

**DURGUNSU KAYAK SPORUNDA KÜREK
PALASI ALANI VE KÜREK BOYU
DEĞİŞİKLİKLERİNİN NÖRO-MEKANİK
YÖNTEMLERLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Yüksek Lisans Tezi

Eren KAYA

Eskişehir 2018

**DURGUNSU KAYAK SPORUNDA KÜREK PALASI ALANI VE KÜREK
BOYU DEĞİŞİKLİKLERİNİN NÖRO-MEKANİK YÖNTEMLERLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Eren KAYA

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. Hayri ERTAN**

**Eskişehir
Anadolu Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Aralık 2018**

JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI

Eren KAYA'nın "durgunsu kayak sporunda kürek palası alanı ve kürek boyu değişikliklerinin nöro-mekanik yöntemlerle değerlendirilmesi" başlıklı tezi 25/12/2018 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından değerlendirilerek "Anadolu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği"nin ilgili maddeleri uyarınca, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Unvanı-Adı Soyadı

İmza

Üye (Tez Danışmanı) : Prof. Dr. Hayri ERTAN

Üye : Doç. Dr. Cem SEVİK

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Serdar ARITAN

Prof. Dr. Nalan GÜNDOĞDU KARABURUN

Enstitü Müdürü

ÖZET

DURGUNSU KAYAK SPORUNDA KÜREK PALASI ALANI VE KÜREK BOYU DEĞİŞİKLİKLERİNİN NÖRO-MEKANİK YÖNTEMLERLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Eren KAYA

Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı

Anadolu Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Aralık 2018

Danışman: Prof. Dr. Hayri ERTAN

Durgunsu kayak sporunda temel amaç, yarış mesafesini en hızlı şekilde kat etmektedir. Bunun için gerekli kuvvet sporcu tarafından kürek kullanılarak suya aktarılmaktadır. Küreğin bağımsız değişkenleri olan kürek boyu ve kürek palası alanı parametrelerinin belirlenmesi konusunda bir kural kısıtlaması olmadığı gibi literatürde detaylı bilgiler de yoktur. Ancak, kayak teknesinde elde edilecek hız doğrudan bu iki parametrenin, sporcu ve tekne hareket sistemi üzerinde meydana getirdiği mekanik etkilere bağlıdır.

Bu çalışmada, durgunsu kayak sporunda kürek boyu ve kürek palası alanı değişimlerinin, kassal aktivasyon örüntüleri üzerinde meydana getirdiği değişimler araştırılmıştır. Bu araştırma, su üzerinde gerçekleştirilen kassal aktivasyon analizleri ile gerçekleştirilmiştir. Harekete dahil olan kasların aktivasyonu kaydedilmiş ve sporcuların alışageldikleri kürek boyu ve pala alanı kullanırken elde edilen kassal aktivasyon verileri ile karşılaştırılmıştır. Analiz sonuçları göstermiştir ki kürek boyu veya kürek palası alanı değişimi ile sporcuların kassal aktivasyon oranları değişim göstermiştir. Öte yandan, kassal aktivasyon verileri bir bütün olarak karşılaştırıldığında, hareketin kinematik değişkenlerinde de değişimler olabileceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Sözcükler: Durgunsu kano, Kassal aktivasyon, Kürek, Biyomekanik, EMG

ABSTRACT

NEURO-MECHANICAL EVALUATION OF PADDLE BLADE AREA AND PADDLE LENGTH EFFECTS IN FLATWATER KAYAKING

Eren KAYA

Department of Physical Education and Sports

Anadolu University, Graduate School of Health Sciences, December 2018

Supervisor: Prof. Dr. Hayri ERTAN

The main aim of flatwater kayaking is to cover the race distance in least possible time. The force required for this task is transferred to water by paddler. There are no limiting rules regarding determining paddle length or paddle blade area, which are independent variables of the papddle, nor is there any detailed information for these variables in the literature. The kayak boat speed depend on mechanical effects on paddler and boat system, which are generated by these two parameters.

In this study, effects of paddle length and paddle blade area on muscle recruicment patterns in flatwater kayaking were investigated. These investigations were ensured by on water muscle activation analysis. Activation of the muscles which take part in kayak motion was recorded and compared to that under usual paddle length and blade area of the paddlers. The results showed that change of paddle length or paddle blade area resulted in variations in muscle recruitment ratios. Moreover, when muscle activation data were evaluated as a whole, it was concluded that there may also be alterations in kinematic variables of the kayaking motion.

Keywords: Flatwater kayaking, Muscular activation, Paddle, Biomechanics, EMG,

ÖNSÖZ

Hareket, insanoğlunun başlangıcından beri vazgeçilmez bir parçası ve sporun temeli olmuştur. İnsan organizması da insan tarafından geliştirilen makinalardan çok daha üstün, benzersiz bir sistemdir. Bu benzersiz sistem her geçen gün daha fazla çözümlenip, bilim dünyasında hayretler uyandırmaktadır.

Spor bilimcilerin amaçlarından biri de bu hareket, spor ve insan üçgeninin sırlarını daha fazla keşfetmek ve bizleri şaşırtan insan organizması performansını bir üst düzeye çıkartmaktır. Son yüzyılda görülmüştür ki bu amaç, ancak spor bilimine multi-disipliner yaklaşımla gerçekleştirilebilmektedir.

Bu tezde yazarın yola çıkış noktası, insan hareketi, durgunsu kayak sporu ve mekanik bilimi bilgilerinin harmanlanması; durgunsu kayak sporunda daha önce araştırılmayan kürek parametrelerinin, nicel bir yaklaşımla araştırılmasıdır.

Yazar, bu tezin her aşamasında desteğini eksik etmeyen Prof. Dr. Hayri Ertan'a, Sapanca Gölü'nde gerçekleştirilen ölçümler esnasında tüm enerjisi ile araştırmaya dahil olan İsmail Bayram'a, Angela Marcela Andrade Hernandez Bayram'a ve Huruy Debesay'a, ayrıca gösterdikleri sabır için eşi Gizem Kaya'ya ve kızı Yağmur Kaya'ya teşekkürü borç bilir.

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalardan bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilemeyen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; bu çalışmanın Anadolu Üniversitesi tarafından kullanılan “bilimsel intihal tespit programı”yla tarandığını ve hiçbir şekilde “intihal içermediğini” beyan ederim. Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara razı olduğumu bildiririm.

Eren KAYA

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
BAŞLIK SAYFASI	i
JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iiiv
ÖNSÖZ	v
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ	vi
İÇİNDEKİLER	vii
TABLolar DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
GÖRSELLER DİZİNİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1. Sorun	2
1.2. Amaç	3
1.3. Önem	5
1.4. Varsayımlar	6
1.5. Sınırlılıklar	7
2. ALANYAZIN VE GENEL BİLGİLER	8
2.1. Kano	8
2.1.1. Durgunsu kano	8
2.1.1.1. <i>Durgunsu kayak</i>	9
2.1.1.2. <i>Durgunsu kano</i>	10
2.1.2. Kanonun tarihi	11
2.1.3. Durgunsu kayak sporunda ekipman	13
2.1.3.1. <i>Tekne</i>	13
2.1.3.2. <i>Kürek</i>	14

2.1.4. Kayak tekniğinin kinesiyolojik ve anatomik analizi	16
2.1.4.1. <i>Giriş fazı</i>	16
2.1.4.2. <i>Çekiş fazı</i>	18
2.1.4.3. <i>Çıkış fazı</i>	19
2.1.4.4. <i>Toparlanma fazı</i>	20
2.1.5. Kayak mekanikleri	20
2.1.5.1. <i>Tekne mekanikleri</i>	20
2.1.5.1.1. <i>Sürtünme kuvvetleri</i>	21
2.1.5.1.2. <i>Dalga direnci</i>	22
2.1.5.1.3. <i>Net kuvvet</i>	23
2.1.5.2. <i>Kürek mekanikleri</i>	24
2.1.5.2.1. <i>Kürek kuvvetleri</i>	25
2.1.5.2.2. <i>Kuvvet aktarımı</i>	27
2.2. Elektromiyografi	28
2.2.1. Merkezi sinir sistemi düzeyinde hareketin başlangıcı	29
2.2.2. Motor ünite	30
2.2.3. Motor ünite katılımı ve ateşleme frekansı	31
2.2.4. Aksiyon potansiyelinin iletimi	31
2.2.5. EMG sinyalinin oluşumu	32
2.2.6. EMG sinyalinin analizi	33
2.2.6.1. <i>Zaman alanı analizleri</i>	33
2.2.6.1.1. <i>Tek eşikli onset algoritmaları</i>	35
2.2.6.1.2. <i>Çift eşikli onset algoritmaları</i>	35
2.2.6.1.3. <i>Ampirik istatistiksel yöntemler</i>	36
2.2.6.2. <i>Frekans alanı analizleri</i>	36
2.3. Durgunsu Kayak Araştırmaları	39
2.3.1. Ergometre analizleri	40
2.3.2. Su üstü araştırmaları	42
2.3.2.1. <i>Kinematik analizler</i>	42
2.3.2.2. <i>Kinetik analizler</i>	42

2.3.2.3. Kassal aktivasyon	44
3. YÖNTEM	46
3.1. Katılımcılar	46
3.2. Ölçüm Cihazları	47
3.2.1. EMG sistemi	47
3.2.2. Boy ve vücut kütlesi ölçümü	47
3.3. Tekne ve Kürek Ekipmanı	47
3.4. Verilerin Alınması	48
3.4.1. Elektrotların yerleştirilmesi	48
3.4.2. Ölçümlerin gerçekleştirilmesi	49
3.5. Verilerin İşlenmesi	52
3.5.1. EMG sinyallerinin ön işlenmesi	52
3.5.2. Kas aktivasyon ve inhibisyon zamanlarının tespit edilmesi	54
3.6. Verilerin Analizi ve Normalizasyon	56
3.7. İstatistiksel Yöntemler	56
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	58
4.1. EMG Sinyalinin Kontrolü	58
4.2. Kürek Boyu Değişimi	62
4.2.1. OEMG aktivasyonu	62
4.2.2. PEMG aktivasyonu	68
4.2.3. Cinsiyetler arası karşılaştırma	71
4.3. Kürek Palası Alanı Değişimi	73
4.3.1. OEMG aktivasyonu	74
4.3.2. PEMG aktivasyonu	77
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	80
KAYNAKÇA	84
EKLER	
ÖZGEÇMİŞ	

TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa

Tablo 3.1. Erkek katılımcıların genel bilgileri	46
Tablo 3.2. Kadın katılımcıların genel bilgileri	46
Tablo 3.3. EMG sistemi teknik özellikleri	47
Tablo 3.4. Farklı kürek konfigürasyonları için ölçüm protokolleri	49
Tablo 4.1. Kürek boyu değişimi için OEMG verilerinin grup ortalamaları ve istatistiksel karşılaştırmaları	64
Tablo 4.2. Kürek boyu değişimi için PEMG verilerinin grup ortalamaları ve istatistiksel karşılaştırmaları	70
Tablo 4.3. Kürek palası alanı değişimi için OEMG verilerinin grup ortalamaları ve istatistiksel karşılaştırmaları	75
Tablo 4.4. Kürek palası alanı değişimi için OEMG verilerinin grup ortalamaları ve istatistiksel karşılaştırmaları	78

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. Kayak kürek çekiş hareketinin fazları	16
Şekil 2.2. Kayak tekniğinde giriş fazı.....	17
Şekil 2.3. Kayak tekniğinde çekiş fazının sonu.....	18
Şekil 2.4. Teknenin su altında kalan kısmının kesit alanı	21
Şekil 2.5. Teknenin su altında kalan kısımlarının gösterimi	22
Şekil 2.6. Kayak teknesine etki eden kuvvetler.....	24
Şekil 2.7. Düz yüzeyli kürekte kuvvet oluşum mekanikleri.....	26
Şekil 2.8. Kanat yüzeyli kürekte kuvvet oluşum mekanikleri	27
Şekil 2.9. Suya güç aktarımında itiş ve çekiş segmentleri.....	28
Şekil 2.10. Kassal aktivasyonun kortikal kontrolü	30
Şekil 2.11. Aksiyon potansiyelinin iletimi	33
Şekil 2.12. Çeşitli frekanstaki alt bileşenlerin EMG sinyalini oluşturmaları.....	37
Şekil 2.13. EMG sinyalinin frekans alanı gösterimi.....	37
Şekil 2.14. Zaman alanından frekans alanına geçiş.....	39
Şekil 3.1. Uzaktan veri toplanması.....	51
Şekil 4.1. Araştırma verilerinden örnek bir frekans alanı analizi	58
Şekil 4.2. Örnek PM (üstte) ve LD (altta) ko-aktivasyon ilişkisi	59
Şekil 4.3. Örnek AD (üstte) ve PD (altta) ko-aktivasyon ilişkisi	60
Şekil 4.4. Değişen kürek boylarına göre LD - OEMG aktivasyonu.....	61
Şekil 4.5. Değişen kürek palası alanlarına göre AD - OEMG aktivasyonu	62

GÖRSELLER DİZİNİ

Sayfa

Görsel 2.1. Kayak (solda) ve Kano (sağda)	9
Görsel 2.2. Türkiye Milli Takım sporcusu Gizem KAYA kayak (K1) teknesinde	10
Görsel 2.3. Bir K4 ekip teknesi	10
Görsel 2.4. Bir C1 teknesi antrenman esnasında	11
Görsel 2.5. Bir C2 ekip teknesi yarış esnasında	11
Görsel 2.6. Kanada Lake Superior’da bulunan bir tarih öncesi kaya oyuğu	12
Görsel 2.7. Bir eskimo ve kayak teknesi	13
Görsel 2.8. Bir kayak küreği ve kürek palası	14
Görsel 2.9. Bir modern kayak ergometresi	41
Görsel 4.1. Kürek boyu değişimine göre örneklem grubu OEMG ortalamaları	63
Görsel 4.2. Kürek boyu değişimine göre örneklem grubu PEMG ortalamaları	69
Görsel 4.3. Cinsiyet farkına göre UKB için OEMG aktivasyonları	72
Görsel 4.4. Cinsiyet farkına göre KKB için OEMG aktivasyonları	73
Görsel 4.5. Kürek palası alanına göre örneklem grubu OEMG ortalamaları	74
Görsel 4.6. Kürek palası alanına göre örneklem grubu PEMG ortalamaları	77

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

A	: Alan
AD	: Anterior deltoid
a_i	: Sinyal filtre katsayısı (a)
A_M	: Kesit alanı
Ag	: Gümüş
b_i	: Sinyal filtre katsayısı (b)
BPA	: Büyük pala alanı
B_{WL}	: Su hattı genişliği
C_M	: Narinlik katsayısı
cm	: Santimetre
cm^2	: Santimetrekare
cm^3	: Santimetreküp
CMMR	: Ortak kip zayıflatma oranı (common mode rejection ratio)
EMG	: Elektromiyografi
ES-L	: Erector Spinae sol taraf
ES-S	: Erector Spinae sağ taraf
F	: Kuvvet
$F_{\check{c}}$	: Kürek normalı yönündeki kuvvet vektörü
F_{DALGA}	: Dalga kuvveti
F_{HS}	: Hava sürtünme kuvveti
F_k	: Çekiş kuvveti vektörüne dik yönlü olan kaldırma kuvveti vektörü
$F_{KÜREK}$	: Kürek kuvveti
$F_{NEGATİF}$	: Negatif kuvvetler
F_{NET}	: Net kuvvet
$F_{POZİTİF}$	: Pozitif kuvvetler

Fr	: Froude sayısı
F_{ss}	: Su sürtünme kuvveti
g	: Yerçekimi ivmesi
G_0	: Sıfır frekans kazancı
$h_{aktivasyon}$	: Aktivasyon eşik sinyali
$h_{inhibisyon}$	: İnhibisyon eşik sinyali
h	: Eşik EMG değeri
$h(j)$	: Filtre impuls yanıtı
Hz	: Herz
$H(z)$	: Filtre fonksiyonu
ICF	: Uluslararası Kano Federasyonu (International Canoe Federation)
ISA	: Uluslararası Standart Atmosfer (International Standart Atmosphere)
j	: Standart sapma katsayısı
kg	: Kilogram
KHz	: Kilo (10^3) Herz
KKB	: Kısa kürek boyu
L	: Su seviyesi uzunluğu
LM	: Latissimus dorsi
m	: Metre
MHO	: Merkez hat ofseti
ms	: Mili (10^{-3}) saniye
MU	: Motor ünite
MUAP	: Motor ünite aksiyon potansiyeli
mV	: Mili (10^{-3}) Volt
N	: Newton
NKB	: Normal kürek boyu

NPA	: Normal pala alanı
nV	: Nano (10^{-9}) Volt
OEMG	: Ortalama elektromiyografi
P	: Pencere genişliği
PEMG	: Pik elektromiyografi
PM	: Pectoralis Major
PD	: Posterior Deltoid
RA	: Rectus Abdominus
RF	: Rectus Femoris
s	: Saniye
SDC	: Sonsuz darbe cevaplı
SGO	: Sinyal gürültü oranı
s_k	: Kompleks frekans
T	: Su çekimi
T_k	: Toplam kürek zamanı
u	: Akış hızı
UKB	: Uzun kürek boyu
μV	: Mikro (10^{-6}) Volt
V	: Volt
V_k	: Kürek hız vektörü
V_{MHO}	: Merkez hat offset sinyali
V_{REK}	: Rektifiye edilmiş EMG sinyali
V_t	: Tekne hız vektörü
$V(t)$	: Anlık EMG sinyali
w	: Sinyal frekansı
w_c	: Kesim frekansı

$X(z)$	: Sinyal fonksiyonu
YEMG	: Yüzeyel elektromiyografi
$y(k)$	: Filtrelenmiş EMG sinyali
$Y(z)$	: Ayrık zamanlı dönüşüm fonksiyonu
$Z(z)$	: Filtrelenmiş sinyal
$\propto$	: Orantılıdır
Δ	: Küreğin suda olduğu zaman
θ	: Kürek çekiş doğrultusu ve tekne hattı arasındaki açı
Σ	: Toplam sembolü
Π	: Çarpım sembolü
μ_{akt}	: Aktivasyon öncesi ortalama sinyal büyüklüğü
μ_{inh}	: İnhibisyon sonrası ortalama sinyal büyüklüğü
σ_{akt}	: Aktivasyon öncesi standart sapma
σ_{inh}	: İnhibisyon sonrası standart sapma

1. GİRİŞ

Durgunsu kayak sporunun amacı belirli bir mesafeyi en kısa sürede kat etmek ve varış çizgisini rakiplerden önce geçebilmektir. Kayak sporunda kürek çekiş hareketi; alt ekstremitenin yaptığı pedal hareketleri ve gövde rotasyonu ile üst ekstremitenin yaptığı tekrar eden çekiş ve itiş hareketlerinin koordinesiyle oluşmaktadır (Logan ve Holt, 1985, s. 4; Plagenhoef, 1979, s. 443).

Üst düzeyde bir sportif performans elde edebilmek için kapsamlı ve sistematik bir antrenman uygulaması kadar, ilgili spor branşını destekleyen bilimsel bir yaklaşım da gerekmektedir. Kayak sporcuları ile yapılan bilimsel araştırmalar genellikle sporcuların fizyolojik uygunluk durumunu test etmeye ve bu duruma uygun antrenman planlaması oluşturarak fizyolojik uygunluğu optimize etmeye yoğunlaşmıştır (Lopez ve Palomo, 2013, s. 4). Ancak, üst düzey sporcularda çok iyi düzeyde bir fizyolojik uygunluk, başarıyı tek başına garanti etmemektedir. Bir kayak sporcusunun performansı, iyi bir fizyolojik kapasite gereksinimine ek olarak; tekne, kürek ve sporcunun; kinematik ve kinetik faktörlerine de bağlıdır (Robinson vd., 2002, s. 68). Bu sebepten dolayı olimpiik kayak disiplini için biyomekanik araştırmalar da yaklaşık 40 yıllık bir süredir gerçekleştirilmektedir.

Kayak sporunda ilk biyomekanik çalışmalar, 2 boyutlu görüntü kayıtları ile gerçekleştirilen kinematik analizlerle yapılmıştır (Campagna vd., 1982, s. 242; Mann ve Kearney, 1980, s. 183; Plagenhoef, 1979, s. 443). Sonrasında, 3 boyutlu görüntü kayıtları ile gerçekleştirilen çalışmalar ile de kayak tekniğinin daha ileri düzeyde kinematik analizi sağlanmıştır (Kendal ve Sanders, 1992, s. 233; Lopez ve Palomo, 2013, s. 2; Ong vd., 2006, s. 77).

Kinetik çalışmalar kapsamında, tekne ve kürek üzerine etki eden kuvvetlerin araştırılması tekne hareketi üzerinde önemli bilgiler vermiştir (Jakson vd., 1992, s. 1197). Bu çalışmalar sonucunda araştırmacılar, tekne hareketine olacak en büyük katkının, teknenin sürtünme kuvvetlerinin minimize, kürek kuvvetlerinin maksimize edilmesi ile gerçekleştirilebileceği konusunda hemfikir olmuşlardır (Lopez ve Palomo, 2013, s. 2). Bu sonuç neticesinde yarış kuralları dahilinde yeni tekne ve kürek tasarımları geliştirilmiştir. Bu yeni tasarımlar, kayak performansında oldukça büyük gelişmelere neden olmuştur (Kendal ve Sanders, 1992, s. 233; Robinson vd., 2002, s. 68).

Diğer bir biyomekanik araştırma branşı olan kassal aktivasyon analizleri ise kayak literatürüne son yıllarda girmiştir (Brown vd., 2010, s. 1; Fleming vd., 2007, s. 1; Fleming

vd., 2012, s. 16). Kayak sporunda hareket oluşumunda; kuvvetin üretildiği insan vücudu kasları ile kuvvetin iletildiği kürek ve potansiyel enerjinin kinetik enerjiye dönüştüğü tekne, bir kapalı kinematik zincir oluşturduğundan, kassal aktivasyon analizleri de hareketin değerlendirilmesi anlamında önemli bilgiler vermektedir.

1.1. Sorun

Kayak sporunun dahil olduğu ilk olimpiyatlar olan 1936 Berlin Olimpiyat Oyunları'ndan günümüze kadar; tüm yeni kürek ve tekne tasarımları performansı arttırmak maksatlı geliştirilmiştir. Kürek ve tekne tasarımlarında yapılan gelişmelerin ardından daima kayak performansında iyileşmeler görülmüştür (Kendal ve Sanders, 1992, s. 233; Sanders ve Baker, 1998). Ancak, bu gelişmelerden daha efektif bir şekilde faydalanabilmek için doğru kürek parametrelerinin belirlenmesi gerekmektedir. Bu parametrelerin belirlenmesinde çeşitli yöntemler olsa da en iyi yarış performansının elde edilebilmesi için bireye özgü kürek değişkenlerinin tespiti gerekmektedir.

Mekanik verimliliğin yükseltilerek tekne süratini artırılması konusunda iki temel çözüm önerisi sunulmaktadır; tekne hızına negatif etki eden sürtünme kuvvetlerinin azaltılması ve kürek kuvvetinin artırılması (Lopez ve Palomo, 2013, s. 2). Negatif kuvvetlerin büyük bir bölümünü oluşturan su sürtünmesi kuvvetlerinin azaltılması için tekne ağırlığı, yüzey formu ve yüzey kaplaması parametrelerinin optimizasyonu önem arz etmektedir. Ancak, Uluslararası Kano Federasyonu'nun tekne uzunluğu, ağırlığı, yüzey kaplaması gibi tekne parametrelerinde belirlediği kurallar (ICF, Canoe Sprint Competition Rules, 2017) çerçevesinde, kayak hızına etki eden tekne mekanikleri zaten optimize edilmiş durumda olup, geliştirilmeye açık temel mekanik etmen kürek parametreleri olarak görülmektedir (Michael vd, 2009, s. 169).

Durgunsu kayak sporunda kullanılan temel ekipmanlardan olan küreğin iki önemli değişkeni bulunmaktadır; (1) kürek boyu ve (2) kürek palası (Aitken ve Neal, 1992, s. 166; Jackson, 1992, s. 1197; Helmer vd., 2011, s. 501; Michael vd., 2009, s. 173; Ong vd., 2005). Bu iki değişken konusunda herhangi bir kural, sabit veya kısıtlama bulunmamaktadır. Kürek boyunda ve kürek palası alanında meydana gelen değişiklikler; sporcunun kürek çekiş hızını, suya aktarılan kuvveti ve dakikada çekilen kürek sayısını (tempo) doğrudan etkileyecektir (Baudonin ve Hawkins, 2002, s. 396; Mann ve Kearney, 1980, s. 183). Kürek ile suya aktarılan kuvvetlerin, tekne süratini doğrudan etkilediği bilinmektedir (Brown, 2010, s. 1). Baker (1998, s. 50), sporcu tarafından uygulanan

kuvvet ve impuls büyüklüklerinin tekne süratini pozitif yönde etkilediğini belirtmiştir. Buradan hareketle, kürek ile suya aktarılan kuvvetin artması, direk olarak tekne süratini arttıracaktır (Mononen vd., 1994, s. 151).

Diafas vd. (2012; s. 18), kayak sporunda doğru kürek boyutu (boy ve yüzey alanı) seçiminin, tekne hızı açısından kritik olduğunu bildirmişlerdir. Kürek boyu belirleme konusunda da belirli kurallar olmadığından, bazı genel geçer yöntemler ile antrenör ve sporcular kürek boyunu kendileri belirlemektedir (Szanto, 2014, s. 30). Antrenör ve sporcuların, kürek seçimi yaparken, sporcunun bazı morfolojik özelliklerinden yola çıkarak, üretici firmaların tavsiyelerine göre kürek boyu ve kürek palası yüzey alanı seçimi yaptığı bilinmektedir.

Literatürde, kürek boyu belirleme ile ilgili yapılmış antropometrik temellere dayanan tek bir çalışma bulunmaktadır (Diafas vd., 2012, s. 17). Kürek pala alanı ilgili de ergometre ortamında gerçekleştirilmiş bir araştırma mevcuttur (Sprigins vd, 2008, s. 147). Kürek boyu ve kürek palası alanı değişikliklerinin, önemli biyomekanik parametreler olan kassal aktivasyona veya kürek kuvvetine olan etkisini inceleyen bir çalışma ise henüz bulunmamaktadır.

Sonucu direk olarak tekne hızına etki edecek olan kürek parametrelerinin, doğruluğunun kontrolü ile ilgili nicel bir yöntem henüz uygulanmamıştır. Dolayısıyla bireye özgü doğru kürek boyunun belirlenmesi her zaman sağlanamayabilmekte ve bu durum sporcuyu mekanik olarak dezavantajlı duruma düşürebilmektedir. Günümüzde, elit düzeyde birçok olimpik düzeyde sporcuda bile "acaba tercih ettiğim kürek palası alanı doğru mu" veya "kürek boyum doğru mu" gibi endişeler bulunmaktadır.

1.2. Amaç

Logan ve Holt (1985), kayak tekniğinin daha derin analizinin yapılabilmesi için, su üzerindeki kayak kürek çekiş hareketinde bir telemetrik elektromiyografi (EMG) sistemi ile ölçüm alınması gerektiğini belirtmişlerdir. Literatürde, su üzerindeki kayak uygulamalarında hem kürek kuvveti hem de kassal aktivasyon analizini gerçekleştirildiği yalnızca bir çalışma bulunmaktadır (Fleming vd., 2012, s. 16). Ancak bu çalışmada kürek parametreleri araştırılmamıştır. Yürütülen bu tez araştırmasında; kürek kuvveti ve kassal aktivasyon verilerinin, su üzerindeki kayak tekniği uygulamasında kaydedilmesi planlanmıştır.

Bu tezin temel amacı; durgunsu kayak sporunda kürek palası alanı ve kürek boyu uzunluğu değişikliklerinin kassal aktivasyonda meydana getirdiği değişiklikleri gerçek zamanlı olarak kaydetmek ve analiz etmektir. Bu şekilde kürek palası alanı ve kürek boyu değişikliklerinin, kassal aktivasyon ve dolayısıyla suya aktarılan kuvvet üzerindeki etkileri değerlendirilebilecektir.

Bu tez çalışmasının bir diğer amacı da su üzerindeki kayak uygulamasında kassal aktivasyon verilerinin gerçek zamanlı alındığı bir sistem uygulamaktır. Böylelikle, kayak tekniğinin fazlarında; bağımsız değişken olan kürek parametrelerinin, bağımlı değişkenler olan elektro-fizyolojik faktörler ile beraber analiz edilmesi hedeflenmiştir. Bu analiz sonucunda ise sporcuların tekniğinin optimize edilerek; performanslarının iyileşmesi ve sakatlıklarının önlenmesi konusunda adımlar atılabilecektir.

Bu araştırma sonucunda yapılacak analiz ve değerlendirmeler ile şu soruların yanıtlanması hedeflenmiştir:

1. Durgunsu kayak sporunda, genel geçer yöntem ile bulunan kürek boyundan daha uzun bir kürek boyu kullanıldığında, harekete büyük oranda dahil olan kasların aktivasyonunda nicel olarak ne gibi değişiklikler meydana gelmektedir?
2. Durgunsu kayak sporunda, genel geçer yöntem ile bulunan kürek boyundan daha uzun bir kürek boyu kullanıldığında, harekete büyük oranda dahil olan kaslar arasındaki aktivasyon örüntülerinde ne gibi değişiklikler meydana gelmektedir?
3. Durgunsu kayak sporunda, genel geçer yöntem ile bulunan kürek boyundan daha kısa bir kürek boyu kullanıldığında, harekete büyük oranda dahil olan kasların aktivasyonunda nicel olarak ne gibi değişiklikler meydana gelmektedir?
4. Durgunsu kayak sporunda, genel geçer yöntem ile bulunan kürek boyundan daha kısa bir kürek boyu kullanıldığında, harekete büyük oranda dahil olan kaslar arasındaki aktivasyon örüntülerinde ne gibi değişiklikler meydana gelmektedir?
5. Durgunsu kayak sporunda, üretici firmalar tarafından sporcuların vücut ağırlığına göre tavsiye edilen kürek palası alanından daha büyük bir kürek palası kullanıldığında, harekete büyük oranda dahil olan kasların aktivasyonunda nicel olarak ne gibi değişiklikler meydana gelmektedir?
6. Durgunsu kayak sporunda, üretici firmalar tarafından sporcuların vücut ağırlığına göre tavsiye edilen kürek palası alanından daha büyük bir kürek palası kullanıldığında, harekete büyük oranda dahil olan kaslar arasındaki aktivasyon örüntülerinde ne gibi değişiklikler meydana gelmektedir?

7. Farklı kürek parametreleri için toplanan kassal aktivasyon değişiklikleri her sporcu için benzer düzeyde mi, yoksa bireysel olarak büyük farklılıklar gösteriyor mu?
8. Farklı kürek boyları ve kürek palaları için elde edilen kassal aktivasyon verileri değerlendirilerek, sporcuların kullandığı kürek boyu ve kürek pala alanının değiştirilmesi gerektiği yönünde çıkarımlar yapılabilir mi?
9. Farklı kürek parametreleri için erkek ve kadın sporcuların verdikleri kassal aktivasyon yanıtları arasında fark var mıdır?

1.3. Önem

Yanlış teknik veya uygun olmayan ekipman kullanımı, gereksiz kuvvet harcamasına neden olmakta ve sporcunun fizyolojik etkinliğini düşürebilmektedir. Üst düzey sporcularda, biyomekanik etmenlerden dolayı oluşan verim kaybı, kazanma ile kaybetme arasındaki fark olabilmektedir. Bu sebeple, kayak tekniğinin biyomekanik parametrelerinin de araştırılması, kayak sporu başarısı açısından oldukça kritiktir (Aitken ve Neal, 1992, s. 165). Durgunsu kayak, bir spor branşı olduğu tarihten beri biyomekanik anlamda araştırmaların yapılması ve bu sporun mekaniklerinin anlaşılması ile yarış sürelerinin sürekli düşüş gösterdiği gözlemlenmiştir (Micheal vd., 2009, s. 167). En doğru antrenman ve yarış parametrelerinin tespit edilerek üst düzey performansın elde edilmesi kapsamında, mekanik verimin artırılması konusu araştırmacıların, antrenörlerin ve sporcuların amacı olmuştur.

Kayak tekniğinde kürek çekiş hareketinde mekanik (tekne ve kürek) ve kinesiyolojik-anatomik (sporcu) analizlerin kombine bir şekilde yapılması, kayak sporunda tekniği maksimize edecek olan tekne hızını değerlendirme konusunda etkin bir yöntem olacaktır (Micheal vd., 2009, s. 168). Bu şekilde kombine bir yöntem ile yapılacak özgün bir araştırma ise tekne hızına etki eden faktörlerden yeni birinin anlaşılmasını sağlayabilecektir. Böylelikle, durgunsu kayak performansında bir artış gözlemlenebilecektir.

Doğru kürek palası alanı ve kürek boyu belirlenmesi ile sporcunun biyomekanik verimi artacaktır. Böylelikle, sporcu için avantajlı kürek mekanikleri elde edilecek ve daha iyi performans sergilenebilecektir. Başarının milisaniyelerle belirlendiği durgunsu kayak sporunda, biyomekanik verimliliğin artması ve fizyolojik kapasitenin tam anlamıyla kullanılması ile sporcular galibiyete daha yakın olabileceklerdir.

1.4. Varsayımlar

Araştırmada, kürek boyu ve kürek palası alanı değişikliklerinin kassal aktivasyona olan etkisi EMG yöntemi ile araştırılmıştır. Bağımlı değişken olan kassal aktivasyon verileri; deneklerin, kafein ve alkol içeren içeceklerin tüketiminden etkilenebilmektedir. Bu sebeple deneklerden, ölçümleri gerçekleştirmeden önceki 24 saatlik periyot dahilinde kafein ve alkol içeren gıdaları tüketmemeleri istenilmiştir.

Durgunsu kayak tekneleri, durgunsu şartlarında mümkün olan en yüksek sürat ile yol almak üzere tasarlanmışlardır. Bu sebeple, negatif yönde etki eden su sürtünme kuvvetlerinin minimize edilmesi maksatlı, teknelerin yüzey alanları oldukça küçük olarak dizayn edilmiştir. Bunun sonucunda ise rüzgar, dalga ve akıntı gibi hava şartları, kayak teknesinin ve kürek çekme hareketini ciddi anlamda etkileyebilmektedir. Bu etkiler; sporcunun kürek çekme tekniğini bozma, sporcuyu düşürme, sporcunun hızını azaltma ya da arttırma, kürek çekiş parametrelerine etki etme ve sporcuyu daha fazla yorma olarak sıralanabilir. Örneğin, rüzgarın gidiş yönüne ters yönde esmesi durumunda, sporcu mevcut hız ve kürek çekiş temposunu koruyabilmek adına daha fazla kuvvet uygulayacak ve kassal aktivasyon artacaktır.

Kassal aktivasyon verilerine etki eden bir diğer faktör de metabolik ve nörolojik yorgunluk durumudur. Araştırmada, bağımsız değişken olan kürek boyu uzunluğu ve kürek palası alanı değişiklikleri ile tekrar eden ölçümler arasına uygun dinlenme süresi bırakılmış ve bu tekrar eden ölçümlerde birikmiş yorgunluk durumu oluşmaması için sporculardan maksimalin altında bir şiddetle kürek çekmeleri istenilmiştir. Yine sporculardan, ölçümlerden önceki 24 saatlik periyot dahilinde aşırı yorucu fiziksel aktiviteden uzak kalmaları istenilmiştir.

