Guidelines: The Council.
- 16.Mills, R.J., Young, C.A., Pallant, J.F., Tennant, A. (2010) Development of a patient reported outcome scale for fatigue in multiple sclerosis: The Neurological Fatigue Index (NFI-MS). *Health and quality of life outcomes*, 8 (1), 22.
- 17.Bamer, A.M., Johnson, K., Amtmann, D., Kraft, G. (2008) Prevalence of sleep problems in individuals with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*, 14 (8), 1127-1130.
- 18.Friedman, J., Friedman, H. (1993) Fatigue in Parkinson's disease. *Neurology*, 43 (10), 2016-2016.
- 19.Gallagher, D.A., Lees, A.J., Schrag, A. (2010) What are the most important nonmotor symptoms in patients with Parkinson's disease and are we missing them? *Movement Disorders*, 25 (15), 2493-2500.
- 20.Miwa, H., Miwa, T. (2011) Fatigue in patients with Parkinson's disease: impact on quality of life. *Internal medicine*, 50 (15), 1553-1558.
- 21.Lou, J.S., Kearns, G., Oken, B., Sexton, G., Nutt, J. (2001) Exacerbated physical fatigue and mental fatigue in Parkinson's disease. *Movement disorders*, 16 (2), 190-196.
- 22.Hagell, P., Brundin, L. (2009) Towards an understanding of fatigue in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*.
- 23.Martignoni, E., Godi, L., Citterio, A., Zangaglia, R., Riboldazzi, G., Calandrella, D. ve diğerleri. (2004) Comorbid disorders and hospitalisation in Parkinson's disease: a prospective study. *Neurological Sciences*, 25 (2), 66-71.
- 24.Havlikova, E., Rosenberger, J., Nagyova, I., Middel, B., Dubayova, T., Gdovinova, Z. ve diğerleri. (2008) Clinical and psychosocial factors associated with fatigue in patients with Parkinson's disease. *Parkinsonism & related disorders*, 14 (3), 187-192.
- 25.McGeough, E., Pollock, A., Smith, L., Dennis, M., Sharpe, M., Lewis, S. ve diğerleri. (2009) Interventions for post-stroke fatigue. *Cochrane Database Syst Rev*, 3 (3).
- 26.Lerdal, A., Bakken, L.N., Kouwenhoven, S.E., Pedersen, G., Kirkevold, M., Finset, A. ve diğerleri. (2009) Poststroke fatigue—a review. *Journal of pain and symptom management*, 38 (6), 928-949.
- 27.Kuppuswamy, A., Clark, E., Sandhu, K., Rothwell, J., Ward, N. (2015) Post-stroke fatigue: a problem of altered corticomotor control? *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, jnnp-2015-310431.
- 28.Syed, A., Castell, L., Ng, A., Winward, C., Rothwell, P. (2007) Plasma glutamate levels predict fatigue after TIA and minor stroke. *Cerebrovasc Dis*, 23 (suppl 2), 117.
- 29.Ormstad, H., Aass, H.C.D., Amthor, K.-F., Lund-Sørensen, N., Sandvik, L. (2011) Serum cytokine and glucose levels as predictors of poststroke fatigue in acute ischemic stroke patients. *Journal of neurology*, 258 (4), 670-676.
- 30.Saunders, D.H., Sanderson, M., Brazzelli, M., Greig, C.A., Mead, G.E. (2013) Physical fitness training for stroke patients. *Cochrane Database Syst Rev*, 10 (9), 2235.
- 31.Staub, F., Bogousslavsky, J. (2001) Fatigue after stroke: a major but neglected issue. *Cerebrovascular Diseases*, 12 (2), 75-81.
- 32.Sisson, R.A. (1998) Life after a stroke: coping with change. *Rehabilitation Nursing*, 23 (4), 198-203.
- 33.Silverman, M.N., Heim, C.M., Nater, U.M., Marques, A.H., Sternberg, E.M. (2010) Neuroendocrine and immune contributors to fatigue. *PM&R*, 2 (5), 338-346.
- 34.Young, C., Mills, R., Gibbons, C., Thornton, E. (2013) Post-stroke fatigue: the patient perspective. *Topics in stroke rehabilitation*, 20 (6), 478-484.
- 35.Feasson, L., Camdessanché, J.-P., El Mhandi, L., Calmels, P., Millet, G. (2006). Fatigue and neuromuscular diseases [Bildiri]. *Annales de réadaptation et de médecine physique*.
- 36.Angelini, C., Tasca, E. (2012) Fatigue in muscular dystrophies. *Neuromuscular Disorders*, 22, S214-S220.
- 37.Boërio, D., Lefaucheur, J.P., Bassez, G., Hogrel, J.Y. (2012) Central and peripheral components of exercise-related fatigability in myotonic dystrophy type 1. *Acta Neurologica Scandinavica*, 125 (1), 38-46.
- 38.Abraham, A., Drory, V.E. (2012) Fatigue in motor neuron diseases. *Neuromuscular Disorders*, 22, S198-S202.
- 39.Nardone, R., Buffone, E., Florio, I., Tezzon, F. (2005) Changes in motor cortex excitability during muscle fatigue in amyotrophic lateral sclerosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 76 (3), 429-431.
- 40.Lo Coco, D., La Bella, V. (2012) Fatigue, sleep, and nocturnal complaints in patients with amyotrophic lateral sclerosis. *European journal of neurology*, 19 (5), 760-763.
- 41.Kluger, B.M., Krupp, L.B., Enoka, R.M. (2013) Fatigue and fatigability in neurologic illnesses proposal for a unified taxonomy. *Neurology*, 80 (4), 409-416.
- 42.Barnett, C., Bril, V., Kapral, M., Kulkarni, A., Davis, A.M. (2014) A conceptual framework for evaluating impairments in myasthenia gravis. *PloS one*, 9 (5), e98089.
- 43.Hoffmann, S., Ramm, J., Grittner, U., Kohler, S., Siedler, J., Meisel, A. (2016) Fatigue in myasthenia gravis: risk factors and impact on quality of life. *Brain and behavior*, 6 (10), e00538.
- 44.Shukla, G., Gupta, S., Goyal, V., Singh, S., Srivastava, A., Behari, M. (2013) Abnormal sympathetic hyper-reactivity in patients with myasthenia gravis: A prospective study. *Clinical neurology and neurosurgery*, 115 (2), 179-186.
- 45.Keenan, K.G., Farina, D., Meyer, F.G., Merletti, R., Enoka, R.M. (2007) Sensitivity of the cross-correlation between simulated surface EMGs for two muscles to detect motor unit synchronization. *Journal of Applied Physiology*, 102 (3), 1193-1201.

46. Gandevia, S.C. (2001) Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*, 81 (4), 1725-1789.
47. Shibasaki, H., Hallett, M. (2006) What is the Bereitschaftspotential? *Clinical neurophysiology*, 117 (11), 2341-2356.
48. Johnston, J., Rearick, M., Slobounov, S. (2001) Movement-related cortical potentials associated with progressive muscle fatigue in a grasping task. *Clinical neurophysiology*, 112 (1), 68-77.
49. Dittner, A.J., Wessely, S.C., Brown, R.G. (2004) The assessment of fatigue: a practical guide for clinicians and researchers. *Journal of psychosomatic research*, 56 (2), 157-170.
50. Andreasen, A., Stenager, E., Dalgas, U. (2011) The effect of exercise therapy on fatigue in multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*, 17 (9), 1041-1054.
51. Behm, D.G., St-Pierre, D.M. (1998) The effects of strength training and disuse on the mechanisms of fatigue. *Sports Medicine*, 25 (3), 173-189.
52. Kargarfard, M., Etemadifar, M., Baker, P., Mehrabi, M., Hayatbakhsh, R. (2012) Effect of aquatic exercise training on fatigue and health-related quality of life in patients with multiple sclerosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 93 (10), 1701-1708.
53. Mathiowetz, V., Matuska, K.M., Murphy, M.E. (2001) Efficacy of an energy conservation course for persons with multiple sclerosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82 (4), 449-456.
54. Prochaska, J.O., Velicer, W.F. (1997) The transtheoretical model of health behavior change. *American journal of health promotion*, 12 (1), 38-48.
55. O'Donohue, W.T., Fisher, J.E. (2009). General principles and empirically supported techniques of cognitive behavior therapy: John Wiley & Sons.
56. van den Akker, L.E., Beckerman, H., Collette, E.H., Eijssen, I.C.J.M., Dekker, J., de Groot, V. (2016) Effectiveness of cognitive behavioral therapy for the treatment of fatigue in patients with multiple sclerosis: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Psychosomatic Research*, 90, 33-42.

Üst Motor Nöron Lezyonlarında Kaslarda Meydana Gelen Yapısal ve Fonksiyonel Değişiklikler

Structural And Functional Changes Occuring In Skeletal Muscle After Upper Motor Neuron Lesion

Hasan BİNGÖL¹, Hikmet KOCAMAN²

¹Muş Alparslan Üniveristesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu, Muş, Türkiye

²Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi, Karaman, Türkiye

E-mail: hesenbingol@gmail.com

ÖZET

Kaslarda meydana gelen spastisite üst motor nöron lezyonlarına sekonder olarak gelişen, yapısal ve fonksiyonel sonuçları olan kompleks bir bozukluktur. Bilinen tanımıyla spastisite her ne kadar nöral kökenli olsa da sonuçları itibarıyla iskelet kas düzeyinde meydana gelen anormal kullanma paternleriyle de ilişkilidir. Gerek değişen nöral girdiler gerekse değişen kullanım paternleri kaslarda ilginç bir o kadar da garip adaptasyonlara neden olur. Spastisitenin doğrudan veya dolaylı olarak nöromuskuler sistemin mekanik özelliklerini değiştirebildiği fikrinden yola çıkılarak, eklem sertliğine bir açıklama getirilmeye çalışılmıştır. Bunun sonucunda intrinsik ve refleks yapıların etkilerini birbirinden ayırmak için yeni bir tanım ortaya atılmıştır. Bu tanım; hem intrinsik yapıların bozukluğu hem de refleks artışın eklem momentini önemli derecede etkilediği ve bu etkenlerin eklem açısına bağlı olarak değişkenlik gösterebileceği fikrini benimseyen geniş kapsamlı bir tanımdır.

Anahtar Kelimeler; Spastisite, Kas mimarisi, Pennasyon açısı, Sarkomer uzunluğu

ABSTRACT

Spasticity that develops secondary to upper motor neuron lesion is a complex disorder with structural and functional consequences. Spasticity, as it is well known, is related to abnormal patterns of use that occur in the spastic skeletal muscle, even though it is neural in origin. Both abnormal neural impulse input or abnormal use of muscle pattern result in strange and interesting adaptation. From the idea that spasticity can directly or indirectly change the mechanical properties of the neuromuscular system, attempts have been made to explain joint stiffness. As a result, a new definition was introduced to distinguish the effects of intrinsic and reflex structures. This definition; is a broad definition that embraces both the impairment of intrinsic constructions and the idea that the reflex increase affects the joint moment significantly and that these factors may vary depending on the joint angle.

Key Words: Spasticity, Muscle architecture, Pennation angle, Sarcomere length

A. SPASTİSİTE

İnen yolların hasarı, inmede olduğu gibi, motor ve duyu bozukluğun birkaç türü ile sonuçlanır. Bu hasarlar tipik olarak üst motor nöron lezyonlarının bir özelliği olan spastisiteye neden olurlar. Bu lezyonlar; Serebrovasküler Olay (SVO) (inme), kafa yaralanmaları, spinal kord yaralanması, Multiple Skleroz (MS) gibi dejeneratif hastalıklar, Serebral Palsi (SP) gibi doğum öncesi, doğum sırasında veya sonrasında meydana gelen beyin hasarı, etkiledikleri bireyin hayatında yıkıcı bir etkiye neden olabilirler. Her ne kadar spastik bireylerin işlevsel kısıtlılıkları önemli derecede azalmış normal eklem hareketlerine dayandırılrsa da spastisitenin gelişiminden sonra meydana gelen fonksiyonel bozukluğun altında yatan nedenler günümüzde hala açık bir şekilde tanımlanamamıştır (1-4).

Spastisitenin geniş ölçüde kabul gören bir tanımı; germe refleksinde hıza bağlı meydana gelen artıştır. Spastisite fonksiyonel limitasyonlara, ağrıya ve sekonder komplikasyonlara yol açabilen önemli bir fenomendir. Günümüze kadar birçok araştırmacı öncelikli olarak klinik veya nörofizyolojik yaklaşımlara dayanarak bu karmaşık fenomeni açıklamaya çalıştı. Klinik yaklaşımlar pasif harekete karşı spastik eklem algılanan direncini ölçerken, nöral yapıları kasın mekanik parçalarından ayıramazlar. Nörofizyolojik yaklaşımlar ise mekanik etkenlere bakmaksızın nöral aktiviteler üzerine çalışırlar. Kısacası değişen refleks mekanizmaların göreceli nedenleri nasıl dağılım gösterdiği henüz bilinmemektedir (nöral sebepler ya da kas iskelet sistemindeki değişiklikler). Günümüzde spastisitenin tanımlanmasında iki teori mevcuttur. Bunlar-

dan ilki; tendon refleksinin veya refleks EMG'sinin artması sonucu germe refleksinde meydana gelen mekanik anormalliklerdir. İkincisi ise; bu mekanik anormalliklerin spastik kasta veya pasif dokularda meydana gelen yapısal değişiklikler neticesinde meydana geldiğidir (alternatif hipotez). Bu uyumsuzlukların nedeni etken faktörleri birbirinden ayıracak doğru ve hassas ölçümlerin eksikliğindendir (5, 6).

Bu etkenleri birbirinden ayırmak maksadıyla yapılan çalışmalarda refleks cevabın baskılanması için elektrik stimülasyonu ve sinir blokajları kullanılarak intrinsik faktörler ve refleks artışı birbirinden ayırt edilmeye çalışılmıştır. Fakat bu konuda fazla başarılı olunamamıştır. Yoğun incelemelere rağmen kaslarda meydana gelen mekanik değişimlerin kökeni, doğası ve spastik dokularla olan bağlantısı tam olarak anlaşılamamıştır (7, 8).

Spastisitenin nöromuskuler sistemin mekanik özelliklerini doğrudan veya dolaylı olarak değiştirebildiği fikrinden yola çıkılarak, eklem sertliğine bir açıklama getirilmeye çalışılmış; bunun sonucunda intrinsik ve refleks yapıların etkilerini birbirinden ayırmak için yeni bir tanım ortaya atılmıştır. Bu tanım; hem intrinsik hem de refleks artışın eklem momentini önemli derecede etkilediği, fakat bu etkenlerin eklem açısının değişmesine bağlı olarak hızlı bir şekilde değişim gösterdiğidir. Sonuç olarak, hem intrinsik hem de refleks artışı anormal bir şekilde artmış eklem sertliğine neden olur. Fakat bu anormallikler aynı zamanda eklem pozisyonuna da bağlıdır. Örnek olarak dirsek eklemünde refleks artışı ekstansiyon yönünde sürekli artış gösterirken, ayak bileğinde ise nötral pozisyona kadar bu refleks artışı maksimum değerine ulaştıktan sonra dorsi fleksiyon ile beraber bir azalma gösterir (9, 10).

2. SPASTİK İSKELET KASINDA YAPISAL VE FONKSİYONEL DEĞİŞİKLİKLER

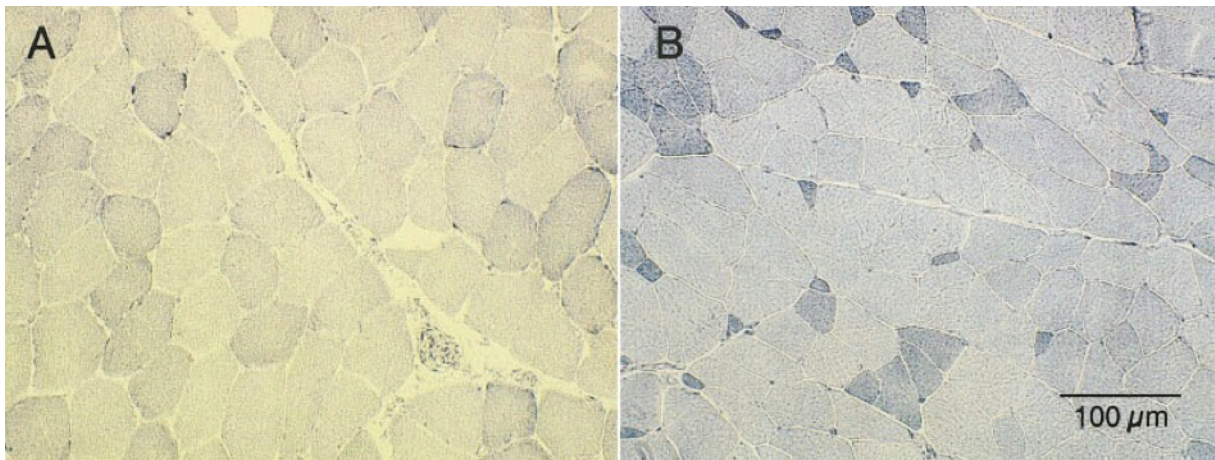
1. Lif Tipi ve Lif Boyunun Spastik Kasta Değişimi

Nöromuskuler hastalıkların belirlenmesinde lif boyu ve lif tipi ölçümü yaygın olarak kullanılır ve aynı zamanda bu tür çalışmalar kolaylıkla yapıldığı için, biyopsi çalışmaları bu gibi çalışmalarda çoğunlukla tercih edilir. Yapılan biyopsi çalışmalarında spastik kasların lif boyunda süreklilik gösteren bir değişim ortaya konmuştur. Normal kas lifleri ile spastik kas lifleri yan yana getirildiğinde normal kas hücrelerinin daha sıkı bir yapıya sahip oldukları gözlemlendi. Spastik kaslardan elde edilen pek çok mikroskopik görüntüler; artmış lif boyu değişkenliği, artmış yuvarlak lif sayısı ve artmış yırtık lif oranının yanı sıra bazı durumlarda da artmış hücreler arası boşluk gibi anormallikler de belirlenmiştir. Lif boyu ölçülerek değişkenlik kat sayısı olarak ifade edildiğinde ve bu değer normal kaslarla karşılaştırıldığında bu değer spastik kaslarda daha yüksektir. Lif boyu değişkenliği spastik kasların yanı sıra, çeşitli nöromuskuler hastalıkların da ayırt edici özelliğidir (10, 11).

Yani bazı liflerin uç kısımlarına yakın bir yerde kas lifinde inceltme meydana gelebilir ve bu da lif boyu değişkenliği ile sonuçlanabilir.

2. Spastik Ekstremitede Biomekanik Sonuçlar

Pek çok klinisyen spastisitesi olan bireylerin klinik olarak artmış eklem sertliği yaşadıkları konusunda hemfikirler. Bu eklem sertliğini tanımla-



Resim 1: Kas lifi morfolojisi spastik kasta anormaldir. Işık mikroskopuyla 19 yaşındaki hemiplejik bir çocukta alınan örnek. (A) spastik olmayan ekstansör karpi radialis brevis. Tip I ve Tip IIa lifleri koyu ve tip IIa lifleri daha açık gösteren NADH oksidatif enzimin histokimyasal lekeleri. (B) Spastik fleksör karpi ulnaris kası. Lif boyu değişkenliğini spastik kasta daha çoktur.

mak için ise çeşitli çalışmalar yapılmış, nihayetinde germeye karşı hızı bağımlı direnç olarak tanımlanan spastisite terimi ortaya ortaya konmuştur. Bu tanım geniş ölçüde kabul edilmiştir. Bu durum eklem sertliğindeki artışı ve etken faktör bağlamında dinamik bileşen fikrini ortaya koyar. Bu tanım aynı zamanda spastisitenin germe refleksindeki artıştan kaynaklandığı fikri ile uyumludur. Bu durum birkaç merkezde uygulanan terapötik cerrahi deafferentasyon metodunu da mantıklı kılar (1, 12).

3. Spastik Kasta Lif Uzunluğu

İskelet kasının lif uzunluğu iskelet kasının fonksiyonelliği açısından önemlidir. Kas lifi uzunluğu kas ekskürsiyonun temel belirleyicisidir ve kas uzunluk oranına karşı lif uzunluğu bir iskelet kasının hem fazla güç hem de fazla ekskürsiyon meydana getirmesinin bir göstergesidir.

Spastisiteye sekonder olarak gelişen kas kontraktürlerinin lif uzunluğundaki azalmadan ötürü meydana geldiği klinisyenler tarafından genel kabul gören güçlü bir varsayımdır. Dolayısıyla spastik kas liflerinde seri sarkomer sayısında bir azalma meydana gelmesi beklenen bir durumdur. Bu varsayımı benimseyen temel kaynaklar 1970'li yıllarda belirli bir immobilizasyon açısında lif uzunluğunu en iyi hale getirmek adına seri sarkomer eklemesi ya da çıkarılmasını gözlemleyen Williams ve Goldspink tarafından yapılan çalışmalarda mevcuttur. Bu araştırmacılar soleus kasının kısaltılmış pozisyonda immobilize edilmesi durumunda azalmış seri sarkomer sayısına neden olmasına karşın, uzatılmış pozisyonda immobilize edilmesi durumunda artmış seri sarkomer sayısına yol açtığını rapor etmişlerdir. Diğer bir deyişle, seri sarkomer sayısı her zaman ihtiyaca binaen ayarlanır. Bu olay açık bir şekilde kemirgenlerin soleus kaslarında gözlemlenmiştir.

Spastik hastalarda lif uzunluğuna dair dolaylı çıkarımlar, SP'li çocuklarda aktif güç aralığındaki değişim ve daha dik-pasif güç açısı ilişkisini bildiren Tardiue ve arkadaşları tarafından sağlanmıştır. Bu araştırmacılar bu verileri azalmış lif uzunluğunun göstergesi olarak yorumlamışlardır. Her ne kadar bu araştırmacıların klinik gözlemleri azalmış lif uzunluğu fikri ile uyuşsa da lif uzunluğundaki herhangi bir değişimi kantitatif olarak ispatlayamamaktadır. Kas katılığı çeşitli yapısal nedenlerle değişebilir. Bunlardan sadece bir tanesi azalmış lif uzunluğudur. Fakat bu sonuçlar bilim dünyasında geniş ölçüde kabul görmemektedir. Shortland ve arkadaşları beyin felci geçiren çocukların ve tipik gelişim gösteren çocukların medial gastroknemiuslarında ultrason kullanarak yaptıkları çalışmada

fasikül uzunluğunun dorsi fleksiyonda arttığını gözlemlemişlerdir (13, 14)

4. Spastik Kas Hücresi ile Normal Kas Hücresinin Karşılaştırılması

Kaslarda neden spastisite geliştiği henüz tam olarak belli değil, fakat spastik kasın normal olmadığını iddia eden araştırmalar çoktur. Örnek olarak; SP'li çocuklardan alınan histokimya biopsilerine dayanılarak, lif boyunda ve lif tiplerinde tip I liflere doğru artan bir değişkenlik ortaya konmuştur. Ek olarak, yeni deneyler spastik hemiparetik hastalardan alınan refleks gerginliğin normal olduğu ve kasların kendileri içten daha gergin olduğu ve bu yapıyı destekleyen kas içi veya hücre dışında meydana gelen değişikliklerin meydana geldiğidir. Son olarak, Tardiue ve ark. SP'li çocuklarda lif uzunluğunun normalden daha kısa olduğunu ileri sürmüşlerdir; bu da geniş eklem açılarında pasif gerginliği artırma eğilimindedir. Son zamanlarda SP'li çocukların fleksör karpi ulnaris kasında yapılan çalışmalarda bu kısaltmış kasın sarkomer uzunluğunda bir artış meydana geldiğini ortaya çıkarmışlardır. L. Lieber ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmaya göre; spastik hastalardan elde edilen kas hücrelerinin dinlenme anındaki sarkomer uzunluğunun normal elastik modüle göre iki kat kadar arttığını göstermişlerdir. Bu çalışmada gözlenen yapısal değişimler tam olarak ortaya konulamamıştır. Gözlemlenen etkiler için en belirgin yapısal protein adayı miyozin filamentlerini Z diskinde bağlayan kas içindeki büyük titin moleküleridir. Titin izoformlarındaki değişimler özellikle kalp ve iskelet kaslarındaki gerginliğin değişimi olarak gösterilmektedir (15, 16).

5. Spastik Kas Dokusunda Mekanik Değişimler

Dolaylı biyomekanik çalışmalar spastik kasların intrinsik yapılarında yapısal değişikliklerin meydana geldiğini göstermişlerdir. Peki, hangi yapılar bu değişime sebep olur? Bu konuda kapsamlı bir cevap günümüzde hala mevcut değildir. Fakat iki yeni çalışma izole kas hücrelerinin ve küçük lif demetlerinin pasif mekanik özellikleri spastisiteye sekonder olarak değiştiğini ortaya koymuştur. Yapılan biyopsi çalışmalarında; spastik hastalardan alınan kas hücrelerinin gerilme modülü nöromuskuler olarak hiçbir sorun yaşamayan kişilerinkinden iki kat daha fazla bulunmuştur. Bu da spastik kas hücrelerinin intrinsik pasif katılığında bir artış meydana geldiğini gösterir (16).

6. Spastik Ekstremitede Nöromusküler Anormallikler

6.1. Artmış Refleks Sertliği

Refleks sertliğinde artış çoğu pozisyonda inmeli hastalarda normal hastalardan önemli derecede daha yüksektir. Dirsek eklemünde bu artış ekstansiyona bağlı olarak daha da artar.

6.2. Artmış İntrinsik Sertlik

Pasif koşullarda spastik kastaki sertlik normal kasa göre daha fazladır ve bu sertlik eklem hareket açısına bağlı olarak değişir. Bu intrinsik sertlik yapı hücrelerinde meydana gelen lezyona bağlı değişiklikler ve mekanik özelliklerden kaynaklanmış olabilir. Bu artışın bir diğer nedeni ise kas tendon biriminde ve konnektif dokuda meydana gelen değişimin bir sonucu olarak meydana gelen eklem kontraktürleridir. Bu etken faktörlerin kombinasyonu çeşitli sonuçları beraberinde getirir (7, 8). Bunlar;

- Kas atrofisi
- Kas lifi miktarında ve kuvvetinde azalma
- Kas lifi kısalması
- Sarkomer kaybı
- Eklem hareketinde azalma,
- Kas lifi dokusundaki kollajen oranının azalması,
- Kas esnekliğinde azalma

Spastik Çocuklarda Spastisite ve Güç Arasındaki İlişki

Spastisite ve kas zayıflığı SP'li çocuklarda meydana gelen temel bozukluklardır. Fakat günümüzde SP'li bireylerde kas gücü ve spastisite arasındaki ilişkiyi kapsamlı bir şekilde ortaya koyan herhangi bir kaynak ya da çalışma yoktur ve aynı zamanda bu bozukluklar arasındaki ilişki klinisyenler arasında tartışmalıdır ve henüz cevaplanamamıştır.

Mevcut literatür aynı kas grubunda spastisite ve güç arasındaki ilişki ile ilgili 3 tartışmalı varsayımı desteklemektedir: (1) spastik kasın güçlü kas olduğudur (i.e. spastic-strong relation), (2) spastik kasın zayıf kas olduğu ve bu zayıflık miktarının spastisite miktarına ve piramidal sistemin hasarına bağlı olduğudur (i.e. spastic-weak relation), (3) SP'li bireylerde kasların zayıf olduğu ve kaslarını aşırı kullandıklarıdır. Bu kas zayıflığının spastisiteyle bir ilgisinin olmadığını ve bu yüzden kas zayıflığı ile spastisite arasında bir ilişkinin olmadığını iddia eder. Bir diğer tartışmalı fikir ise belirli bir kas grubundaki spastisitenin (hamstring) karşı taraftaki

kasların (quadriceps femoris) kuvvetleriyle ilişkisi olduğudur. Güçlü bir agonist spastisitesi zayıf bir antagonist kas ile sonuçlanır. Bu varsayım spastisitenin kas dengesizliğine neden olduğu ortak bir düşünceye yol açar (1, 13).

B. İSKELET KAS PLASTİSİTESİ

Temel lezyon nöral yapılarda olmasına rağmen, yine de iskelet kaslarına yönelik çalışmak mantıklıdır. Çünkü kaslar stereotipik bir tarzda kendilerine dayatılan aktivitenin miktarına ve tipine bağlı olarak cevap verirler. Örnek olarak; 1960 ve 1970'li yıllarda yapılan çalışmalarda, iskelet kaslarına yapılan devamlı elektrik stimülasyonlarının iskelet kas hücrelerini progressif bir şekilde daha yavaş fenotiplere dönüştürebileceğini iddia etmişlerdir. Yapı, boyut ve dönüşüm süreci bakımından kas genelinde çok az bir fark vardır, fakat yine de genelleme yapılabilir. Uzun süreli elektrik stimülasyonunun artmış kapiller yoğunluğuna, artmış tip I kas lifi türüne, azalmış lif boyuna, artmış enduransa ve azalmış güce neden olduğu konusunda fikir birliği mevcuttur. Bu, iskelet kaslarında kullanım artışıyla meydana gelen bir tablodur. İstemli egzersizler, özellikle uzun süre uygulandığında kasların birçoğunda benzer değişikliklere yol açar.

Bu modelin tersi olarak, iskelet kaslarının uzun süreli azalmış kullanımı, kas liflerinin boyunu azaltmaya ve daha hızlı fenotiplere dönüşmelerine neden olabilir. Bu tür dönüşümlerin en uç örneklerinden biri ömrünün yarısını üst motor lezyonuyla geçiren spinal kord hasarlı bir fare modelinde tanımlanmıştır. Sonuç olarak; neredeyse bütün kas lifleri en hızlı fenotiplere dönüştüğü görülmüştür. Benzer sonuçlara spinal kord yaralanması geçiren insanlarda ve diğer hayvanlarda da rastlanılmıştır. İskelet kas liflerinin dağılımını incelemek, kasların uzun süredir maruz kaldıkları aktivitenin miktarını ve tipini gösterir. Lif tipinin dağılımına ek olarak, lif boyu, lif kullanım derecesi hakkında bilgi verir. İskelet kaslarının aşırı kullanımı, kas lifinin hipertrofisine yol açar, buna karşılık düşük yoğunlukta yüklenmeye bağlı az kullanım da kas hücrelerinin atrofisi ile sonuçlanır. Her iki cevapta yüklenme derecesine bağlı olarak meydana gelir. Dolayısıyla lif büyüklüğü kasın maruz kaldığı aktivitenin türü ve şiddetinin bir göstergesi olarak yorumlanabilir.

Hepsi birlikte düşünüldüğünde, lif tipi ve lif boyu dağılımı bize kasa yüklenme türü ve miktarı hakkında bilgi sağlar. Dolayısıyla bu parametreler spastik kasın kullanma paternlerini belirlemek amacıyla sık kullanılır.

C. SPASTİK KASA YÖNELİK TEDAVİ

Spastisite tedavisi klinik ortamlarda çeşitli zorluklar barındırır. Spastisite; SP, inme, dejeneratif hastalıklar, kafa travmaları, spinal kord yaralanmaları gibi çeşitli üst motor nöron hastalıklarından ötürü meydana gelen patofizyolojik bir fenomendir. Bu hastalıklar kendini artmış kas tonusu, klonus, eklem kontraktürleri, ve kas zayıflığı ile gösterirler. Tedavi seçenekleri, splintleme, fizyoterapi ve elektrik stimülasyonu gibi konservatif tedavilerden, gevşetme, sinir blokajları, tendon transferleri ve kas-tendon birimini uzatma gibi cerrahi girişimlere kadar farklılık gösterir.

İskelet kas spastisitesi üst motor nöron lezyonlarına sekonder olarak gelişen bir hastalıktır ve etkilenen bireylerde ciddi komplikasyonlara neden olur. Spastik kaslara sahip bir bireyin işlevselliği; kısıtlı eklem hareketleri, azalmış istemli kas gücü ve artmış eklem sertliğinden ötürü ciddi bir şekilde etkilenmiştir. Fakat spastisitenin gelişimi sonrası meydana gelen işlevsel bozuklukların altında yatan temel mekanizma hala belli değildir. Spastisitenin nedeni merkezi olsa da antispastik uygulamaların çoğu çevresel sinir sistemine ve kaslara yöneliktir. Sonuç olarak, germe, alçılama, splintleme, botulinum toksin enjeksiyonu ve elektrik stimülasyonu gibi terapötik yaklaşımlar daha çok periferik yapılarla yönelik olduğu için çok az bir etkiye sahiptirler. Kas spastisitesi ekonomik etkilerinin yanı sıra tıbbi zorlukları da beraberinde getirmektedir

Spastisitenin tedavisi ve etyolojisi ile ilgili çok çeşitli tıbbi ve bilimsel kaynak bulunmaktadır. İskelet kas spastisitesine ilişkin çoğu araştırma sinir sistemi üzerine odaklanmıştır. Bu kesinlikle mantıklıdır. Çünkü spastisiteye yol açan temel faktör merkezi sinir sisteminin bir hasarıdır. Bundan dolayı iskelet kaslarında spastisiteye sekonder olarak gelişen yapısal ve fonksiyonel değişikliklere çok daha az dikkat çekiliyor. Bir kaç önemli istisna dışında, iskelet kaslarının özelliği geniş ölçüde göz ardı ediliyor. Fakat gelişen yeni tekniklerle beraber, spastik kaslara sahip hastaların kas özelliklerini tanımlamak mümkün olmaya başladı ve iskelet kaslarının yanı sıra sinir sisteminde meydana gelen değişikliklerde gittikçe daha anlaşılır hale gelmeye başladı.

Kas ve sinir düzeyinde meydana gelen değişimler genellikle bağlantılıdır, fakat son veriler sadece nöral değişikliklerin etkileri ile kolayca açıklanamayan iskelet sistemindeki değişimlerin anlaşılmasına olanak sağladı. Bu yüzden spastik kasta meydana gelen fonksiyonel ve yapısal değişiklikleri yeteri kadar anlamak önemlidir. Ayrıca bu konuda bilginin artması spastisitenin doğa-

sı hakkında daha fazla bilgi sahibi olmamıza olanak sağlar. Sonuç olarak spastisiteye yönelik çoğu uygulama kas iskelet sisteminin tedavisi ile ilgili olduğu için, kas-tendon ünitesine dair bilginin artması bu hastaları tedavi etmek için daha mantıklı uygulamaların gelişmesine olanak sağlayabilir (1, 3, 5).

D. SONUÇ

- Kas ve sinir düzeyinde meydana gelen değişimler genellikle bağlantılıdır
- Spastisitenin geniş ölçüde kabul gören bir tanımı; germe refleksinde hıza bağlı meydana gelen artıştır
- Hem intrinsik hem de refleks artışı eklem momentini önemli derecede etkiler fakat bu etkenlerin eklem açısının değişmesine bağlı olarak hızlı bir şekilde değişim gösterir. Sonuç olarak, hem intrinsik hem de refleks artışı anormal bir şekilde artmış eklem sertliğine neden olur
- İskelet kasının lif uzunluğu iskelet kasının fonksiyonelliği açısından önemlidir
- Spastisiteye sekonder olarak gelişen kas kontraktürlerinin lif uzunluğundaki azalmadan ötürü meydana geldiği klinisyenler tarafından genel kabul gören bir varsayımdır
- Spastik kas liflerinde seri sarkomer sayısında bir azalma meydana gelmesi beklenen bir durumdur.
- Titin izoformlarındaki değişimler özellikle kalp ve iskelet kaslarındaki gerginliğin değişimi olarak gösterilir
- Refleks artışı fleksiyondan ekstansiyona doğru bir artış gösterir.

