

T.C.
KARAMANOĞLU MEHMETBEY ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**HENTBOLCULARDA ÜST EKSTREMİTEYE UYGULANAN
KİNEZYOTERAPİ BANTLAMASININ KAS AKTİVASYONU VE ATIŞ
HIZINA ETKİSİ**

Zeynep DEMİRAY

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SPOR BİLİMLERİ ANA BİLİM DALI

Danışman
Doç. Dr. Yücel MAKARACI

KARAMAN-2024

T.C.
KARAMANOĞLU MEHMETBEY ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**HENTBOLCULARDA ÜST EKSTREMİTEYE UYGULANAN
KİNEZYOTERAPİ BANTLAMASININ KAS AKTİVASYONU VE ATIŞ
HIZINA ETKİSİ**

Zeynep DEMİRAY

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SPOR BİLİMLERİ ANA BİLİM DALI

Danışman

Doç. Dr. Yücel MAKARACI

KARAMAN-2024



ENSTİTÜ TEZ ONAY FORMU

Doküman No	FR-285
İlk Yayın Tarihi	05.02.2018
Revizyon Tarihi	26.07.2024
Revizyon No	03
Sayfa No	1 / 1

Zeynep DEMİRAY tarafından savunulan “Hentbolcularda üst ekstremiteye uygulanan kinezyo bantlamanın kas aktivasyonu ve atış hızına etkisi başlıklı” tez çalışması, jürimiz tarafından Spor Bilimleri Ana Bilim Dalında Yüksek Lisans Tezi olarak oy birliği ile kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Nurtekin ERKMEN
Selçuk Üniversitesi

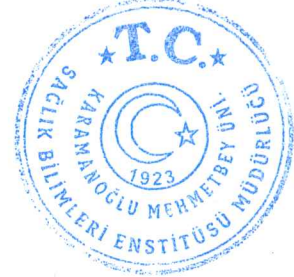
Danışman: Doç. Dr. Yücel MAKARACI
Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi

Üye: Dr. Öğr.Üyesi Ömer PAMUK
Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi

Tez Savunma Tarihi: 30/07/2024.

Bu tez, Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun 11/07/2024 tarih ve 19/2024-98 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

Enstitü Müdürü



Hazırlayan	Kalite Sistem Onayı
------------	---------------------

6698 sayılı Kişisel Verilerin Korunması Kanunu kapsamında, kişisel verilerimin saklanması kaydedilmesine peşinen izin verdiğimi ve muvafakat ettiğimi kabul, beyan ve taahhüt ederim.

TEZ BİLDİRİMİ

Yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin içerdği yenilik ve sonuçların başka bir yerden alınmadığını, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Zeynep DEMİRAY



ÖNSÖZ

Yüksek lisans tezimi, yaşamının ilk yıllarında, okul dönemimde bana eşlik eden biricik oğlum Ahmet Efe DEMİRAY'a ithaf ediyorum.

Yüksek lisans eğitimim süresince engin bilgi, deneyim ve tecrübelerini samimiyetle ve sabırla bana aktaran, hiçbir zaman yardım ve desteğini benden esirgemeyen, araştırmanın planlanmasından yazım aşamasına kadar tüm süreci titizlikle yürüten ve şahsımı doğru biçimde yönlendiren, akademik rol modelim, değerli danışmanım Doç. Dr. Yücel MAKARACI'ya,

Tez ölçümlerimin veri toplama süresinde yardımlarını esirgemeyen Dr. Kerem GÜNDÜZ, Arş. Gör. Abdullah UYSAL, Mehmet Can GEDİK ve Gökçe YILDIRIM'a,

Elektromiyografi verilerin analizi ve yorumlanmasında katkı sağlayan Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin DUYSAK'a,

Yüksek lisans eğitimim boyunca özellikle oğlumun bakımında bana destek olan kayınvalidem ve kayınbabam Ayşe DEMİRAY ve Ahmet DEMİRAY'a,

Öğrenim hayatım boyunca maddi manevi desteklerini benden esirgemeyen, desteklerini her koşulda hissettiğim canım annem ve babam Hatice ŞAHİN ve Şuayip ŞAHİN'e,

Kariyer ve eğitim hayatımda sabır ve hoşgörü ile her daim yanımda olan eşim Mehmet Akif DEMİRAY'a

En içten duygularımla teşekkürü borç bilirim.

Zeynep DEMİRAY
KARAMAN- 2024

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
ÇİZELGELER LİSTESİ	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
ÖZET	x
SUMMARY	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Kinezyo Bantlama	3
1.1.1. Tarihçe	3
1.1.2. Kinezyo bandın özellikleri	3
1.1.3. Kinezyo bandın uygulanması ve kullanımı	4
1.1.4. Kinezyo bandın etki mekanizması	5
1.1.5. Kinezyo bandın endikasyonları ve kontrendikasyonları	7
1.1.6. Bant gerimleri	8
1.1.7. Bantlama şekli	8
1.2. Kas Aktivasyonu	9
1.2.1. Kasların türleri ve özellikleri	9
1.2.2. Kas kasılma mekanizması	11
1.2.3. Kasılma türleri	11
1.2.4. Elektromyografi (EMG)	12
1.3. Hentbol	16
1.3.1. Hentbolda kale atışları	16
1.3.2. Baş üstü atışta aktif olan kas grupları	19
1.3.3. Hentbolda atış hızı	20
2. GEREÇ VE YÖNTEM	22
2.1. Çalışmanın amacı	22
2.2. Problem	22

2.2.1. Ana problem	22
2.2.2. Alt problemler	22
2.3. Sayıtlar	23
2.4. Sınırlılıklar	23
2.5. Araştırma Grubu	23
2.5.1. Çalışmaya dahil edilme kriterleri	24
2.5.2. Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri	24
2.6. Araştırma Tasarımı ve Prosedürleri	25
2.7. Kinezyo Bant Uygulaması	27
2.8. Verileri Toplama Yöntemleri	28
2.8.1. Antropometrik ölçümler	28
2.8.2. Yüzeysel EMG kayıtları ve sinyal işleme süreci	28
2.8.3. Atış hızı ölçümleri	30
2.9. İstatiksel Analiz	31
3. BULGULAR	33
3.1. KB Uygulamasının Kas Aktivasyonu Üzerindeki Etkisine İlişkin Bulgular	33
3.2. KB Uygulamasının Atış Hızına Etkisine İlişkin Bulgular	38
4. TARTIŞMA	41
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	46
5.1. Sonuç	46
5.2. Öneriler	46
6. KAYNAKLAR	47
7. EKLER	52
EK A: Etik Kurul Kararı	52
8. ÖZGEÇMİŞ	53

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
®	: Tescilli ticari marka
ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
ACh	: Asetilkolin
AD	: Anterior Deltoid
Ag	: Gümüş
AgCl	: Gümüş Klorür
ATP	: Adenozin Trifosfat
ark.	: Arkadaşları
BB	: Biceps Brachii
C	: Celcius
cm	: Santimetre
dk	: Dakika
ECR	: Ekstansor Carpi Radialis
EMG	: Elektromyografi
FCU	: Fleksor Carpi Ulnaris
Hz	: Hertz
IHF	: Uluslararası Hentbol Federasyonu
KB	: Kinezyo Bantlama
kg	: Kilogram
kg/m ²	: Kilogram/metrekare
km	: Kilometre
KT	: Kinesio Taping
KTAI	: The Kinesio Taping Association International
m	: Metre
m ²	: Metrekare
mm	: Milimetre
MÜAP	: Motor Ünite Aksiyon Potansiyeli
mV	: Milivolt
n	: Örneklem Sayısı
n _p ²	: Kısmi Eta Kare
°	: Derece

p	: İstatistiki Anlamlılık Değeri
PM	: Pectoralis Major
ROM	: Range of Motion
SA	: Serratus Anterior
SR	: Sarkoplazmik Retikulum
SS	: Standart Sapma
t	: Zaman
TB	: Triceps Brachii
vb	: Ve Benzeri
$\bar{X}$	: Aritmetik Ortalama



ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge 2.1. Katılımcıların demografik özellikleri	24
Çizelge 3.1. KB uygulaması için belirlenen kaslara ait EMG referans değer grup karşılaştırmaları	33
Çizelge 3.2. Biceps brachii aktivasyon değerlerine ait tanımlayıcı veriler	34
Çizelge 3.3. KB uygulamasının biceps brachii kası üzerindeki zamana bağlı etkileri	34
Çizelge 3.4. Triceps brachii aktivasyon değerlerine ait tanımlayıcı veriler	35
Çizelge 3.5. KB uygulamasının triceps brachii kası üzerindeki zamana bağlı etkileri	35
Çizelge 3.6. Anterior deltoid aktivasyon değerlerine ait tanımlayıcı veriler	36
Çizelge 3.7. KB uygulamasının anterior deltoid üzerindeki zamana bağlı etkileri	36
Çizelge 3.8. Fleksör carpi ulnaris aktivasyon değerlerine ait tanımlayıcı veriler	37
Çizelge 3.9. KB uygulamasının fleksör carpi ulnaris üzerindeki zamana bağlı etkileri	37
Çizelge 3.10. Ekstansör carpi radialis aktivasyon değerlerine ait tanımlayıcı veriler	38
Çizelge 3.11. KB uygulamasının ekstansör carpi radialis üzerindeki zamana bağlı etkileri	38
Çizelge 3.12. KB uygulaması öncesi yüksek temel atış hızı referans değer grup karşılaştırmaları	39
Çizelge 3.13. Yüksek temel atış hızına ait tanımlayıcı veriler	39
Çizelge 3.14. KB uygulamasının yüksek temel atış hızı üzerindeki zamana bağlı etkileri	39

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1. Kinezyo bandın etki mekanizmaları (Anomim, 2024)	6
Şekil 1.2. Bant gerimleri (Kenney, 2019)	8
Şekil 1.3. Bantlama şekilleri (Deepesh, 2019)	9
Şekil 1.4. İskelet kasının yapısı (Serbest, 2014)	10
Şekil 1.5. a: EMG sinyalinin yazdırılması, b: el bileği fleksörleri ve ekstansörlerinin EMG ile ölçümü (De luca, 1997)	13
Şekil 1.6. Yüksek temel atışın aşamaları (Çetin, 2009)	17
Şekil 1.7. Baş üstü atışta aktif olan kaslar (Hirashima ve ark., 2001)	19
Şekil 2.1. Veri toplama sürecine ilişkin akış diyagramı	26
Şekil 2.2. KB uygulaması. a) anterior deltoid, b) biceps brachii, c) triceps brachii, d) fleksör carpi ulnaris, e) ekstansör carpi radialis	28
Şekil 2.3. Anterior deltoid, biceps brachii, triceps brachii, fleksör carpi ulnaris ve ekstansör carpi radialis kasları için elektrot ve sensör yerleşimi	29
Şekil 2.4. Elektrot ve sensörler için yapılan medikal bantlama işlemleri	30
Şekil 2.5. Dayanma adımı ile yüksek temel atış	31

ÖZET

T.C.
KARAMANOĞLU MEHMETBEY ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Hentbolcularda Üst Ekstremiteye Uygulanan Kinezyo Bantlamanın Kas Aktivasyonu ve Atış Hızına Etkisi

Zeynep DEMİRAY

Spor Bilimleri Ana Bilim Dalı

YÜKSEK LİSANS TEZİ/ KARAMAN-2024

Hentbolda kale atışı, kinetik bir zincirden oluşan hareketlerin sonucu olarak ortaya çıkmaktadır. Bu doğrultuda, üst ekstremitede yar alan kasların güç çıktısı atış hızının etkinliği açısından kritik bir belirteçdir. Kinezyo bantlama (KB), etkinliği ile çelişkili sonuçlara rağmen temel olarak atletik performansın artırılması için yaygın olarak kullanılmaktadır. KB'nin atletik performans üzerindeki etkileri genelde akut bağlamda incelenmekle birlikte zamana bağlı değişkenlik gösteren etkilerinin olduğu bilinmektedir. Bu çalışmanın amacı; kadın hentbolcularda uygulanan KB'nin kas aktivasyonu ve atış hızına etkisinin zaman ekseninde incelenmesidir. Tek kör, plasebo kontrollü ve çaprazlama modellenli çalışmaya rekreatif düzeyde hentbol oynayan sağlıklı 17 kadın sporcu (ort. yaş = $21,47 \pm 1,18$ yıl) katılmıştır. KB, inhibisyon tekniği kullanılarak atış kolundaki biceps brachii, triceps brachii, anterior deltoid, fleksör carpi ulnaris ve ekstansör carpi radialis kaslarına uygulanmıştır. Plasebo sürecinde benzer bantlama uygulanarak herhangi bir teknik veya gerilim kullanılmamıştır. Yüzeysel elektromiyografik (EMG) aktivite ve yüksek temel atış hızı performansları, KB ve plasebo uygulamaları arasında beş günlük arınma periyodu bırakılarak referans (bantsız), bantlamayı takiben 1 saat, 24 saat ve 48 saat sonra ölçülmüştür. Biceps brachii (ort. EMG %maks.) ve triceps brachii (zirve EMG %maks.) kaslarında zaman için ana etki olduğu belirlenmiştir. Fleksör carpi ulnaris (ort. EMG %maks.) kasında zaman için ana etki ve zaman×grup etkileşimi olduğu tespit edilmiştir. Diğer kaslara ait EMG değerlerinde bir değişim görülmemiştir. Ayrıca, yüksek temel atış hızında zaman için ana etki ve zaman×grup etkileşimi olduğu tespit edilmiştir. Çalışma sonuçları, KB uygulamasının fleksör carpi ulnaris hariç atış kolunda yer alan diğer kasların aktivasyon düzeylerinde bir etkisi olmadığını göstermektedir. Diğer taraftan KB'nin rekreatif düzeyde hentbol oynayan kadın sporcularda atış hızını pozitif yönde etkilediği görülmüştür. Sonraki çalışmalarda elit düzeyde yarışan sporcuların yer alması, KB®'nin etkilerinin daha geniş kapsamda değerlendirilmesini sağlayabilir.

Anahtar Sözcükler: Atış Hızı; Elektromiyografi; Hentbol; Kinezyo Bant; Üst Ekstremit

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
KARAMANOGLU MEHMETBEY UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

The Effect of Kinesio Taping Applied to the Upper-Extremity on Muscle Activation and Throwing Velocity in Handball Players

Zeynep DEMİRAY

Department of Sport Sciences

MASTER THESIS / KARAMAN-2024

Shooting in handball depends on a sequence of movements known as a kinetic chain. In this context, the power generated by the muscles in the upper extremities is crucial for determining the effectiveness of throwing velocity. Kinesio taping (KT) is frequently used to enhance athletic performance, despite conflicting findings on its effectiveness. While the immediate effects of KT are frequently studied, its impacts are also recognized to vary over time. This study aimed to investigate the effects of KT on muscular activation and throwing velocity in female handball players. Seventeen healthy recreational female handball players (mean age = 21.47 ± 1.18 years) participated in a single-blind, randomized, placebo-controlled crossover trial. KT was applied using an inhibition technique on biceps brachii, triceps brachii, anterior deltoid, flexor carpi ulnaris, and extensor carpi radialis muscles of the throwing arm. The placebo group received similar taping without tension or technique. The surface electromyography (EMG) activity and throwing velocity performance were measured at baseline, 1 h post, 24 h post, and 48 h post taping, following a five-day wash-out period between KT and placebo treatments. A significant time effect was observed on biceps brachii (mean EMG %max) and triceps brachii (peak EMG %max). There was a significant time effect and a time-by-group interaction effect found on flexor carpi ulnaris (mean EMG %max). No significant changes were noted in EMG outcomes for other muscles. Moreover, a significant time effect and time-by-group interaction effect were detected on standing throwing velocity. The findings of this study revealed that the KT has no effect on the muscular activation of throwing arm muscles, except for the flexor carpi ulnaris. However, KT positively improved throwing velocity in recreational female handball players athletes. Further research involving elite athletes may provide deeper insights into KT's broader effects.

Key Words: Electromyography, Handball, Kinesio Tape, Throwing Velocity, Upper Extremity

1. GİRİŞ

Dünyada oldukça popüler bir olimpik spor dalı olan hentbolda, maksimal kuvvet, güç, hız, dayanıklılık ile birlikte atış hızı başarı için gerekli olan temel faktörlerdendir (Saavedra ve ark., 2018). Hentbol oyuncuları, topu maksimum veya/maksimuma yakın hız ve isabetle elden çıkararak gol atma şanslarını artırmaya çalışırlar. Çünkü top kaleye doğru ne kadar hızlı atılırsa, savunma oyuncularının ve kalecinin şutu kurtarmak için o kadar az zamanı ve şansı olur (Makaracı, 2021). Hentbolda atış hızı, oyuncunun baş üstü (overhead) atışla topu hızlandırma yeteneğine bağlıdır (Aloui ve ark., 2019). Kinetik bir zincirden oluşan baş üstü atış hareketi için vücut bölümlerinin ardışık hareketlerinin zamanlaması ve üst ve alt ekstremita kas gücü transferinin kullanımı önemli olmasına rağmen (Ferragut ve ark., 2018), üst ekstremita yar alan kasların kuvvet çıktısı da kritik bir belirteçtir. Dolayısıyla, omuz, dirsek ve el bileği eklemlerinin çevreleyen kaslarda açığa çıkan kinetik ve kinematik veriler, atış performansını optimize eden önemli faktörler olarak değerlendirilmektedir (Çetin, 2009).

Hentbol gibi yarışmacı sporlarda performans devamlılığı, vücudun spora özgü olarak gerçekleştirilen yoğun egzersizlere gösterdiği reaksiyon ile doğru orantılıdır. Spora özgü olarak değişkenlik gösteren egzersizlerde ortaya koyulan tekrarlı/patlayıcı formdaki hareketler (örn. atış hızı) ve kas-iskelet sistemi üzerindeki farklı talepler ve günümüzde sportif başarı isteği nedeniyle artan baskı, sporcuları bazı destek yöntemlerine yöneltmektedir (Munoz ve ark., 2020). Bu yöntemlerden biri olan Kinezyo bantlama (KB), Dr. Kenzo Kase tarafından geliştirilen ve atletik performans amaçlı kullanılan diğer geleneksel bantlama yöntemlerinden farklı olarak insan derisinin esneme kapasitesine yakın, yani normal halinin %140'ına kadar esneyebilen bir elastik yapışkan banttır (Králová ve ark., 2013; Wang ve ark., 2018). Bu tekniğin çalışma mekanizması kesin olarak bilinmemekle beraber kas fonksiyonunun normalleştirilmesi, lenfatik ve vasküler akışın artırılması, ağrının azaltılması ve olası eklem uyumsuzluklarının düzeltilmesine yardımcı olmak gibi temel amaçları bulunmaktadır (Kase, 1996). KB için kullanılan yöntemlerden biri olan inhibisyon tekniği, kas gevşemesini sağlamak ve esnekliği veya eklem hareketliliğini artırmak amacı ile kullanılmaktadır. Ayrıca fasilitasyon tekniğine kıyasla sporcularda basit atletik görevler (örn. denge) için daha uygulanabilir olduğu bildirilmiştir (Hung ve

ark., 2023). KB'nin kullanımı farklı popölasyonlarda yaygın olsa da son yıllarda sporcularda üst ve alt ekstremite ile karakterize performans ve rehabilite odaklı değerlendirmeler için oldukça popüler hale gelmiştir (Biz ve ark., 2022).

