



RehabRoby ile dirsek eklemi propriyosepsiyon duyusunun incelenmesi: Pilot çalışma

Fatih ÖZKUL¹, Duygun EROL BARKANA², Şule BADILLI DEMİRBAŞ³, Serap İNAL³

¹Fıgas A.Ş., İstanbul;

²Yeditepe Üniversitesi, Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, İstanbul;

³Yeditepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, İstanbul

Amaç: Bu pilot çalışmanın amacı dirsek fleksiyonunun proprioseptif duyusunu robot yardımlı rehabilitasyon sistemi RehabRoby ile değerlendirmek ve RehabRoby'yi fizyoterapide kullanılabilecek bir robot sistemi olarak değerlendirmektir.

Çalışma planı: Çalışmaya fizyoterapi (FZT) veya elektrik ve elektronik mühendisliği (EEM) eğitimi gören 20 gönüllü (her grupta 5 kadın ve 5 erkek) alındı. RehabRoby'ye yerleştirilen deneklerden aktif ve sonra rahatlıkla tolere edilebilen bir dirence karşı, sırasıyla gözler açık ve kapalı olarak dirsek fleksiyonu yapmaları ve belirlenmiş hedef açıları (20°, 45° ve 90°) bulmaları istendi. Deneklerin hareket açısı, her hedef açıda uygulanan tork ve hedef açığa ulaşırken ortaya çıkan hareket hatası (uyum hatası) mutlak veriler olarak kaydedildi. Aynı zamanda deneklerin sosyo-demografik ve fiziksel özellikleri de incelendi.

Bulgular: Gözler açık 45° dirsek fleksiyonunu bulmada FZT öğrencilerinin yaptığı uyum hatası EEM öğrencilerine göre daha az bulundu. Gözler kapalı 20° dirençli dirsek fleksiyonu ile tork arasında negatif bir korelasyon kaydedildi ($p < 0.05$). Aynı zamanda, kadın olmanın ve biceps brachii kası kuvvetinin gözler kapalı 20° aktif dirsek fleksiyonunda hatanın az olması üzerinde belirleyici faktörler olduğu saptandı. Görüş olmaksızın 45°deki uyum hatası FZT grubunda (-0.31) EEM grubuna göre (0.77) daha düşüktü. Ayrıca, biceps brachii kası kuvvetinin ise 20°deki hareketin propriyosepsiyon duyusu üzerinde etkin bir rol oynadığı sonucuna varıldı.

Çıkarımlar: Bu pilot çalışmanın sonucunda propriyosepsiyon duyusunun değerlendirilmesinde RehabRoby'nin kullanılabilir bir sistem olduğu sonucuna varıldı ve RehabRoby robotik sisteminin, geçerlilik çalışmaları yapıldıktan sonra, gelecekte hastalarda proprioseptif duyuyu değerlendirme, tanılama ve geliştirme amaçlı kullanılabileceği düşünüldü.

Anahtar sözcükler: Dirsek fleksiyonu; *exoskeleton* (dış iskelet) robot; kontrol mimarisi; propriyosepsiyon; robot destekli rehabilitasyon sistemi; tork.

Son yıllarda robot destekli egzersiz sistemleri rehabilitasyon programlarında aktif bir araştırma alanı haline gelmiştir.^[1-11] MIT-MANUS,^[1] MIME,^[2] ve GENT-LE/S^[3] gibi uç nokta tabanlı sistemler veya ARMin,^[4-7] T-WREX,^[8] Pneu-WREX,^[9] L-Exos^[10] ve Salford Reha-

bilitation Exoskeleton^[11] gibi *exoskeleton* (dış iskelet) robotlar üst ekstremitelerde egzersizlerinin gerçekleştirilmesi sırasında hastalara destek vermek üzere geliştirilmişlerdir. Robot destekli rehabilitasyonun, inmeli hastaların motor sonuçlarını, iyileşme derecelerini duyuşal ve mo-

Yazışma adresi: Dr. Duygun Erol Barkana, Yeditepe Üniversitesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, 26 Ağustos Yerleşimi Kayışdağı Cad., 34755 İstanbul.

Tel: 0216 - 578 17 41 e-posta: duygunerol@yeditepe.edu.tr

Başvuru tarihi: 30.06.2011 **Kabul tarihi:** 26.06.2012

©2012 Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği

Bu yazının çevrimiçi İngilizce versiyonu
www.aott.org.tr adresinde
doi:10.3944/AOTT.2012.2702
Karekod (Quick Response Code):



tor uyarılarını geliştirebildiği çalışmalarla gösterilmiştir.^[12-17] Son çalışmalar tekrarlı yapılan robot destekli tedavilerin kronik motor bozukluklara sahip insanlarda önemli faydalar sağladığını ortaya koymuştur.^[18-20]

