

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KÖPÜK YUVARLAMA UYGULAMASININ
DİRSEK EKLEMİ PROPRİOSEPSİYONUNA,
KUVVET VE FONKSİYONEL MOTOR
PERFORMANSA ETKİSİ**

FATMA ÖZDEN

**FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

İZMİR-2018

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2016970013

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KÖPÜK YUVARLAMA UYGULAMASININ
DİRSEK EKLEMİ PROPRİOSEPSİYONUNA,
KUVVET VE FONKSİYONEL MOTOR
PERFORMANSA ETKİSİ**

**FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

FATMA ÖZDEN

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ:
DOÇ. DR. SEVGİ SEVİ YEŞİLYAPRAK

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2016970013

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon ~~Doktora~~ /Yüksek Lisans programı öğrencisi Fatma Özden '**KÖPÜK YUVARLAMA UYGULAMASININ DİRSEK EKLEMİ PROPRIOSEPSİYONUNA, KUVVET VE FONKSİYONEL MOTOR PERFORMANSA ETKİSİ**' konulu ~~Doktora~~/Yüksek Lisans tezini 24.01.2019 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.

Doç. Dr. Sevgi Sevi YEŞİLYAPRAK

BAŞKAN

DEÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Y.O

Prof. Dr. Nihal GELECEK

ÜYE

DEÜ Fizik Tedavi ve
Rehabilitasyon Y.O

Prof. Dr. Sema SAVCI

ÜYE

DEÜ Fizik Tedavi ve
Rehabilitasyon Y.O

Doç. Dr. Nursen İLÇİN

ÜYE

DEÜ Fizik Tedavi ve
Rehabilitasyon Y.O

Doç. Dr. Betül TAŞPINAR

ÜYE

İDÜ Sağlık Bil. Fak. /
Fizyoterapi ve Reh.

Prof. Dr. Didem KARADİBAK

YEDEK ÜYE

DEÜ Fizik Tedavi ve
Rehabilitasyon Y.O

Doç. Dr. Ferruh TAŞPINAR

YEDEK ÜYE

İDÜ Sağlık Bil. Fak. /
Fizyoterapi ve Reh.

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	i
TABLO DİZİNİ.....	ii
ŞEKİL DİZİNİ.....	iii
KISALTMALAR.....	iv
TEŞEKKÜR	v
ÖZET.....	1
ABSTRACT	3
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	4
1.1. Problemin Tanımı ve Önemi	4
1.2. Araştırmanın Amacı	6
1.3. Araştırmanın Hipotezleri	6
2. GENEL BİLGİLER	7
3. GEREÇ VE YÖNTEM	42
3.1. Araştırmanın tipi.....	42
3.2. Araştırmanın yeri ve zamanı	42
3.3. Araştırmanın evreni ve örneklemi	42
3.4. Çalışma materyali.....	43
3.5. Araştırmanın değişkenleri	43
3.6. Veri toplama araçları	44
3.7. Araştırma planı	56
3.8. Verilerin değerlendirilmesi.....	58
3.9. Araştırmanın sınırlılıkları	58
3.10. Etik Kurul Onayı	59
4. BULGULAR	60
5. TARTIŞMA	77
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	91
7. KAYNAKLAR.....	94
8. EKLER.....	108
EK 1. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu	
EK 2. Veri Kayıt Formu	
EK 3. Kontrol Grubu İçin Bilgilendirme Broşürü	
EK 4. FTRYO’ndan İzin Dilekçesi	
EK 5. Etik Kurul Onayı ve İzinleri	
EK 6. Kullanılan Fotoğraflar İçin Bireyden Alınan İzin Dilekçesi	
EK 7. Özgeçmiş	

TABLolar DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1. Katılımcıların tanımlayıcı özellikleri	60
Tablo 2. Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası 45°'de ölçülen eklem pozisyon duyusunun karşılaştırması	62
Tablo 3. Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası 60°'de ölçülen eklem pozisyon duyusunun karşılaştırması	64
Tablo 4. Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası 75°'de ölçülen eklem pozisyon duyusunun karşılaştırması	66
Tablo 5. Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası kuvvet eşleme karşılaştırması	68
Tablo 6. Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası biceps braki kas kuvveti karşılaştırması.....	70
Tablo 7. Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası kapalı kinetik zincir üst ekstremit stabilizasyon testi sonucunun karşılaştırması.....	72
Tablo 8. Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası adapte edilmiş yukarı çekme testi sonucunun karşılaştırması	74
Tablo 9. Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası şnav testi sonucunun karşılaştırması.....	76

ŞEKİL VE GRAFİK DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 1. Dirsek eklemi	8
Şekil 2. Dirsek eklemi bağları	11
Şekil 3. Ön kol kasları	14-15
Şekil 4. Nöromuskuler kontrol yolları.....	21
Şekil 5. Eklem pozisyon duyusu ölçümü ve dijital inklinometre.....	45-46
Şekil 6. Kuvvet eşleme ölçümü.....	47
Şekil 7. Biseps braki kas kuvveti ölçümü ve el dinamometresi	48-49
Şekil 8. Kapalı kinetik zincir üst ekstremite stabilizasyon testi ölçümü	50
Şekil 9. Adapte edilmiş yukarı çekme testi ölçümü	51
Şekil 10. Şınav testi ölçümü	52
Şekil 11. Biseps braki kasına köpük yuvarlama uygulaması ve köpük silindir	53-54
Şekil 12. Kontrol grubu bilgilendirme afişi	55
Grafik 1. Çalışmanın akış grafiği	57

KISALTMALAR

BKİ	: Beden kütle indeksi
KKZ	: Kapalı kinetik zincir
SSS	: Santral sinir sistemi
EHA	: Eklem hareket açıklığı
PHAE	: Pasif hareketi algılama eşiği
cm	: Santimetre
kg	: Kilogram
sn	: Saniye
n	: Kişi sayısı
p	: İstatiksel normallik düzeyi
°	: Derece
SMG	: Self miyofasiyal gevşeme
MGT	: Miyofasyal gevşeme tekniği
KYG	: Köpük yuvarlama grubu
KG	: Kontrol grubu
SS	: Standart sapma
vb	: Ve benzeri
M.	: Muskulus
N.	: Nervus
ark.	: Arkadaşları
MT	: Maksimum tekrar

TEŞEKKÜR

İki yıllık uzmanlık eğitimim süresince değerli bilgilerini ve tecrübelerini benimle paylaşan, kıymetli zamanını ayıran, yardım ve desteğini bu çalışmanın her aşamasında gösteren, güler yüzünü ve samimiyetini benden esirgemeyen ve örnek aldığım sevgili danışman hocam Sayın Doç. Dr. Sevgi Sevi YEŞİLYAPRAK’a,

Çalışmamıza gönüllü olarak katılan tüm katılımcılara,

Üniversite hayatım boyunca kazandırdıkları her şey için teker teker tüm hocalarıma,

Tez çalışmam süresince desteklerini her zaman hissettiğim sevgili arkadaşlarım; Merve Başoğlu, Majvina Mehmedi ve Müge İçelli’ye,

Çalışmam sırasında yardımlarını ve tecrübesini benimle paylaşan Damla Gürpınar’a,

Tez dönemim boyunca sürekli yardımlaştığım, kader ortağım Deniz Dere’ye,

Katkılarından dolayı kız kardeşim Berna Özden’e,

Fotoğraf çekimindeki yardımlarından dolayı Atıf Kökçikaran’a,

Ve son olarak çalışmam boyunca desteğini ve güvenini benden esirgemeyen Koray Mısırlıoğlu’na ve hayatımın her evresinde beni destekleyip cesaretlendiren, sevgisiyle, emeğiyle yanımda olan canım aileme ve özellikle biricik annem Nergüze Özden’e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Fzt. Fatma ÖZDEN

İZMİR-2019

ÖZET

KÖPÜK YUVARLAMA UYGULAMASININ DİRSEK EKLEMİ PROPRİOSEPSİYONUNA, KUVVET VE FONKSİYONEL MOTOR PERFORMANSA ETKİSİ

Fzt. Fatma ÖZDEN, ffatmaozden@outlook.com

Dokuz Eylül Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu, İzmir

Amaç: Amacımız köpük yuvarlama uygulamasının sağlıklı bireylerde; dirsek eklemi propriosepsiyonuna, kuvvet ve fonksiyonel motor performansa etkisini incelemektir.

Gereç-yöntem: Altmış sağlıklı birey randomize olarak iki gruba ayrıldı: Köpük Yuvarlama Grubu (KYG)'na 4 hafta köpük yuvarlama uygulaması yapıldı, Kontrol Grubu (KG)'na uygulama yapılmadı. Propriosepsiyon, eklem pozisyon duyusu (EPD) ve kuvvet eşleme ile; Biceps braki kasının kuvveti el dinamometresi ile; performans; adapte edilmiş yukarı çekme (AEYÇ) testi, kapalı kinetik zincir üst ekstremitte stabilizasyon (KKZÜES) testi ve şınav testi ile değerlendirildi. Başlangıçta, 4. hafta sonunda ve uygulamadan 4 hafta sonra değerlendirme yapıldı.

Bulgular: 45 derece fleksiyonda ölçülen dirsek EPD'si uygulamadan sonra gelişti, uygulama bittikten 4 hafta sonra da bu gelişme korundu ($p<0.017$), başlangıç ile 8. hafta sonundaki sonuçlar ve grupların değişimleri benzerdi ($p>0.05$). Kas kuvveti, KKZÜES ve şınav testi sonuçları uygulamadan sonra gelişti, 8. hafta sonunda bu gelişme korundu, 8. hafta sonundaki sonuçlar uygulama öncesine göre daha iyiydi ($p<0.017$). KKZÜES testi sonuçlarının gruplardaki değişimleri tüm zamanlarda benzerken ($p>0.05$), kas kuvvetinde uygulama öncesi ile uygulama sonrası ve 8. hafta sonundaki zaman aralıklarında KYG'de KG'ye göre anlamlı gelişme olduğu ($p<0.05$), şınav testinde ise tüm zamanlarda KYG'nin KG'ye üstünlüğü saptandı ($p<0.05$). Köpük yuvarlama; 60 ve 75 derecelerde fleksiyonda ölçülen EPD'yi, kuvvet eşleme ve AEYÇ testi sonuçlarını etkilemedi ($p>0.05$).

Sonuç: Köpük yuvarlama uygulaması dirsek ekleminin düşük dereceli fleksiyon açılarında EPD'sini, biceps braki kas kuvvetini ve fonksiyonel motor performansın bazı parametrelerini

iyileştirmede etkilidir. Uygulamadan 4 hafta sonra bu etki korunmaktadır. Uygulamanın daha geniş açılardaki dirsek EPD'sine, kuvvet eşlemeye ve AEYÇ testi skoruna etkisi yoktur.

Anahtar kelimeler: propriosepsiyon, köpük yuvarlama, motor performans, kuvvet, dirsek



ABSTRACT

INFLUENCE OF FOAM ROLLING ON ELBOW PROPRIOCEPTION, STRENGTH, AND FUNCTIONAL MOTOR PERFORMANCE

Fatma OZDEN, PT, ffatmaozden@outlook.com

Dokuz Eylül University School of Physical Therapy and Rehabilitation, Izmir

Objective: The aim of our study is to investigate the effect of foam rolling on elbow proprioception, strength and functional motor performance in healthy people.

Methods: Sixty healthy participants were randomly divided into two groups: Foam Rolling Group (FRG) received foam rolling, Control Group (CG) didn't. Proprioception was evaluated with joint position sense (JPS) and force matching; biceps brachii muscle strength with hand held dynamometer; functional motor performance with modified pull up (MPU) test, closed kinetic chain upper extremity stability (CKCUES) test and push-up test. Evaluations were done at the baseline, at the end of the 4th week and 4 weeks after second measurements.

Results: JPS measured at 45 degree elbow flexion improved after 4 weeks of foam rolling, this improvement was preserved 4 weeks after the end of the application ($p<0.017$), the results at the baseline and at the end of 8th week and the changes in groups were similar ($p>0.05$). Muscle strength, CKCUES and push-up test results improved after foam rolling, these improvements were preserved at the follow up, and follow up results were better than the baseline ($p<0.017$). While the changes in groups for CKCUES test results were similar among three time points ($p>0.05$), there were significant improvements for the muscle strength from baseline to second evaluation, and from baseline to follow up ($p<0.05$) in FRG compared to CG ($p<0.05$), and FRG was superior to CG to improve push-up test results among three time points ($p<0.05$). Foam rolling didn't affect JPS measured at 60 and 75 degrees elbow flexion, force matching and MPU test results ($p>0.05$).

Conclusion: Foam rolling is effective in improving elbow JPS in small flexion angles, biceps brachii strength and some parameters of functional motor performance. These effects were preserved 4 weeks after application. The application has no effect on elbow JPS in large angles, force matching and MPU test scores.

Key words: proprioception, foam rolling, motor performance, strength, elbow

1.GİRİŞ VE AMAC

1.1. Problemin Tanımı ve Önemi

Propriosepsiyon genel olarak vücudun kendi hareketlerini ve uzayda bulunduğu konumu algılama yeteneğidir. Ayrıca, propriosepsiyon çevreyle olan iletişimde ve motor yetenekleri geliştirmede kullanılan temel bir yetenektir (1). Propriosepsiyon; eklem pozisyon duygusu, kuvvet eşleme, hız ve hareket algısı gibi çeşitli alt modaliteleri olan günlük yaşamın tüm fiziksel hareketlerinde gerekli karmaşık bir yapıdır (2) ve optimal muskuler kontrol, koordinasyon ve stabilizasyon için ön koşuldur.

Eklem stabilitesi günlük hayattaki işlevsel görevlerin koordineli performansı ve daha zorlayıcı atletik beceriler için önemlidir. Bu bağlamda fonksiyonel motor performans, propriosepsiyon ve nöromuskuler kontrolü bir arada barındıran ve günlük yaşam aktiviteleri ve spora direk olarak yansımaları görebileceğimiz hareketleri içerir. Muskulotendinöz ve kapsüloligamentöz mekanoreseptörlerden gelen doğru affarent sinyaller merkezi sinir sisteminin, kas sertliğini ve koordinasyonunu korumasını sağlar, eklem yaralanma olasılığını en aza indirirken aynı zamanda yumuşak ve düzenli hareket üretimini de sağlamaktadır (3). İyi nöromuskuler kontrol ve eklem stabilitesi üst ekstremitelerde performansta olduğu kadar yaralanmalardan korunmada da kritik bir öneme sahiptir. Yaralanma sonrası mekanoreseptörlerin çeşitli mekanizmalarla zarar görmesiyle oluşan deafferentasyona bağlı proprioseptif duyunun azalması fonksiyonun düzenlenmesinde eklem stabilizasyonu için gerekli olan nöromuskuler yanıtı geciktirir ve bozar (4). Düzgün olmayan nöromuskuler kontrol, fonksiyonel stabiliteyi azaltır ve daha fazla yapısal hasar, yorgunluk ve işlevsel bozukluğa yol açar. Zayıf nöromuskuler kontrol, yaralanmaya bağlı inflamatuvar yanıt ve dinamik stabilizatörlerin refleksif inhibisyonu ile aşırı ve kontrolsüz kemik hareketlerinin oluşmasına neden olur. Bu nedenle yaralanma veya operasyon sonrasında da nöromuskuler kontrolün yeniden kazanılması, spora geri dönüş için de ön şarttır (5).

Propriosepsiyon üst ekstremitelerde fonksiyonelliği için büyük önem taşır. Omuz ve dirsekte yüksek proprioseptif hassasiyet, elin uzaysal olarak doğru konumlandırılması için gereklidir (6). Dirsek eklemindeki propriosepsiyon ince manipülatif görevlerin yerine getirilmesinde ve üst ekstremitelerde stabilizasyonunda büyük öneme sahiptir (7). Atış gibi sportif aktiviteler ve günlük yaşam aktiviteleri içindeki dirseğin rolü düşünüldüğünde buradaki beceri için eklem pozisyon duygusu hayattır. Sensori motor bilgi, santral sinir sisteminde işlenip uygun motor yanıtlar elde edilir ve böylece koordineli hareketler, dinamik stabilizasyon ve performans

sağlanır, yaralanmalar azaltılır. Bu bağlamda dirsek proprioepsiyon ve nöromusküler kontrolünün artırılması için etkin uygulamaların geliştirilmesi önemlidir (5, 8). Literatürde proprioepsiyonu iyileştirmeye yönelik farklı egzersiz çeşitleri (ısınma egzersizleri, germe egzersizleri, denge-koordinasyon egzersizleri, kapalı ve açık kinetik zincir egzersizleri, PNF teknikleri, stabilizasyon egzersizleri, plyometrik egzersizler, su içi egzersizler, fonksiyonel ve spora özgü egzersizler...), vibrasyon uygulamaları, bantlama, manuel tedavi yöntemleri ile ilgili çalışmalar bulunmaktadır (9-12). Bu çalışmalar daha çok diğer vücut bölgelerinde yapılmış olup dirsek bölgesindeki proprioepsiyonun önemine ilişkin çalışmalar daha sınırlıdır.

Köpük yuvarlama materyali, bir egzersiz ve masaj cihazı olarak kullanılmaktadır. Cihazda kullanılan materyal, bir çeşit köpüktür (13). Bu materyal ile yapılan uygulamalar özellikle miyofasyal gevşemede gündeme gelen ve proprioepsiyon ile ilgili etkileri olabileceği söylenen ancak bu konu üzerine çalışma olmayan bir tedavi şeklidir (14, 15). Köpük yuvarlama materyali ile yapılan uygulamaların; esnekliği ve eklem hareketini artırma ve fasya hareketliliğini sağlama gibi etkileri olduğu yapılan çalışmalarda kanıtlanmıştır (14, 16-19). Köpük yuvarlama uygulamasının proprioepsiyon ile ilgili etkisi belirsiz olmakla beraber kullanılan materyalin yapısı ve vücut ağırlığıyla belli bir basınçla uygulandığı düşünüldüğünde reseptörlerin uyarılmasına bağlı olarak proprioepsiyon ile ilişkilendirilebilir (18). Kas ya da tendonda köpük yuvarlamadan sonra periferik afferentlerin duyarlılığındaki artışa bağlı olarak afferent yollar tekrar düzenlenebilir ve bazı kuvvet çiftlerinin ko-aktivasyonu fasilite edilebilir, kuvvet ve fonksiyonel stabiliteye/motor performansa bunun katkısı olabilir. Kas kuvveti, bireylerin genel sağlığı ve fiziksel uygunluğu için önemli bir unsur olarak görülmektedir. Kuvvet; bireylerin günlük yaşamlarını, fiziksel aktivitelere, sportif performansa ve boş zaman faaliyetlerine katılımlarını kolaylaştırır (20). Köpük yuvarlama uygulamasından sonra yukarıdaki mekanizmalara bağlı olarak iyileşmesi veya uygulamanın olası gevşeme etkisi yaratması dolayısıyla kuvveti iyileştirmemesi veya kötüleştirilmesi beklenebilir. Yöntemin kuvvet üzerine etkileri çelişkili olmakla beraber bazı makalelerde olumlu sonuç belirtilmiş (21), diğerlerinde etkisiz olduğu vurgulanmıştır (22). Ancak üst ekstremitede yapılan bir çalışma yoktur. Literatürde köpük yuvarlama uygulamasının proprioepsiyona ve fonksiyonel motor performansa etkisini inceleyen bir çalışma olmadığı gibi dirsek bölgesinde kullanımına yönelik bir çalışma da yoktur. Aynı zamanda alt ekstremit ve gövdeye yönelik diğer parametreleri inceleyen çalışmalarda genellikle bu uygulamanın akut etkisi araştırılmıştır (21, 23). Tek seansta eğitim etkisi yeterince gösterilemeyeceği için yöntemin uzun dönem etkisini araştıran çalışmalara ihtiyaç duyulduğu söylenmektedir.

Bu nedenlerle bizim bu çalışmadaki amacımız, dirsek bölgesine yapılacak 4 haftalık köpük yuvarlama uygulamasının eklem pozisyon duyusuna, kuvvet eşlemeye, kuvvete ve fonksiyonel motor performans üzerine etkisini incelemek ve uygulamadan 4 hafta sonra da bu parametrelerde değişim olup olmadığını tespit etmektir. Bu çalışmada köpük yuvarlama uygulamasının dirsek eklemi propriosepsiyonu ve fonksiyonel motor performansa etkisi ilk defa araştırılmıştır. Çalışmamız özellikle üst ekstremiteye yönelik bir sporla ilgilenenlerde ve sağlıklıların yanı sıra üst ekstremita problemi olan hastalarda yapılacak çalışmalar için de öncü niteliktedir.

1.2. Araştırmanın Amacı

Araştırmanın amacı, köpük yuvarlama uygulamasının dirsek bölgesindeki eklem pozisyon duyusu, kuvvet eşleme, kuvvet ve fonksiyonel motor performans üzerine etkisini incelemektir.

1.3. Araştırmanın Hipotezleri

H₀: Köpük yuvarlama uygulamasının dirsek bölgesindeki eklem pozisyon duyusu, kuvvet eşleme, kuvvet ve fonksiyonel motor performans üzerine olumlu bir etkisi yoktur.

H₁: Köpük yuvarlama uygulamasının dirsek bölgesindeki eklem pozisyon duyusu, kuvvet eşleme, kuvvet ve fonksiyonel motor performans üzerine olumlu bir etkisi vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dirsek Kompleksinin Fonksiyonel Anatomisi

Dirsek eklemi üst ekstremitede özellikle fonksiyonellik açısından son derece önemli, omuz ve el bileği arasında büyük kuvvet açığa çıkaran bir eklemdir. Eklem, açık kinetik zincir pozisyonundaki hareketlerde yüksek hız ortaya koyar, kapalı kinetik zincir pozisyonundaki hareketlerde ise kompresif ve torsiyonel yüklere karşı kuvvet oluşturur. Dirsek, fonksiyonel bir üst ekstremitte için kritik bir elementtir. Üst ekstremitte; omuz, dirsek, el bileği ve el arasındaki bir bağlantı sisteminden oluşur. Dirseğin temel fonksiyonları; eli uzayda pozisyonlamak, önkol, dayanıklılık sağlamak, el ve bileğin güçlü kavramasını ve ince hareketlerini sağlamaktır. Dirsek fonksiyonunun kaybedilmesi ciddi sakatlıklara neden olabilir ve günlük yaşam aktivitelerini ve işle ilgili görevlerin yerine getirilmesini zorlaştırabilir (24).

Dirsek Eklemi Anatomisi:

Dirsekte bulunan eklemler ve kaslar el fonksiyonlarına yardımcı olacak şekilde tasarlanmıştır. Bu yapılarda meydana gelen kısalma hareketi ile elin vücuda yaklaşması, uzama hareketi ile de elin vücuttan uzaklaşması sağlanarak elin hareketliliği artmaktadır. Uzama ve kısalma hareketi yanı sıra meydana gelen rotasyon hareketi de ön kola ek bir görev sağlamaktadır. Dirsek eklemi diğer bir görevi ise stabilizasyona katkı sağlamaktır. Bunu; herhangi bir aktiviteyi gerçekleştirebilmek için gerekli olan kuvveti açığa çıkararak yapmaktadır. Dirsek çevresindeki kasların çoğu, omuz ve el bileği hareketlerine yardımcı olarak el fonksiyonelliğine de katkı sağlar (25).

2.1.1. Kemik Yapılar

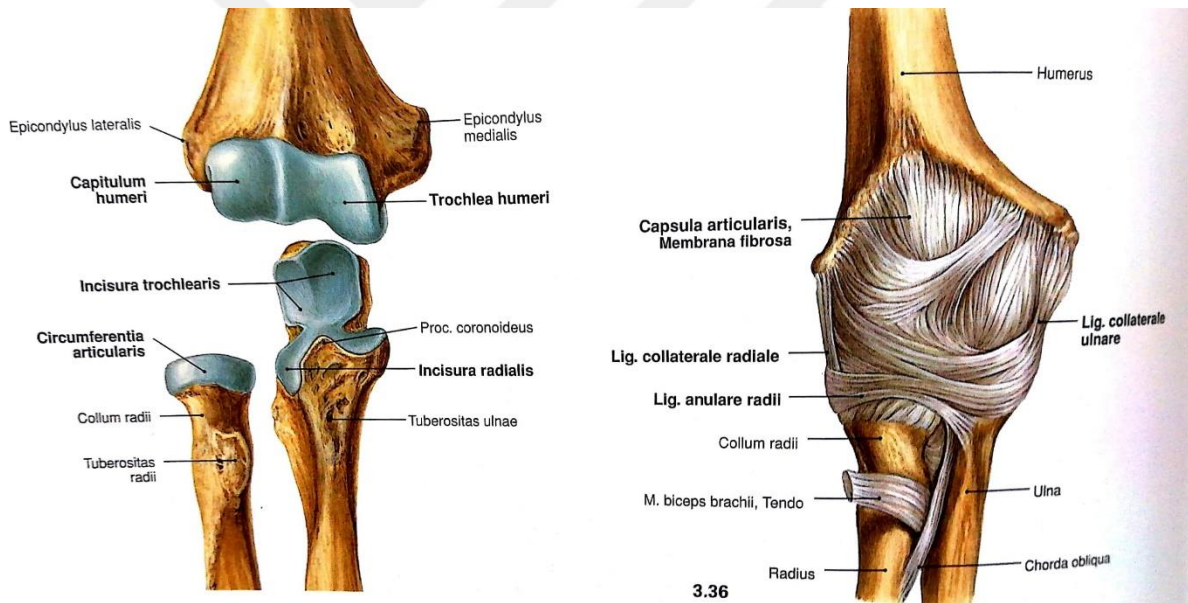
1. Distal Humerus: Humerus anteriorunun distalinde iki eklem yüzü yer alır: a) Kapitulum ve b) Makara şeklinde troklea

Lateral epikondil, ekstansör kasların yapışma yeri olarak kapitulumun üstünde lateral kısımda yer almaktadır. Medial epikondil, fleksör ve pronator grup kasların yapışma yeridir. Koronoid fossa, trokleanın hemen üstünde ve radial fossa da kapitulumun hemen üstünde uzanmaktadır.

Troklear eklem yüzeyi, median olukla birlikte posteriora uzanır. Trokleanın medial yarısı lateral yarısına göre daha distalde yer alır. Trokleada meydana gelen bu asimetri, ulnanın dirsek ekstansiyonunda, humerusa göre laterale doğru açılmasına neden olmaktadır (26).

2. Proksimal Radius: Proksimal radius başı, boyun ve bisipital tüberkülü içerir. Radial baş, konveks kapitulum ile eklem yapabilmek amacıyla konkavdır. Radial baş önden arkaya doğru oval bir hâl alır ve bu yüzden pronasyonla hafif laterale doğru yer değiştirir.

3. Proksimal Ulna: Ulna, olekranon ve koronoid oluşumlardan meydana gelmektedir. Troklear çentik, dirsek ekstansiyonu sırasında, distal humerusun 30°'lik açılmasına uyum sağlayabilmek için anteriora ve süperiora doğru doğru yer değiştirir. Bu açılışmalar, kol ile ön kol anterior kas gruplarına yer sağlanması açısından önem taşımaktadır (Şekil 1) (27).



Şekil 1: Sobotta İnsan Anatomisi Atlası, Dirsek Eklemi, Türkçe 7. Baskı, 1. Cilt, Sayfa:150, Şekil:3.35-3.36 (28).

2.1.2. Eklem Kapsülü

Dirsek ekleminde bu bölgedeki eklemleri kaplayan tek ve devamlı olan bir eklem kapsülü yer almaktadır. Kapsül, fibröz bir yapıya sahiptir. Kapsülün ön bölümü; yukarıda medial epikondile, koronoid fossaya ve radial fossaya, aşağıda ise koronoid oluşumun ön kenarı vasıtasıyla anüler bağa tutunmaktadır. Yanlarda ise kollateral bağların yapısına katılır. Kapsülün arka bölümü; yukarıda, lateral epikondilden medial epikondile kadar ve humerusun kapitulum humerisinin üst-arka kısmı ile olekranonun fossasının üst kenarına, aşağıda tarafta ise troklear çentiğin kenarları ile anüler bağa tutunmaktadır. Kapsülün bu kısmı oldukça zayıf ve gevşektir, keseleşme gösterir. Bu sayede radius serbestçe dönebilmektedir. Kapsülün ön parçası ekstansiyonda gerilir, fleksiyonda ise gevşer.

Ön kolun yarı fleksiyon pozisyonu eklem kapsülünün en gevşek olduğu pozisyonudur.

Sinovial membran troklea humerinin medialini, olekranon fossasını, koronoid fossayı ve radial fossayı, sonrasında fibröz membrana geçerek bu yapının iç kısmını kaplar. Ayrıca anüler bağın altında bulunan keseleşmiş fibröz membranı da örter (29).

2.1.3. Eklem Yapıları

Dirsek eklemi, üç eklemden oluşan sinoviyal tipte bir eklemdir. Anatomik özellikleri nedeniyle stabil bir eklemdir. Bunlar; humero-ulnar, humero-radial ve proksimal radio-ulnar eklemlerdir. Kapsül ve eklem boşluğu üç eklemden kesintisiz olarak devam etmektedir (29).

-Humero-ulnar eklem: Ulnanın troklear çentiği ile humerusun trokleası arasında oluşmaktadır. Eklem tipi olarak tek eksenli menteşe tipi (ginglimus) bir eklemdir. Humerusun trokleası asimetriktir ve hareket eksenini supero-lateralden infero-mediale doğrudur. Bu durum dirsekte taşıma açısı denilen bir açılama yaratmaktadır. Bu açılama, humerusun uzun eksenini ile ulnanın uzun eksenini arasında oluşmaktadır. Bunun sonucunda; troklea humerinin medial kenarı lateral kenarından daha geniş bir eklem yüzeyine sahiptir. Kol vücut yanında iken taşıma açısı erkeklerde 11-14°, kadınlarda ise 13-16° dir. Trokleanın sahip olduğu bu asimetri eklemden gerekli olan tam hareket açıklığının kazanılmasını sağlamaktadır. Ekstansiyon tamamlandığında, olekranonun medial kısmı ile troklea temas halinde değilken fleksiyon sonunda tam temas sağlanır. Böylece supinasyon ve pronasyon için gereken eklem hareket açıklığı sağlanır. Eklemin stabil olduğu pozisyon dirseğin tam ekstansiyonda olduğu pozisyonudur. Eklemin açık paket pozisyonu ise; 70° dirsek fleksiyonu - 10° önkol supinasyonudur (24).

- Humero-radial eklem: Humerusun kapitolumu ile radiusun artiküler foveasının oluşturduğu sferoid tip bir eklemdir. Ön kolun fleksiyon-ekstansiyon hareketleri ile radiusun supinasyon-pronasyon hareketleri açısından önemlidir. Eklem stabil pozisyonu, dirseğin 90° fleksiyon ve ön kolun 5° supinasyon yaptığı pozisyonudur. Eklem açık paket pozisyonu; önkol supinasyundayken, tam dirsek ekstansiyonudur (29).

- Proksimal radio-ulnar eklem: Radius başındaki sirkumferensiya artikülaris ile ulnadaki insisura ulnaris arasında oluşmaktadır. Eklem tipi olarak trokoid tipte bir eklemdir. Radiusun yuvarlak başı ön kol supinasyon ve pronasyon hareketine izin vermektedir. Eklem stabil olduğu pozisyon ön kolun 5°'lik supinasyonudur. Eklem açık paket pozisyonu ise; 70° dirsek fleksiyonu - 35° önkol supinasyonudur (30).

2.1.4. Dirsek Kompleksinin Bağları

Dirsek eklemi lateral kollateral bağ kompleksi ve medial kollateral bağ kompleksi olmak üzere iki bağ kompleksinden oluşmaktadır. Dirsek eklemi bu iki bağ kompleksi ile sağlamlaştırılmıştır (Şekil 2) (31).

-Medial kollateral bağ kompleksi; üç bölümden oluşur (anterior, posterior ve transvers). Anterior kısım en belirgin bölümdür, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinde gergindir. Posterior kısım eklem kapsülünün posterior kısmının bir kalınlaşmasıdır. 90° fleksiyonda en belirgin haldedir ve fleksiyon hareketi boyunca humero-ulnar eklem stabilizatörü olarak görev almaktadır. Anterior ve posterior fibrillerin dirsek eklemi stabilitesine en çok katkıda bulunan yapılar olduğu düşünülmektedir.

-Lateral kollateral bağ kompleksinin bileşenleri birbirine daha kenetlenmiş durumdadır. Radial kollateral bağ, anüler bağ, lateral ulnar kollateral bağ ve aksesuar lateral kollateral bağ gibi kısımları vardır.

-Radial kollateral bağ, lateral epikondilden başlamaktadır. Radius başının stabilitesine katkı sağlar. Fleksiyon ve ekstansiyon sırasında gerginliği sabit kalmaktadır.

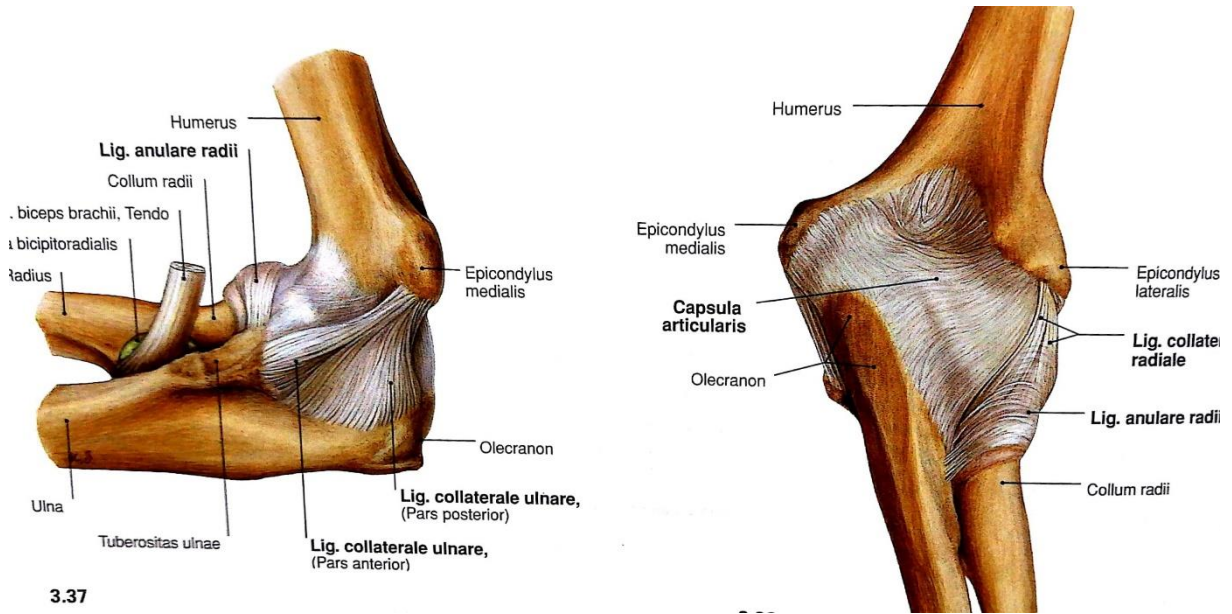
-Anüler bağ insisura radialisin ön ve arka kenarları arasında uzanır. Radius başının ulna ile olan ilişkisinin sürdürülmesini sağlamaktadır. Radius başı tam bir sirküler şekle sahip olmadığı için supinasyonda ön bölümünün, aşırı pronasyonda arka bölümünün gerildiği görülmektedir.

-İnterosseöz membran, radius ve ulnayı birbirine bağlayan ince fibröz bir yapıdır. Kuvvet aktarımında görev almaktadır. Distalden gelen kuvvetin ulnaya, proksimalden gelen kuvvetin radiusa aktarılmasını sağlar. Membranın gerginliğinin en fazla olduğu pozisyonlar

midsupinasyon ve midpronasyon pozisyonlarıdır. Gevşek olduğu pozisyon ise tam pronasyon ve tam supinasyondur.

-Lateral ulnar kollateral bağ, lateral epikondilden başlamakta ve proksimal ulnanın supinatör krestine yapışmaktadır. Dirseğin primer lateral stabilizatörüdür. Hem fleksiyonda hem de ekstansiyonda gergin pozisyonundadır.

-Aksesuar kollateral bağ, anüler bağın alt kenarı ile kaynaşarak sonlanmaktadır. Varus gerilimine karşı anüler bağ daha fazla stabilize etmede görev almaktadır (32).



Şekil 2: Sobotta İnsan Anatomisi Atlası, Dirsek Eklemleri Bağları, Türkçe 7. Baskı, 1. Cilt, Sayfa:150, Şekil:3.37-3.38 (28).

2.1.5. Dirsek Kompleksinin Bursaları

Dirsekte var olan bursalar çok önemli yer tutmaktadır. Dirsekte yedi bursa tanımlanmıştır ve bunlardan sadece üç tanesinin trisepse eşlik ettiği belirtilmiştir. Olekranon ve subkutanöz doku arasında yerleşen yüzeysel olekranon bursası vardır. Ekstansör kasların tendonunun derininde de radiohumeral bursa bulunur. Biseps brachii kasının tendonu ile tuberositas radii arasında da bicipitoradial bursa bulunmaktadır (27).