KAYNAKLAR

1. Katz RT, Rymer WZ. Spastic hypertonia: mechanisms and measurement. Archives of physical medicine and rehabilitation. 1989;70(2):144-55.
2. Hufschmidt A, Mauritz K. Chronic transformation of muscle in spasticity: a peripheral contribution to increased tone. Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry. 1985;48(7):676-85.
3. Lehmann J, Price R, DeLateur B, Hinderer S, Traynor C. Spasticity: quantitative measurements as a basis for assessing effectiveness of therapeutic intervention. Archives of physical medicine and rehabilitation. 1989;70(1):6-15.
4. Mirbagheri MM, Settle K, Harvey R, Rymer WZ. Neuromuscular abnormalities associated with spasticity of upper extremity muscles in hemiparetic stroke. Journal of neurophysiology. 2007;98(2):629-37.
5. Lieber RL, Roberts TJ, Blemker SS, Lee SS, Herzog W. Skeletal muscle mechanics, energetics and plastic-

- ity. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2017;14(1):108.
6. Mathewson MA, Lieber RL. Pathophysiology of muscle contractures in cerebral palsy. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*. 2015;26(1):57-67.
 7. Lieber RL, Steinman S, Barash IA, Chambers H. Structural and functional changes in spastic skeletal muscle. *Muscle & nerve*. 2004;29(5):615-27.
 8. Mirbagheri M, Barbeau H, Ladouceur M, Kearney R. Intrinsic and reflex stiffness in normal and spastic, spinal cord injured subjects. *Experimental brain research*. 2001;141(4):446-59.
 9. Foran JR, Steinman S, Barash I, Chambers HG, Lieber RL. Structural and mechanical alterations in spastic skeletal muscle. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2005;47(10):713-7.
 10. Rose J, Haskell WL, Gamble JG, Hamilton RL, Brown DA, Rinsky L. Muscle pathology and clinical measures of disability in children with cerebral palsy. *Journal of orthopaedic research*. 1994;12(6):758-68.
 11. Lieber RL, Pontén E, Burkholder TJ, Fridén J. Sarcomere length changes after flexor carpi ulnaris to extensor digitorum communis tendon transfer. *The Journal of hand surgery*. 1996;21(4):612-8.
 12. Sinkjaer T, Toft E, Andreassen S, Hornemann BC. Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. *Journal of neurophysiology*. 1988;60(3):1110-21.
 13. Gans C. Fiber architecture and muscle function. *Exercise and sport sciences reviews*. 1982;10(1):160-207.
 14. Lieber RL, Friden J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & nerve*. 2000;23(11):1647-66.
 15. Rack P, Ross H, Thilmann A. The ankle stretch reflexes in normal and spastic subjects: the response to sinusoidal movement. *Brain*. 1984;107(2):637-54.
 16. Delp SL. What causes increased muscle stiffness in cerebral palsy? *Muscle & nerve*. 2003;27(2):131-2.

Nöromusküler Hastalıklarda Pulmoner Rehabilitasyon

Pulmonary Rehabilitation in Neuromuscular Diseases

Uzm Fzt Cemile BOZDEMİR ÖZEL, Prof Dr Hülya ARIKAN

Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

E-mail: cemilebozdemir@hotmail.com / 0(312) 305 25 25 – 178

ÖZET

Nöromusküler hastalıklar (NMD) kas, nöromusküler kavşak, periferik sinir, ön boynuz hücresi gibi anatomik yapıları etkileyen solunum sistemi komplikasyonlarına neden olan bir hastalık grubudur. Nöromusküler hastalıklar, solunum kaslarında zayıflamaya, atelektaziye, öksürük kuvvetinde azalmaya ve uyku problemlerine neden olmaktadır. Nokturnal hypoventilasyon ve akciğer enfeksiyonlarının yönetimi prognoz açısından önemlidir. Rutin kontrollerle vital kapasite ve zirve öksürük akım hızı takip edilmelidir. Nöromusküler hastalarda uygulanan pulmoner rehabilitasyon yöntemleri ile akciğer hacmini korumak, artırmak ve sekresyonların mobilizasyonunu hedeflenmektedir. Pulmoner rehabilitasyon yöntemleri nöromusküler hastalıklarının solunum sistemi üzerine etkilerine, hastalığın tipine, inspiratuar, ekspiratuar, bulbar kas tutulumu düzeyine göre değişmektedir.

Anahtar Kelimeler: Nöromusküler hastalık, pulmoner rehabilitasyon, solunum problemi, sekresyon, atelektazi

ABSTRACT

Neuromuscular diseases (NMD) are a group of diseases which affect the anatomical structures such as muscular neuromuscular junction, peripheral nerve, anterior horn cell, and causing respiratory system complications. It causes weakness in respiratory muscles, atelectasis, decreased cough strength and sleeping problems. Nocturnal hypoventilation and management of lung infections are important in terms of prognosis. Vital capacity and peak cough flow rate should be monitored with routine controls. With pulmonary rehabilitation methods applied in neuromuscular diseases, it is aimed to protect and increase lung volume and mobilize secretions. Pulmonary rehabilitation methods vary according to the effects of neuromuscular diseases on the respiratory system, type of disease, inspiratory, expiratory, bulbar muscle levels.

Key words: Neuromuscular disease, pulmonary rehabilitation, respiratory problems, secretion, atelectasis

1. GİRİŞ

Nöromusküler hastalıklar (NMD) insan hareketinin oluşmasını sağlayan kas nöromusküler kavşak, periferik sinir, ön boynuz hücresi gibi anatomik yapıları etkileyen hastalık grubudur. İlerleyici olarak kas zayıflığı olan NMD'de solunum kasları da etkilenir ve hastalık ilerledikçe solunum yetmezliği gözlenmektedir. Solunum sistemini etkileyen NMD'ler Tablo 1'de gösterilmiştir(1).

Bu hastalık grubunda mortalite ve morbidite nedenini solunumsal komplikasyonlar oluşturmaktadır (2).

2. PATOFİZYOLOJİ

NMD'e genel olarak; inspiratuar kas grubu, ekspiratuar kas grubu ve orofarengeal kas grubunun etkilenmesi solunumsal komplikasyonlara

neden olmaktadır. Inspiratuar kaslarda meydana gelen zayıflık ventilasyon ve zorlu inspirasyonu etkileyerek vital kapasitede, akciğer ve göğüs duvarı kompliyansında ve tidal volümde azalmaya, solunum frekansında ve solunum iş yükünde artmaya ve restriktif tipte bir solunum bozukluğuna yol açarak ilerleyen zamanlarda alveolar hypoventilasyon, hipoksemi ve hiperkapniye neden olmaktadır (1). Ekspiratuar kaslarda meydana gelen zayıflık temel olarak, zorlu ekspirasyonu ve oluşturulabilecek maksimal ekspiratuar akım hızlarını etkileyerek öksürük akım hızında azalmayla öksürük kuvvetini etkilemektedir. Bu durumda akciğer içerisinde sekresyonlar birikir. Hava yolu direnci artar. Tekrarlayan akciğer enfeksiyonları gözlenir. Orofarengeal kas grubunun etkilenmesiyle; yutma, konuşma ve toraks içi basıncı artırabilme fonksiyonları etkilenir. Yutma güçlüğü, konuşma bozukluğu, aspirasyon, özellikle uykuda hava yollarında meydana gelen

Tablo 1. Solunum Sistemini Etkileyen Nöromusküler Hastalıklar

Hastalık	Solunumsal etkilenim	Sekresyon temizliğinde bozulma	Tekrarlayan pnömoni	İlerleme	Hastalığa özgü özellik
Gullian Barre Send	İnspiratuar-Ekspiratuar kaslar	Başlangıç	Sık değil	Başlangıçta hızlı	NIV, disfaji aspirasyon
Miyastenia Gravis	İnspiratuar-Ekspiratuar kaslar				NIV, disfaji aspirasyon
ALS	İnspiratuar-Ekspiratuar kaslar	belirgin	sık	değişken	Disfaji, aspirasyon
SMA Tip 1	Yaygın Ekspiratuar > inspiratuar	belirgin	2 yıl	hızlı	Disfaji, aspirasyon yaygın Erkenöksürük yardımı
SMA Tip 2	Nadiren	Erken	İlk 5 yıl % 25	yavaş	
SMA Tip 3	Nadiren	Çocuklukta nadiren	Çocuklukta nadiren	yavaş	
DMD	Yaygın inspiratuar ve ekspiratuar kaslar	Ambulasyon kaybindan sonra	Geç		Kardiyomiyopati, disfaji, aspirasyon, OSA
Fasioscapulo-humeral MD	Şiddetli hastalıklarda	Infantile başlangıç	Infantile başlangıç	yavaş	Ventilatuar kısıtlılık, toraks ve omuz kaslarının zayıflığı
Kongenital MD Tüm tipleri	Yaygın	Şiddete bağlı olarak	Şiddete bağlı olarak	yavaş	
Ulrich		orta	Sık değil		
Rijit omurga MD		orta	Sık değil		Hipoventilasyon olabilir
Kongenital miyopati					
Central core		Belirsiz	Belirsiz	yavaş	
Nemaline		Şiddetli form	Şiddetli form	yavaş	
Miyotübüler		Şiddetli form	Şiddetli form	yavaş	Koagülopati, karaciğer hemoraj
Konjenital Miyotonik distrofi	İnspiratuar ve ekspiratuar kaslar	yaygın	yaygın		Santral hipoven-tilasyon, disfaji, aspirasyon
Mitokondriyal miyopati		Olası	Olası	Akut kötüleşme	
Charcot Marie Tooth	Nadir	Şiddetli erken başlangıç	Şiddetli erken başlangıç		Stridor, frenik sinir disfonksiyonuna bağlı
Pompe	İnspiratuar/ekspiratuar kaslar	İnfanil başlangıç	İnfanil başlangıç	İnfanil hızlı geç yavaş	İskelet deformiteleri nedeniyle restriksiyon

obstrüksiyon, uykuda solunum bozuklukları, öksürük etkinliğinde azalma gözlenmektedir (3).

Ayrıca bu kas gruplarında meydana gelen zayıflama akciğerlerden sekresyonların uzaklaştırılmasını sağlayan en önemli mekanizmalardan biri

olan öksürük kuvvetini etkilemektedir. Normal bir insanda öksürük inspiratuar faz, kompresyon fazı, ekspiratuar faz olmak üzere üç aşamadan oluşmaktadır. Inspiratuar fazda; yüksek düzeyde bir tidal volüm ekspiratuar kaslarda uzamaya, toraks

içersinde pozitif intratorasik basınçta artmaya, takip eden fazlarda yüksek ekspiratuar akımın oluşması için gereken yeterli volümün alınmasına yol açar. Kompresyon fazında; pozitif intratorasik basınç artar (300 cmH₂O) ve glottiste kapanma gerçekleşir. Ekspiratuar fazda ise; glottis kapandıktan 0.2 sn sonra açılır. Yüksek basınç ekspiratuar kas kontraksiyonuyla birlikte yüksek bir ekspiratuar akıma yol açar. Bu ekspiratuar akım sekresyonların mobilizasyonuna yardım eder (4). Nöromusküler hastalığı olan bireylerde; inspiratuar fazda, inspiratuar kas zayıflığı nedeniyle yeterli tidal hacim sağlanamaz. Ekspiratuar kasların geriliminde azalma gözlenir. Takip eden fazlarda hacim azalması görülür. Kompresyon fazında; ekspiratuar kas güçsüzlüğü intratorasik basıncı kısıtlar. Üst hava yollarında meydana gelen zayıflık glottisin kapanmasını engeller ve yeterli intratorasik basınç artışı sağlanamaz. Ekspiratuar fazda; Ekspiratuar akım ve dinamik kompresyon etkisi azalır ve yeterli ekspiratuar akım oluşturulamaz. Bu da sekresyon atılımında yetersizlikle sonuçlanır (5).

3. SEMPTOMLAR

Nöromusküler hastalıklarda görülen patofizyolojik değişikliklerden dolayı özellikle vital kapasite olmak üzere solunum fonksiyon parametreleri azalmaktadır. Solunum kas zayıflığına bağlı olarak solunum kas kuvvetinin göstergeleri olan maksimal inspiratuar basınç (MİP), maksimal ekspiratuar basınç (MEP), SNİFF nazal basınçta (SNİP) azalma görülmektedir. Konjenital hastalıklarda pulmoner gelişim etkilenir. Üst hava yollarında kas zayıflığına bağlı olarak üst hava yolu obstruksiyonu ve yutma problemleri gözlenmektedir (5). Üst havayollarında obstrüksiyon, anormal göğüs duvarı kompliyansı, eşlik eden göğüs kafesi deformiteleri (skolyoz vb.), solunum kas zayıflığı yetersiz ventilasyona yol açmaktadır. Bu da akciğerde atelektatik alanların oluşmasına sebep olur. Ayrıca öksürük kuvvetinin oluşması için gerekli olan aşamalarda görülen yetersizliklere bağlı olarak öksürük kuvveti zayıflar. Sekresyonların atılımı bozulur. Sekresyon birikimi gözlenir. Gaz değişim alanları etkilenir. Havalanma yetersizliğine bağlı olarak hipoksemi ve hiperkapni görülür. Bu durum ilerleyen zamanlarda solunum yetmezliğine yol açmaktadır. Gece ya da gün boyu gözlenen hipoventilasyon görülebilir. Uyku problemleri eşlik edebilir (6).

4. PULMONER DEĞERLENDİRME

Nöromusküler hastaların değerlendirmesinde klinik değerlendirme ve laboratuvar değerlendirmelerinden yararlanılmaktadır. Etkin öksürüğün olması, enfeksiyon varlığı, geçirilen enfeksiyon sa-

yısı ve hastane yatışı, dispne, ortopne, uyku problemleri, gündüz uyku hali, yorgunluk, sabah baş ağrısı, taşikardi, konuşma ve yutma ile ilgili bozukluklar sorgulanmalıdır. Laboratuvar değerlendirmesinde; akciğer volümleri, statik maksimum ağız içi oklüzyon basınçları, SNİF nasal inspiratuar basınç, solunum kas endüransı, zirve öksürük akım hızı, arteriyel kan gazı analizi, göğüs X-ray, bilgisayarlı tomografi, uyku analizi sonuçları değerlendirilir (4, 7).

4.1. Akciğer hacimleri; solunum fonksiyon testi ile değerlendirilir. Statik ve dinamik hacim ölçümleri yapılır. Genellikle restriktif tipte solunum fonksiyon bozukluğu görülmektedir. Total akciğer kapasitesinde azalmayla birlikte FEV1/FVC oranı genellikle normal ve normalin üzerinde olabilir. Inspiratuar kapasite ve ekspiratuar rezerv volüm ve rezidüel volüm azalmaktadır (8). Spirometrik ölçümler nöromusküler hastalık grubunda solunumsal mortalite ve morbiditenin bilinen en iyi belirteçidir. Duchenne musküler distrofi hastalarında vital kapasitenin 1 litrenin altında olmasının mortaliteyle ilişkili olduğu gösterilmiştir (9).

Yine vital kapasitenin beklenen değerinin %40'ın altında olmasının uykuya ilişkili hipovenilasyon açısından önemli olduğu belirtilmiştir (10). Ayrıca oturma ve yatarak yapılan vital kapasite ölçümleri arasında %25 den fazla farkın bulunması diyafragma zayıflığını göstermektedir (11).

4.2. Ağız içi oklüzyon basınçları: MİP, MEP ve SNİP nasal basıncı değerlendirilir .

MİP akciğer hacimleri ve alveolar ventilasyon için önemlidir. MİP normal değerleri erişkinlerde; Pımax > -80 cmH₂O erkek; > -70 cmH₂O kadın; çocuklarda (4-12 yıl) ise erkek:-73 ile -88 cmH₂O kadın:-60 ile -80 cmH₂O arasında değişmektedir. MEP öksürük kuvveti ve sekresyon mobilizasyonu için önemlidir. MEP öksürük kuvveti ve sekresyon mobilizasyonu ile ilişkilidir. Normal değerleri; Erişkin: Pemax > +100 cmH₂O; çocuklarda (erkeklerde 4-12 yıl) -60 ile -80 cmH₂O, kadınlarda -71 ile -91 cmH₂O), SNİP daha çok orofarengeal kas zayıflığı nedeniyle MİP ölçülemeyen hastalarda tercih edilmektedir. Normal değerleri erişkinlerde; Psniff > -70 cmH₂O; çocuklarda (8-17 yıl) erkeklerde -99 ile -117 cmH₂O kadınlarda, 92 ile 97 cmH₂O. Solunum kas endüransı nöromusküler hastalarda MİP'in %35'inde değerlendirilir. Beklenen inspiratuar kas endüransı zamanı (sn):1195.881+(yaş(yıl)*77.406)-(Boy(cm)*8.998) denklemiyle hesaplanmaktadır (12, 13).

4.3. Öksürük akım hızı: Bir maske ya da ağızlık aracılığıyla akım metre ve pnömotakograf ile ölçülmektedir. Normal değerleri erişkinlerde; 360-960lt/dk, çocuklarda (4-18 yaş) erkeklerde

162-728 lt/dk, kadınlarda 147-488 lt/dk arasında-
dır. Zirve öksürük akım hızının <270 lt/dk sekres-
yonların uzaklaştırılmasında yetersizlik olduğunu,
<160 lt/dk sekresyonların öksürük ile tek başına
uzaklaştırılmadığını göstermektedir (1, 2).

4.4 Uyku analizi: Polisomonografi ile değ-
lendirilmektedir. Kalp hızı, solunum frekansı, abdo-
minal ve göğüs duvar hareketleri, nasal hava akışı,
oksimetri, ekstremite hareketleri, uyku pozisyonu
değerlendirilir. Apne/hipoapnea indeksi>10-15/sa
olması, saturasyon değerinin kayıt edilen zamanın
%30'undan fazlasında %90'nın altında olması ya
da saatte >%4 değişimin olması anlamlı olarak
kabul edilmektedir (1, 7).

5. TEDAVİ

5.1. Pulmoner Rehabilitasyon

Nöromusküler hastalarda pulmoner rehabi-
litasyonda amaç; akciğer hacmini korumak, ar-
tırmak ve sekresyonların mobilizasyonunu sağla-
maktır. Akciğer hacmini korumak ve artırmak için;
noninvaziv mekanik ventilasyon uygulamaları, air
stacking(Hava/soluk biriktirme), glassofarengeal
solunum, insentif spirometre, torakal ekspansiyon
egzersizleri ve solunum kas kuvveti eğitiminden
yararlanılmaktadır. Sekresyonların mobilizasyonu
için; mekanik yardımcı öksürme(MI-E), manuel yar-
dımlı öksürme, intrapulmoner perküsif ventilas-
yon, yüksek frekanslı göğüs duvarı ossilasyonları
ve göğüs fizyoterapisi uygulamaları kullanılmakta-
dır (3, 5).

5.2. Akciğer Hacmini Artırmaya Yönelik Uygulamalar

5.2.1. Noninvaziv mekanik ventilasyon (NIV): Girişimsel olmayan bir havayolu aracılığı-
yla mekanik olarak solunum desteğinin sağlandığı
cihazlardır. Yüze ya da buruna takılan bir maske,
mouthpiece vb. kullanılarak pozitif basınç uygu-
lanmaktadır. Pozitif basınç ventilasyonu basınç ya
da volüm ayarlı olabilir. NIV çoğu nöromusküler
hasta grubunda sağ kalımı artırmaktadır (7, 14).

5.2.2. Hava/soluk biriktirme (Air stacking):
Bir ambu yardımıyla mouthpiece, nasal ya da oro-
nasal maske kullanılarak akciğer içerisinde hava
biriktirilmesiyle akciğer hacmini artırmak hedef-
lenmektedir. Hastadan nefes alması istenirken
aynı zamanda ambu ile hava verilir. Hastadan ne-
fesini tutması istenir. Bu manevra hastanın tolere
edebildiği kadar 3-4 defa hasta nefes vermeden
uygulanır. Son manevradan sonra öksürmesi ya da
kuvvetli bir ekspirasyon yapması istenir. Genellikle
günde 2/3 kez 10-15 manevra kullanılması öneri-

li (3). VC%70-80'den az olduğunda, zirve öksürük
akım hızı 270lt/dk'nın altında olduğu zaman kulla-
nılmaya başlanılmalıdır. Şiddetli kognitif bozukluk,
klinik instabilite ve primer akciğer problemlerinde
kullanılmamaktadır. (Air stacking uygulamasının
sağlıklı yetişkinlerde yapılan bir çalışmada akciğer
hacimlerini artırdığı gösterilmiştir (15). SMA'lı ve
kongenital musküler hastalığı olan nöromusküler
hastalarda yapılan bir çalışmada air stacking uy-
gulamasının akciğer fonksiyonu üzerine etkilerinin
olduğu belirtilmiştir (16).

5.2.3. Glossofaringeal solunum: Dil, dudak-
lar, yumuşak damak, farinks ve larinks kaslarının
kullanılarak havanın akciğer içerisinde tutulduğu
bir uygulamadır (17).

5.2.4. İnsentif spirometre: Uzun, yavaş ve
derin nefes almak için tasarlanmıştır. Hasta görsel
geribildirim oluşturmaktadır. Amaç inspiratuar ka-
pasiteyi geliştirmektir (7).

5.2.5. Torakal ekspansiyon egzersizleri: Ak-
ciğer hacmini artırmak amacıyla kullanılmaktadır.

5.2.6. Solunum kas kuvveti eğitimi: Solu-
num yetersizliğinin giderilmesi amacıyla solunum
kaslarının kuvvetlendirilmesi ve enduransının ge-
liştirilmesinde kullanılan bir yöntemdir. Solunum
kas kuvveti eğitimi için farklı cihazlar olmasına
rağmen ayarlaması inspirasyona direnç oluşturu-
racak şekilde olmalıdır. Uygun dirençte günde 10
dk ve 2-3 defa olacak şekilde ve bireysel olarak
program yapılmalıdır. Ayrıca solunum kas kuvveti
eğitimi mikro atelektazileri önlemede de etkilidir
(18). Amiotrofik lateral sklerozlu hastada yapılan
bir çalışmada ekspiratuar kas kuvveti eğitimi için
kullanılan ekspiratuar kas eğitim cihazı ile yapılan
eğitiminin subglottik basıncı artırdığı ve öksürük
kuvvetini geliştirdiği belirtilmiştir (19). Ayrıca er-
ken etkilenim gösteren hastalarda inspiratuar kas
eğitiminin sağ kalımın bağımsız belirteci oldu-
ğu gösterilmiştir(20). Yapılan bir çalışmada yavaş
progresyon gösteren nöromusküler hastalarda so-
lunum kas kuvveti eğitiminin solunum kas kuvve-
tini geliştirdiği belirtilmiştir (21). Yine pompe has-
talığında solunum kas zayıflığı için yararlı olduğu
gösterilmiştir (22). Literatürde nöromusküler has-
talarda solunum kas kuvveti eğitiminin etkili oldu-
ğunu gösteren çalışmalar çok değişkenlik göster-
mektedir. Bu nedenle geniş kohort çalışmalarına
ihtiyaç vardır.

5.3. Sekresyonların Mobilizasyonları İçin Uygulamalar

5.3.1. Mekanik yardımcı öksürme: Mekanik
yardımlı öksürme cihazları oronazal, endotrakeal
ya da trakeostomi tüpü aracılığıyla hava yolları

içerisine pozitif bir havayolu basıncı, sonra hızlı negatif basınca doğru bir kayma oluşturur. Böylelikle sekresyonların uzaklaştırılması için hava akımı sağlanmış olur (3, 23). Yapılan bir derlemede MI-E uygulamalarının zirve öksürük akım hızını artırdığı, diğer havayolu temizleme tekniklerine eklendiğinde tedavi zamanını azaltabileceği ve öksürük kuvvetini geliştiren teknikler gibi tolere edilebilir olduğu gösterilmiştir (24). Evde kullanılan MI-E cihazlarının hastaneye yatışı azaltabileceği belirtilmiştir (25).

5.3.2. Manuel yardımcı öksürme: Transdiyafragmatik basıncın artırılmasıyla sekresyonların dışarı çıkartılması amaçlanmaktadır. Toraks ya da abdominal bölgeden uygulanabilir. Hastaya ya da hasta yakınlarına ev programı olarak gösterilebilir. Mekanik yardımcı teknikler ile kombine olarak da kullanılabilir (4).

5.3.3. İntrapulmoner perküsyon ventilasyon: Yüksek frekanslar ile akciğer içerisine vibrasyon oluşturan cihazlarla yapılmaktadır. Genellikle 20-40 cmH₂O basınçlarında, dakikada 100-300 döngü olacak şekilde uygulanmaktadır (7).

5.3.4. Göğüs fizyoterapisi: Perküsyon, vibrasyon ve pozisyonlama yaklaşımları kullanılmaktadır. Yapılan bir çalışmada ekstübasyon sonrasında ateletazi oluşumunu engellediği gösterilmiştir (8).

5.3.5. Yüksek frekanslı göğüs duvarı titreşim cihazları: Göğüs duvarına aralıklı kompresyon ve vibrasyon uygulanır. Tedavi süresi ve frekansı hastaya göre değişmektedir. SMA'lı ve musküler distrofi hastalarda yapılan çalışmalarda hastane yatışı, pnömoni riskini, antibiyotik kullanımını ve maliyeti azalttığı, uyku parametrelerini geliştirdiği gösterilmiştir (7, 26).

5.3.6. Pozitif ekspiratuvar basınç cihazları: Ekspirasyon sırasında havayollarında pozitif basınç oluşturan cihazlarla uygulama yapılmaktadır. Bağımsız uygulanabilir. Taşınması kolay ve küçük cihazlardır. Genellikle hastaya uygun basınçta 10-15 dk uygulama yapılır (27). Nöromusküler hastalarda kullanımına yönelik yeterli kanıt bulunmamaktadır.

6. SONUÇ

Nöromusküler hastalıkların solunum sistemi üzerine etkileri hastalığın tipine, inspiratuvar, ekspiratuvar, bulbar kas tutulumu düzeyine göre değişmektedir. Nokturnal hipoventilasyon ve akciğer enfeksiyonların yönetimi prognoz açısından önemlidir. Rutin kontrollerle vital kapasite ve zirve öksürük akım hızı takip edilmelidir. Vital kapasite < %60 olduğunda girişimsel olmayan mekanik ventilasyon uygulamalarından yararlanılmalıdır. Zirve öksürük akım hızı 270 lt/dk'nın altında ol-

duğunda yardımcı öksürme teknikleri veya inspirasyon kapasitesini geliştiren uygulamalara başlanılmalıdır. Zirve öksürük akım hızı 245 lt/dk'nın altında ise iki uygulamanın kombinasyonundan yararlanılmalıdır. Zirve öksürük akım hızı 155 lt/dk'nın altında ise mekanik yardımcı olarak öksürme kuvvetini artıran teknikler kullanılabilir.

7. KAYNAKLAR

1. Boentert M, Wenninger S, Sansone VA. Respiratory involvement in neuromuscular disorders. *Curr Opin Neurol.* 2017;30(5):529-37.
2. Kang SW. Pulmonary rehabilitation in patients with neuromuscular disease. *Yonsei Med J.* 2006;47(3):307-14.
3. Farrero E, Anton A, Egea CJ, Almaraz MJ, Masa JF, Utrabo I, et al. Guidelines for the management of respiratory complications in patients with neuromuscular disease. *Sociedad Espanola de Neumologia y Cirugia Toracica (SEPAR). Arch Bronconeumol.* 2013;49(7):306-13.
4. Kartaloğlu Z OO. Nöromusküler hastalıklardaki solunumsal problemlere güncel yaklaşım. *Tuberk Toraks.* 2012;60(3):279-90.
5. Finder JD. Airway clearance modalities in neuromuscular disease. *Paediatr Respir Rev.* 2010;11(1):31-4.
6. DN H. Mechanical Insufflation-Exsufflation for Airway Mucus Clearance. *Respir Care* 2007. 2007;52(10):1296-305.
7. Hull J, Aniapravan R, Chan E, Chatwin M, Forton J, Gallagher J, et al. British Thoracic Society guideline for respiratory management of children with neuromuscular weakness. *Thorax.* 2012;67 Suppl 1:i1-40.
8. Buu MC. Respiratory complications, management and treatments for neuromuscular disease in children. *Curr Opin Pediatr.* 2017;29(3):326-33.
9. Phillips MF, Quinlivan RC, Edwards RH, Calverley PM. Changes in spirometry over time as a prognostic marker in patients with Duchenne muscular dystrophy. *Am J Respir Crit Care Med.* 2001;164(12):2191-4.
10. Hukins CA, Hillman DR. Daytime predictors of sleep hypoventilation in Duchenne muscular dystrophy. *Am J Respir Crit Care Med.* 2000;161(1):166-70.
11. Fromageot C, Lofaso F, Annane D, Falaize L, Lejaille M, Clair B, et al. Supine fall in lung volumes in the assessment of diaphragmatic weakness in neuromuscular disorders. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(1):123-8.
12. Mellies U, Stehling F, C D-S. Normal values for inspiratory muscle function in children. *Physiol Meas* 2014;35:1975-81.
13. Kaminska M, Noel F, Petrof BJ. Optimal method for assessment of respiratory muscle strength in neuromuscular disorders using sniff nasal inspiratory pressure (SNIP). *PLoS One.* 2017;12(5):e0177723.
14. Simonds AK. ERS Practical Handbook Noninvasive Ventilation. In: Simonds AK, editor. *Chronic NIV in hereditary neuromuscular disorders* 2015. p. 163-73.
15. Sarmiento A, Resqueti VR, Fregonezi GA, Aliverti A. Assessment of gas compression and lung volume during air stacking maneuver. *Eur J Appl Physiol.* 2017;117(1):189-99.
16. Marques TB, Neves Jde C, Portes LA, Salge JM, Zanoteli

- E, Reed UC. Air stacking: effects on pulmonary function in patients with spinal muscular atrophy and in patients with congenital muscular dystrophy. *J Bras Pneumol*. 2014;40(5):528-34.
17. Maltais F. Glossopharyngeal breathing. *Am J Respir Crit Care Med*. 2011;184(3):381.
 18. Macpherson CE, Bassile CC. Pulmonary Physical Therapy Techniques to Enhance Survival in Amyotrophic Lateral Sclerosis: A Systematic Review. *J Neurol Phys Ther*. 2016;40(3):165-75.
 19. Tabor LC, Rosado KM, Robison R, Hegland K, Humbert IA, Plowman EK. Respiratory training in an individual with amyotrophic lateral sclerosis. *Ann Clin Transl Neurol*. 2016;3(10):819-23.
 20. Pinto S, de Carvalho M. Can inspiratory muscle training increase survival in early-affected amyotrophic lateral sclerosis patients? *Amyotroph Lateral Scler Frontotemporal Degener*. 2013;14(2):124-6.
 21. Aslan GK, Gurses HN, Issever H, Kiyan E. Effects of respiratory muscle training on pulmonary functions in patients with slowly progressive neuromuscular disease: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. 2014;28(6):573-81.
 22. Jones HN, Crisp KD, Moss T, Strollo K, Robey R, Sank J, et al. Effects of respiratory muscle training (RMT) in children with infantile-onset Pompe disease and respiratory muscle weakness. *J Pediatr Rehabil Med*. 2014;7(3):255-65.
 23. Auger C, Hernando V, Galmiche H. Use of Mechanical Insufflation-Exsufflation Devices for Airway Clearance in Subjects With Neuromuscular Disease. *Respir Care*. 2017;62(2):236-45.
 24. Morrow B, Zampoli M, van Aswegen H, Argent A. Mechanical insufflation-exsufflation for people with neuromuscular disorders. *Cochrane Database Syst Rev*. 2013(12):CD010044.
 25. Moran FC, Spittle A, Delany C, Robertson CF, Massie J. Effect of home mechanical in-exsufflation on hospitalisation and life-style in neuromuscular disease: a pilot study. *J Paediatr Child Health*. 2013;49(3):233-7.
 26. Keating JM, Collins N, Bush A, Chatwin M. High-frequency chest-wall oscillation in a noninvasive-ventilation-dependent patient with type 1 spinal muscular atrophy. *Respir Care*. 2011;56(11):1840-3.
 27. Fagevik Olsen M, Lannefors L, Westerdahl E. Positive expiratory pressure - Common clinical applications and physiological effects. *Respir Med*. 2015;109(3):297-307.

Fizyoterapi ve Rehabilitasyonda Kullanılan Sensör Sistemleri ve Çalışma Mekanizmaları

Sensor Systems and Working Mechanisms Used in Physiotherapy and Rehabilitation

Uzm Fzt Mert DOĞAN, Doç Dr Muhammed KILINÇ

Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

E-mail: ptmertdogan@gmail.com

ÖZET

Isı, ışık, nem, ses, basınç, gerilim, uzaklık, ivme ve pH gibi fiziksel ya da kimyasal uyarıları elektronik uyarılara dönüştürerek makine bağlamında işlenebilir verilere dönüştüren sistemler olan sensörler, canlı organizmaların duyu sistemlerinde görev alan reseptörlere benzemektedirler. Literatürde birçok farklı sensör fizyoterapi ve rehabilitasyonda kullanılmaktadır. Mevcut sistemler rehabilitasyonun değerlendirme, takip ve tedavi aşamalarına etki etmektedir. Bu doğrultuda çalışmanın amacı, mevcut rehabilitasyon teknolojilerinin önemli birer parçası olan sensörlerin çalışma mekanizmalarını incelemek ve çeşitliliklerini tanımlamaktır.

Anahtar Kelimeler: Rehabilitasyon, Sensör sistemleri, Giyilebilir Sensörler

ABSTRACT

Sensors that convert physical or chemical stimuli such as heat, light, humidity, sound, pressure, voltage, distance, acceleration, and pH into electronic stimuli and convert them into processable data in the machine context are similar to receptors in the sensory systems of living organisms. According to the literature, many sensor systems are used in physiotherapy and rehabilitation. Existing system of sensors is used evaluation, monitoring and treatment stage of rehabilitation. The aim of this study is to examine the working mechanisms of sensors which are an important part of existing rehabilitation technologies and to define their diversity.

Keywords: Rehabilitation, Sensor Systems, Wearable Sensors

1. GİRİŞ

Sensör (algılayıcı); ısı, ışık, nem, ses, basınç, gerilim, uzaklık, ivme ve pH gibi fiziksel ya da kimyasal uyarıları elektronik ortama aktaran mekanizmalara verilen addır. Canlı organizmaların duyu sistemlerinde görev alan reseptörlere benzeyen sensörler gelişen teknoloji ile birlikte rehabilitasyon uygulamalarında yerini almıştır (1, 2).

Sensör tabanlı sistemler rehabilitasyonun ve sağlık sisteminin pek çok basamağında rol almaktadır. Amerika Birleşik Devletleri'nde yaşayan bireylerin yaklaşık % 20'si kırsal alanlarda hayatına devam ederken, kırsalda yaşayan sağlık çalışanları ise tüm sağlık çalışanlarının %9'unu oluşturmaktadır. Bu durumda popülasyonun büyük bir kısmının sağlık hizmetlerine erişimi nispeten kısıtlanmıştır. Dolayısıyla sensörler uzaktan hasta izleme sistemleriyle, sağlık hizmetlerine ulaşım problemi

olan bireylerin tedaviye ve değerlendirmeye katılmasına olanak sağlamaktadır (1).