Fonksiyonel eklem hareketlerindeki başarı, eklemi oluşturan kas-iskelet sistemi yapılarının kinestetik ve propriyosepsiyon özelliklerine bağlıdır.^[21] Bu nedenle propriyosepsiyon duyusundaki yetersizliklerin belirlenerek geliştirilmesi klinisyenler ve fizyoterapistler için önemlidir. Daha önce yapılan çalışmalarda, robotik sistemlerin felçli hastalarda propriyosepsiyonu geliştirdiği gösterilmiştir.^[22] Tekrarlı bir şekilde ve aktif olarak yapılan egzersizlerin sadece motor yetersizlikler üzerinde değil, travmatik yaralanmalar veya ortopedik ameliyatlardan sonra görülen propriyosepsiyon eksikliklerinde de olumlu etki yaratabileceği varsayılmaktadır.^[23]

Bu amaçla geliştirilen bir *exoskeleton* (dış iskelet) robot sistemi olan RehabRoby hastalara tedavi egzersizleri sırasında yardımcı olmaktadır. RehabRoby, hastaların bir bardağa uzanma gibi tek eksenli eklem hareketleri (dirsek fleksiyonu, omuz abduksiyonu) ve saç tarama ve yüz yıkama gibi çok eksenli eklem hareketlerinde yardımcı olması amacıyla tasarlanmıştır.

Bu pilot çalışmanın amacı, propriyoseptif duyusunun katılımcıların fonksiyonlarına nasıl etki ettiğine dair ipuçları elde etmek için sağlıklı kişilerin propriyoseptif duyularını RehabRoby ile değerlendirmektir. Ayrıca, hassas omuz ve dirsek koordinasyonunu gerektiren fonksiyonel aktivitelerin rehabilitasyonunda RehabRoby'nin kullanılabilirliğinin de incelenmesini amaçladık.

Gereç ve yöntem

Gönüllülerin propriyosepsiyon duyuları değerlendirilirken, dominant taraf ve pronasyondaki dirsek eklemlerinin fleksiyon hareketleri, RehabRoby kullanılarak, aktif ve rahatlıkla tolere edilebilen bir dirence karşı sırasıyla 20-45-90 derece olarak belirlenen hedef referans açılarında incelendi. Çalışmaya fizyoterapi (FZT) veya elektrik ve elektronik mühendisliği (EEM) eğitimi alan 20 gönüllü (ort. yaş: 21±3.5) öğrenci alındı. Her iki gruptaki kadın ve erkek sayısı eşit idi (K/E=5/5). Katılımcıların ortalama vücut ağırlığı

67.85±12.93 kg, ortalama boyu 1.73±0.08 m ve ortalama vücut kitle indeksi (VKİ) 22.60±3.00 kg/m² idi (Tablo 1). Katılımcıların sağlık geçmişlerinin yanı sıra üst ekstremiteleri ile ilgili olarak ilgilendikleri fiziksel aktivite düzeyleri de araştırıldı (Tablo 2). Bir katılımcı hariç tümünde baskın taraf sağ el idi.

Katılımcılar bu çalışma için hazırlanmış bir anket ile sosyo-demografik (ağırlık, boy, baskın taraf, spor veya fiziksel egzersize katılım, kronik hastalıklar, üst ekstremiteler yaralanmaları, düzenli kullanılan ilaçlar) olarak da değerlendirildiler. Katılımcıların dirsek eklemlerinin fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyonları (pronasyon-supinasyon) gonyometrik testler ile, dirsek fleksörleri (m. biceps brachii, m. brachialis), ekstansörleri (m. triceps brachii) ve rotatörlerinin (pronatorlar-supinatorlar) kuvveti miyometrik testler (JTech Dynamometer®; JTech Medical, Salt Lake City, UT, ABD) ile değerlendirildi.

RehabRoby üst ekstremiteler hareketlerini sağlayacak şekilde tasarlanmıştır (Şekil 1). RehabRoby için hareket aralıkları, eklem torkları, hızları ve ivmeleri iki günlük yaşam aktivitesi (çorba ve kahve içme) sırasında sağlıklı katılımcıların yaptıkları hareketlerin ölçümleri kullanılarak belirlendi.^[4,3] Kontrol mimarisi fizyoterapistin egzersiz üzerindeki kararlarının dikkate alınması, hareket planına karar verilmesi ve hastaların egzersizlerini istenilen şekilde tamamlaması için destek sağlama amacıyla geliştirilmiştir.^[24,25]

RehabRoby'nin yazılımında hızlı ve kolay sistem geliştirilmesine imkan sağlayan MATLAB Simulink/Realtime Workshop kullanıldı. Bilgisayar ve diğer elektriksel donanım arasında gerçek zamanlı iletişimi sağlaması için Humusoft MF624 model veri toplama kartı seçildi. RehabRoby'nin eklemlerinin hareketi için Maxon model fırçalı doğru akım motorları tercih edildi. Eklem pozisyon ölçümlerinde yüksek hassasiyet elde edebilmek için yüksek çözünürlüklü dijital artımlı enkoderler DC motorlar ile birleştirildi. Bütün deneyler sıcaklığının 20° ila 25° C arasında değiştiği aynı odada gerçekleştirildi. Bu oda sıcaklığı RehabRoby'nin elektriksel ve mekanik parçalarında tutarlı performans elde edebilmek için uygun bir sıcaklıktı. Hareketleri görüntülemek için 19 inçlik bir LCD ekran katılımcılara 1 m uzaklıkta olacak şekilde yerleştirildi.