KB uygulamasının atletik performans parametreleri üzerindeki etkisi hala tutarsız ve çelişkilidir. KB ve sportif performans ilişkisini etkisini inceleyen bir sistematik derlemede, KB'nin sportif performans artırıcı etkisi ile ilgili yeterli kanıt olmadığı vurgulanmıştır (Reneker ve ark., 2018). KB ile gerçekleştirilen çalışmalarda düşük örneklem sayısı, katılımcı ve değerlendiricinin körleştirilmemesi, KB'nin potansiyel plasebo etkisinin yetersiz kabul edilmesi ve istatistiksel tercihler nedeni ile tesadüf anlamlı bulgular ortaya çıkmaktadır. Ayrıca sporcu seviyesi ve fitness düzeyi KB'nin olası etkilerini sınırlandıran bir faktör olarak değerlendirilmektedir (Müller ve Brandes, 2015). Diğer taraftan KB uygulamasının spor bilimlerindeki diğer araştırmalara benzer olarak kadın sporcularda daha az araştırıldığı görülmektedir. Bu demografik grupta spora katılım ve rekabet seviyesinin arttığı günümüz şartlarında kadın sporculara özgü performans optimizasyon stratejilerine öncelik verilmesi bir ihtiyaç olarak görülmektedir. Ayrıca, biyomekanik eşitsizlikler ve hormonal faktörler göz önünde bulundurulduğunda kadın sporcular KB uygulaması için uygun bir örneklemi temsil etmektedir (Balachandar ve ark., 2017).

KB'nin atletik performans üzerindeki etkileri bazı araştırmalarda potansiyel bir adaptasyon süresi göz önünde bulundurularak çeşitli zaman aralıklarında incelenmiştir. Buna göre, bazı çalışmalar KB uygulamasını takiben geçen zaman diliminde (örn; 24, 48 ve 72 saat) dikey sıçrama, denge ve çeviklik gibi performans ölçümlerinde önemli artışlar olduğunu bildirmiştir (Nakajima ve Baldridge, 2013; Kırmızıgil ve ark., 2019; Hanayoğlu ve Can, 2023). Ancak, bu umut verici bulgulara rağmen, sonuçların genelleştirilmesi ve KB uygulamasının spor bilimlerine daha geniş bir entegrasyonunu sağlamak için iyi tasarlanmış daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulduğu açıktır. Bu çalışmanın amacı; kadın hentbolcularda atış kolunda yer alan seçilmiş kaslara uygulanan KB'nin kas aktivasyonuna ve yüksek temel atış hızına etkisinin zaman ekseninde incelenmesidir.

1.1. Kinezyo Bantlama

1.1.1. Tarihçe

KB; tedavi, yaralanma önleme, rehabilitasyon ve performans geliştirmenin tüm aşamalarında kullanılan ve son yıllarda çok popöler hale gelen elastik, non-invaziv terapötik bir banttır. 1973 yılından itibaren geliştirilen KB, 1979'da Kenso Kase tarafından kullanıma sunulmuş ve uluslararası ilgisi 1988 Seul Yaz Olimpiyatları Oyunlarından sonra artmaya başlamıştır. 1999'da ilk patentini yayınlanmış ve bunu diğerkleri izlemiştir. 2007 yılında, KT Association International (KTAI) oluşturulmuş ve Certified Kinesio Taping Practitioner (Sertifikalı KB Uygulayıcısı), KinesioTex (bandın kendisi), Kinesio Taping Method (KB uygulama prosedürleri) ve Kinesio Taping (KT, bant veya yöntemin genel referansı) gibi diğerk ticari markalar ortaya çıkmıştır (Ferreira, 2017). Pekin 2008 yaz olimpiyatları sırasında farklı branşdaki pek çok sporcu tarafından müsabakalar sırasında bandın kullanılması, uluslararası düzeyde tanınır olmasını sağlayan en temel etken olmuştur. Daha sonra yine elit ve tanınmış profesyonel sporcuların maç ve yarışmalar sırasında bu bantları kullanmaları bandın popölerliğini arttırmıştır (Osborn, 2009). Tüm dünyada kas iskelet sistemi hastalıkları ve lenfoloji ile ilgilenen hekimler, fizyoterapistler, iç uğraşı terapistleri, kiropraktörler, hemşireler başta olmak üzere bandı hastalarına uygulayan sağlık profesyonelleri sayıca giderek artmaktadır. Bu sağlık profesyonellerini bünyesinde toplayan KTAI 1984 yılında Japonya'da kurulmuştur. Dünyanın farklı bölgelerindeki 30 ölkeden, beş bini ABD'li olmak üzere 10 bin civarında üyesi bulunmaktadır (Çeliker, 2011). Son yıllarda, KB giderek daha popöler hale gelmiş ve uygulamalar pediatriyen geriatriye ve bazı hayvan türlerine kadar farklı alanlara yayılmıştır (Ferreira, 2017).

1.1.2. Kinezyo bandın özellikleri

İlk kullanılan orijinal bant “Kinesio Tex Gold” olarak adlandırılmıştır. Halen en yaygın kullanılan tür olan bu bandın yapışkan yüzü sinüzoidal dalgalı bir yapıya sahiptir. Dalgalar arasındaki alan terin ve havanın rahatlıkla banttan geçmesine olanak sağlamaktadır. Bu özellik ciltteki tahrişi azaltmaktadır. Daha sonra geliştirilen “Kinesio Tex Platinum” bandının yapışkan yüzü baklava dilimi şeklindeydir. Genellikle spor yaralanmalarında ve bantlama eğitimi alan uzman kişilerce kullanımı önerilmektedir. KB'ye atfedilen ana özellikler şunlardır: %100 pamuk lifleri ile

sarılmış elastik polimer ipliklerden yapılmıştır, lateks içermez, gözenekli, hipoalerjenik, su geçirmez ve ısıyla etkinleşen akrilik yapıştırıcıya sahiptir; Bazı sporların ve renk terapisi gibi alternatif ilaçların gereksinimlerini karşılayan birçok renk seçeneği sunar; İlaç içermez; Farklı şekillerde yırtılabilen, arkaya katlanabilen ve çıkarılabilen alt tabaka kâğıdına, %10 gerilim ile arkadan uygulanır; doku ve elastikiyet, insan cildini taklit etmeye çalışarak daha fazla rahatlık, pürüzsüz bir his ve hareket özgürlüğü sağlar; Boylamasına orijinal uzunluğunun %120-140'ı kadar esneyebilir ve sonrasında tamamen toparlanabilir. Uygulama sonrasında cilde sürekli çekme hissi sağlar. Geleneksel banttı daha ince, daha hafif ve daha elastiktir; 3 ila 5 gün arasında özelliğini kaybetmeden sürekli olarak kullanılabilir (Ferreira, 2017).

1.1.3. Kinezyo bandının uygulanması ve kullanımı

1.1.3.1. Bandın yapışkan bölgesine dokunmak: Bandın yapışkan bölgesine dokunmak, yapışkanlığı azaltabilir. Bu nedenle, bandın arka kâğıdının çıkarılmasına özen gösterilmeli ve bant katlanmamalıdır. Bandın yapışkan kısmının temiz ve kuru olduğundan emin olunmalıdır.

1.1.3.2. Pamuk lifleri ve nem yönetimi: Bandın pamuk lifleri sayesinde vücut nemi buharlaşır ve hızlı kurur. Bu özellik, bandın altındaki cildin neminin dengelenmesine yardımcı olur.

1.1.3.3. Cilt hazırlığı: Bandın uygulanacağı bölge, yağ ve nemden arındırılmalıdır. Gerekiyorsa, bölge tıraş edilmelidir. Bu, bandın cilde düzgün bir şekilde yapışmasını sağlar.

1.1.3.4. Bandın uygulanması: Bandın yapışması için önerilen süre 20-30 dakikadır. Bu süre içinde terlemeye neden olabilecek hareketlerden kaçınılmalıdır, böylece bandın etkinliği artırılır.

1.1.3.5. Banyo ve yüzme: Hastalar, bandın birkaç gün kalabileceği ve banyo yapmak veya yüzmekle bandın çıkmayacağı konusunda bilgilendirilmelidir.

1.1.3.6. Bandın ıslanması: Bant ıslandığında, havluyla fazla suyu alınmalı, ovalamamalı ve bandın doğal olarak kurumaması beklenmelidir. Bu, bandın etkili bir şekilde cilde yapışmasını sağlar.

1.1.3.7. Bandın çıkarılması: Bant çıkarılırken, cilt ve bant arasına bir gerilim uygulanması önerilir. Bu, bandın ciltten daha kolay ayrılmasını sağlar ve cilde zarar verilmez.

Bu yönergeler, tıbbi bantların etkin ve güvenli bir şekilde uygulanmasını ve bakımını sağlamak için önemlidir (Kase, 2003).

Başarılı KB uygulaması için gereksinimler:

1.1.3.8. Bireyin değerlendirilmesi: Uygulamanın başarısı için birey iyi değerlendirilmelidir. bireyin durumu, şikayetleri ve uygulama hedefleri doğru anlaşılmalıdır.

1.1.3.9. Doğru kasın seçilmesi: Bantlamanın yapılacağı kas veya kas grupları doğru şekilde belirlenmelidir.

1.1.3.10. Amaç belirlenmesi: Bantlamanın amacı net bir şekilde belirlenmelidir. Örneğin, destek sağlamak, ağrıyı azaltmak veya performansı artırmak gibi.

1.1.3.11. Doğru pozisyon verme: Bantların uygulanacağı kas veya eklem bölgesine doğru pozisyon verilmelidir. Bu, uygulamanın etkinliğini artırır.

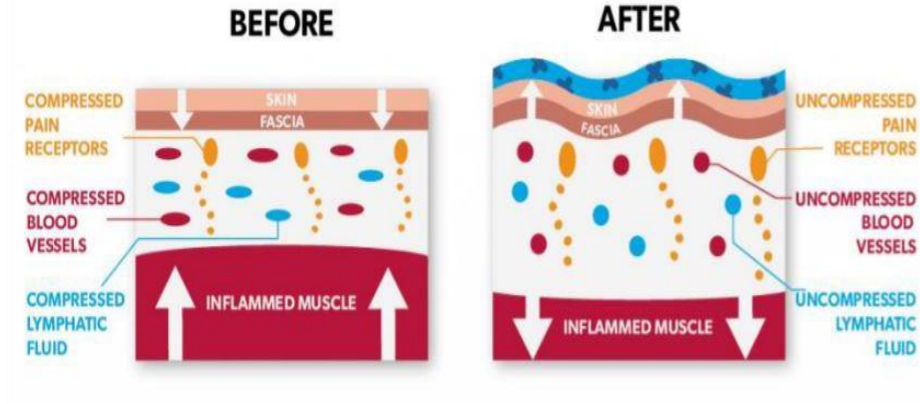
1.1.3.12. Bandın geriliminin ayarlanması: Bantların gerilimi istenilen etkiye göre uygun şekilde ayarlanmalıdır.

Eğer uygulama beklenen sonucu vermiyorsa, birey tekrar değerlendirilmelidir. Yapılan hatalar düzeltilmeli veya alternatif uygulama teknikleri düşünülmelidir. Bu yönergeler, kinezyo bantların etkin ve başarılı bir şekilde uygulanması için önemli adımları içermektedir. Uygulama sırasında bu detaylara dikkat edilmesi, bantlama uygulamasının bireyin ihtiyaçlarına uygun ve etkili olmasını sağlar (Çeliker, 2011).

1.1.4. Kinezyo bandın etki mekanizması

KB uygulaması, vücuttaki bazı noktalarda (örn; lenf, deri, eklem, fasya ve kas dolaşımları) fiziksel etki mekanizmalarına sahiptir. Bu uygulamanın teorik altyapısı incelendiğinde, derinin fasyadan uzaklaştırılması suretiyle aradaki interstisyel bölgede ilave bir boşluk meydana gelir. Bu şekilde, kan ve lenf dolaşımının rahatlaması sağlanarak olası ödemin yaratabileceği basınç azalır. Ayrıca, kas gerginliğindeki azalmayı takiben ilgili bölgedeki hassasiyet ve ağrı reseptörlerinde bir düşüş yaşanır;

yani hareketin optimal olarak gerçekleşebilmesi teşvik edilmiş olur (Kase ve ark., 2003). Ancak, bantlamanın etkinliği ve fizyolojik yanıtları etkileyen faktörler hakkında daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulduğu açıktır (Cools, 2002; Çeliker, 2011).



Şekil 1.1. Kinezyo bandın etki mekanizmaları (Anonim, 2024)

KB metodu, bant boyunca gerilim uygulamak ve hedef kası gerdireme pozisyonuna yerleştirmenin bir kombinasyonudur. Bandın lifleri dalga benzeri bir desenle üretildiğinden, kasın germe pozisyonundan normal pozisyonuna dönmesinden sonra kıvrımlar ortaya çıkacak ve dokular arasında daha fazla boşluk yaratacak ve çevredeki yapıları ve fizyolojik sistemleri etkileyecektir (Kase, 1996).

KB yönteminde dört ana terapötik etki vardır: kas fonksiyonunu yeniden eğitime, doku katmanları arasındaki sıvı alışverişini iyileştirme, ağrıyı azaltma, sublukse eklemi yeniden konumlandırma (Kase, 1996).

Kas fonksiyonunu yeniden eğitime etkisinde, KB yöntemi bir kasın aktivitesini artırmak (fasilitatör) veya azaltmak (inhibitör) için kullanılabilir. Bu uygulamalarda bandın başlangıçtaki kısmının kas tendon bileşkesi üzerinde yer alması gereklidir. Çünkü etki mekanizmasının golgi tendon organı ile ilişkili olduğu öne sürülmektedir. Uygulanan tekniğe göre bandın başlangıç ve bitişi, kasın origo (başlangıç) ve insersiyosuna (bitiş)'ya göre ayarlanır. İstenilen etkiye bağlı olarak, kasın origosu veya insersiyosunun yaklaşık 2 inç ötesine uygulanır. Origodan insersiyoya yapılan bantlama kaslarda uyarıcı etki oluşturmak ve kas fonksiyonunu desteklemek için kullanılır. Stimülasyon amacıyla uygulandığında bazı tekniklerde %25-50 germe önerilirken; bazı tekniklerde germe yapılması önerilmez. KB'nin fasyayı uyarak kasa daha yüksek gerilim sağladığı da tartışılmaktadır. Kas spazmları veya aşırı kullanılan

kaslar için, kas fonksiyonunu engellemek veya azaltmak için kasın insersiyosundan origosuna doğru; kas gerim pozisyonunda iken bantlama yapılır. Bazı yaklaşımlarda bu uygulama sırasında çok hafif veya hafif germe yapılması önerilirken, diğerinde başlangıç kısmına maksimal germe uygulanması çapa kısmına ise germe yapmadan uygulamanın sonlandırılması önerilmektedir (Davison, 2016).

1.1.5. Kinezyo bandın endikasyonları ve kontrendikasyonları

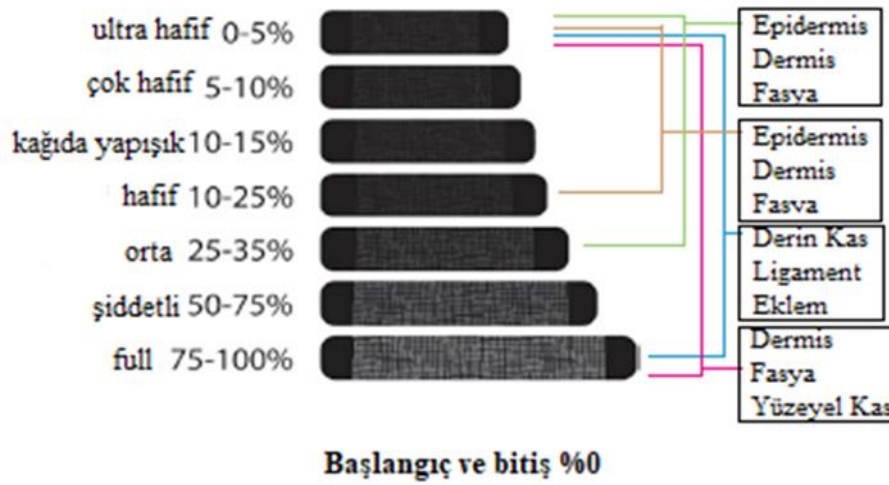
Endikasyonlar:

- Muskuloskeletal sistem hastalıklarında,
- Çevresel sinir sistemi hastalıkları ve lezyonlarında,
- Merkezi sinir sistemi hastalıkları ve lezyonlarında
- Migren,
- Kabızlık,
- Tortikollis,
- Temporomandibüler eklem disfonksiyonları,
- Astım gibi akciğer hastalıklarında solunum kapasitenin artırılması yönelik uygulamalarda kullanım alanları arasındadır (Çeliker, 2011).

Kontrendikasyonlar:

- Poliakrilat yapıdaki yapıştırıcılara alerjisi olanlarda,
- Kötü huylu tümöral yapıların üzerine ve çevresine,
- Aktif selülit ve deri irritasyonları üzerine,
- Açık yaralar üzerine,
- Kanama olan bölgeye (Karkin, 2018),
- Radyoterapi sonrası hasas cilde,
- Arteryal trombozda uygulanmaz (İnceboy, 2019).

1.1.6. Bant gerimleri



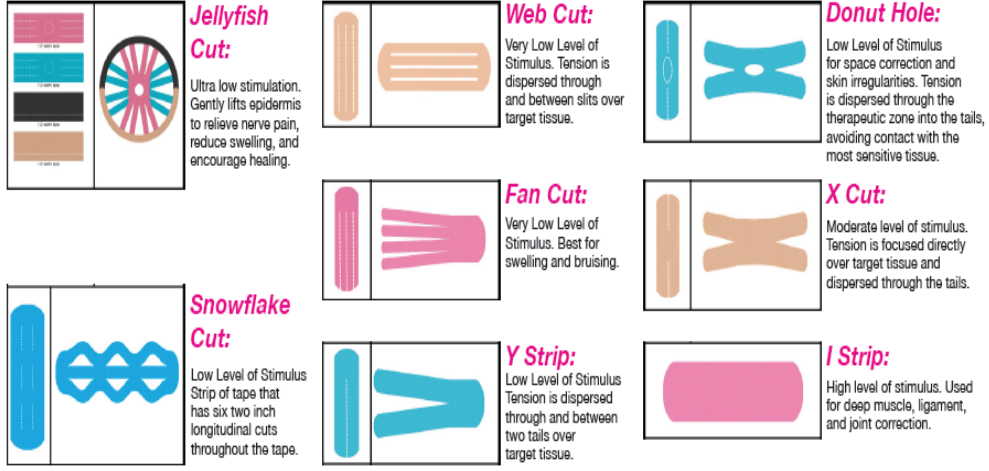
Şekil 1.2. Bant gerimleri (Kenney, 2019)

1.1.7. Bantlama şekli

KB'nin şekli de terapötik etkiyi etkileyebilir. Önerilen temel şekiller ve klinik uygulamalar şunlardır:

- I: Hemen hemen her klinik sorun,
- Y: Bağ, tendon ve miyofasyal düzeltici uygulamalar,
- X: Esas olarak miyofasyal yaralanmalar,
- Fan Cut: İnflamasyon, ödem ve kan ve lenf dolaşımının iyileştirilmesi,
- Web Cut: İnflamasyon (Fan Cut'tan daha yoğun), ödem, kan ve lenf dolaşımının iyileşmesi (eklemler için daha fazla hareket aralığı),
- Donut Hole Cut: Boşluğun düzeltilmesi ve ödem veya ağrının azaltılması,
- Kar Tanesi Cut: Katı veya kronik ödemleri ve bazı tromboflebitlerin azaltılması,
- Denizanası Kesimi: Daha önceki uygulamaların yanı sıra, nörolojik bağlamda, öncelikle ağrı veya iltihabın giderilmesi,

- Yıldız: Tetik noktalarında, ağrı noktalarında ve bazı yırtılmalarda kullanılır (Ferreira, 2017).