Bu tez çalışmasındaki varsayımlar şu şekilde sıralanabilir:

1. Sporcular ölçümden önceki 24 saatlik periyot içerisinde kafein veya alkol tüketmemiş ve aşırı yorucu fiziksel aktiviteden uzak kalmışlardır.
2. Tekrar eden tüm ölçümler esnasında, hava şartları değişkenlik göstermemiştir ve durgunsu kayak şartlarına elverişli bir seyir göstermiştir.
3. Farklı kürek boyları ve kürek pala alanları için gerçekleştirilen tekrar eden ölçümler esnasında, takip eden ölçüm sonuçlarını etkileyecek birikmiş yorgunluk durumu oluşmamıştır.

1.5. Sınırlılıklar

EMG ile gerçekleştirilen kassal aktivasyon analizlerinde, uygulanan kuvvet ile alınan EMG verisinin büyüklüğü arasında nicel bir ilişki olduğu bilinmektedir. (Cerrah vd., 2010, s. 162). De Luca (1997, s. 148) bu ilişkinin, maksimum istemli kasılma kuvvetinin belirli bir yüzde değerine kadar lineer bir oran sergilediğini bildirmiştir. Bu nedenle, EMG sinyali büyüklüğü ile uygulanan kuvvet arasında bir orantı kurmanın mümkün olduğu bilirse de tam olarak uygulanan kuvvetin büyüklüğü hakkında çıkarım yapmak yanlış sonuçlar verebilmektedir. Bunun sebepleri ise şu şekilde sıralanabilir; (1) EMG elektrotlarının deri üzerindeki konumu, (2) elektrot başları arasındaki mesafe ve (3) uygulanan kuvvet ile motor ünitelerin ateşleme frekansı arasındaki ilişkisinin ve motor ünite katılım oranının değişkenliği.

Durgunsu kayak sporunda, suya aktarılan kuvvetin artması, tekne hızına ve dolayısıyla yarış performansına doğrudan etki edecektir. Ancak, yarış performansının tek belirleyicisi kuvvet değildir. Dakikada çekilen kürek sayısı, kaslar arası uyum ve tekne sürtünmesi değişkenlerinin de en uygun şekilde uygulanması gerekmektedir.

Araştırmada kaslar arası ilişkilerin araştırılması, dakikada çekilen kürek sayısı ve kassal aktivasyon analizi için EMG yöntemi uygulanmıştır. EMG yöntemi ile kasın uyguladığı kuvvet hakkında orantısal bir çıkarım yapılabilse de suya aktarılan kuvvet belirlenemeyecektir. Suya aktarılan kuvvetin belirlenmesi için kürek şaftları üzerinde kuvvet sensörleri yerleştirilmesi gerekmektedir. Ancak, imkanlar dahilinde kürek kuvvetlerini ölçmeye yönelik kuvvet sensörleri temin edilememiştir. Çalışmanın en önemli sınırlılığı suya aktarılan net kuvveti ölçme olanağı sağlayan kuvvet sensörlerinin olmayışıdır.

Çalışmada kürek boyu değişiminin yanı sıra, kürek palası alanı değişiminin de kassal aktivasyona olan etkileri araştırılmıştır. Bunun için, üretici firmaların (kürek üreticileri) tavsiyelerine göre sporcuların kullandığı kürek palası alanı normal pala olarak kabul edilmiştir. Normal pala alanı kontrol değişkeni olarak kabul edilerek, büyük ve küçük olmak üzere farklı alanlardaki kürek palalarının analizi hedeflenmiştir. Ancak, imkanlar dahilinde her sporcunun kullanımı için yalnızca kontrol kürek palasından büyük pala temin edilebilmiştir. Bu kapsamda araştırmada var olan ikinci sınırlılık, küçük yüzey alanlı kürek palası ile ölçüm yapılamamasıdır.

2. ALANYAZIN VE GENEL BİLGİLER

2.1. Kano

Kano sporu uluslararası boyutta Uluslararası Kano Federasyonu (ICF), ulusal boyutta ise Türkiye Kano Federasyonu tarafından yürütülmektedir.

Uluslararası Kano Federasyonu'na bağlı olarak yürütülen kano disiplinleri şunlardır:

- a. Durgun su kano (kayak ve kano)
- b. Kano maraton
- c. Para kano
- d. Akarsu kano
 - d.1. Slalom
 - d.2. Serbest iniş
- e. Kano polo
- f. Kano dragon
- g. Serbest stil kano (canoe freestyle)
- h. Okyanus kanosu

Bu disiplinleri birbirinden ayıran faktörler şöyle sıralanabilir:

- (1) Farklı boyuttaki ve türdeki tekne kullanımı
- (2) Farklı tür ve boyuttaki kürek kullanımı
- (3) Farklı durumdaki su koşulları

2.1.1. Durgunsu kano

Durgunsu kano yarışlarında, kano sporcuları işaretçilerle kendilerine ayrılmış engelsiz ve düz bir parkur boyunca yarış mesafesi boyunca yarışırılar (Begon, ve Colloud, 2008, s. 67). Yarışın amacı 200 m, 500 m ve 1000 m olan olimpik yarış mesafelerini en kısa sürede kat etmek ve varış çizgisini rakiplerden önce geçebilmektir (Micheal vd., 2009, s.167).

Kano sporu bazen kürek sporu ile karıştırılabilmektedir. Kano sporunu kürek sporundan ayıran en büyük fark, küreklerin tekne üzerinde herhangi bir dayanak noktası olmadan, teknenin sevk edilmesidir. Bunun durum, kürek hareketinin serbestlik derecesinin hiçbir şekilde kısıtlanmaması ile sonuçlanır.

Durgunsu kano sporu, kano ve kayak disiplini olarak ikiye ayrılmaktadır (Görsel 2.1). Uluslararası kapsamda “kano” sözcüğü hem “kayak disiplini” hem de “kano disiplini” için ortak bir terim olarak kullanılmaktadır.



Görsel 2.1. *Kayak (solda) ve Kano (sağda)*

Szanto (2014, s.31), kano ve kayak sporunu yineleyen bir motor hareket ile karakterize edilmiş, tekrarlı dayanıklılık sporu olarak tanımlamıştır. Burada amaç, kürek çekiş hareketini doğru teknik ile yineleyerek yarış mesafesini en yüksek hız ile en kısa sürede tamamlamaktır.

Kayak ve kanoda, sporcunun vücut hareketindeki değişikliklere ve farklı ekipmanlara rağmen, bu iki disiplin oldukça benzerdir. Bu benzerlikler; fizyolojik gereklilikler, küreklerin serbestlik dereceleri, tekne sınıflandırmaları, tekne hidrodinamiği, tekne aerodinamiği, kürek çekiş hareketindeki gövde rotasyonu, küreğin suya giriş açısı, küreğin itki (propulsion) kuvveti oluşturma mekanikleri ve diğer biyomekanik faktörler olarak sıralanabilir. Her iki disiplinde de amaç suya daha fazla güç aktarımı sağlayarak teknenin hızını arttırmaktır.

2.1.1.1. Durgunsu kayak

Durgunsu kayak (ingilizce: *kayak*) disiplininde sporcu tekne içinde oturur ve ayaklarını sabit pedala dayamış pozisyonudadır. Kürek şaftının her iki ucunda da kano disiplininde kullanılan kürek palasından daha küçük birer pala bulunmaktadır (Görsel 2.2). Kayak disiplininde kürek çekiş hareketi, simetrik ritmik hareketlerden oluşmaktadır.



Görsel 2.2. Türkiye Milli Takım sporcusu Gizem KAYA kayak (K1) teknesinde

Kayak disiplininde tekne sınıflandırması, kısaca “Kayak” kelimesinin baş harfi olan “K” ve teknede bulunan sporcu sayısı ile tanımlanmaktadır. Örneğin, tek kişilik bir kayak teknesi kısaca “K1” olarak adlandırılırken, dört kişilik bir kayak teknesi “K4” (Görsel 2.3), iki kişilik bir kayak teknesi ise "K2" olarak adlandırılmaktadır.



Görsel 2.3. Bir K4 ekip teknesi

2.1.1.2. Durgunsu kano

Durgunsu kano (ingilizce: *canoe*) disiplininde sporcu tekne üzerinde dizlerinden birisi ve diğer bacağının ayağı üzerinde durmaktadır (bir Anadolu folklor oyunu olan Zeybek'teki diz çökme pozisyonuna benzer bir duruş). Küreğin, tek ve kayak küreğine nispeten daha büyük bir palası bulunmaktadır (Görsel 2.4). Kano disiplininde kürek çekiş

hareketi ise kayak disiplinininden farklı olarak asimetrik (tek taraflı) ritmik hareketlerden oluşmaktadır.



Görsel 2.4. *Bir C1 teknesi antrenman esnasında*

Kano disiplininde tekne sınıflandırması, kısaca “Canoe” kelimesinin baş harfi olan “C” ve teknede bulunan sporcu sayısı ile tanımlanmaktadır. Örneğin, iki kişilik bir kano teknesi kısaca “C2” olarak adlandırılırken (Görsel 2.5), tek kişilik bir kano teknesi ise “C1” olarak adlandırılır.



Görsel 2.5. *Bir C2 ekip teknesi yarış esnasında*

2.1.2. Kanonun tarihi

Tarih boyunca kano ve kayak, büyük değişiklikler göstermiştir. Eski zamanlarda bu botların şekilleri ve kullanım amacının günümüzdekinden oldukça farklı olduğu bilinmektedir. İlk kano tasarımlarının tamamen açık gövdeli olduğu, sonradan kapalı gövdeli kano tiplerinin de kullanılmaya başlandığı tahmin edilmektedir. (Görsel 2.6, Görsel

2.7) Kullanım amaçlarına bakıldığında tarih boyunca; savaşmak, ticaret, seyahat ve avlanmak gibi amaçlar için kullanıldığı bilinmektedir (Szanto, 1990, s. 10).



Görsel 2.6. Kanada Lake Superior’da bulunan bir tarih öncesi kaya oyuğu (Szanto, 2014)

“Bu tür botların kullanımı taş devrine kadar uzansa da kayak ve kano sporu oldukça yeni bir spordur. Kayak, muhtemelen, Eskimoların yüzyıllarda av ve taşımacılık için kullandığı Grönland kökenlidir. Kayak kelimesi, ki-ak, Eskimo dilinde “insan-botu” anlamına gelmektedir ki bu da kayağın Grönland kökenli olduğu tezini desteklemektedir. Sibiryâ Samoyet’leri arasında yolculuk eden İngiliz kaşif Burrough, 1556 yılında kayağı tarif eder. 1970’lerde Aleut Adaları’nın keşfi hakkında yazan James Cook da kayağı pratik bir araç olarak ifade etmiştir” (Szanto, 1990, s. 10).

Modern tarihte bilinen ilk kano yarışı 1715 yılında İngiltere’de düzenlenmiştir. Rekrasyonel ve gezinti maksatlı kanolar ise 1890’lı yıllarda belirmişlerdir (Szanto, 2014, s. 4)

Durgunsu kayak, tüm kano disiplinlerinin arasında en eski olimpik disiplin olma özelliğini taşır ve 1936 Berlin Olimpiyatlarından beri Olimpiyatlara dahil edilmektedir (Lopez ve Palomo, 2013, s. 3). 2012 Londra olimpiyatlarında, K1 ve C1 yarışlarına 200m. mesafesinin de eklenmesi ile olimpik durgunsu kayak mesafeleri 200m, 500m. ve 1000m olmuştur (ICF, 2016).



Görsel 2.7. Bir eskimo ve kayak teknesi (Http1)

2.1.3. Durgunsu kayak sporunda ekipman

Kayak sporunun icra edilebilmesi için iki temel ekipman vardır; kayak teknesi ve kürek. Bu iki ekipmanın da sporcu açısından uygunluğu başarı açısından kritiktir.

2.1.3.1. Tekne

Tarihsel süreçte, kano ve kayak tekneleri büyük bir evrim göstermiştir. 1948 yılında ICF tarafından yapılan tekne kuralları düzenlemelerinden önce, tekne tasarımları için belirli kuralların olmadığı bilinmektedir. Bu dönemde, teknelerin boy, ağırlık ve form gibi özellikleri istenildiği gibi tasarlanabiliyordu. ICF tarafından belirlenen tekne kuralları sayesinde tüm kayak sporcuları arasında, tekne kapsamında eşitlik sağlanmış oldu.

Günümüzde kayaklar, içinde sporcunun oturması için bir boşluk olan hafif, dar ve nispeten dengesiz teknelerdir. Sporcunun oturduğu bölüme kokpit denmektedir. Kokpitte sporcu oturak üzerinde oturmaktadır (Lopez ve Palomo, 2013, s. 24). Oturak, tekne tabanından yaklaşık olarak 5 cm yukarıda bulunmaktadır. Ayaklık ise kokpit boşluğunun en önünde bulunur. Sporcu kürek çekişi esnasında ayaklıktan destek alarak pedal hareketini gerçekleştirir ve suya kuvvet aktarımını sağlar.

Kayak tekneleri, sporcunun ağırlık aralığına göre tasarlanmaktadır (Szanto, 2014, s. 27). Böylelikle sporcu kendi vücut ağırlığına uygun tekneyi seçmekte ve en iyi

performansı sağlayabilmektedir. Yarış mesafesine göre de farklı tekne tasarımları olduğu bilinmektedir (Szanto, 2014, s. 27).

2.1.3.2 Kürek

Durgunsu kayak sporunda kullanılan kürek; uzunca bir şaft ve bu şaftın her iki ucunda eşit büyüklükte birer paladan oluşmaktadır. Küreğin palaları birbirlerine göre 68° ile 78° arasında bükülmüş durumdadır. Bunun amacı kürek çekiş esnasında havada olan kürek palasının frontal düzlemdeki kesit alanının azaltılarak rüzgar direncinin azaltılmasıdır. Diğer bir amaç ise çıkış fazı sonrasında, kürek sudan çıkarken su sıçramalarının azaltılması ve daha rahat bir çıkış sağlanmasıdır.

Kürek modellerinde tarih boyunca bir değişim süreci olduğu bilinmektedir. 1987 yılında kanat şekilli kayak palasının kullanılmaya başlanması ile kayak tekniğinde ciddi bir değişiklik görülmüştür. Buna ek olarak tekne süratlerinde de büyük bir artış olmuştur. Günümüzde de farklı tasarımlarda birçok kürek modeli bulunmaktadır.



Görsel 2.8. Bir kayak küreği ve kürek palası

Yarış mesafesi, kuvvet, antropometrik özellikler ve tecrübe faktörleri göz önünde bulundurularak kürek seçimini yapılmalıdır. Örneğin, genç sporcular küçük palalı kürekler kullanmaktadır. Diğer bir örnek ise uzun mesafe yarışlarında aerobik enerji sistemi baskın olarak kullanıldığından, sporcuların çoğunun küçük pala tercih etmesidir.

Szanto (2014, s. 28), doğru uzunluktaki şaft ve doğru yüzey alanlı pala seçiminin çok önemli olduğunu bildirmiştir.

Kürek boyu, küreğin bir palasının ucundan, diğer palasının ucuna kadar olan mesafedir. Kürek boyu belirlemede bir kural yoktur. Kürek boyunun belirlenmesi bireysel olmakla beraber bu işlem için genel geçer bir yöntem vardır. Bu yöntemde, sporcu ayakta dururken küreği dik bir şekilde yanında tutar. Ellerini yukarı taraftaki kürek palasına doğru uzatır. Parmak uçları kürek palasının üstünü kavradığı boy doğru kürek boyu olarak kabul edilir. Ancak deneyim kazanan bazı sporcuların, bu genel geçer yöntemin dışına çıkıp farklı boylarda kürekler kullanabildikleri gözlemlenmiştir. Örneğin, kısa mesafe (olimpik 200 m) müsabakasına girecek sporcuların; tekne hızını arttırmada en önemli parametre olarak belirtilen kürek frekansını (dakikada çekilen kürek sayısı) arttırmak adına, kürek boyunu kısalttığı bilinmektedir (Mann ve Kearney, 1980). Diğer bir örnek ise K4 teknesinde (dört kişilik ekip teknesi) arkadaki iki sporcunun normalde kullandıkları kürek boyundan daha uzun kürek kullanabildikleridir (Szanto, 2014, s. 49). Diafas vd. (2012) kayak sporunda doğru kürek boyu belirlemenin antropometrik özellikler ile olan ilişkilerini araştırmışlardır. Çalışma sonucunda, erkek kayak sporcularının doğru kürek boyunun belirlenmesi kapsamında, vücut segmenti uzunlukları ile vücut morfolojik özelliklerinin önemli faktörler olduğunu belirtmişlerdir.

Kürek palası alanında da belirli bir kural ve sabit yoktur. Sporcular ve antrenörler; sporcunun fiziksel güç, antropometrik özellikleri ve üretici firmaların tavsiyelerine göre kürek palası seçmektedir (Szanto, 2014, s. 30). Üretici firmalar ise kürek palası tavsiyeleri yaparken, sporcunun boy ve vücut ağırlığına göre pala tavsiyesi yapmaktadır. Sprigings vd. (2008, s. 148), kürek palası alanı değişiminin, kürek kuvveti ve tekne süratine etkisini elit sporcular üzerinde araştırmış ve elit sporcuların kürek pala alanını, %5-10 arasında büyütmesi gerektiği sonucuna varmışlardır. Ayrıca araştırmacılar, sporcunun kürek pala alanı optimum boyuttan fazla ya da az olduğunda, sporcunun yarış süratini idame edebilmek için harcaması gereken enerjinin artacağını da bildirmişlerdir. Buradan, kayak sporunda başarı için doğru kürek palası alanının kritik olduğu sonucu çıkmaktadır.

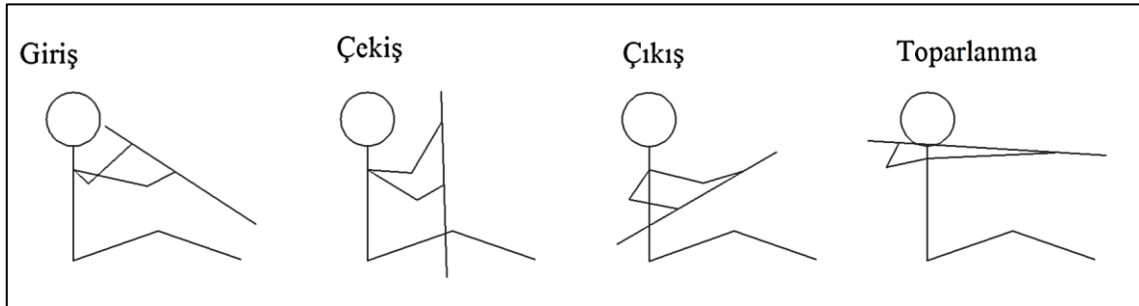
Kürek palasının alanı aynı bile olsa, formunda meydana gelen değişikliklerin kürek temposu ve tekne sürati üzerinde etkileri olduğu gözlemlenmiştir (Lopez ve Palomo, 2013). Bazı durumlarda, yeni başlayan sporcuların çeşitli nedenlerle kürek palası seçme imkanı bulamamaktadır. Mevcut kürek palası sporcu için uygun olmasa dahi; sporcu bu kürek palasına alıştığı düşüncesi ile spor hayatı boyunca kendine uygun olmayan küreği

kullanabilmektedir. Elit sporcuların bile, kürek palası değiştirme kararına varıp, sonrasında performanslarında farklar oluştuğunu bildirdikleri bilinmektedir.

2.1.4. Kayak tekniğinin kinesiyolojik ve anatomik analizi

Durgunsu kayak tekniğinde tekrar eden kürek hareketleri bilateral olarak simetriktr. Teknik düzeyi iyi bir sporcuda, motor örüntüler piramidal ve extrapiramidal motor yollar ile gerçekleşir. Birçok kas grubunun dahil olduğu harekette, tüm kas kasılması çeşitleri görülmekte ve çeşitli şiddetteki kasılmalar gerçekleşmektedir (Logan ve Holt, 1985, s. 4).

Durgunsu kayak sporunda kürek çekiş hareketi dört fazdan oluşmaktadır (Şekil 2.1); (1) giriş, küreğin havada yatay olarak konumlandığı pozisyon ile başlar ve kürek palasının tamamen suya girmesi ile sonlanır; (2) çekiş, kürek palasının tamamen suya gömülmesi ile başlar ve sudan çıkmaya başlaması ile sonlanır; (3) çıkış, çekiş fazının sonu ile başlar ve kürek palasının sudan tam olarak çıkması ile sonlanır; (4) toparlanma, kürek palasının sudan tam olarak çıkması ile başlar ve sonraki kürek çekişi için diğer kürek palasının suya girişi ile sonlanır (Logan ve Holt, 1985, s. 6; Mann ve Kearney, 1980, s. 184; Szanto, 2014, s. 44) .



Şekil 2.1. Kayak kürek çekiş hareketinin fazları

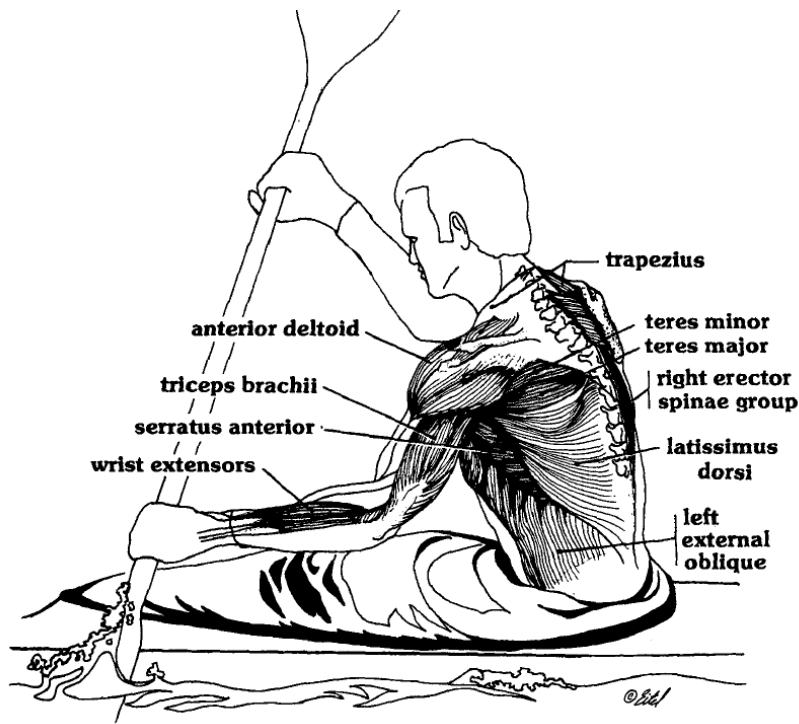
Kayak kürek çekiş hareketi esnasında; kürek çekilen taraftaki kol, çekiş kolu, üst taraftaki kol ise itiş kolu olarak tanımlanmaktadır (Mann ve Kearney, 1980, s.184; Szanto, 2014, s. 44). İlerleyen alt başlıklarda, kayak kürek çekişi hareketi için yapılan anlatımlar sol taraftan yapılan kürek çekişi referans alınarak yapılmıştır.

2.1.4.1. Giriş fazı

Bu faz, küreğin havada yatay olduğu pozisyon ile başlar, kürek palasının tamamıyla suya gömülmesi ile sonlanır (Mann ve Kearney, 1980, s. 184). Bu fazda, sporcunun vücudunda bulunan potansiyel enerjinin, kinetik enerjiye dönüşmesi başlamaktadır

(Szanto, 2014, s. 44). Kürek palası suya temas ettiği anda, sagittal düzlemde kürek açısı ortalama 45 derece, frontal düzlemde ise ortalama 65 derecedir (Szanto, 2014, s. 51).

Vücut konumlandırılırken, torasik vertebrada kürek çekiş tarafına doğru bir rotasyon vardır. Sol external ve sağ internal obliklerde, sağ spinal erector kas grubu ve sol taraftaki derin rotator kas grupları kürek suya girerken kasılmış durumdadırlar. Aynı zamanda, sol diz eklemi (hamstring grubu kaslar; semitendonosis, semimembranosus ve biceps femoris), kalça eklemi (ilio-psoas, rektus femoris ve pektineus) ve ayak bileği eklemi (tibialis anterior) tüm kürek çekiş hareketi boyunca maksimum fleksiyon durumundadır.



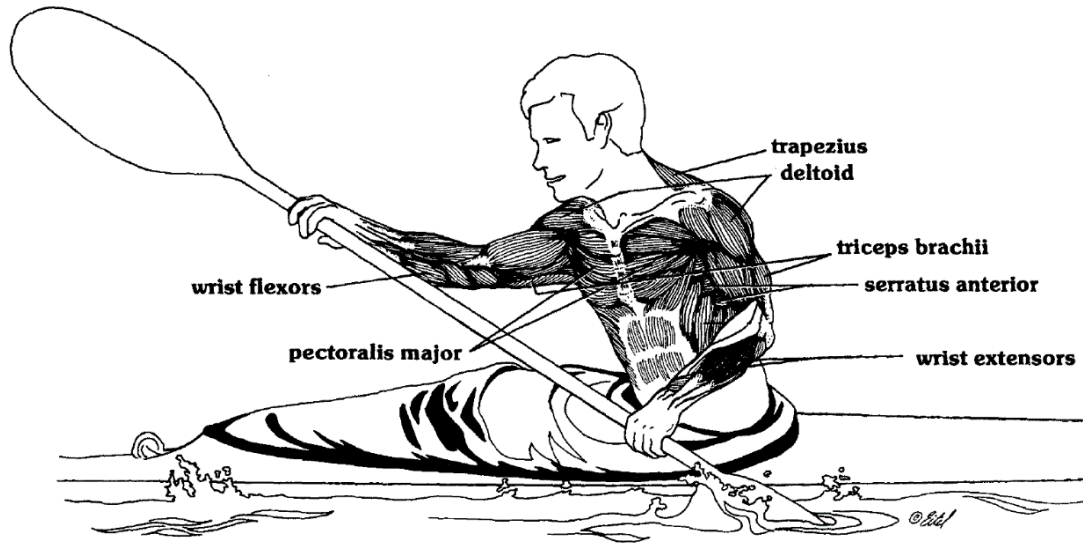
Şekil 2.2. Kayak tekniğinde giriş fazı (Logan ve Holt, 1985)

Kürek çekiş tarafındaki omuz kuşağı, pektoralis minor ve ramboide kaslarının konsantrik kasılması ile aşağı doğru rotasyon gerçekleştirirler. Gleno-humeral ekleminde latissimus dorsi, teres major ve pektoralis major kasları (sternal başlangıç) tarafından ekstansiyon gerçekleştirilmektedir. Bu ekstansiyonun sinerjistleri ise teres major ve infraspinatus'tur. Triceps brachii kasının konsantrik kasılması ile de dirsek ekleminde ekstansiyon olmakta ve ileri doğru maksimum düzeyde uzanma sağlanmaktadır. Bunlara ek olarak, bir miktar da kolun lateral rotasyonu (infraspinatus) mevcuttur.

Fazın başında pectoralis minor ve serratus anteriorun konsantrik olarak kasılması ile skapulada protraksiyon hareketi vardır. Sonrasında ise trapezius orta huzme ve romboideus major ve minor ile retraksiyon gerçekleştirilmektedir. Buna ek olarak, destek kolu tarafındaki omuz eklemindeki (pectoralis majorun clavikular başı ve anterior deltoid) ve dirsek eklemindeki (triceps brachii) minimal hareket, destek elinin yukarıda ve havada kalmasını sağlayarak kürek için sağlam bir destek noktası oluşturur. Yukarıda ve geride oluşturulan bu destek noktası, çekiş fazı öncesi istenilen kürek pozisyonuna imkan sağlar (Logan ve Holt, 1985, s. 9; Mann ve Kearney, 1980, s. 185)

2.1.4.2. Çekiş fazı

Bu faz, giriş fazı sonrası, kürek palasının tamamen suya girmesi ile başlar ve çekiş sonrası küreğin sudan çıkmaya başlaması ile sonlanır (Lopez ve Palomo, 2013, s. 20). Suya uygulanan kuvvetin büyük bir bölümü çekiş fazında gerçekleştirilir (Sperlich ve Baker, 2002, s. 45). Bunun sebebi bu fazda küreğin dikey pozisyonunda çekilişidir. Böylelikle en fazla tekne ivmelenmesi sağlanmış olur (Aitken ve Neal, 1992, s. 168; Mann ve Kearney, 1980, s. 184-186; Szanto, 2014, s. 44).



Şekil 2.3. Kayak tekniğinde çekiş fazının sonu (Logan ve Holt, 1985)

Bu faz, sol bacakta; kuvvetli ve eş zamanlı kalça ekstansiyonu, diz ekstansiyonu ve sol ayak bileğinde plantar fleksiyon hareketi ile başlar. Kalça ekstansiyonu sonrasında gerçekleşen pelvis rotasyonu neticesinde de horizontal kalça addüksiyonu gerçekleşir. Aynı zamanda sağ ayak bileğinde de ayak kayışının desteği sayesinde dorsifleksiyon

oluşur. Yine sağ bacakta; kalça fleksiyonu ve diz fleksiyonu gerçekleşir. Bunun sayesinde de pelvisin oturak üzerindeki rotasyonu daha da artarak, istenilen toplam gövde rotasyonu artırılmış olur (Lopez ve Palomo, 2013, s. 22).

Çekiş fazında gövde rotasyonu; pelvis rotasyonu, torasik vertebraların rotasyonu ve omuz kuşağı rotasyonlarının birleşimi ile oluşmaktadır. Sol spinal erector kas grubunun izometrik kasılmış olmasından dolayı omurga dikey konumdadır. Oblik kaslarının gövde lateral fleksiyonu etkisi, spinal erector kas grubunun ekstansör bileşenleri tarafından dengelenmekte ve bunun neticesinde neredeyse dik olan omurga ekseninde bir gövde rotasyonu sağlanmış olur (Logan ve Holt, 1985, s. 9).

Gövde rotasyonu ile birlikte skapula addüksiyonu (ramboideus majör, ramboideus minor ve trapezius orta huzme) ve kol ekstansiyonu (latissimus dorsi, teres major, pectoralis major, posterior deltoid, teres minor ve infraspinatus) gerçekleşir. Buna ek olarak, triceps brachii eksantrik olarak kasılarak, kürek palasının derine gömülmesini ve gövdeye yaklaşmasını engeller (Lopez ve Palomo, 2013, s. 19). Böylelikle kuvvet kolunu mesafesinin kısalması engellenerek, oluşan momentin daha düşük oluşu ve kürek veriminin düşmesi engellenir (Aitken ve Neal, 1992, s. 168).

Fazın tümünde, parmak fleksörleri kas grubunun izometrik kasılması sayesinde kürek kontrol altında tutulur. Buna ek olarak; fleksör carpi ulnaris, fleksör carpi radialis, ekstansör carpi radialis longus, ekstansör carpi radialis brevis ve ekstansör carpi ulnaris izometrik olarak kasılarak el bileği eklemine düz kalmasını sağlarlar.

2.1.4.3. Çıkış fazı

Çıkış fazında, kürek palası hala suyun içerisinde olsa da temel amaç suya güç aktarımı değil, küreği bir an önce sudan çıkarıp bir sonraki kürek çekişe hazırlanmaktır (Logan ve Holt, 1985, s. 9). Bu fazı toparlanma fazının başlangıcı olarak değerlendirmek de doğru olacaktır (Szanto, 2014, s. 45).

Hareketin bu fazında, skapulanın lateral rotasyonunu (serratus anterior, trapezius orta huzme) omuz eklemi abdüksiyonu ve kol lateral rotasyonunun (medial deltoid, supraspinatus; infraspinatus, teres minor) başlangıcı takip eder. Az da olsa, bir miktar gövde rotasyonu devam eder.

Radio-ulnar eklemden pronasyon (pronator quadratus ve pronator teres) ile beraber dirsek fleksiyonu da (brachialis, brachioradialis ve biceps brachii) gerçekleşir. Fazın

sonlarına doğru, devam eden lateral skapula rotasyonuna (serratus anterior, pectoralis minor), kol fleksiyonu (anterior deltoid, pectoralis major) da eşlik eder.

2.1.4.4. Toparlanma fazı

Bu fazda amaç, bir sonraki kürek çekiş pozisyonuna hazırlık yapmaktır. Bunun için, kürek ve vücut bir sonraki giriş fazı için uygun bir konuma getirilir. Aynı zamanda, küreğe kuvvet uygulanmayacağından, doğru nefes alımı ve kasların bir miktar gevşetilmesi ile toparlanma sağlanmalıdır (Szanto, 2014, s. 46).

Toparlanma fazındanda, omuz eklemi abdüksiyonu ve kol lateral rotasyonu devam eder. Bir sonraki kürek çekişine hazırlık için, radio ulnar eklemden pronasyon ve dirsek fleksiyonu da devam eder.

Bu fazın sonunda bir sonraki kürek çekişi için en uygun vücut konumlamasını yapmak üzere çok kısa süreli bir duraklama da gözlemlenmektedir. Ekip botlarında ise kürek senkronizasyonunu sağlamak üzere de benzer bir duraklama anı oluşabilmektedir (Logan ve Holt, 1985, s. 9).

2.1.5. Kayak mekanikleri

Kayak mekanikleri, suda hareket eden kayak teknesi ve sporcu üzerindeki mekaniklerden ibarettir. Kayak teknesi, uzayda üç boyutta da bazı kuvvetlere maruz kalmakta ve bu kuvvetler neticesinde hız belirlenmektedir. Dolayısıyla, diğer spor branşlarında olduğu gibi mekanik analizler performans hakkında önemli bilgiler verecektir. Szanto (2014, s.32), ancak bu analizlerin gerçekleştirilmesi ve bu analiz prensiplerinin sporcu tarafından anlaşılması ile sporcuların hız kavramını tam olarak anlayabileceğini bildirmiştir.

2.1.5.1. Tekne mekanikleri

Kayak sporunda, teknenin hareketini sağlayan kuvvet, sporcu tarafından üretilmekte ve bu kuvvetin suya itki kuvveti olarak iletilmesinde sadece kürek kullanılmaktadır. Dolayısıyla, kürek üzerinde oluşan kuvveti ölçmek, sporcunun ürettiği suya aktardığı kuvvet konusunda değerlendirme yapma imkanı tanıyacaktı. Teknenin ileri olan hareketinde belirleyici olan net kuvvet, pozitif kuvvetlerden (ileri yönlü uygulanan kuvvetler) negatif kuvvetlerin (hareket yönüne ters uygulanan kuvvetler) çıkartılması ile bulunabilir (Eşitlik 2.1).

$$F_{NET} = F_{POZİTİF} - F_{NEGATİF} \quad (2.1)$$

Vektör yönü daima tekne hareketine ters yönde dolan negatif kuvvetlerin, daima teknenin hızını azaltma eğilimi olacaktır. Bu negatif kuvvetleri, tekne sürtünme kuvvetleri ve dalga direnç kuvveti oluşturur (Eşitlik 2.2).

$$F_{NEGATİF} = F_{SÜRTÜNME} + F_{DALGA} \quad (2.2)$$

Vektör yönü, aynı zamanda teknenin hareket yönünü de belirleyen pozitif kuvvet ise, pozitif kuvvet sporcu tarafından kürekle suya aktarılan kürek kuvvetinden ibarettir (Eşitlik 2.3).

