

**BİCEPS KASINA UYGULANAN KİNESİO BANT  
(TAPE) UYGULAMASININ KAS AKTİVİTESİ VE  
KAS YORGUNLUĞUNA ETKİLERİ**

**Gülseren BEBEK**

**BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Yücel OCAK**

**II. Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN**

**Tez No: 2020-015**

**2020 - AFYONKARAHİSAR**

**T.C.  
AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİCEPS KASINA UYGULANAN KİNESİO BANT (TAPE)  
UYGULAMASININ KAS AKTİVİTESİ VE KAS  
YORGUNLUĞUNA ETKİLERİ**

**Gülseren BEBEK**

**BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Danışman: Prof. Dr. Yücel OCAK**

**II. Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN**

**Tez No:2020-015**

## KABUL ve ONAY

Afyon Kocatepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Beden Eğitimi ve Spor Yüksek Lisans Programı  
çerçevesinde yürütülmüş bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından  
Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.  
Tez Savunma Tarihi: 13/08/2020

Prof. Dr. Yağmur AKKOYUNLU  
Kütahya Dumlupınar Üniversitesi  
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Yücel OCAK  
Afyon Kocatepe Üniversitesi  
Jüri Üyesi

Dr.Öğr.Üyesi Hasan SÖZEN  
Ordu Üniversitesi  
Jüri Üyesi

Dr.Öğr.Üyesi Sebiha GÖLÜNÜK BAŞPINAR  
Afyon Kocatepe Üniversitesi  
Jüri Üyesi

Dr.Öğr.Üyesi Yunus TORTOP  
Afyon Kocatepe Üniversitesi  
Jüri Üyesi

Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı Yüksek Lisans Programı Öğrencisi Gülseren BEBEK'in "Biceps Kasına Uygulanan Kinesio Bant (Tape) Uygulamasının Kas Aktivitesi ve Kas Yorgunluğuna Etkileri" başlıklı tezi .....günü saat .....’da Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği’nin ilgili maddeleri uyarınca değerlendirilerek kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Esmâ KOZAN  
Enstitü Müdürü

## ÖNSÖZ

Engin bilgi ve birikiminden yararlandığım, Yüksek Lisans eğitimim boyunca üzerimde emeği olan, en iyi yerlere gelebilmem için hayatıma rehberlik yapan Değerli hocam I. danışmanım Prof. Dr. Yücel OCAK'a

Lisans Eğitimim ve Yüksek lisans tez çalışmamın her aşamasında yanımda olan, akademik bakışıyla bana yol gösteren, tezimin temelini atılmasında ve hayata geçirilmesinde yol haritam olan, yardım, öneri, maddi ve manevi desteği ile çalışmama rehberlik eden, gerekli kaynaklara ulaşmamda yardımcı olan, hayatımın her anında yanımda olan ve desteğini hiç esirgemeyen Kıymetli hocam ve II.danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN'e,

Yüksek Lisans eğitimim boyunca üzerimde emeği olan ve yüksek lisansa başladığım andan itibaren verdiği derslerle kişisel gelişimime katkı sağlayan, hem hocalığı hem de davranışlarıyla her zaman örnek aldığım, desteğini maddi ve manevi esirgemeyen canım hocam Dr. Öğr. Üyesi Sebiha GÖLÜNÜK BAŞPINAR'a

Araştırmaya gönüllü olarak katılarak bu çalışmanın ortaya çıkmasını sağlayan sabır ve özveri gösteren Ordu Üniversitesi öğrencilerine;

Hayatım boyunca bana destek olup eğitim almamı sağlayan sevgili anne ve babama; kardeşlerim Gülşen ve Gülten BEBEK'e şükranlarımı sunuyorum.

Spor bilimine, antreman bilimcilere ve sporculara yararlı, faydalı olması ve yeni fikirler kazandırılması dileğiyle...

Gülseren BEBEK

Afyonkarahisar,2020

# İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
<b>KABUL VE ONAY</b> .....	<b>ii</b>
<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>iii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>iv</b>
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR</b> .....	<b>vi</b>
<b>ŞEKİLLER</b> .....	<b>vii</b>
<b>RESİMLER</b> .....	<b>viii</b>
<b>TABLolar</b> .....	<b>ix</b>
<b>1.GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
1.1. Elektromyografi.....	4
1.1.1. Yüzeysel Elektromiyografi.....	6
1.1.1.1.YüzeyselEmg'nin Kullanıldığı Alanlar.....	8
1.1.1.1.2.Yüzeysel Emg'nin Sınırlamaları.....	10
1.1.1.1.3. Cildin Hazırlanması.....	12
1.1.1.1.4. Elektrota Kullanılan Malzemeler,Ebatlar,Montaj ve Konumlandırma.....	13
1.1.2. Hareketin Analizi .....	14
1.1.2.1. Spor Performansının Değerlendirilmesi .....	15
1.1.2.2. Kas Kuvveti ve Yüzeysel Emg Arasındaki İlişki.....	15
1.2..KASLAR .....	16
1.2.1. Kas Türleri.....	17
1.2.2..Düz Kas.....	17
1.2.3.Kalp Kası.....	17
1.2.4.İskelet Kası.....	17
1.2.2. Kas Kasılması (MUAP).....	18
1.2.3. Kas Hareketi Türleri.....	20

1.2.4.Kayan Filamentler Teorisi.....	21
1.3.KİNESİOTAPE.....	21
1.3.1. Kinesio Tape (Bandın) Özellikleri.....	24
1.3.2. Bandın Yapısı.....	25
1.3.3.Kinezio Bant (Tape) Uygulama Teknikleri.....	28
1.3.4.Kinesiyolojik Bantlama Alt ve Üst Ekstremitte Kas Kuvvetlerine Etkisi... ..	30
<b>2.GEREÇ ve YÖNTEM.....</b>	<b>32</b>
2.1.Araştırma Grubu.....	32
2.2.Veri Toplama.....	33
2.3.Emg Analizi.....	35
2.4. Yorgunluk Protokolü.....	36
2.5. Kinesio Tape(Bant) Uygulaması.....	38
2.6.Verilerin İstatiksel Analiz.....	39
<b>3.BULGULAR.....</b>	<b>40</b>
<b>4.TARTIŞMA.....</b>	<b>47</b>
<b>5.SONUÇ VE ÖNERİ .....</b>	<b>53</b>
<b>ÖZET.....</b>	<b>55</b>
<b>SUMMARY.....</b>	<b>57</b>
<b>KAYNAKÇA.....</b>	<b>58</b>
<b>EKLER.....</b>	<b>68</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>72</b>

## **SİMGELER VE KISALTMALAR**

**BB:** Biceps Brachii

**CM:** Santimetre

**EMG :** Elektromiyografi

**KB(KT):** Kinesio Bantlama

**KAH:** Kalp Atım Hızı

**KG:** Kilogram

**MF:** Medyan Frekans (Magnitude Frequency)

**MVC:** Maksimum İstemli Kasılma (Maximum Voluntary Contraction)

**M<sup>2</sup> :** Metrekare

**RMS:** (Root Mean Square)

**sEMG:** Seniam Elektromiyografi

**TB:** Tricepss Brachii

## ŞEKİLLER

Şekil 1. Kas Kasılması (MUAP).....	19
Şekil 2. Emg Analizi.....	36
Şekil 3.sEmg Power Spectrum Yoğunluğu.....	37



## RESİMLER

Resim 1. BB ve TB Kasına Uygulanan Yüzeysel EMG Uygulaması.....	7
Resim 2. Kinesio Bant (Tape).....	24
Resim 3. Kinesio ‘‘Y’’ Bant Uygulaması.....	28
Resim 4.Kinesio ‘‘I’’ Bant Uygulaması.....	29
Resim 5. BB Kas Aktivasyonu ve Yorgunluğu DBC Hareketi.....	33
Resim 6. BB Kas Yorgunluğu İçin Uygulanan Hareket.....	34
Resim 7: Uygulamada kullanılan kinesio bant (Kinesio® Tex Gold™ Tape 5cm).....	38

## TABLULAR

<b>Tablo 4.1.</b> Çalışmaya Katılan Gönüllülerin Vücut Analizleri Değerlendirilmesi.....	40
<b>Tablo 4.2.</b> Bütün katılımcıların ön-test ve son-test izotonik biceps curl kas aktivasyonu (MVC oranları) değerlerinin karşılaştırılması.....	41
<b>Tablo 4.3.</b> Sedanter ve sporcu katılımcıların ön ve son test izotonik biceps curl kas aktivasyonu (MVC oranları) değerlerinin karşılaştırılması.....	42
<b>Tablo 4.4.</b> Kadın ve erkek katılımcıların ön-test ve son-test izotonik biceps curl kas aktivasyonu (MVC oranları) değerlerinin karşılaştırılması.....	43
<b>Tablo 4.5.</b> Bütün katılımcıların ön-test ve son-test izometrik kas aktivasyonu sırasında MF(Hz)değerlerinin farkları.....	44
<b>Tablo 4.6.</b> Sedanter ve sporcu katılımcıların ön ve son test izometrik kas aktivasyonu sırasında MF (Hz) değerlerinin farkları.....	45
<b>Tablo 4.7.</b> Kadın ve erkek katılımcıların ön-test ve son-test izometrik kas aktivasyonu sırasında MF (Hz) değerlerinin farkları.....	46

# 1. GİRİŞ

Elektromiyografi, kasların elektriksel aktivitesinin kaydedilmesini sağlar ve böylelikle fiziksel keşfin bir uzantısı olarak motor sisteminin bütünlüğü hakkında bilgi sağlar (Masso ve ark.,2010). Kinesiyolojik elektromiyografi olarak adlandırılan yüzeysel EMG'nin hareketli bir vücuttaki bir kastan elektrik sinyali almayı mümkün kılan elektromiyografik analize olanak sağladığı söylenebilmektedir. Kasların invaziv olmayan değerlendirilmesi için Yüzeysel Elektromiyografi (sEMG) kullanılabilir yöntemlerden biridir (Oh,2003). Klinikte genel olarak iki teknik tercih edilmektedir: iğne tekniği ve nörografi tekniği. Birincisi hem kasın dinlenik halinde hem de maksimum kasılma girişimlerinde kasın elektriksel aktivitesini incelerken (Masso ve ark.,2010) ikincisi, cilt üzerine uygulanan bir elektriksel uyarana maruz kalan duyuşal, motorlu ve karışık bir sinir dalının tepki potansiyelinin araştırılmasına izin verir. (Masso ve ark.,2010). Tıp ve spor çalışmalarında kullanılan sEMG'nin avantajlı ve çeşitli kullanım yerleri vardır (Türker ve Sözen,2013) Kas fizyolojisi çalışmalarında uyarılabilir kas liflerinin nöral kontrolü ve etki potansiyeli mekanizması temel alınarak açıklanmaktadır (Türker ve Sözen,2013). Motor aksiyon potansiyeli için elektromiyografik işaretleri bize kas hakkında bilgilere ulaşmak için ölçülebilir nicel, güveniliği yüksek ve objektif bir araç sağladığını ortaya koymaktadır. Bir alfa motoneuron hücresi aktive edildiğinde bu uyarmanın iletimi motor sinirin aksonu boyunca ilerler ve motor uç plakası aksiyon potansiyelini oluşturur ve motor ünitesini innerve eder (Türker ve Sözen,2013). EMG çalışmaları, kaslar ve sinirlerin aktivasyon ve yorgunluk üzerine çalışmalarını içermektedir (Oh,2003). Sinir iletim çalışması sinirlerin elektrik sinyallerini ne kadar hızlı gönderebildiğini ölçer (Oh,2003). Sinir iletim çalışmaları (NCS), bölgesel sinirin yayılım hareket seviyesinin bölgeden uzak bir çevresel sinirin ani bir uyarı üzerine kaydedilmesidir (Weiss ve ark.,2004). NCS farklı nöromüsküler bozukluğu olan hastalara sinir sistemi anatomisinin (nöroloji bilimi) fonksiyonu ile ilgili benzersiz sayılabilen-ölçülebilen bilgiler sunmaktadır (Morgan,

1989). Siner doğrultusu süresince birden fazla alanda eyleme dönüştürölür ve sinirsel uyanarlara karşı olan yanıtını kaydedebilmektedir (Oh,2003). Elektromiyografi ölçümleri, kasın uyanarlar arasındaki akımının aktivitesinin ölçümlerini belirler ve elektrodyagnostik sağlıksal (tıbbi bakımdan) konsiltasyonun başlıca bölümlerinden birini oluşturur (Morgan,1989). Analiz edilen kasların anatomik yapıları, tekniksel ayarları ve analizin peşinden gelen nörofizyoloji bilimi alanında genel anlamda bilgi vermektedir (Weiss ve ark.,2004). EMG, kas aktivasyon düzeyini ölçmek için sıklıkla kullanılan bir yöntemdir ve hareketle ilgili spesifik kaslar için egzersiz yoğunluğuna dair bir tahminde bulunmaktadır (Andersen ve ark.,2010). EMG sinyali insan anatomisi kas işlevleri hakkında bilgi bulmakta yardımcı olmak için önemli katkı sağlamaktadır (İllyes ve Kiss.2005). Elektromiyografi, kasların elektriksel aktivitesinin kaydedilmesidir ve motor sisteminin bütünlüğünün fiziksel araştırmasıdır (Rivas ve ark.,2007).

Yüzeysel elektromiyografi kas aktivitesinin analizi ve sonuçlanması için yararlı bir tekniktir. Bununla birlikte doğru elektrot yerleştirme, deriyi uygun şekilde hazırlama ve en uygun kayıt cihazı ölçümün güvenilirliği bakımından önemlidir (Kase ve ark.,2003). Bu bilgilere dayanarak, elektromiyografi akımında değişiklik yapabilen eserleri tanımak ve herhangi bir ilave analizinden önce belirli bir filtreleme prosedürü seçmek zorunludur(Steele,2011).

Elektromiyografi kas aktivitesini kaydetmemizi sağlar ve aynı zamanda senkronize bir sinematik ölçüm yapmak da spor bilimlerinde sıklıkla kullanılmaktadır (Farina.2006). Bu şekilde iki tür veri elde edilebilir ve aşağıdakilerin belirlenmesi mümkündür,

- Kasın harekete geçme süresi, aktivasyonun başlangıcı ve bitişi, eklem pozisyonuyla ilişkisi (Ocak ve ark.,2019).
- Kasın kasılma düzeyini yansıtan kas aktivitesinin derecesi, tespit edilen elektriksel sinyal kastaki iyonik konsantrasyonun bir fonksiyonu olduğu için bu, kas kuvveti seviyesiyle karıştırılmamalıdır (Ocak ve ark.,2019).

Özellikle sporcunun performansı, gözlemlenen EMG veri frekansının analize dayanılarak, kas aktivasyonu ve kas yorgunluğu açısından geliştirilebilir (Balestra ve ark.,2001). Dikkate alınması gereken diğer bir ifade de belirli bir hareket anında elde edilen EMG değerleri kasın kasıldığının göstergesidir, fakat elektromiyografi bize kas gücü parametreleri sağlamaz (Villarroya ve ark.,1997; Clarys,2000). Bununla ilişkili olarak elektromiyografi (EMG) aktivitesi ile efor arasındaki ilişki sadece kalitatifdir (De Luca,1997). Son zamanlarda, spor alanında kas lifi türünün değerlendirilmesi ve kasların karakterizasyonu gibi amaçlar için yapılan uygulamalar da EMG kullanımı gerçekleştirilmiştir (Merletti ve ark.,2001; Beck ve ark.,2009).

Kinezyolojik bantlama tekniği 1973 yılında akapunktur ve kiropraksi bilim uzmanı Doktor Kenzo Kase tarafınca keşfedilip üretilmiştir. Ölçülü tape uygulamaları eklem ve kas yapısını desteklemesiyle birlikte eklem fonksiyonel aktiviteler ile hareketlerinde sınırlamaya sebep olmaktadır. Bunun yanı sıra kinesio tape uygulamaları deri üzerinden yapmış oldukları sıkıştırma etkisi ile hasarlanmış doku fasyası gibi derin dokularda bir dayanak sağlamamakla birlikte hasarın iyileşmesini de yavaşlatmaktadır. Bu terimin ortaya çıkış felsefesi eklem hareketlerini etki etmeksizin insan esnekliğine benzer bir bantlama yöntemi ve insan derisinin yapısal özelliklerinde daha başarılı sonuçlar alınabileceğidir. Dr. Kase konvansiyonel bantların sayılan bu etkilerinin tersine doku iyileşmesine yardımcı olurken eklem hareket açıklığını sınırlamayan bir bantlama yöntemi arayışına 1970'li yılların başında başlayarak iki yıllık bir araştırma sonucu kinezyolojik bantı tasarlamış ve farklı vücut bölgelerinde geliştirdiği yöntemleri uygulamaya başlamıştır (Kase ve ark., 2003). İlk kullanılan orijinal bant "Kinesio Tex Gold" olarak adlandırılmıştır. Halen en yaygın kullanılan tür olan bu bantın yapışkan yüzü sinüzoidal dalgalı bir yapıya sahiptir. Dalgalar arasındaki alan terin ve havanın rahatlıkla banttan geçmesine olanak sağlamaktadır. Daha sonra geliştirilen "Kinesio Tex Platinum" bantının yapışkan yüzü baklava dilimi şeklindedir. Genellikle spor yaralanmalarında ve deneyimli uygulayıcılar tarafından kullanımı önerilmektedir. Kullanım süresi 25 yılı aşmakla birlikte bantın uluslararası düzeyde tanınır

olmasını sağlayan en temel etken 2008 Pekin yaz olimpiyatları sırasında farklı branştaki pek çok sporcu tarafından müsabakalar sırasında kullanılmasıdır. Daha sonra yine elit ve tanınmış profesyonel sporcuların antrenman ve yarışmalar sırasında bu bantları kullanmaları bandın popülerliğini arttırmıştır (Osborn, 2009). Dünyada lenfoloji ve kas iskelet sistemi hastalıkları ile ilgilenen tüm hekimler, spor uzmanları, hemşireler, kiropraktrler, fizyoterapistler, başta olmak üzere kinesio bandı uygulayan profesyonellerin sayısında artış görülmektedir.

Dr.Kase'ye göre kinezyolojik bantlamanın etki ettiği mekanizmalar kas iskelet sisteminden kaynaklanan sorunların başında en temel kasın fonksiyon bozuklukları görülmektedir. Aşırı yıpratma veya zedelenme sonrası kasın elastik özelliğinde bozulma meydana gelmektedir ve işlevini kaybetmektedir. Kinesio elastik bantlar bundan dolayı kasın esneklik özelliğine benzerlik gösterirler, yapışık niteliğe sahip uygulamalarla cilt üzerindeki kaldırırganlığı etkisi ile cildin dış ortamlar arasındaki hava gezintisine müsaade edecek tarzda üretilmiştir (Kase ve ark., 2003).

### **1.1. Elektromyografi**

Elektromiyografi, insan ve hayvan kaslarının elektriksel aktivitesinin kaydedilmesini sağlar ve motor sistemini bütün olarak fiziksel keşfini ve/veya testinin bir parçasını oluşturmaktadır (Masso ve ark., 2010). Bazen kinesiyolojik olarak adlandırılan sEMG'nin hareketli bir kastan elektrik sinyali almayı mümkün kılan elektromiyografik analizdir. Bu bahsedilen açıklamaya göre kullanımının dinamik bir hareketi gerektiren eylemlerle kısıtlı olduğunu eklemek gerekir.