2.1.6. Dirsek Kompleksinin Kasları

Dirsekte yer alan kaslar; anterior, posterior, medial ve lateral olmak üzere yapışma yerlerine göre kategorilendirilebilir (Şekil 3). Anteriorda; dirsek fleksörleri, posteriorda; önkol ekstansörleri, medialde; pronator kaslar ve el bileği fleksörleri, lateralde ise; el bileği ekstansörleri, parmak ekstansörleri ve supinatörler yer almaktadır. El bileği ve pronatorler, tendon orijinlerini humerusun medial epikondilinden başlayan aponevrozdan alırlar. *M. palmaris longus*, medial epikondilden başlayıp önkolun alt yarısında tendon olarak devam etmektedir. Fleksör retinakulum üzerinden geçip palmar aponevrozda sonlanmaktadır. Palmar aponevrozu gererek el bileğine fleksiyon yaptırır. İnervasyonu median sinir tarafından sağlanmaktadır.

-*M. pronator teres*in humeral ve ulnar olmak üzere iki başı vardır. Radiusun dış yüzünde ve ortasında bulunan tuberositas pronatoriada sonlanmaktadır. Median sinir bu kasın iki başının arasından geçer ve median sinir tarafından inerve edilir. Önkolun fleksiyonu ve pronasyonundan sorumludur. Kaput humerale önkol fleksiyonuna yardımcı olur.

-*M. fleksör karpi radialis*, pronator teresin medialinde bulunmaktadır. Medial epikondilin antero-inferior yüzünden başlar, önkolun alt yarısında tendon olarak devam eder. Fleksör retinakulumun derininden geçerek 2. metakarpal kemiğin proksimalinde sonlanır. Median sinir tarafından inerve edilmektedir. Görevi, el bileği fleksiyonu ve radial deviasyonudur.

-*M. fleksör karpi ulnaris*, yüzeysel gruptaki kasların en medialinde yer alır. Humeral ve ulnar olmak üzere iki başı bulunur. Önkolun 1/3 distalinde tendon olarak devam eder ve pisiformda sonlanır. Ulnar sinir tarafından inerve edilir. El bileği fleksiyonunda ve ulnar deviasyonda görev alır.

El bileği ekstansörleri ise aponevrotik orijinlerini lateral epikondilden almaktadır. Humerusa yukarıdan aşağıya doğru ilk önce *brachioradialis* yapışır. Bunu ekstansör karpi radialis longus, ekstansör karpi radialis brevis ve diğer ekstansör kaslar izlemektedir.

- Önkolun radial tarafında bulunan en yüzeysel kas M. brakioradialistir. Lateral epikondilin superiorunda yer alan kristadan başlar. Radisun stiloid çıkıntısının dış yüzünde sonlanan ve dirsek fleksörü olan bu kas radial sinir tarafından inerve edilen tek dirsek fleksörüdür.

-M. ekstansör karpi radialis longus, lateral epikondilin superiorunda yer alan kristadan orijin almaktadır. Kasın lifleri önkolun üst 1/3'nde tendonlaşır ve ikinci metakarpal kemiğin dorsal yüzünün proksimalinde sonlanır. Radial sinir tarafında inerve edilmektedir. El bileğine ekstansiyon yaptırır ve radial deviasyona yardımcı olmaktadır.

-Ekstansör karpi radialis brevis kasının başlangıç yeri lateral epikondil ve sonlanma yeri üçüncü metakarpal kemiğin dorsal yüzünün proksimalidir. Radial sinir tarafından inerve edilmektedir.

-Biceps braki kası, kolun önünde pazu kabarıklığını yapan kastır. Kasın kaput longum ve kaput brevis olmak üzere iki başı vardır. Kaput brevis, korakobrakialis ile birlikte processus korokoideus'tan başlar. Kaput longum denilen uzun baş tuberkulum supraglenoidalis'den başlayıp omuz eklemi kapsülünün iç yüzüne dayalı bir biçimde aşağıya ilerler. Kas kirişi eklem boşluğundan çıktıktan sonra sulkus intertuberkularis humeri'de vagina tendinitis intertuberkularis içinde aşağıya uzanır. Kasın iki başının birbirine yaklaşması ve birleşmesinden sonra m. biceps braki tuberositas radi'ye yapışır.

M. biceps braki ön kolun en güçlü supinatörüdür. Ön kol sabitse kola, kol sabitse ön kola fleksiyon hareketi yaptırır. Kaput longum humerusu yukarıya çekerek omuz eklemi kuvvetlendirir. Nervus (N.) muskulokutenous'dan (C5-C6) innerve olur.

-Triceps braki kası, kolun arka tarafında yerleşim gösteren kaput longum, kaput laterale ve kaput mediale olmak üzere üç başlı bir kastır:

Kaput longum; skapulanın tuberkulum infraglenoidale'si, margo lateralis ve omuz eklemi kapsülüne tutunarak başlar. Humerus'un arka yüzünün iç yan tarafında aşağı doğru ilerleyerek olekranon'da sonlanır.

Kaput laterale; sulkus nervi radialis ile margo lateralis arasından başlar. Aşağı ve içe doğru bir seyirle humerus' da uzanan lifler olekranon'da sonlanır.

Kaput mediale; Korpus humeri'nin arka yüzünden başlar. Kaput longum ve lateralenin altında daha derinde yerleşim gösterir.

Triceps braki, ön kolun en kuvvetli ekstansörüdür. Kaput longum kola bir miktar adduksiyon ve ekstansiyon hareketi yaptırır. İtme, atma, çekiç kullanma hareketlerinde etkin çalışan bir kastır. Kasın innervasyonu N. radialis (C5, C6, C7) tarafından yapılmaktadır (33).

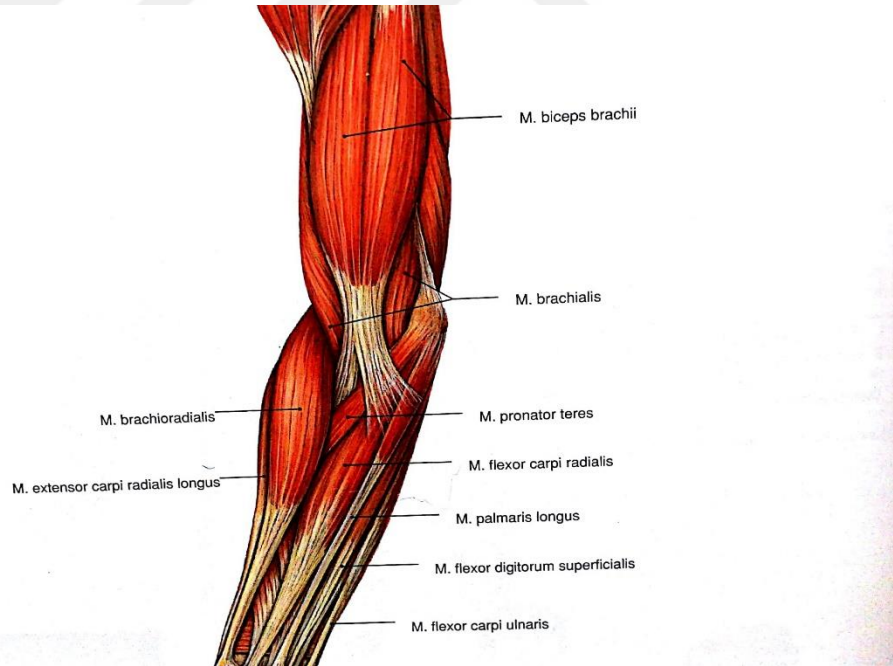
Arter ve Sinir Yapıları:

Dirsek ekleminin kanlanması oldukça iyidir. Dirseğin medial tarafı, superior ve ulnar kollateral arterler ile ulnar rekürrent arterden beslenmektedir. Lateral tarafının beslenmesi ise arteria radialis ve arteria profundusun orta kollateral dalı ve radial ile interossöz rekürrent arterlerden olur.

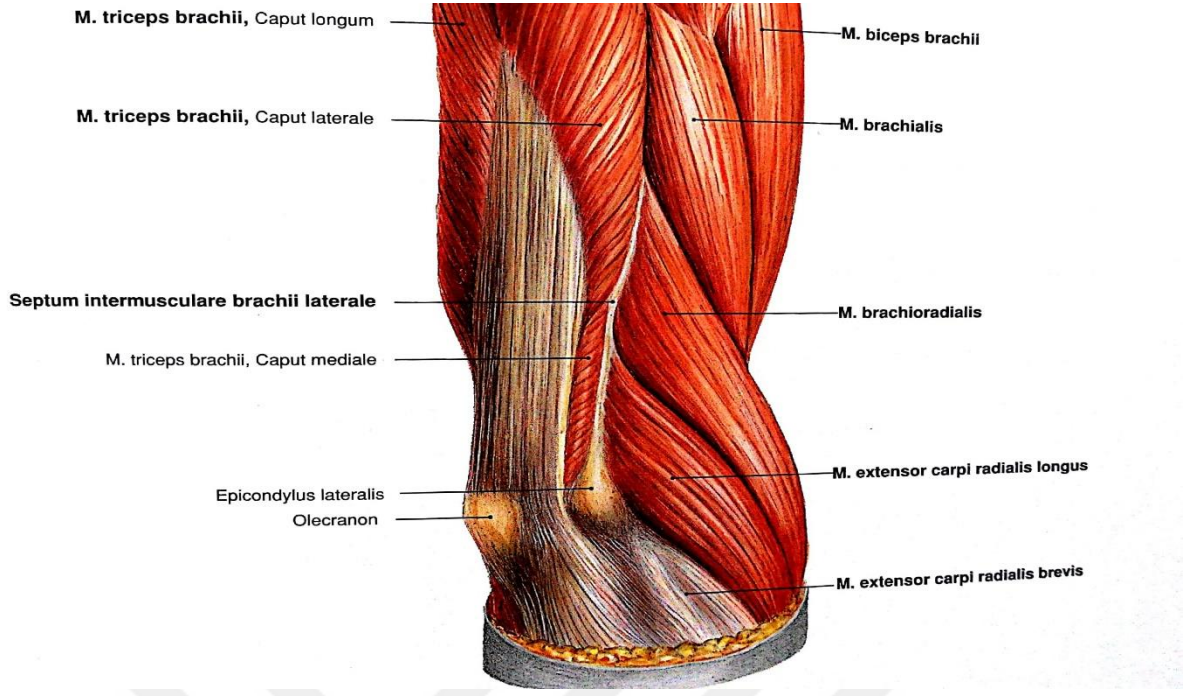
Radial sinir dirseğin lateral yüzünde bulunur ve C6-C7-C8 sinir köklerinden dallanarak başlar.

Median sinir de C5-T1 spinal sinirlerinden köken alır. Biceps brakinin medialindeki olukta brakial arter ve ulnar sinir ile birlikte uzanır. Dirsek ekleminin ön tarafında brakialis kasının yüzeyinde, bisipital aponevrozun derininde ve biceps braki tendonunun medialinde bulunur.

Ulnar sinir, medial fasikülüsün aşağı doğru devamı şeklindedir. Kolda brakial arter ve median sinirin iç tarafında, biceps brakinin medialinde yüzeyel olarak seyreder. Triseps brakinin medial başının iç kenarını takip ederek, humerusun medial kondilindeki sulkus nervi ulnarise gelir (34).



Şekil 3-a Sobotta İnsan Anatomisi Atlası, Ön Kol Kasları, Türkçe 7. Baskı, 1. Cilt, Sayfa:160, Şekil:3.61 (28).



Şekil 3-b Sobotta İnsan Anatomisi Atlası, Ön Kol Kasları, Türkçe 7. Baskı, 1. Cilt, Sayfa:171, Şekil:3.74 (28).

2.1.7. Dirsek Eklemi Biyomekaniği

Dirsek ekleminde meydana gelen fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyonel hareketler fonksiyonellik açısından son derece önemlidir. Dirsek fleksiyonu; yemek yeme, bir objeyi çekme, kaldırma gibi günlük yaşamda kullanılan birçok aktivite için önem taşır. Ekstansiyon hareketi ise, fırlatma, itme ve uzanma aktiviteleri için önemlidir (35).

Osteokinematik açıdan;

Dirseğin pasif hareket açıklığı 5° hiperekstansiyon ile yaklaşık 145° fleksiyon arasındadır. Ancak pekçok günlük yaşam aktivitesi için 30° - 130° dirsek fleksiyonu, 50° pronasyon ve 50° supinasyon yeterlidir.

Artrokinematik açıdan;

Dirsek fleksiyonu sırasında, humeroulnar eklemden troklear çentiğin konkav yüzü konveks olan troklea üzerinde yuvarlanma ve kayma hareketleri yapar. Pasif tam fleksiyon hareketi; posterior kapsülün, ekstansör kasların, ulnar sinirin ve kollateral bağların uzama yeteneği (elongasyon) ile sağlanır. Dirsek fleksiyon ve ekstansiyonu sırasında, humeroradial eklemden, radiusun foveası konveks kapitulum üzerinde yuvarlanma ve kayma hareketleri yapar. Aktif fleksiyon esnasında kas kontraksiyonu radiusun foveasını kapituluma çeker.

Dirseğin tam ekstansiyonunda humeroulnar eklemin stabilizasyonu; medial kollateral ligamentin anterior liflerindeki, anterior kapsüldeki ve fleksör kaslardaki artan gerilim ile

sağlanır. Humeroradial eklemin tam ekstansiyonunda, eklem yüzleri arasında çok az bir temas bulunur. Humeroulnar eklem ile karşılaştırıldığında, humeroradial eklemin dirsek stabilizasyonuna yapısal olarak minimal bir katkısı vardır. Ancak bu eklem valgus kuvvetlerine karşı önemli bir kemik direnci sağlar.

Ön kol supinasyonu yemek yeme, yıkanma ve tıraş olma gibi günlük yaşam aktiviteleri için gereklidir. Pronasyon ise sandalyeden kalkma, kavrama gibi aktiviteler için gereklidir (36).

Ön kolun nötral rotasyon pozisyonu başparmağın yukarı doğru baktığı, supinasyon-pronasyon arası orta pozisyonudur. Bu noktadan, ön kol yaklaşık 75° pronasyon ve 85° supinasyon hareketi yapar. Ancak birçok günlük yaşam aktivitesi 100° 'lik bir rotasyon sınırı içinde yapılır.

Dirsekde fleksiyon hareketi ile eklem yüzleri arasındaki temas artmakta, tam ekstansiyon hareketi sırasında ise ulna ve radius arasında temas olmamaktadır (25).

Dirsek eklemi stabilizasyonundan sorumlu yapılar primer ve sekonder kısıtlayıcılar olarak iki başlıkta incelenebilir. Primer kısıtlayıcılar, medial kollateral bağın anterior kısmı, lateral kollateral bağ ve humeroulnar eklem olarak sayılabilir. Sekonder kısıtlayıcılar ise radiokapitellar eklem, anterior ve posterior kapsül ile dinamik kas kuvvetlerinden oluşur (37).

2.2. Proprioepsiyon

Eklem pozisyon duygusu, kinestezi, denge, refleks eklem stabilitesi gibi terimler ile eş anlamlı kullanılan proprioepsiyon; mekanoreseptörlerden santral sinir sistemi (SSS)'ne gelen uyarılar olarak tanımlanabilir (38). Proprioepsiyon nöromusküler kontrolü de içine alan özelleşmiş bir dokunma duygusudur. Bu duyu pozisyon duygusunun statik ve dinamik yönü ile ilişkilidir. Statik duyu pozisyonun algılanması ile ilgili, dinamik duyu ise bir hareketin yönü ve hızı ile ilgili geri bildirim sağlamaktadır. Kısaca hareketin algılanması olarak tanımlanabilir (39).

Postürün motor kontrolü, çeviklik, motor koordinasyon ve eklem stabilitesi gibi parametreler proprioepsiyon ile şekillenmektedir. Sportif faaliyetler ve günlük yaşam aktiviteleri açısından temel oluşturmaktadır.

Proprioepsiyon; bilinçli ve bilinçsiz olarak iki düzeyde incelenmektedir. Proprioseptörlerden kalkan fasikulus kuneatus, fasikulus grasilis ve nukleus kuneatus, nukleus grasilis, medial lemnisküsler ve talamus üzerinden serebral kortekse giden bilgiler bilinçli derin duyu olarak adlandırılır. Proprioseptörlerden serebelluma taşınan bilgiler ise bilinçsiz derin duyu olarak adlandırılmaktadır. Bilinçli proprioepsiyon aktivite sırasında uygun eklem fonksiyonunun sağlanmasında görev almaktadır. Proprioseptif duyunun bu komponenti günlük yaşam aktiviteleri, spor faaliyetleri ve mesleki faaliyetlerdeki fonksiyonlarda etkilidir. Bilinçsiz proprioepsiyon ise kas fonksiyonlarını ve koordinasyonu ayarlamaktadır ve reseptörler yoluyla eklemlerin refleks stabilizasyonunu sağlar (40, 41).

Proprioepsiyon ve nöromusküler kontrol sensorimotor sistemin komponentleridir. Sensorimotor sistem eklem stabilitesine ilişkin duysal, motor ve santral süreçlerin tamamını kapsamaktadır. Fonksiyonel eklem stabilitesi geribildirim ve ileribildirim mekanizmaları ile sağlanmaktadır. Geribildirim mekanizması mekanoreseptörlerden gelen uyarılar ile ayarlanırken, ileribildirim mekanizması ise somatosensöriyel, görsel ve işitsel kaynaklardan gelen uyarılar ile ayarlanmaktadır (42).

Primer proprioseptif ilişki merkezi olan beyin sapındaki ikinci seviye, afferent mekanoreseptörler, vestibular ve vizüel sistemlerle birlikte postüral stabilizasyon ve dengeyi sağlar; korteksin kontrolünde bunlara uygun motor aktiviteleri düzenler ve stereotipik hareketlerin kontrolünü yapar. Beyin sapından spinal korda medial ve lateral olmak üzere iki yol iner. Medial yol aksiyal kasların ve ekstremitelerin proksimal kaslarının, lateral yol ise distal kaslarının kontrolünden sorumludur.

SSS'ye ulaşan proprioseptif bilgi;

1. Bilinçli proprioepsiyondan sorumlu dorsal lateral traktus (somatosensoriyel kortekste sonlanır) ile
2. Bilinçsiz proprioepsiyondan sorumlu spinoserebellar traktus (en hızlı iletim) ile SSS'nin supraspinal alanlarına ilerler. Spinoserebellar traktusta ekstremité pozisyonu, eklem açısı, kas gerilimi ve kas uzunluğu ile ilgili duyular iletilmektedir.

Dorsal lateral traktustaki duyunun büyük bir kısmı dokunma, basınç ve vibrasyon duyularıdır ve pozisyon duyusu ile kinestezinin algılanmasına katkı sağlar. Bunların dışında; ince ve kaba dokunma, ağrı ve ısı duyusunun algılanmasından da sorumludur (43).

SSS'nin en yüksek bölümünde (motor korteks, serebellum, bazal ganglionlar) mekanoreseptörler beden pozisyonu ve istemli hareketlerin kognitif farkındalığı ile etkileşim içindedir. İstemli hareketler için kognitif programlama yapılmaktadır.

Elde edilen proprioseptif bilginin işlenmesi şu aşamaları kapsamaktadır; motor programlama için eklem pozisyonu ve hareket duyusunun bilinçli olarak algılanması, spinal refleksler ile vücudun yaralanmalardan korunması için bilinçsiz olarak eklem stabilizasyonunun sağlanması ve denge ile uygun postürün devam ettirilmesi. Kısacası; proprioseptif bilgi ilk aşamada kortikal düzeyde bilinçli olarak algılanırken, sonrasında spinal ve serebellar düzeyde bilinç dışı algılanmaktadır (44).

2.2.1. Proprioseptif Organlar

Proprioseptif duyu serebral korteks ve serebelluma gelen görsel, işitsel ve dokunsal girdilerin entegrasyonundan oluşmaktadır. Proprioseptif duyu reseptörleri kaslarda, eklemlerde, kapsül, ligament, tendon, deri ve fasyada bulunmaktadır. Eklem ve kaslarda bulunan mekanoreseptörler SSS'ye vücut bölümlerinin pozisyonu ve kasların uzunluk ile gerimleri hakkında proprioseptif bilgi sağlamakla görevlidirler (41).

-Deri reseptörleri: Derinin hem kıllı hem de kılsız bölümünde; mekanik, termal ve ağrılı uyarıları saptamak amacıyla özelleşmiş çeşitli reseptörler bulunmaktadır. Paccini cisimcikleri, Merkel diskleri ve serbest sinir uçları en sık rastlanan reseptörlerdir. Paccini cisimcikleri genel olarak hızlı adapte olmakta ve kısa süreli dokunma ile titreşimi algılamaktadır. Merkel diskleri ise yavaş adapte olmakta ve dokunma ile basınç duyusunun algılanmasından sorumludur. Serbest sinir uçları, miyelinli ve miyelinsiz liflerden oluşmaktadır. Bu reseptörler mekanik ve termal uyarılara yanıt vermektedir ve ağrılı uyaranlarla aktifleşmektedir. Deride yer alan

reseptörler, normal bireyde propriosepsiyon ile ilgili fazla bilgi sunmazken yaralanma olan beden bölümlerinde proprioseptif bilginin deri reseptörlerince sağlanmasının arttığı bildirilmektedir (45, 46).-Kas ve tendon reseptörleri: Kas içiği ve golgi tendon organları (GTO) kas için özel olan reseptörlerdir. Kas ve tendonun primer affarent reseptörüdürler. Reflekslerin proprioseptif denetimi açısından önemlidirler (47).

a) Golgi tendon organı, yavaş adapte olabilen ve tendon ile kasın sinaps noktasına yakın yerleşmiş bir mekanoreseptördür. Kas içindeki gerginliğin tespit edilmesinden sorumludur. Geniş miyelinli grup 1b affarent lifleri ile innerve olmaktadır. GTO'ların uyarılması kasın hem kasılmasına hem de gerilmesine yanıt verir. Bu reseptörlerin uyarılma eşiği düşüktür. Aktif kas kasılmasında meydana gelen gerilimin tendon organlarını uyarmada pasif kas gerilmesi ile meydana gelen gerimden daha etkili olduğu saptanmıştır. Çünkü pasif gerilmede, gerilmenin büyük bir kısmı daha esnek olan kas lifleri tarafından emilir.

GTO şiddetli gerilme ile uyarılmaktadır. Şiddetli bir gerim meydana geldiğinde, ilk olarak kas içiği refleksi uyarılmaktadır. Bu uyarılma aşırı gerilim artışıyla sonuçlanır. Oluşan bu gerim GTO uyarılma eşiğine ulaştığında ise aktive olan GTO ilgili kası ve onun sinerjistini uyarır, antagonist kasta ise aktivasyon meydana getirir. Bu mekanizma otojenik inhibisyon yoluyla gevşeme yaratarak kas tonusunun azaltılmasını sağlamaktadır.

Kas gerimine yanıt veren GTO Ib liflerinde aktivasyona sebep olur, bu aktivasyon spinal internöronları uyarak alfa motor nöron inhibisyonu sağlar (47).

b) İntrafuzal kas liflerinden oluşan, duysal bir reseptör olan kas içiği; kasın uzunluğu ve uzunluğundaki değişim ile ilgili bilgi vermektedir. Kas içiği kısacası kasın gerilmesine yanıt verir. Kas içiği yavaş adapte olmaktadır. Küçük gama motor sinir lifleri ile uyarılmakta ve uyarılabilirliği yüksektir. Bunların uyarılması kasta kontraksiyon oluşturur. Kas içiği kas kontraksiyonunun derecesini tüm hareket boyunca kontrol eder ve GTO ile antagonist olarak görev yapmaktadır. GTO ile kas içiğinin bu kontrast aktivasyonu ile kasın uygun tonusta kalabilmesi sağlanır.

İntrafuzal kas liflerinin orta kısmı aktin ve miyozin içermemektedir. Bu orta bölüm reseptör olarak adlandırılmaktadır. Bu nedenle bu orta bölümün kasılma fonksiyonu bulunmaz; kasın tümünün uzaması durumunda ve intrafuzal liflerin uyarılması yoluyla uyarılır. Reseptör bölümünde, primer ve sekonder olmak üzere iki duysal sonlanma yer alır. Primer affarent olan grup Ia lifleri, yavaş ve ani gerilmede aktifleşmekte ve omuriliğe bilgi vermektedir. Sekonder affarent olan grup II lifleri ise yalnızca yavaş gerilmede aktif durumdadır.

Kas iğciğinin uyarılması ilgili kasta eksitasyona, antagonist kasta ise inhibisyona neden olmaktadır. Kas iğcikleri kas gerimine yanıt verdiğinde Ia affarent liflerde aktivite artışı olur, bu aktivite artışı ise alfa motor nöronları uyarır.

Kas iğciği reseptörleri pozisyon ve hareket duyusundan sorumludur. Özellikle gözler kapalı iken proprioepsiyona katkı sağladığı savunulmaktadır.

GTO, yavaş adapte olması nedeniyle çoğunlukla kortekse ulaşmamaktadır. Fakat kas iğciği uyarıları daha çok bilince ulaşmaktadır (48, 49).

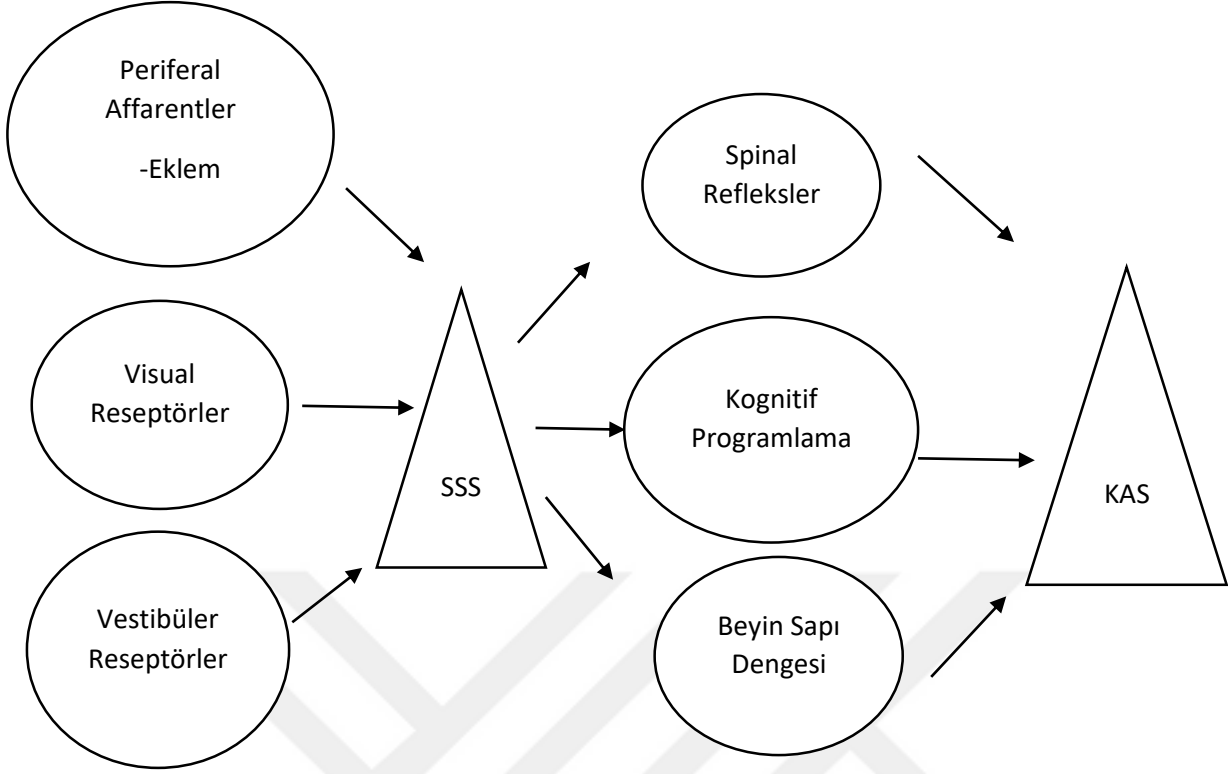
-Eklem reseptörleri: Eklem kapsülü ve ligamentlerde bulunan affarent reseptörlerdir. Eklem kapsülünde 4 tip reseptör tanımlıdır. Golgi tipi sonlanmalar ligamentlerde yer almaktadır. Paccini benzeri cisimcikler ile ruffini sonlanmaları eklem kapsülünde bulunmaktadır. Serbest sinir uçları ise ligamentlerde ve eklem kapsülünde bulunmaktadır (50).

Mekanoreseptörler biyolojik transdüser olarak fonksiyon gören, mekanik uyarıyı nöral sinyale dönüştürerek SSS'ye gönderen bağ dokusundaki özelleşmiş nöroepitelyal yapıda olan organlardır. Bu reseptörler mekanik enerji veya fiziksel deformasyonları (uzama, kompresyon ve basınç gibi uyarıları) proprioseptif bilgi sağlayan aksiyon sinir potansiyellerine (nöral sinyal) dönüştürmektedirler.

Somatosensoriyel sistem eklemlerde iki tip artiküler mekanoreseptör içerir. Bunlar hızlı adapte olan ve yavaş adapte olan mekanoreseptörlerdir. Eklem pozisyon duyusu ile ilgili bilgiler primer olarak hız ve hareketteki ani değişiklikleri algılayan hızlı adapte olan reseptörlerden alınırken, yavaş adapte olan reseptörler ise eklem pozisyonu, pozisyonadaki yavaş değişimleri ve duyu ile ilgili bilgileri SSS'ye iletir. Girdiler alındıktan sonra SSS tarafından analiz edilip eklem pozisyonu ve hareketi ile ilgili karar verilir (şekil 4).

Alınan proprioseptif bilgiler kas tonusu ve motor uygulama programını ve kognitif somatik algılama veya kinestetik farkındalığı ayarlamakta kullanılır. Bu bilgiler, normal fizyolojik eklem hareketlerinin dışında ve zararlı olabilecek durumlarda eklemi korur.

Direkt ve indirekt travmalarda mekanoreseptörler farklı mekanizmalarla zarar görür. Direkt travmada ligament ya da kapsülün zarar görmesi, indirekt travmada ise efüzyon veya hemartroz oluşması nedeniyle etkilenim olabilir. Her iki durum da, dinamik stabilizasyon sağlayan refleks yolların deafferentasyonu ile sonuçlanır. Bu durum normal nöromusküler eklem stabilizasyonunu inhibe eder, tekrarlayıcı yaralanmalara sebep olur, mekanik etkilenimin yanı sıra dinamik nöromusküler sistemin hakimiyet yeteneğini de azaltır. Bu mekanizmalara bağlı olarak proprioepsiyondaki bozukluklar bireyi yaralanmaya götürür (51).



Şekil 4: Nöromusküler Kontrol Yolları (Lephart, S.M. and Henry, T.J. (1996) The Physiological Basis for Open and Closed Kinetic Chain Rehabilitation for the Upper Extremity) - SSS: Santral Sinir Sistemi (52).

2.2.2. Propriosepsiyonun Denge, Koordinasyon ve Çeviklik ile Etkileşimi

Denge, bedenin kendi destek yüzeyi üzerinde, ağırlık merkezini kontrol ederek kararlılığını sürdürebilme yeteneği olarak tanımlanabilir. Denge, stabilizasyonun sağlanması açısından önem taşır. Kas kuvveti ve propriosepsiyon, görsel ve işitsel sistemler yardımıyla iyi bir postür ve dengenin sağlanması açısından önem taşımaktadır (53).

Proprioseptif bir fonksiyon olan koordinasyon ise, uygun şiddet ve zamanlamayla, düzgün bir patern halinde oluşan kas aktiviteleri bütünüdür. Kuvvet ve proprioseptif sistemden gelen uygun aktivite algısı ve buna bağlı geribildirim mekanizması ile istenmeyen aktivite inhibisyonu koordinasyonun temel bileşenleridir. Koordinasyonun gelişimi, günlük hayatta başarılı motor öğrenme, hareket performansı ve sportif beceriler için temel görev görmektedir. Bu özellikle riskli durumlarda yaralanmalardan korunmak açısından önem taşır. Kısacası günlük hayatta, aktivitelerin düzgün ve devamlı yapılabilmesine olanak sağlamaktadır (5).

Çeviklik; esneklik, kuvvet, güç, hız, denge ve koordinasyon parametrelerini gerektiren hızlı hareketler sırasında vücudun ya da vücut segmentlerinin yönünü değiştirmeyi kontrol edebilme becerisi olarak tanımlanmaktadır. Bir bireyin çeşitli ativiteleri yapabilmek için kas

kuvveti, enduransı ve esnekliği olması yeterli değildir. Harekete hızlı başlayabilmek, hareketin y6n6n6 hızlı ve doğru şekilde değiştirebilmek ve aniden durabilmek i7in 7eviklik gerekmektedir. 7eviklik ise proprioseptif duyu olmadan ger7ekleştirilemez (41).

2.2.3. N6romusk6ler Kontrol ve Fonksiyonel Stabilite

Stabilite, normal konumu değiştirecek kuvvetlerin varlığında dahi bulunulan konumun s6rd6r6lmesi yani kararlılık halidir. Fonksiyonel eklem stabilitesinin s6rd6r6lebilmesi, v6cuttaki statik (eklem kaps6l6, kıkırdak, ligamentler vs.) ve dinamik yapılar (kaslar) arasındaki dengeye bağlıdır (54).

N6romusk6ler kontrol, fonksiyonel eklem stabilitesini korumaya ve d6zeltmeye y6nelik kasların bilin7 dışı aktivasyonu olarak tanımlanabilir. N6romusk6ler kontrol ve proprioseptif duyu sensorimotor sistemin bileşenleridir. N6romusk6ler kontrol ve propriosepsiyon arasında da bir ilişki s6z konusudur. Eklem ve ilişkili yapıların durumu ile ilgili proprioseptif bilgi, n6romusk6ler kontrol i7in 6nemlidir (55).

Sensorimotor sistem, hareketler sırasında eklem homeostasisinin korunmasında g6rev alan duyuşal, motor ve merkezi bileşenleri tanımlayan motor kontrol sisteminin bir alt bileşenidir. Sensorimotor sistem, fonksiyonel eklem stabilitesinin korunmasında rol oynayan t6m aferent, efferent ve merkezi entegrasyon bileşenlerini i7erir. Bu sistemin g6revi; ileribildirim ve geribildirim mekanizmalarını kullanarak, v6cudun uygun post6r6 ayarlamada gerekli olan duyuşal bilgiyi entegre etmesini ve g6venli-d6zg6n bir hareket i7in motor kontrol6 sağlamaktır (56).

2.2.4. Proprioseptif Komponentler

Propriosepsiyon iki ana duyudan oluşmaktadır. Bunlar; kinestezi ve eklem pozisyon duyusudur. Bunların dışında; hız ve kuvvet eşleme gibi alt parametreleri vardır.

Kinestezi:

Bastian tarafından ekstremitelerin ve gövdenin hem pozisyonunu hem de hareketini algılayabilme yeteneği olarak tanımlanmıştır. Fakat daha sonra eklem pozisyon duyusu ve kinestezinin birlikte tanımlandığı bu yaklaşım terk edilmiştir. Günümüzde kinestezi, bir ekstremitenin hareketini algılama yeteneği olarak tanımlanmaktadır. Kinestezi, pasif hareketi algılama eşiğinin (PHAE) ölçümü şeklinde değerlendirilmektedir.

Kinestezi, pasif hareket yönüne ait eşik değerin bulunması ile ölçülmektedir. Böylece hareketin yanı sıra hareketin yönü de saptanmış olunur (57, 58).

Eklem Pozisyon Duyusu:

Eklem pozisyon duyusu kinesteziden farklı bir duyudur. Çünkü SSS'de işlenmesi ve yorumlanması farklıdır. Pratikte eklem pozisyon duyusu, özel olarak belirlenmiş bir eklem açısını, gözler açık ya da kapalı, aktif ya da pasif olarak tekrar edebilme yeteneği olarak tanımlanmaktadır (1).

Kuvvet Eşleme:

Kuvvet eşleme önceden belirlenen bir kuvvet miktarının algılanıp o kuvvet miktarını tekrar edebilme yeteneği olarak tanımlanmaktadır. Propriosepsiyonun bu alt bileşenlerinin klinik ortamda ölçümü zordur. Bu testlerde amaç, ilgili alet tarafından uygulanan yüklenmeye bağlı olarak bireyin aynı kuvveti tekrar edebilme becerisini ölçmektir. İlgili bölgeye verilen submaksimal veya minimal şiddetteki kuvvet gözler açık ve kapalı olarak uygulatılıp, öğretilir ve gözler kapalı olarak test gerçekleştirilir (59).

Hız Algısı:

Bu duyunun uygun şekilde ölçülmesi için laboratuvar donanımlarına gereksinim vardır. Propriosepsiyonun bu alt bileşeninin klinik ortamda ölçümü zordur. Eklem hareket hızının belirlenmesinde, kutanöz reseptörlerin ve kas içciklerinin etkili olduğu düşünülmektedir. Eklem başlangıç hareketi ile çok güçlü bir şekilde uyarılan bu sonlanmalar, sonrasında sabit bir şekilde ateşlenmeye devam etmektedir. Başlangıçtaki bu uyarımın eklem hareket hızı ile doğru orantılı olduğu ve bu uyarı ile beynin hareket hızını algılamasının sağlandığı

düşünülmektedir. Hız algısı, santral sinir sistemi tarafından ekstremitenin pozisyonunu tahmin etmede kullanılabilir ve sonrasında koordineli bir hareket üretilebilir (5, 60).

2.2.5. Proprioepsiyonun Değerlendirilmesi

Proprioseptif duyuyu tam olarak ölçmek ve değerlendirmek mümkün değildir. Fakat; kinestezi, eklem pozisyon duyusu, hedef kuvvet tekrarı, hız gibi alt komponentlerin dolaylı ya da direk ölçümü ile yorum yapılabilmektedir.

Kinestezi Değerlendirmesi:

Kinestezi genel olarak PHAE ölçümü ile yorumlanmaktadır. Bu ölçüm oluşan hareketin yönünün saptanmasına da olanak sağlamaktadır. Ölçüm sırasında bireyin eklemi belirli bir açıda yerleştirildikten sonra, ekstremitesi pasif ve yavaş olarak (sıklıkla 0.5 °/sn) hareket ettirilir. Bireyden bu hareketi ilk algıladığı anda uyarı vermesi istenmektedir. Ruffini ve golgi tipi mekanoreseptörlerin maksimal uyarımı yavaş açısal hızda sağlanır. Eklem pozisyon duyusu değerlendirilmesi hakkında bilgi vermez. Ölçümün gözler kapalı olması önerilmektedir. Kinestezi duyusunu değerlendirmede, objektiflik açısından izokinetik cihazların kullanılması tavsiye edilmektedir (61).

Eklem Pozisyon Duyusu Değerlendirmesi:

Eklem pozisyon duyusu değerlendirmesinde belirli bir eklem açısı hedef alınarak aktif ya da pasif olarak bu açının bireye öğretilip, bunu tekrarlayabilme yeteneği ölçülmektedir. Eklem pozisyon duyusunun kalitesi hedef açıyı tekrarlama sırasında yapılan hata oranına göre yorumlanmaktadır. Ölçüm için gonyometre, inklinometre, fotoğraf, video ve kinematik cihazlardan yararlanılabilmektedir. Aktif yeniden pozisyonlamanın, afferent yolların fonksiyonel olarak değerlendirilebilmesi açısından daha etkili olduğu düşünülmektedir. Ancak pasif testleme de yapılabilir (62).

Kuvvet Eşleme:

Kuvvet Eşleme, önceden belirlenen bir kuvvet miktarının algılanıp o kuvvet miktarını tekrar edebilme yeteneği olarak tanımlanmaktadır. Bu ölçümlerde ağırlık sistemleri, dinamometreler ve izokinetik sistemlerden yararlanılabilmektedir. İlgili bölgeye verilen submaksimal veya minimal şiddetteki kuvvet gözler açık ve kapalı olarak uygulatılıp, öğretilir ve gözler kapalı olarak test gerçekleştirilir. Hedef kuvvetten sapma miktarı dikkate alınarak sonuç değerlendirilir (63).

Hız Algısı:

Hız algısını değerlendirmede izokinetik cihazlardan faydaniılmaktadır. İlk olarak ekstremite pasif olarak sabit bir açıya getirilir. Sonrasında farklı hedef hızlar belirlenir ve sabit eklem açısı korunarak bu farklı hedef hızlar öğretilir. Sonrasında kontralateral ekstremitede test gerçekleştirilir. 3 denemeden hedefe en yakın olanı dikkate alınmaktadır (60).

2.2.6. Proprioepsiyonun Klinik Açıdan Önemi

Fizyolojik olmayan hareketlerin zararlı etkilerinden proprioseptörlerden gelen uyarılar ile korunulmaktadır. Kas, tendon ve kapsül gibi yapılar eklem temas eden kuvvetler dışında yerçekimi ve eylemsizlik gibi yüklerin de etkisinde kalmaktadır. Bu yüklere iç kuvvetler ile karşı konulmaktadır. Sağlıklı bir bireyde iç ve dış kuvvetler denge halindedir. İyi bir proprioseptif duyu bu yüklenmenin üstesinden gelmede oldukça önemlidir. Bu da dinamik eklem stabilitesinin sağlanması ile ilişkilidir. Dinamik eklem stabilitesinin sağlanması, üst düzey SSS işlevi gerektirmekte yani nöromusküler kontrol mekanizmasında rol almaktadır. Vücudun hareket ve pozisyonunun farkında olunarak çeşitli hareketlerin bilinçsiz şekilde yapılabilmesi sağlanır. Bu nedenle dinamik eklem stabilitesindeki düzensizlik sportif yaralanmalarından korunmak ve rehabilitasyon açısından büyük önem taşımaktadır (41, 64).

Dokuda yaralanma meydana geldiğinde mekanoreseptörlerin hasar görmesine bağlı olarak iletimde bozukluk meydana gelebilmektedir. Bu bozukluk proprioseptif duyu bozukluğuna yol açmaktadır. Buna bağlı olarak ileriki süreçlerde yaralanmaya yatkınlık meydana gelebilir. Bu açıdan da proprioseptif duyu iletiminin düzensizliği önemlidir. Travma ve kronik yaralanmalarda ligament ya da kapsülün zarar görmesi ile direkt olarak veya efüzyon, hemartroz ve ağrıya bağlı olarak reseptörlerde etkilenim olabilmektedir. Bu durum dinamik stabilizasyon sağlayan refleks yolların deafferentasyonuna neden olur, normal nöromusküler

eklem stabilizasyonunda inhibisyon meydana gelir ve tekrarlayıcı yaralanmalar meydana gelebilir. Bu yaralanma mekanizmalarına bağılı olarak proprioseptif duyuda meydana gelen bozukluklar bireyi yaralanmaya götürüp, yaralanmış bireyin tekrar yaralanmasına neden olabilmektedir (65).

Performansın geliştirilmesi, yaralanmadan korunma ve kronik hastalıklarda tedavi amacıyla propriosepsiyonun geliştirilmesine yönelik çeşitli egzersizlerin kullanımı kanıtlanmıştır ve olumlu sonuçları alınmaktadır (66).

2.2.8. Proprioseptif Eğitim

Proprioseptif duyu eğitimi, yaralanmanın önlenmesi ve normal hareket fonksiyonunun geri kazanılması amacıyla rehabilitasyonda sıklıkla kullanılmaktadır. Yaralanma durumlarında proprioseptif duyu eğitimi yaralanma sonucu dokuda meydana gelen hasara bağılı olarak mekanoreseptörlerce sağlanan affarent girdide meydana gelen bozuklukların azaltılmasına yönelik bir tedavi girişimidir. Bu eğitim ile affarent yolların tekrar eğitimi ve nöromuskuler kontrolü arttırmak amaçlanmaktadır. Eğitim; spinal seviyedeki refleksler, beyin sapı düzeyi ve SSS'nin en üst seviyesinde olmak üzere 3 seviyede gerçekleştirilmektedir. Dolayısı ile proprioseptif duyunun bilinçli ve bilinç dışı olarak onarımı hedeflenmektedir. Genel olarak, proprioseptif eğitimin amacı; hareketin otomatikleştirilerek doğru yapılabilmesini sağlamaktır (5, 67).

Proprioseptif duyunun eğitiminde çeşitli egzersizler kullanılmaktadır (10-12, 68-71). Ancak egzersiz dışındaki yöntemlerin etkinlikleri net değildir. Bu yöntemler şu şekilde sıralanabilir:

-Egzersiz

Açık ve kapalı kinetik zincir egzersizler,

Proprioseptif nöromuskuler fasilitasyon (PNF) teknikleri,

Germe egzersizleri,

Denge ve koordinasyon eğitimi,

Stabilizasyon egzersizleri,

Pliometrik egzersizler,

İzokinetik egzersizler,

Fonksiyonel ve spora özgü aktiviteler,

-Bantlama

-Vibrasyon

-Manuel tedaviler

-Miyofasyal gevşeme tekniği

2.3. Kuvvet ve Fonksiyonel Motor Performans

2.3.1. Kuvvet

Kuvvet; hareket meydana getirebilen, hareketi durdurabilen veya hareketin yönünü değiştirebilen bir özellik olarak tanımlanabilir. Kısacası, maksimal efor ile dirence karşı güç harcamayı gerektirmektedir. Kuvvet, hareket meydana geldiğinde, kütleyle ivme kazandıran bir faktördür. Bir cismin ivmesi, uygulanan kuvvetle doğru orantılı, kütlesi ile ters orantılıdır (72).

Kuvvet, vektörel bir değer olup yön ve büyüklüğe sahip bir enerji biçimidir. Belirli bir kuvvet uygulandığında belirli yönde bir kütle hareket ettirilir. Kuvvetin; uygulama noktası, uygulama hattı, itme veya çekme yönü ve büyüklük gibi özellikleri vardır. Kuvvetin birimi Newton veya kg'dır (73).

Kas kuvveti, bir kas veya kas grubunun uygulayabileceği maksimum kuvveti ifade eder. Çoğu zaman, kas veya kas grubunun bir tekrarda kaldırabileceği en büyük ağırlık miktarını belirleyerek ölçülür (74).

Kasın kasılabilme becerisi ve yapısı, kasın üretebileceği kuvvetin büyüklüğünü etkiler. Bu beceri; ateşlenen motor ünite oranına, ateşlenen motor ünite sayısına ve motor ünitenin boyutuna bağlıdır. Bir motor ünite, sinir ve sinir ile bağlantılı olan tüm kas liflerinde oluşmaktadır. Kasın kasılabilme becerisi ve kuvvetin büyüklüğü, aynı zamanda, fizyolojik enine kesit alanına, kasın uzunluğuna, kasılma tipine ve kasılma hızına bağlı olarak da değişmektedir (75).

2.3.1.1. Kas Kontraksiyon Çeşitleri

Kas aktiviteleri statik ve dinamik olmak üzere iki temel kategoriye ayrılabilir. Geleneksel olarak izometrik statik kas hareketi, kuvvetin bir eksen etrafında herhangi bir hareket olmaksızın geliştirildiği bir kasılmadır. Bu nedenle izometrik kasılma tipinde hiçbir iş yapılmaz. Kontraksiyonla gözle görülür bir eklem hareketi oluşmamakta, sadece kas tonusunda artış gözlenmektedir (72).

Diğer tüm kas hareketleri moment içerir ve dinamik ya da izotonik kasılma olarak adlandırılmaktadır. İzotonik bir kasılmada, dinamik kas hareketi boyunca tek tip bir kasılma akla gelmelidir (73). Dinamik kas hareketi, mekanik avantajı ve kas uzunluğundaki değişiklikler nedeniyle sabit bir kuvvet kullanmadığından, egzersiz performansını tanımlamada izotonik yerine dinamik terimini tercih etmek daha doğrudur.

Dinamik kas hareketi konsentrik ve eksentrik kasılma olarak tarif edilmektedir. Konsantrik ifadesi kısaltmış kas kasılmasını, eksentrik ifadesi ise uzamış kas kasılmasını ifade eder. Konsentrik kas kasılmasında kasın origo ve insersiyosu birbirine yaklaşırken, eksentrik kas kasılmasında ise birbirinden uzaklaşmaktadır (76).

İzokinetik kasılma, kas hareketi boyunca sabit bir hızın muhafaza edildiği eksentrik veya konsentrik kas kasılmasını ifade etmektedir. Bu kasılma tipinde hareket boyunca ekstremitenin aynı hızda hareket etmesi sağlanmaktadır. Bu nedenle uygulanan direnç, tüm hareket boyunca sabit ve eşit miktardadır. Bu tip bir kasılma oluşturabilmek için, izokinetik cihazlar gerekmektedir (77).

Fonksiyonel hareketler, statik ve dinamik kasılma tiplerinin kombinasyonları ile meydana gelmektedir. Örneğin; uzanma veya yürüme gibi hareketler sırasında, gövde kasları izometrik olarak kasılarak omurga ve pelvisi stabilize etmektedir. Alt ekstremita kasları, aynı kas içinde iki farklı eklemden meydana gelen hareketler sonucunda, konsentrik ve eksentrik kasılma kombinasyonları içeren kuvvetlere maruz kalabilmektedir. Baş üstü pozisyondan kolun yavaşça aşağıya indirilmesinde olduğu gibi; kasların yerçekimine karşı eksentrik kasılmaları sıkça gerçekleşmektedir.

Bir kas, herhangi bir kuvveti yenmeye başladığında ilk olarak izometrik olarak kasılmaktadır. Sonrasında izometrik kasılmayı, konsentrik ve eksentrik kasılmalar takip etmektedir. Kaslar sıklıkla eksentrik, ardından da konsentrik olarak kasılırlar (78).

Farklı tipteki kasılmalarda, aktif olan motor ünite sayısı değişim gösterebilmektedir. Aynı miktarda direnç uygulandığında, konsentrik kasılma, izometrik kasılmaya göre daha fazla

sayıda aktif motor ünite gerektirir. Bir izometrik kasılma da, eksentrik kasılmadan daha fazla aktif motor ünite gerektirir (73).

2.3.1.2. Kuvvet ile ilgili terimler

1. **TORK:** Sabit bir noktadan kuvvet kolu aracılığı ile belirli bir mesafeden etki eden kuvvet, tork (kuvvet momenti) oluşturmaktadır. Tork, kasların kasılma gücü ile doğru orantılıdır. Kuvvet momenti (T), bir eksen etrafında dönme oluşturma eğilimi gösterir. Kuvvetin büyüklüğü (F) ile kuvvetin uygulama noktasından eksene olan dik mesafenin (d) çarpımına eşittir. Birimi Newton-metredir (78).

$$T = F \times d \text{ olarak gösterilebilir.}$$

2. **MUKAVEMET:** Mukavemet terimi, biyomekanikte iki alanda kullanılmaktadır. Birinci mukavet türü, kuvvetin kassal yönü ile ilgilidir. İkinci mukavemet türü ise, esneme tipi kuvvet ile ilgilidir. Kas mukavemeti, kasın kuvvete karşı koyma veya kuvvet üretme yeteneği olarak tanımlanabilir. Bir maddenin mukavemeti, o maddenin veya cismin deformasyona karşı koyabilme becerisini ifade etmektedir (73).

3. **YÜK:** Bir cisme dışarıdan uygulanan kuvvet veya kuvvetler bileşimi olarak tanımlanabilir (73).

4. **BASINÇ:** Basınç, temas kuvveti sonucunda meydana gelmektedir. Cisme bir yük uygulandığında, yük cisim yüzeyine dağıtılmaktadır. Basınç, yükün nasıl dağıldığını belirtmektedir. Kısaca, kuvvetin uygulandığı birim alandaki toplam kuvvet şeklinde ifade edilebilir (73).

$$\text{Basınç} = \text{Kuvvet (F)} / \text{Alan (A)} \text{ şeklinde gösterilebilir.}$$

2.3.1.3. Kas Kuvvetinin Ölçümü

Kas kuvvet testleri; bir müdahale öncesinde, sırasında ve sonrasında bireyin kas kuvvetini belirlemede klinisyenler tarafından yaygın olarak kullanılmaktadır. Kuvvet çeşitli şekillerde nesnel olarak belirlenebilir. Kas kuvvetini ölçmede çeşitli yöntemler ve cihazlar kullanılmaktadır. İzokinetik cihazlar, izokinetik kuvveti değerlendirmede; kablo tensiometreler izometrik kuvveti ölçmede; serbest ağırlıklar veya ağırlık makineleri 1 maksimum tekrarı (MT) yani maksimum izotonik kuvveti ölçmede kullanılabilir. Bunlar dışında, belirli alanların veya kas gruplarının gücünü ölçen dinamometreler ile ya da manuel kas testi ile kas kuvveti değerlendirilmesi yapılabilir. Ölçüm yöntemlerinden geçerliği, güvenilirliği ve objektifliği en yüksek olanı izokinetik cihazlarla yapılandır. Ancak cihazların maliyetli olması ve büyük boyutları klinikte kullanımını zorlaştırmaktadır (79).

Dinamometre:

El dinamometreleri; kas kuvvetindeki değişimlere cevap verebilir olması, izole kas kuvvetini değerlendirebilmesi, basitliği ve objektifliği nedeniyle klinikte yaygın olarak kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda el dinamometresinin üst ekstremité kas kuvvetini ölçmede geçerli olduğu kanıtlanmıştır. Bunun yanı sıra, omuz ve dirsek bölgesi gibi üst ekstremitéde yapılan çalışmalarda el dinamometresinin yüksek güvenilirlikli olduğu sonucuna varılmıştır. Dinamometreler ile kompresyon prensibine göre ölçüm yapılmaktadır. Dinamometreye uygulanan kuvvet, cihazdaki yayı komprese ederek ibre hareketine sebep olmaktadır. Ölçüm yapılan ilgili kas grubunun kuvvet miktarı kg. olarak ya da Newton olarak gösterilmektedir. Cihaz izometrik ve izotonik kas kuvveti ölçümü için kullanılabilir. El dinamometresi, kavrama dinamometresi, bacak-sırt-göğüs dinamometresi gibi çeşitleri mevcuttur. Ölçümlerin uygunluk ve güvenilirliği açısından, cihazın sabitlenme noktası çok önemlidir (80).

İzokinetik Cihazlar:

Kuvvet ölçüm yöntemlerinden geçerliği ve güvenilirliği, objektifliği en yüksek olanı izokinetik cihazlarla yapılandır. Bu cihazlar ile kas performansı eklem hareket açıklığı içinde sabit açısal hızda kalınarak dinamik olarak ölçülebilmektedir. Tüm eklem hareket açıklığı boyunca sabit bir hızda maksimum gerilim oluşturmak ve bunun devam ettirilmesi cihazların en önemli özelliğidir. Kasların farklı durumlardaki performansı, farklı açısal hızlar seçilerek değerlendirilebilmektedir. Ancak cihazların yüksek maliyeti ve büyük boyutları nedeniyle

klinikte kullanımı zordur. İzokinetik sistemler kas kuvvetinin yanı sıra, kas enduransını değerlendirmek amacıyla da kullanılmaktadır (77, 80).

Kablo Tensiometre:

Tensiometre ile eklemden hareket açığa çıkmadan, izometrik kas kasılması ile kasta meydana gelen çekme kuvveti objektif olarak ölçülmektedir. Ucuz ve taşınabilir olması nedeniyle tercih edilmektedir. Fakat fonksiyonel aktivitelerin büyük bir bölümü hareket içermektedir ve bu nedenle izometrik olarak elde edilen bu veriler fonksiyonel kas kapasitesini tam olarak yansıtmamaktadır (77, 81).

Manuel Kas Testi:

Manuel kas testi, kas kuvvetini değerlendirmede en sık kullanılan yöntemlerden biridir. Dinamometre, izokinetik cihaz, tensiometre gibi daha objektif bir ölçüm sağlayan yöntemlerin kullanılmadığı durumlarda bunlara alternatif olarak manuel kas testi kullanılmaktadır. El ile direnç uygulanarak gerçekleştirilmektedir. Yaralanmış bir kas dokusu üzerinde kuvvet ölçümü amacıyla sıklıkla tercih edilmektedir. Çünkü yaralı bir kas üzerinde çok fazla strese sebep olup, yaralanmayı şiddetlendirme ihtimali olması nedeniyle 1 maksimum tekrar kullanılarak kuvvet ölçümü yapmak uygun değildir.

Kuvveti değerlendirmek için evrensel ve verimli bir testtir. Bu testin temeli, kasın normal eklem hareketini mümkün olduğunca izole bir şekilde hareket ettirme kabiliyetinin değerlendirilmesi prensibine dayanır.

Yerçekimi kuvvetine ya da el ile uygulanan dirence karşı kasların uyguladığı kuvvet ölçülmektedir. Değerlendirme 0'dan 5'e kadar rakamsal bir ölçek üzerinden yapılmaktadır. Testi yorumlamakta çoğunlukla Oxford Skalası referans alınmaktadır.

Test; kolay yapılabilirliği, cihaz gerektirmemesi ve masrafsız olması nedeniyle avantajlı olmasına rağmen, güvenilirliğinin düşük olması en büyük dezavantajıdır (77, 80).

2.3.2. Performans

Performans, bir hareketin gerçekleştirilmesi sırasında ortaya çıkarılan çabalar bütünü olarak tanımlanabilir. Fonksiyonel motor performans terimi ise, bir motor davranış durumunu ifade etmektedir. Burada dinamik nöromusküler stabilite önemli bir komponent olarak karşımıza çıkar. Performansın ana bileşenleri; kuvvet, dayanıklılık ve hızdır. Bu parametreler kombine edilerek yapılan programlar ile sportif performans ve atletik başarı artırılabilir.

Sporadaki yaygın hareketler atma, atlama, sıçrama ve hız gibi parametreleri içermektedir. Bu parametreleri etkin bir şekilde gerçekleştirme yeteneği, performans sonuçlarını etkilemektedir. Özellikle kas kuvveti performans ile ilgili kuvvet-zaman karakteristikleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (82).

Performansı olumlu ve olumsuz olarak etkileyebilecek, iç ve dış faktörler bulunmaktadır. Yaş, cinsiyet, anatomik yapı, metabolizma, enerji kullanım sistemleri, nöromusküler ileti hızı başlıca iç faktörlerdendir. Dış faktörler ise; sıcaklık, beslenme, geçirilmiş sakatlıklar, ısınma ve soğuma, esneklik, dinlenme aralığı, uyku kalitesi vs. şeklinde sıralanabilir. Dış faktörlere, iç faktörlerden daha fazla müdahale etme şansımız vardır. Birçok dış faktörü, uygun müdahaleler ile değiştirmek ve geliştirmek mümkündür (83).

Yaşın performansa etkisi önemlidir. Kuvvet ve dayanıklılıkta meydana gelen değişimlerin yanı sıra, motor beceri de yaşla birlikte değişim göstermektedir. Özellikle sportif performans açısından bakıldığında, belirli spor dallarında ancak belirli yaş gruplarında yüksek performans gösterilebilmektedir. Yaşla birlikte; hız, reaksiyon zamanı, kuvvet ve dayanıklılık gibi performans parametrelerinde değişimler yaşanmaktadır. Buna bağlı olarak performansta düşüşler meydana gelmektedir (84).

Cinsiyetin de yaş gibi performans üzerinde çok büyük etkisi bulunmaktadır. Bu nedenle özellikle sportif performans açısından bakıldığında sportif yarışmaların çoğu kadın ve erkek olmak üzere ayrı ayrı yapılmaktadır. Kadın ve erkek cinsiyet arasında; vücut kompozisyonu, kas kütlesi, oksijen kullanımı ve hormonal düzen gibi fiziksel farklılıklar mevcuttur (85).

Fonksiyonel motor performans, standartlaştırılmış hareket koşulları altında çeşitli işlevsel görevleri yerine getirmek için gerekli olan yeteneklerden oluşur. Fonksiyonel motor performans aynı zamanda kuvvet ve güç gibi kas fonksiyonlarını da bir bütünlük içinde yansıtır. Dinamik nöromusküler stabilite kontraktıl stabilite ile nörofizyolojik kontrol sisteminin birlikte işlev görmesidir ve fonksiyonel motor performans için önemli bir bileşendir. Bu nedenle beceri, hız, reaksiyon zamanı, kuvvet, dayanıklılık gibi birçok komponenti aynı anda fonksiyon içinde değerlendiren testler ile fonksiyonel motor performans hakkında bilgi edinilmeye çalışılmaktadır (86). Hem saha ortamında hem de laboratuvar ortamında yapılan performans testleri ile bireylerin fiziksel eksiklikleri tespit edilebilmektedir. Bu testler sportif verimliliği anlık tayin etmeyi sağlamaktadır. Performansı değerlendirmek amacıyla; fizyolojik ve antropometrik ölçümlerin yanı sıra, spora veya beden bölümüne özel performans testleri ve hareket analizleri yapılmaktadır.

Yapılan performans testlerinin içeriği kuvvet testleri, güç testleri, maksimum oksijen tüketim testleri, dayanıklılık testleri, hız testi, reaksiyon zamanı testi, çeviklik ve spora özgü testler gibi değerlendirmelerden oluşmaktadır(87).

2.3.2.1. Fonksiyonel Motor Performans Testleri:

Ekstremiteler gücünü ölçmede, hızı ve fonksiyonel yetiyi değerlendirmede çeşitli performans testleri kullanılmaktadır. Dinamik nöromusküler stabilitenin fonksiyonel performanstaki yeri düşünülerek beceri, hız, reaksiyon zamanı, kuvvet, dayanıklılık, çeviklik ve spora özgü hareketleri bir fonksiyon içinde değerlendiren bu testler hem atletik popülasyonda hem de hasta bireylerde uygulanabilir. Üst ekstremiteler ve alt ekstremiteler için ağırlık taşıyan (itme, çekme, çömelme, zıplama vs.) ve ağırlık taşımayan (fırlatma, vurma vs.) faaliyetler içermektedir. Bu testler genellikle zamana karşı ve belli bir beceri hedeflenerek yapılmaktadır. Test mümkün olan en kısa zamanda gerçekleştirilmeye çalışılmakta ve yapılan ölçümlerin genellikle ortalaması alınarak değerlendirme yapılmaktadır. Performans testleri sırasında yapılan sözel cesaretlendirme test sonucunu olumlu yönde etkilemektedir (86, 87).

Değerlendirilecek kas grubuna ve atletik performans türüne göre uygulanacak testler çeşitlilik göstermektedir. Örneğin; bir alt ekstremiteler fonksiyonel motor performansını değerlendirmede; 20 m modifiye mekik koşu testi, saha ortamında hız testi, Romberg testi, Yo-Yo endurans testi, sıçrama testi gibi testler uygulanmaktadır (88). Üst ekstremitelerde uygulanan testlere ise; sınav testi, fonksiyonel atış performans indeksi, adapte edilmiş yukarı çekme testi, tek el top atma testi gibi kapalı ve açık kinetik zincir pozisyonunda yapılan testler örnek verilebilir (86).

Test seçimi ilgili kas grubuna ve fonksiyonel hedefe göre farklılık göstermektedir. Ağırlık taşımayan pozisyonlarda yapılan testler, daha fazla serbest hareket içermesi nedeniyle daha çok hızlanma gerektirir ve daha az stabilizasyon içerir. Ağırlık taşıyan pozisyonlarda yapılan testler ise daha fazla stabilizasyon ve daha az hızlanma gerektirmektedir (89).

Fonksiyonel atış performans indeksi ve tek elle top atma testi gibi ağırlık taşımayan pozisyonlarda yapılan testler fırlatma hareketleri içermekte, biceps brachii ve triceps brachiiyi de içeren üst ekstremiteler kas gruplarının kuvveti, gücü, becerisi gibi komponentlerle ilişkili olarak üst ekstremiteler fonksiyonel motor performansı açısından bilgi vermektedir. Sınav testi, adapte edilmiş yukarı çekme testi, kapalı kinetik zincir üst ekstremiteler stabilizasyon testi gibi testler ise daha çok stabilizasyon içermektedir. Yine aynı şekilde bu testler de bahsedilen dirsek kas gruplarını da içeren üst ekstremiteler fonksiyonel motor performansını değerlendirmede

kullanılmaktadır. Testler; ilgili testin gerektirdiği fırlatma sayısı, çekme sayısı, değme sayısı gibi parametrelerin ortalaması dikkate alınarak değerlendirilmektedir. Bahsi geçen üst ekstremité fonksiyonel motor performans testleri omuz için geliştirilmiş olup genel üst ekstremité performansı için de bilgi vermektedir. Dirsek ve el bileği için özel olarak geliştirilmiş geçerli ve güvenilir bir fonksiyonel motor performans testi olmaması nedeniyle genellikle üst ekstremité fonksiyonunu değerlendiren testler bu bölgeler için de kullanılmaktadır (82, 86).

2.3.3. Fonksiyonel Motor Performans ve Proprioepsiyonun İlişkisi

Fonksiyonel motor performans proprioepsiyon ve nöromusküler kontrolü bir arada barındıran ve günlük yaşam aktiviteleri ve spora direk olarak yansımaları görebileceğimiz hareketleri içerir. Atlama, fırlatma, sıçrama gibi aktiviteler, bu aktiviteler sırasında uygun kassal koordinasyonun sağlanmasından sorumlu olan nöromusküler sistem ile ilişkilidir. SSS'nin etkin olarak işlev görmesi bu aktivitelerin kalitesini artırmaktadır.

İyi nöromusküler kontrol ve eklem stabilitesi üst ekstremitéde performansında kritik bir öneme sahiptir. Özellikle dinamik stabilite fonksiyonel performans için önemli bir şarttır. Dinamik stabilitenin komponentlerinden proprioepsiyon; belirli bir motor aktivitenin performansı sırasında kuvvet, zamanlama ve mesafenin doğru olarak algılanmasını sağlar. Proprioepsiyon optimal performans için gereklidir. Proprioseptif sistem; pozisyonun ve hareketin algılanmasında rol alır. İyi bir performans için gerekli olan doğru refleks, planlama, hareketi gerçekleştirme, antagonist kaslardaki tonusu azaltma ve vücut pozisyonu ile ilgili zihinsel aktivitelerin artırılması gibi parametrelerin gerçekleşmesi için proprioseptörlerden gelen bilginin işlenmesi gerekmektedir (3, 82, 90).

Literatürde, yüksek fonksiyonel seviyeye sahip bireylerin, sedanter olanlara göre daha iyi proprioseptif keskinliğe sahip oldukları kanıtlanmıştır (91).

Motor kontrol için proprioepsiyonun önemi göz önünde bulundurulduğunda, yaralanma sonrası motor fonksiyonun geri kazandırılmasını amaçlayan tedavilerin, proprioseptif duyu eğitimine odaklanması gerektiği savunulmuştur.

2.4. Köpük Yuvarlama

2.4.1. Self Miyofasiyal Gevşeme Tekniği

Masaj yüzyıllardır disfonksiyonları önlemek, gevşemeyi sağlamak, kas gerginliğini ve ağrıyı azaltmak, atletik performansı artırmak gibi amaçlarla uygulanan bir yumuşak doku tekniğidir (92). Masaj, tedavi edilen alanda refleks fizyolojik ve mekanik etkiler yaratır. Son yıllarda gündemde olan self miyofasiyal gevşeme (SMG) tekniği, yumuşak dokunun tedavi edilmesine yönelik geleneksel yöntemleri destekleyen ve giderek yaygınlaşan bir uygulama haline gelmiştir (93). Miyofasiyal gevşeme tekniği hastayla el temasını gerektirir ve masajın yaptığı gibi problemi ve tedavinin etkinliğini değerlendirmek için dokunma hissini kullanır. Masaj ve miyofasiyal gevşemenin her ikisi de yumuşak dokuda değişiklik yaratmak için basınç ve doku gerilmesini kullanır.

Fasya; sıkıştırmadan ziyade gerilme ile şekillenen bir vücut ağı olarak tanımlanmaktadır. Bağ dokunun devamı olan bu ağ, aynı zamanda tüm organların ve vücut yapılarının etrafını sarmaktadır. Gövde boyunca fasya üç katmana ayrılır. Yüzeysel katman, cildin alt yüzüne eklenir. Bu yüzeysel katman içinde kılcal damarlar, lenf damarları, sinirler ve yağ bulunur. Bu tabaka, fibroelastik ve gevşek bağ dokusundan yapılmış gevşek bir örgü yapısı olduğundan, cildin alttaki yapılar üzerinde birçok yöne hareket etmesine izin verir. Aynı zamanda ödemin yaralanma sonrasında biriktiği bir alandır. Derin fasya; kas, tendon, eklemler, bağlar ve kemik gibi daha derin yapıları çevreleyen ve ayıran yoğun bağ dokusudur. Daha sert, daha sıkı yapısı nedeniyle, derin fasya, alt bacakta kompartman sendromu gibi sorunlara neden olabilen ödemi alabilmektedir. Son tabaka iç organları çevreleyen fasyadır. Gevşek areolar bağ dokusu, sıvıların organları yağlamada yardımcı olduğu kanallar içerir. Miyofasiyal gevşeme teknikleri, iç organları çevreleyen fasyayı tedavi etmez (94).

Miyofasya, kraniyumdan ayak parmaklarına kadar olan tüm kas zincirini örtmektedir. Kas-iskelet sisteminde meydana gelen dengesizlikler ve kısıtlılıklar yaralanmaları da beraberinde getirir. Yaralanma, güçsüzlük ya da aşırı stres gibi nedenlerle normal kassal mekanizmanın değişmesi sonucunda kas fonksiyonunda bozulma ve dengesizlik oluşturur. Bu değişiklikler; nöral ateşlenme hızını değiştirdiği için kaslar arasındaki ilişkiyi de bozmaktadır. Kas dengesizliğinin devamlı hale gelmesi stres faktörünü artırarak kas tonusunu etkileyerek atrofiye sebep olmakta; bu da devamında kas ağrılarına neden olmaktadır. Artmış strese maruz kalan kas dokusunda, tüm fasyal zincir boyunca bölgesel ve bütüncül olarak yorgunluk meydana gelebilmektedir (95).

Fasya denen bu fibröz ağın elemanları arasında kas zarları, bağ dokuları, retinakul, aponevroz, ayrıca bağlar ve tendonlar gibi elemanlar bulunur. Bu fasya ağının düzgünlüğü; spor, dans ve diğer hareket türleri açısından büyük önem taşır. Düzgünlüğü bozulmuş bir fasya ağı tedavi edilir ise; optimal elastikiyetine ve esnekliğine ulaşacağı için performansın daha etkili olacağına ve aynı zamanda yüksek derece yaralanmaların önleneyeğine inanılmaktadır (96).

Fasya yüksek miktarda; proprioseptif reseptör, nosiseptif sinir sonlanması, multimodal reseptör ve duyu siniri içerir. Retinakul gibi bazı fasyal dokular diğerlerinden daha fazla duyuşal girdi içerir. Daha zengin girdi içerdiği tespit edilen bu dokular; mekanik yüklemde hafif açısai yön değışikliklerini algılayabiliyor iken, daha az inerve olan dokuların, daha tek yönlü bir pasif biyomekanik kuvvet iletimi sağladığı görünmektedir. Fasya, propriosepsiyon için önemli bir organdır (97, 98).

Son yıllarda yapılan çalışmalarda; eklem kapsüllerinde ve ilişkili ligamentlerde bulunan eklem reseptörlerinin, normal propriosepsiyon için daha az öneme sahip olduğu gösterilmiştir. Çünkü bunlar fizyolojik hareket açıklığında değil, genellikle aşırı eklem hareket açıklığı aralıklarında uyarılmaktadırlar (99). Aksine, daha yüzeyel tabakalarda yer alan proprioseptif sinir uçları daha optimal yerleşmiştir. Yüzeyel tabakalarda meydana gelen küçük açısai eklem hareketleri bile gerim oluşturarak proprioseptörleri uyarabilir. Son araştırmalar; vücudun yüzeyel fasyal tabakalarının aslında daha içte yer alan bağ dokularından daha yoğun duyuşal sinir ucuyla dolu olduğunu göstermektedir (100). Özellikle, fasya profunda ve subdermal gevşek bağ dokusu arasındaki geçiş bölgesi en yüksek duyuşal inervasyona sahip bölge olarak görünmektedir (101). SMG, yumuşak dokuların biyomekanik yüklenme prensibi ile kas, tendon ve fasyadaki mekanoreseptörlerin uyarılmasını ilke edinmiştir (102).

Fasyada meydana gelen negatif değışiklikler; kompensatuar hareket paternlerine sebep olmakta ve jel benzeri yapıyı sertleştirerek skar dokuya neden olmaktadır (95). Bu oluşum; biyomekanik uygunluğu bozmakta, ağrı oluşturmakta, eklem hareket açıklığını azaltmakta, kas uzunluğunu kısıtlamakta, nöromuskuler hipertonisiteye neden olmakta, kas enduransını-kuvvetini azaltmakta ve motor koordinasyonu azaltmaktadır (95).

Self miyofasyal gevşeme (SMG), Barnes tarafından fasya tabakaları arasındaki fibröz yapışıklıkları gidermek için geliştirilen bir manuel tedavi tekniğı olan miyofasyal gevşeme tekniğinden (MGT) geliştirilen modern bir tekniktir (103). SMG ve MGT arasındaki temel fark, tekniğı uygulayan bir terapist yerine; SMG uygulayan bireylerin, ilgili alanları izole etmek ve yumuşak doku kısıtlılıklarını tedavi etmek için köpük bir silindir veya top üzerinde kendi vücut kütlelerini kullanarak yuvarlama şeklinde bir basınç oluşturmastır (104). Bu yuvarlama işlemi, ilgili kasın proksimali ve distali arasında yapılmaktadır (105). Bu hareketler esnasında yumuşak

doku üzerinde doğrudan ve şiddetli bir şekilde basınç oluşur. Dokuda meydana gelen bu gerilme, yumuşak doku ile uygulanan materyal arasında sürtünme meydana getirir. Elde edilen bu sürtünme, fasyal dokunun ısınmasına neden olarak fasyal tabakalar arasında oluşan yapışıklıkların giderilmesine ve yumuşak dokunun uzayabilirliğini geri kazanması için fasyanın daha akışkan bir form (tiksotropik özellik) almasını sağlar (13).

Silindir araçlar ile yapılan uygulamanın kas liflerini ve fasyayı uzatma etkisinin yanı sıra, uygulanan bölgede akupresür veya masaj gibi bir iskemik kompresyon oluşturma etkisi de vardır. Böylece yumuşak doku sıcaklığı artırılarak, antrenman öncesi kas uzunluk-gerim ilişkisi sağlanır (106).

Miyofasyal gevşeme tekniklerinin kasa olan etkisi ile ilgili çeşitli mekanizmalar öne sürülmektedir. Bunlardan ilki GTO'ya etkisi ile ilgilidir. SMG veya miyofasyal gevşeme sırasında uygulanan basıncın GTO'yu uyarabileceği, motor ünite ateşlenme oranını azaltabileceği ve kas gerginliğini azaltabileceği savunulmaktadır (107). Fakat GTO'nun kasla seri olması nedeniyle bu reseptörün uyarılabilmesi için kasın aktif olması gerektiği düşünülmektedir. Pasif bir gerim sırasında kas, kas-tendon ünitesindeki uzunluk değişiminin çoğunu absorbe etmekte; aktif bir gerim sırasında ise bu meydana gelmemektedir. Kısacası, SMG'nin GTO aktivasyonu yaratıp, kas içiğini inhibe ederek otojenik inhibisyone neden olabileceği savunulmaktadır. Ortaya atılan diğer bir mekanizma ise; fasyada yoğun olarak bulunan Ruffini ve Pacini korpuskülleri ile intertisyal kas reseptörleri ile ilgilidir. Mekanoreseptörlere uygulanan basıncın SSS'yi uyararak kas gerginliğini azaltabileceği düşünülmektedir (102).

2.3.2. Köpük Yuvarlama Uygulaması

SMG materyallerinden biri olan köpük; katı, sünger şeklinde bir materyaldir. Silindirik şekli nedeniyle, köpük silindir zemine çok az temas sağlayıp hızlı ve kolay bir şekilde hareket edebilmektedir. Köpük yuvarlamanın fasyayı doğrudan etkileyip etkilemediğini araştıran hiçbir araştırma olmamasına rağmen, köpük yuvarlamanın bir SMG biçimi olduğu kabul edilmektedir (23). Köpük silindirleri terapötik bir araç olarak kullanan ilk kişi Moshe Feldenkrais'dir (18). 1972 yılından beri köpük silindirler bu amaçla kullanılmaktadır. Son yıllarda köpük silindirlerin kullanımı; nörolojik, ortopedik ve spor alanlarında yaygın hale gelmiştir.

Yapılan çalışmalarla terapatik amaçlarla kullanılan köpük silindirlerin, vücut farkındalığını ve eklem hareket açıklığını geliştirme, kas reedüksiyonunda yardımcı olma ve esnekliği artırma gibi etkileri olduğu gösterilmektedir (17, 108).

2.3.2.1. Köpük Yuvarlama Uygulamasının Etkileri

Schleip ve Muller'a (109) göre köpük yuvarlama uygulamasının amaçları şu şekilde sıralamaktadır:

- Fasyal dokunun yeniden biçimlendirilmesini sağlamak,
- Fasyal dokunun elastikiyetini geri kazandırmak,
- Miyofasyal sağlığı iyileştirmek,
- Fasyal dokunun hidrasyonunu ve yenilenmesini sağlamak;
- Proprioseptif girdi akışının düzeltilmesi (19).

Köpük materyal, farklı derecelerde sertlik ve boyutlarda olabilmektedir (110). Teknik, kişinin vücut ağırlığını kullanarak ilgili bölgeyi bu materyal üzerinde yuvarlaması şeklinde uygulanmaktadır. Vücut ağırlığı ile yapılan bu yuvarlama hareketi yumuşak doku üzerinde bir basınç oluşturmaktadır (105). Uygulanan bu basınç, golgi tendon organını uyarmakta ve kas gerimini azaltmaktadır (111, 112). Diğer bir etkisi ise, doku hidrasyonunu arttırmasıdır. Çünkü yuvarlama sırasında meydana gelen basınç farklı fasya katmanları arasında kan akışını ve sıcaklığı arttırmaktadır (110, 113). Köpük yuvarlamanın bu etkisi, fasyal adezyonların çözülmesine ve skar dokunun azaltılmasına yardımcı olmaktadır. Köpük yuvarlamanın diğer bir etkisi ise; doku yenilenme zamanını azaltması ve kassal performansı arttırmasıdır (110). Köpük yuvarlamanın bunlar dışında; nöromuskuler etkiyi artırma, ekleme binen stresi azaltma, kas dengesizliklerini düzeltme, kassal ağrıyı hafifletme, endotel dilatasyonu, motor iyileşme ve nitrik oksit kullanılabilirliğini artırma gibi pek çok etkisi varsayılmaktadır (114, 115). Fakat literatürde konuyla ilgili kanıt azdır. Çoğu çalışma tekniğin özellikle akut etkileri üzerinde durmaktadır. Golgi tendon organı uyarımı veya kas gerimi ile ilgili direkt etki bakılmamış olup anatomik ve fizyolojik mekanizmalara dayanılarak yorum yapılmıştır.

2.3.2.1.1. Köpük yuvarlama uygulamasının duyusal etkileri

Fasyal bağ dokusu, kapsamlı bir innervasyona sahiptir ve çeşitli reseptörler tarafından duyusal bilgi sağlanır (101, 116). Fasyal bağ dokusunda bulunan reseptör sayısı, kas dokusundan yaklaşık 10 kat daha yüksektir. Periosteum da fasya bağ dokusu olarak kabul edilir ve aynı zamanda reseptörlerle yoğun olarak beslenir (117).

Ağrı, hareket, basınç, titreşim, kimyasal ve termal koşullar, fasyal bağ dokusu içindeki reseptörler tarafından tespit edilir. Afferent bilgi, potansiyel olarak duyusal fonksiyon ve koordinasyonu etkileyen, periferik ve merkezi sinir sistemi tarafından entegre edilir (13, 118).

Schleip ve Muller (98), propriyoseptif girdiyi geliştirmek için köpük yuvarlama uygulamasını önermiş, ancak köpük yuvarlama uygulamasının, duysal fonksiyonu etkileyip etkilemediği henüz kanıtlanmamıştır. Köpük yuvarlama uygulamasının sadece duysal işlevi etkilemeyeceği, aynı zamanda metabolizmayı da etkileyebileceği düşünülmektedir. Lokal metabolizmadaki değişiklikler sensomotorik fonksiyonu etkileyebilir (119). Köpük yuvarlama uygulamasının, geleneksel ısınma prosedürlerinden sonra uygulandığında, diz ekleminde eklem pozisyon algısında iyileşme olduğu kanıtlanmıştır (120-122).

2.3.2.1.2. Köpük yuvarlama uygulamasının kas kuvveti üzerine etkileri

Köpük yuvarlamanın kas kuvveti üzerine etkilerini gösteren fazla çalışma yoktur. Yapılan alışmalar arasında da çelişkili sonuçlar söz konusudur. Çoğu alışma köpük yuvarlama uygulamasının ve genel olarak miyofasyal gevşeme tekniğinin kas kuvveti ve kas aktivasyonu üzerinde bir etkisi olmadığını savunmaktadır (123). Yapılan bazı çalışmalarda ise SMG ve masaj (derin doku masajı, isveç masajı, petrisaj) karşılaştırılmış, bir çalışmada masaj (klasik masaj) uygulamasının alt ekstremitte kas kuvvetinde, elektromiyografideki (EMG) kas aktivitesinde, H-refleksi amplitüdünde ve spinal motornron uyarılabilirliğinde azalma tespit edilmiştir. Kısa süreli SMG uygulamasından sonra ise EMG kas aktivitesinde bir değişiklik saptanmamıştır (95). Uygulamalar arasında oluşan bu etki farkının iki teknik arasındaki süre farkından meydana geldiği; masajın uygulama süresi ve gevşeme etkisi ile doğru orantılı olduğu düşünülmektedir. Kısa süreli masaj uygulamasında bu etkilerin oluşamayabileceği belirtilmektedir (124). SMG tekniği maksimum 5 dk ya kadar, masaj ise 30 dk ya kadar uygulanabilmektedir.

2.3.2.1.3. Köpük yuvarlama uygulamasının performans üzerine etkileri

SMG'nin atletik performans üzerine olan etkilerini inceleyen sınırlı sayıda çalışma vardır. Performans zerine yapılan çalışmaların çoğunda SMG ile masaj kıyaslanmaktadır. Bu çalışmalarda; tekniklerin uygulama sresindeki farklılıklar nedeniyle farklı sonuçlar ortaya çıktığı düşünülmektedir. Genellikle antreman sonrası yorgunluk nedeniyle sporculara uygulanan klasik masajın, meydana getirdiği gevşeme etkisiyle lokal yorgunluğu ve kasın uyarılabilirliğini azalttığı tespit edilmiştir. Köpük yuvarlamanın performansı etkilemediği düşünülmesine rağmen, masaj uygulamasındaki etkilere benzer olarak yorgunluk algısının azalması olumlu bir bulgudur. Köpük yuvarlama uygulamasının bireylere masaj ile

kıyaslanabilen rahatlatıcı bir etki sağlayabileceği ve zamanla bu algının bireylerde, performansı arttırmaya yardımcı bir psikolojik etki oluşturabileceği düşünülmektedir (104, 125).

Alt ekstremitelerde yapılan çalışmalardan bazılarında, SMG tekniğinin kas gücü, kuvvet ve kas aktivasyonunda artış sağladığı (95); başka bir çalışmada ise SMG tekniği sonrası kas kuvveti üzerine olumlu ya da olumsuz bir etkisi olmadığı tespit edilmiştir (108). Alt ekstremitelerde yapılan başka bir çalışmada ise tekniğin atletik performans testlerinde artış yaratmadığı bulunmuştur (105). Atletik performans açısından, literatürdeki çalışmalar kısıtlı ve sonuçları çelişkilidir. Aktif bir ısınma ile birlikte köpük materyal ile yapılan akut yuvarlamanın güç, çeviklik, kuvvet ve hız parametrelerinde geliştirdiği bulunmuştur (115). Ancak, diğer çalışmaların çoğu, maksimum güç ile birlikte anaerobik kapasite, patlayıcı güç ve aerobik güç gibi performans üzerinde etkili olan ilgili parametrelerde anlamlı bir etki göstermemektedir (15, 126, 127).

Literatürde üst ekstremitelerde omuz bölgesine uygulanan SMG'nin etkileri ile ilgili çok kısıtlı sayıda da olsa araştırma bulunmasına rağmen, dirsek bölgesinde SMG'nin etkileri hakkında çalışma bulunmamaktadır. Ayrıca, omuzda yapılan bu çalışmalarda propriosepsiyon ve kuvvet araştırılmamıştır (128).

2.3.2.2. Köpük Yuvarlama Uygulamasının Uygulama Süresi ve Tipi

Köpük yuvarlama uygulamasının süresi ile ilgili olarak; 60-90 sn'den 5 dk'ya kadar, dakikada 5-10 yuvarlama aralığında bir hız ile uygulama zamanı önerilmektedir. Ancak konuyla ilgili yapılan çalışmalarda bir fikir birliği yoktur. Bazı çalışmalar 1-2 dk'lık uygulamanın eklem hareket açıklığında artış yaptığını savunurken, bazılarında ise bu sürelerin eklem hareket açıklığı üzerine bir etkisi olmadığı savunulmaktadır (95, 129). Dolayısıyla en uygun köpük yuvarlama süresine ilişkin literatürde tutarsızlık ve kanıt eksikliği mevcuttur.

Köpük silindirlerin çoğu, bir polietilen ürünü olan ethafoamdan yapılmaktadır; poliüretandan yapılmış türleri de mevcuttur. Bu materyaller çeşitli uzunluk, ebat ve yoğunluklarda silindirik yapıda bulunurlar. Çapları; 7.6, 10.0 ve 15.2 cm (3, 4 ve 6 inç) şeklindedir. Uzunlukları 30 cm ile yaklaşık 180 cm (1-6 ft) arasında değişmektedir. Ethafoam silindirleri, 159 kg'a (350 lb) kadar destekleyebilen yoğun silindirlerdir. Yüzdürülebilir olmaları nedeniyle, suyla ilgili programlarda da kullanabilirler. Yoğunlukları yumuşak doku ve eklem hareketlerinde kullanıma uygundur. Ethafoam silindirleri ayrıca propriosepsiyonu iyileştirmek için kullanılabilir. Daha yumuşak poliüretan silindirler ise daha fazla stabilize sağlar(18).

Köpük materyalin tipi, derin dokuya etki etme ve terapötik etki oluşturma açısından önem arz etmektedir. Yapılan çalışmalarda; daha sert materyalden yapılan bir silindirin daha yumuşak bir silindir ile karşılaştırıldığında cm^2 başına düşen basıncın daha fazla olması nedeniyle, iyi izole olmuş bir yüzey alanı oluşturmada daha etkili olduğu gösterilmiştir (104, 130). Bu nedenle sert materyal bir köpük kullanmanın kas fonksiyonunu optimize etmede daha etkili olduğu düşünülmektedir. Ortaya çıkan basınç, silindir tarafından uygulanan kuvvetin dışında silindire temas eden alan ile de ilgilidir (17).

2.3.2.3. Köpük Yuvarlama Uygulamasının Olası Yan etkileri

Köpük yuvarlama uygulamasının potansiyel risklerine bakıldığında, literatürde herhangi bir zararlı etkisi ile ilgili çalışma bulunmamıştır. Ancak köpük yuvarlama uygulaması sadece fasyal bağ dokusunda değil aynı zamanda kaslar, kemikler, sinirler, reseptörler ve damarlar üzerinde de yüksek mekanik basınç yaratmaktadır. Basınç yüküne ek olarak, farklı dokuların içinde ve arasında bu uygulamanın neden olduğu kesme ve çekme kuvvetleri ihmal edilmemelidir (13, 131).

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

3.1. Araştırmanın Tipi

Araştırma; randomize kontrollü deneysel çalışma olarak yapıldı.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırmaya; Mayıs 2017 tarihinde kaynak tarama ve planlama ile başlandı ve 22.06.2017 tarihinde etik kurul onayı alındı. Eylül 2017 – Aralık 2018 tarihlerinde, Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu'nda veri toplama tamamlanıp, 24.01.2019 tarihinde tez savunma sınavı ile araştırma bitirildi.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örnek Seçimi

Çalışmamıza Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu'nda 18 yaş üzeri sağlıklı katılımcılar alındı.

Çalışma öncesi güç analizi konumuz ile ilgili verilerin bulunduğu, klinik olarak anlamlı değişikliğin gösterildiği ve değişkenliğin tahminlendiği bir başka çalışma bulunmadığından yapılamadı, parametrik koşulların sağlanması açısından 30'ar bireyin her gruba alınmasına karar verildi. Sonuç olarak bu çalışmaya toplam 60 birey alındı.

Araştırmaya Alınma/Alınmama Kriterleri

Alınma Kriterleri:

- 18 yaş ve üzeri sağlıklı bireyler,
- Son 3 aydır düzenli olarak üst ekstremiteye yönelik spor yapmayan sedanter bireyler,
- Son 6 ay içinde ve ölçüm anında dirsek bölgesinde ağrısının olmaması,
- Çalışmada yapılacak tüm değerlendirme ve uygulamaları tamamlayabilir olması.

Alınmama Kriterleri:

- Köpük yuvarlama uygulamasına engel olabilecek sivilce ve benzeri cilt problemi, açık yarası olması,

- Daha önce köpük yuvarlama ya da self miyofasyal gevşeme uygulaması yapılmış olması,
- Üst ekstremitte yaralanması, kırık hikayesi ve cerrahi geçirilmiş olması,
- Sistemik bir muskuloskeletal hastalığı olması,
- Diabetes mellitus ve periferik nöropati tanısı alınmış olması,
- Osteoporoz tanısı alınmış olması,
- Vertigo tanısı olması,
- Kardiyovasküler bir hastalığı olması,
- Hamile olmak.

3.4. Çalışma Materyali

Araştırmada; dijital inklinometre, sandalye, göz bandı, el dinamometresi, koban bandajı, sünger, köpük yuvarlama materyali, adapte edilmiş yukarı çekme testi cihazı, mat, bant, iki basamaklı merdiven yükselti kullanıldı. Köpük yuvarlama materyali, göz bandı, koban bandajı, sünger, bant ve adapte edilmiş yukarı çekme testi araştırmacı tarafından temin edildi. Geri kalan cihaz ve materyaller DEÜ FTR Yüksekokulundan (25.09.2017-25.12.2018) temin edildi.

3.5. Araştırmanın Değişkenleri

3.5.1. Bağımlı Değişkenler

Üç farklı açıda eklem pozisyon duyusu değeri, kuvvet eşleme değeri, biceps braki kas kuvveti değeri, kapalı kinetik zincir üst ekstremitte stabilizasyon testi skoru, adapte edilmiş yukarı çekme testi skoru, sınav testi skoru.

3.5.2. Bağımsız Değişkenler

Cinsiyet, yaş, boy, vücut ağırlığı, beden kitle indeksi (BKİ), dominant ekstremitte, çalışma durumu, eğitim düzeyi.

3.6. Veri Toplama Araçları

Her birey değerlendirme öncesinde çalışmanın amacı ve uygulanacak yöntemler ile ilgili yazılı ve sözlü şekilde bilgilendirildi ve her gruba özel bilgilendirilmiş gönüllü olur formu (Ek 1) imzalatıldı. Katılımcıların ilk olarak tanımlayıcı değerlendirmeleri ve ağrı değerlendirmesi yapıldı. Bu bilgiler birebir görüşülerek değerlendirildi (Ek 2). Alınma kriterlerine uyan katılımcılar randomize olarak iki gruba ayrıldı; deney grubuna köpük yuvarlama uygulaması uygulandı. Kontrol grubuna herhangi bir uygulama yapılmadı, kendilerine propriosepsiyon, motor fonksiyon ve köpük yuvarlama uygulaması ile ilgili bilgilendirme broşürü verildi (EK 3).

Katılımcıların eklem pozisyon duyusu (45° , 60° ve 75° fleksiyonda), kuvvet eşlemesi, biceps braki kas kuvveti, kapalı kinetik zincir üst ekstremitte stabilizasyon testi, şınav testi, adapte edilmiş yukarı çekme testlerinden oluşan fonksiyonel motor performans testleri ölçülerek kaydedildi. Değerlendirmeler yaklaşık olarak 30 dakika sürdü, dominant tarafta ve test sırası randomize olarak yapıldı. Testler arasında gerekli dinlenme süreleri verildi. Değerlendirmeler uygulamadan önce, 12 seanslık uygulama (4 hafta sonunda) sonrası ve ikinci değerlendirmeden 1 ay sonra (8 hafta sonunda) olmak üzere üç kez tekrarlandı. Kontrol grubunun değerlendirmeleri de diğer gruplarla aynı sürelerde yapıldı.

Tüm testler ve uygulama için deneme seansı yapılarak öğrenme etkisi dışlanmıştır.

3.6.1. Tanımlayıcı değerlendirmeler

Katılımcıların demografik ve antropometrik ölçümleri (cinsiyet, yaş, vücut ağırlığı, boy, çalışma durumu, eğitim düzeyi, BKİ, dominant taraf) kaydedildi.

3.6.2. Eklem Pozisyon Duyusu Değerlendirmesi

Katılımcı sırtı destekli ve kalçası yaklaşık 90° fleksiyonda olacak şekilde sandalyede oturdu. Önkol kol sandalyenin kollarının üzerine semi-pron pozisyonda, dirsek başlangıç pozisyonu tam ekstansiyon olacak şekilde yerleştirildi. Sandalyenin önkol desteklerinin üzeri köpük dolgu ile kaplandı. Değerlendirmeleri yapan fizyoterapist katılımcıdan dijital inklinometre ile ölçülen (Baseline digital inclinometer; NY, USA) ilk hedef açıya kadar dirseğine bakarak bükmesini ve bu pozisyonu 5 sn boyunca tutmasını ve bu açıyı öğrenmesini istedi ve sonrasında ilk pozisyona geri dönülerek 5 sn dinlenildi. Bu protokol 3 kez uygulandı, 3 kez de gözler kapalı tekrarlandı ve asıl teste geçildi. Testte aynı protokol gözler kapalı bir şekilde 3 kez uygulanarak katılımcının hedef açıdan mutlak sapması değerlendirildi ve 3 testin

ortalaması analiz için kaydedildi. 45°, 60° ve 75° dirsek fleksiyonu hedef açılar olarak seçildi (Şekil 5;a-b-c). Testler aktif olarak yapıldı ve test açıları randomize olarak ölçüldü (SKK=0.59) (7).

Çalışmamızda değerlendirmeler öncesinde 10 kişiden oluşan bir grupta test-tekrar test çalışması uygulanarak ölçümler arası güvenilirliği incelendi. Bu analiz sonuçlarına göre eklem pozisyon duyusu 45° ölçümü için SKK (3, k)=0.78, eklem pozisyon duyusu 60° ölçümü için sınıf-içi korelasyon katsayısı SKK (3, k)= 0.94 ve eklem pozisyon duyusu 75° ölçümü için SKK (3, k)=0.78 olarak hesaplandı.



Şekil 5: a) Dijital inklinometre



b)

c)

Şekil 5: b)Gözler açık eklem pozisyon duyusu öğrenimi, c)Gözler kapalı eklem pozisyon duyusu öğrenimi ve ölçümü

3.6.3. Kuvvet Eşleme Değerlendirmesi

Kuvvet eşleme değerlendirmesinde el dinamometresi kullanıldı. Kişi sırtı destekli bir şekilde sandalyede oturdu. Kişinin dirseği ve omzu yaklaşık 90 derece fleksiyonda olacak şekilde, dirseklerini masaya dayadı ve avuç içi yüzünü gösterdi. İlk olarak maksimum istemli kontraksiyon el dinamometresi (MicroFET3; Hoggan Inc, UT, USA) ile 3 kez ölçüldü ve ortalaması alındı. Daha sonra maksimal istemli kontraksiyonun %30'u hesaplanıp test için bu değer kullanıldı. Gözler açık bir şekilde 3 kez ve gözler kapalı şekilde 3 kez olmak üzere bu hedef kasılma öğretildi, sonrasında gözler kapalı bir şekilde katılımcıdan aynı kuvveti eşleyerek araştırmacıya göstermesi istendi (Şekil 6; a-b). Katılımcının hedef kasılmadan mutlak sapması değerlendirildi ve 3 testin ortalaması analiz için kaydedildi(132). Çalışmamızda 10 kişilik bir grup üzerinde yapılan test tekrar test çalışması sonuçlarına göre kuvvet eşleme ölçümü için SKK (3, k)=0.83 olarak hesaplandı.



a)



b)

Şekil 6: a)Gözler açık kuvvet eşleme öğrenimi b)Gözler kapalı kuvvet eşleme öğrenimi ve ölçümü

3.6.4. Biseps Kas Kuvveti Değerlendirmesi

Biseps braki kas kuvveti ölçümü Microfet 3 (Hoggan Health Industries, West Jordan, UT, ABD) el dinamometresi ile yapıldı ve kas testi sırasında açığa çıkan kuvvet kilogram olarak ölçüldü. Birey supin pozisyonda, omuz nötralde, dirsek 90° fleksiyonda, önkol supinasyonda olacak şekilde pozisyonlandı. Dinamometre styloid çıkıntının proksimaline yerleştirildi. Hareket açısı kişiye anlatıldıktan sonra en az bir deneme ölçümü yapıldı. Ölçüm için bireyden 2 sn içerisinde aşamalı olarak maksimum istemli kontraksiyon gerçekleştirmesi ardından bunu 5 sn sürdürmesi istendi. Bireyden kas kasılmasını, değerlendirmeyi yapan araştırmacının ve kendisinin eforu eşleşene kadar artan bir şekilde sağlaması istendi. Her biri 7 saniye süren 3 ardışık tekrarın ortalaması kaydedildi. Tekrarlar arasında 20 saniye, testler arasında 1 dakika dinlenme süresi verildi. Testi yapan fizyoterapist değerlendirme sırasında değerleri görmedi, test bittikten sonra cihazdan okudu (Şekil 7; a-b). Bu ölçüm için ölçümler arası güvenilirlik önceki bir çalışmada SKK=0.93 olarak belirlenmiştir (133). 10 kişilik grubumuz üzerindeki test tekrar test çalışmamızda biseps kas kuvveti ölçümü için SKK (3, k)= 0.97 olarak hesaplandı.



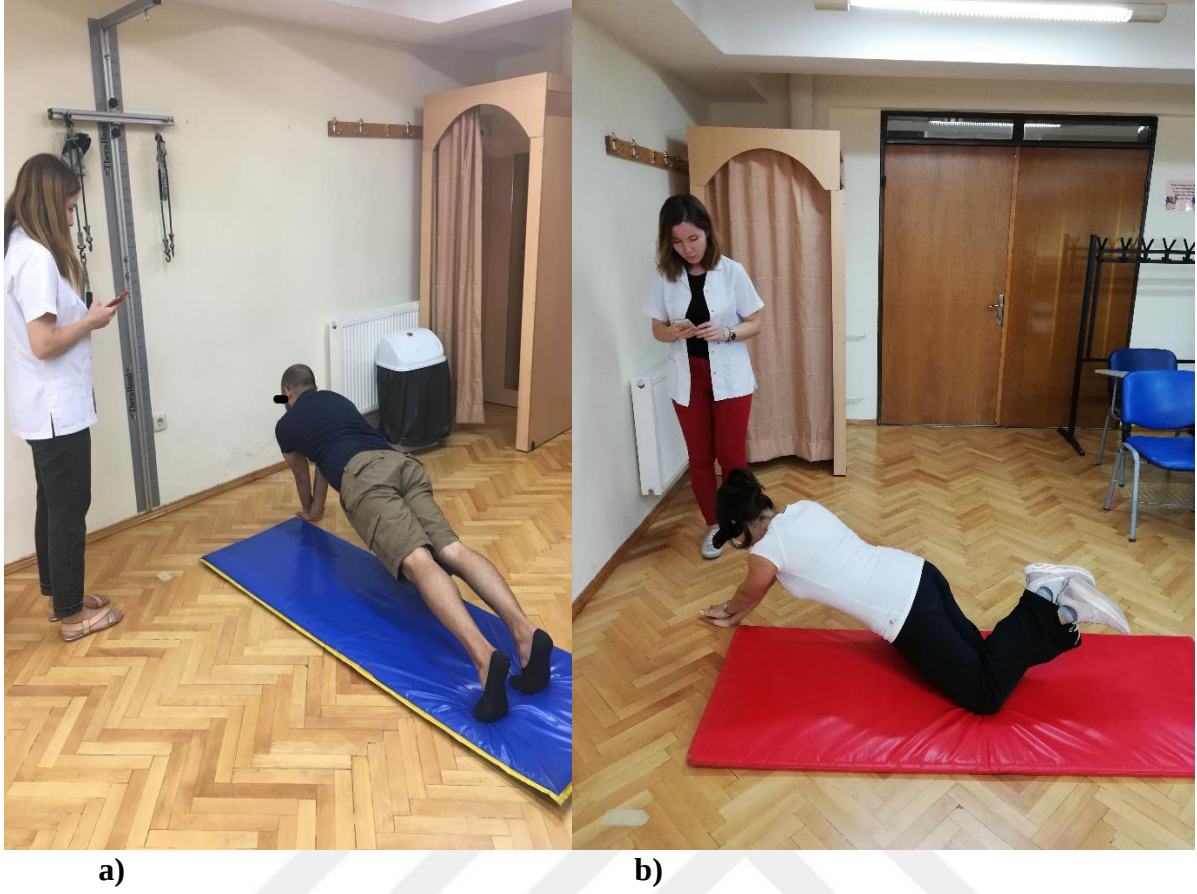
Şekil 7: a) El dinamometresi



Şekil 7: b)Biceps braki kas kuvveti ölçümü

3.6.5. Kapalı Kinetik Zincir Üst Ekstremité Stabilizasyon Testi Değerlendirmesi

Düz bir zemine 90 cm arayla birbirine paralel iki çizgi çekildi. Erkekler sınav pozisyonunda, kadınlar modifiye sınav pozisyonunda (dizler üzerinde) 15 saniye içinde olabildiğince fazla sayıda iki elleriyle aynı çizgiye dokunmayı denedi. Bireyler test öncesinde 15 saniye boyunca submaksimalden maksimale giderek iki elleriyle aynı çizgiye dokunmak için ısınma yaptı. Test 3 kere tekrarlandı ve skorların ortalaması alındı (Şekil 8; a-b). Bu ölçüm için ölçümler arası güvenirlik önceki bir çalışmada SKK= 0.90 olarak belirlenmiştir (82). 10 kişilik grup üzerindeki test tekrar test çalışmamızda KKZ üst ekstremité stabilizasyon testi ölçümü için SKK (3, k)=0.91 olarak hesaplandı.

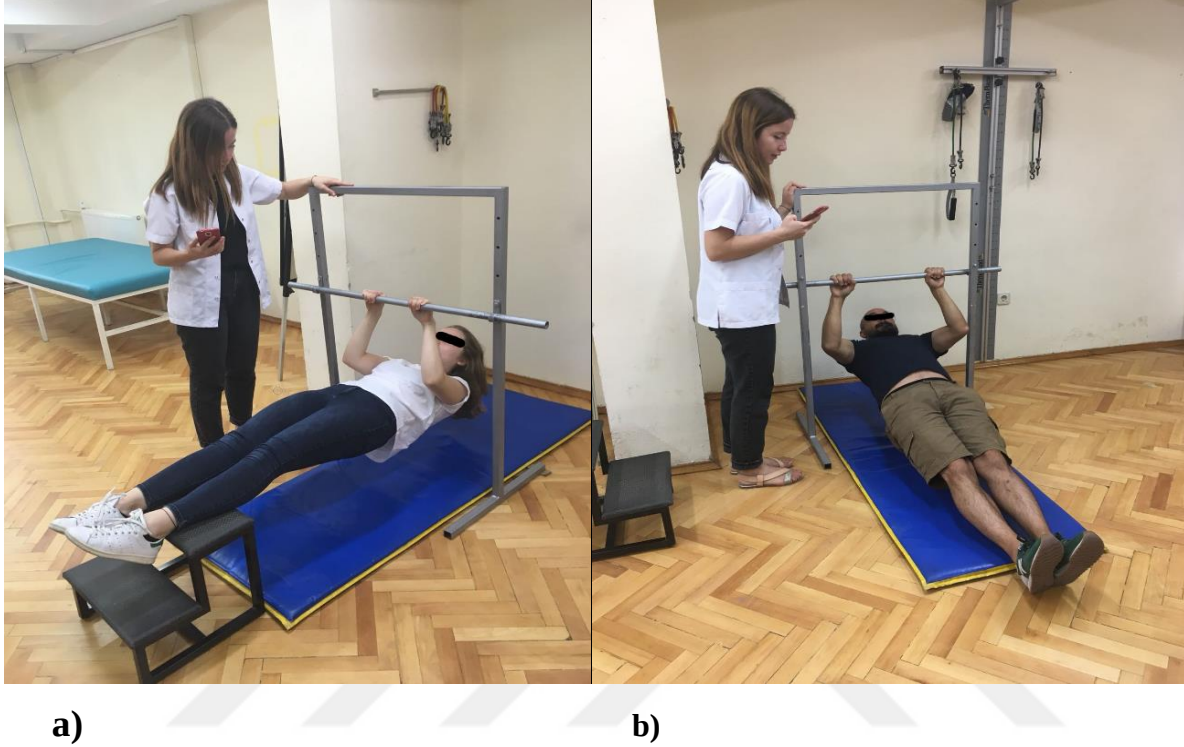


Şekil 8: a)Erkek - kapalı kinetik zincir üst ekstremitte stabilizasyon testi ölçümü, b)Kadın - kapalı kinetik zincir üst ekstremitte stabilizasyon testi ölçümü

3.6.6. Adapte Edilmiş Yukarı Çekme Testi Değerlendirmesi

Bu test, metal çerçeve aparatı kullanılarak gerçekleştirildi. Katılımcılar sırt üstü olacak şekilde pozisyonlandı. Metal çerçevenin asılma yeri omuz seviyesinden yüksekte olacak şekildeydi. Erkekler çekme testini topuklarından destek alarak, kadınlar ise dizlerin hemen altından sandalye ile desteklenerek gerçekleştirdi. Modifiye çekme testinin tam hareket aralığı boyunca gerçekleştirilmesi için katılımcılar teste kollar tam ekstansiyonda olacak şekilde metal çerçeveye tutunarak başladı ve kollar zemine paralel olacak şekilde yeteri kadar çektiler. Katılımcılar daha sonra dirsekleri tamamen ekstansiyonda olacak şekilde vücutlarını indirdiler. Test sırasında katılımcıların baş ve gövde hareketlerini sınırlandırması, olabildiğince yere olan paralelliğin korunması için uyarı verildi. Test, 3 maksimum test süresince 15 sn'de olabildiğince çok çekme yapılarak gerçekleştirildi. Maksimal yoğunluğu sağlamak için sözel teşvik verildi. Her maksimal test arasında 45 sn dinlenme aralığı verildi. Teste başlamadan önce submaksimal düzeyde ısınma denemesi yapıldı (Şekil 9; a-b). Test tekrar test güvenilirliği daha

önce SKK= 0.98 belirlenmiştir (86). Bizim 10 kişilik grup üzerindeki test tekrar test çalışmamızda modifiye çekme testinin ölçümü için SKK (3, k)=0.93 olarak hesaplandı.



Şekil 9: a)Kadın - adapte edilmiş yukarı çekme testi ölçümü, b)Erkek - adapte edilmiş yukarı çekme testi ölçümü

3.6.7. Şınav Testi Değerlendirmesi

Şınav testi erkeklerde, el ve ayaklar üzerinde standart pozisyonda, kadınlarda ise el ve dizler üzerinde modifiye pozisyonda uygulandı. Katılımcılar, gövde düz ve sabit pozisyonda olacak şekilde ve eller omuz genişliğinde açık olarak prone pozisyonda konumlandırıldı. Şınav mümkün olan en kısa sürede ancak doğru şekilde gerçekleştirilmeye çalışıldı. Katılımcılar, dirsekleri tamamen ekstansiyonda olacak pozisyonda teste başladı. Vücut yere doğru indikçe; katılımcılar, humerus test yüzeyiyle paralel olana kadar dirseklerini büktiler. Hareket boyunca deneklere baş ve gövde pozisyonunu korumaları talimatı verildi. 3 maksimal denemeden önce submaksimal düzeyde bir ısınma denemesi yapıldı. Yüksek yoğunluklu bir çaba için test boyunca tüm deneklere sürekli olarak sözlü teşvik verildi. Maksimal denemeler; 15 sn lik bir deneme sonrası 45 sn lik dinlenme periyodunu takiben yapıldı (Şekil 10; a-b). 15 sn lik 3 denemenin her birinde tamamlanan itme sayısı kaydedildi (SKK=0.96) (86). Bizim 10 kişilik

grup üzerindeki test tekrar test çalışmamızda şınav testi ölçümü için SKK (3, k)=0.75 olarak hesaplandı.



a)

b)

Şekil 10: a)Erkek - şınav testi ölçümü, b)Kadın - şınav testi ölçümü

3.6.8. Köpük Yuvarlama ve Kontrol Grubu Prosedürleri

3.6.8.1. Köpük Yuvarlama Uygulama Protokolü

Köpük yuvarlama uygulanacak gruptaki katılımcılara köpük yuvarlama materyalini nasıl kullanacakları uygulamalı olarak gösterildi. Uygulama fizyoterapist gözetiminde haftada 3 gün toplamda 12 seans olacak şekilde 4 hafta yapıldı. Katılımcılar köpük yuvarlama materyalini sadece haftalık seanslar sırasında kullandı. Seanslar dışında ya da evde bireylerden herhangi bir uygulama yapmaması istendi. Katılımcılar, çalışma bitene kadar sadece çalışmada verilen uygulamaları yapmaları, yeni üst ekstremitte egzersizleri yapmamaları ve başka tedaviler almamaları konusunda bilgilendirildi.

Uygulama sırasında; katılımcı dikdörtgen bir basamağa gövdesinin yanı denk şekilde yerde oturdu, 15,3 cm lik standart köpük yuvarlama materyali basamağa koyuldu ve omuz 90 derece abduksiyona dirsek 0 dereceye yakın ekstansiyonda iken köpük yuvarlama materyalinin

üzerine yerleştirilen biceps braki kasına vücut ağırlığı verilerek yuvarlama hareketi yapıldı. Uygulamanın etkilerini izole olarak görmek istediğimiz ve kasın diğer kaslara göre daha şişkin, kolay ayırt edilebilir ve uygulamada kolaylık sunacağı düşüncesi ile biceps braki kasını tercih ettik. Uygulama kişinin vücut ağırlığı kullanılarak, 1 dk'da 10 gel-git şeklinde toplamda 2 set olarak yapıldı. Hız metronom ile kontrol edildi. Uygulama süresi her seans için toplamda 2 dk oldu. Setler arasında 30 sn dinlenme verildi (Şekil 11; a-b-c). Uygulama sırasında yeterli basıncın sağlanması açısından vücut ağırlığının köpük materyal üzerine olabildiğince verilmesi için düzenli olarak sözel uyarı yapıldı. Uygulama öncesinde öğretme amaçlı bir deneme seansı yapıldı (115, 134, 135).



a-1)



a-2)

Şekil 11: a-1) ve a-2)Köpük materyal



b)

c)

Şekil 11: b) ve c) Köpük yuvarlama uygulaması

3.6.8.2. Kontrol Grubu Protokolü

Kontrol grubuna; propriosepsiyon, kuvvet, fonksiyonel motor performans ve köpük yuvarlama uygulaması ile ilgili bir broşür üzerinden 1 seanslık bilgilendirme eğitimi verildi (Şekil 12). Bu eğitim broşüründe, propriosepsiyonun tanımı, günlük hareketler, fonksiyonlar ve yaralanmalardan korunma açısından önemi, sportif faaliyetlere etkisi, bununla birlikte travma ve yaralanma sonrası proprioseptif sistemde meydana gelebilecek değişiklikler, bunların yeniden restorasyonuna ve köpük yuvarlama uygulamasına yönelik bilgiler yer aldı. Kuvvet ve fonksiyonel motor performans, bunların proprioseptif duyu ile ilişkisi hakkında da bilgilendirme yapıldı. Kontrol grubundaki katılımcılar bunun dışında herhangi bir seansa katılmadı ve kendilerine 4 hafta süresince düzenli spor yapmamaları ve günlük yaşam aktivitelerine her zamanki gibi devam etmeleri söylendi. Uygulama grubunda haftalık seanslar sırasında, kontrol grubunda ise çalışmanın başı, ortası ve sonunda bu önerimize uyup uymadıkları kontrol edildi. Tüm katılımcıların uyum sağladıkları belirlendi. Kontrol grubundaki katılımcılar başlangıç, 4. hafta sonu ve 8. hafta sonundaki değerlendirmelere alındı.

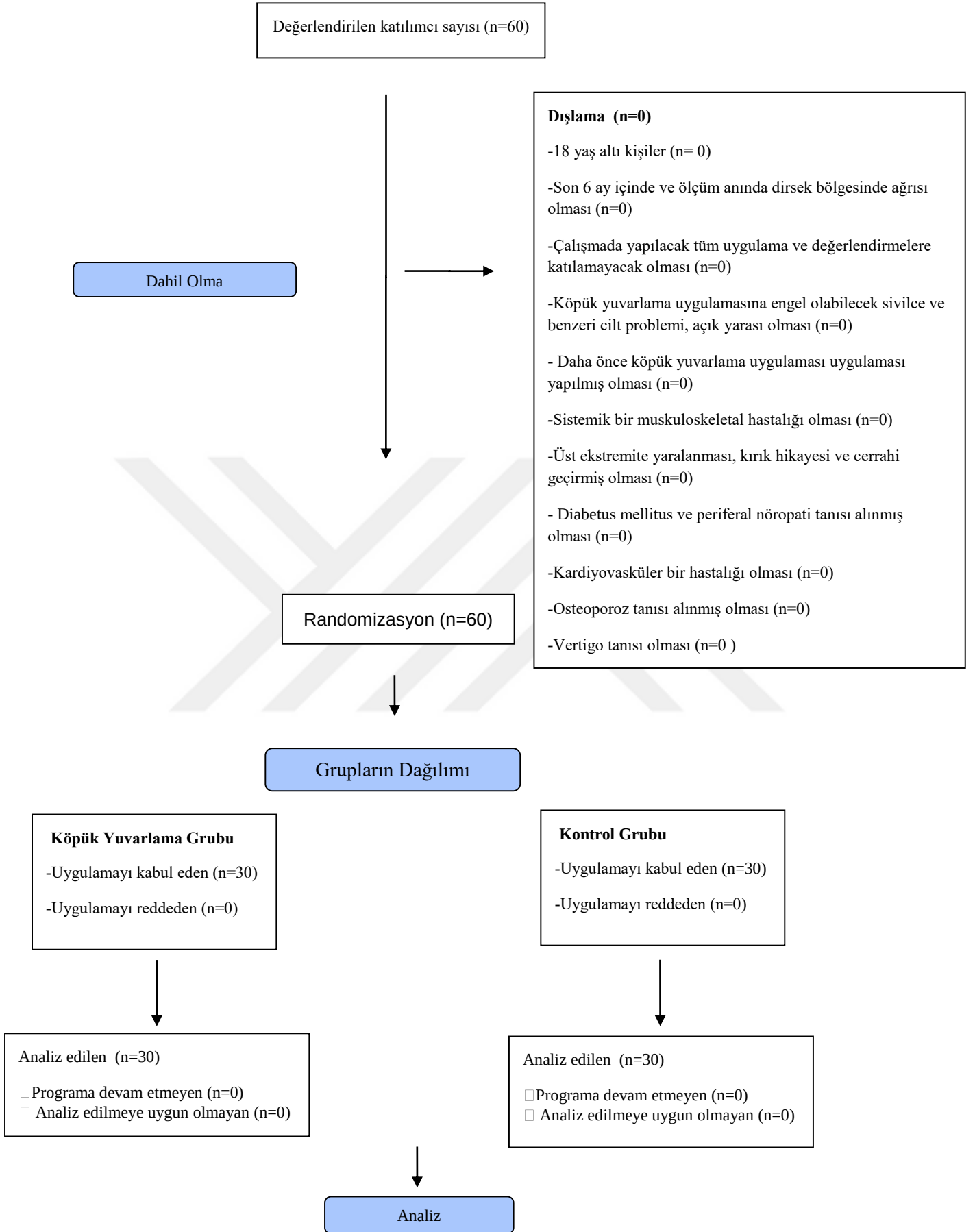


Şekil 12: Kontrol grubu bilgilendirme broşürü

3.7. Araştırma Planı ve Takvimi

Aylar *	0/2 ay 2017	2/4 ay 2017	4/6 ay 2018	6/8 ay 2018	8/10 ay 2018	10/12 ay 2018	12/14 ay 2018	14/16 ay 2018	16/18 ay 2018/ 2019
Kaynak Tarama	X								
Araştırma / Planlama	X	X							
İzinler-Onaylar		X							
Etik Kurul / Tez Önerisi		X							
Veri Toplama		X	X	X	X	X	X		
Verilerin Değerlendirilmesi ve Çözümleme					X	X	X	X	X
Yazım-Sunum					X	X	X	X	X

*1/4 ay: Haziran – Eylül 2017, 4/8 ay: Eylül 2017 – Ocak 2018, 8/12 ay: Ocak – Nisan 2018, 12/14 ay: Nisan – Temmuz 2018, 14/16 ay: Temmuz - Ekim 2018, 16/18 ay: Ekim 2018- Ocak 2019



Grafik 1: Çalışmanın Akış Grafiği

3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Çalışmaya ait verilerin istatistiksel analizinde Statistical Package for Social Science (SPSS)(v22.0) programı kullanıldı. Bağımlı ve bağımsız değişkenlerin tanımlayıcı istatistik sonuçları ortalama ve standart sapma, ortanca ve en küçük- en büyük değer ve yüzde ile gösterildi. Uygun yerlerde frekans verildi. Verilerin normal dağılıp dağılmadığını göstermek için Shapiro Wilk Testi kullanıldı. Grupların boy uzunluğu, vücut ağırlığı, BKİ ve yaş gibi sürekli verileri Mann Whitney-U Testi ile değerlendirildi. İki grup arasındaki cinsiyet, dominant ekstremite, eğitim ve çalışma durumu dağılımının karşılaştırılmasında ki-kare testi kullanıldı. Çalışmada; ilk değerlendirme, 4. hafta sonunda ve 8. hafta sonunda tekrarlanan ölçümler bulunmaktaydı. Bu nedenle bu üç değerlendirmede grupların kendi içerisindeki eklem pozisyon duyusu, kuvvet eşleme, kuvvet, KKZ üst ekstremite stabilizasyon testi, şınav testi, adapte edilmiş yukarı çekme testi verilerindeki değişimi incelemek için “Friedman Varyans Analizi” kullanıldı. Sonrasında verilerin anlamlılık düzeyine göre anlamlı farkın hangi zaman aralığından kaynaklandığının anlaşılması için her grupta; Wilcoxon analizi ve Bonferroni düzeltmesi yapıldı ($p < 0.017$). Bu üç zaman aralığındaki değişimleri gruplar arasında karşılaştırmak için Mann Whitney-U Test kullanıldı.

3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları

Çalışmamızın sınırlılıkları şu şekilde sıralanabilir;

-Performans testleri randomize sırada yapıldığında üst üste denk gelebilmektedir. Bu durumda yorgunluk ortaya çıkabilir. Ancak en yan tutmadan yapılabilecek uygulama şekli olarak literatürde bu yöntem sıklıkla tercih edilmektedir (136, 137).

-Daha objektif bir ölçüm için literatürde tercih edilen kinematik veya izokinetik cihazlar; proprioseptif duyuyu ve kuvveti değerlendirmek için çalışmamızda kullanılmamıştır.

-İzokinetik cihazın çalışmamızda kullanılamamasıyla ilişkili olarak proprioepsiyonun pasif hareketi algılama eşiği veya hız komponenti değerlendirilmemiştir.

-Çalışmamızda dirsek bölgesindeki farklı kas grupları değerlendirilmemiştir.

3.10. Etik Kurul Onayı:

Çalışma, Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onaylandı (15.06.2017 tarih ve 3399-GOA protokol no."lu, 2017/16-29 karar numaralı ilk etik kurul kararı ile onaylanmıştır) (Ek 4).



4.BULGULAR

Çalışmamızda Eylül 2017 - Aralık 2018 tarihleri arasında 60 sağlıklı katılımcı değerlendirildi. Tüm katılımcılar seanslara tam olarak katıldı.

Çalışma yaş ortalaması 22.83 ± 4.07 yıl ve BKİ 22.44 ± 3.39 kg/cm² olan 60 katılımcı ile gerçekleştirildi.

Grupların tanımlayıcı özellikleri açısından vücut ağırlığı, boy uzunluğu, BKİ, cinsiyet, eğitim ve dominant ekstremite için gruplar arasında anlamlı bir fark yoktu ($p > 0.05$). Yaş ve çalışma durumu için gruplar arasında fark bulundu ($p < 0.05$) (Tablo1).

Tablo1: Katılımcıların tanımlayıcı özellikleri

	KG (n=30)	KYG (n=30)	p değeri
Yaş (yıl) †	23.97 (18.00 – 47.00)	21.70 (18.00 – 27.00)	0.019 § *
Boy uzunluğu (cm)	168.63 $\pm$ 7.85	171.93 $\pm$ 8.33	0.071 §
Vücut ağırlığı (kg)	62.43 $\pm$ 11.06	68.93 $\pm$ 13.46	0.080 §
BKİ (kg/m²)	21.72 $\pm$ 2.98	23.16 $\pm$ 3.67	0.171 §
Cinsiyet (erkek/kadın)	11/19	18/12	0.071 ‡
Meslek (çalışan/öğrenci)	(15/15)	(4/26)	0.002 ‡ *
Eğitim (yüksek lisans/üniversite/lise)	(10/19/1)	(3/26/1)	0.088 ‡
Dominant taraf (sağ/sol)	(29/1)	(30/0)	0.313 ‡

Aksi belirtilmedikçe sürekli veriler Ortalama $\pm$ Standart Sapma olarak gösterilmiştir, †:ortanca (en küçük – en büyük), ‡ : X²testi, § : MWU testi kullanıldı. KG: Kontrol Grubu, KYG: Köpük Yuvarlama Grubu, BKİ: Beden Kütlesi İndeksi. * $p < 0.05$

Köpük yuvarlama grubunun %40'ı kadın, %60'ı erkek katılımcı; kontrol grubunun %63.3'ü kadın, %36.7'si erkek katılımcıydı. Köpük yuvarlama grubunun %86.7'si öğrenci, %13.3'ü çalışandı. Kontrol grubu katılımcılarının ise %50'si öğrenci, %50'si çalışandı.

Köpük yuvarlama grubunun 45°'de ölçülen eklem pozisyon duygusu zaman içinde anlamlı şekilde arttı ($p<0.05$). Belirlenen zaman içerisindeki değişim uygulama öncesindeki değer ile 4 haftalık uygulama sonrasında ölçülen değer arasındaki farktan kaynaklanmaktaydı (Etki büyüklüğü:0.64, istatistiksel güç:0.99). 4 haftalık uygulama sonrasında uygulama öncesine göre köpük yuvarlama grubu katılımcılarının hedef açı olan 45°'yi tespitinin anlamlı olarak daha iyiye gittiği gözlemlendi ($p=0.016$). Kontrol grubunun 45°'de ölçülen eklem pozisyon duygusu zaman içinde anlamlı şekilde değişmedi ($p>0.05$). Grupların zaman içerisindeki değişimleri karşılaştırıldığında ise; uygulama öncesi, 4 hafta uygulama sonrası ve 8 hafta sonrası birbirinden farklı değildi ($p>0.05$) (Sırasıyla; etki büyüklüğü:0.47, istatistiksel güç:0.54 – etki büyüklüğü:0.22, istatistiksel güç:0.21 – etki büyüklüğü:0.36, istatistiksel güç:0.38) (Tablo 2).



Tablo 2: Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası 45°'de ölçülen eklem pozisyon duyusunun karşılaştırması

Grup	1.Ölçüm X±SS	2.Ölçüm X±SS	3.Ölçüm X±SS	Δ 1-2 X±SS Değişim(%)	Δ 2-3 X±SS Değişim(%)	Δ 1-3 X±SS Değişim(%)	Karşılaştırmalar	
							Zaman (Friedman Varyans Analizi) p	Ölçüm zamanlarının karşılaştırması (Wilcoxon İşaretili Sıralar Testi) †
KYG	4.86 ± 3.24	3.04 ± 1.87	3.82 ± 2.01	-1.82 ± 3.72 % - 4.43±101.78	0.77 ± 2.67 %98.67±211.82	-1.04 ± 3.05 %6.43±99.30	0.010*	2>1†** 1=3 2=3
KG	4.93 ± 3.06	4.81 ± 2.76	4.59 ± 2.87	-0.12 ± 3.49 %30.80±91.35	-0.21 ± 2.80 %10.42±87.27	-0.33 ± 3.27 %20.57±92.19	0.723	1=2=3
p MWU Testi §				0.069	0.108	0.332		

Friedman varyans analizi uygulandı, KYG: Köpük Yuvarlama Grubu, KG: Kontrol Grubu, 1: Birinci Ölçüm, 2: İkinci Ölçüm, 3: Üçüncü Ölçüm, X ± SS: Ortalama ± Standart Sapma, Δ: İki Ölçüm Arasındaki Değişim, †: Zamandaki Değişim, §: Gruplar arasında zaman içindeki değişim, * p<0.05, ** p<0.0167, MWU: Mann Whitney-U Testi

Köpük yuvarlama grubunun 60°’de ölçülen eklem pozisyon duyusu zaman içinde anlamlı şekilde değişiklik göstermedi ($p>0.05$) (Etki büyüklüğü:0.20, istatistiksel güç:0.64 – etki büyüklüğü:0.27, istatistiksel güç:0.84 – etki büyüklüğü:0.42, istatistiksel güç:0.99). Aynı şekilde kontrol grubunda da zaman içinde anlamlı bir değişim olmadı ($p>0.05$). Grupların zaman içerisindeki değişimleri karşılaştırıldığında ise; uygulama öncesi, 4 haftalık uygulama sonrası ve 8. hafta sonundaki veriler birbiriyle benzerdi ($p>0.05$) (Etki büyüklüğü:0.34, istatistiksel güç:0.58 – etki büyüklüğü:0.01, istatistiksel güç:0.58 – etki büyüklüğü:0.37, istatistiksel güç:0.58) (Tablo 3).



Tablo 3: Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası 60°’de ölçülen eklem pozisyon duyusunun karşılaştırması

Grup	1.Ölçüm X+SS	2.Ölçüm X+SS	3.Ölçüm X+SS	Δ 1-2 X+SS Değişim(%)	Δ 2-3 X+SS Değişim(%)	Δ 1-3 X+SS Değişim(%)	Karşılaştırmalar	
							Zaman (Friedman Varyans Analizi) p	Ölçüm zamanlarının karşılaştırması (Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi) †
KYG	4.07 ± 1.93	4.56 ± 2.61	3.59 ± 1.51	0.48 ± 3.17 %47.69±145.06	-0.96 ± 2.82 %18.89±125.08	-0.47 ± 2.40 %12.07±82.77	0.387	-
KG	4.86 ± 3.58	4.19 ± 2.74	4.43 ± 2.59	-0.66 ± 3.46 %9.04±80.28	0.23 ± 3.49 %112.09±297.69	-0.42 ± 4.25 %26.71±80.82	0.712	-
P MWU Testi §				0.290	0.234	0.482		

Friedman varyans analizi uygulandı, KYG: Köpük Yuvarlama Grubu, KG: Kontrol Grubu, 1: Birinci Ölçüm, 2: İkinci Ölçüm, 3: Üçüncü Ölçüm, X ± SS: Ortalama ± Standart Sapma, Δ : İki Ölçüm Arasındaki Değişim, †: Zamandaki Değişim, §: Gruplar arasında zaman içindeki değişim, MWU: Mann Whitney-U Testi

Köpük yuvarlama grubunun 75°’de ölçülen eklem pozisyon duyusu zaman içinde anlamlı şekilde değişiklik göstermedi ($p>0.05$) (Etki büyüklüğü:0.05, istatistiksel güç:0.12 – etki büyüklüğü:0.21, istatistiksel güç:0.65 - etki büyüklüğü:0.20, istatistiksel güç:0.62). Aynı şekilde kontrol grubunda da zaman içinde anlamlı bir değişim olmadı ($p>0.05$). Grupların zaman içerisindeki değişimleri karşılaştırıldığında ise; uygulama öncesi, 4 hafta uygulama sonrası ve 8 hafta sonrası birbirinden farklı değildi ($p>0.05$) (Etki büyüklüğü:0.09, istatistiksel güç:0.10 – etki büyüklüğü:0.14, istatistiksel güç:0.13 – etki büyüklüğü:0.04, istatistiksel güç:0.07) (Tablo 4).



Tablo 4: Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası 75°'de ölçülen eklem pozisyon duyusunun karşılaştırması

Grup	1.Ölçüm Ortanca (en küçük- büyük)	2.Ölçüm Ortanca (en küçük- büyük)	3.Ölçüm Ortanca (en küçük- büyük)	Δ 1-2 Ortanca (en küçük-en büyük) Değişim(%)	Δ 2-3 Ortanca (en küçük- en büyük) Değişim(%)	Δ 1-3 Ortanca (en küçük- en büyük) Değişim(%)	Karşılaştırmalar	
							Zaman (Friedman Varyans Analizi) p	Ölçüm zamanlarının karşılaştırması (Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi) †
KYG	3.00 (0.66-10.33)	3.49 (0.66-7.66)	3.00 (0.66-8.00)	0.000 (-7.00)-[5.33] %0.000 [-77.80]-[750.75]	-0.83 [(-4.67)-[4.33]] %-25.01 [-82.35]-[366.60]	0.000 [-8.33]-[5.67] %0.000 [-92.60]-[350.45]	0.607	-
KG	3.66 (0.66-11.33)	3.00 (1.33-8.66)	2.49 (0.66-6.33)	-0.33 [-5.67]-[5.33] %-11.24 [-63.64]-[533.30]	-0.33 [-5.67]-[3.67] %-13.38 [-81.83]-[220.11]	-0.83 [-6.67]-[5.33] %-26.48 [-74.08]-[800.90]	0.387	-
p MWU Testi §				0.544	0.906	0.450		

Friedman varyans analizi uygulandı, KYG: Köpük Yuvarlama Grubu, KG: Kontrol Grubu, 1: Birinci Ölçüm, 2: İkinci Ölçüm, 3: Üçüncü Ölçüm, Δ : İki Ölçüm Arasındaki Değişim, †: Zamandaki Değişim, §: Gruplar arasında zaman içindeki değişim, MWU: Mann Whitney-U Testi

Hem köpük yuvarlama hem de kontrol grubunun kuvvet eşleme verisi zaman içinde anlamlı şekilde değişiklik göstermedi ($p>0.05$) (Etki büyüklüğü:0.14, istatistiksel güç:0.39 – etki büyüklüğü:0.11, istatistiksel güç:0.29 – etki büyüklüğü:0.24, istatistiksel güç:0.75). Grupların zaman içerisindeki değişimleri karşılaştırıldığında ise; uygulama öncesi, 4 hafta uygulama sonrası ve 8 hafta sonrası birbirinden farklı değildi ($p>0.05$) (Etki büyüklüğü:0.16, istatistiksel güç:0.15 – etki büyüklüğü:0.13, istatistiksel güç:0.12 – etki büyüklüğü:0.03, istatistiksel güç:0.06) (Tablo 5).



Tablo 5: Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası kuvvet eşleme karşılaştırması

Grup	1.Ölçüm Ortanca (en küçük- en büyük)	2.Ölçüm Ortanca (en küçük- en büyük)	3.Ölçüm Ortanca (en küçük- en büyük)	Δ 1-2 Ortanca (en küçük-en büyük) Değişim(%)	Δ 2-3 Ortanca (en küçük-en büyük) Değişim(%)	Δ 1-3 Ortanca (en küçük-en büyük) Değişim(%)	Karşılaştırmalar	
							Zaman (Friedman Varyans Analizi) p	Ölçüm zamanlarının karşılaştırması (Wilcoxon İşaretili Sıralar Testi) †
KYG	0.30 (0.06-0.70)	0.03 (0.33-1.13)	0.30 (0.06-0.76)	0.000 [-0.50]-[0.67] %-1.13 [-89.00]-[534.92]	-0.11 [-0.70]-[0.57] %-23.78 [-82.33]-[606.06]	-0.01 (-0.57/0.57) %-3.54 [-81.00]-[325.56]	0.655	-
KG	0.31 (0.06-0.96)	0.316 (0.10-0.76)	0.28 (0.10-0.83)	-0.03 [-0.60]-[0.60] %-8.06 [-75.99]-[451.13]	-0.08 [-0.43]-[0.43] %-18.39 [-78.54]-[333.00]	-0.01 [-0.50]-[0.30] %-4.95 [-81.24]-[166.00]	0.519	-
p MWU Testi §				0.701	0.796	0.819		

Friedman varyans analizi uygulandı, KYG: Köpük Yuvarlama Grubu, KG: Kontrol Grubu, 1: Birinci Ölçüm, 2: İkinci Ölçüm, 3: Üçüncü Ölçüm, Δ : İki Ölçüm Arasındaki Değişim, $\dagger$: Zamandaki Değişim, §: Gruplar arasında zaman içindeki değişim, MWU: Mann Whitney-U Testi

Köpük yuvarlama grubunun biceps braki kas kuvveti zaman içerisinde anlamlı olarak arttı ($p<0.05$). Belirlenen zaman içerisindeki değişim uygulama öncesindeki değer ile 4 haftalık uygulama sonrasında ölçülen değer arasındaki farktan (Etki büyüklüğü:0.25, istatistiksel güç:0.61) ve uygulama öncesi ile 8. hafta sonunda ölçülen değer arasındaki farktan (Etki büyüklüğü:0.28, istatistiksel güç:0.67) kaynaklanmaktaydı. 4 haftalık uygulama sonrasında uygulama öncesine göre ve 8. hafta sonunda uygulama öncesine göre katılımcıların biceps braki kas kuvvetinde anlamlı olarak artış gözlemlendi (sırasıyla, $p=0.002$ ve $p=0.001$). Grupların zaman içerisindeki değişimleri karşılaştırıldığında ise 4 haftalık uygulama sonrası ile uygulama öncesi (etki büyüklüğü:0.77, istatistiksel güç:0.89), yine aynı şekilde 8. hafta sonu ile uygulama öncesi (etki büyüklüğü:0.76, istatistiksel güç:0.88) birbirinden farklıydı ($p<0.05$). Ancak 8. hafta sonuçları ile 4. hafta sonuçları arasındaki değişim gruplar arasında farklı eğildi ($p>0.05$). Kontrol grubunun biceps braki kas kuvveti verisi zaman içinde anlamlı şekilde değişmedi ($p>0.05$) (Tablo 6).

Tablo 6: Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası biceps kas kuvveti karşılaştırması

Grup	1.Ölçüm X±SS	2.Ölçüm X±SS	3.Ölçüm X±SS	Δ 1-2 X±SS Değişim(%)	Δ 2-3 X±SS Değişim(%)	Δ 1-3 X±SS Değişim(%)	Karşılaştırmalar	
							Zaman (Friedman Varyans Analizi) p	Ölçüm zamanlarının karşılaştırması (Wilcoxon İşaretili Sıralar Testi) †
KYG	19.946 ± 4.300	21.333 ± 5.418	21.211 ± 4.703	1.288 ± 2.147 %5.869±10.035	-0.021 ± 2.167 %1.246±10.318	1.265 ± 1.914 %6.585±9.141	<0.001*	2>1 † ** 3>1 † ** 2=3
KG	18.579 ± 4.469	18.268 ± 3.540	18.293 ± 3.975	-0.310 ± 1.988 %0.282±10.326	0.024 ± 1.556 %0.068±7.853	-0.286 ± 1.421 % -0.695±8.053	0.851	1=2=3
p MWU Testi §				0.004 **	0.994	0.001 **		

Friedman varyans analizi uygulandı, KYG: Köpük Yuvarlama Grubu, KG: Kontrol Grubu, 1: Birinci Ölçüm, 2: İkinci Ölçüm, 3: Üçüncü Ölçüm, X ± SS: Ortalama ± Standart Sapma, Δ: İki Ölçüm Arasındaki Değişim, †: Zamandaki Değişim, §: Gruplar arasında zaman içindeki değişim, * p<0.05, ** p<0.0167, MWU: Mann Whitney-U Testi

Köpük yuvarlama grubunun KKZ üst ekstremitte stabilizasyon testinin ortalama, güç ve skor verileri zaman içerisinde anlamlı olarak arttı ($p<0.05$). Belirlenen zaman içerisindeki değişim uygulama öncesindeki değer ile 4 haftalık uygulama sonrasında ölçülen değer arasındaki farktan (Sırasıyla ortalama, güç ve skor için etki büyüklüğü:0.47, 0.53, 0.52, istatistiksel güç:0.97, 0.98, 0.98) ve uygulama öncesi ile 8. hafta sonunda ölçülen değer arasındaki farktan (Sırasıyla ortalama, güç ve skor için etki büyüklüğü:0.47, 0.53, 0.57 istatistiksel güç:0.97, 0.99, 0.99) kaynaklanmaktaydı. 4 haftalık uygulama sonrasında uygulama öncesine göre ve 8. hafta sonunda uygulama öncesine göre katılımcıların KKZ üst ekstremitte stabilizasyon testindeki artışın anlamlı olduğu belirlendi (sırasıyla ortalama, güç ve skor için; $p=0.001$ ve $p=0.001$, $p=0.001$ ve $p=0.002$, $p=0.0004$ ve $p=0.001$). Grupların zaman içerisindeki değişimleri karşılaştırıldığında ise; uygulama öncesi, 4 hafta uygulama sonrası ve 8 hafta sonrası birbirinden farklı değildi ($p>0.05$) (Sırasıyla ortalama, güç ve skor için; Etki büyüklüğü:0.45, 0.48, 0.45, istatistiksel güç:0.51, 0.56, 0.52 – etki büyüklüğü:0.21, 0.26, 0.19 istatistiksel güç:0.19, 0.25, 0.18 – etki büyüklüğü:0.27, 0.23, 0.30, istatistiksel güç:0.27, 0.22, 0.30). Kontrol grubunun KKZ üst ekstremitte stabilizasyon testi içinde anlamlı şekilde değişmedi ($p>0.05$) (Tablo 7).

Tablo 7: Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası kapalı kinetik zincir üst ekstremitte stabilizasyon testi sonucunun karşılaştırması

Grup	KKZ Test Sonucu	1.Ölçüm X±SS	2.Ölçüm X±SS	3.Ölçüm X±SS	Δ 1-2 X±SS Değişim (%)	Δ 2-3 X±SS Değişim (%)	Δ 1-3 X±SS Değişim (%)	Karşılaştırmalar	
								Zaman (Friedman Varyans Analizi) p	Ölçüm zamanlarının karşılaştırması (Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi) †
KYG	Ort.	19.52±4.59	21.82±5.06	21.77±4.82	2.29±3.08 %13.70±21.78	-0.44 ± 2.35 %0.51±10.78	2.25±3.46 %14.39±27.51	<0.001*	2>1 † ** 3>1 † ** 2=3
	Skor	0.28±0.07	0.32±0.08	0.32±0.07	0.03±0.04 %13.67±21.80	-0.001±0.035 %0.49±10.80	0.03±0.05 %14.35±27.60	0.001*	2>1 † ** 3>1 † ** 2=3
	Güç	59.69±12.83	66.57±12.99	66.45±12.43	6.88±9.80 %13.70±21.78	-0.12±7.70 %14.39±27.51	6.75±11.64 %14.39±27.51	0.001*	2>1 † ** 3>1 † ** 2=3
KG	Ort.	20.69±3.25	21.65±4.11	22.22±4.59	0.95±2.84 %4.96±13.61	0.56±2.00 %3.01±10.21	1.52±3.46 %7.91±16.80	0.550	1=2=3
	Skor	0.31±0.05	0.32±0.06	0.33±0.07	0.01±0.04 %4.98±13.64	0.009±0.030 %2.95±10.22	0.02±0.05 %7.85±16.76	0.055	1=2=3
	Güç	59.37±15.17	61.82±15.84	63.32±16.66	2.45±8.38 %4.96±13.61	1.49±5.59 %7.85±16.76	3.95±9.66 %7.85±16.76	0.055	1=2=3
MWU Testi § p		Ortalama			0.124	0.464	0.348		
		Skor			0.137	0.424	0.344		
		Güç			0.110	0.684	0.322		

Friedman varyans analizi uygulandı, KYG: Köpük Yuvarlama Grubu, KG: Kontrol Grubu, 1: Birinci Ölçüm, 2: İkinci Ölçüm, 3: Üçüncü Ölçüm, X ± SS: Ortalama ± Standart Sapma, Δ: İki Ölçüm Arasındaki Değişim, †: Zamandaki Değişim, §: Gruplar arasında zaman içindeki değişim, * p<0.05, ** p<0.0167, MWU: Mann Whitney-U Testi

Köpük yuvarlama grubunun adapte edilmiş yukarı çekme testi verisi zaman içinde anlamlı şekilde değişiklik göstermedi ($p>0.05$,) (Etki büyüklüğü:0.14, istatistiksel güç:0.39 – etki büyüklüğü:0.11, istatistiksel güç:0.29 – etki büyüklüğü:0.24, istatistiksel güç:0.75). Aynı şekilde kontrol grubunda da zaman içinde anlamlı bir değişim olmadı ($p>0.05$). Grupların zaman içerisindeki değişimleri karşılaştırıldığında ise; uygulama öncesi, 4. hafta uygulama sonrası ve 8. hafta sonrası birbirinden farklı değildi ($p>0.05$) (Etki büyüklüğü:0.31, istatistiksel güç:0.31 – etki büyüklüğü:0.34, istatistiksel güç:0.35 – etki büyüklüğü:0.04, istatistiksel güç:0.07)(Tablo 8).



Tablo 8: Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası adapte edilmiş yukarı çekme testi sonucunun karşılaştırması

Grup	1.Ölçüm X±SS	2.Ölçüm X±SS	3.Ölçüm X±SS	Δ 1-2 X±SS Değişim(%)	Δ 2-3 X±SS Değişim(%)	Δ 1-3 X±SS Değişim(%)	Karşılaştırmalar	
							Zaman (Friedman Varyans Analizi) p	Ölçüm zamanlarının karşılaştırması (Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi) †
KYG	8.78 ± 2.36	9.18 ± 2.43	9.61 ± 2.66	0.42 ± 1.53 %6.50±19.47	0.42 ± 1.48 %5.55±19.05	0.82 ± 1.57 %10.67±19.99	0.077	-
KG	8.46 ± 2.05	8.31± 2.22	8.65 ± 2.69	-0.15 ± 1.99 %0.12±19.31	0.34 ± 1.64 %5.08±21.20	0.18 ± 2.09 %3.15±20.68	0.805	-
p MWU Testi §				0.354	0.652	0.187		

Friedman varyans analizi uygulandı, KYG: Köpük Yuvarlama Grubu, KG: Kontrol Grubu, 1: Birinci Ölçüm, 2: İkinci Ölçüm, 3: Üçüncü Ölçüm, X ± SS: Ortalama ± Standart Sapma, Δ: İki Ölçüm Arasındaki Değişim, †: Zamandaki Değişim, §: Gruplar arasında zaman içindeki değişim, MWU: Mann Whitney-U Testi

Köpük yuvarlama grubunun şınav testi verisi zaman içerisinde anlamlı olarak arttı ($p<0.05$). Belirlenen zaman içerisindeki değişim uygulama öncesindeki değer ile 4 haftalık uygulama sonrasında ölçülen değer arasındaki farktan (Etki büyüklüğü:0.45, istatistiksel güç:0.95) ve uygulama öncesi ile 8. hafta sonunda ölçülen değer arasındaki farktan (Etki büyüklüğü:0.63, istatistiksel güç:0.99) kaynaklanmaktaydı. 4 haftalık uygulama sonrasında uygulama öncesine göre ve 8. hafta sonunda uygulama öncesine göre katılımcıların şınav testi sonucundaki artışın anlamlı olarak daha iyiye gittiği gözlemlendi (sırasıyla, $p=0.003$ ve $p=0.001$). Grupların zaman içerisindeki değişimleri karşılaştırıldığında; uygulama öncesi, 4 haftalık uygulama sonrası ve 8. hafta sonu olmak üzere tüm zaman aralıklarında köpük yuvarlama grubunun kontrol grubuna göre anlamlı olarak arttığı saptandı ($p<0.05$) (Etki büyüklüğü:0.53, istatistiksel güç:0.64 – etki büyüklüğü:1.20, istatistiksel güç:0.99 – etki büyüklüğü:0.89, istatistiksel güç:0.95). Kontrol grubunun şınav testi sonucu anlamlı şekilde değişmedi ($p>0.05$) (Tablo 9).

Tablo 9: Katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası sınav testi sonucunun karşılaştırması

Grup	1.Ölçüm Ortanca (en küçük- en büyük)	2.Ölçüm Ortanca (en küçük- en büyük)	3.Ölçüm Ortanca (en küçük- en büyük)	Δ 1-2 Ortanca (en küçük-en büyük) Değişim(%)	Δ 2-3 Ortanca (en küçük-en büyük) Değişim(%)	Δ 1-3 Ortanca (en küçük-en büyük) Değişim(%)	Karşılaştırmalar	
							Zaman (Friedman Varyans Analizi) p	Ölçüm zamanlarının karşılaştırması (Wilcoxon İşaretili Sıralar Testi) †
KYG	12.00 (7.00-17.00)	13.16 (7.00-22.00)	13.50 (7.66-21.00)	1.66 [-3.33]-[10.00] %12.92 [-26.31]-[83.33]	-1.00 [-3.00]-[4.00] %5.74 [20.00]-[44.44]	-0.666 [-2.67]-[8.00] %16.87 [-21.05]-[85.71]	0.005*	2>1 † ** 3>1 † ** 2=3
KG	11.00 (6.33-17.33)	12.16 (7.00-16.66)	10.99 (5.33-16.33)	0.16 [-7.67]-[4.67] %1.16 [-51.11]-[46.43]	0.66 [-4.33]-[3.00] %-8.00 [-38.46]-[31.32]	1.83 [-5.33]-[2.33] %-6.20 [-46.67]-[21.21]	0.057	1=2=3
p MWU Testi §				0.040**	0.001**	<0.001*		

Friedman varyans analizi uygulandı, KYG: Köpük Yuvarlama Grubu, KG: Kontrol Grubu, 1: Birinci Ölçüm, 2: İkinci Ölçüm, 3: Üçüncü Ölçüm, Δ : İki Ölçüm Arasındaki Değişim, †: Zamandaki Değişim, §: Gruplar arasında zaman içindeki değişim, * p<0.05, ** p<0.0167, MWU: Mann Whitney-U Testi

5. TARTIŞMA

Çalışmamızın sonuçlarına göre, sağlıklı bireylerde dirsek ekleminde yapılan köpük yuvarlama uygulaması, 45° fleksiyonda ölçülen dirsek eklem pozisyon duyusunu 4 haftalık uygulamadan sonra uygulama öncesi ile karşılaştırıldığında iyileştirdi. 8. hafta sonundaki ölçüm sonucu 4 haftalık uygulamadan sonraya göre bir miktar kötüleşmiş başlangıç değerine göre ise iyileşmiş gibi görünmekle beraber, sonucun 4 hafta sonundaki ve başlangıçtaki ölçüm değerleri ile benzer olduğu belirlendi. Köpük yuvarlama uygulamasının dirsek ekleminde; 60° ve 75° 'de ölçülen eklem pozisyon duyusuna, kuvvet eşleme ve adapte edilmiş yukarı çekme testi sonuçları üzerine bir etkisi görülmedi. Başlangıç değerleri ile karşılaştırıldığında, biceps braki kas kuvvetinin 4 haftalık uygulamadan sonra arttığı belirlendi. Uygulamadan sonra ortaya çıkan kuvvet artışı dört hafta sonra da korundu. KKZ üst ekstremité stabilizasyon testi sonuçlarında ve şınav testi sonuçlarında, 4 haftalık uygulama sonrası uygulama öncesi ile karşılaştırıldığında iyileşme belirlendi. Bu iyileşme, 8. hafta sonunda da korundu.

Çalışmamızda yapılan ölçümlerin etki büyüklükleri 0.01 – 1.20 arasında değişmekteydi. Bu etki büyüklükleri ile ileri çalışmalar için yol gösterici veriler elde edilmiştir.

5.1. Köpük yuvarlama uygulamasının propriosepsiyon üzerine etkileri:

Köpük yuvarlama uygulaması, KYG'de 45° fleksiyonda ölçülen dirsek eklem pozisyon duyusunu 4 haftalık uygulamadan sonra uygulama öncesi ile karşılaştırıldığında iyileştirdi (Etki büyüklüğü:0.64). 8. hafta sonundaki ölçüm sonucu 4 haftalık uygulamadan sonraya göre bir miktar kötüleşmiş başlangıç değerine göre ise iyileşmiş gibi görünmekle beraber, sonucun 4 hafta sonundaki ve başlangıçtaki ölçüm değerleri ile benzer olduğu belirlendi. Bu nedenle 8. hafta sonunda, 4. hafta sonunda elde edilen değerin korunduğu söylenebilir, ancak başlangıç değerine olan benzerliği dolayısıyla da bu sonuç dikkatli yorumlanmalıdır. Diğer yandan 45° fleksiyonda ölçülen dirsek eklem pozisyon duyusunda KYG' de görülen gelişimin kontrol grubu ile benzer olduğu belirlendi. Köpük yuvarlama uygulamasının dirsek ekleminde; 60° ve 75°' de ölçülen eklem pozisyon duyusuna etkisi olmadı.

45°'de ölçülen dirsek eklem pozisyon duyusunda elde edilen gelişmeler şu mekanizmalara bağlı olabilir: Vücut ağırlığı ile yapılan yuvarlama hareketi yumuşak doku üzerinde bir basınç oluşturmaktadır (105). Bu basınçla kasta meydana gelen uzamanın kas içiği ve GTO'yu harekete geçireceği düşünülmektedir (111, 138). SMG ile yapılan basıncın tip 1b afferentlerinin aktivitesini artırabileceği saptanmıştır. Bu aktivite artışının proprioseptif

nöromusküler fasilitasyonda olduğu gibi kas içiği uzunluğunda değişim yaratıp, aynı zamanda ilgili kasın SSS'ye daha fazla proprioseptif geri bildirim yapmasına neden olabileceği düşünülmektedir (139, 140). Yapılan hayvan deneylerinde kortikal hücrelerin deri gerilmesine duyarlılığı gösterilmiştir. Deneyler ayrıca, farklı cilt gerdirme paternlerinin parmak, dirsek ve dizdeki hareket algısı ve pozisyonu az miktarda etkilediğini göstermektedir (141). Biz çalışmamızda kutanöz reseptörleri araştırmamış olsak da köpük yuvarlama uygulamasına bağlı olarak cilt üzerinde bir germe etkisi oluşturulup bu reseptörler uyarılmış olabilir (39). Bununla birlikte daha fazla reseptör içeren fasyadaki mekanoreseptörler vücut ağırlığı ile yapılan yuvarlama hareketi sırasında yumuşak doku üzerinde oluşan basınçla uyarılmış olabilir (142). Köpük yuvarlama uygulamasının metabolizmayı da etkileyebileceği bilgisinden hareketle lokal metabolizmadaki değişiklikler de sensomotorik fonksiyonu etkilemiş olabilir (119). Bir çalışmada köpük yuvarlama uygulamasının, geleneksel ısınma prosedürlerinden sonra uygulanmasının, diz ekleminde eklem pozisyon duyusunda iyileşme sağladığı belirlenmiştir (120, 121). Başka bir çalışmada ise kalçaya uygulanan köpük yuvarlama uygulamasının, kalça ekleminde proprioseptif duyuyu geliştirdiği bulunmuştur (143). Ancak köpük yuvarlama uygulamasının, duyu fonksiyonu etkileyip etkilemediği ve olası mekanizmalar henüz net olarak kanıtlanmamıştır. Çalışmamızın üst ekstremité köpük yuvarlama uygulamasının proprioseptif duyu üzerine etkilerini inceleyen ilk çalışma olması dolayısıyla sonuçlarımızı karşılaştırabileceğimiz başka bir çalışma yoktur. Uygulama sonrası yaptığımız güç analizinde 45°'de ölçülen dirsek eklem pozisyon duyusu için grup içi değişimlerin belirlenmesinde 0.86-0.99 arasında yeterli istatistiksel güce ulaştığımızı gördük. Ancak gruplar arası karşılaştırmada 0.21-0.54 aralığında düşük bir güç yüzdesi saptandı. KYG'de grup içi anlamlı bir artış sağlanmasına ve bu değişimin kontrol grubundaki değişimden ortalama olarak daha fazla olmasına rağmen gruplar arası istatistiksel farkı düşük güç dolayısıyla gösterememiş olabiliriz.

Üst ekstremité ile ilgili literatürde yer alan çalışmalarda propriosepsiyon değerlendirmelerinde farklı eklem açıları hedef alınmıştır. Örneğin; iki çalışmada 30°, 60° ve 90° (59); bir çalışmada 45°, 60° ve 75° (7) , başka bir çalışmada ise 15° ve 30° ile 20° ve 40° (63) fleksiyonda değerlendirme kullanılmıştır. Bu farklılıklar testlerin yorumunu güçleştiren bir faktördür. Fakat 90° dirsek fleksiyonunun eklem pozisyonu için optimal olduğunu düşünen çalışmalar da mevcuttur (6, 144-146). Literatürde daha büyük derecede hedef açının meydana gelen tork artışına bağlı olarak daha büyük eşleştirme hatasına neden olduğunu bildiren çalışmalar vardır (1, 147, 148). Bir çalışmada da eklem hareket açıklığının (EHA) sonuna yaklaştıkça pozisyon duyusunun keskinliğinin artmış olduğu tespit edilmiştir (3). Son hareket aralıklarında muskulotendinöz ve kapsüloligamentöz mekanoreseptörlerin daha fazla uyarıldığı

düşünülmektedir. Eklem hareket açıklığı (EHA) açısı arttıkça, kas uzunluğunda ve kas içiğinin duyarlılığında meydana gelen değışimlere bağı olarak pozisyon duyusunun keskinliğı artabilir (3). Çalışmamızda; dirsek eklemünde, inklinometre ile eklem hareket aralığının dijital olarak ölçüldüğü ve güvenilirlik çalışmasının yapıldığı tek araştırma olan Kristensen ve ark.'nın çalışmasını referans aldık (7). Bu nedenle; 45°, 60° ve 75°'yi hedef açı olarak seçtik. Bizim çalışmamızda 60° ve 75°'de ölçülen eklem pozisyon duyusu 45°'ye göre daha keskindi ancak istatistiksel analiz yapmadığımız için aralarında anlamlı bir fark olup olmadığını bilmemekteyiz. Çalışmamızda, 60° ve 75°'de ölçülen eklem pozisyon duyusunda pozitif yönde bir gelişme olmaması bununla ilişkili olabilir. Bu açılarda eklem pozisyon duyusu belki de daha keskin olduğu için uygulamanın duyuya ek bir katkısı olmamış olabilir. Üst ekstremitede yapılan eklem pozisyon duyusu ile ilgili çalışmalarda 5°'ye kadar olan hata miktarı normal olarak kabul edilmektedir (149-152). Omuzda yapılan bir çalışmada; erkek için $<3^{\circ} \pm 2$, kadın için $<4^{\circ} \pm 2$ (82, 149) normal değer olarak verilmiştir. Ancak dirsek ile ilgili normal değerleri içeren bir çalışma bulunmamaktadır. Bununla birlikte çalışmamızda ölçüm için referans aldığımız makalenin sonuçlarında da sağlıklı bireylerde 6° civarı hata miktarı bildirilmiştir (7). Bizim bulduğumuz hata ortalamaları iki grup için de bu hata oranlarına göre daha düşüktür. Fakat bizim çalışma sonuçlarımızda 75°'de ölçülen eklem pozisyon duyusu için ortanca değer hesaplanmış, literatürdeki sonuçlar ise ortalama değerleri yansıtmaktadır. Bu nedenle sonuçlarımız dikkatle yorumlanmalıdır. Ayrıca 60° ve 75°'de ölçülen eklem pozisyon duyusunda çalışma sonrası yaptığımız post hoc güç analizinde grup içinde iki ölçüm hariç tüm veriler için (0.12-0.99) ve gruplar arası farkı belirlemede için tüm veriler için gereken yeterli istatistiksel güce ulaşamadığımızı belirledik (0.09-0.58). Daha fazla birey çalışmaya alınsa farklı sonuçlar saptanabilirdi. Bu nedenle yapılan köpük yuvarlama uygulamasının kontrol grubuna karşı üstünlüğünü belirlemek açısından gelecek çalışmalarda daha fazla birey üzerinde çalışılmasını önermekteyiz.

Literatürde eklem pozisyon duyusunun yorgunluktan etkilendiğı sonucuna varılmıştır. Buna bağı olarak yorgunluk, kas içiğini duyarsızlaştırıp; eklem pozisyon duyusu ve eklem stabilitesinde etkili olan nöromusküler yanıtları etkileyebilir (153). Bu nedenle, bu duyuya yönelik testlerin her hangi bir kas kasılmasını içeren testlerden önce yapılmasının daha uygun olduğu düşünülmektedir. Ancak yapılan çalışmalarda test sıralamasından meydana gelebilecek sistematik hatalar olabildiğı ve en yan tutmadan uygulanabilecek yöntemin randomize sıra ile değerlendirme olduğu da vurgulanmaktadır. Bu nedenle bizim çalışmamızda test sıraları randomize olarak yapıldı. Buna bağı olarak eklem pozisyon duyusu yorgunluktan bir miktar etkilenmiş olabilir (154).

Literatürde diğer bir üzerinde durulan konu ise eklem pozisyon duyusu testinin yapılaş hızıdır. Testlemenin sabit bir hız ile yapılması gerektiğı, testi uygulama hızının eklem pozisyon duyusunu etkileyebileceğı düşünölmektedir (1). Ancak tüm katılımcılarda sabit bir test hızı ayarlamak izokinetik cihazlar kullanılmıyor ise güçtür. Literatürdeki bazı çalışmalarda, monitörizasyon ile saniyedeki hız değışimi saptanarak hızın eklem pozisyon duyusu hataları ile olan ilişkisi ispatlanmıştır (1, 63). Biz çalışmamızda gözlemsel olarak hızı standart tutmaya çalıştık. Literatürde belirtildiğı gibi saniyede 30°'yi (63) hedef alarak, katılımcılara gerektiğı durumlarda yavaşlamaları ya da hızlanmaları konusunda sözel uyarı verildi. Hızın izokinetik cihazlarla kontrol altına alındığı çalışmalar ile daha objektif sonuçlar elde edilebilir.

Diğer bir proprioseptif komponent olan kuvvet eşlemede ise, uygulama sonrasında herhangi bir değışim meydana gelmedi. Kuvvet, hem merkezi hem de periferik mekanizmalar ile ilişkilidir (155). Genel olarak kas kuvvetinin iki ayrı kaynaktan ortaya çıktığı savunulmaktadır. Bunlar; periferik olarak kastan afferent geri bildirimle GTO uyarımına bağılı ortaya çıkan gerilim hissi ve merkezi olarak ortaya çıkan çaba duygusudur (156). Hedef kuvvet tahmininde asıl etkili olan etmenin çaba duygusu olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (157). Çalışmamızın sonuçlarına baktığımızda, köpük yuvarlama uygulamasının kuvvet eşleme üzerinde bir etkisi olmaması nedeniyle uygulamanın merkezi olarak bir etki yaratmadığı yorumu yapılabilir (158). Yapılan çalışmalarda maksimum istemli kasılmadaki artışa bağılı olarak hedef kuvvette de artma beklenmekte ve bu artışın kuvvet eşleme hatalarını aza indirgediğı görüşü yer almaktadır (159). Çalışmamızda kuvvette artış olması nedeniyle bu artışın kuvvet eşleme duyusunu da olumlu etkileyebileceğini düşünmekteydik, fakat bir artış bulmadık. Çalışma sonrası yaptığımız güç analizine göre kuvvet eşleme için gruplar arası ve grupların kendi içindeki değışimleri göstermek üzere hesaplanan istatistiksel gücün yetersiz olduğunu görmekteyiz (0.06-0.75). Daha fazla birey üzerinde çalışılmasının uygulamanın kuvvet eşleme duyusuna olan etkisini daha iyi yansıtabileceğı kanaatindeyiz.

Kuvvet eşleme testinin maksimum istemli kasılmanın yüzde kaç ile yapılması gerektiğı ile ilgili kesin bir bilgi yoktur. Çalışmalarda, küçük hedef kuvvetlerin daha büyük tahmin edildiğı sonucuna varılmış (160), kontra-lateral tarafla eşleme yapılan bir çalışmada en doğru eşlemenin maksimum istemli kasılmanın %50'sinde olduğu öne sürölmüştür (161). Çalışmada maksimum istemli kasılmanın %50'si ve %50'nin altındaki değerlerle karşılaştırma yapılmış, en doğru eşlemenin maksimum istemli kasılmanın %50'sinde ortaya çıktığı saptanmıştır. Bunun neye bağılı gerçekleştiğı ile ilgili bir bilgi verilmemesine rağmen çalışmanın sonucu Proske ve ark.'nın çalışmasında gösterilen maksimum istemli kasılmadaki artışa paralel olarak hedef kuvvet artışı ve buna bağılı olarak eşleme hatalarının azalması olarak açıklanan olası

mekanizmaları desteklemektedir (159). Kuvvet eşleme ile ilgili dirsekte yapılan iki çalışmadan birinde maksimum istemli kasılmanın %10'u (59) diğerinde ise %30'u (162) hedef kuvvet olarak kullanılmıştır. Biz bu nedenle %50'ye daha yakın olan %30 değerini referans olarak kullandık. Küçük hedef kuvvetlerin olduğundan daha fazla tahmin edildiği bilgisini dikkate alarak maksimum istemli kasılmanın %30'u yerine kuvvet eşlemeyi daha büyük bir yüzdede test etseydik, belki de sonuçlarımız farklı olabilirdi. Ayrıca bu konu ile ilgili olarak bir çalışmada, %40'ın altındaki maksimum istemli kasılma yüzdeleri hedef alınarak biceps braki kasında yapılan EMG testlerinde, kasın kaba hareketlerle ilişkili karma bir kas olması nedeniyle ince hareketlerde gerekli olabilecek düşük dereceli kuvvetlerin derecelendirmesine nispeten duyarsız kalabileceği yorumu yapılmıştır (154, 161, 163-166). Literatürde kuvvet eşlemenin normal değerleri ile ilgili de net bir bilgi bulunmadığı için başlangıç değerlerimizin normal olup olmadığını bilmemekteyiz. Çalışmamızda, uygulama öncesi ile karşılaştırdığımızda diğer ölçüm zamanlarında kuvvet eşleme değerlerinde değişme görmemekteyiz. Belki de, uygulamadan önce zaten normal olan kuvvet eşleme parametresi uygulama ile değişmemiş olabilir. Normal değerler için farklı maksimum istemli kasılma yüzdeleri ve uygun yöntem ile çalışma yapılmalıdır.

Eklem pozisyon duyusunda olduğu gibi kuvvet eşleme değerlendirmesinde de katılımcının eşleme prosedürünü belirli bir hızda yapması gerekmektedir. Çok hızlı yapılan eşlemeler hata oranını artırırken, eşleme sırasında yavaş hareket etmek ve hedef kuvvet tespitinde geçirilen uzun süre öğrenme etkisi yaratabilir (1, 154). Çalışmamızda düşük yüzde ile çalışılması nedeniyle hız kontrolü yapmak zor oldu. İleri çalışmalar için bu açıdan büyük yüzdede çalışmak ve eklem pozisyon duyusunda olduğu gibi kuvvet eşleme duyusunda da izokinetik cihazlar kullanarak hız kontrolü yapmak uygun bir yöntem olabilir.

Literatürde kuvvet eşleme ile ilgili dirsek ve üst ekstremitede kısıtlı sayıda yayın olması nedeniyle eşleme duyusuna etkileyen faktörler ve olası mekanizmaların açıklanması yetersiz kalmaktadır. Bu konu ile ilgili ileri çalışmalara gereksinim duyulmaktadır.

5.2. Köpük yuvarlama uygulamasının kuvvet üzerine etkileri:

Köpük yuvarlama uygulaması, biceps braki kas kuvvetini 4 haftalık uygulamadan sonra uygulama öncesi ile karşılaştırıldığında KYG’de artırdı (Etki büyüklüğü:0.25). 4. hafta sonundaki ölçüm sonucu 8. hafta sonunda da korundu. Aynı şekilde uygulama öncesi ile 8. hafta sonundaki ölçümler arasında da artış saptandı (Etki büyüklüğü:0.28). Grupların zaman içerisindeki değişimleri karşılaştırıldığında; uygulama öncesi ile 4. hafta sonu (Etki büyüklüğü:0.77) ve uygulama öncesi ile 8. hafta sonundaki (Etki büyüklüğü:0.76) zaman aralıklarında köpük yuvarlama grubunun kontrol grubuna göre anlamlı gelişme gösterdiği belirlendi.

Literatürde, köpük yuvarlama uygulamasının kas kuvveti üzerine etkilerini gösteren çalışmalar alt ekstremité üzerinde yoğunlaşmıştır ve sonuçlar tutarsızdır. Üst ekstremitéde kas kuvvetini inceleyen bir çalışma mevcut değildir. Ayrıca alt ekstremité ile ilgili literatürdeki çalışmalar akut etkileri araştırmaktadır. Bizim çalışmamızın dört haftalık etki araştırması nedeniyle direkt olarak karşılaştırma yapacağımız bir referans bulunmamaktadır. Alt ekstremitéde yapılan çalışmalardan bazıları uygulamanın olumlu ya da olumsuz bir etki yaratmadığını söylemekte (95, 108) farklı bir çalışmada ise yoğun egzersiz sonrası kullanıldığında uygulamanın gecikmiş kas ağrısının etkilerini azaltarak kuvvet ve performans üzerine olumlu etkileri olduğu (167) yönünde görüş bildirilmektedir. Çalışmalarda genel olarak kuvvetteki artış ya da azalışın neye bağlı olarak gerçekleştiği ile ilgili net bir bilgi verilmemiştir. Bu nedenle uygulamanın kas kuvveti üzerine etkilerini inceleyen ve olası mekanizmalarını açıklayan daha kapsamlı araştırmalara gereksinim duyulmaktadır.

Literatürdeki bir çalışmaya göre SMG’nin kas kuvvetine etkisi ile ilgili mekanizma, kısalmış sarkomerlerin iskemik bası ile uzaması ve ilgili kasın kasılmasına katkıda bulunması olabilir (168). Cagnie ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, iskemik bası uygulandıktan sonra oluşan reaktif hipereminin, daha iyi oksijen alımına, nosiseptif ve inflamatuvar maddelerin üretiminin azalmasına yol açabileceği, bunun da kas liflerine daha az zarar verip ve sonuç olarak daha iyi kuvvet üretimi ile sonuçlanabileceği yorumu yapılmıştır (168). Bu yorum bizim sonuçlarımızı destekler niteliktedir (169).

Fasyayı hedef alan teknikler uygulanan basıya bağlı olarak kas kuvvetini etkileyebilir. Önceki çalışmalarda ilgili fasyal dokuda bir değişiklik yaratmak için gerekli olan basınç miktarı 24-115 kg arasında gösterilmiştir (170). Gövde ve üst ekstremité ağırlığının, total vücut ağırlığının yaklaşık olarak %50’si ile %60’ı arasında olduğu bildirilmiştir (171, 172). Buna göre bizim çalışmamıza katılan bireylerin gövde ve üst ekstremité ortalama ağırlıkları ise yaklaşık olarak KG’de 31-37 kg, KYG’de ise 34-41 kg aralığındadır. Kesin olarak ölçmemekle birlikte

literatüdeki yüzde verilerine göre çalışmamızda etkili basınç aralığının sağlandığını söyleyebilir, KYG grubunda yapılan uygulamanın fasyal dokuda değişiklik yaratmış olduğunu kabul edebiliriz. Buna bağlı olarak kas kuvveti artmış olabilir. Köpük yuvarlaması sırasında meydana gelen kas üzerindeki sabit basıncın, masaj uygulamasındakine benzer biyokimyasal değişikliklere yol açabileceği düşünülmektedir. Bu değişiklikler şu şekilde sıralanabilir; dolaşımdaki nötrofil seviyelerinde artış, egzersiz sonrası plazma kreatin kinazında daha küçük artışlar, sitokrom c oksidaz alt ünitesi VIIb (COX7B) ve NADH Dehidrojenaz 1 (ND1)'in transkripsiyonunu işaret eden sensörlerin aktivasyonu, yeni mitokondri oluşturulması ve daha az hücrel stres ve iltihaplanmayı yansıtan daha az aktif bağışıklık sitokinleri. Bu mekanizmayı yorumladığımızda, yeni mitokondrial hücrelerin oluşması ile kas dokusu daha çok oksijenlenecek ve buna bağlı olarak kas kuvvetinde bir artış meydana gelebilir. Ayrıca uygulamanın kas üzerine doğrudan yapıyor oluşu doku kanlanmasını artırıcı bir faktördür (21). Bizim çalışmamızda da biceps braki kasına doğrudan yapılan 12 seanslık bir uygulama sonucunda basıya bağlı olarak gerçekleşen hücrel değişiklikler ile doku oksijenlenmesi artırılıp kas kuvvetinde bir artış sağlanmış olabilir (167).

Uygulanan basıncın kas kuvvetine etkisi ile ilgili olası bir mekanizma da şu şekildedir; SMG aracılığıyla uygulanan basıncın, hafif dokunmaya cevap veren intersitisyel tip III ve IV reseptörlerini uyarak otonom sinir sistemini harekete geçirdiğine inanılmaktadır. Fasyadaki Ruffini sonlanmaları derin sürekli basınca tepki verir. SMG'nin etkili olduğunu savunan araştırmacılar, bu reseptörlerin uyarılmasının sempatik tonusu düşürdüğünü, gama motor nöron aktivitesini artırdığını ve intra-fasyal düz kas hücrelerinin gevşemesini teşvik ettiğini iddia etmektedir (123). Ek olarak, otonom sinir sisteminin, vazodilatasyon ve lokal akışkan dinamikleri ile ilişkili olduğuna inanılmaktadır. Vazodilatasyon ve lokal akışkanlık fasyal vizkosite üzerinde etkilidir. Bu kombine etkilerin kas fonksiyonunu geliştirdiği hipotezi öne sürülmüştür (98, 103, 173). Bu etkiler, bizim çalışmamız için de referans olabilir.

Yapılan bazı çalışmalarda köpük yuvarlama ile masaj uygulaması karşılaştırılmıştır. Bu iki uygulamanın uygulama süresi bakımından kas kuvvetine ve performansa olan etkilerine bakılmıştır. 40 dk gibi bir masaj uygulamasından sonra kuadriseps EMG kas aktivitesinde azalma tespit edilmiştir. 2 dk kadar bir SMG uygulamasından sonra ise kas aktivitesinde bir azalma tespit edilmemiştir (125). Bu iki uygulamanın kas kuvvetine etkileri ile ilgili temel farkın uygulama süresi olduğu üzerinde durulmuştur (123). SMG uygulamasının da gevşeme etkisi olmasına rağmen, uygulamanın kısa süreli oluşu ve kasın uzunluk-gerim ilişkisine olumlu etkisine bağlı olarak kuvvette artış sağlanmış olabilir (23, 106, 174).

Yapılan çalışmalarda kas fonksiyonunu optimize etmek açısından kullanılan silindir sertliğinin önemli olduğu vurgulanmıştır. Daha sert bir silindirin yumuşak olanlara kıyasla daha yararlı olduğu gösterilmiştir (104). Yumuşak formdaki silindirlerin vücut ağırlığı altında deforme olması ve ağırlığa bağlı temas alanı artışı uygulanan basınçta azalma yaratmaktadır. Kuvvetteki artışı baz aldığımızda çalışmamızda kullandığımız köpük silindir sertliği yeterli görünmektedir. Biz çalışmamızda orta-yumuşak yoğunluklu bir silindir kullandık (16). Elde ettiğimiz sonuçlara göre kullandığımız silindir sertliğinin kas kuvvetinde gelişme sağlayabileceği görülmektedir. Yapılan çalışmalarda alt ekstremitede daha sert yoğunlukta silindirler önerilse de üst ekstremitte kasları için bu sertlik tolere edilemeyebilir. Bizim deneyimimiz de çalışma boyunca bu yönde oldu. Üst ekstremitede de farklı sertlikte silindirler kullanılarak karşılaştırma çalışması yapılabilir.

Literatürde, uygulama set ve süreleri ile ilgili net bir görüş olmasa da, 60-90 s ile 5 dk arasında bir uygulama süresi etkili olarak bildirilmektedir (95, 129). Biz çalışmamızda her seti 60 s'den oluşan 2 setlik seanslar halinde toplamda 12 seans uygulama yaptık (115, 134, 135). Uygulama süresi seçimimizde, önceki çalışmalarda olumlu etkiler elde edilen süreler arasında olmasına ve uzun süreli uygulamanın kuvvet ile performansı olumsuz etkilememesi için daha az sürmesine dikkat ettik. Literatürde yeterli bilgi olmayan diğer bir konu ise uygulama hızıdır. Yapılan bazı çalışmalarda uygulama hızı belirtilse de çoğu çalışmada dikkate alınmamıştır. Biz çalışmamızda metronom kullanarak her set 10 yuvarlamadan oluşacak şekilde sabit bir hız oluşturduk (21, 115). Sonuçlarımızı dikkate aldığımızda uygulama süremizin ve hızının olumlu sonuçlar yarattığını söyleyebiliriz. Farklı hızlarda köpük yuvarlama uygulaması çalışılarak en etkili hızın belirlenmesine yönelik araştırmalara da ihtiyaç vardır.

5.3. Köpük yuvarlama uygulamasının fonksiyonel motor performans üzerine etkileri:

Köpük yuvarlama uygulaması, fonksiyonel motor performans açısından bazı parametrelerde iyileşme sağlarken, bazı parametrelerde bir değişiklik olmadı.

KKZ üst ekstremitte stabilizasyon testi sonuçlarında, KYG'de 4 haftalık uygulama sonrası uygulama öncesi ile karşılaştırıldığında gelişme belirlendi. Bu gelişme, 8. hafta sonunda da korundu. Grupların zaman içerisindeki değişimleri arasında fark bulunmadı. Şınav testinde de, 4 haftalık uygulama sonrasındaki KYG'deki gelişme 8. hafta sonunda da korundu. Grupların zaman içerisindeki değişimleri karşılaştırıldığında; uygulama öncesi, 4 haftalık uygulama sonrası ve 8. hafta sonu olmak üzere tüm zaman aralıklarında köpük yuvarlama grubunun

kontrol grubuna göre anlamlı gelişme gösterdiği belirlendi. Adapte edilmiş yukarı çekme testi sonuçları uygulama sonrası ve takipte değişmedi.

Köpük yuvarlamanın atletik performans üzerine etkisi ile ilgili sınırlı sayıda çalışma vardır(135). Uygulamanın performansa etkisi ile ilgili çeşitli mekanizmalar öne sürülmektedir. Bu mekanizmalardan biri uygulamanın ısınma etkisi yaratarak performansa etki edebileceğidir. Bir egzersizden önce uygulanan SMG tekniğinin fasyal gevşeme nedeniyle; nöromusküler etkinliği ve mobilitayı artırabileceği ve bunlara bağlı olarak performansı artırabileceği öne sürülmektedir (93, 106). Bahsi geçen bu ısınma etkisi genel olarak dolaşımsal değişikliklere bağlanmaktadır. Köpük yuvarlama uygulamasının doku perfüzyonunda değişiklik yarattığı, plazma nitrik oksit (NO) seviyesini artırdığı, arteriyel katılığın azaldığı ve vasküler endotelyal fonksiyonun geliştiği saptanmıştır (114). Kan akımındaki bu değişikliklerin, afferent kas liflerindeki gerim ile sempatik ve parasempatik aktivasyonda değişikliklere sebep olabileceği düşünülmektedir. Köpük yuvarlamadan sonra, lokal kan akımındaki değişikliklerin, köpük yuvarlama işleminden bir süre sonra daha saptanabileceğine dikkat çekilmiştir. Böylelikle uygulamanın etkilerinin anlık olmadığı vurgulanmaktadır (113).

Literatürde köpük yuvarlama uygulamasının yorgunluk algısında azalma yarattığı ile ilgili görüşler mevcuttur. Bu etki masaj uygulaması ile karşılaştırılmıştır ve masajda olduğu gibi uygulanan basıncın tükürük kortizol düzeylerini azaltarak parasempatik aktiviteyi uyurabileceği düşünülmektedir (175). Yorgunluk algısındaki azalmanın performansa olumlu bir katkı sağlayabileceği öngörülmüştür (105). Fakat bunun ile ilgili deneysel veri eksikliği mevcuttur.

Yapılan çalışmalardan bazıları performans artışını eklem hareket açıklığında meydana gelen artışa bağlamıştır. Bir çalışmada köpük yuvarlamanın yumuşak doku üzerinde sabit bir baskı oluşturan güçlü bir yumuşak doku – silindir teması sağladığı, yumuşak doku üzerindeki bu yoğun basıncın, kutanöz reseptörlerin uyarılmasıyla gerilme toleransını ve dolayısıyla eklem hareket açıklığını artırabileceği öne sürülmüştür (95). Çalışmamızda eklem hareket açıklığı değişimlerini ölçmedik ancak buna bağlı performans artışı olmuş olabilir.

Bu çalışmaların yanı sıra köpük yuvarlama uygulamasının performans üzerinde bir etkisi olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur. Örneğin; hentbolcularda yapılan bit tez çalışmasında 14 günlük bir SMG uygulamasının, fırlatma hızı ve fırlatma doğruluğu gibi performans parametreleri üzerinde bir etkisi olmadığı saptanmıştır. Bu sonuçlar, seans içindeki SMG süresinin ve katılımcı sayısının yetersizliği ile ilişkilendirilmiştir. Bu çalışmada aynı zamanda eklem hareket açıklığı açısından da bir iyileşme olmamıştır (16). Başka bir çalışmada, köpük yuvarlamanın performansı direkt olarak etkilemediği, yorgunluk algısındaki azalmanın

olumlu bir bulgu olduğu ve bu algının performansı artırmaya yardımcı bir psikolojik ortam sağladığı düşünülmektedir. Böylece bireydeki iyi ruh haline bağılı olarak daha yüksek skorlar elde edilebileceğı vurgulanmıştır (105).

Tüm bu çalışmalar SMG uygulamasının performansa olan akut etkilerini incelemiştir. Uzun süreli etkilerin incelendiğı bir çalışma yoktur. Sadece performans belirleyicilerinden biri olan esneklik üzerine bir adet görece uzun süreli çalışma mevcuttur. Bu çalışmada 8 haftalık bir köpük yuvarlama uygulamasının hamstring kaslarının esnekliğı üzerinde bir etkisi olmadığı saptanmıştır (176). Biz çalışmamızda köpük yuvarlama uygulamasının 4 haftalık etkisini ve takip değerlendirmesi ile etkilerinin devamlılığını araştırdık. Fakat yukarıda belirtilen; yorgunluk algısında azalma, hücrel ve dolaşımsal düzeydeki değışiklikler, eklem hareket açıklığında ve esneklikte artış çalışmamızda da 4 haftalık uygulama süresi zarfında ortaya çıkmış olabilir. Bu öngörülerini kanıtlamaya yönelik çalışmalara gereksinim vardır.

Literatürde miyofasyal gevşeme uygulamasının süresinin, kas fonksiyonu üzerindeki etkisi açısından önemli olduğı vurgulanmaktadır. Kısa uygulama süresinin (<30 s) performans üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı, 60-90 sn ile 5 dk arasındaki uygulama sürelerinin ise olumlu etkisi olduğı düşünülmektedir (95, 129). Bu nedenle, özellikle geniş kaslar için daha uzun süreli uygulamalar önerilmektedir. Bizim çalışmamızda köpük materyal ile her set 60 sn olacak şekilde 2 setlik; toplamda 12 seanslık bir uygulama yapıldı. Bu nedenle uygulama süresinin yeterli olması açısından da çalışmamız bazı performans testleri üzerinde pozitif bir etki yaratmış olabilir. Fakat yine de performansı geliştirici bir teknik olarak köpük yuvarlamayı desteklemek için deneysel kanıt azlığı göz önüne alındığında, en iyi iyileşmeyi elde etmek için gerekli uygulama süresi, yoğunluğu ve seans sayısı üzerine çalışmalara gereksinim vardır.

Literatürde, performans testlerinden en iyi verimi almak açısından öncesinde bir ısınma prosedürü gerçekleştirilmesi ve öğrenme etkisinin ortadan kaldırılması açısından bir deneme seti önerilmektedir (177). Bizim çalışmamızda, yapılan tüm testlerden önce bir deneme seti ve submaksimal düzeyde bir ısınma testi gerçekleştirilmiştir. Böylece teste hazırlık sağlanmış ve öğrenme etkisi ortadan kaldırılmıştır.

Üst ekstremitte kas fonksiyonunu ve performansını belirlemek açısından sınav, KKZ üst ekstremitte stabilizasyon testi ve adapte edilmiş yukarı çekme testi için iyi güvenilirlik değıerleri yayınlamıştır (178, 179). Literatürde bu üç test de üst ekstremitenin kuvvet yansıtıcısı olarak gösterilmektedir (178). Bununla birlikte, bu testler için sağlıklı ve sporcu genç bireylerde normal referans değıerleri literatürde mevcuttur. Sınav testi için referans değıerler; 17-29 yaş arası, erkekte ortalama 19-29, kadında 11-22'dir (180). KKZ üst ekstremitte stabilizasyon testinde değıme sayısı için bir çalışmada yaş ortalaması 26.1 olan sağlıklı yetişkinlerde 19.9

değme sayısı (181), diğer bir çalışmada sedanter kadınlarda 24.58 (Tekrar testi: 28.47), sedanter erkeklerde ise 22.67 (Tekrar testi: 25.30) değme sayısı (179) normal referans değer olarak gösterilmiştir. Bizim çalışmamızın sonuçlarına baktığımızda, KKZ üst ekstremitte stabilizasyon testi sonuçlarının normale yaklaştığını, şınav testi sonuçlarında ise normale yaklaşmadığını fakat gelişme olduğunu söyleyebiliriz. Ayrıca uygulama sonrası yaptığımız post hoc analizlere göre; şınav testinde köpük yuvarlama uygulamasının etki büyüklüğü uygulama öncesi ile uygulama sonrası ve 8. hafta sonrası arasında, 0.45 ve 0.63 değerleri arasında değişmekteydi. Bu da küçük-orta etki büyüklüğüne işaret etmektedir. Gruplar arası farka baktığımızda KYG ile KG arasında klinik olarak önemli kabul edilebilecek orta-yüksek derecede (0.53-1.20) bir fark olduğunu görmekteyiz. KKZ üst ekstremitte stabilizasyon testinde ise değme sayısı, skor ve güç parametrelerinde etki büyüklüğü uygulama öncesi ile uygulama sonrası ve uygulama öncesi ile 8. hafta sonrası arasında 0.47 ile 0.57 değerleri arasında değişmekteydi. Burada küçük-orta etki büyüklüğü görülmektedir. Ancak KYG’de grup içi anlamlı bir artış sağlanmasına ve bu değişimin kontrol grubundaki değişimden ortalama olarak daha fazla olmasına rağmen gruplar arası istatistiksel farkı düşük güç (0.19-0.51) dolayısıyla gösterememiş olabiliriz.

Adapte edilmiş yukarı çekme testi ile ilgili yapılan bir çalışmada erkeklerde; 12.2 ± 3.80 , kadınlarda ise 4.68 ± 3.15 değerleri ölçülmüştür (182). Biz sonuçlarımızı cinsiyete göre karşılaştırmamış olsak da analiz yaptığımızda kadın ve erkekte ortalama 8 -9 civarı bir değer bulmaktayız. Değerler düşük-orta düzeyde görünmekle birlikte sonuçları cinsiyete göre ayırsaydık farklı sonuçlar elde edilebilirdi.

Performans değerlendirmesi için kullanılan testlerden ağırlık taşınmadan yapılanlar daha serbest ve hızlı bir hareket ile daha az stabilizasyon içerirken, ağırlık taşınarak yapılanlar daha fazla stabilizasyon ve daha az hızlanma gerektirir (89). Çalışmamıza dahil ettiğimiz üç testi karşılaştırdığımızda, KKZ üst ekstremitte stabilizasyon testi ve şınav testi, adapte edilmiş yukarı çekme testinden görece daha fazla stabilizasyon içerir (86). Adapte edilmiş yukarı çekme testi diğer testler ile kıyaslandığında vücut ağırlığı kullanılarak daha fazla güç gerektirmektedir. (183). Adapte edilmiş yukarı çekme testi ile şınav testinin özelliklerini karşılaştıran bir çalışmada testlerin yapılış şekli açısından adapte edilmiş yukarı çekme testi daha zorlayıcı bulunmuştur (182). Ayrıca yukarı çekme testi başlangıcında yüksek biceps braki EMG kas aktivitesi belirlenirken, testin orta fazında ve son fazında biceps braki aktivitesinde düşüş gözlenmiştir. Fakat bu çalışmada maksimum istemli kasılmanın normalize edilmediği de akılda tutulmalıdır (184). Bu nedenle kuvvet artışıyla birlikte test sonuçlarında iyileşme beklenebilir olmasına rağmen olumlu bir sonuç elde etmek mümkün olmamış olabilir. Ancak üç ölçüm

zamanında da birbirine yakın değerler gözlenmesi test sonucunda kötüleşme olmadığını da göstermektedir. Buradan yola çıkarak literatürle uyumlu şekilde uygulamanın performansa olumsuz etkisi olmadığı sonucu da çıkarılabilir. Diğer yandan testlerin açık ve kapalı kinetik pozisyonlarda yapılması farklı sonuçlar elde edilmesinin bir diğer sebebi olabilir. Köpük yuvarlama uygulaması mekanoreseptör uyarımı ile dinamik nöromusküler stabilizasyonda artış sağlamış olabilir (140, 185). KKZ üst ekstremité stabilizasyon testi ve sınav testi, kapalı kinetik zincir pozisyonunda yapılıyor oluşu (186) ve buna bağlı olarak daha fazla eklem stabilitesi gerektirmesi nedeniyle uygulamadan daha fazla yarar sağlanmış olabilir. Adapte edilmiş yukarı çekme testinin ise açık kinetik zincir pozisyonunda (186) yapılıyor olması göz önüne alındığında aynı uygulamadan aynı şekilde yarar sağlamamış olabileceği düşünülebilir. Kısacası; proprioepsiyon gelişimi dinamik stabilizasyonun daha önde olduğu performans testleri üzerine olumlu yansımış olabilir. Bunlara ek olarak yapılan bir çalışmada, vücut ağırlığı ve adapte edilmiş yukarı çekme testi skorları arasındaki yakın ilişki bulunmuştur. Bu bulgu, bize vücut ağırlığına göre test sonuçlarının normalize edilmesi gerekliliğini düşündürmüştür. Ancak karşılaştırma yapabilecek bir çalışma olmaması ve testin geçerlilik-güvenirliğinin buna göre yapılmamış olması nedeniyle biz de testi bu şekilde uygulamadık. Ayrıca adapte edilmiş yukarı çekme testi için gruplar arası farkı göstermekte (0.06-0.15) ve köpük yuvarlama grubunda uygulama öncesi ve uygulama sonrası ile uygulama sonrası ile 8. hafta sonundaki farkı (0.39-0.29) göstermekte istatistiksel gücümüzün yetersiz kaldığı görülmektedir. Adapte edilmiş yukarı çekme testi açısından, yapılan köpük yuvarlama uygulamasının grup içindeki gelişimini ve kontrol grubuna göre üstünlüğünü katılımcı sayımızın yetersiz olması nedeniyle gösterememiş olabiliriz. Bu parametre üzerinde daha fazla olgu sayısı ile yapılan ileri çalışmalar olası yararı daha iyi gösterebilir.

Literatürde, adapte edilmiş yukarı çekme testi ve sınav testi genel olarak kontrast hareket ve kas gruplarını içermeleri nedeniyle birbirinin zıttı iki test olarak yorumlanmaktadır. Fakat bu kontrast testler sırasında hem fleksör hem ekstansör kas grupları belli oranlarda harekete dahil olmaktadır. Örneğin, itme hareketine katılan kasların erkekte %64 ve kadında %37 olmak üzere çekme hareketine de katıldıkları tespit edilmiştir. Bu nedenle köpük yuvarlama uygulamasını triceps braki gibi ekstansör bir kasa da uygulamak farklı sonuçlar verebilirdi (182). Ancak etkinin hangi kastan kaynaklandığının anlaşılabilmesi açısından biz tek kas üzerinde çalışmayı hedefledik. İleriki çalışmalarda agonist ve antagonist kaslara tek tek ve ardı sıra yapılan uygulamalarla uygulamanın etkileri değerlendirilebilir.

Üst düzey etkinlikler için gerekli olan fiziksel özellikler; kas kuvveti, güç, dayanıklılık, esneklik, denge, proprioepsiyon, hız, çeviklik ve fonksiyonel hareket kalıplarını içermektedir

(177, 187). Bu özellikler performans açısından belirleyicidir. Bizim çalışmamızda meydana gelen kas kuvveti ve proprioepsiyondaki gelişmelerin performans parametrelerinde de etkili olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamızda kas kuvveti veya proprioepsiyon ile performans arasındaki ilişkiyi incelemedik. Ancak sonuçlarımız yukarıdaki bilgileri destekler şekildedir.

5.4. Katılımcıların demografik ve antropometrik özellikleri:

Yapılan çalışmalarda yaşlanma ile proprioseptif duyunun bozulduğu gösterilmektedir (188-190). Mekanoreseptörlerde anatomik ve fizyolojik olarak yaşa bağlı değişiklikler gösterilmiştir (191). Yaşlanma kas içciklerinin fonksiyonlarını (i) dinamik ve statik duyarlılığın azalması (192); (ii) intrafuzal kas liflerinin toplam sayısının azalması (193, 194); (iii) spinal presinaptik inhibisyon yollarının bozulması (195); ve (iv) genişlemiş motor uç plakalara bağlı denervasyonla (194) ilişkili olarak değiştirir. Aynı şekilde yaş performans üzerinde de etkilidir (85). Yaşla birlikte performansta meydana gelen bu değişim; kuvvet, dayanıklılık ve motor becerideki değişikliklere bağlıdır. Özellikle kuvvetteki düşüşün daha hızlı olduğu bulunmuştur (196). Yaşla ilgili olarak; sempatik tonusta (197, 198) ve hız-reaksiyon zamanı gibi performans parametrelerinde azalma saptanmıştır (199). Çalışmamızda, bazı proprioseptif değerlendirme sonuçları ve performans test skorlarında KYG’de gelişme tespit ettik, bazılarında ise hiçbir grupta değişiklik bulmadık. Katılımcılarımız 18 - 47 yaş aralığındaki bireyleri içeriyor olsa da çoğu 20’li yaşlarda genç bireylerden oluşmaktaydı. Gruplarımızın yaş ortalamaları KG ve KGY’de sırasıyla 23.97 ve 21.70 yaştı ve grupların yaş ortalamalarının birbirinden farklı olduğu bulundu. Proprioseptif duyu ve performansa yaşın etkisini amacımız olmadığı için araştırmamakla birlikte, katılımcılarımızın yaş ortalamasının genç olarak bildirilen yaş aralığına uyması açısından sonuçlarımıza yaşın önemli bir olumsuz etkisi olmadığı düşünülebilir. Ancak kesin bir yorum yapabilmek için çalışmanın, yaş ortalamaları benzer olan gruplarda tekrarlanmasını öneririz.

Çalışma sonuçlarımıza göre meslek dağılımı (çalışan/öğrenci) her iki grupta benzer değildi. Fakat katılımcıların öğrencilerden ve masa başı bir iş ile uğraşan bireylerden dolayısıyla üst ekstremitelerini aktif kullanan bireylerden oluşması nedeniyle meslek dağılımının proprioepsiyona etkisi olmadığını düşünmekteyiz.

Performans ve kas kuvveti üzerinde etkili olan bir diğer parametre de cinsiyettir (85). Kadın ve erkek cinsiyet arasında; kas kütlesi, hormon dengesi ve vücut kompozisyonu anlamında farklar mevcuttur (199). Çalışmamızda grupların cinsiyet dağılımı homojendi. Bu sebeplerle cinsiyetin çalışmamızın sonuçlarında etki etmediği kanaatindeyiz.

Boy uzunluğu ve vücut ağırlığının da bazı performans testleri üzerinde etkileri olduğu saptanmıştır. Örneğin, yapılan bir çalışmada boy uzunluğunun, omuz genişliği nedeniyle KKZ üst ekstremite stabilizasyon testinin sonucuna etkisi olabileceği belirtilmiştir (179). Başka bir çalışmada ise, vücut ağırlığının adapte edilmiş yukarı çekme testi açısından dezavantaj olduğu saptanmıştır. Vücut ağırlığı arttıkça test performansının düşeceği gösterilmiştir (183). Ancak, boy ve vücut ağırlığı ortalamalarının gruplarımızda benzer olması performans testlerinin bu antropometrik ölçümlerden etkilenmediğini düşündürmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışma; sağlıklı bireylerde köpük yuvarlama uygulamasının, dirsek eklemi proprioepsiyonuna, kuvvet ve fonksiyonel motor performansa etkilerini incelemek amacıyla gerçekleştirilmiştir. Elde ettiğimiz bulgular ve sonuçlar aşağıdaki gibidir:

- Gruplardaki katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası proprioepsiyonu:
 - a) KYG’de 45°’de ölçülen eklem pozisyon duygusu 4 haftalık köpük yuvarlama uygulamasından sonra anlamlı olarak gelişti. Uygulamadan 4 hafta sonra (8. hafta sonunda) uygulama sonrasına göre (4. hafta sonunda) anlamlı bir fark saptanmadı. İlk ölçüm ile 8. hafta ölçümü arasında da anlamlı bir fark görülmedi. KG’de aynı ölçüm zamanlarında anlamlı bir değişim saptanmadı.
 - b) Gruplar arası karşılaştırmada hiçbir zaman aralığında anlamlı fark görülmedi.
- a) KYG ve KG’de 60°’de ölçülen eklem pozisyon duygusunda zaman içinde anlamlı bir değişim görülmedi.
- b) Gruplar arası karşılaştırmada hiçbir zaman aralığında anlamlı fark görülmedi.
- a) KYG ve KG’de 75°’de ölçülen eklem pozisyon duygusunda zaman içinde anlamlı bir değişim görülmedi.
- b) Gruplar arası karşılaştırmada hiçbir zaman aralığında anlamlı fark görülmedi.
- a) KYG ve KG’de kuvvet eşleme duygusunda zaman içinde anlamlı bir değişim görülmedi.
- b) Gruplar arası karşılaştırmada hiçbir zaman aralığında anlamlı fark görülmedi.
- Gruplardaki katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası biceps braki kas kuvvetleri:
 - a) KYG’de biceps braki kas kuvveti 4 haftalık köpük yuvarlama uygulamasından sonra anlamlı olarak arttı. Uygulamadan 4 hafta sonra (8. hafta sonunda) uygulama sonrasına göre (4. hafta sonunda) anlamlı bir değişim saptanmadı. Ancak 8. hafta ölçümünde ilk ölçüme göre anlamlı bir artış gözlemlendi. KG’de aynı ölçüm zamanlarında anlamlı bir değişim saptanmadı.
 - b) Gruplar arası karşılaştırmada uygulama öncesi ile uygulama sonrası ve uygulama öncesi ile 8. hafta sonundaki ölçümler arasında KYG’nin biceps braki kas kuvvetindeki değişimin KG’den anlamlı olarak daha fazla olduğu saptandı.

Uygulama sonrası ve 8. hafta arasındaki kas kuvveti değişimlerinde gruplar arasında anlamlı fark görülmedi.

- Gruplardaki katılımcıların uygulama öncesi ve sonrası performans sonuçları:

a) KYG’de KKZ üst ekstremitte stabilizasyon testinin değme sayısı, güç ve skor parametreleri 4 haftalık köpük yuvarlama uygulamasından sonra anlamlı olarak arttı. Uygulamadan 4 hafta sonra (8. hafta sonunda) uygulama sonrasına göre (4. hafta sonunda) anlamlı bir değişim saptanmadı. Ancak 8. hafta ölçümünde ilk ölçüme göre anlamlı bir artış gözlemlendi. KG’de anlamlı bir değişim saptanmadı.

b) Gruplar arası karşılaştırmada hiçbir zaman aralığında anlamlı fark görülmedi.

a) KYG ve KG’de adapte edilmiş yukarı çekme testi sonuçlarında anlamlı bir değişim görülmedi.

b) Gruplar arası karşılaştırmada hiçbir zaman aralığında anlamlı fark görülmedi.

a) KYG’de sınav testi sonuçları 4 haftalık köpük yuvarlama uygulamasından sonra anlamlı olarak arttı. Uygulamadan 4 hafta sonra (8. hafta sonunda) uygulama sonrasına göre (4. hafta sonunda) anlamlı bir değişim saptanmadı. Ancak 8. hafta ölçümünde ilk ölçüme göre anlamlı bir artış gözlemlendi. KG’de anlamlı bir değişim saptanmadı.

b) Gruplar arası karşılaştırmada tüm zaman aralıklarında KYG’nin sınav testi sonuçlarındaki değişimin KG’den anlamlı olarak daha fazla olduğu saptandı.

Çalışmamız köpük yuvarlama uygulamasının dirsek eklemine; proprioepsiyon, kuvvet ve fonksiyonel motor performans üzerine etkilerini inceleyen ilk çalışmadır. Çalışma sonrası elde ettiğimiz sonuçlar ışığında, köpük yuvarlama uygulaması biceps braki kas kuvvetini, görece küçük eklem açısında ölçülen eklem pozisyon duyusunu ve fonksiyonel motor performansın bazı parametrelerini geliştirmede yararlıdır. Daha büyük açılarda ölçülen eklem pozisyon duyusuna ve kuvvet eşleme duyusu üzerine köpük yuvarlama uygulamasının etkisi yoktur. Elde ettiğimiz sonuçlara göre köpük yuvarlama uygulaması sağlıklı bireylerde proprioepsiyon, kuvvet ve performansı artırmaya yönelik yan etkisi olmayan, güvenilir bir uygulamadır. Köpük yuvarlama uygulaması ile elde edilen bu etkiler sporcularda da elde edilebilir. Bu nedenle uygulamanın etkilerinin bu popülasyonda da araştırılmasını önermekteyiz. Tüm bu bilgiler ışığında köpük yuvarlama uygulaması fizyoterapi alanında yeni bir uygulama seçeneği olabilir.

Gelecekteki çalışmalarda, köpük yuvarlama uygulamasının dirsekte propriosepsiyon, kuvvet ve fonksiyonel motor performans üzerine uzun dönem etkileri ve muhtemel etki mekanizmaları yeterli katılımcı sayısı ile incelenmelidir. Ayrıca bu uygulamanın çeşitli dirsek patolojilerindeki etkinliği de araştırılmalıdır.



7. KAYNAKLAR

1. Goble DJ. Proprioceptive acuity assessment via joint position matching: from basic science to general practice. *Phys Ther.* 2010;90(8):1176-84.
2. Gandevia SC. Does the nervous system depend on kinesthetic information to control natural limb movements. *Behavioural Brain Research.* 1992;15:614-32.
3. Suprak DN, Osternig LR, van Donkelaar P, Karduna AR. Shoulder joint position sense improves with elevation angle in a novel, unconstrained task. *J Orthop Res.* 2006;24(3):559-68.
4. Leisman G. Cybernetic model of psychophysiologic pathways: II Consciousness of tension and kinesthesia. *J Manipulative Physiol Ther* 1989;12:174-91.
5. Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, Fu FH. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med.* 1997;25(1):130-7.
6. King J, Harding E, Karduna A. The shoulder and elbow joints and right and left sides demonstrate similar joint position sense. *J Mot Behav.* 2013;45(6):479-86.
7. Juul-Kristensen B, Lund H, Hansen K, Christensen H ve ark. Test-retest reliability of joint position and kinesthetic sense in the elbow of healthy subjects. *Physiother Theory Pract.* 2008;24(1):65-72.
8. Devrim A, Mehmet E, Kaya D. Sports Injuries and Proprioception : Current Trends and New Horizons. In: Doral NM, editor. Berlin: Springer-Verlag 2012.
9. Gelecek N. Egzersizin Nörofizyolojik Temelleri. *Türkiye Klinikleri J Physiother Rehabil-Special Topics.* 2016;2(1):1-6.
10. Haavik H, Murphy B. Subclinical neck pain and the effects of cervical manipulation on elbow joint position sense. *J Manipulative Physiol Ther.* 2011;34(2):88-97.
11. Khabie V, Schwartz MC, Rokito AS, Gallagher MA ve ark. The effect of intraarticular anesthesia and elastic bandage on elbow proprioception. *J Shoulder Elbow Surg.* 1998;7(5):501-4.
12. Tripp BL, Faust D, Jacobs P. Elbow joint position sense after neuromuscular training with handheld vibration. *J Athl Train.* 2009;44(6):617-23.
13. Freiwald J, Baumgart C, Kühnemann M, Hoppe W. Foam Rolling in Sport and Therapy- Potential Benefits and Risks. Part 1-definitions, anatomy, physiology and biomechanics . *Sports Orthopaedics and Traumatology,* 2016;32(3):258-66
14. Fairall RR, Cabell L, Boergers RJ, Battaglia F. Acute effects of self-myofascial release and stretching in overhead athletes with GIRD. *J Bodyw Mov Ther.* 2017;21(3):648-52.

15. Markovic G. Acute effects of instrument assisted soft tissue mobilization vs. foam rolling on knee and hip range of motion in soccer players. *J Bodyw Mov Ther.* 2015;19(4):690-6.
16. Ivarsson T. A Comparison Between Foam Rolling and Dynamic Stretch on Throwing Velocity and Accuracy Among Male Handball Players' [Master]. Halmstad Halmstad University; 2014.
17. Couture G, Karlik D, Glass SC, Hatzel BM. The Effect of Foam Rolling Duration on Hamstring Range of Motion. *Open Orthop J.* 2015;9:450-5.
18. Houglum PA. Swiss Balls and Foam Rollers. In: Houglum PA, editor. *Therapeutic Exercise for Musculoskeletal Injuries.* 3th ed .USA: Human Kinetics; 2010:433
19. Freiwald J, Baumgart C, Kühnemann M, Hoppe W. Foam-Rolling in sport and therapy – Potential benefits and risks: Part 2 – Positive and adverse effects on athletic performance. *Sports Orthopaedics and Traumatology.* 2016;32(3):267-75.
20. Altun M, Kaynak H, Ünal M, Özer M. Effect of Hot and Cold Applications on Jump Performance. *Türkiye Klinikleri J Sports Sci.* 2014;6(1):14-23.
21. Peacock CA, Krein DD, Silver TA, Sanders GJ. An Acute Bout of Self-Myofascial Release in the Form of Foam Rolling Improves Performance Testing. *Int J Exerc Sci.* 2014;7(3):202-11.
22. Behara B, Jacobson B. Acute Effects of Deep Tissue Foam Rolling and Dynamic Stretching on Muscular Strength, Power, and Flexibility in Division I Linemen. *J Strength Cond Res.* 2017;31(4):888-92.
23. Vigotsky AD, Lehman GJ, Contreras B, Beardsley C ve ark. Acute effects of anterior thigh foam rolling on hip angle, knee angle, and rectus femoris length in the modified Thomas test. *PeerJ.* 2015;3:e1281.
24. Fornalski S, Gupta R, Lee TQ. Anatomy and biomechanics of the elbow joint. *Tech Hand Up Extrem Surg.* 2003;7(4):168-78.
25. Levangie PK, Norkin C. The Elbow Complex. In: Norkin CC, editor. *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis.* 4 ed. Philadelphia: F.A. Davis Co; 2005:273-82
26. Hertling D, Kessler R. Elbow and Forearm. In: Hertling D, Kessler RM, editors. *Management of Common Musculoskeletal Disorders: Physical Therapy Principles and Methods.* 4 ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2006: 357-365ed.
27. Snell RS . Upper Limb. In: Snell RS, editor. *Clinical Anatomy: An Illustrated Review with Questions and Explanations.* 4 ed. LWW; 2003.

28. Waschke P (Açar İH, Apaydın N, Cömert A ve Esmer FA Çevirmenler). Üst Ekstremité. In: Karahan ST, Elhan A, editors. Sobotta İnsan Anatomisi Atlası. 7 ed. İstanbul: Urban & Fischer-Beta Basım Yayın Dağıtım(Türkçe Baskı); 2011.
29. Bryce CD, Armstrong AD. Anatomy and biomechanics of the elbow. Orthop Clin North Am. 2008;39(2):141-54, v.
30. Cumhur M, Yener N, Tuncel M. In: Cumhur M, editor. Temel Anatomi. Ankara: Metu Pres; 2001
31. Bernstein AD, Jazrawi LM, Rokito AS, Zuckerman JD. Elbow joint biomechanics: basic science and clinical applications. Orthopedics. 2000;23(12):1302-3.
32. Lockard M. Clinical biomechanics of the elbow. J Hand Ther. 2006;19(2):72-80.
33. Gökmen GF, Ertürk M. Kaslar (Musculus). In: Gökmen GF, editor. Sistematik Anatomi. İzmir: İzmir Güven Kitabevi; 2008: 185-189,192
34. Moore KL, Dalley A, Agur AMR. Upper Limb. In: Moore KL, Dalley A, Agur AMR, editors. Clinically Oriented Anatomy. 5 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2006: 670-812
35. Magee DJ. Elbow. In: Magee DJ, editor. Orthopedic Physical Assessment. 5 ed. Saunders Elsevier; 2007: 361-395
36. Soderberg GR. Elbow. In: Soderberg GR, editor. Kinesiology: Application to Pathological Motion. 2nd ed. Williams & Wilkins; 1997.
37. Koval KJ. Elbow and Forearm: Adult Trauma. American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2002: 307-17
38. Bastian HC. The "muscular sense", its nature and cortical localization. Brain 1988;10:1-137.
39. Fuentes CT, Bastian AC. Where is your arm? Variations in proprioception across space and tasks. J Neurophysiol. 2010;103(1):164-71.
40. Synder-Mackler L, Fitzgerald GK, Bartolozzi AR 3rd, Ciccotti MG ve ark. The Relationship Between Passive Joint Laxity and Functional Outcome After Anterior Cruciate Ligament Injury. Am J Sports Med. 1997;25(2):191-5.
41. Yeşilyaprak SS, Kahraman T. Proprioseptif Egzersizler. In: Gelecek N, editor. Terapatik Egzersiz. 1st ed. İzmir: O'TIO Kitabevi; 2016:93-117
42. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. J Athl Train. 2002;37(1):71-9.
43. Rossi-Durand C. Proprioception and myoclonus. Neurophysiol Clin. 2006;36(5-6):299-308.

44. Mulrone S, Myers A. Netter's Essential Physiology. 1st ed. Saunders; 2008: 25-93
45. Ren L, Khan AZ, Blohm G, Henriques DY ve ark. Proprioceptive guidance of saccades in eye-hand coordination. *J Neurophysiol.* 2006;96(3):1464-77.
46. Joner HR. Netter's Neurology. USA: Icon Learning Systems; 2005: 2-38
47. Cardoso R, Szabo RM. Wrist anatomy and surgical approaches. *Orthop Clin North Am.* 2007;38(2):127-48, v.
48. Hammond A. Joint Protection and Fatigue Manegement. In: Dziedzic K, Hammond A, editors. *Rheumatology: Evidence Based Practice for Physiotherapist and Occupational Therapist.* Churchill Livingstone: Elsevier; 2010: 137-150
49. Burke DG, Holt LE, Rasmussen R, MacKinnon NC ve ark. Effects of Hot or Cold Water Immersion and Modified Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Flexibility Exercise on Hamstring Length. *J Athl Train.* 2001;36(1):16-9.
50. Hagert E, Persson JK. Desensitizing the posterior interosseous nerve alters wrist proprioceptive reflexes. *J Hand Surg Am.* 2010;35(7):1059-66.
51. Lephart SM, Warner JP, Borsa PA. Proprioception of the Shoulder in Normal, Unstable and Post-surgical Individuals. *J Shoulder Elbow Surg.* 1994;3(6):371-80.
52. Lephart SM, Henry T.J. The Physiological Basis for Open and Closed Kinetic Chain Rehabilitation for the Upper Extremity. *Journal of Sport Rehabilitation.* 1996;5(1):71-87.
53. Speers RA, Kuo AD, and Horak FB. Contributions of altered sensation and feedback responses to changes in coordination of postural control due to aging. *Gait & Posture.* 2002;16(1):20–30.
54. Lew WD, Lewis JL, Craig EV. Stabilization by capsule, ligaments and labrum: stability at the extremes of motion. Matsen F A FFH, Hawkins R J, editor. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 1993.
55. Fischer-Rasmussen T, Jensen PE. Proprioceptive sensitivity and performance in anterior cruciate ligament-deficient knee joints. *Scand J Med Sci Sports.* 2000;10(2):85-9.
56. Hasan Z, Stuart DG. Animal solutions to problems of movement control: the role of proprioceptors. *Annu Rev Neurosci.* 1988;11:199-223.
57. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. *J Athl Train.* 2002;37(1):85-98.
58. Lephart SM, Pincivero DM, Rozzi SL. Proprioception of the ankle and knee. *Sports Med.* 1998;25(3):149-55.

59. Brockett C, Warren N, Gregory JE, Morgan DL ve ark. A comparison of the effects of concentric versus eccentric exercise on force and position sense at the human elbow joint. *Brain Res.* 1997;771(2):251-8.
60. Kerr GK, Worringham CJ. Velocity perception and proprioception. *Adv Exp Med Biol.* 2002;508:79-86.
61. Hagert E. Proprioception of the wrist joint: a review of current concepts and possible implications on the rehabilitation of the wrist. *J Hand Ther.* 2010;23(1):2-17.
62. Hagert E, Hagert C. Understanding stability of the distal radioulnar joint through an understanding of its anatomy. *British Medical Journal.* 2010;26(4):459-66.
63. Goble DJ, Brown SH. Dynamic proprioceptive target matching behavior in the upper limb: effects of speed, task difficulty and arm/hemisphere asymmetries. *Behav Brain Res.* 2009;200(1):7-14.
64. Lee HM, Cheng CK, Liao JJ. Correlation between proprioception, muscle strength, knee laxity, and dynamic standing balance in patients with chronic anterior cruciate ligament deficiency. *Knee.* 2009;16(5):387-91.
65. Verhagen E, van der Beek A, Twisk J, Bouter L ve ark. 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):1385-93.
66. Ergen E, Ülkar B, Araslan A. Derleme: Proprioepsiyon ve Koordinasyon. *Spor Hekimliği Dergisi.* 2007;42:57-83.
67. Tropp H, Alaranta H, Renström A. Proprioception and Coordination Training in Injury Prevention. In: Renström A, editor. *Basic Principles of Prevention and Care* .Oxford: Blackwell Scientific Pub; 1993: 277-88
68. Cho HY, Kim EH, Kim J, Yoon YW. Kinesio taping improves pain, range of motion, and proprioception in older patients with knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil.* 2015;94(3):192-200.
69. Cho HS, Kim HS. Immediate effect of stretching and ultrasound on hamstring flexibility and proprioception. *J Phys Ther Sci.* 2016;28:1806–8.
70. Moezy A, Olyaei G, Hadian M, Razi M ve ark. A comparative study of whole body vibration training and conventional training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Br J Sports Med.* 2008;42(5):373-8.
71. Ordahan B, Kucuksen S, Tuncay I, Salli A ve ark. The effect of proprioception exercises on functional status in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2015;28(3):531-7.

72. Mital A, Shrawan K. Human muscle strength definitions, measurement, and usage: Part I — Guidelines for the practitioner¹. *International Journal of Industrial Ergonomics* 1998;22:101-21.
73. Yakut Y, çevirmen. Kuvvet. In: LeVeau F. B, editor. İnsan Hareketinde Biyomekanik .Ankara: Pelikan Kitapevi; 2014: 1-26
74. Siff M. Biomechanical foundations of strength and power training. In: Zatsiorsky V, editor. *Biomechanics in Sport*. London: Blackwell Scientific Ltd; 2001: 103–39
75. Lieber RL, Friden J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*. 2000;23(11):1647-66.
76. Newham DJ, McPhail G, Mills KR, Edwards RH. Ultrastructural changes after concentric and eccentric contractions of human muscle. *J Neurol Sci*. 1983;61(1):109-22.
77. Otman SA, Köse N. Kas Kuvveti Değerlendirme Yöntemleri. In: Otman, editor. *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri*. 6 ed. Ankara: Pelikan Kitapevi; 2014: 121-122
78. Houghlum PA. *Therapeutic Exercise for Musculoskeletal Injuries*. 3 ed. USA: Thomson-Shore; 2016-219-220-221
79. Li RC, Jasiewicz JM, Middleton J, Condie P ve ark. The development, validity, and reliability of a manual muscle testing device with integrated limb position sensors. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87(3):411-7.
80. Stark T, Walker B, Philips JK, Fejer R. Hand-Held Dynamometry Correlation with the Gold Standart Isokinetic Dynamometry: A Systemetic Review. . *PM R*. 2011;3:472-9.
81. Karcı S. Kronik Bel Ağrısı Olan Hastalarda EMG Biofeedback ile Yapılan Egzersiz Programının Gövde Kas Gücü, Ağrı ve Fonksiyonel Durum Üzerine Olan Etkisi [Tıpta Uzmanlık]. İzmir: Dokuz Eylül Üniversitesi; 2008.
82. Ellenbecker TS. Rehabilitation of Macro-Instability. In: Ellenbecker TS, editor. *Shoulder Rehabilitation Non-Operative Treatment*. 1st ed. NY: Thieme; 2006: 48-50
83. Tomkinson GR, Olds TS, Gulbin J. Secular trends in physical performance of Australian children. Evidence from the Talent Search program. *J Sports Med Phys Fitness*. 2003;43(1):90-8.
84. Celik D, Mutlu KE. Proprioception: The Forgotten Sixth Sense. In: Kaya D, editor. *Elbow Problems and Proprioception* .USA: OMICS Group eBooks; 2015.
85. Bayraktar B, Kurtoglu M. Sporda Performans, Etkili Faktörler, Değerlendirilmesi ve Artırılması. *Klinik Gelişim*. 2009;22(1):16-24

86. Negrete JR, Hanney JW, Kolber JM, Davies JG. Reliability, Minimal Detectable Change, and Normative Values For Tests of Upper Extremity Function and Power. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2010;24(12):3318–25.
87. Bayraktar B, Kurtoglu M. Sporda Performans ve Performans Artırma Yöntemleri. *Klinik Gelişim*. 2004:269-96.
88. Piqueras GP, Rubio GJ, Baranda de SP, Najera A. Use of functional performance tests in sports: Evaluation proposal for football players in the rehabilitation phase. *Turk J Phys Med Rehab*. 2018;64(2):148-54.
89. Dillman CJ, Murray TA, Hintermeister RA. Biomechanical Differences of Open and Closed Chain Exercises with Respect to the Shoulder. *J Sport Rehabil*. 1994;3:228-38.
90. Han J, Waddington G, Adams R, Anson J ve ark. Assessing proprioception: A critical review of methods. *J Sport Health Sci*. 2016;5(1):80-90.
91. Bouet V, Gahery Y. Muscular Exercise Improves Knee Position Sense in Human. *Neuroscience Letters*. 2000;289(2):143-6.
92. Wearapong P, Hume P, Kolt GS. The Mechanisms of Massage and Effects on Performance, Muscle Recovery and Injury Prevantion. *Sports Med*. 2005;35:235-56.
93. Castiglione A. Self Myofascial Release Therapy and Athletes. *AloSMR Therapy*. 2008.
94. Threlkeld AJ. The Effects of Manuel Therapy on Connective Tissue. *J Strength Cound Res*. 1992;72:892-902.
95. MacDonald G, Penney M, Mullaley M, Cucunato A. An Acute Bout of Self Myofascial Release Increases Range of Motion without a Subsequent Decrease in Muscle Activation of Force. *J Strength Cond Res*. 2013;27:812-21.
96. Kjaer M, Langberg H, Heinemeier K, Bayer ML ve ark. From mechanical loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon. *Scand J Med Sci Sports*. 2009;19(4):500-10.
97. Stecco C, Porzionato A, Macchi V, Stecco A ve ark. The expansions of the pectoral girdle muscles onto the brachial fascia: morphological aspects and spatial disposition. *Cells Tissues Organs*. 2008;188(3):320-9.
98. Schleip R. Fascial Plasticity- A New Neurobiological Explanation. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2003;7:11-9.
99. Lu Y, Chen C, Kallakuri S, Patwardhan A. Neural Response of Cervical Faset Joint Capsule to Stretch: A Study of Whiplash Pain Mechanism. *Stapp Car Crash Journal*. 2005;49:49-55

100. Benetazzo L, Bizzego A, De Caro R, Frigo G ve ark. 3D reconstruction of the crural and thoracolumbar fasciae. *Surg Radiol Anat.* 2011;33(10):855-62.
101. Tesarz J, Hoheisel U, Wiedenhofer B, Mense S. Sensory innervation of the thoracolumbar fascia in rats and humans. *Neuroscience.* 2011;194:302-8.
102. Remvig L, Ellis RM, Patijn J. An Evidence-Based Treatment Approach? . *International Musculoskeletal Medicine.* 2008;30(1):29-35.
103. Barnes FM. The Basic Science of Myofascial Release: Morphologic Change in Connective Tissue. *J Bodyw Mov Ther.* 1997;1(4):231-8.
104. Curran PF, Fiore RD, Crisco JJ. A comparison of the pressure exerted on soft tissue by 2 myofascial rollers. *J Sport Rehabil.* 2008;17(4):432-42.
105. Healey KC, Hatfield DL, Blanpied P, Dorfman LR ve ark. The effects of myofascial release with foam rolling on performance. *J Strength Cond Res.* 2014;28(1):61-8.
106. Clark M, Russel A. Self-myofascial Release Techniques. 2009. p. www.PerformBetter.com.
107. Tozzi P. Selected Fascial Aspects of Osteopathics Practice. *Journal of Bodywork and Movement Therapies.* 2012;16:503-19.
108. MacDonald ZG, Button CD, Drinkwater JE, Behm GD. Foam Rolling as a Recovery Tool after an Intense Bout of Physical Activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 2014;46(1):131-42.
109. Schleip R, Muller DG. Training principles for fascial connective tissues: scientific foundation and suggested practical applications. *J Bodyw Mov Ther.* 2013;17(1):103-15.
110. Lukas C. Faszientechniken in der Physiotherapie. In: Lucas C, editor. *Faszienbehandlung mit der Blackroll* .Norderstedt: Books on Demand; 2012: 21-37
111. Bradbury-Squires DJ, Nofall JC, Sullivan KM, Behm DG ve ark. Roller-massager application to the quadriceps and knee-joint range of motion and neuromuscular efficiency during a lunge. *J Athl Train.* 2015;50(2):133-40.
112. Kelly S, Beardsley C. Specific and Cross-over Effects of Foam Rolling on Ankle Dorsiflexion Range of Motion. *Int J Sports Phys Ther.* 2016;11(4):544-51.
113. Hotfiel T, Swoboda B, Krinner S, Grim C ve ark. Acute Effects of Lateral Thigh Foam Rolling on Arterial Tissue Perfusion Determined by Spectral Doppler and Power Doppler Ultrasound. *J Strength Cond Res.* 2017;31(4):893-900.
114. Okamoto T, Masuhara M, Ikuta K. Acute effects of self-myofascial release using a foam roller on arterial function. *J Strength Cond Res.* 2014;28(1):69-73.

115. Peacock AC, Krein DD, Antonio J, Sanfers JG ve ark. Comparing Acute Bouts of Sagittal Plane Progression Foam Rolling vs. Frontal Plane Progression Foam Rolling. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2015;29(8):2310–5.
116. Hoheisel U, Taguchi T, Mense S. Nociception: the thoracolumbar fascia as a sensory organ. In: Schleip R, editor. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. 1st ed Kidlington: Churchill Livingstone; 2012: 95-101
117. van der Wal JC. Proprioception. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body: The science and clinical applications in manual and movement therapy* .Edinburgh: Elsevier; 2012: 81-87
118. Freiwald J, Engelhardt M. Standdes motorischen Lernensundder Koordination inderorthopa“disch- traumatologischen Rehabilitation. *SportOrthoTrauma*. 2013;18:5-10.
119. Mense S, Masi AT. Increased Muscle Tone as a Cause of Muscle Pain. In: Mense S, Gerwin RD, editors. London, New York Springer; 2010: 207-249
120. Bartlett M, Warren P. Effect of warming up on knee proprioception before sporting activity. *Br J Sports Med*. 2002;36(2):132-4.
121. Salgado E, Riberio F, Oliveira J. Joint-position sense is altered by football pre-participation warm-up exercise and match induced fatigue. 2015;22(3):243-8.
122. Lephart SM, Warber JP, Borsa PA. Proprioception of the Shoulder in Normal, Unstable and Post-surgical Individuals . *J Shoulder Elbow Surg*.1992;3(6): 371-380
123. Wiktorsson-Moller M, Oberg B, Ekstrand J, Gillquist J. Effects of warming up, massage, and stretching on range of motion and muscle strength in the lower extremity. *Am J Sports Med*. 1983;11(4):249-52.
124. McKechnie GJ, Young WB, Behm DG. Acute effects of two massage techniques on ankle joint flexibility and power of the plantar flexors. *J Sports Sci Med*. 2007;6(4):498-504.
125. Arroyo-Morales M, Olea N, Martinez MM, Hidalgo-Lozano A ve ark. Psychophysiological effects of massage-myofascial release after exercise: a randomized sham-control study. *J Altern Complement Med*. 2008;14(10):1223-9.
126. Beardsley C, Skarabot J. Effects of self-myofascial release: A systematic review. *J Bodyw Mov Ther*. 2015;19(4):747-58.
127. Cheatham SW, Kolber M, Cain M, Lee M. THE EFFECTS OF SELF-MYOFASCIAL RELEASE USING A FOAM ROLL OR ROLLER MASSAGER ON JOINT RANGE OF MOTION, MUSCLE RECOVERY, AND PERFORMANCE: A SYSTEMATIC REVIEW. *Int J Sports Phys Ther*. 2015;10(6):827-38.

128. Fairall RR, Cabell L, Boergers RJ, Battaglia F. Acute effects of self-myofascial release and stretching in overhead athletes with GIRD. *J Bodyw Mov Ther.* 2017;21(3):648-52.
129. Sullivan KM, Silvey DB, Button DC, Behm DG. Roller-massager application to the hamstrings increases sit-and-reach range of motion within five to ten seconds without performance impairments. *Int J Sports Phys Ther.* 2013;8(3):228-36.
130. Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN ve ark. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *J Physiol.* 2008;586(1):97-106.
131. Nigg BM, MacIntosh BR. In: Mester J, editor. *Biomechanics and Biology of Movement* . Champaign: Human Kinetics; 2000.
132. Brockett C, Warren N, Gregory JE, Morgan DL. A Comparison of the Effects of Concentric Versus Eccentric Exercise on Force and Position Sense at the Human Elbow Joint. *Brain Res* 1997;771(2):251-8.
133. Andrews A, Thomas M, Bohannon R. Normative Values for Isometric Muscle Force Measurements Obtained With Hand-held Dynamometers. *Physical Therapy.* 1996;76(3):248-59.
134. Krause F, Wilke J, Niederer D, Vogt L. Acute effects of foam rolling on passive tissue stiffness and fascial sliding: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials.* 2017;18(1):114.
135. Junker DH, Stoggl TL. The Foam Roll as a Tool to Improve Hamstring Flexibility. *J Strength Cond Res.* 2015;29(12):3480-5.
136. Çağatay P, Şenocak M, Baykal Eİ. Randomize Klinik Deneylelerin Değerlendirilmesinde Bir Ölçek Önerisi. . *Cerrahpaşa Tıp Derg.* 2000;31(1):49-55.
137. Kinsey CM, Ost DE. Randomization in Diagnostic and Therapeutic Interventional Pulmonary Trials. *J Bronchology Interv Pulmonol.* 2016;23(4):272-8.
138. Behm DG, Peach A, Maddigan M, Aboodarda SJ. Massage and stretching reduce spinal reflex excitability without affecting twitch contractile properties. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(5):1215-21.
139. Feland J, Marin H. Effect of submaximal contraction intensity in contract-relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *Br J Sports Med.* 2004;38(4):E18.
140. Sharman MJ, Cresswell AG, Riek S. Proprioceptive neuromuscular facilitation stretching : mechanisms and clinical implications. *Sports Med.* 2006;36(11):929-39.
141. Collins DF, Refshauge K, Todd G, Gandevia SC. Cutaneous receptors contribute to kinesthesia at the index finger, elbow, and knee. *J Neurophysiol.* 2005;94:1699–706.

142. Birbaumer N, Schmidt RF. *Biologische Psychologie*. 7 ed. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2010.
143. Cho SH, Kim SH. Immediate effect of stretching and ultrasound on hamstring flexibility and proprioception. *J Phys Ther Sci*. 2016;28(6):1806-8.
144. Suprak DN, Osternig L, van Donkelaar P, Karduna AR. Shoulder joint position sense improves with elevation angle in a novel, unconstrained task. *J Orthop Res*. 2006;24:559-68.
145. Suprak DN, Osternig L, van Donkelaar P, Karduna AR. Shoulder joint position sense improves with external load. *J Mot Behav*. 2007;39:517-25.
146. Chapman J, Suprak DN, Karduna AR. Unconstrained shoulder joint position sense does not change with body orientation. *J Orthop Res*. 2009;27:885-90.
147. Tsay A, Savage G, Allen TJ, Proske U. Limb position sense, proprioceptive drift and muscle thixotropy at the human elbow joint. *J Physiol*. 2014;592(12):2679-94.
148. Winter JA, Allen TJ, Proske U. Muscle spindle signals combine with the sense of effort to indicate limb position. *J Physiol*. 2005;568(Pt 3):1035-46.
149. Davies GJ, Dickoff-Hoffman S. Neuromuscular testing and rehabilitation of the shoulder complex. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1993;18(2):449-58.
150. Darling WG. Perception of forearm angles in 3-dimensional space. *Exp Brain Res*. 1991;87(2):445-56.
151. Lonn J, Crenshaw AG, Djupsjobacka M, Pedersen J ve ark. Position sense testing: influence of starting position and type of displacement. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81(5):592-7.
152. Marteniuk RG, Shields KW, Campbell S. Amplitude, position, timing and velocity as cues in reproduction of movement. 1972;35:51-8.
153. Myers JB, Lephart SM. The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. *J Athl Train*. 2000;35(3):351-63.
154. Dover G, Powers ME. Reliability of Joint Position Sense and Force-Reproduction Measures During Internal and External Rotation of the Shoulder. *J Athl Train*. 2003;38(4):304-10.
155. Proske U, Gandevia S. The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiol Rev*. 2012;92(4):1651-97.
156. Simon AM, Kelly BM, Ferris DP. Sense of effort determines lower limb force production during dynamic movement in individuals with poststroke hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair*. 2009;23(8):811-8.

157. McCloskey DI. Corollary discharges: motor commands and perception. In: Brookhart J MV, Brooks V, Geiger S, editor. Handbook of physiology, section 1, the nervous system, vol II, motor control: American Physiological Society, Bethesda, MD,; 1981. p. 1415–47.
158. Hopper DM, Grisbrook TL, Finucane M, Nosaka K. Effect of ankle taping on angle and force matching and strength of the plantar flexors. *Phys Ther Sport*. 2014;15(4):254-60.
159. Proske U, Gregory JE, Morgan DL, Percival P ve ark. Force matching errors following eccentric exercise. *Hum Mov Sci*. 2004;23(3-4):365-78.
160. Jones LA. Matching forces: constant errors and differential thresholds. *Perception*. 1989;18(5):681-7.
161. Jones LA, Hunter IW. Force sensation in isometric contractions: a relative force effect. *Brain Res*. 1982;244(1):186-9.
162. Weerakkody NS, Percival P, Canny BJ, Morgan DL ve ark. Force matching at the elbow joint is disturbed by muscle soreness. *Somatosens Mot Res*. 2003;20(1):27-32.
163. Stevens SS, Greenbaum BH. Regression effect in psychophysical judgment. *Perception & Psychophysics*. 1966;1(5):439–46.
164. Stephens JA, Usherwood TP. The mechanical properties of human motor units with special reference to their fatiguability and recruitment threshold. *Brain Res*. 1977;125(1):91-7.
165. Dengler R, Stein RB, Thomas CK. Axonal conduction velocity and force of single human motor units. *Muscle Nerve*. 1988;11(2):136-45.
166. Gandevia SC. Knowledge of motor commands and the recruitment of motoneurons. *Brain*. 1987;110(5):1117-30.
167. Pearcey GE, Bradbury-Squires DJ, Kawamoto JE, Drinkwater EJ ve ark. Foam rolling for delayed-onset muscle soreness and recovery of dynamic performance measures. *J Athl Train*. 2015;50(1):5-13.
168. Cagnie B, Dewitte V, Coppieters I, Van Oosterwijck J ve ark. Effect of ischemic compression on trigger points in the neck and shoulder muscles in office workers: a cohort study. *J Manipulative Physiol Ther*. 2013;36(8):482-9.
169. Kalichman L, Ben David C. Effect of self-myofascial release on myofascial pain, muscle flexibility, and strength: A narrative review. *J Bodyw Mov Ther*. 2017;21(2):446-51.
170. Threlkeld AJ. The effects of manual therapy on connective tissue. *Phys Ther*. 1992;72(12):893-902.
171. Plagenhoef S, Evans GF, Abdelnour T. Anatomical Data for Analyzing Human Motion. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 1983;54(2):169-78.

172. de Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech.* 1996;29(9):1223-30.
173. Abes KM. The Impact of Foam Rolling on Explosive Strength and Excitability of the Motor Neuron Pool. [Master]. Austin: The University of Texas; 2013.
174. Weppeler CH, Magnusson SP. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? *Phys Ther.* 2010;90(3):438-49.
175. Weerapong P, Hume PA, Kolt GS. The mechanisms of massage and effects on performance, muscle recovery and injury prevention. *Sports Med.* 2005;35(3):235-56.
176. Miller KJ, Rockey MA. Foam Rollers Show No Increase in the Flexibility of the Hamstring Muscle Group. *UW-L Journal of Undergraduate Research IX* 2006.
177. Manske R, Reiman M. Functional performance testing for power and return to sports. *Sports Health.* 2013;5(3):244-50.
178. Negrete RJ, Hanney WJ, Kolber MJ, Davies GJ ve ark. Can upper extremity functional tests predict the softball throw for distance: a predictive validity investigation. *Int J Sports Phys Ther.* 2011;6(2):104-11.
179. Tucci TH, Martins J, Sposito CG, Camarini FMP. Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability test (CKCUES test): a reliability study in persons with and without shoulder impingement syndrome. *BMC Musculoskeletal Disorders.* 2014;15(1):1471-2474.
180. Golding LA. Y's way to physical fitness: the complete guide to fitness testing and instruction. 3 ed. USA: Human Kinetics 1986.
181. Botnmark I, Tumilty S, Mani R. Tactile acuity, body schema integrity and physical performance of the shoulder: A cross-sectional study. *Man Ther.* 2016;23:9-16.
182. Negrete JR, Hanney JW, Kolber JM, Davies JG. Upper body push and pull strength ratio in recreationally active adults. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2013;8(2):138-44.
183. Pate RR RG, Baumgartner AT, Sparks ER The Modified Pull-up Test. *Journal of Physical Education.* 1987;58.
184. Youdas WJ, Amundson LC, Cicero SK, Hahn JJ. SURFACE ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVATION PATTERNS AND ELBOW JOINT MOTION DURING A PULL-UP, CHIN-UP, OR PERFECT-PULLUP ROTATIONAL EXERCISE. *Journal of Strength and Conditioning Research.* 2010;24(12):3404–14.
185. Feland J, Marin H. Effect of submaximal contraction intensity in contract relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *Br J Sports Med.* 2004;38(4).

186. de Oliveira VM, Pitangui AC, Nascimento VY, da Silva HA ve ark. Test-Retest Reliability of the Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test (Ckcuest) in Adolescents: Reliability of Ckcuest in Adolescents. *Int J Sports Phys Ther.* 2017;12(1):125-32.
187. Young W. Relationship between strength qualities and sprinting performance. *The Journal of sports medicine and physical fitness* 1995;35:13-9.
188. Bullock-Saxton JE, Wong WJ, Hogan N. The influence of age on weight-bearing joint reposition sense of the knee. *Exp Brain Res.* 2001;136(3):400-6.
189. Kaplan FS, Nixon JE, Reitz M, Rindfleish L ve ark. Age-related changes in proprioception and sensation of joint position. *Acta Orthop Scand.* 1985;56(1):72-4.
190. Ribeiro F, Oliveira J. Effect of physical exercise and age on knee joint position sense. *Arch Gerontol Geriatr.* 2010;51(1):64-7.
191. Shaffer SW, Harrison AL. Aging of the somatosensory system: a translational perspective. *Phys Ther.* 2007;87(2):193-207.
192. Miwa T, Miwa Y, Kanda K. Dynamic and static sensitivities of muscle spindle primary endings in aged rats to ramp stretch. *Neurogerontology: Aging and The Nervous System.* 1995;201(2):179-82.
193. Liu JX, Eriksson PO, Thornell LE, Pedrosa-Domellof F. Fiber content and myosin heavy chain composition of muscle spindles in aged human biceps brachii. *J Histochem Cytochem.* 2005;53(4):445-54.
194. Swash M, Fox KP. The effect of age on human skeletal muscle. Studies of the morphology and innervation of muscle spindles. *J Neurol Sci.* 1972;16(4):417-32.
195. Burke JR, Schutten MC, Koceja DM, Kamen G. Age-dependent effects of muscle vibration and the Jendrassik maneuver on the patellar tendon reflex response. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77(6):600-4.
196. Galloway MT, Kadoko R, Jokl P. Effect of aging on male and female master athletes' performance in strength versus endurance activities. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2002;31(2):93-8.
197. Marcell TJ, Hawkins SA, Tarpenning KM, Hyslop DM ve ark. Longitudinal analysis of lactate threshold in male and female master athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(5):810-7.
198. Prokop L. Einführung in die sportmedizin für artze, sportler und übungsleiter. In: Biener K, editor. *Grenz-bereiche der sport-medizin.* Stuttgart: Springer 1983.
199. Korhonen MT, Mero A, Suominen H. Age-related differences in 100-m sprint performance in male and female master runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(8):1419-28.

EKLER:

EK 1-A

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırmanın adı: Köpük Yuvarlama Uygulamasının Dirsek Eklemi Proprioepsiyonuna, Kuvvet ve Fonksiyonel Motor Performansa Etkisi

Bu çalışma, araştırma amaçlı yapılmaktadır ve katılım gönüllülük esasına dayalıdır.

Proprioepsiyon, eklemlerimizin bulunduğu pozisyonu algılamamızı ve uygulanan kuvvet miktarını ayırt etmemizi sağlayan bir duydur. Bu duyu fonksiyonel aktiviteler sırasında eklemlerin daha dengeli ve doğru hareketler yapması için önemlidir. Bu algıda herhangi bir kayıp olursa kolumuzun fonksiyonel yetenekleri azalabilir. Kuvvet de günlük yaşam aktiviteleri ve sportif performans için önemli bir parametredir. Eğer bu algı, kuvvet ve fonksiyonel becerilerimiz artırılırsa koruyucu bir yaklaşım sağlanabilir. Bu bahsedilen algı ve fonksiyonel hareket becerisinin artırılması için bazı egzersizler bulunmakta ve köpükten yapılmış bir silindir ile köpük yuvarlama uygulamasının bu konuda olası olumlu etkileri öne sürülmektedir. Bu uygulama klinikte; eklem hareketini ve esnekliği artırma veya performansı arttırmaya yönelik kullanılmakla beraber kuvvet üzerine etkileri çelişkilidir. Uygulamanın proprioepsiyon algısı ve fonksiyonel hareket becerisine etkilerini araştıran bir çalışma da yoktur. Bu nedenle bizim amacımız, sağlıklı yetişkinlerde köpük yuvarlama uygulamasının proprioepsiyon algısı, kuvvet ve fonksiyonel hareket becerisi üzerine etkisini incelemektir. Bu çalışmadan elde edilecek sonuçlara göre, bu çalışmadan olumlu sonuç elde edilirse, ilgili sağlık profesyonelleri bu konuda köpük yuvarlama uygulamasını iyileştirici bir seçenek olarak kullanabileceklerdir.

Araştırmamıza, 18 yaş ve üzeri, çalışmaya alınma kriterlerini sağlayan ve araştırmada yapılacak tüm değerlendirme ve uygulamaları tamamlayabilecek 60 birey alınacaktır.

Bu çalışmaya katıldığınız takdirde size aşağıdaki değerlendirmeler yapılacaktır. Değerlendirme süresi toplamda 30 dk olacaktır.

1. Yaş, boy, ağırlık, dominant kol, meslek, eğitim düzeyi gibi tanımlayıcı bilgiler alınacaktır.
2. Proprioseptif algınız 2 yöntem ile değerlendirilecektir.
 - Birincisinde; kolunuzu öğretilen pozisyonda tutup tutamadığınız bakılacaktır. Pozisyonu algılama duyunuz dijital açı ölçer ile değerlendirilecektir.
 - İkincisinde ise; Fizyoterapist size dijital kuvvet ölçer ile belirli bir kuvvet uygulayacak ve sizden de algıladığınız kuvveti fizyoterapistte göstermeniz istenecektir.
3. Pazu kasınızın kuvveti dijital kas kuvvet ölçer ile ölçülecektir.
4. Kolunuzun fonksiyonel hareket becerisini değerlendirmeye yönelik bazı testler yapılacaktır. Bu testler fizyoterapist tarafından uygulamalı olarak öğretilip, sizden fizyoterapist kontrolünde yapmanız beklenecektir. Sizden; 2 tane sınav testi ve bir egzersiz istasyonu barından tutunarak vücudu yukarı çekme testi yapmanız istenecektir.

Bu değerlendirmeler ilk geldiğinizde, 4 haftalık uygulama sonrası ve 8. hafta sonunda takip değerlendirmesi olacak şekilde bir fizyoterapist tarafından toplamda 3 kez yapılacaktır.

Köpük yuvarlama uygulaması ise, pazu bölgesine toplamda 2 dk olacak şekilde, kolunuz bir sandalye üzerine konularak, vücudunuz sandalyeye yan duracak şekilde, vücut ağırlığınızı kullanarak, sizin tarafınızdan aktif bir şekilde yapılacaktır. Uygulama sırasında tolere edebileceğiniz bir rahatsızlık beklenmektedir. Öncesinde uygulama fizyoterapist tarafından detaylı olarak anlatılacaktır ve 1 deneme seansı yapılacaktır. Toplamda 12 seans fizyoterapist eşliğinde uygulanacaktır. Uygulama 4 hafta, haftada 3 gün olacak şekilde yapılacaktır.

Araştırmamıza katılmanızın ve yukarıdaki aktiviteleri yapmanızın size zarar vermemesini, aşırı ağrı, kızarıklık ya da hassasiyet ortaya çıkarmamasını beklemekteyiz. Değerlendirmeler yapıldığı sırada test aralarında size kısa dinlenme molaları vereceğiz. Yine de değerlendirme veya tedavi sırasında herhangi bir sorunla karşılaşırsanız hemen fizyoterapistinizi bilgilendiriniz.

Araştırmaya katılmanız dahilinde size hiçbir maddi ve manevi yük gelmeyecek, sizden veya bağlı bulunduğunuz SGK'dan herhangi bir ücret talep edilmeyecektir. Çalışmada kullanılmak üzere alınan bilgiler ve elde edilen veriler saklı tutulacak ve sadece etik kurul komitesine açık olacaktır. Veriler herhangi bir bilimsel yayın, rapor veya sunumda kullanıldığında sizi

tanımlayan hiçbir bilgi açıklanmayacak, kimlik bilgileriniz ve iletişim bilgileriniz gizli olarak tutulacaktır.

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

Yukarıda gönüllü olarak araştırmaya katılmadan önce verilmesi gereken bilgileri okudum. Bunlar hakkında bana sözlü ve yazılı açıklamalar yapıldı. Değerlendirmeler ve uygulamalar bana uygulamalı olarak gösterildi ve gerekli açıklamalar yapıldı. Aklıma gelen soruları araştırmacılara sordum, aldığım yanıtları ve açıklamaları anladım. Bu koşullarla kimlik ve iletişim bilgilerim saklı kalmak kaydıyla söz konusu klinik çalışmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün;

Adı:

Tarih:

Soyadı:

İmza:

Adresi:

Telefon Numarası:

Velayet veya Vasiyve arktında Bulunanlar için Veli veya Vasinin:

Adı:

Tarih:

Soyadı:

İmza:

Adresi:

Telefon Numarası:

Olur Alma İşlemine Başından Sonuna Kadar Tanıklık Eden Kuruluş Görevlisinin

Adı- Soyadı:

Tarih:

Telefon Numarası:

İmza:

Açıklamaları Yapan Araştırmacının

Adı- Soyadı: Fatma Özden

Tarih:

Telefon Numarası: 0554 447 31 47

İmza:

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırmanın adı: Köpük Yuvarlama Uygulamasının Dirsek Eklemi Proprioepsiyonuna, Kuvvete ve Fonksiyonel Motor Performansa Etkisi

Bu çalışma, araştırma amaçlı yapılmaktadır ve katılım gönüllülük esasına dayalıdır.

Proprioepsiyon, eklemlerimizin bulunduğu pozisyonu algılamamızı ve uygulanan kuvvet miktarını ayırt etmemizi sağlayan bir duyudur. Bu duyu fonksiyonel aktiviteler sırasında eklemlerin daha dengeli ve doğru hareketler yapması için önemlidir. Bu algıda herhangi bir kayıp olursa kolumuzun fonksiyonel yetenekleri azalabilir. Kuvvet de günlük yaşam aktiviteleri ve sportif performans için önemli bir parametredir. Eğer bu algı, kuvvet ve fonksiyonel becerilerimiz artırılırsa koruyucu bir yaklaşım sağlanabilir. Bu bahsedilen algı ve fonksiyonel hareket becerisinin artırılması için bazı egzersizler bulunmakta ve köpükten yapılmış bir silindir ile köpük yuvarlama uygulamasının bu konuda olası olumlu etkileri öne sürülmektedir. Bu uygulama klinikte; eklem hareketini ve esnekliği artırma veya performansı arttırmaya yönelik kullanılmakla beraber kuvvet üzerine etkileri çelişkilidir. Uygulamanın proprioepsiyon algısı ve fonksiyonel hareket becerisine etkilerini araştıran bir çalışma da yoktur. Bu nedenle bizim amacımız, sağlıklı yetişkinlerde köpük yuvarlama uygulamasının proprioepsiyon algısı, kuvvet ve fonksiyonel hareket becerisi üzerine etkisini incelemektir. Bu çalışmadan elde edilecek sonuçlara göre, bu çalışmadan olumlu sonuç elde edilirse, ilgili sağlık profesyonelleri bu konuda köpük yuvarlama uygulamasını iyileştirici bir seçenek olarak kullanabileceklerdir

Araştırmamıza, 18 yaş ve üzeri, çalışmaya alınma kriterlerini sağlayan ve araştırmada yapılacak tüm değerlendirmeleri tamamlayabilecek 60 kişi alınacaktır.

Bu çalışmaya katıldığınız takdirde size aşağıdaki değerlendirmeler yapılacaktır. Değerlendirme süresi toplamda 30 dk sürecektir.

1.Yaş, boy, ağırlık, dominant kol, meslek, eğitim düzeyi gibi tanımlayıcı bilgiler alınacaktır.

2. Proprioseptif algınız 2 yöntem ile değerlendirilecektir.

- Birincisinde; kolunuzu öğretilen pozisyonda tutup tutamadığınız bakılacaktır. Pozisyonu algılama duyunuz dijital açı ölçer ile değerlendirilecektir.
- İkincisinde ise; Fizyoterapist size dijital kuvvet ölçer ile belirli bir kuvvet uygulayacak ve sizden de algıladığınız kuvveti fizyoterapistte göstermeniz istenecektir.

3. Pazu kasınızın kuvveti dijital kas kuvvet ölçer ile ölçülecektir.

4. Kolunuzun fonksiyonel hareket becerisini değerlendirmeye yönelik bazı testler yapılacaktır. Bu testler fizyoterapist tarafından uygulamalı olarak öğretilip, sizden aktif yapmanız beklenecektir. Sizden; 2 tane şınav testi, bir egzersiz istasyonu barından tutunarak vücudu yukarı çekme testi yapmanız istenecektir.

Bu değerlendirmeler ilk geldiğinizde, 4 haftalık uygulama sonrası ve 8. hafta sonunda kontrol değerlendirmesi olacak şekilde bir fizyoterapist tarafından toplamda 3 kez yapılacaktır.

Proprioseptif duyuya ve köpük yuvarlama uygulamasına yönelik eğitim ise başlangıç seansında ölçümlerden hemen sonra bir broşür eşliğinde yine fizyoterapist tarafından verilecektir.

Araştırmamıza katılmanızın size zarar vermemesini ve herhangi bir problem ortaya çıkarmamasını beklemekteyiz. Değerlendirmeler yapıldığı sırada test aralarında size kısa dinlenme molaları vereceğiz. Yine de değerlendirme sırasında herhangi bir sorunla karşılaşırsanız hemen fizyoterapistinizi bilgilendiriniz.

Araştırmaya katılmanız taktirde size hiçbir maddi ve manevi yük gelmeyecek, sizden veya bağlı bulunduğunuz SGK'dan herhangi bir ücret talep edilmeyecektir. Çalışmada kullanılmak üzere alınan bilgiler ve elde edilen veriler saklı tutulacak ve sadece etik kurul komitesine açık olacaktır. Veriler herhangi bir bilimsel yayın, rapor veya sunumda kullanıldığında sizi tanımlayan hiçbir bilgi açıklanmayacak, kimlik bilgileriniz ve iletişim bilgileriniz gizli tutulacaktır.

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

Yukarıda gönüllü olarak araştırmaya katılmadan önce verilmesi gereken bilgileri okudum. Bunlar hakkında bana sözlü ve yazılı açıklamalar yapıldı. Değerlendirmeler bana uygulamalı olarak gösterildi ve gerekli açıklamalar yapıldı. Aklıma gelen soruları

araştırmacılarla sordum, aldığım yanıtları ve açıklamaları anladım. Bu koşullarla kimlik ve iletişim bilgilerim saklı kalmak kaydıyla söz konusu klinik çalışmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Gönnüllünün;

Adı:

Tarih:

Soyadı:

İmza:

Adresi :

Telefon Numarası:

Velayet veya Vasiyye arktında Bulunanlar için Veli veya Vasinin:

Adı:

Tarih:

Soyadı:

İmza:

Adresi :

Telefon Numarası:

Olur Alma İşlemine Başından Sonuna Kadar Tanıklık Eden Kuruluş Görevlisinin

Adı- Soyadı:

Tarih:

Telefon Numarası:

İmza:

Açıklamaları Yapan Araştırmacının

Adı- Soyadı: Fatma Özden

Tarih:

Telefon Numarası: 0554 447 31 47

İmza:

DEĞERLENDİRME FORMU

Sıra No:

Tarih:

Adı/

Soyadı:.....Cinsiyet:.....Yaş:.....Boy:.....Ağırlık:.....BKİ:.....

Dominant Ekstremit:

Eğitim durumu:

Meslek:

Ağrınız var mı: Hayır ☐ Evet ☐

PROPRİOSEPSİYON DEĞERLENDİRMESİ

Eklem Pozisyon Duyusu												
Fleksiyon	1. Ölçüm				2. Ölçüm				3. Ölçüm			
	1	2	3	Ort.	1	2	3	Ort.	1	2	3	Ort.
45 derece												
60 derece												
75 derece												

Kuvvet Eşleme												
	1. Ölçüm				2. Ölçüm				3. Ölçüm			
	1	2	3	Ort.	1	2	3	Ort.	1	2	3	Ort.
% 30 MVC (Maksimum istemli kontraksiyon)												

KUVVET DEĞERLENDİRMESİ

Biceps Braki Kas Kuvveti												
	1. Ölçüm				2. Ölçüm				3. Ölçüm			
	1	2	3	O	1	2	3	O	1	2	3	O
Kg												

O: Ortalama

FONKSİYONEL MOTOR PERFORMANS DEĞERLENDİRMESİ

Kapalı Kinetik Zincir Üst Ekstremité Stabilizasyon Testi																		
	1. Ölçüm						2. Ölçüm						3. Ölçüm					
	1	2	3	O	S	G	1	2	3	O	S	G	1	2	3	O	S	G
Değme Sayısı																		

O: Ortalama, S: Skor, G: Güç

Adapte Edilmiş Yukarı Çekme Testi																	
						1. Ölçüm				2. Ölçüm				3. Ölçüm			
						1	2	3	O	1	2	3	O	1	2	3	O
Çekme Sayısı																	

O: Ortalama

Şınav Testi													
	1. Ölçüm				2. Ölçüm				3. Ölçüm				
	1	2	3	O	1	2	3	O	1	2	3	O	
Şınav Sayısı													

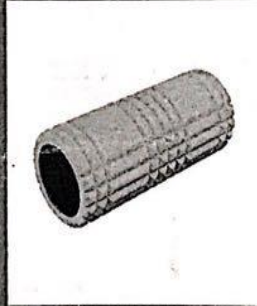
O: Ortalama

EK 3

!!!

-Bu algının düzgünlüğü yaralanmalardan korunmak açısından da önemlidir.

-Köpük yuvarlama uygulamasının bu duyu üzerine yararı kanıtlanırsa klinikte iyileştirici yeni bir tedavi metodu olarak kullanılabilir.



FIZYOTERAPİST FATMA ÖZDEN
TEL. 05544473147

*PROPRİOSEPSİYON
NEDİR ?

*KÖPÜK YUVARLAMA
NEDİR ?

FIZYOTERAPİST FATMA ÖZDEN
TEL. 05544473147

→ PROPRIOSEPSİYON VE KÖPÜK YUVARLAMA

***Fonksiyonellik** için gerekli olan temel bir duyudur.

***Eklem**lerimizin bulunduğu pozisyonu algılamamızı ve uygulanan kuvvet miktarını ayırt etmemizi sağlar.

***Hareketlerin** dengeli ve doğru yapılması açısından önemlidir.

→ ***Kolun** günlük hayattaki fonksiyonelliği ve hareket becerisi düşünüldüğünde özellikle bu bölge için propriosepsiyon algısının düzgünlüğü hayatidir.

***Kolunda** problemi olan hastalarda ve kola yönelik bir sporla ilgilenenlerde bu duyunun iyileştirilmesi öncelikli hedeflerdendir.

→ ***Bu** duyuyu arttırmaya ve geliştirmeye yönelik çeşitli egzersizler ve uygulamalar vardır.

***Köpükten** yapılmış silindirik bir rulo ile yapılan uygulamanın da üzerindeki girintiler nedeniyle bu duyu üzerine olumlu etkisi öne sürülmektedir.

→ ***Bu** uygulama kişinin vücut ağırlığı kullanılarak silindiri yuvarlama şeklinde aktif olarak ilgili bölgeye uygulanmaktadır.

***Eklem** hareket genişliği, esneklik ve performans üzerine olumlu etkileri yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır.

***Propriosepsiyon** ve üst ekstremiteye yönelik çalışmalara ihtiyaç vardır.

EK 4

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON YÜKSEKOKULU MÜDÜRLÜĞÜ'NE,
İZMİR

"Köpük Yuvarlama Uygulamasının Dirsek Eklemi Proprioepsiyonuna, Kuvvet ve Fonksiyonel Motor Performansa Etkisi" isimli çalışmamızın kurumumuzda gerçekleştirilmesi için gereğini bilgilerinize arz ederim.

DEÜ FTR YO
4124926

Uygundur
Prof. Dr. Nihal GAZELER

Doç. Dr. Sevgi Sevil YEŞİLYAPRAK
05/06/2017

EK 5-A

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
AÇIK ADRES	GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
TELEFON	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
FAKS	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
E-POSTA	0 232 412 22 43
	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	3399-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ AKADEMİK AMAÇLI ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Köpük Yuvarlama Uygulamasının Dirsek Eklemi Proprioepsiyonuna, Kuvvet ve Fonksiyonel Motor Performansa Etkisi
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Doç.Dr.Sevgi Sevi YEŞİLYAPRAK Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Y.O
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐	İngilizce ☒	Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐

EK 5-B

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2017/17-42	Tarih:22.06.2017
	Doç.Dr.Sevgi Sevi YEŞİLYAPRAK'ın sorumlusu olduğu "Köpük Yuvarlama Uygulamasının Dirsek Eklemi Propriocepsiyonuna, Kuvvet ve Fonksiyonel Motor Performansa Etkisi" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İy Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEÜ Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEÜ Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Sevinç ERASLAN	Endokrinoloji	DEÜ Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Sülen SARIOĞLU	Patoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji A.D	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Bilge KARA	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Ayhan ABACI	Pediyatrik Endokrinoloji ve Metabolizma Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Katılmadı
Doç.Dr.M.Aylin ARICI	Tıbbi Farmakoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Doç.Dr.Murat BEKTAŞ	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	DEÜ Hemşirelik Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	Erkek	E ☐	H ☒	Katılmadı
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEÜ Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	Katılmadı
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	Katılmadı

02.07.2018

ONAY

'KÖPÜK YUVARLAMA UYGULAMASININ DİRSEK EKLEMİ PROPRIOSEPSİYONUNA, KUVVET VE FONKSİYONEL MOTOR PERFORMANSA ETKİSİ' adlı tez çalışmasında fotoğraflarımın kullanılmasına izin veriyorum.

KATILIMCI

İSİM: Koray
SOYİSİM: Mısırlıoğlu
TELEFON: 0555 5368566
İMZA: 

UYGULAYICI

İSİM: Fatma
SOYİSİM: Özden
TELEFON: 0555 4473147
İMZA: 

02.07.2018

ONAY

'KÖPÜK YUVARLAMA UYGULAMASININ DİRSEK EKLEMİ PROPRİOSEPSİYONUNA, KUVVET VE FONKSİYONEL MOTOR PERFORMANSA ETKİSİ' adlı tez çalışmasında fotoğraflarımın kullanılmasına izin veriyorum.

KATILIMCI

İSİM: Berna

SOYİSİM: Özden

TELEFON: 05358238242

İMZA:



UYGULAYICI

İSİM: Fatma

SOYİSİM: Özden

TELEFON: 0554443147

İMZA:



08.10.2018

ONAY

‘KÖPÜK YUVARLAMA UYGULAMASININ DİRSEK EKLEMİ PROPRIOSEPSİYONUNA, KUVVET VE FONKSİYONEL MOTOR PERFORMANSA ETKİSİ’ adlı tez çalışmasında fotoğraflarımın kullanılmasına izin veriyorum.

KATILIMCI

İSİM: Deniz

SOYİSİM: Dere

TELEFON: 0507.132.29.38

İMZA:



UYGULAYICI

İSİM: Fatma

SOYİSİM: Özden

TELEFON: 0554.447.31.47

İMZA:



EK 7

ÖZGEÇMİŞ

FATMA ÖZDEN

TC Kimlik No / Pasaport No:

30074568632 / 382955128

Doğum Yılı:

1993

Yazışma Adresi:

5329/1 sok. No:8/1 Palmiye a. Kat:4 Daire:7
Bornova/İZMİR

Telefon :

0 554 447 31 47

e-posta :

ffatmaozden@outlook.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Lise: İzmir Yunus Emre Anadolu Lisesi

Lisans:

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Mezuniyet Notu	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	80.00 / Onur belgesi	2016

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
EMOT	Türkiye	İzmir	Fizik Tedavi ve Reh. Birimi	Staj + Gözlem	2015 Yaz dönemi + 2016 Yaz dönemi
DEU Hastanesi	Türkiye	İzmir	Ortopedi/Dahiliye/Nöroloji/Geriatri/Kalp Damar Cerrahi/Nöroşirurji/Genel Cerrahi Servisleri	Staj	Lisans Dönemi
Nevvar Salih İşgören Devlet Hastanesi	Türkiye	İzmir	Fizik Tedavi ve Reh. Birimi	Staj	Lisans Dönemi
Narlidere Huzur Evi	Türkiye	İzmir	Fizik Tedavi ve Reh. Birimi	Staj	Lisans Dönemi

Özel Balçova Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Dal Merkezi	Türkiye	İzmir	Fizik Tedavi ve Reh. Birimi	Staj	Lisans Dönemi
Artı Bakış Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi	Türkiye	İzmir	Fizik Tedavi ve Reh. Birimi	Staj	Lisans Dönemi
Çalışkan Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi	Türkiye	İzmir	Fizik Tedavi ve Reh. Birimi	Fizyoterapist	2016 (Kısa Süreli)
Şencanlar Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi	Türkiye	İzmir	Fizik Tedavi ve Reh.Birimi	Fizyoterapist	2017-2018 (Kısa Süreli Gönüllü Olarak)