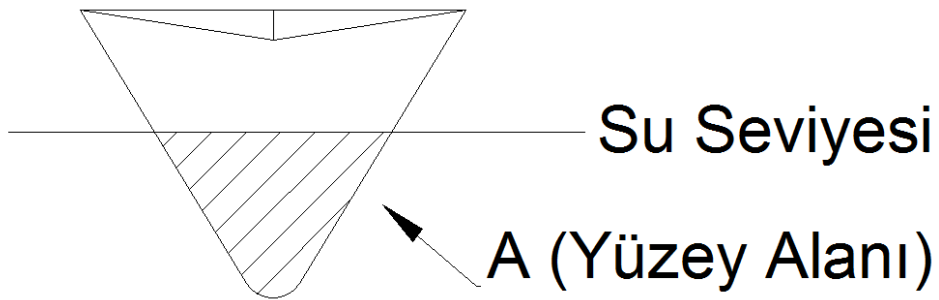
$$F_{POZİTİF} = F_{KÜREK} \quad (2.3)$$

2.1.5.1.1. Sürtünme kuvvetleri

Teknenin hızına negatif yönde etki eden sürtünme kuvveti, hava (F_{HS}) ve su (F_{SS}) sürtünmelerinin toplamı olarak etki etmektedir (Eşitlik 2.4);

$$F_{SÜRTÜNME} = F_{HS} + F_{SS} \quad (2.4)$$

Su sürtünme kuvveti vektörünün büyüklüğü, teknenin su altında kalan bölümünün kesit alanı (Şekil 2.4.), suyun özgül kütlesi, teknenin hızı ve su ile tekne arasındaki sürtünme katsayısı ile ilişkilidir. Sürtünme katsayısının, tekne yüzeyinin daha pürüzsüz olduğu durumlarda düşük olduğu bilinmektedir. Suyun viskozitesi de sürtünme kuvvetini etkileyen bir başka parametredir. Örneğin, daha sıcak sularda, suyun viskozitesi daha düşük olduğundan, daha düşük bir sürtünme kuvveti ile karşılaşılacaktır (Szanto, 2014, s. 33).



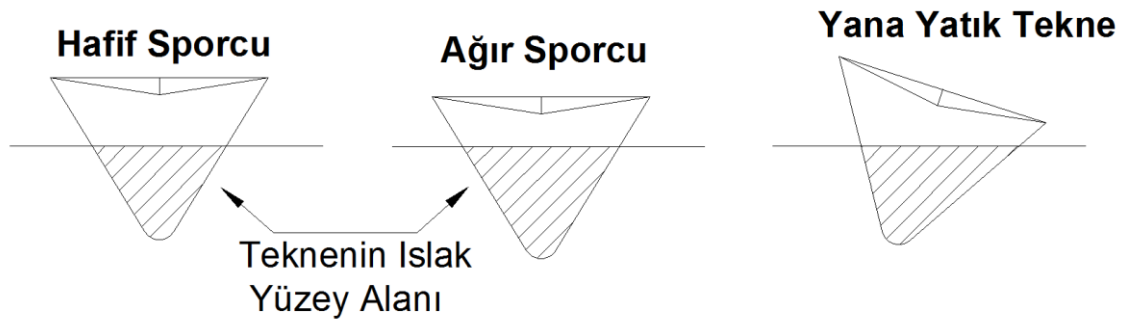
Şekil 2.4. Teknenin su altında kalan kısmının kesit alanı

Hava sürtünme kuvveti vektörünün büyüklüğü ise teknenin su üstünde kalan bölümü ve sporcunun frontal düzlemdeki kesit alanı, havanın özgül kütlesi, teknenin hızı ve

havanın sürtünme katsayısı ile ilişkilidir. Hava ve su sürtünme vektörlerinin yönü ise her zaman harekete ters yöndedir (Jackson, 1992, s. 1197).

Uluslararası Standart Atmosfer (ISA) şartlarında (deniz seviyesinde, +15°C sıcaklıkta ve 1013,25 mbar atmosfer basıncında); havanın öz kütlesinin 1,225 kg/m³, suyun öz kütlesinin ise yaklaşık 1000 kg/m³ olduğu bilinmektedir. Buradan, suyun öz kütlesinin, havanın öz kütlesine göre yaklaşık 816 kat daha fazla olduğu görülecektir. Hava ve su sürtünme kuvvetlerinin çarpanların biri de öz kütleleri olduğundan, net kuvvet hesabında hava sürtünmeleri ihmal edilebilir durumdadır (Jackson, 1995, s. 240; Micheal vd., 2009, s. 168). Bu ihmal neticesinde, kayak teknesinin hızına doğrudan etki eden sürtünme kuvvetinin su sürtünmesi olduğu görülecektir.

Sürtünme kuvvetlerinden su sürtünmesinin teknenin hızına doğrudan olan etkisinden yola çıkarak, teknenin su altında kalan bölümünün frontal düzlemdeki kesit alanının tekne sürtünmesinde önemli bir faktör olduğu görülecektir (Jackson vd., 1992, s. 1197). Dolayısıyla, teknenin ne kadar suya battığı, toplam negatif kuvvetlerde önemli bir bileşen olacak ve tekne hızının belirlenmesinde doğrudan etken olacaktır. Bu yüzden tekne üreticileri farklı vücut ağırlığındaki sporcular için farklı gövde tasarımları geliştirmektedir. Şekil 2.5'de aynı tekne için üç farklı durumda teknenin su altında kalan alanları gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Teknenin su altında kalan kısımlarının gösterimi

2.1.5.1.2. Dalga direnci

Teknenin hızına etki eden bir diğer kuvvet, dalga direncidir. Suda ilerleyen bir tekne kaynaklı oluşan dalganın biçimi, tekne hızı, formu ve yerçekimi ivmesinin bir fonksiyonudur. Dalga direnci, tamamıyla teknenin şekline, hızına ve suyun derinliğine bağlıdır. Derinliği az olan sularda, dalga biçiminin daha farklı ve tekne hızının daha düşük

olduğu görülmektedir (Szanto, 2014, s. 34). Teknenin altındaki basıncın azalması ve teknenin artan batma yüzeyinin artması nedeniyle sıg suyun direnci daha farklı olacaktır.

Dalga direncinin hesaplanmasında kullanılan iki değişken vardır; narinlik katsayısı (C_M , slenderness ratio) ve Froude sayısı (Fr)(Jackson, 1992, s. 1197). Narinlik katsayısı; teknenin orta kesitinin dolgunluğunu belirtmek üzere kullanılan orta kesit alanının (A_M), su hattı genişliği (B_{WL}) ve su çekimine (T) bölünmesi ile bulunur (Eşitlik 2.5)(Okumoto vd., 2009, s. 211). Narinlik katsayısı tanımında kullanılan su çekimi teriminin anlamı da teknenin temel hattı ile yüzdüğü su hattı arasındaki düşey mesafedir.

$$C_M = \frac{A^M}{B_{WL} T} \quad (2.5)$$

Froude sayısı, gemi inşa biliminde, kısmen suya batmış bir cismin hareketi için dalga direnci hesabında kullanılan oldukça önemli bir değerdir ve akışın bir karakteristiği olarak tanımlanmaktadır (White, 1999, s. 294). Froude sayısı ile farklı boyutta olsalar dahi formu benzer olan tekne yapılarının dalga örüntülerinin karşılaştırılması mümkündür. William Froude tarafından isimlendirilen bu birimsiz sayıyı hesaplamak için tekne ile su arasındaki akış hızı (u), yerçekimi ivmesi (g) ve teknenin su seviyesindeki uzunluğu (L) değerleri kullanılır (Eşitlik 2.6) (Newman, 1977, s. 28). Froude sayısının 1 olduğu değer, kritik akış olarak adlandırılmaktadır.

$$Fr = \frac{u}{\sqrt{gL_0}} \quad (2.6)$$

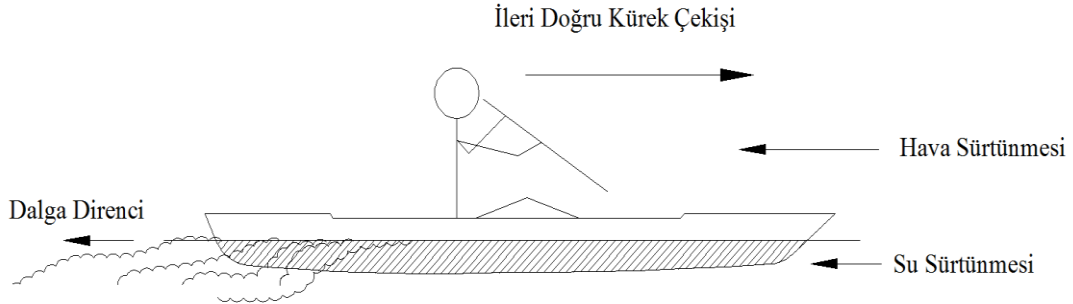
Narinlik katsayısı ve Freude sayısı hesaplamalarından da anlaşılabileceği gibi, teknelerin dalga direnci, tekne formu ile yakından alakalıdır. Bu sebeple dalga dirençleri, laboratuvar havuzlarındaki testlerle tespit edilebilmektedir. Jackson (1992, s. 1197), bir kayak (K1) teknesi için, ortalama bir yarış hızında, dalga direnci analizi yapmıştır. Çalışma sonucunda, standart ölçülerdeki bir kayak teknesi için, 4.71 m/s hızdaki dalga direncini 87 N olarak tespit etmiştir. Ayrıca Jakson (1992, s. 1197), bu ölçüm sonuçlarının farklı formdaki kayak tekneleri için ortalamadan %5 saptığını da bildirmiştir.

2.1.5.1.3. Net kuvvet

Tekne hareketine etki eden net kuvvet, hareket yönündeki kuvvetlerin harekete ters yönde oluşan kuvvetlerden farkıdır (Baudonin ve Hawkins, 2002, s. 397). Harekete ters yönde oluşan kuvvetleri; (1) su sürtünme kuvveti, (2) hava sürtünme kuvveti ve (3) dalga direnci oluşturmaktadır (Şekil 2.6). Hareket yönünde uygulanan, dolayısıyla ileri harekete

neden olan tek kuvvet ise sporcu tarafından uygulanan kürek kuvvetidir. Bu durumda net kuvvet, en geniş haliyle şu eşitlikle tanımlanabilir (Eşitlik 2.7);

$$F_{NET} = F_{KÜREK} - F_{SS} - F_{HS} - F_{DALGA} \quad (2.7)$$



Şekil 2.6. Kayak teknesine etki eden kuvvetler

Durgunsu kayak yarışlarında: tekne belli bir hıza ulaştıktan sonra hareket hızında etkin bir değişiklik olmamakta ve böylelikle de tekne hızı sabit kabul edilebilmektedir. Su ve havanın özgül kütleleri, sürtünme katsayısı, tekne formu, tekne ve sporcu kesit alanlarının da hareket boyunca sabit kalması beklenmektedir. Buradan hareketle, negatif kuvvetleri oluşturan bileşenlerin yarış boyunca sabit olması ve bu kuvvetlerde yarış boyunca büyük bir değişiklik olmaması beklenmektedir (Sprigings vd., 2006, s. 147).

Negatif kuvvetlerde yarış boyunca büyük bir değişiklik olmayacağı kabulünden yola çıkarak, teknede oluşan net kuvvetin itme kuvveti ile yakından ilişkili olduğu görülecektir (Eşitlik 2.8).

$$F_{NET} \propto F_{ITME} \quad (2.8)$$

2.1.5.2. Kürek mekanikleri

Kayakta performansa etki eden birçok faktör olsa da yarış sonucunu belli eden tek bir çıktı vardır: hız (Kendal ve Sanders, 1992, s. 233). Yarış boyunca teknenin ortalama sürati, yarış mesafesini tamamlamak için geçecek ortalama süre ile ters orantılıdır. Yani, ortalama hızı en fazla olan teknenin sporcusu galip gelecektir. Giriş ve çekiş fazlarında, kürek suyun içerisinde sürtünme kuvvetlerinden daha büyük bir kuvvet üretmekte ve tekne hızlanmaktadır. Kürek çekişleri arasında, itki kuvvetleri oluşturulmamakta ve sürtünme kuvvetleri sebebiyle tekne yavaşlamaktadır (Mann ve Kearney, 1980, s.184). Buradan yola çıkarak, teknenin ortalama hızının; kürek ile uygulanan itki kuvveti ile doğrudan ilişkili olduğunu söylemek doğru olacaktır.

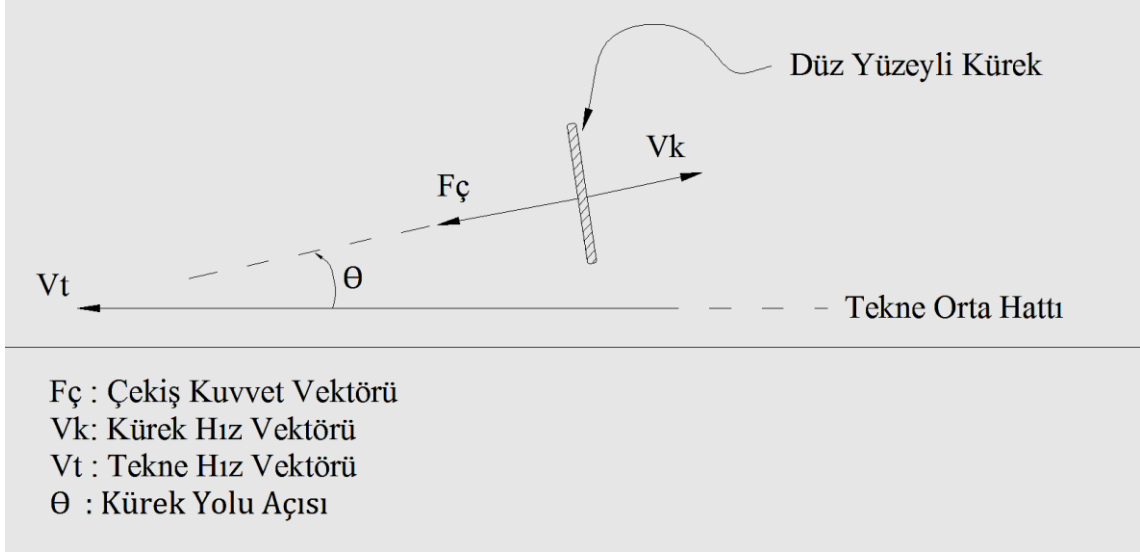
Pervanelerin itme teorisinden yola çıkıldığında, kürek tarafından uygulanan itme kuvvetinin, kürek palası alanı ile yalından ilişkili olduğu bilinmektedir (Szanto, 2014, s. 35). Ancak, diğer pervane tahrik sistemli teknelerin aksine, kayak sporunda itici kuvveti oluşturan küreğin tekne ile bir bağlantısı yoktur. Kayak sporunu kuvvet transferi konusunda benzersiz yapan özellik, suya kuvvet aktarımını sağlayan kürek ile tekne arasındaki tek bağlantının elastik bir bağlantı olan sporcunun vücudu olmasıdır.

Kürekte oluşacak kuvvet direkt olarak kürek palasının ön yüzeyinin izdüşümünün alanı ile orantılıdır. Bu sebeple, kürek palası alanı büyüklüğünün sporcunun fizyolojik olarak güç üretebilme kapasitesi ile orantılı olması gerekmektedir. Sporcunun kürek palası alanının, ideal pala alanından büyük veya küçük olması durumda üretilen güç düşecektir. Bu düşüşle beraber daha düşük tekne sürati ortaya çıkacaktır. Sporcuya uygun kürek seçimi, saniyenin binde birlik kısmının önem arz ettiği kayak sporunda, oldukça kritiktir (Sprigings vd., 2006, s. 148; Michael vd., 2009, s. 169)

2.1.5.2.1. Kürek kuvvetleri

Durgunsu kayak sporunda, 1986 yılından önce geleneksel düz yüzeyli kürek palası tasarımları kullanılmaktaydı. Düz yüzeyli bir kürek kullanıldığı zaman, itki kuvvetleri sadece yönü çekiş yönünde olan çekiş kuvveti ile oluşmakta idi (Mann ve Kearney, 1980, s. 184). Şekil 2.7.'te düz yüzeyli küreğin kuvvet oluşma mekaniği bileşenleri gösterilmiştir (şekilde küreğin transvers düzlemdeki kesiti gösterilmiştir). Çekiş kuvveti vektörünün (F_c) yönü daima kürek hareket vektörüne ters yöndedir. Net kuvvet oluşma parametreleri; toplam kürek zamanı (T_k), küreğin suda olduğu zaman (Δ), kürek yüzey normali yönünde oluşan çekiş kuvveti vektörü (F_c) ve kürek çekiş doğrultusu ile tekne orta hattı arasındaki açı (θ) olarak sıralanabilir (Eşitlik 2.9).

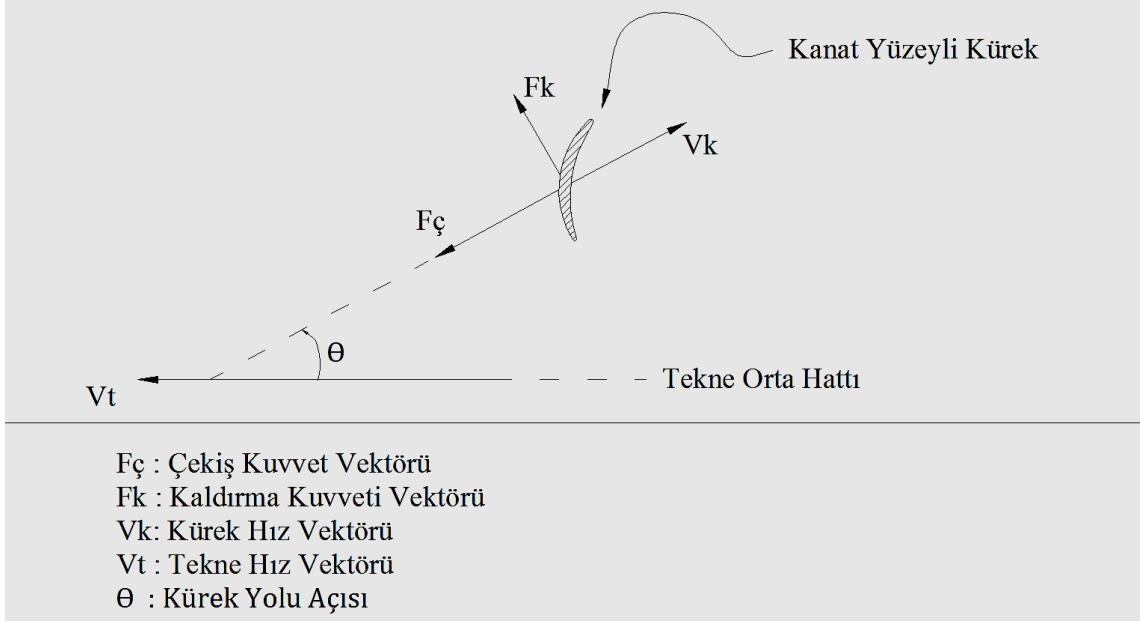
$$F_{NET} = \frac{1}{T_k} \int_0^{\Delta} (F_c \cos \theta) dt \quad (2.9)$$



Şekil 2.7. Düz yüzeyle kürekte kuvvet oluşum mekanikleri

1980’li yılların ortalarında kanat tipi kürek pala tasarımlarının geliştirilmesi ile kayak teknesi hızlarında büyük bir artış olmuştur (Sanders ve Baker, 1998). Bu tip palaların tasarımında, uçak kanatlarının formundan yola çıkılmıştır. Kanat tipi palalarda, düz küreklerden farklı olarak, kaldırma kuvvetleri de net kuvvet oluşuma etki etmektedir (Lopez ve Palomo, 2013, s. 17). Şekil 2.8’de kanat tipi yüzeyle küreğin kuvvet oluşma mekaniği bileşenleri gösterilmiştir (şekilde küreğin transvers düzlemdeki kesiti gösterilmiştir). Çekiş kuvveti vektörünün ($F_{\text{ç}}$) yönü daima nispi kürek akışı yönündedir. Net kuvvet oluşma parametreleri; toplam kürek zamanı (T_k), küreğin suda olduğu zaman (Δ), kürek yüzey normali yönünde oluşan çekiş kuvveti vektörü ($F_{\text{ç}}$), çekiş kuvveti vektörüne dik yönlü olan kaldırma kuvveti vektörü (F_k) ve kürek çekiş doğrultusu ile tekne orta hattı arasındaki açı (θ) olarak sıralanabilir (Eşitlik 2.10).

$$F_{\text{NET}} = \frac{1}{T_k} \int_0^{\Delta} (F_{\text{ç}} \cos\theta + F_k \sin\theta) dt \quad (2.10)$$



Şekil 2.8. Kanat yüzeyli kürekte kuvvet oluşum mekanikleri

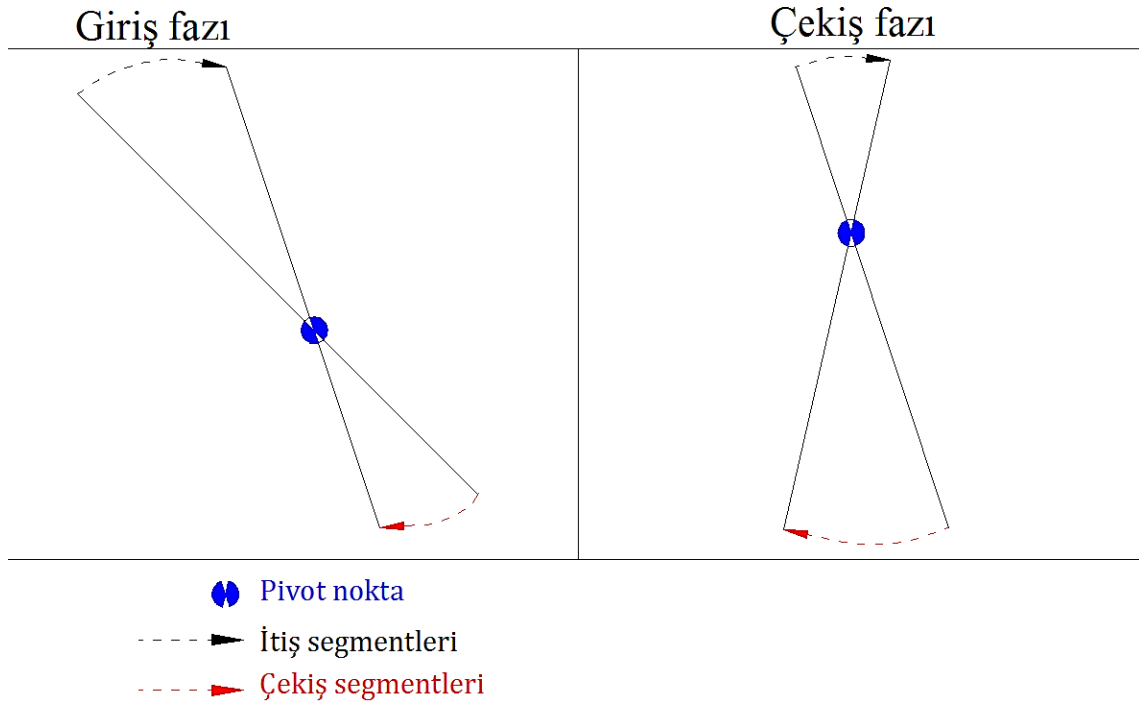
2.1.5.2.2. Kuvvet aktarımı

Kayak sporunda suya kuvvet aktarımı sadece kürek ile gerçekleştirilmektedir. Kayak kürek çekişinde en etkin mekanik avantaj; eller ve kollar ile küreğin doğru yerde konumlandırılması ve hareket boyunca kuvvet aktarımının çoğunun büyük kas grupları ile yapılması ile sağlanacaktır (Logan ve Holt, 1985, s. 4).

Güç aktarımının ilk fazında (giriş fazı), aktarılan kuvvette büyük bir artış gözlemlenmektedir. Bu artış, çekiş fazında kürek suya dik olarak konumlandığı sırada zirve yapacaktır. Bu zirve kuvvete erişme zamanı, sporcunun daha etkin bir kürek çekiş mekaniği sağlaması ile düşecektir (Szanto, 2014, s. 43).

Güç aktarımının en fazla yapıldığı faz çekiş fazıdır. Bu fazda, etkin bir kürek çekişi sağlamak ve hareket eden tekneye göre uzun bir kürek çekiş mesafesi sağlamak için, yüksek bir pivot noktası (açısal hareket boyunca sabit olan nokta) gerekmektedir. Bu yüksek pivot noktası da hareketin çekiş fazı esnasında üst elin (itiş kolu), tekneye göre minimum yatay yer değiştirme göstermesi ve nispeten yüksekte tutulması (omuz ve boyun seviyesinde) ile sağlanır (Logan ve Holt, 1985, s. 4). Böylelikle, kuvvetin büyük bir kısmının çekiş kolu ile uygulanması sağlanmış olacaktır. Bu fazda, en etkin güç aktarımı küreğin suya dik olduğu konumu, kürek çekiş fazında mümkün olduğunca mesafe olarak uzun tutmak suretiyle çekiş fazını tamamlayarak gerçekleştirilecektir (Szanto, 2014, s. 44). Eğer, itiş kolu kürek çekişi esnasında erken uzatılırsa, sudaki kürek

palasının açısı dikey konumdan erken uzaklaşacaktır. Şekil 2.9’da bu ilişki gösterilmiştir. Bunun sonucunda da suya aktarılan kuvvet azalacaktır (Mann ve Kearney, 1980, s.185; Nolan ve Bates, 1982, s.50; Plagenhoef, 1979, s. 451).



Şekil 2.9. Suyu güç aktarımında itiş ve çekiş segmentleri

2.2. Elektromiyografi

İnsan vücut segmentlerinin ve organizmasının koordineli aktivasyonu ile gerçekleştirilen motor performans, insan hareketinin nicel değerlendirmesinde önemli bir yere sahiptir (Merletti ve Parker, 2004, s.365). Yakın tarihe bakıldığında, insan hareketini inceleyen araştırmaların interdisipliner olarak biyomekanik adı altında yürütüldüğü görülmektedir. Yüzeysel EMG (YEMG) yöntemi, motor performansın değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir.

İnsan vücudundaki motor kontrol merkezlerinin aktivasyonunun ölçülmesi, kaslardaki elektrik sinyallerinden bilgi çıkarılması ile sağlanabilmektedir. Bu işlem spor biyomekaniği uygulamalarında, YEMG yöntemi kullanılarak ölçüm elektrotlarının hedef kaslar üzerine yerleştirilmesi ile noninvazif olarak sağlanabilmektedir. Kas içerisine yerleştirilen iğne elektrotlar ile de invazif olarak ölçüm yapılabilmektedir. YEMG yöntemi sportif çalışmalarda daha sıklıkla tercih edilen bir yöntem olup, noninvazif bir

yöntem olduğundan tıp doktorları olmadan da bireye bir hasar vermeden uygulanabilmektedir.

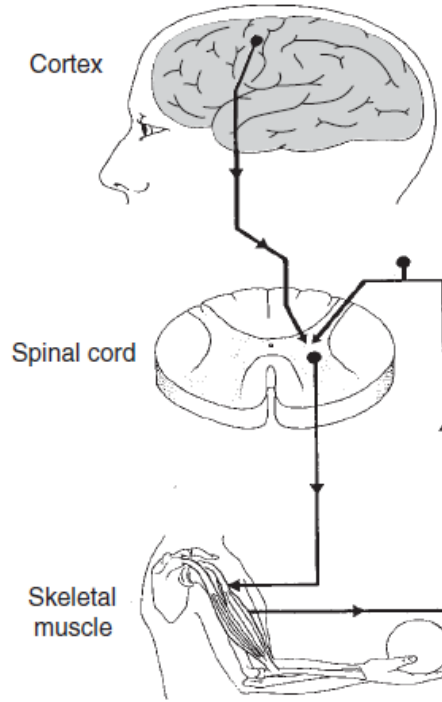
Kas kuvvetinin oluşturulması ve dolayısıyla kas hareketinin sağlanması, kas lifleri boyunca elektrik akımlarının transfer edilmesi ise sağlanmaktadır. Bu elektrik akımları, kas lifi membranı boyunca, pozitif ve negatif yüklü iyonların yer değiştirmesi ile üretilmektedir. Böylelikle kas liflerinin, oluşturulan sinyaller ile belirli bir düzen içerisinde kasılması ile hareket gerçekleşmektedir. Bu sinyaller EMG yöntemi ile deri üzerine yerleştirilen iletken elektrotlar veya kas içerisine yerleştirilen iğne elektrotlar sayesinde ölçülebilmektedir.

EMG ölçümleri; biyomekanik, motor kontrol, nöromasküler fizyoloji gibi laboratuvar ve kliniklerde sıklıkla kullanılmaktadır. Klinik uygulamalarda, nörolojik ve nöromasküler rahatsızlıklarında tanısında ve biyo-feedback gerekliliklerinde, EMG verileri de değerlendirilmektedir. Spor biyomekaniği kapsamında gerçekleştirilen bir EMG çalışması ile yapılabilecek analizler şu şekilde sıralanabilir;

1. Hareketin olduğu tüm süre zarfında, kasın aktif olup olmadığı
2. Hareket esnasındaki, belirlenen periyod aralıklarında kasın ne kadar aktif olduğu
3. Hareket esnasında; harekete neden olan kasın, diğer kaslarla olan etkileşimi ile diğer kasların eksitasyon ve inhibisyon durumu (koaktivasyon) (De Luca ve Mambrito,1987, s.525; Donaldson vd., 2003, s.121)
4. Hedef kasın, hareket boyunca ne zaman aktif olduğu (Micera vd., 1998, s. 211)
5. Kas tarafından uygulanan kuvvetin tahmin edilmesi (Cerrah vd., 2010, s.160)
6. Kassal yorgunluğun değerlendirilmesi (Al-Mulla vd., 2011, s.3550).

2.2.1. Merkezi sinir sistemi düzeyinde hareketin başlangıcı

Merkezi sinir sistemi hiyerarşik bir düzen içinde organize olmuştur. Motor programlama motor kortekste, suplemler motor alanda ve korteksin diğer ilgili bölümlerinde gerçekleşir. Bu bölümlerden gelen girdiler, primer motor kortekste birleşerek primer motor korteksteki nöronların eksitasyon veya inhibisyonunu sağlarlar. Primer motor korteksin çıktılarının beyin sapı ile omuriliğin internöronları ve motonöronları üzerinde kuvvetli etkisi vardır. Burada kortikospinal sistem ve alfa (α) motonöronlar arasında bir bağlantı vardır ve böylelikle kas aktivasyonunun kortikal kontrolü sağlanmış olur (Merletti ve Parker, 2004, s. 2). Kassal aktivasyonun kortikal kontrolü Şekil 2.10'da gösterilmiştir.



Şekil 2.10. *Kasal aktivasyonun kortikal kontrolü (Merletti ve Parker, 2004)*

2.2.2. Motor ünite

İnsan organizmasının hareket sisteminde bulunan ve kontrol edilebilen en küçük alt birim, bir motor akson tarafından bağımsız olarak innerve edilmekte ve motor ünite (MU) olarak adlandırılmaktadır (Winter, 1990, s.165). Bir MU, omurilikte bulunan bir alfa motonörondan ve innerve ettiği kas fibrillerinden oluşur. Alfa motonöron, merkezi sinir sisteminde hareketin sağlanması hiyerarşik sıralamasında son bileşendir. Bu motonöronda çeşitli sinaptik innervasyon bölgeleri tarafından sağlanan toplam elektrik akımı değeri, motor ünitenin ateşleme oranını ve dolayısıyla da aktivitesini belirler. İnsan vücudunda bulunan MU sayısı küçük kaslarda 100 civarında iken büyük ekstremite kaslarında 1000 veya daha fazla olabilmektedir (Henneman ve Mendell, 1981, s. 423). Literatürde, farklı MU'ların farklı kuvvet üretebilme kapasitelerine ve farklı kasılma hızlarına sahip oldukları da bildirilmiştir (Garnett vd., 1979, s. 33). Yapılan çalışmalarda motor üniteler, kasılma hızı ve yorulmaya karşı direnç gibi fizyolojik özellikler bakımından üç gruba ayrılmışlardır (Burke, 1981, s. 371): (1) hızlı kasılan ve çabuk yorulan (Tip 2b), (2) hızlı kasılan ve daha geç yorulan (Tip 2a) ve (3) yavaş kasılan ve yorulmaya en dayanıklı (Tip 1).

2.2.3. Motor ünite katılımı ve ateşleme frekansı

İstemli kasılmalarda, üretilen kuvvet; MU katılım oranına ve MU ateşleme frekansına bağlıdır (Kukulka ve Clamann, 1981, s. 45). Kasılmaya katılan MU sayısı veya ateşleme frekansı arttıkça üretilen kuvvet de artacaktır. Sabit bir ateşleme frekansı altında, tam bir MU katılımı sağlandığı takdirde; cinsiyet, yaş, ırk ve antrenman düzeyinden bağımsız olarak, bir kas kesitinde 2-5 kg/cm² kuvvet üretildiği görülmüştür (Alway vd., 1990, s. 86).

Henneman vd. (1965, s. 560), motor ünitelerin kasılmaya katılım sıralamasında daima artan α -motonöron büyüklüğüne göre bir katılım olduğunu bildirmişlerdir. Bu teoriye göre, düşük kuvvet gerektiren bir harekette daha küçük α -motonöronlar harekete dahil olurken, kuvvet gereksinimi arttıkça daha büyük α -motonöronlar harekete dahil olacak ve toplamda kullanılan MU sayısı giderek artacaktır. Henneman vd., bu teoriyi "boyut prensibi" (size principal) olarak adlandırmışlardır. Motonöron ve MU ların harekete katılım sırasını tam olarak açıklayan bu teori birçok araştırma ile doğrulanmıştır (Merletti ve Parker, 2004, s. 6).

Hareket için gerekli olan kuvveti oluşturan kas kasılmasında, dahil olan MU sayısı ve bu MU'ların ateşleme frekansının şiddeti ortaya çıkacak olan elektriksel aktiviteyi doğrudan etkileyecektir (Moritani ve Muro, 1987, s. 260). Böylelikle EMG ve kuvvet arasında bir ilişki kurulabilecektir.

2.2.4. Aksiyon potansiyelinin iletimi

Aksiyon potansiyeli; hareket sinyalinin hücreler arası iletiminde, hücre zarında elektriksel potansiyel değişimi oluşması ve böylelikle bu hareket sinyalinin hücreler arasında transfer edilmesi olarak tanımlanmaktadır.

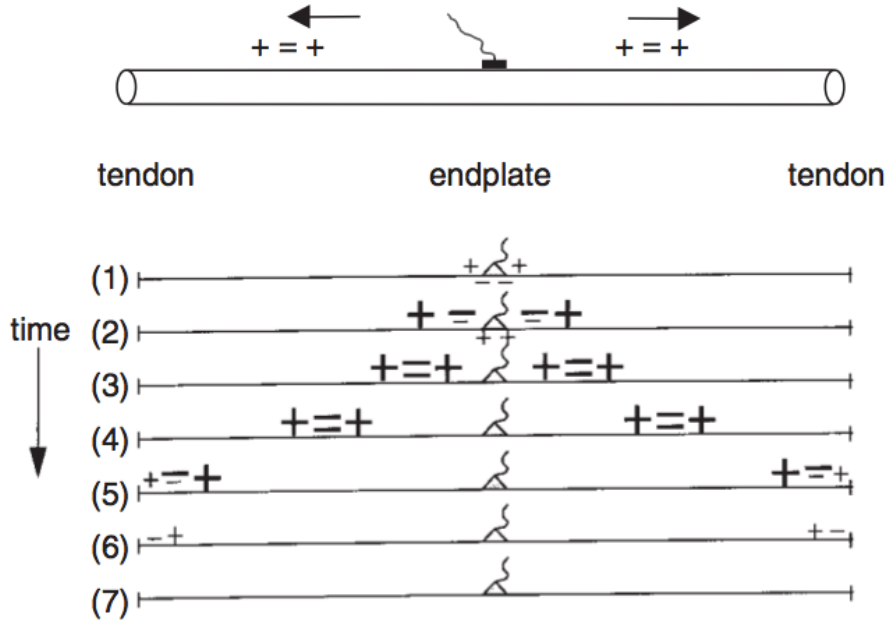
Merkezi sinir sisteminden gelen hareket sinyali, α -motonöron ile kas fibrillerine iletilir. Bu iletim kas sinir kavşağında, bir nörotransmitter olan asetilkolin (ACh) ile sağlanır. Kas fibrilleri membranı arasındaki aksiyon potansiyelinin depolarizasyonu, membran voltajının hedef fibrile ulaşacağı yönde ve kasılma için gerekli eşik voltaj değerini sağlayacak büyüklüktedir. Aksiyon potansiyelinin kas mebranındaki iletim hızı, kas fibrillerinin çap ve fizyolojik özelliklerine bağlıdır. İletim hızın değerinin genellikle 3 m/s ve 5 m/s arasında olduğu bilinmektedir (Merletti ve Parker, 2004, s. 20).