Elektromiyografi, kasların ve sinirlerin elektro-diyagnostik çalışmasıdır. Test iki tür bileşen içerir: Sinir ileti çalışmaları ve elektromiyografi alışmaları (Sozen, 2010). NCS etki alanları sinirlerin ne kadar fazla hızlı ve iyi elektrik sinyali

gönderebileceğini ölçmektedir. (Bogey ve ark., 2003). Sinir iletim çalışmaları, periferik bir sinirden yayılma eylem kapasitesinin indüklendiği alandan uzak yerlerde bir peripheral (periferik) nöral uyarı etkisinin kaydedilmesidir (Clarys ve ark., 2010). NCS, farklı farklı sinir-kas (nöromusküler) hastalığı olan kişilerde sinir sisteminde meydana gelen herhangi bir (nörolojik fonksiyon) bilgi vermektedir. Bir sinir, bir veya birden fazla bölgede uyarılmasının yanında sinirlerin elektriksel aktivitesinin yanıtını kaydeder (Bolgla ve ark., 2007). Elektromiyografik testler, insan ve hayvanların kas aktivasyonunun değerlendirilmesine yardımcı olmaktadır ve elektrodagnostik olarak teşhisin (konsültasyon) konulmasının temel amaçlarındandır (Andersen ve ark., 2010). Test edilmiş bir kasın anatomisi testin arkasındaki sinir sistemi hakkında geniş bir bilgiye sahip olmayı gerektirir (Baars ve ark., 2006). Aktif olarak çalışan kas tarafından edinilen bilgilerin motor kontrol sisteminin faaliyetleri hakkında bilgi almamızı sağlamaktadır (Bolgla ve ark.,2007). Bu durum yaygın olarak doğrudan kullanılacak bir kasa yerleştirilen iğneli elektrot veya cerrahi işlem gerektirmeyen durumlarda (non-invaziv) yüzeysel EMG yoluyla incelenen kasların üzerinde deri yüzeyi üzerine yerleştirilen elektrotları kaydederek elde edilebilir (Blumenstein ve ark., 2002). Bu ikinci modalitenin kullanımı, sınırlı gönüllü ve avantajlı olmalarına rağmen, sağlıklı, gönüllü sporcu ve sedanter bireylerde tercih edilir (Cerrah ve ark.,2010). Bunlardan sadece birkaç tanesinden bahsetmek gerekirse, tek kanallı sEMG, eşzamanlı olarak aktif birden fazla motor ünitesinin aktivitesi hakkında ortalama bilgi sağlar, sonuçların tekrarlanabilirliği genellikle zordur ve standart kayıt prosedürleri hala birkaç laboratuvarla sınırlıdır, bu nedenle klinik araştırmacılar tarafından elde edilen sonuçlardır (Blumenstein ve ark., 2002). Yıllardır biyo-mühendislik, spor sağlığı, fizik tedavi fizyoterapi merkezleri, spor fizyolojisi (biyomekaniği) ve ayrıca eğitmenler ve eğitici antrenörler için kullanılan elektromiyografi sinyallerinin kayıtları 1960'lı yılların sonundan bu yana insan hareketlerinin karmaşıklıklarını uzaktan gözlemlemek için minyatür tele-metrik cihazlarda gelişme meydana geldiği gözlemlenmiştir (Bolgla ve ark., 2007). Özellikle kinesiyolojik amaçlara yönelik tele-metrik kullanılan cihazlar son zamanlarda iki kanallı kayıtlı cihazlardan sekiz kanallı kayıtlı veya daha fazla kanallı cihazlar kullanılan sisteme geçilmiştir. EMG baştan çıkarıcı bir ilham kaynağıdır çünkü kasın kuvvet üretmesine, hareket

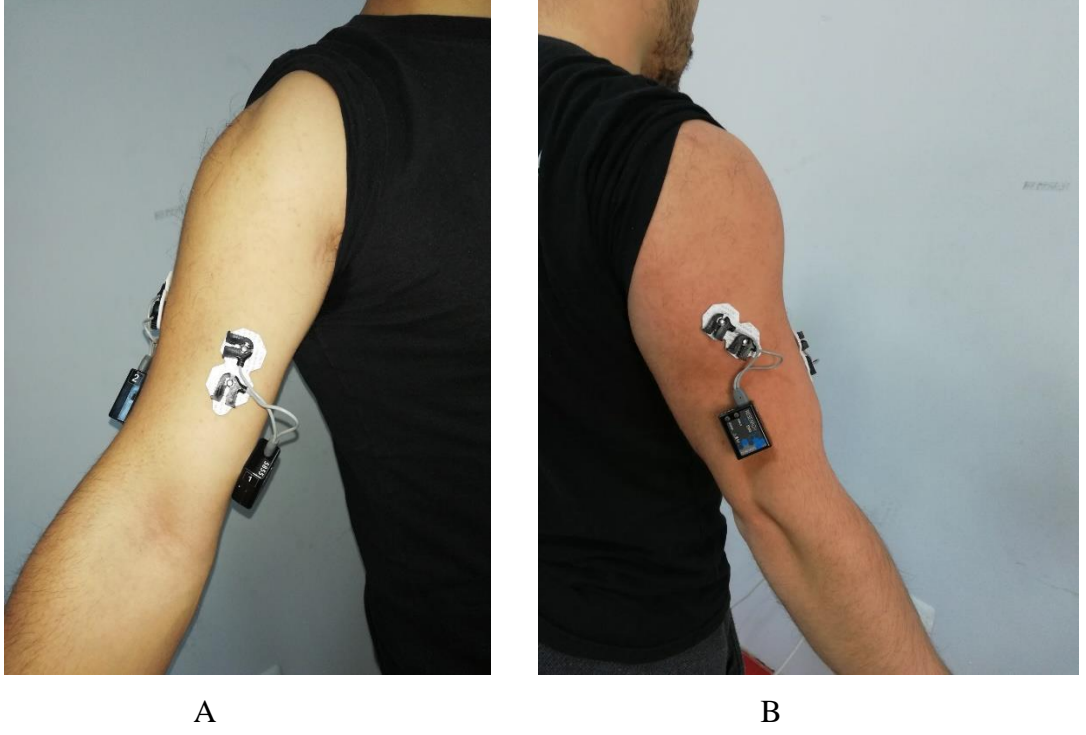
üretmesine ve çevremizdeki dünyayla uyum sağlamasına yardımcı olan sayısız işlevleri yerine getirmesine sebep olan fizyolojik süreçlere kolay erişim sağlamaktadır (Clarys ve ark., 2010). Yüzey EMG'nin mevcut durumu esrarengizdir. Birçok değerli ve kullanma şekline uygulama olarak uyum sağlar, fakat disiplinlerin daha bilimsel kaynaklı ve kullanım sanatına daha az bağımlı olması için anlaşılması, önemli olması durumunda dikkate alınması gereken, gerektiğinde kaldırılması gereken birden fazla sınırlamaları vardır (Cerrah ve ark., 2010). EMG'nin kullanımı çok kolaydır ve sonuç olarak kötüye kullanımı da çok kolaydır. Elektromiyografik kayıtlar kas içi iğne elektrotları ile yapılır (Cerrah ve ark., 2010). Bununla birlikte, yüzey elektrotları spor bilimi çalışmalarında kullanılmaktadır. Bu yöntemi etkileyen konuların çoğu ele alınmıştır (Clars ve ark.,1993). Elektrotlar hemen hemen her zaman söz konusu kas gövdesi boyunca yerleştirilir, uzunluk boyunca üçte biri ve üçte ikisi konumlar normdur. Daha önce belirtildiği gibi, sinyal-gürültüyü iyileştirmek için genellikle küçük ön amplifikatörler kullanılır (Cram, 1998). EMG analizleri, bir egzersizde kullanılması gereken kas aktivasyonunun nispi ölçütünü ve egzersiz için olan optimal konumlandırma ile ilgili bilgi sağlayabilmektedir (Cram, 1998). Elektrofizyolojik teknikler nöromüsküler aktivite hakkında nispeten kolay çok değerli bilgiler elde etmemizi sağlar (Clarys ve Cabri, 1993).

### **1.1.1. Yüzeysel Elektromiyografi**

Yüzeysel Elektromiyografi Kas gevşemesi ve kasılması bir döngü esnasında oluşan bir kasın etkileşimli aktivasyonunu ölçmek için kullanılan invaziv olmayan yöntemdir (De Luca, 2002). Yüzeysel elektromiyografi, bir kasın herhangi bir anda hareket ve duruş sırasında gerçekte ne yaptığını ortaya koymada benzersiz bilgiler sunar (De Luca, 1997). Dahası, kasların ince bir etkileşimi ya da eşgüdümünü objektif olarak ortaya koymaktadır (Basmajian ve De Luca, 1985). Çoğunlukla yüzeysel elektromiyografi, bir dizi kas aktivitesini araştırmak için kullanılır. Spor ve mesleki bağlamlarda çalışan bilim insanlarının çoğunluğu, yüzey elektrotlarını kullanarak EMG'yi ölçmektedir (Clarys, 2000; Merletti ve ark., 2001). İskelet kası



karmaşık dinamik hareketler sırasında daima aynı yerde kalmazlar ve tüm kas karnı tamamen deri altına alınamayabilir, ancak diğer karn veya tendonların parçaları ve subkütan yağ dokusu ile kaplanabilir. EMG ölçümü için kas seçiminde dikkatle düşünülmesi gerektiği vurgulanmalıdır (Basmajian ve De Luca, 1997).



**Resim 1:** BB (A) ve TB (B) kasına uygulanan Yüzeysel EMG uygulaması

### 1.1.1.1.EMG'nin Kullanıldığı Alanlar

#### **Bunlar;**

- Sağlık( Tıbbi)
- Orthopedie(ortopedik)
- Cerrahlık
- İşlevsel Nöroloji
- Bevliye (üroloji inkontinans tedavisi)
- Psikofizyoloji alanı
- Rehabilitasyon
- Kaza ve Ameliyat sonrası
- Nörolojik Rehabilitasyon
- Fizik Tedavi
- Aktif Antrenman Terapisi
- Ergonomi
- Talep analizi
- Spor Rehabilitasyonu Risk önleme
- Ergonomi Tasarımı
- Ürün sertifikası
- Spor Bilimi
- Biyomekanik
- Hareket Analizi
- Sporcu Gücü Eğitimi
- Hareket analizi ( Draper ve Hodgson, 2008).

Yüzey EMG'sinin noninvaziv tabiatı ile bu teknik tıp kullanımını ve araştırmalar için gereken ideal seviyeye getirmesine rağmen, elektromiyografik analiz verileri değişkenlik gösterebilir, bu durum da teknikteki güvenilirliği hakkındaki soruları ortaya çıkarır (Ekstrom ve ark., 2007). EMG verilerinin tekrarlanabilirliğinin birçok

eş ölçüm (izometri) egzersizleri belirlenir, fakat dinamik egzersizlerin yanı sıra, genellikle atış bilimleri (balistik) hareketleri sırasında ölçümlerin güvenilirliği ile ilgili biraz daha az bilgi verilmektedir (Fauth ve ark., 2010). Çeşitli kuvvetler altında, hareketlerindeki değişikliği ele alan dinamik hareket verileri elektromiyografik güvenirliliği değerlendiren çalışmalarında birden fazlası güç eğitimi egzersizleri ve yürüyüş gibi kontrollü ya da yavaş görevleri incelemiştir (Garcia ve ark., 2011). Bundan dolayı, atış bilimleri (balistik) görevler esnasında elektromiyografinin güvenirliliğinin değerlendirilmesi için yöntemin tıbbi ve inceleme-araştırma uygulamaları için uygulanabilirliğini belirtmek için gereklidir (Garcia ve ark., 2011). EMG içinde, amacın kas fonksiyon ve koordinasyonunun incelenmesi için EMG'yi kullanmak olduğu özel bir uzmanlık geliştirilmiştir. Bu araştırma alanına genellikle kinesiyojik EMG denir (Guyton ve Hall, 1986). Kinesiyojik EMG'nin genel amaçları, farklı hareket ve duruşlardaki sağlıklı deneklerin yanı sıra engellilerde, yetenekli eylemlerde ve eğitim sırasında, insanlarda ve hayvanlarda kasların işlevini ve koordinasyonunu analiz etmektir (Hintermeister ve ark., 1998). EMG, kinesiyojik ve biyomekanik ölçüm tekniklerinin bir kombinasyonu tarafından kullanılır. Çünkü insan vücudunda 600'den fazla iskelet kası olduğundan kasların hem düzensiz hem de karmaşık tutulumu nöromüsküler hastalıklarda ve gönüllü mesleki veya spor hareketlerinde ortaya çıkabilir (Hull ve Jorge., 1985). Sporda ve pist ve/veya futbol sahası, alp kayak pisti, yüzme havuzu ve buz pateni pisti gibi spesifik saha koşullarında kinesiyojik EMG ölçümü, hem sahaya hem de sahaya uyarlanabilen belirli bir teknolojik ve metodolojik yaklaşım gerektirir (Illyés ve Kiss, 2005). Spor hareketi teknikleri ve becerileri, antrenman yaklaşımları ve yöntemleri, insan-makine etkileşiminin ergonomik olarak doğrulanması, diğerlerinin yanı sıra, son derece uzmanlaşmış bir kas aktivitesine sahiptir (Kamen ve Gabriel, 2009). Bu tür kas hareketlerinin tüm yönleriyle bilgisi, değerlendirilmesi ve geri bildirimi, hareketin, spor malzemelerinin, antrenman olanaklarının ve sonunda spor performansının optimizasyonuna izin vermelidir (Kellis ve Katis, 2008). Metodolojik yaklaşımlar da dahil olmak üzere 100'den fazla farklı beceriyi kapsayan 32 sporun EMG araştırmasının gözden geçirilmesinden sonuç çıkarmak imkansız bir görevdir (Weiss ve ark., 2004). EMG ve spor geniş bir alandır ve spor bilimleri, ergonomi,

biyomekanik, uygulamalı fizyoloji, farklı kongre çalışmalarında vb. dahil olmak üzere birçok farklı dergiye dağılmış olarak bulunacağı için tam bir inceleme imkansızdır (Lamontagne, 2002).

sEMG, yüzey elektromiyografisini ifade eder ve mikrovoltlardaki kas aktivitesini ölçer (Merletti ve ark., 2004). Bu geri bildirim biçimi, belirli bir beceriye dahil olmayan kasların gevşetilmesi gerekip gerekmediğini ve bir beceriye dahil olan kasların doğru sırada ve doğru genlikte ateşlenmesi gerekip gerekmediğini belirlememizi sağlar (Merletti ve ark., 2001). sEMG geri bildirimini eğitim amacıyla kullanmanın yanı sıra, bilgi sporcunun gücü ve kondisyonu veya bir yaralanma rehabilitasyon programının etkileri hakkında da fikir verebilir (Morgan, 1989). sEMG ayrıca belirli kas gruplarının aktivasyon özelliklerini incelemek için de kullanılabilir (Monfort-Pañego ve ark., 2009). Aynı zamanda, sEMG'nin genliği ve güç spektrumu, nöromüsküler aktiviteyi ve yorgunluğu ölçmek için yaygın olarak kullanılır (Masso ve ark., 2010).

#### **1.1.1.1.2.Yüzeysel EMG'nin Sınırlamaları**

Kullanılan elektrotların özellikleri nedeniyle, sEMG ekipmanının çoğunun aynı anda farklı girişleri barındırabilmesi avantajı ile bireye herhangi bir rahatsızlık vermeden farklı kasları aynı anda incelememizi sağlar (Marshall ve Murphy, 2003). Aynı zamanda farklı kayıtlarda elde edilen izlerin daha fazla tekrarlanabilirliğini sağlar (McCarthy ve ark., 2008). Bunun yanı sıra, ortaya çıkan kayıt verilerinin belirlenmiş bir alandan ziyade bir kasın bir bütün olarak en iyi temsilidir (Micheli, 2010). Ayrıca daha önceden de tartışıldığı gibi kas kasılmasının (MUAP) özellikleri hakkında minimum bilgi sağlayan izler görebilmek için bu özel muayene türünün önemli ilgi gösterdiği durumlarla ilgili bir sınırlamadır (Oh, 2003). Başka bir sınırlama, bazı dinamik eylemlerde analiz edilen kas hacminin yer değiştirmesi ve modifikasyonu olabilmesidir. Kasın elektroda göre nispi pozisyonundaki bir değişiklik, aralarında aynı uzamsal ilişkinin sürdürülmediği anlamına gelir, bu da

kaydedilen sinyalin yoğunluğunu etkiler (Pitcher ve ark., 2008). Bu nedenle, gerekli kullanım ve uygulamaya bağı olarak bir sEMG'nin gerçekleştirilmesi için en iyi koşullar, izometrik bir çalışma için ihtiyaç duyulanlara benzer olanlardır. Spor ortamlarındaki faaliyetlerin çoğu, dış kuvvetler, etkiler ve hareket sırasında kullanılan ekipmanlarla sıklıkla karmaşıklaşan karmaşık hareket kalıplarını içerir (Puğu ve ark., 2013). Bir elektromiyogram, belirli bir hareketin belirli bir aralığı içindeki belirli kasların dinamik tutulumunun ifadesidir. Aynı paternin entegre sEMG'si, kas yoğunluğunun ifadesidir. Ancak, yoğunluk her zaman kuvvetle ilgili değildir (Quach 2007).

Genellikle yüzeysel elektromiyografi, bir miktar kasın aktivitelerini incelemek amacıyla kullanılır (Puğu ve ark., 2013). Sportif amaçlarda inceleme yapan bilim adamların birçoğu, yüzeysel elektrot kullanarak elektromiyografiyi ölçerler (Zipp, 1982). Çizgili kaslar (iskelet kasları), karışık dinamik hareketler esnasında her zaman aynı yerde kalmaz veya bütün kas göbeğinin bütünü cildin tam altında olmayabilir, fakat diğer karın ve tendonların parçaları ve supkutan yağ dokusu ile kaplanabilmektedir (Reilly ve ark., 2005). EMG ölçümü için kas seçiminin dikkatle değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamak gerekir. Bu seçeneklerden bazıları, bazen akran denetçiler tarafından fark edilmeden, hatalı kayıtlara neden olabilir (Sutherland, 2001).

Birden fazla dışardan gelen faktörler elektromiyografik sinyallerin değerlerini etkileyebilmektedir; fiziksel, fizyolojik ve elektriksel alanlara ayrılabilir. Bazı faktörler araştırmacılar tarafınca kontrol edilebilir (Rivas ve ark., 2007).

### 1.1.1.1.3. Cildi Hazırlama

Elektromyografi çalışmalarında cildin uygun bir şekilde hazırlanması sinyalleri almak için hayli bir önemlidir (Quach, 2007). Elektrotların deri üzerine yerleştirilmeden önce derinin üzeri kuru ve temiz olması gerekmektedir yoksa sinyaller sağlıklı bir şekilde algılanamaz. Cilde elektrot yerleştirilmeden önce, cilt yüzeyi alkollü bez, krem, jel veya su ile temizlenmelidir, sonrasında cilt yüzeyi iyice kurulanmalıdır (Zipp, 1982; Clancy ve ark., 2002; Garcia ve Vieira, 2011). Cilt yüzeyinde kıl varsa iyi sinyal alabilmek için traş edilmelidir. Cild yüzeyini temizlenmesi etraftan gelecek olan düşük seviyeli gürültüler için EMG sinyal kayıtlarını doğru bir şekilde almak oldukça önemlidir (Garcia ve ark., 2011). Deri yüzeyinin iyi bir şekilde temizlenip hazırlanması, deri yüzeyindeki yağların, kılların, dökülen deri tabakalarının iyi bir şekilde temizlenmesi deriye yerleştirilen elektrot-cilt-jel arasındaki empedansı azaltmaktadır (Garcia ve Vieira, 2011). Cildin düzgün bir şekilde hazırlanması ve yüzelsel elektrotun yerleştirilmesi, en iyi kalitede elektromiyografik ölçümlerini elde etmemizi sağlayan en önemli unsurlardır. EMG elektrotlarının hazırlıklarının 2 önemli strateji üzerinde yönetmektedir (1) cilt empedansı en aza indirilmelidir (2) elektrot teması dengeli olmalıdır. Cilt preparatları için genel bir kural bulunmamaktadır, sinyal kalitesi ve aranan uygulama tipi çoğunlukla cildi iyi hazırlama seviyesini belirlemektedir (Quach, 2007). Buna örnek olarak hareketin yavaş veya az statik devam edebiliyorsa ve sadece veriler niteliksel olarak okunmak istenmekteyse, belirlenen hedef alanının etrafında basit düzeyde alkol uygulamak yeterli olacaktır (Quach, 2007). Bunun yanı sıra, yürüyüş yapmak, koşu veya dinamik koşular yapmak ya da planlı şekilde yapılan hareketler gibi hareket türleri ortaya çıkma riski taşıyorsa daha kapsamlı bir temizleme gerekmektedir (Quach, 2007). Bazı EMG sistemleri, elektrotlar üzerinden algılanamayan bir akım patlaması gönderen empedans kontrol devresine sahiptir ve kontrollü ölçümler, elektrot kontaklarının kalitesini göstermek için bilinen bir empedans seviyesiyle ilişkilendirilir.

#### **1.1.1.1.4. Elektrotta Kullanılan Malzemeler, Ebatları, Montaj ve Konumlandırılmaları**

Yüzeysel Elektromiyografi, kas aktivitesi analizleri için güvenilir ve yararlı oldukça sık kullanılan bir tekniktir. Kas aktivitesinin analizi için yararlı bir tekniktir (Türker ve Sözen, 2013). Bunun yanı sıra, doğru elektrotun konumlandırılması, yeterli cilt hazırlığı kayıdı alan kişi ve kayıt cihazı ile ilgilidir (Steele, 2012). Ek olarak, herhangi bir ek analizden önce EMG sinyallerini değiştirebilecek ve belirli bir filtreleme prosedürünü seçebilecek artefaktların tanınması zorunludur (Tesch, ve ark., 1990).