Hareket sensörleri, ev tabanlı rehabilitasyon müdahalelerinin etkinliğini arttırmaktadır. Bu sistemler, hizmet sunulan bireyin rehabilitasyon müdahalelerinin değerlendirilmesi, mobilite destek cihazlarının kullanımı ve acil durum müdahaleleri için takibin sağlanması gibi olanaklar sunmaktadır. Ev tabanlı rehabilitasyon ve tıbbi müdahalelerin çalışma mekanizması basitçe şu şekildedir: hareket sensörleriyle düşme benzeri tehlikeli durumlar tespit edilir, elde edilen veriler kablosuz sistemler aracılığıyla internet veya mobil hat gibi iletişim araçlarıyla sağlık profesyonellerine iletilir. Sağlık personelleri, hastanın durumunu uzaktan izleyebilir ve tıbbi müdahale gereksinimini değerlendirebilir. Bu doğrultuda, hastanın bağımsızlığı ve toplum katılımı mümkün olan en üst düzeye çıkarılabilir (1, 3).

2. SENSÖRLERİN SINIFLANDIRILMASI

Literatürde sensörler, giyilebilir sensörler ve ortam sensörleri başlıkları altında incelenmektedir. Rehabilitasyonda uygulama alanlarına göre ise; hareket analizinde kullanılan sensörler, EMG (elektromiyografi)- EKG (elektrokardiyografi) ve EEG (elektroensefalografi) sensörleri, kamera tabanlı sensörler, fiziksel aktivite monitörleri, biyo-sensörler olarak sınıflandırılmaktadır (1, 4-7).

2.1. Giyilebilir Sensörler

Giyilebilir sensörler, rehabilitasyonun değerlendirme, takip ve tedavi aşamalarında ihtiyaç duyulan fizyolojik belirteçlerin (kalp hızı, solunum hızı, kan basıncı, oksijen satürasyonu ve kas aktivitesi) tespitinde ve takibinde kullanılmaktadır. Giyilebilir teknolojilerin gelişmesi fizyolojik belirteçlerin tespitini sadece hastane ortamında değil ev ortamında da mümkün kılınmaktadır (1).

Mevcut sensör boyutlarının, günlük yaşamda sıkça kullanılan materyallere adapte edilmesi sonucunda pek çok farklı tasarım ortaya çıkmıştır (1). Literatür incelendiğinde bu tasarımlara örnek olarak; Asada ve ark.'nın hipertansiyon ve konjesif kalp yetmezliğinin takibi amacıyla fotopletizmografik sensörler (kızılötesi ışığa duyarlı sensörler) kullanarak geliştirdiği yüzük verilebilir. Fotopletizmografik tansiyon aleti, hidrostatik basıncı ölçen iki mikroelektromekanik ivmeölçerden oluşmaktadır. Bu sistem aracılığıyla, sensörün kalbe olan uzaklığı göz önünde bulundurularak, atım sayısı ve damar genişliği arasındaki farklılıklarla kalbin fizyolojik parametreleri tanımlanmaktadır (8).

Literatürde yer alan başka bir sistem örneğinde ise, araştırmacılar, akustik (ses duyarlı) sensörler kullanarak uyku apnesi ve solunum hızının tespitini mümkün kılmıştır. Corbishley ve ark. kü-

çük boyutlu bir sensörü bireylerin boynuna yerleştirmiştir. Her nefes sırasında oluşabilecek çevresel sesleri ayırt etmek için özel bir algoritma ile filtreleme işlemi yapmışlardır (1, 9).

2.2. Ortam Sensörleri

Ortam sensörleri, günlük yaşamda sıkça karşılaştığımız otomatik kapıların açılmasını sağlayan basit hareket sensörlerinden, telerehabilitasyonu destekleyen akıllı evlere kadar geniş bir perspektifi kapsamaktadır. Ortam sensörlerinin kullanım amaçları genellikle bireylerin yaşam alanlarında akıllı sağlık hizmetinin ve sağlık durumunun takibinin yapılmasını sağlamaktır (1).

Telerehabilitasyon, uzaktan sağlık hizmetleri ve akıllı evlerde kullanılan ortam sensörlerinin başarısının artırılması için bireysel ve vital bulguların takibinin yapılmasına olanak sağlayan giyilebilir sensörlerle birlikte kullanılması önerilmektedir. Örneğin; ev programına alınan bir bireyin uyguladığı egzersizlerin şiddeti ve egzersize uyumunun takibinin yapılmasında doğruluk payını arttıran faktörlerden biri de ortam sensörleridir. Başka bir perspektiften incelendiğinde; bakıma muhtaç geriatrik bir bireyin ev içerisindeki güvenliği, düşme durumunu, fiziksel aktivite düzeyini ve vital bulgularının takibinin sağlıklı bir şekilde sağlanabilmesi için ortam sensörleri ile giyilebilir sensörlerin birlikte kullanılması gerekmektedir (1) (Şekil 1).

2.3. Hareket Analizi Sistemleri ve Harekete Duyarlı Sensörler

Optik kayıt sistemlerinde, ölçüm yapılacak bireyler üzerine "marker" adı verilen belirteçlerin yerleştirilmesini gerektirmektedir. Marker veya belirteçler yansıtıcı bir materyalle kaplıdır. Ölçüm yapılacak alana yerleştirilmiş kameraları çevreleyen diyetolar, belirteçler üzerine kırmızıdan kızılötesine kadar farklı dalga boylarında belirli aralıklarla



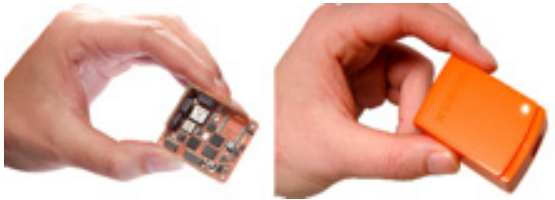
Şekil 1. Ortam sensörleri ve ev tabanlı rehabilitasyon sistemi örneği

ışınım yapar. Kameraların mercekleri üzerine yerleştirilmiş bir filtre aracılığıyla, kameralar sadece belirli dalga boylarındaki görüntülere duyarlı hale gelir ve bu sayede kameraların sadece markerları algılaması sağlanır (10).

Fotosensitif hücreler ve aktif sensörler içeren sistemler, farklı açılarda bulunan ve kızılötesi sinyal yayan sensörler ve aynı ölçüm alanında düzenlenmiş 3 adet ışığa duyarlı hücrenin senkronizasyonu ile hareketi kaydeder. Aktif sensörler elektriksel bir güç kaynağına ihtiyaç duyar. Elektriksel güç kaynağı ve sensörler, vücut üzerine kablolar ile birlikte yerleştirilmektedir (7, 10).

Manyetik ölçüm sistemleri, dikey eksenlerde elektromanyetik bir alan oluşturan, bir alıcı ve manyetik alanın yayılımını bozan sensörler üzerine kuruludur. Her sensör ve alıcı arasındaki potansiyel farklılıklar hem konum hem de yön bilgilerinin gerçek zamanlı olarak hesaplanmalarını sağlar (10). Çalışma prensibi Faraday'ın manyetik indüksiyon yasasına dayanmaktadır (7).

Inertial Measurement Unit (IMU) sistemler olarak literatürde tanımlanan eylemsizlik ölçüm birimli kinematik analiz sistemlerinin bünyesinde üç farklı sensör bulunur. Bunlar, üç eksenli bir akselerometre (ivme ölçer), rotasyon miktarlarını ölçen üç eksenli bir jiroskop ve bir manyetometredir (10). Bu birliktelik sayesinde sensörün, üzerinde bulunduğu cismin dünyanın merkezine göre 3 boyutlu konumunu (oryantasyon) Euler açısı cinsinden çıktı olarak verebilmektedir. Bunun dışında içerisinde bulunan 3 ayrı sensörün varlığı sayesinde 3 boyutlu ivme, açısal hız ve manyetik alan gibi verilere de ulaşılmasını sağlamaktadır. Günümüzde kinematik analiz dışında; insansız hava araçları, uzay mekikleri, uydular gibi ileri teknolojiyi barındıran sistemlerde kullanılmaktadır (7, 10, 11) (Şekil 2).

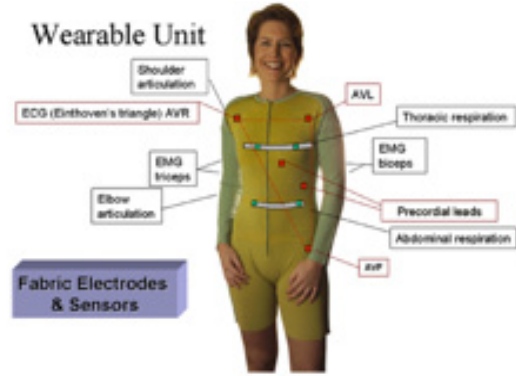


Şekil 2. IMU sensörler ve hareket analizi sistemi

Elektrogonyometreler, 1980 yılından bu yana yürüyüş analizinde açı ölçümü için kullanılan sistemlerdir. Bu sistemlerin çalışma mekanizması gerilim sensörlerine dayanmaktadır. İki vücut segmenti arasındaki kısmi rotasyonlar, tek eksenli gerilim sensörlerinden alınan bilgilere göre belirlenir. Kullanılan sensör çeşidine göre mekanik, esnek,

endüktif ve optik fiber elektrogonyometreler mevcuttur (7).

Sensör içeren kumaşlar, kumaşlara yüzeysel olarak bağlanmış elektronik düzeneklerle, kumaşa yerleştirilmiş algılayıcı özellik gösteren ipliklerden oluşturulmuştur. Sistemin algılama özellikleri, kullanılan materyalin elastik özelliklerine göre değişkenlik göstermektedir. Kullanılan elektronik düzenekler, polimer formunda piezoresistif, piezoelektrik veya piezokapasitif materyallerden yapılmıştır (Şekil 3). Algılayıcı veya sensör içeren kumaşlar günümüzde yürüyüş analizi araştırmalarında sıkça kullanılmaktadır (7).



Şekil 3. Sensör içeren kumaşlar

Kuvvet veya basınç sensörleri, rehabilitasyonda denge, ambulasyon ve çeşitli spor aktivitelerinde yer reaksiyon kuvvetinin belirlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Statik posturografi ve yürüyüşü değerlendiren sistemler, yer reaksiyon kuvveti ve bu kuvvetin lokalizasyonunu saptayarak bilgisayara iletmektedir. Çeşitli yazılımlar aracılığıyla kişinin denge ve konumu ile ilgili rehabilitasyona özgü salt veriler sağlanmaktadır (7, 12).

2.4. EMG, EKG ve EEG Sensörleri

Rehabilitasyonun ilgi alanlarından olan pek çok alan hakkında objektif veri kaynağı olan EMG, EKG ve EEG sensörleri genellikle deriye temas eden kondüktif jel ile birlikte araştırılacak bölge üzerine uygulanmaktadır. Bu sistemlerin çalışma prensibi basitçe, çeşitli frekanslarda elektrige duyarlı sensörler aracılığıyla elde edilen verilerin kablo, bluetooth veya wireless gibi veri transfer araçlarıyla depolama alanına transferidir (4).

2.5. Kamera Tabanlı Işığa Duyarlı Derinlik Sensörleri

Kameralar ve ışığa duyarlı derinlik sensörle-

ri aracılığıyla bir cismin kırmızı-yeşil-mavi (RGB) görüntülerinin karşılaştırılması prensibine dayanan sistemlerdir. Bu sistemler genellikle 9-30 Hz hızında RGB, derinlik ve kızılötesi akışlarını kayıt altına alabilir. Literatürde bahsedilen sensör çeşitleri 1280 x 1024 piksel çözünürlüğe kadar görüntü kaydına olanak sağlamaktadır. Başta Microsoft Kinect olmak üzere literatürde benzer amaçlarla kullanılan Xtion Pro Live, Intel- Creative kamera ve Leap Motion gibi hazır sistemler bulunmaktadır (Şekil 4). Bu sensör sistemleri rehabilitasyonun hem tedavi hem de değerlendirme aşamalarında sağladığı objektif veri ve sanal çevre adaptasyonu bulunan oyunlar sebebi ile sıkça tercih edilmektedir (5).



Şekil 4. Microsoft Kinect ve Leap Motion

2.6. Fiziksel Aktivite Monitörleri

Fiziksel aktivite, rehabilitasyonun literatürde güncelliğini sürdüren önemli araştırma alanlarından biridir. Fiziksel aktivitenin takibi amacıyla, belirli sensör sistemleri kullanılmaktadır. Fiziksel aktivite monitörleri aynı zamanda bireylerin kendi sağlıkları hakkında bilgi edinmelerine olanak sağlamaktadır. Literatürde yer alan pek çok aktivite monitörü incelendiğinde; 3 boyutlu akselerometre, sıcaklık sensörleri ve fotopletizmografik sensörlerinin birlikte çalıştığı görülmektedir. Akselerometreler bireylerin atıl veya hareketli olma durumunu, sıcaklık ve fotopletizmografik sensörler ise aktivite şiddeti ve çeşidi hakkında bilgi edinilmesine olanak sağlamaktadır (6, 13).

2.7. Biyosensörler

Biyosensörler, biyolojik kökenli bir olayı elektriksel sinyale dönüştürebilen, elektrokimyasal, piezoelektriksel, optik esaslı veya kalorimetrik düzenekler olarak tanımlanmaktadır. Zararlı çevrelerde çalışan bireylerin takibinin sağlanması ve koruyucu rehabilitasyon aşamalarında önemli rolü olan biyoelektrokimyasal sensörler, vücut sıvılarının toplanması, analizi ve incelenmesini içeren pek

çok süreçte aktif rol oynadığından literatürde en karmaşık sensör sistemleri olarak tanımlanmıştır. Günümüzde nano teknoloji ve mikro endüstrideki gelişmeler sebebiyle hücresel bağlamdaki değişikliklerin kontrolüne olanak sağlayan küçük sensörler mevcuttur. Öyle ki, literatürde yer alan bir sistemde biyosensörlerden, kan glukoz seviyelerini ölçen ve insülini otomatik olarak infüze eden, minimal- invaziv girişimlerle vücuda yerleştirilen sürekli bir ilaç salınım aracı geliştirilmiştir. Avrupa Komisyonu tarafından desteklenen BIOTEX adlı başka bir sistemde ise, bir dizi biyokimyasal sensör giysilere entegre edilmiştir. Bu proje kapsamında araştırmacılar, vücut terinden pH ve sodyum miktarını belirlemeye yönelik sensörler geliştirmiştir (1, 14, 15). Başka bir projede ise araştırmacılar PROTEX adlı sistemi; hareketi, çevreyi, vücut sıcaklığını, oksijen saturasyonunu, kalp atış hızını ve solunum frekansını tespit etmesi amacıyla CO2 sensörünü giysilere entegre etmiştir. Bu sistem aracılığıyla uzaktan denetlenen bireylerin, zararlı çevrelere karşı uyarılması ve vital bulgularının takibi mümkün kılınmıştır (1, 16).

3. SONUÇ

Teknolojinin gelişmesi ile özellikleri günden güne gelişen sensörler; telerehabilitasyon uygulamaları, uzaktan sağlık yönetimi, bireylerin sağlık farkındalığının gelişmesi ve güvenliğinin korunması, değerlendirmede kullanılan objektif yöntemlerin çeşitliliğinin artırılmasında önemli rol oynamaktadır. Mevcut sistemlerin çalışma mekanizmalarının anlaşılmasının, klasik fizyoterapi ve rehabilitasyon uygulamalarının teknolojiye olan adaptasyonuna ve yeni geliştirilecek değerlendirme ve tedavi yöntemlerine katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

4. KAYNAKÇA

1. Patel S, Park H, Bonato P, Chan L, Rodgers MJ. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. 2012;9(1):21.
2. <https://tr.wikipedia.org/wiki/Sensör>, Erişim yılı: 2018, Erişim Tarihi: 15.10.2018.
3. Caudill TS, Lofgren R, Jennings CD, Karpf MJAM. Commentary: Health care reform and primary care: training physicians for tomorrow's challenges. 2011;86(2):158-60.
4. Sullivan TJ, Deiss SR, Cauwenberghs G, editors. A low-noise, non-contact EEG/ECG sensor. Biomedical Circuits and Systems Conference, 2007 BIOCAS 2007 IEEE; 2007: IEEE.
5. Mousavi Hondori H, Khademi M. A Review on Technical and Clinical Impact of Microsoft Kinect on Physical Therapy and Rehabilitation %J Journal of Medical Engineering. 2014;2014:16.
6. Mukhopadhyay SC. Wearable sensors for human ac-

- tivity monitoring: A review. 2015;15(3):1321-30.
7. Tao W, Liu T, Zheng R, Feng HJS. Gait analysis using wearable sensors. 2012;12(2):2255-83.
 8. Asada HH, Shaltis P, Reisner A, Rhee S, Hutchinson RCJleim, magazine b. Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors. 2003;22(3):28-40.
 9. Corbishley P, Rodríguez-Villegas EJIToBE. Breathing detection: towards a miniaturized, wearable, battery-operated monitoring system. 2008;55(1):196-204.
 10. Chèze LJKAoHM. The Different Movement Analysis Devices Available on the Market. 2014:17-33.
 11. Roetenberg D, Luinge H, Slycke PJXMTB, Tech. Rep. Xsens MVN: full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. 2009;1.
 12. Manera ME, Carrillo JM, Batista M, Rubio M, Sopena J, Santana A, et al. Static Posturography: a new perspective in the assessment of lameness in a canine model. 2017;12(1):e0170692.
 13. Matthews CE, Hagströmer M, Pober DM, Bowles HRJM, sports si, exercise. Best practices for using physical activity monitors in population-based research. 2012;44(1 Suppl 1):S68.
 14. Morris D, Schazmann B, Wu Y, Coyle S, Brady S, Fay C, et al., editors. Wearable technology for bio-chemical analysis of body fluids during exercise. Engineering in Medicine and Biology Society, 2008 EMBS 2008 30th Annual International Conference of the IEEE; 2008: IEEE.
 15. Coyle S, Lau K-T, Moyna N, O’Gorman D, Diamond D, Di Francesco F, et al. BIOTEX—Biosensing textiles for personalised healthcare management. 2010;14(2):364-70.
 16. Curone D, Secco EL, Tognetti A, Loriga G, Dudnik G, Rissatti M, et al. Smart garments for emergency operators: the ProeTEX project. 2010;14(3):694-701.

Komplet Spinal Kord Yaralanmalı Paraplejik Bir Hastada Nörofizyolojik ve Nörogelişimsel Fizyoterapi Yaklaşımlarının Kullanımı

The Use Of Neurophysiological And Neurodevelopmental Physiotherapy Approaches In A Parapleic Patient With Complete Spinal Cord Injury

Uzm Fzt. MERİÇ S. ŞİPAL¹, Prof. Dr. A. AYŞE KARADUMAN²

¹ Sağlık Bilimleri Üniversitesi Ankara Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Eğitim ve Araştırma Hastanesi

² Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

E-mail: mericselim@hotmail.com

ÖZET

Çalışmanın amacı komplet spinal kord yaralanmalı bir hastada uygulanabilecek nörofizyolojik ve nörogelişimsel fizyoterapi yaklaşımlarının incelenmesidir. Çalışma olgu sunumu olarak planlanmıştır. 37 yaşında yivsiz (çoklu saçma) silah ile yaralanarak T 10 ASIA A parapleji tanısı alan hastaya, 12 hafta boyunca haftada 4 gün, günde 1 seans nörofizyolojik ve nörogelişimsel egzersiz rutini uygulanmıştır. Aynı süre içerisinde günde 2 defa daha egzersizleri refakat eşliğinde tekrar etmesi istenmiştir. Duyu ve refleks değerlendirmeleri, ekstremitelerin kas testleri, normal eklem hareketi değerlendirmesi, pozisyonel denge değerlendirmeleri, ASIA bozukluk skalası hastaneye yatış sırasında yapıldı. Aynı değerlendirmeler, gövde kas testleri, solunum değerlendirmesi, FIM (Fonksiyonel Bağımsızlık Ölçümü) değerlendirmesi, yürüyüş değerlendirmesi, COPM (Canadian Occupational Performance Measurement) eklenerek tedavi sonunda tekrar edildi. Gövde stabilizasyonu ve kullanımının artırılmasıyla beraber fonksiyonel aktiviteler (desteksiz oturma, walker ile ambulasyon vb.) sağlandı. Addüktör kaslarda 2/5 kuvvetinde kontraksiyon elde edilerek motor eksitabilitede artış sağlandı. Dirsek eklemi internal fiksasyonunun yeterince stabil olmadığı düşünülerek 2. haftada bu bölgeyle ilgili tedavi durdurulduğundan eklem hareketi eksikliklerinde sadece omuz ekleminde başarıya ulaşıldı. Komplet yaralanmalardaki tedavilerin genel olarak etkinliklerinin düşük olması bu konuda fark oluşturabilecek her çabayı önemli kılmaktadır. Uygulanacak tedaviler, hastanın çok az bir geri dönüş şansı olsa dahi fizyoterapinin verdiği bütün imkanlar kullanılarak, ufak değişimlerin sağlayacağı büyük kazanımlar düşünülerek hazırlanmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Nörogelişimsel Tedavi; Nörofizyolojik Tedavi; Parapleji.

ABSTRACT

The aim of the study is to examine the neurophysiological and neurodevelopmental physiotherapy approaches that can be applied in a patient with complete spinal cord injury. The study was planned as a case report. At the age of 37, a patient who was diagnosed with T 10 ASIA paraplegia was injured with a non-ribbed (multi- small shot) weapon and applied a neurophysiological and neurodevelopmental exercise routine for 4 days a week for 12 weeks. During the same period, he was asked to repeat the exercises two times a day with his accompaniment. Sensory and reflex evaluations, limb muscle tests, normal joint motion evaluation, positional balance assessments, ASIA disorder scale were performed during hospitalization. The same evaluations were repeated at the end of the treatment, including trunk muscle tests, respiratory evaluation, FIM (functional independence measurement) evaluation, gait assessment, Canadian Occupational Performance Measurement (COPM). Functional activities (support-free sitting, ambulation with walker, etc.) were provided with increased body stabilization and use. In adductor muscles, 2/5 force contraction was obtained and motor excitability was increased. When the internal fixation of the elbow joint was considered to be insufficiently stabilized, treatment was stopped at the second week and we were successful only at the shoulder joint in the absence of joint movement. The fact that the overall effectiveness of treatments for complete injuries is low makes important every effort to make a difference in this respect. The treatments to be applied should be prepared with all the possibilities provided by the physiotherapy, even if the patient has a chance of returning little, considering the great benefits that minor changes will provide.

Key Words: Neurodevelopmental Therapy; Neurophysiological Therapy; Paraplegia.

1. GİRİŞ

Travmatik spinal kord yaralanmaları aniden gelişmesi, genç popülasyonu etkilemesi, tam iyileşmenin sağlanamaması nedeniyle birçok araştırmacının üzerinde çalıştıkları bir konudur. 2007 yılındaki verilere göre dünya çapında travmatik omurilik yaralanması oranı milyonda 23'tür (1). Spinal kord yaralanmalarında mobiliteyi sağlamak veya arttırmak için medikal ve cerrahi modalitelerden yardımcı cihazlara ve mekanik ortezlere kadar birçok yöntem kullanılmaktadır (2). Fakat hiçbir tedavi kombinasyonu fonksiyonel geri dönüşü yüksek oranda sağlayacak nörolojik yenilenmeyi sağlayamamaktadır. Spinal kord yaralanmalarının tedavilerinde özellikle yürüme gibi fonksiyonel motor yetenekleri arttıracak tedavi stratejileri geliştirmek gittikçe önemli hale gelmektedir (2).

Komplet ve inkomplet spinal kord yaralanmalarında egzersizin fonksiyonel nörolojik geri dönüş üzerindeki etkinliğini göstermek için uygun çalışmalara ihtiyaç vardır. Egzersizin sunduğu bütün imkanlar kullanılarak küçük değişikliklerin tespiti mümkün kılacak çalışma tasarımlarıyla egzersizin terapatik etkisi gösterilebilir. Çalışmamızda komplet spinal kord yaralanmalarında egzersizin muhtemel etkileri bir olgu üzerinden gösterilmeye çalışılmıştır.

2. OLGU

Hastamız 37 yaşındadır. Önceki mesleği muhtarlık olan hastanın özgeçmişinde ve soygeçmişinde belirgin özellik bulunamamıştır. Hastanın hikayesi şu şekildedir; 03. 08. 2017 tarihinde ateşli silah yaralanması sonrası paraplejik kalan hastaya 04.08. 2017 tarihinde splenektomi yapılmış, göğüs tüpü takılmış, omurga için stabilizasyon operasyonu yapılmamıştır. Omuriliğe saplanan bir adet saçma rezeksiyonun risklerinden ötürü çıkartılmamıştır. Hastamız yaralanmanın hemen sonrasında özel merkezde 15 gün rehabilitasyon almış, 23. 08.

2017 tarihinde sol humerus parçalı kırık nedeniyle opere edilip plak ile stabilizasyon sağlanmıştır. 22.09.2017 tarihinde rehabilitasyon için hastanemize başvuran hastamızın, T10 seviyesi komplet parapleji, ASIA (American Spinal Injury Association) skalasına göre A tanısıyla tedavisine başlanmıştır.

Yaralanmanın oluşma mekaniği;

- 10-15 metre mesafeden yivsiz (çoklu saçma) silah ile sol taraftan ateş edilmiş. Vücuda yaklaşık 15 saçma isabet etmiş (sol kol ve sol gövde). Birkaç saçma sol pelvisten sekerek omurilik içerisine saplanmıştır.
- Ateşlenmenin yivsiz olması (50- 60m maksimum etkin mesafe) ve saçmanın açısını değiştirerek sekerek gelmesi yaralanmanın göreceli olarak daha hafif olmasını sağlamıştır.

2.1. Değerlendirmeler

Hastamızın demografik bilgilerinin ve hikayesinin alınması, duyu ve refleks değerlendirmeleri, ekstremitelerin kas testleri, normal eklem hareketi değerlendirmesi, pozisyonel denge değerlendirmeleri, ASIA bozukluk skalası değerlendirmesi hastaneye yatış sırasında yapıldı. Ayrıca aynı değerlendirmeler, gövde kas testleri, solunum değerlendirmesi, FIM (Fonksiyonel Bağımsızlık Ölçümü) değerlendirmesi, yürüyüş değerlendirmesi, COPM (Canadian Occupational Performance Measurement) eklenerek tedavi sonunda tekrar edildi. Bunların dışında yaralanmanın hemen sonrasında çekilmiş olan BT (Bilgisayarlı Tomografi) ve tedavisinin bitiminde çekilen MRI (Magnetic Resonance Imaging) ile lezyon bölgesi anatomik olarak görülmüştür. Bu görüntüler sadece lezyonun lokalizasyonunun anlaşılması için kullanılmış daha detaylı incelenmemiştir. Hastanın tedavi başlangıcındaki ve sonundaki değerlendirmelerine ait bilgiler tablo 2.1-2.6'dadır. Farklılıklar koyu renkle işaretlenmiştir.

Tablo 2.1. Duyu ve refleks değerlendirmeleri.

Birinci Değerlendirme	İkinci Değerlendirme
Rektum, His / Kontrol yok	Rektum, His / Kontrol yok
Mesane, His / Kontrol yok	Mesane, His / Kontrol yok
Duyu T10 hipoestetik / T10 altı anestetik	Duyu T10 hipoestetik / T10 altı anestetik
Babinski L / L	Babinski L / L
Klonus -/-	Klonus -/-
DTR alınmadı	DTR alınmadı

Tablo 2.2. Eklem hareket açısı değerlendirmesi.

Birinci Değerlendirme	İkinci Değerlendirme
Bilateral omuz 20° pasif limitli	Bilateral omuz eklem hareketi tam
Sol dirsek ekstansiyonu 45° pasif limitli	Sol dirsek ekstansiyonu 35° pasif limitli
Sol dirsek fleksiyonu 30° pasif limitli	Sol dirsek fleksiyonu 20° pasif limitli
Alt ekstremitte bütün eklem hareketleri açık	Alt ekstremitte bütün eklem hareketleri açık

Tablo 2. 3. Kas testi değerlendirmesi.

Birinci Değerlendirme	İkinci Değerlendirme
Üst ekstremitte bütün kaslar range içerisinde 5/5	Üst ekstremitte bütün kaslar range içerisinde 5/5
Gövde	
Fleksiyon ; rectus abdominus	3
Ekstansiyon; torakal ve lumbal ekstansörler	2
Rotasyon; internal ve eksternal oblikler	3
Alt abdominaller;	2
Lateral fleksiyon; internal ve eksternal oblikler, quadratus lumborum, latissimus dorsi	2
Pelvik elevasyon; quadratus lumborum, iliocostalis lumborum	3
Kalça	
Fleksiyon; m.iliopsoas: 0/0	Fleksiyon; m.iliopsoas: 0/0
Ekstansiyon; m.gluteus maximus: 0/0	Ekstansiyon; m.gluteus maximus: 0/0
Abduksiyon; m.gluteus medius: 0/0	Abduksiyon; m.gluteus medius: 0/0
Adduksiyon; m.adductor magnus, brevis, longus: 0/0	Adduksiyon; m.adductor magnus, brevis, longus: 2/2
İnternal rotasyon; m.gluteus minimus, TFL: 0/0	İnternal rotasyon; m.gluteus minimus, TFL: 0/0
Eksternal rotasyon; eksternal rotatörler: 0/0	Eksternal rotasyon; eksternal rotatörler: 0/0
Alt ekstremitte diğer kasların tonusu: flask	Alt ekstremitte diğer kasların tonusu: flask

Tablo 2. 4. Pozisyonel denge değerlendirmeleri.

Birinci Değerlendirme	İkinci Değerlendirme
Kısa oturma dengesi, destekli	Kısa oturma dengesi, desteksiz
Ayakta uzun yürüme cihazı ve destekli, denge yok	Ayakta uzun yürüme cihazı ve destekli denge, tek el desteği ile denge var

Tablo 2.5. Diğer değerlendirmeler

Birinci Değerlendirme	İkinci Değerlendirme
Fonksiyonel bağımsızlık ölçümü skoru; Değerlendirilmedi	Fonksiyonel bağımsızlık ölçümü skoru; 81 / 126 puan
Asia bozukluk skalası; ASIA A	Asia bozukluk skalası; ASIA A
COPM; Değerlendirilmedi	COPM; Ortalama performans puanı: 5,2 Ortalama memnuniyet puanı: 4,6
Yürüyüş değerlendirmesi; Yürüyüş mevcut değil	Yürüyüş değerlendirmesi; Bilateral pelvik kemerli ortopedik bota monteli uzun yürüyüş cihazı ve yürüteç ile ambulasyonu mevcut. Ortez kalça eklemleri açık halde 3 nokta yürüyüşü ile sağ adımı (normal adım uzunluğunda) önce atıp solu diğerinin yanına çekerek, normal adım genişliğinde gövde hafif öne eğik gözler zemini takip ederek yürüyor.

Tablo 2.6. Solunum değerlendirmesi

Sigara öyküsü	10 yıl x1.5 paket (2004'de bırakmış)		
Hastalık geçmişi	Yok		
Dispne	Yok		
Solunum hızı	19 /dk		
Çevre ölçümleri	Normal	İnspirasyon	Ekspirasyon
Aksilla altı	102	103,5	101
Ksifoid çıkıntı hizası	102	104	100
Subkostal bölge	97	99	96

2.2. Tedavi

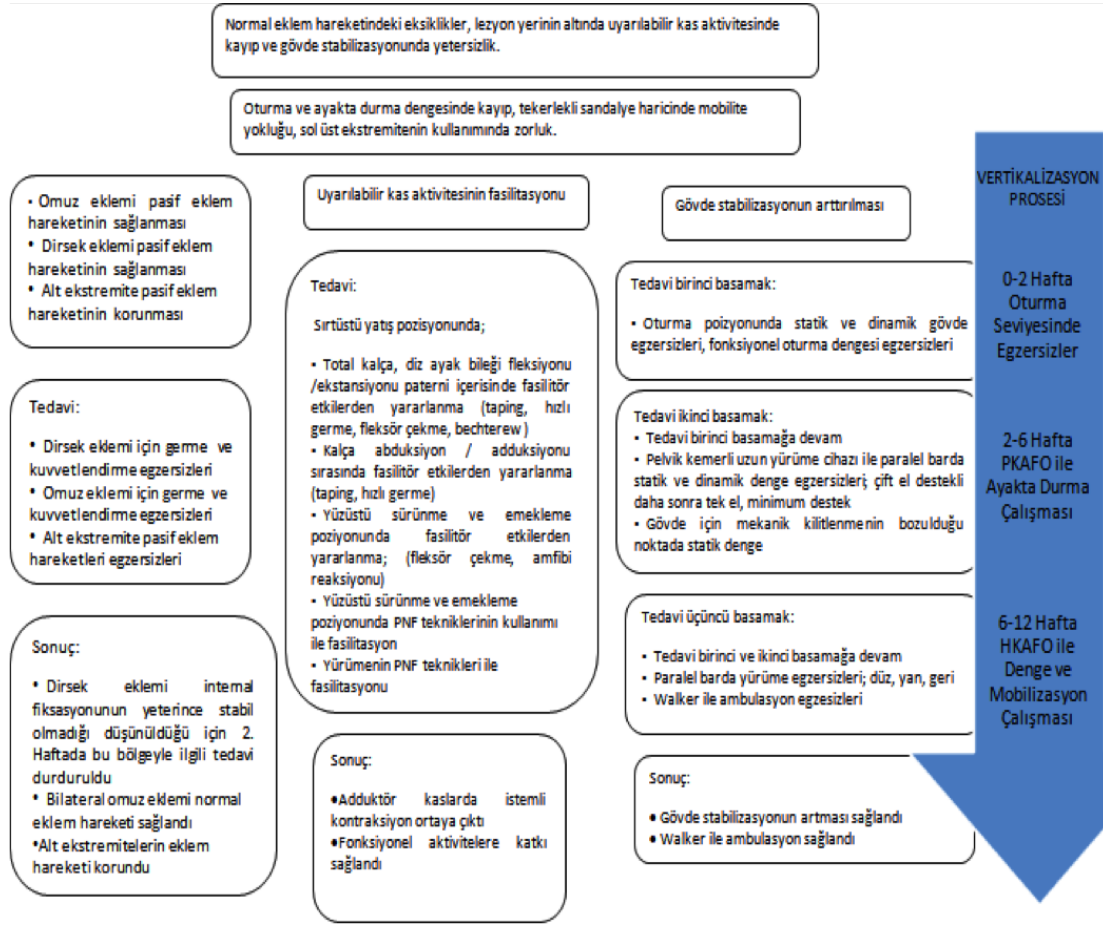
Hastamızın tedavisine ilk değerlendirmesinde görülen, aktiviteler için oturma ve ayakta durma dengesinde kayıp, tekerlekli sandalye haricinde mobilite yokluğu, sol üst ekstremitenin kullanımında zorluklarla ilgili olarak başlandı ve bu problemlerin nedenlerine yönelik çözümler geliştirildi. Tedavi planı için; hasta, değerlendirme, amaç, müdahale, sonuç şeklinde oluşturulan akış şemasından faydalanıldı ve tedavi gerektiği hallerde hastaya göre revize edilerek devam edildi (Şekil 2).