2.2.5. EMG sinyalinin oluşumu

EMG sinyali, kas kasılması esnasında, kas fibrilleri boyunca oluşan elektriksel aktivitenin nicel halidir. Bu aktivite sinyalleri kas fibrilleri üzerinde depolarizasyon bölgelerinde meydana gelir.

Kas fibrillerindeki membran sükun potansiyeli -70/-90 mV olarak ölçülmüştür (Katz, 1948, s. 506). Bu değerin negatif olmasının nedeni membran dışı ortam koşullarından kaynaklanmaktadır. Sükun potansiyelinin korunması, kas membranı boyunca iyon akışı transferini sağlayan sodyum-potasyum pompalarının aktivasyonuna bağlıdır (Dumitru vd., 2001). Motonöron boyunca iletilerek gelen elektriksel uyarı motor son plakada ACh salınımına neden olur ve böylece bu sinir-kas kavşağından itibaren kas fibrilindeki uyarı başlamış olur. Böylelikle kas fibrilinin bu noktasından itibaren elektrik potansiyeli değişimi ve iletisi başlamış olur. Bu elektrik potansiyeli ile kas fibrili içine doğru oluşan elektrik akımı bölgesi depolarizasyon alanı olarak adlandırılmaktadır. Bu depolarizasyon alanı kas-sinir kavşağından başlayarak kas-tendon bağlantısında son bulacak şekilde iletilir. Aksiyon potansiyelinin kas fibrili boyunca iletilmesi, aynı zamanda iyonik transfer akımının sarkolemma boyunca iletilmesini sağlar. Depolarizasyon alanının büyüklüğü, sinirler ve kas fibrilleri değerlendirildiğinde, birkaç milimetre ile birkaç santimetre arasında değişebilir (Merletti ve Parker, 2004, s.82). Buradan çıkan sonuca göre bir kas fibrili, elektrik akımının sadece ekstenel olarak aktığı bir elektrik devresi olarak değerlendirilebilir (Johannsen, 1986, s.151).

Genel olarak, bir kas fibrilinin membranı boyunca elektrik akımı yoğunluğunun integralinin sıfır olduğu kabul edilir. Gootzen vd. (1991, s.152) bir elektrik akımı ölçerini motor son plakaya ve kas-tendon bağlantı noktasına yerleştirerek akım yoğunluğunu ölçmüşlerdir. Ölçülen akım değerlerinin integralini aldıklarında, her iki ölçüm noktası için de aksiyon potansiyelinin birinci türevinin eşit olduğunu görmüşlerdir (Bkz. Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Aksiyon potansiyelinin iletimi (Merletti ve Parker, 2004)

2.2.6. EMG sinyalinin analizi

EMG sinyalinde; temel olarak ve sıklıkla kullanılan analiz yöntemi sinyal büyüklüğünün zamana bağlı analizi ve değerlendirilmesidir. Bu yöntem, zaman alanı (time domain) analizi olarak adlandırılmaktadır. İkincil ve sıklıkla kullanılan diğer bir analiz yöntemi ise sinyal büyüklüklerinin frekans dağılımına bağlı analizinin gerçekleştirilmesidir. Bu yöntem frekans alanı (frequency domain) analizi olarak adlandırılmakta ve zaman alanından elde edilemeyen bazı önemli çıkarımların elde edilmesini sağlamaktadır.

2.2.6.1. Zaman alanı analizleri

Deri üzerinden motor ünite aksiyon potansiyellerinin (MUAP) toplanması ile elde edilen EMG sinyali doğası gereği zaman alanında bulunmaktadır. Yani elde edilen sinyal üzerinde herhangi bir işlem gerçekleştirilmediği takdirde, bu sinyal, elektrik potansiyel farkı-zaman grafiği olarak karşımıza çıkmaktadır. Zaman alanında gerçekleştirilebilecek analizler ile birçok çıkarım yapılsa da temel olarak şu sorulara yanıt bulunabilmektedir; (1) kas aktivasyonunun ne zaman başladığı, sonlandığı ve (2) ilgili kasın ne kadar aktif olduğu. Bu iki bilginin elde edilmesinin ardından incelenen kas veya kaslar, hareket ve zamanlama değişkenleri yorumlanarak; uygulanan kuvvet, kas içi ve kaslar arası koordinasyon, reaktif beceri gibi birçok çıkarım yapılabilmektedir. Zaman alanında

gerçekleştirilen tüm bu analizlerde, kassal aktivasyonun başladığı zaman aralığının tespit edilmesi, zaman alanı analizlerinin temeli olduğundan dolayı oldukça önemli olmuş ve birçok araştırmanın konusu olmuştur (Begovic vd., 2014, s.4; Drapala vd., 2012, s.427; Micera vd., 1998, s.211; Yavuz vd., 2010, s.1702;). Kassal aktivasyonun başladığı nokta aktivasyon, sonlandığı nokta ise inhibisyon olarak adlandırılmaktadır.

Kas aktivasyon ve inhibisyon zamanları, EMG sinyali üzerinden, çeşitli analiz yöntemleri ile tespit edilebilmektedir (Di Fabio, 1987, s.43; Drapala vd., 2012, s. 427; Li ve Aurin, 2005). Kas aktivasyon zamanı başlangıcı onset olarak adlandırılırken inhibisyon başlangıcı ise offset olarak adlandırılmaktadır (Merletti ve Parker, 2004, s. 9). Ancak, hareket artifaktı, sinyal-gürültü oranının (SGO) düşük olması ve EMG sinyalinin stokastik yapısı gereği onset ve offset zamanlarının tam olarak tespit edilebilmesi güçleşebilmektedir. Spor biyomekaniğinde onset ve offset zamanları; hareketin başlangıcı, reaktif süre, güç üretimi, eklem sakatlanmaları gibi önemli faktörlere etki ettiğinden, bu iki parametrenin tespit edilmesi oldukça önemlidir (Drapala vd, 2012, s. 428; Chen vd., 2012, s. 791).

Onset ve offset zamanlarının tespit edilmesi için temelde iki yöntem kullanılmaktadır; (1) klinik uzmanlar tarafından görsel olarak belirleme, (2) bilgisayar ortamında oluşturulan algoritmalar ile belirleme. Özellikle SGO'nun düşük olduğu EMG sinyallerinde görsel olarak belirleme yönteminde hata yapılabilme oranı artmaktadır (Di Fabio, 1987, s.43). Buna ek olarak, görsel olarak karar verecek olan uzman kişinin tecrübesi oldukça etkin bir faktör olarak ön plana çıkmaktadır. Yine bu yöntem ile birçok veri setinin olduğu bir analiz oldukça fazla zaman alabilmektedir (Drapala vd., 2012, s. 428). Algoritma tabanlı analiz yöntemi ise şu nedenlerle birçok araştırmacı tarafından tercih edilmektedir; kişiye bağımlı olmaması, tekrar edilebilirliğinin yüksek olması ve kısa zamanda gerçekleştirilebilmesi (Micera vd., 1998, s. 211; Staude vd., 2001, s. 67).

Onset ve offset zamanlarını tespit eden çeşitli algoritmalar araştırmacılar tarafından kullanılmaktadır. Bu algoritmalar yapısal olarak ve tespit mantığı olarak üç başlık altında toplanabilir; (1) tek eşikli algoritmalar, (2) çift eşikli algoritmalar, (3) ampirik istatistiksel yöntemler. Çalışmada, sporcuların kas aktivasyon ve inhibisyon zamanlarını tespit etmek için bir ampirik istatistiksel yöntem algoritması oluşturulmuş ve kullanılmıştır.

2.2.6.1.1. Tek eşikli onset algoritmaları

Tek eşikli algoritmaların ilk uygulamalarından biri Komi ve Cavangah (1979, s. 160) tarafından, eksantirik ve konsantrik kas kasılması durumlarında elektromekanik gecikmeyi tespit etmek maksadıyla kullanılmıştır. Bu çalışmada araştırmacılar, onset ve offset zamanının tespiti için tam dalga rektifikasyonu uygulanmış bir EMG sinyalinde bir eşik sinyal büyüklüğü değeri belirtmişler (30 μ V) ve bu eşik değerin aşıldığı noktayı kas aktivasyon noktası olarak kabul etmişlerdir. Tek eşikli algoritmalarındaki temel yaklaşım, bir eşik sinyal büyüklüğü tanımlamak ve sinyalin bu eşik değeri aştığı noktaları tespit etmektir. Tek eşikli bir onset algoritması; onset zamanı T_{on} , eşik sinyal büyüklüğü h , EMG sinyali $x(n)$ iken aşağıdaki eşitlikle (Eşitlik 2.11) tanımlanabilir;

$$T_{on} = \min\{n: x(n) \geq h\} \quad (2.11)$$

Onset zamanı belirlemede tek bir sinyal değerinin eşik değeri geçmesi yönteminin kullanılması, sinyalde çeşitli artifaktların bulunması durumunda yanlış sonuçlar verebilecektir. Bu yöntemde kassal aktivasyon olmasa da, sinyalde meydana gelen anlık bir gürültü ile eşik değeri aşılabilecek ve algoritma gereği bu gürültü, hareketin başlangıcı olarak değerlendirilebilecektir. Bu durumun önüne geçilmesi için sonlu kayan ortalama yöntemi geliştirilmiştir. Sonlu kayan ortalama algoritmalarında, yine bir eşik değeri (h) belirlenir. Ancak, onset zamanının başlangıcının tespiti için anlık bir EMG sinyalinin değil, belirli bir sayıda sinyalin ortalamasının eşik değeri ile karşılaştırılması ile karar verilir (Stauder vd., 2001, s.67). Bu yöntemde kullanılan algoritma; onset zamanı T_{on} , eşik sinyal büyüklüğü h , EMG sinyali $x(n)$, kayan ortalamanın pencere genişliği P iken aşağıdaki eşitlikle (Eşitlik 2.13) tanımlanabilir;

$$\bar{x}(n) = \frac{1}{P} \sum_{m=n-P+1}^n x(m) \quad (2.12)$$

$$T_{on} = \min\{n: \bar{x}(n) \geq h\} \quad (2.13)$$

2.2.6.1.2. Çift eşikli onset algoritmaları

Bir pencere genişliğince kayan ortalamalar algoritması tanımlamak hata oranını daha da azaltsa da tam doğruluk sağlayamadığı bildirilmiştir (Micera vd., 2001, s. 38). Tek eşikli onset-offset algoritmalarının doğruluk oranını bir üst seviyeye çıkartmak maksadı ile çift eşikli algoritmalar türetilmiştir (Bonato vd., 1998, s. 287). Çift eşikli onset algoritmalarında da tek eşikli algoritmalar gibi bir eşik değeri ve kayan ortalamalar yöntemi vardır. Buna ek olarak, onset başlangıcının kabul edilebilmesi için, eşik

geçildikten sonraki pencere aralığı boyunca ortalama sinyal değerinin artan bir trend göstermesi gerekmektedir (Drapala vd., 2012, s. 431).

2.2.6.1.3. Ampirik istatistiksel yöntemler

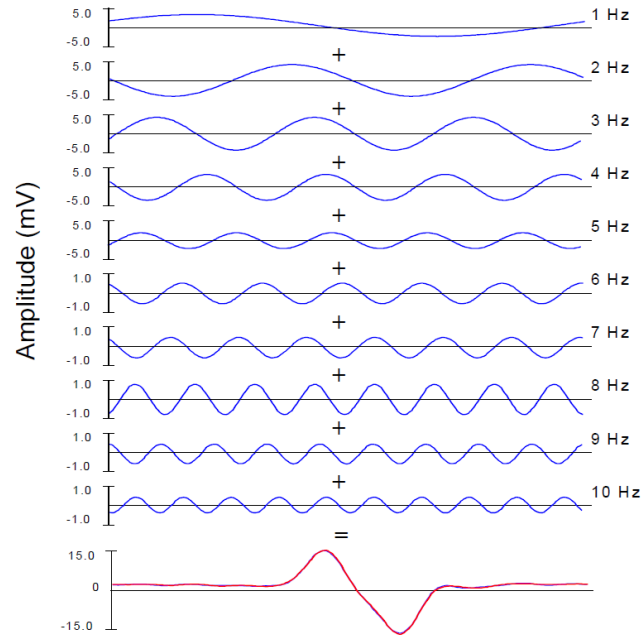
Tek eşikli ve çift eşikli onset algoritmaları, bir eşik değerine göre bir karşılaştırma yapmakta, analiz edilen sinyalin diğer karakteristikleri hakkında herhangi bir değerlendirme yapmamaktadır. Ampirik istatistik yöntemlerle, kas aktivasyon ve inhibisyon zamanları sinyal içi şartlar da değerlendirilerek tespit yapılmaktadır (Khalil ve Duchene, 1999, s. 239).

2.2.6.2. Frekans alanı analizleri

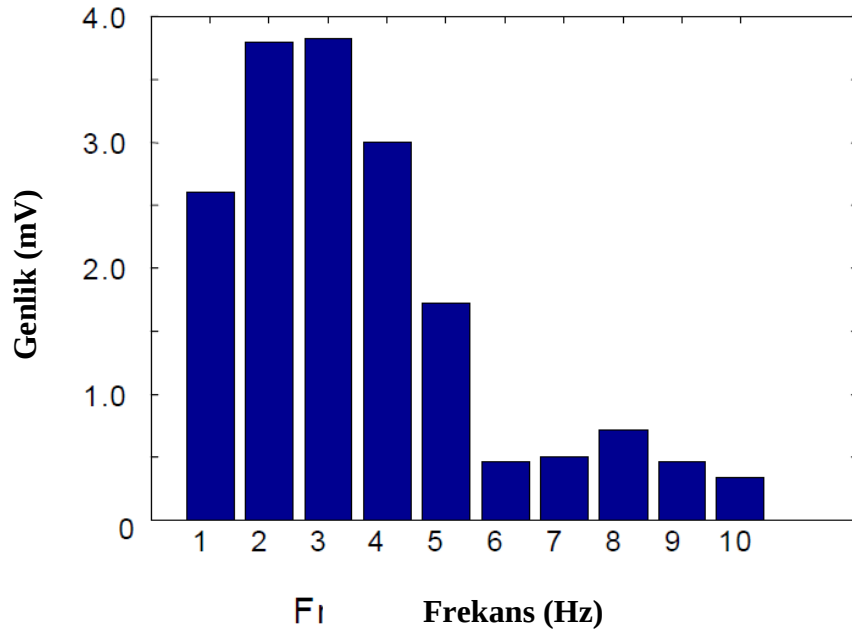
EMG sinyalinde; temel olarak ve sıklıkla kullanılan analiz yöntemi sinyal büyüklüğünün zamana bağlı analizi ve değerlendirilmesidir. Bu yöntem, zaman alanı (time domain) analizi olarak adlandırılmaktadır. İkincil ve sıklıkla kullanılan diğer analiz yöntemi ise sinyal büyüklüklerinin frekans dağılımına bağlı analizinin gerçekleştirilmesidir. Bu yöntem frekans alanı (frequency domain) analizi olarak adlandırılmakta ve zaman alanından elde edilemeyen bazı önemli çıkarımların elde edilmesini sağlamaktadır.

EMG sinyali farklı sayıdaki MUAP'ların birleşimi ile oluşmaktadır. Bir MUAP ise farklı frekanstaki sinüzoid sinyallerin birleşiminden oluşur. Buradan hareketle, EMG sinyalini; her bir alt sinyalin frekansı ayrı olacak şekilde alt bileşenlere bölmek mümkündür. Şekil 2.12'deki mavi sinyaller, en alttaki kırmızı sinyalin alt bileşenleri olarak türetilmiştir.

Şekil 2.12'de her bir sinüzoid için ayrı ayrı gösterilen sinyal bileşenleri, bir histogram grafiği şeklinde her bir sinüzoidin büyüklüğünün gösterilmesi ile de sağlanabilir (Şekil 2.13). Şekil 2.13'teki gösterim, EMG sinyalinin frekans alanı olarak adlandırılmaktadır. Şekil 2.12'deki her bir grafik zaman alanında gösterilmiştir ve grafik, zaman-sinyal büyüklüğü gösterimi yapmaktadır. Şekil 2.13'te gösterilen frekans alanı grafiği ise frekans-sinyal büyüklüğü gösterimi yapmaktadır. Böylelikle, temel olarak, hangi frekanstaki aksiyon potansiyelinin ne kadar büyüklükte sinyal ürettiği çıkarımı yapılarak, belirli zaman aralıklarında baskın MU'ler hakkında çıkarımlar yapılabilmektedir.



Şekil 2.12. Çeşitli frekanstaki alt bileşenlerin EMG sinyalini oluşturmaları (De Luca, 2001)



Şekil 2.13. EMG sinyalinin frekans alanı gösterimi (De Luca, 2001)

EMG frekans alanı, frekans spektrumu veya güç spektrumu olarak da adlandırılmaktadır. Frekans alanında yapılan analizlerden elde edilen veriler ise spektral veriler olarak adlandırılmaktadır.

Dijital sinyale çevrim doğası gereği zaman alanında olan EMG sinyalinden, frekans alanından geçişte çeşitli algoritmalar kullanılmaktadır. Bu algoritmalar şu şekilde

sıralanabilir; (1) sıfır geçişlerinin sayılması, (2) Fourier dönüşümleri ve (3) çeşitli dalgacık analizleri (Özkaya vd., 2010, s. 84). Fourier dönüşümleri, EMG sinyalinin frekans alanına geçişinde en sık tercih edilen yöntemdir.

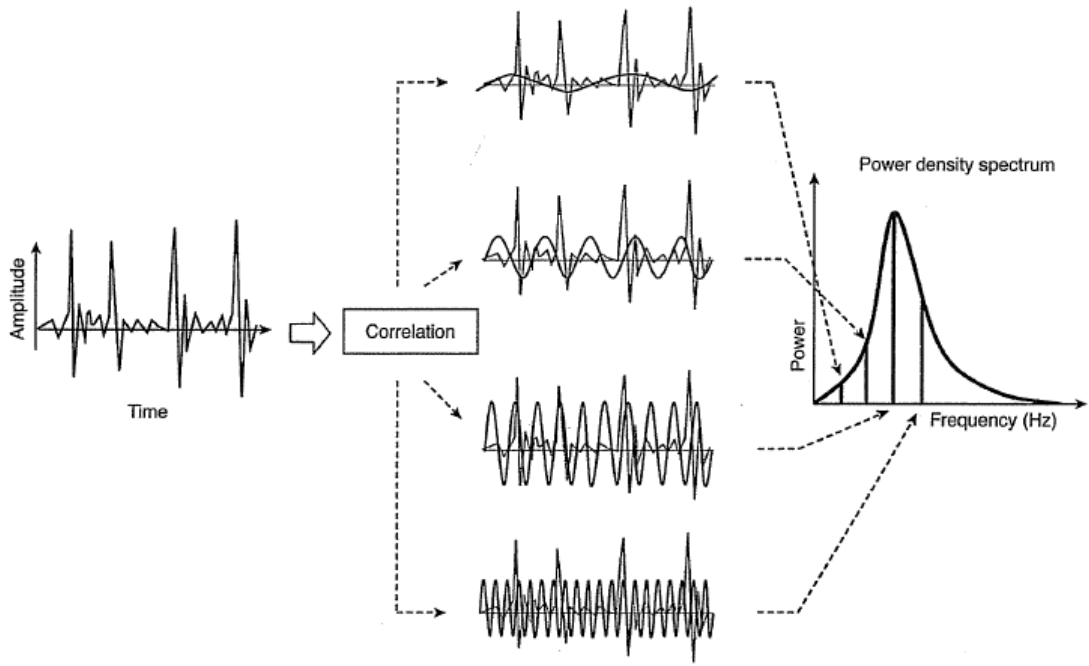
Her devamlı sinyali, kosinüs ve sinüs terimleriyle ifade edilebilen, sonsuz adet sinüzoidal dalganın toplamı olarak ifade edilebilir. Fourier serisi ile bir sinyalin bu şekilde alt bileşenler (kosinüs ve sinüs sinyalleri) olarak bölünmesi ve ifade edilmesi mümkündür. Genel fourier serisi Eşitlik 2.14'te gösterilmiştir.

$$x(t) = A + \sum_{n=1}^{\infty} [B_n \cos(f_n \cdot t) + C_n \sin(f_n \cdot t)] \quad (2.14)$$

Fourier serisi eşitliğinde, A sabiti, sinyalde bulunabilen DC offseti; B_n ve C_n sabitleri, her bir kosinüs ve sinüs ifadesi için büyüklük değerlerini; f_n değeri ise her bir kosinüs ve sinüs ifadesi için frekans değerini göstermektedir. Fourier serisi kullanılarak alt bileşenlerine ayrılmış bir sinyalin ifadesi ise Eşitlik 2.15'da gösterilmiştir.

$$\left[\begin{array}{l} x(t) = A + [B_1 \cos(f_1 \cdot t) + C_1 \sin(f_1 \cdot t)] \\ x(t) = A + [B_1 \cos(f_1 \cdot t) + C_1 \sin(f_1 \cdot t)] \\ \quad + [B_2 \cos(f_2 \cdot t) + C_2 \sin(f_2 \cdot t)] \\ \quad + [B_3 \cos(f_3 \cdot t) + C_3 \sin(f_3 \cdot t)] \\ \quad + [B_4 \cos(f_4 \cdot t) + C_4 \sin(f_4 \cdot t)] \\ \quad \quad \quad \cdot \\ \quad \quad \quad \cdot \\ \quad \quad \quad \cdot \\ \quad + [B_n \cos(f_n \cdot t) + C_n \sin(f_n \cdot t)] \end{array} \right] \quad (2.15)$$

Şekil 2.14'te; sol tarafta bir EMG sinyali, ortada bu sinyalin frekans bileşenlerinin zaman alanı gösterimi, sol tarafta ise frekans alanı verilmiştir.



Şekil 2.14. Zaman alanından frekans alanına geçiş (Enoka, 2008)

2.3. Durgunsu Kayak Araştırmaları

Kayak sporunda üst düzey performans gelişimi için birden çok branşın dahil olduğu bilimsel çalışmalar gerekmektedir. Bu branşlar; antropometrik, fizyolojik, biyomekanik ve psikolojik disiplinler olarak sıralanabilir (Ackland vd., 2003, s. 285; Fry ve Morton, 1991, s. 1297; Mann ve Kearney, 1980, s. 183; van Someren vd., 2000, s. 200). Yapılmış ilk çalışmalar, sporcuların fiziksel ve fizyolojik uygunluklarının analizi ve bu analiz sonuçlarına göre de uygun antrenman planlaması temeline dayanmaktaydı (Pendergast vd., 1979, s. 754; Tesch, 1976, s. 214). Ancak kayak performansını üst seviyelere taşımak için biyomekanik çalışmaların da gerçekleştirilmesi gerektiği anlaşıncı, bu alanda da araştırmalar yapılmaya başlanmıştır.

Literatürdeki, kayakla ilgili yapılan biyomekanik çalışmalar incelendiğinde; araştırmaların genel olarak kinetik, kinematik ve elektro fizyolojik analizler kapsamında gerçekleştirilmiş olduğu görülmektedir (Aitken ve Neal, 1992, s. 166; Fleming vd., 2012, s. 17; Mann ve Kearney, 1980, s. 184). Analizlerin gerçekleştirildiği koşullara bakıldığında ise araştırmaların su üstü şartlarında veya ergometre şartlarında gerçekleştirdiği görülmektedir. Literatürde, ergometre üzerinde yapılan biyomekanik ve fizyolojik çalışmaların gerçek şartları (su üstü) sağlayamadığı yönünde görüş ve bulgular da vardır (Fleming vd., 2012, s. 21; Lopez ve Palomo, 2013, s. 10).

2.3.1. Ergometre analizleri

Dış ortamlarda yapılan çoğu spor branşı hava şartlarına bağlıdır ve bu sebeple sporcuların her zaman antrenman yapma imkanı olmayabilmektedir. Bu durum kayak sporunda da aynıdır. Bu nedenle kayak sporcuları genelde, kötü hava şartlarında kondisyon seviyelerini koruyabilmek için kar kayağı ve yüzme gibi fiziksel aktiviteler yapmaktadırlar. Ancak bu fiziksel aktivitelerde aktif olan kaslar ile durgunsu kayakta kullanılan kas grupları ve aktivasyon oranları benzer olsalar da her zaman aynı değildir (Campagna, 1986, s. 108). Bu sorunu çözmek için daha çok üst ekstremitte kaslarının kondisyon çalışmalarına yönelik ve kayak performansını simüle eden bir makina arayışına girilmiştir (Lopez ve Palomo, 2013, s. 8). Bu arayış neticesinde ergometre adı verilen makinalar geliştirilmiştir. Ergometreler temel olarak, branşa özgü fizyolojik stresi ve biyomekanik hareket gerekliliklerini simüle eden makinalardır (Dal Monte vd., 1988, s. 201).

Bilinen ilk kayak ergometresini Pike vd. (1973, s. 22), bir Monark bisiklet ergometresini, kano ve kayak hareketini simüle edebilir bir hale getirerek oluşturmuşlardır. Campagna (1982, s. 242), su üstü kayak şartlarını daha iyi simüle edebilmek için biyo-kinetik yüzme sehpasını adapte ederek bir ergometre oluşturmuştur. Lorsson (1988, s. 1701) ise frenli bir volan çarkı ile oluşturulmuş, ayrı bir oturağı olan ve hava direnci mantığı ile çalışan bir ergometre tasarlamıştır. Bu volan çarkı sayesinde tekne üzerine etki eden sürtünme kuvvetlerinin de simülasyonu mümkün kılınmıştır. Önceki ergometre tasarımları da kayak hareketini simüle etse de Larsson'un tasarlağı bu ergometre modern ergometre tasarımlarının (Görsel 2.9) temelini oluşturmuştur (Stothart vd., 1986, s. 146).



Görsel 2.9. *Bir modern kayak ergometresi*

Kayak ergometrelerinin asıl amacı antrenman yapmak olsa da araştırmacılar su üzeri şartlarında analiz yapmanın zorluklarından dolayı ergometre üzeri kayak analizlerini sıklıkla gerçekleştirmişlerdir (Begon vd., 2009, s. 57). Ergometre üzeri analizlerle elde edilen en önemli performans parametrelerinden biri sporcunun suya aktarabildiği güç miktarıdır. Bu alanda gerçekleştirilmiş çalışmalar mevcuttur (Campagna vd., 1998, s. 31; Micheal vd., 2009, s. 168; Sanderson ve Martindale, 1986, s. 454; Telford, 1982, s. 349). Kinematik analizler kapsamında ise vücut segmentleri ile küreğin, açısı ve hızları gibi analizlerin yapılmış olduğu ergometre üzeri çalışmalar mevcuttur (Kranzl vd., 1996, s. 297; López ve Ribas, 2011, s. 91; Michael vd., 2012, s. 1; Petrone vd., 2006, s. 413; Wassinger vd., 2011, s. 98).

Ergometre uygulamalarında, su üzeri kayak şartlarının sağlanabilmesi için gelişen teknoloji ve mühendislik uygulamaları ile birlikte, ergometre tasarımları sürekli geliştirilmektedir (Lopez ve Palomo, 2013, s. 10). Bu gelişmelere rağmen ergometre üzerinde yapılan analiz sonuçlarının gerçek kayak şartlarına yakınlığı şüphe uyandırmaktadır (Begon vd., 2008, s. 67, Micheal vd., 2012, s. 2). Bernes ve Adams (1998, s. 26) ile Alacid vd. (2006, s. 119) su üzeri kayak şartları ile ergometre kayak şartlarını fizyolojik çıktılar bakımından karşılaştırmışlar. İki araştırma sonucunda da su üzeri ve ergometre şartlarının benzer olmadığı sonucuna varmışlardır. Öte yandan yandan benzer parametreleri su üzeri ve ergometre arasında karşılaştıran bazı araştırmacılar,

ergometre ve su üzeri sonuçların benzer olduğunu bildirmişlerdir (Cuesta vd., 1991, s.130; Larsson vd., 1988, 1701; van Someran ve Dumber, 1997, s. 34).

2.3.2. Su üstü araştırmaları

Kayak sporunda su üzerinde gerçekleştirilen araştırmalar; kinetik, kinematik ve elektro-fizyolojik araştırmalar olarak sıralanabilir. Son on yılda gerçekleştirilen araştırmalarda, gelişen teknoloji ile birlikte bu yöntemlerden birden fazlasının beraber kullanıldığı görülmektedir.

2.3.2.1. Kinematik analizler

Kayak kinematiği konusunda yapılmış ilk çalışmalarda, tek bir kamera ile 2 boyutlu görüntü analizi gerçekleştirilmiştir (Dal Monte ve Leonardi, 1976, s. 258; Mann ve Kearney, 1980, s. 183; Plagenhoef, 1979, s. 443). Bu çalışmalarda sabit bir kamera, sporculara sagittal düzlemde görüntü kaydı yapacak şekilde yerleştirilmiş ve sporcular bu kameraların önünden geçerken görüntü kaydı yapılmıştır. İki boyutlu görüntü analizlerinin kısıtlı imkanlarına rağmen, kayak biyomekaniği ile ilgili önemli veriler toplanabilmiştir. Bu veriler şu şekilde sıralanabilir: sagittal düzlem izdüşümünde vücut segmenti açıları, kürek giriş ve çıkış açıları, kürek çekiş uzunluğu, kürek temposu, kürek su içi ve su dışı zamanları (Sperlich ve Baker, 2002, s. 46).

Üç boyutlu kinematik çalışmalar kapsamında, Kendal ve Sanders (1992, s. 233) iki kamera kullanarak üç boyutlu bir görüntü analizi gerçekleştirmişlerdir. Kameraların biri sagittal düzlemde, diğeri ise frontal düzlemde görüntü kaydı gerçekleştirmiştir. Bu çalışma ile kayak kürek çekiş hareketi örüntüleri, kürek ve vücut segmentlerinin izlediği yollar daha kapsamlı bir şekilde incelenebilmiştir. Ong (2006, s. 77) ise yine üç boyutlu görüntü analizi yöntemini kullanarak farklı tekne içi düzeni (ayaklık mesafesi, oturak yüksekliği) koşullarının tekne kinematiğine olan etkilerini incelemiştir.

En güncel kinematik çalışmalarda ise görüntü kaydı; tekne hareketine paralel olarak kıyıda hareket edebilen araçlara yerleştirilmiş kameralar ile gerçekleştirilmiştir (Ho vd., 2009, s. 37). Bu çalışmalarda, kayak tekniğinin kinematik analizi, daha uzunca bir süre zarfında gerçekleştirilebilmiştir.

2.3.2.2. Kinetik analizler

Kayak biyomekaniği tarihinde kinetik analizler; tekne, sporcu ve kürek arasındaki kuvvet ve basınç örüntülerinin analizi temeline dayanmaktadır. Baudonin ve Hawkins

(2002, s. 401), teknenin ortalama hızını arttırmak için iki faktörün gerekliliğinden bahsetmişlerdir; (1) kürek ile suya uygulanan kuvvetin artması ve (2) tekneye ve sporcuya etki eden sürtünme kuvvetlerinin azaltılması. Buradan hareketle, kayak sporunda kinetik çalışmalar ile direkt olarak teknenin hızına, yani performansa, etki eden faktörlerin analizi gerçekleştirilmektedir. Kayak tekniğinin fazlarında uygulanan kuvvet ve impuls büyüklükleri, performans optimizasyonunda oldukça etkili faktörlerdir (Baker, 1998, s. 50; Gomes vd., 2011, s. 259).

Kayak kürek çekiş tekniğinde, üst ekstremité ile kürek, kapalı bir kinematik zincir oluşturduğundan, görüntü analizi yöntemleri ile küreğe uygulanan kuvvetin hesaplanması oldukça zordur (Mann ve Kearney, 1992, s. 165). Bu sebeple, literatürdeki tüm kuvvet analizi çalışmalarında, strain gage ve kuvvet transduseri gibi kuvvet sensörü bileşenlerinin kullanıldığı görülmektedir. Kayak sporunda kinetik analizlerin iki temel fonksiyonu vardır; (1) toplanan verilerin direk olarak nicel büyüklüklerinin (örneğin maksimum kuvvet ve impuls değerleri) analiz edilmesi, (2) kuvvet grafiklerinin şeklinden yola çıkarak nitel analizlerin gerçekleştirilmesi (Sperlich ve Baker, 2002, s. 44).

Kayak sporunda yapılmış ilk kinetik analizde, kayak küreği şaftının eksenine paralel olarak yerleştirilmiş strain gageler ile suya aktarılan kuvvetler ölçülmüştür (Vos vd., 1974, s. 106). Ölçülen bu kuvvet verileri, kayak teknesinde bulunan bir telemetri aracılığı ile karada bulunan bir bilgisayara aktarılmıştır. Aitken ve Neal (1992, s. 166) da kayak kürek çekiş kuvvet karakteristiklerini ölçmek için yaptıkları araştırmada, kürek kuvveti ölçümü için strain gageleri kullanmıştır. Bu çalışmada, eş zamanlı olarak hız verileri de kaydedildiğinden veriler telemetri ile gerçek zamanlı transfer edilememiş ve bir data logger ile kaydedilmiştir. Sonrasında ise bilgisayara aktarılarak analizi gerçekleştirilmiştir. Aitken ve Neal (1992, s. 171), gerçek zamanlı veri transferini gerçekleştiremediği bu araştırma sonucunda, çoklu kanallı bir telemetri sistemi ile verilerin gerçek zamanlı olarak transfer edilmesinin daha faydalı olacağını bildirmiştir. Ayrıca, bu çalışmada, alınan verilerin doğruluğunu arttırmak için ölçüm öncesi bir kalibrasyon işlemi gerçekleştirilmiştir.

Gelişen teknoloji ile birlikte, kürek kuvveti ölçümlerinde kuvvet sensörlerinden gelen verilerin bir telemetri sistemi ile kayak teknesini takip eden bottaki bilgisayara aktarılması mümkün kılınmıştır (Gomes vd., 2011, s. 260; Fleming vd., 2012, s. 18; Sperlich ve Baker, 2002, s. 45). Gerçekleştirilen tüm kürek kuvveti ölçüm çalışmalarında, kuvvet verisi hareketin tümünde kayıt altına alındığından, tüm fazlar boyunca kuvvet

verisi bulunmaktadır. Bu kuvvet verilerinde, toparlanma fazındaki kuvvet değerinin sıfır olması beklenmektedir. Fleming vd. (2012, s. 18), gerçekleştirdikleri kürek kuvvet ölçümü analizinde; kuvvet değerinin 10 Newton eşik değerin üzerine çıktığı noktayı, çekiş fazının başı olarak kabul etmişlerdir.