Yüzeysel elektrotlar genellikle gümüş klorür/gümüş (Ag/AgCl), gümüş klorür (AgCl), gümüş (Ag) veya altın (Au) 'dan yapılır. Ag / AgCl'den yapılan yüzeysel elektrotların çoğu zaman diğer bantlara göre daha çok tercih edilir ve neredeyse polarize edilemeyen elektrotlardır, bu da elektrot-cilt empedansının bir kapasitense değil bir direnç olduğu anlamına gelir (Türker ve Sozen, 2013). Bu sebepten dolayı, yüzeyin potansiyeline göre yüzeysel elektrot ile ciltle olan arasındaki bağıl hareketlere daha az duyarlıdır (Türker ve Sözen, 2013). Kullanılan bu elektrotlar, elektrotların yerleşmesindeki jel kısmı cilt ve yüzeysel elektrot arasına sokulduğunda cilt ile oldukça kararlı bir ara yüz sağlar (Zipp, 1982). Böyle stabil bir elektrot-deri ara yüzü, yüksek sinyal-gürültü oranları sağlar (örneğin EMG'lerin genliği gürültü genliğini oldukça aşar), bipolar türevlerdeki güç hattı parazitini azaltır ve vücut hareketlerinden kaynaklanan artefaktları azaltır (Steele, 2012). Kullanılan elektrotlar, tendon yerleştirilmesi ile motor noktası arasına ya da iki motor noktası arasına, kasın uzunluğuna göre orta çizgisinin bitişine kadar yerleştirilmesi öngörülmektedir (Zipp, 1982). Elektrodun uzunluğunun eksenine, kas lifinin uzunluğuna göre paralel bir şekilde hizalı olması gerekmektedir (Oh, 2003). Cilde yüzeysel elektrot yerleştirildiği zaman, tespit yüzeyi ciltteki elektrolitlerle temas etmektedir (Steele, 2012). Elektrotlar doğru bir şekilde hazırlanması oldukça önemlidir, çünkü stabilize olması için biraz zaman gerektiren bir kimyasal

reaksiyon gerçekleşir, fakat en önemlisi kimyasal reaksiyonun kaydedildiği seansı sırasında stabil kalmalı ve cildin elektriksel özellikleri terlemeden veya nemden değişiyorsa önemli ölçüde değişiklik göstermemelidir (Türker ve Sözen. 2013). Günümüzdeki elektrotların üst düzey performansı ve küçük boyutu değerlendirildiğinde, herhangi bir aşındırıcı cilt hazırlığına gerek kalmadan yukarıdaki gereksinimleri karşılayan aktif elektrotlar tasarlamak mümkündür (Türker ve Sözen,2013).

### **1.1.2. Hareketin Analizi**

Elektromiyografi, kas aktivasyonunu kaydetmemize yardımcı olmaktadır, bunu yanı sıra zamandaki senkronizasyonun bir sinematik ölçümler yapılması önerilmektedir. Bununla birlikte, iki tür veri kontrastlanabilir ve aşağıdakileri oluşturmak muhtemeldir (Quach, 2007).

- Kasların ne kadar süre aktifleştirildiği, eklem pozisyonuna göre aktivasyonun başlangıcı ve bitişi.
- Kendini kas efor seviyesini belirten kas aktivitesinin durumu.
- Elde edilen elektrik sinyali kaslardaki iyonik olarak konsantrasyonun, bir parçası olduğundan, kaslardaki gücü, seviyeleriyle kıyaslamamak gerekmektedir.
- Hareketin analizi genellikle sinematik ve kinetik çalışmaları içermektedir.
- Sinematik çalışmalar, açısal ve doğrusal hız, ivme ve konum parametrelerini belirlemekle görevlidir.
- Bu amaç doğrultusunda farklı kameralar ve işaret cihazları kullanılır. Kinetik bir çalışma, ilgili iç veya dış kuvvetleri belirler (Oh, 2003).



### **1.1.2.1. Spor Performansının Değerlendirilmesi**

Yüzey EMG spor bilimi araştırmalarında geniş bir uygulaması olan farklı fiziki görevler esnasında kasın zamanlamasını ve kas aktivasyonunun büyüklüğünü ölçebilmek için yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Türker ve Sözen, 2013). Elektromiyografi, dinamik durumları analiz etmesi durumunda ve onu spor alanına özgü hale getirmektedir (Zipp, 1982). Herhangi bir hareketin verimliliğindeki iyileşmeler, hem etkinlik ve çaba ekonomilerinde hem de yaralanmaların önlenmesi açısından bir kasın düzgün kullanımını içerir (Zipp, 1982). Bir antrenman sürecinde, bu parametrelerde iyileştirmeler istenebilir, takip yapılabilir ve düzeltici önlemler veya iyileştirme adımları belirlenebilir (Oh, 2003). Özellikle, bir görevin performansı, gözlenen elektromiyografik izlerin sıklığının analizine dayanarak, kas yorgunluğu ve kas aktivasyonu bakımından geliştirilebilmektedir (Türker ve Sözen, 2013). EMG'nin bize kas gücü parametreleri sağlamadığı, ancak belirli bir eylemde yapılan kas çabasının bir göstergesi olduğu unutulmamalıdır. Bununla ilgili olarak, EMG aktivitesi ve çaba arasındaki ilişkinin sadece nitel olduğunu vurgulamak önemlidir (Zipp, 1982). Günümüze bakıldığında, sporla olan alanlardaki kas lif tiplerinin değerlendirilebilmesi bunun yanında kasların karakterizasyonlarına benzer hedefler için de çalışmalar yapılmıştır (Türker ve Sözen, 2013).

### **1.1.2.2. Kas Kuvveti ve Yüzeysel EMG Arasındaki İlişki**

Kas kuvveti, bir kasın tek bir maksimum çaba ile üretebileceği kuvvet miktarıdır. Artmış kas gücü, performans, yaralanma önleme, vücut kompozisyonu, kendi kendine görüntü, yaşam boyu kas ve kemik sağlığı ve kronik hastalık önleme alanlarında iyileştirmelere yol açabilir. EMG ve kuvvet arasındaki ilişkinin bilgisinin istendiği birçok durum vardır (Rivas ve ark., 2007). Kuvvet ve EMG genliği arasındaki ilişki basitçe doğrusal ise, doğrudan regresyon denklemi protez

uzuv fonksiyonunu kontrol etmek için nispeten basit bir teknik verir. Ergonomistler, EMG aktivitesini izleyerek çeşitli kaslar üzerindeki yükü değerlendirebilirler (Türker ve Sozen, 2013). EMG ve kuvvet arasındaki ilişki, incelenen kasın doğasına da bağlı gibi görünmektedir, çünkü bazı araştırmacılar adduktör polikis ve ilk dorsal interosseöz ve soleus için doğrusal bir ilişki ve biceps ve deltoid için doğrusal olmayan bir ilişki bildirmiştir (Türker ve Sozen, 2013). Kuvvet ve EMG genliği arasındaki doğrusal olmayan ilişkilerin gözlemlerinin başka, çok sayıda örneği olmuştur (Masso ve ark., 2010). EMG kuvvet ilişkisinin olası şekli göz önüne alındığında, hareketin kas kasılması tipi gibi çeşitli özelliklerinin dikkate alması gerektiği açıktır; aktif kasların büyüklüğü ve yeri; agonistler, sinerjistler veya antagonistler olarak rolleri; hava sıcaklığı ve elektromiyogramı etkileyen çok sayıda fizyolojik ve teknik faktör bulunmaktadır (Marshall ve Murphy, 2003).

## **1.2. Kaslar**

Kaslar vücudu hareket ettirmek için kuvvet uygulamak üzere tasarlanmıştır. İskelet sistemi ve kaslar tendonlarla birbirine bağlanır (Başpınar ve Ocak.,2018). Kas ve kemik kombinasyonu, iskelet periosteum (kemik zarı) kılıfı ile birbirine geçen tendon ile sağlanır. Tendonlar üç tabakadan oluşan güçlü bağ dokusudur (Draper ve ark., 2008). Tüm kas ve kollajen proteininin uzunluğunu uzatır. Epimysium, perimysium ve endomysium her tendonu oluşturan bağ dokularıdır. Vücutta üç tip kas dokusu vardır, düz, kardiyak ve iskelet kaslarıdır (Fahey ve ark., 2007). Kas lifi, kas lifi tipi ve kas kompartmanlarının uzunluğunu etkileyen spesifik anatomik özellikler kaslar arasında farklılık gösterebilir. EMG sinyalleri bunlardan etkilenebilir ve bu nedenle EMG kayıtları ve bunların yorumlanması anatomik farklılıkları dikkate alınmalıdır (Castroflorio ve ark., 2008).

## **1.2.1. Kas Türleri**

### **1.2.1.1. Düz kas**

İç organlarda bulunan kaslardır. Sindirim sisteminde düz kas bulunur, kan damarlarını, solunum yollarını ve solunum sistemlerini çevreler (Russell ve ark., 1971). Düz kas, kalp kası gibi otonom sinir sistemi tarafından innerve edilir ve bu nedenle kasılmaları üzerinde istemli kontrolümüz yoktur (Draper ve ark., 2008).

### **1.2.1.2. Kalp kası**

Kalp kas sistemi kalp dokusunda bulunur ve ışık mikroskobu altında çizgili bir görünüme sahiptir. Aynı çizgiler iskelet kasında da bulunur (Draper ve ark., 2008). Kas kasılması için gerekli olan farklı proteinlerin varlığını gösterir (Guyton ark., 2011).

### **1.2.1.3. İskelet kası**

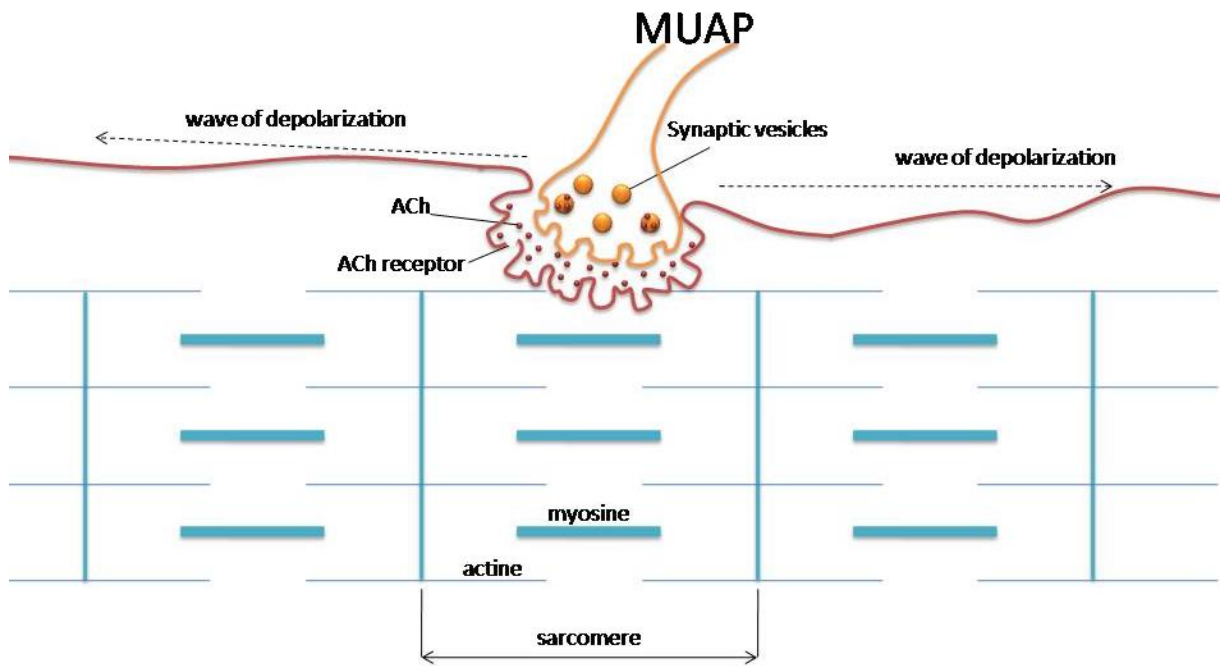
İskelet kas sistemi, istemli olarak kasılabilen tek kas tipine sahiptir ve iskelet kası hareketi oluşturan aktif elementlere sahiptir (Başpınar ve Ocak.,2018). İnsan vücudu 600'den fazla kasta oluşur (Draper, 2008; Guyton, 2011). Kas sisteminin işlevleri, kan ve gıdanın vücut içindeki hareketi, vücudun hareket etmesini durdurabilme, enerji üretimi için glikojen gibi oksijen ve besinleri depolayabilme ve enerji üretim reaksiyonları yoluyla vücudu korumaya yardımcı olacak ısı üretme yeteneğidir. İskelet kası kimyasal enerjiyi mekanik ve ısı enerjisine dönüştürür

(Draper ve ark., 2008). İskelet kası, elektrik, mekanik ve kimyasal olaylar sırasında yakıt olarak adenosin trifosfat (ATP) kullanır. Aksiyon potansiyeli olarak adlandırılan bu süreç, beyinden elektriksel bir dürtü ile başlar. Bu, kas kasılması için yakıt olan adenozin trifosfatın yakılmasıyla sonuçlanan bir biyokimyasal reaksiyon zincirini başlatır (Kamen ve ark., 2010). Kullanımı uzuvları hareket ettiren ve ısı üreten kuvvetlerle sonuçlanır. Bir kas grubuna bağlı elektrotlar, kasılmaya eşlik eden elektriksel aktiviteyi kaydeder; bu kayıt işleminin adı elektromiyografidir EMG (Draper, 2008).

### **1.2.2. Kas Kasılması (MUAP)**

Motor üniteler nöromüsküler sistemin fonksiyonel varlıklarıdır (Sozen, H. 2010). Her motor ünitesi tek bir motonöron ve aksonal dalları tarafından sağlanan kas liflerinden oluşur (Kidd ve Oldham, 1988). Bir motonöron boşaldığında, nöromüsküler kavşaklarda aksiyon potansiyelleri üretilir ve daha sonra bütün kas liflerinin uzantısına doğru tendonların olduğu bölgelere yayılırlar. Bu kapasitenin toplam motor ünitesi aksiyon kapasitesi olarak bilinmektedir ve kas kasılmasından sorumludur (Merlertti, 2004; Garcia, 2011). MUAP, bir motor ünitesinin hücre dışı kas lif hareket potansiyellerinin toplamıdır. Dalga formu, kas lifleri arasındaki ilişkinin doğal özellikleri ile belirlenir (Sozen, 2010). Kas liflerinin uzunluğu boyunca ve uç plaka bölgesinden uzağa kaydedilen hücre dışı kaydedilmiştir (Katişji, 2007). MUAP, trifazik bir dalga formuna sahiptir. İlk pozitif sapma, elektroda doğru ilerleyen aksiyon potansiyelini temsil eder. Potansiyel elektrotun önünden geçerken, ana pozitif-negatif sapma kaydedilir. Aksiyon potansiyeli elektrottan uzaklaştığında, potansiyel taban çizgisine geri döner. Elektrodun hafifçe yeniden konumlandırılması aynı motor ünitesinin elektrik profilinde büyük değişikliklere neden olur. Bu nedenle, bir motor ünitesi farklı kayıt alanlarında farklı morfoloji MUAP'lerine neden olabilir (Merlertti, 2004; Garcia, 2011). Elektrot hemen uç plaka alanının üzerine yerleştirilirse, ilk pozitif sapma kaydedilmez ve potansiyelin ilk negatif sapmaya sahip iki fazlı bir dalga formu

olacaktır. Bir motor ünitesinin tüm kas lifleri birlikte çalışır; yani, akson boyunca bir sinir impulsunun gelmesiyle ve terminal dallarından motor uç plakalarına neredeyse senkronize olarak boşaltılır (Katirji, 2007). Bir MUAP, bir iğne elektrodu tarafından kaydedilir. Kaydedilen motor ünitesi aksiyon potansiyeli, az sayıda kas lifinin, orta sayıda kas lifinin veya motor ünitesine ait kas liflerinin büyük çoğunluğunun aksiyon potansiyellerinden elde edilebilir (Elsevier; 2007; Türker ve Sozen, 2013).



**Şekil 1.** Bir çizgili kas (iskelet kası) lifi kasılmasıyla (MUAP) aktive edildiğinde, bir veya birkaç elektrik depolarasyon dalgası fibrilin yüzeylerine ulaşınca kadar harekete devam etmektedir (Türker ve Sözen, 2013).

### 1.2.3. Kas hareketi türleri

Çeşitli kas kasılma türleri arasında izometrik, konsantrik ve eksantrik vardır; her üç form da spor ve egzersiz performansında görülen hareketler sırasında ortaya çıkar. Kas aktivasyonu sırasında kas uzunluğunda bir değişiklik olmadığında, hareket izometrik olarak adlandırılır (Ocak Y.,2011). İzometrik hareket, bir atlet kuadriseps kaslarını esneterek ağır bir yükü bacaklara basmaya çalıştığında ortaya çıkar, ancak maksimum çabaya rağmen ağırlık yığınını hareket ettiremez. Kas güç üretir, ancak ağırlık yığınının kütesinin üstesinden gelmek için yetersizdir; dolayısıyla, toplam kas uzunluğu kısalmaz. İzometrik kas hareketi, kas hareket etmeden kasıldığında, uzunluğu statik kalırken kuvvet üretir (Sozen, 2010). İzometrik kas hareketleri, hareket ettirilemez bir nesneyi veya hareket etmek için çok ağır bir nesneyi kaldırma girişiminde gösterilmiştir (Başpınar ve Ocak.,2018). Kas lifleri ağırlığı taşımak için büzülür, ancak nesne hareket etmek için çok ağır olduğu için kas toplam uzunluğu kısalmaz. Konsantrik kas hareketi, kas kuvveti dış direnci aştığında ortaya çıkar ve kas kıaldıkça eklem hareketine neden olur. Konsantrik etki, bir kas aktif ve kıaldığında oluşur; örneğin, biceps kıvrımı sırasında biceps kısalır ve halter kaldırmak için yeterli kuvvet uygular (Türker ve Sozen, 2013). Eksantrik kas hareketi, dış direnç kas tarafından sağlanan kuvveti aştığında ortaya çıkar ve kas uzadıkça eklem hareketine neden olur; örneğin, halter indirilirken biceps hareketin kontrol edilmesini sağlamak için kuvvet uygular (Aktas ve Baltacı 2011). Bu genellikle tekrarlamamanın negatif kısmı olarak adlandırılır. Lifler uzamasına rağmen, aynı zamanda büzülme halindedirler ve ağırlığın kontrollü bir şekilde başlangıç pozisyonuna dönmesine izin verirler. Eksantrik bir hareket sırasında, aktif bir kas gerginlik üretirken uzamaya zorlanır (Aktas ve Baltacı, 2011).

#### **1.2.4. Kayan Filamentler Teorisi**

Kayan filamentler teorisi, bir hareketi üretebilmek için birbirini kaydıran kas proteinlerine dayanan kas kasılması mekanizmasını açıklamaktadır (Silverthorn ve ark., 2016). Bu teoriye göre, kas liflerinin kalın (miyozin) filamanları, kas kasılması esnasında ince (aktin) filamanlarından geçerken, iki filaman grubu kısmen sabit uzunlukta kalmaktadır (Rall ve ark., 2014). 1950'li yılların öncesinden kalan, elektriksel dikkatli, protein modifikasyonu ve protein katlanması dahil olmak üzere kas kasılması ile ilgili farklı teoriler ortaya çıkmıştır (Hartman ve ark., 2012). Günümüzde yeni çıkan teoriye bakıldığında, doğrudan çapraz köprü teorisi ismi verilen ve kayan filamentlerin molekül mekanizmasını yeni bir kavramla ortaya çıkarmıştır (Suchyna ve ark., 2004). Çapraz köprü teorisini açıklamak gerekirse, aktin ve miyozin, miyozin başının aktin filamentleriyle tutturulmasıyla bir protein kompleksi oluşturduğunu ve iki filamentin ortasında farklı çapraz köprü oluşturduğunu belirtmektedir (Huxley ve ark., 2004). Kayan filaman teorisi, kas kasılmasının altında yatan mekanizmanın bilimsel olarak kabul görmesinin bir açıklamasıdır (Herm ve ark., 2002).

#### **1.3. Kinesio Tape**

Kinesio bantlama (tape) (KB) 1973 yılında Japon akupunktur ve kiropraksi uzmanı olan Dr. Kase tarafından geliştirilmiştir. Dr. Kenzo Kase çalışmalarının temel problemleri klasik (standart) bant uygulamalarının kas ve eklem yapılarına uygun olduğu halde eklem hareketliliğinde ve fonksiyonel olan aktivitelerde kısıtlamaya neden olması, dokulara yapmış oldukları basınç ile zedelenmiş dokularda iyileşmeyi geciktirmesi ve derin dokulara destek sağlamamasıdır (Halseth ve ark., 2004).

Dr. Kenzo Kase konvansiyonel tapelerin doku iyileşmesine yardımcı olurken, eklem hareket açıklığını sınırlamasından dolayı kinezyolojik bantı tasarlayarak, vücudun farklı bölgelerinde geliştirdiği yöntemleri uygulamaya başlamıştır (Murray, 2000).