Tablo 1. Katılımcıların yaş, boy, ağırlık ve VKİ ortalamaları.

	Yaş (yıl)	Boy (m)	Ağırlık (kg)	VKİ (kg/m ²)
FZT (n=10)	20.40±3.50	1.73±0.89	69.40±13.30	23.14±3.00
EEM (n=10)	23.50±3.06	1.73±0.78	66.30±13.06	22.59±3.00
Toplam (n=20)	21.95±3.58	1.73±0.08	67.85±12.93	22.60±3.00
	F: 0.003	p: 0.957	F: 0.910	p: 0.353
	F: 0.081	p: 0.779	F: 0.000	p: 0.984

FZT: fizyoterapi öğrencileri; EEM: elektrik-elektronik mühendisliği öğrencileri

Tablo 2. Fiziksel aktivite ilgi alanları ve üst ekstremité ile ilgili sağlık geçmişi.

	FZT (n=10)		EEM (n=10)		Toplam (n=20)	
	Evet	Hayır	Evet	Hayır	Evet	Hayır
Spora katılım	6	4	0	10	6	14
Operasyon	2	8	0	10	2	18
Kronik hastalık	2	8	0	10	2	18
Düzenli ilaç alımı	1	9	0	10	1	19

FZT: fizyoterapi öğrencileri; EEM: elektrik-elektronik mühendisliği öğrencileri

RehabRoby'de omuz ve ön kolu destekleyen termoplastik kol ateli velkro bantlar yardımıyla kola takılmaktadır ve yine termoplastik iç yüzeyi yumuşak malzeme (Plastazot®) ile kaplanmıştır. Atelin ön kol parçasının dorsal yüzü ile cilt arasına Kistler - 9313AA1 (Kistler France, Les Ulis, Fransa) modeli bir kuvvet algılayıcısı yerleştirildi. RehabRoby tarafından kontrol edilen hareketin hızı 5°/sn olarak belirlendi.

Bu çalışma Yeditepe Üniversitesi Hastanesi Etik Kurulu tarafından onaylandı (EK #032). Katılımcılar deney protokolü hakkında bilgilendirildiler ve her adım için oryantasyonları sağlandı.

Katılımcılar Şekil 1'de gösterildiği gibi yüksekliği ayarlanabilen bir sandalyeye oturtuldu. Omuz eklemi ekstansiyon ve abduksiyonda (10°), dirsek eklemi ise ekstansiyon ve supinasyonda tutuldu. Hareket açık kinetik halka tipinde olduğundan el ve bilek eklemi nötral pozisyonda serbest bırakıldı.

Literatürde günlük yaşam aktiviteleri için dirsek eklemi hareketleri açısından 16°den 123°ye kadar çeşitli dereceler tanımlanmıştır.^[26-28] Bu çalışma için, dirsek eklemi dereceleri açısından günlük yaşamda en çok kullanılan, çatalı ağıza götürmek için gerekli 45°-90° derece ve bir ağırlığı taşımak için gereken 16°-30° derece içindeki üç ayrı açısız değer (20°-45°-90°) seçildi.^[27]

Rahat direncin miktarı admitans denetleyici kullanılarak belirlendi.^[25] Direncin değeri hareket esnasında hız ve ivmeye bağlı olarak değişkenlik göstermekteydi. Deneyler sırasında en düşük ve en yüksek direnç değerleri sırasıyla 0 Nm ve 2.75 Nm olarak saptandı.

Katılımcılardan, ilk olarak, gözleri açık iken hedef açılar doğrultusunda dirsek eklemi fleksiyon hareketini aktif olarak (izotonik) yapmaları istendi (katılımcı aktif/robot pasif-KARP). Sonra, katılımcılardan aynı ipsilateral eşleştirmeyi RehabRoby tarafından uygulanan rahat bir dirence karşı tekrar etmeleri talep edildi (katılımcı aktif/robot dirençli-KARD). Her katılımcıya, dirseğini fleksiyona getirirken ekrandaki grafiği takip etmesi söylendi (görsel geri bildirimli [GG'li]). Ardından, katılımcıların aynı işlemi görsel geri bildirimsiz (GG'siz) yapmaları için gözlerini kapatmaları ve KARP ve KARD protokolünü tekrar etmeleri istendi.

Hareket açısı ve her açıda uygulanan tork ile hedef açığa göre hareket hatası (uyum hatası)^[29] mutlak değerler olarak kaydedildi. Her katılımcı için denemeler arasında 3 ila 5 dakika dinlenme süresi verildi. Deneyler 30 dakikadan daha kısa bir süre içinde tamamlandı.