Kinetik analizler neticesinde toplanan verilerin hem nicel hem de nitel anlamda değerlendirildiği görülmektedir. Nicel veriler kullanılarak yapılan analizler, teknenin hareketine doğrudan etki eden parametrelerin değerlendirilmesi ile gerçekleştirilmektedir (Sperlich ve Baker, 2002, s. 45). Nicel olarak değerlendirilen kinetik veriler; zirve kuvvet (N), impulse (N.s), zirve kuvvete ulaşma zamanı (ms), kürek zamanı (ms), ortalama kuvvet (N), zirve ve ortalama kuvvetlerin oranları (%) olarak sıralanabilir (Aitken ve Neal, 1992, s. 171; Gomes vd., 2011, s. 260; Gomes vd., 2015, s. 261; Fleming vd., 2012, s. 21). Nitel değerlendirmeler ise kinetik parametrelerin zamana göre veya birbirlerine göre olan grafiklerinin şekilsel olarak irdelenmesi ile yapılmaktadır. Bu değerlendirmeler ile teknik düzeltmeler, iyileşmeler ve hata tespitleri yapılabilmektedir. Gomes vd., (2015, s. 258) kuvvet-zaman grafiği eğirisinin şekilsel olarak; çan görünümünden, dikdörtgen bir görünüme geçtikçe teknenin daha fazla hızlanacağını bildirmişlerdir.

2.3.2.3. Kassal aktivasyon

Önemli bir biyomekanik yöntem olan EMG ile kassal aktivasyon analizleri gerçekleştirilebilmektedir. Lopez ve Palomo (2013, s. 11), kayak sporunda su üzeri şartlarında gerçekleştirilmiş EMG çalışmalarının sayısının oldukça az olduğunu bildirmişlerdir. Ergometre üzerinde yapılmış EMG çalışmalarının sayısı, su üzeri ölçümlere oranla daha fazladır (Capousek ve Brugemann, 1990, s. 69 ; Lopez ve Palamo, 2013, s. 26; Trevithick vd., 2007, s. 74; Yoshito vd., 1974, s. 191). Trevithick vd. (2007, s. 74) rekreasyonel kayakçılarda omuz kaslarının aktivasyon ilişkilerini araştırmışlardır. Araştırma sonucu olarak, ergometrede kayak sporunun su üzerindeki kayak'ın şartlarını sağlayıp sağlamadığının incelenmesi için su üzerinde de EMG verisinin de alınması gerektiğini belirtmişlerdir. Capousek ve Brugemann (1990, s. 69) kayak'a spesifik hareket örüntülerinde EMG analizi yapmış ve araştırılan kaslar arasında Anterior Deltoid'in en yüksek aktivasyon oranına sahip olduğunu tespit etmişlerdir. Lopez ve Palamo (2013, s. 26), kayak ergometresinde gövde kaslarının döner oturak ile sabit oturak arasındaki aktivasyon farkını incelemişlerdir.

Literatür incelendiğinde, su üzerinde gerçekleştirilmiş EMG çalışmalarının sayıca çok az olduğu görülmektedir. Fleming vd. (2007, s. 1), artan antrenman şiddetinin kayak performansına olan etkilerini, ergometre ve su üzerindeki EMG analizi sonuçları ile karşılaştırmışlardır. Yine Fleming vd. (2012, s. 24), su üzerindeki kayak ile ergometre kayak arasındaki kas aktivasyon ve kürek kuvvet farklılıklarını incelemişlerdir. Çalışmalarında, ergometrenin gerçek kayak performansının fizyolojik gerekliliklerini simüle ettiği, ancak biyomekaniksel olarak tam bir simülasyon sağlayamadığı sonucuna varmışlardır. Brown vd. (2010, s. 1) su üzerindeki kayak performansında, gövde ve alt ekstremitte kaslarının aktivasyonunu ve kuvvet üretimine katkılarını incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda; uyluk bölgesi (rectus femoris) ve karın bölgesi (rectus abdominis) kaslarının aktivasyonu ile oluşturulan kuvvet arasında önemli bir korelasyon tespit etmişlerdir.

3. YÖNTEM

Bu araştırmanın su üzeri ölçümleri Sapanca Gölü'nde gerçekleştirilmiştir. Verilerin analizi ise Eskişehir Teknik Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, Hareket ve Motor Kontrol Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1. Katılımcılar

Çalışmaya katılım için 4 erkek, 5 kadın uluslararası düzeyde kano sporcusu gönüllü olmuştur. Tüm katılımcılar, herhangi bir bilinen metabolik ve nörolojik sağlık sorunu olmayan, sağlıklı bireylerdir. Ölçümlerin alındığı dönemde, katılımcıların, düzenli olarak kano antrenmanlarına devam ettikleri bilinmektedir. Sporcuların genel bilgileri Tablo 3.1 ve Tablo3.2'de verilmiştir. Ayrıca çalışmaya katılan tüm sporcuların baskın tarafının, sağ taraf olduğu bilinmektedir.

Tablo 3.1. Erkek katılımcıların genel bilgileri

	Ortalama	Standart Sapma ($\pm$)
Yaş	19.5	1.3
Boy (cm)	181	5.9
Vücut Kütlesi (kg)	80.8	5.1
Vücut Kitle İndeksi (BMI)	23.7	2.4
Kayak Tecrübesi (yıl)	4.6	0.54

Tablo 3.2. Kadın katılımcıların genel bilgileri

	Ortalama	Standart Sapma ($\pm$)
Yaş	19.8	1.3
Boy (cm)	165.5	4.6
Vücut Kütlesi (kg)	61.7	4.2
Vücut Kitle İndeksi (BMI)	21.8	2.1
Kayak Tecrübesi (yıl)	4	0.7

Araştırma, Anadolu Üniversitesi Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır. Tüm katılımcılar, araştırmanın detayları hakkında bilgilendirilmiş ve Araştırma Gönüllü Katılım Formu'nu (EK-1) imzalayarak onayladıklarını bildirmişlerdir.

Tüm katılımcılardan, ölçüm zamanından 48 saat içinde, olağandışı fiziksel aktiviteden kaçınmaları istenilmiştir. Ayrıca, kafein, nikotin ve benzeri uyarıcıların yorgunluk ve

kassal aktivasyona olan etkilerinden dolayı, ölçüm gününde bu maddeleri içeren içeceklerden uzak kalmaları da istenilmiştir (Yavuz vd., 2010, s. 1701).

3.2. Ölçüm Cihazları

3.2.1. EMG sistemi

Araştırmada kablosuz haberleşme yapan bir YEMG sistemi kullanılmıştır (Trigno™ Wireless EMG, Delsys; Massachusetts, USA). Kullanılan sistemin teknik özellikleri Tablo 3.3’de gösterilmiştir.

Tablo 3.3. EMG Sistemi teknik özellikleri

Teknik özellik	EMG sistemi değeri
Analog sinyal geçirgen filtresi	20±5 Hz – 450 ±5 Hz
Sinyal merkez hat gürültüsü	< 750 nV
Ortak kip zayıflatma oranı (Common mode rejection ratio, CMMR)	>80 dB
Sinyal menzili	11 mV
Çözünürlük	168 nV/Bit
Efektif sistem kazancı	909 V/V ±%5
İletişim menzili	40 m
Elektrot tipi	Paralel Bar
Elektrot malzemesi	Ag
Elektrot kutup arası mesafesi	1 cm
Toplam elektrot kütlesi	< 15 g
Toplam elektrot temas noktası	4

Tüm elektrotların EMG verileri 16 kanallı ortak bir kablosuz alıcı ile eş zamanlı olarak toplanmıştır. EMG kaydında örneklem frekansı olarak 2 KHz kullanılmıştır.

3.2.2. Boy ve vücut kütlesi ölçümü

Katılımcıların boy ölçümleri bir stadiometre (ayakta boy ölçer) sabah saat 9 da gerçekleştirilmiştir. Vücut kütlesi ölçümleri ise bir dijital tartı ile düz bir zemin üzerinde, tartı kalibrasyonu sağlandıktan sonra gerçekleştirilmiştir.

3.3. Tekne ve Kürek Ekipmanı

Su üzeri EMG ölçümlerinde standart Nelo olimpik kayak tekneleri kullanılmıştır (Nelo, Porto, Portekiz). Kayak teknelerinin ölçüleri ICF’in belirlediği kurallar

çerçevesindedir; minimum kütle 12 kg, maksimum uzunluk 5.2 m. Teknelerde kullanılan oturaklar sabit (döner olmayan) modellerdir.

Kürekler ise karbon fiber kompozit şaft ve palalı Jantex durgunsu kayak kürekleridir (Jantex, Banka, Slovakya). Kürekler, şaftlarından uzunluk ayarı yapılabilen modeller olarak seçilmiştir. Bunun nedeni ise farklı kürek boylarında yapılacak olan EMG ölçümlerinin kolaylıkla ve tam istenilen kürek boylarında gerçekleştirilmesidir.

3.4. Verilerin Alınması

3.4.1. Elektrotların yerleştirilmesi

EMG elektrotlarının yerleştirileceği kaslar belirlenirken şu faktörler göz önünde bulundurulmuştur: hedef kasın kayak kürek çekişinde aktif olarak kullanılması, sinyal ve hareket kalitesinin belirlenmesi için antagonist kaslardan da eşzamanlı veri alınması, hedef kasa elektrotun fiziksel olarak yerleştirilebilir olması.

Elektrotların yerleştirildiği kaslar şu şekilde sıralanabilir (Fleming vd., 2012, s. 17):

1. *M. Pectoralis Major* (PM)
2. *M. Latissimus Dorsi* (LD)
3. *M. Anterior Deltoid* (AD)
4. *M. Posterior Deltoid* (PD)
5. *M. Erector Spinae* (sağ taraf)(ES-S)
6. *M. Erector Spinae* (sol taraf)(ES-L)
7. *M. Rectus Abdominus* (RA)
8. *M. Rectus Femoris* (RF)

Elektrotlar hedef kaslara yerleştirilmeden önce elektrot bölgeleri, deri impedansını 20 k Ω değerinin altına düşürerek sinyal kalitesini arttırmak maksatlı; gerekiyorsa jilet ile traş edilmiş ve bir pamuk yardımı ile isopropil alkol uygulaması yapılmıştır. Elektrot konumları; hedef kasların motor son plaka bölgesi ile distal kısmı ortasına gelecek ve doğrultu olarak da kas fibrilleri yönüne paralel olacak şekilde belirlenmiştir. Tüm elektrotlar, iletken kısma temas etmeyecek şekilde uygulanan çift taraflı bant ile cilt üzerinde yerleştirilmiştir. Buna ek olarak sinyal kalitesini olumsuz yönde etkileyecek hareket artifaktlarının oluşmasını engellemek maksadıyla, elektrotlar sabitleyici bant ile sabitlenmişlerdir.

3.4.2. Ölçümlerin gerçekleştirilmesi

Su üzeri ölçümleri Sapanca Gölü'nde; Serdivan, Sakarya'da gerçekleştirilmiştir. Bu mevkide aynı zamanda bir TOHM (Türkiye Olimpiyat Hazırlık Merkezi) kano-kayak merkezi ve bazı kano-kayak kulüpleri de bulunmaktadır. Yine bu mevkide Durgunsu Kano Milli Takım antrenman kampları ve ulusal yarışlar da düzenlenmektedir

Çalışmada, her bir sporcu için toplamda 4 adet kürek parametresi için ölçüm yapılmıştır (Bkz. Tablo 3.4). Kürek boyu belirlemede kullanılan genel geçer yöntem ile belirlenen boy, normal kürek boyu (NKB) olarak sınıflandırılmıştır. Uzun kürek boyu (UKB) NKB'den 4 cm daha uzun; kısa kürek boyu (KKB) ise normal boydan 4 cm daha kısa olarak belirlenmiştir. Kürek palaları içinse, sporcunun kullandığı kürek pala alanı, normal pala alanı (NPA) olarak adlandırılmıştır. Büyük pala alanlı (BPA) kürek ise NPA'dan 10 cm² büyük olacak şekilde belirlenmiştir. NPA ve BPA için farklı ölçümler yapılmıştır. Her sporcu için Tablo 3.3'te gösterilen kürek konfigürasyonları ile toplamda 4 adet ölçüm yapılmıştır.

Tablo 3.4. Farklı kürek konfigürasyonları için ölçüm protokolleri

Konfigürasyon no	Kürek boyu	Kürek pala alanı
1	Uzun kürek boyu (UKB) (sporcunun normal kürek boyu + 4 cm)	Normal pala alanı (NPA)
2	Normal kürek boyu (NKB) (sporcunun normal kürek boyu)	Normal pala alanı (NPA)
3	Kısa kürek boyu (KKB) (sporcunun normal kürek boyu – 4 cm)	Küçük pala alanı (NPA)
4	Normal kürek boyu (NKB) (sporcunun normal kürek boyu)	Büyük pala alanı (BPA)

Farklı boylardaki kürek uzunlukları ve kürek pala alanlarından alınan verilerin karşılaştırılabilmesi için diğer fizyolojik ve mekanik değişkenlerin sabit tutulması gerekmektedir. Bunu sağlamak için tüm ölçümlerde aynı tekne ve tekne ayarları (oturak yüksekliği, ayaklık uzaklığı) kullanılmıştır. Dış etmen kaynaklı oluşabilecek mekanik değişkenleri kontrol etmek adına; rüzgar, dalga ve akıntı şartları her ayrı sporcu için tüm ölçümlerde görsel olarak kontrol edilmiştir. Böylelikle sabit dış etken mekanik şartları sağlanmaya çalışılmıştır.

Tüm ölçümlerin, olimpik 1000 m yarışı temposu, şiddeti ve tekne süratinin %60'ı ile gerçekleştirilmesi planlanmıştır (Sprigings vd., 2006, s. 150). Böylelikle tüm ölçümlerde

fizyolojik şartlar da sabitlenmiştir. Kürek çekiş şiddeti olarak 1000 metrenin referans alınmasının nedenleri şu şekilde sıralanabilir:

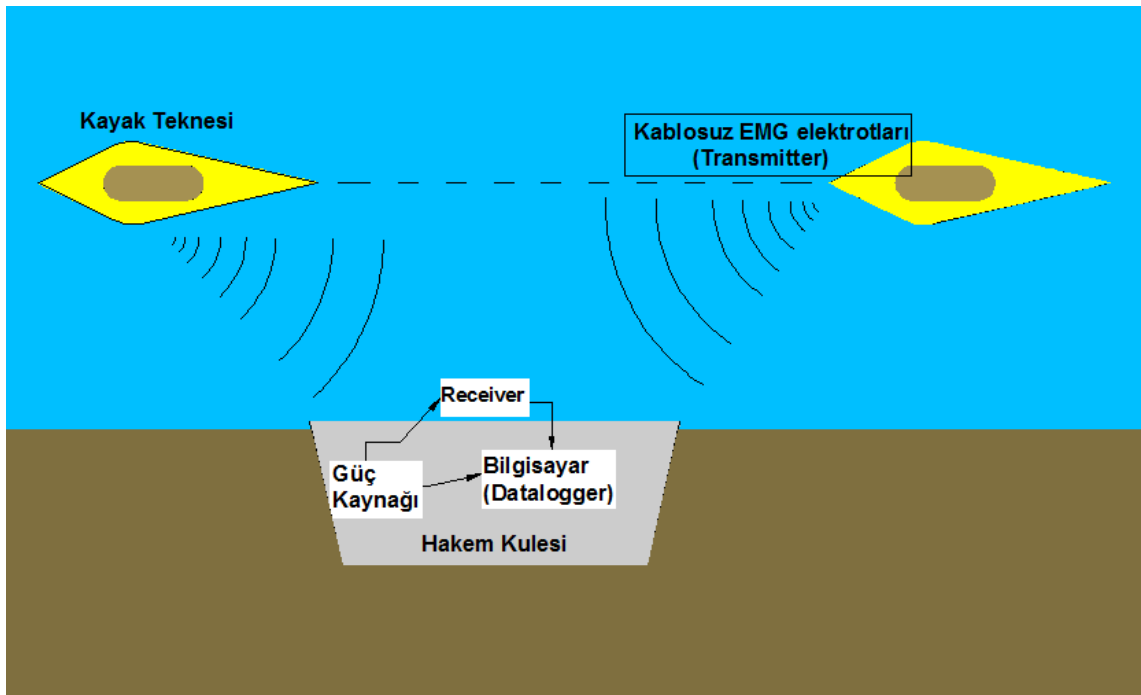
1. 1000 metre yarışlarının hem sezon başında hem de sezon döneminde gerçekleşmesinden dolayı sporcuların bu mesafenin gerektirdiği şiddet, hız ve tempoya alışkın olması
2. Bu mesafedeki şiddet ve temponun, kısa (200 m) ve orta (500 m) mesafelere göre daha düşük olmasından dolayı; sporcunun, alışık olduğu kürek parametrelerinin dışına çıkıldığında, yeni parametrelere daha kolay adapte olarak istediği kürek çekiş tekniğini sergileyebilmesi
3. Toplamda 4 adet kürek konfigürasyonu ile ölçüm yapılacağı için sporcuda biriken bir yorgunluk oluşmasını engellemek ve her bir kürek konfigürasyonu ölçümünde aynı fizyolojik şartları sağlamak.

Uluslararası durgunsu kayak müsabakalarında 1000 metre yarışları zaman olarak 3:30 – 4:00 (dakika : saniye) sürmektedir. Bu yarış mesafesinde, aerobik ve anaerobik (laktik asit) enerji sistemleri kullanılmaktadır. Zouhal vd. (2012, s.825) uluslararası elit düzeyde olan sporcularla yaptıkları araştırmada, birikmeli oksijen borcu yöntemi ile 1000 m mesafesinin enerji sistemi gerekliliklerini araştırmışlardır. Araştırmanın sonucu olarak, bu mesafe yarışlarında çoğunlukla aerobik enerji sistemi kullanılmakta olduğunu (%86) bildirmişlerdir. Buradan hareketle her bir ölçümün (her bir sporcu için toplamda 12 adet), 20 saniye sürmesinin, biriken bir yorgunluk oluşturup ölçümler arası fizyolojik bir değişkenlik yaratmayacağı kararına varılmıştır. Belirlenen 20 saniyelik süre içerisinde yaklaşık 30 kürek çekiş hareketi tekrar ettiğinden, analiz için de yeterli veri sağlanmıştır.

Her bir kürek konfigürasyonu (Bkz. Tablo 3.4) için yapılan ölçümler arasında, sporcu iskeleye çağırılarak bir sonraki kürek konfigürasyonu için gerekli kürek ayarlamaları yapılmıştır. Bu süre yaklaşık 5 dakika sürmüş olup, sporcunun bir sonraki konfigürasyon için toparlanması da sağlanmıştır.

Ölçüm öncesinde sporcular, yapılacak ölçümlerin süresi, sıralaması ve genel ölçüm süreci hakkında bilgilendirilmiştir. Her sporcu ölçüm öncesinde, kara ısınması ve yaklaşık 10 dakika süreli su üzeri ısınması gerçekleştirmiştir. Isınma sürecinde izleyecekleri yöntem, yorgunluk durumu oluşturmaması şartı ile sporcuların kendi tercihlerine bırakılmıştır.

Sporcuların ısınma sürecinden sonra, EGM elektrotları ve hedef kaslar arasındaki veri alışverişi deneme ölçümü alınarak, her bir EMG kanalı için kontrol edilmiştir. Kontrolün ardından veri alımı sürecine geçilmiştir. Kablosuz haberleşme yapabilen EMG elektrotlarından gelen verileri kaydetmek amacıyla, alıcı bilgisayar sistemi ölçüm parkurunun hemen yanındaki hakem kulesine yerleştirilmiştir (Bkz. Şekil 3.1). Ölçüm parkuru ise hakem kulesinin bulunduğu sahile paralel ve güvenli su derinliğini sağlayacak şekilde, kıyıya en yakın hat boyunca olacak şekilde belirlenmiştir. Ölçüm öncesinde, EMG haberleşme kalitesi kontrol edilerek, sinyal transferinde bir aksama olmaması sağlanmıştır. Takip botu ile sporcu ile arasındaki güvenli takip mesafesi korunarak, sürekli takip yapılmış ve gerektiğinde sözel komutlar verilmiştir. Sporculardan, her bir ölçüm için 1000 m yarış parametrelerinin %60 değerine çıkması ve 20 sn boyunca kürek çekmeleri istenilmiştir. Kayıt zamanı bittiğinde sporcuya sözel olarak toparlanma zamanının başladığı bildirilmiştir.



Şekil 3.1. Uzaktan veri toplanması

Her bir sporcu için toplamda 4 adet veri setinin alınmasının ardından, alınan veriler kaydedilerek veri toplama işlemi tamamlanmıştır.

3.5. Verilerin İşlenmesi

Su üzeri ölçümlerin ardından elde edilen ham EMG sinyallerinin değerlendirilmek üzere işlenmesi gerekmektedir. Bunun için uygun sinyal işleme algoritmaları oluşturulmuş ve bu algoritmalar ile ham veriler analize hazır hale getirilmiştir. Sinyal işleme algoritmaları Matlab 7.0 yazılımı ile oluşturulmuştur (MathWorks, Natick, MA, ABD).

Verilerin işlenmesine ham EMG sinyallerinin ön işlenmesi süreci ile başlanılmıştır. Ardından, değerlendirmeye hazır olan sinyal üzerinden hedef kasların aktivasyon ve inhibisyon zamanlarının başlangıcı tespit edilmiştir. Böylelikle aktif süreler ve bu aktif süredeki sinyal büyüklüğü tespit edilmiştir.

3.5.1. EMG sinyallerinin ön işlenmesi

EMG sinyallerinin işlenmesinde uygulanan ilk basamak, rektifikasyon işlemi olarak adlandırılmaktadır. EMG sinyalinde, aksiyon potansiyelinin kas membranında iletiminin doğası gereği, pozitif büyüklüklü değerler kadar negatif büyüklüklü değerler de bulunmaktadır. Yani, ham sinyalin belirli bir aralıktaki toplam değerine bakıldığında sıfıra oldukça yakın bir değer görülecektir. Ham sinyal üzerine rektifikasyon işlemi yapılarak; negatif büyüklüklü EMG verileri pozitif tarafa taşınmış olacak ve veri analizi kolaylaşacaktır. Rektifikasyon işleminde tam dalga rektifikasyonu uygulanacaktır. Tam dalga rektifikasyonunda öncelikle alınan EMG sinyalinin merkez hat ofseti (MHO) hesaplanacaktır. MHO; EMG Sinyali, $V(t)$ olarak ifade edilirken şu eşitlikle (Eşitlik 3.1) bulunabilir;

$$V_{MHO} = \sum_{t=0}^k \frac{V(t)}{k} \quad (3.1)$$

MHO hesaplanan EMG verisinin rektifiye edilmesi; anlık EMG sinyalinin değerinden, MHO'nun çıkarılması ve bu sonucun mutlak değerinin alınması olarak tanımlanabilir (Eşitlik 3.2). Bu işlem neticesinde, EMG verisi zarf (envelope) görünümünü alacaktır. Rektifiye edilmiş EMG sinyali şu eşitlikle bulunabilir (Eşitlik 3.2);

$$V_{REK}(t) = |V(t) - V_{MHO}| \quad (3.2)$$

Rektifikasyonu yapılmış olan EMG verisinin daha yumuşak geçişli (smooth) bir hal alması için, bir dijital filtreleme algoritması kullanılacaktır (Chowdhury vd., 2013, s. 12433; Smith, 1999, s. 261). Dijital filtreleme işlemi temel olarak matematiksel bir

konvölüsyon işlemi olarak tanımlanabilir. Sonlu bir konvölüsyon işlemi; $y(k)$ 'nın filtrelenmiş sinyal, $x(k)$ 'nin sinyal fonksiyonu, $h(j)$ 'nin filtrenin impuls yanıtı olduğu eşitlikte şu şekilde ifade edilebilir (Eşitlik 3.3):

$$y(k) = \sum_{j=0}^{M-1} h(j)x(k-j) \quad (3.3)$$

Sonsuz bir konvölüsyon işlemi ise şu şekilde ifade edilir (Eşitlik 3.4);

$$y(k) = \sum_{j=-\infty}^{\infty} h(j)x(k-j) \quad (3.4)$$

Genel olarak bir filtrenin ayrık zamanlı dönüşüm fonksiyonu, filtrelenmiş sinyal $Z(z)$, sinyal fonksiyonu $X(z)$ ve filtre fonksiyonu $H(z)$ iken şu eşitlikle ifade edilebilir (Eşitlik 3.5);

$$Y(z) = H(z)X(z) = \frac{b_1 + b_2z^{-1} + \dots + b_{n+1}z^{-n}}{a_1 + a_2z^{-1} + \dots + a_{m+1}z^{-m}}X(z) \quad (3.5)$$

Bu fonksiyondan yola çıkarak, bir filtre fonksiyonu tanımlamada b_i ve a_i değerlerinin filtre katsayıları olduğu ve filtre derecesinin ise m veya n değerlerinden büyük olanının değeri olduğu söylenebilir.

Dijital filtre seçiminde, bir sonsuz darbe cevaplı (SDC) filtre algoritması kullanılmıştır. SDC filtreler sonsuz sayıda birim darbe (impuls) cevabı içeren filtrelerdir ve geri beslemeli (rekürsif) filtreler olarak da adlandırılırlar. Bu tip filtrelerde filtre çıkışı; geçmiş giriş sinyallerine bağlı olduğu gibi, geçmiş çıkış sinyallerine de bağlıdır. SDC kullanılmasının nedeni, bu filtrelerde band geçişinin daha düzenli olması ve sinyalde faz kaybı yaşanmamasıdır. Bu araştırmada, 2. dereceden 20 Hz kesim frekansında, alçak geçiren bir Butterworth filtresi kullanılmıştır (Drapala vd., 2012, s.429; Lopez ve Palomo, 2012, s.32).

Alçak geçiren SDC Butterworth filtresinin transfer fonksiyonu 1930 yılında İngiliz fizikçi Stephen Butterworth tarafında oluşturulmuştur (Butterworth, 1930, s. 537). Bu filtrenin transfer fonksiyonu; karmaşık sayı girişleri j , frekans değeri w , kesim (cut off) frekansı w_c , kompleks frekans s_k ve DC kazanç (sıfır frekanstaki kazanç) G_0 iken, şu eşitlikle ifade edilebilir (Eşitlik 3.8);

$$s = j\omega \quad (3.6)$$

$$s_k = w_c e^{\frac{j(2k+n-1)\pi}{2n}} \quad k = 1, 2, \dots, n \quad (3.7)$$

$$H(z) = \frac{G_0}{\prod_{k=1}^n (s - s_k)/w_c} \quad (3.8)$$

3.5.2. Kas aktivasyon ve inhibisyon zamanlarının tespit edilmesi

Çalışma için bir ampirik istatistiksel yöntem onset ve offset belirleme algoritması oluşturulmuştur. Bu algoritmanın işleyiş mantığı, akış diyagramı ile gösterilmiştir (Şekil 3.2). Bu yöntem ile öncelikle kullanıcı tarafından bir pencere genişliği (P) ve standart sapma katsayısı (j) değeri tanımlanır. Sonrasında, algoritma EMG sinyali üzerinde ön işleme yaparak EMG-zaman grafiğini kullanıcıya sunar. Kullanıcı, grafik üzerinden, aktivasyon öncesi kassal aktivasyonun olmadığı zaman diliminde (silence period) iki nokta belirtir ve bu iki nokta arasındaki veriler kullanılarak; aktivasyon öncesi ortalama sinyal büyüklüğü (μ_{akt}) ile standart sapması (σ_{akt}) hesaplanır. Bunun ardından, kullanıcı, aktivasyon sonrası kassal aktivasyonun olmadığı zaman diliminde iki nokta belirtir ve bu iki nokta arasındaki veriler kullanılarak; inhibisyon ortalama sinyal büyüklüğü (μ_{inh}) ile standart sapması (σ_{inh}) hesaplanır. Bu ortalama sinyal büyüklükleri kullanarak aktivasyon ve inhibisyon eşik değeri şu eşitliklerle hesaplanır (Eşitlik 3.9, Eşitlik 3.10);

$$h_{aktivasyon} = \mu_{akt} + j \sigma_{akt} \quad (3.9)$$

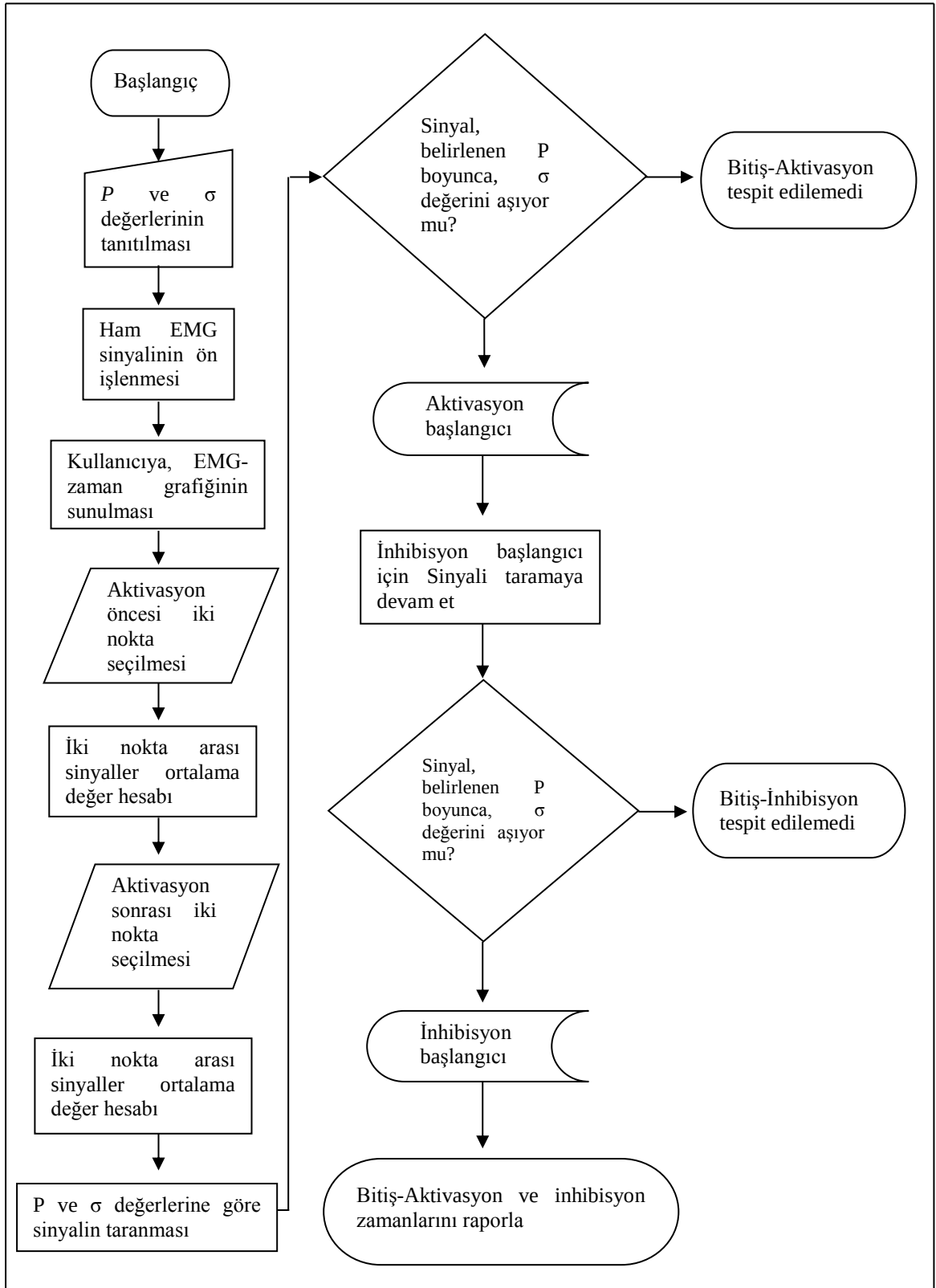
$$h_{inhibisyon} = \mu_{inh} + j \sigma_{inh} \quad (3.10)$$

Bu iki ortalama değer hesaplanmasının ardından, sinyal taranarak, belirlenen P değeri boyunca ortalama sinyal büyüklükleri ($\bar{x}$) hesaplanır (Eşitlik 3.11). Eğer ortalama sinyal büyüklüğü aktivasyon eşik değerine ($h_{aktivasyon}$) ulaşırsa bu nokta kas aktivasyonun başlangıcı olarak kabul edilir (Eşitlik 3.12). Kas inhibisyonu da aynı yöntem ile aktivasyon tespit edildiği noktadan sonra, sinyal taranarak; $\bar{x}$ ve $h_{inhibisyon}$ değerleri sürekli karşılaştırılarak tespit edilir (Eşitlik 3.13).

$$\bar{x}(n) = \frac{1}{P} \sum_{m=n-P+1}^n x(m) \quad (3.11)$$

$$T_{on} = \min\{n: \bar{x}(n) \geq h_{aktivasyon}\} \quad (3.12)$$

$$T_{off} = \min\{n: h_{aktivasyon} \geq \bar{x}(n)\} \quad (3.13)$$



Şekil 3.2. Onset-Offset algoritması akış şeması

3.6. Verilerin Analizi ve Normalizasyon

Her bir kürek konfigürasyonu için ve her bir denek için alınan veri grubu sayısı toplamda 36'dır (9 adet denek ve 4 adet kürek konfigürasyonu) (Bkz. Tablo 3.3). Her bir konfigürasyonda toplamda 8 adet kastan EMG verisi alınmıştır. Bu durumda toplamda 288 adet EMG kaydı için aşağıda belirtilen analizler yapılmıştır;

1. *Ortalama EMG*: Bu analizde, öncelikle onset offset algoritması kullanılarak kasın aktif olduğu aralık belirlenmiştir. Kasın aktif olduğu süre boyunca elde edilen EMG sinyali ortalaması da ortalama EMG (OEMG) olarak adlandırılmıştır. OEMG değişik kürek konfigürasyonları arasında kassal aktivasyon kıyaslaması yapabilmek için temel karşılaştırma parametresi olarak kullanılmıştır.

2. *Pik EMG*: Pik EMG (PEMG) yöntemi ile araştırılan kürek parametresine ilişkin EMG sinyalinde en yüksek kassal aktivasyon değeri belirlenmiştir. Bu değer PEMG olarak adlandırılmış ve kassal aktivasyonun en yüksek olduğu değer olarak kabul edilmiştir. PEMG değeri değişik kürek konfigürasyonları arasında kıyaslama yapabilmek adına ikincil karşılaştırma parametresi olarak kullanılmıştır.

EMG ile toplanan kassal aktivasyon verileri; elektrot konumu, subkutan doku kalınlığı ve MU katılım oranı ile ateşleme frekansı bireyler arasında değişiklik göstereceğinden, her birey için normalizasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Normalizasyon işleminde, NKB-NPA ile alınan kassal aktivasyon verisi %100 kabul edilmiş ve diğer şartlarda alınan kassal aktivasyon verileri bu değere göre oranlanmıştır. Örneğin, NKB-NPA kassal aktivasyon değeri 50 μ V ve UKB-NPA kassal aktivasyon değeri 60 μ V olan bir sporcuda; NKB-NPA aktivasyonu %100, UKB-NPA aktivasyonu ise %120 (60/50) olarak ifade edilmiştir.

OEMG ve PEMG verileri, öncelikle; her bir sporcu ve kas grubunda 4 ayrı kürek konfigürasyonu için de tespit edilerek, sınıflandırılmıştır. Sonrasında, elde edilen verilerin, her bir kürek konfigürasyonu için ortalamaları ve standart sapmaları hesaplanmıştır. Veriler raporlanırken her kas grubu için ayrı ayrı olacak şekilde raporlanmıştır.