Şekil 1.3. Bantlama şekilleri (Deepesh, 2019)

1.2. Kas Aktivasyonu

İnsan vücudunun farklı türdeki (statik ve dinamik) motor hareketler için gerek duyduğu kuvvet üretimi, kemikler ve eklem sistemi üzerinde doğrudan etkili olan iskelet kasları tarafından sağlanmaktadır. Vücuttaki her kas, tendonlar aracılığıyla kemiklere bağlanarak gerçekleşebilecek çeşitli formdaki hareketlerin ortaya çıkabilmesi için bir veya birde fazla kasın aktivasyonunu teşvik eder. Biyomekaniksel yaklaşımlarda bu performansları kinematik ölçümlerle değerlendirir ve fiziksel model temellerine dayalı kinematik açıklamalarda bulunur (Cerrah ve ark., 2010).

1.2.1. Kasların türleri ve özellikleri

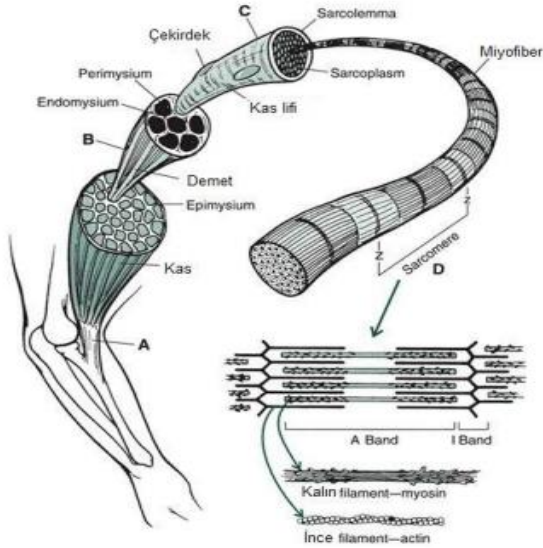
Kaslar sarkomer adı verilen temel kasılma birimlerinden oluşurlar. Sarkomerin yapısında aktin ve miyozin adında iki filament vardır. Protein yapıdaki bu oluşumlardan aktin, ince yapıdadır ve mikroskop altında koyu renkli olarak görülür; miyozin ise kalın yapıdadır ve koyu şekilde görülür.

Kaslar düz kas, çizgili (iskelet) kas ve kalp kası olmak üzere üçe ayrılır.

Düz kaslar, mikroskopik olarak incelendiğinde aktin ve miyozin filamentlerinin, karışık bir şekilde dağılmasından dolayı çizgi göstermedikleri için düz kaslar olarak isimlendirilirler. Otonom sinir sistemi tarafından uyarılır ve istem dışı kasılırlar. İç organların yapısında bulunurlar (Dionisio ve ark., 2006). Yavaş ve ritmik kasılan bu

kasların kasılma esnasında harcadıkları enerji diğer kas çeşitlerine göre daha azdır. (Guyton, 2001).

Çizgili kaslar mikroskop ile incelendiğinde, aktin ve miyozin filamentlerinin sıralı dağılımından kaynaklı açık ve koyu renk bantlar seri halinde dizilmiş olarak görüntülenir. Bu da kasa çizgili bir görüntü verir. Somatik sinir sistemi tarafından kontrol edilen bu kaslar istemli olarak kasılırlar. İskelet kası, birbirinden bağımsız kas liflerinden oluşmuştur. Her kas lifi uzun, silindirik görünümde ve çok çekirdekli yapıdaki tek bir kas hücresinden meydana gelir. Bu kas lifleri iskelet sisteminin temel yapı taşlarıdır. İskelet kasları tendon adı verilen bağ dokular aracılığı ile kemiklere bağlanırlar. (Barrett ve ark., 2015). Vücutta 430'dan fazla iskelet kası bulunur (Gençoğlu, 2008).



Şekil 1.4. İskelet kasının yapısı (Serbest, 2014)

Kalp kası, mikroskop altında iskelet kasları gibi çizgili görünür ancak işlevsel olarak düz kaslar gibi otonom sinir sisteminin kontrolünde çalışırlar. (Guyton ve Hall, 2013).

Tüm kas türlerinin beş ortak özelliği vardır. Uyarılabilme; kaslar sinirlerden gelen iletilere cevap verebilmesidir. İletibilme; kasların sinir uyarılarını zar yüzeyleri boyunca iletebilir yapıda olmasıdır. Kasılabilme; sinirlere verilen cevap kasılma şeklinde olur, kasılma kas boyunda ve tonusunda değişikliklerin olmasıdır. Esneklik; uyarı ortadan kalktığında kasılmış olan kasın boyunun tekrar eski haline dönebilmesidir. Vizkozite; kaslar, kasılma esnasında kendilerini şekil değişikliğine

zorlayan iç ve dış faktörlere karşı iç sürtünme özelliği sayesinde direnç koyabilirler. Bu özellik vizkoz kitle olarak tanımlanır. Bir başka ifadeyle kas kasılması esnasında oluşan frenleme ile kasın kopma ve yırtılma gibi sakatlığı teşvik eden durumlardan korunmasıdır (Guyton ve Hall., 2013).

1.2.2. Kas kasılma mekanizması

Motor sinirler, kas fibrillerine bağlanarak motor üniteleri oluşturur. Sinir kas kavşağı, sinir ile kas arasındaki iletişimi sağlar. Sinir uçlarındaki akson terminalleri sarkolemmaya yakındır ve asetilkolin (ACh) salgılar. ACh, sarkolemma reseptörlerine bağlanarak iyon kanallarını açar ve depolarizasyon başlar. Aksiyon potansiyeli sinir zarında başlar, kas lifi boyunca yayılır ve transvers tübüller aracılığıyla sarkoplazmik retikulum (SR)'a ulaşır. Depolarizasyon sırasında SR'den kalsiyum salınır ve kas lifi içinde miyofilamentlere hareket eder. Miyozin ve aktin filamentlerinin çapraz köprüleri kas kasılmasını sağlar. Troponin ve tropomiyozin, aktin ile miyozin etkileşimini düzenler. Adenozin trifosfat (ATP), miyozin başına bağlanarak kas kasılmasını sürdürür. Miyozin ATPaz enzimi ATP'yi parçalar ve kasılmanın devamlılığını sağlar (Wilmore ve Costil, 2004; Guyton ve Hall, 2013).

1.2.3. Kasılma türleri

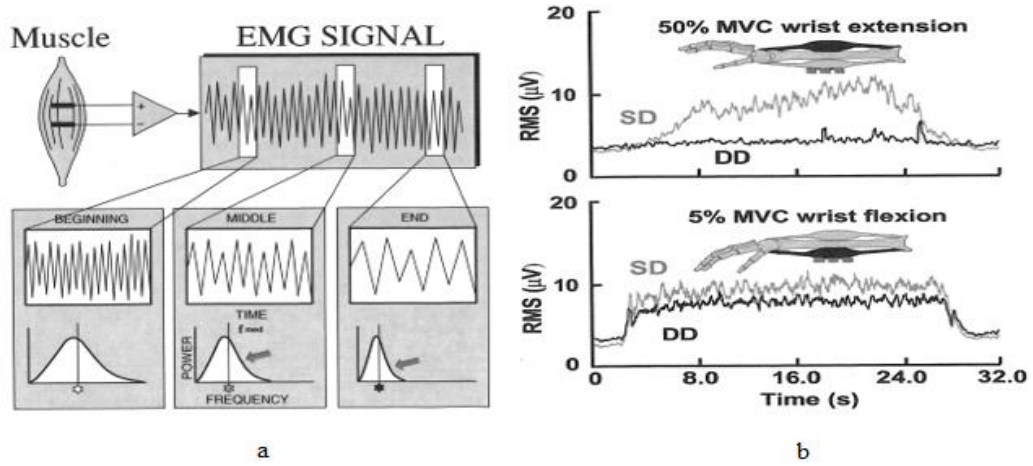
Literatürde kas kasılmasıyla ilgili farklı sınıflandırmalar mevcuttur. En temel üç kasılma türü; izometrik, izotonik ve izokinetik kasılmadır. İzo kelime anlamı olarak “sabit” demektir; izo-metrik sabit boyda, izo-tonik sabit tonusta (kasılmada), izo-kinetik ise sabit hızda kasılma anlamına gelir. İzometrik kasılmada, kasın kuvvet üretimi esnasında ortaya çıkan kuvvet çıktısı dış kuvvetler ile aynı büyüklükte ise sadece kasın gerimi artar ve kasın uzunluğu sabit kalır. Yer çekimine karşı vücudun dik postür durumunu/duruşunu korumaya çalışması izometrik kasılmaya bir örnektir (Cerrah ve ark., 2010; Serbest, 2014). İzotonik kasılmada, kasın tonusu sabit kalırken kas boyunda uzama ya da kısalma olur. Konsantrik ve eksantrik olarak iki başlık altında incelenir. a) Konsantrik kasılma: Konsantrik kasılmada kasın boyunda bir kısalma oluşur. Yani kasta konsantrik bir hareket meydana gelir. Bu durum, kas kasılması esnasında ortaya çıkan kuvvet çıktısının dış kuvvetlerden daha büyük olması ile ilişkilidir. Kaslar vücut uzuvlarının direncinin üstesinden gelebilecek yeterlilikte gerginlik ürettiğinden kaslar kısalır ve eklemler hareket eder. Kaslar tarafından

üretile net moment, eklem açısının değışimini ile aynı yöndedir (Cerrah ve ark., 2010; Serbest, 2014). Örneğın; oturur konumda omuz nötral pozisyonda, elde dumbel ile dirsek bükme-açma çalışırken dirseğın bükülmesi esnasında biceps brachii (BB) kası konsantrik olarak kasılır. b) Eksantrik kasılma: Kas kasılması esnasında dış kuvvetler, kasın ürettiğı kuvvet çıktısından daha yüksek bir kuvvet üretimi sergilerse kasın boyu uzar ve gerimi artar. Eksantrik kasılma olarak isimlendirilen bu türde, net kas momenti eklem açısının değışiminin tam tersi yönünde meydana gelir. Bu durumda eklem hareketi de yavaşlamaktadır (Cerrah ve ark., 2010; Serbest, 2014). Örneğın; oturur konumda omuz nötral pozisyonda, elde dumbel ile dirsek bükme-açma çalışırken dirseğın bükülmesi esnasında triceps brachii (TB) kası eksantrik olarak kasılır. (Cerrah ve ark., 2010; Serbest, 2014). İzokinetik kasılmada ise kasılma esnasında hız sabit kalırken, kas hareketin her açısında gerçekleştirilebilecek maksimum kuvvetle kasılır (Kenney ve ark., 2012). Sabit hızı ayarlamak için izokinetik cihazlar kullanılır. İzokinetik cihazda hareket hızı saniye bazında istenilen derecede ölçülür (örn; 60, 120, 180 gibi) (Fan ve ark., 2014; Baltzopoulos, 2017).

Fiziksel aktiviteler esnasında çeşitli kas gruplarının eksantrik ve konsantrik kasılmaları ile hareket gerçekleştirilir. Eksantrik kasılma esnasında konsantrik kasılmaya göre daha az sayıda motor ünitenin aktiviteye katılması ve eksantrik egzerizlerde daha fazla oksijen tüketilmesinden dolayı, eksantrik egzersizlerde daha fazla kuvvet üretilir. Ayrıca eksantrik kasılmadaki mekaniksel etkinlik konsantrik kasılmaya göre daha fazladır (Cerrah ve ark., 2010).

1.2.4. Elektromyografi (EMG)

Kasların zar potansiyellerindeki elektriksel değışiklikleri kas içine veya deri yüzeyine yerleştirilen elektrotlarla ölçülerek bilgisayar ortamında yazdırılma işlemine elektromiyografi (EMG) denir (Farina ve ark., 2004, Şener, 2005). EMG ile değıerlendirilen kaslar iskelet kaslarıdır (Çakır, 2020). EMG sinyali, kayıt aralığı içerisinde kasılmaya dâhil olan motor üniteadaki aksiyon potansiyellerinin toplamını yansıtır (Zhou ve Rymer, 2004).



Şekil 1.5. a: EMG sinyalinin yazdırılması, b: el bileği fleksörleri ve ekstansörlerinin EMG ile ölçümü (De luca, 1997)

EMG klinik ve kineziyolojik olarak ikiye ayrılır. Klinik EMG, iskelet kaslarındaki elektriksel aktivitenin tanısal amaçlı olarak kaydedilmesidir. Vücut parçasındaki bir hareketin tam olarak ortaya konmasında veya bir vücut segmenti üzerindeki kuvvetin belirlenmesinde kullanılan ölçüm ise kineziyolojik EMG olarak tanımlanır (Şener, 2005). Temel fizyolojik ve biyomekanik çalışmaların yanında, fizyoterapi ve rehabilitasyon, spor ve egzersiz, insan-bilgisayar etkileşimi çalışma koşulları gibi konuların araştırılmasında kineziyolojik EMG (kas hareketlerini inceleme) kullanılmaktadır (Özmen, 2013).

Spor fizyolojisi alanında da yaygın olarak kullanılan EMG kuvvet ölçümü, atletik atış hareketleri sırasındaki kas aktivasyonunun zamanlamasının ve miktarının belirlenmesine olanak tanır ve sporculara uygun teknik talimatlar, kuvvet antrenmanı, yaralanma önleme ve rehabilitasyon protokolleri oluşturulmasında antrenör ve terapistlere yardımcı olur (Rousanoglu ve ark., 2014). EMG sinyalinin güvenilirliğini arttırmak için; derinin hazırlanması, kullanılan elektrot türü ve yerleşimi, amplifikatörün giriş empedansı ile maksimal istemli kasılma ölçümünün uygun eklem açısında yapılması gibi faktörler göz önünde bulundurulmalıdır (Cerrah ve ark., 2010).

Hücrelerde, hücrenin içi ile dışı arasında potansiyel fark vardır. Hücre istirahat durumundayken ölçülen zar potansiyeli, “istirahat potansiyeli” olarak adlandırılır. İstirahat durumundaki kasın potansiyeli “polarizasyon” olarak isimlendirilir. Kas ve sinirde hücrelerinin istirahat potansiyeli daima negatiftir. İstirahat potansiyeli sinir hücresinde -70mV ve kas hücresinde -80mV’dur. Kasılma esnasında kasın istirahat

durumundaki negatif yüklenmesi kısa süreli olarak değişerek pozitif değere döner. Bu durum “depolarizasyon” olarak adlandırılır. Uyarılan kasın tekrar istirahat potansiyeline dönmesi ise “repolarizasyon” denir. Bir hücrede belirli bir eşik değeri aşıldığında meydana gelen elektriksel olaya “aksiyon potansiyeli” denir. Aksiyon potansiyeli “ya hep ya hiç” kuralına göre işler (Şener, 2005). Buna göre gelen uyarı eşik değerinin altındaysa hücre gelen uyarıya cevap vermez. Eşik değerin üzerindeki uyarılara ise aynı şiddette karşılık verir (Serbest, 2014).

İskelet kasları omuriliğin ön boynuzundan çıkan motor sinirler tarafından uyarılırlar. Bu sinirlere “motor sinir” denir. Aynı sinir tarafından uyarılan kas lifleri tek başlarına değil gruplar halinde kasılırlar. Bir sinir hücrelerini tarafından uyarılan kas grubu “motor ünite” olarak isimlendirilir. Genelde, kontrolün hassas yapılması gereken ve hızlı reaksiyon veren küçük kaslarda, her bir motor üniteye birkaç kas lifi (bazı laringeal ve extraocular kaslarda) vardır. Diğer taraftan, soleus ve gluteus maximus gibi çok ince kontrol gerektirmeyen büyük kaslarda, bir motor üniteye birkaç yüz kas lifi bulunabilir. Vücuttaki bütün kaslar için yaklaşık bir sayı söylemek güç olsa da, bir motor üniteye ortalama 100 kas lifi düştüğü tahmin edilmektedir (Şener, 2005).

Motor ünite aksiyon potansiyeli (MÜAP), kasların kasılmasını sağlayan elektriksel potansiyellerdir, sinirler aracılığıyla beyinden iletilen uyarılarla oluşurlar. Bu potansiyeller, sinir zarlarının hızlı ve güçlü bir şekilde depolarize olmasıyla ortaya çıkar. Depolarizasyon sırasında iyonların hareketleri, elektrotlar aracılığıyla ölçülebilen elektromanyetik bir alan oluşturur. Zar potansiyelindeki değişimler, -70 mV dinlenme potansiyelinden +30 mV'a kadar yükselir ve ardından hızla dinlenme potansiyeline geri döner (Cerrah ve ark., 2010; Makaracı, 2019). Bu elektriksel akımın bir kısmı deriye yayılır ve MÜAP'ın deri üzerindeki etkileri, elektrotlarla deriye temas ederek veya iğne elektrotlarıyla kas içine yerleştirilerek ölçülebilir (Küçük ve Mayetin, 2017).

EMG sinyalleri düşük genlikli sinyallerdir ve gürültülerden çok çabuk etkilenebilmektedir. Bu sinyalleri anlamlı yapıya kavuşturabilmek için etkilendiği gürültü karakteristiği iyi bilinmeli analiz edilerek gürültüden arındırılmalıdır (Çakır, 2020). Farklı kaynaklardan oluşabilen ve frekansı sıfır ile birkaç bin arasında değişebilen gürültü, EMG sinyallerindeki istenmeyen elektriksel sinyal olarak tanımlanır.

- Elektrostatik alan: Deri ile elektrot arasında oluşan statik elektrik alanı.
- Elektronik cihazlar: Televizyonlar, havalandırma sistemleri, güç hatları, lambalar gibi cihazlar, ölçüm sırasında istenmeyen elektriksel sinyaller üretebilir.
- Hareket artefaktı: Hareket sırasında kabloların, amplifikatörün veya elektrotun yerinden oynaması sonucu oluşan istenmeyen sinyaller.
- Yan ses: Ölçüm yapılmak istenen kasın komşu kas gruplarından gelen aksiyon potansiyelleri.
- Elektrot özellikleri ve yerleşimi: Kullanılan elektrotların boyutu kasın yüzey alanına uygun olarak seçilmesi ve ölçüm yapılacak kasın yüzey alanına doğru bir şekilde yerleştirilmesi (Cerrah ve ark., 2010).

EMG sinyalleri, iğne elektrotlar veya cildin üzerine yapıştırılan elektrotlar kullanılarak kaydedilir (Çakır, 2020). Uygulamadaki temel prensip, elektrotların mümkün olduğunca kasa zarar vermemesi ve çalışılacak kasın elektriksel değişikliklerini algılayacak kadar yakın olmasıdır. EMG kaydedici elektrotlar genellikle ekstraselülerdir ve normal koşullarda tek bir sinir veya kas lifinin aktivitesinden ziyade birçok aktif lifin elektriksel aktivitesini toplar ve osiloskopa aktarır.

