



T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DİZ EKLEMİNDE KRONİK ORTOPEDİK PROBLEMİ OLAN
HASTALARDA NİNTENDO WII® İLE YAPILAN EĞİTİMİN
DENGEYE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

Cihan Caner AKSOY

**Mayıs 2015
DENİZLİ**

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

**DİZ EKLEMİNDE KRONİK ORTOPEDİK PROBLEMİ OLAN
HASTALARDA NİNTENDO Wİİ® İLE YAPILAN EĞİTİMİN DENGEYE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

Cihan Caner AKSOY

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. Ummuhan BAŞ ASLAN
İkinci Danışman: Doç. Dr. Ferruh TAŞPINAR**

Mayıs, 2015

DOKTORA TEZİ ONAY FORMU

Cihan Caner AKSOY tarafından Prof. Dr. Ummuhan BAŞ ASLAN yönetiminde hazırlanan "Diz Eklemінде Kronik Ortopedik Problemi Olan Hastalarda Nintendo Wii İle Yapılan Eğitimin Dengeye Etkisinin İncelenmesi" başlıklı tez tarafımızdan okunmuş olup, kapsamı ve niteliği açısından bir doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Uğur CAVLAK
Pamukkale Üniversitesi

Üye(DANIŞMAN) Prof. Dr. Ummuhan BAŞ ASLAN
Pamukkale Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. Suat EREL
Pamukkale Üniversitesi

Üye: Yrd. Doç. Dr. Betül TAŞPINAR
Dumlupınar Üniversitesi

Üye: Yrd. Doç. Dr. Özgen ARAS
Dumlupınar Üniversitesi

Pamukkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 14.7.15
Tarih ve 12-7 sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Zekiye Melek BOR KÜÇÜKATAY

Müdür

Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırılmalarının yapılması ve bulgularının analizlerinde bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini; bu çalışmanın doğrudan birincil ürünü olmayan bulguların, verilerin ve materyallerin bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterildiğini ve alıntı yapılan çalışmalara atfedildiğini beyan ederim.

Öğrenci Adı Soyadı : Cihan Caner AKSOY

İmza :

ÖZET

DİZ EKLEMİNDE KRONİK ORTOPEDİK PROBLEMİ OLAN HASTALARDA NİNTENDO WII® İLE YAPILAN EĞİTİMİN DENGEEYE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Cihan Caner AKSOY
Doktora Tezi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon AD
Tez Yöneticisi: Prof. Dr. Ummuhan BAŞ ASLAN
İkinci Danışman: Doç. Dr. Ferruh TAŞPINAR

Mayıs 2015, 88 Sayfa

Nintendo Wii® (NW) bir video oyun sistemidir. Son yıllarda rehabilitasyon alanında video oyunu sistemleri ile tedavi metodu giderek artmaktadır. Çalışmamızın birinci amacı kronik ortopedik diz problemi olan hastalarda NW ile yapılan denge eğitiminin denge ve kas kuvveti üzerine etkisinin incelenmesidir. Çalışmamızın ikinci amacı NW sisteminden elde edilen denge sonuçları ile stabilometre ve Tek Ayak Üstünde Durma Testi (TAÜD) sonuçları arasındaki ilişkiyi değerlendirmektir.

Yaş ortalaması 23.85 ± 4.62 yıl olan 33 gönüllü, kontrol (n=18) ve çalışma (n=15) gruplarına rastgele ayrılmıştır. Kontrol grubundaki katılımcılara 6 hafta ara ile değerlendirmeler yapılırken çalışma grubuna 6 hafta süreyle haftada 3 gün NW denge eğitimi verilmiştir. Eğitimlerde NW 'Table Tilt' oyunu kullanılmıştır. Katılımcıların alt ekstremitte kas kuvveti hand-held dinamometre, dengesi NW, Kinesthetic Ability Trainer® (KAT) ve TAÜD testleri ile değerlendirilmiştir. Değerlendirmeler, eğitimden önce ve sonra yapılmıştır.

Çalışma grubunda alt ekstremitte değerlendirilen tüm kasların kuvvetinde ($p < 0.01$), TAÜD testi ($p < 0.01$), KAT parametrelerinde ($p < 0.05$) anlamlı değişiklik olduğu görülmüştür. Kontrol grubu denge parametrelerinde anlamlı gelişme gözlenmemiştir. NW denge değerlendirmeleri ile diğer denge testleri arasındaki ilişkiye bakıldığında TAÜD testi sonuçları ile hem tek hem çift ayak NW alan sonuçları arasında anlamlı, ancak düşük düzeyde ($r = 0.35$, $r = 0.36$) bir ilişki görülmektedir. KAT ve NW denge sonuçları arasında ise anlamlı bir ilişki görülmemiştir ($p > 0.05$).

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar kronik ortopedik diz problemi olan hastalarda NW ile yapılan denge eğitiminin kas kuvveti ve denge üzerinde etkili olduğunu göstermiştir. Bunun yanısıra NW ve KAT denge değerlendirme sistemi arasında ilişki olmadığı sonucuna ulaşılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Sanal Gerçeklik, Denge, Diz Yaralanması.

Bu çalışma, PAÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje No: 2013SBE013).

ABSTRACT

DETERMINING THE EFFICIENCY OF NINTENDO WII® BALANCE TRAINING IN PATIENTS WITH CHRONIC ORTHOPAEDIC PROBLEM IN KNEE JOINT

Aksoy, Cihan Caner

PhD Thesis in Physical Therapy and Rehabilitation

Supervisor: Prof. Ummuhan BAS ASLAN (PT, PhD)

Second Supervisor: Assoc. Prof. Ferruh TAŞPINAR (PT, PhD)

May 2015, 88 Pages

Nintendo Wii® (NW) is a video game system. In the field of rehabilitation the frequency of treatment via video game systems, has steadily increased in recent years. Our primary aim was to investigate the effects of NW-mediated balance training on balance and muscle strength in patients with chronic orthopedic knee problems. Our second aim was to evaluate the correlation between balance results obtained from the NW system and the results of stabilometry and the Single-Leg Balance Test.

Thirty-three volunteers (mean age 23.85 ± 4.62 years) were randomly divided into the control group ($n=18$) and the study group ($n=15$). For the control group, evaluations were performed every six weeks, whereas NW balance training was given to the study group three days/week for a period of six weeks. NW 'Table Tilt' game was used during the training sessions. A hand-held dynamometer was used to evaluate lower extremity muscle strength. Balance was evaluated by using NW, Kinesthetic Ability Trainer® (KAT) and Single-Leg Balance Tests. Evaluations were performed before and after training.

In the study group, significant changes were seen in the strength of all muscles in the lower extremity ($p < 0.01$), single-leg balance test ($p < 0.01$), and KAT parameters ($p < 0.05$). There was no significant change in the control group's balance parameters. When we evaluated the correlation between the results of NW balance test and other balance tests, there was a weak but significant correlation between the results of Single-Leg Balance Test and both single-leg and double-leg NW area results ($r=0.35$, $r=0.36$, respectively). However, there was no significant correlation between KAT and NW balance results ($p > 0.05$).

Our results show that NW-mediated balance training is effective on muscle strength and balance in patients with chronic orthopedic knee problems. In addition, our results indicate that there was no correlation between NW and KAT balance evaluation system.

Key Words: Virtual Reality, Balance, Knee Injury.

This study was supported by Pamukkale University Scientific Research Projects Coordination Unit through project number 2013SBE013.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresinde gece, gündüz, tatil demeden yanımda olan, bilgi ve deneyimleri ile her zaman beni destekleyip cesaretlendiren danışman hocalarım 'Pamukkale Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Müdür Yardımcısı' Sayın Prof. Dr. Ummuhan BAŞ ASLAN ve 'Dumlupınar Üniversitesi Sağlık Yüksekokulu Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölüm Başkanı' Sayın Doç. Dr. Ferruh TAŞPINAR'a,

Her zaman destek ve öngörülerini ile yolumuza ışık tutan 'Pamukkale Üniversitesi S.B.E. Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon AD Başkanı' ve 'Pamukkale Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Müdürü' değerli hocamız Sayın Prof. Dr. Uğur CAVLAK'a,

Mesleki yaşantımın başlaması ve devamında sonsuz emekleri bulunan Sayın Prof. Dr. Ali CIMBİZ'a,

Katılımcıların diz problemlerine ilişkin teşhislerinin konmasını sağlayan 'Dumlupınar Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji AD' öğretim üyelerinden Sayın Yrd. Doç. Dr. Sermet İNAL'a

Doktora süreci boyunca ders aldığım, bilgi, birikim ve deneyimlerini bizlerle paylaşan tüm öğretim üyelerine,

Destekleri ile her zaman yanımda olan ve her türlü fedakarlıkta bulunan tüm 'Dumlupınar Üniversitesi Sağlık Yüksekokulu Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü' öğretim üyeleri ve öğretim elemanlarına,

Hayata sıfırdan başladığımız, bugünlere gelebilmemdeki yegane gücüm, her zaman yanımda olan herşeyim, anneme,

Benimle ağlayıp benimle gülen, can yoldaşım, hayat kaynağımız, biricik eşime,

Geldiği günden itibaren bize şans, mutluluk ve huzur veren oğlum Melih Mete'ye,

Ve tüm hayatım boyunca her koşulda yanımda olan dostlarıma, değerli katılımcılarıma teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
TABLolar DİZİNİ	viii
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
1.1. Tezin Amacı	2
2. KURAMSAL BİLGİLER VE LİTERATÜR TARAMALARI	4
2.1. Diz Ekleminin Anatomisi	4
2.1.1. Diz eklemini oluşturan kemik yapılar	4
2.1.1.1. Femur	4
2.1.1.2. Patella	4
2.1.1.3. Tibia	5
2.1.2. Eklem kapsülü	5
2.1.3. Diz ekleminin ligamentleri	6
2.1.3.1. Ekstrakapsüler ligamentler	6
2.1.3.2. İntrakapsüler ligamentler	7
2.1.4. Menisküsler	7
2.1.5. Bursalar	8
2.1.6. Sinovyal Membran	8
2.1.7. İnnervasyonu	8
2.2. Diz Ekleminin Hareket ve Kasları	8
2.3. Diz Ekleminin Biyomekaniği	9
2.4. Diz Ekleminin Patolojileri	10

2.4.1.	Menisküs yaralanmaları.....	10
2.4.2.	Eklem kıkırdağı yaralanmaları	11
2.4.3.	Patellofemoral ağrı sendromu.....	11
2.4.4.	Patella dislokasyonu.....	11
2.4.5.	Patellar tendinitopati	12
2.4.6.	Ligament yaralanmaları	12
2.4.7.	Kırıklar.....	12
2.4.8.	Patellar tendon rüptüleri	12
2.4.9.	Bursitler	13
2.5.	Diz Yaralanmaları ve Denge	13
2.6.	Denge ve Ağırlık Aktarım Asimetrisi.....	14
2.6.1.	Dengenin sağlanması	15
2.6.2.	Vestibüler sistem ve denge.....	16
2.6.3.	Görme ve denge.....	16
2.6.4.	Somatosensasyon kaynakları	17
2.6.5.	Postüral dengenin sağlanabilmesi için somatosensasyon'un önemi	17
2.7.	Denge Değerlendirme Yöntemleri.....	18
2.7.1.	Statik duruş denge testleri	18
2.7.2.	Duyusal manipülasyon testleri	19
2.7.3.	Fonksiyonel skalalar	19
2.8.	Ağırlık Aktarım Asimetrisi Değerlendirme Yöntemleri.....	20
2.8.1.	Klinik için ölçme yöntemleri.....	20
2.8.2.	Araştırma için ölçme yöntemleri.....	20
2.9.	Denge Eğitimi	21
2.10.	Sanal Gerçeklik	22
2.10.1.	Tarihçesi.....	23
2.10.2.	Rehabilitasyonda sanal gerçeklik kullanımının avantaj ve dezavantajları	24
2.10.3.	Sanal gerçeklik sistem tipleri.....	25
2.10.4.	Ortopedik rehabilitasyonda sanal gerçeklik temelli rehabilitasyon	27
2.11.	Hipotezler	28
3.	GEREÇ VE YÖNTEMLER.....	29
3.1.	Çalışmanın Yapıldığı Yer.....	29
3.2.	Çalışma Süresi	29
3.3.	Katılımcılar	29
3.3.1.	Katılımcılar için araştırmaya dahil olma kriterleri.....	30
3.3.2.	Katılımcılar için dışlama kriterleri	30

3.3.3.	Katılımcılar için çalışmadan çıkarılma kriterleri	30
3.4.	Değerlendirme	31
3.5.	Veri Toplama Araçları	32
3.5.1.	Kas kuvveti ölçümleri	32
3.5.1.1.	Kalça fleksör kas kuvveti ölçümü	32
3.5.1.2.	Diz ekstansör kas kuvveti ölçümü	33
3.5.1.3.	Ayak bileği dorsifleksiyon kas kuvveti ölçümü	33
3.5.1.4.	Kalça abdüktör kas kuvveti ölçümü	33
3.5.1.5.	Kalça ekstansör kas kuvveti ölçümü	34
3.5.1.6.	Diz fleksör kas kuvveti ölçümü	34
3.5.2.	Denge değerlendirmeleri	35
3.5.2.1.	Nintendo Wii® ile denge değerlendirmeleri	35
3.5.2.2.	Kinesthetic Ability Trainer® denge değerlendirmeleri	37
3.5.2.3.	Tek ayak üzerinde durma testi	39
3.6.	Nintendo Wii® Eğitim Programı	40
3.7.	İstatistiksel Analiz	42
4.	BULGULAR	43
5.	TARTIŞMA	56
5.1.	Nintendo Wii® Denge Eğitiminin Etkisinin İncelenmesi	60
5.2.	Nintendo Wii® ile Diğer Denge Değerlendirmeleri Arasındaki İlişkinin İncelenmesi	67
6.	SONUÇ	73
7.	KAYNAKLAR	74
8.	ÖZGEÇMİŞ	88
9.	EKLER	
	Ek-1. Pamukkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Komisyon Kararı	
	Ek-2. Değerlendirme Formu	
	Ek-3 Resim Çekimi ve Kullanımı Yayın Hakkı Devir Sözleşmesi Formu	

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1 Diz eklemine oluşturan kemik yapılar (Drake vd 2009).....	5
Şekil 2.2 Diz eklemının ligamentleri (Drake vd 2009)	6
Şekil 2.3 Diz eklemi kasları (Cleland 2005)	9
Şekil 2.4 Sensorama (Web-1)	23
Şekil 3.1 Olguların çalışmaya katılımı.....	31
Şekil 3.2 Lafayette® hand-held dinamometre.....	33
Şekil 3.3 Katılımcıların kalça fleksör (A), diz ekstansör (B), ayak bileği dorsifleksör (C), kalça abdüktör (D), kalça ekstansör (E) ve diz fleksör kas kuvveti ölçümü (F)	34
Şekil 3.4 WDP	35
Şekil 3.5 Çift ayak üzerinde WDP denge değerlendirilmesi ve ayakların yerleşimi	36
Şekil 3.6 Tek ayak üzerinde WDP denge değerlendirilmesi.....	36
Şekil 3.7 NW ile alan ve ağırlık aktarım asimetrisi oran değerlendirme ekran görüntüleri.....	37
Şekil 3.8 NW ve KAT denge değerlendirme düzeneği	37
Şekil 3.9 KAT yeni katılımcı kayıt ekranı	38
Şekil 3.10 KAT denge değerlendirme sonucu ekranı.....	39
Şekil 3.11 Tek ayak üzerinde durma testi	40
Şekil 3.12 NW ile denge eğitimi.....	42
Şekil 3.13 Table tilt oyunu ekran görüntüsü.....	41
Şekil 4.1 Kontrol grubu başlangıç ve 6 hafta sonraki hasta taraf kas kuvveti ölçümlerinin karşılaştırılması.....	49
Şekil 4.2 Kontrol grubu başlangıç ve 6 hafta sonraki sağlam taraf kas kuvveti ölçümlerinin karşılaştırılması.....	49
Şekil 4.3 Çalışma grubu eğitim öncesi ve sonrası hasta taraf kas kuvveti ölçümlerinin karşılaştırılması	50
Şekil 4.4 Çalışma grubu eğitim öncesi ve sonrası sağlam taraf kas kuvveti ölçümlerinin karşılaştırılması	50

TABLOLAR DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 2.1 Diz eklemi hareketleri ve yaptırın kaslar	8
Tablo 4.1 Olguların demografik özellikleri	43
Tablo 4.2 Olguların tanımlayıcı verileri	44
Tablo 4.3 Grupların eğitim öncesi kas kuvvetlerinin karşılaştırılması	45
Tablo 4.4 Grupların eğitim öncesi denge verilerinin karşılaştırılması	46
Tablo 4.5 Gruplarda eğitim öncesi ve sonrası sağlam ve hasta taraf kas kuvvetlerinin karşılaştırılması	47
Tablo 4.6 Gruplarda eğitim öncesi sağlam ve hasta taraf TAÜD testi sonuçlarının karşılaştırılması	47
Tablo 4.7 Gruplarda eğitim öncesi ve sonrası kas kuvveti verilerinin karşılaştırılması	49
Tablo 4.8 Gruplarda eğitim öncesi ve sonrası denge parametrelerinin karşılaştırılması	53
Tablo 4.9 Olguların çift ayak KAT, NW ve hasta taraf TAÜD testi arasındaki ilişkinin incelenmesi.....	54
Tablo 4.10 Olguların hasta taraf KAT, NW ve TAÜD testi arasındaki ilişkinin incelenmesi.....	55

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

AAA.....	Ağırlık aktarım asimetrisi
ABD.....	Amerika Birleşik Devletleri
ACL.....	Anterior cricuate ligament
AP.....	Anteroposterior
ark.....	Arkadaşları
BM.....	Basınç merkezi
cm.....	Santimetre
GM.....	Gravite merkezi
KAT.....	Kinesthetic Ability Trainer®
kg.....	Kilogram
KİS.....	Kas-iskelet sistemi
KM.....	Kütle merkezi
Lig.....	Ligament
m.....	Musculus
m ²	Metrekare
Maks.....	Maksimum
Min.....	Minimum
ML.....	Mediolateral
mm.....	Milimetre
MSS.....	Merkezi sinir sistemi
n.....	Olgu sayısı
N.....	Newton
NW.....	Nintendo Wii®
p.....	İstatistiksel yanılma düzeyi
PFAS.....	Patellofemoral ağrı sendromu
r.....	Korelasyon Katsayısı
RCA.....	Radio Corporation of America
SD.....	Standart Sapma
SG.....	Sanal gerçeklik
sn.....	Saniye
SPSS.....	Statistical Package for the Social Sciences
TAÜD.....	Tek Ayak Üzerinde Durma
VAS.....	Vizüel Analog Skala
vb.....	Ve benzeri
vd.....	Ve diğerleri
VKİ.....	Vücut kütle indeksi
WDP.....	Wii Denge Platformu
X.....	Aritmetik ortalama
%.....	Yüzde

1. GİRİŞ

Diz eklemi femur, tibia ve patella arasında oluşmuş, bikondiler tipte, vücudun en büyük ve en karmaşık eklemidir. Eklem yapısına katılan kemiklerin eklem yüzleri, birbirlerine uyum göstermeyen şekilleriyle karakterizedir. Önemli hareket fonksiyonlarını üstlenmekle birlikte ağırlık taşıma görevi daha fazla olduğundan vücudumuzda yaşlanmaya bağlı olarak ortaya çıkan dejenerasyonlara en yatkın eklemidir (Dere 1999, Ellis 2006).

Denge, vücudun gravite merkezi'ni (GM) destek yüzeyi içinde tutma becerisi olarak tanımlanabileceği gibi postüral denge vücut kütlelerine etki eden kuvvetlerin dengede oluşudur (Hansen vd 2000, Hrysonmallis 2007, Usta 2011). Dengenin etkin kontrolü günlük yaşam aktiviteleri için hayati öneme sahiptir. Statik ayakta duruştan karmaşık dinamik hareketlere kadar pek çok farklı aktivite denge sayesinde yapılabilmektedir (Hassan vd 2001). Sporda ise başarılı olabilmek için iyi bir dengeye sahip olmak gereklidir. Denge sorunları varsa ciddi sakatlıklar oluşabilmektedir (Riley vd 1995, Houglum ve Perrin 2000, Panjan ve Sarabon 2010). Denge kayıpları nedeniyle oluşan kas-iskelet sistemi (KİS) problemleri tüm bireylerde sağlığı ve yaşam kalitesini olumsuz yönde etkileyerek büyük maddi kayıplara neden olmaktadır (Salavati vd 2009, Ruhe vd 2010, Kalisch vd 2011). Bu nedenle klinisyen ve araştırmacılar için denge sorunlarının belirlenerek düzeltilmesi özel bir önem taşımaktadır (Huxham vd 2001).

Farklı hasta gruplarında (alt ekstremitte yaralanmaları, osteoartrit, total diz protezi geçiren hastalar, inme vd) GM lokalizasyonu değişebilmekte bu da ağırlık aktarımında değişikliklere neden olarak ağırlık aktarım asimetrisi'nin (AAA) ortaya çıkmasına yol açmaktadır. AAA zamanla hem az ağırlık hem de aşırı yük binen eklemlerde yapısal değişikliklere neden olmakta, uzun vadede daha büyük tedaviler gerektiren problemlere (kemik yoğunluk düşüşleri, kas kütle kaybı, eklem kıkırdak hasarları, osteoartrit vb.) yol açabilmektedir (Kaplan vd 1981, Bohannon ve Larkin 1985, Heliovaara vd 1993, Hurwitz vd 2000, Hurkmans vd 2003, Lomaglio ve Eng 2005, Ross 2005, Yoo ve Chung 2006, Levinger vd 2008, Andriacchi vd 2009, Christiansen ve Stevens-Lapsley 2010, Harato vd 2010, Clark vd 2011, Bakırhan vd 2013, Christiansen vd 2013, Hopkins vd 2013, Harato vd 2014, Kumar vd 2014).

Denge değerlendirmelerinde kullanılan pek çok yöntem bulunmaktadır. Objektif postural salınım lmeleri, ayakta durma sırasında basınç merkezi (BM) değişiminin değerlendirilmesi en sık kullanılan yöntemlerinden birisidir. Ayakta durma dengesinin değerlendirilmesinde laboratuvar tabanlı kuvvet platformları altın standart olarak kabul edilmektedir. Kuvvet platformu, stabilometre ve diğer cihazlarda bulunan sensörler yardımı ile yer reaksiyon kuvvetlerinin ortalamaları değerlendirilerek BM parametreleri (BM hızı, uzunluğu, alanı vb.) kaydedilir (Chiari vd 2002). Salınımların yapısı postural kontrolün sağlanabilmesi için kullanılan strateji ve mekanizmalar hakkında bilgi vermektedir (Lephart ve Fu 2000, Carpenter vd 2001, Lin vd 2008, Park ve Lee 2014). Ancak kuvvet platformlarının pahalı olmaları, bir yerden başka bir yere taşınma ve kurulumundaki zorluklar nedeniyle klinikte sınırlı olarak kullanılmaktadır (Ruff vd 2015).

Sanal gerçeklik (SG); gerçek zamanlı, interaktif, çoklu duyuşal girdilerden oluşan bilgisayar tabanlı simülasyon ortamıdır. SG kavramı kısaca 'gerçeğin yeniden inşa edilmesi olarak' tanımlanabilir. İlk kez 1980'li yıllarda kullanılmaya başlanmış, daha sonra programlama ve bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelere paralel olarak 90'lı yıllarda kullanım alanı genişlemiştir. SG temelli tedaviler rehabilitasyon teknolojisinin en yenilikçi ve gelecek vaat eden gelişmelerden birisidir. Çeşitli boyut ve özelliklere sahip SG sistemleri bulunmaktadır (Karaduman vd 2013).

Karmaşık SG sistemlerinin gerektirdiği yüksek maliyet, teknik donanım ve yazılım ihtiyaından dolayı klinisyen ve araştırmacılar ulaşılabilir, yaygın teknolojilere yönelmektedir. Son yıllarda Microsoft Xbox 360™ , Sony Playstation® Eyetoy ve Nintendo Wii® (NW) gibi oyun konsolları ile yapılan çalışmaların sayısı artmaktadır. Sınırlı kaynaklar içinde bu konsolların rehabilitasyonda faydalı olduğunu bildiren çalışmalar bulunmaktadır (Holmes vd 2012, Yamamoto ve Matsuzawa 2013, Kerem Gunel vd 2014).

İnteraktif oyun endüstrisindeki gelişimler, bilgisayarlar gibi oyun konsollarının da evlerin vazgeçilmez bir parçası olmaya başlaması, gelecekte bu konsolların insanların yaşam şekillerinin bir parçası olabileceğini göstermektedir. Yaygınlaşan konsollar ve teknolojideki gelişmelerle SG temelli rehabilitasyon uygulamalarının yaygınlaşması beklenmektedir (Rizzo ve Kim 2005).

1.1. Tezin Amacı

Bu çalışmanın amacı kronik ortopedik diz problemi olan hastalarda NW ile yapılan denge eğitiminin denge ve kas kuvveti üzerine etkisinin incelenmesidir. Çalışmanın diğer amacı ise NW sistemi ile denge değerlendirmesinden elde edilen sonuçlar ile çalışmada

dengenin değerlendirilmesinde kullanılacak olan Tek Ayak Üstünde Durma (TAÜD) testi ve Kinesthetic Ability Trainer® (KAT) sonuçları arasındaki ilişkiyi araştırmaktır.

Wii Denge Platformu'nun (WDP) denge değerlendirmesinde geçerli bir yöntem olduğu belirlenirse, uygulanan tedavinin etkinliği, hastaların denge parametrelerine ilişkin değişimleri göreceli olarak ucuz ve kolayca erişilebilir bir cihazla belirlenecektir. Bu cihazla diz ekleminde kronik ortopedik problemi olan hastalarda denge eğitiminin etkisi ve dengenin değerlendirilmesinde geçerliğinin incelendiği çalışma sayısı yetersizdir. Çalışmamızın sonucunda NW sistemi ile denge eğitimi etkin bulunursa NW sisteminin bir SG yaklaşımı olarak ortopedik rehabilitasyon alanında kullanılması önerilecektir.



2. KURAMSAL BİLGİLER VE LİTERATÜR TARAMALARI

2.1. Diz Eklemi Anatomisi

Diz eklemi femur, tibia ve patella arasında oluşmuş, bikondiler tipte, vücudun en büyük ve en karmaşık eklemidir (Şekil 2.1). Eklem yapısına katılan kemiklerin eklem yüzleri, birbirlerine uyum göstermeyen şekilleriyle karakterizedir. Önemli hareket fonksiyonlarını üstlenmekle birlikte ağırlık taşıma görevi daha fazla olduğundan vücudumuzda yaşlanmaya bağlı olarak ortaya çıkan dejenerasyonlara en yatkın eklemidir (Dere 1999, Ellis 2006). Fleksiyon, ekstansiyon, medial ve lateral rotasyon hareketleri yapılabilir (Neumann 2002, Yıldırım 2003).

2.1.1. Diz eklemine oluşturan kemik yapılar

2.1.1.1. Femur

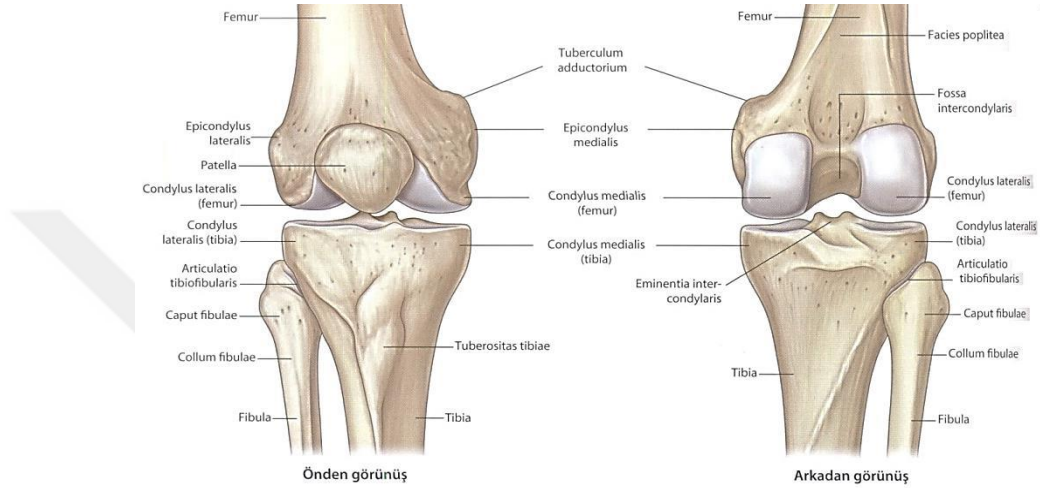
Femur insan vücudunun en uzun ve sağlam kemiğidir. Vücudun desteklenmesinin yanısıra, diz ve kalça eklemine yapısına katılarak hareketliliğin sağlanmasında da önemli rol oynar. Femurun alt kısmında tibia ile eklem yapmasını sağlayan kondilleri bulunmaktadır.

Femur'un alt ucu, üst uca göre daha geniş ve kalın olup, arkada fossa interkondilaris ile ikiye ayrılmış medial ve lateral kondillerden oluşur. Kondillerin anterioinferior yüzleri eklem yüzü niteliğinde olup tibia üst ucu ve patella ile eklem yapar (Şekil 2.1) (Scott ve Colman 1996, Neumann 2002, Yıldırım 2003, Kuru vd 2012).

2.1.1.2. Patella

Patella, vücudumuzdaki sesamoid kemiklerin en büyüğüdür (Şekil 2.1). Düz ve üç köşeli bir yapıya sahiptir. Küçük bir kemik olmasına rağmen diz eklemi biyomekaniği için çok önemlidir (Neumann 2002, Yıldırım 2003, Kuru vd 2012).

Dizdeki ekstansör mekanizmayı m. quadriceps, patella, patellar tendon, tibial tüberkül ve medial retinakulum oluşturmaktadır. Patellofemoral eklem, dizin ekstansiyon mekanizmasında m. quadricepsin kuvvet kolunu uzatıp, kas kuvvetinin yönünü değiştirerek dizin stabilitesinde önemli rol oynamaktadır. Patella diz hareketleri sırasında yukarıya doğru kaymakta ve rotasyon yapmaktadır. Patella sayesinde m. quadricepsin çekme açısı değişmektedir. Patella olmaz ise m. quadricepsin çekme kuvveti %30 azalır (Scott ve Colman 1996).



Şekil 2.1 Diz eklemine oluşturan kemik yapılar (Drake vd 2009)

2.1.1.3. Tibia

Tibia, bacağın medialinde yer alan üst ucu daha kalın, uzun tübüler bir kemiktir. Esas görevi vücut ağırlığının ayak bileğine aktarılması olan tibia üç bölümde incelenir. Üst uç oldukça kalın olup, femurun alt ucu ile eklem yapan iki kondilden oluşur. Kondillerin üst yüzeyi eminentia intercondylaris ile birbirinden ayrılır. Üst uçla gövdenin en geçiş yerinde ön yüzde pürüzlü belirgin bir kabarıklık görülür. Lig. patellanın yapıştığı, derinin altında kolayca palpe edilebilen bu kabarıklık tuberositas tibia olarak adlandırılır (Şekil 2.1) (Scott ve Colman 1996, Neumann 2002, Yıldırım 2003).

2.1.2. Eklem kapsülü

Eklem kapsülü, eklem yüzeylerinin kenarlarına tutunur ve eklem yan yüzleri ile arka yüzünü sarar. Eklem kapsülünün her iki yanını, m. vastus lateralis ve medialis'in tendonlarından gelen lifler takviye ederek kuvvetlendirir. Eklem kapsülünün arka tarafını

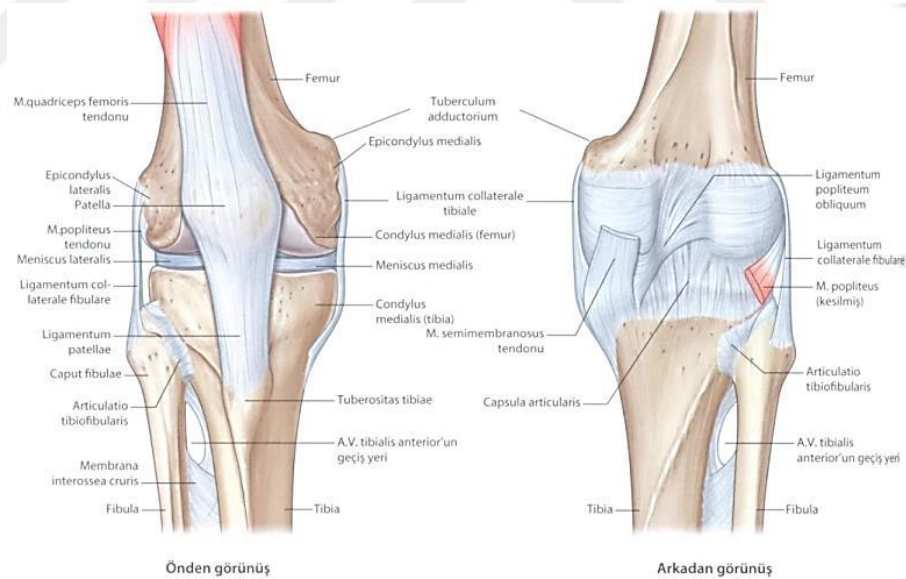
ise lig. popliteum obliquum takviye ederek kuvvetlendirir (Scott ve Colman 1996, Dere 1999, Houglum ve Perrin 2000, Snell 2004).

2.1.3. Diz eklemi ligamentleri

2.1.3.1. Ekstrakapsüler ligamentler

Diz eklemi ekstrakapsüler ligamentleri lig. collaterale tibia, lig. collaterale fibulare, lig. lateralis, lig. arcuatum, lig. popliteum obliquum, retinaculum patella mediale ve laterale'dir (Şekil 2.2). Bu ligamentler eklemi kapsül dışından destekleyerek stabilitesinin korunmasına yardımcı olur.

Lig. collaterale tibia, geniş ve yassıdır. Medial kondilden tibia iç yüzüne gider. Medial menisküsün iç yüzüne yapışır ve dizin hiperekstansiyonunu engeller. Yandan gelen kuvvetlere karşı koyar. Lig. collaterale fibulare ise lateral epikondilden fibula başına uzanır (Şekil 2.2). Dış menisküsten popliteus tendonu ile ayrılır. Dizin hiperekstansiyonu ve tibianın yana doğru hareketlerini sınırlar (Scott ve Colman 1996, Dere 1999, Yıldırım 2003, Snell 2004).



Şekil 2.2 Diz eklemi ligamentleri (Drake vd 2009)

Diz eklemi her iki yanında vastus fasyalarının uzantıları tarafından retinaculum patella mediale ve laterale oluşur. Önde ligamentum patella lateralde eklem kapsülünün menisküslere yapıştığı noktada kalınlaşması ile lig. lateralis meydana gelir. Benzer

şekilde eklem kapsülünün arkada kalınlaşması ile birlikte lig. popliteum arcuatum oluşur (Scott ve Colman 1996, Dere 1999, Yıldırım 2003, Snell 2004).

M. gastrocnemius'un iki başı arasında semimembranosus tendonunun bir uzantısı eklem kapsülünü destekler. Bu uzantı lig. popliteum obliquum adını alır ve eklem kapsülünün arka kısmını kuvvetlendirir (Şekil 2.2) (Scott ve Colman 1996, Dere 1999, Yıldırım 2003, Snell 2004).

2.1.3.2. İntrakapsüler ligamentler

Diz eklemine intrakapsüler ligamentleri anterior cricuate ligament (ACL), posterior cricuate ligament ve lig. transversum genus'tur. ACL area interkondilaris anteriordan başlayarak yukarıya, arka dışa uzanır ve femur lateral kondilinin iç yüzünün arkasına tutunur. Fleksiyonda gevşerken, ekstansiyonda gerilir. Tibianın rotasyonu ve öne hareketini sınırlar. Diz fleksiyonda iken tibia arkaya doğru itildiğinde tibia'nın arkaya kaymasına engel olur (Scott ve Colman 1996, Dere 1999, Yıldırım 2003, Snell 2004).

Posterior cricuate ligament area interkondilaris posteriordan başlayarak yukarıya, öne içe uzanır. Bu ligamentin ön bölümündeki lifler, ekstansiyonda gevşerken, fleksiyonda ise gerilir. Arka taraftaki lifler ise ekstansiyonda gerilir ve tibianın arkaya doğru hareketini sınırlar. Oldukça kuvvetli bir ligamenttir ancak aşırı kuvvetlerin etkisiyle yaralanabilir (Scott ve Colman 1996, Dere 1999, Yıldırım 2003, Snell 2004). ACL ile birlikte dizin stabilizasyonundan sorumludur (Puh vd 2013). Lig. transversum genus ise önde her iki menisküsü birbirine bağlar (Scott ve Colman 1996, Dere 1999, Yıldırım 2003, Snell 2004).

2.1.4. Menisküsler

Menisküsler C harfi şeklinde fibrokartilaginöz yapılar olup, kesitleri üçgen şeklindedir. Konveks olan periferik kenarı, eklem kapsülüne yapışıktır. Konkav olan iç kenarı ise serbesttir. Femur kondillerinin oturduğu üst yüzeyleri konkav, tibia kondillerine oturan alt yüzleri ise düzdür (Snell 2004).

Femur kondilleri ile tibia eklem yüzü birbirine tam uymadığı için araya giren menisküsler bu eklem yüzlerinin birbirleri ile uyumunu sağlar. Menisküslerin orta kısımları damarlardan yoksundur. Medial menisküsün çevresi eklem kapsülüne sıkıca yapışıkken, lateral menisküs yalnızca iç uçlarıyla tutunduğu için daha hareketlidir. Bu durum medial menisküsün yaralanma riskini arttırmaktadır (Dere 1999, Yıldırım 2003).

2.1.5. Bursalar

Diz ekleminde birçok bursa vardır. Bursalar genellikle deri, kas ve tendonların kemiğe sürtündükleri yerlere yerleşmiştir. Diz eklemi çevresindeki 10 bursa'nın 4'ü öndedir (Snell 2004).

2.1.6. Sinovyal Membran

Eklem kapsülünün iç yüzünü döşer. Eklem yüzlerinin kenarlarında ve menisküslerin dış kenarına tutunur (Snell 2004).

2.1.7. İnnervasyonu

Diz ekleminin innervasyonu nervus femoralis, saphenous, schiaticus ve obturatorius'un eklem içine dağılan dalları tarafından sağlanır (Scott ve Colman 1996, Dere 1999, Snell 2004).

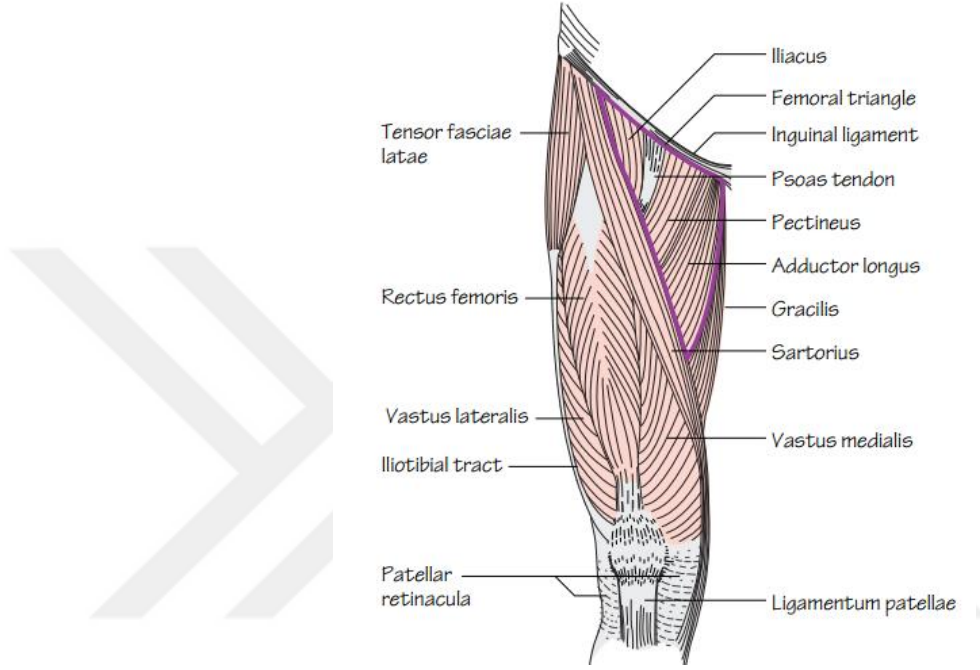
2.2. Diz Eklemi Hareket ve Kasları

Diz ekleminde pek çok kas grubu bulunmaktadır (Şekil 2.3). Bu kaslar Tablo 2.1'de gösterilen diz eklemi hareketlerinin gerçekleşmesini sağlamaktadırlar (Scott ve Colman 1996, Yıldırım 2003).

Tablo 2.1 Diz eklemi hareketleri ve yaptıran kaslar

Hareket	Primer Kaslar	Yardımcı Kaslar
Fleksiyon	Biceps femoris Semitendinosus Semimembranosus	Popliteus Sartorius Gracilis Gastrocnemius
Ekstansiyon	Rectus femoris Vastus intermedius Vastus lateralis Vastus medialis	
Lateral Rotasyon	Biceps femoris Popliteus	Gastrocnemius Tensor fasciae latae
Medial Rotasyon	Semitendinosus Semimembranosus Sartorius Gracilis	

Eklem hareket açıklıkları yaşa ve cinsine göre değişiklik göstermekle birlikte fleksiyon-ekstansiyon yaklaşık 130-140° olup, 5-10° kadar bir hiperekstansiyon yapılabilmektedir. Diz eklemine longitudinal eksen etrafında medial ve lateral rotasyon hareketleri yapılabilir. Diz 90° fleksiyonda iken toplamda 40-50° kadar rotasyon yapmak mümkün olmaktadır. Yapılabilen lateral rotasyon miktarı medial rotasyon miktarından fazladır (Neumann 2002).



Şekil 2.3 Diz eklemi kasları (Faiz ve Moffat 2002)

2.3. Diz Eklemi Biyomekaniği

Tibiofemoral ve patellofemoral eklemlerden meydana gelen diz eklemine, tibiofemoral eklemden 3, patellofemoral eklemden ise 2 düzlemde hareket meydana gelmektedir. Tibiofemoral eklemden gelen 'screw-home' mekanizması dizin tam ekstansiyon sırasındaki stabilitesini arttırmaktadır. Diz eklemine pasif stabilitesi ligamentler, dinamik stabilitesi ise kaslar tarafından sağlanmaktadır. Bu yapılara diz hareketleri sırasında vücut ağırlığının birkaç katı yük binmektedir (Houglum ve Perrin 2000, Nordin ve Frenkel 2001).

Femur şaftı diz eklemine doğru iç tarafa açılarak gelir. Tibianın eklem yüzeyi horizontal olduğundan femur ve tibia arasında lateralde 170-175°'lik bir açılma olur. Frontal düzlemde diz eklemine meydana gelen bu normal açılma genu valgum olarak

bilinir. Bu açının 170°'nin altına düşmesi aşırı genu valgum, 180°'nin üstüne çıkması ise genu varum olarak adlandırılır. Tibianın vertikal duruşuna femurun bir miktar içe dönüklüğü eşlik eder. Femur ve tibia eksenleri arasında 10-12°'lik bir açı bulunmaktadır (Scott ve Colman 1996, Dere 1999, Neumann 2002).

Bir ekleme yük bindiğinde sıvı eklem kıkırdağının matriksinden dışarıya doğru itilmekte, proteoglikanlar birbirine yaklaşmakta ve kıkırdak deformasyonuna karşı daha dirençli bir hale gelmektedir. Eklem üzerine binen yükler kaldırıldığında kıkırdak sıvıyı geri absorbe etmekte ve dinlenme pozisyonundaki şekline geri dönmektedir. Sürekli yük altında kalan eklemlerde ise bu işleyiş bozulmaktadır. Bu nedenle kırık vb. patolojiler sonrasında ortaya çıkan biyomekanik değişiklikler veya eklem kıkırdağının etkilendiği problemlerde eklemde osteoartrit oluşma riski artmaktadır (Porter 2008).

2.4. Diz Eklemi Patolojileri

2.4.1. Menisküs yaralanmaları

Menisküsler diz eklemindeki aşırı yüklenmeleri karşılamakta ve sıklıkla yaralanmaktadır. Meniskal yaralanmaların farklı şekilleri bulunmakta ve yaralanmanın şiddeti yırtığın yerine ve yırtılan alanın büyüklüğüne bağlı değişmektedir (Ünsaldı 1994, Scott ve Colman 1996, Snell 2004).

Medial menisküs lig. collaterale tibia'ya yapışık olması nedeniyle daha az hareket edebilmektedir. Bu nedenle yaralanma oranı daha yüksektir. Menisküs yaralanmaları genellikle yarı fleksiyon pozisyonundaki rotasyonel hareketler neticesinde görülmektedir. Tibia abdüksiyona zorlandığında medial menisküs anormal pozisyon almakta, bu pozisyonda iken yapılacak bir hareket menisküs boyunca yırtılmalara neden olabilmektedir. Bazı durumlarda menisküsün yırtılan parçası her iki kondilin arasına girerek sıkışabilmekte ve diz eklemi kilitleyebilmektedir (Ünsaldı 1994, Scott ve Colman 1996, Snell 2004).

Lateral menisküs lig. collaterale fibulare'ye yapışık olmadığından, medial menisküse göre daha hareketlidir. Ayrıca m. popliteusun lateral menisküse tutunan lifleri, ani bir harekette lateral menisküsü arkaya çekerek daha uygun bir pozisyona getirir. Bu nedenlerle yaralanması daha nadir görülür. Yaygın bir şekilde görülebilen meniskal yırtıkların genel semptomları; yaralanma sonrasında pop, snap sesi ya da hissi, diz ekleminde ağrı ve ödem, fleksiyon ve ekstansiyon yapamama, dizin bir noktada kiletlenmesi olarak sayılabilir (Ünsaldı 1994, Scott ve Colman 1996, Snell 2004).

2.4.2. Eklem kıkırdağı yaralanmaları

Eklem kıkırdağı özel bir tip konnektif dokudur. Diz eklemine oluşturan üç kemiğin eklem yüzlerini örtmekte ve hareketlerin akıcı bir şekilde gerçekleştirilebilmesini sağlamaktadır. Bunlar olmadan kemik yüzeyler birbirine sürtünmekte, büyük bir ağrı ve rahatsızlık hissi ile artrit tablosu ortaya çıkmaktadır (Scott ve Colman 1996).

En yaygın kıkırdak dejenerasyonu diz ekleminde görülmektedir. Bazı çalışmalarda bunun nedeni olarak kıkırdağın sürekli stres altında olması gösterilmektedir. Orta yaşta hemen hemen herkeste bir miktar kıkırdak hasarı olduğu ve ilerlediğinde de bunun artrit yol açtığı görülmektedir (Scott ve Colman 1996).

Kıkırdak yaralanmalarının kondral kırıklar, kondromalazi, travmatik kondromalazi ve osteoartrit olmak üzere 4 temel tipi vardır. Kondral kırıklar, diz üzerine direkt düşmeler sonucunda oluşabilmektedir. Kemik doku sağlamken kıkırdak dokuda hasar vardır. Diz eklemi ağrılı ve şiştir. Ağrı seviyesi değişkendir ve yaralanmanın boyutunu göstermeyebilir (Scott ve Colman 1996).

2.4.3. Patellofemoral ağrı sendromu

Patellofemoral ağrı sendromu (PFAS) aktif bireylerde görülen en yaygın KİS problemlerinden birisidir. Merdiven inip çıkma, uzun süre diz bükülü pozisyonda kalma ve çömelme sırasında ortaya çıkan ağrı tipik bulgusudur. Patella genellikle laterale doğru yer değiştirir ve diz instabilitelerine neden olabilen vastus medialis zayıflığı, önceki diz yaralanmaları ve valgus deformiteleri patellofemoral eklemdaki uyumsuzluğu arttırmaktadır. Eğer daha ilerlerse kıkırdak lezyonu ile birlikte kondromalazi patellaya yol açabilmektedir (Darrow 2001, Sanchis-Alfonso 2006, Taylor vd 2006).

2.4.4. Patella dislokasyonu

Normalde patella m. quadriceps kasının tendonu altında, dizin tam ortasına yerleşmiştir. Ancak farklı nedenlerle popülasyonun %30-40'ında patella pozisyon anomalileri görülebilmekte, bazı durumlarda patella olması gereken hattan uzaklaşmaktadır. Buna patellar subluksasyon denilmektedir. Eğer patella oluktan tamamen çıkmışsa patellar dislokasyon adı verilmektedir. Çoğunlukla uyluk dış taraf kaslarının fazla çalışması nedeni ile görülebilen, genel bulguları patellada dışa çıkıyormuş hissi, patella altında ödem ve ağrıdır (Scott ve Colman 1996, Baltacı vd 2003).

2.4.5. Patellar tendinitopati

Patellar tendonda görülen inflamasyondur. Sinsi bir başlangıç göstermektedir. Patellar tendon üzerinde hassasiyet vardır. Tekrarlı fleksiyon ve ekstansiyon hareketi ağrıya neden olmaktadır (Braddom vd 2011).

2.4.6. Ligament yaralanmaları

Ligamentler kuvvetli yapılardır ve ana fonksiyonları eklemlerin stabilitesinin sağlanmasıdır. Diz eklemindeki her bir kemik yapı bir diğerine ligamentler aracılığı ile bağlanmaktadır (Scott ve Colman 1996).

Ligament yaralanmaları ciddiyete göre 4 dereceye ayrılır. 1. derecede minimal bağ hasarı ile birlikte ağrı vardır ve eklemden instabilite görülmez, 2. derecede daha fazla bağ hasarı ile orta şiddette ağrı ve eklemden boşalma hissi vardır, 3. derecede bağ tamamen yırtılmıştır, ağrı şiddetli seviyede ya da hafif olabilir ve eklem stabil değildir. 4. seviyede ise ligament tamamen yırtılmış ve kemik dokular birbirinden uzaklaşmıştır (Darrow 2001).

2.4.7. Kırıklar

Dıştan veya içten gelen zorlamalarla kemiğin anatomik bütünlüğü ve devamlılığının bozulmasına kırık denir. Kırıklar buldukları yere, dış ortamla olan ilişkilerine göre farklı şekillerde sınıflandırılabilir. Kırık bulguları, ağrı, fonksiyon kaybı, hassasiyet, anormal hareket ve açılma olarak sıralanabilir (Darrow 2001, Cooper ve Strauss 2006). Kemiklere aşırı derecede tekrarlı yük binmesi durumunda stres kırıkları ortaya çıkabilir. Stres kırıkları kendilerini ağrı ve dokunmaya karşı hassasiyetle göstermektedir (Scott ve Colman 1996).

2.4.8. Patellar tendon rüptürleri

Patellar tendon rüptürü genellikle gençlerde fiziksel aktivite sırasında, travma veya uzun süreli tendinitleri takiben ortaya çıkmaktadır. Bazı vakalarda patellar tendon kısmi olarak yırtılırken bazen tam rüptürü görülmektedir (Scott ve Colman 1996, Darrow 2001).

2.4.9. Bursitler

Dizdeki bursaların inflamasyonu, yaralanma ya da aşırı kullanımı takiben ortaya çıkmaktadır. İnflamasyon nedeni ile artan bursa hacmi çevre dokularda basınca neden olur ve ödem, ağrı, hassasiyet ortaya çıkar. Tedavi edilmeyen bursitler zamanla diz eklem hareket açıklıklarını olumsuz yönde etkilemektedir (Darrow 2001).

2.5. Diz Yaralanmaları ve Denge

Alt ekstremiteye ait KİS yaralanmaları neticesinde denge problemleri görüldüğü bilinmektedir (Tropp vd 1984, Lysholm vd 1998, Lephart ve Fu 2000). Yaralanmayı takiben ortaya çıkan kronik semptomlar kasların fonksiyonlarında defektler oluşmasına neden olmakta ve stabilizasyonun bozulmasına yol açmaktadır (Friden vd 1989). Çünkü bu yaralanmaları takiben hasarlanan bölgedeki mekanoreseptörler etkilenebilmekte ve merkezi sinir sistemine (MSS) anormal girdiler ulaşmaktadır. Tekrarlanan travmalar neticesinde yaralanma bölgesindeki mekanoreseptör sayısı azalmakta, azalan mekanoreseptörlerden daha az duyuşal girdi algılanabilmekte bu da dengenin kontrolünü zorlaştırmaktadır (Cox vd 1993). Diz ekleminde çok zengin duyuşal girdiler sağlayan çapraz bağlar, yan bağlar ve menisküslerde meydana gelen problemler duyuşal girdinin azalmasına ve bozulmasına neden olarak dengeyi etkileyebilmektedir (Hassan vd 2001).

Literatürdeki bazı çalışmalarda alt ekstremitte yaralanmalarının yetersiz proprioseptif geri-bildirim ve aşırı eklem yüklenmelerine neden olabildiği bildirilmiştir. Bu çalışmalara göre motor nöronların uyarılabilirliğindeki azalma hem MSS'ne ulaşan proprioseptif girdiyi azaltmakta hem de spinal korddaki inhibitör nöronların aktivasyonunu arttırmaktadır. Tüm bu faktörler bir araya geldiğinde eklemde ilerleyici dejenerasyona, denge, koordinasyon ve eklem dinamiklerinde devamlı defisitlerin oluşmasına neden olmaktadır (O'Connell vd 1998, Kuukkanen ve Mälkiä 2000, Lephart ve Fu 2000, Chmielewski vd 2002, Puh vd 2013). Başka çalışmalarda ACL yaralanması sonrasında duyuşal girdi kaybı nedeniyle yüklenmelerin değişimine bağlı olarak kıkırdak dejenerasyonu görüldüğü ve bunun erken osteoartrit gelişimine neden olabildiği bildirilmektedir (O'Connell vd 1998, Gelber vd 2000, Andriacchi vd 2009). Henüz üzerinde çalışma yapılmamış diğer hasta popülasyonlarında da benzer olumsuz değişikliklerin olduğu düşünülmektedir.

Denge problemi olan bireylerde yaralanma riski yüksektir (McGuine vd 2000, Yaggie ve Campbell 2006). Statik dengenin sağlanamaması durumunda sürekli olarak

kas, ligament, tendon ve diğer konnektif dokular tarafından oluşturulan iç kuvvetlere daha çok ihtiyaç duyulmaktadır. Bu da denge problemi olan bireylerde yaralanma riskini arttırmaktadır (Nguyen vd 1993, İnal 2013).

2.6. Denge ve Ağırlık Aktarım Asimetrisi

Denge, klinisyen ve araştırmacılar tarafından sıklıkla kullanılan bir terim olmakla birlikte genel olarak kabul edilmiş bir tanımı bulunmamaktadır. Bir cisme etki eden kuvvetlerin birbirine zıt yönde ve eşit miktarda olması durumunda cisim sabit kalır ve bu durum statik denge olarak adlandırılır (Pollock vd 2000, İnal 2013). Denge, vücudun GM'nin destek yüzeyi içinde tutma becerisi olarak tanımlanabileceği gibi postüral denge, vücut kütlelerine etki eden kuvvetlerin dengede oluşudur. (Hansen vd 2000, Hrysonmallis 2007, Usta 2011). Postüral dengeye ulaşıldığında vücudun kütle merkezi (KM) düzgün ve minimal bir şekilde vücudun denge noktası etrafında hareket eder. Klinik açıdan bakıldığında postüral stabilite bu KM'nin minimal stabilite limitleri içerisinde ekleme binen yükleri optimize ederek korunabilmesini içermektedir. Postüral stabilite KİS sağlığının önemli bir göstergesi olarak kabul edilmektedir (Chaudhry vd 2004, Usta 2011).

İnsanlarda KM ikinci sakral vetebra seviyesindedir ve bu noktaya etki eden kuvvetler dengededir. KM'nden geçtiği varsayılan vertikal hatta GM'nin lokalizasyonunu göstermektedir. Eklemler üzerine binen yükler bu lokalizasyondan etkilenmektedir. GM postür ve vücut yapısına bağlı olarak değişiklikler gösterebilmekle birlikte sabit ayakta duruş sırasında normal şartlarda her iki ayağın tam ortasından geçmekte ve vücut ağırlığı her iki ayaktan eşit miktarda taşınmaktadır (Dwyer vd 2008, İnal 2013).

Vücudun GM'ni belli bir noktada tutabilme becerisi, kişinin denge mekanizmalarının etkinliği ile belirlenmektedir. Eğer GM salınımı minimal stabilite limitlerini aşarsa ayak bileği, kalça veya adım alma stratejileri sırayla devreye girmekte, bunlar dengenin korunabilmesi için yeterli olmazsa düşme olayı gerçekleşmektedir (Lephart ve Fu 2000, Smith vd 2012, Karaduman vd 2013, Umphred vd 2013).

Statik ayakta duruştan karmaşık dinamik hareketlere kadar pek çok farklı aktivite denge sayesinde gerçekleştirilebilmektedir (Hassan vd 2001). Sporda başarılı olabilmek için iyi bir dengeye sahip olmak gereklidir ve denge sorunları varsa ciddi sakatlıklar oluşabilmektedir (Riley vd 1995, Hougum ve Perrin 2000, Panjan ve Sarabon 2010). Denge kayıpları nedeniyle oluşan KİS problemleri tüm bireylerde sağlığı ve yaşam kalitesini olumsuz yönde etkileyerek büyük maddi kayıplara neden olmaktadır (Salavati vd 2009, Ruhe vd 2010, Kalisch vd 2011). Bu nedenle klinisyenler için denge sorunlarının belirlenmesi ve düzeltilmesi önem taşımaktadır (Huxham vd 2001).

Denge ve değerlendirmelerinde kullanılan terimler sıklıkla karıştırılmaktadır. Literatürde aynı gibi kullanılan GM ile BM terimleri esasında birbirlerinde farklıdır. BM vertikal yer reaksiyon vektörünün noktasal lokalizasyonudur (Winter 1995, Beyazova ve Gökçe-Kutsal 2000). GM salınımının hesaplanması çok karmaşık olduğundan ve zaman aldığından pratikteki kullanımı sınırlıdır, bu nedenle denge değerlendirmelerinde genellikle BM parametreleri kullanılmaktadır. BM kuvvet platformları ve alternatif sistemler aracılığı ile değerlendirilebilmektedir (Riley vd 1995).

Faklı hasta gruplarında (alt ekstremite yaralanmaları, osteoartrit, total diz protezi geçiren hastalar, inme vd) GM lokalizasyonu değişebilmekte bu da ağırlık aktarımında değişikliklere neden olarak AAA'nin ortaya çıkmasına yol açmaktadır. AAA zamanla hem az ağırlık hem de aşırı yük binen eklemlerde yapısal değişikliklere neden olmakta, uzun vadede daha büyük tedaviler gerektiren problemlere (kemik yoğunluk düşüşleri, kas kütle kaybı, eklem kıkırdak hasarları, osteoartrit vb.) yol açabilmektedir (Kaplan vd 1981, Bohannon ve Larkin 1985, Heliovaara vd 1993, Hurwitz vd 2000, Hurkmans vd 2003, Lomaglio ve Eng 2005, Ross 2005, Yoo ve Chung 2006, Levinger vd 2008, Andriacchi vd 2009, Christiansen ve Stevens-Lapsley 2010, Harato vd 2010, Clark vd 2011, Bakırhan vd 2013, Christiansen vd 2013, Hopkins vd 2013, Harato vd 2014, Kumar vd 2014). Ayrıca AAA yeniden yaralanma riskini ve kassal yorgunluğu da arttırmaktadır (Ross 2005, Brown ve Reiser 2012, McGough vd 2012). Bu nedenle nörolojik hastalıklar ve travmaları takiben simetrik ağırlık aktarımının sağlanabilmesi rehabilitasyondaki temel amaçlardan birisi olmaktadır (Aleksa vd 2008, Andriacchi vd 2009, Dickstein vd 2010, Gusinde vd 2011, Sugama vd 2011, Bakırhan vd 2013). Bazı durumlarda ise klinik açıdan iyileşme bölgesindeki yüklenmeyi azaltmak ve iyileştirme sürecini hızlandırmak için (kırık iyileşmesi, ortopedik cerrahiler vb.) AAA oluşturulabilmektedir (Hurkmans vd 2009). AAA ile postüral stabilite sorunları arasındaki ilişkiyi gösteren çalışmalar bulunmasına rağmen ayakta durma sırasındaki ilişki tam olarak açıklanamamıştır (Blaszczyk vd 2000, Anker vd 2008).

2.6.1. Dengenin sağlanması

Dengenin etkin kontrolü günlük yaşantı için hayati öneme sahiptir. Dengenin kontrolü duyuşal girdiler, MSS ve KİS tarafından gerçekleştirilir. Duyusal girdiler görsel, vestibüler ve somatosensoryal sistemlerden gelmektedir. Özellikle ayak bileği, diz ve kalça eklemindeki reseptörlerle elde edilen somatosensoryal girdiler vücut parçalarının destek yüzeyi üzerindeki oryantasyonu hakkında bilgi vermektedir. Görsel ve vestibüler sistemlerin de farklı görevleri bulunmaktadır (Allum vd 1998, Lephart ve Fu 2000, Hassan vd 2001, Heick vd 2012, İnal 2013, Algun 2014).

Postüral kontrol sistemi, duyuşal ve motor komponentlerin kombinasyonundan faydalanmaktadır. Postüral dengenin sağlanabilmesi için vücut hareketlerinin duyuşal olarak belirlenmesi, sensorimotor bilgilerin MSS'nde entegrasyonu ve KİS cevaplarının doğru bir şekilde uygulanması gerekmektedir. Vücutun pozisyonu gravite ile ilgilidir ve görsel, vestibüler, somatosensoryal verilerle kesinleştirilmektedir (Houglum ve Perrin 2000, Lephart ve Fu 2000, Duarte ve Sternad 2008, Ruhe vd 2010, Burji vd 2014).

MSS'nin ayakta duruş üzerinde etki eden komponentleri duyuşal organizasyon ve kas koordinasyonudur. Duyuşal organizasyon komponenti zamanlama, yön ve düzeltici postüral aktivitelerin büyüklüğünün düzenlenmesinden sorumludur. Ayakta duruş sırasında çoklu duyuşal girdi sağlanmasına rağmen MSS genellikle bunların bir tanesine odaklanmaktadır, eğer bir sistemden gelen verilerde sorun olursa diğer sistemler tarafından kompanse edilmektedir. Görsel veriler ortadan kaldırıldığında somatosensoryal ve vestibüler sistemlerden gelen veriler kompensasyon için kullanılmaktadır. İkinci komponent olan kas koordinasyonu vücudumuzdaki kasların dağılımı, düzenleyici motor cevapların üretilmesi ve uygulanmasını içermekte uygunsuz ya da efektif olmayan dizimler denge problemleriyle sonuçlanmaktadır (Wegener vd 1997, Lephart ve Fu 2000).

2.6.2. Vestibüler sistem ve denge

Kulak içindeki semisirküler kanallar ile mesencephalonda yer alan vestibüler çekirdekler ve ara yolların oluşturduğu bu sistem dengenin sağlanmasında çok önemlidir. Periferik denge mekanizmaları içinde en özelleşmiş ve karmaşık olan sistemdir. Vestibüler sistem bir jiroskop gibi çalışarak doğrusal, açısız hızlanmaları hesaplamakta, gravite yönünü bulmakta, graviteyle ilgili olarak başın hareketleri ve pozisyonu, hareket algısı ve duyuya ilişkin önemli bilgilere katkı sağlamaktadır (Winter 1995, Usta 2011, İnal 2013, Algun 2014).

2.6.3. Görme ve denge

Görme vücudun boşluktaki pozisyonu hakkında geri-bildirimde bulunarak dengeye yardımcı olmaktadır. Bir objenin hareketi ve çevresel faktörlerin algılanmasında veya baş ve gözün birlikte hareketi arasındaki farkı ayırma yeteneği olan bu sistem postürün ve dengenin sürdürülmesinde büyük öneme sahiptir (Allum vd 1998, Houglum ve Perrin 2000, Huxham vd 2001, Betker vd 2005, Usta 2011, İnal 2013).

2.6.4. Somatosensasyon kaynakları

Somatosensasyon, propiosepsiyon, kinestezi ve postüral denge genellikle benzer konseptler kullanılarak tanımlanırlar. Somatosensasyon daha genel bir terimdir ve postüral kontrolle ilgili olan periferik duyuusal mekanizmaları tanımlar. Proprioepsiyon ise eklem hareket hissi ve eklem pozisyon hissini kapsar. Eklem pozisyonu, hızı, gerilimi, ilişkili vücut parçalarının pozisyonu ve hareketleri ile ilgili bilgiler propioseptörler tarafından belirlenir. Bu reseptörler eklem kapsülü, ligament ve kaslarda bulunmaktadır (Lephart ve Fu 2000, Bennell vd 2003).

Proprioepsiyon, eklem ve kaslardaki mekanoreseptörler aracılığı ile algılanır. Eklem reseptörleri, pacinian, meissner korpüskülleri, ruffini ve serbest sinir sonlanmalarını içermektedir. Mekanoreseptörler kas-tendon bölgelerinde bulunmaktadır. Her bir kasta gelen veriler sürekli olarak MSS'ne ulaştırılmaktadır. Golgi tendon organı, kas tendon birleşim yerine yerleşmiştir ve kasın gerilimdeki değişiklikler hakkındaki veriler toplamaktadır. Kas içcikleri kas liflerinin arasına gömülü şekilde bulunmakta ve hızlı monosinaptik refleksler için önemli bir rol oynamaktadır. Kasın boyundaki değişikliğin miktarı ve oranını MSS'ne iletmekle sorumludur ve özel affarent sinir sonlanmaları içermektedir (Winter 1995, Lephart ve Fu 2000, Betker vd 2005, Dvorak ve Gilliar 2008).

2.6.5. Postüral dengenin sağlanabilmesi için somatosensasyon'un önemi

Düşük frekanslı hareketlerde alt ekstremitte ile ilişkili ayaktaki basınç reseptörleriyle kas ve eklemlerden gelen bilgiler postüral stabilizasyonun sağlanabilmesi için büyük öneme sahiptir. Hızlı yer değişimlerinde ise somatosensoryal organlar postüral salınımı algılamaktadır (Lephart ve Fu 2000).

Bazı araştırmacılar somatosensoryal organların postüral salınımı tespit edebilmesine ek olarak postüral cevapların koordinasyonu ve seçiminden görevli olduğunu ileri sürmektedir. Farklı somatosensoryal organlardan gelen girdiler motor programlamaların yapılabilmesi için gereklidir. Bu da taktil ve propioseptif organlardan gelen geribildirimler sayesinde mümkün olabilmektedir. Bir çalışmada deriden gelen kutanöz uyarıların tamamı ortadan kaldırılmasına rağmen postüral salınımda artış olmadan ayakta durmayı sağlayabilecek kadar yeterli girdinin kaslardaki mekanoreseptörler tarafından gönderilebildiği gösterilmiştir (Lephart ve Fu 2000, Betker vd 2005).

2.7. Denge Değerlendirme Yöntemleri

Dengenin değerlendirilebilmesi için pek çok yöntem ve teknolojik cihaz bulunmaktadır. Bunların herbiri dengeyi farklı bir düzeyde değerlendirmektedir. Dengenin doğru değerlendirilmesi yapılan eğitim ve rehabilitasyonun etkinliğinin belirlenebilmesi için çok önemlidir (Panjan ve Sarabon 2010).

Yaklaşık 30 yıl önce klinisyenler denge problemlerini standart fiziksel muayene yöntemleri ile anlamaya çalışıyorlardı. Bununla birlikte KİS problemlerinin belirlenmesinde kullanılan fiziksel muayene yöntemleri kaba kas kuvvetinin ve fiziksel anormalliklerin belirlenmesinde etkili iken, kuvvet, denge ve koordinasyondaki değişiklikleri tespit edebilmede sınırlı olmaktadır (Park ve Lee 2014, Ruff vd 2015). KİS ve sinir sistemi problemlerinde ortaya çıkan denge değişikliklerin belirlenebilmesi kuvvet platformları, video görüntü analizi gibi pahalı ve karmaşık sistemler bulunmuyorsa çok zor olabilmektedir (Ruff vd 2015). Teknolojik cihazların giderek daha ulaşılabilir olmaya başlaması sayesinde klinikte bu cihazların kullanımı artmaktadır (Nutt vd 2011).

Denge statik ve dinamik olmak üzere iki alt bölümde incelenir. Statik denge; hareketsiz ayakta duruş sırasında postüral salınımın kontrol edilmesi olarak tanımlanmaktadır (Usta 2011). Statik dengenin değerlendirmesinde TAÜD gibi klinikte kullanılan testlerle, mediolateral (ML) veya anteroposterior (AP) stabilitenin bilgisayar tabanlı olarak kantitatif değerlendirme teknikleri de mevcuttur (Balaban vd 2009).

Postüral kontrol sisteminin karmaşıklığı denge sorunlarında nedenin izole edilerek ortaya çıkartılmasını zorlaştırmaktadır. Statik, dinamik ve fonksiyonel değerlendirmeler yaygın olarak postüral komponentleri içermesine rağmen her birisi dengenin farklı bir yönünü değerlendirmektedir (Lephart ve Fu 2000). Denge testleri tiplerine göre sınıflandırılmaktadır.

2.7.1. Statik duruş denge testleri

Klasik Romberg, Hassaslaştırılmış Romberg, TAÜD ve postüral stres testleri ile objektif postüral salınım ölçümleri, otomatik postüral cevaplar klinikte sıkça kullanılan statik denge değerlendirme yöntemlerindedir.

TAÜD testi statik ayakta durma dengesinin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Statik dengenin değerlendirilmesi için geliştirilmiş güvenilir bir testtir. Başlangıç pozisyonunda hasta her iki bacak üstünde ayakta durur ve kollarını göğüs üzerinde çaprazlar. Kalça nötral pozisyonda diz ise 90° fleksiyonda ayakta durur. Kronometre ile ayakta durma süresi kaydedilir (Soyuer ve Köseoğlu 2001). Denge bozulduğunda (diğer bacadan destek alınması, havadaki ayağın yere değmesi, ağırlık

taşıyan ayağın yerinin değiştirilmesi vb.) süre durdurularak kaydedilir (Franchignoni vd 1998, Spinger vd 2007).

Objektif postüral salınım ölçümleri, ayakta durma sırasında BM değişimin değerlendirilmesi için en sık kullanılan yöntemlerden birisidir. Ayakta durma dengesinin değerlendirilmesinde laboratuvar tabanlı kuvvet platformları altın standart olarak kabul edilmektedir. Bu ölçümlerde BM salınım alanı, uzunluğu, hızı gibi parametreler değerlendirilmektedir (Chiari vd 2002). Salınımların yapısı postüral kontrolün sağlanabilmesi için kullanılan strateji ve mekanizmalar hakkında bilgi verir. Ancak bu cihazlarla yapılan değerlendirmeler için ortak standardize bir yöntem bulunmamaktadır (Lephart ve Fu 2000, Carpenter vd 2001, Lin vd 2008, Park ve Lee 2014).

İlk kuvvet platformu ölçümleri 19.yy sonlarında yapılmıştır. 1965'te Peterson ve ark. ilk zorlanma ölçer kuvvet platformlarını geliştirmişlerdir. 1965'ten sonra daha hassas ve taşınabilir platformların geliştirilmesine devam edilmiştir (Raymakers vd 2005, Porter 2008, Usta 2011). Ancak kuvvet platformlarının genellikle pahalı olmaları, bir yerden başka bir yere taşınma ve kurulumundaki zorluklar nedeniyle klinikte kullanılabilirlikleri sınırlı olmaktadır. Son zamanlarda SG sistemleri ile postüral salınımın değerlendirildiği çalışma sayısı artmaktadır (Ruff vd 2015).

Otomatik postüral cevapların değerlendirilmesinde kişinin dengesini bozmaya yönelik yapılan manipülasyonlara karşılık oluşan durum değişiklikler değerlendirilmektedir. Bu değerlendirmelerin dışında Fonksiyonel Uzanma Testi, Motor Kontrol, Aktif Duruş, Stabilite Limit ve Ritmik Ağırlık Kavisi testleri gibi farklı statik denge değerlendirme testleri de bulunmaktadır (Huxham vd 2001, Soyuer ve Köseoğlu 2001).

2.7.2. Duyusal manipülasyon testleri

Duyusal manipülasyon testleri karmaşık testlerdir. Sensoryal Organizasyon Testi, Vertigenöz Pozisyon, Fukuda Adımlama, Okulo-Motor testler, Hali Pike-Dix Manevrası gibi duyusal manipülasyon denge değerlendirme testleri bulunmaktadır (Soyuer ve Köseoğlu 2001).

2.7.3. Fonksiyonel skalalar

Denge problemlerinin neden olduğu fonksiyonlardaki kaybı belirlemek için fonksiyonel skalalar kullanılır. Hastadan denge içeren fonksiyonel görevleri gerçekleştirmesi istenir. Klinisyen, fonksiyonları gerçekleştirmedeki bozulmayı not eder ve hastanın pratik yapması gereken görevler de bu arada belirlenir. Berg Denge Ölçeği, Süreli Kalk ve Yürü Testi, Tinetti Denge Performansı Testi ve Fugl-Meyer Sensorimotor

Denge Performansı Değerlendirme Testi, fonksiyonel denge skalalarıdır (Soyuer ve Köseoğlu 2001).

2.8. Ağırlık Aktarım Asimetrisi Değerlendirme Yöntemleri

AAA'nin değerlendirilebilmesi için 1930'lardan günümüze kadar pek çok farklı cihaz geliştirilmiştir. İlk geliştirilen cihazlar ayakkabı içi veya dışına yerleştirilen basınç sensörlerinden ibaretken günümüzde kuvvet platformları yaygın olarak kullanılmaktadır (Eng ve Chu 2002, Hurkmans 2005). Temel AAA değerlendirme yöntemlerini klinik ölçme yöntemleri ve araştırma ölçme yöntemleri olarak ikiye ayrılabilir:

2.8.1. Klinik için ölçme yöntemleri

Klinikte AAA'nin belirlenebilmesi için klinik muayene, banyo tartıları ve geribildirim sistemleri kullanılmaktadır. Klinik muayene yönteminde terapist elini hastanın ayağının altına yerleştirir ve yaklaşık olarak 30 kg'lık yük vermesini ister. Ancak bu yöntemin geçerliği ile ilgili literatürde yapılmış herhangi bir çalışma bulunmamaktadır (Hurkmans vd 2003, Hurkmans 2005).

Tartı yönteminde AAA'si ile ilgili kantitatif veriler sağlanabilir. Klinik muayeneden daha objektif bir değerlendirme yöntemidir. Daha gelişmiş sensörlere sahip tartıların üretilmesi ile hassasiyeti artmıştır. Bu yöntem sadece statik ayakta duruşta AAA'nin değerlendirilmesine imkan vermektedir (Bohannon ve Larkin 1985, Hurkmans vd 2003, Hurkmans 2005, Clark vd 2010, Kumar vd 2014). AAA değerlendirme için kullanılan ilk geribildirim sistemi 1974 yılında Endicott ve ark. tarafından geliştirilmiştir (Hurkmans vd 2003, Hurkmans 2005, Hurkmans vd 2009).

2.8.2. Araştırma için ölçme yöntemleri

Araştırma amaçlı kullanılan ölçme yöntemleri 20. yüzyılın başlarına kadar dayanmaktadır. Yarı taşınabilir ayakkabı içi, dışı ve astar içi dönüştürücü cihazlar ile ayağın farklı bölgelerine yerleştirilen sensörler yardımıyla veri toplanabilmektedir. Bunlar sonraki yıllarda daha da geliştirilmiş ve günümüzdeki hassas ölçüm kabiliyetine sahip yüksek frekanslı cihazların ortaya çıkmasını sağlamıştır (Hurkmans vd 2003).

Standart kuvvet platformları, insan hareketleri sırasında ortaya çıkan kuvvetlerin ölçülmesinde altın standart olarak kabul edilmektedir (Hurkmans vd 2003, Hurkmans 2005, Abujaber 2015). Çoğu kuvvet platformu sistemde bu ölçümleri yapabilmek için her

bir ayak altına birer, toplamda iki adet platform kullanmak gerekmektedir. Bu da klinikteki kullanımını sınırlamaktadır (Genthon ve Rougier 2005, Maines ve Reiser 2006, Yoo ve Chung 2006, McGough vd 2012).

Klasik bir kuvvet platformunun koşu bandına sabitlenmesi ile uzun platformlar geliştirilmiştir. Bunlar yürümedeki AAA'nin uzun süreli değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (Hurkmans vd 2003, Hurkmans 2005).

Literatürde pek çok AAA değerlendirme yöntemi bulunmaktadır. Ancak bu cihaz ve tekniklerle yapılan değerlendirmelerin metodolojik kaliteleri tartışmalıdır. Denge ve AAA değerlendirmelerinde altın standart olarak kabul edilen kuvvet platformlarının pahalı olmaları, bir yerden başka bir yere taşınma ve kurulumundaki zorluklar nedeniyle klinikte uygulanabilirlikleri sınırlıdır. Subjektif değerlendirme protokolleri ise klinik açıdan kolaylıkla uygulanabilir olmalarına karşın dengedeki değişiklikleri tespit edebilme yetenekleri azdır. AAA'nin objektif bir şekilde belirlenmesi için de teknik uzmanlık gerektiren yüksek maliyetli cihazlara gerek duyulmaktadır. Düşük maliyetli alternatif kuvvet platformu sistemleri ise hastalardaki denge ve AAA'nin değerlendirilmesinde kısa zamanda kolay ama etkili veri toplanmasını sağlayabilir. Buradan yola çıkarak taşınabilir, kolay ulaşılabilir ve aynı zamanda hassas bir denge eğitimi ve değerlendirme sistemine ihtiyaç olduğu söylenebilir (Salavati vd 2009, Clark vd 2010, Ruhe vd 2010 Clark vd 2011, Kalisch vd 2011, Hopkins vd 2013).

2.9. Denge Eğitimi

Eklemi ilgilendiren yaralanmalarda dengenin sağlanabilmesi rehabilitasyonun başarısı için önemlidir. Ortopedik rehabilitasyonda postüral kontrol için duyuşal girdinin düzenlenmesinden ziyade eklem biyomekaniklerinin düzeltilmesi üzerinde durulmaktadır (Lephart ve Fu 2000, Heick vd 2012). Literatürdeki bazı çalışmalarda denge eğitimin yaralanma riskini azalttığı görülmüştür (Tropp vd 1985, Caraffa vd 1996, Wester vd 1996, Verhagen vd 2004, Olsen vd 2005).

Denge eğitimine başlamadan önce denge probleminin nedeni doğru bir şekilde belirlenmelidir. Eğer sorun duyuşal sistemde ise görsel, vestibüler ve somatosensoryal girdiler artırılmaya çalışılır. Örneğin görsel girdiler ortadan kaldırılarak dengenin diğer iki sistem tarafından sağlanması fasilite edilmeye çalışılabilir (Umphred vd 2013).

Denge eğitimi için hem yüksek hem de düşük teknoloji yöntemler kullanılabilir. Bunların her birinin farklı avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Geri-bildirim özellikli akselometreler, kuvvet platformları, elektromyografi geri-bildirim sistemleri, optokinetik görsel stimülasyon videotapeleri örnek olarak gösterilebilir. Çoğu

yüksek teknoloji sistem, yapılan değerlendirmeye ilişkin grafik ve raporları hızlı bir şekilde sağlayabilir. Bilgisayarlı sistemler motor öğrenme süreçlerini etkin görüntüleme ve geri-bildirim yetenekleri sayesinde desteklemektedir. Literatürde geri-bildirim sistemlerinin denge parametreleri üzerinde olumlu etkileri olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (Rougier 2003, Umphred vd 2013). Denge eğitimi yapabilmek için 2 ve 3 boyutlu farklı sistemler bulunmaktadır. Bu sistemler hem eğitim hem de değerlendirme için kullanılabilir (Sveistrup 2004). Ancak her bir sistemin denge değerlendirme karakteristikleri farklıdır (Rougier 2003, Umphred vd 2013).

Aynalar, yumuşak köpük pedler, sert köpük silindirler, sallanan tahtalar, toplar, mini trambolin ve rampalar düşük teknoloji araçlar olarak sayılabilir. Bunlar kolay ulaşılabilir ve ucuz ürünlerdir. Ancak geribildirim sağlamadıkları gibi objektif bir değerlendirme sistemleride yoktur ve kayıt yapamamaktadırlar (Houglum ve Perrin 2000, Umphred vd 2013). Denge egzersizleri, ev programı olarak verilebilir ancak diğer egzersizlerden (kuvvetlendirme, germe vd) daha çok gözleme ihtiyaç bulunmaktadır. Özellikle stabil dengeye sahip olmayan bireylerin denge eğitimleri sürekli olarak gözlem altında yapılmalıdır (Umphred vd 2013).

Denge normalde şuurlu bir süreçtir. Dengenin iyileştirilebilmesindeki hedeflerden birisi MSS'nin postüral değişikliklere verdiği otonomik, şursuz cevapların düzeltilmesidir. Eş zamanlı görevler bu amaçla kullanılmaktadır. MSS bir görevi yapmak üzere odaklanmışken yapılan denge kontrolü düşük bilinç seviyesine ulaşılabilir (Umphred vd 2013).

Denge ve koordinasyon egzersizlerinde çok ve sık tekrar önemlidir, amaç MSS'nde duyu ve motor hareket paternleri oluşturmak ve bu kalıpları hedeflenen hareketlerle kullanmaktır. Bazen basit bir hareketin sık tekrarı ile öğretilmesi mümkün olabilirken bazen de nörofizyolojik temellere dayanan refleks inhibitör ve eksitör yolların fasilite veya inhibe edilmesi ile ortaya çıkan yeni paternlerin yeniden öğretilmesi gibi karmaşık egzersizler uygulanabilmektedir (Beyazova ve Gökçe-Kutsal 2000).

2.10. Sanal Gerçeklik

SG; gerçek zamanlı, interaktif, çoklu duyu girdilerden oluşan bilgisayar tabanlı simülasyon ortamıdır. Kısaca gerçeğin yeniden inşa edilmesi olarak tanımlanabilir. İlk kez 1950'li yıllarda kullanılmaya başlanmış, daha sonra programlama ve bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelere paralel olarak 90'lı yıllarda kullanım alanı genişlemiştir. 21 yüzyılın başlarında SG temelli sistemler sağlık alanlarında yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır (Sveistrup vd 2003, Rizzo ve Kim 2005, Rand vd 2008, Gürşen 2013).

Anksiyete, panik gibi psikolojik bozukluklar, yeme bozuklukları, yanık, seksüel disfonksiyon ve dismorfik sorunlardan, ağrı ve hoş olmayan hislerin yok edilmesine kadar çok farklı alanlarda kullanılmaktadır (Botella vd 2004, Optale vd 2004, Riva vd 2004, Wiederhold ve Wiederhold 2004, Morris vd 2010).

SG sistemleri ile oluşturulan 2 ve 3 boyutlu resim ve animasyonlarla gerçek dünyaya ilişkin algı sağlanabilmekte, meydana getirilmiş bu ortamlardaki nesnelere etkileşim halinde bulunabilmektedir. Bunları diğer sistemlerden (televizyon, diğer bilgisayar oyunları vb.) ayıran en büyük özellik interaktif oluşudur. Kişi SG ortamındaki nesnelere görür, gerçek dünyadaki gibi objelerin yerini değiştirebilir (Kerem Gunel vd 2014).

SG farklı alanlardaki araştırmacılar için ilgi kaynağı olmaktadır. Fizyoterapi'de kullanımı ise son 6-7 yıldır artmaktadır. Bu sistemler aktif öğrenme imkanı tanıyarak motivasyon ve katılımı arttırmaktadır (Kizony vd 2006, Bisson vd 2007, Kerem Gunel vd 2014, Fung vd 2012).

2.10.1. Tarihçesi

İlk SG cihazı 1950'lerde kullanılan Sensorama adlı tiyatro makinesidir (Şekil 2. 4). Morton Heiling tarafından geliştirilen cihaz, görme, ses, titreşim, rüzgar ve koku duyularının kombinasyonunu kullanmaktaydı. Bununla birlikte SG sistemleri aynı yıllarda Amerikan ordusu ve uçak endüstrisi tarafından kullanılmaya başlanılmıştır (Kerem Gunel vd 2014).



Şekil 2.4 Sensorama (Web-1)

Başa monte edilmiş cihazlar 1965'de SG tarihinin en büyük dönüm noktalarından birisi olmuştur. Bu başlık sayesinde kişi bilgisayar tarafından oluşturulan sanal bir dünyaya daldırılmış oluyordu. Günümüz teknolojisi ile karşılaştırıldığında çok ilkel olan bu başlıklar o kadar ağırdı ki ancak tavana asılarak kullanılabilirdi (Kerem Gunel vd 2014).

2.10.2. Rehabilitasyonda sanal gerçeklik kullanımının avantaj ve dezavantajları

Literatürdeki çalışmalar SG'in hedef odaklı, fonksiyonel, güçlü ve yüksek motivasyon sağlayabilen bir tedavi yöntemi olduğu yönündedir. Bu sistemler hastalara ev ortamında yoğun ve aktif katılımlı bir eğitim imkanı sunarken motor öğrenme ve motor kontrolün önemli kriterlerini karşılamaktadır. Yüksek seviyeli motivasyon, katılım ve kooperasyon oyun sisteminin temel komponentleridir. Özetle çoklu duyuşsal geri-bildirim öğrenme ve performansı arttırmaktadır (Kerem Gunel vd 2014).

SG temelli tedaviler rehabilitasyon teknolojisinin en yenilikçi ve gelecek vaat eden gelişmelerden olup literatürde bunların fizyoterapi için kullanışlı birer araç olduğu bildirilmektedir (Weiss vd 2004, Tatla vd 2012). Günümüzdeki teknolojik gelişmeler daha güçlü donanıma sahip daha gerçek deneyim yaşatabilen cihazların geliştirilebilmesini sağlamaktadır. Bu sistemler bazı avantaj ve dezavantajlara sahiptir, bunların bilinmesi klinikte ve araştırmalarda kullanımı için gereklidir (Sveistrup vd 2003, Rizzo ve Kim 2005, Rand vd 2008, Gürşen 2013, Kerem Gunel vd 2014).

SG sistemlerinin avantajları şunlardır:

- Bu sistemler sayesinde doğal yaşam çevresine ilişkin uyarılar verilebilir.
- SG ortamına giren kişi mevcut durumunu unutarak verilen göreve odaklanabilir.
- Evde kendi başına yapılan egzersizler çok sıkıcı olabilirken, SG ortamında yapılan egzersizler eğlencelidir ve motivasyonu artırır.
- SG sistemlerinde verilen uyarılar kontrol edilebilir ve tutarlıdır.
- Gerçek ve eş zamanlı geribildirim sağlar.
- Kullanıcılar açısından kendi kendini değerlendirebilme ve bağımsız uygulama yapma imkanı tanır.
- SG sistemleri ile gerçek dünyada rehabilitasyon aktiviteleri sırasında karşılaşılabilecek güvenlik sorunları yoktur.
- Kişinin motor kapasitesine göre deneyim kazanmasını sağlar.
- Motor öğrenme ve kortikal reorganizasyonu destekler.

- İnteraktif bir tedavi sağlar (Keshner 2004, Weiss vd 2004, Rizzo ve Kim 2005, Betker vd 2007, Bisson vd 2007, Halton 2008, Rand vd 2008, Shih vd 2010a, Tatla vd 2012, Kerem Gunel vd 2014).

SG sistemlerinin dezavantajları şunlardır:

- Pekçok SG sistemi platformlar arası kullanılabilirliğe sahip değildir.
- Genel olarak sanal rahatsızlık (bulantı, kusma, göz yorgunluğu, oryantasyon bozuklukları, baş dönmesi vb.) ve ikincil etkiler (algı-motor problemleri, uyuşukluk, yorgunluk vb.) gibi yan etkilere sahiptirler.
- Özellikle yaşlı bireyler SG ortamında yaptıkları aktiviteleri gerçek dünyaya aktaramayabilir.
- Hastaların uzun süreli çalışmaları mümkün değildir.
- Özellikle 3 boyutlu SG sistemleri pahalı donanım ve teknik bilgi gerektirir.
- Rehabilitasyon için gerekli yazılımlar yüksek maliyete sahiptir (Keshner 2004, Weiss vd 2004, Rizzo ve Kim 2005, Bisson vd 2007, Halton 2008, Rand vd 2008, Shih vd 2010a).

2.10.3. Sanal gerçeklik sistem tipleri

Bunlar daldırma ve masaüstü SG sistemleri olmak üzere ikiye ayrılabilir. Daldırma tipinde başa yerleştirilen bir başlık veya gelişmiş SG odaları ile kişi sanal ortamın içine yerleştirilir. Masaüstü tipinde ise SG bir ekran üzerinde oluşturulur ve sesler harici bir hoparlör yardımı ile verilir. Daldırma sistemlerine göre 2 boyutlu bir SG ortamı sağlar. Hareketler genellikle mouse, klavye ya da joystick yardımı ile gerçekleştirilir (Kerem Gunel vd 2014).

Karmaşık sistemlerin gerektirdiği yüksek maliyet, teknik donanım ve yazılım ihtiyacından dolayı klinisyen ve araştırmacılar daha ulaşılabilir, yaygın SG teknolojilerine yönelmektedir. Son yıllarda Microsoft Xbox 360™, Sony Playstation® Eyetoy ve NW gibi oyun konsolları ile yapılmış rehabilitasyon çalışmalarının sayısı artmaktadır (Holmes vd 2012, Deutsch vd 2013, Yamamoto ve Matsuzawa 2013, Kerem Gunel vd 2014). Literatürdeki bazı çalışmalarda oyun konsolu tabanlı SG sistemleri ile laboratuvar SG sistemlerinin rehabilitasyondaki etkinliği arasında anlamlı fark görülmediği bildirilmiştir (Halton 2008, Rand vd 2008, Anderson vd 2010, Shih vd 2010b). Bu konuda yapılmış bazı çalışmalarda da çelişkili sonuçlar bulunmaktadır. Ancak bu çalışmaların metodolojik kaliteleri tartışmalıdır (Burji vd 2014, Ruff vd 2015).

NW, Microsoft Xbox 360™ ve Sony Playstation® Eyetoy gibi teknolojiler oyun kumandaları ve sensörleri tarafından hareketin algılanmasına dayanmaktadır. NW sisteminde hareketler basınca hassas bir platform yardımı ile sanal ortama aktarılırken

diğerlerinde bu amaçla farklı kontrolcüler ve kızılötesi kamera sistemleri kullanılmaktadır (Agmon vd 2011, Kerem Gunel vd 2014). Bu sistemler sadece eğlence için değil, antrenman, reklamcılık, araştırma ve sağlık gibi amaçlar için de kullanılmaktadır. Bunlar, sağlık eğitimi, koruyucu rehabilitasyon ve fizyoterapi gibi alanlarda önemli bir rol oynamaktadır (Wiemeyer ve Kliem 2012).

Diğer laboratuvar tabanlı SG sistemlerine göre kolay ulaşılabilen NW oyun konsolu 2006 yılının kasım ayında Amerika'da piyasaya sürülmüştür. Nintendo® firması tarafından üretilen Wii oyun konsolunun bir aksesuarı olan WDP pille çalışmakta ve bluetooth aracılığı ile oyun konsoluna bağlanmaktadır. Platformun denge ve ağırlık merkezini ölçmeye yarayan dört adet sensörü bulunmaktadır. Bu sensörler aracılığı ile ağırlık dağılımı ve BM'nin değişimini belirler (Shih vd 2010a, Shih vd 2010b, Shih ve Chang 2012, Park ve Lee 2014, Fung vd 2012). WDP klasik bir laboratuvar kuvvet platformuna benzemektedir. 51.1 x 31.6 x 5.32 cm ebatlarında yaklaşık 3.5 kg ağırlığındadır (Koslucher vd 2012). Diğer değerlendirme ve eğitim cihazlarına nazaran ucuz olması, taşınabilir yapısı ve sağladığı görsel geri-bildirim imkânı en büyük avantajlarıdır (Halton 2008, Rand vd 2008, Anderson vd 2010, Clark vd 2010, Nitz vd 2010, Heick vd 2012, Karaduman vd 2013, Park vd 2013). Sağlıkta rehabilitasyondan depresyona, pelvik taban kaslarının kuvvetlendirilmesinden kistik fibrozise, sistemik lupus eritematosuzdan cerrahlarda laparoskopik eğitim verilmesine kadar çok farklı alanlarda kullanılmaktadır (Bokhari vd 2010, Lange vd 2010, Yuen vd 2011, Bateni 2012, Del Corral vd 2014, Steenstrup vd 2014).

NW ile kullanılacak pek çok oyun bulunmaktadır. Nintendo® firmasının kullanıcıların sağlıklı ve aktif kalmalarını sağlamak için geliştirdiği Wii Fit™ yazılımı bunlardan birisidir. Bu yazılımın içerisinde yoga, aerobik egzersizler, kuvvetlendirme ve denge eğitimi bulunmaktadır. Denge eğitimi içinde 'Soccer Heading', 'Ski Slalom', 'Thightrope Walking', 'Penguin Slide', 'Ski Jumping', 'Snowboard Slalom', 'Balance Bubble' ve 'Table Tilt' oyunları kullanılabilir. Wii Fit™ yazılımındaki oyunlardan sadece iki tanesi (Table Tilt ve Balance Buble) çok yönlü ağırlık aktarımı ile oynanabilmektedir (Heick vd 2012).

NW ile verilen egzersiz programları son zamanlarda yapılan pekçok çalışmaya konu olmaktadır (Shih ve Chang 2012, Mhatre vd 2013). Bu eğitim programlarının farklı hastalık gruplarında fonksiyonellik, denge ve görsel algı üzerinde olumlu etkilerini gösteren çalışmalar vardır (Gordon vd 2012, Deutsch vd 2013, Park vd 2013). Ayrıca genel olarak video oyunlarının sağlıkla ilgili davranış değişikliklerine sebep olduğunu ortaya koyan çalışmalarda bulunmaktadır (Baranowski vd 2008).

Oyun konsolları ile yapılan eğitimlere temel güvenlik önlemleri alınmalı, doğru kullanım anlatılmalı, bireyler egzersiz ve uygulamalara alışana kadar gözlenmelidir.

Literatürdeki bir olgu sunumunda 38 yaşındaki erkek hasta oğlu ile NW oynarken şiddetli bir baş hareket sonrasında ortaya çıkan boyun ağrısı şikayeti ile acil servise başvurmuştur. Çekilen grafi sonrasında hastada Clay–shoveler’s kırığı olduğu görülmüştür (Brown ve McKenna 2009). Bir başka olgu sunumunda 16 yaşında erkek hasta oyun sırasında dizinde ağrı ve ödem şikayeti ile acil servisine başvurmuş ve çekilen radyografi neticesinde diz ekleminde efüzyon ve osteokondral kırık olduğu, sonrasında çekilen manyetik rezonans görüntüleme ile bunlara ek olarak ligament hasarlarının olduğu görülmüştür. NW'nin kullanımı yaygınlaştıkça 'Nintendonitis' ve 'Wiitis' gibi kavramlar literatürde karşımıza çıkmaktadır (Robinson vd 2008). 2006-2008 yılları arasında NW ile oynanan oyunlara bağlı olarak içinde metatars kırığı, m. quadriceps spraini, patellar dislokasyon ve klavikular kırığının olduğu 39 yaralanma rapor edilmiştir. Ancak bu yaralanmalara neden olan oyunların hiçbirisi denge oyunu değildir (Sparks vd 2009).

2.10.4. Ortopedik rehabilitasyonda sanal gerçeklik temelli rehabilitasyon

Nörolojik rahatsızlıklarda sıklıkla kullanılan SG temelli rehabilitasyon uygulamalarının ortopedik rehabilitasyonda farklı kullanım alanları bulunmaktadır. Ortopedik rehabilitasyon hastalarının genellikle daha genç oluşu, nörolojik defisitlerinin olmayışı bu hastaları SG temelli rehabilitasyon için daha elverişli kılmaktadır. Bu konuda yapılmış çalışmalar nörolojik rehabilitasyon alanında yoğunlaşmasına rağmen Lange ve ark.'nın 2010 yılında yaptıkları bir çalışmada bazı nörolojik popülasyonlarda (spinal kord yaralanmalı ve travmatik beyin yaralanmalı hastalar gibi) NW'nin kullanımının uygun olmadığı bildirilmiştir. Bu sistemlerinin avantajları göz önünde bulundurulduğunda ortopedik rehabilitasyon hastalarının gerek hastane gerekse ev ortamında NW eğitimleri için daha iyi birer aday olduğu söylenebilir. Literatürde yapılmış bir çalışmada donuk omuzlu hastalara 2 boyutlu SG eğitimi uygulanmıştır. Çalışmada katılımcıların kısa sürede bu interaktif sisteme ayak uydurabildiği bildirilmiştir (Sveistrup vd 2003). Ortopedik rehabilitasyon alanında sınırlı sayıda yapılmış çalışma bulunmakla birlikte literatürde özellikle alternatif SG sistemlerinin randomize kontrollü, geçerlik ve güvenilirlik çalışmalarına olan ihtiyaç göze çarpmaktadır (Goble vd 2014, Negus vd 2015, Ruff vd 2015).

İnteraktif oyun endüstrisindeki gelişimler, bilgisayarlar gibi oyun konsollarının da evlerin vazgeçilmez bir parçası olmaya başlaması gelecekte bu konsolların insanların yaşam şekillerinin bir parçası olabileceğini göstermektedir. Yaygınlaşan konsollar ve teknolojiye bu uygulamalarının rehabilitasyondaki kullanımının yaygınlaşması beklenmektedir (Rizzo ve Kim 2005).

2.11. Hipotezler

Hipotez 1: Kronik ortopedik diz problemi olan olgularda NW ile yapılan denge eğitimleri olguların denge ve kas kuvvetini geliştirir.

Hipotez 2: Kronik ortopedik diz problemi olan olgularda NW ile yapılan denge değerlendirme parametreleri ile KAT denge değerlendirme parametreleri ve TAÜD testi sonuçları arasında ilişki vardır.



3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

3.1. Çalışmanın Yapıldığı Yer

Çalışmaya dahil edilen katılımcıların değerlendirme ve eğitimleri 'Dumlupınar Üniversitesi Sağlık Yüksekokulu Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nde gerçekleştirilmiştir. Çalışma yapılabilmesi için 'Dumlupınar Üniversitesi Sağlık Yüksekokulu Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nün izni alınmıştır. Bu çalışma 'Pamukkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu' tarafından 27 Haziran 2013 tarih ve 09 sayılı kurul kararıyla onaylanmıştır (Ek-1) ve çalışma 'Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi' (2013SBE013 nolu proje) tarafından desteklenmiştir.

3.2. Çalışma Süresi

Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Koordinasyon Birimi desteği ile çalışmada kullanılacak cihazların temini sonrasında veri toplama süreci başlamıştır. Verilerin toplanması süreci Ocak 2015 tarihinde sona ermiştir.

3.3. Katılımcılar

Çalışma başında 19-50 yaşlarında ortopedi ve travmatoloji uzmanı tarafından teşhisi konmuş olan kronik diz eklemi problemlili toplam 66 olgu ile görüşülmüş, 40 olgu çalışmaya katılmayı kabul etmiştir. Dahil edilme kriterlerini karşılayan 40 gönüllü katılımcı rastgele geliş sıralarına göre (tek-çift kuralı ile) kontrol (n=20) ve çalışma (n=20) grubuna ayrılmıştır. Gönüllülerden 7 tanesi farklı nedenlerle (düzenli eğitim veya değerlendirmelere gelmeme, ilave bir problemin ortaya çıkması vb.) çalışma dışında kalmıştır (Şekil 3.1). Kontrol grubunda 18 ve çalışma grubunda 15 kişi olmak üzere çalışma 33 (yaşları ortalama 23.85 ± 4.62 yıl) katılımcı ile tamamlanmıştır. Kontrol

grubundaki katılımcılara herhangi bir uygulama (eğitim, egzersiz vb.) yapılmamış, çalışma grubu ise 6 hafta sureyle NW denge eğitimi programına dahil edilmiştir.

Gönüllü katılımcılara çalışmaya başlamadan önce, yapılacak uygulamalar ve ölçümler hakkında bilgi verilmiş ve önceden hazırlanmış bilgilendirme formunu okuduktan sonra; gönüllü olur formunu gözlemci eşliğinde imzalamışlardır.

Çalışmaya dahil edilecek gönüllüler için dahil olma, dışlama ve çalışmadan çıkarılma kriterleri aşağıdaki gibidir.

3.3.1. Katılımcılar için araştırmaya dahil olma kriterleri

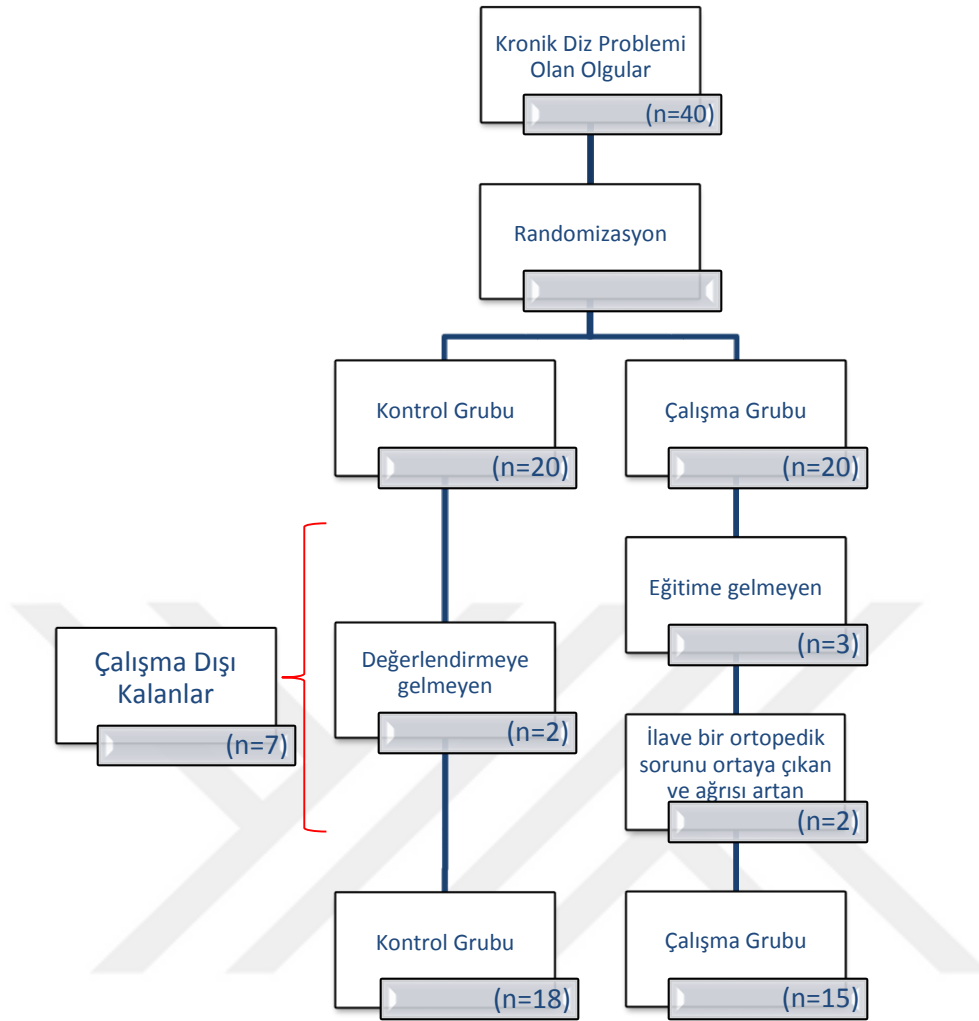
- Ortopedik diz eklemi patolojisine sahip olmak
- En az 6 ay sureyle diz eklemi patolojisine sahip olmak
- 19-50 yaşları arasında olmak
- Herhangi bir yürüme yardımcısı (Koltuk değneği, baston, vb.) kullanmadan bağımsız olarak yürüyebiliyor olmak

3.3.2. Katılımcılar için dışlama kriterleri

- Tanısı konan rahatsızlığın akut döneminde olmak
- Ortopedik diz problemi için tedavi alıyor olmak
- Ortopedik diz problemi nedeniyle cerrahi geçirmiş olmak
- Denge eğitimine katılmasına engel teskil edecek (akut KİS, kalça ve ayak bileği yaralanmaları, bel ağrısı, nörolojik hastalıklar vb.) komorbiditeye sahip olmak
- Dengeyi etkileyebilecek herhangi sağlık sorununa sahip olmak

3.3.3. Katılımcılar için çalışmadan çıkarılma kriterleri

- Eğitim ncesi ya da eğitim sonrası değerlendirmesine katılmamak
- Kendi isteği ile çalışmadan ayrılmak istemek
- Eğitim suresince ağırlık aktarımını etkileyecek başka sağlık sorunları ortaya çıkmak.
- Çalışma grubundaki gönüllüler için düzenli eğitim programına katılmamak



Şekil 3.1 Olguların çalışmaya katılımı

3.4. Değerlendirme

Değerlendirme ve eğitimler tek araştırmacı (CCA) tarafından yapılmıştır. Kontrol grubunun ilk ve son değerlendirmeleri 6 hafta ara ile alınırken, çalışma grubunun 6 haftalık denge eğitimi öncesi ve sonrasında değerlendirmeleri yapılarak kaydedilmiştir.

Katılımcıların yaş, boy uzunluğu ve vücut ağırlıkları kaydedilerek vücut kütle indeksleri (VKİ) hesaplanmıştır. Bununla birlikte eğitim durumları, özgeçmişleri, rahatsızlıklarına ilişkin veriler ve sosyodemografik bilgileri yüz yüze görüşme yöntemi ile kaydedilmiştir (Ek-2).

Tanımlayıcı olarak ağrı şiddetlerinin belirlenebilmesi için Vizüel Analog Skala (VAS) kullanılmış olup istirahat, aktivite ve gece ağrılarını hazırlanmış skala üzerinde işaretlemeleri istenmiştir. VAS 10 cm'lik bir çizgi olup sol ucu hiç ağrı olmaması durumunu temsil ederken, sağ ucu dayanılmaz derecede ağrı durumunu temsil

etmektedir. Gönüllülerin yapmış oldukları işaretlemelerin başlangıç noktasına olan uzaklıkları cetvel kullanılarak ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Bununla birlikte ağrıyı arttıran ve azaltan faktörler ile ağrının tipi sorgulanmıştır (Hughes 2008).

Bireylerin dominant alt ekstremitelerinin belirlenmesinde, öne sıçrarken ve önlerine yuvarlanan topa vurmak için tercih ettiği ayağı göz önünde bulundurularak belirlenmiştir (Mcloda 2000, Hass vd 2003, Spinger vd 2007).

Katılımcılara ait tüm veriler aynı çevresel şartlarda, aynı test ortamında toplanmıştır. Katılımcılardan denge değerlendirmeleri için platformlara her tekrarda aynı ayakla çıkıp inmeleri istenmiş ve ölçümler rahat günlük kıyafetlerle, ayakkabısız olarak yapılmıştır.

3.5. Veri Toplama Araçları

3.5.1. Kas kuvveti ölçümleri

Katılımcıların kalça fleksör, ekstansör, abdüktör, diz fleksör, ekstansör ve ayak bileği dorsifleksör kas kuvvetleri Lafayette® Hand-Held Dinamometre (Model 01165, Lafayette Inc, ABD) ile değerlendirilip Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir (Şekil 3.2). Cihaz fabrika ayarlı olarak kalibre edilmiş ve her kullanımdan önce LCD ekranındaki bir önceki ölçüme ait değerler sıfırlanmıştır. Kas kuvveti ölçümlerinde literatürde daha güvenilir olduğu bildirilen ve sıkça kullanılan maksimal istemli izometrik kontraksiyon (make test) kullanılmıştır (Bohannon 1988, Stratford ve Balsor 1994, Roy ve Doherty 2004). Kas kuvveti ölçümünde Otman ve Köse'nin (1998) belirttiği esaslar göz önünde bulundurulmuş olup, 30 sn aralıkla her iki alt ekstremitede üçer tekrarlanmış, bu ölçümlerin ortalaması alınmıştır. Kas kuvveti ölçümleri ile ilgili açıklamalar aşağıda verilmiştir.

3.5.1.1. Kalça fleksör kas kuvveti ölçümü

Kalça fleksör kas kuvveti ölçümü için katılımcının hasta masasına oturması istenmiştir. Ellerini çapraz omuzlarına alması ve yataktan destek almaması gerektiği söylenerek dizini, kalçasını bükerek yukarıya kaldırması istenmiş, kompensasyonlara izin verilmeden diz üzerinden direnç uygulanmıştır (Şekil 3.3).

3.5.1.2. Diz ekstansör kas kuvveti ölçümü

Diz ekstansör kas kuvveti ölçümü için katılımcılar tedavi masasına bacaklar sarkacak şekilde oturtulmuş ve değerlendirilecek taraf diz eklemi altına rulo halinde bir havlu yerleştirilmiştir. Uyluk tespit edilerek diz kilitlenene kadar ekstansiyon yapılması istenmiş, direnç ayak bileği eklemine biraz üzerinden verilmiştir (Şekil 3.3).

3.5.1.3. Ayak bileği dorsifleksiyon kas kuvveti ölçümü

Ayak bileği dorsifleksiyon kas kuvveti ölçümü için katılımcılar tedavi masasına ayakları sarkacak şekilde oturma pozisyonunda yapılmıştır. Ayağın yukarı kaldırılması istenmiş ve ayak dorsalinden direnç verilerek ölçülmüştür (Şekil 3.3).



Şekil 3.2 Lafayette® hand-held dinamometre

3.5.1.4. Kalça abdüktör kas kuvveti ölçümü

Kalça abdüktör kas kuvveti ölçümü için katılımcılardan tedavi masasına değerlendirilecek tarafları yukarıda olacak şekilde yan yatmaları istenmiştir. Altta bacak destek yüzeyinin genişletilmesi için fleksiyona alınmış ve bir elle pelvis tespit edilmiştir. Hastadan 45°'lik kalça abduksiyonu yapması istenmiştir. Direnç diz eklemine biraz üzerinden verilerek ölçüm gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 Katılımcıların kalça fleksör (A), diz ekstansör (B), ayak bileği dorsifleksör (C), kalça abdükör (D), kalça ekstansör (E) ve diz fleksör kas kuvveti ölçümü (F)

3.5.1.5. Kalça ekstansör kas kuvveti ölçümü

Kalça ekstansör kas kuvvetinin değerlendirilebilmesi için katılımcı bacaklar tam ekstansiyonda tedavi masasına yüzükoyun yatırılmıştır. Bir elle pelvis stabilize edilmiş, değerlendirilecek bacağın hiperekstansiyonu istenmiş ve diğer el ile diz ekleminin üzerinden direnç verilerek ölçüm yapılmıştır (Şekil 3.3).

3.5.1.6. Diz fleksör kas kuvveti ölçümü

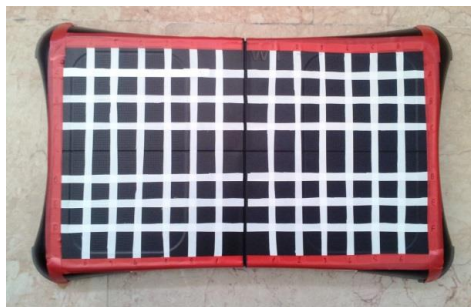
Diz fleksör kas kuvvet ölçümü için katılımcılar tedavi masasına yüzükoyun yatırılmış, değerlendirilecek taraf dizin 90° fleksiyona getirilmesi istenmiştir. Direnç bu pozisyonda ayak bileği ekleminin arkasından verilmiştir (Şekil 3.3).

3.5.2. Denge değerlendirmeleri

Denge değerlendirmeleri için NW (Nintendo, ABD), KAT (Model TS 650, SportKAT LLC, ABD) ve TAÜD testi kullanılmıştır. Değerlendirmeler kontrol grubuna 6 hafta arayla, çalışma grubunda ise, 6 haftalık eğitim öncesi ve sonrasında yapılmıştır. Kullanılan cihaz ve testler aşağıda açıklanmıştır.

3.5.2.1. Nintendo Wii® ile denge değerlendirmeleri

NW oyun konsolunda Wii Fit™ yazılımı ile katılımcıların AAA, BM salınımlarına ait alan, ML ve AP genişlikleri ölçülmüştür. Değerlendirmeye başlamadan yapılacak uygulamalar hakkında katılımcılara bilgilendirme yapılmış, ardından birer deneme değerlendirmesi yapılmıştır. Katılımcılar WDP (şekil 3.4 ve şekil 3.8) üzerine önce çift ayak sonrasında sağ ve sol ayakla çıkartılmış, 1,5 metre mesafede bulunan 10 cm çapındaki kırmızı işarete bakarak dengelerini olabildiğince korumaları istenmiştir. Ölçümler çift ayak, sağ ve sol ayaklarda, literatürde ağırlıklı olarak kullanıldığı ve tavsiye edildiği gibi üç kez tekrarlanmıştır (Ruhe 2010). Ölçümlerin ayak yerleşiminden etkilenmemesi için WDP üzerine çizilen referans noktaları kullanılmıştır (şekil 3.5 ve şekil 3.6). Katılımcıların değerlendirmedeki ayak pozisyonları kaydedilmif ve her iki ölçümde ayakların aynı noktalara yerleştirilmesi istenmiştir. NW ile yapılan denge ölçümlerinde yaklaşık 7 sn süre ile veri toplanmıştır.



şekil 3.4 WDP

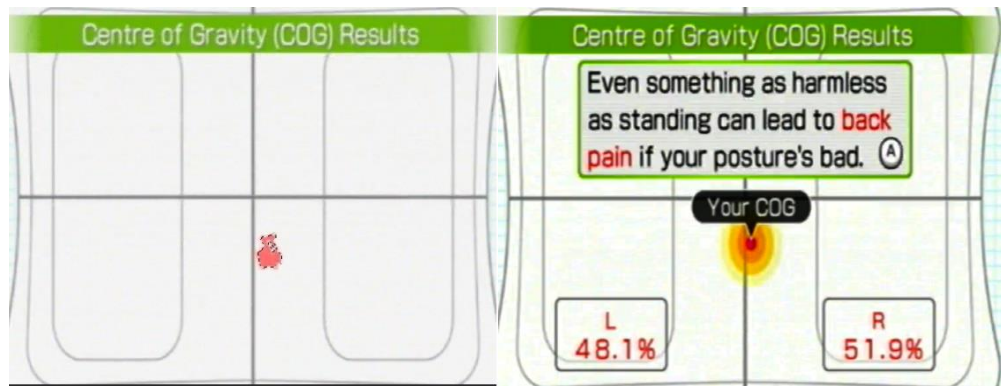


Şekil 3.5 Çift ayak üzerinde WDP denge değerlendirilmesi ve ayakların yerleşimi



Şekil 3.6 Tek ayak üzerinde WDP denge değerlendirilmesi

Değerlendirmeler için Wii Fit™ yazılımında bulunan denge test ara yüzü kullanılmıştır. Her değerlendirme öncesinde sistem gerekli kalibrasyonu otomatik olarak yapmıştır. Wii Fit™ yazılımı aracılığı ile yapılan değerlendirmelere ait ekran görüntüleri EasyCAP™, RCA kablo ve konnektörlerinden oluşturulmuş düzenek ile bilgisayara aktarılarak kaydedilmiştir. Bilgisayarda Adobe Photoshop CS6® yazılımı kullanılarak alınan ekran görüntüleri 1500x2000 piksel olacak şekilde standardize edilmiştir. Standardize edilen görüntüler üzerinde BM'nin yer değişim alanına ilişkin parametreler hızlı seçim aracı kullanılarak piksel olarak sayılmış ve kaydedilmiştir (Şekil 3.7). Ölçüm hatalarını en aza indirmek için her bir görüntü üzerindeki ölçümler 3 tekrarlı olarak yapılmış ve ortalaması alınmıştır (Aksoy vd 2012, Aksoy vd 2013).



Şekil 3.7 NW ile alan ve ağırlık aktarım asimetrisi değerlendirme ekran görüntüleri

3.5.2.2. Kinesthetic Ability Trainer® denge değerlendirmeleri

Katılımcıların dengesi ayrıca KAT (Şekil 3.8) ile değerlendirilmiştir. Değerlendirme için platformun hava basıncı kullanım kılavuzunda önerildiği şekilde 5 psi olacak şekilde ayarlanmıştır. Platform hareketli bir yapıda olduğundan katılımcılar bu hareketli yapıya alışılana kadar beklenmiştir. Platform üzerindeki referans noktalar aracılığı ile her değerlendirmede ayakların aynı yere yerleştirilmesi sağlanmıştır.




Şekil 3.8 NW ve KAT denge değerlendirme düzeneği


Sistem ara yüzü kullanılarak katılımcıya ait bilgiler sisteme girilerek katılımcıya ait profil oluşturulmuştur (Şekil 3.9). Her ölçüm öncesinde platformun kalibrasyonu üreticinin tavsiye ettiği şekilde araştırmacı tarafından yapılmıştır. Katılımcılardan sistem arayüzünde bulunan ve BM'nin lokalizasyonunu gösteren imlecin merkezde tutulması istenmiştir. Çift ayak, sağ ve sol ayak üzerinde yapılan 30 sn'lik ölçümlerin ardından elde


edilen denge sonucu, BM değişiminin ön, sağ, sol ve arka sonuçları, ML ve AP oranları kaydedilmiştir (Şekil 3.10). Kullanım kılavuzunda ve literatürdeki çalışmalarda önerildiği şekilde ölçümlerin tutarlılığı gözden geçirildikten sonra en iyi sonuç kaydedilmiştir (Ruhe 2010).


SportKat System - 3.0


Name:		Motion: Static	Legs: Right	Level: 2	PSI
Mode: Training	Pattern: None	Time: 30	Speed: 3	PSI 6	



Mode



Pattern



Weight


Legs



Chart



Options



PSI



Exit

Last Name	First Name	Date
Sex <input checked="" type="radio"/> M <input type="radio"/> F	Age	Weight
	Tester	Chart # 323
Dominant Side <input checked="" type="radio"/> R <input type="radio"/> L	Previous Injury to either lower extremity <input type="radio"/> Yes <input checked="" type="radio"/> No List	
Involved Side <input checked="" type="radio"/> R <input type="radio"/> L	DDI	ME Date
	MOI	
Surgical History		Diagnostic Criteria
Date	Surgeon	<input type="checkbox"/> PE
Procedure		<input type="checkbox"/> KAT 3000
		<input type="checkbox"/> MRI
		<input type="checkbox"/> Surgery
Medical History		Comments
Medication currently taken		
General Health <input checked="" type="radio"/> Good <input type="radio"/> Fair <input type="radio"/> Poor	Head Injury <input type="radio"/> Yes <input checked="" type="radio"/> No	

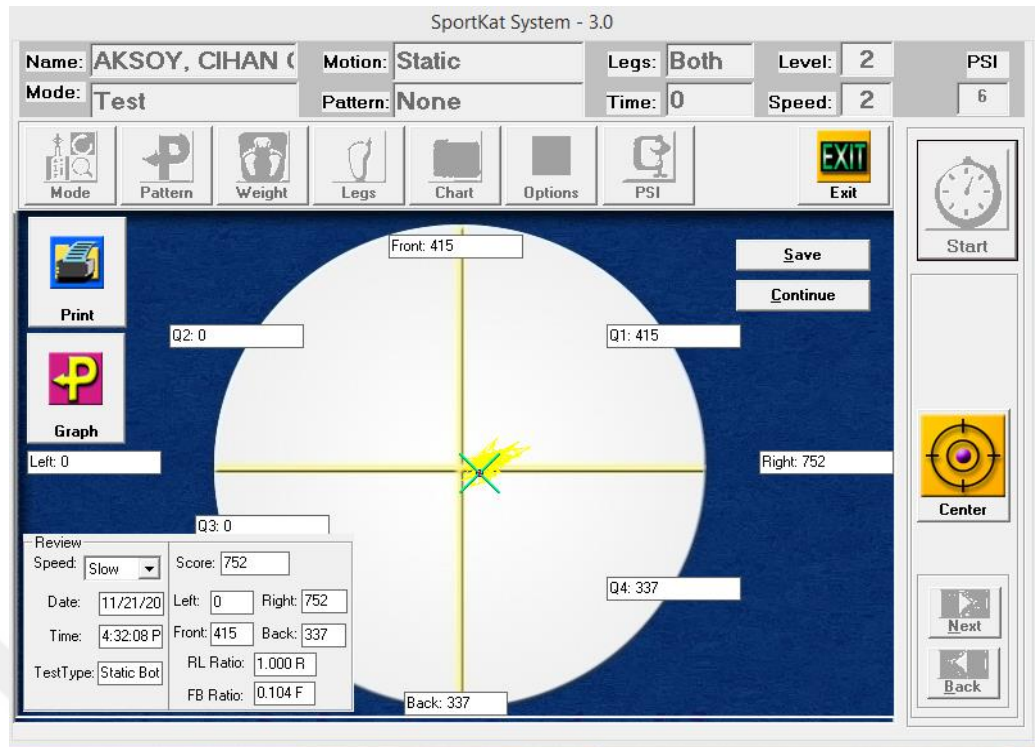

Start


Center


Next


Back

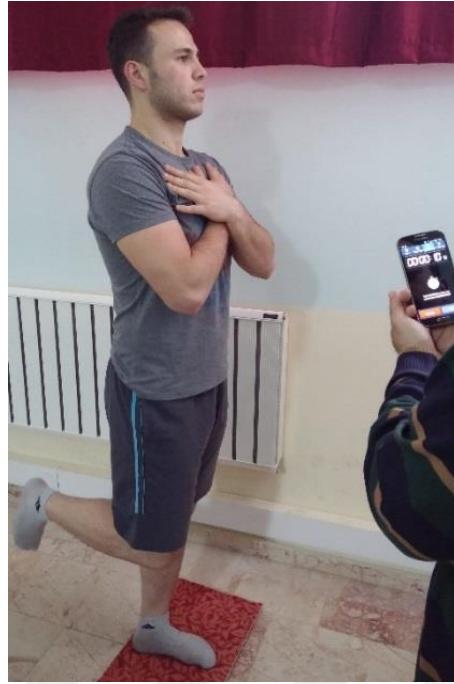
Şekil 3.9 KAT yeni katılımcı kayıt ekranı



Şekil 3.10 KAT denge değerlendirme sonucu ekranı

3.5.2.3. Tek ayak üzerinde durma testi

Statik denge değerlendirmeleri için ayrıca TAÜD testi kullanılmıştır. Bu test için katılımcılardan elleri çapraz omuzlarına yerleştirmeleri ve değerlendirilmeyen taraf diz 90° fleksiyonda 30 sn süre ile postürünü koruyarak 1,5 metre mesafede bulunan 10 cm çapındaki kırmızı işarete bakmaları istenmiştir. Kronometre ayak yerden kalktığı anda başlatılmış ve denge bozulduğunda (diğer bacadan destek alınması, havadaki ayağın yere değmesi, ağırlık taşıyan ayağın yerinin değiştirilmesi vb.) süre durdurularak kaydedilmiştir (Şekil 3.11). Test sağ ve sol alt ekstremitelerde ayrı ayrı 3 kez tekrarlanmış ve bu ölçümlerin ortalaması kaydedilmiştir (Franchignoni vd 1998, Spinger vd 2007).



Şekil 3.11 Tek ayak üzerinde durma testi

3.6. Nintendo Wii® Eğitim Programı

NW eğitimi haftada 3 gün 6 hafta süre ile verilmiştir. Eğitimler arka arkaya 3 kez gelmeyecek ve aralarında en fazla 3 gün boşluk olacak şekilde düzenlenmiştir. Eğitim sessiz, sabit sıcaklık ve aydınlatmaya sahip bir odada yapılmış, odaya katılımcılar haricinde kimse alınmamıştır. Tüm eğitimler gözlem altında yapılmıştır.

NW eğitim programına başlamadan önce, sistem arayüzü kullanılarak 'Mii Channel' üzerinden her bir katılımcı için karakter ve takma ad belirlenerek katılımcı profilleri oluşturulmuştur. İlk eğitim öncesinde Wii Fit™ yazılımı içinde bulunan temel denge testleri ve alıştırmaları yapılmıştır. Her bir katılımcı yaklaşık 5 dakikalık bu test ve alıştırmaları yaptıktan sonra 'Denge Oyunları' kısmındaki 9 oyundan birisi olan 'Table Tilt' oyununun başlangıç seviyesi ile iki ayak üzerindeki eğitimler başlatılmıştır.

Table Tilt oyunu tek veya çift ayak üzerinde denge eğitimine izin veren, çok yönlü ağırlık aktarımını sağlayabilen bir oyundur (Şekil 3.12). Farklı şekillerde ve yüzey yapısına sahip sanal bir düzlem üzerinden ML ve AP yönlerde ağırlık aktarımı ile topun rastgele belirlenmiş olan noktadan geçirilmesi esasına dayanmaktadır. Oyun aşamaları hiyerarşik bir şekilde ilerlemekte ve her seviyede zorluk artmaktadır. Zorluk seviyesi hem sanal düzlemde bulunan engel sayısının hem de top sayısının artması ile yükselmektedir. Oyunun başlangıç ve gelişmiş olmak üzere iki seviyesi bulunmaktadır. Her seviyede toplam 8 aşama bulunur. Oyunun başlangıç seviyesinde 30 sn süre ile başlanır ve tamamlanan her seviye için bu süreye 20 sn eklenir. Eğer 8 aşama

tamamlanabilirse her aşama için sistem 10 puan verir ve kalan süreyi bunun üzerine ekler ve başlangıç seviyesinin sonucu elde edilmiş olur. Gelişmiş seviye ise 40 sn süre ile başlamakta ve tamamlanan her seviye için 30 sn süre eklenerek sonucu sistem tarafından hesaplanmaktadır (Heick vd 2012, Fung vd 2012, Tatla vd 2012).



Şekil 3.12 Table tilt oyunu ekran görüntüsü

Eğitime oyunun başlangıç seviyesinde çift ayak üzerinde başlanmıştır. Çift ayak üzerinde başlangıç seviyesinin 8 aşamasını başarıyla tamamlayan katılımcılar başlangıç seviyesinde tek ayak üzerinde ve gelişmiş seviyede çift ayak üzerinde eğitime başlamışlardır. Tek ayakla başlanılan eğitimde oyunun 1,3,6,8. aşamaları etkilenmiş taraf ile 2,4,7. aşamaları etkilenmemiş tarafla çalışılırken 5 aşama zorluğundan dolayı çift ayak üzerinde yapılmıştır. Her bir eğitim seansı yazılım tarafından hesaplanan aktif oyunda kalma süresi 15 dakikaya ulaşana kadar devam etmiştir. Eğitimin sonunda 5 dakikalık soğuma egzersizleri yaptırılmıştır. Eğitim sırasında ortaya çıkabilecek denge kayıplarına bağlı düşmeleri engellemek için eğitim platformunun etrafına destek noktaları yerleştirilmiştir. Denge problemi olan olgular gerektiğinde destek alabilmişlerdir (Şekil 3.13).



Şekil 3.13 NW ile denge eğitimi

3.7. İstatistiksel Analiz

Çalışma sonucunda elde edilen veriler SPSS 20.0 istatistik paket programı ile analiz edilmiştir. Tanımlayıcı bilgilerin ortalama, frekans dağılımları, minimum-maksimum, standart sapma, yüzde değerleri hesaplanarak verilmiştir. Başlangıç verileri ve eğitim sonrası elde edilen verilerin normal dağılıma uygun olup olmadıkları Kolmogorow Smirnov testi ile değerlendirilmiş, gruplarda başlangıç ve 6 hafta sonraki verilerin arasında farkın olup olmadığı bağımlı gruplarda Wilcoxon Rank Signed testi ile incelenmiştir. Eğitim ve kontrol grupları arasında veriler açısından farkı incelemek için ise bağımsız gruplarda Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan farklı denge değerlendirmelerinin sonuçları arasındaki ilişkinin düzeyini belirlemek içinde Spearman testi ile istatistiksel analiz gerçekleştirilmiştir. Spearman korelasyon analizinde korelasyon katsayısı 0.00-0.19 için ilişki yok ya da önemsenmeyecek derecede zayıf ilişki var, 0.20-0.39 zayıf ilişki, 0.40-0.69 orta düzeyde ilişki, 0.70-0.89 kuvvetli ilişki, 0.90-1.00 çok kuvvetli ilişki olarak nitelendirilmiştir (Alpar 2010). Yapılan istatistiksel analizlerde anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Kontrol (n=18) ve çalışma grubundaki (n=15) hastaların çalışmanın başlangıcında yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve VKİ'ni içeren fiziksel özellikleri karşılaştırıldığında grupların birbirleri ile benzer olduğu görülmektedir ($p>0.05$). Her iki gruptaki katılımcıların kronik diz problemlerine bağlı ağrı şiddetleri ve hastalık süreleri istatistiksel olarak benzerdir ($p>0.05$). Katılımcıların ortalama hastalık süreleri kontrol grubu için 34.5 ± 25.9 ay, çalışma grubu içinse 31 ± 22.7 aydır. Olguların yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlıkları, VKİ, istirahat, aktivite ve gece ağrıları Tablo 4.1'de gösterilmiştir. Gönüllülerin 12'si (7'si kontrol, 5'i çalışma grubunda) ilgili problemi için daha önce tedavi alırken, 21'i herhangi bir sağlık kuruluşunda tedavi almamıştır.

Tablo 4.1 Olguların demografik özellikleri

Değişken	Kontrol Grubu (n=18)		Çalışma Grubu (n=15)		p
	X±SD	min-maks	X±SD	min-maks	
Yaş (Yıl)	24.61±4.3	21-36	22.93±5.0	19-36	0.08
Boy (cm)	175.00±6.6	164-190	172.00±9.1	156-190	0.57
Kilo (kg)	73.16±17.3	50-110	70.93±16.4	45-110	0.84
VKİ (kg/m ²)	23.64±4.1	17.7-30.5	23.50±3.3	18.5-30.5	0.98
İstirahat Ağrısı (VAS)	1.36±1.8	0-6.3	1.70±2.1	0-6.4	0.68
Aktivite Ağrısı (VAS)	2.77±1.8	0.8-6.9	2.23±1.8	0-6.2	0.61
Gece Ağrısı (VAS)	1.12±1.6	0-5.4	2.89±3.7	0-8.5	0.41
Hastalık Süresi (ay)	34.50±25.9	9-108	31.00±22.8	9-108	0.65

cm: santimetre, m²: metrekare, maks: maksimum, min: minimum, n: olgu sayısı, VAS: Vizüel Analog Skala, p: istatistiksel anlamlılık düzeyi, SD: standart sapma, X: ortalama

Olguların cinsiyet, alt ekstremitte dominant tarafları, teşhisleri ve etkilenen tarafları kaydedilerek Tablo 4.2'de gösterilmiştir. Kontrol grubunda sağ taraf etkilenimi olan 9 katılımcıdan 5'i sağ, 4'ü sol taraf alt ekstremitte dominantlığına sahipken etkilenen tarafı sol olanların 8'i sağ, 1'i sol taraf dominantlığına sahiptir. Çalışma grubunda ise etkilenen tarafı sağ olan 8 katılımcının tamamı alt ekstremitte sağ taraf dominantlığına sahipken, sol tarafı etkilenenlerin 5'i sağ, 2'si sol taraf dominantlığına sahiptir.

Tablo 4.2 Olguların tanımlayıcı verileri

Değişken	Kontrol Grubu (n=18)		Çalışma Grubu (n=15)	
	n	%	n	%
Cinsiyet				
Erkek	12	66.7	9	60
Kadın	6	33.3	6	40
Alt Ekstremitte Dominant Taraf				
Sağ	13	72.2	13	86.7
Sol	5	27.8	2	13.3
Teşhis				
Meniskopati	4	22	5	33.3
Patellar Tendinit	4	22	2	13.3
PFAS	8	44.4	8	53.3
ACL Yaralanması	2	11.1	0	0
Etkilenen Taraf				
Sağ	9	50	8	53.3
Sol	9	50	7	46.7

ACL: Anterior Cricuate Ligament, **n:** olgu sayısı, **PFAS:** Patellofemoral Ağrı Sendromu, **%:** yüzde

Eğitim öncesinde kontrol ve çalışma gruplarına ait kas kuvveti ölçümleri karşılaştırılmıştır. Ölçüm hasta ve sağlam taraflarda kalça fleksör, diz ekstansör, ayak bileği dorsifleksör, kalça abdüktör, ekstansör ve diz fleksör olmak üzere 6 kas grubunda kaydedilmiştir. Yapılan bu ölçümlerde gruplar arası kas kuvvetinde istatistiksel açıdan fark görülmemiştir ($p>0.05$). Bu değerlere ait veriler Tablo 4.3'de gösterilmiştir.

Tablo 4.3 Grupların eğitim öncesi kas kuvvetlerinin karşılaştırılması

	Değişken	Kontrol Grubu (n=18)		Çalışma Grubu (n=15)		P
		X±SD	min-maks	X±SD	min-maks	
Hasta Taraf Kas Kuvveti (N)	Kalça Fleksör	176.21±53.4	96.2 – 284.4	181.77±40.2	133.6 – 263.5	0.53
	Diz Ekstansör	185.46±61.3	95.6 – 315.9	180.52±32.7	120.5 – 231.0	1.00
	Ayak Bileği Dorsifleksör	171.98±40.6	120.6 – 273.3	163.31±32.4	118.5 – 229.0	0.65
	Kalça Abdüktör	216.40±52.7	140.4 – 337.3	202.66±41.4	134.7 – 284.3	0.41
	Kalça Ekstansör	206.65±54.9	140.1 – 351.8	194.38±39.0	109.9 – 263.5	0.77
	Diz Fleksör	130.03±42.3	65.7 – 218.9	125.52±31.6	76.9 – 172.8	0.85
Sağlam Taraf Kas Kuvveti (N)	Kalça Fleksör	179.36±48.3	126.9-272.4	182.32±36.9	113.2-264.1	0.40
	Diz Ekstansör	187.79±50.7	131.5-305.0	177.36±33.9	121.4-216.9	0.88
	Ayak Bileği Dorsifleksör	173.93±38.2	115.7-249.3	166.94±32.1	114.2-222.0	0.80
	Kalça Abdüktör	219.09±56.9	154.2-353.7	203.72±39.3	159.9-271.3	0.66
	Kalça Ekstansör	209.26±57.4	138.7-368.4	193.68±38.4	133.5-260.4	0.44
	Diz Fleksör	133.58±46.3	86.25-232.4	131.21±31.0	88.1-176.7	0.80

maks: maksimum, min: minimum, n: olgu sayısı, N: newton, X: ortalama, p: istatistiksel anlamlılık düzeyi, SD: standart sapma

Çalışmaya dahil edilen hastaların başlangıçtaki denge değerlendirme sonuçları karşılaştırıldığında KAT ile toplanan parametrelerden çift ayak üzerinde ML oranı ve tek ayak üzerinde denge sonucu, NW ile hasta taraf alan parametrelerinde kontrol ve çalışma grubu arasında anlamlı ($p<0.05$) fark olduğu göze çarpmaktadır. Diğer parametrelerde grupların başlangıç verileri incelendiğinde denge açısından istatistiki olarak anlamlı fark görülmemektedir ($p>0.05$). Olguların çalışma öncesi tek ve çift ayak üzerindeki denge değerlendirmeleri NW, KAT ve TAÜD testi ile değerlendirilerek Tablo 4.4'de gösterilmiştir.

Tablo 4.4 Grupların eğitim öncesi denge verilerinin karşılaştırılması

Değişken	Kontrol Grubu (n=18)		Çalışma Grubu (n=15)		p		
	X±SD	min-maks	X±SD	min-maks			
KAT	Çift Ayak	Denge Sonucu	505.33±136.3	308-775	574±215.7	334-968	0.52
		ML Oranı	28.16±17.8	3-72	48.26±26.9	3-90	0.02*
		AP Oranı	39.26±28.1	0.8-92	49.45±32.0	0.8-92	0.34
	Hasta Taraf	Denge Sonucu	506.55±136.9	292-732	649.00±218.0	263-1145	0.04*
		ML Oranı	35.61±24.6	6-85	56.4±34.5	2-97	0.10
		AP Oranı	44.33±20.5	11-77	54.26±33.2	9-100	0.32
NW	Çift Ayak	Alan	3269.8±1559.3	1590-7522	2579.8±1046.4	1526- 4833.2	0.16
		ML Genişlik	109.37±34.0	65.5-168	90.86±23.7	64.77-137.5	0.86
		AP Genişlik	42.56±14.7	29-91	42.3±12.1	29-79	0.68
		Ağırlık Aktarım Oranı	49.36±2.4	45.4-55.1	50.46±2.1	45.4-55.1	0.13
	Hasta Taraf	Alan	10975.7±4372.3	3197.2-20899.5	14179±4351.5	7253.2-22872	0.04*
		ML Genişlik	126.09±72.2	39-279	141.76±48.2	74.5-216.7	0.23
		AP Genişlik	140.02±45.2	69-243	156.75±44.6	76.5-242.5	0.26
		Ağırlık Aktarım Oranı	50.52±2.8	46.7-58.8	51.76±2.8	45.4-55.1	0.09
		TAÜD Testi (Hasta Taraf)	20.47±10.1	6-30	18.71±9.3	6.1-30	0.63

AP: anterioposterior, KAT: Kinesthetic Ability Trainer®, maks: maksimum, min: minimum, ML: mediolateral, n: olgu sayısı, NW: Nintendo Wii®, p: istatistiksel anlamlılık düzeyi, SD: standart sapma, TAÜD: tek ayak üstünde durma, X: ortalama

Kontrol ve çalışma grubundaki olguların hem eğitim öncesi hem de eğitim sonrası sağlam ve hasta taraf kas kuvvetleri karşılaştırılarak incelenmiştir. Her iki grupta eğitim öncesi ve sonrasında sağlam ve hasta taraf kas kuvvetleri arasında fark bulunmamaktadır ($p>0.05$). Bu veriler Tablo 4.5'de gösterilmiştir.

Tablo 4.5 Gruplarda eğitim öncesi ve sonrası sağlam ve hasta taraf kas kuvvetlerinin karşılaştırılması

Değişken	Kontrol Grubu (n=18)			Çalışma Grubu (n=15)			
	Sağlam Taraf	Hasta Taraf	p	Sağlam Taraf	Hasta Taraf	p	
	X±SD	X±SD		X±SD	X±SD		
Eğitim Öncesi (N)	Kalça Fleksör	179.36±48.3	176.21±53.4	0.42	182.32±36.9	181.77±40.2	0.69
	Diz Ekstansör	187.79±50.7	185.46±61.3	0.88	177.36±33.9	180.52±32.7	0.28
	Ayak Bileği Dorsifleksör	173.93±38.2	171.98±40.6	0.68	166.94±32.1	163.31±32.4	0.42
	Kalça Abdüktör	219.09±56.9	216.40±52.7	0.74	203.72±39.3	202.66±41.4	1.00
	Kalça Ekstansör	209.26±57.4	206.65±54.9	0.59	193.68±38.4	194.38±39.0	0.78
	Diz Fleksör	133.58±46.3	130.03±42.3	0.74	131.21±31.0	125.52±31.6	0.13
Eğitim Sonrası (N)	Kalça Fleksör	188.06±59.1	185.40±54.0	0.40	225.33±57.4	227.03±57.9	0.87
	Diz Ekstansör	183.22±48.8	177.24±54.3	0.16	232.04±52.4	223.64±43.1	0.16
	Ayak Bileği Dorsifleksör	183.97±32.2	184.00±38.2	0.91	217.20±34.7	225.29±34.5	0.11
	Kalça Abdüktör	222.18±49.5	224.31±48.3	0.68	271.96±53.5	256.44±62.4	0.09
	Kalça Ekstansör	224.67±69.5	221.03±61.5	0.71	265.97±50.1	274.52±60.8	0.39
	Diz Fleksör	137.35±43.9	135.83±38.7	0.41	151.63±41.2	151.44±44.1	0.78

n: olgu sayısı, N: Newton, p: istatistiksel anlamlılık düzeyi, SD: standart sapma, X: ortalama

Eğitim öncesi ve sonrası hasta ve sağlam taraf TAÜD testi sonuçları karşılaştırıldığında eğitim öncesinde ve sonrasında istatistiksel açıdan anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$). Katılımcıların eğitim öncesi ve sonrası hasta ve sağlam taraf TAÜD testi sonuçları Tablo 4.6'de gösterilmiştir.

Tablo 4.6 Gruplarda eğitim öncesi sağlam ve hasta taraf TAÜD testi sonuçlarının karşılaştırılması

Değişken	Kontrol Grubu (n=18)			Çalışma Grubu (n=15)		
	Sağlam Taraf	Hasta Taraf	p	Sağlam Taraf	Hasta Taraf	p
	X±SD	X±SD		X±SD	X±SD	
Eğitim Öncesi TAÜD Testi	21.86±9.5	20.47±10.1	0.06	19.33±8.7	18.71±9.3	0.38
Eğitim Sonrası TAÜD Testi	21.82±9.6	21.48±9.6	0.65	28.50±4.0	27.38±5.3	0.14

n: olgu sayısı, p: istatistiksel anlamlılık düzeyi, SD: standart sapma, TAÜD: tek ayak üstünde durma, X: ortalama

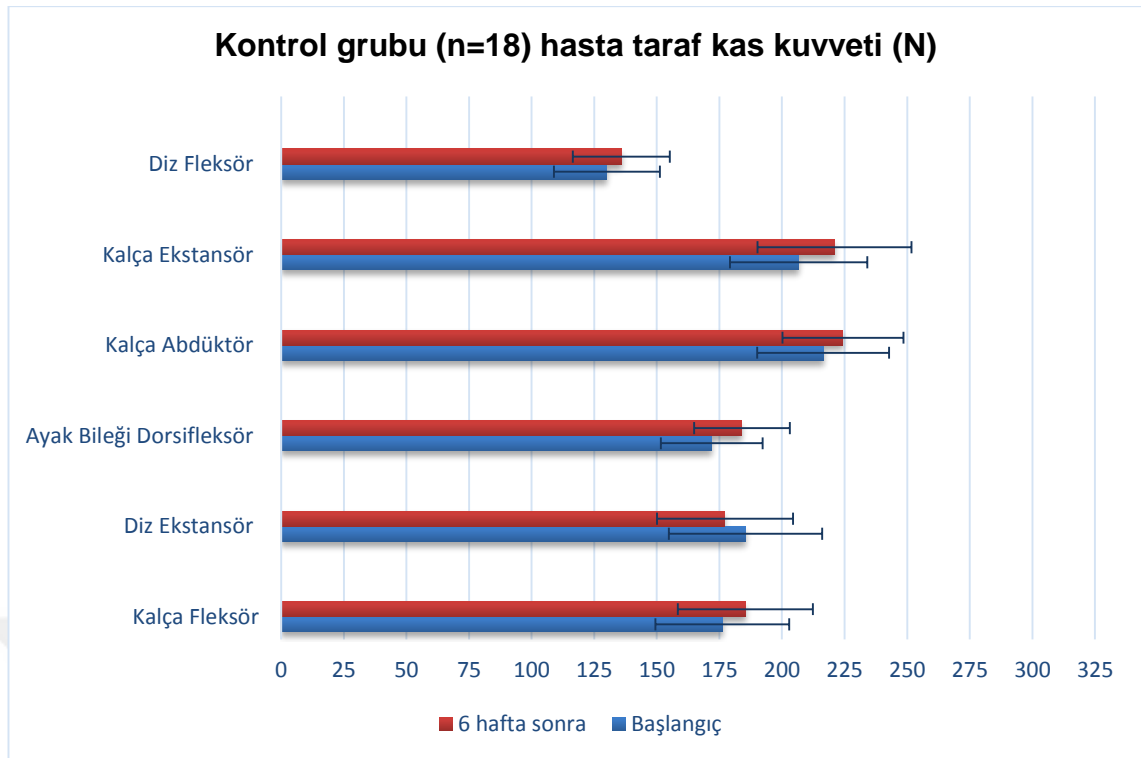
Kontrol grubunda başlangıç ve 6 hafta sonraki veriler, çalışma grubunda ise eğitim öncesi ve eğitim sonrası kas kuvveti ölçüm sonuçları istatistiksel analizle karşılaştırılmıştır. Bunun yanısıra kas kuvveti verilerindeki değişim yüzdeleri hesaplanmıştır. Kontrol grubunda 6 hafta arayla yapılan ölçümlerde kas kuvveti açısından istatistiksel farklılık görülmezken ($p>0.05$) (Şekil 4.1 ve Şekil 4.2), çalışma grubunun hasta ve sağlam taraf kas kuvveti değerlerinde artış olduğu göze çarpmaktadır ($p<0.01$) (Şekil 4.3 ve Şekil 4.4). Kas kuvvetlerinin değişim yüzdelerine bakıldığında en yüksek artışın %41.2 oranında çalışma grubu hasta taraf kalça ekstansör kuvvetinde olduğu görülmektedir. NW eğitim programında hem hasta hem de sağlam taraflar eğitime dahil edildiğinden sağlam tarafta da kas kuvvetinde %15.6 - %37.3 arasında artış olduğu dikkati çekmektedir. Katılımcıların gruplarına göre eğitim öncesi ve sonrası kas kuvveti verileri ve verilerin değişim yüzdeleri Tablo 4.7'de gösterilmiştir.



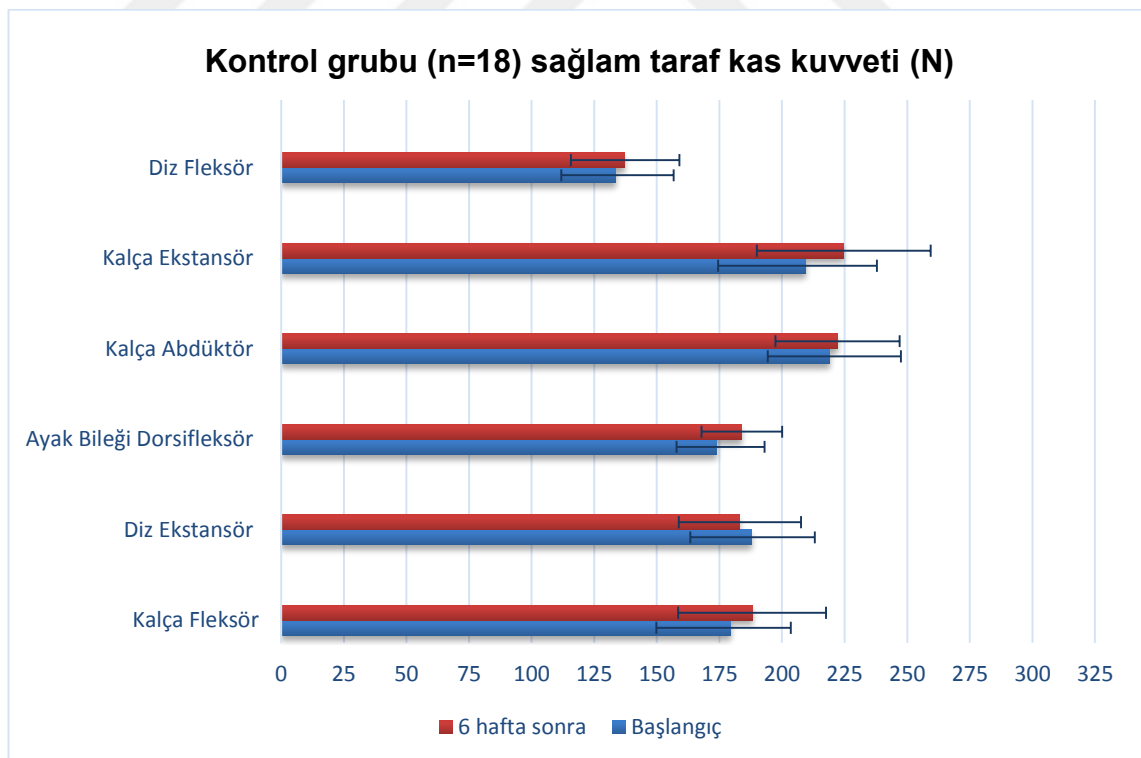
Tablo 4.7 Gruplarda eğitim öncesi ve sonrası kas kuvveti verilerinin karşılaştırılması

Değişken	Kontrol Grubu (n=18)		Çalışma Grubu (n=15)				
	Başlangıç	6 hafta sonra	Eğitim Öncesi		Eğitim Sonrası		
	X±SD	X±SD	X±SD		X±SD		
Hasta Taraf Kas Kuvveti (N)	Kalça Fleksör	176.21±53.4	185.4±54.0	p 0.06 % 5.2	181.77±40.5	227.03±57.9	p 0.00* % 24.9
	Diz Ekstansör	185.46±61.3	177.24±54.3	p 0.06 %-4.4	180.52±32.7	223.64±43.1	p 0.00* % 23.9
	Ayak Bileği Dorsifleksör	171.98±40.7	184.00±38.2	p 0.08 %7.0	163.31±32.4	225.29±34.5	p 0.00* % 38.0
	Kalça Abdüktör	216.40±52.7	224.31±48.3	p 0.17 %3.7	202.66±41.4	256.44±62.4	p 0.00* % 26.5
	Kalça Ekstansör	206.65±54.9	221.03±61.5	p 0.07 %7.0	194.38±39.0	274.52±60.8	p 0.00* % 41.2
	Diz Fleksör	130.03±42.3	135.83±38.7	p 0.17 %4.5	125.52±31.6	151.44±44.1	p 0.00* % 20.7
Sağlam Taraf Kas Kuvveti (N)	Kalça Fleksör	179.36±48.3	188.06±59.1	p 0.09 %4.9	182.32±36.9	225.33±57.4	p 0.00* %23.6
	Diz Ekstansör	187.79±50.7	183.22±48.8	p 0.26 %-2.4	177.36±33.9	232.04±52.4	p 0.00* %30.8
	Ayak Bileği Dorsifleksör	173.93±38.2	183.97±32.2	p 0.06 %5.8	166.94±32.1	217.2±34.7	p 0.00* %30.1
	Kalça Abdüktör	219.09±56.9	222.18±49.5	p 0.71 %1.4	203.72±39.3	271.96±53.5	p 0.00* %33.5
	Kalça Ekstansör	209.26±57.4	224.67±69.5	p 0.15 %7.4	193.68±38.4	265.97±50.1	p 0.00* %37.3
	Diz Fleksör	133.58±46.3	137.35±43.4	p 0.28 %2.8	131.21±31.0	151.63±41.2	p 0.00* %15.6

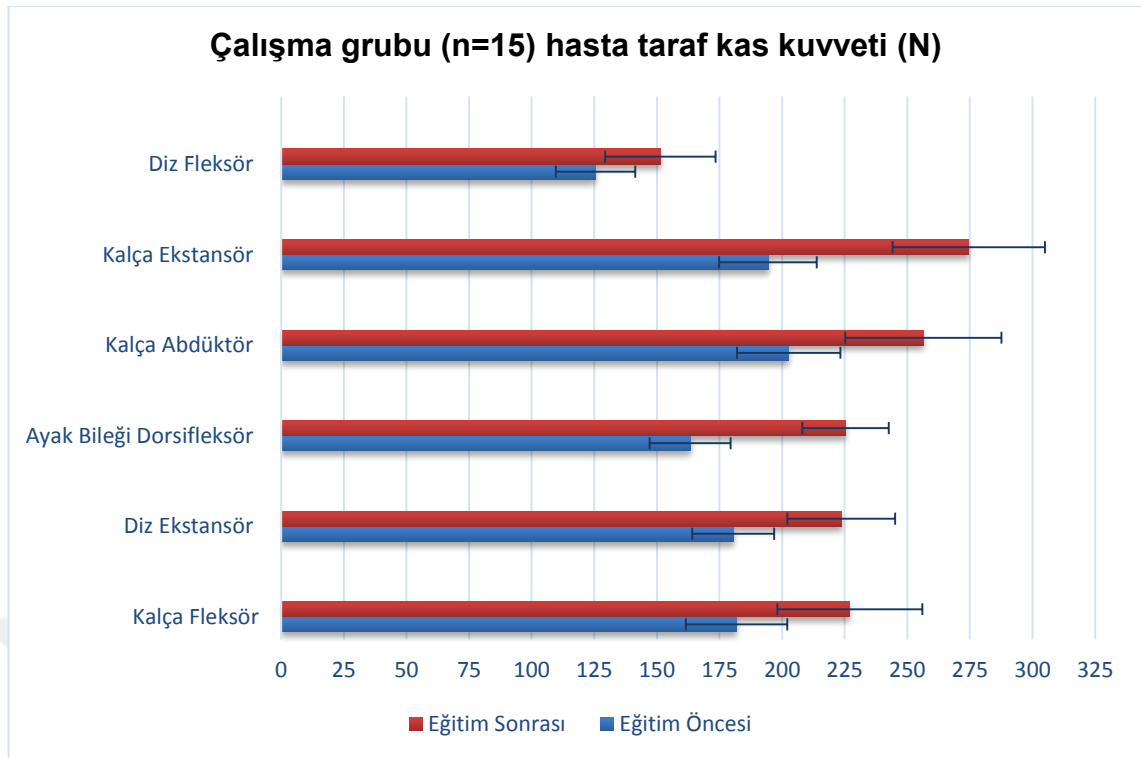
maks: maksimum, **min:** minimum, **n:** olgu sayısı, **N:** newton, **p:** istatistiksel anlamlılık düzeyi, **SD:** standart sapma, **X:** ortalama, **%:** eğitim öncesi ve sonrası kas kuvvetlerinde oluşan değişimin eğitim öncesine göre yüzde değeri



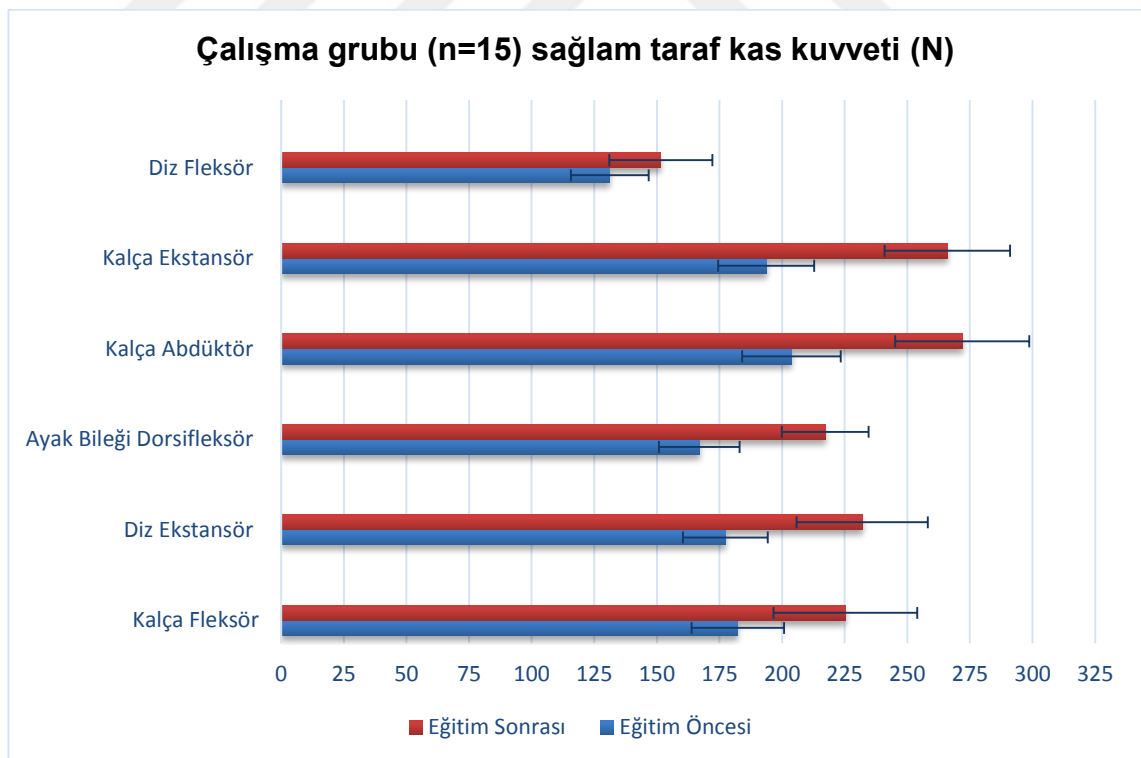
Şekil 4.1 Kontrol grubu başlangıç ve 6 hafta sonraki hasta taraf kas kuvveti ölçümlerinin karşılaştırılması



Şekil 4.2 Kontrol grubu başlangıç ve 6 hafta sonraki sağlam taraf kas kuvveti ölçümlerinin karşılaştırılması



Şekil 4.3 Çalışma eğitim öncesi ve sonrası hasta taraf kas kuvveti ölçümlerinin karşılaştırılması



Şekil 4.4 Çalışma grubu eğitim öncesi ve sonrası sağlam taraf kas kuvveti ölçümlerinin karşılaştırılması

Kontrol grubunun başlangıç ve 6 hafta sonra KAT ile toplanan denge parametrelerinde anlamlı bir farklılık gözlenmezken ($p>0.05$), çalışma grubu çift ayak denge sonucu, çift ayak ML oranı ve AP oranı parametrelerinde istatistiksel açıdan anlamlı bir fark ($p<0.05$) olduğu göze çarpmaktadır. Bu sonuçlara göre çalışma grubundaki katılımcıların eğitim sonrasında BM'leri olması gereken orta noktaya yakınlaşmış, ML ve AP yönlerdeki AAA istatistiksel açıdan anlamlı ölçüde azalmıştır. Hasta taraf üzerinde yapılan analizlerde de çift ayak üzerindeki denge parametrelerine olduğu gibi tüm parametrelerde anlamlı değişiklik gözlenmiştir. Grupların eğitim öncesi ve sonrası denge parametreleri Tablo 4.8'de verilmiştir.

Grupların eğitim öncesi ve sonrası NW parametrelerindeki değişimleri incelendiğinde NW ile yapılan değerlendirmelerde çift ayak üzerinde alan, ML genişlik ve AP genişlik parametrelerinde olumlu gelişme gözlenirken bu gelişmenin istatistiksel açıdan anlamlı olmadığı ($p>0.05$) göze çarpmaktadır. Kontrol grubunda ise ML genişlik parametresi dışında tüm parametrelerde olumsuz yönde bir değişim vardır. Bu değişim istatistiksel olarak anlamlı değildir. Hasta taraf üzerindeki verilerle bakıldığında ise çalışma grubunda BM alanı ve AP genişlik değerlerinde anlamlı ($p<0.05$) değişiklik vardır. NW sistemi tarafından verilen AAA parametresi hariç tüm NW denge parametrelerinde eğitim sonrası olumlu değişiklik görülmektedir. Kontrol grubunda ise hasta taraf üzerinde tüm verilerde olumsuz yönde değişim dikkati çekmektedir. Bu değişimlerden ML genişliği istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p<0.05$) (Tablo 4.8).

TAÜD test sonuçlarına bakıldığında, çalışma grubunda eğitim sonrasında hem hasta hem de sağlam tarafta istatistiksel açıdan anlamlı fark görülmektedir ($p<0.05$). Kontrol grubunda ise herhangi bir değişiklik görülmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 4.8).

Tablo 4.8 Gruplarda eğitim öncesi ve sonrası denge parametrelerinin karşılaştırılması

	Değişken	Kontrol Grubu (n=18)			Çalışma Grubu (n=15)			
		Başlangıç X±SD	6 Hafta Sonra X±SD	p	Eğitim Öncesi X±SD	Eğitim Sonrası X±SD	p	
KAT	Çift Ayak	Denge Sonucu	505.33±136.3	479.05±170.9	0.15	574.00±215.7	437.93±132.7	0.01*
		ML Oranı	28.16±17.8	32.38±23.4	0.37	48.26±26.9	33.73±22.4	0.04*
		AP Oranı	39.26±28.1	34.15±29.1	0.65	49.45±32.0	22.92±19.2	0.02*
Hasta Taraf	Hasta Taraf	Denge Sonucu	506.55±136.9	506.11±123.9	0.98	649.00±218.0	452±150.4	0.01*
		ML Oranı	35.61±24.6	35.23±23.4	0.86	56.40±34.5	27.77±20.6	0.00*
		AP Oranı	44.33±20.5	40.33±24.6	0.55	54.26±33.2	29.16±15.61	0.01*
NW	Çift Ayak	Alan	3269.8±1559.3	3436.0±1817.9	0.98	2579.8±1046.4	2150.5±617.6	0.21
		ML Genişlik	109.37±34.0	107.51±28.6	0.82	90.86±23.7	83.68±20.5	0.39
		AP Genişlik	42.56±14.7	47.31±20.8	0.28	42.30±12.1	37.6±8.5	0.21
		Ağırlık Aktarım Oranı	49.36±2.4	51.00±2.9	0.06	50.46±2.1	50.63±2.2	0.69
		Alan	10975.7±4372.3	11286.9±4326.0	0.42	14179.0±4351.5	8915±4896.0	0.01*
Hasta Taraf	Hasta Taraf	ML Genişlik	126.09±72.2	182.44±46.0	0.01*	141.76±48.2	159.43±54.1	0.60
		AP Genişlik	140.02±45.2	145.36±39.0	0.67	156.75±44.6	127.13±52.7	0.04*
		Ağırlık Aktarım Oranı	50.52±2.8	49.31±3.7	0.24	51.76±2.8	51.83±3.3	0.69
TAÜD Testi	Hasta Taraf	Hasta Taraf	20.47±10.1	21.48±9.6	0.14	18.71±9.3	27.38±5.3	0.00*
		Sağlam Taraf	21.86±9.5	21.82±9.6	0.53	19.33±8.8	28.50±4.0	0.00*

AP: anterioposterior, KAT: Kinesthetic Ability Trainer®, maks: maksimum, min: minimum, ML: mediolateral, NW: Nintendo Wii®, n: olgu sayısı, p: istatistiksel anlamlılık düzeyi, SD: standart sapma, TAÜD: tek ayak üstünde durma, X: ortalama

Olguların eğitim öncesi ve sonrası değerlendirmeleri için çift ayak üzerindeki KAT, NW ve TAÜD testi sonuçları arasındaki ilişki incelenmiştir. Yapılan analizler neticesinde NW alan sonucu ile TAÜD testi sonucu arasında negatif yönde zayıf ancak anlamlı bir ilişki olduğu görülmektedir ($r=-0.35$). Aynı şekilde NW, ML ve AP genişlik parametresi ile TAÜD testi sonuçları arasında anlamlı bir negatif ilişkinin olduğu dikkati çekmektedir ($r=-0.29$). TAÜD testi süresi arttıkça NW alan, ML ve AP genişlik parametreleri azalmaktadır. Ancak aynı ilişki TAÜD testi ile KAT verileri arasında yoktur. NW, AP parametresi ile KAT, ML oranı arasında yine zayıf düzeyde bir korelasyon olduğu, bunun istatistiksel açıdan anlamlı olmadığı gözlenmiştir ($r=0.24$). Bu verilere ait bulgular Tablo 4.9'da gösterilmiştir.

Tablo 4.9 Olguların çift ayak KAT, NW ve hasta taraf TAÜD testi arasındaki ilişkinin incelenmesi

Değişkenler		Çift Ayak KAT (n=66)				
		Denge Sonucu	ML Oranı	AP Oranı	TAÜD Testi	
Çift Ayak NW (n=66)	Alan	<i>r</i>	0.14	0.06	0.01	-0.35**
		<i>p</i>	0.23	0.59	0.90	0.00
	ML Genişlik	<i>r</i>	0.14	-0.02	-0.00	-0.29*
		<i>p</i>	0.26	0.82	0.97	0.01
	AP Genişlik	<i>r</i>	0.13	0.24	0.08	-0.29*
		<i>p</i>	0.27	0.06	0.52	0.01
	Ağırlık Aktarım Oranı	<i>r</i>	-0.03	-0.13	-0.08	0.13
		<i>p</i>	0.80	0.28	0.51	0.29
	TAÜD Testi	<i>r</i>	0.01	-0.09	-0.16	1.000
		<i>p</i>	0.91	0.45	0.19	.

AP: anterioposterior, KAT: Kinesthetic Ability Trainer®, ML: mediolateral, n: olgu sayısı, NW: Nintendo Wii®, p: istatistiksel anlamlılık düzeyi, r: korelasyon katsayısı, TAÜD: tek ayak üstünde durma

Eğitim öncesi ve sonrası değerlendirme parametreleri için hasta taraf KAT, NW ve TAÜD testi sonuçları arasındaki ilişki incelenmiştir. Elde edilen verilere göre NW alan parametresi ile KAT denge sonucu ($r=0.32$), ML oranı ($r=0.28$) ve TAÜD testi hasta taraf ($r=-0.36$) sonuçları arasında zayıf düzeyde bir ilişki olduğu dikkati çekmektedir. NW, ML genişlik parametresi ile KAT, AP oranı arasında negatif zayıf düzeyde bir ilişki vardır ($r=-0.26$). NW, AP genişlik değeri ise KAT denge sonucu ($r=0.35$), ML oranı ($r=0.31$) ve TAÜD testi ise zayıf düzeyde bir ilişki olduğu gözlenmektedir ($r=-0.27$). Bu verilere ait bulgular Tablo 4.10'da gösterilmiştir.

Tablo 4.10 Olguların hasta taraf KAT, NW ve TAÜD testi arasındaki ilişkinin incelenmesi

Değişkenler		Hasta Taraf KAT (n=66)				
		Denge Sonucu	ML Oran	AP Oranı	TAÜD Testi	
Hasta Taraf NW (n=66)	Alan	<i>r</i>	0.32**	0.28*	0.06	-0.36**
		<i>p</i>	0.00	0.02	0.61	0.00
	ML Genişlik	<i>r</i>	-0.04	0.15	-0.26*	-0.17
		<i>p</i>	0.73	0.21	0.03	0.15
	AP Genişlik	<i>r</i>	0.35**	0.31*	0.07	-0.27*
		<i>p</i>	0.00	0.01	0.53	0.02
	Ağırlık Aktarım Oranı	<i>r</i>	-0.07	0.15	0.06	-0.19
		<i>p</i>	0.53	0.22	0.59	0.11
	TAÜD Testi	<i>r</i>	-0.04	-0.15	-0.08	1.00
		<i>p</i>	0.73	0.22	0.49	.

AP: anterioposterior, KAT: Kinesthetic Ability Trainer®, ML: mediolateral, n: olgu sayısı, NW: Nintendo Wii®, p: istatistiksel anlamlılık düzeyi, r: korelasyon katsayısı, TAÜD: tek ayak üstünde durma

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı kronik ortopedik diz problemi olan hastalarda NW sistemi ile denge eğitimi kapsamında yapılan ağırlık aktarımı eğitiminin denge ve kas kuvveti üzerine etkisinin incelenmesi, NW sistemi ile denge değerlendirmesinden elde edilen sonuçlar ile çalışmada dengenin değerlendirilmesinde kullanılan diğer yöntemlerin (TAÜD testi ve KAT) sonuçları arasındaki ilişkiyi araştırmaktır.

Çalışmamıza kronik diz problemi olan 33 olgu dahil edilmiş ve katılımcılar rastgele iki gruba ayrılmıştır. Kontrol grubunda başlangıç ve 6 hafta sonrasında, çalışma grubunda eğitim öncesi ve sonrasında değerlendirmeler yapılmıştır. Çalışma grubuna 6 hafta toplamda 18 seans NW ile denge eğitimi verilmiştir. Denge değerlendirmeleri için NW, KAT ve TAÜD testi kullanılmıştır. Bununla birlikte olguların kronik diz problemlerine ilişkin veriler, hem hasta hem sağlam taraf kas kuvvetleri, ağırları değerlendirilerek kaydedilmiştir.

6 haftalık eğitim sonunda, çalışma grubundaki katılımcıların KAT ile hem çift hem tek ayak üzerinde toplanan verilerinde AAA'inde göstergesi olan tüm denge parametrelerinde istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik gözlenmiştir. NW ile KAT arasında çift ayak üzerinde toplanan parametrelerde anlamlı ilişki görülmezken, tek ayak üzerinde toplanan bazı parametrelerde zayıf düzeyde ancak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır. NW ile TAÜD testi sonuçları arasında da benzer şekilde zayıf, anlamlı düzeyde bir ilişki görülmektedir. KAT denge parametreleri ile TAÜD testi sonuçları arasında ilişki bulunmamaktadır.

Dengeyi değerlendirmede kullanılan pek çok yöntem ve cihaz bulunmaktadır. Dengenin değerlendirilmesinde laboratuvar tabanlı kuvvet platformları altın standart olarak kabul edilmektedir. Çok sayıda üreticilerin kuvvet ölçümleri yapabilen farklı cihazları bulunmaktadır. Uluslararası platformda geçerlik ve güvenilirliği yapılmış, farklı hasta gruplarında kullanılmış sistemler daha yüksek maliyete sahip olduğundan ulaşılabilmesi daha zordur. Araştırmalarda AAA değerlendirilecek ve çalışmalar farklı merkezlerde yapılacaksa bu platformların taşınabilir versiyonlarından 2 adet bulunması gerekmektedir. Cihazların araştırma merkezinde bulunmaması ya da kullanıma uygun olmaması durumunda bu cihazlardan 2 adet temin edilmesi gerçekte çoğu çalışma plan

ve bütçesinde mümkün değildir. Geçerlik ve güvenilirlik testleri üretici firmalar tarafından yapılmış diğer cihazlar ise daha ulaşılabilir ve ekonomiktir. Bu nedenlerle çalışmamızda taşınabilir, tek başına AAA'ni değerlendirebilen KAT kullanılmıştır. Cihaz farklı değerlendirme ve eğitim modlarını içeren yazılımı ve dizüstü bilgisayarı ile çalışmaktadır. KAT ile yapılan değerlendirmelerde üreticinin belirlediği değerlendirme prosedürleri kullanılmıştır.

Klinisyenler günümüzde KİS ve nörolojik problemlerin rehabilitasyonunda interaktif oyun ve teknolojilerini yaygın olarak kullanmaktadır (Wikstrom 2012). NW, Microsoft Xbox 360™ ve Sony Playstation® Eyetoy bu teknolojilerin başında gelmektedir. Literatürdeki çalışmalarda yaygın bir şekilde kullanılan NW oyun konsolu 2006 yılının kasım ayında Amerika'da piyasaya sürülmüştür. NW'nin bir aksesuarı olan WDP pille çalışmakta ve bluetooth aracılığı ile oyun konsoluna bağlanmaktadır. Klasik bir kuvvet platformuna benzeyen WDP'unun BM'ini ölçmeye yarayan dört adet sensörü bulunmakta, bu sensörler aracılığı ile ağırlık dağılımı ve BM'nin değişimini belirleyebilmektedir (Shih vd 2010a, Koslucher vd 2012, Shih ve Chang 2012, Park ve Lee 2014). Alternatif bir SG sistemi olan NW'ye düşük maliyetle, kolay ve hızlı bir şekilde ulaşabilmektedir. Literatürde NW ile denge eğitiminin yapıldığı çalışmalar bulunmakla birlikte bunların çoğu nörolojik hasta gruplarına yapılmıştır. İnteraktif oyun sistemlerine daha yatkın olması beklenen ortopedik rehabilitasyon alanında ise sınırlı sayıda yayın bulunmaktadır (Fung vd 2012, Puh vd 2013). NW ile yapılan denge eğitiminin kronik diz problemi olan hastalardaki etkilerinin belirlenmesi sayesinde denge kayıplarının rehabilitasyonunda kullanılabilecek alternatif bir yöntem belirlenmiş olacağı düşünülmektedir.

TAÜD testi, KİS ve sinir sistemi rahatsızlıklarının neden olduğu denge problemlerinin belirlenebilmesi için sıklıkla kullanılmaktadır (Hertel vd 2006). Uzun süredir kullanılan TAÜD testi, çok sayıda çalışmaya konu olmuş ve farklı hasta popülasyonlarında geçerlik güvenilirlik çalışmaları yapılmıştır. TAÜD testi statik dengenin değerlendirilmesinde geçerli ve güvenilir bir araçtır (Spinger vd 2007). Diğer bilgisayar tabanlı değerlendirme sistemleri arasındaki ilişkinin ve NW eğitiminin dengeye olan etkisinin değerlendirilebilmesi için TAÜD testi çalışmaya dahil edilmiştir.

Denge problemleri yaralanmalara ve günlük yaşamda limitasyonlara neden olmaktadır (Riley vd 1995, Panjan ve Sarabon 2010). Ortaya çıkan denge kayıpları nedeniyle oluşan KİS problemleri sağlığı ve yaşam kalitesini olumsuz yönde etkileyerek büyük maddi kayıplara yol açmaktadır (Salavati vd, 2009, Ruhe vd 2010, Kalisch vd 2011). Bu nedenle araştırmacılar için denge sorunlarının düzeltilmesi önem taşımaktadır (Huxham vd 2001). Verilen denge egzersizleri gözlem gerektirmekte ancak hasta yoğunluğu ve çalışma koşulları nedeni ile hastalar egzersizlerini devamlı bir gözetim

olmadan yapmaktadırlar. Bu durumda egzersizlerin takibi ve amacına uygun bir şekilde yapılıp yapılamadığı belirlenememekte, tedavi sonuçları olumsuz etkilenmektedir. NW gibi interaktif sistemler ise egzersizlerin takibini gerçekleştirmekte, kişinin gösterdiği ilerleme ve egzersiz sürelerini kayıt altına almaktadır. SG ortamında yapılan egzersizlerin daha eğlenceli, rekabetçi ve motivasyonel olması sayesinde hasta katılımının daha yüksek olacağı düşünülmekte, denge eğitimleri için NW sıklıkla kullanılmaktadır. Literatürde inme ve diğer pek çok rahatsızlık sonrasında oluşan AAA ve denge problemlerinin tedavisi için kullanılan geri-bildirim sistemlerinin etkili olduğu vurgulanmaktadır (Mudie vd 2002). NW'nde geri-bildirim sağlayabilen diğer sistemler gibi dengenin iyileştirilmesinde etkili bir yöntem olduğu düşünülmektedir.

NW ile denge eğitimi verilen çalışmalarda eğitim sürelerinde ortak bir uygulama bulunmamaktadır. Yapılan çalışmalarda 3-20 hafta arasında toplamda 9-40 seans NW ile denge eğitimi verildiği görülmektedir. Örneğin Heick ve ark. (2012) haftada 2 gün 4 hafta, Gordon ve ark. (2010) haftada 2 kez 6 hafta, Esculier ve ark. (2011) haftada 3 kez 6 hafta, Toulotte ve ark. (2012) haftada 1 kez 20 hafta, Tarakçı ve ark. (2013) haftada 2 kez 12 hafta, Padala ve ark. (2012) haftada 5 kez 8 hafta süre ile NW denge eğitimi vermişlerdir. Bu çalışmalar göz önünde bulundurularak, rutin bir fizyoterapi seansında denge problemi olan bir ortopedik hasta için verilebilecek denge egzersizi süresinde dikkate alınarak 15'er dakikalık seanslarla haftada 3 gün, 6 hafta toplamda 18 seanslık bir eğitim programı belirlenmiştir. Eğitim programları çift ayak, hasta taraf ve sağlam taraf üzerinde olacak şekilde planlanmıştır.

Yapılan çalışmalara bakıldığında denge değerlendirmeleri sırasında bakılacak işaretler ve mesafeleri ile ortak bir kullanıma rastlanmamıştır. Bir çalışmada 50 cm (Friden vd 1989) uzaktaki bir noktaya bakılması istenirken bir işarete 1 metre, diğerinde 1.5 veya 2 metre (Chiari vd 2002) metre mesafedeki bir işarete bakılması istenmektedir. Denge değerlendirmelerinde çok farklı cihaz ve yöntemler bulunmakta ve değerlendirme prosedürleri için ortak standardize bir yöntem bulunmamaktadır. Önerilen bazı uygulamaların ise pratikte kullanımı sınırlı olmaktadır. Bu nedenlerle çalışmamızda NW ve TAÜD testi değerlendirmelerinde 1.5 metre mesafedeki 10 cm'lik kırmızı işarete bakılması istenmiştir.

Literatürde WDP'nun denge değerlendirilmesinde özel olarak geliştirilmiş kapalı kaynak kodlu ya da yıllık kullanım ücreti olan yazılımların kullanıldığı çalışmalarda, WDP ile denge değerlendirmelerinde altın standart olarak kabul edilen kuvvet platformları arasında mükemmel ilişki olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (Clark vd 2010, Huurnink vd 2013, Park ve Lee 2014). Bu durum NW kendi değerlendirme sisteminin tutarsız olduğunu gösteren çalışmalarla birleşince NW'nin kendi sonuçlarının klinikte objektif denge değerlendirmesi için kullanımı mümkün

olmadığı düşünölmektedir. Bu nedenle çalışmamızda NW 'Table Tilt' oyunu sonucu yerine mümkün olan her parametre için NW'den elde edilen yeniden veriler değerlendirilmiştir.

Her bir denge değerlendirme yöntem ve teknolojisi kendi içinde objektiflik, geçerlik, güvenilirlik ve hassasiyet açısından değerlendirilmelidir. İyi bir denge değerlendirme yönteminden beklenen bu dört parametreden mümkün olan en yüksek değerlere sahip olmasıdır. Değerlendirme yönteminin objektivitesi için aynı hastada aynı ekipmanla iki ya da daha fazla değerlendirici aynı sonuçlara ulaşabilir olmalıdır. Aynı hastadan, aynı yöntem ile toplanan veriler tutarlı olmalıdır. Bunun için araştırmacı güvenilirliğine, test-tekrar test, paralel form ve iç güvenilirlik tutarlılığına sahip olmalıdır. Geçerlik çok önemli bir parametredir. Eğer bir denge değerlendirme yöntemi geçerli değilse kullanılmamalıdır. Aynı değerlendirmeyi yapan ve altın standart olarak kabul edilen bir ölçme aracı ile kullanılan yöntem arasındaki uyuma bakılmalıdır. Ayrıca küçük ama önemli değişiklikleri ayırtedip edemediği yani hassasiyeti değerlendirilmelidir (Panjan ve Sarabon 2010). NW ile yapılan bazı çalışmalarda geçerlik ve güvenilirliğine ilişkin bazı parametreler incelenmiştir. Ancak bu çalışmalarda metodolojik birliktelik bulunmamaktadır. NW'nin test-tekrar test güvenilirliğinin incelendiği bazı çalışmalarda sağlıklı ve farklı hasta popölyasyonlarında BM parametreleri açısından test-tekrar test güvenilirliğinin yüksek olduğu, eğitim ve değerlendirmede kullanılabileceği bildirilmiştir (Young vd 2011, Aksoy vd 2012, Aksoy vd 2013, Bower vd 2014, Jeter vd 2014).

Bazı çalışmalarda GM salınımı ölçümlerinin ayak yerleşimine, ayakların arasındaki mesafeye bağlı olarak değişiklik gösterdiği ve bu nedenle denge değerlendirmelerinde standart ayak yerleşim pozisyonlarının kullanılması gerektiği bildirilmiştir (Henry vd 2001, Laufer 2003, Melzer vd 2004). Ancak bu yapılırken kişinin normal ayakta durma paternlerinin dışına çıkılmaması gerektiği, aksi taktirde yapılan ölçümlerin kişinin günlük yaşantısındaki ayakta duruş değerlendirmesini yansıtmayacağı bildirilmiştir (McIlroy ve Maki 1997). Bu nedenle denge değerlendirmeleri öncesinde WDP üzerinde referans noktaları oluşturulmuş ve katılımcıların normal ayakta duruş paternleri gözetilerek her değerlendirmede ayak yerleşimlerinin aynı olması sağlanmıştır.

Literatürdeki araştırmaların bazılarında AAA değerlendirilmesinde farklı görevler arası geçiş sırasında (oturmadan kalkmaya geçme vb.) veriler toplanmaktadır. Ancak Smith ve ark. bu yöntemle elde edilen AAA değerlendirmelerinin vücut ağırlığı ve alt ekstremitedeki 3 temel eklem üzerine etkili olan kuvvetleri değerlendirme dışında bıraktığını belirtmektedir. Ayakta durma sırasında ağırlık aktarımı aktiviteleri kas aktivasyonları ve antagonist kas çiftlerinin koaktivasyonu ile gerçekleştirilebilir. Bu nedenle oturmadan ayağa kalma sırasındaki AAA değerlendiren çalışmaların ayaktaki

ağırlık aktarmadaki geçerliklerinin sınırlı olduğu bildirilmektedir (Smith vd 2012). Çalışmamızda statik ayakta duruş sırasında AAA değerlendirmeleri yapılmıştır.

5.1. Nintendo Wii® Denge Eğitiminin Etkisinin İncelenmesi

Literatürde NW'nin denge eğitimi için kullanıldığı yayınlara rastlanmaktadır. Gordon ve ark.'nın (2012) yaptıkları çalışmada 6-12 yaş aralığındaki 6 serebral palsili katılımcı, haftada 2 kez 6 hafta süre ile 12 seans NW eğitim programına alınmıştır. Eğitim programı tamamlandığında katılımcıların 'Genel Kaba Motor Fonksiyon' sonucunda %7'lik iyileşme olduğu belirtilmiştir. 2012 yılında yapılmış bir çalışmaya 8'i kontrol olmak üzere toplam 16 serebral palsili olgu dahil edilmiş, çalışma grubuna 3 hafta, haftada 3 kez, 9 seans NW ile denge eğitimi verilmiştir. Eğitim sonrasında kontrol grubunda değişiklik görülmezken, çalışma grubundaki katılımcıların denge parametrelerinde gelişme olduğu bildirilmiştir (Sharan vd 2012). Brien ve Sveistrup'un (2011) 4 serebral palsili katılımcı ile yaptıkları çalışmalarında ise haftada 5 gün 1'er saat yapılan SG eğitiminin fonksiyonel denge sonucu üzerinde anlamlı derecede etkili olduğu sonucuna varılmıştır.

İki serebral palsili olgularla yapılan bir başka çalışmada WDP kullanılmış ve eğitim sonrasında çocuklarda düzgün postürde ayakta durabilme süreleri kaydedilmiştir. WDP'den gelen verilerin bilgisayar aktarılmasında özel bir yazılım kullanılmıştır. Çalışma sonrasında olguların düzgün postürde ayakta durabilme sürelerinde anlamlı artış görülmüştür (Shih vd 2010a). Deutsch ve ark.'nın (2013) yaptığı vaka sunumunda 13 yaşındaki spastik diplejik olguya 4 hafta, toplam 11 seans NW ile denge eğitimi verilmiştir. Çalışma sonunda katılımcının postüral kontrol ve fonksiyonel mobilitesinde artış olduğunu bildirilmiştir.

Serebral palsili katılımcılarla yapılmış olan bir çalışmada da, 12 hafta süre ile toplamda 24 seans NW denge eğitimi verilmiştir. Çalışmada TAÜD testi, Süreli Kalk ve Yürü Testi, Fonksiyonel Uzanma Testi ve 6 Dakika Yürüme Testi kullanılmıştır. NW ile denge eğitimi için 'Ski Slalom', 'Soccer Heading', 'Tilt Table' ve 'Tightrope Walking' oyunları seçilmiştir. Çalışma sonunda değerlendirilen tüm denge parametrelerinde anlamlı gelişme görülmüştür (Tarakçı vd 2013). Diğer bir çalışmada 14 serebral palsili katılımcıya 3 hafta süre ile NW denge eğitimi verilmiştir. Eğitim için 'Snowboard Slalom', 'Ski Slalom', 'Penguin Slide', 'Soccer Heading', 'Balance Bubble' ve 'Hula Hoop' oyunları kullanılmıştır. Çalışma sonunda katılımcıların dengesinde olumlu gelişme olduğu gözlenmiştir. Sonuçta NW'nin serebral palsili çocukların denge eğitimleri için standart fizyoterapi programına ek olarak kullanılabileceği bildirilmiştir (Jelsma vd 2013).

Yüksek motivasyon, katılım ve kooperasyon oyun sistemlerinin temel komponentleridir. Özetle çoklu duyuşal geri-bildirim öğrenme ve performansı arttırmaktadır. NW ile yapılan eğitimlerin oyun karakterinde (gerçek zamanlı interaktif), eğlenceli, gerçek hayattaki güvenlik sorunlarından uzak olması, pediatrik popülasyonda sıkça tercih edilmesine sebep olmaktadır (Kerem Gunel vd 2014). NW gibi SG sistemleri ile yapılan denge eğitimi kortikal reorganizasyonu desteklemektedir. (Keshner 2004, Weiss vd 2004, Rizzo ve Kim 2005, Betker vd 2006, Halton 2008, Rand vd 2008, Shih vd 2010a, Tatla vd 2012). Verilen eğitim programları bu popülasyonda etkilidir ve sadece BM parametreleri üzerinde değil, denge değerlendirmesinde kullanılan diğer klinik test sonuçları üzerinde de olumlu etkilere sahiptir.

NW ile yapılan denge eğitimleri çocuklarda olduğu kadar yaşlılarda da yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Williams ve ark.'nın 2010 yılında yaptıkları çalışmada 70 yaş üstü bireylerde NW eğitiminin dengeye etkisi incelenmiştir. Katılımcılar iki gruba ayrılmış bir gruba standart bakım, diğer gruba NW ile eğitim verilmiştir. Haftada 2 kez 12 hafta boyunca toplamda 24 seans eğitimin Berg Denge Ölçeği sonuçları üzerinde anlamlı iyileşme sağladığı, standart bakım grubunda ise değişiklik olmadığı vurgulanmıştır. Demans tanısı olan yaşlı bireylerle yapılmış bir çalışmada 8 hafta, haftada 5 gün, günde 30 dakikalık NW denge eğitimi verilmiştir. 8 hafta sonunda katılımcıların Berg Denge Ölçeği sonucu ve yürüme parametrelerinde anlamlı derecede değişiklik olduğu görülmüştür. NW'nin denge eğitimi için kullanışlı ve yararlı bir araç olduğu bildirilmiştir (Padala vd 2012).

Esculier ve ark.'nın 2011 yılında yaptıkları, 10 parkinson tanılı ve 8 sağlıklı bireyin dahil edildiği çalışmada NW ile günde 40 dakika, haftada 3 kez, 6 hafta toplamda 18 seans boyunca eğitim verilmiştir. Eğitim için 'Table Tilt', 'Penguin Slide', 'Balance Bubble' ve 'Ski Jump' oyunları kullanılmıştır. Çalışma sonunda yapılan değerlendirmeler neticesinde parkinson tanılı grupta TAÜD testi sürelerinde anlamlı derecede artış olduğu rapor edilmiştir. 2013 yılında parkinson tanılı katılımcılarla yapılan bir çalışmada 8 hafta süre ile haftada 3 kez, toplamda 24 seans verilen NW eğitimi sonunda Berg Denge Ölçeği, Dinamik Yürüme İndeksi ve Hassaslaştırılmış Romberg Testi sonuçlarına anlamlı gelişme olduğu görülmüştür. Ayrıca WDP ile yapılan değerlendirmelerde BM salınım alanının %31 azaldığı bildirilmiştir (Mhatre vd 2013). Heick ve ark.'nın 2012 yılında yaptıkları çalışmada 65-80 yaş aralığında 20 katılımcıya NW denge eğitimi verilmiştir. 8 seanslık denge eğitimi sonrasında Fonkiyonel Uzanma Testi ve Süreli Kalk Yürü testlerinde anlamlı bir artış görülmüştür.

7 yaşlı bireyin katıldığı bir çalışmada da NW ile 'Table Tilt', 'Ski Slalom', 'Soccer Heading', 'Basic Step' oyunları kullanılarak denge eğitimi verilmiştir. 30 dakikalık eğitim seansları haftada 3 gün, toplam 36 seans devam etmiştir. Çalışma sonunda katılımcıların

Berg Denge Ölçeği sonuçlarında ve yürüme hızlarında anlamlı değişiklik görüldüğü bildirilmiştir. Sınırlı gözlem ile yaşlı bireylerin evlerinde NW ile denge eğitimi yapabileceğinin altı çizilmiştir (Agmon vd 2011). Toulotte ve ark.'nın 2012 yılında yaptıkları bir çalışmada 36 yaşlı birey rastgele 4 farklı gruba ayrılmıştır. 1. gruba egzersiz, 2. gruba NW denge eğitimi, 3. gruba egzersiz ile NW denge eğitimi verilmiş, son grup kontrol grubu olarak belirlenmiştir. Eğitim gruplarında 20 hafta boyunca haftada 1 kez 1'er saatlik, toplamda 20 seans eğitim verilmiştir. NW eğitiminde 'Soccer Heading', 'Ski Jumping', 'Yoga', 'Downhill Skiing', 'Game Balls' ve 'Tightrope Walking' oyunları kullanılmıştır. 20 hafta sonunda 1. 2. ve 3. grubun Tinetti Denge, TAÜD testi sonuçlarında ve BM parametrelerinde anlamlı gelişme görülmüştür. Çalışma sonuçlarında NW'nin statik dengenin gelişmesinde etkili olduğu bildirilmiştir.

Yaşlı bireyler üzerinde yapılmış olan bir başka çalışmada 17 yaşlı birey rastgele üç gruba ayrılmıştır. Bir gruba sadece NW denge eğitimi, diğerine sadece fizyoterapi uygulanırken son gruba fizyoterapi programı ve NW denge eğitimi verilmiştir. NW eğitiminde 'Ski Slalom', 'Ski Jump', ve 'Table Tilt' oyunları 4 hafta, haftada 3 kez, toplam 12 seans kullanılmıştır. Çalışma sonucunda veriler incelendiğinde her grupta da NW Bubble Test ve Berg Denge Ölçeği sonuçlarında anlamlı gelişme görülürken, fizyoterapi ile birlikte NW eğitimi alan gruptaki değişikliklerin daha fazla olduğu bildirilmiştir (Batani 2012). Yaşlı bireylerde dengenin iyileştirmesi, mortalite ve morbidite nedeni olan düşmelerin engellenmesi için çok önemlidir (Porter 2008, Karaduman vd 2013). Bu nedenle literatürde yaşlılarda denge eğitimlerini konu alan çalışmalara rastlanmaktadır. Yaşlı bireylerde yapılan çalışmalar, sonuçlarımızı destekler niteliktedir. Görsel geribildirim sağlayan interaktif bir SG sistemi olan NW ile yapılan denge eğitimlerinin fonksiyonel denge parametrelerinde ve TAÜD testi gibi klinik denge değerlendirme sonuçları üzerinde anlamlı derecede etkili olduğu görülmüştür. Çalışmamızda NW denge eğitiminin TAÜD testi süresini arttırdığını belirledik.

Ayrıca literatürde sağlıklı bireyler üzerinde yapılan çalışmalar bulunmaktadır. Nitz ve ark.'nın (2010) yaptıkları çalışmaya 30-60 yaş aralığındaki sağlıklı kadın bireyler dahil edilmiştir. Haftada 2 kez 30'ar dakikalık toplamda 20 seans NW eğitime alınan bireylerde çalışma sonunda denge ve kuvvet parametrelerinde istatistiksel açıdan anlamlı gelişme olduğu görülmüştür. Çalışma sonunda alt ekstremitte kas kuvvetinde ve TAÜD testi süresinde istatistiksel açıdan anlamlı boyutta değişiklik gözlenmiştir.

25 sağlıklı birey üzerinde yapılan bir başka çalışmada katılımcılar 'Dance Dance Revolution™', NW ve standart denge eğitimi gruplarına ayrılmıştır. Haftada 3 kez 4 hafta süre ile toplam 12 seans yapılan denge eğitimi sonucunda katılımcıların postüral salınımlarında hem NW hem 'Dance Dance Revolution™' gruplarında standart fizyoterapi grubuna göre anlamlı değişiklik gözlenmiştir. Araştırmacılar tarafından NW ile

12-15 dakikalık 'Table Tilt', 'Ski Slalom' ve 'Balance Bubble' oyunları ile verilen denge eğitimin standart fizyoterapi eğitiminden daha etkili olduğu, NW eğitimi neticesinde AP salınımının azaldığı bildirilmiştir (Brumels vd 2008). Cone ve ark.'nın 2015 yılında yaptıkları çalışmalarında 40 sağlıklı genç katılımcı rastgele 2 gruba ayrılmış, bir gruba haftada 3 seans, 6 hafta, toplam 18 seans NW eğitimi verilirken, diğer gruba herhangi bir uygulama yapılmamıştır. Eğitim için 'Table Tilt', 'Ski Slalom', 'Penguin Slide', 'Tightrope Walking', 'Balance Bubble', 'Soccer Heading' ve 'Snowboard Slalom' oyunları kullanılmıştır. Sonuçta 5 Duyusal Organizasyon Testi sonuçlarında anlamlı değişiklik olduğu bildirilmiştir. Sağlıklı 32 birey üzerinde yapılan bir çalışmada katılımcılar NW eğitim ve kontrol grubu olmak üzere rastgele iki gruba ayrılmışlardır. Bir gruba standart denge egzersizleri verilirken diğer gruba toplamda bir seansta 24 dakika olacak şekilde NW ile yoga ve denge egzersizleri verilmiştir. NW eğitimi için sistemde bulunan tüm denge oyunları 8 hafta içerisinde haftada 2 kez toplam 16 seans sırayla kullanılmıştır. Çalışma sonunda Biodex Stabilite Sistemi™'nden elde edilen verilere göre stabilite, AP ve ML indekslerinde her iki grupta da anlamlı değişiklik olduğu bildirilmiştir (Vernadakis vd 2012).

Bu çalışmalar sonuçlarımızı destekler niteliktedir. Ancak literatürde karışık sonuçları olan çalışmalarda bulunmaktadır. NW ile standart denge egzersizlerinin etkinliğinin karşılaştırıldığı bir çalışmaya 25 sağlıklı katılımcı dahil edilmiş ve rastgele iki gruba ayrılmıştır. Bir gruba 8 hafta, haftada 2 kez 40'ar dakika süre ile toplam 16 seans NW eğitimi, diğer gruba standart denge egzersizleri verilmiştir. NW eğitimi için 15 dakikalık yoga ve 15 dakikalık aerobik oyunlar seçilmiştir. Eğitim sonunda çalışma grubunun quadriceps kas kuvvetinde anlamlı bir artış görülürken, hamstring ve tibialis anterior kaslarındaki artışın anlamlı olmadığı görülmüştür. Dengenin AP ve ML indeks değerlerinde çalışma grubunda olumlu yönde geliştiği ancak bu değişikliğin istatistiksel açıdan anlamlı olmadığı bildirilmiştir (DeSalvo 2011).

Siriphorn ve Chamonchant'ın 2015 yılında yaptıkları çalışmalarında 16 genç yetişkine NW ile haftada 2 kez 30'ar dakikalık yoga ve kuvvetlendirme egzersizi 8 hafta verilmiştir. Katılımcıların statik, dinamik dengeleri ve alt ekstremite kas kuvvetleri değerlendirilmiştir. Çalışma sonunda kalça fleksör, diz fleksör ve ayak bileği dorsifleksör kas kuvvetlerinde anlamlı artış görülürken kalça ekstansör, abdüktör ve diz ekstansör kas kuvvetlerinde ve tek ayak üzerinde yapılan BM salınım değerlerinde değişiklik görülmemiştir. Bununla birlikte Stabilite Limit Testi ve BM salınım hızı parametrelerinde anlamlı iyileşme görülmüş ve genel olarak NW ile yapılan eğitimin denge üzerine olumlu etkilerinin olduğu bildirilmiştir. Ancak çalışmamızda BM salınım hızı kullandığımız cihazların bu ölçümü yapamamasından dolayı değerlendirilememiştir.

Sağlıklı bireyler üzerinde yapılmış çalışmalar ile çalışmamızın sonuçları karşılaştırıldığında, genel olarak uyumlu olduğu görülmektedir. 18 seanslık NW eğitimi sonrasında kronik diz problemi olan katılımcıların kas kuvvetleri, KAT denge parametreleri ve TAÜD testi sürelerinde anlamlı değişiklik görülmüştür. Diz problemi olmayan sedanter bireyler üzerinde NW ile yapılmış çalışmalarda verilen eğitimin etkinliği sınırlı sayıda çalışmada ortaya komuştur. Çalışmamız sonuçlarına göre kronik diz problemi olan olgularda NW denge eğitimi tamamlanabilir. NW eğitiminin farklı ortopedik rahatsızlıklarda etkinliğinin belirlenebilmesi için daha çok çalışmaya ihtiyaç olduğu düşünülmektedir.

Literatürde çalışmamızda olduğu gibi ortopedik problemi olan olgularda NW ile yapılan eğitim çalışmaları sınırlı sayıda yer almaktadır. Örneğin; Puh ve ark.'nın 2013 yılında yaptıkları çalışmalarında posterior cricuate ligament yaralanmalı bir katılımcının denge eğitimi için NW kullanılmıştır. Hasta cerrahiyi takip eden 12. haftadan itibaren 4 hafta süre ile haftada 6 gün, toplamda 24 seans NW ile eğitim programına dahil edilmiştir. Eğitimde 'Table Tilt', 'Ski Slalom', 'Soccer Heading', 'Step Basics in Step Advanced', 'Single Leg Extension', 'Yoga Tree', 'Sideways Leg Lift' ve 'Ski Jump' oyunları kullanılmıştır. Her bir seans yaklaşık 30-45 dakika sürmüştür. Eğitim sonunda tek ayak üzerindeki (hem hasta hem sağlam) BM salınımının azaldığı görülmüştür. Ayrıca eğitim sonrasında eğitim öncesindeki AAA ortadan kalkmış ve olgu daha dengeli ağırlık aktarımı yapmaya başlamıştır.

Baltacı ve ark.'nın 2013 yılında artroskopik ACL cerrahisi geçiren olgularda yaptıkları çalışmalarında 30 erkek katılımcı rastgele 2 gruba ayrılmıştır. Bir gruba 12 hafta, haftada 3 kez, 1'er saat NW ile eğitim verilirken diğer gruba standart fizyoterapi eğitimi verilmiştir. NW eğitim için 'Bowling', 'Skiing', 'Boxing' ve 'Football and Balance Board' oyunları seçilmiştir. Standart fizyoterapi grubuna uygun dönemlerde kapalı kinetik zincir egzersizleri, izometrik m. quadriceps egzersizleri, bisiklet, denge egzersizleri ve tempolu yürüme egzersizleri verilmiştir. 1., 8. ve 12. haftalarda katılımcıların izometrik kas kuvvetleri, reaksiyon zamanları, Yıldız Denge Testi, propiosepsiyon ve koordinasyon değerlendirmeleri yapılmıştır. 12 hafta sonunda yapılan değerlendirmeler ışığında standart fizyoterapi ve NW eğitimi gruplarındaki katılımcıların sonuçlarında fark bulunmadığı bildirilmiştir.

Total diz artroplastisi geçiren 50 hasta üzerinde yapılan bir çalışmada, katılımcılar rastgele iki gruba ayrılmıştır. 60 dakikalık fizyoterapi programını takiben bir gruba standart fizyoterapi egzersizleri, diğer gruba da NW denge egzersizleri 15 dakika süre ile yaptırılmıştır. NW eğitiminde 'Table Tilt', 'Ski Slalom', 'Balance Bubble', 'Tightrope Walking', 'Penguin Slide', ve 'Hula Hoop' oyunları kullanılmıştır. Çalışma sonrasında kontrol ve çalışma grubunun 'Alt Ekstremiter Fonksiyonel Skala' ve 'Aktiviteye Özelleşmiş

Denge Güven Skala'sı sonuçlarında her iki grup arasında farklılık olmadığı bildirilmiştir. Sonuçta NW'nin total diz artoplastili olgularda cerrahi sonrasında fizyoterapi programına iyi bir yardımcı olabileceği vurgulanmıştır (Fung vd 2012).

GM lokalizasyonunun değişimi sonucunda hem statik duruşta hem de dinamik aktiviteler sırasında AAA oluşmaktadır. Bunlar erken kıkırdak dejenerasyonlarından, kemik yoğunluk değişikliklerine kadar pek çok soruna neden olmakta ve önemli KİS problemlerine yol açmaktadır. Bu nedenle rehabilitasyonda AAA'nin düzeltilmesi ana hedeflerden birisidir (Dickstein vd 2010, Brown ve Reiser 2012, McGough vd 2012). Ortopedik hastalıklarda yapılmış olan çalışmalarda NW eğitiminin BM salınım parametreleri üzerinde olumlu etkilerinin olduğu, AAA açısından bir olguda normal ağırlık aktarımının ortaya çıkmasını sağladığı, bununla birlikte fonksiyonel sonuçlar üzerinde etkili olduğu görülmektedir. Literatürdeki çalışmaların sonuçları ile çalışmamızın sonuçları örtüşmektedir. Ancak yayınlamış az sayıda çalışma cerrahi endikasyonu gelişmiş olan hasta popülasyonlarında yapılmıştır. Bu nedenle henüz cerrahiye aday olmamış hasta gruplarında benzer çalışmaların yapılması gerekmektedir.

NW eğitiminden farklı olarak SG uygulamaları ile ilgili bir başka çalışmada travmatik beyin yaralanması olan gönüllülere verilen 10 hafta, haftada 2 gün, 30 dakikalık SG eğitiminin BM parametreleri üzerine olan etkisi incelenmiştir. Sonuçta eğitimin BM salınım alanı üzerine etkili olmadığı görülmüştür. Bu çalışmada NW sistemi değil bilgisayar tabanlı bir SG sistemi kullanılmıştır. Bu sonuçların ortaya çıkmasında nörolojik problemleri yaşlı bireylerin dahil edilmesinin ve farklı bir SG sisteminin kullanılmasının neden olduğu düşünülmektedir (Bisson vd 2007). 2014 yılında yapılmış bir çalışmada da vestibüler sistem problemi olan 69 katılımcıya 5 farklı NW oyunu ile eğitim verilmiştir. Eğitim sonunda yapılan değerlendirmeler neticesinde haftada 2 kez 20'şer dakikalık NW eğitiminin vestibüler fonksiyon sorunları üzerinde etkili olmadığı, vestibüler problemi olan hastalar için video tabanlı interaktif oyun sistemlerinin kullanılmaması gerektiği rapor edilmiştir. Çalışmaya dahil edilen bireylerin vestibüler sistem sorunlarının oluşu, seçilen oyunların dengeden ziyade koordinasyon üzerine yoğunlaşması nedeni ile verilen eğitimin denge üzerine anlamlı derecede etkili olmadığı düşünülmektedir. Bu da NW'nin her nörolojik popülasyon için uygun olmadığı görüşünü desteklemektedir (Verdecchia vd 2014).

Park ve ark.'nın (2013) lumbal disk hernisi olan fabrika işçileri üzerinde yaptıkları çalışmada katılımcılar rastgele kontrol grubu, lumbal stabilizasyon egzersizi grubu ve NW eğitim grubu olmak üzere üçe ayrılmıştır. 8 haftalık eğitim programı sonrasında sadece lumbal stabilizasyon egzersizi grubunda dengede gelişme görülmüştür. Ancak bu çalışmada 'Wakeboard', 'Frisbee Dog', 'Jet Ski', ve 'Canoe' oyunları kullanılmıştır. Bu oyunlar elde tutulan Wii kontrolcüsü ile oynanan üst ekstremité performansını

iyileştirmeye yönelik oyunlardır. Bu nedenle denge parametrelerinde iyileşme gerçekleşmediği düşünülmektedir.

Çalışmamızın sonuçları genellikle literatürdeki çalışma sonuçlarını destekler niteliktedir. 6 haftalık toplamda 18 seans NW eğitimi hem KAT denge parametrelerinde hem de TAÜD testi sürelerinde istatistiksel açıdan anlamlı değişikliğe sebep olmuştur. Literatürdeki çalışmaların çoğu nörolojik hastalık gruplarında yapılmıştır (Goble vd 2014). NW denge eğitimi verilen nörolojik popülasyonlarda eğitimin, BM parametreleri ve fonksiyonel denge testleri üzerinde olumlu etkileri olduğu bildirilmektedir. GM'nin etkin kontrolü için vücut pozisyonunu farkındalığı ve vücut parçalarının birbirleri ile olan ilişkisi hakkında yeterli bilgiye sahip olmak gerekmektedir. NW gibi SG sistemleri çoklu uyaran girdisi oluşturarak MSS'inde farklı alanların aktive olmasını sağlamaktadır. Bununla birlikte NW denge eğitimlerinde vücut ağırlığı aktarımları ile çalışıldığından, bu egzersizler kapalı kinetik zincir hareketleri niteliğindedir. Tekrarlayan ağırlık aktarımları ile kapalı kinetik zincir hareketleri sayesinde ekstremitelerdeki duyuşal girdinin artırıldığı bilinmektedir (Porter 2008, Umphred vd 2013).

6 hafta, çift ve tek ayak üzerinde yapılan 15'er dakikalık eğitim seanslarında oyun aşamalarını geçebilmek için katılımcıların kapalı kinetik zincir hareketi niteliğindeki ağırlık aktarımlarını pek çok kez kontrollü ve hızlı bir şekilde yapmaları gerekmektedir. Bu hareketler sırasında tüm vücut ağırlığı farklı yönlere hızlıca verilmeye çalışılmakta, gereken noktalarda aynı hızla farklı yönlerde ağırlık aktarımları yapılmaktadır. Bir eğitim seansında agonist-antagonist kas grupları birlikte çalışmakta, alt ekstremitedeki tüm eklemlerde izometrik, eksantrik ve konsantrik kasılmalar defalarca gerçekleşmektedir. Çalışma sonunda elde edilmiş olan kas kuvveti artışının özellikle tek ayak üzerinde vücut ağırlığı ile yapılan farklı yönlerdeki keskin ağırlık aktarımlarından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

NW gibi SG sistemleri temel güvenlik önlemleri ile rehabilitasyonda güvenli ve etkili bir şekilde kullanılabilir. Çalışmamızda tüm katılımcılar kısa sürede sisteme alışmış ve kolayca adapte olabilmişlerdir. SG ile yapılan değerlendirmeler objektif, tekrarlanabilir ve eğlencelidir (Svestrup 2004).

SG sistemlerinin yaygınlaşması ile gelecekte telerehabilitasyon sistemlerinin kurulumu sağlanabilir. Günümüzde hastanelerdeki yoğunluk ve hastanede uzun süreli kalmanın getirdiği olumsuz etkiler nedeni ile hastalar ev egzersiz programlarına yönlendirilmektedir. Ancak hastanın egzersiz programına uyup uymadığı takip edilemediği gibi kliniğe başvurmadığı sürece egzersiz programındaki değişiklik gereksinimleri belirlenememektedir. SG temelli rehabilitasyon cihazlarının yaygınlaşması ile hastanın yaptığı egzersizler çevrimiçi olarak fizyoterapist tarafından kolaylıkla takip edilebilir. Bu durumda hastanın hastaneye gelmesi gerekmez. Bu sayede

hasta kontrolü için ayrı bir mekana, zamana ihtiyaç kalmaz. Bu sistemler sayesinde sağlıkta kaliteden ödün verilmeden giderler azaltılabilir. Ancak bu sistemin yerleştirilebilmesi için gerekli donanım, yazılım ve fizyoterapist eğitimi maliyetlerinin varlığı unutulmamalıdır (Burdea vd 2000, Gürşen 2013, Kerem Gunel vd 2014).

NW'nin rehabilitasyonda daha geniş çaplı olarak kullanılabilmesi için bazı adaptasyonların yapılması gerekmektedir. Bunlar:

- Oyun içerisindeki hareket ve etkileşimler rehabilitasyon sonuçlarına (kas kuvveti, eklem hareket açıklığı vb.) odaklanmalıdır
- Oyunlar fiziksel sınırlılıkları olan bireyler için uyarlanmalıdır.
- Oyun sonuçları rehabilitasyona yönelik değildir, hastanın motivasyonunu arttırmak için verilen sonuçlarda düzenlemeler yapılmalıdır (Anderson vd 2010).

5.2. Nintendo Wii® ile Diğer Denge Değerlendirmeleri Arasındaki İlişkinin İncelenmesi

Kolay ulaşılabilir, ucuz, güvenli ve objektif bir denge değerlendirme sistemine olan ihtiyaçtan dolayı WDP ile kuvvet platformu sistemleri arasındaki uyumun incelenmesi gerekmektedir. Ancak bu konuda yapılmış sınırlı sayıda çalışmaya rastlanmaktadır. Clark ve ark.'nın (2010) yaptıkları çalışmada WDP ile kuvvet platformu arasındaki ilişki incelenmiş; iki cihaz arasındaki ilişkinin değerlendirilebilmesi için ücretli olarak satılan bir paket yazılım kullanılmıştır. Sağlıklı 30 genç bireyin katılımı ile yapılan çalışma sonucunda BM salınım uzunluğunun değerlendirilmesinde WDP ile kuvvet platformu arasında mükemmel bir tutarlılığın olduğu bildirilmiştir. Aynı yazılımın kullanıldığı bir başka çalışmada, 14 sağlıklı birey çalışmaya dahil edilmiş, tek ayak üzerinde WDP ile yapılan denge değerlendirmelerinin geçerliği incelenmiştir. WDP ile kuvvet platformundan alınan veriler karşılaştırıldığında her iki cihazdan elde edilen verilerin tutarlı olduğu görülmüştür (Huurnink vd 2013).

Park ve Lee'nin (2014) 20 sağlıklı katılımcıyla yaptıkları çalışmada WDP ile laboratuvar tabanlı kuvvet platformu arasındaki tutarlılık incelenmiştir. Çalışma sonunda WDP'den elde edilen verilerin mükemmel bir geçerlik ve güvenilirliğe sahip olduğu bildirilmiştir. Parkinson tanılı hastalar üzerinde yapılan bir başka çalışmada da WDP'nun BM salınım değerlendirmelerinde geçerli bir cihaz olduğu vurgulanmıştır (Holmes vd 2012). Bir başka çalışmada, 10 sağlıklı katılımcının çift ayak üzerinde denge değerlendirmeleri baropodometre ve NW ile gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonunda her iki cihaz arasında yüksek düzeyde bir ilişki olduğu bildirilmiştir. Çalışmada NW denge

değerlendirmeleri araştırmacılar tarafından geliştirilmiş kapalı kaynak kodlu bir yazılım aracılığı ile yapılmıştır (Sgro vd 2014).

Nörolojik problemi olan iki çocuk katılımcılı bir başka çalışmada, WDP özel bir yazılımla denge değerlendirilmesi için kullanılmıştır. Sonuçta WDP'nin postürdeki değişikliklerin belirlenmesinde etkin bir araç olduğu bildirilmiştir. Larsen ve ark. 2014 yılında, 10-14 yaş aralığındaki 58 sağlıklı katılımcı ile WDP'nin geçerlik çalışması yapmışlardır. Çalışma sonunda hem tek hem de çift ayak üzerinde yapılan denge ölçümlerinde Advanced Mechanical Technology, Inc. (ABD) tarafından üretilen ve literatürde yaygın şekilde kullanılan kuvvet platformu ile WDP arasında uyum olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmalarda kapalı kaynak kodlu yazılımlar kullanılmıştır (Shih vd 2010a).

Deans'ın 2011 yılında yaptığı çalışmada ayakta durma sırasında yapılan denge ölçümlerinde NW ve laboratuvar tabanlı kuvvet platformu arasındaki ilişki araştırılmıştır. 18-30 yaşları arasında 12 sağlıklı gönüllünün katılımı ile gerçekleştirilen çalışmada Wii Fit™ yazılımına ait 'Stilness Test' sonuçları'nın ekran görüntüleri alınarak koordinat sistemine yerleştirilmiş ve ML, AP mesafeleri değerlendirilerek kaydedilmiştir. NW sisteminden gelen sonuçlarla kuvvet platformundan elde edilen sonuçlara bakıldığında ML genişlik parametresinde orta düzey bir ilişki olduğu görülmüştür. Çalışmada kullanılan başka bir denge değerlendirme sisteminden gelen veriler ile hem AP hem de ML genişlik parametrelerinde ilişki bulunduğu bildirilmiştir.

Clark ve ark.'nın (2011) WDP'nun AAA'nin belirlenmesindeki geçerliğini araştırdıkları çalışmalarına 33 genç sağlıklı birey dahil edilmiştir. Katılımcıların her bir ayak altına ayrı birer WDP'ü yerleştirilmiş ve 5 kez çömelip kalkmaları istenmiştir. Çalışma sonunda WDP'unun AAA'ni belirlemek için mükemmel bir güvenilirliğe sahip olduğu görülmüştür. Bu çalışmada ücretli bir paket program kullanıldığı gibi AAA'nin belirlenebilmesi için iki adet WDP kullanılmıştır. Yapılan bir diğer çalışmada total diz ve kalça artroplastisi geçiren olgularda WDP ve kuvvet platformu ile yapılan AAA değerlendirmelerinin ilişkisine bakılmıştır. WDP'nun özel bir yazılım kullanılarak bilgisayara bağlandığı çalışmada cerrahi sonrası AAA'nin belirlenebilmesinde kuvvet platformu ile tutarlı olduğu vurgulanmıştır (Abujaber vd 2015).

Kumar ve ark.'nın 2014 yılında yaptıkları çalışmalarında 12'si osteoartritli, 12'si sağlıklı, 24 katılımcının AAA banyo tartısı ve NW ile değerlendirilmiştir. Çalışma sonunda hassasiyeti 0.01 kg olan hassas banyo tartısı ile NW aracılığıyla yapılan AAA değerlendirmelerinin birbiri ile tutarlı olduğu bildirilmiştir. Benzer fiziksel özelliklere sahip olan bu iki cihazda benzer sensörler kullanılmaktadır. Klinikte AAA'nin değerlendirilmesinde kullanılan banyo tartıları ile NW kendi değerlendirme sistemi arasındaki yüksek tutarlılık NW sisteminin klinikte AAA değerlendirmeleri için

kullanılabilir olduğunu göstermektedir. Ancak çalışmamızın sonuçları ve araştırma için kullanılan cihazların daha hassas ölçüm yaptıkları göz önünde bulundurulduğunda NW sisteminden gelen verilerin bu amaçla kullanımının sınırlı olduğu düşünülmektedir. Bu nedenle NW ile araştırma için AAA değerlendirmelerinde kullanılan cihazlar arasında ilişkinin incelendiği daha çok sayıda çalışmaya ihtiyaç olduğu söylenebilir.

Wikstrom'un (2012) 45 sağlıklı katılımcı (ortalama yaş $27 \pm 9,8$ yıl) ile yaptığı çalışmada 12 farklı NW oyun sonucu ile Yıldız Denge Testi ve kuvvet platformu sonuçları arasındaki ilişki incelenmiştir. Çalışma sonunda NW'den gelen denge sonuçları ile diğer denge parametreleri arasında düşük düzeyde bir ilişki olduğu sonucuna varılmıştır. Bu nedenle sistemden gelen sonuçların fizyoterapi ve eğitimin etkinliğinin bir göstergesi olarak dikkate alınmaması gerektiği bildirilmiştir. NW'deki farklı oyunlarda farklı değerlendirme algoritmaları kullanılmaktadır. Sonuçlar üzerinde dengenin ne kadar iyi olduğundan ziyade görevin ne kadar sürede bitirildiği etkilidir. Bu nedenle dengeyi değerlendirmek için özelleştirilmiş klinik testler ile oyun sonuçları arasındaki tutarlılığın düşük olduğu düşünülmektedir. Çalışmamızda NW denge sonuçları yerine tarafımızdan adaptör ve kablolarla oluşturulan veri aktarma düzeneği ile elde edilen veriler yeniden değerlendirilerek diğer denge değerlendirme yöntemleri ile karşılaştırılmıştır.

Deans (2011) ile Kumar ve ark.'nın (2014) yaptıkları çalışmalar dışındaki araştırmalarda bizimkinin aksine ya kapalı kaynak kodlu bir yazılım ya da ücretli bir paket program kullanılmıştır. Kapalı kaynak kodlu yazılımlara ulaşılamadığı gibi kullanımı için gerekli donanım ile ilgili bilgi bulunmamaktadır. Ücretli olan yazılımın ise 2014 yılı temel kullanım ücreti yıllık 1800 tl'den başlamaktadır. Bu durumda literatürde kullanılan bu yazılımlarla WDP'nun klinikte kullanım imkanını sınırlanmaktadır (WEB_2). Çalışmamızda orjinal Wii Fit™ yazılımı üzerinden elde edilen ekran görüntüleri kullanarak ölçümler gerçekleştirilmiştir.

NW ile yapılan değerlendirme sonuçlarına göre tarafımızdan hesaplanan tüm parametrelerde olumlu gelişme gözlenirken sadece tek ayak üzerindeki alan ve AP genişlik parametrelerinde istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik bulunmuştur. KAT ve TAÜD testi sonuçlarındaki anlamlı değişikliğe rağmen diğer NW parametrelerde anlamlı farklılık görülmemesinde birden fazla faktörün rol oynamış olabileceği düşünülmektedir. İlk olarak NW'den alınan verilerin hassasiyetinin yeterince iyi olmadığı düşünülebilir. Barlett ve ark.'nın 2014 yılında yaptıkları bir çalışma bu görüşü desteklemektedir. Yapılan geçerlik çalışmasında laboratuvar tabanlı bir denge değerlendirme cihazı olan Advanced Mechanical Technology, Inc. (ABD) kuvvet platformu ile WDP arasındaki hassasiyetin sırası ile ± 1.1 N ve ± 9.1 N olduğunu bildirmişlerdir. Statik duruş sırasında yapılan değerlendirmelerde WDP'nun 10 mm ve üzerindeki salınım değişikliklerini tespit edebildiği, kuvvet platformunun ise 0.1 mm'lik değişiklikleri tespit edebilecek ölçüde

hassas olduğu vurgulanmıştır. Scaglioni-Solano ve ark. ise 2014 yılında yaptıkları çalışmada kuvvet platformu ile WDP'nin arasında ölçüm hassasiyet farkının daha az olduğunu, kuvvet platformunun önemsiz sayılabilecek ölçüde daha hassas ölçümler yapabildiğini bildirilmiştir. Bu noktada NW ve kuvvet platformlarının hassasiyetinin karşılaştırılabilmesi için daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. NW üzerinde gelecekte yapılacak uyarlamalar ve geliştirilecek yazılımlarla bu sistemin hassasiyeti arttırılabilir.

İkinci olarak NW'nin çalışmamızda kullanılan diğer denge değerlendirme yöntemlerindeki gibi standardize bir değerlendirme prosedürü yoktur. KAT sisteminde kullanıcı sisteme alişana kadar beklenmekte, tekrarlı olarak ölçümler alınmakta, ölçümler tutarlı hale geldikten sonra değerlendirme kaydedilmektedir. NW'nin denge değerlendirmeleri için daha çok çalışmada kullanılması daha standardize bir değerlendirme prosedürünün geliştirilmesine yardımcı olabilecektir. Literatürde denge değerlendirme süresi uzadıkça BM salınımı ile ilgili verilerinin güvenilirliğinin arttığı bildirilmektedir (Doyle vd 2007). Bizim alışmamızda kullanılan yöntemde NW'den yaklaşık 7 sn süre ile veri toplanabilmektedir. Bu da aradaki ilişki bulunamamasının bir başka sebebi olabilir. Ancak 7 sn'lik bir veri ile 30 sn'lik bir BM veri seti arasındaki farklılığı gösteren bir çalışmaya rastlanılmadığından bu faktörün sonuçlarda ne kadar etkili olduğu bilinmemektedir. Bu sonuç genç, düşük ağrı ve uzun süreli rahatsızlıkları olan katılımcıların çalışmaya dahil edilmesinden kaynaklı olarak ortaya çıkmış olabilir. Daha ciddi ortopedik problemi olan, yüksek şiddette ağrılı katılımcılarda daha büyük denge problemleri görülebilir ve NW bu gruptaki değerlendirme sonuçlarında diğer sistemler ile daha yüksek bir ilişki gösterebilir.

Bazı alışmalarda BM salınımı ölçümlerinin ayak yerleşimine, ayakların arasındaki mesafeye bağlı olarak değerliklik gösterdiği ve bu nedenle denge değerlendirmelerinde standart ayak yerleşim pozisyonlarının kullanılması gerektiği bildirilmiştir (Henry vd 2001, Laufer 2003, Melzer vd 2004). Çalışmamızda NW üzerinde referans noktaları oluşturulmuş ve ayakların her değerlendirmede aynı yere yerleştirilmesi sağlanmıştır. KAT ile yapılan denge değerlendirmelerinde ayak açıklığının minimal mesafesi belirlidir ancak NW ile yapılan değerlendirmelerde ayaklar arası mesafe için böyle bir sınır yoktur. Eğitim öncesi ve sonrası ölçümlerde standart ayak pozisyonları kullanılsa da her katılımcı için genel bir minimal ayak mesafesi aralığı kullanılmamıştır. NW ve KAT arasında çift ayak üzerindeki denge parametrelerindeki ilişkinin düşük olması bu nedenlerden kaynaklanmış olabilir. Düzeneğimizde yapılan denge değerlendirmeleri klinikte kullanılabilir. NW'den gelen verilerin işlenmesi neticesinde ortaya konan denge parametrelerinde klasik laboratuvar tabanlı kuvvet

platformları kadar hassas değildir. Ancak fiyat/performans açısından NW'nin daha üstün olduğu düşünülmektedir.

Reed-Jones ve ark.'nın 2006 yılında 34 yaşlı katılımcı yaptıkları çalışmalarında NW denge test sonuçları ile klinik test sonuçlarını (Süreli Kalk Yürü Testi vb.) karşılaştırmışlar ve NW test sonuçları ile klinik testler arasında düşük bir ilişki olduğunu vurgulamışlardır. Bilgilerimize göre TAÜD testi ile NW arasındaki ilişkinin incelendiği çalışma bulunmamaktadır.

Hem çift hem de tek ayak üzerinde toplanan denge parametrelerinin arasındaki ilişki incelendiğinde dengeyi değerlendirmede etkin ve kullanışlı bir yöntem olduğu belirtilen TAÜD testi ile sadece NW parametreleri ilişki göstermektedir. NW ile klinikte denge değerlendirmelerinde altın standart olarak kabul edilen kuvvet platformu arasındaki ilişkinin az oluşu, cihaz ve yöntemlerin tutarsız olmalarından ziyade dengenin karmaşık yapısı ve kompensatuar mekanizmalarından kaynaklı olabileceği düşünülmektedir. Çift ayak üzerinde iken yerle temas eden iki ayak olduğundan kronik diz problemi nedeniyle görülebilecek denge kaybının kompensasyonu için alternatif sistemler bulunmaktadır. Ancak tek ayak üzerinde bu kompensatuar mekanizmaların çeşitliliği azalmakta ve çalışmamız sonuçlarına göre bu durumda değerlendirilen cihazların tutarlılığı artmaktadır.

Her bir cihaz ve yöntem farklı değerlendirme algoritmaları kullanmaktadır. TAÜD testi tek ayak üzerinde denge bozulana kadar olan süreyi ölçmektedir. KAT, BM salınımın büyüklüğünü değerlendirmektense merkeze olan uzaklığını ölçerek denge sonucunu vermekte ML ve AP oranlarını belirlemek için kendi sisteminden elde ettiği verileri kullanmaktadır. Tarafımızdan kurulan düzenekte NW, BM salınım alanı ML ve AP genişliklerle, ağırlık aktarımı oranları hesaplanmaktadır. Bu durumda farklı algoritmalarla hesaplanan parametrelerin arasında düşük ilişki bulunmaktadır. Jorgensen ve ark.'nın 2014 yılında yaptıkları çalışmada 30 yaşlı bireyde NW sistemi ile elde edilen ve statik ayakta durma sırasındaki BM salınımını gösteren 'Stilness Test' sonuçları ile Advanced Mechanical Technology, Inc. (ABD) kuvvet platformundan elde edilen parametreler arasında ilişki olduğunu bildiren çalışmaları bu düşüncemizi destekler niteliktedir. KAT sisteminde değerlendirmeler pnömomatik tabanlı hareket edebilir bir platform üzerinde, TAÜD testi ve NW değerlendirmeleri ise sert, sabit ve düz zeminlerde yapılmaktadır. Bu da KAT ile NW ve TAÜD testi sonuçlarındaki ilişkinin düşük olmasında etkili olabilir.

Çalışmamızda NW ile elde edilen denge parametrelerinden AAA oranı değeri hariç hepsi tarafımızdan sistemden gelen veriler ışığında hesaplanmıştır. Sistemin verdiği AAA oranı ile hiçbir KAT denge sonucu arasında ilişki bulunmamaktadır. Bu açıdan sonuçlarımız literatürde NW'nin kendi değerlendirme sistemini kullanan diğer çalışmalarla uyumludur. Bununla birlikte çalışmamızda kullanılan KAT ile yapılmış

geçerlik güvenilirlik çalışması bulunmamaktadır. Daha gelişmiş bir modeli olan KAT 2000 modeli ile yapılan bir geçerlik güvenilirlik çalışmasında cihazın denge değerlendirmeleri için kullanılabilir olduğu, fakat yüksek varyansa sahip sonuçlar verdiğinin altı çizilmiştir. Burada hangi cihazın daha güvenilir olduğu sorusunu akla getirmektedir (Hansen vd 2000).

Çalışmamızın limitasyonları arasında KAT'ın pnömatrik tabanı nedeni ile hareketli olması vardır. Bu nedenle katılımcıların cihazın hareketli yapısına alışması zaman almaktadır. Eğer sabit bir denge platformu ile NW denge değerlendirmelerini karşılaştırabilmiş olsaydık denge değerlendirmeleri daha kısa sürede tamamlanacak ve hareketli platformun neden olduğu dezavantajlar ortadan kaldırılmış olabilecekti. Ek olarak çalışmamızda çoğu yazarın güvenilir bir denge değerlendirme parametresi olduğunu belirttiği BM'nin hızı değerlendirilememiştir (Raymakers vd 2005). Belkide bu parametre değerlendirilebilseydi daha farklı sonuçlar ortaya konabilirdi. Bir başka limitasyon olarak verilen eğitimin uzun süreli etkinliği bilinmemektedir. Bu nedenle gelecekte uzun dönem takip içeren çalışmaların yapılması tavsiye edilmektedir. Seans sayılarımız ve eğitim sürelerimiz standart olduğundan farklı eğitim sürelerinin denge parametrelerine olan etkisi değerlendirilememiştir.

Gelecekte daha spesifik ortopedik hastalıklarda daha geniş sayıda katılımcı ile eğitimin yoğunluk ve süre parametrelerinde etkinliğinin farklı oyunlarla araştırıldığı çalışmalara ihtiyaç vardır. Bu sayede gelecekte her bir hastalık grubu için standart ev eğitim programları NW aracılığı ile verilebilecek ve takibinin çevrimiçi sistemler ile yapılabilmesi mümkün olabilecektir.

Çalışmamızın güçlü yanlarından biri literatürde sınırlı sayıda çalışma bulunan ortopedik popülasyonda yapılmış olmasıdır. Bununla birlikte NW'den gelen veriler her klinikte bulunabilecek donanım (dizüstü bilgisayar, basit ara kabloları vs) ve internet üzerinden kolayca ulaşılabilecek yazılımlarla değerlendirilmiş, kapalı kaynak kodlu ya da ücretli paket programlar kullanılmamıştır. NW ile verilen denge eğitiminde tek bir oyun kullanılmıştır. Bu da literatürdeki diğer çalışmalar olduğu gibi hangi oyunun daha etkili olduğu sorusunun ortaya çıkmasını engellemiştir. Ayrıca 3 farklı statik denge değerlendirmesi eklenmiş ve bunlar arasındaki ilişki incelenmiştir.

6. SONUÇ

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar kronik ortopedik diz problemi olan hastalarda NW ile yapılan denge eğitiminin kas kuvveti ve denge üzerinde etkili olduğunu göstermiştir. Bunun yanısıra NW ve KAT denge değerlendirme sistemi arasında ilişki olmadığı sonucuna ulaşılmıştır.

Bilim ve teknoloji insanoğlunun var olduğu günden beri gelişmekte ve sağlık alanında yaygın olarak kullanılmaktadır. SG sistemlerinin kullanımı ileri teknolojik cihazların daha ulaşılabilir olması sayesinde giderek artmaktadır. Rehabilitasyonun başarısında motivasyon çok önemli bir faktördür. SG sistemlerindeki oyunlar bunu sağlayabilme konusunda umut vadetmektedir. NW gibi yaygın ve kolay ulaşılabilir cihazlar gerek mevcut yazılımlarıyla, gerekse yapılacak modifikasyonlar ile ortopedik problemi olan hastalarda denge eğitimi için kullanılabilir. Gerekli durumlarda özel modifikasyonlar yapılarak özel ihtiyaçlar için de kullanılabilecek bir sistem haline getirilebilir ve evde yapılabilecek eğitim programları için kullanılabilir (Mhatre vd 2013).

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar NW ile verilen eğitimin dengeyi arttırdığını göstermiştir ve NW ucuz, ulaşılabilir ve uygulanabilir olduğundan kronik ortopedik diz hastalıklarının rehabilitasyonunda kullanılabilecek bir tedavi seçeneği olarak önermekteyiz.

Çalışmamızda NW ve KAT denge değerlendirme sistemi arasında ilişki olmaması sonucunun WDP'unun üzerinde hassas referans noktalarının bulunmaması ve standardize değerlendirme protokolünün olmamasından kaynaklandığını düşündüğümüzü. WDP ile denge değerlendirmesinde protokol oluşturulması için ileri çalışmalar yapılması gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

Abujaber S, Gillispie G, Marmon A, Zeni Jr. J. Validity of the Nintendo Wii Balance Board to assess weight bearing asymmetry during sit-to-stand and return-to-sit task. **Gait Posture**, 2015; 41(2): 676-682.

Agmon M, Perry CK, Phelan E, Demiris G, Nguyen HQ. Pilot Study of Wii Fit Exergames to Improve Balance in Older Adults. **J Geriatr Phys Ther**, 2011; 34: 161-167.

Aksoy CC, Aras Ö, Baş Aslan U. Nintendo Wii ile Denge Değerlendirmelerinin Test Retest Güvenilirlik Analizi. XVI. **Fizyoterapide Gelişmeler Sempozyumu**, Nevşehir, 2012, s.106.

Aksoy CC, Bas Aslan U, Aras O. Standing Balance Assessment Using Nintendo Wii in Subjects With Lower Limb Problems: A Pilot Reliability Study. **8th Congress of the European Pain Federation EFIC®**, Florence, 2013, s.1048.

Alekna V, Tamulaitiene, M, Sinevicius T, Juocevicius A. Effect of weight-bearing activities on bone mineral density in spinal cord injured patients during the period of the first two years. **Spinal Cord**, 2008; 46: 727-732.

Algun C. Fizyoterapi ve Rehabilitasyon, 978-975-420-999-0, **Nobel Tıp Kitapevleri**, İstanbul, 2014, s.141.

Allum JHJ, Bloem BR, Carpenter MG, Hulliger M, Hadders-Algra M. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. **Gait Posture**, 1998; 8: 214-242.

Alpar R. Spor, Sağlık ve Eğitim Bilimlerinden Örneklerle Uygulamalı İstatistik ve Geçerlik-Güvenirlik, 978-605-5681-87-6, **Detay Yayınları**, Ankara, 2010, s.266.

Anderson F, Michelle A, Walter FB. Lean on Wii: physical rehabilitation with virtual reality Wii peripherals. **St Heal T**, 2010; 154: 229-234.

Andriacchi TP, Koo S, Scanlan SF. Gait Mechanics Influence Healthy Cartilage Morphology and Osteoarthritis of the Knee. **J Bone Joint Surg**, 2009; 91: 1:95-101.

Anker L, Weerdesteyn V, van Nes I, Nienhuis B, Straatman H, Geurts A. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. **Gait Posture**, 2008; 27: 471-477.

Bakırhan S, Ünver B, Karatosun V. Tek taraflı total diz artroplastili hastalarda farklı diz fleksiyon açılarında ekstremiteler arasındaki vücut ağırlık oranlarının incelenmesi. **Eklemler Hastalıkları Cerrahi**, 2013; 24(1): 7-11.

Balaban Ö, Nacır B, Erdem HR, Karagöz A. Denge Fonksiyonunun Değerlendirilmesi. *FTR Bil Der*, 2009; 12:133-9.

Baltacı G, Bayrakçı Tunay V, Tuncer A, Ergun N, Spor Yaralanmalarında Egzersiz Tedavisi, 975-6674-10-5, *Alp Yayınları*, Ankara, 2003, s.208-253.

Baltacı G, Harput G, Haksever B, Ulusoy B, Ozer H. Comparison between Nintendo Wii Fit and conventional rehabilitation on functional performance outcomes after hamstring anterior cruciate ligament reconstruction: prospective, randomized, controlled, double-blind clinical trial. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2013; 21:880–887.

Baranowski T, Buday R, Thompson DI, Baranowski J. Playing for Real: Video Games and Stories for Health-Related Behavior Change. *Am J Prev Med*, 2008; 34(1): 74-82.

Barlett HL, Ting LH, Bingham JT. Accuracy of force and center of pressure measures of the Wii Balance Board. *Gait Posture*, 2014; 39(1): 224-228.

Bateni H. Changes in balance in older adults based on use of physical therapy vs the Wii Fit gaming system: a preliminary study. *Physiotherapy*, 2012; 98: 211–216.

Bennell KL, Hinman RS, Metcalf BR, Crossley KM, Buchbinder R, Smith M, McColl G. Relationship of knee joint proprioception to pain and disability in individuals with knee osteoarthritis. *J Orthop Res*, 2003; 21: 792-797.

Betker AL, Desai A, Nett C, Kapadia N, Szturm T. Game-based Exercises for Dynamic Short-Sitting Balance Rehabilitation of People With Chronic Spinal Cord and Traumatic Brain Injuries. *Phys Ther*, 2007; 87: 1389-1398.

Betker AL, Moussavi ZMK, Szturm T. On Modeling Center of Foot Pressure Distortion Through a Medium. *IEEE T Bio-Med Eng*, 2005; 52(3): 345-352.

Betker AL, Szturm T, Moussavi ZK, Nett C. Video Game-Based Exercises for Balance Rehabilitation: A Single-Subject Design. *Arch Phys Med Rehabil*, 2006; 87: 1141-1149.

Beyazova M, Gökçe Kutsal Y. Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon, 975-7467-88-X, *Güneş Kitapevi*, Ankara, 2000, s.925.

Bisson E, Contant B, Sveistrup H, Lajoie Y. Functional Balance and Dual-Task Reaction Times in Older Adults Are Improved by Virtual Reality and Biofeedback Training. *Cyberpsychol Behav*, 2007; 10(1): 16-23.

Błaszczak JW, Prince F, Raiche M, Hebert R. Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *J Biomech*, 2000; 33: 1243-1248.

Bohannon RW. Make Tests and Break Tests of Elbow Flexor Muscle Strength. *Phys Ther*, 1988; 68:193-194.

Bohannon RW, Larkin P A. Lower Extremity Weight Bearing Under Various Standing Conditions in Independently Ambulatory Patients with Hemiparesis. *Phys Ther*, 1985; 65: 1323-1325.

Bokhari R, Bollman-McGregor J, Kahoi K, Smith M, Feinstein A, Ferrara J. Design, development, and validation of a take-home simulator for fundamental laparoscopic skills: using Nintendo Wii for surgical training. *Am Surg*, 2010; 76(6): 583-586.

Botella C, Villa H, Garcia-Palacios A, Quero S, Banos RM, Alcaniz M. The use of VR in the treatment of panic disorders and agoraphobia. **St Heal T**, 2004; 99: 73-90.

Bower K, McGinley J, Miller K, Clark, R. Instrumented static and dynamic balance assessment after stroke using Wii Balance Boards: Reliability and association with clinical tests. **Plos ONE**, 2014; 9: 1-12.

Braddom RL, Chan L, Harrast MA, Kowalske KJ, Matthews DJ, Ragnarsson KT, Stolp KA. Physical Medicine & Rehabilitation, 978-1-4377-0884-4, **Elsevier Inc**, China, 2011, s.859-860.

Brien M, Sveistrup H. An intensive virtual reality program improves functional balance and mobility of adolescents with cerebral palsy. **Pediatr Phys Ther**, 201; 23(3): 258-266.

Brown CN, McKenna P. A Wii-related clay-shoveler's fracture. **Scientific World J**, 2009; 1(9): 1190-1191.

Brown KM, Reiser RF. Effect of straddle and dominance on limb asymmetries when lifting. **Int J Ind Ergonom**, 2012; 42: 371-376.

Brumels KA, Blasius T, Cortright T, Oumedian D, Solberg B. Comparison of Efficacy Between Traditional and Video Game Based Balance Programs. **Clin Kinesiol**, 2008; 62(4): 26-31

Burdea G, Popescu V, Hentz V, Colbert K. Virtual reality-based orthopedic telerehabilitation. **IEEE T Rehabil Eng**, 2000; 8(3): 430-432.

Burji SD, Aaron P, Solomen S, Mallikarjunaiah HS. Intra-rater reliability of wii balance board (WBB) in assessing standing balance in older adults. **Int, J. Physiother**, 2014; 1(2): 33-39.

Caraffa A, Cerulli G, Progetti M, Aisa G, Rizzo A. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, 1996; 4(1): 19-2.

Carpenter MG, Frank JS, Winter DA, Peysar GW. Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. **Gait Posture**, 2001; 13: 35-40.

Chaudhry H, Findley T, Quigley KS, Bukiet B, Zhiming J, Sims T, Maney M. Measures of postural stability. **J Rehabil Res Dev**, 2004; 41: 713-720.

Chiari L, Rocchi L, Cappello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. **Clin Biomech**, 2002; 17: 666-677.

Chmielewski TL, Wilk KE, Snyder-Mackler L. Changes in weight-bearing following injury or surgical reconstruction of the ACL: relationship to quadriceps strength and function. **Gait Posture**, 2002; 16: 87-95.

Christiansen CL, Badea MJ, Weitzenkamp DA. Factors predicting weight-bearing asymmetry 1 month after unilateral total knee arthroplasty: A cross-sectional study. **Gait Posture**, 2013; 37: 363-367.

Christiansen CL, Stevens-Lapsley JE. Weight-Bearing Asymmetry in Relation to Measures of Impairment and Functional Mobility for People With Knee Osteoarthritis. **Arch Phys Med Rehabil**, 2010; 91(10): 1524-1528.

Clark RA, Bryant AL, Pua Y, McCrory P, Bennell K, Hunt M. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. **Gait Posture**, 2010; 31: 307-310.

Clark RA, McGough R, Paterson K. Reliability of an inexpensive and portable dynamic weight bearing asymmetry assessment system incorporating dual Nintendo Wii Balance Boards. **Gait Posture**, 2011; 34: 288-291.

Cone BL, Levy SS, Goble DJ. Wii Fit exer-game training improves sensory weighting and dynamic balance in healthy young adults. **Gait Posture**, 2015; article in press.

Cooper G, Strauss NE. Essential Physical Medicine and Rehabilitation, 978-1588296184, **Humana Press**, United States of America, 2006, s.233-242.

Cox ED, Lephart SM, Irrgang JJ. Unilateral Balance Training of Noninjured Individuals and the Effects on Postural Sway. **J Sport Rehabil**, 1993; 2: 87-96.

Darrow M. The Knee Sourcebook, 978-0737305449, **McGraw-Hill**, New York, 2001, s.26-49.

Deans SM. Determining the validity of the Nintendo Wii balance board as an assessment tool for balance. Yüksek lisans tezi, **University of Nevada, Master of Science Degree in Kinesiology Department of Kinesiology and Nutrition Sciences School of Allied Health Sciences Division of Health Sciences**, Las Vegas, 2011, s.36-50.

Del Corral T, Percegon J, Seborga M, Rabinovich R, Vilaró, J. Physiological response during activity programs using Wii-based video games in patients with cystic fibrosis (CF). **J Cyst Fibros**, 2014; 13(6): 706-711.

Dere F. Anatomi Atlası ve Ders Kitabı (5.baskı), 975-487-013-6, **Nobel Tıp Kitapevi**, Adana, 1999, s.345-358.

DeSalvo R. The Influence of a Wii Fit Plus Exercise Protocol on Lower Extremity Strength and Balance in an Adult Population. Master of science, **The Graduate Faculty of The University of Akron**, Ohio, 2011, s.8-28.

Deutsch J, Huhn K, Guarrera-Bowlby P, Borbely M, Filler J. Use of a low-cost, commercially available gaming console (Wii) for rehabilitation of an adolescent with cerebral palsy. **Phys Ther.**, 2013; 88(10): 1196-1207.

Dickstein R, Yoeli Y, Holtzman S, Faust A, Markoviz E. Weight bearing on the affected lower limb in residents of a geriatric rehabilitation hospital. **Am J Phys Med Rehabil**, 2010; 89: 287–292.

Doyle RJ, Hsio-Wecksler ET, Ragan BG, Rosengren. Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. **Gait Posture**, 2007; 25: 166-171.

Drake RL, Vogl AW, Mitchell AWM, Tibbits RM, Richardson PE, Gray's Anatomi Atlası, 978-975-277-211-3, İlgı S, Yıldırım M, **Güneş Kitapevleri**, Ankara, 2009, s.372-350.

Duarte M, Sternad D. Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. **Exp Brain Res**, 2008; 191: 265–276.

Dvorak J, Gilliar WG, Musculoskeletal Manual Medicine: Diagnosis and Treatment, 978-3-13-138281-8, **Georg Thieme Verlag**, Germany, 2008, s.81-331.

Dwyer GB, Davis SE, Pire NI, Thompson WR, ACSM's Health-Related Physical Fitness Assessment Manual, 978-07817-7549-6, **Lippincott Williams & Wilkins**, United States of America, 2008, s.78.

Ellis H. Clinical Anatomy A revision and applied anatomy for clinical students(11. eds)., 978-1-4051-3804-8 **Blackwell Publishing Ltd**, United States of America, 2006, s.229.

Eng JJ, Chu KS. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, 2002; 83: 1138–1144.

Esculier JF, Vaudrin J, Bériault P, Gagnon K, Tremblay LE. Home -based Balance Training Programme Using Wii Fit with Balance Board for Parkinson's Disease: A Pilot Study. **J Rehabil Med**, 2011; 44: 48-54.

Faiz O, Moffat D. Anatomy at a Glance, 0-632-05934-6, **Blackwell Science Ltd**, Italy, 2002, s.106.

Franchignoni F, Tesio L, Martino MT, Ricupero C. Reliability of four simple, quantitative tests of balance and mobility in healthy elderly females. **Aging Clin Exp Res**, 1998; 10(1): 26-31.

Friden T, Zatterstrom R, Lindstrand A, Moritz U. A stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities. **Am J Sport Med**, 1989; 17(1): 118-122.

Fung V, Ho A, Shaffer J, Chung E, Gomez M. Use of Nintendo Wii Fit™ in the rehabilitation of outpatients following total knee replacement: a preliminary randomised controlled trial. **Physiotherapy**, 2012; 98: 183–188.

Gelber AC, Hochberg MC, Mead LA, Wang N, Wigley FM, Klag MJ. Joint Injury in Young Adults and Risk for Subsequent Knee and Hip Osteoarthritis. **Ann Intern Med**, 2000; 133: 321-328.

Genthon N, Rougier P. Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. **J Biomech**, 2005; 38: 2037-2049.

Goble D, Cone B, Fling B. Using the Wii Fit as a tool for balance assessment and neurorehabilitation: the first half decade of "Wii-search". **J Neuroeng Rehabil**, 2014; 11(1): 1-20.

Gordon C, Roopchand-Martin S, Gregg A. Potential of the Nintendo Wii as a rehabilitation tool for children with cerebral palsy in a developing country: a pilot study. **Physiotherapy**, 2012; 98(3): 238-242.

Gusinde J, Pauser J, Swoboda B, Gelse K, Car, HD. Foot loading characteristics of different graduations of partial weight bearing. **Int J Rehabil Res**, 2011; 34(3): 261-264.

Gürşen, C. Tele-rehabilitasyon, Fizyoterapi Seminerleri 2, Karaduman AA, Ülger Ö, Kılınç M, Vardar Yağlı N, Derel S. (Eds.), 978-605-88879-1-1-6, **Pelikan Kitapevi**, Ankara, 2013, 151-161.

Halton J. Virtual rehabilitation with video games: A new frontier for occupational therapy. **Occupational Therapy Now**, 2008; 10(1): 12-14.

Hansen MS, Dieckmann B, Jensen K, Jakobsen BW. The reliability of balance tests performed on the kinesthetic ability trainer (KAT 2000). **Knee Surg Sport Tr A**, 2000; 8: 180–185.

Harato K, Nagura T, Matsumoto H, Otani T, Toyama Y, Suda Y. Extension Limitation in Standing Affects Weight-Bearing Asymmetry After Unilateral Total Knee Arthroplasty. **J Arthroplasty**, 2010; 25: 225-229.

Harato K, Nagura T, Matsumoto H, Otani T, Toyama Y, Suda Y. Asymmetry of the knee extension deficit in standing affects weight-bearing distribution in patients with bilateral end-stage knee osteoarthritis. **Knee Surg Sport Tr A**, 2014; 22(11): 2608-2613.

Hass CJ, Schick EA, Chow JW, Tillman MD, Brunt D, Cauraugh JH. Lower Extremity Biomechanics Differ in Prepubescent and Postpubescent Female Athletes During Stride Jump Landings. **J Appl Biomech**, 2003; 19(2): 139-152.

Hassan BS, Mockett S, Doherty M. Static postural sway, proprioception, and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. **Ann Rheum Dis**, 2001; 60: 612-618.

Heick JD, Flewelling S, Blau R, Geller J, Lynskey JV. Wii Fit and Balance, Does the Wii Fit Improve Balance in Community-Dwelling Older Adults?. **Top Geriatr Rehabil**, 2012; 28(3): 217-222.

Heliövaara M, Makela M, Impivaara O, Knekt P, Aromaa A, Sievers K. Association of overweight, trauma and workload with coxarthrosis. **Acta Orthop Scand**, 1993; 64(5): 513-518.

Henry SM, Fung J, Horak FB. Effect of Stance Width on Multidirectional Postural Responses. **J Neurophysiol**, 2001; 85(2): 559-570.

Hertel J, Olmsted-Kramer LC, Challis JH. Time-to-Boundary Measures of Postural Control During Single Leg Quiet Standing. **J Appl Biomech**, 2006; 22: 67-73.

Holmes JD, Jenkins ME, Johnson AM, Hunt MA, Clark RA. Validity of the Nintendo Wii balance board for the assessment of standing balance in Parkinson's disease. **Clin Rehabil**, 2012; 27: 261-266.

Hopkins S, Smith C, Toms A, Brown M, Welsman J, Knapp K. Evaluation of a Dual-Scales Method to Measure Weight-Bearing Through The Legs, and Effects of Weight-Bearing Inequalities on Hip Bone Mineral Density and Leg Lean Tissue Mass. **J. Rehabil. Med**, 2013; 45: 206-210.

Houglum PA, Perrin DH. Therapeutic Exercise for Athletic Injuries, 0-88011-843-1, **Human Kinetics**, United States of America, 2000, s.272-902.

Hrysomallis C. Relationship Between Balance Ability, Training and Sports Injury Risk. **Sports Med**, 2007; 37(6): 547-556.

Hughes J. Pain Management: From Basics to Clinical Practice, 978-0-443-10336-0, **Churchill Livingstone**, United States of America, 2008, s222.

Hurkmans HL. Partial Weight Bearing: Long-term monitoring of load in patients with a total hip arthroplasty during postoperative recovery, 978-909020-055-2, **PrintPartners Ipskamp BV**, Enschede, 2005, s.13-43.

Hurkmans HL, Bussmann JB, Benda E. Validity and Interobserver Reliability of Visual Observation to Assess Partial Weight-Bearing. **Arc Phys Med Rehabil**, 2009; 90: 309-319.

Hurkmans HLP, Bussmann JBJ, Benda E, Verhaar JAN, Stam HJ. Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. **Clin Rehabil**, 2003; 18: 576–589.

Hurwitz DE, Ryals AR, Block JA, Sharma L, Schnitzer TJ, Andriacchi TP. Knee Pain and Joint Loading in Subjects with Osteoarthritis of the Knee. **J Orthop Res**, 2000; 18(4): 572-579.

Huurnink A, Fransz DP, Kingma I, van Dieen JH. Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo Wii Balance Board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks. **J Biomech**, 2013; 46: 1392-1395.

Huxham FE, Goldie PA, Patla AE. Theoretical considerations in balance assessment. **Aust J Physiother**, 2001; 47:89-100.

İnal, HS. Spor ve Egzersizde Vücut Biyomekaniği, 978-605-4220-42-7, **Papatya Yayıncılık Eğitim**, İstanbul, 2013, s.31-51.

Jelsma J, Pronk M, Ferguson G, Jelsma-Smit D. The effect of the Nintendo Wii Fit on balance control and gross motor function of children with spastic hemiplegic cerebral palsy. **Dev Neurorehabil**, 2013; 16(1): 27–37.

Jeter PE, Wang J, Gu J, Barry MP, Roach C, Corson M, Yang L, Dagnelie. Intra-session test-retest reliability of magnitude and structure of center of pressure from the Nintendo Wii Balance Board™ for a visually impaired and normally sighted population. **Gait Posture**, 2014; 14: 779-786.

Jorgensen MG, Laessoe U, Hendriksen C, Nielsen OBF, Aagaard P. Intrarater Preproducibility and Validity of Nintendo Wii Balance Testing in Community-Dwelling Older Adults. **J Aging Phys Activ**, 2014; 22: 269-275

Kalisch T, Tegenthoff M, Kattenstroth JC, Dinse HR, Noth S. Rapid assessment of age-related differences in standing balance. **Journal of Aging Research**, 2011; 1-7.

Kaplan PE, Roden W, Gilbert E, Richards L, Goldshmidt JW. Reduction of Hypercalciuria in Tetraplegia After Weight-Bearing and Strengthening Exercises. **Paraplegia**, 1981; 19: 289-293.

Karaduman AA, Aksu Yıldırım S Tunca Yılmaz Ö, İnme Sonrası Fizyoterapi ve Rehabilitasyon, 978-605-63058-3-2, **Pelikan Yayıncılık**, Ankara, 2013, s.131-172.

Kerem Gunel M, Kaya Kara O, Ozal C, Turker D. Virtual Reality in Rehabilitation of Children with Cerebral Palsy, Cerebral Palsy - Challenges for the Future, 978-953-51-1234-1, Eds. Svraha E, **InTech**, 2014, s.273-301.

Keshner EA. Virtual reality and physical rehabilitation: a new toy or a new research and rehabilitation tool?. **J Neuroeng Rehabil**, 2004; 1: 1-8.

Kizony R, Weiss PL, Shahar M, Rand D. TheraGame – a home based virtual reality rehabilitation system. **Int J Disabil Hum De**, 2006; 5(3): 265–270.

Koslucher F, Wade MG, Nelson B, Lim K, Chen FC. Nintendo Wii Balance Board is sensitive to effects of visual tasks on standing sway in healthy elderly adults. **Gait Posture**, 2012; 36: 605-608.

Kumar SH, Omar B, Joseph L, Hamdan N, Htwe O, Hamidun N. Accuracy of a Digital Weight Scale Relative to the Nintendo Wii in Measuring Limb Load Asymmetry. **J. Phys. Ther. Sci**, 2014; 26: 1205-1207.

Kuru İ, Haberal B, ve Avcı Ç. Patellofemoral Biyomekanik. **TOTBİD Dergisi**, 2012; 11(4): 274-280.

Kuukkanen TM, Mälkiä EA. An experimental controlled study on postural sway and therapeutic exercise in subjects with low back pain. **Clin Rehabil**, 2000; 14: 192–202

Lange B, Flynn S, Proffitt R, Chang CY, Rizzo AS. Development of an interactive game-based rehabilitation tool for dynamic balance training. **Top Stroke Rehabil**, 2010; 17(5):345-352.

Larsen LR, Jorgensen MG, Junge T, Juul-Kristensen B, Wedderkopp N. Field assessment of balance in 10 to 14 year old children, reproducibility and validity Nintendo Wii board. **BMC Pediatrics**, 2014; 14: 144

Laufer Y. The effect of walking aids on balance and weight-bearing patterns of patients with hemiparesis in various stance positions. **Phys Ther**, 2003; 83(2): 112-122.

Lephart SM, Fu FH. Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability, **Human Kinetics**, 0-88011-864-4, United States of America, 2000, s.1-53.

Levinger P, Webster K, Feller J. Asymmetric knee loading at heel contact during walking in patients with unilateral knee replacement. **The Knee**, 2008; 15: 456-460.

Lin D, Seol H, Nussbaum M, Madigan M. Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. **Gait Posture**, 2008; 28: 337-342.

Lomaglio MJ, Eng JJ. Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. **Gait Posture**, 2005; 22: 126-131.

Lysholm M, Ledin T, Ödkvist LM, Good L. Postural control – a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. **Scand J Med Sci Sports**, 1998; 8: 432-438.

Maines JM, Reiser RF. Ground reaction force bilateral asymmetries during submaximal sagittal plane lifting from floor. **Int J Ind Ergonom**, 2006; 36:109-117.

McGough R, Peterson K, Bradshaw EJ, Braynt AL. Improving Lower Limb Weight Distribution Asymmetry During the Squat Using Nintendo Wii Balance Boards and Real-Time Feedback. **J Strength Cond Res**, 2012; 26(1): 47-52.

McGuine TA, Greene JJ, Best T, Levenson G. Balance As a Predictor of Ankle Injuries in High School Basketball Players. **Clin J Sport Med**, 2000; 10:239–244

McIlroy WE, Maki BE. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. **Clin Biomech**, 1997; 12(1): 66-70.

- Mcloda TA, Carmark JA. Optimal Burst Duration During a Facilitated Quadriceps Femoris Contraction. *J Athl Training*, 2000; 35(2): 145-150.
- Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing*, 2004; 33: 602–607.
- Mhatre PV, Vilares I, Stibb SM, Albert MV, Pickerinh L, Marciniak CM, Kording K, Toledo S. Wii Fit balance board playing improves balance and gait in Parkinson disease. *PM R*, 2013; 5(9): 769-777.
- Morris LD, Louw QA, Crous LY. Feasibility and potential effect of a low-cost virtual reality system on reducing pain and anxiety in adult burn injury patients during physiotherapy in a developing country. *Burns*, 2010; 36: 659–664.
- Mudie M, Winzeler-Mercay U, Radwan S, Lee L. Training symmetry of weight distribution after stroke: A randomized controlled pilot study comparing task-related reach, Bobath and feedback training approaches. *Clin Rehabil*, 2002; 16(6): 582-592.
- Negus JJ, Cawthorne DP, Chen JS, Scholes CJ, Parker DA, March LM. Patient outcomes using Wii-enhanced rehabilitation after total knee replacement – The TKR-POWER study. *Contemp Clin Trials*, 2015; 40: 47–53.
- Neumann DA. Kinesiology of the Musculoskeletal System Foundations for Rehabilitation, 978-0815163497, *Mosby*, United States of America, 2002, s.343-377.
- Nguyen T, Sambrook P, Kelly P, Jones G, Lord S, Freund J, Eisman J. Prediction of osteoporotic fractures by postural instability and bone density. *BMJ*, 1993; 307: 1111-1115.
- Nitz JC, Kuys S, Isles R, Fuls S. The Wii Fit a new-generation tool for improving balance, health and well-being? A pilot study. *Climacteric*, 2010; 13: 487–491.
- Nordin M, Frankel VH. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, 13-978-0-683-30247-9, Eds. Butler J, *Lippincott Williams & Wilkins*, United States of America, 2001, s.176-202.
- Nutt JG, Horak FB, Bloem BR. Milestones in Gait, Balance, and Falling. *Movement Disord*, 2011; 26(6): 1166-1174.
- O’Connell M, George K, Stack D. Postural sway and balance testing: a comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees. *Gait Posture*, 1998; 8: 136-142.
- Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Holme I, Bahr R. Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial. *BMJ*, 2005; 449-455.
- Optale G, Marin S, Pastore M, Bordin D, Nasta A, Pianon C. Male sexual dysfunctions: Immersive virtual reality and multimedia therapy. *St Heal T*, 2004; 99: 165-178.
- Otman AS Köse N, Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri, 975-96173-1-0 *Sinem Ofset Matbaacılık*, Ankara, 1998, s.138-146.
- Padala KP, Padala PR, Malloy TR, Geske JA, Dubbert PM, Dennis RA, Garner KK, Bopp MM, Burke WJ, Sullivan DH. Wii-Fit for Improving Gait and Balance in an Assisted Living Facility: A Pilot Study. *Journal of Aging Research*, 2012; 1-6.

- Panjan A, Sarabon N. Review of Methods for the Evaluation of Human Body Balance. **Sport Sci Rev**, 2010; 5(6): 131-163.
- Park D, Lee C. Validity and reliability of balance assessment software using the Nintendo Wii balance board: usability and validation. **J Neuroeng Rehabil**, 2014; 11: 99.
- Park JH, Lee SH, Ko DS. The Effects of the Nintendo Wii Exercise Program on Chronic Work-related Low Back Pain in Industrial Workers. **J. Phys. Ther. Sci**, 2013; 25: 985–988.
- Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ. What is balance? **Clin Rehabil**, 2000; 14: 402-406.
- Porter S. Tidy's Physiotherapy, 978-9944-119-15-3, Eds. Yakut E, Kayıhan H, **Pelikan Tıp ve Teknik Kitapçılık Tic. Ltd. Şti**, Ankara, 2008, s.131-264.
- Puh U, Majcen N, Hlebs S, Rugelj D. Effects of Wii balance board exercises on balance after posterior cruciate ligament reconstruction. **Knee Surg Sport Tr A**, 2013; 22(5):1124-1130.
- Rand D, Rachel K, Weiss P. The Sony PlayStation II EyeToy: low-cost virtual reality for use in rehabilitation. **J Neurol Phys Ther**, 2008; 32(4): 155-163.
- Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). **Gait Posture**, 2005; 21: 48-58.
- Reed-Jones R, Dorgo S, Hitchings M, Bader J. WiiFit™ Plus balance test scores for the assessment of balance and mobility in older adults. **Gait Posture**, 2012; 36: 430-433.
- Riley PO, Benda BJ, Gill-Body KM, Krebs DE. Phase plane analysis of stability in quiet standing. **J Rehabil Res Dev**, 1995; 32(3): 227-235.
- Riva G, Bacchetta M, Cesa G, Conti S, Molinari E. The use of VR in the treatment of eating disorders. **St Heal T**, 2004; 99: 121-163.
- Rizzo A, Kim G. A SWOT Analysis of the Field of Virtual Reality Rehabilitation and Therapy. **Presence (Camb)**, 2005; 14(2): 119-146.
- Robinson RJ, Barron DA, Grainger AJ, Venkatesh R. Wii knee. **Emerg Radiol**, 2008; 15(4): 255-257.
- Ross EM. Joint injury causes knee osteoarthritis in young adults. **Curr Opin Rheumatol**, 2005; 17: 195-200.
- Rougier P. Visual feedback induces opposite effects on elementary centre of gravity and centre of pressure minus centre of gravity motions in undisturbed upright stance. **Clin Biomech**, 2003; 18: 341–349.
- Roy MAG, Doherty TJ. Reliability of Hand-Held Dynamometry in Assessment of Knee Extensor Strength After Hip Fracture. **Am J Phys Med Rehabil**, 2004; 83: 813-818.
- Ruff J, Wang TL, Quatman-Yates CC, Phieffer LS. Commercially available gaming systems as clinical assessment tools to improve value in the orthopaedic setting: A systematic review. **Injury**. 2015; 46(2):178-183

Ruhe A, Rene F, Bruce W. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions - A systematic review of the literature. **Gait Posture**, 2010; 4: 436.

Salavati M, Hadian MR, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Talebian S, Jafari AH, Sanjari MA, Sohani SM, Parnianpour M. Test-retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle stability. **Gait Posture**, 2009; 29: 460-464.

Sanchis-Alfonso V. Anterior Knee Pain and Patellar Instability, 978-1-84628-003-0, **Springer-Verlag London Limited**, Singapore, 2006, s135.

Scaglioni-Solano P, Aragon-Vargas LF. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board to assess standing balance and sensory integration in highly functional older adults. **Int J Rehabil Res**, 2014; 37(2): 138-143.

Scott WN, Colman C. Dr. Scott's Knee Book, 978-0684811048, **Fireside Simon & Schuster Inc**, Newyork, 1996, s.41-99.

Sgro F, Monteleone G, Pavone M, Lipomaa M. Validity Analysis of Wii Balance Board Versus Baropodometer Platform Using an Open Custom Integrated Application. **AASRI Procedia**, 2014; 8: 22–29.

Sharan D, Ajeesh PS, Rameshkumar R, Mathankumar M, Paulina RJ, Manjula M. Virtual reality based therapy for post operative rehabilitation of children with cerebral palsy. **Work**, 2012; 41(1): 3612-3615.

Shih CH, Chang ML. A wireless object location detector enabling people with developmental disabilities to control environmental stimulation through simple occupational activities with Nintendo Wii Balance Boards. **Res Dev Disabil**, 2012; 33: 983-989.

Shih CH, Chu CL, Shih CT. Assisting people with multiple disabilities actively correct abnormal standing posture with a Nintendo Wii Balance Board through controlling environmental stimulation. **Res Dev Disabil**, 2010a; 31(4): 936-942.

Shih CH, Shih CT, Chiang MS. A new standing posture detector to enable people with multiple disabilities to control environmental stimulation by changing their standing posture through a commercial Wii Balance Board. **Res Dev Disabil**, 2010b; 31: 281–286.

Siriphorn A, Chamonchant D. Wii balance board exercise improves balance and lower limb muscle strength of overweight young adults. **J Phys Ther Sci**, 2015; 27(1): 41-46.

Smith AJJ, Flaxman TE, Speirs AD, Benoit DL. Reliability of knee joint muscle activity during weight bearing force control. **J Electromyogr Kines**, 2012; 22: 914–922.

Snell RS. Klinik Anatomi (6. Basım), 975-420-396-2, Eds. Yıldırım M, **Nobel Tıp Kitapevleri Ltd. Şti**, İstanbul, 2004, s.511-633.

Soyuer F, Köseoğlu E. Dengenin Klinik Değerlendirilmesi. **ERÜ Sağlık Bilimleri Dergisi**, 2001; 10(2): 75-82.

Sparks D, Chase D, Coughlin L. Wii have a problem: a review of self-reported Wii related injuries. **Inform Prim Care**, 2009; 17: 55-57.

Spinger BA, Marin R, Cyhan T, Roberts H, Gill NW. Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed. **J Geriatr Phys Ther**, 2007; 30(1): 8-15.

Steenstrup B, Giralte F, Grise P, Bakker E. Evaluation of the electromyography activity of pelvic floor muscle during postural exercises using virtual video games Wii Fit Plus®. Analysis and perspectives in rehabilitation. **Progres En Urologie**, 2014; 24(17): 1099-1105.

Stratford PW, Balsor BE. A comparison of make and break tests using a hand-held dynamometer and the Kin-Com. **JOSPT**, 1994; 19(1): 28-32.

Sugama RS, Yukihide M, Akio K, Hiroyoshi I, Mitsuhiro I, Yusuke H, Kunio T, Hiroaki N. Sagittal alignment of the lower extremity while standing in female. **Knee Surg Sport Tr A**, 2011; 19: 74–79.

Sveistrup H, Joan M, Marianne T, Shawn M, Hillel F, Anna M, Kevin B, Alain M. Experimental Studies of Virtual Reality-Delivered Compared to Conventional Exercise Programs for Rehabilitation. **Cyberpsychol Behav**, 2003; 6(3): 245-249.

Sveistrup H. Motor rehabilitation using virtual reality. **J Neuroeng Rehabil**, 2004; 1: 10-17.

Tarakçı D, Ozdincler AR, Tarakci E, Tutuncuoglu F, Ozmen M. Wii-based Balance Therapy to Improve Balance Function of Children with Cerebral Palsy: A Pilot Study. **J. Phys. Ther. Sci**, 2013; 25: 1123–1127.

Tatla SK, Radomski A, Cheung J, Maron M, Jarus T. Wii-habilitation as balance therapy for children with acquired brain injury. **Dev Neurorehabil**, 2012; 1-15.

Taylor RB, David AK, Fields SA, Philips DM, Scherger JE. Taylor's Musculoskeletal Problems and Injuries A Handbook, 978-0387-29171-0, **Springer Science+Business Media, LLC**, 2006, 225-226.

Toulotte C, Toursel C, Olivier N. Wii Fit® training vs. Adapted Physical Activities: which one is the most appropriate to improve the balance of independent senior subjects? A randomized controlled study. **Clin Rehab**, 2012; 26(9): 827–835.

Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. **Med Sci Sport Exer**, 1984; 16(1): 64-66.

Umphred DA, Lazaro RT, Roller ML, Burton GU. Uumphred's Nörological Rehabilitation, 978-0-323-07586-2, **Elsevier Inc**, 2013, United States of America, 653-688.

Usta A. Serebral Palsi'liçocuklarda Denge Değerlendirmesinde Kullanılan Farklı Yöntemlerin Karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, **Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü**, Ankara, 2011, s.7-16.

Ünsaldı T. Ortopedi ve Travmatoloji, 975-7467-17-0, **Güneş Kitapevleri Ltd. Şti**, Ankara, 1994, s.185-301.

Verdecchia DH, Mendoza M, Sanguineti F, Binetti, AC. Outcomes After Vestibular Rehabilitation and Wii® Therapy in Patients with Chronic Unilateral Vestibular Hypofunction. **Acta Otorrinolaringol Esp**, 2014; 65(6): 339-345.

Verhagen E, Allard V, Jos T, Lex B, Roald B, Willem V. The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains - A prospective controlled trial. **Am. J. Sports Med**, 2004; 32(6): 1385-1393

Vernadakis N, Gioftsidou A, Antoniou P, Ioannidis D, Giannousi M. The impact of Nintendo Wii to physical education students' balance compared to the traditional approaches. **Computers & Education**, 2012; 59: 196-205.

WEB_1. <http://www.anthonycossins.com/uni/timeline/#> (alındığı tarih: 24.10.2014)

WEB_2. National Instruments internet sitesi <http://www.ni.com/labview/buy/> (alındığı tarih: 10.03.2015)

Wegener L, Kisner C, Nichols D. Static and Dynamic Balance Responses in Persons with Bilateral Knee Osteoarthritis. **JOSPT**, 1997; 23(1): 13-18.

Weiss PL, Rand D, Katz N, Kizony R. Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation tool. **J Neuroeng Rehabil**, 2004; 1: 12.

Wester JU, Jespersen SM, Nielsen KD, Neumann L. Wobble Board Training After Partial Sprains of the Lateral Ligaments of the Ankle: A - Prospective Randomized Study. **J Orthop Sports Phys Ther**, 1996; 23(5): 332-336.

Wiederhold BK, Wiederhold MD. The future of Cybertherapy: Improved options with advanced technologies. **St Heal T**, 2004; 99: 263-270.

Wiemeyer J, Kliem A. Serious games in prevention and rehabilitation-a new panacea for elderly people?. **Eur Rev Aging Act**, 2012; 9: 41-50.

Wikstrom E. Validity and Reliability of Nintendo Wii Fit Balance Scores. **J Athl Training**, 2012; 47(3): 306-313.

Williams MA, Soiza RL, Jenkinson AM, Stewart A. EXercising with Computers in Later Life (EXCELL) - pilot and feasibility study of the acceptability of the Nintendo® WiiFit in community-dwelling fallers. **BMC Res Notes**, 2010, 3: 238-253.

Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait Posture**, 1995; 3: 193-214.

Yaggie JA, Campbell BM. Effects of balance training on selected skills. **J Strength Cond Res**, 2006; 20(2): 422-428

Yamamoto K, Matsuzawa M. Validity of a jump training apparatus using Wii Balance Board. **Gait Posture**, 2013; 38: 132-135.

Yıldırım M. İnsan Anatomisi (6.Basım), 975-420-307-5, **Nobel Tıp Kitapevleri Ltd. Şti**, İstanbul, 2003, s.67-113.

Yoo E, Chung B. The effect of visual feedback plus mental practice on symmetrical weight-bearing training in people with hemiparesis. **Clin Rehabil**, 2006; 20: 388-397.

Young W, Craig C, Ferguson S, Brault S. Assessing and training standing balance in older adults: A novel approach using the 'Nintendo Wii' Balance Board. *Gait Posture*, 2011; 33(2): 303-305.

Yuen HK, Holthaus K, Kamen DL, Sword DO, Breland HL. Using Wii Fit to reduce fatigue among African American women with systemic lupus erythematosus: A pilot study. *Lupus*, 2011; 20: 1293–1299.





8. ÖZGEÇMİŞ

1982 yılında Ankara'da doğdu. İlk ve orta öğretimini Konya'da tamamladı. Konya Atatürk Sağlık Meslek Lisesi'nden 2001 yılında mezun oldu ve aynı yıl içinde Dumlupınar Üniversitesi Sağlık Yüksek Okulu Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nde lisans eğitimine başladı. 2005 yılında mezun oldu. 2006-2007 yıllarında Gümüşsuyu Asker Hastanesi'ne askerlik görevini yaptı. 2010 yılında Pamukkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Ana Bilim Dalında doktora programına kabul edildi. Evli ve bir çocuk babasıdır.

9. EKLER

Ek-1. Pamukkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Komisyon Kararı




T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik
Kurulu

Sayı :60116787/020/20456
Konu :Olurlar, Onaylar

27/06/2013

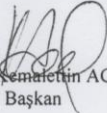
Sayın Doç.Dr. Ummuhan BAŞ ASLAN

İlgi :19.06.2013 tarihli dilekçeniz.

İlgi dilekçe ile başvurmuş olduğunuz "Diz ekleminde kronik ortopedik problemi olan hastalarda Nintendo Wii ile yapılan eğitimin dengeye etkisinin incelenmesi" konulu çalışmanız **25.06.2013 tarih ve 09 sayılı** kurul toplantımızda görüşülmüş olup,

Yapılan görüşmelerden sonra, söz konusu çalışmanın yapılmasında **ETİK AÇIDAN SAKINCA OLMADIĞINA**, altı ayda bir çalışma hakkında Kurulumuza bilgi verilmesine oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.


Prof.Dr. Kemal ACAR
Başkan

26/06/2013 Ver.Haz.Kont.İş. : A.ÖZKAN

Tel: 0 (258) 0
E-Posta: etik@pau.edu.tr

Ayrıntılı bilgi için irtibat : Aysel ÖZKAN

Faks: 0 (258) 0
Elektronik Ağ: <http://www.pau.edu.tr>

Ek-2. Değerlendirme Formu

Bölüm-1 Demografik Bilgiler	Tarih:		Sıra No:
			<input type="checkbox"/> Kontrol G.
Adı-Soyadı:	Yaş:	Boy:	<input type="checkbox"/> Çalışma G.
Teşhis:	Meslek:	VKİ:	Kilo:
Teşhis Tarihi:			Cinsiyet
Daha Önce Alınan Tedavi:	Dominant Alt Ekstremitte		<input type="checkbox"/> Erkek
<input type="checkbox"/> Yok	<input type="checkbox"/> Sağ		<input type="checkbox"/> Kadın
<input type="checkbox"/> Var	<input type="checkbox"/> Sol		Eğitim Durumu
Varsa Aldığı Tedavi:			<input type="checkbox"/> Yok
Özgeçmiş-Soygeçmiş:			<input type="checkbox"/> Orta Öğretim Mezunu
			<input type="checkbox"/> Lisans Mezunu
			<input type="checkbox"/> Lisans Üstü M
			<input type="checkbox"/> Lisans Öğrencisi
Hikaye:			
Kullandığı İlaçlar:			
Diğer:			

Bölüm-2/1 Birinci Ağrı ve Kas Kuvveti Değerlendirmeleri				Tarih:		
Ağrı Değerlendirmeleri						
İstirahat	0				10	
Aktivite	0				10	
Gece	0				10	
Ağrıyı Ortaya Çıkaran Etkenler						
Ağrının Tipi	Kas Kuvveti		1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	Ortalama
	Kalça Fleksörleri	Sağ				
		Sol				
	Diz Ekstansörleri	Sağ				
		Sol				
	Ayak Dorsifleksörleri	Sağ				
		Sol				
	Kalça Abdüktörleri	Sağ				
		Sol				
	Kalça ekstansörleri	Sağ				
Sol						
Hamstringler	Sağ					
	Sol					
Bölüm-2/2 Birinci Denge Değerlendirmeleri						
Ayak Yerleşim Noktası		KAT:				
		Wii :				
KAT						
Bipedal		Sağ		Sol		
BI Skor	/ /	BI Skor	/ /	BI Skor	/ /	
Sol	/ /	Sol	/ /	Sol	/ /	
Sağ	/ /	Sağ	/ /	Sağ	/ /	
Ön	/ /	Ön	/ /	Ön	/ /	
Arka	/ /	Arka	/ /	Arka	/ /	
R/L	/ /	R/L	/ /	R/L	/ /	
A/P	/ /	A/P	/ /	A/P	/ /	
Nintendo Wii						
Bipedal		Sağ		Sol		
Alan	/ /	Alan	/ /	Alan	/ /	
M-L	/ /	M-L	/ /	M-L	/ /	
A-P	/ /	A-P	/ /	A-P	/ /	
AA.Sağ	/ /	AA.Sağ	/ /	AA.Sağ	/ /	
AA.Sol	/ /	AA.Sol	/ /	AA.Sol	/ /	
Tek Ayak Üstünde Durma Testi						
Sağ Ayak (sn)			Sol Ayak (sn)			
1.			1.			
2.			2.			
3.			3.			
Sağ Ort.			Sol Ort.			

Bölüm-3/1 İkinci Ağrı ve Kas Kuvveti Değerlendirmeleri				Tarih:		
Ağrı Değerlendirmeleri						
İstirahat	0				10	
Aktivite	0				10	
Gece	0				10	
Ağrıyı Ortaya Çıkaran Etkenler						
Ağrının Tipi	Kas Kuvveti		1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	Ortalama
	Kalça Fleksörleri	Sağ				
		Sol				
	Diz Ekstansörleri	Sağ				
		Sol				
	Ayak Dorsifleksörleri	Sağ				
		Sol				
	Kalça Abdüktörleri	Sağ				
		Sol				
	Kalça ekstansörleri	Sağ				
		Sol				
	Hamstringler	Sağ				
		Sol				
	Bölüm-3/2 İkinci Denge Değerlendirmeleri					
Ayak Yerleşim Noktası		KAT:				
		Wii :				
KAT						
Bipedal		Sağ		Sol		
BI Skor	/ /	BI Skor	/ /	BI Skor	/ /	
Sol	/ /	Sol	/ /	Sol	/ /	
Sağ	/ /	Sağ	/ /	Sağ	/ /	
Ön	/ /	Ön	/ /	Ön	/ /	
Arka	/ /	Arka	/ /	Arka	/ /	
R/L	/ /	R/L	/ /	R/L	/ /	
A/P	/ /	A/P	/ /	A/P	/ /	
Nintendo Wii						
Bipedal		Sağ		Sol		
Alan	/ /	Alan	/ /	Alan	/ /	
M-L	/ /	M-L	/ /	M-L	/ /	
A-P	/ /	A-P	/ /	A-P	/ /	
AA.Sağ	/ /	AA.Sağ	/ /	AA.Sağ	/ /	
AA.Sol	/ /	AA.Sol	/ /	AA.Sol	/ /	
Tek Ayak Üstünde Durma Testi						
Sağ Ayak (sn)			Sol Ayak (sn)			
1.			1.			
2.			2.			
3.			3.			
Sağ Ort.			Sol Ort.			

Ek-3 Resim Çekimi ve Kullanımı Yayın Hakkı Devir Sözleşmesi Formu

Resim Çekimi ve Kullanımı Yayın Hakkı Devir Sözleşmesi Formu

Çalışma sırasında çekilmiş fotoğraflarımın gereği halinde, kimlik bilgilerim verilmeyecek şekilde GÖZLERİ AÇIK/~~KAPALI~~ olarak bilimsel çalışmalar, tezler, eğitim faaliyetleri ve bilimsel yayınlar için kullanılmasına İZİN VERDİĞİMİ beyan ederim.

Akademik çalışmalarda yayınlanacak resimlerimin yazım ve yayın kurallarına uygun olarak hazırlanıp sunulmasından Proje yürütücüsü sorumludur (...../...../.....).

Gönüllü / Hasta Adı Soyadı: İsmail OKUR

İzni veren kişi (Gönüllü / Hasta ya da velisi / vasisi)* Adı Soyadı İMZA:

İsmail OKUR

PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ Adı Soyadı İMZA:

Prof. Dr. Ummuhan Baş Aslan

Ummuhan

*NOT: Reşit olmayan bireyler adına aileleri tarafından imzalanacaktır.