3.7. İstatistiksel Yöntemler

Tüm istatistiksel analizler Minitab (Minitab Inc, Pennsylvania, ABD) yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Her veri grubunun ve değişkenin normallik dağılımı Kolmogorov-Smirnov ile değerlendirilmiştir. Veri grupları dağılımı normal dağılımın dışına çıkmadığı

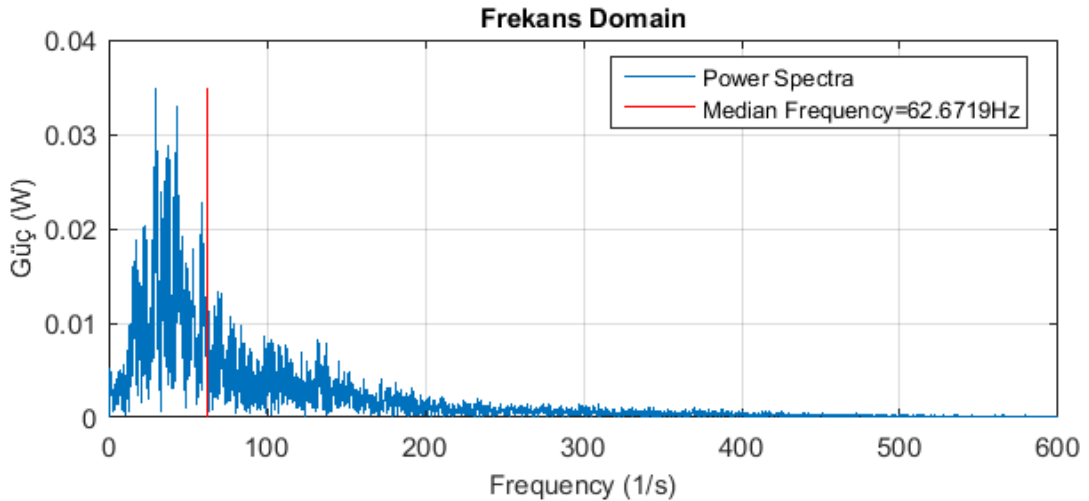
durumlarda; bağımsız değişken olan kürek pala alanının bağımlı değişken olan kassal aktivasyona etkisi paired-t testi ile karşılaştırılmıştır. Diğer bağımsız değişken olan kürek boyu verilerinin kassal aktivasyona etkisi ise tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testi ile karşılaştırılmıştır. Bu testin güvenilirliğini arttırmak için, ANOVA testine ek olarak, Dunnet post hoc testi uygulanmıştır. Dunnet çoklu karşılaştırma testi olarak da bilinen bu yöntemde, NKB'nin kassal aktivasyonunu kontrol değişkeni olarak kabul edilip, UKB ve KKB kassal aktivasyonlarının ortalamaları NKB kassal aktivasyonu ortalaması ile karşılaştırmıştır. Erkek ve kadın sporcular arasındaki kassal aktivasyon örüntüleri arasındaki karşılaştırmalar bağımsız örneklemeler için t-testi ile gerçekleştirilmiştir. Tüm testlerde istatistiksel önem derecesi $\alpha = 0,05$ olarak belirlenmiştir. Grafiklerde gösterilen tüm hata çubukları grup içi standart sapmayı ifade etmektedir.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

4.1. EMG Sinyalinin Kontrolü

Kaydedilen EMG sinyallerinin değerlendirilmesi işleminden önce sinyal ön işleme (Bkz. 3.5.1 EMG sinyallerinin ön işlenmesi) yöntemlerinin uygulanması gerekmektedir. Sonrasında sinyal verilerinin nicel olarak değerlendirilmeden önce, nitel olarak değerlendirilmesi gerekmektedir. Bu değerlendirmenin amacı çeşitli etmenler ile gerçek bir EMG sinyali alınamamış olması ya da alınan EMG sinyalinin yapısının bozulmuş olması ihtimallerine karşı kontroldür. Bu etmenler ise temel olarak şu şekilde sıralanabilir; (1) hareket artifaktı nedeni ile sinyalde bozulma, (2) komşu kaslardan veya dokulardan gelen biyo-sinyallerin de sinyale dahil olması, (3) çevreden gelen elektronik sinyaller nedeni ile gürültü ve (4) sporcunun kaslar arası koordinasyonunun istenilen düzeyde olamaması nedeniyle koaktivasyon ilişkisinin düzensiz olması.

Araştırmada kaydedilen EMG sinyallerinin nicel değerlendirmesi yapılmadan önce, tüm EMG sinyal setleri yukarıda bahsedilen etmenler kapsamında değerlendirilmiştir. Bu değerlendirme öncelikle dış ortam ya da organizma kaynaklı bir gürültü olup olmadığının değerlendirilmesi için sinyalin frekans alanı analizi görsel olarak ve medyan frekans kontrolü ile gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.1'de araştırmada alınan bir örnek EMG sinyalinin frekans bölgesi grafiği verilmiştir.

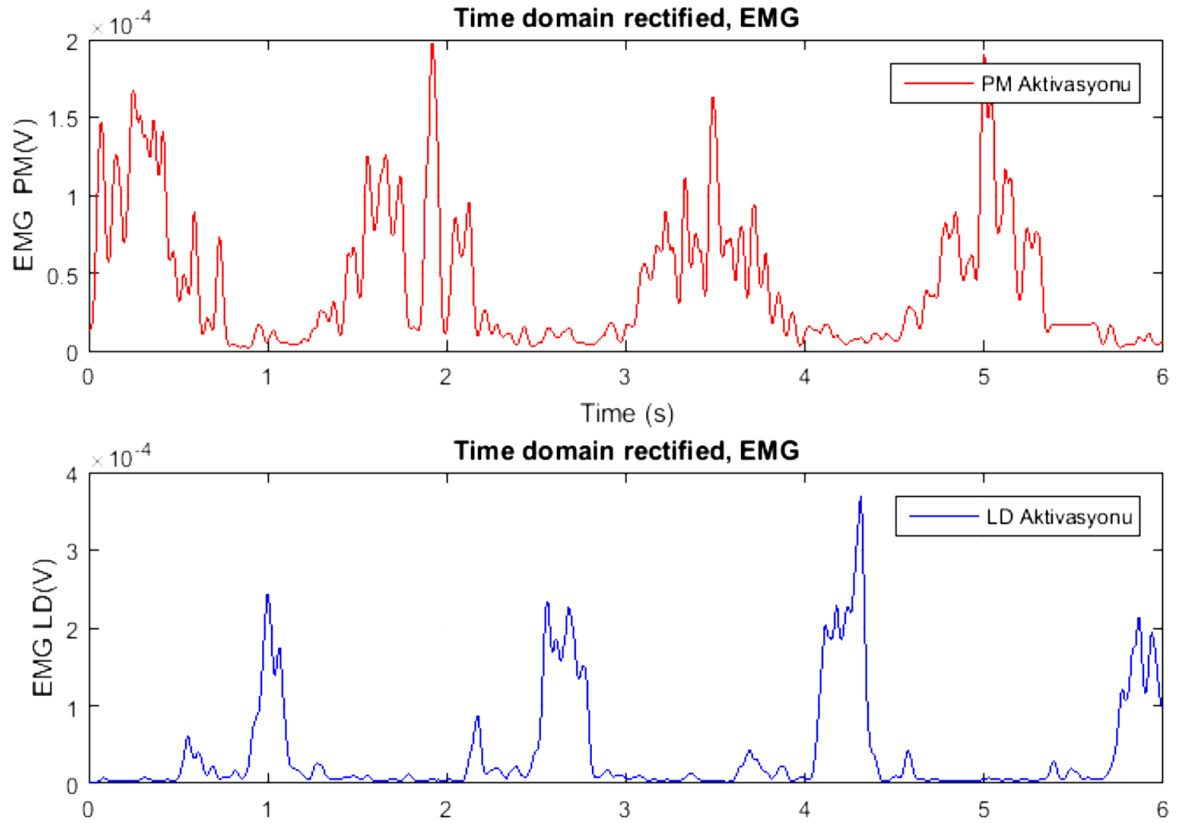


Şekil 4.1. Araştırma verilerinden örnek bir frekans alanı analizi

Bir frekans alanı grafiğinde, sinyalin 50 Hz ile 100 Hz arasında yoğunlaşması beklenmektedir. Aksi takdirde, sinyale başka kaynaklarında karışması durumu değerlendirilebilir. Buna ek olarak, medyan frekans (MDF) değerinin de 60 Hz - 90 Hz arasında olması beklenmektedir. Araştırmada tüm sinyaller için gerçekleştirilen, görsel

frekans alanı değerlendirmesi ve MDF kontrolü ile tüm sinyallerin gürültüden etkilenmeyen gerçek EMG sinyali olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

EMG sinyalinin güvenilirliği kapsamında gerçekleştirilen bir diğer kontrol ise kaslar arası koaktivasyon ilişkisidir. Koaktivasyon, hareketin uygulanışı esnasında, kaslar arasında inhibisyon ve eksitasyon zamanlaması olarak bilinmektedir (De Luca ve Mambrito, 1987, s. 527). Antagonist kaslarda, her ne kadar koruyucu refleksler kaynaklı bir miktar eş zamanlı eksitasyon görölse de, uzun zamanlı gözlemlenen eksitasyon durumunda, hareketin doğasına aykırı bir kassal aktivasyon örüntüsü karşımıza çıkmaktadır. Şekil 4.2'de bir kayıt boyunca PM ve LD kaslarının ko-aktivasyon ilişkisi görölmektedir.

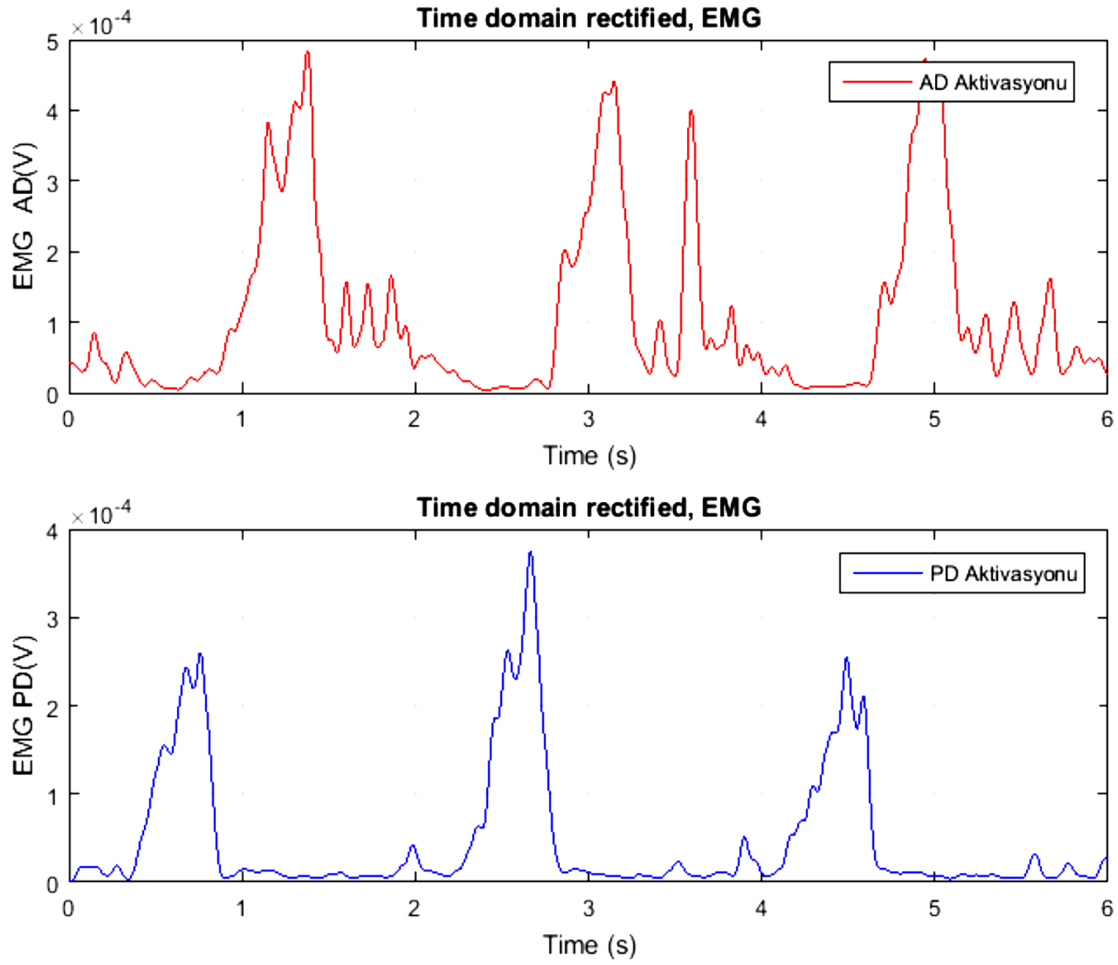


Şekil 4.2. Örnek PM (üstte) ve LD (altta) ko-aktivasyon ilişkisi

Şekil 4.3'de araştırmadan alınan bir EMG sinyalindeki AD ve PD eksitasyon - inhibisyon zamanlaması verilmiştir. Bu sinyalde bir kürek siklusu tahmini 2. saniye civarında başlamaktadır. Giriş fazı başında (ilk faz) bir miktar AD aktivasyonu olsa da (omuz fleksiyonu), omuz ekstansiyonu başlayınca AD kasında inhibisyon ve eş zamanlı PD eksitasyonu gözlemlenmektedir. PD inhibisyonu gözlemlendiği noktada (yaklaşık

2,8. saniye), diğer taraftan kürek çekişi gerçekleşmekte ve AD itici segment olarak görev almaktadır. Bu esnada ise PD inhibisyonu gözlemlenmektedir.

Araştırmada, aynı EMG sinyali içerisindeki antagonist kaslar arasındaki ko-aktivasyon ilişkileri görsel olarak incelenmiştir. Hareket modeline aykırı herhangi bir ko-aktivasyon ilişkisi bulunmamıştır.

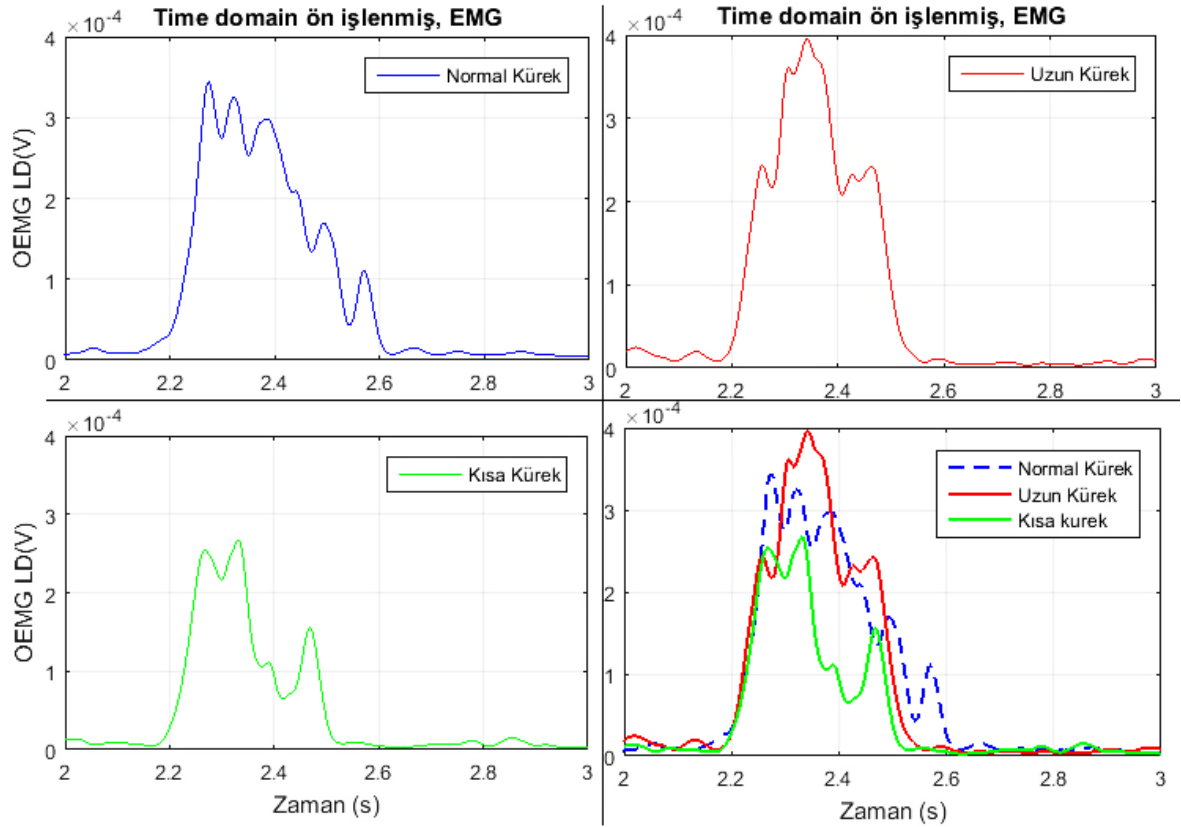


Şekil 4.3. Örnek AD (üstte) ve PD (altta) ko-aktivasyon ilişkisi

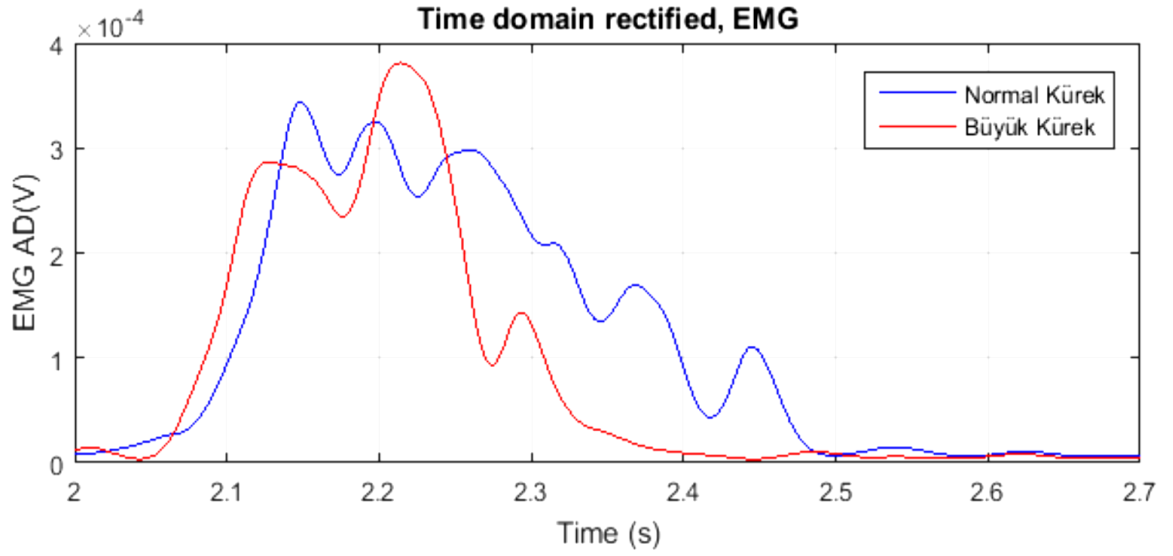
Sinyalin kontrolü kapsamında gerçekleştirilen son kontrol ise Volt cinsinden sinyal genliği ve farklı kürek konfigürasyonları arasındaki ilişkinin uyumlu olması durumudur. Ham (işlenmemiş) bir EMG sinyalinin genlik bant aralığının -5 mV ile +5 mV aralığında olması beklenmektedir (De Luca vd., 2010, s. 1576). Araştırmadaki tüm EMG sinyallerinin istenilen genlik aralığında olması durumu kontrol edilmiştir.

Kürek konfigürasyonları arasındaki karşılaştırma kapsamında ise değişen kürek parametreleri arasındaki ilişki hem görsel olarak hem de toplam kassas aktivasyon

büyüklüğü olarak değerlendirilmiştir. Bu değerlendirmede kriter, değişen kürek parametreleri arasındaki kassal aktivasyon farkın %100'den fazla olamamasıdır. Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'te sırası ile değişen kürek boyu ve pala alanı için EMG sinyali karşılaştırmaları verilmiştir. Bu kontrol kapsamında da analizi olumsuz etkileyecek bir bulgu ile karşılaşılmamıştır.



Şekil 4.4. Değişen kürek boylarına göre LD OEMG aktivasyonu



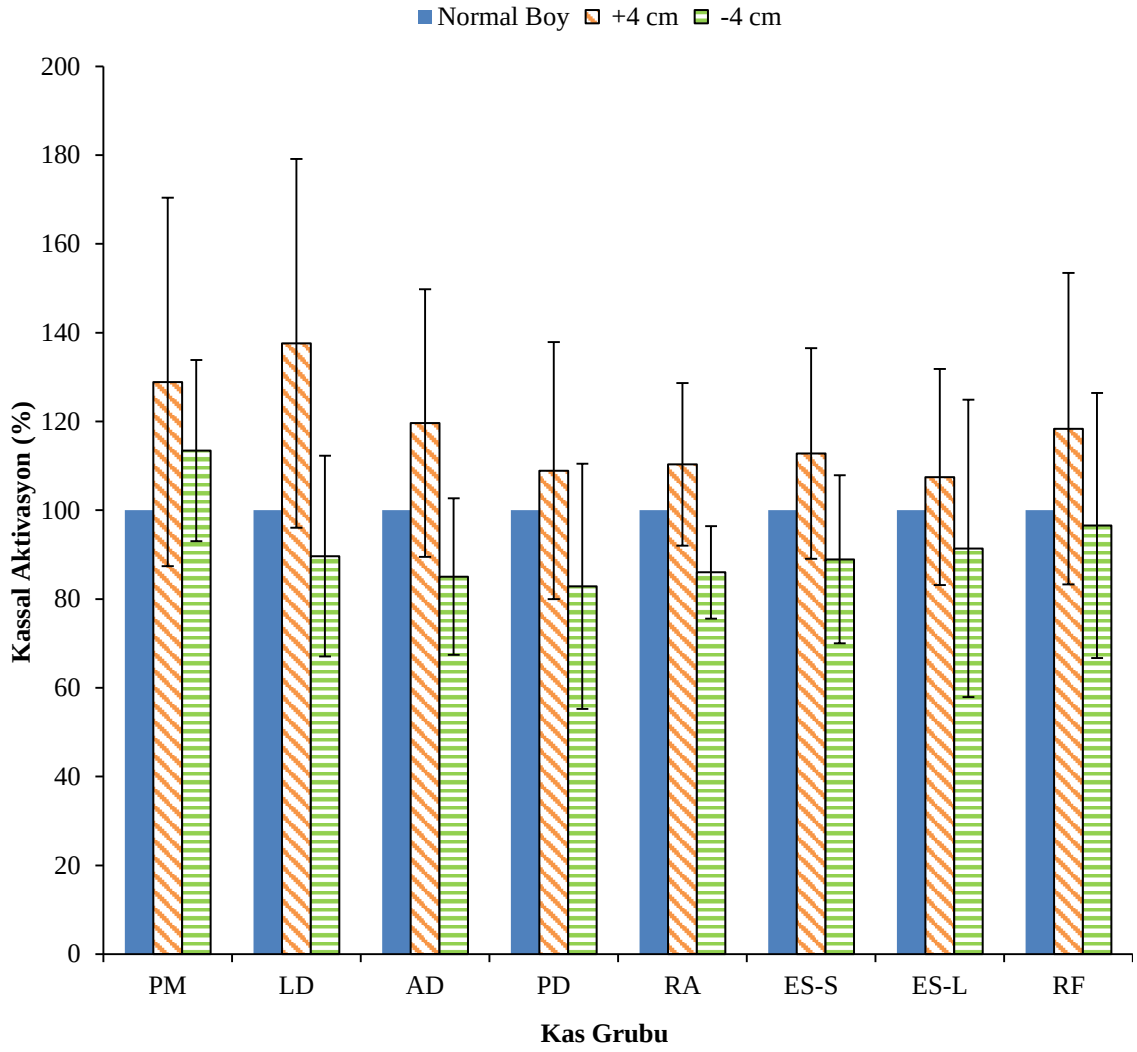
Şekil 4.5. Değişen kürek palası alanına göre AD OEMG aktivasyonu

4.2. Kürek Boyu Değişimi

Araştırmada 3 farklı kürek boyu için kassal aktivasyon verileri kaydedilmiştir; (1) NKB, UKB, KKB. Elde edilen kassal aktivasyon verileri neticesinde, her bir sporcu ve kas için ortalama sinyal değeri ve zirve sinyal değeri hesaplanmıştır.

4.2.1. OEMG aktivasyonu

Örneklem grubu kapsamında (n=9), tüm kas grupları için OEMG verilerinin grup ortalamaları Görsel 4.1'de verilmiştir.



Görsel 4.1. Kürek boyu değişimine göre örneklem grubu OEMG ortalamaları

Kürek boyu değişimi kapsamında OEMG verilerine göre gerçekleştirilen ANOVA testi ve post hoc Dunnet testi neticesinde elde edilen veriler Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Kürek boyu değişimi için OEMG verilerinin grup ortalamaları ve istatistiksel karşılaştırmaları

		Ortalama	Standart Sapma	Anova Testi					Dunnet Post Hoc
				%95 Güven Aralığı	p	F	Fark		
PM	Normal	100	-	80,6	119,6				
	Uzun	128,9	41,5	109,4	148,4	0,118	2,34		
	Kısa	113,5	20,4	93,9	132,9				
LD	Normal	100	-	84,2	115,8				
	Uzun	137,6	29,9	121,8	153,4	<0,001	10,86	* (NKB-KKB)	**
	Kısa	89,7	22,6	73,9	105,46				
AD	Normal	100	-	85,3	114,7				
	Uzun	119,6	30,2	104,9	134,3	0,008	5,91	* (KKB)	
	Kısa	85,1	17,6	70,33	99,77			* (UKB)	
PD	Normal	100	-	83,1	116,9				
	Uzun	108,9	28,9	92,1	125,8	0,093	2,63		
	Kısa	82,9	27,6	65,9	99,72				
RA	Normal	100	-	91,1	108,9				
	Uzun	110,3	18,3	101,4	119,2	0,002	8,05		
	Kısa	86,0	10,4	77,1	94,8			* (NKB-UKB)	**
ES-S	Normal	100	-	87,2	112,8				
	Uzun	102,8	23,7	100,2	125,5	0,039	3,71	*(KKB)	
	Kısa	88,9	18,9	76,16	101,7			*(UKB)	
ES-L	Normal	100	-	82,6	117,4				
	Uzun	107,5	24,3	90	124,9	0,417	0,91		
	Kısa	91,4	33,5	73,9	108,8				
RF	Normal	100	-	80,6	119,4				
	Uzun	118,4	35,1	98,9	137,8	0,233	1,55		
	Kısa	96,6	29,9	77,2	116				

*ANOVA testi neticesinde tespit edilen anlamlı farklılıklar ve karşılaştırmada fark tespit edilen kürek boyu

** Dunnet post hoc testi neticesinde kontrol değişkeni olan NKB ile oluşan anlamlı fark

Farklı kürek boyları kullanılarak elde edilen veriler karşılaştırıldığında, istatistiksel analizlere göre bazı kasların aktivasyonunda anlamlı fark tespit edilmiştir. Ancak, Görsel 4.1’den de görüleceği üzere uzun kürek kullanımında araştırılan tüm kaslarda, NKB ye göre daha fazla aktivasyon görülmektedir. Bu, beklenen bir durumdur. Zira, kürek boyu

uzadıkça kürekteki moment artacak ve dolayısıyla bu momenti dengelemek için kassal aktivasyon artacaktır. Bu moment artışının hem kürek suda iken hem de havada iken tesir etmesi beklenmektedir. Kürek suda iken, aynı kuvvet uygulansa dahi, daha uzun olan kürek boyu nedeniyle pala pivot noktası kuvvetin uygulandığı eklemden (büyük oranda kalça, omuz ve dirsek eklemleri) daha uzakta olacağından moment artacaktır. Benzer şekilde kürek havada iken (toparlanma fazı ve giriş fazı başı), daha uzun olan kürek nedeniyle hem kürek daha ağır olacak hem de kürek ağırlık merkezi omuz ekleminde daha uzakta olacağı için daha fazla moment oluşacaktır.

Her bir kastaki artış oranının farklı olmasının nedeni tamamen, kürek çekiş hareketinin mekaniğinden kaynaklanmaktadır. Plagenhoef (1979, s. 448) tarafından da önerildiği üzere, durgunsu kayak kürek çekişi her iki kolun da eş zamanlı çalıştığı bir harekettir. Ancak, bölüm 2.1.4'te de değinildiği üzere, alt taraftaki kol (kürek çekiş tarafı) çekiş hareketi, üst taraftaki kol (diğer taraf) ise itiş hareketi yapmaktadır. Bölüm 2.1.5.2.2'de değinildiği üzere giriş fazının olabildiğince kısa (kürek hareket mesafesi cinsinden), çekiş fazının ise olabildiğince uzun olması beklenmektedir. Bunun nedeni, bu fazda kürek pala yüzeyinin suya dik konumda olması ve bu konumda iken maksimum itiş kuvveti üretebilecek mekaniğin mevcut olmasıdır. Giriş fazının kısa tutulup, çekiş fazının uzun tutulabilmesi için; kürek rotasyonunda, giriş fazında alçak bir pivot nokta, çekiş fazında ise yüksek bir pivot nokta gerekmektedir (Bkz. Şekil 2.9.). Giriş fazında, pivot noktanın aşağıda (suya yakın) tutulabilmesi için harekette, üst elin itiş hareketinin alt elin çekiş hareketine göre daha baskın olması beklenmektedir. Bunun içinde hareketin, bu fazında PM kasında daha fazla aktivasyon oluşmaktadır. Çekiş fazında ise, pivot noktayı yukarıda tutabilmek maksadıyla, alt kolun çekiş hareketinin baskınlığı söz konusudur. Dolayısıyla bu fazda LD kasının daha aktif olması beklenmektedir. Şekil 4.6'da kürek çekiş hareketindeki eş zamanlı çekiş ve itiş hareketleri gösterilmektedir. Şekilde, yukarıdaki rakamlar üst kolun hareketini, alt taraftaki rakamlar ise kürek çekiş tarafındaki kolun hareketini göstermektedir. Burada 1,2,3 ve 4 numaraları sırası ile giriş, çekiş, çıkış ve toparlanma fazlarının başlangıcını göstermektedir. Şekilden de görüleceği üzere, en etkin itki kuvvetinin sağlanabilmesi için, en uzun hareket çekiş fazında gerçekleştirilmelidir. Yine şekilden, çekiş fazındaki esnasında, üst koldaki itiş hareketinin oldukça kısıtlı olduğu görülmektedir.

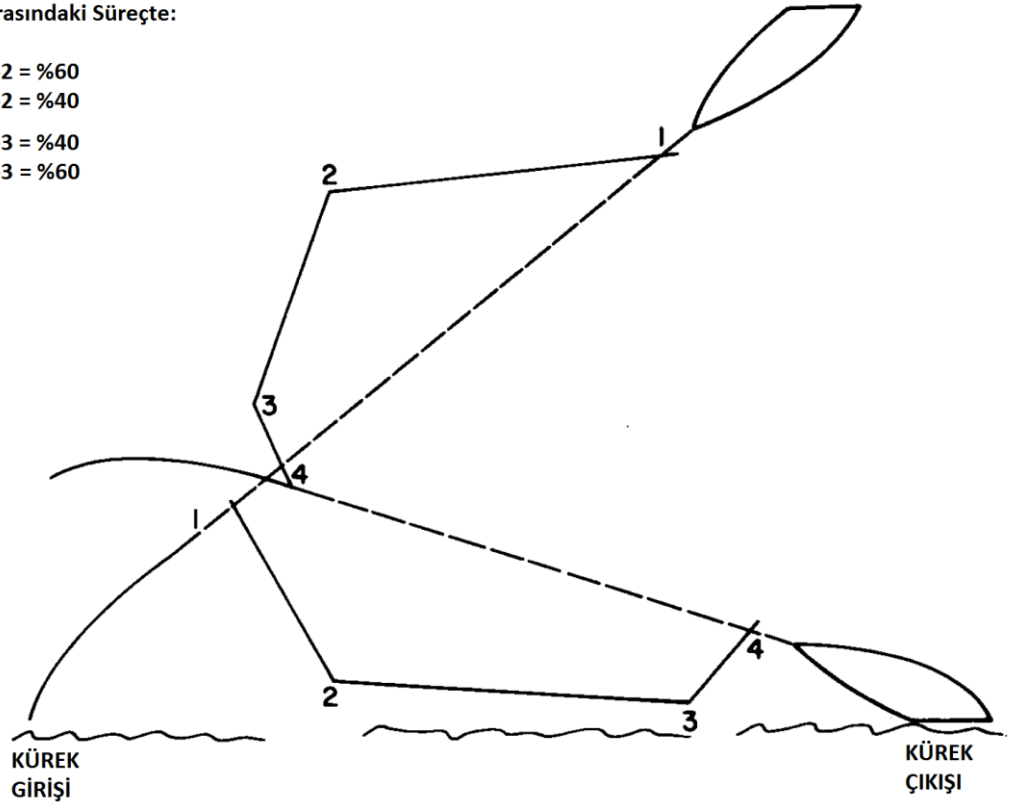
1 ve 3 Arasındaki Süreçte:

İTİŞ 1-2 = %60

ÇEKİŞ 1-2 = %40

İTİŞ 2-3 = %40

ÇEKİŞ 2-3 = %60



Şekil 4.6. Eş zamanlı çekiş ve itiş hareketinin fazlara göre katılım oranı

Kaynak: Plagenhoef, 1979, s. 454

Kısa kürek kullanımında PM hariç tüm kasların aktivasyonunda azalma gözlemlenmiştir. Ancak kassal aktivasyondaki azalma oranları, UKB kullarımdaki artma oranları ile araştırılan kasların tümünde benzerlik göstermemektedir. Bu sebeplerden yola çıkarak, kısa kürek kullanımında hareketin mekaniğinde değişimler olduğu söylenebilir. Bu değişimlerin, değişen kürek boyu nedeniyle fazların uzunluklarının değişiminden kaynaklandığı düşünülmektedir. Böylelikle, eş zamanlı gerçekleştirilen itiş ve çekiş hareketlerinin orantısal değişimleri meydana gelmiştir.

UKB kullanımında LD kasında, hem KKB hem NKB kassal aktivasyonuna göre anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p < 0,001$). Bu fark Dunnet post hoc testi ile doğrulanmıştır. Kayak kürek çekiş hareketinde LD'nin antagonisti olan PM kası verilerinde ise anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p = 0,118$). Bu verilerden yola çıkarak, UKB kullanımında çekiş fazının daha efektif kullanıldığı çıkarımı yapılabilir. Ancak, her ne kadar istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiş olsa da Görsel 4.1'den görüldüğü üzere PM kasında da bir aktivasyon artışı gözlemlenmektedir. Dolayısıyla, PM

kasının daha baskın kullanıldığı giriş fazının da uzun kürek boyundan etkilendiği söylenebilir. Hareketin icrasında temel kaslar olan PM ve LD aktivasyonu değerlendirildiğinde, UKB kullanımında hareketin mekaniğinin çok fazla etkilenmediği söylenebilir. KKB kullanımında ise LD aktivasyonundaki azalmaya karşın, PM aktivasyonundaki artış hareketin mekaniğinin değişmiş olabileceğinin güçlü bir göstergesidir. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde, giriş fazının daha uzun sürdüğü, çekiş fazının ise nispeten kısaldığı düşünülmektedir. Kürek boyu kısalmış olsa da, hareketin icrasındaki eklem açılarında sporcuların alışık oldukları kinematiği sürdürdükleri düşünülmektedir. Özellikle üst kol ve alt koldaki omuz ve dirsek açılarının, değişen kürek boyunda dahi normal kürek boyuna göre değiştirilmediği göz önünde bulundurulduğunda, KKB kullanımında pivot noktanın nispeten aşağı kaydığı değerlendirilmektedir. Bunun sonucunda ise hareket, itiş baskın hale gelmiştir. PM kasındaki aktivasyon artışı da bunu destekler niteliktedir. İtiş baskın kürek çekiş hareketi, çekiş fazının daha kısa olacağından dolayı en uygun mekaniğin sağlanabilmesi açısından istenilen bir durum değildir (Mann ve Kearney, 1980, s.185; Nolan ve Bates, 1982, s.50; Plagenhoef, 1979, s. 451).