1970'li yıllardan sonra kullanılmaya başlanmasına rağmen bandın uluslararası düzeyde sporda kullanılmasını sağlayan etken 2008 Pekin Yaz Olimpiyatları esnasında çeşitli branşlardaki sporcular tarafından kullanılmasıdır (Osborn, 2009). Bunun ardından profesyonel sporcular ve farklı branşlardaki başarılı sporcular maç veya yarışma sırasında bu kinesio bantların kullanmaları bu band kullanımının daha çok popülerliğini arttırmıştır (Arslanoğlu ve ark., 2014). İlk orijinal bant olarak kullanılan "Kinesio Tex Gold" olarak isimlendirilmiştir. Günümüzde de en çok kullanılan kinesio tex gold'un yapışkanlı yeri sinüzoit ironi yapıya sahip olmaktadır. İroniler arasındaki (dalgalı) yer havanın ve vücuttaki teri rahat bir şekilde kinesio tape'den geçmesini sağlamaktadır. Kinesio gold tex'den sonraki zamanlarda geliştirilen "Kinesio Tex Platinum" bantlamanın yapışkanlı tarafı elmas şekline benzemektedir. Genel olarak spor yaralanmasında kinesio tape kullanmasını bilen uzman uygulayıcılar tarafından kullanılması önerilir (Osborn, 2009).

Orijinal uzunluğunun % 120-140'ı kadar esneyen, oldukça elastik bir banttır ve geleneksel bantla karşılaştırıldığında daha az mekanizma kısıtlamasına sahiptir (Halseth ve ark, 2004). Cildin ağırlığı ve kalınlığı ile aynıdır ve tıbbi özelliği yoktur (Murray, 2000). Kinesio Tape'in hipoalerjenik olduğu ve yapısından dolayı cildin nefes almasına izin verdiği bilinmektedir (Murray, 2000). Teorik olarak vücudun herhangi bir kasına veya eklemine uygulanabilir ve günlük hijyene müdahale etmeden ve yapışkan özelliklerini değiştirmeden 3-7 güne kadar kalabilir. Kinesio bantlama, Kinesio bant kullanarak organize bir sarma tekniği Kase tarafından önerilen ağrı, şişme ve kas spazmlarını azaltabildiği ve spor yaralanmalarını önleyebileceği iddia edilmektedir (Fu ve ark., 2008).



Kinesio bandının yaratıcısı Kenzo Kase'e göre, bu önerilen mekanizmalar şunları da içerebilir:

- Zayıflamış kasları güçlendirerek kas fonksiyonunu düzeltmek (Halseth ve ark, 2004),
- Doku sıvısını ortadan kaldırarak veya kasları hareket ettirerek cildin altındaki kanamayı kaldırarak kan ve lenf dolaşımını iyileştirmek,
- Nörolojik baskılama ile ağrıyı azaltmak (Barrack ve ark., 1983),
- Fasya ve kas fonksiyonuna geri dönmek için anormal kas gerginliğini hafifleterek subluksal eklemleri yeniden konumlandırmak (Glencross ve ark., 1981).

Kas fonksiyonlarına göre, Kinesio Tape'in sporcunun performansını artırabileceği düşünülmektedir (Nosaka, 1999). Son yıllarda kinesio tape kullanımında artış gözlenmektedir (Kase, 2003), yaygın olarak spor yaralanmalarını önlemek amacıyla kullanılır (Sijmonsma, 2007). Kinesio tape ile kas tonunu düzenlemek ve kas fonksiyonunu iyileştirmek mümkündür. Kinesio tape, bandın işlevlerine dayanan alternatif bir bantlama tekniğidir ve hareket aralığını geliştirir (Kase, 2003).

Kinezio bandın etkilediği mekanizmalar Doktor Kenzo Kase göre çizgili kaslardan kaynaklanan sorunların üstünde kasın fonksiyonunda bir bozukluk olduğu gelmektedir. Kastaki zedelenme, yaralanma ya da kası aşırı zorlayarak kasın esneklik özelliklerinde bozulma meydana gelmektedir. Bu sebepten dolayı kastaki esneklik kinezio bantlamanın elastik olmasıyla birlikte benzerlik göstermektedir, yapışkanlı tarafı kullanıldığı cilt üzerine uyumlu ve deri üzerinden kaldırıcı özelliğe sahiptir (Kase ve ark., 2003).

### 1.3.1. Kinesio (Tape) Bandın Özellikleri

Kinesio gold tex (tape) bant %100 pamuk liflerine sarılı polimer elastik liflerden üretilmiştir. Enine esneme özelliği bulunmayıp kinesio tape uzunluğu mevcut durumunun %55-%60'a varana kadar esneklik özelliğine sahip olduğu bilinmektedir (Çeliker ve ark., 2011). Kinesio Bantlar destek zeminden çıkarıldıklarında elastik özelliklerini 7 gün süreyle koruyabilmektedirler. Farklı renk çeşitlerine sahip olmakla birlikte, farklı genişliklerde de üretilen bantların en sık kullanılanları 5 cm eninde olanlarıdır ve renklerin bir anlamı bulunmamaktadır (Kase ve ark.2003).



Resim 2. (<https://images.app.goo.gl/XUYWTGW5xYkdwqJ28>)

### **1.3.2. Bandın Yapısı**

Kinesio tape yapışkan yüzey propan asidi ve bunun akrilat olarak tanımlanan esterleri gibi %100 akrilden oluşmaktadır. Akril bileşimleri termoplastiktir yani ısıtılınca erir, yumuşar ya da soğutulunca sertleşir, su geçirmeme özelliğine vardır ve hafif yoğunluk gösterir. Bu özelliklerinden dolayı yapışkan madde ve tekstil ipliği üretimine uygundur. İnce ve elastik bir banttır (Kase, 2003). Yapışkanı hemen yapışır fakat vücut ısısı ile birlikte daha aktif hale gelir ve 30 dakika sonra tamamen ağırlık verilebilecek hale gelir. Sporcular için bu önemli bir durumdur. Yapışkan yapısı nedeniyle cildin hava almasına ve terin geçmesine olanak sağlar. Akril reçinesi cilt ile oldukça uyumludur. Alerjiye sebep olabilecek kauçuk ögesi içermez. Kinesio Bant (tape) doğal boyanmış pamukludan oluşur. %10 olan esneme kapasitesi bant iyice gerildiğinde esneme kapasitesi %130-140'a kadar çıkabilmektedir (Kase, 2003).

### **1.3.3. Kinesio Bant (Tape) Uygulama Teknikleri:**

Kaslara yönelik uygulamalar kasları stimüle veya inhibe etmeye yönelik olan uygulamalar olarak iki ana başlıkta toplanabilir. Bu uygulamalarda bandın başlangıçtaki kısmının kas-tendon bileşkesi üzerinde yer alması gereklidir. Çünkü etki mekanizmasının golgi tendon organı ile ilişkili olduğu öne sürülmektedir. Kası stimüle etmek ve fonksiyonunu desteklemek amacı ile yapılan stimülasyon tekniğinde genellikle origodan insersiyoya doğru uygulama önerilmektedir. Stimülasyon amacıyla uygulandığında bazı tekniklerde %25-50 germe önerilirken; bazı tekniklerde germe yapılması önerilmez. Kasta inhibisyon oluşturmak üzere yapılan inhibisyon tekniğinde insersiyodan origoya doğru uygulama

önerilmektedir. Bazı yaklaşımlarda bu uygulama sırasında çok hafif veya hafif germe yapılması önerilirken, diğerinde başlangıç kısmına maksimal germe uygulanması kol kısmına ise germe yapmadan uygulamanın sonlandırılması önerilmektedir.

**1-Kas Teknikleri;** kasların inhibe ve stimüle etme amacıyla uygulanır. Kası stimüle etmek ve fonksiyonunu desteklemek amacı ile yapılan stimülasyon tekniğinde kinesio tape uygulamasının genellikle kasın origosundan insersiyosuna doğru ve gerim olarak da %25-50 gerimle uygulanması önerilirken, birkaç teknik de gerim önerilmez. Kasta inhibisyon oluşturmak üzere yapılan tekniklerde ise insersiyodan origoya doğru, çok yavaş ve sıfır gerimle bantın yapıştırılması gerektiğini belirtirler (Kase, 2003).

**2-Fasya Düzeltme Tekniği;** fasya katları arasında titreşim hareketi yaparak gerilimi ve yapışıklıkları azaltmak amacıyla, şeridin başlangıç bölümü tedavi edilecek fasyanın veya kas tendonunun altından gerim verilmeyecek şekilde uygulanır. Y şeklindeki şeridin orta bölümüne hafif-orta derecede gerim uygulanırken, baş bölümü diğer elle sabitlenerek o bölgede gerginlik olmaması sağlanır. Y şeridin kolları gerilirken bir yandan da titreşim hareketi uygulanmalıdır. Bandın son bölümü gerim olmadan yapıştırılır ( Kase, 2003).

**3-Alan Düzeltme Tekniği;** ağrı, inflamasyon, ödem olan alanın hemen üzerinde daha fazla bir boşluk bırakmak için uygulanır. Tedavi alanı üstündeki cildin kaldırılması, boşluk alanının artırılması, bu alandaki basıncın düşmesini sağlar. Basıncın düşmesiyle, kimyasal reseptörlerdeki irritasyonun azalması sağlanır, ağrıyı azaltır. Bu alanda dolaşımın artması eksudanın daha etkin bir şekilde

uzaklaştırılmasını kolaylaştırır, ağrının azaltılmasına mekanoreseptörlerin uyarılması da yardımcı olur (Kase, 2003).

Duyusal girdilerin artmasıyla, ağrı kapı kontrol mekanizması da başlatılır. Teknik için genellikle I şeridi kullanılır. Bandın ortasındaki 1/3 lük alana gerim uygulanır, merkezi alan düzeltilmesi istenilen bölgeye yerleştirilir, bandın uçları ise gerim uygulanmadan yapıştırılır. Tek bir şerit veya üst üste binen bir dizi şerit kullanılabilir (Kase, 2003).

**4- Nöral Teknik;** 2.5 cm eninde I şeritler, tamamı %50 germe ile sinir trasesi boyunca yapıştırılarak kullanılır (Kase, 2003; Osborn, 2009).

**5- Bağ Tekniği;** ligament ve tendon yaralanmalarında, uygulandığı alanda stimülasyonun arttırılmasıyla mekanoreseptörlerin uyarılması amacıyla kullanılır. Bant direkt ligament ya da tendon üzerine %50-75 germe ile uygulanır. Bantlama yapılırken hastanın eklemi fonksiyonel pozisyonda tutulur, amaca göre origodan insersiyoya veya insersiyodan origoya şeklinde uygulanabilir (Kase, 2003).

**6-Fonksiyonel Düzeltme Tekniği;** hastaya aktif uygulama yapılan kasın hareketi yaptırılarak bandın yapıştırıldığı bir metoddur (Kase, K. 2003).

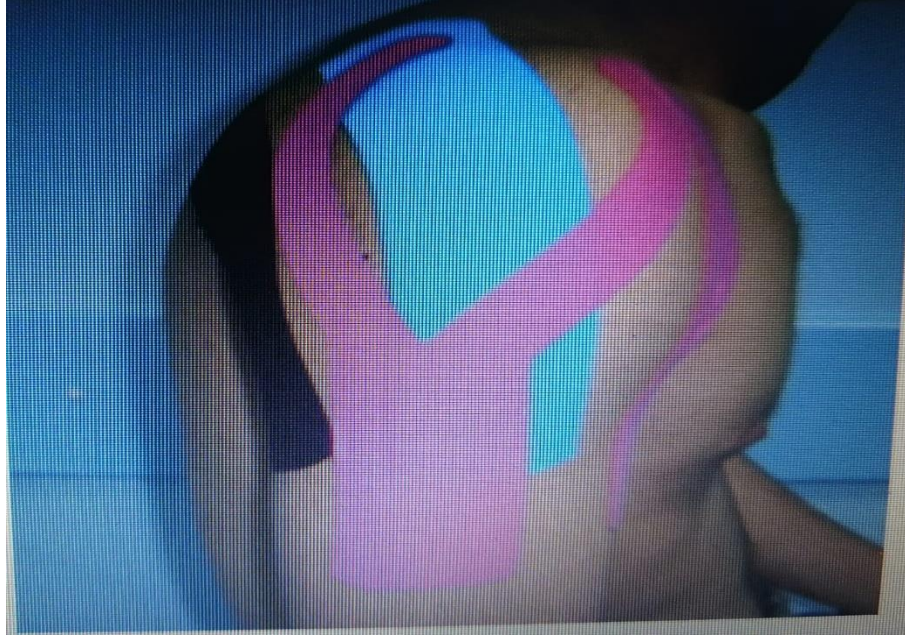
**7- Lenfatik Düzeltme Tekniği;** bozulmuş olan lenfatik dolaşımı düzenlemek amacıyla uygulanır. Doku düzeyinde lenf damarları üzerindeki baskıyı azaltmak, dokuda dolaşıma izin veren bir aralık yaratmak uygulamanın temel amacıdır.

Bandın elastik nitelikleri ve kaldıracı etkisiyle lenf sıvısının daha büyük lenfatik damarlara ve lenf düğümlerine yönelmesine katkıda bulunur. Bir bant 4-6 şerite ayrılarak, tırmık tipi şeklinde şeritlerle uygulanır. Ekstremitelerde lenfatik akım yönü düşünülerek proksimal ve distale uygulama yapılabilir, etkinliği arttırmak için ikinci bir bant diğeriyle çaprazlaşacak şekilde yapıştırılabilir (Kase, 2003).

### 1.3.4. Kinesio Bantlama Uygulama

Kinesio şeridi Y, I, X, Fan, Web ve Donut şeklinde uygulanabilir. Seçilen şekil, etkilenen kasın büyüklüğüne ve istenen tedavi etkisine bağlıdır.

**Y bantlama:** Y tekniği en yaygın uygulama yöntemidir. Bir kas çevresindeki kas uyarılarını kolaylaştırmak veya engellemek için kullanılır. Zayıflamış kaslar için terapötik bantlamanın temel prensibi, bandı etkilenen kasın etrafına sarmaktır. Buda Y bantlama kullanılarak gerçekleştirilir. Y şeridi kastan yaklaşık iki inç daha uzun olmalıdır (Kase, 2003).



**Resim 3.** Kinesio 'Y' Bant Uygulaması (Shakeri ve ark., 2013).

**I bantlama:** I bantlama tekniği, Y tekniğiyle aynı temel ilkeleri izler. I şeridi, akut olarak yaralanmış bir kas için Y şeridi yerine kullanılabilir. Akut yaralanmadan sonra bant uygulamasının temel amacı ödem ve ağrıyı sınırlamaktır. Kas çevresini çevrelemek yerine, kinesio şeridi doğrudan yaralanma veya ağrı bölgesine uygulanır. Bu tekniğin kastaki akut yaralanmalardan sonra en etkili teknik olduğu vurgulanmaktadır. Kas yaralanmasından hemen sonra I tekniği uygulanmalıdır. Daha sonra, akut yaralanma aşamasından sonra, pratisyen Y tekniğine geğerek artan sonuçlar bulunabilir (Kase, 2003).



**Resim 4.** Nöral Teknik ile (I şerit) Kinesio Bant Uygulaması

**X Bantlama:** X şeridi, bir kasın çevresini kavraması eklem hareket modeline bağlı olarak değişebildiğinde kullanılır. X şeridinin uzunluğu, kaslar gerilerek ölçülür. Bu önemlidir, çünkü X tekniği genellikle iki eklemi ve uzunluğu geçen bir kas için kullanılır (Kase, 2003).

**Fan Bantlama:** Fan şeridi, gelişmiş bir konsept olan lenfatik drenaj için kullanılır. Fan şeridi kas gerilmiş bir pozisyonda uygulanır (Kase, 2003).

**Web Bantlama:** Web, değiştirilmiş bir fan kesimidir. Her iki taban ucu sağlam bırakılır, şerit Kinesio bandın orta bölümünde kesilir (Kase, 2003).

**Donut Bantlama:** Donut bantlama kesimi öncelikle fokal veya spora özgü bir alanda ödem için kullanılır. Kinesio Tex Bantlama donut tekniğinde üst üste binen şerit uygulanır. Merkez oyuğu veya donut kesikleri doğrudan tedavi edilecek alanın üzerine yerleştirilir (Kase, 2003). Beş şerit tipinden herhangi biriyle, uygulamadan önce bandın uçlarının yuvarlanması yararlı olur. Yuvarlama, kare kenarların yakalanmasını önlemeye yardımcı olur ve bant uygulamasının uzunluğunu artırabilir (Kase, 2003).

### **1.3.5. Kinesio bantın (tape) üst ve alt ekstremitelerde kas kuvvetlerine olan etkisi**

Spor branşlarında kinesio bantlama kas kuvvetlerindeki artışı arttırmak amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır, yine de bu maddeyi destekleyen bilimsel araştırmalar ve kanıtlar az ve çelişkilidir (Firth ve ark.,2010; Aleksander ve ark., 2008). Slupik ve ark.'nın kinezyolojik bant uygulamasının vastus medialis oblikus (VMO) kasının biyoelektrik aktivitesine etkisini araştırdığı çalışmada, yedi sağlıklı birey değerlendirilmiştir. Kinezyolojik bant VMO kası için Y bant şeklinde uygulanmış ve EMG ile kastaki aktivite değerlendirilmesi uygulama öncesi ve uygulamadan 10 dk, 1, 3 ve 4 gün sonra yapılmıştır. Bu çalışmada kinezyolojik bant uygulamasının biyoelektriksel etkilerinin 24 saat sonra ortaya çıktığı ve kinezyolojik bant çıkartıldıktan sonra 48 saat devam ettiği gösterilmiştir. Bu çalışmanın aksine trapez kasının alt parçasına uygulanan kinezyolojik bandın H reflekte %4, üzerine elastik



olmayan bandın ilavesinin %22 inhibisyon yaptığı ve bu iki bandın çıkarılması ile H reflektedeki azalmanın %2 düzeyine indiği gösterilmiştir. Aslında bu çalışmanın başında beklenen sonuç artmış aktivasyon olmasına karşın çıkan sonuç beklenin tersine inhibisyondur (Alexsander ve ark., 2003). Aynı araştırmacılar benzer sonucu baldıra uyguladıkları teyplerde gastroknemius kasının medial ve lateral başı ve soleus kasında da göstermiştir. Bu çalışmalarda kinezyolojik bant uygulama yöntemi aynı olmasına karşın çıkan zıt sonuçlar dikkat çekicidir. Biyoelektrik aktivasyondaki artma veya azalmanın kas kuvvetinde artış veya azalmanın göstergesi olmayabileceği vurgulanmaktadır (Alexsander ve ark., 2003). Kinezyolojik bant uygulamanın diz ekstansör ve fleksör kas kuvvetlerine etkilerini inceleyen bir çalışmada, uygulamadan hemen ve 12 saat sonra sağlam kişilerde 60° ve 180°/sn'deki açısal hızlarda kuadriseps ve hamstring kaslarının konsantrik ve eksantrik kuvvetlerine etkisi olmadığı gösterilmiştir (Fu ve ark., 2008; Park, 2010). Kinezyolojik bant uygulamanın elin maksimal kavrama kuvveti üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, bir önceki çalışmaya benzer şekilde tape uygulamasının kuvvet üzerine etkisi olmadığını göstermişlerdir. Sağlıklı bireylerde kinezyolojik bant uygulamanın bacak presine etkisi olmadığı da bir başka çalışmada ortaya konmuştur (Cabri ve ark., 2002). Yine sağlıklı 20 kişi üzerinde yapılan bir başka çalışmada ise ortez, kinezyolojik bant, ortez ve kinezyolojik bant uygulamanın kuadriseps izokinetik kas kuvveti ve tek adım sıçrama mesafesine etkinliğine bakılmıştır. Kinezyolojik bant uygulaması kuadrisepse kas stimülasyon, patella için ise lateralden “Y” şeklinde bağ tekniği şeklinde yapılmıştır. Kinezyolojik bant uygulanan hastalarda dominant ve nondominant bacakta tek adım sıçrama mesafesi, 180°/sn'deki açısal hızda pik tork değerinde artış ortaya konmuştur (Aktaş ve Baltacı, 2011). Elastik olmayan bantların kas lifi yönünde uygulanması ile kasın fasilite edildiği, kas gövdesine çapraz yapılmasıyla ise kasın inhibe edildiği gösterilmiş olmasına karşın kinezyolojik bantlar ile yapılan çalışmalarda ortaya çıkan farklı sonuçlar, bandın kas gücüne etkisini inceleyen iyi tasarlanmış, kontrollü ve fazla sayıda olgunun yer aldığı yeni çalışmaların yapılması gerekliliğini ortaya koymaktadır. Bir sporcunun performansının izlenmesi elektrotların veri analizlerine bakılarak, kas yorgunluğu ya da kas aktivitesi bakımından geliştirilebilmektedir (Balestra ve ark., 2001).

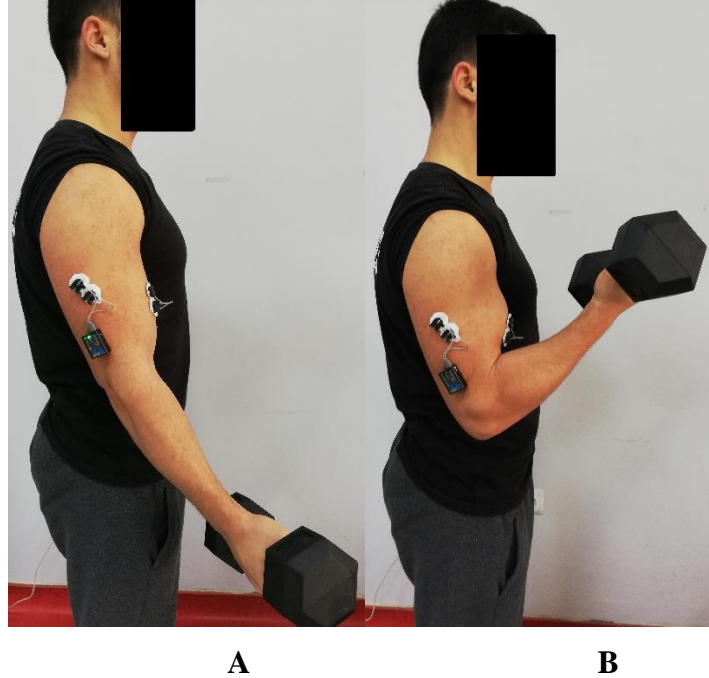
## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

### 2.1. Araştırma Grubu

18-24 yaşları arasında değişiklik 40 katılımcı (10 sporcu kadın; 10 sporcu erkek, 10 sedanter kadın, 10 sedanter erkek) çalışmaya katılmıştır. Çalışmada gönüllük esasına dayanılmıştır. Gönüllü katılımcılar test esnasından önce çalışma hakkında bilgilendirilip gönüllülük olur formu imzalatılarak ölçümler alınmıştır. Deneklerle ölçüm alınmadan 48 saat öncesinden kafein, nikotin, alkol, ağır fiziki spor aktivitesinin yapılmaması ve benzeri maddeleri kullanılmaması hakkında bilgilendirilmiştir. Bu çalışmaya katılan gönüllü katılımcıların fiziki özellikleri Tablo-1'de değinilmiştir. Örneklemin genişliğini belirlemek amacıyla güç analizi testi uygulanmıştır. Güç analiz raporu (EK-1) de sunulmuştur. Gönüllülere spor sakatlığı, kronik veya kas ağrısı, kastaki herhangi bir hasar, cilt hastalıkları (alerji), kas-iskelet sistemine yönelik sorular sorulmuştur ve sakatlıklarla ilgili öyküsü bulunan denekler çalışmaya dahil edilmemiştir. Bu çalışma Ordu Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Performans Laboratuvarında deneklerin çift gelmesiyle birlikte başlanmıştır. Bu çalışmaya Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun onayından (Kodu: 2011-KAEK-2, Sayı: 2018-209) sonra başlanmıştır (Ek-2)

## 2.2. Veri Toplama

Katılımcılar, kas aktivasyonu için agonist ve antagonist kaslar olan biceps brachii (BB) ve triceps brachii (TB) kaslarının izotonik kas aktivasyonları ve izometrik yorgunluk protokolü tamamlamışlardır. Biceps brachii kas aktivasyonu ve kas yorgunluğu için *Dumbbell Biceps Curl (DBC)* hareketi kullanılmıştır (Fotoğraf 5) (Oliveira ve ark, 2009). BB kasının aktivasyonu için 3 set on tekrar izotonik BBC egzersizi kullanılmıştır. Kullanılan yük tek tekrar maksimum ağırlığın %30'udur. Hareketin fleksiyon ve ekstansiyon hızını standartlaştırmak için dakikada 30 vuruşluk metronom kullanılmıştır (her tekrar 4 sn). İzotonik egzersizler, eklem hareket açıklığı boyunca sabit duran dirence karşı yapılan dinamik kas kasılmasıdır. İzotonik kasılma konsantrik egzersiz sırasında kasılan kasın boyu kısalır, fakat yük sabittir (Balint ve ark.1997).



**Resim 5.** BB kas aktivasyonu ve yorgunluğu için DBC hareketi.

A- Hareketin başlangıcı, B- Hareketin bitişi

BB kasının kas yorgunluğu için ise dirsek eklemi 90°'lik açıda katılımcılarından bitkin olana kadar izometrik pozisyonda tutunmaları istenmiştir (Fotoğraf 6) (Peixoto ve ark., 2010).



**Resim 6.** BB kas yorgunluğu için uygulanan hareket

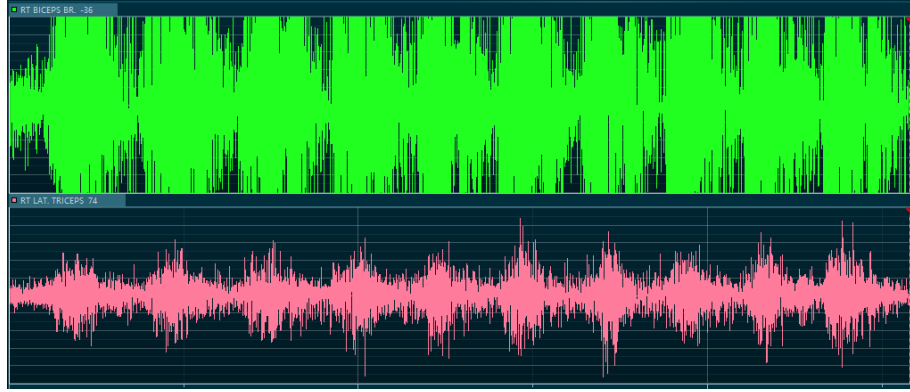
BB kasının yorgunluğu ve aktivasyonunu ortaya çıkarmak için uygulanan DBC hareketine bakıldığında, kasın en aktif halde kasılması halinde BB ve onun antagonisti pozisyonunda olan triceps brachii (TB) kaslarından deneklerin en baskın tarafından ölçümler alınmıştır. Ölçümleri almak için kablosuz Ag/AgCl yüzeysel elektrotlar ile Noraxon markalı cihaz (myoMUSCLE, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) kullanarak alınmıştır. Bütün kasların elektrot lokasyonları SENIAM kriterlerine uygun şekilde belirlenmiştir.

### 2.3. EMG Analizi

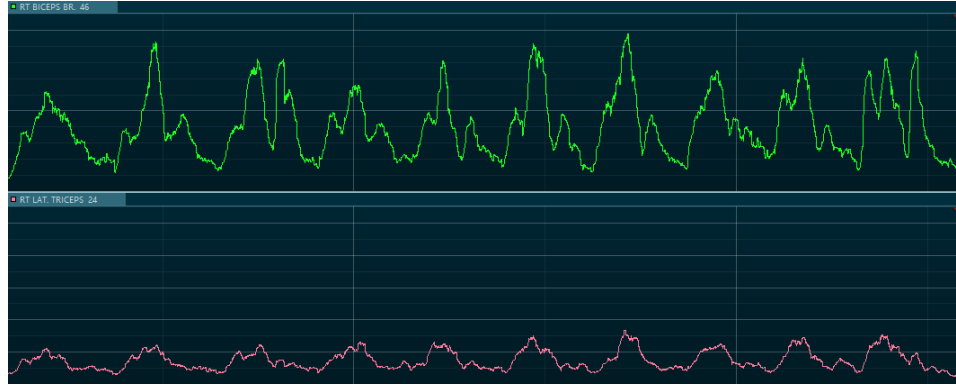
Kas aktivasyonu protokolü;

Kas aktivasyonunun normalizasyonu için BB ve TB kaslarından EMG sinyalleri üzerinde bir genlik analizi olan MVC (Maksimum İstemli Kasılma - Maximum Voluntary Contraction) analiz tekniği kullanılmıştır. Kondrad'a göre gönüllüye kuvveti hafifçe arttırması, 3-5 sn sonra maksimum efora ulaşması, 3 sn boyunca maksimumda beklemesi ve hızla gevşemesi istenir. Bu prosedür 3 kere ve her ölçüm arasında 30-60sn beklenerek tekrar edilmiştir. Bu post-işlem metodu, maksimum istemli kasılma anındaki EMG kaydından RMS (root mean square) gibi bir değeri takip eden EMG data serilerini normalize etmeye yarar. Sonuç MVC değerinin bir yüzdesi (MVC%) olarak elde edilir. Bu da teste katılan gönüllüler arasındaki verileri kıyaslama imkânı sağlar (Şimşek ve ark., 2016; Şimşek, 2017; Eser, 2018). MVC uygulamasından 3 dakika sonra ve 2 dakikalık dinlenme aralıkları ile kas aktivasyonunun belirlemek için 3 set on tekrarlı izotonik kasılma anındaki 1000 Hz örnekleme hızında EMG verileri kaydedilmiştir. Elde edilen EMG verilerine 20 Hz yüksek geçiren Butterworth filtre uygulanmıştır. Ham EMG sinyali analiz için kullanılmadan önce işlenmelidir. Root-mean-square (RMS) i alınmış değerler EMG sinyalinin fiziksel özelliğinin bir ölçümünü verir, bu da sinyalin enerjisidir. Çalışmada, filtrelenmiş EMG değeri son olarak RMS filtresinden geçirilmiş ve daha düzgün bir amplitüde sahip eğriler dizini elde edilmiştir.

**A**



**B**

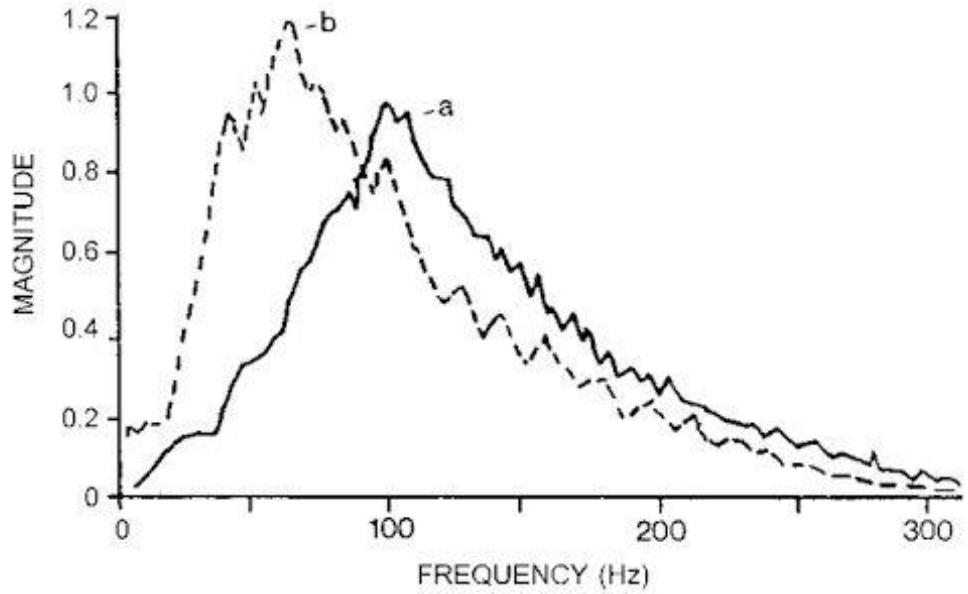


**Şekil 2.** Gönüllü bir katılımcının 10 tekrar biceps curl egzersizi sırasındaki yüzeysel EMG verileri. A: ham EMG verisi, B: RMS filtreden geçirilmiş veri.

#### **2.4. Yorgunluk protokolü;**

BB kasının kas yorgunluğu için dirsek eklemi 90°'lik açıda gönüllülerden bitkin olana kadar izometrik pozisyonda tutunmaları istenmiştir (Fotoğraf 2). Elde edilen Elektromiyografik analizleri 10 hz. Yüksekten geçiren, mümkün olduğu kadar düz bir frekansa reponsaya sahip olabilmek için tasarlanmış bir sinyal işletme tipi olan "Butterworth Filtre" kullanılıp geçirildikten sonra hareketteki 5 saniyelik ve 20

saniyelik aralığındaki (15 saniyelik) ortanca (medyan)frekans hesaplamasını (hz)olarak yapılmıştır. Ortanca frekansın elektromiyografik sinyallerin yardımı ile yapılmakta olan kastaki yorgunluğu ölçme çalışmalarında genellikle kullanılan yöntem yorgunluk indeksinin hesaplanmasıdır. Ortanca frekanslar (Medyan), güç spektrumu aynı eşit dağılmış iki bölgeyi ayıran frekans değeridir. İzometrik kasılmalar esnasında kasta yorgunluk oluştuğça ortanca frekans değerinde düşüş görülmektedir (Şekil 3).



**Şekil 3.** Elektromiyografik güç spectrum yorgunluğu, yorgunluk öncesini gösteren 'a' ,yorgunluk sonrasının gösteren ise 'b' frekanslarıdır. Medyan frekans (MF) (De Luca, 1984).

## 2.5. Kinesio Bant (Tape) Uygulaması

Kas aktivasyonu ve kas yorgunluğu değerleri EMG cihazı ile alındıktan sonra biceps brachii kası üzerine kas aktivasyonunu arttırmak için nöral teknik (I şerit) bantlama tekniğine uygun %50 germe ile kinesio bant (Kinesio® Tex Gold™ Tape 5cm) uygulaması yapılmıştır (Fotoğraf 4) (Çeliker ve ark., 2011). Gönüllüler 48 saat (2 gün) boyunca kinesio bant ile günlük yaşamlarına devam etmeleri ve sportif aktivitelere uzak durmaları konusunda uyarılmışlardır. 48 saat sonra MVC belirleme hariç diğer izotonik (3 set 10 tekrar) ve izometrik EMG lmleri tekrarlanmıştır. Elektrot yerlerinin ilk ve son ölümlerde standart olabilmesi için ilk ölüm anında elektrot yerleri silinmez kalem ile işaretlenmiştir. İlk ziyarette alınan MVC değerleri bütün çalışma boyunca kas aktivasyon yüzdelelerini belirlemek için kullanılmıştır. Bunun nedeni, kinesio bant uygulamasının 48 saat sonra oluşması muhtemel etkilerinin belirlenebilmesidir.



**Resim 7.**Uygulamada kullanılan kinesio bant (Kinesio® Tex Gold™ Tape 5cm)



## 2.6. Verilerin İstatiksel Analizi

Araştırmada elde edilen verilerin bilgisayar ortamına aktarılıp veri analizleri yapılarak kayıt altına alınmıştır. Bu çalışmada ki verilerin analizi ve istatistiksel hesaplamaları 22.0 SPSS paket programı ile gerçekleştirilmiştir. Analiz sonucunda elde edilen verilerin değerlendirilebilmesi için standart sapma (SS), Aritmetik ortalama (X) gibi önemli istatistiksel yöntemler uygulanmıştır. Öncelikle verilerin doğru dağıldıklarını görmek için Shapiro-Wilk testi kullanılmıştır, bundan dolayı sedanter ve sporcu katılımcıların biceps brachii ve triceps brachii kaslarının kinesio bant uygulaması sonrasında oluşan kas aktivasyon ve yorgunluk değerlerinin belirlenmesi ve etkilerinin analizi için Independent Samples t-test kullanılmıştır. Kinesio bant uygulamasının biceps brachii ve triceps brachii kaslarının aktivasyonu ve yorgunluk düzeylerine olan etkilerinin belirlenmesi için ön ve son testin desenine uygun analiz verilerini karşılaştırmak için t-testi Paired Samples uygulanmıştır. Anlamlılık en az  $p < 0,05$  düzeyinde kabul edilmiştir.

### 3. BULGULAR

Çalışmamıza, Ordu Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulunda ve Eğitim Fakültesinde öğrenim gören yaşları 18-24 arasında değişen toplam sağlıklı 40 gönüllü (10 sporcu kadın, 10 sporcu erkek, 10 sedanter kadın, 10 sedanter erkek) dahil edilmiştir.

**Tablo 3.1. Çalışmaya Katılan Gönüllülerin Demografik Özellikleri**

Parametre	Grup	N	X	SS	t	P
Yaş(yıl)	Sporcu	20	20,80	1,64	-0,354	0,725
	Sedanter	20	21,00	1,91		
Boy (cm)	Sporcu	20	168,20	7,91	-0,304	0,763
	Sedanter	20	168,95	7,70		
Ağırlık (kg)	Sporcu	20	63,30	12,97	-1,194	0,240
	Sedanter	20	68,20	12,98		
VKİ (kg/m <sup>2</sup> )	Sporcu	20	22,21	3,08	-1,552	0,129
	Sedanter	20	23,71	2,99		

Çalışmaya katılan tüm deneklerin vücut analizi sonuçlarına bakıldığında sedanter ve sporcu deneklerin yaş, boy, ağırlık, VKİ değerlerine bakıldığında istatistiksel verilerinde bir fark görülmemiştir ( $p>0.05$ ).

**Tablo 3.2. Bütün katılımcıların ön-test ve son-test izotonik biceps curl kas aktivasyonu (MVC oranları) değerlerinin karşılaştırılması**

Parametre	Grup	N	X	SS	t	P
<b>Biceps Brachii</b>	Ön-test	40	30,04	12,98	-3,402	0,002**
	Son-test		34,28	15,05		
<b>Triceps Brachii</b>	Ön-test	40	20,69	11,21	-1,707	0,96
	Son-test		22,79	12,29		

\*p<0.01

Çalışmaya katılan gönüllülerin ön-test ve son-test izotonik biceps curl kas aktivasyonu sırasında kaslardan elde edilen RMS ( $\mu$ V) değerlerinin MVIC oranları incelendiğinde; Biceps curl egzersizi göz önüne alındığında agonist kas olan BB kasının ön ve son test değerlerine bakıldığında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmiştir ( $p<0.01$ ). Bu fark BB kasının 48 saatlik kinesio bant uygulama sonrasında aynı egzersiz anında daha fazla oranda işe katıldığı şeklindedir. Antagonist kas olan TB kasının son-test oranları da ön-test oranlarına göre daha fazla olmasına rağmen bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ).

Aynı zamanda biceps curl hareketi sırasında agonist kasın antagonist kasa göre daha fazla oranda işe katıldığı doğal sonucu BB ön-test:  $30,04\pm 12,98$ , son-test:  $34,28\pm 15,05$ ; TB ön-test:  $20,69\pm 11,21$ , son-test:  $22,79\pm 12,29$  görülmektedir.

**Tablo 3.3. Sedanter ve sporcu katılımcıların ön ve son test izotonik biceps curl kas aktivasyonu (MVC oranları) değerlerinin karşılaştırılması**

<b>Değişken</b>	<b>Grup</b>	<b>N</b>	<b>X</b>	<b>SS</b>	<b>t</b>	<b>P</b>
<b>Biceps Brachii Ön-test</b>	Sporcu	20	27,88	13,12	-1,052	0.299
	Sedanter	20	32,19	12,80		
<b>Triceps Brachii Ön-test</b>	Sporcu	20	17,54	13,32	-1,829	0.075
	Sedanter	20	23,84	7,71		
<b>Biceps Brachii Son-test</b>	Sporcu	20	31,95	16,42	-0,978	0.334
	Sedanter	20	36,61	13,56		
<b>Triceps Brachii Son-test</b>	Sporcu	20	19,35	11,39	-1,825	0.076
	Sedanter	20	26,24	12,46		

Çalışmaya katılan sporcu ve sedanter gönüllülerin izotonik biceps curl egzersizi sırasında ön-test ve son-test BB ve TB kas aktivasyon oranları incelendiğinde sedanter bireylerin sporcu bireylerle aynı işi yapabilmeleri için BB ve TB kaslarının daha fazla oranda işe katıldıkları ortalamalarda görülmektedir. Fakat bu farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ).

**Tablo 3.4. Kadın ve erkek katılımcıların ön-test ve son-test izotonik biceps curl kas aktivasyonu (MVC oranları) değerlerinin karşılaştırılması**

<b>Parametre</b>	<b>Grup</b>	<b>N</b>	<b>X</b>	<b>SS</b>	<b>t</b>	<b>P</b>
<b>Biceps Brachii Ön test</b>	Kadın	20	33,12	16,31	1,529	0,134
	Erkek	20	26,95	7,74		
<b>Triceps Brachii Ön-test</b>	Kadın	20	22,01	12,41	0,737	0,466
	Erkek	20	19,38	10,01		
<b>Biceps Brachii Son-test</b>	Kadın	20	36,10	17,56	0,764	0,450
	Erkek	20	32,45	12,23		
<b>Triceps Brachii Son-test</b>	Kadın	20	26,19	14,00	1,797	0,080
	Erkek	20	19,40	9,48		

Çalışmaya katılan kadın ve erkek gönüllülerin izotonik biceps curl egzersizi sırasında ön-test ve son-test BB ve TB kas aktivasyon oranları incelendiğinde; kadın bireylerin erkek bireylere göre biceps curl egzersizi sırasında BB ve TB kaslarının daha fazla oranda işe katıldıkları ortalamalarda görülmektedir. Fakat bu farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ).

**Tablo 3.5. Bütün katılımcıların ön-test ve son-test izometrik kas aktivasyonu sırasında Medyan Frekans (Hz) değerlerinin farkları**

<b>Değişken</b>	<b>Grup</b>	<b>N</b>	<b>X</b>	<b>SS</b>	<b>t</b>	<b>P</b>
<b>Biceps Brachii</b>	Ön-test	40	54,11	5,80	0,267	0,791
	Son-test		53,88	5,46		
<b>Triceps Brachii</b>	Ön-test	40	56,43	7,03	-0,129	0,898
	Son-test		56,54	6,93		

Araştırmaya gönüllü olarak katılan sedanter ve sporcuların ön-test ve son-test izometrik kas aktivasyonu sırasında kas yorgunluklarının incelenmesi için işe katılan kaslardan elde edilen Medyan Frekans MF (Hz) değerleri incelendiğinde; BB ve TB kaslarının ön ve son test bulgularında bir fark tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ). Sonuç olarak 48 saatlik kinesio bant uygulama sonrasında kasların hareketli (izotonik) kasılmalarında bir artışa neden olmasına (tablo 2) rağmen statik kasılma (izometrik) sırasındaki kas yorgunluğu değerlerinde ise bir değişime neden olmadığı (tablo5) yönündedir.

**Tablo 3.6. Sedanter ve sporcu katılımcıların ön ve son testi izometrik kas aktivasyonu sırasında Medyan Frekans (Hz) değerlerinin farkları**

Değişken	Grup	N	X	SS	t	P
<b>Ön-test Biceps Brachii</b>	Sporcu	20	52,88	6,15	-1,363	0.181
	Sedanter	20	55,35	5,29		
<b>Ön-test Triceps Brachii</b>	Sporcu	20	55,22	8,30	-1,094	0.281
	Sedanter	20	57,64	5,41		
<b>Son-test Biceps Brachii</b>	Sporcu	20	51,76	5,39	-2,634	0.012*
	Sedanter	20	56,01	4,77		
<b>Son-test Triceps Brachii</b>	Sporcu	20	54,60	8,28	-1,822	0.076
	Sedanter	20	58,48	4,69		

\*p<0.05

Araştırmaya gönüllü olarak katılan sedanter ve sporcu deneklerin ön ve son test izometrik kas aktivasyonu sırasında kas yorgunluklarının incelenmesi için işe katılan kaslardan elde edilen MF (Hz) değerleri incelendiğinde; son test BB kasından elde edilen değerlerde istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir (p<0.05). Bu sonuç 48 saatlik kinesio bant uygulama sonrasında kas yorgunluk değerlerinde spora katılım oranlarının fark yarattığını ortaya koymaktadır. Tablo 2 de görülen kinesio bant uygulaması sonrasında kasların daha aktif olması sonucuna ek olarak sporcularda (MF: 51,76±5,39) sedanterlere (56,01±4,77) göre kinesio bant uygulaması kaslarının daha yorgun olmasına neden olmaktadır (Tablo 6). Ön-test BB ve TB ile son-test TB kaslarından elde edilen kas yorgunluk değerine bakıldığında istatistiksel bir bulgu tespit edilmemiştir (p>0.05).

**Tablo 3.7. Kadın- Erkek katılımcıların ön-test ve son-test izometrik kas aktivasyonu sırasında Medyan Frekans MF (Hz) değerlerinin farkları**

<b>Parametre</b>	<b>Grup</b>	<b>N</b>	<b>X</b>	<b>SS</b>	<b>t</b>	<b>P</b>
<b>Biceps Brachii Ön test</b>	Kadın	20	54,72	6,44	0,657	0,515
	Erkek	20	53,51	5,18		
<b>Triceps Brachii Ön-test</b>	Kadın	20	58,14	7,23	1,563	0,126
	Erkek	20	54,72	6,55		
<b>Biceps Brachii Son-test</b>	Kadın	20	54,08	5,26	0,224	0,824
	Erkek	20	53,69	5,79		
<b>Triceps Brachii Son-test</b>	Kadın	20	57,96	5,83	1,311	0,198
	Erkek	20	55,12	7,76		

Araştırmaya gönüllü olarak katılan kadın-erkek gönüllülerin ön ve son test izometrik kas aktivasyonu sırasında kas yorgunluklarının incelenmesi için işe katılan kaslardan elde edilen MF (Hz) değerleri incelendiğinde; ön-test ve son-test BB ve TB kaslarından elde edilen değerlerde istatistiksel olarak fark tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ). Bu sonuç 48 saatlik kinesio bant uygulaması sonrasında kas yorgunluk değerlerinde cinsiyet faktörlerine göre yorgunluk oranlarında bir fark yaratmadığı sonucunu ortaya koymaktadır.



## 4.TARTIŞMA

Kinesio Tape (KT) hem rehabilitasyon hem de spor tıbbı amaçlı kas-iskelet sistemi hastalıklarını tedavi yöntemi amacıyla çok yönlü işlevde kullanılır. Kinesio bant elastik bant olduğu için geleneksel pamuk elastik olmayan banttan farklılık göstermektedir. Kinesio bandın orijinal uzunluğunun % 140'ına kadar uzayabilmesi ve böylece cilt üzerinde sabit bir kesme kuvveti ile zayıf kasları güçlendirerek kas fonksiyonunu düzeltir. Kan ve lenf dolaşımını iyileştirir, kas hareketi ile derinin altında sıvı veya kanamayı önler, nörolojik baskılama yoluyla ağrıyı azaltır, kas spazmını azaltarak yanlış hizalanmış eklemleri düzeltir. Tüm bu faktörler, Kinesio Bant'ı geleneksel banttan farklı kılan özelliklerindedir (Fratocchi ve ark. 2013). Ağrı kesici özelliği sayesinde Kinesio Tape, rotator manşet tendiniti, omuz sıkışma sendromu, akut omurga ve kronik bel ağrısı KT'nin etkileşimi ile ilgili olarak birçok çalışmada test edilmiştir (Djordjevic ve ark 2012). Hareketin kontrolünü kolaylaştırmak için önerilen yöntemlerden biri kinesio bantlamadır. Kinesio bant cilt özelliklerini mümkün olduğunca taklit etmek için uyarlanmıştır (Kase, Hashimoto ve Okane, 1996).

Çalışmamızda 18-24 yaş arasında farklılık gösteren sağlıklı toplam da 40 gönüllü (10 sporcu kadın; 10 sporcu erkek, 10 sedanter kadın, 10 sedanter erkek) katılımcıların BB kasına uygulanan Kinesio Bant (Tape) uygulamasının etkisine bakılması amaçlanmıştır. İlk ve son test sonuçlarının kas aktivitesi ve kas yorgunluğunun değerlendirilmesi için elektromiyografi ile biceps brachii ve triceps brachii kaslarında elektromiyografi sinyalleri üzerinde bir genlik analizi olan Maksimum İstemli Kasılma - Maximum Voluntary Contraction analiz yöntemi kullanılmıştır. BB kasına uygulanan kinesio tape uygulamasının etkisi üzerine kas yorgunluğu ve kas aktivitesine bakılması amaçlanan çalışmamızda;

Çalışma ekibine gönüllü olarak katılan bütün bireylerin vücut analiz değerlerine bakıldığında, sedanter ve sporcu deneklerin boy, ağırlık, yaş ve VKİ değerlerinde istatistiksel olarak fark görülmemiştir. Bu sonuç çalışmaya katılan

bireylerin fiziksel özellikler bakımından homojen dağıldıklarını göstermektedir. Yüzeysel elektromyografi çalışmaları katılımcıların kas aktivasyonunu değerlendirmek için kullanılan standart bir yöntem olmasına rağmen, intrinsik ve ekstrinsik faktörlere bağlı olarak çeşitli şekillerde ölçülür (Dal Maso ve ark., 2016). Literatür incelendiğinde, kas aktivasyonu komşu eklemin durumuna (Lee ve ark., 2013), ölçümün alındığı saate (Martin ve ark., 1999), eklemin yerine (Jaskolski ve ark., 2000) ve sinerjik kasların kasılmasına (Ball ve Scurr, 2010) göre değiştiği bildirilmiştir. Bir başka çalışmada, hastanın motivasyonu gibi psikolojik etkiye bağlı kas aktivitesi değişkenliğini bildirmiştir (Ball ve Scurr, 2010). Bizim çalışmamızda da sporcu ve sedanter bireylerin fiziksel özelliklerinin benzerlik göstermesi sağlanmış ve kas aktivasyon değerlerinin motivasyon gibi psikolojik faktörlere ve sirkadiyen ritme bağlı olarak değişmemesi için ölçümlerin günün aynı saatinde alınmasına özen gösterilmiştir.

Çalışmamıza katılan gönüllülerin ön-test ve son-test izotonik biceps curl kas aktivasyonu sırasında (3 set on tekrar ortalamaları) kaslardan elde edilen RMS ( $\mu V$ ) değerlerinin MVIC oranları incelendiğinde; Biceps curl egzersizi göz önüne alındığında agonist kas olan Biceps brachii kasının ön ve son test değerlerinde istatistiksel bir fark tespit edilmiştir (Tablo 2). Bu fark Bieps brachii kasının 48 saatlik kinesio tape uygulaması sonrasında aynı egzersiz sırasında daha fazla oranda işe katıldığı şeklinde yorumlanabilir. Aynı şekilde biceps curl hareketi sırasında agonist kasın antagonist kasa göre daha fazla oranda işe katıldığı ve doğal sonucu BB ön-test:  $30,04 \pm 12,98$ , son-test:  $34,28 \pm 15,05$ ; TB ön-test:  $20,69 \pm 11,21$ , son-test:  $22,79 \pm 12,29$  olduğu görülmektedir. Elde ettiğimiz bir diğer sonuca göre ise; antagonist kas olan Triceps Brachii kasının son-test oranları da ön-test oranlarına göre ortalamaları daha fazla olmasına rağmen bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Slupik ve ark. (2007), yapmış oldukları bir çalışmada vastus medialis kasına uygulanan kinesio bant uygulamasının kas biyoelektriksel aktivitesi üzerine etkileri EMG kullanılarak ölçülmüştür. Sonuç olarak 24 saat sonra kas biyoelektriksel aktivitesinde bir artış olduğu fakat istatistiksel olarak farkın 72 saat sonra ortaya çıktığını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da BB kasının biyoelektriksel aktivitesindeki artışın 48 saat sonra istatistiksel olarak anlamlı

düzeyde olduğu gözlenmiştir. Slupik ve ark, (2007) farklı kas grupları üzerine yapmış oldukları çalışmada benzer sonuçlara ulaşılmış olduklarını ifade etmişlerdir. Lee ve ark., (2015) yapmış oldukları bir çalışmada BB kasına uygulanan kinesio bantın 7 set on tekrar yapılan kuvvet çalışması sırasında EMG kullanılarak kas biyoelektriksel aktivitesi incelenmiştir. Kinesio bant uygulamasından 24 ve 48 saat sonra kas biyoelektriksel aktivitesinde azalma, 72 saat sonra kas biyoelektriksel aktivitesinde ise bir artma tespit edilmiştir. Bizim çalışmamız bu çalışma ile benzerlik göstermesine rağmen bu çalışmada kas biyoelektriksel aktivitede artış 72 saat sonra görülmüştür. Lee ve ark, (2013) yapmış oldukları bu çalışmada kinesio bantlama tekniği hakkında detaylı bilgi verilmemiştir, bizim çalışmamızda 48 saat sonra oluşan farkın nedeni, bizim çalışmamızda kasın aktivitesini uyarıcı bir bantlama tekniği olan I bantlama tekniği kullanılması olabilir. Literatürde kinesio bantlamanın kas kuvveti üzerine etkilerinin araştırıldığı çalışmalarda mevcuttur. Kralova ve ark., (2013) yapmış oldukları bir çalışmada kinesio bantlamadan 24 ve 72 saat sonra dirsek ekleminin fleksiyon ve ekstansiyon izokinetik kuvvet ölçümleri arasında bir fark tespit edilmemiş ve kasların biyoelektriksel aktivitesi incelenmemiştir.

Çalışmamıza katılan sporcu ve sedanter gönüllülerin izotonik biceps curl egzersizi sırasında ön-test ve son-test Biceps Brachii ve Triceps Brachii kas aktivasyon oranları incelendiğinde sedanter bireylerin sporcu bireylerle aynı işi yapabilmeleri için BB ve TB kaslarının daha fazla oranda işe katıldıkları ortalamalarda görülmektedir (Tablo 3). Fakat bu farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir. Kas aktivasyonu kasın verdiği belirli bir gücün sonucudur, fakat elektromiyografi aktivitesi ile güç arasındaki ilişki kalitatifdir (Türker ve Sözen, 2013). Elektromiyografik kas aktivasyonu ve yorgunluğunu belirleyebilir. Aynı zamanda performansın gelişmesine de yardımcı olduğu düşünülmektedir. Sporcularla yapılan çalışmalarında yüzeysel elektromiyografi genellikle kas ve hareket bozukluklarının tespiti için kullanılmasına rağmen, spor bilimlerinde de sporcuların performanslarının değerlendirilmesi içinde kullanılan bir yöntemdir. Sözen yüzeysel elektromiyografi ile hareketlerde en aktif rolü oynayan kasların fonksiyonel kapasitesi belirlenebilir ve spor dallarında başarıda önemli rol oynayan

beceri analizlerinin ve egzersiz programlarının belirlenmesini de kullanılabilir demektir (Sözen ve ark., 2019). Araştırmamızda sedanter bireylerin sporcu bireylere göre hem ön-test hem de son-testte daha fazla aktif oldukları ortalamalarda görülmektedir. Lanza'nın (2018) yapmış olduğu bir çalışmada şnav hareketi sırasında sedanter ve sporcu bireylerin TB ve anterior deltoid kaslarının biyoelektriksel aktivitesi EMG kullanılarak incelenmiştir. Sedanter bireylerin kas biyoelektriksel aktivasyonları daha yüksek olduğu rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızın sonuçları da bu çalışma ile benzerlik göstermektedir. Literatürde bizim çalışmamızı destekler bir diğer çalışma ise Syed-Abdul ve ark., (2018) yapmış oldukları çalışmada sedanter, futbolcu ve cimnastik sporcularının şnav hareketi sırasında TB kasının kas aktivasyonları karşılaştırılmış ve en düşük TB kas aktivasyonunun cimnastik grubunda olduğu bulunmuştur. Salonikidis ve ark., (2009) yapmış oldukları bir diğer çalışmada araştırmacılar sedanter ve tenis sporcularının fleksor carpi ulnaris ve extensor digitorum kaslarının EMG aktivasyonlarını incelemişler ve tenis sporcularının ilgili kaslarının daha düşük MVC oranlarında aktive olduklarını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamız bu çalışma ile de benzerlik göstermektedir.

Çalışmaya katılan kadın ve erkek gönüllülerin izotonik biceps curl egzersizi sırasında ön-test ve son-test BB ve TB kas aktivasyon oranları incelendiğinde; kadın bireylerin erkek bireylere göre biceps curl egzersizi sırasında BB ve TB kaslarının daha fazla oranda işe katıldıkları ortalamalarda görülmektedir. Fakat bu farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 4). Bu sonuç kadın bireylerin biceps curl egzersizi sırasında işe katılan kaslarının erkek bireylere göre daha fazla zorlandığı şeklinde yorumlanabilir. Fakat bütün ortalamaların düşük görünmesine rağmen fark istatistiksel olarak anlamlığı ifade etmemektedir. White ve ark., (2003) yapmış oldukları çalışmada kadın ve erkek katılımcıların alt ekstremitte kaslarının MVC oranları ile kas aktivasyonları incelenmiştir. Çalışmanın sonunda bazı kaslarda kadın bazı kaslarda ise erkek katılımcıların kas aktivasyonlarının fazla olduğu görülmüştür. Garrison ve ark., (2005) yapmış olduğu bir çalışmada kadın ve erkek futbolcu katılımcıların kas aktivasyonları MVC normalizasyonu ile incelenmiş ve cinsiyetler arası bir fark tespit edilmemiştir. Keller ve ark., (2011).

yapmış oldukları bir diğer çalışmada da benzer sonuçlar elde edilmiş, kadın ve erkek bireylerin kas aktivasyonları MVC normalizasyonu ile incelenmiş farkat bir fark tespit edilmemiştir. Bizim çalışmamızın sonuçları literatürdeki bu çalışmalar ile benzerlik göstermektedir.

Araştırmaya katılan deneklerin ön ve son test izometrik kas aktivasyonu sırasında kas yorgunluklarının incelenmesi için işe katılan kaslardan elde edilen Medyan Frekans MF (Hz) değerleri incelendiğinde; BB ve TB kaslarının ön ve son test değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir. Bu sonuç 48 saatlik kinesio bant uygulama sonrasında kasların hareketli (izotonik) kasılma sırasında biyoelektriksel aktivitelerinde bir artışa neden olmasına (tablo 2) rağmen statik kasılma (izometrik) sırasındaki kas yorgunluğu değerlerinde ise bir değişime neden olmadığı (tablo5) yönündedir. İzometrik egzersiz kas boyunda bir değişiklik ve eklem de hareket olmaksızın kasın direnemeyeceği kadar büyük dirençlere karşı devam eden kasılmaya izometrik kasılma adı verilir (Kisner ve ark. 1985). İzometrik kasılma eklemde hareketlilik olmadığı için eklem hareketinin yapılamadığı durumlarda tercih edilebilmektedir (Joynt, 1988). İzometrik kasılmalar sırasında kas yorgunluğunun EMG'den elde edilen MF değerlerinde bir azalma gösterdiği yaygın olarak kabul edilmektedir (Merletti ve ark., 1992; Georgakis ve ark., 2003; Sozen ve ark., 2019). Zanca ve ark., (2016) yapmış oldukları bir çalışmada bizim çalışmamızda kullandığımız EMG'den elde edilen MF değerleri ile kinesio bant uygulamasının kas yorgunluğu üzerine etkileri incelenmiştir. Yapmış oldukları çalışmanın prosedürüne göre üst düzey sporcularda üst ve alt trapezius ile serratus anterior kaslarının yorgunlukları incelenmiştir. Çalışmanın sonunda kas yorgunluğu ile ilgili herhangi bir değişime neden olmadığı rapor edilmiştir. Bizim çalışmamız da bu çalışma ile benzer sonuçları göstermektedir. Benzer sonuçların elde edilmesinin nedeni hem bizim çalışmamız da hem de Zanca ve ark., yapmış oldukları çalışma da sağlıklı gönüllülerin katılması olabilir. Çünkü Hsu ve ark, (2009) ve Su ve ark., (2004) yapmış oldukları çalışmalarda sporcu sakatlığı geçiren sporcular üzerine kinesio bant uygulamasının kas yorgunluğu üzerine etkilerini incelemişler ve kinesio bandın sakat kas gruplarının yorgunluklarında değişime neden olduğunu rapor etmişlerdir.

Çalışmamıza katılmış olan sedanter ve sporcu deneklerin ön ve son test izometrik kas aktivasyonu sırasında kas yorgunluklarının incelenmesi için işe katılan kaslardan elde edilen MF (Hz) değerleri incelendiğinde; son test BB kasından elde edilen değerlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ). Bu sonuç 48 saatlik kinesio bant uygulama sonrasında kas yorgunluk değerlerinde spora katılım oranlarının fark yarattığını ortaya koymaktadır. Tablo 2 de görülen kinesio bant uygulaması sonrasında kasların daha aktif olması sonucuna ek olarak sporcularda MF:  $51,76\pm 5,39$  sedanterlere ( $56,01\pm 4,77$ ) göre kinesio bant uygulaması kaslarının daha yorgun olmasına neden olmaktadır (Tablo 6). Ön-test BB ve TB ile son-test TB kaslarından elde edilen kas yorgunluk değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmemiştir ( $p>0,05$ ).

Çalışmamıza katılan erkek ve kadın gönüllülerin ön ve son test izometrik kas aktivasyonu sırasında kas yorgunluklarının incelenmesi için işe katılan kaslardan elde edilen MF (Hz) değerleri incelendiğinde; ön-test ve son-test BB ve TB kaslarından elde edilen değerlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmemiştir ( $p>0,05$ ). Bu sonuç 48 saatlik kinesio bant uygulaması sonrasında kas yorgunluk değerlerinde cinsiyet faktörlerine göre yorgunluk oranlarında bir fark yaratmadığı sonucunu ortaya koymaktadır.

## 5. SONUÇ VE ÖNERİ

Kinesio bant uygulaması biceps curl egzersizi göz önüne alındığında agonist kas olan Biceps brachii kasının ön ve son test değerlerinde değişimlere neden olmuştur. Bu fark Biepps brachii kasının 48 saatlik kinesio tape uygulaması sonrasında aynı egzersiz sırasında daha fazla oranda işe katıldığı şeklinde yorumlanabilir. Kinesio bant uygulaması yapılan kas daha fazla aktif olmaktadır. Çalışmamıza katılan sporcu ve sedanter gönüllülerin izotonik biceps curl egzersizi sırasında ön-test ve son-test Biceps Brachii ve Triceps Brachii kas aktivasyon oranları incelendiğinde sedanter bireylerin sporcu bireylerle aynı işi yapabilmeleri için BB ve TB kaslarının daha fazla oranda işe katıldıkları ortalamalarda görülmektedir.

Çalışmaya katılan kadın ve erkek gönüllülerin izotonik biceps curl egzersizi sırasında ön-test ve son-test BB ve TB kas aktivasyon oranları incelendiğinde; kadın bireylerin erkek bireylere göre biceps curl egzersizi sırasında BB ve TB kaslarının daha fazla oranda işe katıldıkları ortalamalarda görülmektedir. Bu sonuç kadın bireylerin biceps curl egzersizi sırasında işe katılan kaslarının erkek bireylere göre daha fazla zorlandığı şeklinde yorumlanabilir. Fakat bütün ortalamaların düşük görünmesine rağmen fark istatistiksel olarak görülmemektedir.

Araştırmaya katılan deneklerin ön ve son test izometrik kas aktivasyonu sırasında kas yorgunluklarının incelenmesi için işe katılan kaslardan elde edilen MF değerleri incelendiğinde; BB ve TB kaslarının ön ve son test değerlerinde istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir. Bu sonuç 48 saatlik kinesio bant uygulama sonrasında kasların hareketli kasılma sırasında biyoelektriksel aktivitelerinde bir artışa neden olmasına rağmen statik kasılma sırasındaki kas yorgunluğu değerlerinde ise bir değişime neden olmadığı yönündedir.

Çalışmamıza katılmış olan sedanter ve sporcu deneklerin ön ve son test izometrik kas aktivasyonu sırasında kas yorgunluklarının incelenmesi için işe

katılan kaslardan elde edilen MF değerleri incelendiğinde; son test BB kasından elde edilen değerlerde istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir. Bu sonuç 48 saatlik kinesio bant uygulama sonrasında kas yorgunluk değerlerinde spora katılım oranlarının fark yarattığını ortaya koymaktadır.

Çalışmamıza katılmış olan erkek ve kadın gönüllülerin n ve son test izometrik kas aktivasyonu sırasında kas yorgunluklarının incelenmesi için işe katılan kaslardan elde edilen MF değerleri incelendiğinde; ön-test ve son-test BB ve TB kaslarından elde edilen değerlerde istatistiksel olarak fark tespit edilmemiştir. Bu sonuç 48 saatlik kinesio bant uygulaması sonrasında kas yorgunluk değerlerinde cinsiyet faktörlerine göre yorgunluk oranlarında bir fark yaratmadığı sonucunu ortaya koymaktadır. Bu sonuçlara göre 48 saatlik kinesio bant uygulamasının elektromyografik değerlendirmelere göre kasın elektriksel aktivasyonunda ve yorgunluk değerlerinde değişikliklere neden olduğu görülmektedir.

1. Yapılan bu çalışmada; Biceps curl egzersizi uygulanmış olup sadece biceps brachii kasında bir fark yarattığı görülmektedir. Fakat 48 saatin sonunda triceps brachii kasının n testle kıyasla son test sonuçları daha fazla olmasına rağmen anlamlı bir sonuç elde edilmemiştir Antrenrlere, antrenman bilimcilerine ve sporculara maksimum istemli kasılmalarında bir fark görülebilmesi için farklı egzersizler ve farklı kaslarda uygulanmasını önermekteyiz.

2. Çalışmadan elde edilen diğer bir sonuca göre önermekte olduğumuz yorgunluk ve kas aktivasyonu indeksleri farklı yük düzeyleri, farklı yorgunluk göstergeleri, antreman, egzersiz ve farklı kaslarda, farklı sedanter ve sporcular bakımından diğer makalelere ve çalışmalara yardımcı olup, spor alanında katkıda bulunabilir.

3. Özellikle kasın stabilizasyonunun fizyolojik zamanını teşvikleyen antreman ve egzersiz şartlarıyla ilgili olarak fizik tedavi, spor bilimi, rehabilitasyon sağlıklı sedanter ve sporcu kişilerle antreman yaptırırnada yardımcı olmak amacıyla iyi bir gizil olduğuna inanmaktayız.



## ÖZET

### **Biceps Kasına Uygulanan Kinesio Bant (Tape) Uygulamasının Kas Aktivitesi ve Kas Yorgunluğuna Etkileri**

**Amaç:** Biceps brachii kasına uygulanan kinesio bantlama tekniğinin biceps curl hareketi sırasında agonist kas olan biceps brachii ve antagonist kas olan triceps brachii kas aktivasyonları ve yorgunlukları üzerine etkilerinin incelenmesidir.

**Gereç ve Yöntem:** 18-24 yaşları arasında 10 sporcu kadın, 10 sporcu erkek, 10 sedanter kadın, 10 sedanter erkek toplamda 40 gönüllü çalışmaya katılmıştır. Katılımcılar, kas aktivasyonu için agonist ve antagonist kaslar olan biceps brachii (BB) ve triceps brachii (TB) kaslarının izotonik kas aktivasyonları ve izometrik yorgunluk protokolünü tamamlamışlardır. Ölçümler için kablosuz Ag/AgCl yüzeysel elektrotlar ile Noraxon markalı cihaz (myoMUSCLE, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) kullanılmıştır.

**Bulgular:** Biceps curl egzersizi göz önüne alındığında agonist kas olan Biceps brachii kasının ön ve son test değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ). Araştırmaya katılan kadın ve erkek gönüllülerin izotonik biceps curl egzersizi sırasında ön-test ve son-test BB ve TB kas aktivasyon oranları incelendiğinde; kadın bireylerin erkek bireylere göre biceps curl egzersizi sırasında BB ve TB kaslarının daha fazla oranda işe katıldıkları görülmüştür. Fakat bu farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0,05$ ). Sedanter ve sporcu deneklerin ön ve son test izometrik kas aktivasyonu sırasında kas yorgunluklarının incelenmesi için işe katılan kaslardan elde edilen medyan frekans (MF) değerleri incelendiğinde; son test BB kasından elde edilen değerlerde istatistiksel olarak farklılık tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ). Erkek ve kadın gönüllülerin izometrik kas aktivasyonu sırasında kas yorgunluklarının incelenmesi için işe katılan kaslardan elde edilen MF değerleri incelendiğinde; ön-test ve son-test BB ve TB kaslarından elde edilen değerlerde istatistiksel olarak fark tespit edilmemiştir ( $p>0,05$ ).

**Sonuç:** 48 saatlik kinesio bant uygulaması agonist kasın daha fazla aktivite olmasını sağlamıştır, aynı zamanda sedanter bireylerin kas yorgunluğunda artışa

neden olmuştur. Bu sonuçlara göre 48 saatlik kinesio bant uygulamasının kasın elektriksel aktivasyonunda değişikliklere neden olduğu görölmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** kinesio bant, kas yorgunluğu, pazı kol, triseps kol, yüzeysel elektromyografi

## SUMMARY

### Effects of Kinesio Tape Application Practice to Biceps Muscle on Muscle Activity and Muscle Fatigue

**Purpose:** The aim of the study is to examine the effects of the kinesio taping practice to the biceps brachii which is the agonist muscle, and the triceps brachii muscle which is the antagonist muscle during biceps curl movement.

**Materials and Method:** 40 participants (10 female athletes; 10 male athletes, 10 sedentary females, 10 sedentary males), varying between the ages of 18-24, participated in the study. Participants completed the isotonic muscle activation and isometric fatigue protocol of the biceps brachii (BB) and triceps brachii (TB) muscles, which are agonist and antagonist muscles for muscle activation. Wireless Ag / AgCl superficial electrodes and Noraxon branded device (myoMUSCLE, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) were used to take the measurements.

**Results:** Considering the biceps curl exercise, a statistical difference was found in the pre and post test values of the agonist muscle Biceps brachii muscle ( $p < 0.05$ ). When the pre-test and post-test BB and TB muscle activation rates of the female and male volunteers participating in the study during the isotonic biceps curl exercise were examined; It is seen on average that females participate in the biceps curl exercise at a higher rate of BB and TB muscles than males. However, these differences are not statistically significant ( $p > 0.05$ ). When the MF values obtained from the participating muscles were examined in order to examine the muscle fatigue during the pre and post test isometric muscle activation of the sedentary and athlete subjects who participated in our study; There was a statistically significant difference in the values obtained from the post-test BB muscle ( $p < 0.05$ ). When the MF values obtained from the participating muscles in order to examine the muscle fatigue during pre and post test isometric muscle activation of male and female volunteers who participated in our study; There was no statistically significant difference in the values obtained from pre-test and post-test BB and TB muscles ( $p > 0.05$ ).

**Conclusion:** 48-hour kinesio tape practice enabled the agonist muscle to have more activity, at the same time, it caused an increase in muscle fatigue of sedentary individuals. According to these results, it is seen that 48-hour kinesio tape application causes changes in the electrical activation of the muscle.

**Keywords:** biceps brachii, kinesio tape, muscle fatigue, surface electromyography, triceps brachii

## KAYNAKLAR

- ADA N. (2015). Yürüme Analizinde Bacak Kaslarının Yüzeysel Emg ile Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, Trakya Üniversitesi, Edirne.
- AKTAS G, BALTACI G. (2011). Does kinesiotaping increase knee muscles strength and functional performance? *Iso Exerc Science*;3:149-55.
- ALEXANDER CM, MCMULLAN M, HARRISON PJ. (2008). What is the effect of taping along or across a muscle on motoneurone excitability? A study using triceps surae. *Man Ther* ;13:57-62.
- ALEXANDER CM, STYNES S, THOMAS A, LEWIS J, HARRISON PJ. (2003). Does tape facilitate or inhibit the lower fibres of trapezius? *Man Ther.*;8:37-41.
- ANDERSEN LL., ANDERSEN CH, MORTENSEN OS., POULSEN OM., BJORN LUND IBT., ZEBIS MK. (2010). Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: Comparison of dumbbells and elastic resistance. *Physical Therapy*, 90(4): 538-549.
- BAARS, H., JÖLLENBECK, T., HUMBURG, H., & SCHRÖDER, J. (2006). Surface-electromyography: skin and subcutaneous fat tissue attenuate amplitude and frequency parameters. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*.
- BALL, N., & SCURR, J. (2010). An assessment of the reliability and standardisation of tests used to elicit reference muscular actions for electromyographical normalisation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 81-88.
- BALESTRA G., FRASSINELLI S., KNAFLITZ M., MOLINARI F. (2001). Time-frequency analysis of surface myoelectric signals during athletic movement. *IEEE Engineering Medicine and Biology Magazine*, 20: 106- 115. .
- BARRACK R., SKINNER H., COOK S., HADDAD R. (1983). Effect of articular disease and total knee arthroplasty on knee joint-position sense. *Journal of Neurophysiology* 50, 684-687
- BALINT G, SZEBENYI B. (1997). Non-pharmacological therapies in osteoarthritis. In: Bellemy N. (ed). *Clinical Rheumatology*. Vol. 11, Num. 4; 795-816.
- BARRACK, R., SKINNER, H. B., BRUNET, M. E., & COOK, S. D. (1984). Joint kinesthesia in the highly trained knee. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 24(1), 18-20.
- BASMAJIAN JV., DE LUCA CJ. (1985). *Muscle alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins.

- BAŞPINAR, S. G., & OCAK, Y. (2018, MAY). İzometrik Lateralite Kuvvetinin Reaksiyon Süratine Etkisi. In *ICPESS (International Congress on Politic, Economic and Social Studies)* (No. 4).
- BECK TW., HOUSH T., FRY AC., CRAMER JT., WEİR J., SCHİLLİNG B., FALVO M., MOORE C. (2009). MMG-EMG cross spectrum and muscle fiber type. *International Journal of Sports Medicine*, 30: 538-544.
- BİSHOP MD, PATHARE N. (2004). Considerations for the use of surface electromyography. *KAUTPT*, 11: 61-70.
- BLUMENSTEİN, B., BAR-ELİ, M., & TENENBAUM, G. (EDS.). (2002). *Brain and body in sport and exercise: Biofeedback applications in performance enhancement*. John Wiley & Sons
- BOGEY, R., CERNY, K., & MOHAMMED, O. (2003). Repeatability of wire and surface electrodes in gait. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 82(5), 338-344.
- BOLGLA, L. A., & UHL, T. L. (2007). Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of electromyography and kinesiology*, 17(1), 102-111.
- CABRİ J, OLİVEİRA R, COELHO R.(2002). Einfluss von elastischen verbanden auf die kontraktionsfähigkeit des musculus rectus femoris. *Sporverletz Sportsc*;16:595-8.
- CASTROFLORİO, T, BRACCO, P, & FARİNA, D.(2008).Surface electromyography in the assessment of jaw elevator muscles. *Journal of Oral Rehabilitation.*, 35(8), 638-645.
- CELİKER, R., GUVEN, Z., AYDOG, T., BAGİS, S., ATALAY, A., YAGCİ, H. C., & KORKMAZ, N. (2011). The kinesiology taping technique and its applications/Kinezyolojik bantlama tekniği ve uygulama alanları. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 57(4), 225-236.
- CERONE, M. VE LAMAR, J. (2015). Sağlıklı, Yaralı Olmayan Bireylerde Kinesiobandın Kuadriseps Femurların Eksantrik Kuvvet Üretimi Üzerine Etkisi. *Sağlık Meslekleri ve Sosyal Hizmet Fakültesi: Florida Gulf Coast Üniversitesi* .
- CERRAH, A. O., ERTAN, H., & SOYLU, A. R. (2010). Spor Bilimlerinde Elektromiyografi Kullanımı. *Sportmetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 8(2), 43-49.
- CLARYS JP. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43: 1750-1762.

- CLARYS, J. P., SCAFOGLIERI, A., TRESIGNIE, J., REILLY, T., & VAN ROY, P. (2010). Critical appraisal and hazards of surface electromyography data acquisition in sport and exercise. *Asian journal of sports medicine*, 1(2), 69.
- CRAM, J. R. (1998). *Introduction to surface electromyography*. Aspen publishers.
- CLARYS, J. P., & CABRI, J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: a review. *Journal of sports sciences*, 11(5), 379-448.
- CLARYS, J. P., SCAFOGLIERI, A., TRESIGNIE, J., REILLY, T., & VAN ROY, P. (2010). Critical appraisal and hazards of surface electromyography data acquisition in sport and exercise. *Asian journal of sports medicine*, 1(2), 69.
- DAL MASO, F., MARION, P., & BEGON, M. (2016). Optimal combinations of isometric normalization tests for the production of maximum voluntary activation of the shoulder muscles. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 97(9), 1542-1551.
- DE LUCA, C. J. (2002). Surface electromyography: Detection and recording. *DelSys Incorporated*, 10(2), 1-10.
- DE LUCA, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13(2), 135-163.
- DRAPER, N., & HODGSON, C. (2008). *Adventure sport physiology*. John Wiley & Sons.
- DE LUCA, C. J. (1984). Myoelectrical Manifestations of Localized Muscular Fatigue in Humans. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol.11, No.4, 251-279, ISSN 0278-940X
- DJORDJEVIĆ, OC, VUKIĆEVIĆ, D., KATUNAC, L. VE JOVIĆ, S. (2012). Ağrılı omuz için denetimli bir egzersiz programı ile karşılaştırıldığında hareket ve kinesiotaping ile mobilizasyon: klinik bir çalışmanın sonuçları. *Manipülatif ve fizyolojik terapötikler dergisi* , 35 (6), 454-463.
- ESER C. (2018). Yüzey EMG ölçümleri sırasında kaydedilen MVC (Maximum Voluntary Contraction) ile Kuvvet İlişkisinin İncelenmesi. Yayınlanmamış Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- EKSTROM, R. A., DONATELLI, R. A., & CARP, K. C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 37(12), 754-762.
- FARINA D. (2006). Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 34: 121 – 127.

- FAUTH, M. L., PETUSHEK, E. J., FELDMANN, C. R., HSU, B. E., GARCEAU, L. R., LUTSCH, B. N., & EBBEN, W. P. (2010). Reliability of surface electromyography during maximal voluntary isometric contractions, jump landings, and cutting. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(4), 1131-1137.
- FAHEY, T., INSEL, P., & ROTH, W. (2012). *Fit & Well Alternate Edition: Core Concepts and Labs in Physical Fitness and Wellness*. McGraw-Hill Higher Education.
- FU, TC, WONG, AM, PEI, YC, WU, KP, CHOU, SW VE LIN, YC (2008). Kinesio bantlamının sporculardaki kas gücü üzerine etkisi - pilot çalışma. *Sporda bilim ve tıp dergisi* , 11 (2), 198-201.
- FİRTH BL, DİNGLEY P, DAVİES ER, LEWİS JS, ALEXANDER CM. (2010). The effect of kinesiotape on function, pain, and motoneuronal excitability in healthy people and people with achilles tendinopathy. *Clin J Sport Med* ;20:416-21
- FRATOCCHİ, G., Dİ MATTİA, F., ROSSİ, R., MANGONE, M., SANTİLLİ, V. VE PAOLONİ, M. (2013). Pazu brakiiler üzerine uygulanan Kinesio Taping'in izokinetik dirsek tepe torkuna etkisi. Genç sağlıklı bireylerin popülasyonunda plasebo kontrollü bir çalışma. *Sporda Bilim ve Tıp Dergisi* , 16 (3), 245-249.
- GARCÍA, M. C., & VIEIRA, T. M. M. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista andaluza de medicina del deporte*, 4(1), 17-28.
- GARRISON, J. C., HART, J. M., PALMIERI, R. M., KERRIGAN, D. C., & INGERSOLL, C. D. (2005). Lower extremity EMG in male and female college soccer players during single-leg landing. *Journal of sport rehabilitation*, 14(1), 48-57.
- GEORGAKİS, A., STERGİOULAS, L. K., & GİAKAS, G. (2003). Fatigue analysis of the surface EMG signal in isometric constant force contractions using the averaged instantaneous frequency. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(2), 262-265.
- GLENCROSS D., THORNTON E. (1981). Position sense following joint injury. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 21, 23-27
- GUYTON, A. C., & HALL, J. E. (1986). *Textbook of medical physiology* (Vol. 548). Philadelphia: Saunders.
- GUYTON AC, HALL JE. (2007). *Tıbbi Fizyoloji*. 11. Baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri.

- HALSETH, T., MCCHESENEY, J. W., DEBELISO, M., VAUGHN, R., & LIEN, J. (2004). The effects of kinesio™ taping on proprioception at the ankle. *Journal of sports science & medicine*, 3(1), 1.
- HARTMAN, M. A., & SPUDICH, J. A. (2012). The myosin superfamily at a glance. *Journal of cell science*, 125(7), 1627-1632.
- HERM - GÖTZ, A., WEISS, S., STRATMANN, R., FUJITA - BECKER, S., RUFF, C., MEYHÖFER, E., ... VE SOLDATI, D. (2002). Toxoplasma gondii miyozin A ve hafif zinciri: hızlı, tek kafalı, artı uçlu bir motor. *EMBO dergisi* , 21 (9), 2149-2158.
- HINTERMEISTER, R. A., LANGE, G. W., SCHULTHEIS, J. M., BEY, M. J., & HAWKINS, R. J. (1998). Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 210-220.
- HSU, Y. H., CHEN, W. Y., LIN, H. C., WANG, W. T., & SHIH, Y. F. (2009). The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *Journal of electromyography and kinesiology*, 19(6), 1092-1099.
- HULL, M. L., & JORGE, M. (1985). A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling. *Journal of biomechanics*, 18(9), 631-644.
- HUXLEY, HE (2004). Elli yıllık kas ve kayan filament hipotezi. *Avrupa biyokimya dergisi* , 271 (8), 1403-1415.
- ILLYES A., KISS RM. (2005). Shoulder muscle activity during pushing, pulling, elevation and overhead throw. *Journal of Electromyography Kinesiology*, 15(3): 282-289.
- JASKOLSKI, A., KISIEL, K., ADACH, Z., & JASKOLSKA, A. (2000). The influence of elbow joint angle on different phases of force development during maximal voluntary contraction. *Canadian journal of applied physiology*, 25(6), 453-465.
- JOYNT RL. (1988). Therapeutiz exercise. In: DE Lisa JA, editor. *Rehabilitation Medicine: Principles and Practive*. Philedelphia; 347-70
- KASE, K. (2003). Clinical therapeutic applications of the Kinesio (! R) taping method. *Albuquerque*.
- KASE, K., HASHIMOTO, T., & OKANE, T. (1996). *Kinesio Taping Perfect Manual* amazing taping therapy to eliminace pain and muscle disorders, 1.vyd. Albuquerque, NM: KMS, LLC



- KATİRJİ, B.(2007). Electromyography In Clinical Practice A Case Study Approach. PA-USA: Mosby Elsevier.
- SODERBERG, G. L, & COOK, T. M. (1984). Electromyography in biomechanics. *Physical Therapy.*, 64, 1813-1820.
- KAMEN, G., & GABRIEL, D. A. (2009). *Essentials of electromyography*. Human Kinetics Publishers.
- KELLER, M. L., PRUSE, J., YOON, T., SCHLINDER-DELAP, B., HARKINS, A., & HUNTER, S. K. (2011). Supraspinal fatigue is similar in men and women for a low-force fatiguing contraction. *Medicine and science in sports and exercise*.
- KELLİS, E., & KATİS, A. (2008). Reliability of EMG power-spectrum and amplitude of the semitendinosus and biceps femoris muscles during ramp isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(3), 351-358.
- KIDD, G. L, & OLDHAM, J. A. (1988). Motor unit action potential (MUAP) sequence and electrotherapy. *Clinical Rehabilitation*, 2(1), 23-33.
- KİSNER C, COLBY L. (1985). *Therapeutic Exercises; Foundations and Technigues*; F.S. Davis Comp
- KRALOVA, D., NOVOTNÝ, J. VE ŘEZANİNOVÁ, J. (2013). Paží brachii kas gücü üzerinde Kinesio bantlama etkisi. *Spor ve Yaşam Kalitesi 2013* , 51-58.
- LAMONTAGNE, M. (2002). Application of Electromyography in Moement Studies. *International Research in Sports Biomechanics*, 137.
- LANZA, M. B. (2018). The lack of electromyography normalization may limit the conclusions in: Traditional vs. suspended push-up muscle activation in athletes and sedentary women. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 32(12), e58.
- LEE, S. Y., HONG, M. H., & CHOİ, S. J. (2013). Peak torque and average power at flexion/extension of the shoulder and knee when using a mouth guard in adults with mild midline discrepancy. *Journal of physical therapy science*, 26(7), 1051-1053.
- MARTİN, A., CARPENTIER, A., GUİSSARD, N., VAN HOECKE, J., & DUCHATEAU, J. (1999). Effect of time of day on force variation in a human muscle. *Muscle & nerve*, 22(10), 1380-1387.
- MASSO N., REY F., ROMERO D., GUAL G., COSTA L., GERMAN A. (2010). Surface electromyography applications in the sport. *Apunts Medicine de Esport*, 45(165): 121-130.

- MARSHALL, P. VE MURPHY, B. (2003). Karın kaslarının hızlı ekstremite hareketine nöromusküler yanıtını değerlendirmek için yüzey EMG'nin geçerliliği ve güvenilirliği. *Elektromiyografi ve Kinesiyoloji Dergisi* , 13 (5), 477-489.
- MCCARTHY, C. J., CALLAGHAN, M. J., & OLDHAM, J. A. (2008). The reliability of isometric strength and fatigue measures in patients with knee osteoarthritis. *Manual therapy*, 13(2), 159-164.
- MERLETTI, R., KNAFLITZ, M., & DE LUCA, C. J. (1992). Electrically evoked myoelectric signals. *Crit Rev Biomed Eng*, 19(4), 293-340.
- MERLETTI, R., & PARKER, P. J. (EDS.). (2004). *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications* (Vol. 11). John Wiley & Sons.
- MERLETTI, R., RAÏNOLDI, A., & FARINA, D. (2001). Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exercise and sport sciences reviews*, 29(1), 20-25.
- MURRAY, H. (2000). ACL-onarımı sonrası kinesio bantlamanın kas kuvveti üzerine etkileri. *J Orthop Sports Phys Ther* , 30 (1), 14.
- MORGAN MH. (1989). Nerve conduction studies. *British Journal of Hospital Medicine Journal*, 41(1): 22, 26-8, 32-6.
- MORGAN, M. H. (1989). Nerve conduction studies. *British Journal of Hospital Medicine Jour- nal*.
- MONFORT-PAÑEGO, M., VERA-GARCÍA, F. J., SÁNCHEZ-ZURÍAGA, D., & SARTI-MARTÍNEZ, M. Á. (2009). Electromyographic studies in abdominal exercises: a literature synthesis. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 32(3), 232-244.
- MICHELÌ, L. J. (ED.). (2010). *Encyclopedia of sports medicine*. Sage Publications.
- NOSAKA, K. (1999). The effect of kinesio taping® on muscular micro-damage following eccentric exercises. In *15th Annual Kinesio Taping International Symposium Review* (pp. 70-73). Kinesio Taping Association Tokyo.
- OCAK, Y., BAŞPINAR, S. G., & BEBEK, G. (2019). Investigation of health status, treatment methods, and musculoskeletal injuries of the sportsmen according to branches. *Journal of Human Sciences*, 16(4), 1145-1155.
- OH SJ. (2003). *Clinical Electromyography: Nerve Conduction Studies*. USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- OSBORN K.(200). Tape it up: Kinesio taping facilitates movement, while offering support. *Massage Body*;24:52-8.

- OLIVEIRA LF., MATTA TT., ALVES DS., GARCIA MAC., VIEIRA TMM. (2009). Effect of the shoulder position on the biceps brachii EMG in different dumbbell curls. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8:24-29.
- PARK, H. C. (2010). Association rule ranking function by decreased lift influence. *Journal of the Korean Data and Information Science Society*, 21(3), 397-405.
- PEIXOTO LRT., ROCHA AF., CARVALHO JLA., GONÇALVES CA.(2010). Electromyographic evaluation of muscle recovery after isometric fatigue. 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Buenos Aires, Argentina, August 31-September 4,.
- PITCHER, M. J., BEHM, D. G., & MACKINNON, S. N. (2008). Reliability of electromyographic and force measures during prone isometric back extension in subjects with and without low back pain. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 33(1), 52-60.
- PUDDU, G., GIOMBINI, A., & SELVANETTI, A. (EDS.). (2013). *Rehabilitation of sports injuries: current concepts*. Springer Science & Business Media.
- QUACH JH. (2007). Surface electromyography: Use, design & technological overview. Project Report, Introduction to Biomedical Engineering. Canada: Concordia University.
- RALL, JA (2014). *Kas kasılması mekanizması* . New York: Springer.
- RIVAS GE., JIMENEZ M.D., PARDO J., ROMERO M. (2007). Manual de electromiografia clinica. Barcelona: Ergon.
- REILLY, T., SECHER, N., SNELL, P., WILLIAMS, C., & WILLIAMS, C. (2005). *Physiology of sports*. Routledge.
- RUSSELL, R, & KLEBANOFF, S. J.(1971). The smooth muscle cell. *The Journal of Cell Biology* . , 50, 159-171
- SALONIKIDIS, K., AMIRIDIS, I. G., OXYZOGLU, N., DE VILLAREAL, E. S. S., ZAFEIRIDIS, A., & KELLIS, E. (2009). Force variability during isometric wrist flexion in highly skilled and sedentary individuals. *European journal of applied physiology*, 107(6), 715-722.
- SHAKERI, H., KESHAVARZ, R., ARAB, AM VE EBRAHIMI, I. (2013). Subakromiyal sıkışma sendromlu hastalarda kinesio-taping'in kol, omuz ve el yetmezliği üzerindeki terapötik etkisi: randomize bir klinik çalışma. *J Nov Physiother* , 3 (161), 2.

- SIJMONSMA, J. (2007). Manual de taping neuro muscular. *Cascais: Aneid Press*.  
*Контактная информация: sawa\_fresh-art@ mail. ru Статья поступила в редакцию, 30, 2014.*
- SILVERTHORN, D. U., JOHNSON, B. R., OBER, W. C., OBER, C. E., & SILVERTHORN, A. C. (2016). Human physiology: an integrated approach. 6th. *San Francisco: Pearson/Benjamin Cummings, 34(867), 83.*
- SLUPIK, A., DWORNIK, M., BIALOSZEWSKI, D., & ZYCH, E. (2007). Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja, 9(6), 644-651.*
- SOZEN, H., ERDOGAN, E., INCE, A., & SOYLU, A. R. (2019). Determination Electromyography-Based Coordinated Fatigue Levels in Agonist and Antagonist Muscles of the Thigh during Squat Press Exercise. *Annals of Applied Sport Science, 7(3), 21-30.*
- SOZEN, H. (2010). Comparison of muscle activation during elliptical trainer, treadmill and bike exercise. *Biology of Sport, 27(3), 203.*
- SÖZEN, H., CÈ, E., BİSCONTÌ, A. V., RAMPICHİNÌ, S., LONGO, S., CORATELLA, G., ... & ESPOSITO, F. (2019). Differences in electromechanical delay components induced by sex, age and physical activity level: new insights from a combined electromyographic, mechanomyographic and force approach. *Sport Sciences for Health, 15(3), 623-633.*
- STEELE, C. (ED.). (2012). *Applications of emg in clinical and sports medicine*. BoD–Books on Demand.
- SUCHYNA, TM, TAPE, SE, KOEPPE, RE, ANDERSEN, OS, SACHS, F. VE GOTTLIEB, PA (2004). Nöroaktif peptit enantiyomerleri tarafından mekanik-duyarlı kanalların iki-tabakalı bağımlı inhibisyonu. *Nature , 430 (6996), 235-240'da açıklanmaktadır.*
- SUTHERLAND, D. H. (2001). The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait & posture, 14(1), 61-70.*
- SU, K. P. E., JOHNSON, M. P., GRACELY, E. J., & KARDUNA, A. R. (2004). Scapular rotation in swimmers with and without impingement syndrome: practice effects. *MEDICINE AND SCIENCE IN SPORTS AND EXERCISE., 36(7), 1117-1123.*
- SYED-ABDUL, M. M., SONİ, D. S., MİLLER, W. M., JOHNSON, R. J., BARNES, J. T., PUJOL, T. J., & WAGGANER, J. D. (2018). Traditional versus suspended push-up muscle activation in athletes and sedentary women. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 32(7), 1816-1820.*

- ŞİMŞEK D., KİRKAYA I., GÜNGÖR EO., SOYLU AR. (2016). Relationships among vertical jump performance, EMG activation, and knee extensor and flexor muscle strength in Turkish elite male volleyball players. *Turkiye Kliniklerin J Sports Sci.*, 8(2):46-56.
- ŞİMŞEK D. (2017). Different fatigue-resistant leg muscles and EMG response during whole-body vibration. *J Electromyogr Kinesiol.*, 37:147-154.
- TESCH, P. A., DUDLEY, G. A., DUVOÏSİN, M. R., HATHER, B. M., & HARRİS, R. T. (1990). Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 138(3), 263-271.
- TUNCER S. (2013). İskemi-Reperfüzyonun Sıçan Frenik Sinir Diyafram Preparatında Yarattığı Elektrofizyolojik Değişimlerin Numerik Analiz Yöntemleriyle İncelenmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya.
- TÜRKER, H., & SOZEN, H. (2013). Surface electromyography in sports and exercise. *Electrodiagnosis in new frontiers of clinical research*, 181.
- WEİSS, L., SİLVER J. K., WEİSS J. (2004). Easy EMG. Oxford, UK: Butterworth-Heinemann.
- WHİTE, K. K., LEE, S. S., CUTUK, A. D. N. A. N., HARGENS, A. R., & PEDOWİTZ, R. A. (2003). EMG power spectra of intercollegiate athletes and anterior cruciate ligament injury risk in females. *Medicine and science in sports and exercise*, 35(3), 371-376.
- VİLARROYA A., MARCO MC., MOROS T. (1997). Electromiografia cinesiologica. *Rehabilitacion*, 31: 230-236.
- OCAK, Y. (2011). The effects of four weeks training on leptin levels in junior female judokas. *African Journal of Microbiology Research*, 5(18), 2752-2754.
- ZİPP P. (1982). Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. *European Journal of Applied Physiology*, 50: 41-54

## EKLER

### EK-1

#### GÜÇ ANALİZİ (POWER TEST)

“Biceps kasına uygulanan kinesio bant (tape) uygulamasının kas aktivitesi ve kas yorgunluğuna etkileri” başlıklı çalışmamızda, sporcu ve sedanter gönüllülerin biceps curl egzersizi üzerine kinesio bant uygulamasının etkilerini araştırmak amacıyla uygulanan egzersizle beraber işe katılan ve birbirlerinin agonist ve antagonist durumunda yer alan biceps brachii ve triceps brachii kaslarının kas aktivasyonları yüzeysel EMG verileri analiz edilecektir. Kas aktivasyon analizi için RMS değerleri, kas yorgunluk analizi için ise farklı grupların median frekans değerleri ön test ve son test verilerinin karşılaştırılmasında Bağımlı Örneklem için t-testi (Paired Samples t-test) kullanılacaktır.

Bu amaçla, Lee ve ark., (2015) tarafından yapılan “The effects of kinesio taping on architecture, strength and pain of muscles in delayed onset muscle soreness of biceps brachii” başlıklı çalışma referans alındığında biceps brachii kasının MVC değerleri için etki büyüklüğü (ortalamalar arasındaki fark)=2.00, alfa=0.05 ve güç=0.95 alınarak gerekli olan minimum örnek sayısı her bir grup için 7 olarak tespit edilmiştir.

Bizim çalışmamıza da her bir grup için 10 toplamda **40** (10 sporcu erkek, 10 sporcu kadın, 10 sedanter kadın, 10 sedanter erkek) gönüllü katılacaktır.

Örneklem büyüklüğünü hesaplamak için G\*Power 3.1.9.2 istatistik programında t tests - Means: Difference between two dependent means (matched pairs) modülü kullanılmıştır.

Kaynak: Lee YS., Bae SH., Hwang JA., Kim KY. (2015). The effects of kinesio taping on architecture, strength and pain of muscles in delayed onset muscle soreness of biceps brachii. J. Phys. Ther. Sci., 27:457-459.

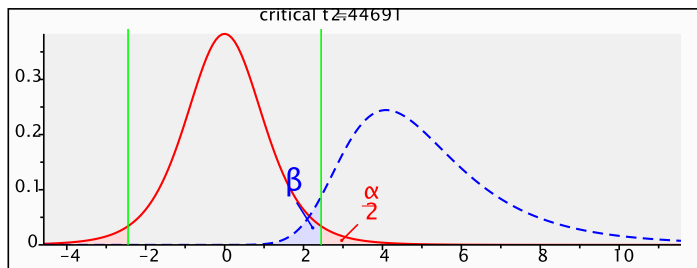
### G\*Power 3.1.9.2 istatistik programı çıktısı

**t tests - Means:** Difference between two dependent means (matched pairs)

**Analysis:** A priori: Compute required sample size

**Input:** Tail(s) = Two  
Effect size dz = 1.6963779  
 $\alpha$  err prob = 0.05  
Power (1- $\beta$  err prob) = 0.95

**Output:** Noncentrality parameter  $\delta$  = 4.4881941  
Critical t = 2.4469119  
Df = 6  
Total sample size = 7  
Actual power = 0.9592283



**EK-2**

**KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI**



T.C.  
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ  
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

10.09.2018

Birimi : Tıbbi Etik Kurul Başkanlığı  
Kodu : 2011-KAEK-2  
Sayı : 2018/209  
Konu : Tıbbi Etik Kurul Kararı

Doç.Dr. Yücel OCAK  
Afyon Kocatepe Üniversitesi  
Beden Eğitimi ve Spor Yüksek Okulu

**İlgi:** Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 07.09.2018 tarih ve 2018/205 sayılı kararı.

Sorumluluğunuzda yürütülecek olan "**Biceps Kasına Uygulanan Kinesio Bant (Tape) Uygulamasının Kas Aktivitesi ve Kas Yorgunluğuna Etkileri**" başlıklı Klinik Araştırmalar çalışmanıza ilişkin ilgi sayılı Etik Kurul Kararı ekte gönderilmiştir.  
Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof.Dr. Dağıstan Tolga ARIÖZ  
Etik Kurul Başkanı

**EK:**  
1-İlgi sayılı karar (1 sayfa)

Ali Çetinkaya kampüsü Afyon - İzmir Yolu 8 Km 03200 / AFYONKARAHİSAR  
Ayrıntılı bilgi için irtibat : Ayşe SURUÇ  
Telefon : 0 272 2463301 - 2463304 Faks: 0 272 2462707  
e-posta : [klidikarastirmalar@aku.edu.tr](mailto:klidikarastirmalar@aku.edu.tr)



## ÖZGEÇMİŞ

**Gülseren BEBEK**

### **Kişisel Bilgiler**

---

**Ad Soyad** Gülseren BEBEK

**Doğum Tarihi** 22/02/1995

**Doğum Yeri** Tirebolu

**Medeni Durumu** Bekar

### **İş Deneyimi**

---

**Eylül 2013 – Mayıs 2015** Ordu Üniversitesi

**Sağlık Kültür ve Spor Daire Başkanlığı**

**Ordu**

**Çalışılan Pozisyon**

- **Spor Bölümü part-time**

**Eylül 2014 – Şubat 2015 Portakal Spor Ordu**  
**Çalışılan Pozisyon(pilates,zumba,jimnastik)**

- **Personal Trainer**

**Şubat 2015 – Haziran 2015 Max Life**  
**Ordu Çalışılan Pozisyon(crossfit, spinning,jimnastik)**

- **Personal Trainer**

**Haziran 2015 – Eylül 2015 Porto Azzurre Hotel Alanya/Antalya**  
**Çalışılan Pozisyon**

- **Masöz**

**Eylül 2016 – Mayıs 2017 Ordu Üniversitesi BESYO Performans**  
**Laboratuvarı Ordu Çalışılan Pozisyon**

- **Part-time Lab görevlisi**

**Eylül 2016 – Mayıs 2017 Adil Karlıbel Özel Eğitim Ordu**  
**Çalışılan Pozisyon**

- **Engellilerde Spor Uzmanlığı**  
**Staj**

**2013 – 2017 Kış Sezonu Ordu Kayak Kulübü Ordu**  
**Çalışılan Pozisyon**

- **Kayak antrenörü**

**Eylül 2017 – Mayıs 2018**    **Afyon Kocatepe Üniversitesi BESYO Performans**  
**Laboratuvarı**                      **Afyonkarahisar**                      **Çalışılan**  
**Pozisyon**

- **Part-time Lab görevlisi**

**Kasım 2018- Ocak 2019**

**Orbel Aş. Ordu Belediyesi**

**Çambaşı Kayak**

**Merkezi**

**Yöneticilik**

## **İletişim Bilgileri**

---

**Adres Kumyalı Mah. Şehit Yaşar Tüfekçi cad.**

**Görel / Giresun**

**Cep 0555 877 91 29**

**E-Posta [bebekgulseren@yahoo.com](mailto:bebekgulseren@yahoo.com)**

## **Eğitim Bilgileri**

---

**2008 - 2012 Trabzon Spor Lisesi**

**2013 - 2017 Ordu Üniversitesi, Beden Eğitimi ve Spor  
Yüksekokulu, Spor Yöneticiliği Bölümü (Engellilerde Spor  
Uzmanlığı)**

**2016-2017 Ordu Üniversitesi,  
Eğitim Fakültesi ,  
Pedagojik**

**Formasyon**

**2017– devam etmekte Afyon Kocatepe Üniversitesi, Sağlık  
Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor AD**

**Uluslararası Kongre**

---

**07-09 Ekim 2016 Societa Italiana Delle Scienza Motorie E Sportive**

**Roma / Italy**

**28-30 Haziran 2018 International Congress on Political, Economic and Social Studies (ICPESS)**

**Venice / Italy**

**19-22 Eylül 2018 International 9<sup>th</sup> Biomechanics Congress**

**Eskişehir / Turkey**

**Akademik Yayınlar**

---

- **Ocak Y., Başpınar SG., Bebek G. Analysis of musculoskeletal system injuries in terms of branches. International Congress on Political, economic and Social Studies (ICPESS), 28-30 June 2018, Venice/Italy (oral presentation)**
- **Sözen H., Bebek G. Determination of obesity awareness of university students. International Congress on Political, economic and Social Studies (ICPESS), 28-30 June 2018, Venice/Italy (oral presentation)**
- **Bebek G., Başpınar SG., Ocak Y., Sözen H. The influence of simulation exercises on some physical and physiological features, International 9<sup>th</sup> Biomechanics Congress, 19-22 September 2018, Eskişehir/Turkey (oral presentation)**

## **Sportif Başarılar**

---

**2012** Çayırova Uluslararası Yarı Maraton 1. si

**2017** Türkiye Kayak Federasyonu

**Kuzey Disiplini (Kayaklı Koşu)**

**K2 ligi 1. Ayak Yarışması**

**Büyük Kadınlar Klasik 3. sü**

**2019**

**Ordu ultra maraton/trail**

**5K. Kadınlar 1.si**

## **Yabancı Dil**

---

**İngilizce** Başlangıç

**İtalyanca** Başlangıç

## Yetkinlikler

---

### Performans Laboratuvarı

### - Isokinetic Extremity System

- Wearable Metabolic System (K5)
- Stability Health Fitness
- Anaerobic Test System
- Aerobic Test System
- Body Composition Analyzer
- Grip Strength Dynamometer
- Back Grip Strength Dynamometer
- Adjustable Sit and Reach Flexibility Tester
- Powertimer
- Electromyography
- Skinfold Caliper
- Anthropometric Instruments
- GPS Sports Watch

## Ek Bilgiler

---

Ehliyet

B Sınıfı

## Referanslar

---

**Prof. Dr. Yücel OCAK Afyon Kocatepe Üniversitesi**

**Beden Eğitimi ve Spor YO**

**0532 367 76 24**

**Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN Ordu Üniversitesi**

**Beden Eğitimi ve Spor YO**

**0532 784 91 29**