Hastamıza düzenli bir şekilde 12 hafta, haftada 4 gün, günde 1 seans fizyoterapist eşliğinde egzersiz tedavisi uygulandı. Tedavide akış tablosunda belirtilen egzersizler her seans için 10-15 tekrar sayısı, tekrar sayısı ile ölçülemeyecek nitelikteki egzersizler hastanın yorgunluğu göz önüne alınacak yoğunlukta yapıldı (örn: ambulasyon egzersizleri). Ayrıca hastamıza ve devamlı yanında bulunan refakatine günde 2 defa daha aynı egzersizlerin yapılması için program verildi. Hastamızın motivasyonun ve egzersize katılımının yüksek ol-

duğu ve refakatinin de katılımıyla günlük egzersiz düzenini verimli şekilde takip ettiği gözlemlendi.

Hastamızın kademeli olarak vertikalizasyonun sağlanması için önce (0-2 Hafta) oturma düzeyinde çalışıldı, sonrasında (2- 6 Hafta) haftada 4 seans 30dk. vital bulgular takip edilerek Tilt Table ile kademeli olarak vertikalize edildi ve aynı sırada PKAFO ile yine toleransa göre günde 2 sefer daha ayakta durma sağlandı ve bu sırada ağırlık aktarma egzersizleri yapıldı. Daha sonra (6-12 Hafta) Tilt Table uygulaması bitirildi ve sadece HKAFO kullanımı ile günde 3 sefer ayakta durma sırasında egzersiz uygulandı. Ayakta durma egzersizlerinin 1 seansı fizyoterapist eşliğinde diğer seanslar ev programı olarak refakat eşliğinde çalışıldı.

Hastamızla birlikte işe devam planı oluşturularak yukarıdaki sonuçlara ilaveten günlük yaşamına katkı sağlanmaya çalışıldı. Yapılan plana göre hastamız işini evinden devam ettirmeye çalışacak COPM değerlendirmesinde önem puanını 10 üzerinden 5 olarak verdiği kaymakamlığa gitmek ve kişilerle görüşmek başlıklarına ait problemi geçici



Şekil 2.1. Tedavi akış şeması.

olarak çözmüş olacaktır. Daha sonra evi için asansör ve transferi için otomobil değişim ihtiyacını karşılayacak ve böylece 10 puan verdiği tarım ve hayvancılık işlerine kısmen katılım sağlayabileceklerdir. Hastamız evinin ve çalışma alanlarının asansör bulunmaması haricindeki diğer fiziksel özelliklerinin günlük hayatını aktif olarak sürdürmesi için uygun olduğunu söyledi.

FIM değerlendirmesinde yıkanma (3/7), vücut alt yarısını giydirmeye (2/7), kişisel hijyen (1/7), si-finkter kontrolü, transferler başlıklarından en düşük puanları aldığı görüldü. Transfer aktivitelerine ve kendine bakım aktivitelerine ait çözümler ve kompensasyonlar öğretilmeye çalışıldı ve ileri çözüm önerileri için iş uğraşı terapistine yönlendirildi.

Solunum değerlendirmesi için yapılan göğüs çevre ölçümlerinde görüldüğü üzere hastamızın torakal ekspansiyonu kısmen azalmıştır. Torakal ekspansiyonun artırılması için solunum egzersizleri verilmiş ve takip edilmiştir.

3. TARTIŞMA

Birçok spinal kord yaralanmalı hasta motor ve nörolojik seviye olarak gelişim gösterir. Bunların arasında komplet yaralanmalı hastalar ASIA (American Spinal Injury Association) skorlamasında gelişim göstermek konusunda çok az şansa sahiptirler (3). Örneğin Marino ve arkadaşlarının 1999 yılında yaptıkları bir araştırmaya göre başlangıçta motor komplet olan 775 spinal kord yaralanmalı hastanın 16%'sı bir yıl içerisinde inkomplet hale gelmişlerdir (4).

Komplet lezyondan inkomplet duruma gelebilmek için yaralanmanın mekanikğine göre yeterli nöroanatomi bütünlüğün yanı sıra rejenerasyon yeteneğini sağlayacak şartların (dış etmenler; ödem, basınç, fizyolojik faktörler vb.) sağlanmış olması gerekmektedir.

Bir araştırmaya göre Motor komplet olan (AIS-A veya B) hastaların 60% 'dan fazlası spinal motor eksitabiliteyi modüle edebilecek rezidüel traslezyonel yeteneğe sahip-

tirler (5). Bu durum yapılacak tedavilerin etkinlikleri için uygun fizyolojik alt yapının varlığına işaret etmektedir. Gerekli şartlar sağlandığında nöral plastisite prensiplerine göre uygulanacak fizyoterapi yöntemleri ile fonksiyonel geri dönüşe katkı sağlamak mümkün olmaktadır.

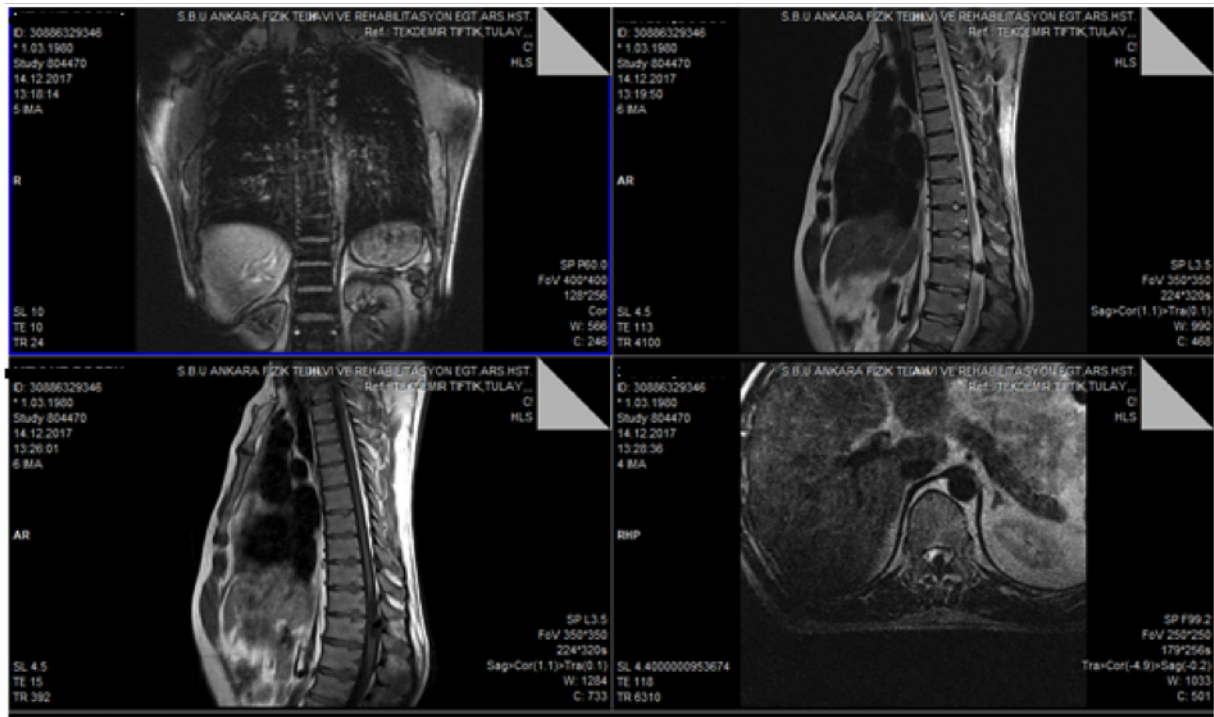
Uygulanacak fizyoterapide temel hedef bu rezidüel nörofizyolojik potansiyeli arttırmak değildir. Fakat bu potansiyeli de kullanarak hastanın asıl ihtiyacı olan günlük yaşam becerilerine katkı sağlamaktır.

Rezidüel nörofizyolojik potansiyelin değerlendirilmesi için birçok yöntem mevcuttur. Elektrofizyolojik çalışmalar, görüntüleme yöntemleri, ASIA skorlaması ve benzer değerlendirmeler yöntemleri bunlardan başlıcalarıdır. Elektrofizyolojik çalışmalar bu yaralanmaların bir çok dermatom ve myotomu içine almaları nedeniyle ancak araştırma amacıyla kullanılmaktadır. Değerlendirme yöntemlerinin arasında rejenerasyonu gösterme yeteneği en fazla olan yöntem de elektrofizyolojik çalışmalardır. MRI uygun vakalarda, medulla spinalis yaralanmalarının değerlendirilmesinde sıkça kullanılmaktadır. Standart MRI teknikeleri ile lezyonun anatomisinin ve nörolojik bütünlüğün değerlendirilmesi mümkün olmakla beraber remiyelizasyonu gösterecek özel bir marker bulunmamaktadır. Ancak T1 hiposensitiviteside azalma (lezyonun azalması lehinde) remiyelizasyonun göstergesi sayılabilir (6). Hastamızın tedavi sonrasında çekilen MRI görüntüleri lezyonun genel du-

rumu hakkında fikir vermektedir, lezyon yeri beyaz okla işaretlenmiştir (1.5 Tesla, MRI) (Şekil 3.1).

Değerlendirme yöntemlerinin arasında klinikte en sık kullanılanlar ASIA skorlaması ve Frankel evrelemesi gibi test yöntemleridir. ASIA skorlaması ekstremitelerdeki her myotomu temsil eden anahtar kaslar ve duyu seviyesi için dermatomların değerlendirilmesiyle yapılmaktadır. ASIA skorlamasında en düşük skor olan A skorundan B skoruna geçilebilmesi için S4-5 dermatom seviyesinde herhangi duyunun algılanıyor olması gerekmektedir. C skoruna ulaşmak için ise S4-5 dermatomuna ait his ile beraber 3 seviye aşağıdaki bir kasta istemli kontraksiyon oluşması veya anahtar kasların yarısından fazlasının 3 değerinden aşağı kas testi skoru alması gerekmektedir. ASIA skorlaması tarama alanı dışında kalan kas gruplarındaki değişimleri gösterme yeteneğine sahip değildir. Anahtar kasların haricinde veya skoru etkilemeyecek sayıda kas grubunda oluşan motor eksitabilitedeki belirgin artış dahi ASIA skorlamasında değişiklik oluşturmayabilir. Örneğin bizim vakamızda gelişen adduktör kas kuvvetindeki artış ASIA skorlamasında herhangi bir ilerlemeye neden olmamıştır. Eğer bu artışa ilaveten S2-4 dermatomunda herhangi bir duyu belirtisi elde edilebilseydi lezyon inkomplet sayılacak ve ASIA skorunda belirgin bir değişim ile A'dan C skoruna geçilmiş olacaktı.

Vakamızdaki adduktör kas uyarılabilirliğindeki değişimin doğru kullanılması halinde fonksiyonel beceriye katkısı olacaktır. ASIA skorlamasından



Şekil 3.1 Tedavi sonrası MRI görüntüsü.

görece daha düşük skorlar alan birisinin fonksiyonel kapasitesi mevcut potansiyelini yüksek oranda kullanma becerisi kazanmış ise yüksek skorlar alan diğer kişilerden daha fazla olabilir. Vakamızda olduğu gibi yine ASIA skorlamasını etkilemeyecek şekilde gövde kaslarının kullanımının artırılmasının, oturma dengesinin sağlanması ve yürüme ortezi kullanma becerisinin artırılması gibi günlük yaşamı kolaylaştıracak belirgin fonksiyonel etkileri olmaktadır. Sonuç olarak ASIA skorlaması gibi değerlendirmeler fonksiyonel rezidü hakkında genel olarak bilgi vermekle beraber hastanın nörolojik kapasitesini tam olarak yansıtmamaktadır. Araştırmalarda da skorlamadaki değişime sıkça atıfta bulunulmuştur ve skalanın tarama alanı dışında kalan potansiyeller çoğu kez ihmal edilmiştir. Bu durumda yapılması gereken skorlamaların daha geniş kas gruplarını içine alan değerlendirme yöntemleri ve fonksiyonel beceriyi gösterebilecek testlerle desteklenmesidir. Vakamızın yaralanma seviyesi olan T10 seviyesinde ASIA A nörolojik tablosunda beklenen temel nitelikler tablo 3.1'dedir.

Tablo 3.1. T10 ASIA A nörolojik tablosunda beklenen özellikler.

Tam inervasyon	Parsiyal inervasyon
Üst ekstremité kasları	Intekostaller T1-T12 Erektor spinalar Torakal segmentler Abdominaller (rektus, oblikler) T7-T12
Fonksiyonel Durum	
Üst ekstremité ve gövdenin etkin kullanımı ile ortez ve yardımcı cihaz yardımıyla ayakta durma ve yürümede göreceli olarak daha bağımsızdırlar.	Mat üzerinde bağımsız olarak dönme aktiviteleri ve gövdenin etkin kullanımı ile emekleme paterni ile yerdeğiştirme potansiyeline sahiptirler.

Çalışmamızda FIM (fonksiyonel bağımsızlık ölçeği) ve COPM (Kanada Aktivite Performans Ölçümü) ile fonksiyonel durum değerlendirmesi yapılmıştır. Ayrıca gövde kas testleri ve pozisyonel denge değerlendirmesi ile gövde stabilizasyonu incelenmiştir. Yalnız bunlardan sadece pozisyonel denge değerlendirmesi hastaneye yatış sırasında ilk değerlendirmede de yapılmıştır diğerleri ise sadece vaka sunumunun hazırlanması sırasında taburculuğa yakın zamanda değerlendirilmiştir. Bu yüzden yapılan tedavinin bu yönüyle incelenmesi eksik kalmıştır.

Yapılan tedavinin neticesinde akış şemasının sonuç bölümünde de görüldüğü gibi gövde sta-

bilizasyonu ve kullanımının artırılmasıyla beraber fonksiyonel aktiviteler (desteksiz oturma, walker ile ambulasyon vb.) sağlandı. Ayrıca adduktor kaslarda 2/5 kuvvetinde kontraksiyon elde edilerek motor eksitabilitede artış sağlandı. Dirsek eklemi internal fiksasyonunun yeterince stabil olmadığı düşünülerek 2. haftada bu bölgeyle ilgili tedavi durdurulduğundan eklem hareketi eksikliklerinde sadece omuz ekleminde başarıya ulaşıldı.

Sonuçlar arasında gövde stabilizasyonunun ve alt ekstremité hareketlerinin gövde hareketleri ile kompensasyonunun sayesinde fonksiyonel ambulasyonun kazanılmasının görece daha hızlı geliştiği gözlemlendi. Bunun nedeninin hastanın verilen günlük egzersiz düzenine sadık kalması ve gününün büyük kısmını fonksiyonel şekilde günlük yaşama katılarak geçirmesi olduğu düşünüldü. 12 haftalık tedavinin sonucunda Tablo 3.1'deki beklenen özelliklere ait fonksiyonel durumun bütün gereklilikleri hastamız tarafından karşılanmaktaydı.

Uygulanan tedavi en baştan beri paralizik ekstremitelerin birçok fasiltör etki altında mümkün olduğu kadar çok uyarılarak, rezidüel nörolojik potansiyelin ortaya çıkarılması üzerine kurgulanmıştır. Hastamızda gelişen adduktor kuvvet elde edilmeseydi dahi bu potansiyelin uyarılması, kazanılabilecek nöral aktivitenin hastaya sunacağı büyük faydadan ötürü denenmeye değer bir çaba olarak görüldü. Nitekim hastanın ilk değerlendirmesinde MRI sonucu bulunmamaktaydı ve BT verileri herhangi bir rezidüel potansiyeli açıkça ifade etmiyordu. Fakat yaralanmanın mekanizmasında özellikle yivsiz kurşunun sekerek lezyon yerine ulaşması ve tek noktadan yaralanmaya yol açması uygulanacak tedaviler için umut vaad ediyordu. Kazanılan adduktor kuvvetin sadece yaptığımız tedaviye dayandırılması mümkün değildir. Aslında iyileşme potansiyeli olan bir vaka üzerinde çalıştığımız açıktır. Fakat yapılan tedavilerin bu potansiyele katkı sağladığını iddia etmek de yanlış olmaz.

Komplet yaralanmalardaki tedavilerin genel olarak etkinliklerinin düşük olması bu konuda fark oluşturabilecek her çabayı önemli kılmaktadır. Uygulanacak tedaviler, hastanın çok az bir geri dönüş şansı olsa dahi fizyoterapinin verdiği bütün imkanlar kullanılarak, ufak değişimlerin sağlayacağı büyük kazanımlar düşünülerek hazırlanmalıdır. Ayrıca tedavilerin etkinliklerin gösterilmesi için vakaların çok iyi seçilmesi gerekmektedir. Etkinliğin gösterilmesi için yapılabilecek çalışmalarda etik problemlerden ötürü bazı kısıtlamalar da mevcuttur. Ancak hayvan deneylerinden elde edilen bilgiler bu yönde daha rahat fikir vermektedir. Memeli hayvanlarda yapılan birçok çalışma izole edilmiş spinal kordun beyinden gelen uyarı olmadan lokomasyon için uygun birçok kas aktivasyonu paterni üre-

tebildiğini göstermişlerdir (7, 8). Rapor edilen değişiklikler görev odaklı sensorimotor feedback'in kortikospinal yolu ve diğer spinal yolları fonksiyonel olarak reorganize ettiğine işaret etmektedir (9, 10). Bu konudaki önemli bir araştırma primatlar üzerinde yapılmıştır. Çalışmada primatlarda komplet paralizi oluşturulmuş ve sadece tek ekstremitte egzersiz programına alınmıştır. Sonuçlara göre egzersiz programı spontan geri dönüşü maksimize etmesine rağmen yenilenme oranına etki etmemektedir. Maksimal spontan yenilenme, nöromuskuler sistem sağlıklı tutulduğu sürece beklenebilir. Ayrıca egzersiz, santral sinir sistemi lezyonundan sonra spontan yenilenmenin ötesinde fonksiyonel geri dönüşü artırılabilir (11).

Vakamızda uyguladığımız tedavi düzeninin hastalığın doğal seyri ile ortaya çıkacak üst motor lezyonu semptomlarına etkisini de incelemek gerekir. Bilindiği üzere merkezi sinir sisteminin (MSS) ani yaralanmalarında spinal şok döneminin ardından refleksif hiperaktiviteyi de içeren üst motor nöron lezyonuna ait pozitif semptomlar ortaya çıkmaktadır. Tedavide kullandığımız fasilitör etkenler aslında hipoaktif kasların refleksif aktivitelerle uyarılması ile spinal şok evresinden sonra muhtemelen ortaya çıkacak hiperaktiviteye ait komponentlere doğru bir yönelim oluşturmaktadır. Ayrıca PNF uygulamaları veya doğrusal uzanım ve geri çekme şeklinde verilen egzersizler ile MSS'nin iyileşmesindeki reorganizasyonuna, üst merkezlerle rekondüksiyon sağlanabilirse önem kazanacak şekilde, daha sonra kırılması gerekebilecek paternler kazandırılmaktadır. İlk durum için, egzersizin pozitif semptomları regüle etme özelliğinin, oluşacak ekstra aktivitenin kontrolünün sağlanmasına yardım edeceği söylenebilir. Nitekim literatürde pasif egzersizin spastisiteyi azalttığına dair sonuçlar ve H refleksinin azaltılması gibi nöral havuzun regülasyonuna işaret eden sonuçlar vardır (12-14). İkinci olarak oluşan paternlerin işlevselleştirilmesi ile elde edilen kazanımların paternin kırılmasında yaşanabilecek muhtemel problemlerden önce geldiği söylenebilir. Nitekim bu hastalarda paternlerin yoğun olduğu hallerde dahi önemli olanın fonksiyonel kazanımlar olduğu unutulmamalıdır. Zaten tedaviler fonksiyonel aktivitelerle birleştirilerek patern dışı hareketler desteklenmektedir.

4. SONUÇ

Sonuç olarak vakamızda uyguladığımız tedavi, Sherrington'nun nöromuskuler sumasyonla ilgili eşik altı uyarıların eksitabilitede artış ve fasilitör etki sağlayacağı prensibine dayandırılmaktadır (15). Bu temel prensibe dayandırılmış yöntemin bütün paraparetik hastalar ve çok az potansiyele sahip olsalar dahi paraparejik hastalar için yaygın-

laştırılması, sağlanabilecek faydaya oranla küçük bir çaba sarf edilerek gerçekçi bir umut vaat etmektedir. Çalışmamızın yapılma amacı bu etkinin göz ardı edilmemesi gerektiğini anlatarak fizyoterapistler için rutin tedavilerde bu uyarı düzeninin kullanımına işaret etmektir.

KAYNAKLAR

1. Lee BB, Cripps RA, X Fitzharris RA, Wing PC. The global map for traumatic spinal cord injury epidemiology: update 2011, global incidence rate. *Spinal Cord* 2014; 52, 110-116.
2. Possover M. Recovery of Sensory and Supraspinal Control of Leg Movement in People With Chronic Paraplegia: A Case Series. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2014;95:610-4.
3. Lim PAC, Tow AM. Recovery and Regeneration after Spinal Cord Injury: A Review and Summary of Recent Literature *Ann Acad Med Singapore* 2007;36:49-57.
4. Marino RJ, Ditunno JF, Donovan WH, Maynard F. Neurologic recovery after traumatic spinal cord injury: Data from the Model Spinal Cord Injury Systems. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999; 80:1291-1396.
5. McKay WB, Lim HK, Priebe MM, Stokic DS, Sherwood AM. Clinical neurophysiological assessment of residual motor control in post-spinal cord injury paralysis. *Neurorehabil Neural Repair*. 2004; 18(3):144-53.
6. Bruck W., Kuhlmann T., Stadelmann C., Remyelination in multiple sclerosis *Journal of the Neurological Sciences*, 2003; 181- 185.
7. Rossignol S., Barrière G., Frigon A., et al., Plasticity of locomotor sensorimotor interactions are peripheral and/or spinal lesions, *Brain Research Reviews*, 2008; vol. 57, no. 1, pp. 228-240.
8. Edgerton V. R., Tillakaratne N. J. K, Bigbee A. J., de Leon R. D., Roy R. R, "Plasticity of the spinal neural circuitry after injury," *Annual Review of Neuroscience*, 2004; vol. 27, pp. 145-167,
9. Knikou M., Neural control of locomotion and training induced plasticity are spinal and cerebral lesions, *Clinical Neurophysiology*, 2010;vol. 121, no. 10, pp. 1655-1668,
10. Knikou M., Plasticity of corticospinal neural control after locomotor training in human spinal cord injury, *Neural Plasticity*, 2012; vol. 2012
11. Yu J., Liu . N, Chambers W., Chen P., Mccouch P. Effects of exercise on reflexes in paraplegic monkeys. *Acta neurobiol. Exp*. 1981; 41: 271-278.
12. Reese N. B., Skinner R.D., Mitchell D., Yates C., Barnes C.N., Kiser T.S., Rill E.G., Restoration of frequency-dependent depression of the H-reflex by passive exercise in spinal rats. *Spinal Cord*. 2006; 44, 28-34.
13. Coˆ te´ M. P., Azzam G. A., Lemay M. A., Zhukareva V., Houle J. D. Activity-Dependent Increase in Neurotrophic Factors Is Associated with an Enhanced Modulation of Spinal Reflexes after Spinal Cord Injury. *Journal of Neurotrauma*. 2011;28:299-309.
14. Cheng H. K., Ju Y.Y., Chen C..L., Wong M. K., Managing spastic hypertonia in children with cerebralpalsy via repetitive passive knee movements *J Rehabil Med* 2012; 44: 235-240
15. Biological psychology Kalat J W, Australia : South-Western, 2016, 12.Edition, 40-42.

Ritmik İşitsel Uyarı Eğitiminin Hemiparetik Bir Hastanın Yürüyüşü ve Dengesi Üzerine Akut Etkileri

Acute Effects of Rhythmic Auditory Alert Training on Gait and Balance of a Hemiparetic Patient

Uzm. Fzt. Kartal SELİCİ¹, Doç. Dr. Semra TOPUZ², Prof. Dr. Sibel AKSU YILDIRIM²

¹ Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

² Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

E-mail: kartalselici@hotmail.com

ÖZET

Bu çalışma, sağ temporal lobunda tümör lezyonu olan hemiparetik bir hastada, ritmik işitsel uyarı eğitiminin (RİUE) yürüyüş ve denge üzerindeki akut etkilerini incelemek için yapıldı. Hastanın yürüyüşü GAIT-Rite ile, postüral salınımları ve stabilite limitleri Bertec kuvvet platformu ile, fonksiyonel dengesi ise zamanlı kalk ve yürü testi ile değerlendirildi. RİUE, hastanın kendi yürüyüş kadansı ile eşleştirilmiş ritmik işitsel uyarı müziğe eklenerek yapıldı. Müzik olarak hastanın beğendiği Türk Sanat Müziği ve Türk Halk Müziği şarkıları kullanıldı. Ritmin kolay takip edilebilmesini sağlamak için 2/4 ve 4/4 ölçüsünde olan şarkılar seçildi. Değerlendirmeler ritmik uyarıyla yürüme sırasında, 15 dakikalık tek seanslık RİUE sonrasında ve bir haftalık ev temelli RİUE sonrasında yapıldı. RİUE'nin yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri ile yürüyüş simetrisini iyileştirdiği ve fonksiyonel dengeyi geliştirdiği bulundu. Bu sonuçlar, edinsel beyin hasarı bulunan hastalarda yürüyüş ve dengenin iyileştirilmesi için rehabilitasyon programına ek olarak RİUE'nin kullanılabileceğini göstermektedir.

Anahtar kelimeler: hemipleji, müzik terapisi, yürüyüş

ABSTRACT

This study was performed to investigate the acute effects of rhythmic auditory stimulation training (RAST) on gait and balance in a hemiparetic patient who had a tumor lesion on his right temporal lobe. The patient's gait was assessed by GAITRite, the postural oscillations and stability limits were assessed by the Bertec force platform and the functional balance was assessed by timed up and go test. RAST was performed by adding the rhythmic auditory stimulation matched with the patient's own gait cadence to music. Turkish Art Music and Turkish Folk Music songs were used as music. Songs which have 2/4 and 4/4 time signature were chosen so as the patient could follow the rhythm easily. The assessments were made while walking with rhythmic auditory stimulation, after 15-minutes single session RAST and after one-week home based RAST. RAST was found to improve the temporospatial characteristics of gait, gait symmetry and functional balance. These results suggest that RAST in addition to the rehabilitation program can be used to improve gait and balance in patients with acquired brain injury.

Keywords: hemiplegia, music therapy, gait

1. GİRİŞ

Edinsel beyin hasarlarından sonra oluşan hareket, kognisyon, konuşma, duygu-durum sorunlarının tedavisinde müzik kullanılmaktadır ve son yıllarda müzik terapisinin popülaritesi artmaktadır. Yürüyüşün iyileştirilmesi de edinsel beyin hasarı bulunan hastaların tedavisinin amaçları arasındadır ve ritmik işitsel uyarı eğitimi (RİUE) bunun için en çok kullanılan yöntemlerdendir [1].

RİUE ile, kendiliğinden ritmik bir yapıya sahip olan yürüyüş belirlenmiş sabit bir işitsel ritme göre senkronize edilmeye çalışılır [2]. Bunun için metronom vuruşları, temposu ayarlanmış orijinal müzikler, orijinal veya canlı müzikle birleştirilmiş metronom gibi yöntemler kullanılabilmektedir [3]. Müziğin, inme sonrası yürüyüş bozuklukları

gibi motor etkilenimlerin tedavisini nasıl mümkün kıldığı günümüzde tam olarak bilinmemektedir. Ancak kortikal reorganizasyona katkıda bulunarak veya etkilenmemiş alternatif nöral ağların kullanılmasını sağlayarak bu etkiyi yaratabileceği belirtilmektedir [4].

Bu çalışmanın amacı, RİUE'nin hemiparetik bir olgunun yürüyüş parametreleri ve denge reaksiyonları üzerine olan akut etkilerinin incelenmesidir.

2. OLGU

2.1. Hikaye

Çalışma, sol hemiparezisi olan 47 yaşındaki bir erkek hasta ile yapıldı. Hastanın boyu 170 cm, ağırlığı 94 kg idi. Hastanın mini mental test skoru

28/30, Barthel günlük yaşam aktiviteleri indeksi puanı 75/100, STREAM (stroke rehabilitation assessment of movement) skoru 38/70 (üst ekstremité alt ölçeği 7/20, alt ekstremité ölçeği 8/20 ve mobilite alt ölçeği 23/30) idi. Hasta, lisans mezunu ve emekli bir turizm çalışanıydı. Aralık 2016'da baş ağrısı ve nöbet şikayetleri ile hastaneye kaldırılan hastanın, sağ temporal lob anteriorunda kistik değişiklikler saptanmış ve oluşan kitlenin eksizyonu için Yeditepe Üniversitesi Hastanesinde ameliyat edilmiş. Ameliyat sonrasında Hacettepe Üniversitesi Hastanesinde radyoterapi tedavisi almış, aynı zamanda da kemoterapi uygulanmış. Haziran 2017'de ise sol kol ve bacakta güçsüzlük, denge kaybı ve yürürken ayak sürüme gibi şikayetlerle Hacettepe Üniversitesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı'na başvurmuş. Burada gördüğü bir aylık tedaviden sonra başka herhangi bir tedavi almayan hasta, son beş aydır haftada iki gün Hacettepe Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon bölümünde fizyoterapi ve rehabilitasyon hizmeti almaktaydı.

2.2. Eğitim

Hastaya yürüme sırasında ritmik işitsel uyarı eğitimi (RİUE) verildi. Eğitim için hastanın hoşlandığı müzik türleri olan Türk Sanat Müziği ve Türk Halk Müziği'ne ait şarkılar seçildi. Bu şarkılar, hastanın ritmi kolay takip etmesini sağlamak için 2/4 ve 4/4 ölçüsünde olanlar arasından seçildi. Şarkıların tempolarına uygun vuruşlar, Mixpad (NCH Software) programı ile orijinal kayıt üzerine eklendi. Daha sonra şarkıların dakikadaki vuruş sayıları, hastanın kadansına eşit olacak şekilde Wavepad (NCH Software) programı kullanılarak ayarlandı. Hasta, hazırlanan şarkıları eğitim esnasında bir mp3 çalardan kulaklıkla dinledi. Şarkıların ritmi, ilk yürüyüş değerlendirmesinde belirlenen hastanın yürüyüş kadansına eşit olacak şekilde 87 vuruş/dakikaya ayarlandı.

Hastadan eğitim öncesinde müziği 1 dakika boyunca dinlemesi, elleri veya ayaklarıyla ritme eşlik etmesi istendi. Sonrasında, müziği dinlemeye devam ederken adımlarını vuruşların zamanlamasına olabildiğince yakın bir şekilde atarak yürümesi istendi [2]. Tek seanslık ritmik işitsel uyarıyla yürüme eğitiminde hastadan 25 metrelik bir koridor boyunca 15 dakika süreyle müziğin ritmiyle senkronize bir şekilde yürümesi istendi. 15 dakikalık yürüme eğitimi, aralarda ikişer dakikalık dinlenmelerin verildiği toplam üç döngü şeklinde yapıldı. Bu tek seanslık eğitim sonrasında hastadan bir hafta boyunca her gün aynı şekilde 15 dakika yürümesi istendi. Hastaya, tek seanslık eğitim öncesinde-sonrasında ve 1 haftalık eğitim sonrasında aşağıdaki değerlendirmeler yapıldı.

2.3. Değerlendirme

2.3.1. Yürüyüş Değerlendirmesi

Yürüyüşün zaman mesafe karakteristiklerini değerlendirmek için GAITRite sistemi kullanıldı. 18,432 sensör bulunan GAITRite (CIR System INC. Clifton, NJ 07012) elektronik yürüyüş yolu ile sistemden veriler 60-120 Hz oranında elde edildi. GAITRite ile bireyin yürüyüş hızı (cm/s), kadans (adım/dk), adım uzunluğu (cm), çift adım uzunluğu (cm), adım genişliği (cm), ayak açısı, destek yüzeyi (cm), tek bacak duruş süresi (%) gibi yürüyüşe ait zaman-mesafe karakteristikleri değerlendirildi. GAITRite'in basınçla aktive olan sensörleri aracılığıyla hasta yürüyüş yolu üzerinde yürüdüğünde yürüyüşünün zaman-mesafe karakteristikleri ile ilgili objektif veriler elde edildi. Yürüyüş öncesinde hastanın cinsiyeti, doğum tarihi, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve sağ-sol bacak uzunluğu GAITRite programına girildi. Sistemin sahip olduğu yazılım ile boy uzunluğu ve bacak uzunluğu verileri normalize edilmektedir. [5,6]. Ayak açısı dışındaki bilateral parametreler için yürüyüş simetrisi değerleri aşağıda belirtilen mutlak simetri indeksi (SI) ile hesaplandı [7] .

$$\text{Symmetry Index (SI)} = \frac{|X_{\text{left}} - X_{\text{right}}|}{0.5 \cdot (X_{\text{left}} + X_{\text{right}})} * 100$$

SI değerinin "0" olması tam simetriyi göstermektedir.

Yürüyüş değerlendirmesi; uygulama öncesinde, RİUE sırasında, tek seanslık RİUE sonrasında ve 1 haftalık ev temelli RİUE sonrasında yapıldı. Her değerlendirmede üç deneme yapıldı ve üç denemeden elde edilen verilerin ortalamaları ölçüm sonucu olarak kaydedildi. Hastadan, RİUE sırasında yapılan değerlendirmede müziğin ritmine senkronize olarak, diğer değerlendirmelerde ise en rahat olduğu şekilde yürümesi istendi.

2.3.2. Denge Değerlendirmesi

Postüral salınımı ve dengeyi değerlendirmek için dengede duyu integrasyonunun modifiye klinik testi (The Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB)) kullanıldı. Test için vertikal yer reaksiyon kuvvetini ölçen Bertec Balance Check ScreenerTM (Model BP5050) kuvvet platformu sistemi kullanıldı. Bu sistem bilgisayar ile bağlantılı, yerdeki 45x45 cm'lik 13cm kalınlığında bir platformdan oluşmaktadır. Denge platformu kişinin ayağının plaka yüzeye uyguladığı basınca göre vücut hareketini tespit eder. Yaşa göre normal değerlerle karşılaştırılabilen sonuçlar elde

edilir. Test esnasında hastadan ayakkabısız olarak platform üzerinde ayaklarını uygun şekilde yerleştirerek rahat bir pozisyonda ayakta durmaları istendi.

Postüral stabilite 4 durumda değerlendirildi. Hastadan, her bir durum için 10 sn dik durması istendi:

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

Postüral salınım skoru (Stability score), Balance Check software tarafından hesaplanan skordur. Yüksek değer, stabilitenin iyi olduğunu gösterir.

Stabilite limitleri (Limits of Stability), sert zeminde gözler açık değerlendirildi. Ayaklar kuvvet platformu üzerindeyken ayak teması devam ettirilerek hastanın dengesini kaybetmeden gidebildiği kadar öne, arkaya, sağa ve sola gitmesi istendi. Test tüm yönler tamamlandığında bitirildi. Basınç merkezinin her bir yöndeki maksimum yer değişim mesafesi Balance Check Software tarafından hesaplandı.

Stabilite Limitleri Skoru (Limits of Stability Score), hastadan elde edilen değerlerin standart stabilite limitleri ile karşılaştırılması sonucu Balance Check software tarafından hesaplanan skordur. Yüksek değer, daha fazla eğilme kabiliyetini ve stabilitenin iyi olduğunu gösterir [8–10].

Denge değerlendirmesi; uygulama öncesinde, tek seanslık RİUE'den sonra ve 1 haftalık ev temelli RİUE sonrasında sonra yapıldı. Her değerlendirmede üç deneme yapıldı ve üç denemeden elde edilen verilerin ortalamaları ölçüm sonucu olarak kaydedildi.

2.3.3. Fonksiyonel Denge Değerlendirilmesi

Fonksiyonel dengenin değerlendirilmesi için zamanlı kalk ve yürü testi kullanıldı. Hastadan oturduğu sandalyeden kalkarak 3 m yürümesi ve dönerek tekrar sandalyeye oturması istendi. Görevin tamamlanma süresi kronometre ile ölçülerek saniye olarak kaydedildi [11]. Değerlendirme; uygulama öncesinde, tek seanslık RİUE sonrasında ve 1 haftalık ev temelli RİUE sonrasında yapıldı.

2.4. Bulgular

Hastanın kadansının ve yürüyüş hızının ritmik işitsel uyarıyla yürürken ve RİUE sonrasında arttığı bulundu (Tablo 1).

Tablo 1. Hastanın başlangıçtaki, ritmik işitsel uyarıyla yürümesi sırasındaki ve RİUE'ler sonrasında kadans ve yürüyüş hızı değerleri

Yürüyüş Parametresi	Başlangıç	RİU İle Yürüyüş Sırasında	Tek Seanslık RİUE Sonrası	1 Haftalık RİUE Sonrası
Kadans (adım/dk)	87,40	88,10	89,40	93,16
Yürüyüş Hızı (cm/s)	59,40	62,50	68,10	65,33

RİU: Ritmik İşitsel Uyarı, RİUE: Ritmik İşitsel Uyarı Eğitimi

Ritmik işitsel uyarıyla yürürken ve her iki RİUE sonrasında etkilenmiş taraf adım süresi değerleri azalırken her iki alt ekstremite adım uzunlukları ve çift adım uzunluklarının arttığı gözlemlendi. Destek yüzeyinin ritmik işitsel uyarıyla yürürken ve 1 haftalık RİUE sonrasında başlangıca göre azaldığı, tek seanslık RİUE sonrası ise arttığı görüldü. Tek destek süresi ritmik işitsel uyarıyla yürürken ve tek seanslık RİUE sonrasında etkilenmiş tarafta artarken az etkilenmiş tarafta azaldı. 1 haftalık RİUE sonrasında etkilenmiş taraf tek destek süresi başlangıç değerine çok yakın bulunurken her iki tarafın çift destek süresinin azaldığı gözlemlendi. Ritmik işitsel uyarıyla yürürken ve tek seanslık RİUE sonrasında etkilenmiş tarafta duruş fazı yüzdesi ve az etkilenmiş tarafın sallanma fazı yüzdesi arttı. 1 haftalık RİUE sonunda etkilenmiş tarafın duruş fazı yüzdesinin başlangıç değerlerine yakın olduğu ancak az etkilenmiş tarafın sallanma fazı yüzdesinin başlangıç değerlerine göre yüksek olduğu bulundu.

Etkilenmiş taraf ayağın eksternal rotasyon değerlerinin ve adım süresi, sallanma ve duruş fazı yüzdeleri ve ayak açısı simetri değerlerinin ritmik işitsel uyarıyla yürürken ve her iki RİUE sonrasında azaldığı tespit edildi. Adım uzunluğu, çift adım uzunluğu simetri değerleri ritmik işitsel uyarıyla yürürken ve tek seanslık RİUE sonrasında artmasına rağmen 1 haftalık RİUE'den sonra başlangıç değerlerinden daha düşük olduğu bulundu. Destek yüzeyi simetri değeri, ritmik işitsel uyarıyla yürürken azaldı ve tek seanslık RİUE sonrasında arttı. Ancak 1 haftalık RİUE sonrasında başlangıç değerlerine çok yakın olduğu gözlemlendi (Tablo 2).

Tek seanslık RİUE sonrasında yumuşak zemin üzerindeki salınımların azaldığı, sert zeminde ise bir miktar arttığı gözlemlendi. 1 haftalık RİUE sonrasında stabilite skorları düşmesine rağmen sert zemindeki lateral salınımların azaldığı bulundu (Tablo 3).

Tek seanslık RİUE sonrasında stabilite limitinin sağda azalırken diğer yönlerde arttığı gözlemlendi. 1 haftalık RİUE sonrasında ise öne doğru stabilite limitinin azaldığı diğer yönlerde ise arttığı belirlendi (Tablo 4).

Hasta, zamanlı kalk yürü testini başlangıçta 12,32 saniyede, tek seanslık RİUE sonrasında 12,52 saniyede, 1 haftalık eğitim sonrasında ise 11,16 saniyede tamamladı.

Tablo 2. Hastanın yürüyüşünün başlangıçtaki, ritmik işitsel uyarıyla yürüdüğü esnadaki ve RİUE'ler sonrasındaki zaman-mesafe karakteristikleri

	Başlangıç			RİU İle Yürüyüş Sırasında			Tek Seanslık RİUE Sonrası			1 Haftalık RİUE Sonrası		
Bilateral yürüyüş parametreleri	Etkilenmiş Taraf	Az Etkilenmiş Taraf	Simetri İndeksi	Etkilenmiş Taraf	Az Etkilenmiş Taraf	Simetri İndeksi	Etkilenmiş Taraf	Az Etkilenmiş Taraf	Simetri İndeksi	Etkilenmiş Taraf	Az Etkilenmiş Taraf	Simetri İndeksi
Adım zamanı (s)	0,82	0,57	36,11	0,77	0,588	27,16	0,75	0,59	22,52	0,76	0,54	32,99
Adım uzunluğu (cm)	43,51	38,35	12,60	45,47	39,62	13,76	48,62	42,78	12,71	44,20	39,48	11,26
Çift adım uzunluğu (cm)	81,72	81,85	0,16	85,41	85,55	0,17	91,47	92,51	1,13	84,05	84,17	0,15
Destek yüzeyi (cm)	17,31	17,14	1,02	15,02	14,97	0,29	21,49	20,30	5,74	16,53	16,71	1,05
Tek destek süresi (s)	0,41	0,56	32,25	0,45	0,57	23,59	0,46	0,53	12,93	0,40	0,53	27,78
Çift destek süresi (s)	0,42	0,41	0,40	0,36	0,36	0,92	0,33	0,34	3,26	0,37	0,37	0,63
Sallanma fazı yüzdesi	40,50	29,27	32,20	41,50	32,87	23,22	39,30	35,60	9,88	40,83	30,77	28,12
Duruş fazı yüzdesi	59,53	70,73	17,19	58,50	67,17	13,79	60,70	64,40	5,91	59,20	69,23	15,62
Ayak açısı	11,53	6,10	-	8,77	7,70	-	5,70	4,50	-	10,53	6,83	-

RİU: Ritmik İşitsel Uyarı, RİUE: Ritmik İşitsel Uyarı Eğitimi

Tablo 3. Hastanın başlangıçtaki ve RİUE'ler sonrasındaki postüral salınım değerleri

	Başlangıç				Tek Seanslık Eğitim Sonrası				1 Haftalık Eğitim Sonrası			
	GASZ	GKSZ	GAYZ	GKYZ	GASZ	GKSZ	GAYZ	GKYZ	GASZ	GKSZ	GAYZ	GKYZ
Anterior-Posterior Salınım Aralığı (cm)	0,64	0,35	0,74	1,06	0,65	0,48	0,87	1,03	0,85	0,49	0,76	1,25
Lateral Salınım Aralığı (cm)	0,44	0,40	1,13	0,77	0,51	0,49	0,52	0,65	0,36	0,30	1,32	1,07
Stabilite Skoru	92,11	94,98	86,26	85,25	91,60	93,02	88,74	86,84	89,83	93,85	84,59	80,55

GASZ: Gözler açık sert zemin, GKSZ: Gözler kapalı sert zemin, GAYZ: Gözler açık yumuşak zemin, GKYZ: Gözler kapalı yumuşak zemin

Tablo 4. Hastanın başlangıçtaki ve RİUE'ler sonrasındaki stabilite limitleri

	Başlangıç		Tek Seanslık RİUE Sonrası		1 Haftalık RİUE Sonrası	
	LoS (cm)	LoS Skoru	LoS (cm)	LoS Skoru	LoS (cm)	LoS Skoru
Ön	5,76	56,60	5,76	56,53	4,08	40,07
Arka	5,14	50,43	5,23	51,37	11,17	109,73
Sol	9,56	93,97	9,74	95,50	11,03	108,40
Sağ	11,94	117,23	9,57	94,03	12,32	121,07

LoS: Limits of stability

3. TARTIŞMA

Bu çalışma, tek seanslık RİUE ile hemiparetik bir hastanın yürüyüş parametreleri üzerinde olumlu etki oluşturabileceğini ve eğitim süresinin uzamasıyla bu etkinin artabileceğini göstermiştir. Bununla birlikte, kısa süreli RİUE'nin statik denge- den çok fonksiyonel dengeyi iyileştirebileceği görülmüştür.

Birçok çalışma, edinsel beyin yaralanmalarında işitsel uyarıyla tedaviyi incelemiştir. Magee ve ark. [1] yaptıkları sistematik derlemeyle, bu alanda yapılmış 24 randomize kontrollü çalışmayı incelemiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre RİUE inmeli hastaların kadans, çift adım uzunluğu ve yürüyüş hızına olumlu yönde etki etmekte, yürüme simetrisi ve denge üzerinde ise herhangi bir etkisi bulunmamaktadır. Aynı zamanda müzik ve işitsel uyarının birlikte kullanılmasının daha etkili olduğu belirtilmektedir. Çalışmaların farklı tedavi dozajları kullanmalarından dolayı tedavi dozajıyla ilgili net bir öneri verilememektedir.

Biz ise bu çalışmayı inmeli bir bireyde değil, tümöre bağlı santral sinir hasarı geçiren bir hastada yaptık. Ritmik işitsel uyarıyla tedavi tümör gibi edinilmiş beyin hasarlarında da kullanılmakla beraber çok az çalışmada ele alınmıştır ve bu çalışmalar yürüyüş odaklı değildir. Bu çalışmada incelediğimiz hastada RİUE sonrasında kadans, çift adım uzunluğu ve yürüyüş hızı parametrelerinde inmeli hastalardakine benzer gelişmeler olmuştur.

Cha ve ark. [12], inmeli hastaları 4 farklı tempoda yürüterek oluşan etkileri değerlendirdikleri çalışmalarında kadans temposunda ayarlanmış ritmik uyarının yürüyüşün hızı, kadansı, adım uzunlukları ve çift destek periyodu üzerinde değişiklik oluşturmadığını ancak yürüyüş simetrisini geliştirdiğini bildirmişlerdir. Yaptığımız çalışmada da kadans hızında bir tempo kullanılmıştır ve bu tempodaki ritmik uyarının yürüyüş simetrisi ile birlikte diğer parametreleri de olumlu etkileyebileceği gösterilmiştir. Bununla birlikte bu çalışma, ritmik işitsel uyarının özellikle ayak açısını iyileştirmede de etkili olabileceğini ve özellikle ritmik işitsel uya-

rı ile yürürken destek yüzeyinin azaldığını ortaya koymuştur.

RİUE'nin inmeli hastalarda Berg denge skoru artırdığı [13] ve zamanlı kalk yürü testi performansını iyileştirdiği [14] bildirilmektedir. Ancak yapılan çalışmaların oldukça az olması bu konuyla ilgili genellemeler yapılmasının önüne geçmektedir [1]. Yaptığımız çalışmada statik denge parametreleri üzerinde bir etkinin oluşmaması, uygulamanın dozajının az olmasından kaynaklanıyor olabilir. Bununla birlikte zamanlı kalk yürü testi yürüyüşü de içeren bir denge değerlendirmesi olmasından dolayı kısa süreli bir uygulama sonucunda dahi bu değerlendirme sonucunda gelişmeler olabileceğini göstermektedir.

Edinsel beyin hasarı sonrası zarar gören motor fonksiyonların iyileştirilmesi için müzikten yararlanılan çalışmalar birçok farklı ülkede yapılmıştır ancak ülkemiz bunlar arasında yer almamaktadır [1]. Bu çalışma, RİUE'nin ülkemiz kültürüne ait müzikler kullanılarak, hastanın ifadesiyle "oldukça zevkli" şekilde yapılabileceğini ve ortaya koymaktadır.

4. SONUÇ

Bu çalışma, edinsel beyin hasarı bulunan bir bireyin yürüyüş parametrelerinin ve fonksiyonel dengesinin kısa süreli RİUE ile geliştirilebileceğini göstermektedir. Bu sonuç göz önünde bulundurulduğunda, farklı tiplerde edinsel beyin hasarı bulunan hastaların yürüyüşlerinin ve dengelerinin iyileştirilmesinde müziğin gücünden faydalanmak gerektiğini düşünmekteyiz. RİUE, yürüyüş eğitiminin daha uzun sürelerde yapılabilmesi ve ev temelli eğitimlerin verilmesi için de oldukça etkin bir çözüm olup hastaların tedaviden daha olumlu sonuçlar almalarını sağlayabilir.

5. TEŞEKKÜR

Ritmik işitsel uyarı eğitimi için uygun şarkıların seçilmesi ve hazırlanmasında sunduğu katkılar için Betül AKMAN SELİCİ'ye, yürüyüş ve denge değerlendirmeleri sırasında yaptıkları yardımlar için Elif KIRDI ve Ali İmran YALÇIN'a teşekkür ederiz.

6. KAYNAKLAR

1. Magee W.L., et al., Music interventions for acquired brain injury. The Cochrane database of systematic reviews, 2017. Issue 1.
2. Thaut M.H., et al., Effect of Rhythmic Auditory Cuing on Temporal Stride Parameters and EMG. Patterns in Hemiparetic Gait of Stroke Patients. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 1993. 7(1): p. 9-16.
3. Yoo G.E. and S.J. Kim, Rhythmic auditory cueing in motor rehabilitation for stroke patients: Systematic review and meta-analysis. *Journal of Music Therapy*, 2016. 53(2): p. 149-77.
4. Sihvonen A.J., et al., Music-based interventions in neurological rehabilitation. *The Lancet Neurology*, 2017. 16(8): p.648-60.
5. Webster K.E., Wittwer J.E., Feller J.A, Validity of the GAITRite® walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. *Gait & Posture*, 2005. 22(4): p.317-21.
6. Kuys S.S., Brauer S.G., Ada L., Test-retest reliability of the GAITRite system in people with stroke undergoing rehabilitation. *Disability and Rehabilitation*, 2011. 33(19-20): p. 1848-53.
7. Błażkiewicz M., Wyszomirska I., Wit A., Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatial-temporal parameters of gait. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2014. 16(1): p. 29-35.
8. Ššarabon N., Development of Software for Comprehensive Analyses of Force Plate Measurements: Technical Note. *Kinesiology*, 2011. 43(2): p. 204-12.
9. Serrador J.M., et al., Loss of otolith function with age is associated with increased postural sway measures. *Neuroscience Letters*, 2010. 465(1): p.10-5.
10. Caterino J.M., et al., Comparison of balance assessment modalities in emergency department elders: A pilot cross-sectional observational study. *BMC Emergency Medicine*, 2009. 9:19.
11. Podsiadlo D. And S. Richardson, The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics*, 1991. 39(2): p. 142-8.
12. Cha Y., Kim Y., Chung Y., Immediate effects of rhythmic auditory stimulation with tempo changes on gait in stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 2014. 26(4): p. 479-82.
13. Cha Y., et al., Intensive gait training with rhythmic auditory stimulation in individuals with chronic hemiparetic stroke: A pilot randomized controlled study. *NeuroRehabilitation*, 2014. 35(4): p. 681-8.
14. Kim J-H., et al., Effects of the combination of rhythmic auditory stimulation and task-oriented training on functional recovery of subacute stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 2012. 24(12): p. 1307-13.

İnme Sonrası Meydana Gelen Üst Ekstremitte Spastisitesinde Botulinum Toksin ile Birlikte Kullanılan Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Uygulamaları

Physiotherapy and Rehabilitation Applications Used with Botulinum Toxin in Upper Extremity Spasticity After Stroke

Uzm Fzt Özge ONURSAL KILINÇ, Dr Fzt Ender AYVAT

Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Nörolojik Rehabilitasyon Ünitesi, ANKARA

E-mail: ozgeonursal@hotmail.com

ÖZET

İnme sonrası yüksek oranda görülen üst ekstremitte spastisitesi, aktif fonksiyonu etkileyerek hastaların günlük yaşamdaki bağımsızlığını etkileyen en önemli bozukluklardandır. Üst ekstremitte spastisitesinin yönetiminde fizyoterapi uygulamaları, farmakolojik ve cerrahi uygulamalar kullanılmaktadır. Botulinum toksin, sahip olduğu avantajlar ile birlikte spastisite yönetiminde en yaygın kullanılan farmakolojik yöntemlerdendir. Literatürde, presinaptik terminallerde asetilkolinin salınımı engelleyerek sinir iletimini önleyen botulinum toksinin üst ekstremitte spastisitesinde uygulanmasının spastisiteyi azaltarak fonksiyon gelişimini sağladığı bilinmektedir. Ancak var olan çalışmalarda botulinum toksin enjeksiyonuyla kombine uygulanan çeşitli fiziksel ajanların ve rehabilitasyon uygulamalarının üst ekstremitte spastisitesinin yönetiminde sadece botulinum toksin uygulamasına göre daha etkili olduğu vurgulanmaktadır. Bu bölümde inme sonrası üst ekstremitte spastisitesinde botulinum toksin ile birlikte uygulanan fizyoterapi ve rehabilitasyon uygulamaları incelenecektir.

Anahtar Kelimeler: İnme, botulinum toksin, rehabilitasyon

ABSTRACT

Upper extremity spasticity, which is highly seen after stroke, is one of the most important disorders affecting the active function and the independence in activities of daily living. Physiotherapy, pharmacological and surgical treatments are used in the management of upper extremity spasticity. Botulinum toxin, which prevents nerve conduction by inhibiting the release of acetylcholine in presynaptic terminals, is known to be effective in upper extremity spasticity by decreasing spasticity and improving function. However, it is emphasized that various physical modalities and rehabilitation applications combined with botulinum toxin are more effective in management of upper extremity spasticity than botulinum toxin injection alone. In this section, the physiotherapy and rehabilitation applications combined with botulinum toxin injection in upper extremity spasticity after stroke will be examined.

Key Words: inme, botulinum toxins, rehabilitation

1. GİRİŞ

Dünya Sağlık Örgütü'ne göre inme; 60 yaş üzerindeki yetişkinler arasında dünya çapında ölüme ve engelliliğe neden olan en büyük ikinci medikal durumdur (1). Yaşlanan nüfusun artmasıyla birlikte inmenin küresel oranının da artması beklenmektedir. Her yıl dünyada yaklaşık 15 milyon birey inme geçirmekte; bunların 5 milyonu hayatını kaybetmekte, 5 milyonu yeti yitimi ile de olsa hayatına devam etmekte ve 5 milyonu da ailelerine ve topluma bağımlı hale gelmektedir (2). İnme sonrası hayatta kalan bireylerin yarısı kas

kuvvet kaybı, tonus bozuklukları, stereotip hareketlerin dahil olduğu motor bozuklukların sonucu olarak fonksiyonel kısıtlılıklarla kalmaktadırlar (3, 4). Bu bireylerin yaklaşık 1/3'ünde üst ekstremitenin iyileşmesi tamamlanmakta, 1/3'ünde bir nesneyi işaret etmek veya bir torbayı taşıyabilecek kadar kısmi iyileşme meydana gelmekte ve kalan 1/3'ünde ise günlük yaşam aktivitelerinde bağımsızlığın engellenmesine neden olan bir süreç meydana gelmemektedir. Özellikle üst motor nöron sendromlarının pozitif semptomlarından olan spastisite, üst ekstremitenin aktif motor fonksiyon

yeteneğini etkileyerek günlük yaşamda bağımsızlığı etkileyen önemli faktörlerdendir (5, 6). Dünya Sağlık Örgütü'ne göre inme sonrası spastisiteyle ilişkili problemler "ICF (*International Classification of Functioning, Disability and Health*)" kapsamında sınıflandırılmıştır. Bu sınıflandırılmaya göre inme sonrası spastisiteye bağlı olarak **vücut yapı ve fonksiyon bozuklukları** kapsamında eklem hareket açıklığının kısıtlanması, ağrı ve kas kramplarına bağlı istemsiz hareketler; aktivite limitasyonları kapsamında mobilitenin azalması, beslenme, giyinme gibi kendine bakım aktivitelerinde bağımsızlığın limitlenmesi, palmar hijyenin sağlanmasında ve splintlerin takılmasında zorlanma; **katılım kısıtlılıkları** kapsamında ise yaşam kalitesinin azalması, boş zaman aktiviteleri, aile rolleri ve işe devam etme gibi sosyal katılımın limitlenmesi yer almaktadır (7).

2. SPASTİSİTE

Yunanca 'Spasticos' kelimesinden türetilen spastisite; 1980'de Lance tarafından "tonik germe reflekslerinde hız bağımlı artış ve derin tendon reflekslerindeki artış ile karakterize, üst motor nöron lezyonlarının bir bileşeni olarak ortaya çıkan bir tür motor bozukluk" şeklinde tanımlanmıştır (8). Bu tanım pasif hareketler esnasında meydana gelen spastisiteyi tanımlasa da istemli hareketlerdeki etkisini göz önüne almamaktadır. Daha geniş ve klinik olarak daha anlamlı yeni bir tanım; "üst motor nöron lezyonundan kaynaklanan ve kasların aralıklı veya sürekli istemsiz aktivasyonu olarak ortaya çıkan düzensiz sensorimotor kontroldür" (9). Üst motor nöron sendromu; pozitif ve negatif semptomlar olarak tanımlanmaktadır. Spastisite, pozitif semptomlardan biri olarak spastik distoni, spastik ko-kontraksiyon (hem agonist hem de antagonist kasların kasılmasıyla sonuçlanan), fleksör-ekstansör spazmlar, klonus, artmış derin tendon refleksleri gibi diğer semptomlarla birlikte kortikospinal sistemdeki lezyonlardan sonra ortaya çıkan semptomlardandır. Negatif semptomlar arasında ise kas güçsüzlüğü, el becerilerinde kayıp ve yorgunluk gibi semptomlar yer almaktadır (10, 11).

Üst motor nöron sendromunun bir parçası olarak kas tonusunda hıza bağlı bir artış olan spastisite, inme de dahil olmak üzere çok çeşitli nörolojik hastalıklarda görülmekte ve inme sonrası ilk haftada ortaya çıkabilmektedir (8). İnme sonrası ilk aşamada kasların tonik ve fazik gerilme refleksinin ortaya çıktığı bilinmektedir. Kaslarda meydana gelen bu artmış aktivite, bazı hastalarda inme sonrası oksijenasyonun bozulmasıyla görülen beyin ödemi sonucunda meydana gelebilmektedir. Meydana gelen bu geçici ödemin yarattığı

artmış kas aktivitesi de geçicidir. Ödem sonrası devam eden veya tekrar meydana gelen spastisite lezyonun yeri, kaynağı ve şiddeti gibi faktörlerin etkisiyle belirlenmektedir. Tonik germe refleksinin nöronal komponenti inme sonrası 1-3 aya kadar devam etmekte ve ardından azalmaktadır. Fazik germe refleksi ise 1 yıla kadar artarak devam etmektedir (12).

Spastisiteyi belirleyen faktörler arasında en önemlileri azalmış motor kontrol ve kas zayıflığıdır. Uzun süreli spastisite, hastalarda kontraktürlere ve deformitelere neden olarak ağrıya ve fonksiyonel kayba yol açmaktadır (13). Spastisitenin görüldüğü yere bağlı olarak hastalarda mobilitenin zorlaşması, giyinme ve tuvalet gibi günlük yaşam aktivitelerinde bağımsızlığı kaybetme ve yaşam kalitesinde azalma ile birlikte bakım verenlere bağımlılık artmaktadır (14).

Spastisite, inme sonrası dönemde ilk 3 ay içinde % 19 ve 1 yıl içinde %33 oranı ile görülmektedir (11,15). İnme sonrası spastisiteyi inceleyen çalışmaların çoğunda alt ekstremiteye göre üst ekstremitede spastisitenin daha çok görüldüğü vurgulanmıştır (12). Wissel ve ark. yaptıkları çalışmada; inme sonrası ilk 6 hafta içinde hastaların %25'inde spastisite geliştiğini, bu spastisitenin primer olarak dirsek (hastaların % 79'u), el bileği (% 66) ve ayak bileği (% 66) eklemlerini etkilediğini göstermişlerdir (16). Spastisitenin ağrıya neden olabileceği, hareket fonksiyonlarını ve aktivite performansını olumsuz etkileyebileceği ve inme sonrası sekonder komplikasyonlara neden olabileceği uzun zamandır bilinmektedir. Sekonder komplikasyonlar, kontraktürleri ve kas dengesizliğini içerebilmekte ve bu da ağrı ve osteoartrit ile sonuçlanabilmektedir (12).

Üst ekstremitede spastisitesi inme sonrası hastaların yaklaşık %20-30'unu etkileyen deformite, fonksiyonel kayıp ve ağrıya neden olan yaygın bir problemdir (11, 17). Asyalı popülasyonun incelendiği bir çalışmada, inme sonrası üst ekstremitede spastisitesinin 3. ayda hastaların %33'ünde ve orta düzeyde (Modifiye Ashworth Skalasına göre 2 değerinde); 1. yılda hastaların yaklaşık yarısında ve ciddi düzeyde (Modifiye Ashworth Skalasına göre 3 değerinde) olduğu vurgulanmıştır (18). İnme sonrası üst ekstremitede spastisitesi olan hastalarda omuzun adduksiyon ve iç rotasyonda, dirseğin fleksiyonda, ön kolun pronasyonda, el bileğinin ve parmakların fleksiyonda olduğu anormal bir ekstremitede postürü gelişmektedir. Bu postür, hastalarda hijyen problemlerine neden olmanın yanı sıra cilt tahribatına, bası yaralarına ve enfeksiyonlara neden olmaktadır.

Spastisitenin yönetiminde fizyoterapi uygulamaları, farmakolojik ve cerrahi uygulamalar yer almaktadır. Yaygın bir spastisite durumunda genel olarak baklofen (gama-aminobütirik asit (GABA-B reseptör agonisti), diazepam (GABA-A reseptör agonisti), dantrolen (iskelet kası sarkoplazmik retikulumdan kalsiyum salınımını azaltır) ve tizanidin (alfa-2 adrenerejik reseptör agonisti) gibi oral anti-spastik ajanlar kullanılmakta; ancak bu ilaçların ağız kuruluğu, konfüzyon, sedasyon, dizziness (sersemlik hali), bulantı, kusma ve kas zayıflığı gibi yan etkiler yaratması kullanımlarını sınırlandırmaktadır. Birkaç aylık kullanımdan sonra bu ilaçlara hastalarda tolerans gelişebilmektedir (19, 20). Yaygın spastisite durumlarında bir diğer seçenek olan intratekal baklofen, lumbal omurilikte GABA reseptörleri üzerine etki yapmakta ve inme sonrası spastisitede kullanılarak yürüme hızını ve fonksiyonel mobilitayı iyileştirebilmektedir. Ancak bu tedavi invaziv olup, bulantı, kusma ve idrar retansiyonu gibi yan etkiler nedeniyle sınırlandırılmaktadır. Doz aşımı ölüme yol açabilmektedir (21,22). Lokal spastisite ise botulinum toksin (BT) veya fenol ile kemodenervasyon sağlanarak kontrol edilmektedir. Bu tür durumlarda özellikle rehabilitasyon programlarıyla birlikte yapılması önerilen botulinum toksin enjeksiyonu bir tedavi seçeneğidir (23). Ayrıca fenol ile karşılaştırıldığında BT, kolay titrasyon ve uygulama özelliği nedeniyle tedavi için daha seçici özelliكتedir (24). Lokal kemodenervasyon için rizotomi, tendon uzatma ve eklem yeniden pozisyonlama gibi cerrahi tedaviler, inme sonrası spastisite tedavisinde nadiren kullanılmaktadır (23). Spastisite yönetiminde kullanılan fizyoterapi uygulamaları ise genel olarak soğuk uygulamalar, germe ve kuvvetlendirme egzersizleri, ortotik destekler, elektrik stimülasyonu, pozisyonlama, nörolojik tedavi yaklaşımları, proprioseptif nöromusküler fasilasyon (PNF), ayna terapisi gibi uygulamaları içermekte ve bu uygulamaların her biri sahip oldukları farklı etki mekanizmasıyla spastisiteyi kontrol etmektedir (25).

3. BOTULİNUM TOKSİN (BT)

Botulinum Toksin, gram pozitif anaerobik bir bakteri olan Clostridium Botulinum tarafından üretilen ve bilinen en güçlü nörotoksindir. Periferik kolinerjik sinirin presinaptik terminallerinde asetilkolinin salınımı engelleyerek sinir iletimini önlemekte olan BT'nin etkisi sadece motor sinir sonlanmalarıyla sınırlı olmamakta, aynı zamanda otonomik sinir sisteminin pre ve postganglionik kolinerjik sinir sonlanmalarında da nörotransmitter salınımını bloke etmektedir. BT'nin 7 alt tipi (A, B, C, D, E, F, G) var olmakla birlikte tedavide A ve

B tipleri kullanılmaktadır. Ülkemizde A tipi BT içeren 2 ticari formu bulunmaktadır. Bunlar BOTOX® (Allergan, Irvine, CA) ve Dysport® (Ipsen)'dir (26). BT tip A kasa enjekte edildiğinde nöromusküler bileşkede presinaptik sinir ucundan endositozla alınmakta ve füzyon proteinlerini etkileyerek asetilkolin salınımı inhibe etmektedir. Bu denervasyon süreci kasta paralizi gerçekleşmesiyle devam etmektedir. BT'nin etkisi genel olarak 2 haftada maksimum düzeye erişmekte, ortalama 3 aya kadar devam etmekte ve 6 ayda reinnervasyonla birlikte sonlanmaktadır (27, 28). BT tip A aktivitesinin ölçümünde "mouse unit" (MU, LD50, U) birimi kullanılmaktadır. Tekrarlayan enjeksiyonlarla BT etkisi artmakta ve etki süresi uzamaktadır.

BT tip A'nın başlıca yan etkileri toksinin etkisinden kaynaklanan uygun olmayan kaslarda veya istenmeyen ölçüde kas zayıflığı ile toksinin kimyasal yapısından kaynaklanan alerjik reaksiyonlardır. Yan etkiler genel ve lokal olarak sınıflandırıldığında genel yan etkiler arasında alerjik reaksiyonlara bağlı cilt döküntüsü, grip tablosu, yorgunluk gibi etkiler yer alırken; lokal yan etkiler başlığı altında enjeksiyon yapılan kasta ya da komşu kaslarda geçici güçsüzlük, enjeksiyon bölgesinde ağrı, kaşıntı, kızarıklık yer almaktadır. BT tip A'nın kesin kontrendike olduğu bir durum bilinmemekle birlikte, göreceli olarak kontraendike sayılabileceği durumlar arasında gebelik ve laktasyon, nöromusküler kavşak hastalıkları ve eş zamanlı aminoglikozit kullanımı yer almaktadır (26).

Botulinum toksin enjeksiyonları inmeli hastalarda spastisiteyi azaltmak ve fonksiyonları arttırmak amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır. Üst ekstremitte spastisitesinde BT, genel olarak orta derecede tedavi etkisine sahiptir (5). Foley ve ark. tarafından yapılan meta-analizde BT uygulamasının spastisitenin azaltılması ve pasif fonksiyonun geliştirilmesinde geniş bir etki büyüklüğüne sahip olduğu, kavrama gibi aktif fonksiyonların geliştirilmesinde küçük bir etki büyüklüğüne sahip olduğu gösterilmiştir. Yazarlar, BT'nin ağrının ve deformitenin azaltılmasında; giyinme, yüz yıkama gibi günlük yaşam aktivitelerinin geliştirilmesinde etkili olduğunu kabul etmekte; ancak aktif fonksiyonu geliştirdiğine dair kesin bir kanı olmadığını vurgulamaktadır (29). BT'nin üst ekstremitelerde (dirsek, el bileği ve parmaklar) spastisitenin azaltılması (Modifiye Ashworth Skalası) ve günlük yaşam aktivitelerine etkisi (örneğin Barthel İndeksi) çift kör randomize kontrollü çalışmalar ile gösterilmiştir (30-32). Her bir hasta için bireyselleştirilmiş enjeksiyon modelleri ve tedavi hedefleri kullanılarak yapılan BT, üst ekstremitte spastisitesi olan inmeli hastalarda ağrının azaltılması ve fonksiyonların geliştirilmesi için uygun bir tedavi yöntemi olduğu

belirtilmektedir. Ayrıca BT bir nörorehabilitasyon programına ek olarak uygulanmalı ve spastisitenin tedaviye önemli bir engel olduğu durumlarda, spastisite arttığında ya da platoda olduğu durumlarda BT yapılmalıdır (33).

1980'de ilk kez insanda strabismus tedavisinde denenen ve 1989'da FDA (Food and Drug Administration) onayı alınan BT'nin kullanım alanı hızla genişlemiştir (34). İnmeli hastalarda spastisite tedavisinde BT ilk kez 1989 yılında Das ve Park tarafından yapılan çalışmada kullanılmıştır (35). Bu çalışmanın devamında BT'nin uygulanmasının kolay olması, yan etkilerinin az olması, geri dönüşümlü olsa da uzun süreli etkisinin olması lokal spastisitenin farmakolojik tedavisinde tercih açısından BT'yi ilk sıralara yükseltmiştir. Bu yıl yayınlanan bir derlemeye göre üst ekstremitte spastisitesinde uygulanan BT sonrası, kinematik parametrelerin gelişmesiyle birlikte pasif fonksiyonun geliştiği ve bozukluğun azaldığı gösterilse de; spastisitenin azalmasıyla ilişkili olarak aktif üst ekstremitte fonksiyonunda gelişme gösterilememiştir. Aktif fonksiyonda gelişme görülmemesinin nedeni olarak 4 maddenin üzerinde durulmaktadır. Bunların ilki yeti yitiminin spastisiteden ziyade kas zayıflığından kaynaklanması bu nedenle kas kuvveti daha iyi olan hastaların BT'den daha çok fayda görmesi; ikincisi değerlendirme yöntemlerinin uygun olmaması; üçüncü neden çalışmaların çoğunda 4 ve 12 haftalık sonuçların yer alması ve tekrarlı BT enjeksiyonlarının üst ekstremitenin fonksiyonel kapasitesine etkisinin araştırılmaması ve son olarak BT sonrası rehabilitasyon programlarının etkinliği arttırabileceğinin göz ardı edilmesidir (36).

4. BOTULİNUM TOKSİN İLE KULLANILAN FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON UYGULAMALARI

Üst ekstremitte spastisitesini kontrol etmek için BT sonrası kullanılan yardımcı tedavi yöntemleri arasında; elektrik stimülasyonu, ekstrakorporeal şok dalga tedavisi (ESWT), lokal vibrasyon, germe, dinamik splintleme, modifiye Kısıtlayıcı-Zorunlu Hareket Tedavisi (mKZHT), kol ergometresi ve konvansiyonel egzersiz uygulamaları yer almaktadır (37-39).

4.1. Elektrik Stimülasyonu, ESWT ve Lokal Vibrasyon

Elektrik stimülasyonu, BT ile birlikte en sık kullanılan modalitelerdendir. Elektrik stimülasyonunun hayvan modellerinde motor sinir terminalindeki BT tutulumunu artırarak ve hızlandırarak BT nöromüsküler blokaj etkisini arttırabildiği bu-

lunmuştur (40). 12 hastanın dahil edilerek yapıldığı bir kohort çalışmasında düşük frekanslı elektrik stimülasyonunun (4 Hz) yüksek frekanslı elektrik stimülasyonuna (25Hz) göre BT enjekte edilen kasın aksiyon potansiyelini daha çok arttırdığı gösterilmiştir (41).

Picelli ve ark., dirsek fleksörlerine BT enjeksiyonundan hemen sonra uygulanmaya başlayan elektrik stimülasyonunun, enjeksiyondan 1 gün sonra uygulanmaya başlanan stimülasyona göre daha iyi sonuçlar verdiğini göstermişlerdir (42).

Tsuchiya ve ark., üst ekstremitte spastisitesine uygulanan BT sonrası elektromyografi kontrollü fonksiyonel elektrik stimülasyonu ile görev temelli tedavinin üst ekstremitte fonksiyonunu geliştirerek tonusu azalttığını göstermişlerdir (43).

ESWT'nin, nöromüsküler bileşkedeki nörotransmisyonun modülasyonuna izin veren enzimatik ve enzimatik olmayan nitrik oksit sentezini uyarak spastik kaslar üzerinde bir etki oluşturduğu düşünülmektedir. Nitrik oksit; periferik sinir sisteminde nöromüsküler bileşke oluşumunda ve sinir iletimi, bellek ve sinaptik plastisite dahil olmak üzere merkezi sinir sisteminin temel fizyolojik fonksiyonlarında rol oynamaktadır. Santamato ve ark., BT sonrası parmak fleksörlerine uygulanan elektrik stimülasyonu ve ESWT'nin etkinliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında; iki uygulamanın da Modifiye Asworth Skalası (MAS) ile değerlendirilen spastisite üzerine, spazm frekansı üzerine ve ağrı üzerine olumlu katkıları olduğunu; ancak ESWT'nin elektrik stimülasyonuna göre daha anlamlı sonuçlar doğurduğunu göstermişlerdir (44).

Lokal vibrasyon, grup Ia afferentlerini aktive ederek monosinaptik refleksi inhibe etmekte ve bu nedenle lokal spastisite durumlarında kullanılmaktadır. İnmeli hastalarda da üst ekstremitte spastisitesinde etkili olduğunu gösteren çalışmalar yer almaktadır (45).

4.2. Modifiye Kısıtlayıcı Zorunlu Hareket Tedavisi (mKZHT)

Modifiye Kısıtlayıcı Zorunlu Hareket Tedavisi, inme sonrası etkilenmiş üst ekstremitenin fonksiyonel kullanımını arttırmak için kullanılan bir rehabilitasyon yaklaşımıdır. İnme sonrası hayatta kalan hastaların yaklaşık %20-25'i mKZHT'nin motor kriterlerini sağlayabilmektedir. Hatta, spastisitesi fazla olan hastalar mKZHT çalışmalarına dahil edilmemektedir. Literatürde üst ekstremitte yapılan BT enjeksiyonu sonrası uygulanan mKZHT'nin spastisiteyi azaltarak üst ekstremitte fonksiyonunu geliştirdiğine dair çalışmalar yer almaktadır. Sun ve ark., üst ekstremitte spastisitesine yönelik uy-

günlük BT sonrası mKZHT ile kontrol grubu olan konvansiyonel fizyoterapi uygulamalarını karşılaştırdıkları çalışmalarında; 6 aylık tedaviler sonrası spastisiteyi değerlendiren ve çalışmanın primer sonuç ölçümü olan MAS'nda, üst ekstremitte fonksiyonlarını değerlendiren "Motor Activity Log" ve "Action Research Arm Test" ölçeklerinde kontrol grubuna göre anlamlı sonuçlara ulaşıldığını vurgulamışlardır (46).

4.3. Splint ve Ortez

Spastisite yönetiminde kullanılan splintler 2 amaçla kullanılmaktadır. İlk amaç; biyomekaniksel olarak deformiteleri önlemek, eklemleri mobilize ve stabilize etmektir. İkinci amaç; nörofizyolojik olarak refleks inhibisyon pozisyonları ile uzun süreli gerilim sağlayarak spastisiteyi azaltmaktır (47). Ortezler ise; anormal postür ve deformiteleri önleyen, kompanse eden ve düzelter; aynı zamanda o ekstremitenin doğru ve kaliteli hareket ortaya çıkarmasına yardım eden cihazlardır. Literatür BT ile birlikte uygulanan splint veya ortezin etkinliğini ortaya koymak açısından yetersizdir (38). Lai ve ark., BT sonrası gece takılan dirsek dinamik splintinin etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında; splintin aktif dirsek ekstansiyon hareket açıklığı ve dirsek fleksörlerinin spastisitesi üzerine anlamlı katkıları olduğunu göstermişlerdir (48). Amini ve ark., 39 inme hastasıyla yaptıkları çalışmalarında BT ile birlikte volar-dorsal elbileği-el immobilizasyon splintinin sadece BT ve sadece splint uygulamasına göre üst ekstremitte spastisitesi üzerinde daha etkili olduğunu göstermişlerdir (49).

4.4. Germe Egzersizleri

Literatürde BT ile birlikte üst ekstremitteye uygulanan germe egzersizlerinin etkinliğini değerlendiren çalışmalara ihtiyaç vardır. Ancak, nörolojik hastalığı olsun olmasın germe egzersizlerinin eklem mobilitesi üzerine olumlu etkilerinin olabilmesi için en az 7 aylık bir süre uygulanması gerektiği bildirilmiştir (50).

4.5. Bantlama

Bantlama uygulamaları, uzun süreli gerilim elde ederek kasların maksimum elongasyona ulaşmasını sağlamak amacıyla spastisite yönetiminde kullanılmaktadır. BT sonrası üst ekstremitteye bantlama yapılan bir olgu-kontrol çalışmasında; bantlamanın elektrik stimülasyonuna göre el bileği ve parmaklara uygulanan BT sonrası spastisitenin azalmasında daha etkili olduğu görülmüştür (51). Ayrıca BT ile birlikte uygulanan bantlama

ve germenin etkinliğini karşılaştıran bir randomize kontrollü çalışmada; bantlamanın germeye göre spastisite ve yeti yitiminin azalmasında daha anlamlı sonuçlar doğurduğu gösterilmiştir (52).

4.6. Kol Ergometresi

Diserens ve ark., BT sonrası uygulanan kol ergometresinin etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında; kontrol grubuna göre kol ergometresi grubunda fonksiyonel MRI da dahil olmak üzere diğer sonuç ölçümlerinde de fark olmadığını göstermişlerdir (53).

4.7. Robot Destekli Rehabilitasyon

Son yıllarda inme sonrası üst ekstremitenin tedavisinde robot destekli rehabilitasyon popüler hale gelmiştir. Yoğun tekrar sağlaması ve tolere edilebilir bir yaklaşım olması robot destekli rehabilitasyonun avantajlarındadır. Lee ve ark., yaptıkları vaka raporu çalışmasında inme sonrası subakut fazda üst ekstremitteye uygulanan BT sonrası robot destekli rehabilitasyonun spastisite, kavrama kuvveti ve yorgunluk üzerine olumlu etkileri olduğunu göstermişlerdir (54).

Bu uygulamalar haricinde literatürde üst ekstremitte BT enjeksiyonu sonrası uygulanan konvansiyonel fizyoterapi uygulamaları arasında; kuvvetlendirme egzersizleri, eklem hareket açıklığı egzersizleri, proprioseptif nöromusküler fasilitasyon teknikleri, iş uğraşı tedavisi gibi yöntemler yer almaktadır (37, 55).

5. SONUÇ

İnme sonrası meydana gelen üst ekstremitte spastisitesinin yönetilmesinde sık kullanılan botulinum toksin enjeksiyonunun, fiziksel modaliteler ve egzersizlerle birlikte uygulandığında daha anlamlı sonuçlar doğurduğu bilinmektedir. Ancak, BT sonrası uygulanacak hangi ek tedavi yönteminin hastalar için daha olumlu sonuçlar doğurduğu konusunda literatürdeki çalışmalar yeterli kanıt düzeyine sahip değildir. Gelecekteki çalışmalarda BT enjeksiyonu sonrası en uygun tedavi protokolünün etkinliği incelenirken tedavilerin durasyonu, süresi, meydana gelen spastisitenin etyolojisi, müdahale protokollerinin standartlığı ve uygun sonuç ölçümlerinin kullanılması gibi parametrelerin göz önünde bulundurulmasının bu alana katkı sağlacağı düşünülmektedir.

6. KAYNAKLAR

1. WHO. The World Health Report 2003: Shaping the Future 2003 [Available from: https://www.who.int/whr/2003/en/whr03_en.pdf?ua=1].
2. Mackay J. The atlas of heart disease and stroke: World Health Organization; 2004.
3. Kelly-Hayes M, Beiser A, Kase CS, Scaramucci A, D'Agostino RB, Wolf PA. The influence of gender and age on disability following ischemic stroke: the Framingham study. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*. 2003;12(3):119-26.
4. Hankey GJ, Jamrozik K, Broadhurst RJ, Forbes S, Anderson CS. Long-term disability after first-ever stroke and related prognostic factors in the Perth Community Stroke Study, 1989–1990. *Stroke*. 2002;33(4):1034-40.
5. Bonnyaud C, Gallien P, Decavel P, Marque P, Aymard C, Pellas F, et al. Effects of a 6-month self-rehabilitation programme in addition to botulinum toxin injections and conventional physiotherapy on limitations of patients with spastic hemiparesis following stroke (ADJUTOX): protocol study for a randomised controlled, investigator blinded study. *BMJ open*. 2018;8(8):e020915.
6. Barnes MP, Johnson GR. Upper motor neurone syndrome and spasticity: clinical management and neurophysiology: Cambridge University Press; 2008.
7. Organization WH. International classification of functioning, disability and health: ICF: Geneva: World Health Organization; 2001.
8. Lance JW. The control of muscle tone, reflexes, and movement Robert Wartenbeg Lecture. *Neurology*. 1980;30(12):1303-.
9. Pandyan A, Gregoric M, Barnes M, Wood D, Wijck Fv, Burridge J, et al. Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. *Disability and rehabilitation*. 2005;27(1-2):2-6.
10. McCOMAS AJ. Human neuromuscular adaptations that accompany changes in activity. *Medicine and science in sports and exercise*. 1994;26(12):1498-509.
11. Sommerfeld DK, Eek EU-B, Svensson A-K, Holmqvist LW, von Arbin MH. Spasticity after stroke: its occurrence and association with motor impairments and activity limitations. *Stroke*. 2004;35(1):134-9.
12. Sommerfeld DK, Gripenstedt U, Welmer A-K. Spasticity after stroke: an overview of prevalence, test instruments, and treatments. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2012;91(9):814-20.
13. Allison R, Shenton L, Bamforth K, Kilbride C, Richards D. Incidence, time course and predictors of impairments relating to caring for the profoundly affected arm after stroke: a systematic review. *Physiotherapy Research International*. 2016;21(4):210-27.
14. Brainin M, Norrving B, Sunnerhagen KS, Goldstein LB, Cramer SC, Donnan GA, et al. Poststroke chronic disease management: towards improved identification and interventions for poststroke spasticity-related complications. *International Journal of Stroke*. 2011;6(1):42-6.
15. Simon O, Yelnik A. Managing spasticity with drugs. *European journal of physical and rehabilitation medicine*. 2010;46(3):401-10.
16. Wissel J, Schelosky LD, Scott J, Christe W, Faiss JH, Mueller J. Early development of spasticity following stroke: a prospective, observational trial. *Journal of neurology*. 2010;257(7):1067-72.
17. Watkins C, Leathley M, Gregson J, Moore A, Smith T, Sharma A. Prevalence of spasticity post stroke. *Clinical rehabilitation*. 2002;16(5):515-22.
18. Kong KH, Lee J, Chua KS. Occurrence and temporal evolution of upper limb spasticity in stroke patients admitted to a rehabilitation unit. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2012;93(1):143-8.
19. Chou R, Peterson K, Helfand M. Comparative efficacy and safety of skeletal muscle relaxants for spasticity and musculoskeletal conditions: a systematic review. *Journal of pain and symptom management*. 2004;28(2):140-75.
20. Kaku M, Simpson DM. Spotlight on botulinum toxin and its potential in the treatment of stroke-related spasticity. *Drug design, development and therapy*. 2016;10:1085.
21. Francisco GE, Boake C. Improvement in walking speed in poststroke spastic hemiplegia after intrathecal baclofen therapy: a preliminary study1. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2003;84(8):1194-9.
22. Meythaler JM, Guin-Renfroe S, Brunner RC, Hadley MN. Intrathecal baclofen for spastic hypertonia from stroke. *Stroke*. 2001;32(9):2099-109.
23. Shaw L, Rodgers H. Botulinum toxin type A for upper limb spasticity after stroke. *Expert review of neurotherapeutics*. 2009;9(12):1713-25.
24. Lapeyre E, Kuks J, Meijler WJ. Spasticity: revisiting the role and the individual value of several pharmacological treatments. *NeuroRehabilitation*. 2010;27(2):193-200.
25. Fil A, Salcı Y, Armutlu K. Spastisite ve Yönetimi. In: Karaduman AA, Yılmaz ÖT, editors. *Fizyoterapi ve Rehabilitasyon 3 Cilt*. Ankara: Hipokrat Kitabevi; 2017. p. 195-214.
26. Matur Z, Parman Y. Botulinum toksininin nörolojide kullanım alanları. *Klinik Gelişim*. 2010;23(1):121-7.
27. Simpson LL. The origin, structure, and pharmacological activity of botulinum toxin. *Pharmacological reviews*. 1981;33(3):155-88.
28. Rossetto O, Seveso M, Caccin P, Schiavo G, Montecucco C. Tetanus and botulinum neurotoxins: turning bad guys into good by research. *Toxicon*. 2001;39(1):27-41.
29. Foley N, Pereira S, Salter K, Fernandez MM, Speechley M, Sequeira K, et al. Treatment with botulinum toxin improves upper-extremity function post stroke: a systematic review and meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2013;94(5):977-89.
30. McCrory P, Turner-Stokes L, Baguley IJ, De Graaff S, Katrak P, Sandanam J, et al. Botulinum toxin A for treatment of upper limb spasticity following stroke: a multi-centre randomized placebo-controlled study of the effects on quality of life and other person-centred outcomes. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2009;41(7):536-44.
31. Bakheit A, Thilman A, Ward A, Poewe W, Wissel J, Müller J, et al. A randomized, double-blind, placebo-controlled, dose-ranging study to compare the efficacy and safety of three doses of botulinum toxin type A (Dysport) with placebo in upper limb spasticity after stroke. *Stroke*. 2000;31(10):2402-6.
32. Simpson D, Gracies J, Graham H, Miyasaki J, Naumann M, Russman B, et al. Assessment: Botulinum neurotoxin for the treatment of spasticity (an evidence-based review): report of the Therapeutics and Technology As-

- essment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology*. 2008;70(19):1691-8.
33. Sheean G, Lannin N, Turner-Stokes L, Rawicki B, Snow B. Botulinum toxin assessment, intervention and after-care for upper limb hypertonicity in adults: international consensus statement. *European Journal of Neurology*. 2010;17:74-93.
 34. Erbguth FJ, Naumann M. Historical aspects of botulinum toxin Justinus Kerner (1786–1862) and the “savage poison”. *Neurology*. 1999;53(8):1850-.
 35. Das T, Park D. Effect of treatment with botulinum toxin on spasticity. *Postgraduate Medical Journal*. 1989;65(762):208-10.
 36. Levy J, Molteni F, Cannaviello G, Lansaman T, Roche N, Bensmail D. Does botulinum toxin treatment improve upper limb active function? *Annals of physical and rehabilitation medicine*. 2018.
 37. Demetrios M, Khan F, Turner-Stokes L, Brand C, McSweeney S. Multidisciplinary rehabilitation following botulinum toxin and other focal intramuscular treatment for post-stroke spasticity. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2013(6).
 38. Picelli A, Santamato A, Chemello E, Cinone N, Cisari C, Gandolfi M, et al. Adjuvant treatments associated with botulinum toxin injection for managing spasticity: an overview of the literature. *Annals of physical and rehabilitation medicine*. 2018.
 39. Mills PB, Finlayson H, Sudol M, O'Connor R. Systematic review of adjunct therapies to improve outcomes following botulinum toxin injection for treatment of limb spasticity. *Clinical rehabilitation*. 2016;30(6):537-48.
 40. Hughes R, Whaler B. Influence of nerve-ending activity and of drugs on the rate of paralysis of rat diaphragm preparation by Cl. botulinum type A toxin. *The Journal of physiology*. 1962;160(2):221-33.
 41. Frasson E, Priori A, Ruzzante B, Didonè G, Bertolasi L. Nerve stimulation boosts botulinum toxin action in spasticity. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*. 2005;20(5):624-9.
 42. Picelli A, Smania N, Storti I, Munari D, Fontana C, Fiaschi A, et al. Immediate versus delayed electrical stimulation boosts botulinum toxin effect: A pilot study. *Movement Disorders*. 2011;26(9):1785-6.
 43. Tsuchiya M, Morita A, Hara Y. Effect of Dual Therapy with Botulinum Toxin A Injection and Electromyography-controlled Functional Electrical Stimulation on Active Function in the Spastic Paretic Hand. *Journal of Nippon Medical School*. 2016;83(1):15-23.
 44. Santamato A, Notarnicola A, Panza F, Ranieri M, Micello MF, Manganotti P, et al. SBOTE study: extracorporeal shock wave therapy versus electrical stimulation after botulinum toxin type a injection for post-stroke spasticity—a prospective randomized trial. *Ultrasound in medicine & biology*. 2013;39(2):283-91.
 45. Noma T, Matsumoto S, Shimodozono M, Etoh S, Kawahira K. Anti-spastic effects of the direct application of vibratory stimuli to the spastic muscles of hemiplegic limbs in post-stroke patients: a proof-of-principle study. *Journal of rehabilitation medicine*. 2012;44(4):325-30.
 46. Sun S-F, Hsu C-W, Sun H-P, Hwang C-W, Yang C-L, Wang J-L. Combined botulinum toxin type A with modified constraint-induced movement therapy for chronic stroke patients with upper extremity spasticity: a randomized controlled study. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2010;24(1):34-41.
 47. Smania N, Picelli A, Munari D, Geroi C, Ianes P, Waldner A, et al. Rehabilitation procedures in the management of spasticity. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2010;46(3):423-38.
 48. Lai JM, Francisco GE, Willis FB. Dynamic splinting after treatment with botulinum toxin type-A: a randomized controlled pilot study. *Advances in therapy*. 2009;26(2):241-8.
 49. Amini M, Aryan Shamili BF, Pashmdarfard M, Abarghouei AF. Combined effect of botulinum toxin and splinting on motor components and function of people suffering a stroke. *Medical journal of the Islamic Republic of Iran*. 2016;30:373.
 50. Bovend'Eerd TJ, Newman M, Barker K, Dawes H, Minelli C, Wade DT. The effects of stretching in spasticity: a systematic review. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2008;89(7):1395-406.
 51. Carda S, Molteni F. Taping versus electrical stimulation after botulinum toxin type A injection for wrist and finger spasticity. A case—control study. *Clinical rehabilitation*. 2005;19(6):621-6.
 52. Santamato A, Micello MF, Panza F, Fortunato F, Picelli A, Smania N, et al. Adhesive taping vs. daily manual muscle stretching and splinting after botulinum toxin type A injection for wrist and fingers spastic overactivity in stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*. 2015;29(1):50-8.
 53. Diserens K, Ruegg D, Kleiser R, Hyde S, Perret N, Vuadens P, et al. Effect of repetitive arm cycling following botulinum toxin injection for poststroke spasticity: evidence from fMRI. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2010;24(8):753-62.
 54. Lee SY, Jeon YT, Kim BR, Han EY. Combined treatment of botulinumtoxin and robot-assisted rehabilitation therapy on poststroke, upper limb spasticity: A case report. *Medicine*. 2017;96(51).
 55. Devier D, Harnar J, Lopez L, Brashear A, Graham G. Rehabilitation plus OnabotulinumtoxinA Improves Motor Function over OnabotulinumtoxinA Alone in Post-Stroke Upper Limb Spasticity: A Single-Blind, Randomized Trial. *Toxins*. 2017;9(7):216.

Hastaya Özel Üretilen Plastik Ayak Bileği Ayak Ortezinin Yürüyüş ve Denge Parametreleri Üzerine Etkisi: Charcot Marie Tooth Tanılı Olgu

Effects of Custom Made Plastic Ankle Foot Orthosis on Gait and Balance Parameters: A Charcot Marie Tooth Case Study

Uzm. Fzt. Şulenur YILDIZ, Prof. Dr. Nilgün BEK

Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

E-mail: sulenur.subasi@hacettepe.edu.tr

ÖZET

Charcot Marie Tooth hastalığı, pediatrik popülasyonda sıklıkla görülen periferik sinirleri etkileyen genetik bir hastalıktır. Ayak ve el intrinsik kaslarından başlayan distaldeki etkilenme proksimale doğru ilerlemesi sonucunda ambulasyon zorlaşarak düşme ve yorgunluk görülmektedir. Primer problemler düşük ayak, ayak bileği ve ayak kaslarının intrinsik denge kaybına bağlı olarak ortaya çıkan sekonder kavovarus ve itme fazında ortaya çıkan yetersizliktir. Ayak bileği dorsifleksörleri ve intrinsik kas kuvveti yetersiz hasta, yürüyüşün başlangıç aşamasında etkin topuk vuruşunu yapamazken, sallanma fazı sırasında ekstremitisini kısaltamayıp kalça ve dizini fleksiyona götürerek yürüyüş boyunca enerji tüketimini artırır. CMT'li bireyler, sağlıklı bireylerle karşılaştırıldıklarında zayıf denge ve düşük fonksiyonel performans sergilerken takip çalışmalarında yürüyüş hızı, adım uzunluğu ve yürüme mesafesinde azalma gösterilmiştir. Bu olguda, ayak bileği dorsifleksör ve intrinsik kas kuvveti yetersiz olan CMT tanılı 14 yaşındaki kız olguda, hastaya özel üretilen plastik ayak-ayak bileği ortezi kullanımının yürüyüş ve denge üzerine etkilerinin belirlenmesi amaçlandı. Ortezsiz ve ortezli olarak yapılan değerlendirilmede ortaya konan sonuçlar, hastaya özel AFO kullanımı ile kadansta artışla birlikte adım süresi, antero-posterior ve lateral salınım aralığında azalma şeklinde ortez kullanımının lehine bulundu. Özetle, yürüyüş ve denge problemlerinin giderilmesinde ortotik yaklaşımların seçeneklerden biri olarak göz önünde tutulabileceği, sagittal ve frontal düzlemlerdeki hareketin kontrolünün plastik ayak-ayak bileği ortezleri ile sağlanabileceği gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Charcot Marie Tooth hastalığı; denge; ortez; yürüyüş

ABSTRACT

Charcot Marie Tooth is a genetic disease affecting peripheral nerves, is common in pediatrics. Distal involvement starts from foot and hand intrinsic muscles, and progresses proximally. Because of its' effects on ambulation, falls and fatigue were seen. Primary problems of gait are drop foot, secondary cavovarus because of intrinsic muscle imbalance and deficiency in push off. Patient cannot able to do efficient heel contact, and shorten extremity during swing phase because of weak ankle dorsiflexor and intrinsic muscles. Patients walk in hip and knee flexed position to shorten extremity length to compensate inabilities, increase energy consumption as affecting biomechanics. Subjects with CMT performed weaker balance and lower functional performance as to healthy peers while follow-up studies showed decline in gait speed, stride length, and walking distance. We aimed to research effects of custom molded ankle-foot orthosis on gait and balance in 14-year-old subject diagnosed as CMT with inadequate ankle-foot muscle strength. There was increase in cadence and step length and decrease in antero-posterior and lateral sway with orthosis usage. Consequently, it was shown that orthotic management is one of the options eliminating gait and balance problems in CMT as controlling ankle motions in sagittal and frontal planes with ankle-foot orthosis.

Key words: Balance; gait; Charcot Marie Tooth disease; orthosis

1. GİRİŞ

Charcot Marie Tooth hastalığı, motor ve duyuşal disfonksiyona neden olan geniş bir grup kalıtsal hastalığı içerir ve pediatrik grupta görülen genetik durumlar arasında yer alır (1, 2). En sık görülen tipi, kromozom 17'nin p kolunun 12 numaralı lokusundan eksprese edilen periferik myelin protein 22'nin dublikasyonu sonucunda görülen CMT Tip 1A'dır (3). Klinik görünümde distal kas zayıflıkları, duyuşal etkilenme, azalmış ya da kaybolmuş tendon refleksleri ve bunların yol açtığı yürüyüş problemleri ile denge sorunları ve düşmeler yer almaktadır (4).

Yürüyüşteki etkilenmeler CMT'li hastalarda hastalığın progresyonu ile ilgili bilgi vermekle birlikte bu hastalardaki düşük ayak ve itme fazı problemleri gibi yürüyüşü olumsuz etkileyecek durumların varlığını belirleyip seçilen ortezin etkinliğinin belirlenmesi açısından yürüyüş analizleri yararlıdır (5).

Charcot Marie Tooth'lu bireylerde soruna spesifik ortotik yaklaşımın belirlenmesi ile daha etkili ve verimli bir yürüyüşün elde edilmesi ve yürüyüş parametrelerinin normalizasyonu hedeflenmektedir. Bu olgu raporunun amacı, CMT'li olguda hastaya özel üretilmiş plastik ayak bileği – ayak ortezi (PAFO) kullanımının belirlenen yürüyüş parametreleri üzerine etkisini incelemektir.

2. LİTERATÜR

Distalde ayak ve elde kas zayıflığı ve deformitelere neden olan kas zayıflığı hastalık için tipikken, bu etkiler proksimale doğru zamanla yayılım gösterir ve denge defisitlerine neden olur. Birincil problem olan ayak ve ayak bileğindeki kuvvet zayıflığı dorsifleksor ve evertorlerde daha fazla olmakla birlikte plantar fleksor ve invertorlerde de mevcuttur. Zayıf dorsifleksor kaslar ve bunun sonucunda görülen düşük ayak nedeniyle kalça fleksiyonu ve pelvik elevasyon ile proksimal kompensasyonlarla yürüyüşe devam edilir (6, 7). Ayrıca bu bireylerde motor problemlerin yanı sıra kalp hızı varyasyonları, mesane disfonksiyonu, sudomotor değişiklikler gibi otonomik sorunların yanı sıra vibrasyon ağrı ve duyu koruyucu duyu kaybı nedeniyle ülserasyonlara neden olan duysal problemler de görülebilmektedir (8, 9).

Ayakta gözlenen problemlere daha ayrıntılı bakıldığında sorunların sadece sagittal düzlemde olmayıp ön ayakta kavus, arka ayakta varus, pençe parmaklar şeklinde de seyrettiği belirtilmektedir. CMT'de görülen ayak deformitelerinden ön ayak kavusunun ana nedeni olarak zayıf intrinsik kaslar ve kuvvetli peroneal kaslar tarafından baskılanan zayıf tibialis anterior kası arasındaki denge-sizlik belirtilmektedir (10). Sürecin başlangıcında intrinsik kaslarda olan denervasyon ve ekstansor hallucis longus kasının metatarsophalangeal eklemlerde yarattığı aşırı ekstansiyon nedeniyle çıkırık mekanizması devreye girerek medial ark yükselttiği sonrasında plantar bölgedeki kasların kısıpı zayıflayarak pes kavus deformitesini hızlandırdığı düşünülmektedir (11).

Kennedy ve diğ. bir yıllık takip çalışmalarında yürüme hızı adım uzunluğu ve yürüme mesafesinde belirgin azalma gözlerken bu durumda daha zayıf bir denge ve düşme riskine yol açtığını belirtilmiştir (12). Guillebasrte ve diğ. çalışmaların-

da ayak-ayak bileği ortezlerinin CMT'li hastalarda postür ve yürüyüşü iyileştirirken Menotti ve diğ. ise anterior elastik ayak ayak bileği ortezi kullanımı ile daha az fiziksel eforla daha fazla mesafe kat edildiğini belirtmiştir (13, 14).

3. YÖNTEM

3.1. Olgu

On dört yaşında lise öğrencisi olan kız hasta, on yaşında belirgin içe basma ve zamanla artan ayak takımları nedeniyle düşme ve yorgunluk şikayetleri nedeniyle doktora başvurdu. Yapılan muayene ve genetik incelemeler sonucunda hastaya Charcot Marie Tooth (CMT) Tip 1 tanısı konulmuş olduğu kaydedildi. Genetik geçiş gösteren bu rahatsızlık nedeniyle aile hikayesi sorgulandığında, ailede etkilenmiş birey olmadığı öğrenilen hastanın doğum hikayesinde de ayırt edici bir özellik bulunmamaktaydı. Boy uzunluğu 160 cm ve vücut ağırlığı 50 kg olan olgunun düzenli olarak gerçekleştirdiği bir fiziksel aktivite bulunmamaktaydı.

3.1.1. Değerlendirme

Bağımsız değişkenler

Postür değerlendirmesinde, anterior gözlemlerde, ayaklarda çekiç parmak ve omuzlarda yuvarlak omuz gözlenirken sağ ve sol yandan yapılan lateral analizde pes kavus, lordozda hafif artış ve başta anterior tilt gözlemlendi. Posterior'dan yapılan analizde ise arka ayakta varus varlığı belirlenmişti.

Eklem hareket açıklığının gonyometre ile değerlendirildiği bireyde, ayak bileği dorsifleksiyon hareketinde sağ ve sol taraflarda aktif harekette 30° ve pasif harekette 20° limitasyon ölçüldü, ayak bileği eklemi sagittal hareketleri dışında diğer eklem ve hareketlerde herhangi bir limitasyon saptanmadı.

Kas kısalıklarının değerlendirmesinde ise diz fleksor kaslarında sağ tarafta 20° ve sol tarafta 25° kas kısalığı tespit edilirken, ayak bileği plantar fleksor kaslarında sağ tarafta 20° ve sol tarafta 30° kas kısalığı olduğu belirlendi.

Manuel kas testi ile değerlendirilen kas kuvveti ölçümlerinde sağ ve sol tarafta tibialis anterior kasları yer çekimine karşı minimal hareket göstererek 2+ puanını alırken, gastrocnemius kasları 3/3, diz ekstansor kasları 3+/4, gluteus medius kasları 3+/4 değerlerini aldılar. Diğer proksimal kaslar 5 ise değerlerindiydi. El ve bilek kaslarında da hastalığın doğasına uygun olarak zayıflayan intrinsik kaslar nedeni ile ızgara el görünümü ile gözlenmekteydi.

Ayağın plantigrade pozisyonu karşılayamayan zayıf tibialis anterior kasına sahip olgumuzda, metatars başlarında aşırı yük ve kompensatuar hareketler mevcuttu. Parmak ekstansörlerinin tibialis anterior aktivitesini karşılamaya çalışması sonucunda 2-4 parmaklarında çekiç parmak deformiteleri oluştu.

Semmes Weinstein monofilamentleri kullanılarak yapılan duyu değerlendirmesi sonucu Şekil 1'de görülen hastada ayak tabanının neredeyse tamamında koruyucu duyuda kayıp mevcutken, ayak dorsumunda ise koruyucu duyunun azaldığı tespit edildi. Ayak ve ayak tabanında duyu salinimi ileri derecede olan bu olgu için ülserasyon riskinin bulunduğuna karar verildi.

Yardımcı cihaz kullanımı sorgulanan hastanın herhangi bir ortez kullanmadığı saptandı.

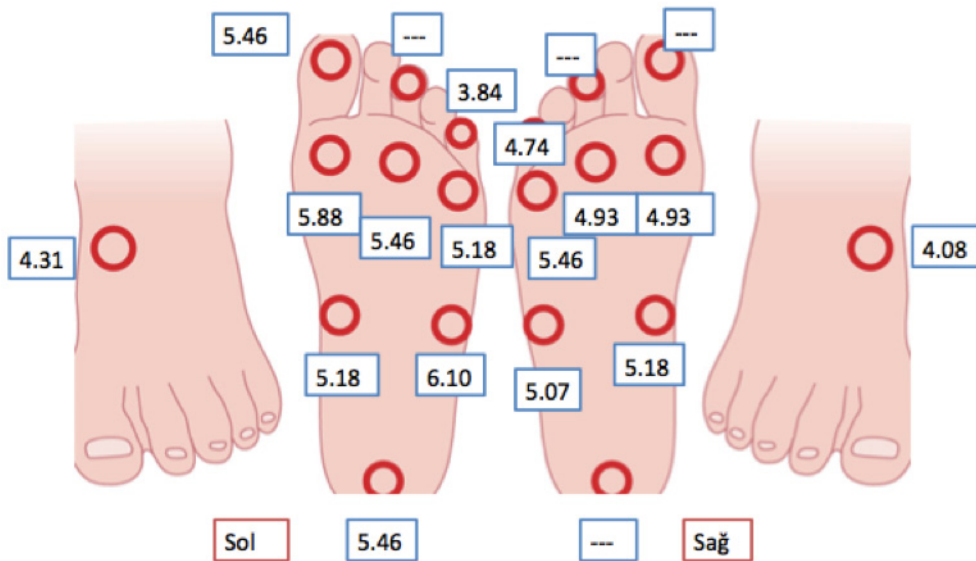
Gözlemsel olarak yürüyüş değerlendirilmesi yapılan olguda global olarak ilk bakışta, sallanma fazında yetersiz ayak bileği kontrolü, destek alanı genişliğinde azalma ve alçak yerlerden kalkmakta zorlanmayla birlikte yürümede görsel bildirime fazlasıyla güvenme hali gözlemlendi.

Detaylı gözlemsel yürüyüş analizinde, yeterli ayak bileği dorsifleksor kas kuvveti olmayan hastanın kalça ve diz fleksiyonu ile stepaj yürüyüş paterninde yürümekte olduğu, uzamış duruş fazı gerçekleştirdiği ve sallanma fazlarında ekstremitelerini kısaltmakta sorun yaşadığı gözlemlendi. Yürüyüş sırasında azalmış destek yüzeyinde yürüyen olguda üst ekstremitate salınımları da azaltmıştı.

3.1.2. Uygulama

Olgunun geceleri yatarken istirahat moldu ve yürüyüş sırasında ise rijit ayak-ayak bileği ortezi kullanmasına karar verildi. Pes kavus deformitesi rijit olmayan hastanın ayağının yerle daha iyi bir temas oluşturabilmesi için hastaya özel üretilen PAFO, iç kısımdan lateral kama ile desteklenirken metatarsal ped ile metatars başlarındaki yükün dağıtılması amaçlandı. Duyu bozukluğu nedeniyle cihazların içinin plastazotla kaplanmasına karar verildi.

Olgunun kullandığı AFO yapımı sırasında teknisyen tarafından hasta oturur pozisyonda iken kemik çıkıntılar ve hassas noktalar işaretlenerek 3'er cm aralılarla ekstremitte üzerinde dize kadar ayakta başlayacak şekilde çevre ölçüsü alındı. Ayak bileği doksan derecede ve subtalar nötral pozisyonda tutulan ayak alçılı sargı bez ile sarılarak ölçü alındı. Alçı ölçü kuruduktan sonra kesilerek çıkarıldı. Elde edilen negatif model, içi alçı ile doldurularak pozitif model elde edildi. Pozitif model başlangıçta alınan çevre ölçümlerine göre şekillendirilerek ayak anatomik şekli ve koreksiyon ihtiyacına göre lateralden alçı ile desteklendi ve metatars başlarına yatak oyuldu. Pozitif model üzerine çekilen termoplastik öncesinde fırında ısıtıldı. Kurumasını takiben kesilen plastik materyal hastada prova edildi. Aşırı yük taşıyan metatars başlarına metatarsal ped ile destek verilerek basınç daha proksimale gönderilmesi amaçlandı. Bu ekleme ile aynı zamanda ön ayağı eleve ederek rocker bottom tarzı bir etki göstermesi amaçlandı. Var olan duyu sorunu nedeniyle ortezlerin içerisi



Şekil 1. Semmes Weinstein monofilamentleri ile yapılan hasta ait duyu testi sonuçları

plastazot ile kaplandı. Velkrolar ve bantlar yerleştirilerek ortezler ayakkabı giyilerek denenip uygun düzeltmeler yapılarak son haline karar verildi.

Bağımlı değişkenler

Yürüyüşü zaman-mesafe parametrelerini objektif olarak değerlendirmek için *GaitRite®* kullanıldı. Olguya ortezsiz çıplak ayakla ve ortezli ayakkabılı şekilde cihaz platformunda yapılan değerlendirmelerde yürüme mesafesi, ivme, analiz boyunca atılan adım sayısı, yürüyüşün kadanı, adım süresi, adım uzunluğu, tek destek süresi, çift destek süresi, yürüyüşün sallanma ve duruş fazı yüzdeleri sağ ve sol ayak için ölçülerek kaydedildi.

Olgunun denge ve postüral sınımları ve stabilite sınırlarını değerlendirmek için Bertec Balance *Check Screener®* kullanılarak, ortezsiz ve ortezli, gözler açık ve gözler kapalı durumlar için ayrı ayrı yapılan dört değerlendirme normal hareketsiz yüzeyde gerçekleştirildi. Bu değerlendirmelerde, antero-posterior yönde salınım aralığı, lateral yönlerde salınım aralığı, stabilite skoru ve beklenen ortalama skorlar ölçülerek kaydedildi.

4. ANALİZLER

Olgumuzda kendisine özel ölçü ve prova yöntemiyle üretilen PAFO kullanımı ile daha iyi bir plantigrade basıncın elde edildiğine dair görseller Şekil 2 ve 3'te gösterilmektedir. Şekil 2'de vücut ağırlığının ayak lateralinde daha yoğun olarak taşındığı ve ön ayaktaki basıncın olması gerekenden az olduğu görülmektedir. Lateralde taşınan vücut ağırlığının lateral kama takviyeli PAFO kullanımı ile mediale aktarılması ile elde edilen daha optimal bir yürüyüşe ait adımlar Şekil 3'te gözlenmektedir. *GaitRite®* ile elde edilen yürüyüşün zaman mesafe değişkenlerindeki değişimleri Tablo 1 ve 2'de gösterilmektedir. Ortez kullanımı sonrasında yürüyüş sırasında ivme ve kadansta artış gözlenirken adım ve döngü süresinde bir değişim olmamıştır. AFO kullanımıyla sağ ve sol ekstremitelerde adım uzunluğu ve adım sürelerinde artışla birlikte çift destek periyodu uzarken duruş fazı da artarak daha kontrollü bir yürüyüş elde edilmiştir.



Şekil 2. Ortezsiz yürüyüş



Şekil 3. Ortezli yürüyüş

Tablo 1. Yürüyüşün zaman-mesafe değişkenleri

Parametreler	Ortezsiz	Ortezli
Mesafe (m)	406,6	386,4
Analiz boyunca platformda yürüme süresi (sn)	4,27	3,63
İvme (cm/sn)	95,2	106,4
Analiz boyunca atılan adım sayısı	7	6
Kadans (adım/dakika)	98,4	99,2

Tablo 2. Sağ ve sol ekstremitte karşılaştırmalı yürüyüşün zaman-mesafe değişkenleri

Parametreler	Ortezsiz		Ortezli	
	Sağ	Sol	Sağ	Sol
Adım süresi (sn)	0,61	0,61	0,62	0,59
Adım uzunluğu (cm)	58,63	57,36	63,78	63,78
Tek destek zamanı (%)	39,2	37,7	36,9	36,9
Çift destek zamanı (%)	22,6	21,9	25,9	25,9
Sallanma (%)	38,2	38,8	37,5	37,5
Duruş (%)	61,9	61,2	62,5	62,5

Tablo 3. Denge değerlendirmesi sonuçları.

Parametreler	Ortezsiz		Ortezli	
	Gözler Açık	Gözler Kapalı	Gözler Açık	Gözler Kapalı
Antero-Posterior salınım aralığı (cm)	0,702	6,249	0,641	1,941
Lateral salınım aralığı (cm)	1,208	3,098	0,528	0,929
Stabilite skoru (%)	85,9	26,1	91,2	76,3
Beklenen ortalama skor (%)	88,2	79,00	92,4	90,4

Bertec Balance Check Screener® kullanılarak değerlendirilen, ortezin postüral salınımlara olan etkisi ve olgunun stabilite sınırlarına ilişkin sonuçlara bakıldığında, gözler açık normal zeminde ortezli ölçümde antero-posterior salınımlarında belirgin azalma gözlenirken gözler kapalı yapılan değerlendirmede benzer şekilde fakat daha fazla değişim gözlemlendi. Lateral salınım mesafesi gözler kapalı ve açıkta ortez kullanımı ile azaldı (Tablo 3).

Denge koruyabilme yeteneği hakkında fikir veren ve daha yüksek skorun daha iyi bir dengeyi işaret ettiği değerlendirilmede stabilite skoru test sırasında, hastanın dengesini ve yüksek skorlar daha iyi bir dengeyi işaret ederken bu değerler sağlıklı olgulardan elde edilen normlara göre hesaplanmaktadır. Bu olguda ortez kullanımı ile daha stabil bir denge elde edilerek beklenen denge stabilite skorlarının %80'i elde edildi.

5. TARTIŞMA

CMT'li hastalarda motor zayıflık ve duyuusal etkiler nedeniyle görülen kassal imbalans ve sonucundaki ayak deformiteleri nedeniyle yürüyüş ve denge parametrelerinin olumsuz değiştiği bilinmektedir (11, 15). Bu bireylerde yürüyüş sırasında görülen en belirgin problemler sagittal planda instabilite, topuk vuruşu sırasında artmış plantar fleksiyon, duruş fazındaki artmış dorsifleksiyon, aktif itme fazında kayıp, diz ve kalça fleksiyonun-

da artış, pelvik elevasyon ve tüm bunlar nedeniyle yürüyüş sırasında enerji tüketiminin artmasıdır (14). Bireye özel olarak yapılan ayak-ayak bileği ortezlerinin bu bireylerde postüral kontrol denge ve yürüyüşte olumlu sonuçlar verdiği literatürde gösterilmiştir (13). Dufek ve diğ. 8 CMT'li bireyin AFO kullanımı ile ortez kullanmadıkları duruma göre daha hızlı ve daha büyük adımlarla yürüdüğünü belirtmiştir (16).

6. SONUÇ

Bu olgu sunumunda CMT'li bireylerde AFO kullanımının ayak bileği sagittal hareketleri kontrolü, postüral salınım ve plantigrade basma üzerine olumlu etkileri gösterilmiştir. Duyusal anlamda da ciddi etkilenimleri olan bu bireyde kişiye özel cihaz kullanımı ile daha iyi plantigrade basmanın sağlanması güvenli ambulasyon açısından önem taşımaktadır. Uygun egzersiz programına ek olarak uygun ortezin kullanılması CMT'li bireylerde fonksiyonu geliştirecek ve optimal yürüyüşün elde edilmesini sağlayacaktır

7. TEŞEKKÜR

Bu olgunun sunulmasına bana fırsat veren Hocalarım Sayın Doç. Dr. Özlem Ülger ve Doç. Dr. Semra Topuz' a, değerlendirmeler sırasında yardımlarını esirgemeyen Uzm. Fzt. Elif Kırdı ve Uzm. Fzt. Ali İmran Yalçın'a teşekkürlerimi sunarım.

8. KAYNAKLAR

1. Martyn CN, Hughes RA. Epidemiology of peripheral neuropathy. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1997; 6: 310-8.
2. Jani-Acsadi A, Ounpuu S, Pierz K, Acsadi G. Pediatric Charcot-Marie-Tooth Disease. *Pediatr Clin North Am*. 2015; 62(3): 767-86.
3. Ferrarin M, Bovi G, Rabuffetti M, Mazzoleni P, Montesano A, Pagliano E, et al. Gait pattern classification in children with Charcot-Marie-Tooth disease type 1A. *Gait Posture*. 2012; 35(1): 131-7.
4. Lencioni T, Piscosquito G, Rabuffetti M, Bovi G, Di Sipio E, Diverio M, et al. Responsiveness of gait analysis parameters in a cohort of 71 CMT subjects. *Neuromuscul Disord*. 2017; 27(11): 1029-37.
5. Newman CJ, Walsh M, O'Sullivan R, Jenkinson A, Bennett D, Lynch B, et al. The characteristics of gait in Charcot-Marie-Tooth disease types I and II. *Gait Posture*. 2007; 26(1): 120-7.
6. Kennedy RA, McGinley JL, Paterson KL, Ryan MM, Carroll K. Gait and footwear in children and adolescents with Charcot-Marie-Tooth disease: A cross-sectional, case-controlled study. *Gait Posture*. 2018; 19: 262-7.
7. Ferrarin M, Lencioni T, Rabuffetti M, Moroni I, Pagliano E, Pareyson D. Changes of gait pattern in children with Charcot-Marie-Tooth disease type 1A: a 18 months follow-up study. *J Neuroeng Rehabil*. 2013; 10: 65.
8. Stojkovic T, de Seze J, Dubourg O, Arne-Bes MC, Tardieu S, Hache JC. Autonomic and respiratory dysfunction in Charcot-Marie-Tooth disease due to Thr124 Met mutation in the myelin protein zero gene. *Clin Neurophysiol*. 2003; 114(9): 1609-14.
9. Ingall TJ, McLeod JG. Autonomic function in hereditary motor and sensory neuropathy (Charcot-Marie-Tooth disease). *Muscle Nerve*. 1991;14(11): 1080-3.
10. Laurá M, Singh D, Ramdharry G, Morrow J, Skorupinska M, Pareyson D. Prevalence and orthopedic management of foot and ankle deformities in charcot-marie-tooth disease. *Muscle Nerve*. 2018; 57(2): 255-9.
11. Joo SY, Choi BO, Kim DY, Jung SJ, Cho SY, Hwang SJ. Foot deformity in Charcot Marie Tooth disease according to disease severity. *Ann Rehabil Med*. 2011; 35(4): 499-506.
12. Kennedy R, Carroll K, Paterson KL, Ryan MM, McGinley JL. Deterioration in gait and functional ambulation in children and adolescents with Charcot-Marie-Tooth disease over 12 months. *Neuromuscul Disord*. 2017; 27(7): 658-66.
13. Guillebastre B, Calmels P, Rougier PR. Assessment of appropriate ankle foot orthoses models for patients with Charcot Marie Tooth disease. *Am J Phys Med Rehabil*. 2011;90(8):619-27.
14. Menotti F, Laudani L, Damiani A, Mignogna T, Macaluso A. An anterior ankle-foot orthosis improves walking economy in Charcot-Marie-Tooth type 1A patients. *Prosthet Orthot Int*. 2014; 38(5): 387-92.
15. de Franca Costa IMP, Nunes PS, de Aquino Neves EL, Barreto Santos LCL, Garcez CA. Evaluation of muscle strength, balance and functionality of individuals with type 2 Charcot-Marie-Tooth Disease. *Gait Posture*. 2018; 62:463-467.
16. Dufek JS, Neumann ES, Hawkins MC, O'Toole B. Functional and dynamic response characteristics of a custom composite ankle foot orthosis for Charcot-Marie-Tooth patients. *Gait Posture*. 2014;39(1):308-13.

Transtibial Amputelerde Yürüyüş ve Vaka Örneği

Gait in Transtibial Amputees and Case Study

Uz. Fzt. Senem DEMİRDEL

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

E-mail: sdemirdel@hacettepe.edu.tr

ÖZET

Transtibial amputasyonu bulunan kişilerde ayak bileği çevresindeki kasların kaybı, ağırlık merkezinin yer değiştirmesi bazı yürüyüş problemlerine sebep olur. Ayrıca protez kullanıcısının kendisinden veya protezinden kaynaklanan yürüyüş bozuklukları görülebilir. Alt ekstremitte amputasyonu bulunan bireylerde uygun değerlendirme yöntemleriyle yürüyüşün değerlendirilmesi gerekir. Yürüyüş bozukluklarına neden olan faktörlerin tespit edilmesi ile bunların düzeltilmesine yönelik yaklaşımlar uygulanabilir. Uygun protez komponentlerinin seçimi, proteze uygun ayarın verilmesi, kişiye uygun bir fizyoterapi programı ve yürüyüş eğitimi ile daha simetrik, fonksiyonel yürüyüş elde edilebilir.

Anahtar Kelimeler: Amputasyon, protez, yürüyüş

ABSTRACT

WALKING IN TRANSTIBIAL AMPUTEES AND CASE EXAMPLE

Loss of muscles around the ankle and displacement of the center of gravity can cause some walking problems in people with transtibial amputation. There may also be gait disorders caused by the prosthesis wearer or prosthesis. It is necessary to evaluate the walking with appropriate evaluation methods in individuals with lower extremity amputation. Factors causing walking disorders can be identified and approaches to correct them can be applied. A more symmetrical, functional walk can be achieved by selecting appropriate prosthetic components, appropriate adjustment to the prosthesis, a personalized physiotherapy program and walking training.

Key Words: Amputation, prosthesis, gait.

1. GİRİŞ

Amputasyon, insan vücudunda kas-iskelet sistemi ve motor fonksiyonda değişikliklere yol açar ve fonksiyonel ambulasyon için protez gereksinimi ortaya çıkar. Motor kontrol sistemi ile protez arasındaki dolaylı bağlantı, kullanıcının hareketlerini bilinçli ve sürekli olarak izlemesini gerektirir (1). Amputasyondan sonra merkezi sinir sisteminde afferent-efferent dengesi bozulur (2). Modern protezler uzvun fiziksel yapısının yerine geçse de kullanıcılar protezin direkt motor kontrolünü ve protezin periferik kısımlarından direkt duysal girdi sağlayamazlar (1). Protezin uzaydaki pozisyonu gibi proprioseptif bilgileri eksiktir ve bu eksiklik görme gibi diğer sistemlerle kompanse edilmeye çalışılır. Diz ve ayak bileğindeki motor kontrolün eksikliği ise normal denge koruma stratejilerinin kullanılamamasına yol açar. Bunun yerine güdük kasları, kalça ve gövde mekanizmalarıyla denge sağlanmaya çalışılır (3). Alt ekstremitte amputasyonu bulunan bireyler hem motor sistemin, hem

de duysal sistemin bir parçasını kaybetmişlerdir. Proprioseptif bilginin olmaması bacağın kinetik, kinematiklerini ve yürüme yeteneğini etkilemektedir (4).

2. TRANSTİBİAL AMPUTASYONU BULUNAN KİŞİLERDE YÜRÜYÜŞ

Sağlıklı kişilerde yürüyüşte iki alt ekstremitenin yürüyüş parametreleri büyük oranda simetrik-tir. Normal yürüyüşte triceps surae kasları yürüyüşün %10-50'sinde aktiftir. Tibialis anterior kası ise salınım fazı boyunca ve duruş fazının ilk %15'lik bölümünde aktiftir (5). Normal yürüyüşte ayak bileği plantar fleksörleri mekanik güç üretiminin %80'ini karşılar. Transtibial amputasyonu bulunan kişilerde bu kaslar kayba uğradığı için ampute taraf alt ekstremitte yürüyüş boyunca daha pasiftir. Ayak bileği plantar fleksörlerinin eksikliğini protez ayaklar tam olarak gideremezler ve kompensasyon için adaptif motor kontrol stratejileri geliştirilir (6). Yapılan çalışmalarda ampute taraf ayakta yer

reaksiyon kuvvetleri sağlam taraftan daha az bulunmuştur (7, 8). Quadriceps ve hamstring kaslarının da izometrik, izotonik, eksentrik kontraksiyon esnasında maksimum torkları sağlam tarafa göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Yapılan bir çalışmada transtibial amputelerde ampute tarafta adım süresi, salınım fazı süresi ve adım uzunluğu sağlam taraftan daha fazla bulunurken, duruş fazı süresi daha az bulunmuştur (9). Alt ekstremitte amputasyonu bulunan kişiler yürüyüş asimetrisi, ağırlık aktarmada ve hareket paterninde değişiklikler yaşarlar. Yürüyüş bozuklukları uzun süre devam ederse fonksiyonelliği ve yaşam kalitesini etkileyen komplikasyonlara yol açabilir (10).

Amputelerde yürüyüş bozuklukları zaman-mesafe karakteristikleri ve biyomekanik açıdan değerlendirilebilir. Bu bozukluklar dengenin azalmasına, enerji tüketiminin artmasına ve dejeneratif eklem hastalıkları gibi ikincil sorunlara sebep olur. Yürüyüş bozukluklarını gidermek ve alt ekstremitte amputelerinin yaşam kalitesini artırmak için yapılan müdahaleler uygun protez komponentlerinin kullanılması ve yürüyüş eğitimi için fizyoterapi almalarıdır (10).

Transtibial amputelerde yürüyüş değerlendirmesi gözlemsel yürüyüş analizinden üç boyutlu yürüyüş analizine kadar pek çok yöntemle yapılabilir. Yürüyüşün zaman-mesafe karakteristiklerinin değerlendirilmesi kişinin ampute olmayan kişilerle karşılaştırılmasına veya uzun süreli izlemlerde kişideki değişimlerin belirlenmesinde önemli rol oynar. Bu parametrelerden adım uzunluğu kişide bulunan kontraktürler hakkında, proteze güven hakkında bilgi verirken yürüyüş hızı güvenli ambulasyon yeteneği hakkında fikir verir (11).

Transtibial amputelerde yürüyüş bozukluklarını etkileyen faktörler:

- Güdük-soket uyumsuzluğu: Yükün doğru yerlerde taşınmamasına veya korunması gereken bölgelerde baskıya neden olur. Güdük-soket uyumsuzluğundan kaynaklanan intermitant lokal basınç artışları dejeneratif doku ülserlerine neden olabilir (9, 12, 13).

- Protez ayarının doğru olmaması: Soket ile protez ayak oryantasyonu genel performans açısından çok önemlidir. Protez fonksiyonunun artırılması ve konforlu yürüyüş için ayarın doğru olması gerekir. Oryantasyon sağlanamadığı takdirde soket reaksiyon momentleri etkilenecek güdükte anormal baskılar meydana gelmesi, yürüyüşte instabilite ve kompensatuar kas aktivitesiyle enerji tüketiminde artış görülür (9, 12-15).

- Güdük ağrısı: Diz altı amputasyonlardan sonra sık görülen bir durumdur ve çeşitli yürüyüş bo-

zukluklarından protezi kullanmamaya kadar günlük yaşamı etkileyecek bir hal alabilir (9, 16, 17).

- Kas zayıflığı ve muskuloskeletal problemler: Transtibial amputasyonu bulunan kişilerde diz fleksör ve ekstansör kaslarının zayıflığı sık görülür. Proprioepsiyon duyusunun da bozulması yürüyüş kinematiklerini bozar. Ampute tarafta Vastus medialis kası yürüyüşün yüklenme cevabı sırasında daha az aktif bulunmuştur ve biceps femoris kasının salınım fazı sonundaki aktivitesi azalmış olarak bulunmuştur (12, 18).

- Güdük uzunluğu ve protezin ağırlığı: Enerji tüketiminde az miktarda değişime sebep olabilir (19).

- Bireyin genel fiziksel durumu (9).

- Kullanılan protez komponentleri: Örnek olarak rijit SACH ayaklar sağlam taraf salınım fazındayken, yeterli dorsifleksiyon momenti oluşturmadıklarından sağlam tarafın salınım fazı kısalmış ve ayağın yerle teması erken gerçekleşir (20). Protez ayak bileği sertliğinin de yürüyüşü etkilediği görülmüştür. Ayak bileği sertliği azaldıkça dorsifleksiyon miktarının arttığı, bunun da proksimal eklemlerde daha küçük açısız adaptasyonlara yol açtığı, mediolateral dengenin arttığı görülmüştür (21).

- Güdük volümü ve ayakkabı yüksekliği: Diyet, kullanılan ilaçlar, fiziksel aktivite düzeyi güdük volümünü ve güdük-soket uyumunu etkileyebilir. Ayakkabı topuğu yüksek veya alçak ise bu da soketin yer ile oryantasyonunu bozar ve yürüyüş olumsuz etkilenir. Protezin ayarlandığı topuk yüksekliğinden daha fazla yüksek topuklu ayakkabı giyilirse sokette aşırı fleksiyon ve duruş fazı boyunca dizin fleksiyonu meydana gelir. Protezin ayakkabısız kullanılması veya daha az topuk yüksekliği ise dizde hiperekstansiyona neden olur (12).

- Çorap sayısı: Protez giyilirken çorap sayısının uygun olması önemlidir. Güdük volümü değişikliklerine göre çorap sayısı artırılabilir veya azaltılabilir. Eğer çorap sayısı yetersizse güdük distaline baskı olabilir. Bu da ağrı, instabilite, ve piston hareketine sebep olabilir. Çok fazla çorap varsa protezin doğru şekilde giyilmesi sağlanamaz ve güdüğe uygulanan baskılar kontrol edilemez (12).

3. TRANSTİBİAL PROTEZ KULLANANLARDA EN ÇOK GÖRÜLEN YÜRÜYÜŞ BOZUKLUKLARI

3.1. İlk temasın ayağın ön kısmıyla olması: Topuk vuruşu olmaksızın ilk temasın ön ayak ile gerçekleşmesidir. Sebepleri protez ayağın aşırı plantar fleksiyonu veya diz ekleminde fleksiyon

kontraktürüdür. Diz eklem hareketini ve diz ekstansörlerinin kas kuvvetini artırıcı egzersizler ve protez ayağın doğru ayarlanmasıyla bu problem çözülebilir. Protezin boyunun ve suspansiyonunun iyi olması da ilk temasın doğru şekilde gerçekleşmesi için gereklidir (12).

3.2. İlk temas ile yüklenme cevabı arasında dizin ekstansiyonda kalması: Protez ayağın çok önde olması, plantar fleksiyonda olması, topuk lastiğinin yumuşak olması, ayakkabı topuğunun çok alçak olması, diz ekstansörlerinin zayıf olması durumlarında yer reaksiyon kuvveti dizin önünden geçerek fleksiyona gelmesini önler. Protez ayarının uygun yapılması, diz ekstansör kaslarının kuvvetlendirilmesi ve yürüme eğitimiyle bu sorun çözülebilir (22).

3.3. İlk temas ile yüklenme cevabı arasında dizin aşırı fleksiyonu: Ayağın posteriorda bağlanması, dorsi fleksiyonda olması, ayakkabı topuğunun çok yüksek olması, topuk lastiğinin sert olması, tibianın anterodistalinde ağrı, diz ekstansör zayıflığı yer reaksiyon kuvvetinin dizin arkasından geçmesine neden olarak dizin aşırı fleksiyonuna sebep olabilir. Protez ayarının uygun yapılması, diz ekstansör kaslarının kuvvetlendirilmesi ve yürüme eğitimiyle bu sorun çözülebilir (22).

3.4. Yüklenme esnasında dizin aşırı fleksiyonu veya yetersiz fleksiyonu: Ön ayağın yere yaklaşması esnasında şokların absorpsiyonu ve ekstremitenin öne ilerlemesinin sağlanması için dizde 20° fleksiyon olmalıdır. Kalça ve diz fleksör kontraktürü, diz ekstansör zayıflığı, Protez ayağın posteriora bağlanması, dorsi fleksiyonda olması veya topuğun rijit olması, protezin çok uzun olması, güdüğün anterodistalinde ağrı olması dizin aşırı fleksiyonuna sebep olabilir. Kalça ve diz ekstansörlerinde kuvvetsizlik, diz instabilitesi, güdük postero-distalinde ağrı, Protez ayağın anteriora bağlanması, plantar fleksiyonda olması veya topuğun yumuşak olması, protezin çok kısa olması, diz ekstansör zayıflığı dizin yetersiz fleksiyonuna sebep olabilir. Kalça ve diz ekstansörlerinin kuvvetlendirilmesi ile ağırlık aktarma esnasında diz eklemine stabilitesi sağlanarak yeterli diz fleksiyonu elde edilebilir. Protez ayağın bağlantısının ve topuk sertliğinin doğru şekilde sağlanması bu yürüyüş bozukluğunun giderilmesi için gereklidir (6, 12, 23).

3.5. Orta duruş fazında dizin aşırı varusu veya valgusu: Orta duruş esnasında dizin bir miktar varusta olması enerji tüketiminin optimal olması açısından önemlidir. Bu, orta duruş esnasında dizin 1 cm kadar laterale hareketiyle sağlanır. Bu hareketin 2 cm veya üzeri olması diz eklemine medial kompartmanında ve lateral ligamentlere

strese yol açar. Bu problem, soketin adduksiyona getirilmesiyle çözülebilir. Orta duruş fazında diz laterale hareket etmiyorsa soket çok adduksiyonda veya ayak fazla lateralde olabilir (12).

3.6. Orta duruş fazında protezli tarafa doğru gövdenin lateral fleksiyonu: Protezin çok kısa olması, güdük ağrısı, kalça abduktör kaslarında zayıflık bu yürüyüş problemine sebep olabilir. Protezin boyunun ayarlanması, uyumlu bir soket yapılması, kalça abduktörlerinin kuvvetlendirilmesiyle bu problem çözülebilir (22).

3.7. Orta duruş fazından terminal duruş fazına geçişte gövde fleksiyonu: Kalça fleksör kontraktürü, diz ekstansör kuvvetinde yetersizlik, kalça ekstansör ve gövde ekstansörlerinde yetersizlik, soketin posteriorda bağlanması veya soket fleksiyonunda yetersizlik bu yürüyüş bozukluğuna sebep olabilir. Kalça fleksörlerine germe egzersizleri, diz, kalça ve gövde ekstansör kaslarının kuvvetlendirilmesi ve protezin doğru ayarlanması ile bu problem çözülebilir (12).

3.8. Proteze yeterli ağırlık aktarmama: Güdükte ağrı ve hassasiyet, diz eklemine instabilite, kas zayıflığı, korku ve güvensizlik, güdük- soket uyumunun yetersiz olması veya protezin uzun olması proteze yeterli ağırlık aktarımı yapılamamasına neden olur (22).

3.9. Orta duruş ile terminal duruş arasında erken diz fleksiyonu: Ayağın posteriora bağlanması, aşırı dorsifleksiyonu, soketin aşırı fleksiyonu bu probleme neden olabilir. Protezin uygun ayarı ile çözüm sağlanabilir (22).

3.10. Orta duruş ile terminal duruş arasında gecikmiş diz fleksiyonu: Ayağın çok anteriorda veya plantar fleksiyonda bağlanması bu probleme neden olabilir. Protezin uygun ayarı ile çözüm sağlanabilir (22).

3.11. Terminal duruş esnasında erken topuk kalışı: Protez ayağın aşırı plantar fleksiyonu veya ayağın ön kısmının çok sert olması bu yürüyüş bozukluğuna sebep olabilir. Bu bozuklukla birlikte gövdede anterior yönde momentum oluşur ve gövdenin öne eğilmesiyle öne ilerleme sağlanır. Çözüm olarak ayağın dorsifleksiyona alınmasıyla karşı taraf terminal sallanma fazına geçmeden önce protez topuğun kalkması önlenir. Böylece topuk, kütle merkezi yeterince ileriye alınmadan yerden kesilmemiş olur ve stabilite daha iyi sağlanarak karşı taraf adım uzunluğu artar (12).

3.12. Salınım öncesi dizin mediale veya laterale hareketi: Ayağın eksternal rotasyonu dizde valgus momenti yaratabilir ve dizin mediale

hareketine sebep olabilir. Bu problem ayağın çok dışa bağlanması veya soketin aşırı adduksiyonundan da kaynaklanabilir. Dizin medial hareketine ise ayağın internal rotasyonu, ayağın çok içe bağlanması veya soketin aşırı abduksiyonu sebep olabilir. Protez ayarının düzeltilmesiyle bu problemler giderilebilir (12).

3.13. Salınım fazında ayağın yerden kesilmesinde yetersizlik: Diz fleksiyonunda yetersizlik, süspansiyondaki yetersizlik, veya protez ayağın aşırı plantar fleksiyonu bu yürüyüş bozukluğuna sebep olabilir. Diz hareketleri için uygun egzersizler, protezin sallanma fazında piston hareketini önlemek için yeterli süspansiyonun sağlanması ve protez ayağın nötral pozisyonunun sağlanmasıyla bu problem çözülebilir. Ayrıca protezin boyu uzunsa da ayağın yerden kesilmesi zorlaşacağından mutlaka kontrol edilmelidir (12).

3.14. Salınım fazında topuğun mediale ve laterale hareketi: Diz ekseninin doğru ayarlanmamasından, salınım öncesinde yüklerin ayakta doğru yayılmamasından veya ayağın aşırı plantar fleksiyonundan kaynaklanabilir. Salınım fazının başlangıcında topuğun mediale hareketi ayağın çok içte bağlanmasından veya aşırı eksternal rotasyonundan kaynaklanabilir. Topuğun laterale hareketi ise ayağın aşırı internal rotasyonundan ve çok dışta bağlanmasından kaynaklanabilir (12, 22).

3.15. Piston hareketi: Gündüğün soket içinde piston hareketi yapmasının nedenleri yetersiz süspansiyon, yetersiz çorap sayısı, protezin doğru giyilmemesi ve kişideki kilo kaybı olabilir. Çorap eklemek, uygun süspansiyon yardımcıları kullanmak, güdük-soket uyumunu sağlamak bu problemi çözebilir (22).

3.16. Sekerek yürüme veya sirkümdiksiyon yürüyüşü: Protezli taraf salınım fazındayken sağlam taraf parmak ucunda yükseliyorsa buna sekerek yürüme, protezli taraf salınımı lateralden yapıyorsa buna sirkümdiksiyon yürüyüşü denir. Süspansiyonun yetersiz olması veya protezin uzun olması buna sebep olabilir (22).

Protez kullanan kişilerde yürüyüş bozukluklarının birçoğu benzer yöntemlerle çözülür. Fizyoterapi yöntemleri ve protezin doğru şekilde ayarlanması yürüyüşteki sapmaları ortadan kaldırır. Diz altı amputelerde protez rehabilitasyonu ve düşmelerin önlenmesi için protezli taraf diz çevresi kaslarının kuvvetlendirilmesi ayrıca sağlam taraf kalça ve ayak bileği kaslarının ekzentrik eğitimi lokomasyon esnasında stabilitenin devamı için gereklidir (23).

4. TRANSTİBİAL PROTEZ KULLANAN VAKA ÖRNEĞİ

51 yaşında, 37 yıl önce tren kazası sebebiyle sağ transtibial amputasyon meydana gelmiş vaka inşaat işlerinde çalışmaktaydı. Kliniğimize başvurduğunda 5. protezini kullanmakta olan birey, diz altı klasik protezini 6 yıldır kullanmakta idi. Protezinin parçaları patellar tendondan ağırlık taşıyan suprakondiler soket (PTB-SC), ekzoskeletal baldır yapısı ve dinamik ayak idi. Süspansiyon ise bel kemeri ve ters Y bandı ile sağlanıyordu. Protezin yenilenmesi için işlemlere başlandı. Birey ayrıntılı bir değerlendirmeye alındı. Kas kuvveti, kas kısalıkları, normal eklem hareketleri değerlendirildi, antropometrik ölçümler yapıldı (24). Sağ ve sol dizde fleksiyonun 45 derece limitli olduğu, sağ kalça fleksörlerinde kısalık olduğu tespit edildi. Sağlam tarafla çevre ölçümleri karşılaştırıldığında güdük kasları atrofik bulundu. Duyu değerlendirmesi için sivri-künt, hafif dokunma ve monofilamentlerle değerlendirme yapıldığında, duyu kaybı olmadığı belirlendi. Güdük boyu medial tibial platodan itibaren kemik doku ucu 12.5 cm, yumuşak doku ucu 16 cm olarak tespit edildi. Silindirik güdük şekline sahip olan vakanın güdüğünde yara, skar dokusu bulunmamakta idi. Fantom hissi varken, fantom ağrısı bulunmamakta idi. Ağırlık aktarma oranları ampute tarafa % 48, sağlam tarafa %52 olarak bulundu. Alt ekstremitte kas kuvvetleri incelendiğinde kasların 4-5 değerlerinde olduğu görüldü.

Tedavi öncesi ve sonrası gözlemsel yürüyüş analizi ve ayak izi yöntemiyle yürüyüş analizi yapıldı. Gözlemsel yürüyüş analizi klinikte sık kullanılan, pratik bir yöntemdir. Bu yöntemle kişi yürürken gözlemlenerek yürüyüşten sapmaların varlığı incelenir. Ayak izi yönteminde ise yürüyüşün zaman mesafe özellikleri objektif bir biçimde ölçülebilir. Bu yöntemle kişi 10 metrelik pudralı zeminde yürütülerek ayak izleri elde edildi. Ortadaki 6 metre içinde bulunan adımlar ölçülerek adım uzunlukları, adım genişlikleri ve ayak açıları tespit edildi. Yürüyüş hızı, 10 metre mesafeyi yürüme süresi ölçülerek metre/saniye cinsinden hesaplandı. Yürüyüş temposu için ise dakikada atılan adım sayısı belirlendi (25). Gözlemsel yürüyüş analizinde protezli taraf orta duruş fazındayken protezli tarafa doğru gövdenin lateral fleksiyonu görüldü. Protezin boyunun sağlam taraftan daha kısa olmasının bu yürüyüş bozukluğuna neden olabileceği düşünüldü. Orta duruş ile terminal duruş arasında erken diz fleksiyonu, orta duruş fazında dizin aşırı valgusu tespit edildi. Protez ayağın sokete göre lateralde ve dorsi fleksiyonda bağlandığı görülmüyordu. Uzun süreli yürüyüşten sonra güdüğün medial distalinde ağrı şikayeti bulunmakta idi. Ayrıca protezli

taraf adım uzunluğunun sağlam taraftan daha az olduğu bulundu.

Alt ekstremité ampute rehabilitasyonunda yürüyüş eğitimi önemli yer tutmaktadır. Uygun protez komponentlerinin seçilmesi, protez ayarının doğru yapılması ve fizyoterapi uygulamalarıyla yürüyüş daha iyi hale getirilebilir ve yaşam kalitesi artırılabilir. Uygun protez komponentlerinin seçimi hastanın yaşına, tıbbi durumuna, aktivite seviyesine, hedeflerine, amputasyon seviyesi ve güdük uzunluğuna, kas kuvvetine, içinde bulunduğu çevreye, estetik tercihlerine ve daha pek çok faktöre bağlıdır (10). Vakamızın halen inşaat işlerinde aktif olarak çalıştığı, protez parçalarından memnun olduğu ve sosyal güvencesi göz önüne alındığında aynı parçalara sahip bir protez yapılmasına karar verildi. Eski proteziyle görülen yürüyüş bozukluklarının önüne geçmek için de yapılan yeni protezde ayak biraz daha mediale ve plantar fleksiyonda bağlandı. Boy ayarı sağlam tarafla karşılaştırılarak yapıldı. Terapötik egzersizler, yürüyüş eğitimi gibi fizyoterapi uygulamaları da alt ekstremité amputelerinin fonksiyonelliğini ve yaşam kalitesini iyileştirebilmektedir. Özellikle yürüyüş eğitimi zaman- mesafe parametrelerinde ve kinematik değerlerde gelişmelere sebep olmaktadır (10). Vakamıza da 2 hafta boyunca haftada 5 gün rehabilitasyon uygulandı. Kısılan kaslara germe egzersizleri verildi. Kas performansını artırmak için kalça ve diz çevresi kaslara dirençli kuvvetlendirme egzersizleri yaptırıldı. Ayrıca transtibial ampute rehabilitasyonunda sık kullanılan ağırlık aktarma, adım alma, denge egzersizleri yaptırıldı. Yürüyüş eğitimi verildi (12,26,27,28).

Eğitim sonrası yeni protezi ile kişinin adım uzunluklarının ve hızının arttığı, gövdedeki lateral fleksiyonun azaldığı görüldü. Tedavi öncesi ve sonrası yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri Tablo 1'de görülmektedir. Protezli tarafa %49, sağlam taraf %51 ağırlık aktardığı tespit edildi. Orta duruş fazında görülen dizin aşırı valgusu ortadan kalktı. Güdüğün medial distalinde bulunan ağrı şikayeti de ortadan kalktı. Uygun bir ev programıyla egzersizlere devam etmesi önerildi.

5. SONUÇ

Transtibial amputasyonu bulunan kişilerde görülen yürüyüş bozuklukları protezden veya kas kuvvetsizliği, kas kısalığı gibi intrinsik faktörlerden kaynaklanabilir. Yürüyüş yaşam kalitesi ve fonksiyonelliği büyük ölçüde etkileyeceğinden dolayı bu kişilerde ayrıntılı bir şekilde değerlendirilmeli, var olan yürüyüş bozuklukları tespit edilmelidir. Yürüyüş bozukluklarına neden olan faktörler belirlenip çözümü için gerekli protez yaklaşımları ve rehabilitasyon programı uygulanmalıdır. Transtibial protez kullanan vakamızda doğru protez ayarı ve yürüyüş eğitimiyle daha fonksiyonel yürüyüş elde edildi.

6. TEŞEKKÜR

Değerli katkılarından dolayı Doç. Dr. Semra Topuz ve Prof. Dr. Özlem Ülger'e teşekkürlerimi sunarım.

Tablo 1. Yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri

	İlk Değerlendirme		Son Değerlendirme	
	Sağ	Sol	Sağ	Sol
Adım Uzunluğu (cm)	51	52.5	58	60
Çift Adım Uzunluğu (cm)	103.5		118	
Adım Genişliği (cm)	18.5		18	
Ayak Açısı (Derece)	12	12	15	15
Tempo (Adım/Dk)	100		100	
Hız (m/sn)	1.12		1.33	

7. KAYNAKLAR

1. Morgan SJ, Hafner BJ, Kelly VE. The effects of a concurrent task on walking in persons with transfemoral amputation compared to persons without limb loss. *Prosthetics and orthotics international*. 2016;40(4):490-6.
2. Mulder T, Zijlstra W, Geurts A. Assessment of motor recovery and decline. *Gait & posture*. 2002;16(2):198-210.
3. Heller B, Datta D, Howitt J. A pilot study comparing the cognitive demand of walking for transfemoral amputees using the Intelligent Prosthesis with that using conventionally damped knees. *Clinical rehabilitation*. 2000;14(5):518-22.
4. Lamoth CJ, Ainsworth E, Polonski W, Houdijk H. Variability and stability analysis of walking of transfemoral amputees. *Medical engineering & physics*. 2010;32(9):1009-14.
5. Perry J, Davids JR. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 1992;12(6):815.
6. Sanderson DJ, Martin PE. Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking. *Gait & posture*. 1997;6(2):126-36.
7. Geurts AC, Mulder TW. Reorganisation of postural control following lower limb amputation: theoretical considerations and implications for rehabilitation. *Physiotherapy Theory and Practice*. 1992;8(3):145-57.
8. Isakov E, Mizrahi J, Ring H, Susak Z, Hakim N. Standing sway and weight-bearing distribution in people with below-knee amputations. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1992;73(2):174-8.
9. Isakov E, Keren O, Benjuya N. Transtibial amputee gait: Time distance parameters and EMG activity. *Prosthetics and Orthotics International*. 2000;24(3):216-20.
10. Highsmith MJ, Andrews CR, Millman C, Fuller A, Kahle JT, Klenow TD, et al. Gait Training Interventions for Lower Extremity Amputees: A Systematic Literature Review. *Technology and innovation*. 2016;18(2-3):99.
11. Highsmith MJ, Schulz BW, Hart-Hughes S, Latlief GA, Phillips SL. Differences in the spatiotemporal parameters of transtibial and transfemoral amputee gait. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*. 2010;22(1):26-30.
12. Lusardi MM, Jorge M, Nielsen CC. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2013.
13. Seelen H, Anemaat S, Janssen H, Deckers J. Effects of prosthesis alignment on pressure distribution at the stump/socket interface in transtibial amputees during unsupported stance and gait. *Clinical rehabilitation*. 2003;17(7):787-96.
14. Coleman KL. Perception of socket alignment perturbations in amputees with transtibial prostheses. *Journal of rehabilitation research and development*. 2012;49(6):843.
15. Boone DA, Kobayashi T, Chou TG, Arabian AK, Coleman KL, Orendurff MS, et al. Influence of malalignment on socket reaction moments during gait in amputees with transtibial prostheses. *Gait & posture*. 2013;37(4):620-6.
16. Gauthier-fiagnon C, Grise M-C, Potvin D. Predisposing Factors Related to Prosthetic Use by People with a Transtibial and Transfemoral Amputation. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*. 1998;10(4):99-109.
17. Ebrahimzadeh MH, Hariri S. Long-term outcomes of unilateral transtibial amputations. *Military medicine*. 2009;174(6):593.
18. Isakov E, Burger H, Krajnik J, Gregoric M, Marincek C. Knee muscle activity during ambulation of transtibial amputees. *Journal of rehabilitation medicine*. 2001;33(5):196-9.
19. Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait & posture*. 2002;16(3):255-63.
20. Lemaire E, Fisher F, Robertson D. Gait patterns of elderly men with trans-tibial-amputations. *Prosthetics and orthotics international*. 1993;17(1):27-37.
21. Shell CE, Segal AD, Klute GK, Neptune RR. The effects of prosthetic foot stiffness on transtibial amputee walking mechanics and balance control during turning. *Clinical Biomechanics*. 2017;49:56-63.
22. Seymour R. *Prosthetics and orthotics: lower limb and spinal*: Lippincott Williams & Wilkins; 2002.
23. Vanicek N, Strike S, McNaughton L, Polman R. Gait patterns in transtibial amputee fallers vs. non-fallers: Biomechanical differences during level walking. *Gait & posture*. 2009;29(3):415-20.
24. Otman, A. Saadet. *Tedavi hareketlerinde temel değerlendirme prensipleri*. Pelikan yayıncılık, 2014.
25. Whittle MW. Normal gait. *Gait analysis: an introduction*. 2007:47-80.
26. Agrawal, Vibhor, et al. Influence of gait training and prosthetic foot category on external work symmetry during unilateral transtibial amputee gait. *Prosthetics and orthotics international*. 2013; 396-403.
27. Esquenazi A, DiGiacomo R. Rehabilitation after amputation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2001;91(1):13-22.
28. Matjacić Z, Burger H. Dynamic balance training during standing in people with transtibial amputation: a pilot study. *Prosthetics and orthotics international*. 2003;27(3):214-

Multipl Skleroz Tanılı Hastada Core Stabilizasyon Egzersizlerinin Gövde Pozisyon Duyusu İle Denge Üzerine Etkilerinin İncelenmesi: Olgu Sunumu

Investigation of the Effects of Core Stabilization Exercises on Body Position Sense and Equilibrium in a Patient with Multiple Sclerosis: A Case Report

Uzm. Fzt. Merve AKÇİL BULGUROĞLU, Prof. Dr. A. Ayşe KARADUMAN

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

E-mail: fztmrve@hotmail.com

ÖZET

Multipl skleroz hastalarında, denge bozuklukları yaygın görülen problemlerden biridir. MS 'de görülen bu denge kaybının birçok faktörle ilişkisi bulunmaktadır. Bu çalışmanın amacı, bir olgu üzerinden Multiple skleroz tanılı hastalarda core stabilizasyon egzersiz eğitiminin gövde pozisyon duyusu ve dengeye etkilerinin araştırılmasıdır. Core stabilizasyon egzersizleri 6 hafta boyunca haftada iki gün uygulandı. Denge, biodex-sway ve BESTest ile, gövde pozisyon duyusu Dualer IQ digital inklinometre ile değerlendirildi. Core stabilite ise; Core stabilitenin iki komponenti "core " endurans ve "core" güç olarak değerlendirildi. Core endurans için; gövde fleksörleri endurans testi, modifiye "biering- Sorensen testi ve prone bridge, lateral köprü testi uygulandı. Core güç değerlendirmesi için; " sit ups" ve "modifiye push ups " testi kullanıldı. Sonuç olarak olgumuzda core stabilizasyon egzersizlerinin denge ve gövde pozisyon duyusunun gelişimi için etkili olabileceği bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Multipl skleroz, denge, gövde pozisyon hissi, core stabilizasyon

ABSTRACT

In multiple sclerosis patients, balance disorders are one of the common problems. This loss of balance seen in MS is related to many factors. The aim of this study was to investigate the effect of core stabilization exercise training on body position sense and balance in patients with multiple sclerosis over a case. Core stabilization exercises were administered for two days a week for 6 weeks. The balance was evaluated with the BioDex-Sway and BESTest. Body position sense was evaluated a Dualer IQ digital inclinometer. Core stability was evaluated as the two components' core " endurance and 'core' power of Core Stabilization. For core endurance; body flexors endurance test, modified biering-Sorensen test and prone bridge, lateral bridge test. Core power evaluation; 'Sit ups' and " modified push ups " were used. In conclusion, it has been found that core stabilization exercises may be effective for balance and body position sense development.

Key Words: Multiple sclerosis, balance, body position sense, core stabilization

1. GİRİŞ

Multipl sklerozda, santral sinir sisteminin etkilerine bağlı olarak, çeşitli derecelerde denge bozukluğu görülmektedir (1,2). Denge bozukluğu, periferik sensoriyel sistem, santral sensöri motor sistem ve motor cevabın olduğu kas iskelet sistemlerinden herhangi birinin yeterli fonksiyon göstermemesi ile ortaya çıkan gövde stabilitesindeki yetersizlik olduğu ifade edilmektedir (3,4,5).

Gövde stabilizasyonu; ağırlık aktarma, ağırlık merkezini destek yüzeyi içinde tutabilme, fonksiyonel aktiviteler sırasında vücudun dik postürünün sağlanması ve ekstremiteler hareketlerinin

kontrol edilebilmesi için gereklidir (4,6). Tüm bu fonksiyonlar için, gövdede yeterli sensörimotor koordinasyonun olması gerekmektedir (7).

Hodges ve arkadaşları, yürüme sırasında gövde kaslarının aktivasyon düzeyini incelediklerinde; alt ekstremiteler hareketleriyle ilk aktive olan kasın M.transversus abdominis olduğunu, abdominal kasların ve lumbal M.multifideus aktivitesinin bu aktiviteyi takip ettiğini göstermişlerdir. Çalışmacılar, gövde kaslarında görülen sıralı kontraksiyonun, alt ekstremiteler hareketleriyle ortaya çıkan pertürbasyonları azaltarak, postürel kontrolü sağladığını ifade etmişlerdir (8).

M.transversus abdominus "core " stabiliteden sorumlu anahtar kas olarak ifade edilmektedir. M. Transversus abdominusun aktive olmasıyla M. Multifideus ve pelvik taban kasları aktive olmakta ve spinanın stabilitesi sağlanmaktadır (9).

Denge ile core stabilizasyon arasındaki ilişki birçok çalışmada gösterilmiştir. Ancak gövde pozisyon duyusunun gelişimi ve denge arasındaki yaklaşımlar yetersizdir. Çalışmamızın amacı, denge kaybı şikayetiyle kliniğimize başvuran MS tanılı hastada core stabilizasyon egzersiz eğitiminin gövde pozisyon duyusu ve dengeye etkilerinin araştırılmasıdır.

2. OLGU SUNUMU

Kliniğimize denge kaybı ile başvuran, 32 yaşında kadın olgu (boy:170, vücut ağırlığı: 50) çalışmaya dahil edilmiştir. 10 yıldır multipl skleroz tanısı almış hastanın, özgeçmişinde herhangi bir cerrahi operasyon ya da travma öyküsü yoktur. Herhangi bir ek hastalığı bulunmamaktadır. Herhangi bir ilaç kullanmamaktadır. Hastalık atakla birlikte ortaya çıkmıştır. Hasta 1 kez atak geçirmiştir. Atak sırasında, denge kaybı hissetmiş, ayakta durmada zorluk ifade ederek hastaneye başvurmuş ve MS tanısı almıştır. Relaps-remiting MS tipi, EDSS skoru 2 dir. Hastamız en büyük probleminin denge kaybı olduğunu, özellikle pozisyon değiştirme sırasında denge kaybı yaşadığını belirterek kliniğimize başvurmuştur. Özellikle denge gerektiren pozisyonlarda güvensizlik hissi yaşamaktadır. Yapılan global değerlendirmede kişinin gross kas testinde, normal eklem hareketlerinde ekstremiteler arasında herhangi bir fark bulunmamaktadır. Yorgunluk ve mesane bağırsak semptomları gibi bulguların bulunmadığını ifade etmektedir.

Değerlendirmeler

Hastanın şikâyetleri göz önünde bulundurularak bir klinik karar verme tablosu oluşturulmuştur ve değerlendirmeler yapılmıştır.

Denge değerlendirmesi için; Biodex-sway portatif denge sistemleri ve Balance evaluation systems test (BESTEST) kullanıldı (10,11). Denge, farklı durumlarda ve destek yüzeylerinde postural salınımların, stabilite limitinin ve duysal organizasyonun değerlendirildiği objektif bir ölçüm metodu olarak ifade edilen postürografi ile değerlendirildi (10). Bu değerlendirme için Biodex-sway portatif denge sistemi kullanıldı. Testler yapılırken;

- Cihazın ekranı kişinin göz seviyesine uygun şekilde ayarlandı.
- Testler ayaklar çıplak iken yapıldı.
- Testler başlamadan anlatıldı.
- Test başlamadan önce, hastadan ağırlık merkezini orta hatta getirecek şekilde dik durması ve vücut ağırlığını ayaklarına eşit dağıtması istendi. Bunun için ekranda siyah noktayı tam orta noktaya getirmesi istendi. Bu pozisyonu aldığı anda, ayak 3. Parmak ve topuk orta nokta koordinatları bilateral olarak sisteme kaydedildi. Testler bitene kadar ayaklarını hareket ettirmemesi istendi.

Bu cihazla;

- Postural stabilite testi
- Stabilite limiti testi
- Modifiye sensori organizasyon testi yapıldı (10).

Hastanın şikâyetleri	Bozukluk	Değerlendirme	Müdahale	Sonuç
• Denge kaybı • Pozisyon değişikliklerinde güvensizlik • Stabilizasyon eksikliği	Postural stabilite? Gövde pozisyon duyusu? Core stabilite?	Biodex Bestest Digital Inclinometre Core güç ve endurans değerlendirmesi	6 hafta, Haftada 2 gün 50 dk Core stabilizasyon egzersizleri uygulandı	Core stabilizasyon egzersizleri, dengeyi ve core stabilizasyonu geliştirmiş ve gövde pozisyon hissini arttırmıştır

Denge değerlendirme sistemleri testi (BESTEST)

Dr. Horak tarafından geliştirilen denge değerlendirme sistemleri testi, denge ile ilişkili sistemleri değerlendiren 6 alt bölümden oluşmaktadır;

- 1)biomekanik kısıtlılıklar,
- 2) stabilite limiti,
- 3)postüral cevaplar,
- 4)sezgisel postüral ayarlamalar,
- 5)duyusal oryantasyon ve
- 6) yürüme.

Toplam 36 testten oluşur. Her soru 0-3 arasında derecelendirilir. Alınabilecek en yüksek puan 108'dir. Düşük test puanları dengenin bozulduğunu göstermektedir (11).

Gövde pozisyon duyusunun değerlendirilmesi

Gövde pozisyon duyusu, gövde repozisyon hata oranı ile değerlendirildi. Gövde repozisyon hissindeki hata miktarını değerlendiren bu test güvenilir ve geçerli bir yöntemdir. Gövde repozisyon hata miktarını ölçmek amacıyla primer ve seconder sensör olmak üzere iki sensörden oluşan, Dualer IQ digital inklinometre kullanıldı. Ölçümler iki seviyeden yapıldı; lumbosakral bölge ve torakosakral bölge (12). Testler; gözler açık-sert zemin, gözler kapalı-sert zemin ve gözler açık-yumuşak olmak üzere 3 farklı durumda yapıldı. Hastaya önce 30 derece gövde fleksiyonu yaptırıldı ve 3 saniye bu pozisyonda bekletilerek açığı tam olarak hissetmesi ve daha sonra nötral pozisyona dönmesi istendi. Bireyin test sırasında gerçekleştirdiği fleksiyon açısıyla 30 arasındaki fark gövde repozisyon hata miktarı olarak kaydedildi. Testler

5 kez tekrar edildi. En düşük ve en yüksek gövde repozisyon hata derecesi çıkarılıp, geriye kalan 3 test puanının ortalaması hata miktarı olarak kullanıldı (13).

Core stabilite değerlendirmesi

Core stabilitenin iki komponenti "core " endurans ve "core" güç değerlendirildi.(15,16)

Core endurans için; gövde fleksörleri endurans testi, modifiye "biering- Sorensen testi ve prone bridge, lateral köprü testi uygulandı. Ölçümler için kronometre kullanıldı.

Core güç değerlendirmesi için; " sit ups" ve "modifiye push ups " testi kullanıldı. Her bir testi 30 sn boyunca kaç kez yapabildiği kaydedildi.

Core stabilizasyon egzersizleri, 6-8 tekrarla başlangıç düzeyi dirençlerle hastada yorgunluk oluşturmazacak seviyede başlandı. Her iki haftada bir hastadaki ilerlemeyle birlikte 10-12 tekrarlara ve hafif düzeydeki dirençlere ilerlendi. Egzersiz protokolünde daha önce literatürde yer alan core stabilizasyon egzersizleri uygulandı (17). Hasta tedavi sırasında atak geçirmede. Egzersizler hep aynı saatte uygulandı.

Postural stabilite testinde düşük puanlar sapma miktarının az olduğunu ve postüral stabilitenin iyi olduğunu göstermektedir. Olgumuzda da çift bacakta anterior/posterior indekste , sağ ve sol bacakta tüm stabilite değerlerinde azalmalar görülmüştür.

Test sonucunda, elde edilen yön kontrol puanlarında artış olması, olgumuzun stabilite limitinin arttığını göstermektedir.

Tablo 1: Biodex postüral stabilite testi stabilite indeksi puanları ölçüm sonuçları

	Çift bacak		Sağ bacak		Sol bacak	
Postural stabilite testi	1.ölçüm	2.ölçüm	1.ölçüm	2.ölçüm	1.ölçüm	2.ölçüm
Stabilite indeksi puanı						
Anterior/posterior indeks	0.2	0.1	0.8	0.5	0.7	0.4
Medial/lateral indeks	0.1	0.1	0.4	0.3	0.7	0.5
Tüm stabilite puanı	0.3	0.3	1.0	0.8	1.2	1.0

Tablo 2: Biodex stabilite limiti testi yön kontrol puanları ölçüm sonuçları

Stabilite limiti testi yön kontrol puanı	1.ölçüm	2.ölçüm
Toplam	42	50
Öne	59	63
Arkaya	48	57
Sola	23	28
Sağa	53	56
Öne sola	40	43
Öne sağa	57	59
Geriye sola	34	35
Geriye sağa	81	83

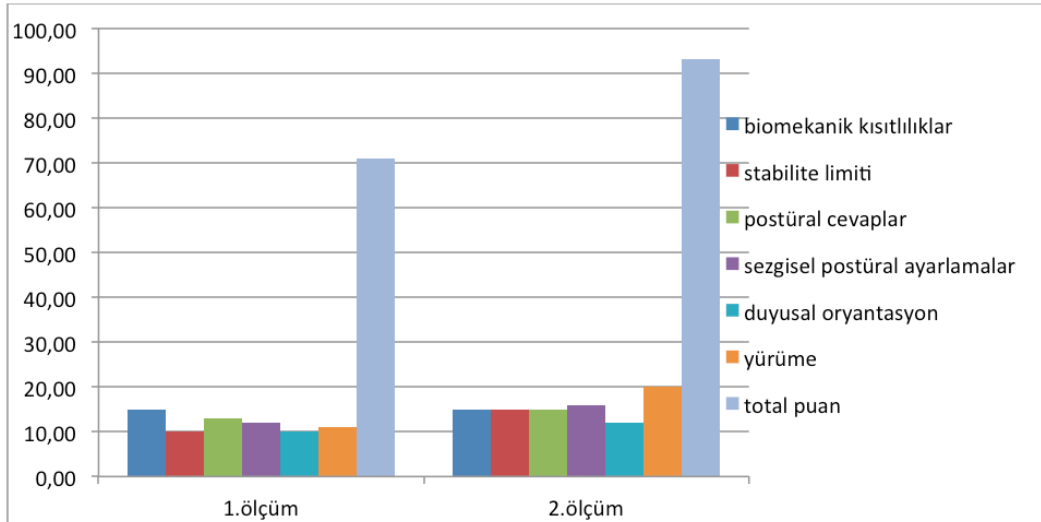
Tablo 3: Biodex modifiye sensöri organizasyon testi ölçüm sonuçları

Modifiye sensöri organizasyon testi	1.ölçüm	2.ölçüm
Gözler açık sert zemin	0.48	0.40
Gözler kapalı sert zemin	0.87	0.74
Gözler açık yumuşak zemin	0.92	0.89
Gözler kapalı yumuşak zemin	2.80	2.75

Salınım indeks puanlarının düşük olması, olgumuzun dengesinde artışı göstermektedir.

Bestest sonuçları grafik 1'de gösterilmiştir.

Grafik 1: BesTEST 1. ve 2. ölçüm sonuçları



Bestest puanlamasına göre ilk değerlendirmede, biomekanik kısıtlılıklar bölümünden 15 puan, stabilite limiti bölümünden 10 puan, postüral cevaplar 13 puan, sezgisel postüral ayarlamalar 12 puan, duyuşal oryantasyon 10 puan ve yürüme 11 puandı. Bestest ilk değerlendirme total puanı 71'dir. Bestest puanlamasına göre ikinci değerlendirmede ise, biomekanik kısıtlılıklar bölümünden 15 puan, stabilite limiti bölümünden 15 puan, postüral cevaplar 15 puan, sezgisel postüral ayarlamalar 16 puan, duyuşal oryantasyon 12 puan ve yürüme 20 puandı. Bestest ikinci değerlendirme total puanı 93'dür. Bestest sonuçlarına göre, test puanlarının artışı olgumuzda dengenin geliştiğini göstermektedir.

Tablo 4'de görüldüğü gibi, core stabilizasyon egzersizleri olgumuzda core enduransı geliştirmiştir. Tüm endurans testlerin sürelerinde artış görülmektedir.

Tablo 5'de görüldüğü gibi olgumuzda testleri 30 sn'de tekrar edebilme sayısı artmış, core gücü gelişmiştir.

Lumbosakral bölge repozisyon testi ölçümleri grafik 2 'de gösterilmiştir. Repozisyon hata miktarı, her 3 durumda da azalmıştır.

Torakosakral bölge repozisyon testi ölçümleri grafikte 3'de gösterilmiştir. Repozisyon hata miktarı her 3 durumda da azalmıştır.

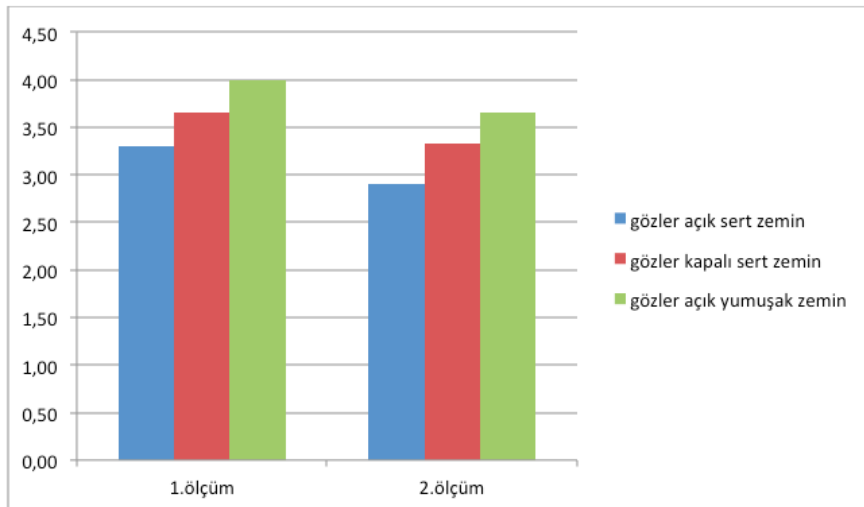
Tablo 4: Core endurans testleri ölçüm sonuçları

CORE ENDURANS TESTLERİ	1. ölçüm	2. ölçüm
Gövde fleksörleri endurans testi	25.36	32.43
Modifiye biering sorensen testi	29.76	31.48
Prone bridge testi	20.45	40.01
Lateral köprü testi	13.75	19.24
Sağ	8.49	14.81
Sol		

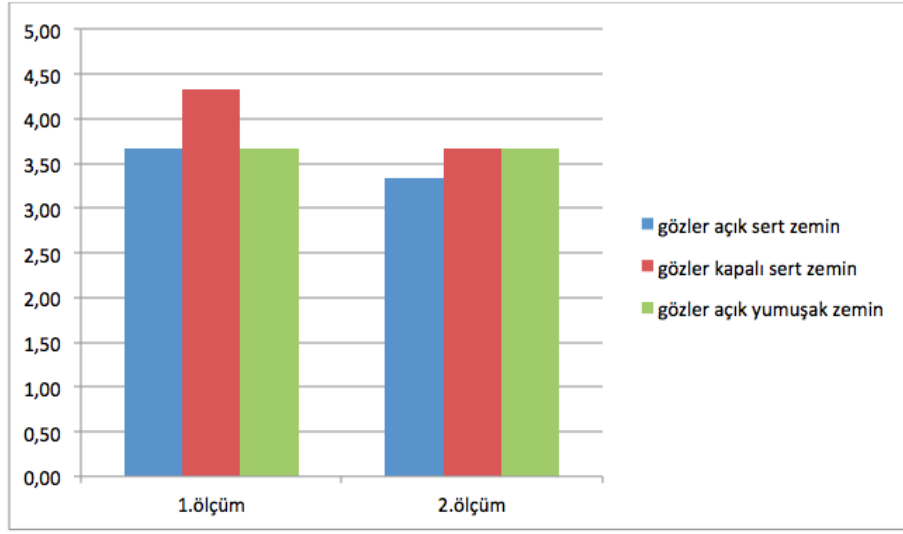
Tablo 5: Core güç testi ölçüm sonuçları

Core güç testleri	1.ölçüm	2.ölçüm
Sit ups testi	10	17
Modifiye push-ups testi	6	11

Grafik 2: Lumbosakral bölge repozisyon testi ölçümleri



Grafik 3: Torakosakral bölge repozisyon testi ölçümleri grafikte gösterilmiştir.



3. TARTIŞMA

Olgumuza, 6 hafta boyunca, haftada 2 gün 50 dk core stabilizasyon egzersizleri yaptırıldı. 6 hafta boyunca yapılan egzersizler sonucunda Biodex ile ölçülen değerlerde, Bestest sonuçlarında ve inklinometre de daha iyi sonuçlar gözlemlendi. Egzersiz eğitimi sonrası core güç ve enduransında, postüral stabilitesinde gelişme olmuştur.

"Core " kaslarının postüral kontrol ve denge ile ilişkisini inceleyen çalışmalara bakıldığında; Yazıcı ve arkadaşlarının, MS hastalarında yaptıkları çalışmada core stabilize ile denge ve fonksiyonel mobilite arasındaki ilişki incelenmiştir(18). Çalışmanın sonucunda, araştırmacılar MS hastalarında core enduransın ve core gücün denge ve fonksiyonel mobiliteyle ilişkili olduğunu göstermişlerdir. Bir diğer çalışmada, postüral kontrolden sorumlu core bölgesini güçlendirmeyi ve vücut farkındalığını geliştirmeyi hedefleyen hareketlerden oluşan pilates eğitiminin MS hastalarında dengeyi geliştirmede kullanılabilir olduğu bulunmuştur (19). MS hastalarında pilates eğitiminin denge, kuvvet, mobilite, yorgunluk ve yaşam kalitesi üzerine etkilerini inceleyen bir diğer çalışmada uygulanan eğitimin bu parametreler üzerinde etkili olduğu bulunmuştur (17). Bizim çalışmamızda da denge gelişmesinde benzer durumlar etkili olmuş olabilir.

MS 'li hastalarda duyu ve denge arasındaki ilişkiyi araştıran çalışmalar incelendiğinde, Çıtaker ve arkadaşlarının çalışmasına rastlanmaktadır. Bu çalışmada MS hastalarında ayakta hafif dokunma

duyusu, vibrasyon duyusu ve iki nokta ayırım duyusunun sağlıklı bireylere göre azalmış olduğunu ve bu azalmanın denge bozukluğu ile ilişkili olduğunu göstermişlerdir (20). Yapılan bir diğer çalışmada MS li hastalarda denge bozukluğu ile gövde pozisyon duyusu arasında ilişki olduğu gösterilmiştir (21). Bizim olgumuzda da core stabilizasyon egzersizleriyle gövde pozisyon hissinde artış gözlemlenmiştir. Gövde pozisyon hissindeki bu artış, hastamızın denge gelişimine katkıda bulunmuş olabilir.

Çalışmamızın limitasyonu, core stabilizasyon egzersizlerinin multiple sklerozda etkisinin tek hasta üzerinde değerlendirilmiş olmasıdır. Bu konu ile ilgili daha fazla örneklem gruplarını içeren randomize kontrollü çalışmalara ihtiyaç vardır. Ayrıca hastanın uzun dönem takibi uygulamanın uzun dönem etkileri hakkında bilgi verecektir.

4. SONUÇ

Multiple sklerozda denge bozukluğu çok sık rastlanan bir problemdir. Multiple sklerozda gövde pozisyon duyusu ve dengenin gelişimi için daha fazla çalışmalara ihtiyaç vardır. Olgumuzda core stabilizasyon egzersizleri, denge ve gövde pozisyon duyusunun gelişimi için etkili olmuştur. Multiple skleroz tanılı hastaların yaşam boyu rehabilitasyona ihtiyaç duydukları unutulmamalıdır. Olgumuz bu gelişmelerin günlük yaşamına oluşturduğu katkılardan dolayı, egzersizi yaşam tarzı haline getirip, haftada 2 gün düzenli bir şekilde devam etmektedir.

5. KAYNAKLAR

- 1) Cattaneo D, Nuzzo CD, Fascia T, Macalli M, Pisoni I, And Cardini R. Risks of falls in subjects with multiple sclerosis. *Physical Medicine and Rehabilitation*. 2002;83(6), 864-7.
- 2) Sosnoff JJ, Motl R, and Morrison S. Multiple sclerosis and falls-an evolving tale. *European Neurological Review*. 2014; 9(1), 44-8.
- 3) Shumway-Cook A, and Woollacott MH. *Motor Control*. (Fifth edition). Philadelphia: Wolters Kluwer. 2016;151-158.
- 4) Verheyden G, Nieuwboer A, Mertin J, Preger R, Kiekens C, and De-Weerd W. The Trunk Impairment Scale: a new tool to measure motor impairment of trunk after stroke. *Clinical Rehabilitation*. 2004;18(3), 326-334.
- 5) Lanzetta D, Cattaneo D, Pellegatta D, and Cardini R. Trunk control in unstable sitting posture during functional activities in healthy subjects and patients with multiple sclerosis. *Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004; 85(2), 279-83.
- 6) Davies PM. *Right in the middle: selective trunk activity in the treatment of adult hemiplegia*. Springer Science & Business Media.1990
- 7) Ryerson S, Byl NN, Brown DA, Wong RA, and Hidler JM. Altered trunk position sense and its relation to balance functions in people post-stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*.2008;32(1), 14-20.
- 8) Hodges PW, and Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Journal of Physical Therapy*. 1997;77(2), 132-142.
- 9) Prentice WE. *Rehabilitation techniques for sports medicine and athletic training*. (Fifth edition). New York: McGraw-Hill. 2011; 145-70.
- 10) Biodex medical Systems, Inc. *Biosway Portable Balance Systems: Operation Manual*. Shirley: Biodex.
- 11) Horak FB, Wrisley DM, et al. The Balance Evaluation Systems Test(BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical Therapy*. 2009; 89(5), 484-498.
- 12) Stillman BC. Making sense of proprioception: The meaning of proprioception, kinaesthesia and related terms. *Physiotherapy*. 2002; 88(11), 667-676.
- 13) O'Sullivan PB, Burnett A, Floyd AN, Gadsdon K, Logiudice J, Miller D, and Quirke H. Lumbar repositioning deficit in a specific low back pain population. *The Spine Journal*. 2003;28(10), 1074-9.
- 15) Bliss LS, and Teeple P. Core stability: the centerpiece of any training program. *Current Sport Medicine Reports Journal*. 2005;4(3), 179-83.
- 16) Ambegaonkar JP, Mettinger LM, Caswell SV, Burt A, and Cortes, N. Relationship Between Core Endurance, Hip Strength and Balance in Collegiate Female Athletes. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. 2014; 9(5), 604-615.
- 17) Bulguroglu I, et al. The effects of mat pilates and reformer pilates in patients with multiple sclerosis:a randomized controlled study. *Neurorehabilitation*.2017.
- 18) Yazici G, Guclu-Gunduz A, Ozkul C, Irkeç C, Nazliel B, and Batur-Caglayan HZ. The relationship between core stability and balance in patients with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal Abstracts*. 2014.
- 19) Guclu-Gunduz A, Citaker S, Irkeç C, Nazliel B, Batur-Caglayan HZ. The effects of Pilates on balance, mobility and strength in patients with multiple sclerosis. *Neuro-rehabilitation*. 2014;34(2), 337-42.
- 20) Citaker S, Guclu-Gunduz A, Basnak-Guclu M, Nazliel B, and Irkeç C. Relationship between sensation and standing balance in patients with multiple sclerosis. *Gait and Posture*. 2011;34(2), 275-278.
- 21) Özkan T. *Multiple sklerozlu hastalarda denge ile core stabilite ve gövde pozisyon duyusu arasındaki ilişkinin incelenmesi*. Yüksek lisans tezi. Gazi Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon bölümü. 2016