Deltoid grubu kaslardan olan AD aktivasyonunda UKB ve KKB arasında anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,008$). Ancak, AD'nin antagonisti olan PD aktivasyonunda farklı kürek boyları arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Küreğin havada olduğu toparlanma fazında ve giriş fazı başında, UKB de omuz ekleminde artan moment dolayısıyla daha fazla aktivasyon gözlemlenmiştir. Benzer şekilde KKB de azalan AD aktivasyonu da bunu destekler niteliktedir. Özellikle, toparlanma fazının başında küreğin havada suya paralel olduğu noktada, maksimum omuz ekstansiyonu görülmekte ve omuzdaki moment neredeyse tamamen AD kası ile dengelenmektedir. Dolayısıyla, kürek boyu değişimi bu esnada doğrudan AD kası üzerinde gözlemlenmektedir.

Araştırmaya dahil edilen gövde kaslarından, RA' da KKB kullanımında, hem NKB hem de UKB sonuçlarına göre anlamlı bir tespit edilmiştir. Bu fark, Dunnet post hoc karşılaştırması ile de doğrulanmıştır. RA kasının, kürek çekiş hareketinin tüm fazları boyunca aktif olduğu bilinmektedir. Ancak, özellikle maksimum itiş kuvvetinin oluşturulduğu çekiş fazında, RA aktivasyonu daha yüksektir. UKB ve KKB kullanımlarında, sırası ile moment artış ve düşüş gösterdiğinden, üst ektremite kaslarına paralel olarak gövde kaslarının aktivasyonunda değişiklik beklenmektedir. RA kasının aktivasyonu, moment değişimine paralel olarak UKB ve KKB kullanımında, sırası ile

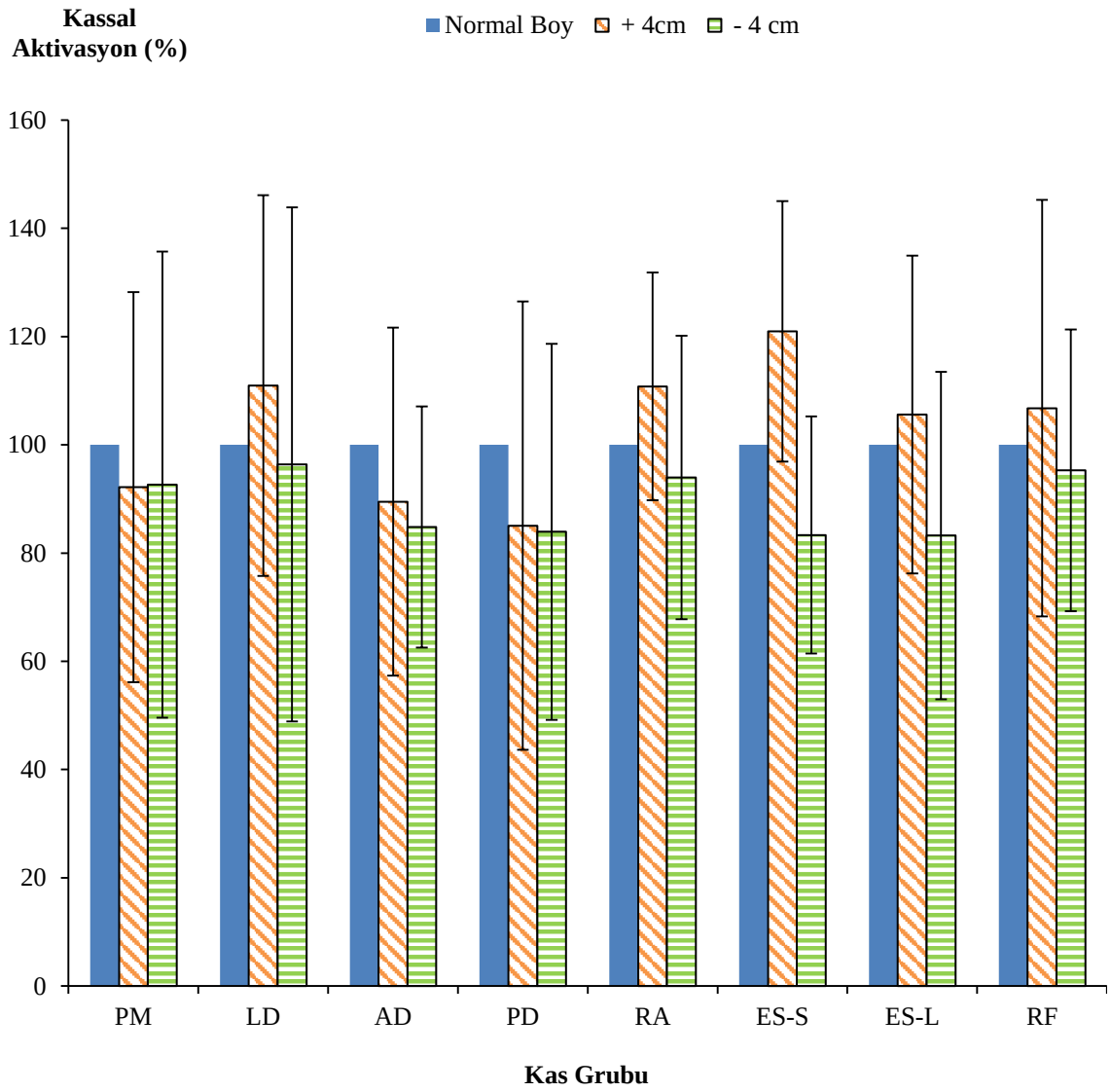
artış ve düşüş göstermiştir. Bu bulgular, kürek boyu değişiminin abdominal bölgedeki kasların aktivasyonunda beklenen etkiyi yarattığını göstermektedir.

Gövde stabilizasyonunda birbirlerinin sinerjisti ve gövde rotasyonunda birbirlerinin antagonisti olarak görev yapan ES-S ile ES-L kaslarında da bir diğer gövde kası olan RA aktivasyonuna benzer sonuçlar elde edilmiştir. Görsel 4.1' den de görüleceği üzere, kürek boyu değişimi ile oluşan moment değişimini dengeleyici nitelikte aktivasyon değişimleri oluşmuştur. Her iki kas grubunda da UKB ve KKB kullanımlarında sırası ile aktivasyon artması ve azalması meydana gelmiştir. Anova testi sonuçlarına göre, ES-S aktivasyonunda, UKB ve KKB arasında anlamlı fark tespit edilmiştir ($p<0,039$). Ancak, ES-L aktivasyonunda farklı kürek boyları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Durgunsu kayak kürek çekiş hareketi esnasında, pedal hareketinde hem kalça fleksiyonu hem de diz ekstansiyonunda aktif olan RF, çalışmaya dahil edilen tek alt ekstremité kasıdır. Diğer kas gruplarında gözlemlenen sonuçlara paralel olarak, UKB kullanımında normal kürek boyuna göre daha fazla RF aktivasyonun görülmektedir. Ancak, KKB kullanımında, RF aktivasyonunda çok küçük bir azalma meydana gelmiştir. Bu bulgu, kısa kürek kullanımında pivot noktanın yer değiştirmesinden kaynaklı, alt ekstremité kinematiğinin de etkilenmiş olabileceğini göstermektedir. Ancak, ANOVA testi, farklı kürek boyları için RF aktivasyonu karşılaştırmasında anlamlı bir fark vermemiştir.

4.2.2. PEMG aktivasyonu

Diğer bir veri analiz yöntemi olan PEMG ile de her bir EMG sinyalinin maksimum genlik değeri belirlenmiştir. PEMG verisi anlık bilgi verdiğinden, kürek çekiş hareketinin tamamı boyunca gerçekleşen kassal aktivasyon hakkında oldukça kısıtlı bilgi vermektedir. Bunun sebebi kassal aktivasyondaki maksimum genlik değerinin, hareketin tümü boyunca değil, anlık olarak oluşan piklerden kaynaklanmasıdır. Bu pikler hareket artifaktı gibi etmenlerden dolayı da artış gösterebilmektedir. Bu çalışmada OEMG verileri öncelikli değerlendirme kriteri, PEMG verileri ise destekleyici veri olarak kabul edilmiştir. Örneklem grubunu kapsamında ($n=9$), PEMG verilerinin grup ortalamaları Grafik 4.2.'de gösterilmiştir.



Görsel 4.2. Kürek boyu değişimine göre örneklem grubu PEMG ortalamaları

Kürek boyu değişimini kapsamında PEMG verilerine göre gerçekleştirilen ANOVA testi ve post hoc Dunnet testi neticesinde elde edilen veriler Tablo 4.2.'de gösterilmiştir. PEMG ile elde edilen farklı kürek boyu verileri karşılaştırıldığında, OEMG karşılaştırmasında elde edilen istatistiksel anlamlı farklar ortaya çıkmamıştır.

Tablo 4.2. Kürek boyu değişimi için PEMG verilerinin grup ortalamaları ve istatistiksel karşılaştırmaları

		Ortalama	Standart Sapma	Anova Testi				Dunnet Post Hoc
				%95 Güven Aralığı		p	F	Fark
PM	Normal	100	-	76,3	123,7			
	Uzun	92,2	36,1	68,5	115,8	0,865	0,15	
	Kısa	92,6	431,0	69	116,3			
LD	Normal	100	-	75,1	124,9			
	Uzun	110,9	35,2	86,1	135,9	0,678	0,39	
	Kısa	96,4	47,5	71,5	121,3			
AD	Normal	100	-	83,5	116,5			
	Uzun	89,5	32,1	73	106	0,402	0,95	
	Kısa	84,8	22,3	68,34	101,3			
PD	Normal	100	-	77,2	122,8			
	Uzun	85,1	41,4	62,3	107,8	0,525	0,66	
	Kısa	83,9	34,7	61,2	106,7			
RA	Normal	100	-	85,8	114,2			
	Uzun	110,8	21,0	96,6	125	0,234	1,54	
	Kısa	94	26,2	79,8	108,1			
ES-S	Normal	100	-	86,3	113,7			
	Uzun	121	24,1	107,3	134,7	0,002	8,06	* (KKB)
	Kısa	83,3	21,2	69,6	97			* (UKB)
ES-L	Normal	100	-	82,2	117,8			
	Uzun	105,6	29,4	87,8	123,4	0,182	1,83	
	Kısa	83,2	30,3	65,5	101			
RF	Normal	100	-	80,4	119,6			
	Uzun	106,8	38,5	87,2	126,3	0,693	0,37	
	Kısa	95,3	26,0	75,7	114,8			

*ANOVA testi neticesinde tespit edilen anlamlı farklılıklar ve karşılaştırmada fark tespit edilen kürek boyu

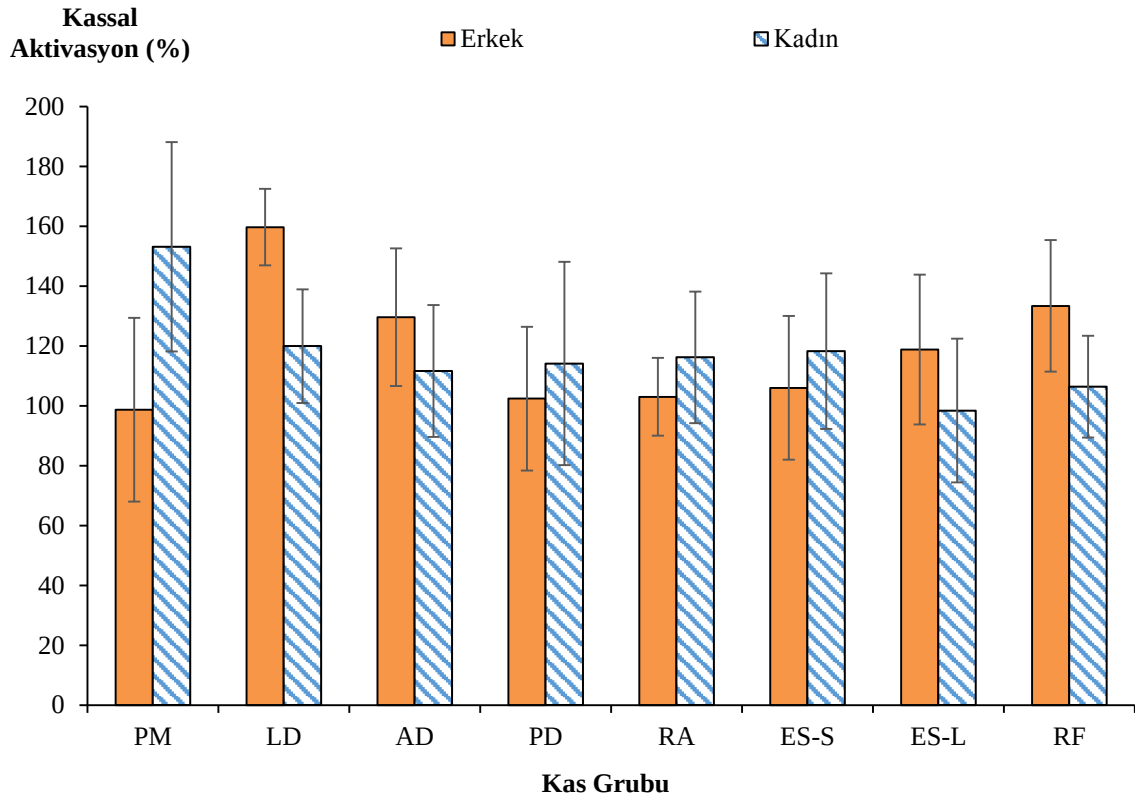
Üst ekstremitte kaslarından LD kasının grup ortalamasının, UKB’de %110 değerinde olduğu görülmektedir. Ancak gerçekleştirilen ANOVA testi, LD PEMG aktivasyonunda anlamlı bir fark vermemiştir ($p=0,678$). Deltoid grubu kasların PEMG aktivasyonu değerlendirildiğinde, büyük bir değişim gözlemlenmemiştir. AD ve PD kaslarının grup ortalamalarının, hem UKB’de hem de KKB’de NKB’ye göre daha

düşük olduğu sonucu ortaya çıkmıştır (AD, %89,5 - %84,82; PD, %85,07 - %83,93). Ancak, hem AD hem de PD kürek boyu karşılaştırmalarında istatistiksel bir fark ortaya çıkmamıştır ($p=0,402$, $p=0,525$). Üst ekstremité kaslarının tümü değerlendirildiğinde, PEMG aktivasyon örüntülerinin kürek boyu değişiminden önemli derecede etkilenmediği sonucuna ulaşılmaktadır.

Araştırmaya dahil edilen gövde grubu kasların hepsinde, UKB'de daha yüksek PEMG, KKB'de daha düşük PEMG aktivasyonu oluşmuştur. ANOVA testi neticesinde, RA ve ES-L PEMG aktivasyonlarında değişen kürek boyları için anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır ($p=0,234$, $p=0,118$). Ancak, ES-S kasının PEMG aktivasyonunda anlamlı istatistiksel bir fark gözlemlenmiştir ($p<0,005$). Alt ekstremité kaslarından olan RF kasının PEMG aktivasyonunda da anlamlı bir fark oluşmamıştır. Bu bulgular, gövde ve alt ekstremité kaslarının PEMG aktivasyon örüntülerinin, kürek boyu değişiminden, üst ekstremité kaslarına göre daha fazla etkilendiğini göstermektedir.

4.2.3. Cinsiyetler arası karşılaştırma

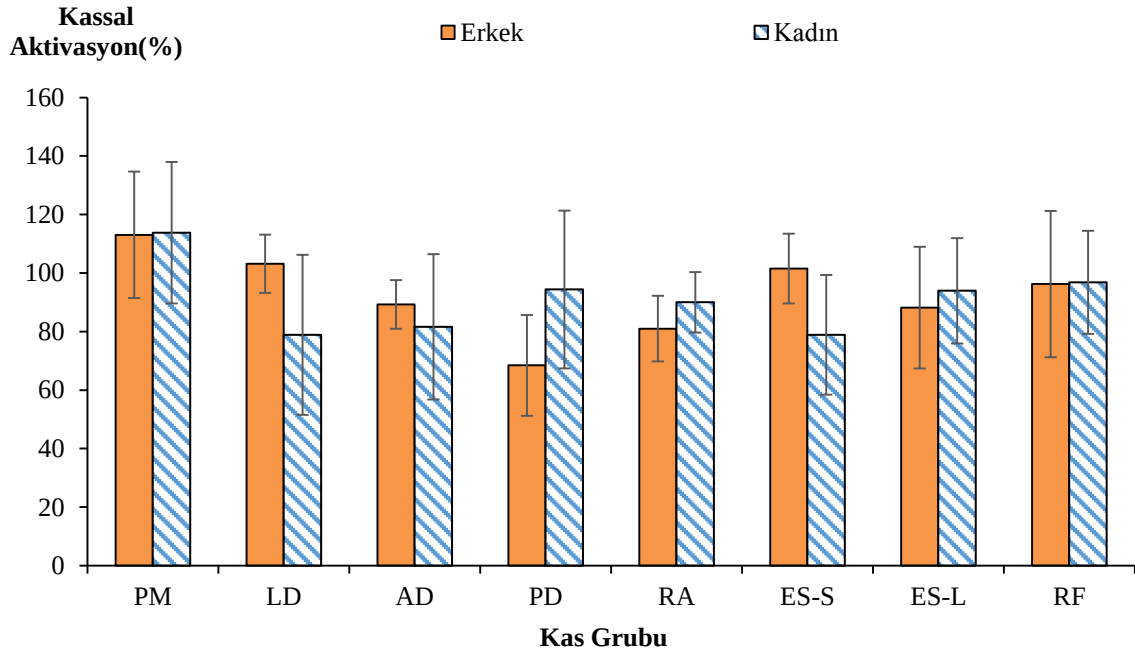
Erkek ve kadın kayak sporcuların yapısal farklarından dolayı, kürek çekiş teknikleri arasında bazı kinematik farklılıklar olabilmektedir. Bu kinematik farkların, kassal aktivasyonda farklı örüntülere neden olabileceği düşünülmektedir. Bu nedenle erkek ve kadın sporcuların, değişen kürek boyuna verdikleri kassal aktivasyon cevapları karşılaştırılmıştır. UKB ve KKB kullanımında, kadın ve erkek sporcuların cinsiyet içi ortalamaları alınarak hesaplanmış OEMG verileri Görsel 4.3. ve Görsel 4.4.'te verilmiştir.



Görsel 4.3. Cinsiyet farkına göre UKB için OEMG aktivasyonları

Görsel 4.3.'ten de görüleceği üzere UKB kullanımında kadın ve erkek sporcular arasında önemli OEMG aktivasyonu farkları ortaya çıkmıştır. UKB kullanımında, artan kürek boyu nedeni ile omuz eklemi üzerinde daha fazla moment oluşmaktadır. Bu momentin kürek çekiş hareketinin büyük bir kısmına kuvvet üretimi yapan, LD ve PM tarafından karşılanması beklenmektedir. Bu duruma kadın sporcular, PM aktivasyonu artışı ile yanıt verirken, erkek sporcular LD aktivasyonu artışı ile yanıt vermişlerdir. Kürek çekiş hareketinin etkin bir şekilde gerçekleştirilmesi için, yüksek PM aktivasyonunun, giriş fazı ile sınırlı olup, çekiş fazında daha baslın LD aktivasyonu olması gerekmektedir. Buradan, kadın sporcuların uzun kürek boyu artışından kaynaklanan moment artışını, giriş fazını attırarak ya da çekiş fazını kısaltarak dengeledikleri çıkarımı yapılabilir. Erkek sporcularda ise artan LD aktivasyonu artışı, moment farkının, çekiş fazındaki kassal aktivasyon artışı ile gerçekleştirildiğini göstermektedir. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde, erkek sporcuların UKB kullanıma verdikleri nöromekanik yanıtların, kayak mekaniği açısından daha verimli olabileceği sonucuna varılmıştır.

Görsel 4.4.'te KKB kullanımında, kadın ve erkek sporcuların OEMG karşılaştırması yapılmıştır. Bu durumda, cinsiyet farkından dolayı oluşan kassal aktivasyon farkı, UKB kullanımında oluşana göre daha azdır. Hem erkek hem de kadın sporcularda, PM aktivasyonunun artması, kısalan kürek boyu nedeniyle pivot noktanın daha aşağıya kaymasından kaynaklanmaktadır. Ancak, bu durumda LD aktivasyonunun da azalması beklenmektedir. Kadın sporcularda LD aktivasyonu azalmıştır. Ancak erkek sporcularda NKB ye göre daha fazla kassal aktivasyon görülmektedir. Bu durum değerlendirildiğinde, kadın sporcuların KKB kullanımında daha efektif nöromekanik yanıtlar verdiği görülmektedir.



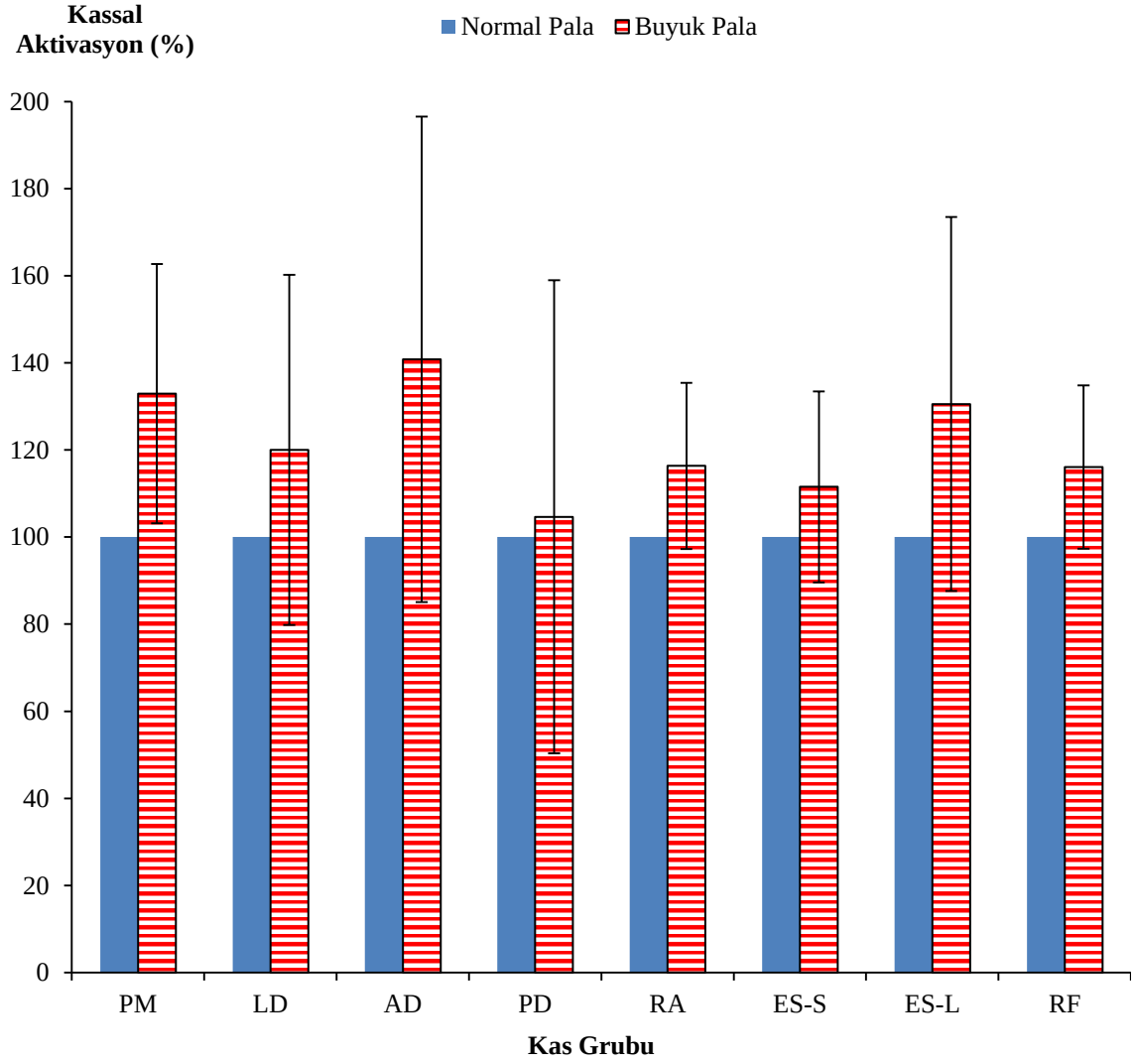
Görsel 4.4 Cinsiyet farkına göre KKB için OEMG aktivasyonları

4.3. Kürek Palası Alanı Değişimi

Araştırmada 2 farklı kürek palası yüzey alanı için kassal aktivasyon verileri kaydedilmiştir; NPA ve NPA' dan 10 cm² daha büyük pala alanı olan BPA. Elde edilen kassal aktivasyon verileri neticesinde, her bir sporcu ve kas OEMG ve PEMG hesaplanmıştır.

4.3.1. OEMG aktivasyonu

Örneklem grubunu kapsamında (n=9), tüm kas grupları için OEMG verilerinin grup ortalamaları Görsel 4.5.'te verilmiştir.



Görsel 4.5. Kürek palası alanına göre örneklem grubu OEMG ortalamaları

Kürek palası alanı değişimi kapsamında, OEMG kassal aktivasyon sonuçları ile gerçekleştirilen 2-örnek t testinden elde edilen istatistiksel çıkarımlar Tablo 4.3.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Kürek palası alanı değişimi için OEMG verilerinin grup ortalamaları ve istatistiksel karşılaştırmaları

		Ortalama	Standart Sapma	2-Örnek t testi		
				%95 Güven Aralığı	p Değeri	Fark
PM	Normal	100	-			
	Büyük	132,9	29,7	113,4	152,4	0,007 *
LD	Normal	100	-			
	Büyük	120	40,2	95,5	146,4	0,1
AD	Normal	100	-			
	Büyük	140,7	55,7	104,1	177,4	0,036 *
PD	Normal	100	-			
	Büyük	104,6	54,3	68,9	140,3	0,408
RA	Normal	100	-			
	Büyük	116,3	19,1	103,8	128,9	0,021 *
ES-S	Normal	100	-			
	Büyük	111,5	21,9	97,1	125,9	0,088
ES-L	Normal	100	-			
	Büyük	130,54	42,9	102,3	158,8	0,04 *
RF	Normal	100	-			
	Büyük	116,1	18,7	103,8	128,4	0,021 *

*2-örnek t testi karşılaştırması ile belirlenen anlamlı farklar

Farklı yüzey alanı olan kürek palaları kullanılarak elde edilen veriler karşılaştırıldığında, araştırılan tüm kasların ortalama sinyal büyüklüğünün BPA için daha fazla olduğu görülmüştür. Bu beklenen bir durumdur. Ancak, tüm kaslarda anlamlı istatistiksel farklar tespit edilmemiştir. Büyük pala alanında, NPA ile karşılaştırıldığında, en büyük kassal aktivasyon (OEMG) AD kasında gözlemlenirken, en düşük aktivasyon ise PD kasında gözlemlenmiştir. Yine AD ve PD sonuçlarına bakıldığında, en geniş güven aralığının bu kaslarda olduğu gözlemlenmektedir.

Deltoid grubu kaslardan AD, BPA kullanımında oldukça büyük bir OEMG sinyali üretmiş (%140,7) ve bu aktivasyondan anlamlı fark çıkarımı yapılmıştır ($p < 0,05$). AD kasının antagonisti olarak görev yapan PD kasındaki OEMG aktivasyon artışının daha düşük olduğu gözlemlenmiş (%104,6) ve bu artıştan anlamlı fark çıkarımı yapılmamıştır. AD aktivasyonundaki artışın, araştırılan diğer kas gruplarından fazla olmasının nedeni, bu kasın toparlanma fazında da aktif olarak devrede olmasıdır. Artan pala alanı beraber

kürek su içerisinde iken daha fazla direnç uygulanacak ve kuvvet artacaktır. Bunun neticesinde araştırılan tüm kaslarda aktivasyon artmıştır. Ancak, toparlanma fazında, özellikle de kürek suya paralel olarak ileri uzatıldığı omuz fleksiyonu esnasında, artan kürek palası yüzey alanı, kürek ağırlığını da arttıracaktır. Bunun sonucunda da omuz eklemine binen moment artacak ve bu momenti karşılamak için AD kası daha fazla kasılacaktır.

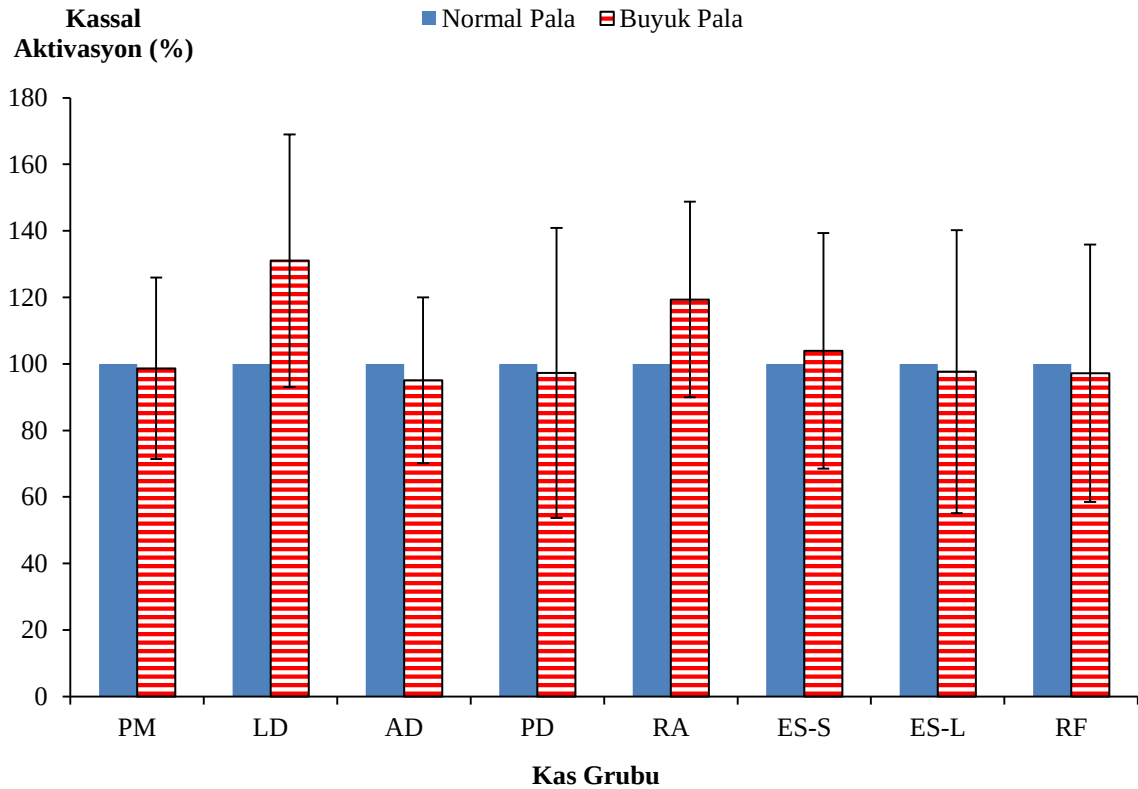
Üst ekstremité kaslarından olan PM'de BPA kullanımında anlamlı bir fark gözlemlenmiştir (%132,9 aktivasyon, $p<0,01$). PM'nin antagonisti olan LD'de ise anlamlı bir fark tespit edilmese de büyük bir OEMG aktivasyonu gözlemlenmiştir (%120, $p=0,1$). Her ne kadar, LD aktivasyonunda bir artış gözlemlense de PM aktivasyonu daha fazla artmıştır. Aslında, kürek çekiş hareketinde en etkin faz olması beklenen çekiş fazında LD kasının daha aktif olmasından dolayı, bu kasın aktivasyonunda daha fazla artış olması beklenen bir durum olabilir. Bu durum kürek üzerinde hiç yük yok iken, giriş fazındaki ani kuvvet artışı ile kürek kuvvetinde kararlı hale geçiş ile açıklanabilir. Giriş fazı başında kürek kuvvetinin teorik olarak 0 N olduğu, çekiş fazının ilk çeyreğinde ise bu kuvvetin yaklaşık 200 N değerine ulaştığı, sonrasında bu kuvvetin bir süre daha 200 N civarında seyredip, çekiş fazının ortalarından itibaren azalmaya başladığı bilinmektedir (Aitken ve Neal, 1992, s.171). Küreğin maksimum kuvvet değerine ulaşması için geçen ortalama 200 ms.'lik sürenin büyük bir çoğunluğu giriş fazında gerçekleşmektedir. Önceki bölümde de tartışıldığı üzere, giriş fazında sagittal kürek rotasyon düzlemindeki pivot nokta daha aşağıda olduğundan, PM dominant bir aktivasyon örüntüsü söz konusudur. Bu nedenle, BPA kullanımında PM aktivasyon artışının, LD aktivasyon artışından daha fazla olduğu düşünülmektedir.

Gövde de yer alan da her üç kasta da BPA da daha fazla OEMG aktivasyonu gözlemlenmiştir (RA %116, ES-S %111, ES-L %130). Gövde stabilizasyonunda sinerjist olarak çalışan RA ve ES-L kaslarında, BPA için anlamlı farklar gözlemlenmiştir ($p<0,05$). Sağ ES aktivasyonunda ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir ($p>0,05$).

Giriş fazından başlayarak, çekiş ve çıkış fazlarında da harekete dahil olan RF kası aktivasyonu kapsamında ise anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır ($p<0,05$). Ancak, Görsel 4.5'te görüldüğü üzere, kassal aktivasyonda artış söz konusudur (%116).

4.3.2. PEMG aktivasyonu

Araştırmanın diğer veri analiz yöntemi olan PEMG ile de her bir kas ve kürek palası için alınan EMG sinyal setlerinin maksimum genlik değerleri belirlenmiştir. Kürek palası değişiminin kassal aktivasyona olan etkilerinin incelenmesi kapsamında; PEMG verisi, sinyal üzerinden anlık değerler alınarak elde edildiğinden, hareket örüntüsünün tümü boyunca gerçekleşen kassal aktivasyon hakkında oldukça kısıtlı bilgi vermektedir. Bu nedenle kürek palası değişimi analizinde de, OEMG verileri öncelikli olmak üzere, PEMG verileri destekleyici olarak kullanılmıştır. Araştırmaya katılan örneklem grubunu kapsamında (n=9), PEMG verilerinin grup ortalamaları Görsel 4.6'da gösterilmiştir.



Görsel 4.6. Kürek palası alanına göre örneklem grubu PEMG ortalamaları

Kürek palası alanı değişimi kapsamında PEMG verilerine göre gerçekleştirilen 2-örnek t testi ile elde edilen istatistiksel çıkarımlar Tablo 4.4. te gösterilmiştir. PEMG ile elde edilen NPA ve BPA verileri karşılaştırmasında, OEMG karşılaştırmasında elde edilen istatistiksel anlamlı farklar görülmemiştir. Kayak kürek çekiş hareketinde itiş segmenti görevini yerine getiren PM kası BPA PEMG aktivasyonu ortalamasının NPA aktivasyonuna çok yakın olduğu görülmektedir ve anlamlı istatistiksel bir fark tespit

edilmemiştir (%98, $p>0,5$). Kayak kürek çekiş hareketinde itiş segmenti olarak görev alan LD kasının grup ortalamasından, BPA-NPA arasında anlamlı fark çıkarımı yapılmıştır ($p<0,05$). Ayrıca LD, pala alanı karşılaştırmasında PEMG aktivasyonu kapsamında, araştırılan kaslar arasında en yüksek değere ulaşmıştır (%130). Bu durumun, kürek çekiş esnasında maksimum kürek kuvvetinin çekiş fazı başlarında olduğundan kaynaklandığı düşünülmektedir. Çekiş fazında en aktif kasın LD olduğu düşünüldüğünde, PEMG aktivasyonunun bu kasta görülmesi beklenen bir durumdur.