RehabRoby'nin kullanılabilirliğini ölçmek için katılımcılara üç ayrı anket uygulandı. Bunlardan biri RehabRoby'nin teknik uygulanabilirliğini değerlendirmek üzere özel olarak tasarlandı. Algılanan Zorluk Derecesi (AZD) (*Perceived Rate of Exertion*, PRE)^[30] katı-



Şekil 1. Katılımcı RehabRoby ile görölüyor. [Bu şekil, derginin www.aott.org.tr adresindeki çevrimiçi versiyonunda renkli görölabilir]

lınımların işlem boyunca ne denli zorlandıklarını anlamak üzere uygulanmışken, Görsel Analog Skala (GAS) (*Visual Analog Scale, VAS*)^[31] ile de RehabRoby kullanımını sırasında yaşanan zorluklar değerlendirildi.

Katılımcıların görsel geri bildirimli ve görsel geri bildirimsiz olarak yapılan ölçümlerinde uyum hatası en düşük olan değerler kaydedildi. Grup içi ve gruplararası eşleştirilmiş ve eşleştirilmemiş verileri karşılaştırmak için SPSS v.16.0 yazılımında (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) Wilcoxon ve Mann-Whitney U testleri kullanıldı. Belirli bir grup katılımcının değişkenleri, eşleşmiş örnekler için Wilcoxon testi kullanılarak karşılaştırıldı. GG'li ve GG'siz, hedef açılardaki uyum hataları ile aktif (KARP) ve dirençli (KARD) dirsek fleksiyonunun her üç açıda oluşturduğu tork değerleri arasındaki korelasyonu araştırmak için Pearson'ın korelasyon katsayıları hesaplandı. KARPGG'siz, KARPGG'li, KARDGG'siz, ve KARDGG'li belirleyicilerine karar vermek için lineer regresyon modellerinden yararlanıldı. İstatistiksel anlamlılık derecesi $p < 0.05$ kabul edildi.

Bulgular

Yaş, kilo, boy ve VKİ açısından FZT ve EEM öğrencileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık

bulunmamaktaydı. FZT öğrencilerinin VKİ değerleri (23.14 ± 3.00) EEM öğrencilerinden yüksek olsa da (22.04 ± 7.69), normal sınırlar içindeydi ($20-25.9 \text{ kg/m}^2\text{N}$). Cinsiyetler açısından VKİ değerleri ($p=0.984$) ile yaşları ($p=0.957$) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Her iki grubun KARPGG'li/GG'siz ve KARDGG'li/GG'siz hedef açılardaki uyum hataları Tablo 3'te gösterilmektedir. Gözler açık iken FZT öğrencilerinin 45° 'de gerçekleştirdikleri en düşük uyum hatası (-0.31 ± 0.31) EEM öğrencilerinkinden (0.77 ± 0.59) daha düşük bulundu ($p < 0.05$). KARD sırasında biceps brachii kasının kuvveti ile en düşük uyum hatası arasında gözler açık iken 45° 'de ($p < 0.05$), gözler kapalı iken 20° 'de ($p < 0.05$) pozitif korelasyon gözlemlendi.

Yirmi derecede en düşük uyum hatası ile tork arasında KARP sırasında pozitif bir korelasyon ($p < 0.05$), KARD sırasında ise negatif bir korelasyon bulundu ($p < 0.05$) (Tablo 4).

Gözler kapalı iken 20° ve 45° 'de yapılan KARP ve KARD uygulamasında propriyoseptif algıdaki hatalar anlamlı bir şekilde daha yüksek bulundu. Bununla birlikte, 90° derecede bu fark anlamlı değildi (Tablo 5).

Tablo 3. Görsel geri bildirimli (GG'li) ve görsel geri bildirimsiz (GG'siz) 20° , 45° , 90° 'deki hareketlerde uyum hatası ortalaması.

Yapılacak işlem	Katılımcılar	Hedef ilaçlar	Dirsek fleksiyonu sırasında hata			
			GG'li (°) $X \pm SS$	GG'siz (°) $X \pm SS$	Z	P
KARP	FZT	20°	-0.12 ± 0.27	-4.74 ± 6.19	-2.191	0.028
		45°	-0.20 ± 0.36	-3.42 ± 8.93	-1.376	0.169
		90°	-0.51 ± 0.60	5.44 ± 11.56	-1.784	0.074
	EEM	20°	-0.60 ± 1.12	-4.76 ± 2.84	-2.497	0.013
		45°	-0.53 ± 0.64	-4.42 ± 5.48	-2.293	0.022
		90°	-0.33 ± 0.52	-2.27 ± 7.63	-0.663	0.508
	Toplam	20°	-0.36 ± 0.84	-4.74 ± 4.69	-3.397	0.001
		45°	-0.37 ± 0.54	-3.93 ± 7.23	-2.539	0.011
		90°	-0.42 ± 0.56	1.59 ± 10.33	-0.859	0.391
KARD	FZT	20°	-0.67 ± 3.70	-4.68 ± 3.08	-2.701	0.007
		45°	-0.31 ± 0.31	-3.79 ± 4.44	-2.191	0.028
		90°	-0.72 ± 0.33	1.00 ± 4.24	-0.866	0.386
	EEM	20°	-2.65 ± 4.11	-4.14 ± 2.84	-1.682	0.093
		45°	-0.77 ± 0.59	-7.05 ± 7.17	-2.701	0.007
		90°	-0.80 ± 0.31	-3.56 ± 8.52	-1.172	0.241
	Toplam	20°	-1.67 ± 3.02	-4.41 ± 2.90	-3.099	0.002
		45°	-0.55 ± 0.52	-5.42 ± 6.04	-3.435	0.001
		90°	-0.76 ± 0.61	-1.28 ± 6.96	-0.411	0.681

KARP: katılımcı aktif/robot pasif; KARD: katılımcı aktif/robot dirençli; GG'li: görsel geri bildirimli; GG'siz: görsel geri bildirimsiz. Kalın değerler $p < 0.05$ 'i göstermektedir.

Tablo 4. 20°, 45°, 90° GG'li ve GG'siz'de tork (T) ve propriyosepsiyon algı hatası arasındaki ilişki.

Yapılacak işlem	Hedef açılar	R	p
KARPGG'li	20°	0.272	0.246
	45°	-0.104	0.663
	90°	-0.089	0.710
KARPGG'siz	20°	0.466	0.038
	45°	0.008	0.975
	90°	-0.202	0.394
KARDGG'li	20°	-0.366	0.113
	45°	-0.325	0.162
	90°	-0.026	0.915
KARDGG'siz	20°	-0.546	0.013
	45°	-0.162	0.494
	90°	-0.223	0.359

KARP: katılımcı aktif/robot pasif; KARD: katılımcı aktif/robot dirençli; GG'li: görsel geri bildirimli; GG'siz: görsel geri bildirimsiz. Kalın değerler $p < 0.05$ 'i göstermektedir.

Tablo 5. Tüm katılımcıların aktif (KARP) ve pasif (KARD) dirsek fleksiyonu sırasında görsel geri bildirimin uyum hatasına etkisi.

Yapılacak işlem	R	p
KARP GG'li-GG'siz	20°	-3.397
	45°	-2.539
	90°	-0.859
KARD GG'li-GG'siz	20°	-3.099
	45°	-3.435
	90°	-0.411

KARP: katılımcı aktif/robot pasif; KARD: katılımcı aktif/robot dirençli; GG'li: görsel geri bildirimli; GG'siz: görsel geri bildirimsiz. Kalın değerler $p < 0.05$ 'i göstermektedir.

Lineer regresyon analizinde 20°de KARPGG'siz durumunda bayan olmak ($p=0.023$, $R^2=0.38$), ve biceps brachii kası kuvveti ($p=0.015$, $R^2=0.38$) en düşük uyum hatası için belirleyici unsurlar olarak kaydedildi. Yine 20°de KARDGG'siz durumunda kübital açı ($p=0.005$,

$R^2=0.54$) ve biceps brachii kası kuvveti ($p=0.011$, $R^2=0.54$) en düşük uyum hatası için belirleyici unsurlar olarak saptandı (Tablo 6).

Propriyosepsiyon algı hataları ile GAS ve AZD arasında anlamlı bir ilişki saptanmadı. Yapılan sorgulamaya göre katılımcıların RehabRoby'yi kabullenme düzeyleri en yüksek puan olan 50 üzerinden ortalama 37.10 ± 4.45 olarak bulundu. Katılımcılar görsel geri bildirim almadıkları zaman ve işlemi dirence karşı yaparlarken RehabRoby'yi kullanmanın kolay olmadığını düşünmekteydi.

Tartışma

Bu çalışmada RehabRoby ile dirsek fleksiyon hareketi (0°-160° N) yapılırken sağlıklı katılımcıların proprioseptif duygusu değerlendirildi.^[32] Çalışmanın başında FZT öğrencilerinin artmış kinestetik duygusu ve vücut imajı farkındalığından dolayı EEM öğrencilerine göre daha az hata yapacakları beklenmekteydi. Entellektüel, fizyolojik ve sosyal deneyimlerin olduğu kadar biyolojinin de vücut imajını etkilediği kabul edilmektedir.^[33] Dolayısıyla, FZT öğrencilerinin hareket şekilleri ve eklemler pozisyonlarına uyumlarının daha yüksek olabileceği varsayılmıştır.

Proprioseptif ve görsel bilgilerin, dirsek eklemine tek eklemlili hızlı uzanma hareketleri boyunca kat edilen yolun kontrolüne katkısını inceleyen çalışmalar literatürde bulunmaktadır.^[34] Hareket mesafesinin kontrolünü incelemek üzere Bagesteiro ve ark.^[34] dirsek eklemine 90, 95, 100 ve 105 derecelerden başlayarak hedef olarak seçtikleri 115 ve 125 derecelere doğru tekrarlanması üzerinde çalışmışlardır. Walsh ve ark. ise 15, 30 ve 45 derecelerde ön kolun pozisyon duygusuna yorgunluğun etkilerini araştırmışlardır.^[35] Çalışmamızda da günlük yaşam aktivitelerinde sıklıkla kullanılan 20, 45 ve 90 derecelik fleksiyon açıları seçilmiştir.

Katılımcıların propriyosepsiyon duygularını anlayabilmek için hedef açılara ulaşabilme yeteneği değerlendirildi. Ön kola etki eden yerçekimi kuvvetleri dirseğin pozisyonuna göre değişiklik göstermektedir (20°de vertikale yakın, 45°de oblik ve 90°de horizontal).^[34]

Tablo 6. Lineer regresyon analizine göre GG'siz KARP ve KARD üzerinde belirleyici faktörler.

Yapılacak işlem	Belirleyici faktör	Standardize katsayılar (β)	p
KARP	Cinsiyet (bayan olmak)	-0.49	0.023
	Biceps brachii kası kuvveti	0.53	0.015
	Sabit sayı		0.003
KARD	Kübital açı	0.617	0.005
	Biceps brachii kası kuvveti	0.520	0.011
	Sabit sayı		0.040

KARP: $R=0.62$, $R^2=0.38$, düzeltilmiş $R^2=0.31$. KARD: $R=0.73$, $R^2=0.54$, düzeltilmiş $R^2=0.45$. Kalın değerler $p < 0.05$ 'i göstermektedir.

Dik açıya yaklaştıkça ön kol pozisyon duyusunun da torka bağlı olarak etkilendiği, yerçekimi kuvvetlerine bağlı olarak istemli kontraksiyonun maksimum seviyede olduğu 90°'de hataların arttığı bildirilmektedir.^[34] Buna ek olarak, artmış yerçekimi kuvvetleri nedeniyle ön kol horizontal pozisyona ulaştığında dirsek eklemi torku artmaktadır.^[34] Bununla birlikte, çalışmamızda sadece 20°'de KARPGG'li ve KARDGG'siz durumunda, tork ve en düşük hata payı arasında pozitif bir ilişki bulundu ($p<0.005$). Bulunan bu ilişki torkun artmasına ve daha yüksek propriyosepsiyon girdisinin sonucu gelişen artmış istemli hareket ihtiyacına bağlı olabilir.^[21] Ayrıca, 20°'de KARDGG'siz durumunda biceps brachii kasının gücü ile en az hata payı arasında bir ilişki saptandı ($p<0.005$). Bu sonuç da, farklı açılarda tork ve propriyosepsiyon duyusu arasındaki ilişkinin ve bunun günlük yaşam aktivitelerindeki pasif ve dirençli hareketler üzerine etkisinin araştırılması gerektiği düşüncesini desteklemektedir.

Elde ettiğimiz sonuçlar, propriyosepsiyon duyusunun görme duyusu ile elde edilen konumsal bilgilerin kas kuvveti ve eklem torklarına dönüşmesinde etkin olduğunu desteklemektedir.^[33] Sonuçlar dirseğin 20° ve 45° fleksiyonunda GG'siz propriyosepsiyon duyusundaki hassasiyetin anlamlı derecede azaldığını da göstermektedir ($p<0.01$). Sonuç olarak bu veriler, görmenin motor aktivite üzerindeki etkinliğini desteklemektedir. Bununla birlikte, Cruise ve ark.'nın da belirttiği gibi, görme ortadan kaldırılırsa görsel veriler dirsek fleksiyonu yapmaya çalışılırken bir ayna etkisi yaratacaktır.^[36] Bu durumda, daha önce 'görölmüş' olan bir dirsek eklemi pozisyonu, hafızadaki kontraksiyon hikayesi ve kas boyu değişikliklerine bağlı olarak 'hissedilen' eklem pozisyonu bilgisi ile birleşecektir.^[37] Bu yüzden, görmenin değişik ortamlardaki etkilerinin de robotik çalışmalar ile araştırılmasında yararlı olacağı kanısındayız.

Biceps brachii kasının 20°'de KARDGG'siz durumda propriyoseptif duyu üzerinde etkili olduğu sonucuna varılmıştır. Gövde fleksör kaslarının kuvvet dengesizliğinin, kronik bel ağrısı olan hastalarda yorgunluk sonrası oluşan propriyosepsiyon eksikliğini açıklayıcı özellikte olduğu bildirilmiştir.^[38] Kübital açı da 20°'lik harekette KARDGG'siz durumda propriyosepsiyon duyusu üzerine etkili bulunmuştu. Bayan öğrencilerin 20°'lik harekette GG'siz başarılarının daha yüksek olduğu gözlemlendi. Bu nedenle, ileriki çalışmalarda cinsiyet farklılıklarına ilişkin propriyosepsiyon araştırmalarının yapılmasında yarar olduğu kanaatindeyiz.

Çalışmalar yağ dokusu birikiminin vücut dengesini azaltabileceği ve aşırı obez gençlerde ve yaşlı hastalarda düşmelere neden olabileceğini göstermektedir.^[39] Ayrıca, VKİ olarak ifade edilen vücut kitesindeki artma ile postural denge daha kötüye gidecektir.^[40] Bununla birlikte, VKİ uyum hatası açısından iki grup için

de bir belirleyici olarak bulunmamıştır. Bu durum, bütün katılımcıların VKİ değerlerinin birbirine yakın olmasından kaynaklanmış olabilir.

Katılımcılar test bir dirence karşı yapılırken ve GG'siz durumda işlemin daha zor olduğunu ifade etmişlerdir. Tüm katılımcılar RehabRoby'nin güvenli, kullanımı kolay ve kolay takılabilen bir robot olduğunu belirtmektedirler.

Bu çalışmanın sınırlamalarından biri örnek boyutunun küçük olmasıdır. Üst ekstremité değerlendirmelerini RehabRoby ile karşılaştırmalı olarak yapabilmek için farklı fonksiyonel açılarda çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bu çalışma, bir ön çalışma niteliğinde olup RehabRoby'yi bir değerlendirme ve rehabilitasyon aracı olarak ele almaktadır. Bu araç, propriyoseptif bozuklukların teşhis ve rehabilitasyonunda, sağlam tarafın becerileri ile karşılaştırılarak eksikliklerin sayıca tanımlanmasında ve hedef olarak ele alınan aktivitelerin eşleşmesindeki uyum hatalarının anlaşılmasında kullanılabilir.

Teşekkür

Bu çalışma TÜBİTAK tarafından Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projelerini Destekleme Programı (TUBİTAK-3501) çerçevesinde 108E190 no.lu hibe ile desteklenmiştir. Ayrıca, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nden Doç. Dr. Feryal Subaşı'ya çalışmamız boyunca vermiş olduğu destekten dolayı teşekkür ederiz.

Çıkar Örtüşmesi: Çıkar örtüşmesi bulunmadığı belirtilmiştir.

Kaynaklar

1. Krebs HI, Ferraro M, Buerger SP, Newbery MJ, Makiyama A, Sandmann M, et al. Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus. *J Neuroeng Rehabil* 2004;1:5.
2. Lum PS, Burgar CG, Van der Loos HFM, Shor PC, Majmundar M, Yap R. MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: a follow-up study. *J Rehabil Res Dev* 2006;43:631-42.
3. Loureiro R, Amirabdollahian F, Topping M, Driessen, B, Harwin, W. Upper limb mediated stroke therapy - GEN-TLE/s approach. *Autonomous Robots* 2003;15:35-51.
4. Nef T. ARMin Multimodal robot for the movement therapy of the upper extremities. PhD dissertation. Zurich; ETH; 2007.
5. Nef T, Mihelj M, Kiefer G, Perndl C, Müller R, Riener, R. ARMin - Exoskeleton for arm therapy in stroke patients. In: *Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*; 2007 June 13-15; Noordwijk, the Netherlands. p. 68-74.
6. Nef T, Mihelj M, Riener R. ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy. *Med Biol Eng Comput* 2007;45: 887-900.
7. Nef T, Guidali M, Riener R. ARMin III - arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation. *Appl Bionics Biomech* 2009;6:127-42.

8. Housman SJ, Le V, Rahman T, Sanchez RJ Jr, Reinkensmeyer DJ. Arm-training with T-WREX after chronic stroke: preliminary results of a randomized controlled trial. In: Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics; 2007 June 13-15; Noordwijk, the Netherlands. p. 562-8.
9. Sanchez RJ Jr, Wolbrecht E, Smith R, Liu J, Rao S, Cramer S, et al. A pneumatic robot for re-training arm movement after stroke: rationale and mechanical design. In: Proceedings of the IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics; 2005 June 28-July 1; Chicago, USA. p. 500-4.
10. Frisoli A, Borelli L, Montagner A, Marcheschi S, Procopio C, Salsedo F, et al. Arm rehabilitation with a robotic exoskeleton in virtual reality. In: Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics; 2007 June 13-15; Noordwijk, the Netherlands. p. 631-42.
11. Kousidou S, Tsagarakis NG, Smith C, Caldwell DG. Task-orientated biofeedback system for the rehabilitation of the upper limb. In: Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics; 2007 June 13-15; Noordwijk, the Netherlands. p. 376-84.
12. Aisen ML, Krebs HI, Hogan N, McDowell F, Volpe BT. The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke. *Arch Neurol* 1999;54:443-6.
13. Volpe BT, Krebs HI, Hogan N, Edelstein OTR L, Diels C, Aisen M. A novel approach to stroke rehabilitation: robot-aided sensorimotor stimulation. *Neurology* 2000;54:1938-44.
14. Volpe BT, Krebs HI, Hogan N. Is robot-aided sensorimotor training in stroke rehabilitation a realistic option? *Curr Opin Neurol* 2001;14:745-52.
15. Prange GB, Jannink MJ, Groothuis-Oudshoorn CG, Hermens HJ, Ijzerman MJ. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *J Rehabil Res Dev* 2006;43:171-84.
16. Kwakkel G, Kollen BJ, Krebs HI. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. *Neurorehabil Neural Repair* 2008;22:111-21.
17. Fasoli SE, Krebs HI, Hogan N. Robotic technology and stroke rehabilitation: translating research into practice. *Top Stroke Rehabil* 2004;11:11-9.
18. Fasoli SE, Krebs HI, Stein J, Frontera WR, Hogan N. Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke. *Arc Phys Med Rehabil* 2003;84:477-82.
19. Staubli P, Nef T, Klamroth-Marganska V, Riener R. Effects of intensive arm training with the rehabilitation robot ARMin II in chronic stroke patients: four single-cases. *J Neuroeng Rehabil* 2009;6:46.
20. Sanchez RC, Liu J, Rao S, Shah P, Smith R, Rahman T, et al. Automating arm movement training following severe stroke: functional exercises with quantitative feedback in a gravity-reduced environment. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2006;14:378-89.
21. Lephart SM, Riemann BL, Fu FH. Introduction to the sensorimotor system. In: Scott ML, Freddie HF, editors. *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign, IL: Human Kinetics; 2000. p. 27-9.
22. Casadio M, Morasso P, Sanguineti V, Giannoni P. Minimally assistive robot training for proprioception enhancement. *Exp Brain Res* 2009;194:219-31.
23. Tyson S, Hanley M, Chillala J, Selley AB, Tallis RC. Sensory loss in hospital-admitted people with stroke: characteristics, associated factors and relationship with function. *Neurorehabil Neural Repair* 2008;22:166-72.
24. Ozkul F, Barkana DE, Demirbas SB, Inal S. Evaluation of proprioceptive sense of the elbow joint with RehabRoby. In: Proceedings of the 11th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics; 2011 June 29-July 1; Zurich, Switzerland. p. 1-6.
25. Ozkul F, Barkana DE. Design and control of an upper limb exoskeleton robot RehabRoby. In: Proceedings of 12th Conference Towards Autonomous Robotic Systems; 2011 August 31-September 2; Sheffield, UK. p. 125-36.
26. Magermans DJ, Chadwick EK, Veeger HE, Van der Helm FC. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005;20:591-9.
27. Morrey BF, Askew LJ, Chao EY. A biomechanical study of normal functional elbow motion. *J Bone Joint Surg Am* 1981;63:872-7.
28. Sardelli M, Tashjian RZ, MacWilliams BA. Functional elbow range of motion for contemporary tasks. *J Bone Joint Surg Am* 2011;93:471-7.
29. Goble, DJ. Proprioceptive acuity assessment via joint position matching: from basic science to general practice. *Phys Ther* 2010;90:1174-84.
30. Borg G. Borg's perceived exertion and pain scales. Champaign, IL: Human Kinetics; 1998. p. 29-38.
31. Dittner AJ, Wessely SC, Brown RG. The assessment of fatigue: a practical guide for clinicians and researchers. *J Psychosom Res* 2004;56:157-70.
32. Vasen AP, Lacey SH, Keith MW, Shaffer JW. Functional range of motion of the elbow. *J Hand Surg Am* 1995;20:288-92.
33. Winnick JP, Lavay BW. Perceptual-motor development. In: Winnick JP, editor. *Adapted physical education*. Champaign, IL: Human Kinetics; 2005. p. 359-72.
34. Bagesteiro LB, Sarlegna FR, Sainburg RL. Differential influence of vision and proprioception on control of movement distance. *Exp Brain Res* 2006;171:358-70.
35. Walsh LD, Hesse CW, Morgan DL, Proske U. Human forearm position sense after fatigue of elbow flexor muscles. *J Physiol* 2004;558:705-15.
36. Cruise H, Dean I, Heuer H, Schmidt RA. Utilization of sensory information for motor control. In: Neumann O, Printz W, editors. *Relationship between perception and action*. Berlin: Springer-Verlag; 1990. p. 43-79.
37. Brown LE, Rosenbaum DA, Sainburg RL. Limb position drift: implications for control of posture and movement. *J Neurophysiol* 2003;90:3105-18.
38. Yilmaz B, Yasar E, Taskaynatan MA, Göktepe AS, Tugcu I, Yazicioglu K, et al. Relationship between lumbar muscle strength and proprioception after fatigue in men with chronic low back pain. *Turkish Journal of Rheumatology* 2010; 25:68-71.
39. McGraw B, McClenaghan BA, Williams HG, Dickerson J, Ward DS. Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:484-9.
40. Greve J, Alonso A, Bordini AC, Camanho GL. Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics (Sao Paulo)* 2007;62:717-20.