EMG için kullanılan elektrotlar çeşitli tiplerde bulunabilir. Bunlar yüzeyel elektrotlar, konsantrik iğne elektrotlar, bipolar iğne elektrotlar, monopolar iğne elektrotlar, multilead elektrotlar, teflon kaplı iğne elektrotlar, uyarıcı elektrotlar, ince tel elektrotlar, yarı tam ve tam mikro elektrotlar şeklinde sıralanabilir (Şener, 2005). EMG çalışmalarında genellikle iğne elektrotlar, tel elektrotlar ve yüzeyel elektrotlar yaygın olarak kullanılır. Yüzeyel EMG’de kasların motor noktalarına yerleştirilen elektrotlar yardımı ile kasın toplu aktivitesi ölçülürken iğne EMG’de iğne kas lifine batırılarak lifin spesifik aktivasyonu değerlendirilir. (Çakır, 2020). Uygulama rahatlığı ve ağrısız olmasından dolayı kinezyolojik çalışmalarda daha çok yüzeyel elektrotlar tercih edilir. Derindeki kas grupları ya da tek tek kas liflerinin değerlendirilmek istediği çalışmalarda iğne elektrot kullanılır (Şener, 2005). Vücudun ürettiği biyoelektronik akımın EMG sinyaline çevirerek bilgisayara iletmek elektrotların görevidir. Bu dönüşüm esnasında elektrotun tersine dönüşebilir (reversible) veya polarize olmayan (nonpolarize) olması gerekir. Gümüş - gümüş klorür alüminyum ve

bakır gibi kolay polarize olan türevlerine göre daha kullanışlı ve sık kullanılandır (Şener, 2005).

1.3. Hentbol

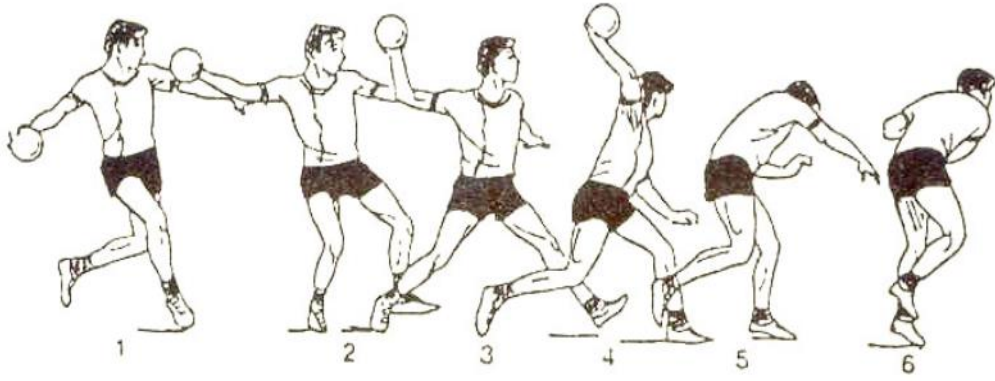
Hentbol, tek elle ve tek top ile oynanan, olimpiik bir spor dalıdır. Takımlar yedi asıl (biri kaleci) ve yedi yedek (biri kaleci) oyuncu olmak üzere toplan 14 kişiden oluşur. Yedek oyuncular istedikleri zaman oyuna girip çıkabilirler. Kale sahasına kaleci dışındaki oyuncuların girmesi yasaktır. Büyük bayanlar ve erkekler kategorilerindeki hentbol maçları iki devrede oynanır. 10 dakikalık devre arası ile oynanan bu devrelerin her biri 30'ar dakikadır. Devre arasından sonra takımlar sahalarını değışirler (Ersoy, 2016).

1.3.1. Hentbolda kale atışları

Hentbolda birçok atış türü etkin olarak kullanılmasına rağmen, oyun içinde en çok tercih edilen atış türlerinden biri temel atıştır. Bu atış türü, aslında diğer atışların uygulaması için bir temel oluşturur. Temel atış, durarak veya koşu halinde uygulanabildiğinden hem kısa hem de uzun mesafeler için kullanılabilir (Makaracı, 2019). Temel atış, vücudun farklı türlerde pozisyon alması suretiyle yüksek temel atış, kalça yüksekliğinde temel atış ve alçak temel atış formlarında incelenmektedir (Sevim, 2010).

Yüksek temel atışta; sporcunun kaleye doğru giden yolun savunma tarafından kapatılmışsa, durarak veya en fazla üç adımlık koşu sonrası bu atış tipini kullanabilir. Koşu sırasında yapılan bu atış, dayanma adımını ve koordinasyonu gerektirir. Dayanma adımı ile yapılan atışlar oldukça güçlü olabilir (Sevim, 1997). Araştırmalar, topun en yüksek hızda olduğu atış tipinin üç adımlı dayanma atışı olduğunu göstermektedir (Wirhed, 1996; Elias, 1998; Akpınar, 2004; İnal, 2004).

Hentbol kale atışı, vücut segmentlerinin hareketleriyle topun tutulması ve kuvvetin transferi sürecini tanımlar. Bu süreç, büyük eklem açıklığı olan segmentlerden, daha küçük eklem hareketleri olanlara doğru ilerler. Atış, proximal yani gövdeye yakın ve yavaş olan bölgelerden distal yani uç bölgelere doğru gerçekleşir (İnal, 2004). Dayanma adımlı yüksek temel kale atışında, son adımda bacak ile yer arasındaki yer reaksiyonu kuvveti, enerjiyi bacaklardan gövdeye, ardından omuza aktarır. Omuzun tam ekstansiyonu, horizontal abduksiyonu, eksternal rotasyonu ve skapular adduksiyonu ile gerilmiş antagonist kaslar, potansiyel enerjiyi patlayıcı bir güç olarak açığa çıkarırlar. Ekstansör kaslar devreye girer ve hareket başladıkça potansiyel enerji kinetik enerjiye dönüşür, omuzdan kola aktarılırken güç artar. Bu güç, ele ve parmaklara ulaşarak maksimum düzeye çıkar. Son olarak, ekstansör kasların kinetik enerjisi topa aktarılır ve top, elden çıkarılacak kuvvet ve hızla hareket eder. (Çetin, 2009).



Şekil 1.6. Yüksek temel atışın aşamaları (Çetin, 2009)

Yukarıda belirtilen şekildeki örneğe göre, sağ el dominant bir oyuncunun dayanma adımlı yüksek temel atış hareketinin kinematiği aşağıdaki gibi analiz edilebilir:

Kurulma evresinde, her iki elle kavranan top baş üzerinden geriye doğru hareket ettirilir. Sağ el topu sferik bir şekilde kavrarken, vücut ağırlığı sağ bacak üzerinden sağ ayağa aktarılır. Omuz ekstansiyon, abduksiyon ve internal rotasyona, dirsek ekstansiyona alınırken; el bileği dirsekten dirsek de omuz ekleminde aşağıda olacak şekilde pozisyonlanır. Sol kol omuz eklemi sagittal düzlemde fleksiyonda ve karşı tarafa göre daha yukarıda, dirsek ekstansiyonda, el bileği ve parmaklar nötral pozisyonundadır. Sol kalça öne hareketi başlatmak üzere ekstansiyon ve eksternal

rotasyondayken; sağ kalça öne doğru ilerleyerek fleksiyon, abdüksiyon ve internal rotasyona gelir. Sol bacak dayanma adımı için gerekli olan patlayıcı gücü çıkartmak üzere potansiyel enerjiyi depolarken pelvis de omuzlar gibi sagittal düzlemde oblik olarak konumlanmıştır (Şekil 1.6.; pozisyon-1). Sağ omuz eksternal rotasyon ve 90° abdüksiyona gelirken el bileği ile omuz hemen hemen aynı hizada, dirsek ise omuz ve elden aşağıda olacak şekilde konumlanır. Ağırlık sağ ayak üzerine binmeye devam ederken desten ayağı olan sol ayak öne doğru adımlanır. Pelvislerde depolanan potansiyel enerji abdominal kaslara doğru ilerlerken, gövde ekstansiyonu ile birlikte abdominal kaslar eksantrik olarak kasılmaya başlar (şekil 1.6.; pozisyon-2).

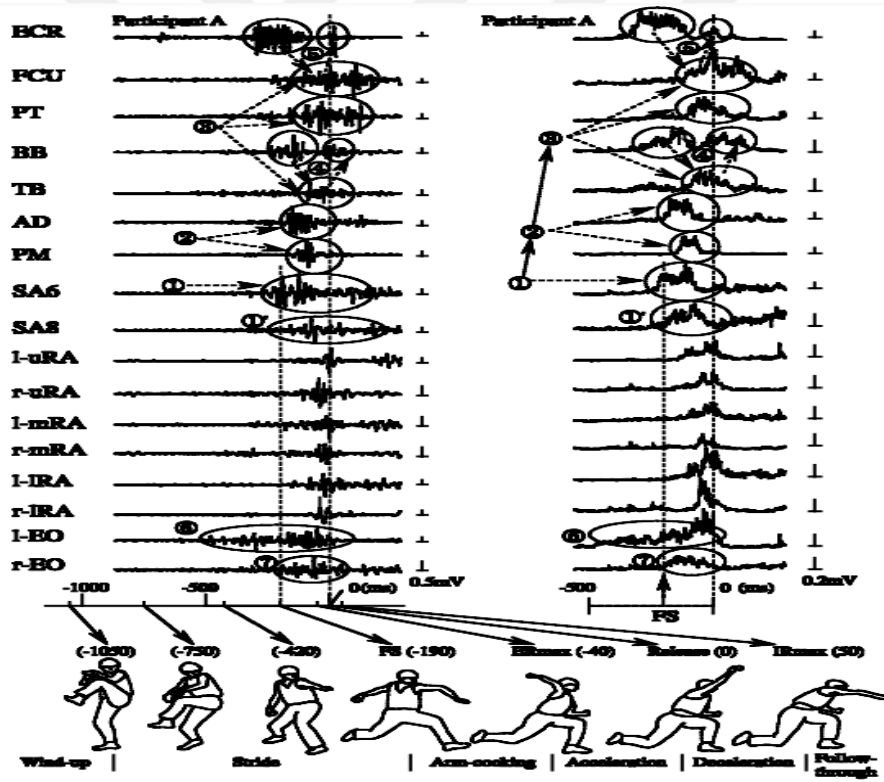
Kuvvet uygulama evresinde, sağ dirsek ve omuz eklemi aynı hizaya gelirken el bileği başın yukarısına taşınmıştır. Sağ taraf dirsek eklemi 90° fleksiyonda, önkol tam süpinasyonda, omuz ekstansiyon, 90° abdüksiyon ve eksternal rotasyonda konumlanmıştır. Sol omuz atış koluna aktarılabilecek kuvvete hazırlık için horizontal düzlemde sağa göre daha önde ve sağ tarafın simetrisindedir. Sol dirsek ekstansiyonda, el bileği nötral pozisyonundadır. Omuz eksenini sagittal düzlemde frontale kayacak şekilde rotasyona uğrarken, potansiyel enerji yukarıya pektoral kaslara aktarılır. Pektoral kaslar skapular retraksiyonuna eşlik eden omuz retraksiyonu ile birlikte eksantrik bir şekilde kasılır. Destek ayağına itici gücü sağlamak için sağ taraf diz ekstansiyona ayak ise plantar fleksiyona gelirken sol taraf topuk yerle temas halindeyken kalça öne doğru fleksiyona gelerek büyük bir adım alır (şekil 1.6. pozisyon-3). Sağ bilek eklemi başı seviyesini üstünde, dirsek eklemi omuz seviyesinin biraz üstünde konumlanmışken sağ omuzda ani bir fleksiyon hareketi başlar (şekil 1.6.; pozisyon-4).

Takip-toparlanma evresinde sağ omuz ekleminde başlayan ani fleksiyon ve iç rotasyon hareketi devam ederken, dirsek eklemindeki ekstansiyon ve el bileği eklemindeki pronasyon ile top elden çıkarken, parmaklara sumasyon yoluyla ulaşan kinetik enerji topa ulaşan kuvvet ve hızı arttırmaktadır (İnal, 2004). Bu etki ile top eli terk etmektedir (şekil 1.6., pozisyon-4). Parmakların ve el bileğinin hareketi, topun yönünü belirleyeceğinden, sporcuda ince beceri özelliğinin gelişmiş olması çok önemlidir. Topun elden çıkmasından sonra sağ el bileği eklemi, dirsek ekleminde, dirsek eklemi de omuz ekleminde daha aşağıda yer almakta ve dirsek eklemindeki ekstansiyon hareketi ile kol, sagittal düzlemde öne doğru hareketine devam

etmektedir. Sol kol gövdedeki rotasyona uyum sağlayarak sagittal düzlemde geriye doğru hareket halindedir (şekil 1.6., pozisyon-5). Destek ayağı, yeri kuvvetli bir şekilde iterek kinetik halka için gövdeye taşınacak olan yer reaksiyon kuvvetini arttırmaktadır. Sağ bacakta, diz eklem fleksiyonu artarak sagittal planda öne doğru hızlanma devam ederken, ani gövde rotasyonu ve fleksiyonu ile kinetik zincir sonucu kuvvet yayılımı güçlendirilmektedir (şekil 1.6., pozisyon-6)(Çetin, 2009).

1.3.2. Baş üstü atışta aktif olan kas grupları

Her harekette olduğu gibi baş üstü atış hareketinde agonist, antogonist ve sinerjist kasların uyumlu çalışması önemlidir. Kas aktivasyonunu ve atış hızının biyomekaniğinin analizi çoğu araştırmaya konu olmuştur. Baş üstü atış hareketinde aktif olan kasların aktivasyon düzeyini inceleyen bir çalışma örneği Şekil 1.7.'de sunulmuştur.



Şekil 1.7. Baş üstü atışta aktif olan kaslar (Hirashima ve ark., 2001)

Hirashima ve ark. (2001) çalışmalarında baş üstü atışlarda etkin kas gruplarının aktivasyonun düzeyini ölçmek için 17 tane kasa elektrot yerleştirilerek EMG ile ölçümü gerçekleştirmiştir. Üst ekstremitelerde serratus anterior (SA), pectoralis major (PM), anterior deltoid (AD), TB, BB, fleksör carpi ulnaris (FCU) ve ekstansör carpi radialis (ECR) kaslarından ölçüm alınmıştır. ECR ve BB kaslarının kurulma ve takip-

toparlanma evrelerinde iki ayrı zirve değere ulaşmış olup ECR kurulma aşamasında daha uzun süreli aktivite göstermiş; FCU ve PT kasları kurulma aşamasından başlayarak 3 evrede de aktif olup kuvvet uygulama evresinde zirve yapmış; TB kası kuvvet uygulama evresi boyunca aktif olup aynı evrede zirve değere ulaşmıştır.

Rousanoglou ve ark. (2014)'nın yaptıkları çalışmada ise elit ve acemi düzeydeki hentbol sporcularının baş üstü atışlar esnasında; trapezius, PM ve BB kaslarının aktivasyonu ölçmüşlerdir. Elit düzeydeki sporcularda en fazla kas aktivasyonun trapezius, BB ve TB için kurulma fazında; PM için takip-toparlanma fazında olduğu görülmüştür. Acemi sporcularda trapezius ve BB kurulma aşamasında, PM kuvvet uygulama fazında, TB takip-toparlanma evresinde diğer fazlara göre daha fazla aktivite göstermiştir. Yazarlar kas aktivasyonunu yalnızca yapılan atışın şekline göre değil, sporcunun elit veya acemi olmasına göre de şekillendiği sonucunu vurgulamıştır.

1.3.3. Hentbolda atış hızı

Hentbolda atış kavramı yıllardır araştırılan, hentbol antrenörleri ve sporcular tarafından ilgili duyulan bir konudur. Hentbolda atış, temel bir beceri olmasının yanı sıra atış performansının değerlendirmesi “hız” ve “isabet” kavramlarını üzerinden yorumlanmaktadır (Eriksrud ve ark. 2019). Bu paralelde, yüksek hızda yapılan bir atış, savunma oyuncusunun atışı önlemesi veya olası müdahalesi için daha az bir zaman dilimine sahip olması anlamına gelmektedir (Aloui ve ark., 2019). Hentbolda başarılı olarak değerlendirilen atışlar incelendiğinde teknik ve taktik faktörlerin yanı sıra, gerek erkek gerekse kadın hentbolunda kas kuvveti ve gücünün kritik belirteçler olduğu anlaşılmaktadır (Hermassi ve ark., 2019). Bir başka ifade ile oyuncunun sahip olduğu kassal güç çıktısı ile paralel olarak atış esnasında üretilen atış hızı değişim gösterecektir. Diğer taraftan, oyuncunun topu elden çıkarma yeteneği de atış hızı ile doğrudan ilişkilidir (Debanne ve Laffaye, 2011). Ancak, atış esnasında atış kolunda oluşan gücün sadece üst ekstremite ile ilgili güç ve teknik etmenler ile değil, vücut parçalarının segmental uyumu ve alt ekstremite gücü ile birlikte değerlendirilmesi gerekmektedir (Ferragut ve ark., 2018).

Hentbolcularda atış hızının geliştirilmesi konusunda farklı yaklaşımlar (örn; direnç antrenmanı, elastik bant uygulaması, kor bölgesi antrenmanları) olduğu bilinmektedir (Mascarin ve ark., 2016; Manchado ve ark., 2017; Hermassi ve ark.,

2019b). Hentbolda nihai amaç rakipten daha fazla gol atmaktır. Gol atmak ve kazanmaya giden yolun ise etkili bir Őut performansından geçtiği dőőnőldőęőnde farklı stratejilerin kullanılması akılcı bir yaklaşım olabilir. Bu bağlamda, KB'nin kuvvet üretimi esnasında oluşturabileceği etkinin, atış hızını akut bağlamda geliştirici bir ergojenik destek olarak araştırılmaya değer bir konu olduğu dőőnőlmektedir.



2. GEREÇ VE YÖNTEM

2.1. Çalışmanın amacı

- Kadın hentbolcularda üst ekstremiteye uygulanan KB'nin kas aktivasyonuna ve atış hızına etkisinin zaman ekseninde incelenmesidir.

2.2. Problem

2.2.1. Ana problem

- Kadın hentbolcularda üst ekstremiteye uygulanan KB'nin kas aktivasyonuna ve atış hızına etkisi var mıdır?

2.2.2. Alt problemler

- Kadın hentbolcularda atış kolu BB kasına uygulanan KB'nin kas aktivasyonuna etkisi var mıdır?
- Kadın hentbolcularda atış kolu BB kasına uygulanan KB'nin yüksek temel atış hızına etkisi var mıdır?
- Kadın hentbolcularda atış kolu TB kasına uygulanan KB'nin kas aktivasyonuna etkisi var mıdır?
- Kadın hentbolcularda atış kolu TB kasına uygulanan KB'nin yüksek temel atış hızına etkisi var mıdır?
- Kadın hentbolcularda atış kolu AD kasına uygulanan KB'nin kas aktivasyonuna etkisi var mıdır?
- Kadın hentbolcularda atış kolu AD kasına uygulanan KB'nin yüksek temel atış hızına etkisi var mıdır?
- Kadın hentbolcularda atış kolu FCU kasına uygulanan KB'nin kas aktivasyonuna etkisi var mıdır?
- Kadın hentbolcularda atış kolu FCU kasına uygulanan KB'nin yüksek temel atış hızına etkisi var mıdır?

- Kadın hentbolcularda atış kolu ECR kasına uygulanan KB'nin kas aktivasyonuna etkisi var mıdır?
- Kadın hentbolcularda atış kolu ECR kasına uygulanan KB'nin yüksek temel atış hızına etkisi var mıdır?

2.3. Sayıtlılar

- Çalışmaya katılan sporcuların çalışma öncesi verilen bilgilendirme formuna uygun olarak hareket ettikleri varsayılmıştır.
- Çalışmaya katılan sporcuların KB uygulaması süresince açıklanan protokole uydukları varsayılmıştır.
- Çalışmada kullanılan ölçüm araçlarının güvenilir ve geçerli olduğu varsayılmıştır.
- Çalışmaya katılan bireylerin benzer sportif geçmiş, atletik performans düzeyi, beslenme rutini, dinlenme aralığı ve uyku saatlerine sahip oldukları varsayılmıştır.

2.4. Sınırlılıklar

Bu araştırma, rekreatif amaçla hentbol oynayan ve düzenli fiziksel aktiviteye katılan sağlıklı 17 kadın sporcu ile sınırlıdır.

2.5. Araştırma Grubu

Çalışmada yer alacak katılımcı sayısını belirlemek için G-power 3.1 güç analizi programı kullanılmıştır. Konu ile ilgili literatür çalışma incelenmiş; anlamlılık düzeyi 0,05 ve test gücü 0,95 olarak uygulandığında, iki grup ve dört ölçümden oluşacak bir çalışmada en az 16 katılımcının yer alacağı bir örneklemin yeterli olduğu tespit edilmiştir (Hanayoğlu ve Can 2023). Çalışmaya spor bilimleri alanında yükseköğrenim gören ve rekreatif amaçla hentbol oynayan sağlıklı 17 kadın sporcu (yaş aralığı: 19-23, n = 17 sağ kol dominant) katılmıştır. Katılımcılar çapraz (crossover) model kullanılarak KB ve plasebo olmak üzere iki grupta çalışma ölçümlerinde yer almıştır. Katılımcılar, daha önce yarışmacı olarak hentbol müsabakalarına katılmış ya da hentbol dersi tecrübesi olan bir popülasyondan rastgele yöntemle seçilmiştir. Dolayısıyla, katılımcıların tamamı atletik performans test prosedürlerine uyum sağlayabilecek niteliktedir. Sporcuların hentbolda kale atışı için

kullandıkları kol dominant kol olarak belirlenmiştir. Sporculara ait tanımlayıcı bilgiler Çizelge 2.1.'de sunulmuştur.

Çizelge 2.1. Katılımcıların demografik özellikleri

Parametreler	$\bar{X}$	S.S.	Min.	Maks.
Yaş (yıl)	21,47	1,18	19,00	23,00
Spor yaşı (yıl)	7,65	2,91	4,00	11,00
Boy uzunluğu (m)	1,67	0,07	1,55	1,80
Vücut ağırlığı (kg)	59,00	7,47	46,00	75,00
Beden kitle indeksi (kg/m ²)	21,03	1,98	19,05	24,01

Çalışmaya başlamadan önce gerekli olan etik kurul onayı Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 10/04/2023 tarih ve 04-2023/04 karar numarası ile alınmıştır.

2.5.1. Çalışmaya dahil edilme kriterleri

Dahil edilme kriterleri;

- Gönüllü olarak araştırmaya katılmak,
- 18 yaşından büyük olmak,
- En az 3 yıllık spor geçmişi,
- Hentbol müsabakalarında sporcu olarak yer almak veya hentbol dersi geçmişine sahip olmak,
- KB uygulaması geçmişi olması,
- Veri toplama aşamasında herhangi bir sağlık problemi, ağrı veya sakatlık yaşamamak.

2.5.2. Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri

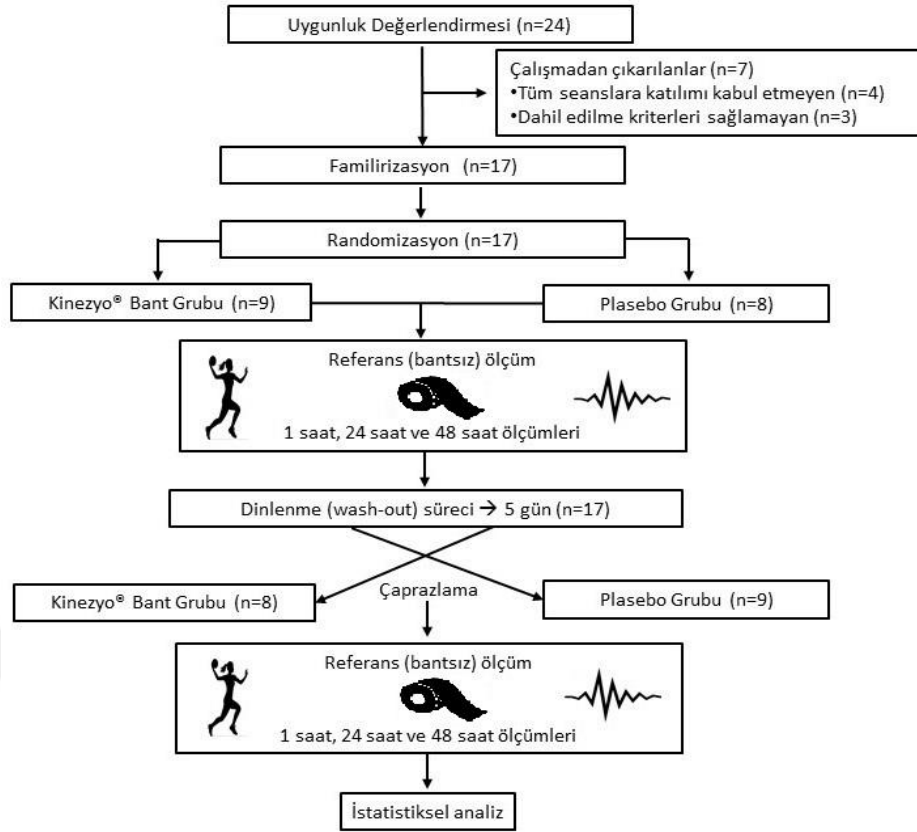
Dahil edilmeme kriterleri;

- Çalışma ölçümleri öncesi aralıksız 3 aydan fazla fiziksel aktiviteye katılmamak,
- Son bir yılda alt/üst ekstremitelerde cerrahi bir operasyon geçmişi,
- Çalışma ölçümleri süresince herhangi bir ergojenik destek ürünü kullanmak,

- Omuz instabilitesi,
- KB uygulaması yapılacak olan deride cilt sorunu veya herhangi kontrendikasyon durumu olması,
- Düzensiz menstrual döngü.

2.6. Araştırma Tasarımı ve Prosedürleri

Bu çalışma rekreatif düzeyde hentbol oynayan kadın sporcularda üst ekstremiteye uygulanan KB'nin kas aktivasyonuna ve atış hızına etkisinin zaman ekseninde (1 saat, 24 saat ve 48 saat) incelenmesi amacı ile gerçekleştirilmiştir. Bu doğrultuda sunulan çalışma randomize, tek kör ve çaprazlama model ile kurgulanmıştır. Çalışma ölçümleri öncesinde (en az 48 saat) sporcuların demografik ve antropometrik ölçümleri tamamlanmış ve çalışma ile ilgili prosedürler ayrıntılı olarak paylaşılmıştır. Daha sonra katılımcılara hentbolda dayanma adımlı yüksek temel atış egzersizlerinden oluşan bir günlük familirizasyon seansı uygulanmıştır. Sonuç olarak atış kolunda yüzeysel EMG ölçümleri gerçekleştirilen BB, TB, AD, FCU ve ECU kaslarına ilişkin aktivasyon düzeyleri ve yüksek temel atış hızı değerleri KB ve plasebo grupları için çaprazlama modelle bantlama öncesi ve uygulama süreci sonunda kaydedilmiştir. Çalışma ölçümleri familirizasyon, KB uygulaması, dinlenme (wash-out) ve plasebo uygulaması olmak üzere toplam iki haftada tamamlanmıştır. Çalışmadaki veri toplama süreci Şekil 2.1.'de sunulmuştur.



Şekil 2.1. Veri toplama sürecine ilişkin akış diyagramı

Çalışmadaki ilk ölçüm gününde (1.gün) katılımcılar bağımsız bir kişi tarafından rastgele olarak KB (n = 9) ve plasebo (n = 8) gruplarına ayrılmıştır. Bu aşamada KB uygulaması ile ilgili sorumlu uzman fizyoterapist yer almamıştır (tek kör). Buna göre KB grubundaki katılımcılara inhibitör bantlama, plasebo grubundaki katılımcılara ise herhangi bir teknik ve gerilim kullanmadan KB uygulaması yapılarak bantların 48 saat süresince ilgili kaslar üzerinde kalması sağlanmıştır. Çalışmanın birinci gününde, bantlama ve grupların oluşturulması süreçlerinin yanı sıra kas aktivasyon ve atış hızı ile ilgili referans (bantsız) ve bantlı ölçümler (1 saat sonra) gerçekleştirilmiştir. Bu ölçümler bantlamayı takiben 24 (2. gün) ve 48 saat sonra (3. gün) tekrarlanmıştır. Tamamlanan ölçümlerden sonra bantlar çıkarılarak 5 günlük bir arınma süreci uygulanmıştır. Daha sonra KB ve plasebo grubundaki sporcular yer değiştirerek çalışmadaki ölçüm prosedürü tekrar edilerek veri toplama süreci tamamlanmıştır. EMG kayıtları için yüksek temel atış esnasında belirlenen kaslardaki aktivasyon düzeyleri takip edilmiştir. Atışlar esnasında sporculara üç kez atış hakkı verilerek en yüksek hıza sahip olan atış ile senkronize olarak kaydedilen ham EMG verisi sonraki analizler için kullanılmıştır.

Sirkadiyen ritim nedeniyle fizyolojik yanıtlardaki olası değişiklikleri azaltmak için tüm ölçümler aynı saat aralıklarında (12:00-14:00) uygulanmıştır. Bu ölçümler, Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi ana yerleşkesinde bulunan uluslararası standartlardaki bir spor salonunda aynı araştırmacı tarafından gerçekleştirilmiştir. Ölçümlerin tutarlığı bakımından spor salonundaki ışık, ortam sıcaklığı ve gürültüsüz ortam gibi dış faktörler standart hale getirilmiştir (Mendez-Rebolledo ve ark., 2018).

2.7. Kinezyo Bant Uygulaması

KB uygulaması öncesinde cilt tıraş edilip alkol ilke temizlenerek hazır hale getirilmiştir. Tüm bantlama işlemleri Kinesio Tex® Gold™ marka kinezyo bant kullanılmıştır. Bant, 5 cm genişliğinde ve 0,5 mm kalınlığındadır. Orijinal uzunluğunun %140'ına kadar esneyebilen bu özel bant, lateks içermeyen, pamuklu ve suya dayanıklı kumaşı sayesinde 3-5 gün boyunca uygulama yapılabilecek şekilde tasarlanmıştır. KB uygulaması deney grubu için; ilgili kasın insersiyosundan origo noktasına (distalden proksimale) doğru ve kaslar gerim pozisyonuna alınarak gerçekleştirilmiştir (Kase ve ark., 2003). KB grubuna uygulanan bantlamada atış kolunda yer alan BB, TB, AD, FCU ve ECR kaslarına %15 - %20 gerginlikle inhibisyon tekniği kullanılmıştır. Bantlama şekli BB, TB, FCU ve ECR kasları için I şeklinde uygulanırken AD kası Y şeklinde bantlanmıştır (Mendez-Rebolledo ve ark., 2018).

KB uygulaması esnasında yüzeyel EMG ölçümlerinde kullanılacak elektrotlar için her bir kasın orta noktasına gelen kısma denk gelen bant üzerinde hafif kesikler açılarak elektrot yerleşimi için uygun bir yer belirlenmiştir (Şekil 2.2.). Plasebo grubundaki bantlamada gerçek uygulamayı taklit eden bir stilde, ancak herhangi bir gerilim veya teknik kullanmadan bantlama yapılmıştır. Bant her iki grupta da 48 saat boyunca cilt üzerinde kalmıştır. Plasebo etkisinden korunmak için katılımcılar (uygulama yapılan katılımcı hariç) ve çalışma ekibi bu uygulamada yer almamıştır.



Şekil 2.2. KB uygulaması. a) anterior deltoid, b) biceps brachii, c) triceps brachii, d) fleksör carpi ulnaris, e) ekstansör carpi radialis

2.8. Verileri Toplama Yöntemleri

Çalışma prosedürlerine uygun olarak gerçekleştirilen veri toplama yöntemleri aşağıda detaylı olarak açıklanmıştır.

2.8.1. Antropometrik ölçümler

Antropometrik ölçümlerde vücut ağırlığı, boy uzunluğu ve vücut kitle indeksi parametreleri kullanılmıştır. Buna göre; katılımcıların vücut ağırlığı (kg) bir bioelektrik impedans analiz cihazı ile belirlenirken boy uzunluğu (m) için stadyometre kullanılmıştır. Vücut kitle indeksi (kg/m^2), boy uzunluğunun (m) karesinin vücut ağırlığına bölünmesi ile hesaplanmıştır.

2.8.2. Yüzeyel EMG kayıtları ve sinyal işleme süreci

KB uygulamasının atış kolunda yer alan BB, TB, AD, FCU ve ECR kaslarındaki yüzeyel EMG aktivasyonu üzerindeki etkisi yüksek temel atış esnasında ölçülmüştür. Yüzeyel EMG sinyalleri 16 kanallı kablosuz EMG sistemi (Ultium™ EMG, Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ, ABD) kullanılarak kaydedilmiştir. Kayıt işlemi öncesinden deri tıraş edilip izopropil alkolle temizlendikten sonra EMG sinyalleri, tek kullanımlık unipolar gümüş/gümüş klorür (Ag/AgCl) kendinden yapışkan jelli elektrotlar (25,4 mm x 25,4 mm) kullanılarak kaydedilmiştir. Elektrotlar

arası mesafe 20 mm olarak standartlaştırılmıştır. Elektrotlar, SENIAM (2013) kılavuzuna uygun olarak, kas lifi yönüne paralel olacak şekilde, her bir kasın orta noktasındaki en uygun yere yerleştirilmiştir (KB uygulaması esnasında bant üzerinde açılan boşluklar). Daha sonra kablosuz EMG cihazına ait sensörler (Noraxon USA. Inc.) ile elektrotların bağlantısı sağlanmıştır (Şekil 2.3). Sensör ve elektrotlar sonraki ölçümler için aynı bölgelerde konumlandırılmıştır. EMG ölçümü yüksek temel atış esnasında gerçekleştirildiğinden elektrot ve sensörler medikal bant ile sabitlenmiştir (Şekil 2.4). Yüzeysel EMG sinyalleri 4000 Hz’lik örnekleme hızında kaydedilerek kablosuz EMG sensörleri vasıtasıyla bir laptop bilgisayara bağlı alıcı (Desktop DTS Receiver, Noraxon USA. Inc.) kullanılarak MUSCLETM yazılımına iletilmiştir.



Şekil 2.3. Anterior deltoid, biceps brachii, triceps brachii, fleksör carpi ulnaris ve ekstansör carpi radialis kasları için elektrot ve sensör yerleşimi



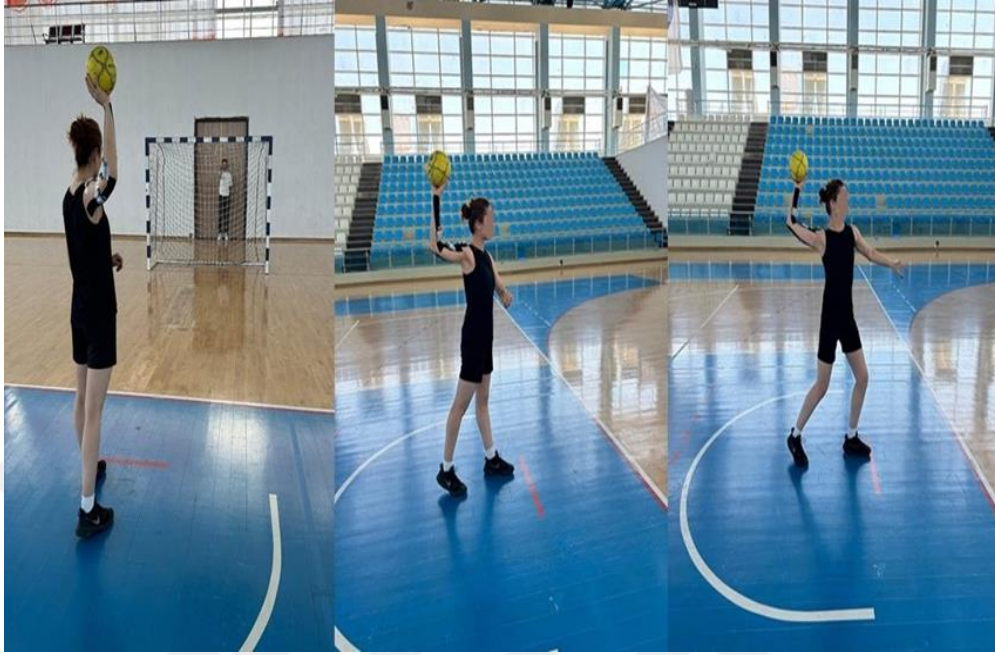
Şekil 2.4. Elektrot ve sensörler için yapılan medikal bantlama işlemleri

Kaydedilen ham yüzeyel EMG sinyalleri bir Excel dosyasına aktararak çalışma tasarımı yer almayan bir EMG sinyal işleyicisi tarafından MATLAB (MathWorks, ABD) kullanılarak analiz edilmiştir. Yüzeyel EMG verileri için 1000 Hz örnekleme frekansı ile frekans bölgesi analizi gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda veriler 5-100 Hz aralığında dördüncü dereceden düşük geçişli Butterworth filtresi kullanılarak filtrelenmiştir. Rektifiye edilmiş sinyal 50 ms pencere boyu ile ortalaması alınarak veri yumuşatma (smoothing) işlemine tabi tutulmuştur. Daha sonra, her kas için ayrı kaydedilen sinyaller, yüksek temel atışın uygulandığı dört farklı zaman noktasında (referans, 1 saat, 24 saat ve 48 saat) gözlemlenen en yüksek on ham sinyalin ortalamasına (% maks) göre normalize edilmiştir (Hébert-Losier ve ark., 2019). Normalize edilen verilerin maksimum ve ortalamaları hesaplanarak zirve (% maks) ve ortalama EMG (% maks) değerleri elde edilmiştir ve bu iki parametre sonraki analizler için kullanılmıştır.

2.8.3. Atış hızı ölçümleri

Atış hızı, dayanma adımlı yüksek temel atış esnasında belirlenmiştir. Tüm atışlar, 10 dakikalık genel ısınma ve deneme atışlarını takiben uluslararası müsabaka koşullarına uygun olan bir hentbol sahasında gerçekleştirilmiştir. Atışlar, standart bir hentbol kalesine (2x3 m) 7 m atış (penaltı) çizgisinin gerisinden olmak kaydıyla dayanma adımı ile uygulanmıştır. Katılımcılar, kalenin orta noktasına doğru olmak üzere maksimum hızla toplam 3 geçerli atış yapmıştır. İsabetsiz atışlar tekrar

edilmiştir. Tüm atışlarda Mikasa HBTS2-Y (2 numara) marka hentbol topu kullanılmıştır (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Dayanma adımı ile yüksek temel atış

Gerçekleştirilen atışların hızını belirlemek için el tipi hızölçer radar (Bushnell, USA) kullanılmıştır. Atışlar esnasında bir görevli, kalenin hemen arkasında konumlanarak topun ulaştığı maksimal hızı km/s cinsinden kaydetmiştir. Kaydedilen 3 geçerli atış içerisinde en hızlısı atış hızı ölçüm değeri olarak değerlendirilmiştir.

2.9. İstatiksel Analiz

Çalışma verilerinin istatistiki analizi için SPSS 21.0 paket programı kullanılmıştır. Çalışmadaki tanımlayıcı bilgiler, ortalama ($\bar{X}$) ve standart sapma (SS) olarak ifade edilmiştir. Shapiro-Wilk testi ve çarpıklık-basıklık değerlerine göre verilerin normal dağılım gösterdiği belirlenmiştir. KB ve plasebo gruplarının referans (bantsız) değerlerinin (kas aktivasyonu ve atış hızı) karşılaştırılması için bağımsız örneklem t testi kullanılmıştır. KB'nın kas aktivasyonu ve atış hızı üzerindeki zamana bağlı etkilerini incelemek için tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi (iki faktörlü ANOVA) uygulanmıştır. Mauchly's testi sonucunda küresellik varsayımı sağlandığı durumlarda ($p > 0,05$) Sphericity Assumed; sağlanmadığı durumlarda ($p < 0,05$) ise Greenhouse-Geisser düzeltmesi kullanılarak F ve p değerleri raporlanmıştır. Etki büyüklüğü için kısmi eta kare (η_p^2) değeri kullanılmıştır. Zaman×grup etkileşimi

tespit edildiğinde, farkın hangi zaman aralığında olduğunu belirlemek için Bonferroni düzeltmesi kullanılmıştır. Çalışmada uygulanan tüm analizlerde güven aralığı $p < 0,05$ olarak kabul edilmiştir.



3. BULGULAR

3.1. KB Uygulamasının Kas Aktivasyonu Üzerindeki Etkisine İlişkin Bulgular

KB uygulaması öncesi belirlenen kaslara ait EMG referans (bantsız) değerlerine ilişkin grup karşılaştırmaları Tablo 1’de sunulmuştur.

Çizelge 3.1. KB uygulaması için belirlenen kaslara ait EMG referans değer grup karşılaştırmaları (% maks)

	Kinezyo Bant $\bar{X}$ (SS) (N = 17)	Plasebo $\bar{X}$ (SS) (N = 17)	t	p	Etki Büyükliği
Biceps brachii (zirve)	37,00 (12,51)	38,48 (8,06)	-0,401	0,691	0,14
Biceps brachii (ortalama)	5,89 (2,05)	6,53 (1,82)	-0,964	0,342	0,33
Triceps brachii (zirve)	24,97 (10,05)	26,14 (11,38)	-0,317	0,753	0,11
Triceps brachii (ortalama)	4,56 (2,27)	4,60 (2,34)	-0,059	0,954	0,02
Anterior deltoid (zirve)	37,99 (13,90)	38,24 (9,90)	-0,061	0,952	0,21
Anterior deltoid (ortalama)	6,43 (2,44)	7,37 (2,22)	-1,171	0,250	0,40
Fleksör carpi ulnaris (zirve)	36,54 (7,70)	32,92 (12,48)	1,017	0,317	0,35
Fleksör carpi ulnaris (ortalama)	7,44 (1,89)	6,17 (1,93)	1,940	0,061	0,65
Ekstansör carpi radialis (zirve)	28,28 (16,07)	28,67 (12,96)	-0,077	0,939	0,27
Ekstansör carpi radialis (ortalama)	6,57 (3,48)	6,36 (2,91)	0,193	0,848	0,06

Çizelge 3.1.’e göre, KB öncesi gerçekleştirilen kas aktivasyon ölçümlerinde grupların benzer değerlere sahip olduğu tespit edilmiştir ($p > 0,05$).

BB kasına uygulanan KB’nin kas aktivasyon değerlerinde (zirve ve ortalama) oluşturduğu etki Çizelge 3.2. ve Çizelge 3.3’te sunulmuştur.

Çizelge 3.2. Biceps brachii aktivasyon değerlerine ait tanımlayıcı veriler ($\bar{X}$ ve SS)

Kas	EMG	Grup	Referans	1 saat	24 saat	48 saat
Biceps Brachii	Zirve (% maks)	Kinezyo Bant	37,00 (12,51)	39,31 (9,46)	40,20 (11,45)	41,21 (13,40)
		Plasebo	38,48 (8,66)	39,54 (11,41)	37,74 (14,58)	33,00 (13,00)
	Ortalama (% maks)	Kinezyo Bant	5,89 (2,05)	6,30 (2,21)	6,50 (2,00)	5,72 (2,09)
		Plasebo	6,53 (1,82)	6,31 (1,85)	6,35 (2,18)	5,45 (2,26)

Çizelge 3.2’de KB uygulaması sonucunda biceps brachii kas aktivasyon değerlerinde oluşan değişim tanımlayıcı veri ($\bar{X}$ ve SS) olarak sunulmuştur.

Çizelge 3.3. KB uygulamasının biceps brachi kası üzerindeki zamana bağlı etkileri (tekrarlı ölçümlerde ANOVA).

Kas	EMG	F	Zaman p (η_p^2)	F	Zaman×Grup p (η_p^2)
Biceps Brachii	Zirve (% maks)	0,401	0,753 (0,012)	1,615	0,191 (0,048)
	Ortalama (% maks)	2,812	0,043 (0,081)	0,815	0,488 (0,025)

Çizelge 3.3. incelendiğinde, KB uygulamasının BB ortalama EMG değerinde zaman için anlamlı ana etki oluşturduğu gözlenmiştir ($F = 2,812$; $p = 0,043$; $\eta_p^2 = 0,081$). İkili karşılaştırmalar incelendiğinde, ortalama EMG’de bantlama sonrası 24 saat ölçüm değerinin 48 saat ölçüm değerine göre daha yüksek olduğu belirlenmiştir ($p < 0,05$). BB ortalama EMG değerinde zaman×grup etkileşimi olmadığı tespit edilmiştir ($p > 0,05$). BB zirve EMG değerinde ise ana etki (zaman) ve zaman×grup etkileşimi görülmemiştir ($p > 0,05$).

TB kasına uygulanan KB’nin kas aktivasyon değerlerinde (zirve ve ortalama) oluşturduğu etki Çizelge 3.4. ve Çizelge 3.5.’te sunulmuştur.

Çizelge 3.4. Triceps brachii aktivasyon değerlerine ait tanımlayıcı veriler ($\bar{X}$ ve SS)

Kas	EMG	Grup	Referans	1 saat	24 saat	48 saat
Triceps brachii	Zirve (% maks)	Kinezyo Bant	24,97 (10,05)	33,60 (13,31)	31,68 (12,97)	31,15 (11,66)
		Plasebo	26,14 (11,38)	28,93 (12,94)	25,67 (12,61)	28,60 (12,96)
	Ortalama (% maks)	Kinezyo Bant	4,56 (2,27)	4,63 (1,85)	5,16 (2,45)	4,82 (1,92)
		Plasebo	4,60 (2,34)	4,77 (1,87)	4,52 (1,97)	4,30 (1,92)

Çizelge 3.4'te KB uygulaması sonucunda TB kas aktivasyon değerlerinde oluşan değişim tanımlayıcı veri ($\bar{X}$ ve SS) olarak sunulmuştur.

Çizelge 3.5. KB uygulamasının triceps brachi kası üzerindeki zamana bağlı etkileri (tekrarlı ölçümlerde ANOVA)

Kas	EMG	F	Zaman p (η_p^2)	F	Zaman×Grup p (η_p^2)
Triceps brachii	Zirve (% maks)	3,388	0,021 (0,096)	1,401	0,247 (0,042)
	Ortalama (% maks)	0,697	0,556 (0,021)	1,624	0,189 (0,048)

Çizelge 3.5. incelendiğinde, KB uygulamasının TB zirve EMG değerinde zaman için anlamlı ana etki oluşturduğu gözlenmiştir ($F = 3,388$; $p = 0,021$; $\eta_p^2 = 0,096$). İkili karşılaştırmalar incelendiğinde, zirve EMG'de bantlama sonrası 1 saat ölçüm değerinin referans (bantsız) ölçüm değerine göre daha yüksek olduğu belirlenmiştir ($p < 0,05$). TB zirve EMG değerinde zaman×grup etkileşimi olmadığı tespit edilmiştir ($p > 0,05$). Triceps brachi ortalama EMG değerinde ise ana etki (zaman) ve zaman×grup etkileşimi olmadığı görülmüştür ($p > 0,05$).

AD kasına uygulanan KB'nin kas aktivasyon değerlerinde (zirve ve ortalama) oluşturduğu etki Çizelge 3.6. ve Çizelge 3.7.'de sunulmuştur.

Çizelge 3.6. Anterior deltoid aktivasyon değerlerine ait tanımlayıcı veriler ($\bar{X}$ ve SS)

Kas	EMG	Grup	Referans	1 saat	24 saat	48 saat
Anterior Deltoid	Zirve (% maks)	Kinezyo Bant	37,99 (13,90)	42,45 (13,63)	37,04 (11,20)	33,14 (10,16)
		Plasebo	38,24 (9,90)	36,96 (10,85)	33,87 (9,01)	37,16 (11,38)
	Ortalama (% maks)	Kinezyo Bant	6,43 (2,44)	6,93 (2,60)	6,53 (1,95)	6,45 (2,24)
		Plasebo	7,37 (2,22)	6,66 (1,50)	6,09 (1,47)	6,08 (1,84)

Çizelge 3.6.'da KB uygulaması sonucunda anterior deltoid kas aktivasyon değerlerinde oluşan değişim tanımlayıcı veri ($\bar{X}$ ve SS) olarak sunulmuştur.

Çizelge 3.7. KB uygulamasının anterior deltoid üzerindeki zamana bağlı etkileri (tekrarlı ölçümlerde ANOVA)

Kas	EMG	F	Zaman $p (\eta_p^2)$	F	Zaman×Grup $p (\eta_p^2)$
Anterior	Zirve (% maks)	2,320	0,080 (0,068)	2,089	0,718 (0,004)
Deltoid	Ortalama (% maks)	2,164	0,097 (0,063)	2,137	0,952 (0,00)

Çizelge 3.7.'ye göre, KB uygulaması sonrası AD zirve ve ortalama EMG değerlerinde ana etki (zaman) ve zaman×grup etkileşimi olmadığı görülmüştür ($p > 0,05$).

FCU kasına uygulanan KB'nin kas aktivasyon değerlerinde (zirve ve ortalama) oluşturduğu etki Çizelge 3.8. ve Çizelge 3.9.'da sunulmuştur.

Çizelge 3.8. Fleksör carpi ulnaris aktivasyon değerlerine ait tanımlayıcı veriler ($\bar{X}$ ve SS)

Kas	EMG	Grup	Referans	1 saat	24 saat	48 saat
Fleksör Carpi Ulnaris	Zirve	Kinezyo Bant	36,54	38,68	40,54	37,40
			(7,70)	(5,82)	(6,01)	(7,50)
	(% maks)	Plasebo	32,92	35,58	35,35	33,64
			(12,48)	(11,88)	(9,43)	(10,45)
	Ortalama	Kinezyo Bant	7,36	8,35	8,65	7,44
			(1,78)	(1,89)	(1,67)	(1,97)
	(% maks)	Plasebo	6,17	6,00	6,28	5,99
			(1,93)	(2,04)	(2,21)	(2,25)

Çizelge 3.8.'de KB uygulaması sonucunda FCU kas aktivasyon değerlerinde oluşan değişim tanımlayıcı veri ($\bar{X}$ ve SS) olarak sunulmuştur.

Çizelge 3.9. KB uygulamasının fleksör carpi ulnaris üzerindeki zamana bağlı etkileri (tekrarlı ölçümlerde ANOVA)

Kas	EMG	F	Zaman p (η_p^2)	F	Zaman×Grup p (η_p^2)
Fleksör Carpi	Zirve	1,363	0,259 (0,041)	0,622	0,602 (0,019)
	(% maks)				
Ulnaris	Ortalama	5,088	0,006 (0,137)	3,789	0,013 (0,106)
	(% maks)				

Çizelge 3.9. incelendiğinde, KB uygulamasının FCU ortalama EMG değerinde zaman için anlamlı ana etki oluşturduğu gözlenmiştir ($F = 5,088$; $p = 0,006$; $\eta_p^2 = 0,137$). İkili karşılaştırmalar incelendiğinde, ortalama EMG'de bantlama sonrası 24 saat ölçüm değerinin referans (bantsız) ve 48 saat ölçüm değerlerine göre daha yüksek olduğu belirlenmiştir ($p < 0,05$). Ayrıca KB uygulaması sonrası FCU ortalama EMG değerinde zaman×grup etkileşimi olduğu tespit edilmiştir ($F = 3,789$; $p = 0,013$; $\eta_p^2 = 0,106$). Daha sonra uygulanan ileri analizde (Bonferroni düzeltmesi) belirlenen gruplar arası farkın referans ölçüm hariç diğer tüm ölçümlerde (1, 24 ve 48 saat) olduğu görülmüştür ($p = 0,001$, $p = 0,001$ ve $p = 0,048$ sırasıyla). FCU zirve EMG değerinde ise ana etki (zaman), zaman×grup etkileşimi ve gruplar arası farklılık olmadığı görülmüştür ($p > 0,05$).

ECR kasına uygulanan KB'nin kas aktivasyon değerlerinde (zirve ve ortalama) oluşturduğu etki Çizelge 3.10. ve Çizelge 3.11.'de sunulmuştur.

Çizelge 3.10. Ekstansör carpi radialis aktivasyon değerlerine ait tanımlayıcı veriler ($\bar{X}$ ve SS)

Kas	EMG	Grup	Referans	1 saat	24 saat	48 saat
Ekstansör Carpi Radialis	Zirve (% maks)	Kinezyo	28,28	30,95	34,09	29,66
		Bant	(16,07)	(15,72)	(14,22)	(16,22)
		Plasebo	28,67	28,56	29,02	25,34
			(12,96)	(10,89)	(13,65)	(12,15)
	Ortalama (% maks)	Kinezyo	6,57	6,74	7,68	6,40
		Bant	(3,48)	(2,52)	(2,95)	(2,57)
		Plasebo	6,36	6,53	6,33	5,67
			(2,91)	(2,69)	(2,91)	(2,57)

Çizelge 3.10'da KB uygulaması sonucunda ECR kas aktivasyon değerlerinde oluşan değişim tanımlayıcı veri ($\bar{X}$ ve SS) olarak sunulmuştur.

Çizelge 3.11. KB uygulamasının ekstansör carpi radialis üzerindeki zamana bağlı etkileri (tekrarlı ölçümlerde ANOVA)

Kas	EMG	F	Zaman p (η_p^2)	F	Zaman×Grup p (η_p^2)
Ekstansör Carpi Radialis	Zirve (% maks)	1,750	0,162 (0,052)	0,843	0,474 (0,026)
	Ortalama (% maks)	2,262	0,108 (0,066)	1,029	0,367 (0,031)

Çizelge 3.11.'e göre, KB uygulaması sonrası anterior deltoid zirve ve ortalama EMG değerlerinde ana etki (zaman) ve zaman×grup etkileşimi olmadığı görülmüştür ($p > 0,05$).

3.2. KB Uygulamasının Atış Hızına Etkisine İlişkin Bulgular

KB uygulaması öncesi yüksek temel atış hız değerine ait referans değerlerine ilişkin grup karşılaştırmaları Çizelge 3.12.'de sunulmuştur.

Çizelge 3.12. KB uygulaması öncesi yüksek temel atış hızı referans değer grup karşılaştırmaları ($\bar{X}$ ve SS)

	Kinezyo Bant $\bar{X}$ (SS) (N = 17)	Plasebo $\bar{X}$ (SS) (N = 17)	t	p
Atış hızı (km/s)	53,77 (4,15)	54,00 (3,48)	-0,179	0,859

Çizelge 3.12.'ye göre, KB öncesi gerçekleştirilen yüksek temel atış hızı ölçümlerinde grupların benzer değerlere sahip olduğu görülmüştür ($p > 0,05$).

KB uygulamasının yüksek temel atış hızında oluşturduğu etki Çizelge 3.13. ve Çizelge 3.14'te sunulmuştur.

Çizelge 3.13. Yüksek temel atış hızına ait tanımlayıcı veriler ($\bar{X}$ ve SS)

Değişken	Grup	Referans	1 saat	24 saat	48 saat
Atış hızı (km/s)	Kinezyo Bant	53,76 (4,15)	56,00 (5,30)	57,88 (5,00)	55,94 (5,02)
	Plasebo	54,00 (3,48)	54,59 (4,77)	54,88 (3,62)	55,94 (3,88)

Çizelge 3.13'te KB uygulaması sonucunda yüksek temel atış hızında oluşan değişim tanımlayıcı veri ($\bar{X}$ ve SS) olarak sunulmuştur.

Çizelge 3.14. KB uygulamasının yüksek temel atış hızı üzerindeki zamana bağlı etkileri

Değişken	F	Zaman p (η_p^2)	F	Zaman×Grup p (η_p^2)
Atış hızı (km/s)	12,232	< 0,001 (0,277)	5,729	0,001 (0,152)

Çizelge 3.14.'e göre, KB uygulamasının atış hızında zaman için anlamlı ana etki oluşturduğu gözlenmiştir ($F = 12,232$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,277$). İkili karşılaştırmalar incelendiğinde, bantlama sonrası 1 saat, 24 saat ve 48 saat ölçüm değerlerinin referans (bantsız) değere göre daha yüksek olduğu belirlenmiştir ($p <$

0,05). Ayrıca KB uygulaması sonrası atış hızı değişkeni için zaman×grup etkileşimi olduğu tespit edilmiştir ($F = 5,729$; $p = 0,001$; $\eta_p^2 = 0,152$). Daha sonra uygulanan ileri analizde (Bonferroni düzeltmesi) belirlenen gruplar arası farkın 24 saat sonra gerçekleştirilen ölçümde olduğu görülmüştür ($p = 0,047$).



4. TARTIŞMA

Günümüzde sportif performans beklentisinin ulaştığı nokta düşünüldüğünde, performans parametrelerinde gözlenen ufak bir iyileşmenin bile göz ardı edilmemesi gerekir. Bir ergojenik yardım çeşidi olan KB uygulaması, çeşitli spor disiplinlerinde yarışan sporcular tarafından temelde performans artışı odaklı yaygın olarak kullanılmasına rağmen, hentbolda önemli bir parametre olan atış performansı ile ilgili çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. KB uygulamasının hentbolda kale atışı (örn; yüksek temel atış) esnasında atış kolunda görev alan kasların aktivasyon düzeyini inceleyen bir çalışmaya ise rastlanmamıştır. Bu çalışmanın amacı; kadın hentbolcularda atış koluna uygulanan KB'nin kas aktivasyonu ve atış hızına etkisinin zaman ekseninde incelenmesidir. Çalışma sonuçlarına göre, KB uygulamasının atış kolunda yer alan kaslardan FCU aktivasyon düzeyinde artış sağladığı belirlenirken BB, TB, AD ve ECR kaslarındaki aktivasyon düzeylerinde ise bir etkisi olmadığı görülmüştür. Ayrıca, KB uygulamasının yüksek temel atış hızını artırdığı ortaya koyulmuştur.

Hentbolda kale atışları, aslında kinetik bir zincirin tüm bileşenlerinin (ayak pozisyonu, bacak kasları, gövde rotasyonu, omuz ve kol kaslarının kullanımı, bilek ve parmakların rolü), koordineli çalışmasıyla başarılı bir şekilde gerçekleştirilir. Her bileşenin doğru şekilde çalışması, atışın gücü, doğruluğu ve etkili olmasını sağlar. Ancak, hentbolda atış hareketi biyomekanik açıdan incelendiğinde omuz ve kol bölgelerinde yer alan kaslar, topun elden çıkışı açısından kritik bir öneme sahiptir (Rousanoglou ve ark., 2014; Raeder ve ark., 2015). Bu paralelde, baş üstünden (overhead) gerçekleştirilen atış hareketi esnasında gerçek zamanlı olarak kaydedilen yüzeyel EMG sinyalleri, kas aktivasyon düzeyi hakkında bilgi vererek sporcular için performans ve rehabilitasyon odaklı fikirler sunmaktadır. Ayrıca, yüzeyel EMG sinyalleri atletik performans çıktılarından farklı olarak motor performanstaki minör değişimlerin gözlenebilmesine olanak sağlamaktadır (Escamilla ve Andrews, 2009).

Hentbolda sıçrayarak atış esnasında seçilmiş bazı kaslardaki aktivasyon düzeyini inceleyen bir çalışmada aktivasyona büyüklüğüne göre sırasıyla medial deltoid, FCU, fleksör carpi radialis, BB, rectus abdominis ve pectoralis major kaslarının belirlendiği görülmüştür (Taha ve ark., 2016). Sıçrayarak atış ve yüksek temel atış, uygulama aşamaları ve atış biyomekaniği açısından tam bir benzerlik

göstermese de bahsedilen kasların baş üstünden atış hareket formu için uygun olduğu söylenebilir. Sunulan çalışmada omuz, dirsek ve bilek bölgelerinde kasların aktivasyon düzeylerinin bütüncül olarak incelenebilmesi açısından BB, TB, AD, FCU ve ECR gibi farklı konumlardaki kaslar tercih edilmiştir. KB'nin, motor ünite uyarılabilirliği artırma ve atletik bir görev esnasında kassal fonksiyon ve gücünü geliştirme potansiyeline sahip olması (Yeung ve Yeung, 2016), sunulan çalışma özelinde kas aktivasyonu değerlerinde zamana bağlı bir değişim oluşturabileceğini düşündürmüştür. Buna göre; çalışmadaki elde edilen sonuçlar KB uygulamasının FCU ortalama EMG değerinde zaman ana etkisi ve zamanxgrup etkileşimi oluşturduğunu göstermiştir (Çizelge 3.9.) Bu bulguya göre, inhibitör KB uygulamasının el bileğinin fleksiyon ve adduksiyon hareketlerinde görev alan FCU aktivasyon düzeyini artırdığını işaret etmektedir. KB uygulamasının oluşturduğu bu pozitif etkinin ise bantlamayı takiben 24 saat sonra optimum düzeye geldiği gözlenmiştir. Dolayısıyla, KB'nin potansiyel akut etkisinden ziyade bandın deri üstünde kalma süresinin önemli bir ayrıntı olarak kabul edilmesi gerekmektedir. Bu durum, KB'nin potansiyel etkisinin adaptasyon süresi ile ilgili olabileceğini düşündürmektedir. KB'nin alt ekstremité ile ilişkili performans parametrelerini inceleyen güncel bir araştırmada triceps surase kasına uygulanan fasilitatör KB'nin dorsifleksiyon kas kuvvetinde akut bir iyileşme sağladığı görülmüştür (Arabacı ve ark., 2024). Kas aktivasyonu ile direkt olarak ilgili olmamasına rağmen bazı araştırmalarda KB'nin çeşitli parametrelerdeki (esneklik, kas ağrısı, dikey sıçrama) zamana bağlı etkisinin pozitif sonuçlar oluşturduğu bildirilmiştir (Özmen ve ark., 2016; Mendez-Rebolledo ve ark., 2018; Kırmızıgil ve ark., 2019).

FCU kas aktivasyon düzeyini inceleyen araştırmalarda, maksimum kassal aktivitenin atış esnasındaki kurulma fazının sonlarına doğru (late cocking) ve ivmelenme fazında görüldüğünü ortaya koyulmuştur (DiGiovine ve ark., 1992; Hamilton ve ark., 1996). Bu iki faz esnasında atış kolunda eksternal rotasyon hareketi ile birlikte topun elden çıkması için uygun ortam sağlanmış olmaktadır. Özellikle ivmelenme fazında gövde kaslarının yardımı ile en yüksek düzeyde patlayıcı bir fırlatma hareketi meydana gelir. Diğer taraftan FCU, el bileğindeki valgus stabilitesini oluşturan temel kaslardandır. Bu sayede, dirseğin fonksiyonel kontrolü sağlanarak atış gibi dirseği zorlayan bir hareketin optimal olarak gerçekleşmesine katkı sağlanır (Udall ve ark., 2009). FCU kasının topun yakalanma aşamasından elden çıkış sürecine

kadar geçen süreçte kassal fonksiyon açısından sorumlu olması (Taha ve ark., 2016), çalışmada elden edilen sonucu dikkate değer kılmaktadır. KB'nin ön kol veya parmak eklemlerinin etrafındaki küçük kaslara daha hassas bir şekilde uygulanıp lokalize bir destek sağlaması da bandın etkisini artırıcı bir unsur olarak değerlendirilebilir (Kase ve ark., 2003). Tüm bu faktörler FCU kasındaki pozitif gelişimi destekler niteliktedir. Atış performansını salt olarak omuz ve kol bölgesinde yer alan kaslar açısından yorumlamak güç olsa da atış kolundaki kassal fonksiyon ve güç hentbolda temel atış için dikkate alınması gereken bir noktadır. Özellikle kadın sporcuların erkek sporculara kıyasla kas gücünün optimum kullanılabilirliğini sağlaması daha güç olduğu düşünüldüğünde, ön kolda yer alan FCU kası için elde edilen bu gelişim literatür için önemli bir bulgudur.

Diğer taraftan KB'nin oluşturduğu nöromusküler yanıtlar kas aktivasyonunda her zaman iyileşme sağlamayabilir. Bohunicky ve ark. (2021) inhibitör KB uygulamasının trapezius (alt lifler) kas aktivasyonunda değişim sağlamadığını ortaya koymuştur. Omuz sıkışma sendromlu kişilerde uygulanan KB'nin skapular kinemetiği değiştirmedikleri, hatta trapezius (alt lifler) kas aktivasyonunu azalttığı görülmüştür (Dhein ve ark., 2020). Farklı bir çalışmada ise TB kasına uygulanan KB'nin 1 saat ve 1 hafta sonra gerçekleştirilen dirsek ekstansiyon ve fleksiyon kuvveti değerlendirmelerinde bir etkisi olmadığı belirlenmiştir (Karahana ve ark., 2017). Sunulan çalışmada BB ve TB kaslarına uygulanan KB'nin BB (zirve) ve TB (ortalama) EMG değerlerinde zamana bağlı bir etkisi olduğu gözlenirse de (Çizelge 3.3. ve Çizelge 3.5), gruplar arası istatistikî fark görülmemiştir. BB kası, atış hareketi esnasında dirsek eklemini stabilize ederek ivmelenme fazında etkindir. Dolayısıyla, atışın hızı ve gücü ile doğrudan ilişkilidir. TB ise, dirsek ekstansiyonundaki etkisi ile birlikte atış esnasındaki güç üretimi ve stabilizasyon özellikleri ile öne çıkmaktadır (Seroyer ve ark., 2010; Escamilla ve ark., 2012). Bu bağlamda, çalışma sonuçları yorumlanırken BB ve TB kaslarının atış hareketindeki etkisi ve katılımcı grubundan kaynaklı (örn; sporcu seviyesi, cinsiyet) kas gücündeki yansımalar dikkate alınmalıdır. Çalışmada KB uygulaması sonrası AD ve ECR zirve ve ortalama EMG değerlerinde ana etki (zaman) ve zaman×grup etkileşimi olmadığı tespit edilmiştir (Çizelge 3.7. ve Çizelge 3.11.). Bu iki kasın atış hareketi özelindeki etkisi düşünüldüğünde, KB zaman ekseninde olumlu bir eğilim oluşturmaya rağmen elde edilen bu anlamsız sonuç aslında şaşırtıcıdır. Ancak KB ile ilgili çalışmalarda genel olarak düşük örneklem

sayısı ile çalışması, gözlenen olumlu etkinin istatistiki düzlemde değerlendirilememesine neden olmaktadır. Bunun yanında kullanılan istatistiki analiz türü ve özellikle tip I hata için yeterli ayarlama yapılmadan çoklu analiz kullanma gibi faktörler elde edilen sonuçları direkt olarak etkilemektedir. Özetle, elde edilen çelişkili sonuçların KB'nin kas aktivasyonu ve performans parametreleri üzerindeki etkisini net olarak yorumlamayı kısıtladığı ifade edilebilir.

Baş üstünden yapılan atışların baskın olduğu sporlarda (cirit atma, beyzbol ve voleybol) atış hızı önemli bir performans faktörüdür (Andrade ve ark., 2016). Bu anlamda hentbolu diğer atış sporlarından ayıran temel özellik ise teknik özelliklerdir. Yani, topun çok çeşitli varyasyonlar kullanılarak elden çıkarılmasıdır. Bu durum, atış hızına etki eden faktörlerin net şekilde incelenmesini güçleştirmektedir (Skejø ve ark., 2019). Hentbolda atış hızını geliştirebilecek antrenman yaklaşımlarının incelendiği güncel bir meta-analiz çalışmasında, atış hızını geliştirmek için en etkili yöntemin bench press (> 1 tekrar maksimumun %55'i) gibi bir direnç egzersizi olabileceğini ortaya koyulmuştur (Petruzela ve ark., 2023). Ayrıca, üst ekstremiteler ile ilişkili diğer egzersizlerin (olimpik kaldırış ve pullover) atış hızı için etkili olabilecek uygulamalar olduğu belirtilerek, elit sporcular için daha fazla ayrıntının dikkate alınması gerektiği ve atış hızını geliştirebilmenin kolay bir süreç olmadığı vurgulanmıştır. Bu durumda, alternatif ve akut etki gösterebilecek yaklaşımların tercih edilmesi akılcı bir yaklaşım olabilir. Hentbolda atış hızı ile kas gücü arasında direkt bir ilişki olsa da, ergojenik yardımın potansiyel etkisi atış hızını optimize edici bir yöntem olarak değerlendirilebilir. Örneğin, Grgic ve Varovic (2022) meta-analiz çalışmasında, bir ergojenik yardım türü olan kafein tüketiminin atış performansında akut bir gelişim sağlamak için uygun bir strateji olduğunu ifade etmiştir. Sunulan çalışmada ise bir ergojenik destek olan KB'nin atış hızında sağlayabileceği potansiyel etki bu çerçevede ele alınmıştır.

Dehghan ve ark. (2023) 50 çalışmanın incelendiği güncel bir derlemede, KB uygulaması ile ilgili çalışmaların %54'ünün KB'nin atletik performans üzerinde etkisi olmadığı bildirilmiştir. Bu çelişkili sonuçların temelinde metodolojik eksikliklerin olduğu varsayılmaktadır. Örneğin, plasebo etkisine yeterli önem vermeme ve katılımcı/değerlendiricinin kör model ile çalışmaması bu anlamda ilk akla gelenlerdir. Sunulan çalışma, bahsedilen bu sorunlardan yola çıkarak tek kör ve plasebo grup ile oluşturulmuştur. Çalışmadaki KB uygulaması sonucunda atış hızı değişkeninde zaman

ve zaman×grup etkileşimi görülmüştür (Çizelge 3.14.). Tespit edilen bu sonuçta, FCU kası aktivasyon düzeyinde gözlenen sonuçla paralel olarak 24 saat sonraki ölçümlerin en iyi sonucu yansıttığı görülmüştür. KB uygulaması nedeni ile belirlenen bu pozitif değişim önemli bir bulgu olmasına rağmen, öğrenme ve plasebo etkisinin sonuçlar üzerinde etkili olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Hentbolda atış hızı, cinsiyet, atış türü, mesafe ve sporcu seviyesi gibi birçok faktörden etkilenebilmektedir. Gençoğlu ve Gümüş (2020) dört (3 erkek, 1 kadın) tecrübeli hentbolcu ile gerçekleştirdiği çalışmada, dayanma adımlı yüksek temel atış için ortalama atış hızının 60-84 km/s aralığında değişim gösterdiğini bildirmiştir. Çalışmamızdaki veriler ortalama ve standart sapma olarak sunulduğundan, elde edilen atış hızına ilişkin değerler 53,76 (4,15) ile 57,88 (5,00) km/s arasında değişkenlik göstermektedir. Bu değerler cinsiyet ve sporcu seviyesi gibi değişkenler açısından normal kabul edilebilir. KB uygulamasının 24 saat sonraki ölçümlerde atış hızında oluşturduğu artış km/s cinsinden 4,12; oransal olarak ise %7,6'dır. Elde edilen bu rakamsal değişim klinik bağlamda dikkate değerdir. Diğer taraftan, KB'nin hentbolda atış hızına etkisini inceleyen literatürdeki tek çalışmada, amatör düzeydeki erkek hentbolcularda pectoralis major ve subscapularis kaslarındaki KB uygulamasının atış hızını artırdığı (+ 1.2 km/s) ortaya koyulmuştur (Müller ve Brandes, 2015). Ancak, atış hızında gözlenen bu artışa rağmen isabette ise düşüş gözlenmiştir. Bu durum aslında atış hızı ve isabet ilişkisindeki paradoksu doğrular niteliktedir (Makaracı, 2021). KB'nin atletik performans parametrelerindeki etkisi çelişkili ve tartışmaya açık olmasına rağmen yukarıda bahsedilen çalışma ile sunulan çalışmadaki ortak nokta sporcu seviyesidir. Elit düzeydeki sporcuların yüksek düzeyde kas gücü ve fitness düzeyine sahip olmaları, KB'nin potansiyel etkisini sınırlayan bir faktördür (Müller ve Brandes, 2015). Dolayısıyla, KB'nin olumlu etkisi bu perspektiften yorumlanmalıdır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

5.1. Sonuç

Rekreatif düzeydeki kadın hentbolcularda atış kolundaki farklı kaslara uygulanan inhibitör KB'nin kas aktivasyonu ve atış hızına etkisinin zaman ekseninde incelendiği çalışma sonucunda literatür için önemli sonuçlara ulaşılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre, KB uygulamasının atış kolunda yer alan kaslardan FCU aktivasyon düzeyinde artış sağladığı belirlenmiştir. Bu artışın en yüksek olduğu zamanının ise bantlamayı takiben 24 saat sonraki ölçüm olduğu görülmüştür. İnhibitör KB'nin BB, TB kasları üzerinde zamana bağlı bir değişim oluşturduğu gözlenmiştir. Ancak bu değişimde gruplar arası (KB ve plasebo) farklılık olmaması KB'nin BB ve TB kasları üzerinde etkisi olmadığını göstermektedir. AD ve ECR kaslarına ait aktivasyon düzeylerinde ise inhibitör KB uygulamasının bir etkisi olmadığı görülmüştür. Diğer taraftan KB uygulamasının dayanma adımlı yüksek temel atış hızını artırdığı ortaya koyulmuştur. Bu bulgu çerçevesinde, bir ergojenik araç olan KB'nin rekreatif düzeyde hentbol oynayan sporcuların atış hızında akut bir gelişim sağlayabileceği görülmüştür.

5.2. Öneriler

Çalışma bulgularına göre oluşturulan öneriler maddeler halinde sunulmuştur:

- KB uygulamasının kas aktivasyonu üzerindeki etkisi atış kolundaki kaslarda incelenmiş olmasına rağmen, farklı anatomik bölgelerde yer alan kaslar (gövde, bacak ve ayak) bu amaçla kullanılabilir.
- Sporcu seviyesindeki değişimin sonuçlar üzerindeki etkisi düşünüldüğünde, elit düzeyde sporcuların dâhil edileceği bir çalışmanın kurgulanabilir.
- KB'nin uygulama bölgesindeki kas kuvvet çıkışına göre etkisinin farklılaşması nedeni ile erkek sporcularda aynı çalışma tasarımı kullanılarak olası etkiler takip edilebilir.
- Sunulan çalışmada sporcu seviyesi ve biyomekanik açıdan uygunluk bakımından dayanma adımlı yüksek temel atış tercih edilmiştir. Hentbolda en çok kullanılan atış türü olan sıçrayarak atış için de aynı çalışma kurgusu tasarlanabilir.
- Çalışma öncesi örneklem sayısı belirlenmesi için güç analizi kullanılarak yeterli sayıya ulaşılmasına rağmen, KB uygulamasının etkisinin daha net gözlenebilmesi için sonraki çalışmalarda örneklem sayısının artırılması önerilebilir.

6. KAYNAKLAR

- Akpınar S., Mirzeoğlu N (2004). Kinematic analysis of overarm throws in handball players of different levels. The 10th ICHBER SD Europe Congress The 8th International Sports Science Congress, Congress proceedings, November 17-20, Antalya.
- Aloui, G., Hermassi, S., Hammami, M., Gaamouri, N., Comfort, P., Shephard, R.J., ve Chelly, M.S., (2019). Effects Of An 8-Week İn-Season Upper Limb Elastic Band Training Programme On The Peak Power, Strength, And Throwing Velocity Of Junior Handball Players. *Sportverletzung Sportschaden*, 33(03), 133-141.
- Andrade, M.S., de Carvalho-Koffes, F., Benedito-Silva, A.A., da Silva, A.C., ve de Lira, C.A.B., (2016). Effect Of Fatigue Caused By A Simulated Handball Game On Ball Throwing Velocity, Shoulder Muscle Strength And Balance Ratio: A Prospective Study. *BMC Sports Sci. Med. Rehabil.*, 8(1), 13.
- Anonim, (2024). What's All The Fuss Around K-Tape?. <https://bsphysiotherapy.co.za/whats-all-the-fuss-around-k-tape/> (erişim tarihi: 27.04.2024).
- Balachandar, V., Marciniak, J.L., Wall, O., ve Balachandar, C., (2017). Effects Of The Menstrual Cycle On Lower-Limb Biomechanics, Neuromuscular Control, And Anterior Cruciate Ligament Injury Risk: A Systematic Review. *Muscles Ligaments Tendons J*, 7(1), 136.
- Baltzopoulos V. (2017) . Isokinetic dynamometry. In Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise. Routledge; 158-185.
- Bao Fredriksen, A., ve Tillaar, R.V.D., (2022). The Acute Effects Of Different Wearable Resistance Loads Attached To The Forearm On Throwing Kinematics, Myoelectric Activity And Performance İn Experienced Female Handball Players. *J Funct Morphol Kinesiol*, 7(3), 58.
- Barrett KE, Barman SM, Boitano S, Brooks HL. (2015). Ganong'un Tıbbi Fizyolojisi. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevi,.
- Biz, C., Nicoletti, P., Tomasin, M., Bragazzi, N.L., Di Rubbo, G., ve Ruggieri, P., (2022). Is Kinesio Taping Effective For Sport Performance And Ankle Function Of Athletes With Chronic Ankle Instability (CAI)? A Systematic Review And Meta-Analysis. *Medicina*, 58(5), 620.
- Bohunicky, S., Henderson, Z.J., Simon, N., Dacanay, M., ve Scribbans, T.D., (2021). Acute Effect Of İnhibitory Kinesio-Tape Of The Upper Trapezius On Lower Trapezius Muscle Excitation İn Healthy Shoulders. *J Bodyw Mov Ther*, 27, 393-401.
- Cerrah, A.O., Ertan, H., ve Soylu, A.R., (2010). Elektromiyografi ile Kuvvetin Değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri J Neur*, 5(3), 160-166.
- Cools, A.M., Witvrouw, E.E., Danneels, L.A., ve Cambier, D.C., (2002). Does Taping Influence Electromyographic Muscle Activity in The Scapular Rotators İn Healthy Shoulders?. *Manual Ther*, 7(3), 154-162.
- Çakır, Z. (2020). Takım Sporlarında El Bileği İzokinetik Güç ve Kas Aktivasyonlarının İncelenmesi (Master's thesis, Sağlık Bilimleri Enstitüsü).
- Çeliker, R., Güven, Z., Aydoğ, T., Bağış, S., Atalay, A., Çağlar Y.H., ve Korkmaz, N., (2011). Kinezyolojik Bantlama Tekniği ve Uygulama Alanları. *J PMR Sci*, 14.
- Çetin, E. (2009). Hentbolda temel atış hareketinin kinematik analizi.
- Davison, E.A., Anderson, C.T., Ponist, B.H., Werner, D.M., Jacobs, M.E., Thompson, A.J., ve Cook, M.R., (2016). İnhibitory Effect Of The Kinesio Taping® Method On The Gastrocnemius Muscle. *Am J Sport Med*, 4(2), 33-38.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, 13(2), 135-163.
- Debanne, T., Laffaye, G. (2011). Predicting the throwing velocity of the ball in handball with anthropometric variables and isotonic tests. *J Sports Sci*, 29(7), 705-713

- Deepesh, D. (2019). Kinesio Taping İntroduction To Fundamental Concepts. https://cdn.ymaws.com/www.ohiopt.org/resource/resmgr/files/annual_conference_2019/handouts/saturday/saturday_3b_-_kinesio_taping.pdf (erişim tarihi: 20.04.2022).
- Dhein, W., Neto, E.S.W., Miranda, I. F., Pinto, A.B., Moraes, L.R., ve Loss, J.F., (2020). Effects Of Kinesio Taping On Scapular Kinematics And Electromyographic Activity İn Subjects With Shoulder İmpingement Syndrome. *J Bodyw Mov Ther*, 24(2), 109-117.
- DiGiovine, N.M., Jobe, F.W., Pink, M., ve Perry, J., (1992). An Electromyographic Analysis Of The Upper Extremity İn Pitching. *J Shoulder Elbow Surg*, 1(1), 15-25.
- Dionisio, V.C., Almeida, G.L., ve Duarte, M., (2006). Kinematic, Kinetic And Emg Patterns During Downward Squatting. *J Electromyogr Kinesiol*, 18(1), 134-143.
- Elias J. (1998). The Realitionships Between Throwing Velocity and Motor ability Parameters of the High-Performance Handball Players. ISBS, Poster Presentation, Belqium.
- Erdoğan E. (2013). Tenisçilerin Temel Vuruşlarında Kas Aktivasyonunun Top Hızına Etkisi. *Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı*, Samsun.
- Eriksrud, O., Sæland, F. O., Federolf, P. A., Cabri, J. (2019). Functional mobility and dynamic postural control predict overhead handball throwing performance in elite female team handball players. *J Sports Sci Med*, 18(1), 91-100.
- Ersoy A. (2016). Hentbolda Kuvvet Antrenmanlarının 7 M Atış Performansına Etkisi. *Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi, Sakarya*.
- Escamilla, R.F., Ionno, M., de Mahy, M.S., Fleisig, G.S., Wilk, K.E., Yamashiro, K., ve Andrews, J.R., (2012). Comparison Of Three Baseball-Specific 6-Week Training Programs On Throwing Velocity İn High School Baseball Players. *J Strength Cond Res*, 26(7), 1767-1781.
- Escamilla, R.F., ve Andrews, J.R., (2009) Shoulder Muscle Recruitment Patterns And Related Biomechanics During Upper Extremity Sports. *Sports Med*, 39, 569-590.
- Fan, J.Z., Liu, X., ve Ni, G.X., (2014). Angular Velocity Affects Trunk Muscle Strength And Emg Activation During İsokinetic Axial Rotation. *Biomed Res Int*, 1, 623191.
- Farina, D., Merletti, R., ve Enoka, R.M., (2004). The Extraction Of Neural Strategies From The Surface EMG. *J App Physiol*, 96(4), 1486-1495.
- Ferragut, C., Vila, H., Abraldes, J. A. ve Manchado, C. (2018). Influence of physical aspects and throwing velocity in opposition situations in top-elite and elite female handball players. *J Hum Kinet*, 63(1), 23-32.
- Ferreira, R., Resende, R., ve Roriz, P., (2017). The Effects Of Kinesio Taping® İn Lower Limb Musculoskeletal Disorders: A Systematic Review. *Int J Ther Rehabil*, 6(3), 1.
- Garcia-Muro, F., Rodriguez-Fernandez, A.L., ve Herrero-de-Lucas, A., (2010). Treatment Of Myofascial Pain İn The Shoulder With Kinesio Taping. A Case Report. *Manual Therapy*, 15(3), 292-295.
- Gençoğlu, C., ve Gümüş, H., (2020). Hentbolda Performans Bileşenleri: Fizyolojik Gereksinimler ve Top Atış Hızı. *Türkiye Klinikleri J Sports Sci*, 12(1).
- German, R., (2013). Inhibitory Kinesio® Tape Application To The Hamstring Muscle Group: An Investigation Of Active Range Of Motion And Perceived Tightness Over Time. Kent State University, College of Education, Health and Human Services, School of Health Sciences.
- Grgic, J., ve Varovic, D., (2022). Ergogenic Effects of Caffeine on Ballistic (Throwing) Performance: A Meta-Analytical Review. *Nutrients*, 14(19), 4155.
- Guyton AC., Hall JE. (2013). Tıbbi Fizyoloji (12. ed.) İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri.
- Guyton H. (2001). Tıbbi Fizyoloji. Çeviri editörü: Çavuşoğlu H, 10. baskı. İstanbul, Nobel,:724-749.
- Güner, S., Alsancak, S., ve Koz, M., (2015). Effect Of Two Different Kinesio Taping Techniques On Knee Kinematics And Kinetics İn Young Females. *J Phys Ther Sci*, 27(10), 3093-3096.

- Hamill, J. ve Knutzen, K. M. (2009). Biomechanical basis of human movement, Lippincott Williams & Wilkins.
- Hamilton, C.D., Glousman, R.E., Jobe, F.W., Brault, J., Pink, M., ve Perry, J., (1996). Dynamic Stability Of The Elbow: Electromyographic Analysis Of The Flexor Pronator Group And The Extensor Group İn Pitchers With Valgus İnstability. *J Shoulder Elbow Surg*, 5(5), 347-354.
- Hanayoğlu, T., ve Can, S., (2023). The Effect of Kinesio Taping Applied to Quadriceps and Gastrocnemius Muscles on Speed, Agility and Flexibility: A Cross-Sectional Study. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 23(4), 417.
- Hermassi, S., Chelly, M. S., Bragazzi, N. L., Shephard, R. J., Schwesig, R. (2019b). Inseason weightlifting training exercise in healthy male handball players: Effects on body composition, muscle volume, maximal strength, and ball-throwing velocity. *Int J Environ Res Public Health*, 16(22), 4520.
- Hermassi, S., Delank, K. S., Fieseler, G., Bartels, T., Chelly, M. S., Khalifa, R., Laudner, K., Schulze, S., Schwesig, R. (2019a). Relationships between olympic weightlifting exercises, peak power of the upper and lower limb, muscle volume and throwing ball velocity in elite male handball players. *Sportverletz Sportschad*, 33(2), 104-112.
- Hirashima, M., Kadota, H., Sakurai, S., Kudo, K., ve Ohtsuki, T., (2002). Sequential Muscle Activity And İts Functional Role İn The Upper Extremity And Trunk During Overarm Throwing. *J Sports Sci*, 20(4), 301-310.
- Hsu, Y.H., Chen, W.Y., Lin, H.C., Wang, W.T., ve Shih, Y.F., (2009). The Effects Of Taping On Scapular Kinematics And Muscle Performance İn Baseball Players With Shoulder İmpingement Syndrome. *J Electromyogr Kinesiol*, 19, 1092-1099.
- Hung, M.H., Chen, H.Y., Chang, Y.C., Chiu, C.W., ve Chang, H.Y., (2023). Effects Of The Direction Of Kinesio Taping On Sensation And Postural Control Before And After Muscle Fatigue İn Healthy Athletes. *Sci Rep*, 13(1), 1282.
- İnal S. (2004) Spor biomekanigi temel prensipler, Nobel Basımevi, s.60-262, İstanbul
- İnceboy, D., (2019). Karpal Tünel Sendromunun Konservatif Tedavisinde Kinezyolojik Bantlama ve Statik El Bileği Splinti Uygulamasının Ağrı ve Fonksiyon Üzerine Olan Etkinliklerinin Karşılaştırılması. *Uzmanlık Tezi, T.C. Sağlık Bilimleri Üniversitesi İstanbul Sağlık Uygulama ve Araştırma Merkezi, İstanbul.*
- Karahan, A. Y., Yildirim, P., Kucuksarac, S., Ordahan, B., Turkoglu, G., Soran, N., Ozen, K., Zinnuroglu, M. (2017). Effect of Kinesio taping on elbow muscle strength in healthy individuals: A randomized trial. *J Back Musculoskelet Rehabil*, 30(2), 317-323.
- Karkin, T., (2018). Kadın Voleybolcularda Kinezyo Bantlamanın Çeviklik, Güç ve Posturar Kontrole Etkisi. *Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Bilimleri Enstitüsü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.*
- Kase, K. (1996). Development of kinesio taping perfect manual. Kinesio Taping Assoc, 6(10).
- Kase, K., (2003). Clinical Therapeutic Applications Of The Kinesio (! R) Taping Method. Albuquerque.
- Kase, K., Wallis, J., Kase, T. (2003). Clinical therapeutic applications of the Kinesio Taping Method. Tokyo, Japan: Ken Ikai Co., Ltd.
- Kenney WL, Wilmore JH, Costill DL.(2012). Physiology of Sport and Exercise, 5th ed. USA, Human Kinetics. <https://progress.com.sg/wp-content/uploads/2019/03/2019-Kinesio-Product-Explained.pdf> (Erişim tarihi,05.04.2021).
- Kirmizigil, B., Chauchat, J. R., Yalciner, O., Iyigun, G., Angin, E., Baltaci, G. (2019). The effectiveness of kinesio taping in recovering from delayed onset muscle soreness: A crossover study. *J Sport Rehabil*, 29(4), 385-393.
- Králová, D., Novotný, J., ve Řezaninová, J., (2013). Kinesio Taping Effect On Biceps Brachii Muscle Strength. *Sport and Quality of Life*, 2013, 51-58.
- Küçük, S., ve Mayetin, U., (2017). EMG Sinyalleri ile Mobil Robotun Kablosuz Kontrolü. *Pamukkale U J Eng Sc*, 23(5).

- Makaracı, Y. (2019). Elit hentbolcularda izokinetik kuvvet, kas aktivasyonu, sıçrama ve denge performansının atış isabetine etkisi. *Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, Samsun.
- Makaracı, Y. (2021). Hentbolda atış hızı kavramı ve önemi: sistematik derleme. *Gazi J Phys Educ Sport Sci*, 26(1), 45-58.
- Manchado, C., García-Ruiz, J., Cortell-Tormo, J. M., Tortosa-Martínez, J. (2017). Effect of core training on male handball players' throwing velocity. *J Hum Kinet*, 56(1), 177-185.
- Mascarin, N. C., de Lira, C. A. B., Vancini, R. L., de Castro-Pochini, A., da Silva, A. C., dos Santos-Andrade, M. (2016). Strength training using elastic bands: improvement of muscle power and throwing performance in young female handball players. *J Sport Rehabil*, 26(3), 245-252.
- Mendez-Rebolledo, G., Ramirez-Campillo, R., Guzman-Muñoz, E., Gatica-Rojas, V., Dabanch-Santis, A., Diaz-Valenzuela, F. (2018). Short-term effects of kinesio taping on muscle recruitment order during a vertical jump: a pilot study. *J Sport Rehabil*, 27(4), 319-326.
- Merino-Marban R, Mayorga-Vega D, Fernandez-Rodriguez E. (2013). Effect of kinesio tape application on calf pain and ankle range of motion in duathletes. *J Hum Kinet*, 37: 129-135
- Munoz, A., López-Samanes, Á., Pérez-López, A., Aguilar-Navarro, M., Moreno-Heredero, B., Rivilla-García, J., González-Frutos, P., Pino-Ortega, J., Morencos, E., Del Coso, J. (2020). Effects of caffeine ingestion on physical performance in elite women handball players: a randomized, controlled study. *Int J Sports Physiol Perform*, 15(10), 1406-1413.
- Müller, C., Brandes, M. (2015). Effect of kinesiotape applications on ball velocity and accuracy in amateur soccer and handball. *J Hum Kinet*, 49(1), 119-129.
- Nakajima, M. A., Baldrige, C. (2013). The effect of kinesio® tape on vertical jump and dynamic postural control. *Int J Sports Phys Ther*, 8(4), 393.
- Noguera-Iturbe, Y., Martínez-Gramage, J., Montañez-Aguilera, F. J., Casaña, J., ve Lisón, J.F., (2019). Short-Term Effects Of Kinesio Taping In The Treatment Of Latent And Active Upper Trapezius Trigger Points: Two Prospective, Randomized, Sham-Controlled Trials. *Sci Rep*, 9(1), 1-7.
- Nunes, G.S., Vargas, V.Z., Wageck, B., dos Santos Haupenthal, D.P., da Luz, C.M., ve de Noronha, M., (2015). Kinesio Taping Does Not Decrease Swelling in Acute, Lateral Ankle Sprain Of Athletes: A Randomised Trial. *J Physiother*, 61(1), 28-33.
- Osborn, K., (2009). Tape It Up: Kinesio Taping Facilitates Movement, While Offering Support. *Massage Body*, 24:52-8.
- Ozmen, T., Aydogmus, M., Dogan, H., Acar, D., Zoroglu, T., Willems, M. (2016). The effect of kinesio taping on muscle pain, sprint performance, and flexibility in recovery from squat exercise in young adult women. *J Sport Rehabil*, 25(1), 7-12.
- Parlak O. (2018). 14-17 Yaş Genç Erkek Basketbol ve Hentbolcuların Bazı Fizyolojik ve Motorik Özelliklerinin Karşılaştırılması. *Yüksek Lisans Tezi, Adnan Menderes Üniversitesi*, Aydın.
- Petruzela, J., Papla, M., Stastny, P. (2023). Conditioning strategies for improving handball throwing velocity: A systematic review and meta-analyses. *J Hum Kinet*, 87, 189.
- Raeder C, Fernandez-Fernandez J, Ferrauti A. (2015). Effects of Six Weeks of Medicine Ball Training on Throwing Velocity, Throwing Precision, and Isokinetic Strength of Shoulder Rotators in Female Handball Players. *J Strength Cond Res*, 29: 1904-1914
- Reneker, J. C., Latham, L., McGlawn, R., Reneker, M. R. (2018). Effectiveness of kinesiology tape on sports performance abilities in athletes: A systematic review. *Phys Ther Sport*, 31, 83-98.
- Rousanoglou, E. N., Noutsos, K. S., Bayios, I. A., Boudolos, K. D. (2014). Electromyographic Activation Patterns during Handball Throwing By Experts and Novices. *J Athl Enhancement* 3(2), 24-8.
- Saavedra, J. M., Kristjánsdóttir, H., Einarsson, I. Þ., Guðmundsdóttir, M. L., Þorgeirsson, S., & Stefansson, A. (2018). Anthropometric characteristics, physical fitness, and throwing velocity in elite women's handball teams. *J Strength Cond Res*, 32(8), 2294-2301.

- Serbest, K., Eldoğan, O. (2014). İskelet kaslarının yapısı ve biyomekaniği. *APJESS*, 2(3), 41-51.
- Seroyer, S. T., Nho, S. J., Bach, B. R., Bush-Joseph, C. A., Nicholson, G. P., Romeo, A. A. (2010). The kinetic chain in overhand pitching: Its potential role for performance enhancement and injury prevention. *Sports Health*, 2(2), 135-146.
- Sevim Y (1997). Hentbol Teknik-Taktik . Tutibay Ltd., Ankara.
- Skejø, S. D., Bencke, J., Møller, M. ve Sørensen, H. (2020). A Novel method for estimating throwing speed in handball using a wearable device. *Sensors (Basel)*, 20(17), 1-8.
- Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. H., d'Ambrosia, R. (1988). Electromyogram coactivation patterns of the elbow antagonist muscles during slow isokinetic movement. *Exp Neurol*, 100(3), 470-477.
- Subaşı, V., Çakır, T., Arıca, Z., Sarıer, R.N., Filiz, M.B., ve Doğan, Ş.K., (2016). Comparison Of Efficacy Of Kinesiological Taping And Subacromial Injection Therapy In Subacromial Impingement Syndrome. *Clin Rheumatol*, 35(3), 741-746.
- Şahin, O.Ş., Biçer, S., ve Şahin, Z., Küçükali, T.A., Kara, M., ve Özbudak, D.S., (2016). Effectiveness Of Kinesiotaping And Subacromial Corticosteroid Injection In Shoulder Impingement Syndrome. *Am J Physical Med Rehab*, 95(8), 553-560.
- Şener, H. E. (2005). Üst extremite egzersizleri sırasında omuz kassal aktivitesinin EMG ile incelemesi/electromyography analysis of the shoulder muscles activity during upper extremity exercises (Doctoral dissertation).
- Taha, Sherif Ali; AKL, Abdel-Rahman Ibrahim; ZAYED, Mohamed Ahmed (2015). Electromyographic analysis of selected upper extremity muscles during jump throwing in handball. *Am J Sports Med*, 3(4), 79-84.
- Udall, J.H., Fitzpatrick, M.J., McGarry, M.H., Leba, T.B., ve Lee, T.Q., (2009). Effects Of Flexor-Pronator Muscle Loading On Valgus Stability Of The Elbow With An Intact, Stretched, And Resected Medial Ulnar Collateral Ligament. *J Shoulder Elbow Surg*, 18(5), 773-778.
- Van Muijen, A.E., Joris, H., Kemper, H.C., ve Van Ingen Schenau, G.J., (1991). Throwing Practice With Different Ball Weights: Effects On Throwing Velocity And Muscle Strength In Female Handball Players. *Res Sports Med*, 2(2), 103-113.
- Wang, Y., Gu, Y., Chen, J., Luo, W., He, W., Han, Z., ve Tian, J., (2018). Kinesio Taping Is Superior To Other Taping Methods In Ankle Functional Performance Improvement: A Systematic Review And Meta-Analysis. *Clin Rehabil*, 32(11), 1472-1481.
- Wilmore J, Costill D. Physiology of Sport and Exercise. Human Kinetics, 2004.
- Yeung, S.S., ve Yeung, E.W., (2016). Acute Effects Of Kinesio Taping On Knee Extensor Peak Torque And Stretch Reflex In Healthy Adults. *Medicine*, 95(4), e2615.

7. EKLER

EK A: Etik Kurul Kararı

Evrak Tarih ve Sayısı: 15.06.2023-133524

T.C
KARAMANOĞLU MEHMETBEY ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARI
(2022-KAEK-154)

15.06.2023

Karar Tarihi	Toplantı Sayısı	Karar Numarası
10.04.2023	04	04

Karar No 04-2023/04: Etik Kurul Prof. Dr. Ahmet ASLAN başkanlığında toplandı.

ÇALIŞMA: Doç. Dr. Yücel MAKARACI'nın "Hentbolcularda üst ekstremitelere uygulanan kinezyo bantlamanın kas aktivasyonu ve atış hızına etkisi" isimli çalışması

Raportör Prof. Dr. Harun ALP

Yapılan toplantı sonucunda yukarıda yazılı klinik araştırmanın **bütün yasal izin ve sorumlulukları çalışmacıya ait olmak üzere etik olarak uygun olduğuna** oybirliği ile karar verilmiştir.

8. ÖZGEÇMİŞ

Zeynep Demiray lisans eğitimini 2011-2015 yılları arasında Afyon Kocatepe Üniversitesi Sağlık Meslek Yüksekokulu Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nde tamamladı. Yüksek lisans eğitimine 2021 yılında Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Spor Bilimleri Ana Bilim Dalı'nda başladı. 2015-2016 yılları arasında Özel Karaman Empati Rehabilitasyon Merkezi'nde, 2018-2019 yılları arasında Özel Karaman Hastanesi'nde fizyoterapist olarak çalıştı. 2019 yılından itibaren Karaman Gençlik Spor İl Müdürlüğü'nde spor fizyoterapisti olarak görevine devam etmektedir. Kinesiolojik bantlama ve rijit bantlama sertifikalarına sahip olup ortopedik rehabilitasyon alanında tecrübelidir.