Tablo 4.4. Kürek palası alanı değişimi için OEMG verilerinin grup ortalamaları ve istatistiksel karşılaştırmaları

		Ortalama	Standart Sapma	2-Örnek t testi			Fark
				%95 Güven Aralığı		p Değeri	
PM	Normal	100	-			0,533	
	Büyük	98,7	27,3	75,5	120,8		
LD	Normal	100	-			0,025	*
	Büyük	131	37,9	106,7	155,9		
AD	Normal	100	-			0,594	
	Büyük	95,11	24,9	74,8	115,4		
PD	Normal	100	-			0,863	
	Büyük	97,3	43,6	61,7	132,8		
RA	Normal	100	-			0,05	*
	Büyük	119,6	29,4	100,1	138,6		
ES-S	Normal	100	-			0,381	
	Büyük	103,9	35,4	80,6	127,7		
ES-L	Normal	100	-			0,881	
	Büyük	97,9	42,5	69,7	125,6		
RF	Normal	100	-			0,841	
	Büyük	91,1	38,7	71,7	122,6		

*2-örnek t testi karşılaştırması ile belirlenen anlamlı farklar

Deltoid grubu kasların PEMG aktivasyon grup ortalamaları NPA aktivasyonuna oldukça yakındır (AD %95, PD %97). Antagonist olarak görev alan bu iki kas aktivasyonunda da anlamlı bir fark çıkarımı yapılmamıştır ($p>0,5$). BPA kapsamında gerçekleştirilen OEMG analizindeki yüksek AD aktivasyonunun, burada görülmemesinin nedeni pala nedeniyle artan kürek ağırlığının çok fazla olmaması olarak açıklanabilir. AD aktivasyonunun en aktif şekilde, toparlanma fazında omuz fleksiyonu sırasında, gerçekleştiği bilinmektedir. Pala alanı büyümesi nedeniyle artan kürek ağırlığı artışı, çok fazla olmadığından, AD aktivasyonu PEMG değerinde önemli bir fark oluşmamıştır.

Gövde kaslarından, yalnızca RA'nın aktivasyonunda NPA'ya oranla yüksek bir oran görülmüştür (%119, $p<0,05$). Bu durum, LD aktivasyonuna benzer şekilde açıklanabilir. Kürek kuvvetinin maksimum olduğu çekiş fazında, artan kuvvet ve moment dolayısıyla gövde kaslarından olan RA da daha fazla PEMG aktivasyonu gözlemlenmiştir. Alt ekstremité üyesi olan RF'de ise anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p>0,8$).

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu araştırmada, olimpiik durgunsu kayak sporunda kürek boyu ve kürek palası alanı parametrelerindeki değışimlerin, kassal aktivasyon üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Araştırmanın yola çıkış problemi, bu parametrelerin belirlenmesinde herhangi bir standart, düzenleme yada bu parametreleri birey bazında belirlemek üzere gerçekleştirilmiş bilimsel bir çalışma olmamasıdır. Bunun için uluslararası düzeydeki kayak sporcularının, bu parametrelerin değışimlerine verdikleri kassal aktivasyon yanıtları, su üzerinde gerçekleştirilen EMG ölçümleri ile kaydedilmiştir. Her katılımcıdan, toplamda dört farklı kürek konfigürasyonunda, sekiz farklı kastan EMG verisi alınmıştır. Elde edilen EMG verileri, sporcunun kullandığı normal kürek boyu ve palasına göre normalize edilmiş ve ardından ortalama EMG ve pik EMG analizleri ile değerlendirilmiştir.

Kürek boyunun normalde kullanılan kürek boyuna göre uzun yada kısa olması durumunda hem alt ekstremite hem de üst ekstremite kassal aktivasyon örüntülerinde anlamlı farklar meydana gelmiştir. Beklenildiği üzere, uzun kürek kullanımında bu farklar kassal aktivasyonda artış yönündedir. Zira artan kürek boyu ile beraber, hem suda kürek çekiş esnasında kürek momenti ve dolayısıyla itiş kuvveti artacak, hem de hava hareketlerinde bir miktar eklem momenti artacaktır. Ancak, kısa kürek kullanımında ise kürek momenti azalacak ve dolayısıyla eklem üzerine uygulanan yük azalacaktır. Bunun sonucunda ise harekete dahil olan kasların aktivasyonunda azalma beklenmektedir. Ancak kassal aktivasyon sonuçları bu şekilde sonuç vermemiştir. Kısa kürek kullanımında, hareketin icrasında birinci derecede aktif olan PM kasının aktivasyonundaki artış, kısa kürek kullanımı ile hareketin mekaniğinde bir takım değışimler olduğunu işaret etmektedir. Bu durum şöyle yorumlanmıştır. Sporcular, alışageldikleri kayak tekniğindeki eklem açılarını değıştirmeseler idi, azalan momentten dolayı kassal aktivasyon azalacaktı. Ancak, sporcular kısalan kürek boyuna adapte olabilmek için kürek palalarını tamamen suya gömme yoluna gitmiştir. Bu tepki, tecrübeli sporcuların optimum hızda gitmesi için uygulaması gereken bir yoldur. Bu tepkinin sonucunda da kürek pivot noktası daha aşağı kaymış ve sporcun kendi hareket eklem açılarının dışına çıkmıştır. Böylelikle ve hareketin rutin kinematiği bozulmuştur.

Değışin kürek boyuna verilen kassal aktivasyon yanıtları karşılaştırıldığında, kadın ve erkek sporcular arasında da anlamlı farklar olduğu tespit edilmiştir. Kadın sporcular, uzun kürek boyuna PM aktivasyonu artışı ile yanıt verirken, erkek sporcular LD

aktivasyonu artışı ile yanıt vermişlerdir. Buradan, kadın sporcuların uzun kürek boyu artışından kaynaklanan moment artışını, giriş fazını attırarak ya da çekiş fazını kısaltarak dengeledikleri sonucuna ulaşılmıştır. Erkek sporcularda ise artan LD aktivasyonu artışı, moment farkının, çekiş fazındaki kassal aktivasyon artışı ile karşılandığını göstermektedir. Optimum kayak hızına ulaşmak için aktivasyon artışının çekiş fazında zirveye değere çıkması gerektiği değerlendirildiğinde, erkek sporcuların UKB kullanıma verdikleri nöromekanik yanıtların, kayak mekaniği açısından daha verimli olabileceği sonucuna varılmıştır.

Kısa kürek boyu kullanımındaki kassal aktivasyon yanıtları kapsamında, kadın sporcular ve erkek sporcular arasındaki fark daha azdır. Hareketin kinematiğindeki değişmeden dolayı hem kadın hem de erkek sporcular, kısa kürek boyuna artan PD aktivasyonu ile yanıt vermişlerdir. Kadın sporcularda azalan LD aktivasyonu görülürken, bu durum erkek sporcularda tam tersidir. Buradan, kadın sporcuların kısa kürek kullanımına, erkek sporculara göre daha verimli nöromekanik yanıtlar verdiği sonucuna ulaşılmıştır.

Kürek pala alanı değişimi de hareketin mekaniğinde bir değişim yaratmıştır. Kürek pala alanı artması ile küreğin uç noktasındaki direnç artacak ve dolayısıyla kürek momenti artış gösterecektir. Bunun neticesinde de hareketin icrasında kullanılan kaslara uygulanan yük artacaktır. Kürek palası alanı artışına, beklenildiği üzere, araştırılan tüm kasların aktivasyonunda artış ile yanıt verilmiştir. Kassal aktivasyon kapsamında en fazla artış gösteren kas AD'dir (%140,7). Bu durumun sebebi şu şekilde açıklanabilir. Artan pala alanı ile birlikte, AD üzerindeki yük, sadece kürek suda iken değil, hava hareketinde ve küreğin omuz üzerinde maksimum moment yarattığı toparlanma fazında iken de artış göstermiştir.

Büyük kürek palası alanı kullanımında, PM aktivasyonu da artarak (%132,9) anlamlı fark ($p < 0,01$) göstermiştir. Ancak, PM ile beraber hareketin birincil uygulayıcılarından olan çekiş fazında baskın olarak kullanılan LD kasındaki aktivasyon artışı daha düşüktür ve LD aktivasyonunda (%120) anlamlı fark tespit edilmemiştir ($p < 0,1$). PM üzerindeki aktivasyon artışının daha yüksek oluşu şu şekilde açıklanmıştır. Başlangıçta üzerinde hiç kuvvet bulunmayan küreğin, maksimum kuvvet değerine ulaşması genel olarak giriş fazının sonu ve çekiş fazının başı arasında meydana gelmektedir. Bu bölgedeki hareketin de itiş baskın bir hareket kinematiği ve dolayısıyla

PM baskın bir kassal aktivasyon örüntüsü ile icra edildiği bilinmektedir. Dolayısıyla, kürek momentindeki artışı, en yüksek oranda PM aktivasyon artışı telefi etmiştir.

Bu araştırma, durgunsu kayak sporcularına ve antrenörlere kürek boyu ve kürek palası alanı seçimi kapsamında yol gösterici olabilir. Bu çalışmadan elde edilen kassal aktivasyon örüntüleri ve ilişkileri, kayak mekanikleri kapsamında yapılan tartışma ve elde edilen sonuçlar, kayak performansının geliştirilmesine, muhtemel sakatlıkların önlenmesine, kayak ergonomisinin artırılmasına veya merak edilen soruların yanıtlanmasına yardımcı olabilir. Daha önceden her ne kadar araştırmacılar tarafından merak edilmiş olsa da, durgunsu kayak sporunda kürek boyu ve kürek pala alının değişimlerinin nöromekanik etkileri, uluslararası kapsamda ilk olarak bu çalışma ile değerlendirilmiştir. Yazar, bu kapsamda ilk adım olan bu çalışmanın daha da ileriye götürülmesinin, kayak performansını arttırabileceği ve merak edilen soruları daha net cevaplayabileceğini düşünmektedir. Bunun için gelecek araştırmalarda henüz gerçekleştirilmemiş olan aşağıdaki araştırmalar önerilmektedir.

- Araştırmaya kinematik analizlerin de dahil edilmesi, hareketin kinematığında meydana gelen değişimlerin de anlaşılmasına olanak tanıyacaktır. Özellikle yüksek hızla kamera ile gerçekleştirilecek görüntü kaydı, eklem açılarında meydana gelen değişimlerin daha iyi analiz edilmesini sağlayacaktır. Bu analizlerin, EMG analizi ile senkron hale getirilmesi ise çalışmayı bir üst seviyeye taşıyacaktır. Bu durumda, hareketi fazlara bölmek ve her bir faz içerisindeki kassal aktivasyon yanıtlarını analiz etmek mümkün olacak ve çalışmada yorumlanan bazı sonuçlar netlik kazanacaktır. Yazar, su üzerindeki kayak çekiş hareketinin görüntü analizini mümkün kılmak için, kıyaya yakın bir analiz parkuru ve kıyıda buna paralel ve düz zeminde bir kamera parkuru kullanımını önermektedir. Alternatif olarak, görüntü kaydı kamerası, su şartlarının müsait olduğu yerlerde, kayak teknesine paralel olarak yol alan bir takip botunun üzerine de yerleştirilebilir. Yeni gelişen teknoloji ile görüntü kaydı için kullanılan “drone” sistemi de bir diğer çözüm önerisi olabilir.
- Araştırmaya kinetik analizlerin dahil edilmesi ile de kürek ile suya aktarılan kuvvetlerin ölçülmesi mümkün kılınabilecektir. Yazar bunun gerçekleştirilebilmesi için kürek üzerinde belirli bir sayıda strain gage yada load cell içeren bir sistem yerleştirilmesinin başarılı sonuç vereceğini

düşünmektedir. Bu sistemin, EMG kaydı ile senkron hale getirilmesi ise kassal aktivasyon miktarı ile suya aktarılan kuvvet arasındaki ilişkinin de araştırılarak, hareketin ne derecede verimli icra edildiği konusunda bilgi verecektir.

- Kayak performansı kapsamında nihai belirleyici olan hız değişkeninin de anlık olarak ölçülmesi ise oluşan kassal aktivasyon ve kürek kuvvetinin yanında üretilen net iş miktarının belirlenmesini mümkün kılacaktır. Her ne kadar, eklem açıları, kürek kuvveti ve kassal aktivasyon örüntüleri gibi parametreler önemli olsa da teknenin hızındaki artış tamamen suya aktarılan iş ile orantılıdır. Yazar bunun için, teknenin altına akış hızını ölçecek ve kabul edilebilir örneklem frekansı ile kaydedecek rotametreler yerleştirilmesini önermektedir. Alternatif olarak, sporcu veya tekne üzerine yerleştirilecek olan, yüksek hassasiyet ve örneklem frekansına sahip hareket analiz sensörleri yada GPS alıcıları da kullanılabilir.
- Önerilen tüm bu analizlerin, bu çalışmada olduğu gibi su üzerindeki kayak hareketi şartlarında gerçekleştirilmesi, belirli bir tecrübenin yanında fiziki ve finansal imkanlar da gerektirmektedir. Bunların sağlanamayacağı durumlarda, analizlerin kayak ergometresi üzerinde gerçekleştirilmesi, gerçek sonuçların aynısını sağlamasa da merak edilenlerin cevaplanması kapsamında fikir verici ve yol gösterici olacaktır.

KAYNAKÇA

- Ackland, T., Ong, K., Kerr, D. ve Ridge, B. (2003). Morphological characteristics of Olympic sprint canoe and kayak paddlers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(3), 285-294.
- Aitken, D.A. ve Neal, R.J. (1992). An on water analysis system for quantifying stroke force during kayak events, *International Journal of Sport Biomechanics*, 8, 165-173.
- Alacid, F., Torres, G., Sánchez, J. ve Carrasco, L. (2006). Validez de la ergometría en piragüismo. Estudio Preliminar. *Motricidad. European Journal of Human Movement*, 15(esp.), 119-127.
- Al-Mulla, M.R., Sepulveda, F. ve Colley, M. (2011). A review of non-invasive techniques to detect and predict localised muscle fatigue. *Sensors*, 11, 3545-3594.
- Alway, S.E., Stray-Andersen, J., Grumbt, W.J. ve Gonyea, W.J. (1990). Muscle cross sectional area and torque in resistance-trained subjects. *European Journal of Applied Physiology*, 60, 86-90.
- Baker, J. (1998). Evaluation of biomechanic performance related factors with on-water tests. In J. Vrijns (Ed.), *International Seminar on Kayak-Canoe Coaching and Science - International Seminar on Kayak-Canoe Coaching and Science*, University of Gent Press, 50-66.
- Barnes, C.A. ve Adams, P.C. (1998). Reliability and criterion validity of a 120 s maximal sprint on a kayak ergometer. *Journal of Sports Sciences*, 16(1), 26.
- Baudouin, A. ve Hawkins, D., (2002). A biomechanical review of factors affecting rowing performance. *British Journal of Sports Medicine*. 36(6), 396-402.
- Begon, M., Colloud, F. Ve Lacoutore, P. (2008). Measurement of contact forces on a kayak ergometer with a sliding footrest seat complex. *Sports Engineering*, 11(2), 67-73.
- Begon, M., Mourasse, O. ve Lacouture, P. (2009). A method of providing accurate velocity feedback of performance on an instrumented kayak ergometer. *Sports Engineering*, 11(2), 57-65.
- Begovic, H., Zhou, G.Q., Li, T., Wang, Y. ve Zheng, Y.P. (2014). Detection of electromechanical delay and its components during voluntary isometric contraction of the quadriceps femoris muscle. *Frontiers in Physiology*, 5, 1-8.
- Bonato, P., D'Alessio, T. ve Knaflitz, M. (1998). A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signals during gait. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 45(3), 287-299.
- Brown, M., Lauder, M. ve Dyson, R. (2010). Activation and contribution of trunk and leg musculature to force production during on-water sprint kayak performance. 28. *International Conference on Biomechanics in Sports*. Marquette, Michigan, USA.

- Burke, R. E. (1981). Motor units: Anatomy, physiology and functional organization. V. B. Brooks, ed., *Handbook of physiology: The nervous system. American Physiological Society*. 345–422.
- Butterworth, S. (1930). On the theory of filter amplifiers. *Experimental Wireless and the Wireless Engineer*, 7, 536-541.
- Campagna, P.D., Brien, D., Holt, L.E., Alexander, A.B. ve Greenberger, H. (1982). A biomechanical comparison of Olympic flatwater kayaking and a dry-land kayak ergometer. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*, 7, 242.
- Campagna, P.D. (1986). A kayak ergometer for dry-land testing and conditioning. *IV International Symposium on Biomechanics in Sports*. Halifax, Canada, 108-114.
- Campagna, P.D., Grandy, S.A., Gorelick, M. ve Robinson, M. (1998). The relationship between power output and kayaking performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(5), 31.
- Capousek, J.B. ve Bruggemann, P., (1990). An ergonomic electromyographic investigation of specific strength exercises and specific movements in kayak. *In Proceedings of the International Seminar on Kayak-Canoe Coaching and Sciences*, 69-82.
- Cavangah, P.R. ve Komi, P.V. (1979). Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 42(3), 159-163.
- Cerrah, A.O., Ertan, H. ve Soylu, A.R. (2010). Elektromiyografi ile kuvvetin değerlendirilmesi. *Turkiye Klinikleri Journal of Neurology*, 5(3), 160-166.
- Chen, H.Y., Chien, C.C., Wu, S.K., Liao, J.J ve Jan, M.H. (2012). Electromechanical delay of the vastus medialis obliquus and vastus lateralis in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(9), 791-796.
- Chowdhury, R.H., Reaz, M.B.I., Ali, M.A.B., Bakar, A.A., Chellappan, K. ve Chang, T.G. (2013). Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*, 13, 12431-12466.
- Cuesta, G., Polo, J.M. ve Padilla, S. (1991). Correlación entre la marca deportiva obtenida en test de campo y parámetros fisiológicos obtenidos en laboratorio, en piragüistas adolescentes. *Apunts, Medicina de l'esport*, 18, 130-142.
- Dal Monte, A. ve Leonardi, L.M. (1976). Functional evaluation of kayak paddlers from biomechanical and physiological viewpoints. *Biomechanics V-B*, Baltimore: University Park Press, 258-267.
- Dal Monte, A., Faina, M. ve Menchinelli, C. (1988). Sport-specific ergometric equipment. *Endurance in Sports*, ed. Shephard, R. and Astrand, 201-207.
- De Luca, C. (2001). Fundamental concepts in EMG signal acquisition. Delsys Inc.

- De Luca, C.J. ve Mambrito B. (1987). Voluntary control of motor units in human antagonist muscles, coactivation and reciprocal Activation. *Journal Of Neurophysiology*, 58(3), 525-542.
- De Luca, C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- De Luca, C.J., Gilmore, D.L., Kuznetsov, M. ve Roy, S.H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1573–1579.
- Diafas, V., Kaloupsis, S., Dimakopoulou, E., Zelioti, D., Diamanti, V., Alexiou, S. (2012). Selection of paddle length in flatwater-kayak: Art or Science? *Biology of Exercise*. Vol. 8.1, 17-26.
- Di Fabio, R.P. (1987). Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset muscle activity. *Physical Therapy*, 67, 43-48.
- Donaldson, S., Donaldson, M., Snelling, L. (2003). SEMG evaluations, an overview. *Applied Psychophysiology Biofeedback*, 28(2), 121-127.
- Drapala, J., Brzostowski, K., Szpala, A. ve Kucharska, A.R. (2012). Two stage EMG onset detection method. *Archives of Control Sciences*, 22(4), 427-440.
- Dumitru, D., Amato, A. ve Zwarts, M. (2001). *Electrodiagnostic medicine 2nd edition*. İngiltere: Hanley and Belfus.
- Enoka, R.M. (2008). *Neuromechanics of human movement*. ABD: Human Kinetics.
- Fleming, N., Donne, B. ve Mahony, N. (2007). Electromyographic and kinesiological analysis of the kayak stroke, comparison of on-water and on-ergometer data across exercise intensity. *Proceedings of the 12th Annual Congress of The European College of Sports Sciences*, 1.
- Fleming, N., Donne, B., Fletcher, D. ve Mahony, N. (2012). A biomechanical assessment of ergometer task specificity in elite flatwater kayakers. *Journal of Sports Science and Medicine*. 11(1), 16-25.
- Fry, R.W. ve Morton, A.R. (1991). Physiological and kinanthropometric attributes of elite flatwater kayakists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(11), 1297-1301.
- Garnett, R.A.F., O'Donovan, M.J.J., Stephens, A. ve Taylor, A. (1979). Motor unit organization of human medial gastrocnemius. *Journal of Physiology (Lond)*, 287, 33–43.
- Gomes, B.B., Ramos, N.V., Conceição, F.A.V., Sanders, R.H., Vaz, M.A., Vilas-Boas, J.P. (2015). Paddling force profiles at different stroke rates in elite sprint kayaking. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(4), 258-263.

- Gomes, B., Viriato, N., Sanders, R., Conceição, F., Vilas, J.P., Boas, J.P ve Vaz, M. (2011). Analysis of the on water paddling force profile of an elite kayaker. *Portuguese journal of Sports Sciences*, 11(2), 259-262.
- Gootzen, T.H., Stegeman, D.F. ve Oosterom A.V. (1991). Finite limb dimensions and finite muscle length in a model for the generation of electromyographic signals. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 81, 152–162.
- Helmer, R.J.N., Farouil, A., Baker., J ve Blanchonette, I. (2011). Instrumentation of a kayak paddle to investigate blade/water interactions. *5th Asia-Pacific Congress on Sports Technology*, 501-506
- Henneman, E. ve Mendell, L. M. (1981). Functional organization of the motoneuron pool and its inputs. in V. B. Brooks, ed., *Handbook of physiology: The nervous system*. American Physiological Society, Bethesda, 423–507.
- Henneman, E., Somjem, G. ve Carpenter, D. O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons, *J Neurophysiol*, 28, 560–580.
- Ho, S.R., Smith, R. ve O'Meara, D. (2009). Biomechanical analysis of dragon boat paddling: A comparison of elite and sub-elite paddlers. *Journal of Sports Sciences*, 27(1), 37-47.
- ICF, Canoe Sprint Competition Rules, (2017). Madrid: International Canoe Federation.
- Jackson, P.S. (1995). Performance prediction for Olympic kayaks. *Journal of Sports Sciences*, 13, 239-245.
- Jackson, P.S., Locke, N. ve Brown, P. (1992). The hydrodynamics of paddle propulsion. *Proceedings of the 11th Australasian Fluid Mechanics Conference*, Hobart, University of Tasmania, 1197-1200.
- Johannsen, G. (1986). Line source models for active fibers. *Biological Cybernetics*, 54, 151–158.
- Katz, B. (1948). The electrical properties of the muscle fibre membrane. *Proc R Soc Br*, 135, 506-534.
- Kendal, S.J. ve Sanders, R.H. (1992). The technique of elite flatwater kayak paddlers using the wing paddle. *International Journal of Sports Biomechanics*, 8, 233-250.
- Khalil, M. ve Duchene, J. (1999). Detection and classification of multiple events in piecewise stationary signals: Comparison between autoagressive and multiscale approaches. *Signal Processing*, 75, 239-251.
- Kranzl, A., Kollmitzer, J. ve Zwick, E.B. (1996). 3-D kinematic analysis of the forward stroke of white-water paddlers using a paddle-ergometer. In Haake, S. (Ed.) *Engineering of Sport. 1st International Conference on the Engineering of Sport*, Sheffield, England, 297-303.

- Kukulka, C. G. ve Clamann, H.P. (1981). Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Research*, 219, 45–55.
- Li, X. ve Aurin, A.S. (2005). Muscle activity onset time detection using Teager-Kaiser energy operator, *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology, 27th Annual Conference*.
- Li, X., Shin, H., Zhou, P., Niu, X., Liu, J., Rymer, W. (2014). Power spectral analysis of surface electromyography at matched contraction levels of the first dorsal interosseous muscle in stroke survivors. *Clinical Neurophysiology*, 125, 988-994.
- Larsson, B., Larsen, J., Modest, R., Serup, B. ve Secher, N.H. (1988). A new kayak ergometer based on wing resistance. *Ergonomics*, 31(11), 1701-1707.
- Logan, S.M. ve Holt, L.E. (1985). Sports performance series: The flatwater kayak stroke. *National Strength & Conditioning Association Journal*, 7(5), 3-11.
- Lopez, D. ve Palomo, P. (2013). *The effects of seat type on stroke kinematics and trunk rotator activity during kayak ergometer paddling*. Yüksek lisans tezi. Lincoln: University of Lincoln.
- López, C. ve Ribas, J. (2011). Quantitative analysis of kayak paddling technique: definition of an optimal stroke profile. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte.*, 4(3), 91-95.
- Mann, R.V. ve Kearney, J.T. (1980). A biomechanical analysis of the Olympic style flatwater kayak stroke. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 12(3), 183-188.
- Merletti, R. ve Parker, P.A. (2004). *Electromyography. Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. New Jersey: IEEE Press.
- Micera, S., Sabatini, A.M. ve Dario, P. (1998). An algorithm for detecting the onset of muscle contraction by EMG signal processing. *Medical Engineering and Physics*, 20(3), 211-215.
- Micera, S., Vannozzi, G., Sabatini, A.M. ve Dario, P. (2001). Improving detection of muscle activation intervals. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 20(6), 38-46.
- Michael, J.S., Rooney, K.B. ve Smith, R. (2012) The dynamics of elite paddling on a kayak simulator. *Journal of Sports Sciences*, 1(8), 1-8.
- Micheal, S.J., Smith, R. ve Rooney, B.K. (2009). Determinants of kayak paddling performance. *Sports Biomechanics*, 8(2), 167-179.
- Mononen, H.V., Kolehmainen, E., Salonen, M. ve Viitasalo, J.T. (1994). Paddle force characteristics during 200m kayaking. *International Congress on Applied Research in Sport*, 151-155.

- Moritani, T. ve Muro, M. (1987). Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction, *European Journal of Applied Physiology*, 56, 260–265.
- Newman, J. N. (1977). *Marine hydrodynamics*. Cambridge, Massachusetts: MIT Press. ISBN 0-262-14026-8.
- Nolan, G.N, ve Bates, B.T. (1982). A biomechanical analysis of the effects of two paddle types on performance in North American canoe racing. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 53, 50–57.
- Okumoto, Y., Takeda, Y., Mano, M. ve Okada, T. (2009). *Design of ship hull structures. A practical guide for engineers*. Springer-Verlag Berlin, ISBN: 978-3-540-88444-6
- Ong, K., Ackland, T., Hume, P.A., Ridge, B., Broad, E. ve Kerr, D.A. (2005). Equipment set up among Olympic sprint slalom kayak paddlers. *Sports Biomechanics*, 4(1), 48-57.
- Ong, K., Elliott, B. ve Ackland, T. (2006). Performance tolerance and boat set-up in elite sprint kayaking. *Sports Biomechanics*, 5(1), 77-94.
- Özkaya, U., Coşkun, Ö., Çömlekçi, S. (2010). Frequency analysis of emg signals with matlab sptool. *Proceedings of the 9th WSEAS International Conference on Signal Processing*, s.84-89.
- Pendergast, D., Cerretelli, P. ve Rennie, D. (1979). Aerobic and glycolytic metabolism in arm exercise. *Journal of Applied Physiology*, 47(4), 754-760.
- Petrone, N., Isotti, A. ve Guerrini, G. (2006). Biomechanical analysis of olympic kayak athletes during indoor paddling. *The Engineering of Sport*, 6, 413-418.
- Pike, F.S., Baker, J.A., Hoyle, R.J. ve Scrutton, E.W. (1973). Metabolic and circulatory responses to work on a canoeing and bicycle ergometer. *Australian journal of science and medicine in sport*, 5(6), 22-31.
- Plagenhoef, S. (1979). Biomechanical analysis of olympic flatwater kayaking and canoeing. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 50(3), 443-459.
- Robinson, M.G., Holt, L.E. ve Pelhan, T.W. (2002). The technology of sprint racing canoe and kayak hull and paddle designs. *International Sports Journal*, 6(2), 68-85.
- Sanders, R.H. ve Baker, J.D. (1998). Evolution of technique in flatwater kayaking. *Science & practice of canoe/kayak high-performance training: selected articles in memory of junior World champion Nevo Eitan*. Tel-Aviv, Elite Sport Department of Israel.
- Sanderson, B. ve Martindale, W. (1986). Towards optimizing rowing technique. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 18(4), 454-469.

- Smith, W.S. (1999). *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. (Second Edition). California, ABD: California Technical Publishing.
- Sperlich, J. ve Baker, J.D. (2002). Biomechanical testing in elite canoeing. *Scientific Proceedings of the XXth International Symposium on Biomechanics in Sports*, 44 - 47, Caceres, Universidad de Extremadura.
- Sprigings, E., McNair, P., Mawston, G., Sumner, D. ve Boocock, M. (2006). A method for personalising the blade size for competitors in flat water kayaking. *Sports Engineering*, 9 (3): 147-153.
- Staude, G., Flachenecker, C., Daumer, M. ve Wolf, W. (2001). Onset detection in surface electromyographic signals: a systematic comparison of methods. *Journal of Applied Signal Processing*, 2, 67-81.
- Stothart, J.P., Reardon, F.D. ve Thoden, J.S. (1986). Paddling ergometer kinematics of elite kayakers. *IV International Symposium on Biomechanics in Sports*. Halifax, Canada, 146-152.
- Sturm, D. (2012). *Wireless Multi-Sensor Feedback System for Sports Performance Monitoring*. Doctoral Thesis. Stockholm, Sweeden.
- Szanto, C. (2014). *Canoe Sprint*. ICF coaches education programme. Level 2 and Level 3 coaching programme, Madrid: International Canoe Federation
- Szanto, C. (1990). *Racing Canoeing*. Madrid: International Canoe Federation
- Telford, R.D. (1982). Specific performance analysis with air-braked ergometers. Part II: short duration work and power. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 22(3), 349-357.
- Tesch, P., Piehl, K., Wilson, G. ve Karlsson, J. (1976). Physiological investigations of Swedish elite canoe competitors. *Medicine and Science in Sports*, 8(4), 214-218.
- Trevithick, B.A., Ginn, K.A., Halaki, M. ve Bainave, R. (2007). Shoulder muscle recruitment patterns during a kayak stroke performed on a paddling ergometer. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17, 74-79.
- Vos, J.A., Kimmlich, H.P., Makinen, J., Ijsenbrandt, H.J. ve Vrijens, J. (1974). Telemetry of dynamic forces in endurance sports. In P.A. Neukomn (Ed.), *Biotelemetry II*, 106-108.
- Van Someren, K.A. ve Dumbar, G.M.J. (1997). Supramaximal testing on a kayak ergometer: reliability and physiological responses. *Journal of Sports Science*, 15, 33-34.
- Van Someren, K.A., Phillips, G.R. ve Palmer, G.S. (2000). Comparison of physiological responses to open water kayaking and kayak ergometry. *International Journal of Sports Medicine*, 21(3), 200-204.

- Wassinger, C.A., Myers, J.B., Sell, T.C., Oyama, S., Rubenstein, E.N. ve Lephart, S.M. (2011). Scapulohumeral kinematic assessment of the forward kayak stroke in experienced whitewater kayakers. *Sports Biomechanics*, 10(2), 98-109.
- White, M. F. (1999). *Fluid Mechanics*. 4th edition, Boston:McGraw-Hill.
- Winter, A.D. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2th edition, Waterloo, Canada.
- Yavuz, Ş.U., Ürkmez, A. ve Türker, S.K. (2010). Effect of gender, age, fatigue and contraction level on electromechanical delay. *Clinical Neurophysiology*, 121, 1700-1706.
- Yoshio, H., Takagi, K., Kumamoto, M., Ito, M., Ito, K., Yamashita, N., Okamoto, T. ve Nakagawa, H. (1974). Electromyographic study of kayak paddling in the paddling tank. *Research Journal of Physical Education*, 18, 191-198.
- Zouhal H., Lahaye S.L.D., Abderrahaman A.B., Minter G., Herbez R. ve Castagna C. (2012). Energy system contribution to Olympic distances in flat water kayaking (500 and 1,000 m) in highly trained subjects. *Journal of Strength Conditioning Research*, 26(3), 825-831.
- Http1:<http://www.advenport.com/resimler/yuzlerce-yillik-bir-teknik-eskimo-donusu> (Erişim tarihi: 25.12.2017)

EKLER

EK-1. Araştırma Gönüllü Katılım Formu

ARAŞTIRMA GÖNÜLLÜ KATILIM FORMU

Bu çalışma, *Durgunsu Kayak Sporunda Kürek Boyu ve Kürek Alanı Değişiminin Nöro-Mekanik Yöntemlerle Değerlendirilmesi* başlıklı bir araştırma çalışması olup *kürek boyu ve kürek palası seçiminin daha sağlıklı yapılmasına katkı sağlaması* amacını taşımaktadır. Çalışma, **Eren KAYA** tarafından yürütülmekte ve sonuçları ile *durgunsu kayak sporunda kürek boyu ve kürek palası alanı değişiminin kasssal aktivasyona ve kürek kuvvetine etkileri* ortaya konacaktır ve *sporcu ve antrenörlerin kürek parametrelerini belirleme sürecine* ışık tutulacaktır.

- Bu çalışmaya katılımınız gönüllülük esasına dayanmaktadır.
- Çalışmanın amacı doğrultusunda, **elektromiyografi(EMG) analizi** yapılarak sizden veriler toplanacaktır.
- İsminizi yazmak ya da kimliğinizi açığa çıkaracak bir bilgi vermek zorunda değilsiniz/araştırmada katılımcıların isimleri gizli tutulacaktır.
- Araştırma kapsamında toplanan veriler, sadece bilimsel amaçlar doğrultusunda kullanılacak, araştırmanın amacı dışında ya da bir başka araştırmada kullanılmayacak ve gerekmesi halinde, sizin (yazılı) izniniz olmadan başkalarıyla paylaşılmayacaktır.
- İstemeniz halinde sizden toplanan verileri inceleme hakkınız bulunmaktadır.
- Veri toplama sürecinde/süreçlerinde size rahatsızlık verebilecek herhangi bir soru/talep olmayacaktır. Yine de katılımınız sırasında herhangi bir sebepten rahatsızlık hissederseniz çalışmadan istediğiniz zamanda ayrılabilirsiniz. Çalışmadan ayrılmanız durumunda sizden toplanan veriler çalışmadan çıkarılacak ve imha edilecektir.

Gönüllü katılım formunu okumak ve değerlendirmek üzere ayırdığınız zaman için teşekkür ederim. Çalışma hakkındaki sorularınızı Anadolu Üniversitesi, Beden Eğitimi ve Spor ABD yüksek lisans öğrencisi Eren Kaya'ya (mail/tel) yöneltebilirsiniz.

Araştırmacı Adı : Eren Kaya
E-posta : erenkaya10@gmail.com
İş Tel : 0222 235 05 80

Bu çalışmaya tamamen kendi rızamla, istediğim takdirde çalışmadan ayrılabileceğimi bilerek verdiğim bilgilerin bilimsel amaçlarla kullanılmasını kabul ediyorum.
(Lütfen bu formu doldurup imzaladıktan sonra veri toplayan kişiye veriniz.)

Katılımcı Ad ve Soyadı:
İmza:
Tarih: