

**TENİSTE YER VURUŞLARININ
NÖROMEKANİK YÖNTEMLERLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Doktora Tezi

İsmail BAYRAM

Eskişehir 2022

**TENİSTE YER VURUŞLARININ NÖROMEKANİK YÖNTEMLERLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

İsmail BAYRAM

DOKTORA TEZİ

Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Hayri ERTAN

Eskişehir

Anadolu Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Nisan 2022

Bu tez çalışması TÜBİTAK Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı'nın 2214-A Yurt Dışı Doktora Sırası Araştırma Burs Programınca kabul edilen 1059B141800150 nolu başvuru kapsamında desteklenmiştir.

Bu tez çalışması aynı zamanda “Öncelikli Alanlarda Doktora Eğitimi Yapan Araştırma Görevlilerinin Yurtdışına Gönderilmesi Halinde Verilecek Desteklere İlişkin Usul ve Esaslar” uyarınca YÖK Başkanlığınca ilk defa 2018 yılında başlatılan “YUDAB Programı” kapsamında desteklenmiştir.

JÜRİ ONAY SAYFASI

ÖZET

TENİSTE YER VURUŞLARININ NÖROMEKANİK YÖNTEMLERLE DEĞERLENDİRİLMESİ

İsmail BAYRAM

Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı

Anadolu Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Nisan 2022

Danışman: Prof. Dr. Hayri ERTAN

Bu araştırmanın amacı; tenis oyuncularının, sabit hız ile (72-75 km/s) gelen toplara gerçekleştirdikleri başarılı (yüksek, düşük) ve başarısız (net, dışarıda) forehand vuruşlarının dört vuruş fazı (hazırlık, geriye savurma, ileri savurma ve tamamlama) sırasında sergiledikleri algı-tepki zamanı, kinematik ve kassal aktivasyon değerlerinin incelenmesidir. Araştırmanın katılımcılarını kulüp seviyesinde tenis oynayan ve ulusal turnuvalara katılım sağlayan orta seviyedeki 12 gönüllü erkek tenis oyuncusu oluşturmaktadır. Veri toplama aşamasında katılımcıların antropometrik verilerinin toplanması için Dual-Enerji X-ray Absorbsiyometri (DEXA) yöntemi [Lunar Prodigy, ABD], görüntü kaydı için yarı-infrared görüntü yakalama sistemi [Qualisys, İsveç], ve kassal aktivasyon analiz için ise 16 kanallı kablosuz Elektromiyografi (EMG) sistemi [Delsys, ABD] kullanılmıştır. Oyuncular; üzerlerine yerleştirilmiş 16 adet EMG elektrotu ve 52 adet işaretleyici ile karşı kortta bulunan top atma makinesinin gönderdiği toplara 10 vuruş gerçekleştirmişlerdir. 5 zaman noktasının belirlenmesi ile oluşturulan 4 vuruş fazı ve dışarıda, net, düşük ve yüksek puan olarak belirlenen 4 top performansı etkileşimi açısından tüm kinematik ve EMG verileri analiz (İki Yönlü Tekrarlı Ölçümler ANOVA) edilmiştir. Araştırmada top performansı temel alındığında kassal aktivasyon, zamanlama ve kinematik bileşenlerin vuruş performansına göre farklılık gösterdiği ancak toplam vuruş zamanlarında istatistiki açıdan bir fark olmadığı sonucuna varılmıştır.

Anahtar Sözcükler: Biyomekanik, Nöromekanik, Elektromiyografi, Tenis, Kinematik.

ABSTRACT

EVALUATION OF GROUNDSTROKES IN TENNIS WITH NEUROMECHANICAL METHODS

İsmail BAYRAM

Department of Physical Education and Sports

Anadolu University, Institute of Health Sciences, April 2022

Supervisor: Prof. Dr. Hayri ERTAN

The aim of this study is to investigate the perception-reaction time, kinematics and muscular activation strategies of tennis players during the four stroke phases (preparation, back swing, forward swing and follow through) of successful and unsuccessful forehand strokes to the balls coming with a constant speed (72-75 km/h). The participants of the research were 12 volunteer male tennis players who play at club level and participate in national tournaments. Dual-Energy X-ray Absorbsiometry (DEXA) system [Lunar Progidy, USA] for collecting anthropometric, semi-infrared Motion Capture system [Qualisys, Sweden] for motion capture, and 16-channel wireless Electromyography (EMG) system [Delsys, USA] for muscle activation analysis were used during the data collection process. Players equipped with a total of 16 EMG electrodes and 52 reflective markers and then performed 10 strokes to the balls sent by the ball throwing machine placed on the opposite side of the court. All kinematic and EMG data were analyzed (Two-Way Repeated Measures ANOVA) in terms of 4 stroke phases created by the determination of 5 time points and 4 ball performance interaction determined as aut, net, low and high strokes. Based on ball performance in the study, it was concluded that muscular activation, timing and kinematic components differed according to stroke performance, but there was no statistical difference in total stroke times.

Keywords: Biomechanics, Neuromechanics, Tennis, Electromyography, Kinematic.

TEŞEKKÜR

Lisansüstü eğitimim boyunca değerli bilgilerini, ilgi ve desteğini benden esirgemeyen, kendisinden çok şey öğrendiğim değerli danışmanım **Sayın Prof. Dr. Hayri ERTAN** hocama, araştırmanın her aşamasında yardım ve desteklerini esirgemeyen **Sayın Doç. Dr. Ali Onur CERRAH** ve **Sayın Prof. Dr. Abdullah Ruhi SOYLU** hocalarıma, tezin son halini almasında büyük katkıları olan **Sayın Doç. Dr. Deniz ŞİMŞEK**, **Sayın Doç. Dr. Kemal Alparslan ERMAN** ve **Araş. Gör. Dr. Kadir ÇALIŞKAN** hocalarıma minnetlerimi sunarım. Katılımcı grubumu oluşturmamda büyük desteği olan **Sayın Öğr. Gör. Mehmet AŞICIOĞLU** ve **Sayın Okt. Özgür KOÇAK** hocalarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Almanya’da bulunduğum süreçte ve süreç sonrasında yurt dışı danışmanlığımı yapan, bilimsel düşünme becerisi, bilimsel açlık ve merakına hayran olduğum **Sayın Dr. Leonardo GİZZİ**’ye, veri analizi süreçlerindeki desteklerinden dolayı **Sayın Prof. Dr. Oliver RÖHRLE** ve gösterdikleri pratik yollardan dolayı çalışma arkadaşlarım **Sayın Dominic HILERKULUS** ve **Sayın Harnoor Deep SINGH SAINI**’ye teşekkürü bir borç bilirim.

Sistem senkronizasyonu desteklerinden dolayı Delsys Europe yetkilisi **Sayın Thomas COLE**’a, Qualisys sistem eğitimi desteklerinden dolayı **Sayın Dr. Daniel WATLING**’e, kurulum ve kullanım aşamasındaki tüm sorunlarımıza her zaman destek olan Qualisys Türkiye distribütörü **Sayın Fzt. Cengiz DEMİRKUNDAK**’a ve tez çalışmasını **2214-A Yurt Dışı Doktora Sırası Araştırma Burs Programı** ile maddi olarak destekleyen **TÜBİTAK- BİDEB** Başkanlığı’na sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Veri toplama sürecinde destek ve yardımlarını sağlayan **Sayın Meltem PAŞAKIZI** ve **Sayın Gökalep YALÇIN**’a ve uzun süren ölçümler esnasında sabırla bizlere karşı anlayış gösteren tüm katılımcılara teşekkür ederim.

Son dönemde hayatımın her alanını güzelleştiren **Deniz KAPTAN**’a sonsuz teşekkür, sevgi ve minnetlerimi sunarım. **D.BvP.**

Tüm hayatım boyunca her zaman yanımda olan, maddi manevi desteğini hiçbir zaman esirgemeyen aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Saygılarımla,

İsmail BAYRAM

Eskişehir, 2022

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 aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilen 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 sonuçları kabul ettiğimi bildiririm.

İsmail BAYRAM

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET.....	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR.....	v
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
TABLolar DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
GÖRSELLER DİZİNİ.....	xiii
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Araştırmanın Amacı	3
1.2. Araştırma Problemi	3
1.3. Araştırmanın Önemi.....	4
1.4. Denenceler.....	4
1.5. Varsayımlar	6
1.6. Sınırlılıklar	7
2. ALANYAZININ İNCELENMESİ	8
2.1. İnsan Sinir Sistemi	8
2.2. Refleksif, Otonom ve İstemli Hareket Formları.....	9
2.2.1. Refleksif hareket formları.....	10
2.2.2. Otonom hareket formları.....	11
2.2.3. İstemli hareket formları	11
2.3. İstemli Hareketin Nöral Kontrolü	13
2.4. İstemli Hareketin Oluşmasında Somatosensoriyel Sistemlerin Rolü	14
2.5. Tenis Biyomekaniği.....	15
2.5.1. Temel biyomekanik ünite.....	16
2.5.2. Eklemlerdeki serbestlik derecesi (degree of freedom).....	17
2.5.3. Tenis biyomekaniği için gerekli minimum dinamikler.....	18
2.6. Temel Vuruş Olarak Forehand ve Vuruşun Mekanikleri.....	20
2.6.1. Forehand vuruşunun öğretim basamakları.....	21
2.6.2. Vuruş sonrası toparlanma.....	22
2.6.3. Tutuş stili ve basınç.....	22
2.6.4. Alt ekstremite pozisyonlaması ve duruş.....	23
2.6.5. Raket hızı ve yörüngesi.....	24
2.7. Forehand Vuruşu Sırasında Alt Ekstremitte Kasal Aktivasyonu	24
2.8. Forehand Vuruşu Sırasında Üst Ekstremitte Kasal Aktivasyonu.....	25

	<u>Sayfa</u>
2.9. Forehand Vuruşu Sırasında Gövde Kaslarının Aktivasyonu	25
2.10. Temel Forehand Vuruşunun Anatomik Tanımlaması ve Fazları.....	26
3. YÖNTEM.....	28
3.1. Katılımcılar.....	28
3.2. Araştırma Dizaynı ve Vuruş Sınıflaması	28
3.3. Veri Toplama Araçları	30
3.3.1. Boy ölçüm aracı.....	30
3.3.2. Vücut kompozisyonu ölçüm aracı (DEXA).....	31
3.3.3. Elektromiyografi (EMG) sistemi	31
3.3.4. Görüntü yakalama sistemi	32
3.3.5. Tetikleme modülü (Trigger module)	32
3.3.6. Top atma makinesi.....	33
3.4. Veri Toplama Süreci	33
3.4.1. Vücut kompozisyonu ölçümü.....	33
3.4.2. Genel ısınma	34
3.4.3. EMG elektrotlarının sporcu üzerine yerleştirilmesi.....	34
3.4.4. Yansıtıcı işaretleyicilerin sporcu üzerine yerleştirilmesi.....	35
3.4.5. Raketin hazırlanması.....	37
3.4.6. Tenis topları üzerine işaretleyici yerleştirme denemeleri.....	37
3.4.7. Özel ısınma	39
3.4.8. Görüntü yakalama sisteminin kurulumu	40
3.4.9. Kameraların sıralanması ve gruplanması	42
3.4.10. Kameraların netlik ayarları.....	43
3.4.11. Görüntü yakalama sisteminin ve ölçüm alanının kalibrasyonu	44
3.4.12. EMG ve görüntü yakalama sistemlerinin senkronize edilmesi.....	47
3.4.13. Yer vuruşları ölçümü.....	50
3.4.14. Kaydedilen verilerin düzenleme, dışa aktarma ve analiz süreçleri.....	52
3.4.15. Hareket yakalama verilerinin tekrar işlenmesi (Reprocessing)	52
3.4.16. EMG verilerinin dışa aktarılması (export).....	54
3.4.17. EMG verilerine uygulanan işlemler	55
3.4.18. Verilerin istatistik analizi	56
4. BULGULAR VE YORUM	58
4.1. Antropometrik Veriler.....	58
4.2. Zaman, Raket Hızı ve Hareket Analizi Verileri	60
4.3. EMG Verileri.....	74
5. TARTIŞMA, SONUÇ VE ÖNERİLER.....	80
5.1. Tartışma	80
5.2. Sonuç	88

	<u>Sayfa</u>
5.3. Öneriler	89
KAYNAKÇA	91
EKLER	
EK-1: Anadolu Üniversitesi Etik Kurul İzni	
EK-2: Araştırma Gönüllü Katılım Formu	
EK-3: Denklemler Dizini	
ÖZGEÇMİŞ	

TABLÖLAR DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo 2.1. Hareket tipleri	10
Tablo 2.2. Motor korteksin harekete ilişkin önemli alanları	12
Tablo 2.3. Basal gangliyanın harekete ilişkin önemli alanları	13
Tablo 3.1. EMG ölçümü alınan kaslar	35
Tablo 3.2. Markır listesi	36
Tablo 4.1. Katılımcıların tanımlayıcı ve antropometrik verileri	58
Tablo 4.2. Zaman analizleri fark tablosu.....	62
Tablo 4.3. Raket hızı fark tablosu	65
Tablo 4.4. Diz açısı ve açısal hızı fark tablosu.....	68
Tablo 4.5. Kalça açısı ve açısal hızı fark tablosu	70
Tablo 4.6. Dirsek açısı ve açısal hızı fark tablosu.....	73
Tablo 4.7. Yüksek puanlı vuruşların kassal aktivasyon değerleri fark tablosu.....	78
Tablo 4.8. Denenceler kabul ret karar tablosu.....	79

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1. İnsan sinir sisteminin temel yapısı ve bölümleri	8
Şekil 2.2. Temel biyomekanik ünite	17
Şekil 2.3. Temel insan eklemlerindeki serbestlik dereceleri	18
Şekil 2.4. Serbest katı cisim modellemesiyle tenis topunun Newton-Euler dinamiği....	19
Şekil 2.5. Üç tip kas kasılması ile ilgili kas kuvvet-hız eğrisi	20
Şekil 3.1. Ölçüm protokolü.....	28
Şekil 3.2. Vuruş sınıflaması için kortun düzenlenmesi	29
Şekil 3.3. EMG ve hareket analizi sırasında vuruşun fazları.....	30
Şekil 3.4. Kameraların kurulumu ve kablo bağlantıları.....	41
Şekil 3.5. Kameraların sıralanması ve gruplanması	42
Şekil 3.6. Kameraların kayıt modları.....	43
Şekil 3.7. Markırların kameralar tarafından algılanması	44
Şekil 3.8. Delsys trigno EMG sistemini QTM'e ekleme.....	47
Şekil 3.9. Delsys trigno EMG sensörlerinin eşleştirilmesi	48
Şekil 3.10. MoCap ve EMG sistemlerinin triger modülü bağlantıları.....	49
Şekil 3.11. Senkronizasyon için triger butonu kullanımı onay penceresi.....	51
Şekil 3.12. Analog veri görünümü ve kanal isimlendirmeleri.....	52
Şekil 3.13. Tahmin hatası (Prediction error).....	53
Şekil 3.14. Maksimum kalıntı (Maximum residual).....	54

Şekil 3.15. EMG verilerinin dışa aktarımı.....	55
---	----

GÖRSELLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Görsel 2.1. Forehand vuruşunun fazları	27
Görsel 3.1. Sabit stadiometre	30
Görsel 3.2. DEXA cihazı.....	31
Görsel 3.3. Kablosuz EMG cihazı.....	31
Görsel 3.4. Görüntü yakalama sistemi	32
Görsel 3.5. Delsys triger modülü.....	33
Görsel 3.6. Top atma makinesi.....	33
Görsel 3.7. Tüm vücut markır yerleşimi	35
Görsel 3.8. Raket üzerine marker yerleşimi	37
Görsel 3.9. Top üzerine reflektif kağıt yapıştırıcıların uygulanması	38
Görsel 3.10 Top üzerine reflektif spreyci uygulaması	38
Görsel 3.11. Sistem kabloları	40
Görsel 3.12. T ve L şeklindeki kalibrasyon çubukları	45

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

$\dot{p}$	: Lineer Momentumun Değişim Oranı
$\dot{p}^R$	: Açısal Momentumun Değişim Oranı
μs	: Mikrosaniye
2B	: 2 Boyutlu
3B	: 3 Boyutlu
a	: İvme
AC/DC	: Alternating Current/Direct Current (Alternatif Akım/Düz Akım)
a^R	: Dönme İvmesi
AYB	: Anatomik Yerleşim Bölgesi
BNC	: Bayonet Neill–Concelman
BMC	: Bone Mineral Content (Kemik Mineral İçeriği)
BMD	: Bone Mineral Density (Kemik Mineral Yoğunluğu)
D.BvP	: Dünya Barışı ve Penguenler
DEXA	: Dual Energy X-Ray Absorbiometri
DOF	: Degrees of Freedom (Serbestlik Derecesi)
EMG	: Elektromiyografi
F	: Kuvvet
FOV	: Field of View (Görüş Alanı)
fps	: frame per second (saniyede geçen kare sayısı)
Hz	: Hertz
I	: Atalet Momenti
İMİK	: İzometrik Maksimum İstemli Kasılma
ITN	: International Tennis Number (Uluslararası Tenis Numarası)
İAD	: İçsel Adipoz Doku (Visceral Adipose Tissue)
I^2	: Moment-Kolu Karesi
LED	: Light Emitting Diode (Işık Soğurmalı Diyot)
m	: Kütle
M1	: Primary Motor Cortex
Mak	: Maksimum
Min	: Minimum
MoCap	: Motion Capture

mp	: megapiksel
N	: Kişi Sayısı
Ort	: Ortalama
P	: Güç
p	: Lineer Momentum
PMA	: Premotor Area
p^R	: Açısal Momentum
QTM	: Qualisys Track Manager
RMR	: Resting Metabolic Rate (Dinlenim Metabolik Harcama)
ROM	: Range of Motion (Eklem Hareket Açıklığı)
RSMI	: Relative Skeletal Muscle Index (Relatif İskelet Kası İndeksi)
SDK	: Software Development Kit
SENIAM	: Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles
SMA	: Supplementary Motor Area
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences
Std. S	: Standart Sapma
T	: Tork
USB	: Universal Serial Bus (Evrensel Seri Veriyolu)
v	: Hız
VKİ	: Vücut Kütle İndeksi
v^R	: Açısal Hız

Kaslar*

BB	: Biceps Brachii
BF	: Biceps Femoris
ECR	: Extensor Carpi Radialis
ES	: Erector Spinae
FCR	: Flexor Carpi Radialis
GM	: Gastrocnemius Medialis
LD	: Latissimus Dorsi
PM	: Pectoralis Major
RAM	: Rectus Abdominis Middle
RF	: Rectus Femoris

TA : Tibialis Anteriör
TB : Triceps Brachii

Markırlar**

B_HEAD : Back Head
C7 : Cervical 7. Omur
DOWN : Racket Down
DOWN_L : Down Left
F_HEAD : Front Head
HEAD : Racket Head
L_ACRMN : Left Acromion
L_ASIS : Left Anterior Superior Iliac Spine
L_ELBW_L : Left Elbow Lateral
L_ELBW_M : Left Elbow Medial
L_HEAD : Left Head
L_KNEE_L : Left Knee Lateral
L_KNEE_M : Left Knee Medial
L_LC1 : Left Leg Cluster 1
L_LC2 : Left Leg Cluster 2
L_LC3 : Left Leg Cluster 3
L_LC4 : Left Leg Cluster 4
L_MLL_L : Left Malleolus Lateral
L_MLL_M : Left Malleolus Medial
L_P SIS : Left Posterior Superior Iliac Spine
L_R_STLD : Left Radial Styloid
L_STRNM : Lower Sternum
L_TC1 : Left Thigh Cluster 1
L_TC2 : Left Thigh Cluster 2
L_TC3 : Left Thigh Cluster 3
L_TC4 : Left Thigh Cluster 4
L_THRCTR : Left Throcanter
L_U_STLD : Left Ulnar Styloid
R_ACRMN : Right Acromion

R_ASIS : Right Anterior Superior Iliac Spine
R_ELBW_L : Right Elbow Lateral
R_ELBW_M : Right Elbow Medial
R_HEAD : Right Head
R_KNEE_L : Right Knee Lateral
R_KNEE_M : Right Knee Medial
R_LC1 : Right Leg Cluster 1
R_LC2 : Right Leg Cluster 2
R_LC3 : Right Leg Cluster 3
R_LC4 : Right Leg Cluster 4
R_MLL_L : Right Malleolus Lateral
R_MLL_M : Right Malleolus Medial
R_P SIS : Right Posterior Superior Iliac Spine
R_R_STLD : Right Radial Styloid
R_TC1 : Right Thigh Cluster 1
R_TC2 : Right Thigh Cluster 2
R_TC3 : Right Thigh Cluster 3
R_TC4 : Right Thigh Cluster 4
R_THRCTR : Right Throcanter
R_U_STLD : Right Ulnar Styloid
T12 : Thoracic 12. Omur
U_STRNM : Upper Sternum
UPR : Upper Right

* Karışıklığın önlenmesi amacı ile kas kısaltmaları ayrı bir şekilde verilmiştir.

** Karışıklığın önlenmesi amacı ile markır kısaltmaları ayrı bir şekilde verilmiştir.

1. GİRİŞ

Günümüzde tenis sporuna katılım raket, top, saha ve diğer donanımlara ulaşımın kolaylaşması ile birlikte oldukça artmıştır. Malzeme biliminin gelişimiyle de özellikle raket teknolojisi gelişmiş, karbon fiber malzemelerden üretilen raketler tenis oyununun hızının artmasını ve rekabetçi bir yapıya bürünmesini sağlamışlardır. Teniste oyuncuyu başarıya götüren puanların kazanılması hem oyuncunun teknik becerilerine ve kondisyonel özelliklerine hem de rakibin yapacağı hatalara bağlıdır. Ancak elit ve orta düzey oyuncular oyun stratejilerini çoğunlukla rakibin hata yapma ihtimaline değil kendi teknik ve taktik becerileri üzerine kurmaktadırlar.

Tenis sporunun gerek fizyolojik gerek nöromekanik gereksinimleri uzun yıllardır araştırılmaktadır. Fizyolojik çalışmalar; puan ve oyun kazanmak için iyi düzeyde bir anaerobik, oyun ve set arası dinlenmelerde hemen toparlanabilmek için ise iyi düzeyde bir aerobik kapasiteye sahip olunması gerektiğini belirtmektedir (Fernandez-Fernandez, Sanz-Rivas ve Mendez-Villanueva, 2009; Kovacs, 2007). Hareket izleme ve değerlendirme teknolojilerindeki hızlı gelişim ile birlikte tenis biyomekaniği ve nöromekaniği çalışmaları da artış göstermektedir.

Forehand vuruşu tenis sporunda tek kapalı vuruş (rakibe bağlı olmayan) olan servisten sonraki en önemli vuruş olarak gösterilmektedir (Johnson ve McHugh, 2006). Johnson ve McHugh (2006) dünyanın en önde gelen Grand Slamlerinden Amerika Açık, Fransa Açık ve Wimbledon turnuvalarında toplam 22 oyuncu tarafından oynanan 28 maçtaki 616 oyunu incelemişler ve hem servis hem de karşılama oyunlarında forehand vuruşunun en çok kullanılan vuruş olduğunu ortaya koymuşlardır. Ayrıca tenis antrenörleri de hem ilk kez tenis öğrenmeye başlayan çocuklarda hem rekreatif amaçlı tenis öğrenmek isteyen kişilere ilk olarak forehand vuruşunu öğretmektedirler.

Tenis fizyolojisi ile ilgili birçok çalışmanın ve büyük ölçüde fikir birliğinin oluşmasına karşın, tenis nöromekaniği ve biyomekaniği ile ilgili yeterli çoğunlukta çalışmanın olmadığı görülmektedir. Elektromiyografi (EMG) içeren ilk tenis çalışmaları 1940'ların sonuna dayansa da (Slater-Hammel, 1949), o dönemdeki çalışmalar hareketin yapısını anlamaktan öteye gitmemiştir. 1980'ler dönemindeki çalışmalarda (Miyashita vd., 1980; Van Gheluwe ve Hebbelinck, 1986) biraz daha gelişen EMG teknolojileri kullanılmaya başlanmış ancak yetersiz kanal sayısı hareketin bütünü anlamaya yetmemiştir.

Daha yakın tarihteki araştırmalar temel tenis vuruşları (servis, forehand, backhand, vole) sırasındaki kassal aktivasyon stratejilerini incelemişlerdir (Knudson ve Blackwell, 2000; Wei vd., 2006; Chow vd., 2007; Kibler vd., 2007). Bu alışmalar kassal aktivasyon stratejilerini çoğunlukla st ekstremitede (omuz çevresi, vuruş kolu, karın bölgesi) incelemişler ve alt ekstremite kaslarını göz ardı etmişlerdir. Dolayısıyla, teniste yer vuruşlarının tüm beden kinematığı çerçevesinde, hem alt hem de st ekstremite kaslarının incelendiği çalışmalara rastlanmamaktadır.

Bir diğer boyutta, hem EMG hem de hareket analizi sistemlerinin bir arada kullanıldığı ve senkron bir şekilde veri kaydının yapıldığı çalışmalar oldukça gerekli ve önemli olmasına rağmen kısıtlıdır. Hem EMG hem de hareket analizi verisinin eş zamanlı olarak kaydedilmesi sportif becerinin en ince ayrıntılarına kadar anlaşılmasına olanak sağlamakta ve hareketin tüm fazlarına ilişkin detaylı bilgi vermektedir. Oldukça kısıtlı olan bu çalışmalarda çoğunlukla servis vuruşu ve backhand vuruşu incelenmiş forehand vuruşu göz ardı edilmiştir (Wei vd., 2006; Erman, şahan ve Küçükkaya, 2013; King, Kentel ve Mitchell, 2012; Muhamad vd., 2011). Ayrıca, çalışmaların büyük çoğunluğunun laboratuvar ortamında gerçekleştirildiği veya simülasyon ve modelleme çalışmaları olduğu da görülmektedir (King, Kentel ve Mitchell, 2012; Kentel, King ve Mitchell, 2011; Glynn, King ve Mitchell, 2007; Glynn, King ve Mitchell, 2011; Riek, Chapman ve Milner, 1999). Çalışmaların büyük çoğunluğunun kort dışında yapılmış ve belli ekstremitelere yoğunlaşmış olması, bütüncül bir yaklaşımla tasarlanan ve gerçek koşullar altında yapılması gereken çalışmalara duyulan ihtiyaı artırmaktadır. Yapılan EMG çalışmalarına paralel olarak hareket analizi çalışmaları da st ekstremitelere oluşan kinetik ve kinematik değişkenlere ya da el-göz koordinasyonu gibi bilişsel özelliklere odaklanmış alt ekstremite kinematığı göz ardı edilmiştir (Erman, şahan ve Küçükkaya, 2013).

Tenis oyununun doğası gereği sporcular, karmaşık motor becerileri uygulama sırasında bacaklar, eller, kollar ve gözler arasında yüksek düzeyde koordinasyona ihtiyaç duyarlar (Malliou vd., 2010). Gelişmiş kas koordinasyonu tenisçilerin performansını geliştirmeye katkıda bulunabilir (Rota vd., 2012). Kas koordinasyonunun yanı sıra el-göz koordinasyonu, algısal-bilişsel (perceptual-cognitive) yetiler ve algı-tepki (perception-action) döngüsü de st düzey tenis performansı için önemlidir.

Forehand vuruşunun faz bazlı analizleri incelendiğinde, hazırlık fazında st ekstremite kaslarının düşük seviyede, ileri savurma fazında yüksek seviyede ve

tamamlama fazında orta seviyede çalıştığı görülmektedir (Ryu vd., 1988; Morris vd., 1989). Bununla birlikte; tenis ile ilgili gerçekleştirilmiş çalışmalarda çoğunlukla yüksek hızda (Rouffet vd., 2009) ya da sub-maksimal (Rogowski vd., 2009) hızda gelen toplara karşı yapılan vuruşların incelenmiş olduğu, aksine sabit bir hız ile gelen toplara yapılan vuruşlardaki kas aktivitesinin bütüncül olarak incelenmediği görülmektedir. Diğer bir deyişle, sabit hızda gelen toplara yapılan forehand vuruşu sırasında gövde, alt ve üst ekstremitenin kinematiği ve kas aktivasyonunun başarılı ve başarısız atışlarda nasıl farklılaştığı henüz rapor edilmemiştir.

1.1. Araştırmanın Amacı

Bu araştırmanın amacı; tenis oyuncularının, sabit hız ile (72-75 km/s) gelen toplara gerçekleştirdikleri başarılı (düşük ve yüksek) ve başarısız (dışarıda ve net) forehand vuruşlarının dört vuruş fazı (hazırlık, geriye savurma, ileri savurma ve tamamlama) sırasında sergiledikleri algı-tepki zamanı, kinematik ve kassal aktivasyon değerlerinin incelenmesidir.

1.2. Araştırma Problemi

Forehand vuruşuna yönelik sınırlı sayıda biyomekanik ve kassal aktivasyon araştırmaları büyük çoğunlukla sadece üst ekstremitenin ve vuruş koluna odaklanmış, bazı çalışmalar sadece kor bölgesi ya da alt ekstremitenin kasları ve biyomekaniğini incelemiştir. Ancak vuruş sırasında hem alt, hem üst hem de gövde kinematiği ve kassal aktivasyonu vuruş doğruluğuna direkt olarak etki etmektedir. Kinetik zincir kavramı temelinde forehand vuruşu tüm vücut biyomekaniği ve kassal aktivasyonu açısından incelenmelidir. Ayrıca, forehand vuruşunun top çıkışının algılamasından başlayarak faz temelli incelenmemesi ve sadece başarılı vuruşların analiz edilmiş olması çalışmaların bir diğer eksik yönü olarak belirtilebilir. Forehand vuruşunun tüm vücut biyomekaniği ve kassal aktivasyonunun başarılı ve başarısız vuruşlar sırasında tüm fazları ile incelenmesi oyuncu performansının gelişimine yardımcı olabilir ve gerçek bir maçta basit hataların sayısını azaltabilir. Bu bağlamda, çalışma kapsamında çözümlenmek istenen ana problem şu şekildedir:

Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları; top çıkışının algı-tepki zamanı, kinematik ve kassal aktivasyon stratejileri açısından farklılık göstermekte midir?

Bu ana probleme bağlı olarak çözümlenmek istenen alt problemler aşağıdaki

şekilde sıralanabilir:

1. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında top çıkışının algı-tepki zamanı açısından farklılık var mıdır?
2. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında eklem kinematikleri açısından farklılık var mıdır?
3. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında kassal aktivasyon stratejileri açısından farklılık var mıdır?

1.3. Araştırmanın Önemi

Forehand vuruşu teniste hem en sık kullanılan vuruş hem de servisten sonraki en önemli vuruş olarak kabul edilmektedir. Antrenörler gerek alt yapılarda tenise yeni başlayan sporculara gerekse rekreatif sporculara ilk olarak forehand vuruşunu öğretirler. Bu temel vuruşun öğrenilmesi ve geliştirilmesindeki ana unsurlar; (i) doğru zamanlama ile rakipten gelen topun korttaki düşme noktasını sezinleyerek doğru yerde konumlanma, (ii) doğru raket ve vücut kinematiklerini uygulama ve (iii) proksimalden distale doğru bir kassal aktivasyon sırası ile depolanan elastik enerjinin döngüsel olarak topa aktarılması (kinetik zincir) olarak sıralanabilir. Tüm bu özelliklerden hangilerinin ne ölçüde vuruş doğruluğuna ve performansına etki ettiğinin faz temelli olarak detaylı bir şekilde araştırılması gerekmektedir.

Bununla birlikte literatürde teniste forehand vuruş biyomekaniği ile ilgili çalışmalar yer alsa da başarılı vuruşlarla, başarısız vuruşların algısal, kinematik ve kassal aktivasyon yöntemleri ile karşılaştırıldığı çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. Bu araştırma kapsamında tenis oyuncularının karşı korttaki top atma makinesinden standart bir şekilde gönderilen toplara gerçekleştirdiği forehand vuruşları eş zamanlı (senkron) bir şekilde veri kaydı yapan görüntü analiz sistemi ve EMG sistemi ile analiz edilmiştir. Analiz edilen verilerin mevcut çalışmaların göz ardı ettiği birçok problemi çözerek alan yazına katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

1.4. Denenceler

1. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında hazırlık fazının toplam zamanı açısından fark yoktur.
2. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında geriye savurma fazının toplam zamanı açısından fark yoktur.

3. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında ileri savurma fazının toplam zamanı açısından fark yoktur.
4. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında tamamlama fazının toplam zamanı açısından fark yoktur.
5. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında tüm fazların toplam zamanı açısından fark yoktur.
6. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında raket hızı açısından fark yoktur.
7. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında vuruş yönü diz eklemi açısından fark yoktur.
8. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında vuruş yönü kalça eklemi açısından fark yoktur.
9. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında vuruş yönü dirsek eklemi açısından fark yoktur.
10. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında vuruş yönü diz eklemi açısal hızında fark yoktur.
11. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında vuruş yönü kalça eklemi açısal hızında fark yoktur.
12. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında vuruş yönü dirsek eklemi açısal hızında fark yoktur.
13. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sağ bacak *Tibialis Anteriör* (TA) kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.
14. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sol bacak TA kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.
15. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sağ bacak *Gastrocnemius Medialis* (GM) kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.
16. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sol bacak GM kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.
17. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sağ bacak *Rectus Femoris* (RF) kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.

18. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sol bacak RF kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.
19. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sağ bacak *Biceps Femoris* (BF) kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.
20. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sol bacak BF kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.
21. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların *Rectus Abdominis Middle* (RAM) kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.
22. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların *Erector Spinae* (ES) kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.
23. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların vuruş kolu *Latissimus Dorsi* (LD) kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.
24. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların vuruş kolu *Pectoralis Major* (PM) kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.
25. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların vuruş kolu *Biceps Brachii* (BB) kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.
26. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların vuruş kolu *Triceps Brachii* (TB) kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.
27. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların vuruş kolu *Flexor Carpi Radialis* (FCR) kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.
28. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların vuruş kolu *Extensor Carpi Radialis* (ECR) kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar açısından fark yoktur.

1.5. Varsayımlar

1. Gerçekleştirilen tez araştırmasına gönüllü olarak dâhil olan tüm katılımcıların,

ölçümlerin öncesinde ve sırasında kendilerine açıklanan tüm kural ve yöntemleri bütünüyle anladıkları varsayılmıştır.

2. Gerçekleştirilen tez araştırmasına gönüllü olarak dâhil olan tüm katılımcıların, ölçümler esnasında en iyi düzeyde performans gösterdikleri varsayılmıştır.
3. Gerçekleştirilen tez araştırmasına gönüllü olarak dâhil olan tüm katılımcıların, ölçümler sırasında belli vücut referans noktalarına yerleştirilen yansıtıcı markırların ve EMG elektrotlarının, katılımcıların vuruş tekniklerini etkilemediği varsayılmıştır.
4. Veri kaydı sırasında tenis kortu etrafına yerleştirilen kameraların ve top atma makinasının doğal tenis kortu ortamını bozmadığı varsayılmıştır.

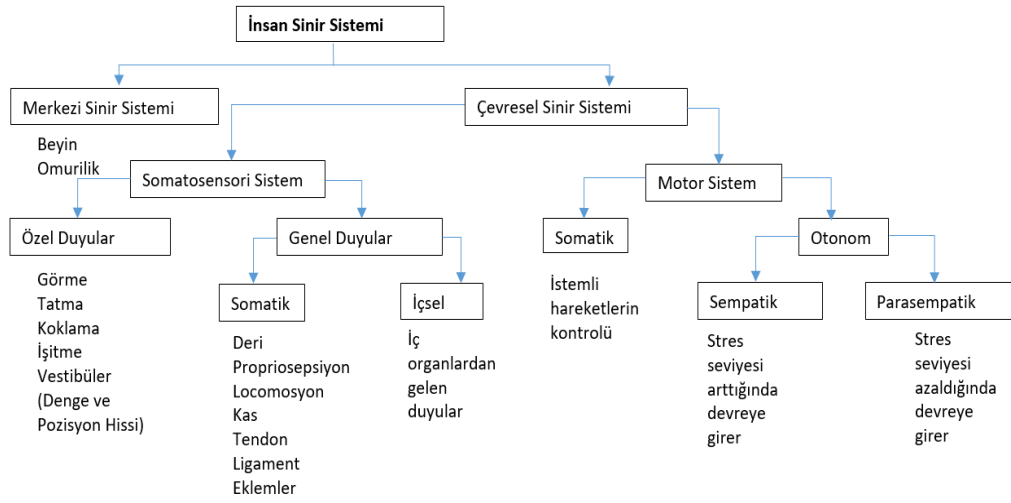
1.6. Sınırlılıklar

1. Bu tez çalışması tenis branşındaki yer vuruşlarından forehand vuruşunun nöromekanik değerlendirilmesi ile sınırlandırılmıştır.
2. Araştırma Eskişehir, Ankara ve Uşak il merkezlerinde ikamet eden 12 tenis oyuncusu ile sınırlandırılmıştır.
3. Katılımcıların mevcut antrenman yoğunlukları standardize edilmemiştir.
4. Bu araştırmadaki kinematik ölçümler vuruş kolu tarafına ait diz, kalça ve dirsek açı ve açısal hızları ile sınırlandırılmıştır.
5. Bu araştırmadaki alt ekstremitte kaslarının EMG ölçümleri bilateral olarak kaydedilen TA, GAS, RF, BF kasları ile sınırlıdır.
6. Bu araştırmadaki gövde kaslarının EMG ölçümleri vuruş kolunun kontralateralinden kaydedilen RAM ve ES kasları ile sınırlıdır.
7. Bu araştırmadaki üst ekstremitte kaslarının EMG ölçümleri vuruş kolu tarafından ve vuruş kolundan unilateral olarak kaydedilen LD, PM, BB, TB, FCR ve ECR kasları ile sınırlıdır.

2. ALANYAZININ İNCELENMESİ

2.1. İnsan Sinir Sistemi

Sinir sistemi; (i) merkezi sinir sistemi ve (ii) periferik sinir sistem olmak üzere iki ana bölüme; periferik sinir sistemi de; visseral (otonom) sinir sistemi ve istemli (somatik) sinir sistemi olmak üzere iki ana bileşene ayrılmaktadır. İnsan sinir sisteminin temel yapısı, bölümleri ve temel işlevleri Şekil 2.1.' de gösterilmektedir.



Şekil 2.1. İnsan sinir sisteminin temel yapısı ve bölümleri (Ertan ve Bayram, 2020)

Birçok yapı ve sistem, diğer vücut sistemlerini düzenlemek ve insan vücudunda kaba ve ince motor hareketleri gerçekleştirmek için bir uyum içinde çalışmaktadır. Hem hayati hem de günlük aktivitelerin sürdürülmesi için sinir sistemi, uygun motor tepkileri üretmek için uygun duysal bilgileri toplar. Bu bilgiler, farklı uyarıcı ajan türlerini (kimyasal, ışık, basınç, dokunma) merkezi sinir sistemi tarafından anlaşılabilen sinyallere dönüştürebilen reseptörler aracılığıyla toplanır (Ertan ve Bayram, 2020). Serebral korteksin karar verme süreçlerinden sonra motor sistem, merkezi sinir sisteminden gelen bilgileri inen (efferent) yollar ile kaslara taşır (Schwartz, 2016).

Sinir sistemi, merkezi sinir sistemi (beyin ve omurilik), çevresel sinir sistemi (somatosensoriyel sistemler ve motor sistemler) ve otonom sinir sisteminden (kalp hızı ve solunum gibi hayati faaliyetleri düzenleyen) oluşur. Sinir sisteminin insan vücudundaki diğer herhangi bir işlevsel sistemden daha iyi anlaşılmasını gerçekten zorlaştıran şey, beyindeki nöronal bağlantıların karmaşıklığıdır. Her biri 10.000 girdiye ayrılan ve yaklaşık 10^{14} sinaps üreten 70-125 milyar nörona sahip olduğumuz tahmin

edilmektedir (Azevedo vd., Kandel, 2000; Ullian vd., 2001; Noctor vd., 2007) ve bu nöronların fonksiyonları yaşla birlikte azalır (Madden, 1992) ve cinsiyete göre farklılık gösterir (Pakkenberg ve Gundersen, 1997).

Modern bilimin tam olarak gelişiminden önceki 18. yy’ da sinir sisteminin nasıl çalıştığını açıklamaya çalışan iki teori vardı; (i) frenoloji teorisi ve (ii) toplu alan teorisi. Frenoloji teorisi, Joseph Gall (1758-1828) ve Johann Spurzheim (1776-1832) adlı iki doktor tarafından önerilmişti. Teorileri insan kafatasının ölçümlerine ve bunların kişilik özellikleriyle olan ilişkilerine odaklandı. Bu teori, günümüzde sözdebilim olarak görülse de 19. yüzyılda popüler kültürde yer almıştır (de Souza vd., 2017).

Toplam alan teorisi temel olarak beynin tüm alanlarının her türlü hareket oluşumuna direk olarak katıldığını öne sürmekteydi. Esas olarak Washburn (1916) tarafından ifade edilen yaygın görüş, Watson (1920) ve diğer bilim adamları tarafından geliştirildi ve hareketin hiyerarşik olarak bir refleks zincirinde gerçekleştiğini söylüyordu. Bunun anlamı; a hareketinin stimüle edilmesi a+1 hareketini etkinleştirir, a+1 hareketinin stimüle edilmesi a+2 hareketini etkinleştirir, a+2 hareketinin stimüle edilmesi de a+3 hareketini etkinleştirir ve benzeri şekilde devam eder. Başka bir deyişle, ilk hareket bir sıra dâhilinde gerçekleşmekte, duyuşal geri bildirim sistemleri reseptörler aracılığıyla algıladığı değişiklikler hakkında merkezi sinir sistemini bilgilendirmekte ve bu bilgi bir sonraki sıralı hareketi başlatmaktaydı. Bu görüş 20. yy’ ın başlarına kadar geçerli oldu (Rosenbaum vd., 2007). Ancak, Karl Lashley 1951 yılında yayınladığı “Davranışta Seri Düzen Sorunu (*The problem of serial order in behavior*)” adlı klasik eseriyle bu görüşün hatalı olduğunu ileri sürdü (Lashley, 1951). Lashley bazı kanıtlar sağlayarak duyuşal girdi gecikse bile hareketlerin meydana gelebildiğini, bazı hareketlerin tüm adımları takip edemeyecek kadar çok hızlı gerçekleştiğini ve beynin bir sonraki hareket serileri için iç planlama adımları yarattığını ortaya koydu (Rosenbaum vd., 2007).

2.2. Refleksif, Otonom ve İstemli Hareket Formları

İnsan organizmasında kas, iskelet, sinir, dolaşım ve solunum sistemlerinin koordineli bir şekilde çalışması ile oluşan hareketler en temelde refleksif, otonom ve istemli hareketler olmak üzere 3’e ayrılabilir. Birçok vücut sisteminin işbirliği ile üretilen hareketler, merkezi sinir sistemindeki başlama alanları ve özelliklerine göre sınıflandırılabilir. Tablo 2.1. bu sınıflandırmayı göstermektedir.

Tablo 2.1. *Hareket tipleri (Ertan ve Bayram, 2020)*

İsim	Özellik	Başlama Alanı	Örnek Hareket
Spinal Refleksler	Afferent duyuşal geribildirmeye verilen ani yanıtlardır	Duyuşal bilginin özelliğine göre çoğunlukla omurilikte	Göz kırpma, patellar tendon refleksi
Otonom Hareketler	Refleksif ve istemli hareketlerin karışımı şeklindedirler	Hareketin başlatılması MSS'nin üst bölümlerinde, yürütülmesi ise alt bölümlerindedir	Yürüme, koşma, çiğneme
İstemli Hareketler	Amaçlı ve istemli hareketlerdir, pratik ile geliştirilebilirler	Hareketin başlatılması tamamı ile MSS'nin üst bölümleridir	Teniste forehand vuruşu, enstrüman çalma, futbolda topa vuruş

2.2.1. Refleksif hareket formları

Refleks yollarını anlamamanın ön koşullarından biri sinir sisteminin en küçük fonksiyonel birimini anlamaktır. Motor ünite, sinir sisteminin en küçük işlevsel birimidir ve motor komutların nihai çıktısı olarak kabul edilebilir (Konrad, 2005). Bir motor ünite, bir alfa motor nöron ve inerve ettiği tüm ektrafuzal kas liflerinden oluşur. Bu kas liflerinin sayısı 1-2 ile 1000 arasında değişebilir. Bir motor nöron tarafından inerve edilen kas liflerinin sayısı az ise, o kasın ürettiği hareket daha kesindir (parmak kasları gibi). Bunun aksine, bir motor nöron tarafından inerve edilen kas liflerinin sayısı yüksekse, kas büyük hareketler üretir (quadriceps kasları gibi). Motor nöronların devreye girme sırası (recruitment order) boyutlarına bağlıdır. Yani ilk olarak en küçük ve en düşük, daha sonra daha yüksek kuvvet üretme kapasitesi olan kas liflerini ateşleyen motor nöronlar daha sonra devreye girer. Bu durum Henneman boyut ilkesi (Henneman size principle) olarak bilinir (Henneman vd., 1965).

Duyu sistemlerinden gelen afferent sinyaller merkezi sinir sistemine ulaştığında, omurilik refleksi adı verilen hızlı bir tepki uyandırır. Refleks yollarının insan vücudunda iki ana işlevi vardır. Birincisi, ani istemsiz hareketler durumunda kasları yaralanmadan korumak; ikincisi, daha yüksek beyin merkezlerinde başlatılan temel ritmik eylemleri kontrol etmektir (Ertan ve Bayram, 2020).

Bir refleks yanıtının oluşabilmesi için dört ana bileşene ihtiyaç vardır; (i) reseptör (mekanik, sıcaklık veya titreşim uyarısını kodlayarak elektrik sinyallerine dönüştürür), (ii) afferent (elektrik sinyallerini merkezi sinir sistemine iletir), (iii) efferent (merkezi sinir sisteminden çıktı sinyallerini efektör organlara iletir), (iv) efektör (hareket yanıtı

oluşturan kas). Sadece iki nöron (afferent ve efferent) bir sinaps yapıyorsa buna “monosinaptik refleks” denir. Bilginin afferentten efferent nöronlara internöronlar aracılığıyla iletilmesine “polisinaptik refleks” denir. Tüm nöronların %20-30’ u internörondur ve internöronlar hemen hemen tüm hareketlerde afferent ve efferent nöronlar arasındaki iletim sürecini düzenlemektedirler (Enoka, 2008).

2.2.2. Otonom hareket formları

Hayatta kalma, postürel ayarlamalar ve savaş ya da kaç (fight or flight) tepkileri için otomatik davranışlara ihtiyaç vardır. Görsel, somatosensoriyel ve vestibüler sistemlerden gelen tüm bilgiler, hareketlerin yürütülmesi veya vücudun bir bölümünün sabit bir pozisyonda tutulması için merkezi sinir sisteminde birleştirilir. Postural oryantasyon, tüm hareket türleri için çok önemlidir ve başımızı bir kitaptan sabit bir mesafede tutmak, yürüme/koşu gibi ritmik hareketler veya eklemleri sabit bir pozisyonda tutmak gibi otomatik davranışlarla doğrudan ilişkilidir. Üst düzey beyin merkezlerinin katılımını gerektiren istemli hareketler için de postural oryantasyon becerilerine ihtiyaç vardır (Ertan ve Bayram, 2020).

Bir diğer önemli otomatik davranış ise dengedir. Proprioseptif reseptörlerden, vestibüler ve görsel sistemlerden gelen tüm bilgiler, vücudun uzaydaki konumu hakkında merkezi sinir sistemine bilgi verir. Merkezi sinir sistemi, vücudun kütle merkezini destek tabanı içinde tutmak için bu bilgiyi karşılaştırır. Başka bir deyişle, merkezi sinir sistemi etrafımızdaki boşluğu kalibre etmekte ve bizi sürekli dengede tutmaktadır. Bu sağlıklı insanlar için çok basit görünse de bilateral vestibülopatisi olan insanlar için oldukça sorunlu bir görevdir (Kram ve Taylor, 1990).

Merkezi sinir sisteminin hiyerarşik organizasyonu nedeniyle, yüksek düzeyde bilişsel ve motor işlevler gerektiren hareketler, sistemin üst seviyeleri (yani motor korteks, bazal ganglionlar gibi) tarafından kontrol edilir. Oysa daha düşük seviyeler (yani beyin sapı, omurilik gibi) yürüme, koşma gibi ritmik ve tekrarlayan hareketlerin kontrolünden sorumludur. Özetle otonom hareketlerin başlatılması istemli, yürütülmesi ise otonomdur ve otonom hareketler serebellum (beyincik) tarafından kontrol edilir (Ertan ve Bayram, 2020).

2.2.3. İstemli hareket formları

Merkezi sinir sistemi, özellikle beynin prefrontal korteksi, istemli hareketlerin

kontrolünde kritik bir öneme sahiptir. Adından da anlaşılacağı gibi, merkezi sinir sistemi somatosensoriyel sistemlerin duyuşsal bilgi sağladığı ve motor sistemin motor çıktısını kaslara ilettiği “merkez” dir. Prefrontal korteks, somatik hareketlerin planlanması ve kontrol edilmesi için önemli bir işleve sahip olmasına rağmen, karar vermenin ardından belirli motor komutların programlanması ve serbest bırakılması için tek yapı değildir. İnce motor hareketlerin yürütülmesi için bazal ganglionlar, talamus, serebellum ve beyin sapı (pons, medulla oblongata, retiküler oluşum) gibi diğer bazı subkortikal alanların koordinasyonu gereklidir. Tablo 2.2. motor kortekste bulunan üç önemli alanı göstermektedir.

Tablo 2.2. Motor korteksin harekete ilişkin önemli alanları (Ertan ve Bayram, 2020)

İsim	Lokasyon	Fonksiyon
Primary Motor Area (M1)	Central sulcus boyunca uzanmaktadır	İstemli hareketlerin yürütülmesini kontrol eden nöral impulsların oluşturulması
Supplementary Motor Area (SMA)	Motor cortexin önü ve premotor alanın mediali boyunca uzanmaktadır	Karmaşık hareketlerin planlanması, çift el ile yapılan hareketlerin koordine edilmesi
Premotor Area (PMA)	Primary motor cortexin hemen anteriorü boyunca uzanır	Tek bir fonksiyonu yoktur, öncelikli görevi dışsal olaylara bağlı olarak yapılacak hareketlerin sırasının belirlenmesidir

M1, SMA ve PMA alanları istemli hareketlerin oluşturulmasında koordineli olarak çalışmaktadırlar. Gerçek dünya koşullarında ise, istemli hareketler belli bir sıra ile gerçekleşir. Örneğin, bir çikolatayı ağzınıza götürmek istiyorsanız, birden fazla hareket formu (yani kolunuzu öne doğru uzatmak, çikolatayı parmaklarınızla tutmak, çikolatayı ağzınıza götürmek ve sokmak, çiğnemek ve yutmak) gerçekleştirmeniz gerekir. Prefrontal kortekste hareket fikri oluşturulduktan sonra, bu bilgi motor korteks yoluyla kontrol için bazal ganglionlara ve serebelluma gönderilir. Daha sonra yine talamustan geçerek motor kortekse iletilmesi gerekir. Bazı durumlarda, birisi bir hareketi yapmayı düşünebilir, ancak bunu gerçekten yapmaz. Bu gibi durumlarda bile bazal ganglionlar ateşlenme hızını artırmaya başlar. Başka bir deyişle, bazal ganglionlar, hareket gerçekten başlamadan önce bile elektriksel aktiviteye sahiptir (Enoka, 2008). Son yıllarda popüler bir araştırma alanı olan zihinsel antrenman esasında bu temele dayanmaktadır. Parkinson gibi kas koordinasyonunu etkileyen bazı nörodejenaratif hastalıklarda elektriksel uyarılar SMA bölgesine uygulanmakta ve hastaların yürüme örüntülerinde iyileşmeler elde edilmektedir.

2.3. İstemli Hareketin Nöral Kontrolü

Önceki iki bölümde refleksif ve otonom hareketlerin genel mekanizmaları açıklanmıştır. Yürüyüş, koşu gibi hareketlerin nörol kontrolü serebrum tarafından başlatılıp serebellum kontrolünde gerçekleşirken teniste forehand vuruşu gibi karmaşık bir sportif becerinin nöral kontrolü üst beyin merkezleri tarafından yönetilmektedir.

Sinir sistemimizin amaca yönelik istemli bir hareketi gerçekleştirebilmek için hem çevremizden (görsel, işitsel vb.) hem de vücudumuzdan (kaslar, propriosepsiyon vb.) bilgi toplaması, bu bilgiyi değerlendirerek bir motor komut oluşturması ve bu motor komutu efektör organlara (kaslar) iletmesi gerekmektedir. Örneğin, bir oyuncunun tenis topuna vurabilmesi için sinir sisteminin, topun rakipten nasıl geldiğini ve kendi vücuduna göre sahada nerede bulunacağını bilmesi gerekir (Desmurget vd., 1998). Bu bilgilere göre, oyuncunun hangi vuruşu yapacağına (forehand, backhand, topspin, slice vb.) ve seçilen vuruşu gerçekleştirmek için vücudunun nasıl pozisyon alması gerektiğine karar vermesi gerekir. Bütün bu süreç beyinde planlanır ve bütüncül bir motor komut hem üst hem de alt ekstremitelerde bulunan ilgili efektör organlara iletilir.

İstemli hareketin oluşumu ana hatları ile basit gibi görünse de bazal ganglionların istemli hareketin oluşumundaki görevleri oldukça karmaşıktır. Serebrumun altında birbirine bağlı beş çift çekirdek bulunur. Talamusa yakın konumlanmış bu beş çekirdek çifti, bazal gangliyonlardır: Globus Pallidus (externus, internus), Putamen, Cuadate Nucleus, Subthalamic Nucleus, Substantia Nigra. Bazal ganglionlar, hedefe yönelik hareketlerin ince ayarı için son derece önemli bir rol oynar, modülatör görevi görür ve hem doğrudan hem de dolaylı yollar yoluyla uyarıcı/engelleyici (exhibitory/inhibitory) etkiler göstererek hareketin yürütülmesini kolaylaştırır (Tablo 2.3).

Tablo 2.3. Basal gangliyanın harekete ilişkin önemli alanları (Ertan ve Bayram, 2020)

İsim	Lokasyon	Fonksiyon
Globus Pallidus (externus, internus)	Motor cortexin altında, thalamusa yakın	Internal bölüm bilgiyi putamenden thalamusa, external bölüm bilgiyi putamenden subthalamic nucleusa
Putamen	Motor cortexin altında ve globus pallidusun lateralinde	Bilgiyi motor cortexten globus pallidus internus ve externusa transfer eder
Cuadate Nucleus	Lateral olarak Motor cortexin altında globus pallidus ve putameni çevreler şekilde	Putamen ile birlikte striatumu oluşturur, basal ganglia limbic system ile ilgili bir çok fonksiyonu vardır
Subthalamic Nucleus	Globus pallidusun medialinde ve thalamusun hemen altında	Bilgiyi globus pallidus externusdan globus pallidus internusa taşır
Substantia Nigra	Globus pallidusun altında ve orta hatta çok yakın	Bilgiyi motor cortexten putamene taşır, uyarıcı/engelleyici fonksiyonlar için dopamin salgılar

Direkt yollarda bilgi akışı (i) motor korteksten putamene, (ii) putamenden globus pallidus internus'a, (iii) globus pallidus internus'tan talamusa ve (iv) talamustan motor kortekse doğru gerçekleşir. Dolaylı yollarda bilgi akışı ise (i) motor korteksten putamene, (ii) putamenden globus pallidus externus'a, (iii) globus pallidus externus'tan subtalamik çekirdeğe, (iv) subtalamik çekirdekten globus pallidus internusa, (v) globus pallidus internus'tan talamusa ve (iv) talamustan motor kortekse doğru gerçekleşir. Direkt yollar, indirekt yollara göre daha kısadır, bilgi subtalamik çekirdeğe iletilmez ve uyarıcı (exhibitory) bir etki yaratır. Dolaylı yollar yapısal olarak daha uzun iken, bilgi subtalamik çekirdeğe iletilir ve engelleyici (inhibitory) bir etki yaratır. Ayrıca bazal gangliyonlardan oluşan çekirdeklerin aktiviteleri dinlenme ve hareket koşullarında farklılık gösterir. Önemli bir kavram olarak, çoklu hareket içeren tüm motor planlar temel olarak bazal ganglionlarda ve serebellumda depolanır (Ertan ve Bayram, 2020).

2.4. İstemli Hareketin Oluşmasında Somatosensoriyel Sistemlerin Rolü

Somatosensoriyel sistemlerin rolü, merkezi sinir sistemine sürekli olarak duysal geribildirim sağlamaktır. Periferik sinir sisteminin bir parçası olarak somatosensoriyel sistemler de iki alt kategoriye ayrılır; (i) özel duyarlar ve (ii) genel duyarlar. Vücudun bir bölümünde özel duyarlar (retinadaki fotoreseptörler, dildeki tat reseptörleri gibi) yoğun iken, genel duyarlar vücudun birçok bölgesinde bulunabilir (tüm iskelet kaslarındaki kas içicikleri gibi). Ancak, genel duyarların yoğunluğu da vücudun farklı bölgelerinde değişiklik gösterir. Örneğin, kutanöz reseptörler, parmak uçlarında ve ayakların plantar bölgesinde daha yoğundur ve hasarları merkezi sinir sistemine duysal girdi olmaması nedeniyle motor performansta azalmaya neden olabilir (Abernethy vd., 2012).

Elektronikteki dönüştürücüler gibi tüm alıcıların işlevi, fiziksel enerjiyi kodlanmış sinir uyarılarına dönüştürmektir. Dönüştürülen elektrik sinyalleri, afferent (çevreden ve vücuttan bilgi taşıyan) ile merkezi sinir sistemine taşınır ve efferent (merkezi sinir sisteminden efektör organlara bilgi taşıyan) yolaklar yoluyla efektör organlara ulaşır. Merkezi sinir sistemi, geri bildirim almadıkça hedefe yönelik hareketler için uygun motor komutları gönderemez. Bu geniş iletişim ağında, motor komutlar, kortikal ve subkortikal merkezlerden kranial ve omurilik sinirleri (üst motor nöron olarak da adlandırılır) yoluyla omuriliğe ve oradan da alfa ve gama motor nöronları (alt motor olarak da adlandırılır) aracılığıyla istemli hareketler için kaslara gönderilir. Afferent (duysal) lifler dorsal (arka) kök gangliyonları yoluyla omuriliğe girerken, efferent

(motor) lifler ventral (ön) kök gangliyonları yoluyla omuriliği terk eder.

Somatosensoriyel sistemler, hem genel hem de özel somatik duyuları (görsel, işitsel, sıcaklık, vestibüler, dokunma, propriosepsiyon gibi) kullanarak bilgileri işler. Görme ve propriosepsiyon, istemli hareketleri kontrol etmek için iki ana duyuşsal bilgi kaynağıdır. Görsel bilginin diğer duyuşsal bilgi türleri üzerinde baskınlığı vardır, bu da vücut pozisyonu hakkında bir çelişki olduğunda, sinir sistemimizin görsel bilgiye güvenme eğiliminde olduğu anlamına gelir (Lee ve Thomson, 1982).

İnsanlar, diğer tüm memeliler gibi, duyuları sınırlı bir aralıkta algılamak üzere uzmanlaşmıştır. Örneğin insan kulağı 20 ile 20.000 Hz arasındaki ses frekanslarına duyarlıdır. Ayrıca, bir somatosensoriyel reseptör doğal veya yapay olarak uyarıldığında, reseptör tarafından algılanan duyum, reseptör tarafından işlenen bilginin türü ile aynı olmalıdır. Yani, uyarı bir titreşimli uyarı ise, diğer somatosensoriyel reseptör tipleri (örneğin sıcaklığa duyarlı) bu uyarana cevap vermeyecektir ve bu kavram tüm farklı reseptör tipleri için geçerlidir (Ertan ve Bayram, 2020).

2.5. Tenis Biyomekaniği

Teniste yer vuruşları sırasında, topun hızını ve dönüşünü (spin) oluşturmak için oyuncunun vücudunda oluşturduğu enerjiyi raket aracılığıyla topa aktarması gerekir (Elliott, 2006). Enerji, potansiyel (depolanmış enerji) veya kinetik enerji (hareket enerjisi) olabilir. Spesifik bir potansiyel enerji türü olan elastik enerji bir katının veya bir sıvının elastik distorsiyonuna neden olan veya bunun tarafından serbest bırakılan enerjidir. Örneğin bir yayda gerilim altında depolanan enerji elastik enerjidir. İnsan vücudundaki eşdeğeri ise, gerilim altındaki kaslarda ve tendonlarda depolanan enerji olacaktır. Teniste kinetik enerji ise, tenis topunu hareketsiz bir konumdan istenen bir hıza ulaştırmak için gereken işi ifade etmektedir (Ivancevic vd., 2010).

Bir tenis vuruşunda vücudun gerekli enerjiyi topa nasıl aktardığı incelenirken burada vücut, birbirine bağlı ve belirli bir sırayla birbirini etkileyen bir dizi bağlantı veya zincir olarak düşünülür (rigid body). Örneğin, ayak, ayak bileği eklemi ile bacağına bağlanan ve sırayla diz eklemi ile uyluğa bağlanan bir bağlantıdır (Ivancevic vd., 2010).

Temel forehand vuruşu sırasında, ayaklar ya açık ya da yarı açık duruş pozisyonundadır. Omuz ve gövde yaklaşık 45 derece vuruş kolu yönüne döndürülür, bu da karın ve pelvis çevresi kasların kasılmasına ve devamında hafif bir diz bükülmesine neden olur (Elliott, Reid ve Crespo, 2003). Forehand vuruşunda raket yaklaşık kafa

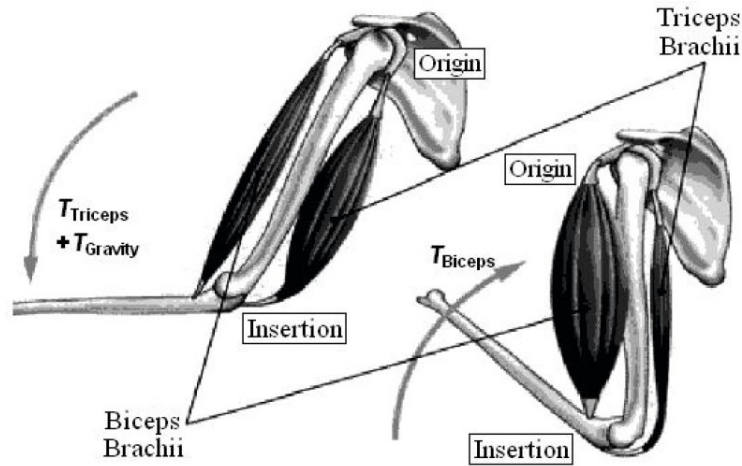
seviyesinde tutulur. Bu pozisyonda, raket başı yukarıdayken hem PM, önkol kasları, kalça çevresi kaslar ve diz ekstensörleri hem de iç ve dış oblik kaslarında depolanmış şekilde büyük miktarda elastik enerji vardır. Bu enerji belli bir sırayla serbest bırakılır ve bağlantı dizisinde bir örtüşme vardır. Geriye savurma fazında, kalça ve diz eklemler açılırlar azalmaya başlar ve elastik enerji depolanır. İleri savurma fazında raketin topla temas etmesi için toraks rotasyona başlar. Bu rotasyonun güçlü bir şekilde desteklenmesi için arkadaki bacak tamamen ekstansiyon durumuna gelerek itiş sağlar (leg drive). Aslında birçok profesyonel oyuncu amatör oyuncularından bu noktada (leg drive) ayrılmaktadır (Elliott, Marsh ve Overheu, 1989).

Top temasında, raketi yönlendirmek ve stabilize etmek için sadece orta düzeyde kavrama basıncı gereklidir. Bunun nedeni, ileri momentumun raketin enerjisini fazla çaba harcamadan topa taşımasıdır. Temas sonrasında; omuz, gövde ve kalçalar raketin yolunu izleyerek doğal bir şekilde baskın olmayan tarafa doğru dönme hareketine devam eder ve bu esnada raketin yavaşlaması için vuruş kolunun kontralateralindeki kaslar eksantrik olarak kasılır (Choppin, Goodwill ve Haake, 2010).

Tüm bunların, yüklemekten açığa çıkarmaya (loading to releasing) kadar maksimum enerji ve momentum aktarımının gerçekleşmesi için hassas bir zamanlama ile tek bir akış içinde gerçekleşmesi gerekir (Landlinger vd., 2010). Ayrıca maksimum raket hızı için, kamçı hareketinde olduğu gibi raketin hızını artırmak için bazı vücut bölümleri yavaşlatılabilir (Elliott, Marshall ve Noffal, 1996). Kişinin tenis olgunluğunun tüm seviyelerinde bazı temel biyomekaniklere ihtiyacı vardır. Ancak zamanla teniste ilerledikçe, etkili servis, forehand ve backhand vuruşları için çok önemli olan kırbaç etkisi içeren hareketlerin de özel bir biyomekaniğe ihtiyaç duyduğunu görürüz (Elliott, Takahashi ve Noffal, 1997; Takahashi, Elliott ve Noffal, 1996).

2.5.1. Temel biyomekanik ünite

Temel biyomekanik ünite, aynı eksen etrafında ve aynı eklemden ortak bir kas torku üreten karşılıklı olarak bir agonist ve bir antagonist olmak üzere bir çift kastan oluşan temel bir hareket birimidir. En belirgin örnek biceps-triceps çiftidir (Şekil 2.2.).



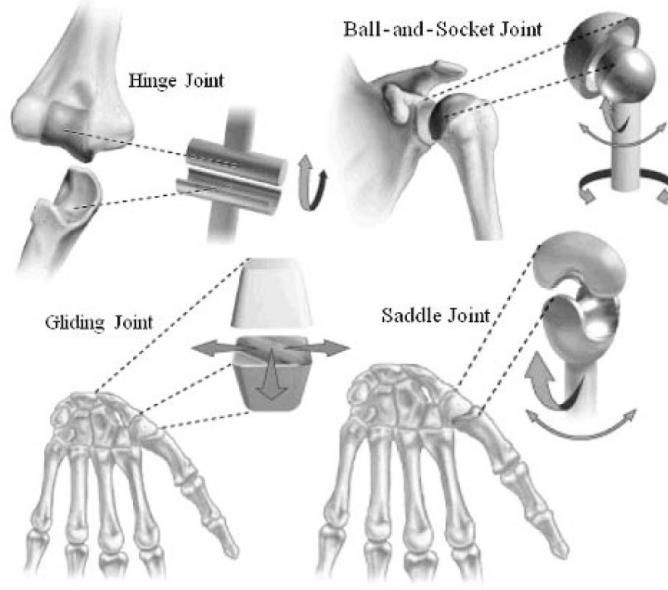
Şekil 2.2. Temel biyomekanik ünite (Ivancevic vd., 2010)

Normal dikey konumda, trisepsin aşağı yönlü hareketi yerçekimi tarafından oluşturulmakta ve bu esnada biceps kası eksantrik olarak kasılmakta ve tork üretmektedir. Ancak bu hareketin gerçekleşebilmesi için nöral olarak da triceps kasının gevşemesi ve hareketin oluşumuna izin vermesi gerekmektedir. Bu döngüye resiprokal inhibisyon denilmektedir (Robertson vd., 2013).

2.5.2. Eklemlerdeki serbestlik derecesi (degree of freedom)

Bazı eklemler az hareketlidir ve sadece kartilaj yapı ile bir arada tutulan ve eklem boşluğu olmayan iki kemikten (örneğin intervertebral eklem, omurgadaki iki omur ve bunlar arasında bir intervertebral disk) oluşur. Öte yandan, omuz, kalça, dirsek ve diz gibi insan hareketinde yer alan ana eklemler, eklem boşluğu ile ayrılmış, sinovyal sıvı ile yağlanmış ve lifli bir eklem kapsülü içine alınmış birkaç kemikten oluşur (Payton ve Burden, 2017). Farklı eklemlerin farklı hareket serbestlik dereceleri [Degrees of Freedom (DOF)] vardır: menteşe (hinge) eklemlerde 1 DOF, düz (gliding) ve eyer (saddle) eklemlerde 2 DOF, bilye ve soket (ball and socket) eklemlerde ise 3 DOF vardır (Şekil 2.3).

Teniste özellikle omuz ekleminin yeterince kuvvetli ve esnek bir yapıda olması gereklidir. Omuz ile bağlantılı olan skapular eklemi destekleyen serratus anterior, pectoralis minör ve rhomboid kasların etkili bir vuruş için yeterli esneklik ve kuvvet özelliklerini sergilemesi oldukça önemlidir. Servis ve forehand vuruşu sırasında omuz internal rotatörlerinin vuruş doğruluğuna büyük ölçüde katkı sağlar (Elliot, 2009).



Şekil 2.3. Temel insan eklemlerindeki serbestlik dereceleri (Kaynak: Ivancevic vd., 2010)

2.5.3. Tenis biyomekaniği için gerekli minimum dinamikler

Bir tenis topunun havadaki hareketleri serbest bir katı cisim olarak modellenebilir (Şekil 2.4.). Benzer olarak insan hareketinin dinamiği de; üç boyutlu (3B) uzayımızdaki katı cisim hareketlerinin Newton-Euler denklemleri ile ifade edilebilir. Uzayda serbestçe hareket eden katı bir cisim 3 düzlemsel (X,Y,Z düzlemleri) ve 3 rotasyonel (X,Y,Z eksenleri etrafında) olmak üzere 6 serbestlik derecesine sahiptir (McGinnis, 2013). Düzlemsel hareket, Newton'un ikinci hareket yasası denklemi ile tanımlanır:

$$\text{Kuvvet (F)} = \text{Kütle (m)} \times \text{İvme (a)} \quad (2.1)$$

Benzer şekilde, dönme ivmesi (üst simge R ile gösterilir) Euler hareket denklemi ile gösterilebilir:

$$\text{Tork (T)} = \text{Atalet Momenti (I)} \times \text{Dönme İvmesi (a}^R\text{)} \quad (2.2)$$

Şekil 2.4' de, her eksene ilişkin (x, y, z) bir düzlemsel F denklemi ve bir rotasyonel T denklemi vardır; v hızı belirtirken, bir niceliğin üzerindeki nokta (zamana göre) değişim oranını gösterir. Ayrıca,

$$\text{Atalet Momenti (I)} = \text{Kütle (m)} \times \text{Moment-Kolu Karesi (l}^2\text{)} \quad (2.3)$$

Son olarak,

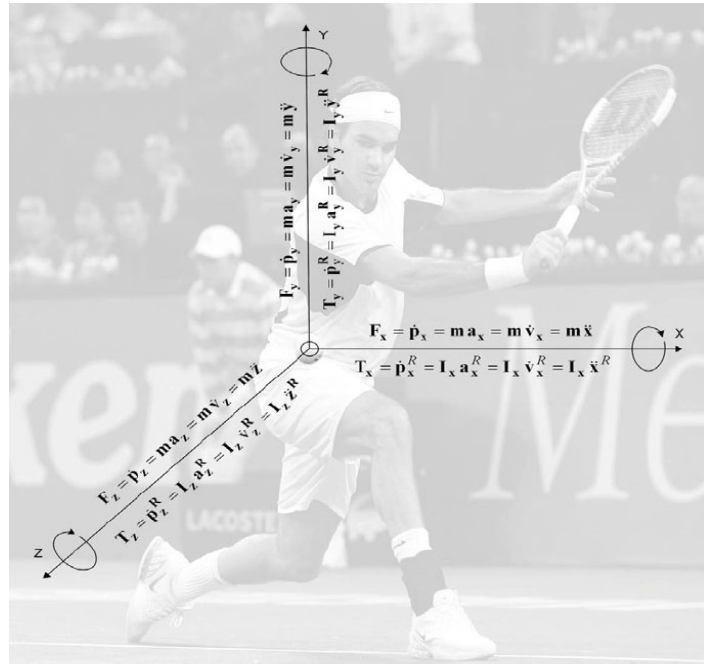
$$\text{Lineer Momentum (p)} = \text{Kütle (m)} \times \text{Hız (v)}, \quad (2.4)$$

$$\text{Kuvvet (F)} = \text{Lineer Momentumun Değişim Oranı (}\dot{p}\text{)}; \quad (2.5)$$

ve benzer şekilde,

$$\text{Açısal Momentum (p}^R\text{)} = \text{Atalet Momenti (I)} \times \text{Açısal Hız (v}^R\text{)}, \quad (2.6)$$

$$\text{Tork (T)} = \text{Açısal Momentumun Değişim Oranı (}\dot{p}^R\text{)}. \quad (2.7)$$



Şekil 2.4. Serbest katı cisim modellemesiyle tenis topunun Newton-Euler dinamiği

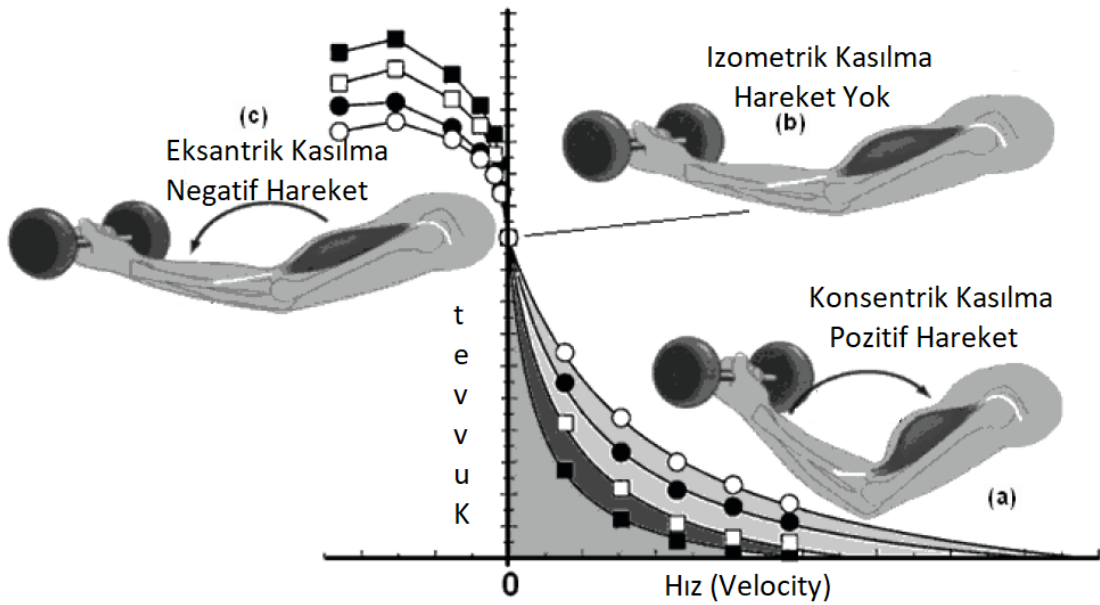
Bir tenis topu yumuşak bir cisim olduğundan, bu yalnızca bir tahmindir. Ancak, yumuşak cisim dinamiği daha karmaşık olduğundan hem bu tip nesneler hem de insan vücudu için katı cisim mekaniği prensipleri kullanılmaktadır. (Kaynak: Ivancevic vd., 2010)

Newton'un Nedensellik İlkesi şunu belirtir: kuvvet ivmenin nedeni, ivme hızın nedeni, hız da doğrusal hareketin bir nedenidir. Benzer şekilde, tork açısal ivmenin nedeni, açısal ivme açısal hızın nedeni ve açısal hız da açısal hareketin bir nedenidir (Ivancevic vd., 2010).

Biyomekanikte tek aktif kuvvet kas kuvvetidir. Eklemlerindeki, agonist, antagonistik ve sinerjist kaslar hareket için itici torklar üretir. Her türlü insan hareketi, insan eklemlerindeki itme torklarının bir sonucudur (Akalan ve Temelli, 2017). Kasın antrene edilmesi perspektifinden en önemlisi ise, hem kuvvet hem de hız ile ilişkili ve şu şekilde tanımlanan fiziksel güçtür (İnal, 2013):

$$\text{Güç (P)} = \text{Kuvvet (F)} \times \text{Hız (V)} \quad (2.8)$$

Fizyolojik olarak kuvvet-hız eğrisinin altında kalan alana karşılık gelir (Şekil 2.5). Kas gücü, tenis dahil tüm güç sporlarının temel unsurudur (Winter, 2009).



Şekil 2.5. Üç tip kas kasılması ile ilgili kas kuvvet-hız eğrisi

(a) konsantrik kasılma (pozitif hareketi), (b) izometrik kasılma (hareket yok) ve (c) eksantrik kasılma (negatif hareket). Grafik, dört farklı hızda gerçekleştirilen hareketleri göstermektedir. Eğrinin altındaki gölgeli alan kas gücünü temsil etmektedir. (Kaynak: Ivancevic vd., 2010)

2.6. Temel Vuruş Olarak Forehand ve Vuruşun Mekanikleri

Tenisteki tüm vuruşların belli bir mekaniği bulunmaktadır ve başarılı bir vuruş için bu temel mekaniklerin oyuncular tarafından etkili bir biçimde kullanılabilir olması gerekmektedir. Gerçek maç koşullarında, rakipten gelen topun hızı, dönüşü (spin), kortun neresine temas edeceği ve sekmesi her vuruş için farklılık göstermektedir

ve oyuncuların değişen bu koşullara ani bir şekilde uyum sağlaması gerekmektedir. Aşağıda alt başlıklarda forehand vuruşu ile ilgili öğretim basamakları ve temel mekanikler özetlenmektedir.

2.6.1. Forehand vuruşunun öğretim basamakları

Başarılı bir forehand vuruşu için antrenörlerin ulaşmayı amaçladığı hedef, peş peşe yapılan en az 3 vuruş arasındaki herhangi bir teknik farklılığın önemsiz ve hatta algılanamaz olduğu bir tekrarlanabilirlik (repeatability) düzeyidir (Reid, Elliott ve Crespo, 2013). Vuruşların hareket koordinasyonu arasında bir miktar stabilite veya tutarlılık olması gerektiği doğru olsa da, bu tutarlılığın raket-top temasına (impact) yakın distal üst ekstremit eklemlerinin kinematiği ile sınırlı olduğu görölmektedir (Knudson, 1990). Bu bulgu tenis antrenörleri için çok önemlidir. Çünkü önemli olanın, raket salınımındaki kinematik farklılıktan çok, raket-top teması anındaki eklem pozisyonlarının stabilitesi olduğunu vurgular. Bu şu anlama gelmektedir: oyuncular hazırlık, geriye savurma ve ileriye savurma fazlarında değişken dirsek ve bilek açısal hız ve ivme modelleri sergilese de, topla temas anında nispeten sabit dirsek ve bilek açısal pozisyonları sergilemektedirler (Knudson, 1990). Bu aslında tenis antrenörlerinin başarmaya çalıştığı tekrarlanabilirlik ilkesi ile örtüşmektedir.

Yetişkin veya ileri seviyedeki oyuncuların forehand vuruşları rastgele antrenman koşullarında daha iyi gelişirken (Douvis, 2005) orta düzey veya rekreatif oyuncuların bloke edilmiş antrenman programlarının (elle beslemeler, topla beslemeler, top atma makinesi ile beslemeler gibi), forehand performansını iyileştirmede daha etkili olduğu gösterilmiştir (Farrow ve Maschette, 1997). Bu veriler, yeni başlayan ve rekreatif oyuncuların, daha az tahmin edilebilir ve daha fazla maç benzeri vuruş drillerinden önce, bloke edilmiş antrenman programlarıyla forehand temellerini geliştirmesi gerektiğini göstermektedir. Örneğin, Farrow ve Reid (2010) tarafından yakın tarihte yapılan bir çalışma, Tennis 10s programı kapsamında boyutları değiştirilmiş kort ve topların çocukların öğrenme deneyimini büyük ölçüde kolaylaştırdığını göstermiştir. Yarı sahada antrenman yapan oyuncuların, 6 hafta sonunda tam sahada antrenman yapan oyunculardan önemli ölçüde daha fazla başarılı forehand vuruşu yaptığı gösterilmiştir. Bunun sahanın küçölmesi ile birlikte optimal bir zorluk derecesinin oluşturulması ile öğrenmenin en üst düzeye çıkarılması (Schmidt ve Wrisberg, 2000) ve oyuncuların daha fazla vuruş fırsatı ve oyuna katılımı ile ilgili olduğu başka

çalışmalarca da rapor edilmiştir (Jackson ve Marsh, 1995; Davids vd., 2008).

2.6.2. Vuruş sonrası toparlanma

Etkili bir forehand vuruşu için en önemli ön koşul topun algılanması ve bu algıya yönelik oyuncunun hareketini içerir (hazırlık evresi). Teniste elit oyuncular tarafından yapılan yer vuruşlarının yaklaşık %70'i (hem forehand hem de backhand) yaklaşık 3-4 m mesafe içerisinde gerçekleşmektedir (Reid, Elliott ve Crespo, 2013). Ayrıca, ileri seviye teniste vuruşların büyük bir yüzdesi zaman baskısı (sert kortta ~%45, toprak kortta ~%30) altında oynanmaktadır (Weber vd., 2007). Bu farklılığın iki yüzeyin sürtünme özelliklerindeki ve kort zeminine özgü taktiksel farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Maç kayıtları, düşük ve yüksek zaman baskısı durumlarındaki çoğu yer vuruşunun dışarıda atıldığı ya da net olduğunu göstermiştir (Pieper, Exler ve Weber, 2007; Weber vd., 2007). Genel olarak daha yüksek hızla gelen toplarda zaman baskısı oluşmakta ve oyuncu raketini açmada ya da topa hareketlenmede geç kalmakta, bunun sonucunda da hata (dışarıda, net) yapmaktadır (Knudson ve Blackwell, 2005).

2.6.3. Tutuş stili ve basınç

Forehand tutuşunun doğu (eastern), yarı batı (semi-western) ve batı (western) olmak üzere üç genel sınıflandırması vardır. Her tutuş şekli, vuruşun kinematikini ve dolayısıyla topun temas sonrası davranışını etkiler (Reid, Elliott ve Crespo, 2013). Tagliafico ve arkadaşları (2009) 20 aylık bir süre boyunca izlenen 370 yetişkin oyuncunun yaklaşık %13'ünde, el bileğinde forehand tutuşla ilgili yaralanmalar tespit etmiş ve forehand tutuş tipinin profesyonel olmayan oyuncuların bilek yaralanması profilinde rol oynadığını bildirmiştir. Ulnar ve radial taraftaki yaralanmalar veya ağrı, sırasıyla batı/yarı batı ve doğu tutuşları ile ilişkilendirilmiştir ve bu, Elliott ve arkadaşlarının (1989) verileriyle de uyumludur. Batı/yarı-batı tutuşlarda artan ulnar bilek fleksiyonu artan dikey raket hızı üretimiyle ilişkilendirmiştir. Bu nedenle, bilek yaralanmalarının tanısında ve yaralanmayı takiben önerilen iyileştirici teknik çalışmalarda tutuş pozisyonunun dikkate alınması gerekmektedir.

Aslında sabitlenmiş bir raket kullanılarak yapılan simülasyon çalışmaları, kavrama basıncının, vuruş hızı üzerinde çok az bir etkisinin olduğu rapor edilmiştir (Elliott, 1982). Birçok antrenör de, oyuncularının tutuş basıncını artırmaktan çok azaltmalarını teşvik etmektedir. Oyunculardan; hazırlık, geriye savurma ve ileri savurma fazlarında çok hafif bir kavrama, topla temas anında ise kavrama basıncının bir

miktar artırılması ve savurma fazında tekrar azaltmaları istenebilir. Bunun bilinçli olarak ne ölçüde kontrol edilebileceği bilinmemektedir ancak sürekli raketi yüksek bir basınç ile kavramak ön kol kaslarının hemen yorulmasına neden olacak ve vuruş mekaniğini bozacaktır. Knudson ve White (1989), kavrama kuvvetlerinin, topla temastan 50 ms önce arttığını ve forehand vuruşu boyunca elin farklı bölgelerinde önemli ölçüde değiştiğini göstermiştir. Daha yakın zamanlarda, kavrama basıncının artmasının, raket başının orta alanından vurulmayan atışlar için avantajlı olabileceği hipotezi, Choppin ve arkadaşlarının çalışmasıyla (2010) kısmi de olsa desteklenmiştir. Bu çalışmada oyuncular kendi raketlerini kullanmışlar ve genel olarak en kolay ve başlangıç tutuşu olan doğu (eastern) tutuşu tercih etmişlerdir.

2.6.4. Alt ekstremite pozisyonlaması ve duruş

Oyuncular tarafından forehand vuruşları için kullanılan duruş veya ayak yerleşimi tipik olarak dört kategoriden birine girer. Açık duruşta, oyuncunun ayaklarının ve kalçalarının hizalanması fileye paralel ve dönüktür. Ancak kapalı duruşta vuruş kolunun çaprazındaki ayak neredeyse fileden 1800 uzağa döndürülmüştür. Kare/nötr (squared/neutral) duruşta, ayakların ve kalçaların fileye yan vuruş pozisyonu aldığını görülürken, yarı açık duruş ise kare ve açık duruşlar arasındaki herhangi bir ayak pozisyonunu ifade etmektedir (Reid, Elliott ve Crespo, 2013).

Duruş tipinin çeşitli şekillerde vuruş kinematiği ile ilişkilidir ancak gerçek maç sırasında profesyonel oyuncular tarafından kullanılan duruş tiplerinin oranlarını gösteren bilimsel verilerde eksiklikler vardır. İleri düzey tenisçilerin tüm forehandleri açık duruş pozisyonunda oynadığına yönelik bir fikir vardır, ancak bu fikir bilimsel olarak kanıtlanmış değildir. Bazı antrenörler forehand vuruşu ilk öğrenildiğinde hangi duruş benimsenmiş ise ona devam edilmesini söylemekte ancak bu yaklaşımın etkililiği tam olarak bilinmemektedir (Alvarino, 2010).

Üniversite seviyesi kadın tenis oyuncularında forehand vuruşu sırasındaki kapalı duruş araştırılmış, başlangıçtaki diz pozisyonu ve ROM (Range of Motion: Eklem Hareket Açıklığı) derecesinin, hem beceri seviyesi hem de raket hızıyla pozitif ilişkili olduğu gösterilmiştir (Nesbit vd., 2008). Katılımcıların diz ROM açılarını artırma veya kısıtlama çabaları, önemli ölçüde daha düşük raket hızları ile sonuçlanmış, bu da bireyler için optimal bir diz pozisyonu ve ROM olabileceğini göstermiştir. Seeley ve arkadaşları (2011) baskın taraf diz eklemi ekstansiyonu ve plantar fleksiyonun tepe

açısal hızları ile top hızı arasında bir bağlantı olduğunu gösterdiler. Diz pozisyonlarının ve alt ekstremité hareketlerinin gelen topun yüksekliğine bağlı olarak değişmesi ve aralarındaki ilişkileri pekiştirmek için daha fazla araştırma gerekmektedir. Pratik açıdan, Nesbit ve arkadaşlarının (2008) çalışması, bacak itiş (leg drive) hareketinin aşırı teşvikini içeren müdahalelerin yapılmaması gerektiğini vurgulamaktadır.

2.6.5. Raket hızı ve yörüngesi

Flat, topspin, topspin lob vuruşlarında raket hızları benzerdir. Ancak, vertikal hızlar flat vuruşta ($\sim 17-8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), topspinde ($\sim 14-12 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) ve topspin lob vuruşunda ($\sim 9-13 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) olarak belirlenmiştir. Raketin dikeydeki hızı arttıkça yataydaki hızı azalmaktadır (Elliott, Marsh ve Overheu, 1989). Performans seviyesi arttıkça raket hızı da artmaktadır; Klüp oyuncular ($\sim 21-24 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), profesyoneller ($\sim 33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) (Landlinger vd., 2010; Blackwell ve Knudson, 2005). Raket hızı hesaplanırken impact deki absorbe etkisinin elemine edilmesi için özel veri yumuşatma prosedürlerine ihtiyaç duyulmaktadır (Knudson ve Bahamonde, 2001).

Flat forehand vuruşunda topa temas anında raketin yukarı yönlü salınım açısı $\sim 20^\circ$ iken topspin vuruşunda $\sim 40^\circ$ 'ye ve topspin lob vuruşunda $\sim 70^\circ$ 'ye yükselir (Takahashi vd., 1996). Bunun nedeni topa verilen spini artırmak için daha dik ve alçaktan yükseğe doğru bir raket salınımıdır (Crespo ve Reid, 2009). Orta seviye oyuncuların, temas öncesi ileri salınımdaki raket yörüngelerinin açıları daha düz iken ($\sim 20^\circ$) ileri seviye oyuncuların bir miktar ($\sim 30^\circ$) daha fazladır. Aslında dışarıdaa atılarak yapılan hatalar, fileye yapılan hatalara göre $\sim 3^\circ$ daha geniş raket yörünge açıları ile karakterize edilir (Blackwell ve Knudson, 2005; Knudson ve Blackwell, 2005).

2.7. Forehand Vuruşu Sırasında Alt Ekstremité Kassal Aktivasyonu

Literatürde forehand vuruşu sırasında alt ekstremité kassal aktivasyonunu rapor eden hiçbir çalışmaya rastlanılmamıştır. Masa tenisinde backhand top, forehand top, forehand spin, forehand smash ve flick vuruşları sırasında Gluteus Maximus, Biceps Femoris, Vastus Medialis, Vastus Lateralis, Rectus Femoris, Gastrocnemius Medialis, Gastrocnemius Lateralis ve Soleus kaslarının EMG aktivite oranları maksimal squat sıçrama ve İMİK (İzometrik Maksimum İstemli Kasılma) değerleri ile karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda değişik vuruşlarda ve değişik kaslarda farklı oranlarda aktivite oranları gözlenmiş ve smash ve forehand top gibi ofansif vuruşların diğer vuruşlara göre

da fazla aktivite oranı sergilediği bulunmuştur (Le Mansec vd., 2018; Yu vd., 2019).

2.8. Forehand Vuruşu Sırasında Üst Ekstremitte Kassal Aktivasyonu

Teniste üst ekstremitte ile ilgili EMG çalışmaları; forehand, servis ve vole vuruşunun karşılaştırılması (Van Gheluwe ve Hebbelinck, 1986), forehand ve backhand vole vuruşları sırasında top hızı ve boyutunun değişiminin karşılaştırılması (Chow vd., 2007), raket sapı kalınlığı (grip size) değişimi ile EMG aktivitesi değişimi (Adelsberg, 1986), backhand vuruşu sırasındaki şok transferinin raketten kola aktarımının performans seviyesine göre ön kol kaslarında nasıl farklılaştığı (Wei vd., 2006), raket ağırlığının değiştirilmesi ile birlikte farklılaşan kinematik parametrelere eşlik edip etmediğinin araştırılması (Creveaux vd., 2013), yorgunluğun performans üzerine etkileri (Rota vd., 2014) ve yoğunlukla da servis vuruşunun (Kibler vd., 2007; Chow vd., 2003; Blackwell ve Knudson, 2002) araştırılmasına odaklanmıştır.

Forehand vuruşu sırasındaki kassal aktivasyon stratejilerini inceleyen araştırmaların büyük çoğunluğu ise üst ekstremitte ve vuruş kolu kassal aktivasyonuna odaklanmaktadır. Bu çalışmalar, hazırlık aşamasında çoğu kasta düşük EMG seviyeleri, takip aşaması (follow through) sırasında orta EMG seviyeleri ve ileri savurma aşamasında yüksek EMG değerleri bildirmiştir (Rogowski vd., 2011). İleri savurma fazı sırasında Pectoralis Major kası ani bir aktivite artışı ile omuz eklemine hızlı bir iç rotasyon yaptırırken (Ryu vd., 1988), üst ekstremitte kasları da raketi ve vuruş kolunu stabilize etmektedir (Morris vd., 1989).

Rigozzi ve arkadaşlarının 2021 tarihli araştırmalarında ise topdaki spin oranı ve çıkış hızının artması ile birlikte ön kol kaslarındaki EMG aktivasyonu değişimi incelenmiş ve bu değişimin ileri seviye tenisçilerde dirsek tendinopatisinin (tenisçi dirseği) muhtemel başlangıcı olup olamayacağı araştırılmıştır.

2.9. Forehand Vuruşu Sırasında Gövde Kaslarının Aktivasyonu

Teniste forehand vuruşu sırasındaki kassal aktivasyon çalışmaları daha çok üst ekstremitte ve vuruş kolu kaslarına odaklanmış gövde ve alt ekstremitte kasları göz ardı edilmiştir. Özellikle alt ekstremitte kassal aktivasyonu çalışmalarının literatürde yer almamasına karşı gövde kasları kassal aktivasyonunu içeren az sayıda çalışmaya rastlanmaktadır (Rogowski vd., 2011; Knudson ve Bahamonde, 1999; Bahamonde ve Knudson, 2003; Knudson ve Blackwell, 2000). Örneğin Knudson ve Bahamonde (1999), kolejli erkek ve kadın oyuncular tarafından gerçekleştirilen açık ve kare duruşta

Rectus Abdominis, Erector Spinae ve External Oblique kaslarından iki taraflı olarak olarak ölçülen kas aktivasyonunu karşılaştırmışlar ve bir fark rapor etmemişlerdir. Aynı yazarlar tarafından yapılan başka bir çalışmada ise, daha büyük pik omuz iç rotasyon torkları ve daha yüksek pik bilek fleksiyon torkları, kare duruş forehandleri sırasında kaydedilmiştir (Bahamonde ve Knudson, 2003), bu da açık duruş tekniğinin üst ekstremitede daha büyük yükleme koşulları yarattığı algısıyla çelişmektedir.

Gene Knudson ve Blackwell (2000) cinsiyet, duruş ve faz değişkenleri ile gövde kaslarının aktivasyon değişkenleri incelenmiş ve istatistiki açıdan önemli bir farka rastlanmamıştır.

2.10. Temel Forehand Vuruşunun Anatomik Tanımlaması ve Fazları

Sağ elini kullanan bir oyuncu söz konusu olduğunda teniste standart forehand vuruşu temelde dört aşamadan oluşur: (i) hazırlık, (ii) geriye savurma, (iii) ileri savurma ve (iv) tamamlama.

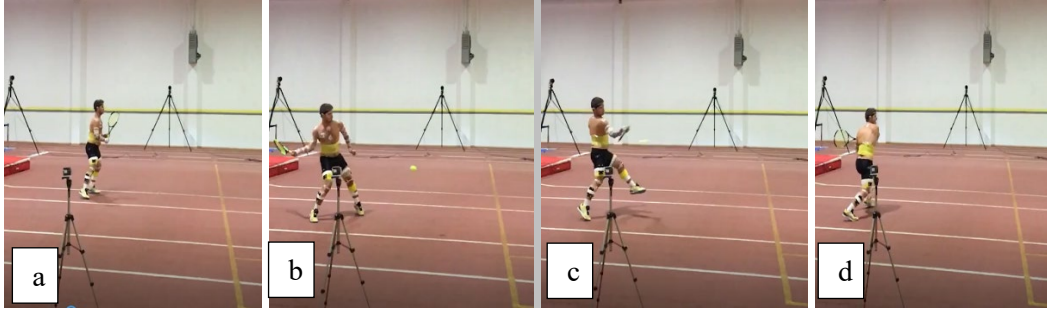
(i) Forehand için hazırlık topun rakipten gelişini beklemeyi ifade eder ve oyuncu raketi önde ve baş hizasında olacak şekilde rakibi gözlemlemektedir.

(ii) Top çıkışının algılanması ile birlikte sol bacak öne gelecek şekilde adım atılır (yarı açık duruş). Eş zamanlı olarak raket açma döngüsü başlar ve raket omuz üzerinden kavisli “c” şeklinde bir hareketle geriye doğru savrulur ve bu sırada sağ deltoideus, biceps brachii, latissimus dorsi, trapezius, erector spinae ve gluteal kaslar oldukça aktiftir. Raketin maksimum geriye savurmaya ulaşması bu fazın son aşamasıdır ve bu noktada hiç bekleme yapılmadan ileri savurma aşamasına geçilir. Bu aşamada bekleme yapılmamasındaki amaç depolanan elastik enerjinin etkili bir şekilde rotasyonel bir hareket ile topa aktarılmasıdır.

(iii) İleri savurma fazında, ayaklar hala yerdeyken sağ gluteus maximus ve medius kaslarının kasılması ile topa doğru bir sağ kalça dönüşü gerçekleşir. Bu esnada, tüm bacak ekstansör kasları, sol ve sağ soleus, quadriceps femoris ve gluteal kaslar birlikte çalışarak pelvisin rotasyonel kuvvetine katkı sağlarlar. Eş zamanlı olarak, raketin kol salınımı başlar ve sağ pectoralis major, deltoideus ve biceps brachii kasları vuruş kolunu ileriye doğru taşır. Raketin ile topun teması ile bu faz son bulur ve tamamlama fazı başlar. Son olarak;

(iv) Tamamlama fazında spin oluşturmak için sadece topun üzerine yapılacak temas ile bileğin hafif bir bükülmesi palmar fleksörler tarafından yapılır ve raket geriye

salınımın daha da üzerinde bir yüksekliğe ulaştıktan sonra vuruş tamamlanır.



Görsel 2.1. *Forehand vuruşunun fazları*

a: hazırlık, b: geri savurma, c: ileri savurma, d: tamamlama

Bu fazlar forehand vuruşun genel fazlarıdır ve daha detaylı bir faz isimlendirmesi aşağıdaki gibidir.

- 1- Notral pozisyon, Başlangıç (Hazırlık Pozisyonu)
- 2- İlk Aktivasyon ve Lateral Rotasyon
- 3- Hazırlık Evresi
- 4- Elastik Enerjinin Depolanması (Geriye Savurma)
- 5- Topa Doğru Hareket (İleri Savurma)
- 6- Topla Temas
- 7- Bitiriş Evresi (Tamamlama)

3. YÖNTEM

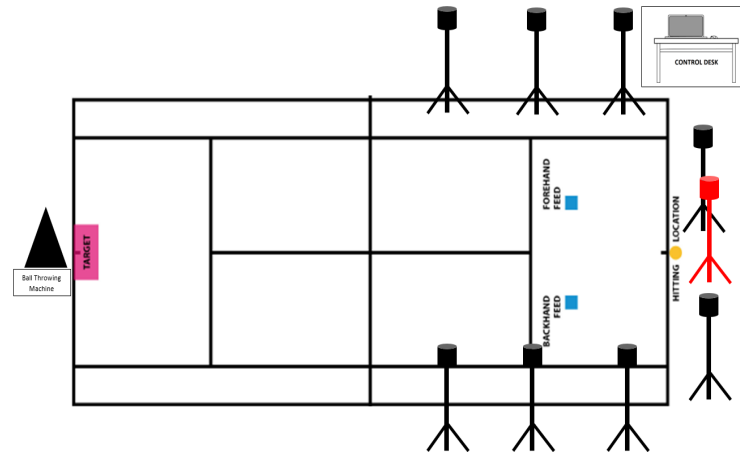
3.1. Katılımcılar

Araştırmaya Eskişehir, Ankara ve Uşak illerinde ikamet eden, kulüp seviyesi veya üniversite ligleri düzeyinde tenis oynayan ve en az iki yıldır tenis sporuyla uğraşan 12 orta düzey erkek tenisçi katılmıştır. Çalışmaya gönüllü olarak katılan hiçbir oyuncu, ölçüm tarihinden 6 ay öncesine kadar herhangi bir üst veya alt ekstremité sakatlığı yaşamamıştır. Çalışma öncesinde karşılıklı görüşme yoluyla tüm katılımcılara testler ve araştırma hakkında detaylı bilgi verilmiş ayrıca Asgari Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu okutularak onay imzaları alınmıştır (Ek 2). Verilerin kaydedilmesinden önce Anadolu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kuruluna etik kurul izni başvurusu yapılmıştır. Kurul **28.05.2019** tarihli toplantısında **33644** protokol numarası ile tez çalışmasına ilişkin etik kurul onay belgesini vermiştir (Ek-1).

3.2. Araştırma Dizaynı ve Vuruş Sınıflaması

Kinetik zincir kavramı temelinde forehand vuruşu tüm vücut biyomekaniği ve kasal aktivasyonu açısından incelenmelidir. Bu incelemenin yapılabilmesi amacıyla Niceliksel Araştırma Modelleri içinde yer alan Deneysel model kullanılmıştır ve tek seferlik örnek olay incelemesi yaklaşımı benimsenmiştir.

Oyuncuların antropometrik ölçümlerini takiben; genel ısınmaları, kasları üzerine EMG elektrotları ve belirlenen referans noktaları üzerine de yansıtıcı işaretleyicilerin yerleştirilmesi ve son olarak özel ısınma süreçleri yapılmıştır. Kameraların kurulumu, sistemlerin senkronize edilmesi ve oyuncuların hazırlanması düzenlemelerinden sonra kortun aldığı şekil ve ölçüm dizaynı aşağıdaki gösterilmektedir (Şekil 3.1.).

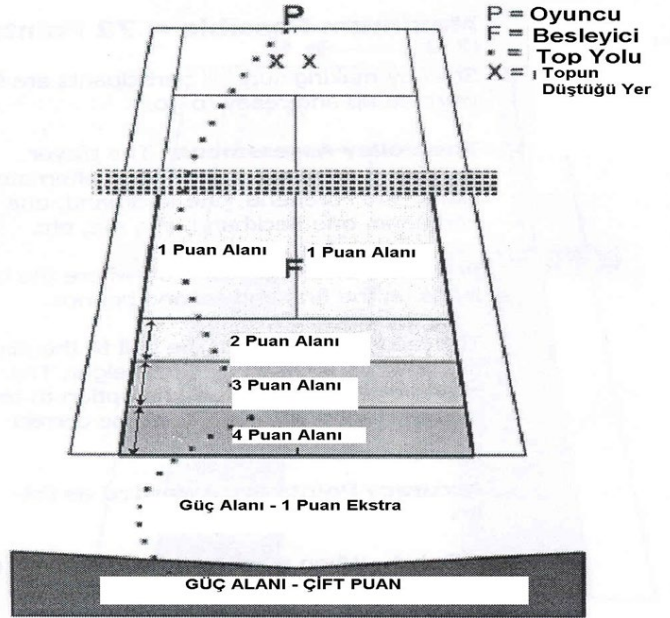


Şekil 3.1. Ölçüm protokolü

Bu düzenlemeden sonra kortun top atma makinesinin olduğu tarafı ITN testinin yer vuruşları derinliği ve güç testinde olduğu gibi işaretlenerek topun ilk ve ikinci temasına göre gerekli puanlamalar yapılmış ve vuruş sınıflaması bu puanlara göre gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.2.).

Buna göre yapılan vuruş sınıflaması;

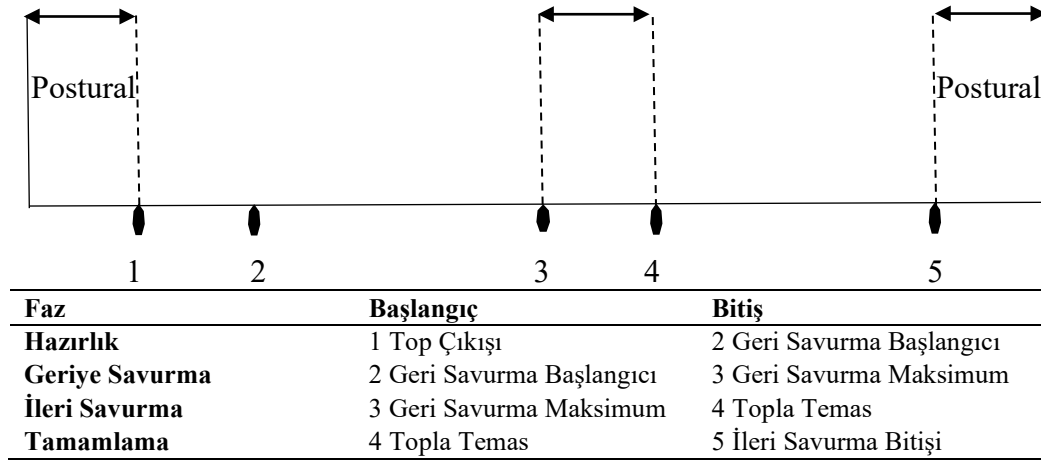
- 1- Dışarıda,
- 2- Filede (net),
- 3- Düşük (1-5 puan) ve
- 4- Yüksek (6-8 puan) olarak puanlanmıştır.



Şekil 3.2. Vuruş sınıflaması için kortun düzenlenmesi

Forehand vuruşları sırasında kas aktivasyon kayıt yöntemi Şekil 3.3.' te gösterilmektedir. Oyuncu özel ısınmasını tamamladıktan sonra toplam 10 adet forehand vuruşu yapmış ve bu esnada Qualsys Motion Capture (MoCap) Sisteminin diğer 8 yarı-kızılötesi kamerası ile senkronize olarak çalışan sistem içerisindeki bir başka gerçek görüntü kayıt kamerası sayesinde tüm önemli noktalar milisaniye bazında tanımlanmış ve kaydedilmiştir.

Toplam 5 zaman noktasının belirlenmesi ile oluşturulan 4 vuruş fazının başlama ve bitiş zamanları detaylı bir şekilde aşağıda sunulmuştur.



Şekil 3.3. EMG ve hareket analizi sırasında vuruşun fazları

Tüm analizlerde bu beş zaman noktası arasında kalan ve hazırlık, geriye savurma, ileri savurma ve tamamlama olarak adlandırılan dört faz kullanılmıştır.

3.3. Veri Toplama Araçları

3.3.1. Boy ölçüm aracı

Araştırmada yer alan katılımcıların boy uzunlukları Görsel 3.1.'de gösterilen, hassasiyeti $\pm 0.1\text{mm}$ olan duvara sabitlenmiş stadiometre (Holtain Ltd, UK) ile yapılmıştır. Stadiometrenin kalibrasyonu tüm ölçümler öncesinde kontrol edilmiştir.



Görsel 3.1. Sabit stadiometre

3.3.2. Vücut kompozisyonu ölçüm aracı (DEXA)

Saha ölçümlerine geçilmeden önce Eskişehir Teknik Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Kinantropometri Laboratuvarında bulunan DEXA cihazı (Görsel 3.2.) kullanılarak katılımcıların vücut kompozisyonu ve kilo ölçümleri alınmıştır.



Görsel 3.2. DEXA cihazı

3.3.3. Elektromiyografi (EMG) sistemi

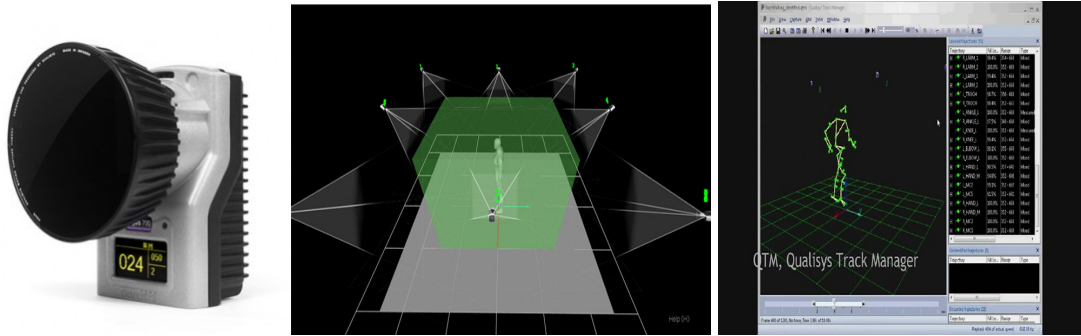
Antropometrik ölçümlerin alınmasından sonra oyuncular saha ölçümleri için Eskişehir Teknik Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi kapalı spor salonunda bulunan tenis kortuna geçmişlerdir. Kassal aktivasyon stratejilerinin belirlenmesi amacıyla Eskişehir Teknik Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Hareket ve Motor Kontrol Laboratuvarı envanterine kayıtlı kablosuz ölçüm yapabilen 16 kanallı Delsys marka EMG cihazı (Görsel 3.3.) kullanılmıştır. Ölçüm alınan toplam 16 kasın detaylı ölçüm noktaları ve elektrot yerleşim bölgeleri Tablo 3.2.' de gösterilmektedir. EMG verisi 2000 Hz ile kaydedilmiştir.



Görsel 3.3. Kablosuz EMG cihazı

3.3.4. Görüntü yakalama sistemi

Forehand vuruşu sırasında, eklem ve uzuvlarda oluşan kinematik değerlendirmelerin 3 boyutlu şekilde yapılabilmesi için normal modda 12 mp'de 300 frame per second (fps), yüksek hız modunda 4096x3072 çözünürlükte, 3 mp'de 1100 fps yüksek hız modunda 2048x1536 reflektif markırları algılama hızı bulunan kızıl ötesi Qualysis Oqus 7+ Hareket Yakalama sistemi kullanılmıştır (Görsel 3.4.). Sistem endüstrideki en gelişmiş özelliklere sahiptir ve sportif performansları en ayrıntılı şekilde analiz edebilecek niteliktedir. Sistem, özellikle hızlı bir sportif aktivite sırasında reflektif işaretleyicilerin hareketini yakalayabilmektedir. Bu özelliği sayesinde işaretleyicilerden alınan veriler, yüksek hızlarda gerçekleşse de yüksek doğrulukta ölçüm yapılabilmektedir. Burada hareketin gerçekleşeceği alan küçültülmeden optimum örnekleme frekansı seçilmelidir. Çalışma kapsamında kaydedilen veriler 500 Hz ile kaydedilmiştir. Elde edilen uzamsal konum bilgileri üzerinden kinematik analizler için Qualisys Track Manager (QTM) ve Matlab yazılımlarından faydalanılmıştır.



Görsel 3.4. Görüntü yakalama sistemi

3.3.5. Tetikleme modülü (Trigger module)

Verilerin eş zamanlı bir şekilde kaydedilebilmesi için EMG ve MoCap sistemlerinin senkron olarak çalışması gerekmektedir. Bu senkronizasyon Görsel 3.5.'de görülen Eskişehir Teknik Üniversitesi, Hareket ve Motor Kontrol Laboratuvarı envanterine kayıtlı olan Trigger Modülü ile yapılmıştır.

Trigger modülü gerekli yazılımsal ve donanımsal bağlantıların yapılmasından sonra MoCap ve EMG sistemlerinin eş zamanlı veri kaydı yapabilmesine olanak sağlamaktadır. Esasen her iki sistem de veri kaydına hazır olarak stand by konumunda beklemektedir ve trigger butonuna basılması ile birlikte sistemler kayıt almaya başlamaktadırlar.



Görsel 3.5. *Delsys trigger modülü*

3.3.6. Top atma makinesi

Forehand vuruşu esnasında toplar karşı kortun dip çizgisinin ortasına ve yaklaşık 1 metre önüne standart bir hızda (72-75 km/s) düşmesini sağlamak amacı ile kortun karşı yarısına bir top atma makinesi konumlandırılmıştır (Görsel 3.6).



Görsel 3.6. *Top atma makinesi*

3.4. Veri Toplama Süreci

3.4.1. Vücut kompozisyonu ölçümü

Tüm sporcuların saha ölçümleri öncesinde Eskişehir Teknik Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Kinantropometri Laboratuvarında bulunan DEXA cihazı kullanılarak vücut kompozisyonu, boy ve kilo ölçümleri de alınmıştır. Aynı zamanda katılımcıların tenise başlama yaşı, tenis antrenman yoğunlukları, katıldıkları turnuvalar

vb. tanımlayıcı bilgiler de katılımcıların tenis düzeylerini belirlemek amacı ile oluşturulan envanterlere kaydedilmiştir. Bu sırada deney protokolleri de katılımcılara aktarılmış çalışmanın muhtemel çıktılarından bahsedilmiş ve Araştırma Gönüllü Katılım Formu tüm sporculara imzalatılmıştır.

3.4.2. Genel ısınma

EMG elektrotları ve işaretleyiciler sporcu üzerine yerleştirildikten sonra sporcunun hareketinde çok az bir miktarda kısıtlama olmaktadır. Bunun sporcunun var olan doğal tekniğini kısıtlamaması ve doğru vuruşlar yapabilmesi amacı ile tüm sporcular 10 dakikalık koşu, açma, germe, esnetme ve duvar vuruşlarından oluşan bir ısınma uygulamıştır. Buradaki amaç sporcunun genel ısınmasını elektrot ve markır uygulamasından önce yaparak kaslarını uygulamaya hazır hale getirmek ve mümkün olan en üst düzey verimi almaktır.

3.4.3. EMG elektrotlarının sporcu üzerine yerleştirilmesi

Sonrasında oyuncular tenis kortuna geçtikten ve genel ısınmalarını yaptıktan sonra elektrot ve markır yerleşimine geçiştir. EMG Elektrotlarının belirlenen 16 kasa yerleştirilmesi için SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) kriterlerine uygun olarak deri hazırlama protokolleri uygulanmıştır. Kasların en şişkin noktası tek kullanımlık bir traş bıçağı ile kıllarından ve ölü deriden arındırılmış daha sonra alkollenmiş pamuk ile hafif pembeleşinceye kadar silinmiştir.

Elektrot yerleşim bölgelerinin en yüksek doğrulukta belirlenebilmesi için her bir oyuncunun her bir kası Tablo 3.1.' de verilen referans noktalarından ölçülerek belirlenmiştir. Bu yöntem uygulanırken Atlas of Muscle Innervation Zones kitabı referans alınmıştır (Barbero, Merletti ve Rainoldi, 2012).

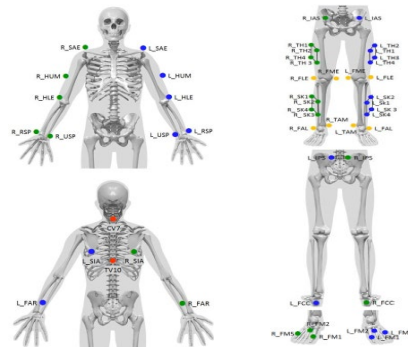
Veri kaydı sonrasındaki analiz süreçlerinde hesaplama kolaylığı sağlanması açısından MoCap ve EMG verilerinin örnekleme frekansları arasında bir uyumun olması beklenmektedir. Bu tez çalışması kapsamında MoCap verisi 500 Hz ile EMG verisi de saniye de 2000 Hz ile kaydedilmiştir. Kayıt yapılan 16 kasın isimleri, Anatomik Yerleşim Bölgeleri (AYB) ve optimum elektrot alanları aşağıda listelenmektedir (Tablo3.1).

Tablo 3.1. EMG ölçümü alınan kaslar (Barbero, Merletti ve Rainoldi, 2012)

No	Kas	Anatomik Yerleşim Bölgesi (AYB)	Optimum Elektrot Alanı
1, 2	Tibialis Anterior (TA)	Tibial tuberosity ile intermalleolar hat arası.	AYB'nin %19 ile %51
3, 4	Gastrocnemius Medialis (GAS) (Bilateral)	Aşıl tendonunun mediali ile popliteal boşluğun medial hattı arasında.	AYB'nin %53 ile %87 arası.
5, 6	Rectus Femoris (RF) (Bilateral)	Patellanın süperiörü ile anterior superior iliac spine arası.	AYB'nin %50 ile %83 arası.
7, 8	Biceps Femoris (BF) (Bilateral)	İschial tuberosity ile popliteal boşluğun laterali.	AYB'nin %22 ile %72 arası.
9	Rectus Abdominis Middle (RAM) (Vuruş kolunun karşısı)	Linea albaya paralel olacak şekilde kasın en şişkin bölgesi. Hat xiphoid process seviyesinde başlamakta ve superior anterior iliac spine seviyesinde bitmektedir.	AYB'nin %31 ile %63 arası.
10	Erector Spinae (ES) (Vuruş kolunun karşısı)	5. lumbar vertebranın spinal prosesi ile 12. Torasik vertebra arasında bir hat, kasın en şişkin noktasının 1 cm laterali.	Optimal bir elektrot yerleşim bölgesi önerilmemiştir.
11	Latissimus Dorsi (LD) (Vuruş Kolu)	Posterior superior iliac spine noktasından greater tubercle yapısının orta noktasına kadar olan hat inferiörde 5. Lumbar vertebranın spinal prosesinde.	AYB'nin %16 ile %55 arası.
12	Pectoralis Major (PM) (Vuruş Kolu)	Sternumun xiphoid prosesi ile acromial açı arasında yer alan hat.	AYB'nin %45 ile %76 arası.
13	Biceps Brachii'nin Uzun Başı (BB)	Biceps Brachii kasının tendonun distal başlangıcı ile acromion arasındaki hat.	AYB'nin %62 ile %80 arası.
14	Triceps Brachii'nin Uzun Başı (TB)	Medial epicondyle ile acromion açısı arasında kalan hat.	AYB'nin %48 ile %76 arası.
15	Flexor Carpi Radialis (ECR)	Medial epicondyle'den radial styloid process'e devam eden hat.	AYB'nin %13 ile %37 arası.
16	Extensor Carpi Radialis (FCR)	Radial ile ulnar styloid processes'in orta noktasından lateral supracondylar ridge'e.	AYB'nin %17 ile %42 arası.

3.4.4. Yansıtıcı işaretleyicilerin sporcu üzerine yerleştirilmesi

EMG kaydı, tüm vücut hareketi modellerini analiz edebilmek için hem alt hem üst ekstremiteler hem de gövde kaslarından alınacağından, kinematik değerlendirme için bir tüm vücut marker yerleşimi kullanılmıştır. Kullanılan tüm vücut marker yerleşimi, Görsel 3.7.' de gösterilmiştir.



Görsel 3.7. Tüm vücut markır yerleşimi

Sporcu üzerine ve rakete toplam 52 markır yerleştirilmiştir ve bu markırlar kısaltmaları ile birlikte aşağıda gösterilmektedir (Tablo 3.2).

Tablo 3.2. *Markır listesi*

No	Kısaltma	İsim	Lokasyon
1	F_HEAD	Front Head	Frontal kemiğin tam orta noktası
2	R_HEAD	Right Head	Parietal ve Temporal kemiklerin birleşim noktası
3	B_HEAD	Back Head	Parietal ve Occipital kemiklerin birleşim noktası
4	L_HEAD	Left Head	Parietal ve Temporal kemiklerin birleşim noktası
5	L_ACRMN	Left Acromion	Sol Acromion üzeri
6	R_ACRMN	Right Acromion	Sağ Acromion üzeri
7	C7	Cervical 7. Omur	Cervical 7. Omurun üzeri
8	T12	Thoracic 12. Omur	Thoracic 12. Omurun üzeri
9	U_STRNM	Upper Sternum	Sternumun üst kısmı
10	L_STRNM	Lower Sternum	Sternumun alt kısmı
11	L_ASIS	Left anterior superior iliac spine	Sol anterior superior iliac spine
12	L_P SIS	Left posterior superior iliac spine	Sol posterior superior iliac spine
13	R_P SIS	Right posterior superior iliac spine	Sağ posterior superior iliac spine
14	R_ASIS	Right anterior superior iliac spine	Sağ anterior superior iliac spine
15	L_THRCTR	Left Throcanter	Sol Throcanter
16	R_THRCTR	Right Throcanter	Sağ Throcanter
17	L_KNEE_L	Left Knee Lateral	Sol Dizin Lateral Epikondili
18	L_KNEE_M	Left Knee Medial	Sol Dizin Medial Epikondili
19	L_MLL_L	Left Malleolus Lateral	Sol Malleolusun Lateral Epikondili
20	L_MLL_M	Left Malleolus Medial	Sol Malleolusun Medial Epikondili
21	R_KNEE_L	Right Knee Lateral	Sağ Dizin Lateral Epikondili
22	R_KNEE_M	Right Knee Medial	Sağ Dizin Medial Epikondili
23	R_MLL_L	Right Malleolus Lateral	Sağ Malleolusun Lateral Epikondili
24	R_MLL_M	Right Malleolus Medial	Sağ Malleolusun Medial Epikondili
25	L_ELBW_L	Left Elbow Lateral	Sol Dirseğin Lateral Epikondili
26	L_ELBW_M	Left Elbow Medial	Sol Dirseğin Medial Epikondili
27	L_R_STLD	Left Radial Styloid	Sol Radial Styloid
28	L_U_STLD	Left Ulnar Styloid	Sol Ulnar Styloid
29	R_ELBW_L	Right Elbow Lateral	Sağ Dirseğin Lateral Epikondili
30	R_ELBW_M	Right Elbow Medial	Sağ Dirseğin Medial Epikondili
31	R_R_STLD	Right Radial Styloid	Sağ Radial Styloid
32	R_U_STLD	Right Ulnar Styloid	Sağ Ulnar Styloid
33	R_TC1	Right Thigh Cluster	Sağ Uyluk Klusteri
34	R_TC2		
35	R_TC3		
36	R_TC4		
37	R_LC1	Right Leg Cluster	Sağ Bacak Klusteri
38	R_LC2		
39	R_LC3		
40	R_LC4		
41	L_TC1	Left Thigh Cluster	Sol Uyluk Klusteri
42	L_TC2		
43	L_TC3		

Tablo 3.2. (Devam) *Markır listesi*

44	L_TC4		
45	L_LC1		
46	L_LC2	Left Leg Cluster	Sol Bacak Klusteri
47	L_LC3		
48	L_LC4		
49	HEAD	Racket Head	Raket Başı
50	UPR	Upper Right	Raketin Üst Sağ
51	DOWN	Racket Down	Raketin Altı
52	DOWN_L	Down Left	Raketin Alt Solu

3.4.5. Raketin hazırlanması

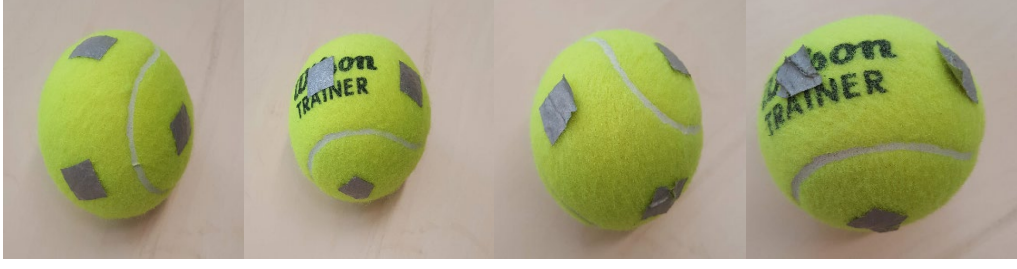
Bu marker setine ek olarak oyuncuların raketlerine de 4 adet marker yerleştirilmiştir. Bu yerleşim Görsel 3.8.' de görülmektedir.



Görsel 3.8. *Raket üzerine marker yerleşimi*

3.4.6. Tenis topları üzerine işaretleyici yerleştirme denemeleri

Ölçümler esnasında hareket ve görüntü yakalama sisteminin yüksek doğrulukta veri kaydı yapabilme özelliğinden faydalanılarak tenis topunun da yörüngesel hareketlerinin takip edilebileceği düşüncesi oluşmuştur. Bu karmaşık problemin çözülebilmesi için aşağıdaki uygulaması açıklanan yöntemler sırası ile denenmiştir (Görsel 3. 9.).



Görsel 3.9. Top üzerine reflektif kağıt yapıştırıcıların uygulanması

Top üzerine reflektif kağıt yapıştırıcıların uygulanması ile tenis topunun da takibinin yapılması amaçlanmıştır. İlk iki fotoğrafta görüldüğü gibi uygulanan kağıt yansıtıcılar sadece birkaç vuruş sonrasında 3. ve 4. görseldeki gibi olmuş ve kameralar tarafından görülemez bir hale gelmiştir.

Bir diğer sorun ise; uygulanan markırların çok küçük bir alana uygulanması nedeni ile kameraların odaklanma (focus) ayarlarının artırılması zorunluluğu olmuştur. Başka bir deyiş ile odaklanma ayarları artırıldığında top üzerindeki markırlar görünür hale gelmiştir. Ancak bu durumda sistem otomatik olarak [Field of View (FOV)] alanını düşürmektedir. Bu da vuruşun gerçekleştirileceği alanın küçülmesi anlamına gelmekte ve oyuncu vuruşu gerçekleştirirken bu alanın dışına çıkmaktadır. Böylelikle vuruşun tamamı kaydedilememiş olmaktadır.

Bu uygulamanın başarısızlık ile sonuçlanmasından sonra tenis toplarının üzerine Görsel 3.10.' de görülen reflektif sprej uygulanması denenmiştir. Bu sprejler birçok değişik kullanım amacının yanında, özellikle bisikletçiler tarafından gece sürüşlerinde kullanılmakta ve hem bisiklete hem de kıyafetler üzerine uygulanarak diğer araçlar tarafından görünür hale gelmelerini sağlamaktadır.



Görsel 3.10. Top üzerine reflektif sprej uygulaması

Bu spreyn uygulanması ile toplar kameralar tarafından FOV alanı küçülmeden sorunsuz bir şekilde algılanabilmiştir. Ancak sprej kuruyunca sertleşmiş ve top üzerinde katı bir tabaka oluşturmuştur. Bu durum topun mekanik özelliklerini direk olarak etkilemiş ve başka sorunlara neden olmuştur. Bu sorunlardan ilki; topun top atma makinesi tarafından atılamaması ya da düzensiz bir şekilde atılması, ikincisi ise topun yerden sekme özelliğinin kaybolmasıdır. Ek olarak, topa vuruş sonrasında, top üzerindeki kurumuş sprej parçaları koparak kort yüzeyine düşmüş ve bu çok küçük kırıntılar kameralar tarafından markır ve yansıma olarak algılanmıştır.

Ayrıca her iki denemede de top ile raket temas anında (impact) var olan çok yüksek açısal hızlardan dolayı topun kameralar tarafından takibi ve vuruş sonrası hızının (post-impact ball velocity) hesaplanması mümkün olmamıştır. Karşılaşılan bu problemler sonrasında topun üzerine markır yerleştirilmesi ve sonrasında top takibinin yapılmasından vazgeçilmiş ve ölçümler sırasında topların üzerine herhangi bir uygulama yapılmamıştır. Bu uygulamaların servis vuruşu değerlendirmesinde kullanılabileceği öngörülmektedir.

3.4.7.Özel ısınma

Toplam 16 adet EMG elektrotu ve 52 adet işaretleyicinin referans noktalarına yerleştirilmesinden sonra sporcular hem özel ısınma hem de yerleştirilen elektrot ve işaretleyicilerin sağlamlığının kontrolü için 5 dk boyunca raket ile ısınma yapmışlardır.

Bu ısınma sırasında özellikle PM, ES ve RAM kaslarına yerleştirilen EMG elektrotlarının sabitlenmesinde sorunlar yaşanmıştır. Bu sorunların sporcunun terlemesi ile birlikte arttığı da gözlenmiştir. Bu sorunları gidermek için çeşitli önlemler alınarak veri kaybı engellenmeye veya en aza indirilmeye çalışılmıştır. Nihai çözüm olarak çok ince kumaştan yapılmış seyahat tipi plaj havluları katılımcıların gövde kısmına koli bandı ile çapraz bir şekilde sabitlenmiştir. Bu yöntem hem elektrotlara destek alanı oluşturmuş hem de terleme sorununu çözmüştür. Ayrıca, ayakkabılara ve rakete yerleştirilen işaretleyicilerin de ölçüm boyunca sabit kalmalarında sorunlar yaşanmıştır. Özellikle forehand vuruşu sırasındaki yana yapılan ayar adımlamalarından dolayı ayakkabılara yerleştirilen elektrotların sabitlenmesi çok zor hale gelmiştir. Ayakkabı üzerindeki elektrotlar analiz dışında tutulmuştur ve QTM üzerinden iptal edilmiştir.

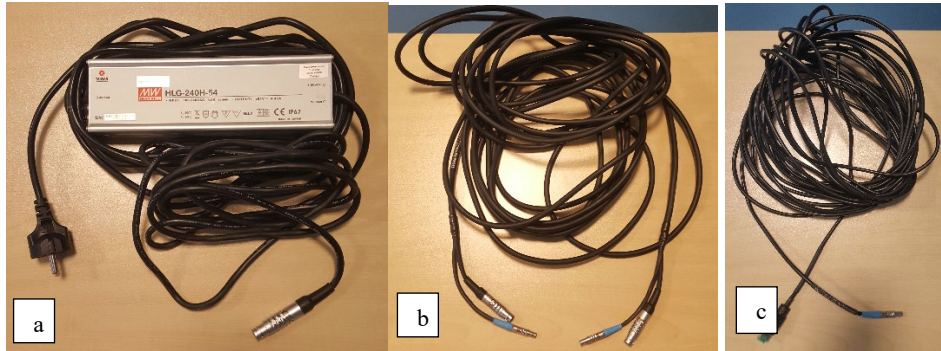
Elektrot ve markır adedinin çok olduğu ve buna bağlı olarak yerleşimin uzun zaman aldığı bu tarz ölçüm dizaynlarında genel ve özel ısınma zamanlamasına dikkat

edilmelidir. Özel ısınma esnasında sporcuya sözel olarak nasıl hissettiği, hareket kısıtlaması yaşayıp yaşamadığı sorulmuştur. Sporcudan olumlu yanıt alınmadan ölçümlere geçilmemiştir, eğer varsa şikâyetleri giderilmiştir.

3.4.8. Görüntü yakalama sisteminin kurulumu

Çalışma kapsamında Qualisys marka (Göteborg, İsveç) hareket ve görüntü yakalama sistemine ait 8 adet yarı infrared (kızılötesi) kameraya (Oqus 7+) ek olarak sistem ile uyumlu olarak çalışan 1 adet gerçek görüntü kaydı alan kamera kullanılmıştır. Sisteme ait kameralar kortun oyuncunun vuruşlarını gerçekleştirdiği bölümünde; 2 adet baseline arkasına, 2 adet kortun köşelerine yakın bir şekilde ve 2’şer adet de kortun sağ ve sol bölümlerine bir U düzeni ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.5.).

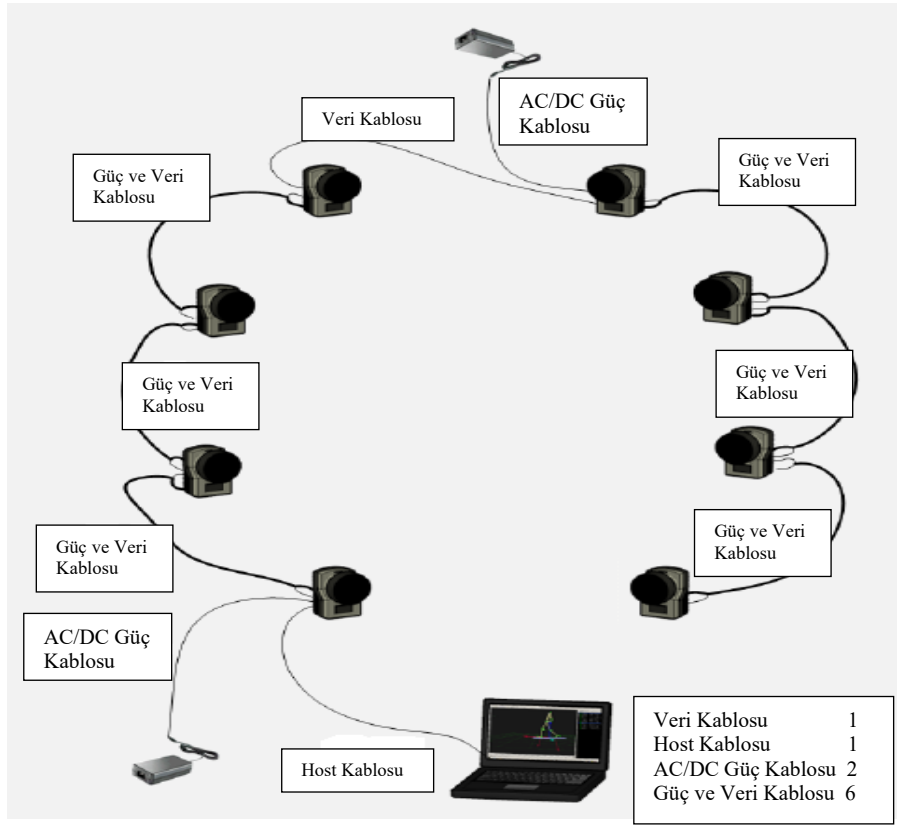
Kameraların en önce tripotları kurulmuş ve konumlandırılmış, arkasından kameralar tripotlar üzerinde bulunan özel haznelere dikkatli bir şekilde yerleştirilmiş ve son olarak da kabloları takılmıştır. Sisteme ait veri kablosu ve güç kablosu olmak üzere iki farklı türde kablo bulunmaktadır. Veri kablolarının her bir kamera ile bir sonraki kamera arasında veri akışının sorunsuz bir şekilde sağlanması için bağlanması ve herhangi bir kameradan da sistem ana bilgisayarına bağlanması gerekmektedir. Böylelikle 8 adet yarı infrared kamera arasında veri kabloları bağlandıktan sonra ana bilgisayara bağlanmış, 1 adet gerçek görüntü sağlayan kamera da sistem ana bilgisayarına bağlanmıştır. Güç kablolarının ise her biri en fazla 4 adet kameraya güç sağlayabilmektedir. Bu yüzden 4 yarı infrared kameraya 1, diğer 4 kameraya 1 ve gerçek görüntü kamerasına da 1 adet olmak üzere toplam 3 adet güç kablosu kullanılmıştır (Görsel 3.11.).



Görsel 3.11. Sistem kabloları
a: güç kablosu, b: güç ve veri kablosu, c: host kablosu

Bu aşamadan sonra kameraların görüş alanı ve FOV ayarlarının yapılması için

oyuncunun vuruşları gerçekleştireceği baseline çizgisinin 2 metre gerisi ve 1 metre içerisi olacak şekilde yere markırlar konumlandırılmıştır. Bir sonraki aşamada yapılacak kalibrasyon işleminin sorunsuz bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için yükseklik ayarının da yapılması gerekmektedir. Bu amaçla 3 adet tripot üzerine yerleştirilen markırlar kalibre edilecek alanın tam ortasına, en sağına ve en soluna olacak şekilde konumlandırılmıştır. Kamera bağlantıları Şekil 3.4.' de görüldüğü gibi yapılmıştır.



Şekil 3.4. Kameraların kurulumu ve kablo bağlantıları
(Kaynak: Dr. Daniel Wantling Qualisys sistem eğitimi sunumu)

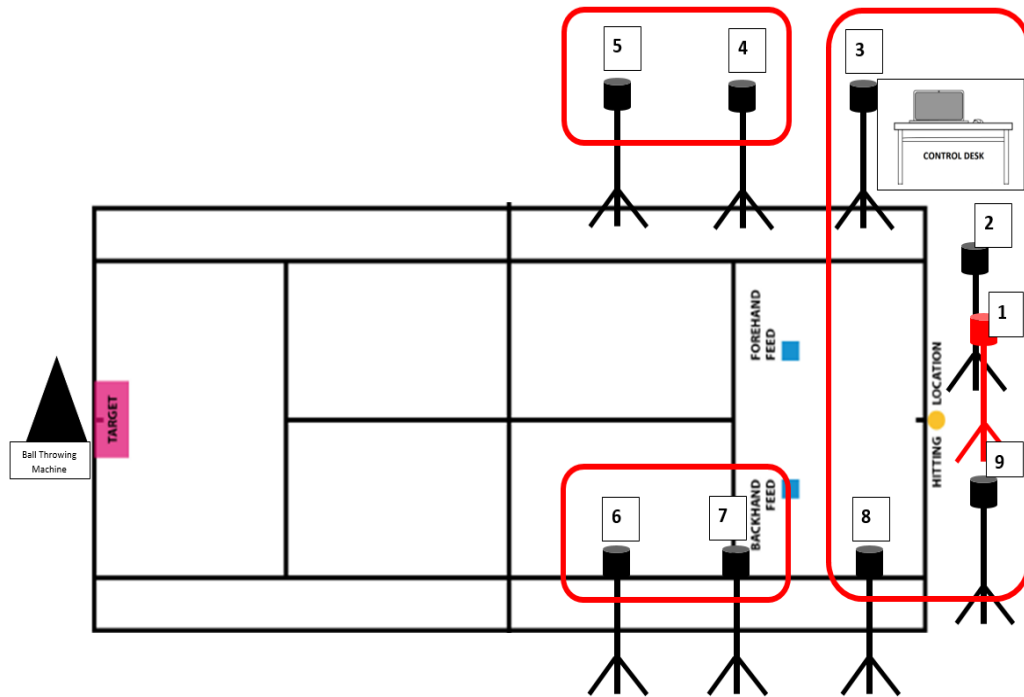
Sonrasında 1 kişi ana bilgisayar başında her bir kameranın görüş alanını kontrol ederken diğer bir kişi de kameraların yanında bir sandalye üzerine çıkarak her bir kameranın FOV ayarını yapmıştır. Bilgisayar başındaki kişi de sağa-sola ve yukarı-aşağı yönlendirmeleri ile görüş alanının en iyi şekilde ayarlanmasını sağlamıştır.

Bu işlemin zaman kazanma açısından muhakkak 2 kişi tarafından eş zamanlı olarak yapılması önerilmektedir. Aksi takdirde büyük zaman kaybına ve kötü bir FOV ayarına neden olmaktadır. Esas hareketin gerçekleşeceği noktanın etrafının markırlar ile işaretlenmesi ve tripotlar ile yüksekliğin de belirlenmesi tam bir FOV alanı ayarlaması için yardımcı olacaktır.

3.4.9. Kameraların sıralanması ve gruplanması

Sistem kurulduğunda kameralar bilgisayar ara yüzünde karışık bir biçimde görülecektir. Bunun düzeltilmesi ve kameraların ölçüm dizaynına göre tekrar sıralanması gerekmektedir. Bu işlem tekrar sırala (re-order) ikonu ile yapılabilir ve her ölçüm için aynı olmalıdır.

Kameraların ölçüm dizaynından kaynaklı olarak karşı karşıya konumlandırıldığı durumlarda bir kamera diğer bir kamerayı görmekte ve onu büyük bir markır olarak algılamaktadır.



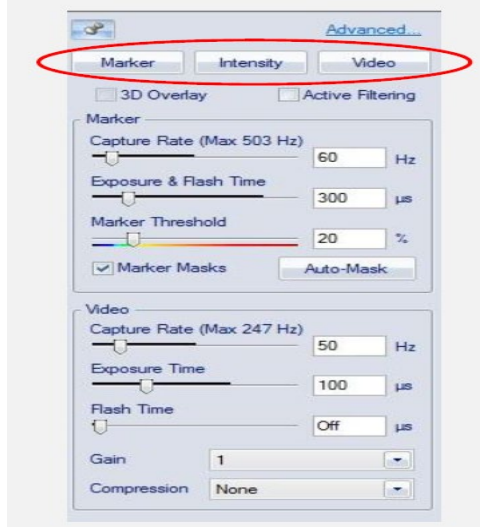
Şekil 3.5. Kameraların sıralanması ve gruplanması

Kameraları gruplamak hiçbir şekilde senkronizasyonu etkilememektedir. 3' e kadar kamera gruplaması yapılabilir ancak 3' ten sonrası önerilmemektedir. Sağ üst köşeden Advance/Selecet All/Exposure Delay/Exposure delay mode from none to Camera group ve Shifte basılı tutarak kameraları seçilmesi ile gruplar oluşturulur. Kameralar artık birbirini markır olarak algılamayacaktır.

Kameralar **Grup 1:** 2, 3, 8, 9; **Grup 2:** 4, 5 ve **Grup 3:** 6, 7 olacak şekilde gruplanmış ve böylelikle birbirlerini görseler bile markır olarak algılamaları engellenmiştir. Kamera gruplaması yürütülen çalışmaya özel olup standart bir formu yoktur. Her bir çalışmanın karakteristiğine göre planlanmalıdır.

3.4.10. Kameraların netlik ayarları

Qualisys kameraları markır, yoğunluk (intensity) ve video olmak üzere 3 farklı modda çalışabilmektedir (Şekil 3.6.).



Şekil 3.6. Kameraların kayıt modları

Video modu kameraların belirlenmesi ve odaklanma (focus) ayarları sırasında kullanılabilir. Yoğunluk modu kameraların netlik ayarlaması sırasında istenmeyen yansımaların ortadan kaldırılması için kullanılır. Ancak hareket analizi yapmak için görüntü kaydederken (tracking) yalnızca markır modunu kullanırız. Kayıt kalitesini belirlemede çok önemli olan iki özellik ise; ışıklandırma & flaş zamanı ayarı ve markır eşik ayarıdır. Bu çok önemli ve kayıt kalitesini doğrudan etkileyen özellikler aşağıda açıklanmaktadır.

- **Işıklama & flaş zamanı (exposure & flash time) ayarları:** Işıklama (pozlama) ayarı kaydedilen nesne üzerindeki ışık miktarını değiştirmek için kullanılan ana ayardır. Flaş zamanı ise kamera ve flaşın ne kadar süre ile açık kalacağı zamanı belirler. Bu ayarı artırmak hayalet markırlardan (ghost marker) kurtulmak için iyidir. Varsayılan (default) olarak bu değer 150 mikrosaniye (μs) olarak karşımıza çıkar, ancak her ölçüm öncesi ve her bir kamera için ayrı ayrı kontrol edilmeli ve optimum değer ayarlanmalıdır.
- **Markır Eşiği (Marker Thershold) ayarları:** Bu ayar ise markırlardan gelen hangi seviyedeki sinyal yoğunluğunun bir markır olarak algılanmasını belirleyen değerdir. Bu değeri azalttığımızda neredeyse her şey bir markır olarak algılanır.

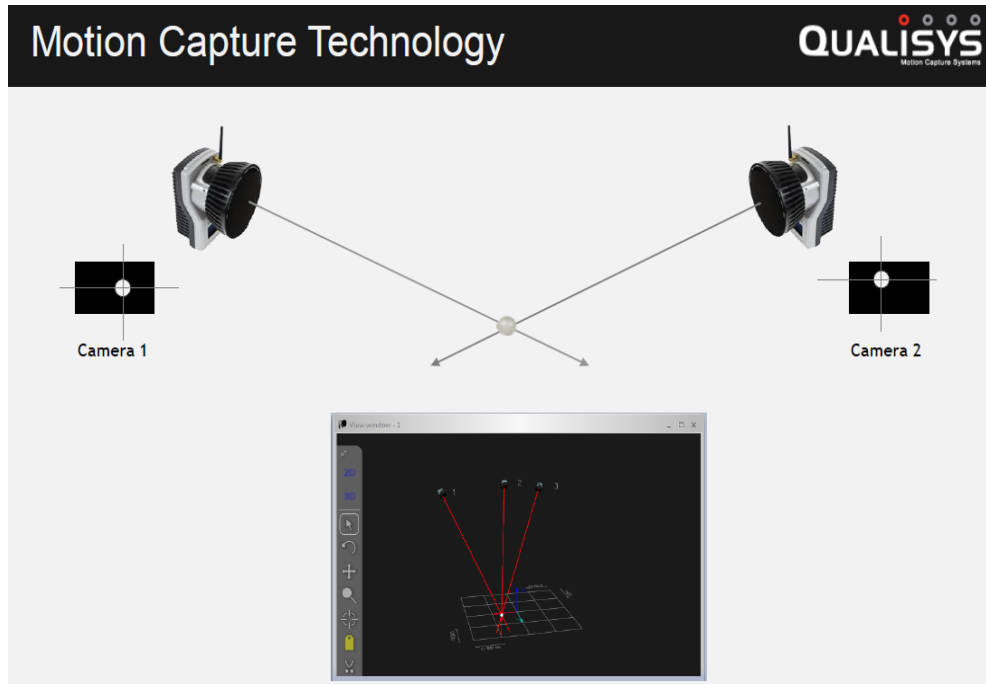
Artırdığımızda ise markırlar daha görünür bir hale gelir. Gene default olarak bu değer %40 olarak karşımıza çıkar, ancak gene ölçüm ortamına ve her bir kameraya göre kontrol edilmeli ve optimum değer ayarlanmalıdır.

Bu iki değerden özellikle ışıklandırma ve flaş zamanı ayarı için bir uyarı yapmak gerekmektedir. Bu değer örnekleme oranı (capture rate) seçimi ile belli bir uyum içerisinde değiştirilebilmektedir. Örneğin, örnekleme oranı 1000 Hz seçildiğinde ışıklandırma ve flaş zamanı ayarı en fazla 100 seçilebilmektedir.

Not: Son sistem güncellemeleri ile birlikte iyileştirilmiş olabilir! Bu doktora çalışması kapsamında QTM yazılımının 2019.3 nolu versiyonu kullanılmıştır.

3.4.11. Görüntü yakalama sisteminin ve ölçüm alanının kalibrasyonu

MoCap sistemlerinin genel bir özelliği olarak her zaman ölçüm alanının kalibre edilmesi gerekmektedir. Oyuncu kalibre edilen bu alan içerisinde hareketleri sergiler ve yarı infrared kameralardan gönderilen kızılötesi ışık oyuncu üzerindeki markırlara çarpar ve tekrar kameralar tarafından algılanır. Birbiri ile milisaniye bazında senkron çalışan 8 kamera da her bir markırın x, y, z koordinatlarındaki uzamsal konumunu belirler. Bunun olabilmesi için her bir markırın en az 2 tercihen 3 kamera tarafından görülebilmesi gerekir. Bu durumu özetleyen bir görsel Şekil 3.7.' de gösterilmektedir.



Şekil 3.7. Markırların kameralar tarafından algılanması
(Kaynak: Dr. Daniel Wantling Qualisys sistem eğitimi sunumu)

Ancak, her bir markırın en az 3 kamera tarafından görülmesine olanak sağlayacak bir yerleşimin yapılması her zaman mümkün olmayabilmektedir. Forehand vuruşu gibi dinamik olarak gerçekleştirilen bu tarz bir harekette kameraların konumu daha önce de belirtildiği gibi U şeklinde yapılmıştır. Buradaki amaç karşı korttan 72-75 km/s hızla gelen ve karşı korta daha da hızlı bir şekilde giden topun kameralara çarparak zarar vermesini ve kalibrasyon ayarlarını bozmasını önlemektir. Eğer statik bir hareketin kaydı yapılacaksa (örneğin halterde koparma tekniği gibi) kameralar tüm hareket alanını çevreleyecek bir daire şeklinde konumlandırılmalıdır.

Bu aşamadan sonra Görsel 3.12.' de görülen L şeklindeki kalibrasyon çubuğu kort servis çizgisinin tam üzerine uzun kenar (x eksen) kortun enine ve kısa kenarı (y eksen) kortun boyuna olacak şekilde konumlandırılmıştır. Kamera netlik ayarlarının tekrar kontrol edilmesinden ve her bir kameranın L şeklindeki çubuğu gördüğünden emin olduktan sonra T şeklindeki kalibrasyon çubuğu ile 3 dk. boyunca aşağı-yukarı, sağa-sola ve hem yatay hem de dikey olarak sekiz hareketi çezecek şekilde hareket ettirilerek kalibrasyon tamamlanmıştır.



Görsel 3.12. T ve L şeklindeki kalibrasyon çubukları

Her bir ölçüm öncesinde alınan kalibrasyon değerleri sistem üreticisinin kullanma kılavuzunda belirttiği gibi 2 mm altında tutulmuş ve kalibrasyonun geçerliliğinden emin olunmuştur. Sistem kalibrasyonu ile ilgili dikkat edilmesi gereken noktalar aşağıda maddeler halinde sunulmaktadır:

- Her ölçüm öncesi mutlaka kalibrasyon işlemini tekrarlamak gerekir.
- Top çarpması vb. tripotlara yapılan herhangi bir milimetrik müdahalede

kalibrasyonun tekrar edilmesini gerektirir.

- Kalibrasyon öncesinde alandaki tüm markırların kaldırılması gerekmektedir.
- Kameraların sağ alt köşelerinde gördükleri markırların sayıları yer almaktadır. Hepsinin 0 olması gerekir. Eğer yansıma (reflexion) varsa sağda sensors sekmesinin altında yer alan “Dışarıdao-Mask” özelliği kullanılır. Yansımalar otomatik olarak bulanacaktır ve en fazla 5 mask kullanılabilir. Manuel olarak maskelerin boyutunu büyütebiliriz. Kalibrasyon öncesi tüm kameraların 0 markır görüyor olması gerekir.
- L şeklindeki kalibrasyon çubuğunun tekrar edilebilirlik için her zaman aynı yere konması gerekmektedir. Bu çalışma kapsamında çubuk tüm ölçümlerde servis noktasına konulmuştur ve tüm kameralar tarafından görülebilmektedir.
- Yürüyüş (Gait) analizi için 20 saniyelik bir kalibrasyon yeterlidir. Tek başına kalibrasyon yapıldığı durumlarda erteleme (calibration delay) özelliğini kullanarak 3-5 sn. sonra başlatabilir ve ses uyarısı (sound notification) özelliğini kullanarak uyarıyı aktif hale getirilebilir.
- Kamera gruplaması varsa T şeklindeki çubuk daha yavaş sallanmalı ki tüm kameralar algılayabilsin. Kamera gruplaması yoksa önemli değildir. Çubuğun hızlı sallanması durumunda sistem uyarı verecektir.
- Kalibrasyonu başlatır başlatmaz çubuğu sallamamız gerekmektedir. Bittiğinde kalibrasyon başarılı/başarısız (passed/failed) şeklinde bildirim gelecektir.
- Kalibrasyonun kalitesi ile ilgili olarak “points” kolonu çok önemlidir. Eğer bir kameranın değeri diğerlerinden nispeten az ise bunun nedeni o kameranın önünde durulmuş olmasıdır. Points değeri her bir kamera için >300 olmalıdır.
- Çubuk uzunluğunun standart sapma değeri (Standart deviation of wand length) de çok önemli bir parametredir. 2 mm altında değil ise kalibrasyonun tekrar edilmesi gerekir. Sonuçlar iyi ise ok butonuna basarak kayda geçilir.
- New butonu ile yeni sayfa açılır. 2D ve 3D olarak kamera kontrolleri yapılır.

Tüm bu aşamalardan sonra sistem görüntü kaydı için hazır hale gelmiştir. Ancak görüntü kaydı sistemi; kuvvet platformu, EMG sistemi, göz takip sistemleri gibi başka bir sistem ile birlikte kullanılacaksa, bu iki ayrı sistemin eş zamanlı veri kaydı yapabilmesi için senkronize edilmesi gerekmektedir. Bir sonraki bölümde Qualisys hareket ve görüntü yakalama sistemi ile Delsys kablosuz EMG sisteminin senkronize edilmesi aşamaları detaylı bir şekilde açıklanmıştır.

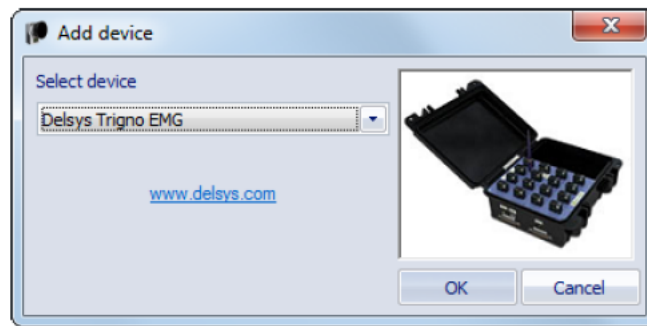
3.4.12. EMG ve görüntü yakalama sistemlerinin senkronize edilmesi

QTM, Delsys Trigno EMG ile entegrasyonu desteklemektedir. Trigno EMG, hem EMG sensörü hem de ivmeölçer içeren kablosuz sensörlere sahiptir. Delsys Trigno EMG sisteminin QTM'e nasıl bağlanacağını ve verilerin nasıl kaydedileceği aşağıda detaylı bir şekilde anlatılmaktadır. Bu bölümde sadece bu iki sistemin bağlantısı anlatılacaktır. Delsys Trigno EMG dışındaki diğer EMG sistemleri hakkında daha ayrıntılı bilgi Qualisys sisteminin kullanıcı kılavuzunda yer almaktadır.

Qualisys hareket ve görüntü yakalama sistemi ile Delsys kablosuz EMG sisteminin senkronize edilmesi için Delsys tetikleme modülü (Trigger module) kullanılmıştır.

Delsys Trigno EMG sisteminin yeni bir bilgisayara kurulabilmesi için aşağıdaki adımların izlenmesi gerekmektedir.

1. Delsys Trigno EMG sisteminin “Trigno bilgisayar kurulumu” ve açılan sayfadaki “Trigno trigger connection” bölümlerine göre bağlanıp kurulması,
2. EMG sisteminin başlatılması,
3. Proje Seçenekleri (Project Options) iletişim kutusundaki Giriş Cihazları (Input Devices) sayfasına gidilmesi ve
 - Cihaz Ekle (Add Device) seçeneğine tıklanması (Şekil 3.8.),
 - Açılan listeden Delsys Trigno EMG'nin seçilmesi ve Tamam'a tıklanması,

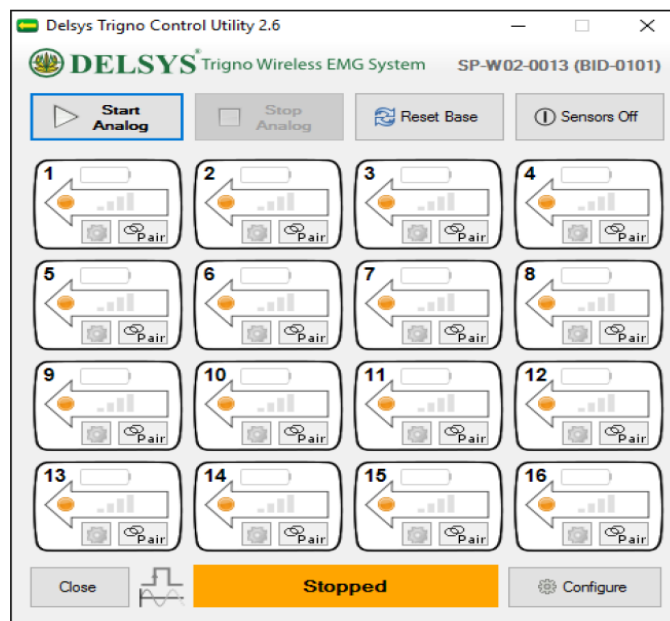


Şekil 3.8. Delsys Trigno EMG sistemini QTM'e ekleme

4. Listedeki Delsys Trigno' nun etkinleştirilmesi,
5. Delsys Trigno satırına çift tıklanması ve Delsys Trigno sayfasına gidilerek bağlantı ayarlarının çalıştığının kontrol edilmesi,
6. Kullanmak istenilen EMG ve akselerasyon kanallarının etkinleştirilmesi.

Trigno'yu bilgisayara bağlamadan önce Delsys Trigno Control Utility programının yüklenmesi gerekmektedir. Bu program, Trigno Software Development Kit (SDK) içerisinde mevcuttur. QTM'in sorunsuz olarak çalışabilmesi için, Trigno SDK sürümünün 2.5.3 veya üzerinin kullanılması gereklidir. Uyumlu bir sürüm kullanıldığından emin olmak için Proje Seçenekleri>Giriş Aygıtları>Aygıt sürücülerini indir (Project Options>Input Devices>Download device drivers) yoluyla SDK' nın QTM aracılığıyla indirilmesi gerekmektedir. Bu aşamadan sonra sırası ile aşağıdaki adımların yapılması gereklidir:

1. Trigno Modülünün güç ve Universal Serial Bus (USB) konektörünün bağlanması,
2. Trigno Control Utility programının başlatılması. Önemli olan bir nokta olarak; Delsys EMGworks yazılımı kurulu olsa bile Trigno SDK ile birlikte gelen Trigno Control Utility'nin kullanılması önerilmektedir. C:\Program Files (x86)\Delsys, Inc\Trigno Server 2.5 altında bulunan SensorBaseControl.exe' nin çalıştırıldığından emin olunmalıdır,
3. Trigno bir bilgisayarda ilk kez kullanıldığında sensörlerin eşleştirilmesi gerekmektedir. Şekil 3.9.' da görülen sensör görüntülerindeki gibi Eşleştir (pair) tıklanmalı ve algılanana kadar sensör üzerindeki düğme yaklaşık 3 saniye basılı tutulmalıdır.

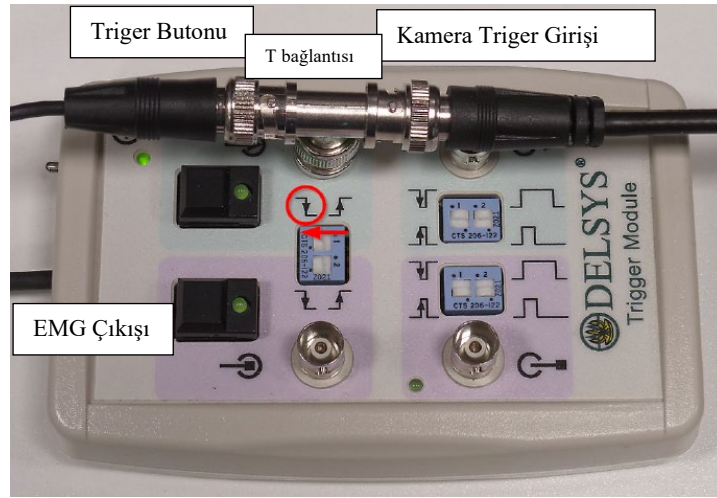


Şekil 3.9. Delsys Trigno EMG sensörlerinin eşleştirilmesi

4. Trigno Control Utility programında başka bir ayar yapılması gerekmemektedir. Ancak program hakkında daha fazla bilgi için Trigno kullanım kılavuzuna bakılmalıdır.

Bu aşamadan sonra triger modülünün Delsys Trigno EMG sistemine bağlanması için aşağıdaki adımların izlenmesi gerekir:

1. Trigno Trigger modülünü Trigno sistemindeki Trigger portuna bağlanması (Şekil 3.10.).



Şekil 3.10. MoCap ve EMG sistemlerinin triger modülü bağlantıları

2. Girişe bir Triger Butonunun da bağlanabilmesi için Triger Başlatma Girişi Bayonet Neill–Concelman (BNC) konektörüne (modülün yeşil tarafı) bir BNC T-bağlantısı yerleştirilmelidir. Böylelikle ölçüm, Triger Butonu ile başlatılacaktır.

3. Triger Başlatma Girişi BNC konektörünü kamera sisteminin kontrol girişine (kontrol portu ayırıcı kablosundaki Trig In konektörü) bağlanmalıdır.

4. Modül üzerindeki Start Input Edge seçicisiyle doğru başlangıç kenarının seçildiğinden emin olunmalıdır. Oqus sisteminde tetik sinyali için varsayılan ayar her zaman düşen kenardır (falling edge). Trigger modülündeki yeşil LED (Light Emitting Diode) ışık tetik sinyali geldiğinde yanacaktır.

İki sistemin (MoCap ve EMG) senkronize edilebilmesi için triger modülünün bir girişinin herhangi bir yarı-infrared kameranın data çıkışından (tercihen kontrol masasına en yakın kamera) triger modülüne, diğer girişinin de Triger butonuna bağlanması gerekmektedir. EMG sisteminin kontrol kutusunda bulunan girişe ise doğrudan Triger

modülünden çıkan kablo bağlanmalıdır. Sonrasında Triger butonu da modüle bağlanarak sistemlerin senkronizasyonu sağlanmaktadır. Bu aşamadan sonra her iki sistem de “stand by” durumunda hazır olarak beklemekte ve butona basılması ile birlikte iki sistem eş zamanlı olarak kayda başlamaktadır.

3.4.13. Yer vuruşları ölçümü

Yukarıdaki bölümlerde detaylı bir şekilde açıklanan tüm aşamalar yapıldıktan sonra oyuncular ölçüme hazır hale gelmiştir. Oyuncuların kasları üzerine EMG elektrotları ve belirlenen referans noktaları üzerine de işaretleyiciler yerleştirilip genel ve özel ısınma ve tüm kontrollerden sonra vuruş ölçümlerine geçilmiştir.

Sistemlerin kurulumu ve EMG elektrotları ile markırların oyuncular üzerine yerleştirilmesi işlemleri tek bir oyuncu için yaklaşık olarak 4 saat sürmektedir. Değişik araştırma dizaynlarında bu süre değişebilir. Pilot çalışma sırasında süre tutularak asıl ölçüm planlamasının buna göre yapılması önerilmektedir.

Oyuncular karşı kortun orta noktasına konumlandırılmış top atma makinesi tarafından standart bir şekilde (72-75 km/s) atılan toplara karşı 10 adet forehand vuruşu gerçekleştirmişlerdir. İlk önce MoCap sistemi kaydı başlatılmış ve trigger modülüne bağlı butona basıldığında ise EMG sistemi ile birlikte “stand by” konumunda olan MoCap sistemi eş zamanlı olarak veri kaydına başlamıştır. Detaylı ölçüm adımları ve sorunsuz bir sistem senkronizasyonu için verilen öneriler aşağıdaki gibidir:

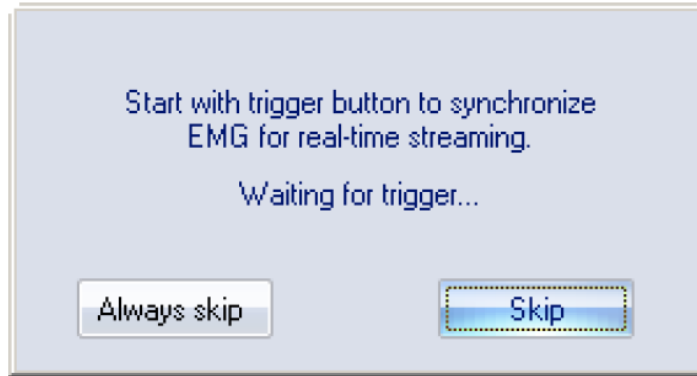
1. Trigno EMG programı bir bilgisayara ilk kez bağlandığında, “Trigno bilgisayar kurulumu” bölümündeki talimatlar izlemelidir.
2. Yeni bir ölçüme başlamadan önce Triger Modülü “Trigno Triger connection” bölümündeki açıklamaya göre bağlanmalıdır.
3. Trigno Control Utility programının bilgisayarda çalıştığından emin olunmalıdır. EMG sistemi ile iletişim için bu program gereklidir. Kullanılmak istenen EMG sensörlerinin programda aktif olup olmadığı ve doğru numara ile eşleştirildiği kontrol edilmelidir. Çok önemli bir nokta olarak; her bir sensör tüm ölçüm boyunca farklı katılımcıların hep aynı kasına konmalıdır. Örneğin 5. sensörün her katılımcıda da RF sağ olması gibi.
4. Proje seçenekleri iletişim kutusu açılmalı ve Senkronizasyon sayfasına gidilmelidir. Kamera sistemi harici triger ile başlayacak şekilde ayarlanmalıdır: Triger

bağlantı noktası alt sekmesindeki İşlev öğesinin Kaydı Başlat (Start Capture) veya Başlat ve Durdur (Start and Stop) olarak ayarlanmalıdır.

5. Giriş Aygıtları (Input Devices) sayfasında Delsys Trigno'nun etkinleştirildiğinden emin olunmalıdır.

6. Trigno Control Utility programıyla listede kullanılmak istenen EMG ve ivmeölçer sensörleri etkinleştirilmelidir. Büyük ve gereksiz dosya boyutlarına neden olacağından, ihtiyaç duyulmayan sensörler varsa bunlar etkinleştirilmemelidir.

7. Yeni bir ölçüm için Triggeri Gerçek Zamanlı Kullan (Use Trigger in Real Time) seçildiğinde, Trigno verilerinin gerçek zamanlı olarak senkronize edilmesi için harici bir trigger sinyali tarafından tetiklenmesi gerekir. Ardından, her yeni ölçüm başlatıldığında ve Proje seçenekleri iletişim kutusunda bir şeyi her değiştirdiğinizde aşağıdaki iletişim kutusu görünecektir (Şekil 3.11.). QTM'den gelen gerçek zamanlı çıktı kullanılmayacak ise, Delsys EMG sayfasında Triggeri Gerçek Zamanlı Kullan (Use Trigger in Real Time) seçeneği devre dışı bırakılmalıdır.



Şekil 3.11. Senkronizasyon için triger butonu kullanımı onay penceresi

8. Görünüm menüsünde Veri bilgisi penceresini (Data info window) açılmalı ve ardından sağ tıklanarak ve Analog verileri görüntüle (Display analog data) seçilmelidir.

9. Delsys EMG'den alınan veriler, analog verilerle birlikte listelenir. Kanallar, EMG verileri için Kanal adı (Channel name) olarak adlandırılır. Akselerasyon kanalları Kanal adı ve ardından _ACC_X vb. olarak adlandırılır. Board name Delsys Trigno olarak görünür (Şekil 3.12.). EMG örnekleme frekansı 1925.925 Hz'dir (eski belleimli Trigno için 2000 Hz'dir) ve akselerasyon verileri 148.148 Hz'de örneklenir.

Analog Data			
Channel	Value	Board Name	Channel No
CH2	16 μ V	Delsys Trigno	Channel 1
CH2_ACC_X	0.308 g	Delsys Trigno	Channel 2
CH2_ACC_Y	0.213 g	Delsys Trigno	Channel 3
CH2_ACC_Z	-1.052 g	Delsys Trigno	Channel 4

Şekil 3.12. Analog veri görünümü ve kanal isimlendirmeleri

10. Bir kayıt başlatıldığında, EMG kaydının başlangıcı eksternal triger sinyali tarafından MoCap verisi başlangıcı ile senkronize edilecektir.

3.4.14. Kaydedilen verilerin düzenleme, dışa aktarma ve analiz süreçleri

EMG ve ivmeölçer verileri c3d. formatına aktarıldığında, frekans kamera yakalama hızının bir katı olacak şekilde veriler yeniden örneklenir. Bu nedenle yeni örnekleme hızı, EMG frekansına mümkün olduğunca yakın olacaktır. Örneğin kameraların örnekleme hızı 120 Hz ve EMG 1925.925 Hz ise yeni örnekleme hızı 1920 Hz olarak ayarlanır. Analog yakalama hızı EMG oranından yüksekse, yeni örnekleme hızı analog yakalama hızıyla aynı olacaktır. Bu durum dosyalar Visual3D, The Motion Monitor gibi başka programlarda analiz etmek için kullanılacaksa geçerlidir.

Dosyalar Matlab ortamında analiz edilecekse mat. uzantılı olarak veya Excell ortamında analiz edilecekse tsv. uzantılı olarak dışa aktarılabilir. Bu durumda EMG verileri ve ivmeölçer verileri orijinal yakalama frekansıyla aynı olarak dışa aktarılır.

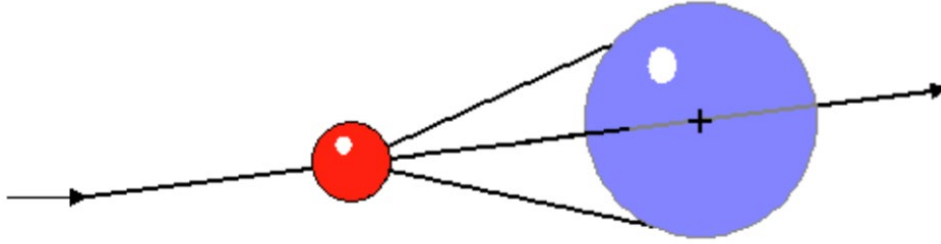
Kaydedilen veriler istenilen formatta export sekmesi kullanılarak kolayca dışa aktarılabilir.

3.4.15. Hareket yakalama verilerinin tekrar işlenmesi (Reprocessing)

Veri kaydı yapıldıktan sonra kaydedilen dosyanın tekrar işlenmesi gerekmektedir. Önceden oluşturulan kayıt QTM programı kullanılarak tekrar açılır ve reprocessing sekmesinden gerekli işlemler yapılır. Bu işlemlerden özellikle ikisi kaydedilen verilerdeki hayalet markırların, verilerdeki milisaniyelik boşlukların (gap) ve veri kayıplarının en aza indirilmesi için mutlaka uygulanmalıdır. Bunlar: Tahmin Hatası ile Maksimum Kalıntıdır ve ana hatları ile aşağıda açıklanmıştır.

Tahmin Hatası (Prediction Error): Tahmin hatası parametresi, bir yörüngenin

tahmin edilen konumu ile bir sonraki karede bu yörüngeye atanmasına izin verilen nokta arasındaki maksimum mesafeyi (mm olarak) belirtir. Bu nedenle parametre, 3B bir noktanın matematiksel olarak hesaplanan bir sonraki konumdan sapabileceği bir hata payını ifade eder. Gerçek dünya verilerinin bir denkleme tam olarak uyması beklenemeyeceğinden bir markırın yörüngesindeki zamana bağlı gerçek değişiklikler öngörülemez. Tahmin hatası parametresi bu problemle başa çıkmak için oluşturulmuş bir mekanizmadır (Şekil 3.13.).



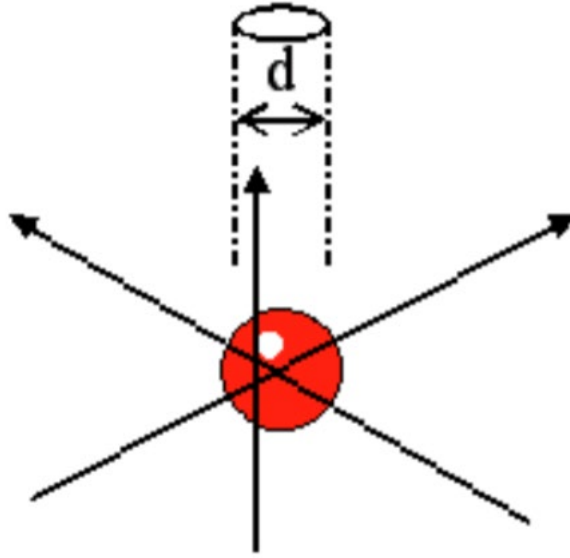
Şekil 3.13. Tahmin hatası (Prediction error)

Yukarıdaki görsel bir markırın 3B noktasını (kırmızı top) ve tahmin edilen sonraki konumunu (siyah çarpı işareti) göstermektedir. Mavi küre, sonraki 3B noktanın bu yörüngenin parçası olarak kabul edildiği hacimdir. Yani kırmızı top mavi kürenin sınırları içerisinde kalması koşulu ile aynı markıra ait bir yörünge (trajectory) olarak kabul edilecektir.

Tahmin hatasının varsayılan değeri 30 mm'dir. Tahmin hatası, ölçümdeki iki markır arasındaki en yakın mesafenin yarısından büyükse, iki markırın üst üste binme (cros-over) veya değişme (swaping) olasılığı vardır. Bu nedenle, tek markır içinde düzensiz veya değişken hareketler görülürse, parametrenin çok yüksek ayarlanmış olması muhtemeldir. Öte yandan, değer çok küçük ayarlanırsa, markırların aşırı bölünmesi (yüksek segmentasyon) meydana gelir ve bu da markırlardan çok daha fazla yörüngeye neden olur. Bunun nedeni, gürültü ve ivmeden kaynaklanan mesafelerin Tahmin Hatası parametresinin izin verdiği kadar büyük olabilmesidir. Bu nedenle, veride yüksek segmentasyon veya boşluklar varsa, Tahmin Hatasının çok düşük ayarlanmış olması muhtemeldir. Maksimum kalıntı değeri ile birlikte birkaç farklı kombinasyonda ayarlanarak optimum değerlerin bulunması gerekmektedir.

Maksimum Kalıntı (Maximum Residual): 3B veri kaydı fonksiyonu, veri

kaydına başlamış olan yörüngelerin sürdürülebilirliğini kontrol etmek için Tahmin Hatasıyla birlikte Maksimum Kalıntı parametresini kullanır. Maksimum kalıntı; 3B bir noktaya ait olduğu düşünülen tüm kesişen 2B işaret ışınlarının, o 3B noktanın son konumundan olan mesafeye (mm cinsinden) bir sınır belirler. Şekil 3.14. kesişme noktalarının aynı noktada olmadığı, ancak hepsinin 3B noktanın (kırmızı top) Maksimum kalıntısı (d) dahilinde olduğu üç adet 2B işaret ışını göstermektedir. Parametre bir daire olarak gösterilir, ancak gerçekte 3B bir küredir.

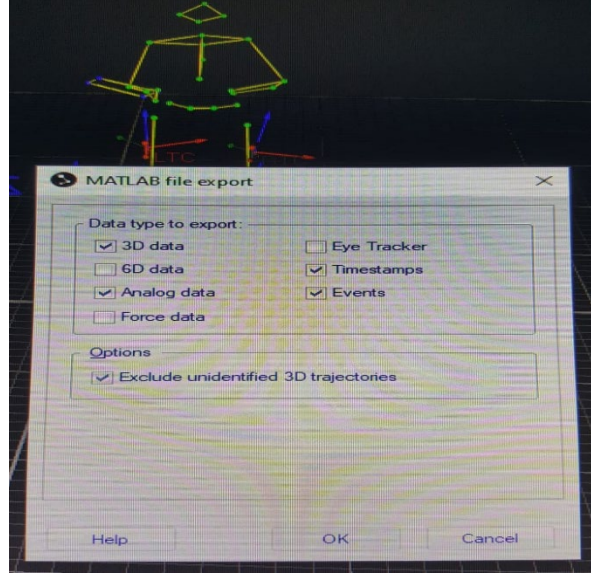


Şekil 3.14. Maksimum kalıntı (Maximum residual)

Maksimum kalıntının varsayılan değeri 10 mm'dir. Parametrenin değeri genellikle kamera sistemi için kalibrasyon sonucundaki ortalama artık değerlerin 2-5 katına kadar ayarlanabilir. Çok büyük bir değer, hesaplamayı yavaşlatacak ve birleştirilmiş 3B noktalar üretme eğiliminde olacak ve bu da hatalı yörüngelere yol açacaktır. Öte yandan, çok küçük bir değer muhtemelen hayalet markırlara ve yüksek segmentasyona neden olacak ve markırlardan çok daha fazla yörüngeye yol açacaktır.

3.4.16. EMG verilerinin dışa aktarılması (export)

QTM yazılımı üzerindeki dosya (file) sekmesi üzerinden dışa aktarma (export) seçeneği tıklandığında verilerin hangi formatta dışa aktarılacağı görülmektedir (Şekil 3.15.). Burada genellikle Matlab formatında çalışabilmek için .mat uzantılı dışa aktarma işlemi yapılmaktadır.



Şekil 3.15. EMG verilerinin dışa aktarımı

EMG verisini aktarmak için bu aşamada Analog Veri kutucuğunu tıklamak yeterli olacaktır. Oluşturulan zaman sekmeleri (events) ile birlikte tüm EMG verileri dışa aktarılacaktır. Sonrasında Matlab ortamında veri üzerinde gerekli filtreleme ve yumuşatma işlemleri yapılarak analize hazır hale getirilmektedir.

3.4.17. EMG verilerine uygulanan işlemler

EMG verilerinin Matlab ortamına aktarıldıktan sonra analize hazır hale gelebilmesi için bir dizi işlem uygulanması gerekmektedir. Bu işlemler aşağıda maddeler halinde sıralanmıştır:

- Her bir vuruşun ilk fazın başlangıcından son fazın bitişine tam süresinin hesaplanması (zaman normalizasyonu için buna ihtiyacımız olacak). Bunu yapmak için MoCap verilerinde etiketlediğimiz ilk ve son olay arasındaki süreyi hesaplamamız gerekir.
- EMG kanallarının her biri için bant geçiren (Band-Pass) filtre (Butterworth bant geçiren, 2. sıra, 20-350 Hz) uygulanması.
- EMG sinyalinin rektifiye edilmesi ve alçak geçiren (Low-Pass) filtre (butterworth düşük geçiren, 2. derece, 10Hz) uygulanması.
- Her bir EMG kanalı için:
 - a. Maksimum EMG aktivasyonunun tanımlanması (yani maksimum EMG aktivasyon değerinin nerede, hangi fazda ortaya çıktığının kaydedilmesi)

b. Tüm kanalın bu maksimum değere bölünmesi ve böylelikle verilerin normalizasyonunun yapılması.

- Oluşturduğumuz MoCap olaylarından (events) elde edilecek her bir fazın süresinin belirlenmesi ve sonrasında her bir kas için:

- a. EMG eğrisinin altında kalan alanın belirlenmesi (EMG değerlerinin toplamı)

- b. EMG'nin ortalama enerjisinin hesaplanması (alan/süre)

- c. Her bir faz için 100 puan elde edilecek şekilde EMG verilerinin zaman interpolasyonunun yapılması ve başka bir yere kaydedilmesi

- Bu aşamalardan sonra EMG verileri hem genlik hem de zaman açısından normalize edildikleri için tüm katılımcıların birlikte analiz edilmesine uygun hale gelmiş olacaktır.

- Şimdi her kas ve her faz için elimizde:

- a. Fazın süresi,

- b. Her fazdaki her kas için eğrinin altındaki alan ve

- c. Her bir kasın her fazda harcadığı ortalama enerji

değerleri bulunmaktadır ve bu hali ile EMG verileri istatistikî analiz için hazır hale gelmiştir.

3.4.18. Verilerin istatistikî analizi

Katılımcılara ait antropometrik veriler SPSS 24 paket istatistik programı kullanılarak analiz edilmiş; minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri hesaplanarak sunulmuştur.. Kinematik veriler QTM yazılımından elde edildikten sonra direk olarak, EMG verileri ise Matlab R2021b programında uygulanan sinyal işleme yöntemlerinden sonra Graphpad Prism 9.3.1 programında analiz edilmiştir.

Antropometrik veriler dışındaki tüm verilerin öncelikle normalite testleri yapılmıştır. Normalite testi olarak D'Agostino-Pearson normalite testi uygulanmıştır. Bu test asimetri ve şekil açısından dağılımın Gauss dağılımından ne kadar uzak olduğunu ölçmek için ilk önce çarpıklığı ve basıklığı (skewness and kurtosis) hesaplar. Ardından, bu değerlerin her birinin bir Gauss dağılımıyla beklenen değerden ne kadar farklı olduğunu hesaplar ve bu tutarsızlıkların toplamından tek bir P değeri hesaplar. Çok yönlü ve güçlü bir normallik testidir ve tavsiye edilir. Çalışmalarda sıklıkla kullanılan diğer bir alternatif ise Shapiro-Wilk normallik testidir. Bu çalışmada Shapiro-Wilk yerine D'Agostino-Pearson testi iki nedenden dolayı tercih edilmiştir. İlk neden,

Shapiro-Wilk testinin her bir veri değeri farklı olduğunda çok iyi çalışmasına rağmen, birkaç değer aynı olduğunda iyi çalışmamasıdır (d'Agostino, 1986). Diğer sebep ise testin temelini anlaşılmamasının zor olmasıdır.

D'Agostino-Pearson testi sonucunda verilerin normal dağılım sergilediği görülmüş ve sonrasında varyansların homojenliği de Levene testi kullanılarak test edilmiştir. Dört farklı top performansı parametresi ile dört fazın [4 (top performansı: dışarıda, filede, düşük, yüksek) x 4 (vuruş fazları: hazırlık, geriye savurma, ileri savurma, tamamlama)] belirlenen kinematik, EMG ve zamanlama parametreleri ile etkileşimi, çoklu karşılaştırmalar ile de arasındaki farklılıkların analizi amaçlanmıştır. Bunun için İki Yönlü Tekrarlı Ölçümler ANOVA (Two-Way Repeated Measures ANOVA) testi uygulanmıştır.

Araştırma kapsamında iki bağımsız değişken vardır: A: Top Performansı (dışarıda, filede, düşük, yüksek) ve B: Vuruş Fazları (hazırlık, geriye savurma, ileri savurma, tamamlama). Zaman (6), kinematik (6) ve EMG (16) verileri ise bağımlı değişkenleri (toplam 28 bağımlı değişken) oluşturmaktadır. İki Yönlü Tekrarlı Ölçümler ANOVA testinin kullanılmasındaki asıl amaç bu iki faktör (Top Performansı ve Vuruş Fazları) arasında etkileşim olup olmadığını incelemektir. İki yönlü tekrarlı ölçümler ANOVA'da bağımsız değişkenler grup içi yani aynı katılımcılardan elde edilen tekrarlı gözlemler olmalıdır: • Test edilen değişkenler: • Ana Etki A (Top Performansı) • Ana Etki B (Vuruş Fazları) • Etkileşim (Interaction) AxB. Gruplar arası farklılıklar Post Hoc Tukey testi ile gerçekleştirilmiştir. İstatistiksel anlamlılık düzeyi tüm testler için $p < 0.05$ olarak alınmıştır.

4. BULGULAR VE YORUM

4.1. Antropometrik Veriler

DEXA tüm vücut taraması sonucunda elde edilen katılımcılara ait tüm antropometrik veriler aşağıda sunulmaktadır (Tablo 4.1.). Tüm Antropometrik verilerin sınıflanması yapılmış sonrasında minimum, maksimum, grup ortalaması ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır. Antropometrik veriler tanımlayıcı istatistik olarak sunulmuş çalışma içerisindeki herhangi bir parametre ile ilişkilendirilmemiştir.

Tablo 4.1. Katılımcıların tanımlayıcı ve antropometrik verileri

	N	Min.	Mak.	Ort.	Std. S.
Yaş (yıl)	12	15,1	31,7	23,67	5,15
Boy (cm)	12	165	186,2	175,96	6,17
Kilo (kg)	12	57,8	91,5	75,61	9,60
Antrenman Yaşı (ay)	12	27	101	65	29,02
Ant. Yoğ. (hafta/saat)	12	1	6	3,80	1,62
BMD (g/cm ²)	12	1,017	1,493	1,316	129
BMC (g)	12	2413,60	3542	3050,4	370,04
Yağ Yüzdesi (%)	12	11,30	33,40	22,34	6,20
Yağ Kütlesi (g)	12	8426	22626	14607	4350
Yağsız Kütle (g)	12	46938	65976	56372,42	5821,45
Alan (cm ²)	12	2058	2589	2318	165,36
VKİ (kg/m ²)	12	18,20	30,70	24,18	3,15
RMR (kcal/gün)	12	1634	2093	1815,92	143,34
RSMI (kg/m ²)	12	7,20	10,28	8,31	0,87
İAD Kütlesi (g)	12	53	706	316,30	249,15

BMD: Bone Mineral Density (Kemik Mineral Yoğunluğu), BMC: Bone Mineral Content (Kemik mineral içeriği), VKİ: Vücut Kütle İndeksi, RMR: Resting Metabolic Rate (Dinlenim Metabolizma Hızı), RSMI: Relative Skeletal Muscle Index (Relatif İskelet Kası İndeksi), İAD: İçsel Adipoz Doku

Verilerin toplanması sırasında öncelikle oyuncular Eskişehir Teknik Üniversitesi Kinantropometri Laboratuvarına gelmişlerdir. Vücut taraması ölçümlerine geçilmeden önce katılımcıların yaş, antrenman yaşı ve antrenman yoğunluğu bilgileri oluşturulan veri toplama envanterine kaydedilmiştir. Boy ölçümlerinden sonra DEXA cihazında tüm vücut taramaları yapılmış ve elde edilen değerler sistem bilgisayarına kaydedilmiştir.

Kemik dansitometrisi testi, osteoporoz ve osteopeni teşhisinde yardımcı bir test

olarak sıklıkla kullanılmaktadır. Test, Kemik Mineral Yoğunluğunu [Bone Mineral Density (BMD)], T-skoru olarak görüntülenen en yüksek kemik gücüne sahip bir “genç yetişkin” ile karşılaştırır. Sonrasında sonuçlar, Z puanı olarak görüntülenen aynı yaştaki kişilerle karşılaştırır. Normal T-skoru -1 veya üzerinde, Osteopeni T-skoru -1 ile -2,5 arasında, Osteoporoz T-skoru -2.5 veya altındadır. Bu bilgiler, diğer faktörlerle birlikte, doktorların osteoporotik kırık riskini değerlendirmesine yardımcı olur.

Kemik mineral içeriği [Bone Mineral Content (BMC)], öngörülen alan üzerinden BMD değerleri baz alınarak hesaplanır. DEXA kemiğin mekanik bir özelliğini değil kütlelerini ölçer. Buna rağmen, kemik kalitesinin klinik ortamda değerlendirilmesinde birçok otorite tarafından altın standart olarak kabul edilmektedir. Kemik mineral içeriği ne kadar yüksekse, kemikler o kadar yoğundur. Ve kemikler ne kadar yoğunsa, genellikle o kadar güçlüdür ve kırılma olasılıkları da o kadar düşüktür. Eğer BMC Z-skoru yaş, cinsiyet ve vücut boyutuna göre ayarlanmış ortalama değerden -2 standart sapmadan daha az ise “Düşük BMC” olarak tanımlanır.

Spor bilimlerinde ise uygulanan herhangi bir müdahale öncesinde ve sonrasında BMC ve BMD değerlerindeki olası değişimin gözlenmesi, performans seviyesine göre olası farklılıklar ya da durum değerlendirmesi amacı ile kullanılmaktadır. Tablo 4.1. incelendiğinde sporculara ait BMD ve BMC değerlerinin normal sınırlar içerisinde olduğu görülmektedir.

Yağ yüzdesi ve yağ kütlesi verileri, bir referans popülasyona kıyasla toplam vücut yağ yüzde ve kütle değerlerini göstermektedir. Bu karşılaştırma, bebeklerin gelişim takibi ölçümlerine çok benzer bir şekilde yapılmakta ve boy ve kilo referans verileri kullanılmaktadır. % yağ sonuçlarına bağlı olarak yapılan standart, normal veya obezite tanımları bulunmamaktadır, ancak bu referans popülasyonla nasıl karşılaştığınızı görebilirsiniz. Yağsız kütle vücudun tüm kısımlarını (organlar, kaslar ve sıvılar) içerir, ancak vücut yağını ve kemiklerini içermez. Yağsız kütle ne kadar yüksekse, vücut o kadar kaslıdır. Oyuncuların 75 kg kilo ve 56 kg yağsız kütle ortalamasına sahip oldukları görülmektedir.

Dinlenim Metabolizma Hızı [Resting Metabolic Rate (RMR)], Dinlenme Enerji Harcaması [Resting Energy Expenditure (REE)] ile eş anlamlıdır ve dinlenmekten başka bir şey yapılmazsa ne kadar kalori yakılacağına bir tahminidir. Vücut ısını, kalp atışını ve solunum hızını korumak için gereken minimum enerji miktarını temsil eder.

Harris-Benedict denklemine dayalı RMR şu şekilde formüle edilir:

$$\text{RMR (erkek)} = 66.473 - (6.775 \times \text{yaş[yıl]}) + (13.7516 \times \text{ağırlık[kg]}) + (5.0033 \times \text{boy[cm]})$$

(Harris ve Benedict., 1919) (4.1)

RSMI [Relative Skeletal Muscle Index (Göreceli İskelet Kası İndeksi), kol ve bacaklardaki göreceli kas miktarını temsil eder.

Baumgartner denkleminde dayalı RSMI şu şekilde formüle edilir:

$$\text{RSMI} = (\text{yağsız kol kütlesi[kg]} + \text{yağsız bacak kütlesi[kg]}) / (\text{boy[m]})^2$$

(Baumgartner vd., 1998) (4.2)

Erkekler için RSMI referans değeri 7.23 olarak kabul edilmektedir. Veriler incelendiğinde tenis sporcularının 8.31 RSMI değeri ile referans değer üzerinde oldukları, sporcuların kas kütlelerinin referans değer üzerinde olduğu ama bu değerden çok da fazla uzaklaşmadığı görülmektedir.

DEXA sistemi, android bölgedeki İAD (İçsel Adipoz Doku) içeriğini tahmin edebilmektedir. İAD, obezite, metabolik sendrom ve tip 2 diyabet gibi çeşitli metabolik hastalıklarla ilişkili belirli bir yağ türüdür. Toplam Vücut Yağ yüzdesi bilgisi, kilodan çok genel zindelik hakkında bilgi verirken, bölgesel yağ dağılımı bilgisi yağın nerede olduğu hakkında bilgi verir. İAD, insan vücudundaki birkaç normal ve patolojik süreci etkileyen benzersiz biyokimyasal özelliklere sahip, toplam vücut yağının hormonal olarak aktif bir bileşenidir. Anormal derecede yüksek visceral yağ dokusu birikimi visceral obezite olarak bilinir ve erkekler için istenen değer <500 gr olmalıdır (İbrahim, 2010). Veriler incelendiğinde oyuncuların ortalama İAD değerinin 402.83 gr ve normal sınırlar içerisinde olduğu görülmektedir.

4.2. Zaman, Raket Hızı ve Hareket Analizi Verileri

Bu bölümde dışarıda, net, düşük ve yüksek olarak gruplanan vuruşların öncelikle toplam zaman ve sonrasında her bir faz zamanı ayrı ayrı hesaplanarak fark analizleri sunulmuştur. Çalışmaya gönüllü olarak katılan 12 tenis oyuncusu tarafından gerçekleştirilen 120 forehand vuruşu (dışarıda:32, filede:19, düşük:29, yüksek:40) analiz edilmiştir.

Her biri oluşturulan denenceler ile yapılandırılan toplam 28 Bağımlı değişkenine, İki Yönlü Tekrarlı Ölçümler ANOVA analizinden önce, 2 temel sayıltı testi uygulanmıştır. Bunlar:

Sayıltı testi 1: Veri grupları normal dağılım (Gaussian Distribution) göstermekte midir?

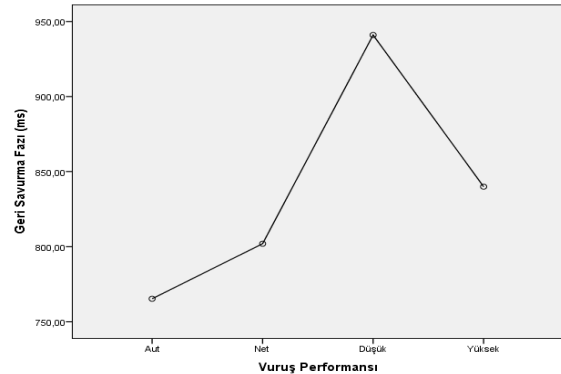
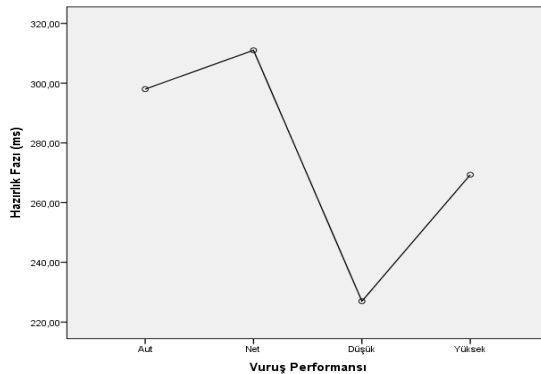
İki Yönlü Tekrarlı Ölçümler ANOVA (Two-Way Repeated Measures ANOVA) testi veri grubunun normal dağılım gösterdiğinin farz edildiği durumlarda kullanılabilir. Bu sayıltı D'Agostino-Pearson testi ile sınanmıştır. Zamanlama, kinematik ve EMG verilerinden oluşan bağımlı değişkenlere ilişkin tüm test değerleri normal dağılım testini geçmişlerdir ($p>0.05$).

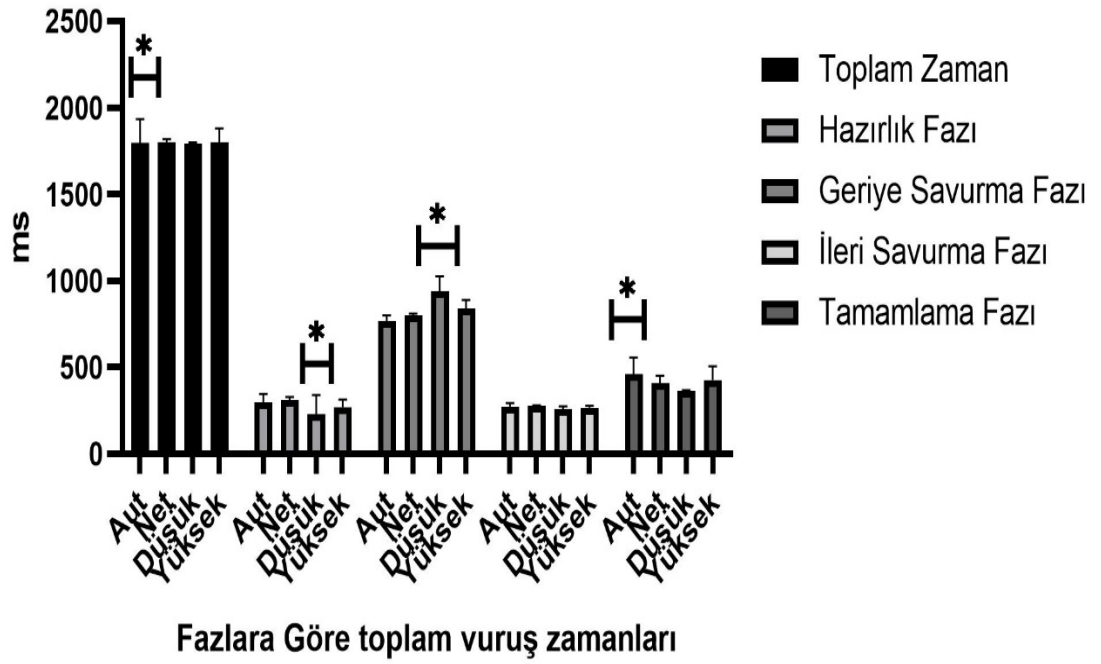
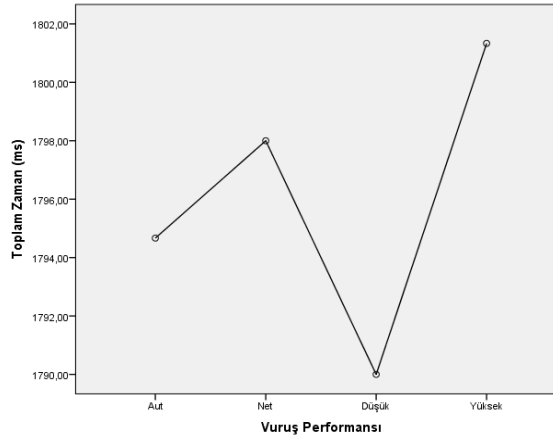
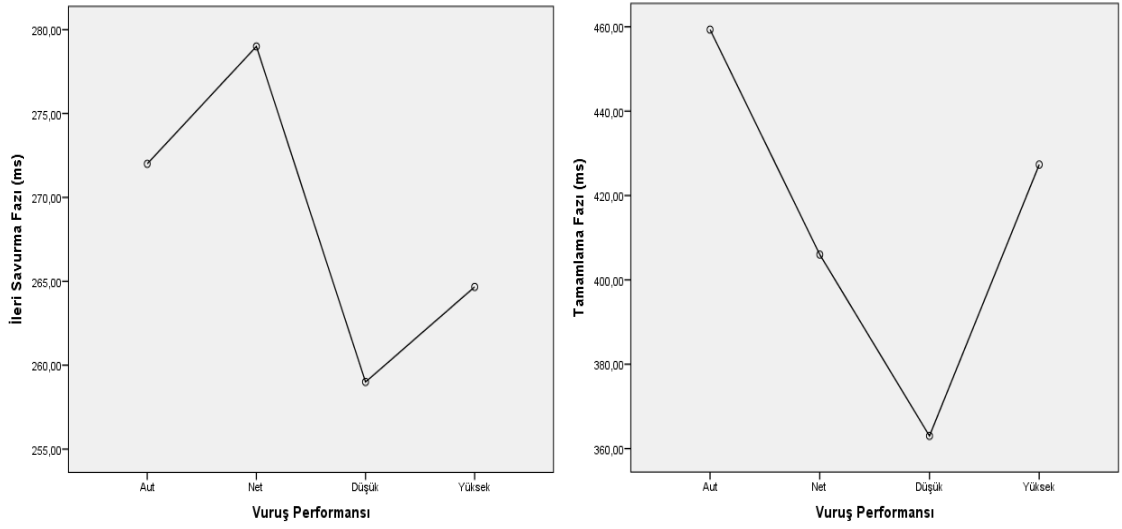
Sayıltı testi 2: Veri gruplarının varyansları homojen midir?

İki Yönlü Tekrarlı Ölçümler ANOVA (Two-Way Repeated Measures ANOVA) testinin bir diğer ön koşulu veri gruplarının varyanslarının homojen olmasıdır. Varyanslar homojen olduğunda; iki veri setinin, ortalamaları farklı olsa bile aynı standart sapmalara ve dolayısıyla aynı varyanslara sahip popülasyonlardan örneklandığını varsayılır. Bu sayıltı Levene testi ile sınanmıştır ve tüm bağımlı değişken parametrelerinin varyanslarının homojen olduğu görülmüştür.

Denence 1-5

1. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında hazırlık fazının toplam zamanı açısından fark yoktur.
2. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında geriye salınım fazının toplam zamanı açısından fark yoktur.
3. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında ileri salınım fazının toplam zamanı açısından fark yoktur.
4. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında tamamlama fazının toplam zamanı açısından fark yoktur.
5. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında tüm fazların toplam zamanı açısından fark yoktur.





Şekil 4.1. Fazlara göre toplam vuruş zamanları

Tablo 4.2. Zaman analizleri fark tablosu

Zaman Analizleri Fark Tablosu (ms)								
		N	Ort ± Std S	Std. Hata	Alt Sınır	Üst Sınır	Min.	Maks.
Hazırlık	Dışarıda	32	298±44,71	7,45	282,87	313,12	244,00	352,00
	Net	19	311±15,32	3,12	304,52	317,47	296,00	326,00
	Düşük	29	227±105,21	21,47	182,57	271,42	124,00	330,00
	Yüksek	40	269±41,44 *¥	6,90	255,30	283,35	218,00	318,00
	Total	120	277,80±64,54	5,89	266,13	289,46	124,00	352,00
Geri	Dışarıda	32	765,33±33,46	5,57	754	776,65	742,00	812,00
	Net	19	802±8,17	1,66	798,54	805,45	794,00	810,00
	Düşük	29	941±78,65 *ü	16,05	907,78	974,21	864,00	1018,00
	Yüksek	40	840±46,96 *†	7,82	824,11	855,88	776,00	884,00
	Total	120	830,20±78,26	7,14	816,05	844,34	742,00	1018,00
İleri	Dışarıda	32	272±20,75	3,45	264,97	279,02	246,00	296,00
	Net	19	279±1,02	,20	278,56	279,43	278,00	280,00
	Düşük	29	259±13,27 ¥	2,71	253,39	264,60	246,00	272,00
	Yüksek	40	264,66±13,88 ¥	2,31	259,96	269,36	254,00	284,00
	Total	120	268,60±16,31	1,48	265,65	271,54	246,00	296,00
Tamamla	Dışarıda	32	459,33±91,93	15,32	428,22	490,43	358,00	578,00
	Net	19	406±40,86	8,34	388,74	423,25	366,00	446,00
	Düşük	29	363±5,10 *	1,04	360,84	365,15	358,00	368,00
	Yüksek	40	427,33±74,45 †	12,40	402,13	452,52	350,00	526,00
	Total	120	419,80±74,98	6,84	406,24	433,35	350,00	578,00
Toplam	Dışarıda	32	1794,66±133,6	22,27	1749,45	1839,88	1640,00	1962,00
	Net	19	1798±18,38	3,75	1790,23	1805,76	1780,00	1816,00
	Düşük	29	1790±8,17	1,66	1786,54	1793,45	1782,00	1798,00
	Yüksek	40	1801,33±74,53	12,42	1776,11	1826,55	1736,00	1904,00
	Total	120	1796,40±83,55	7,62	1781,29	1811,50	1640,00	1962,00

* p < 0,01 dışarıda vuruşlardan önemli miktarda farklı; ¥ p < 0,01 net vuruşlardan önemli miktarda farklı; † p < 0,01 düşük vuruşlardan önemli miktarda farklı; ü p < 0,01 yüksek vuruşlardan önemli miktarda farklı

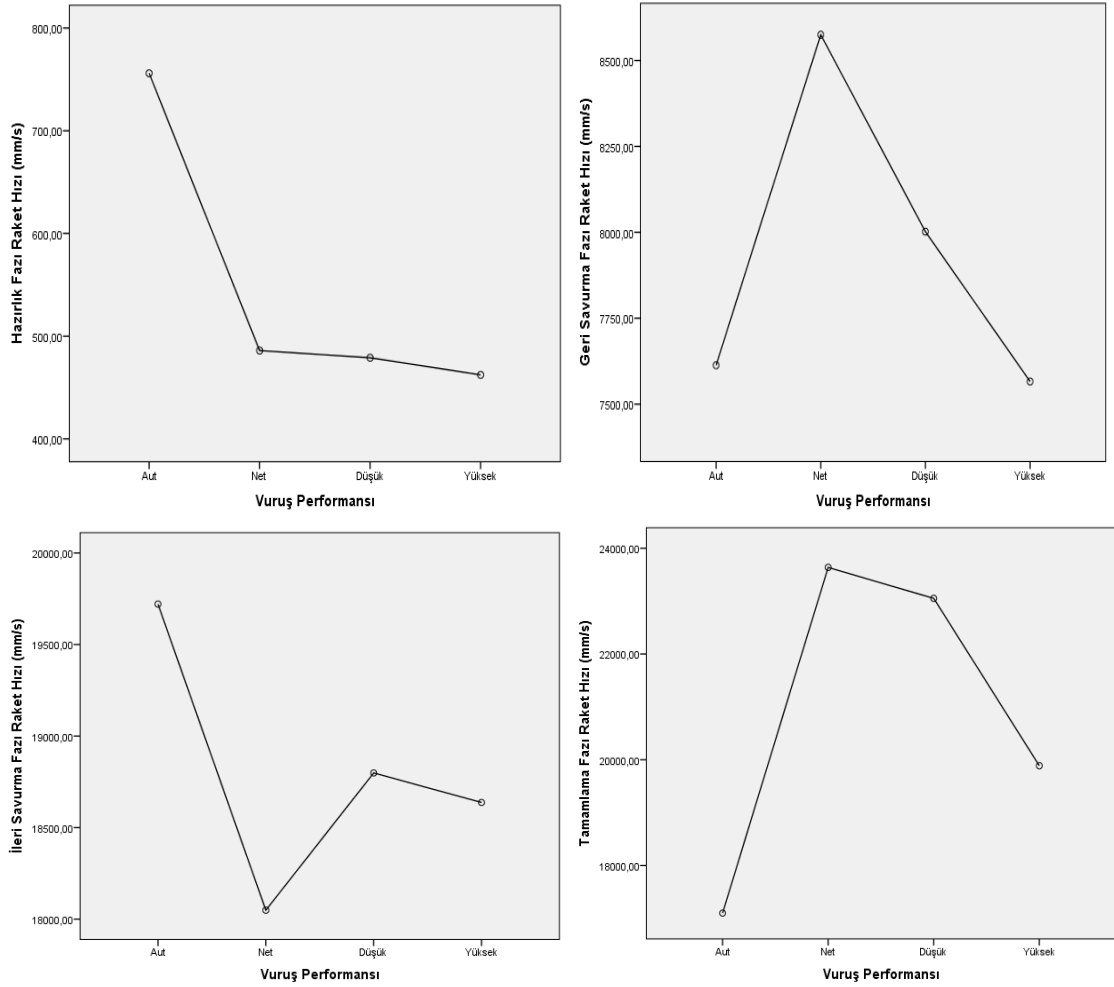
Şekil 4.1. ve Tablo 4.2. hazırlık, geri savurma, ileri savurma ve tamamlama fazlarına ait süreleri, bu dört fazın toplamı ile elde edilen toplam vuruş zamanı sürelerini ve vuruş performansına göre istatistiki açıdan farklılık gösteren fazları göstermektedir.

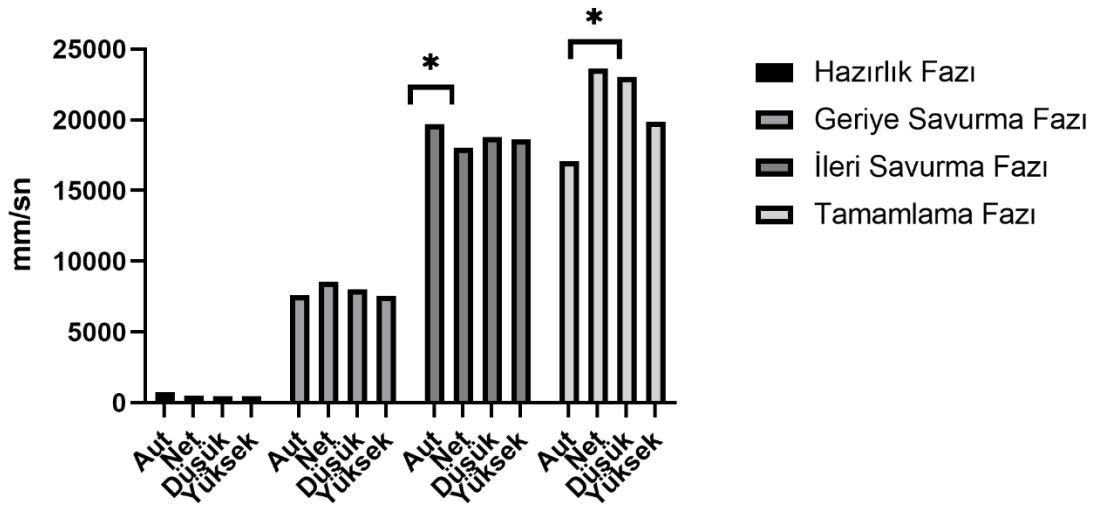
Hazırlık aşamasının toplam süresi dışarıda vuruşlar için 298±44 ms, net vuruşlar için 311±15 ms, düşük vuruşlar için 227±105 ms ve yüksek vuruşlar için 269±48 ms olarak ölçülmüştür. Geri savurma fazının toplam süresi dışarıda vuruşlar için 765±33 ms, net vuruşlar için 802±8 ms, düşük vuruşlar için 941±78 ms ve yüksek vuruşlar için

840±46 ms olarak ölçülmüştür. İleri salınım fazının toplam süresi dışarıda vuruşlar için 272±20 ms, net vuruşlar için 279±1 ms, düşük vuruşlar için 259±13 ms ve yüksek vuruşlar için 264±13 ms olarak ölçülmüştür. Tamamlama fazının toplam süresi dışarıda vuruşlar için 459±91 ms, net vuruşlar için 406±40 ms, düşük vuruşlar için 363±5 ms ve yüksek vuruşlar için 427±74 ms olarak ölçülmüştür. Tüm fazların birleşiminden oluşan toplam süre ise dışarıda vuruşlar için 1794±13, net vuruşlar için 1798±18, düşük vuruşlar için 1790±8 ve yüksek vuruşlar için 1801±74 ms olarak ölçülmüştür.

Denence 6

6. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında raket hızı açısından fark yoktur.





Vuruş performansı fazlarına göre raket hızı değişimi

Şekil 4.2. Vuruş performansı fazlarına göre raket hızı değişimi

Tablo 4.3. Raket hızı fark tablosu

Raket Hızı Fark Tablosu (mm/s)								
		N	Ort ± Std S	Std. Hata	Alt Sınır	Üst Sınır	Min.	Maks.
Hazırlık	Dışarıda	32	756±281,9 ^{¥†‡}	46,99	660,58	851,41	388,00	1060,00
	Net	19	486±20,43 *	4,17	477,37	494,62	466,00	506,00
	Düşük	29	479±5,10 *	1,04	476,84	481,15	474,00	484,00
	Yüksek	40	462,33±243,93 *	40,65	379,79	544,86	190,00	775,00
	Total	120	558,50±240,64	21,96	515	601,99	190,00	1060,00
Geri Savurma	Dışarıda	32	7613,33±149,23 *	24,87	7562,83	7663,82	7483,00	7819,00
	Net	19	8575±1240,11 [¥]	253,13	8051,34	9098,65	7361,00	9789,00
	Düşük	29	8002±139,94	28,56	7942,90	8061,09	7865,00	8139,00
	Yüksek	40	7566±221,01	36,83	7491,21	7640,78	7308,00	7841,00
	Total	120	7869,20±688,17	62,82	7744,80	7993,59	7308,00	9789,00
İleri Savurma	Dışarıda	32	19721±542,61 [¥]	90,43	1957,40	19904,59	1898,00	20250,00
	Net	19	18049±1474,03 *	300,88	1742,56	18671,43	1660,00	19492,00
	Düşük	29	18798,50±513,30	104,77	1858,74	19015,25	1829,00	19301,00
	Yüksek	40	18637,3±167,05 *	279,17	1807,57	19204,08	1735,00	20969,00
	Total	120	18877±1324,79	120,93	1863,53	19116,46	1660,00	20969,00
Tamamla	Dışarıda	32	17098,66±194,5 [‡]	32,42	1703,84	17164,49	1684,00	17301,00
	Net	19	23638±646,61 [‡]	131,98	2336,95	23911,04	2300,00	24271,00
	Düşük	29	23052,50±149,9 [‡]	305,16	2242,22	23683,77	2158,00	24516,00
	Yüksek	40	19887±198,14 ^{¥†‡}	330,69	1921,66	20558,33	1734,00	22107,00
	Total	120	20433,80±293,02	267,56	1990,99	20963,60	1684,00	24516,00

* p < 0,01 dışarıda vuruşlardan önemli miktarda farklı; [¥] p < 0,01 net vuruşlardan önemli miktarda farklı; [‡] p < 0,01 düşük vuruşlardan önemli miktarda farklı; [‡] p < 0,01 yüksek vuruşlardan önemli miktarda farklı

Şekil 4.2. ve Tablo 4.3. hazırlık, geri savurma, ileri savurma ve tamamlama fazları sırasındaki raket hızlarını ve vuruş performansına göre istatistiki açıdan farklılık gösteren fazları göstermektedir.

Denence 7-12

7. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında vuruş yönü diz eklemi açısından fark yoktur.

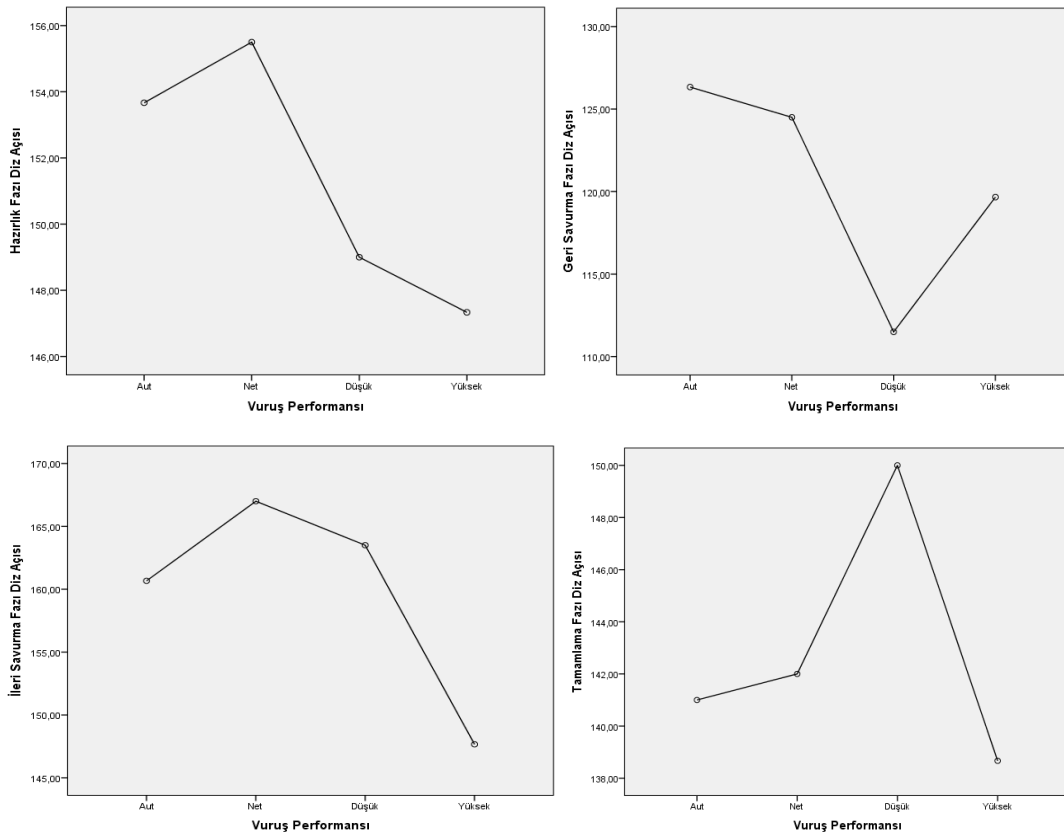
8. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında vuruş yönü kalça eklemi açısından fark yoktur.

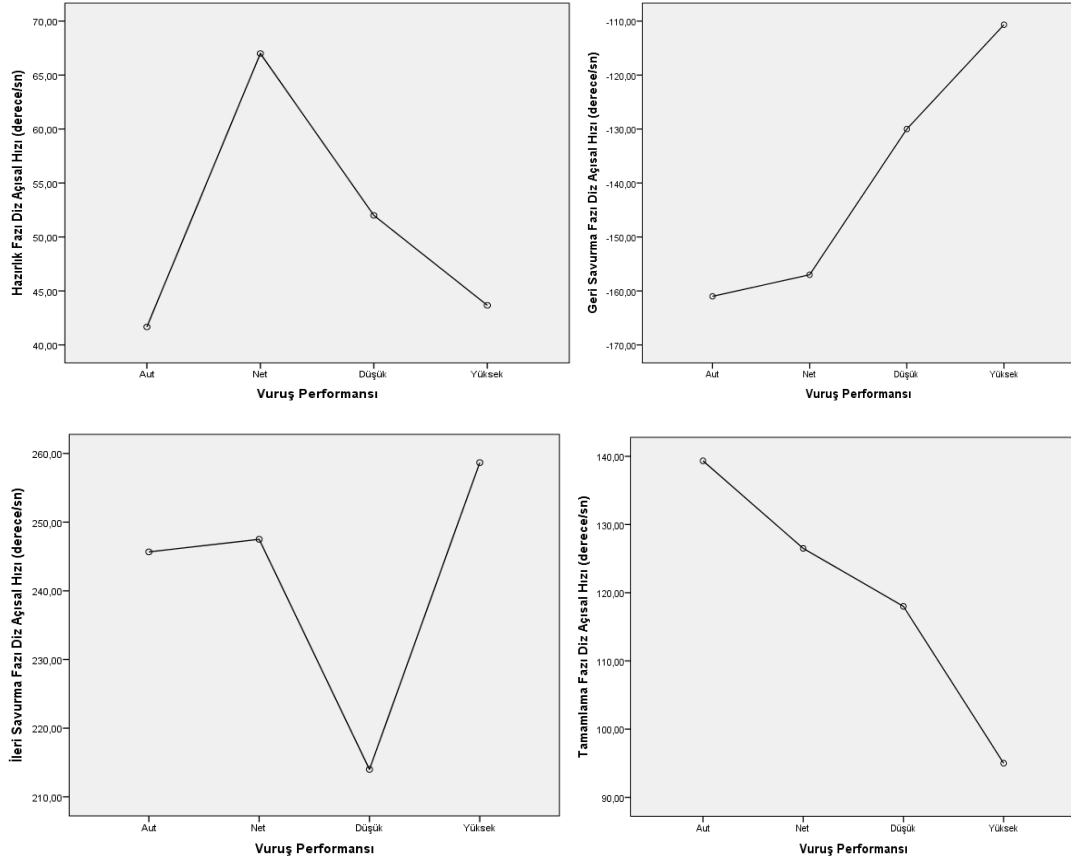
9. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında vuruş yönü dirsek eklemi açısından fark yoktur.

10. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında vuruş yönü diz eklemi açısıl hızında fark yoktur.

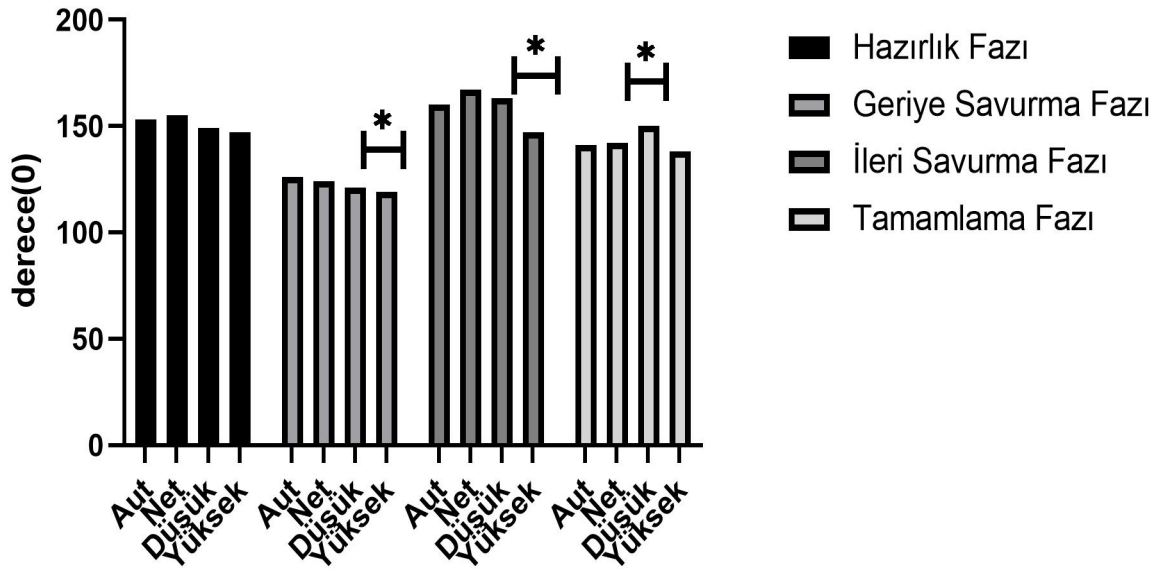
11. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında vuruş yönü kalça eklemi açısıl hızında fark yoktur.

12. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları arasında vuruş yönü dirsek eklemi açısıl hızında fark yoktur.





Diz Açısı (0)



Vuruş performansı fazlarına göre diz açısı değişimi

Şekil 4.3. Vuruş performansı fazlarına göre diz açı ve açışal hızı değişimi

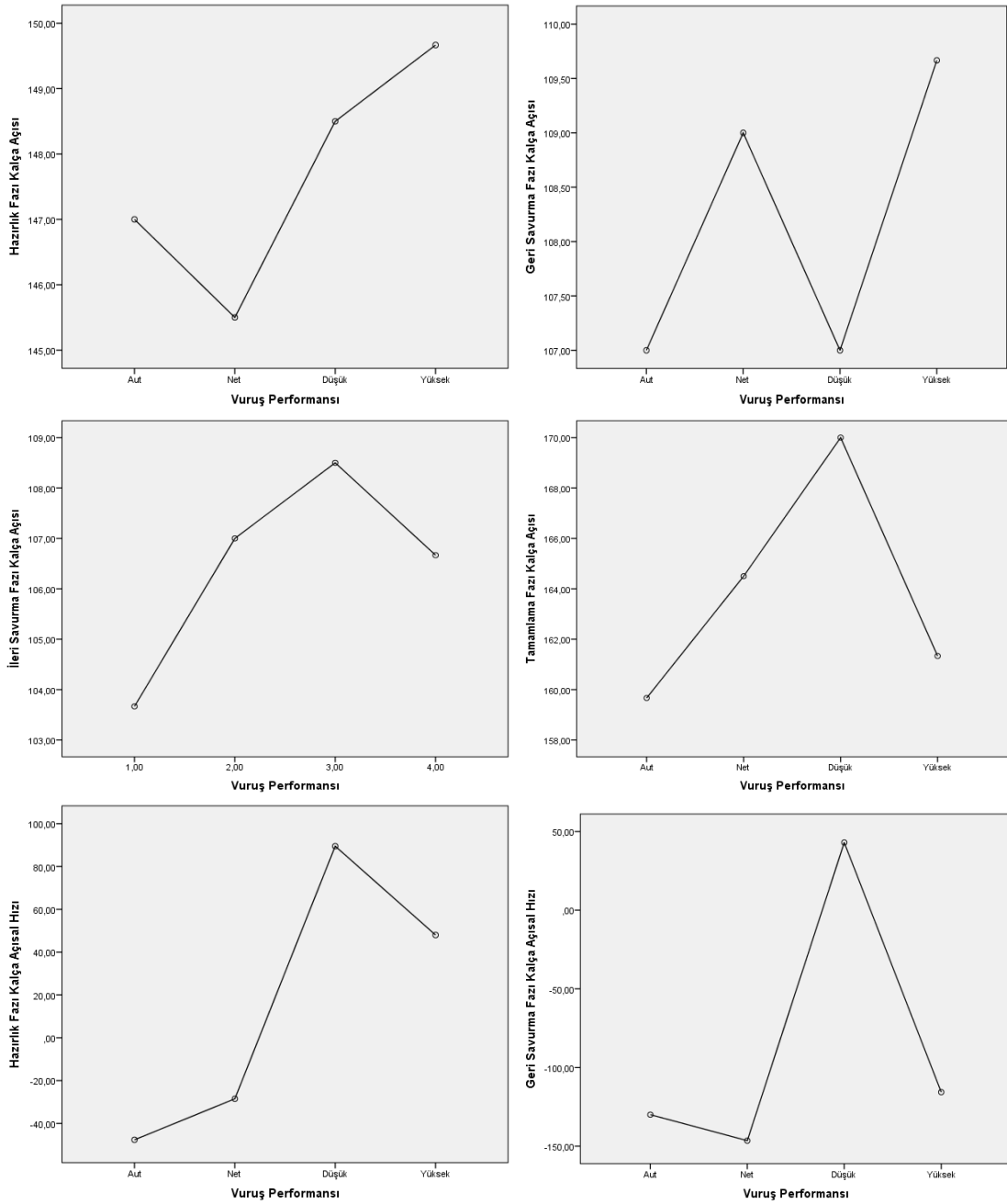
Tablo 4.4. *Diz açısı ve açısal hızı fark tablosu*

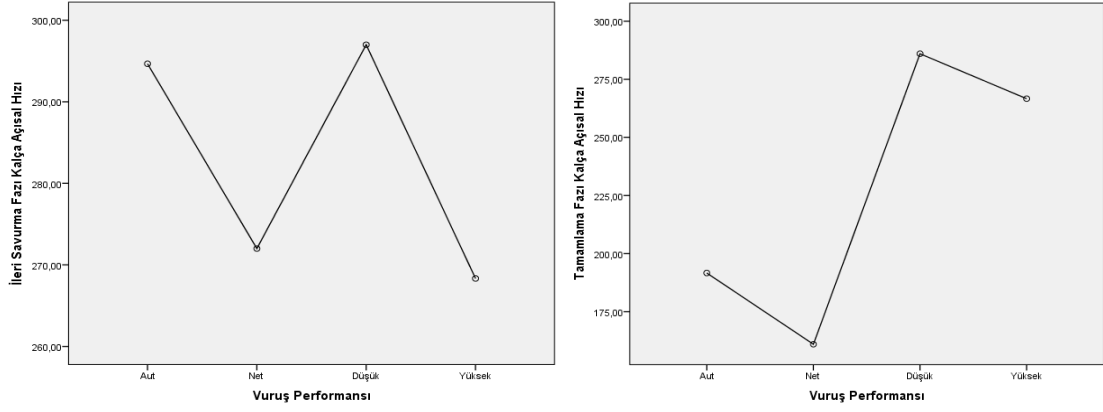
Diz Açısı ($^{\circ}$) ve Açısal Hızı ($^{\circ}/sn$) Fark Tablosu								
		N	Ort $\pm$ Std S	Std. Hata	Alt Sınır	Üst Sınır	Min.	Maks.
Hazırlık	Dışarıda	32	153,66 $\pm$ 5,51	,91	151,80	155,53	146,00	158,00
	Net	19	155,50 $\pm$ 4,59	,93	153,55	157,44	151,00	160,00
	Düşük	29	149 $\pm$ 2,04	,41	148,13	149,86	147,00	151,00
	Yüksek	40	147,33 $\pm$ 13,25	2,20	142,84	151,81	131,00	163,00
	Total	120	151,20 $\pm$ 8,75	,79	149,61	152,78	131,00	163,00
Geri Savurma	Dışarıda	32	126,33 $\pm$ 9,08	1,51	123,25	129,40	120,00	139,00
	Net	19	124,50 $\pm$ 1,53	,31	123,85	125,14	123,00	126,00
	Düşük	29	121,50 $\pm$ 0,51 *	,10	111,28	111,71	111,00	112,00
	Yüksek	40	119,66 $\pm$ 1,26 ^{*¥}	,21	119,23	120,09	118,00	121,00
	Total	120	121,00 $\pm$ 7,42016	,67	119,65	122,34	111,00	139,00
İleri Savurma	Dışarıda	32	160,66 $\pm$ 8,45830	1,40	157,80	163,52	149,00	168,00
	Net	19	167 $\pm$ 13,27	2,71	161,39	172,60	154,00	180,00
	Düşük	29	163,50 $\pm$ 6,63	1,35	160,69	166,30	157,00	170,00
	Yüksek	40	147,66 $\pm$ 4,56 ^{*¥}	,76	146,12	149,20	142,00	153,00
	Total	120	158,60 $\pm$ 11,23	1,02	156,56	160,63	142,00	180,00
Tamamlama	Dışarıda	32	141 $\pm$ 13,14	2,19	136,55	145,44	123,00	153,00
	Net	19	142 $\pm$ 1,02	,20	141,56	142,43	141,00	143,00
	Düşük	29	150 $\pm$ 3,06	,62	148,70	151,29	147,00	153,00
	Yüksek	40	138,66 $\pm$ 18,52	3,08	132,39	144,93	113,00	154,00
	Total	120	142,30 $\pm$ 13,04	1,19	139,94	144,65	113,00	154,00
Hazırlık	Dışarıda	32	41,66 $\pm$ 10,64	1,77	38,06	45,26	27,00	51,00
	Net	19	67 $\pm$ 4,08	,83	65,27	68,72	63,00	71,00
	Düşük	29	52 $\pm$ 10,21	2,08	47,68	56,31	42,00	62,00
	Yüksek	40	43,66 $\pm$ 6,69	1,11	41,40	45,93	35,00	51,00
	Total	120	49,40 $\pm$ 12,71	1,16	47,10	51,69	27,00	71,00
Geri Savurma	Dışarıda	32	-161 $\pm$ 45,58	7,59	-176,42	-145,57	-222,00	-115,00
	Net	19	-157 $\pm$ 1,02	,20	-157,43	-156,56	-158,00	-156,00
	Düşük	29	-130 $\pm$ 17,36 *	3,54	-137,33	-122,66	-147,00	-113,00
	Yüksek	40	-110,66 $\pm$ 25,67 ^{*¥}	4,27	-119,35	-101,97	-146,00	-88,00
	Total	120	-138,90 $\pm$ 36,53	3,33	-145,50	-132,29	-222,00	-88,00
İleri Savurma	Dışarıda	32	245,66 $\pm$ 45,48	7,58	230,27	261,05	211,00	309,00
	Net	19	247,50 $\pm$ 20,94	4,27	238,65	256,34	227,00	268,00
	Düşük	29	214 $\pm$ 11,23	2,29	209,25	218,74	203,00	225,00
	Yüksek	40	258,66 $\pm$ 25,44 ^{*¥}	4,24	250,05	267,27	226,00	287,00
	Total	120	243,60 $\pm$ 34,02	3,10	237,44	249,75	203,00	309,00
Tamamlama	Dışarıda	32	139,33 $\pm$ 12,45	2,07	135,11	143,54	125,00	155,00
	Net	19	126,50 $\pm$ 47,50	9,69	106,44	146,55	80,00	173,00
	Düşük	29	118 $\pm$ 27,58	5,62	106,35	129,64	91,00	145,00
	Yüksek	40	95 $\pm$ 9,54	1,59	91,76	98,23	84,00	107,00

Tablo 4.4. (Devam) *Diz açısı ve açısal hızı fark tablosu*

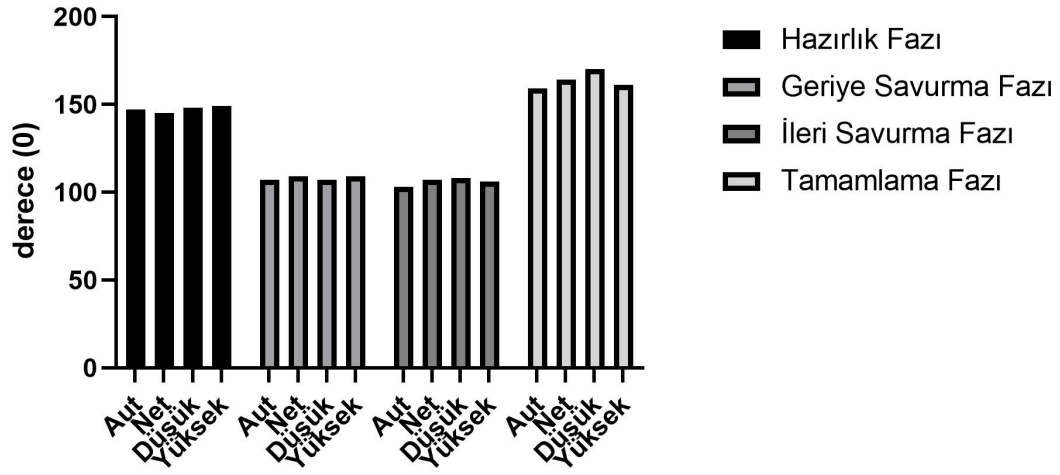
Total	120	119,20±31,08	2,83	113,58	124,81	80,00	173,00
* p < 0,01 dışarıda vuruşlardan önemli miktarda farklı; ¥ p < 0,01 net vuruşlardan önemli miktarda farklı; ‡ p < 0,01 düşük vuruşlardan önemli miktarda farklı; u p < 0,01 yüksek vuruşlardan önemli miktarda farklı							

Diz kinematik değişkenleri **R_THRCTR**, **R_KNEE_L** ve **R_MLL_L** markırları kullanılarak hesaplanmıştır. Şekil 4.3. ve Tablo 4.4. hazırlık, geri savurma, ileri savurma ve tamamlama fazları sırasındaki diz açı ve açısal hızının vuruş performansına göre istatistiki açıdan farklılık gösteren fazlarını göstermektedir.





Kalça Açısı Verileri (0)



Vuruş performansı fazlarına göre kalça açısı değişimi

Şekil 4.4. Vuruş performansı fazlarına göre kalça açısı ve açılma hızı değişimi

Tablo 4.5. Kalça açısı ve açılma hızı fark tablosu

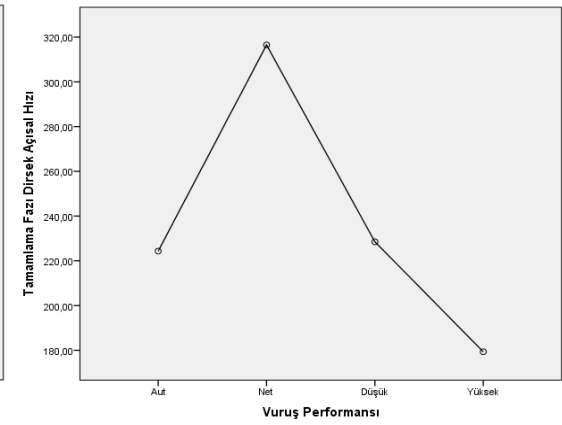
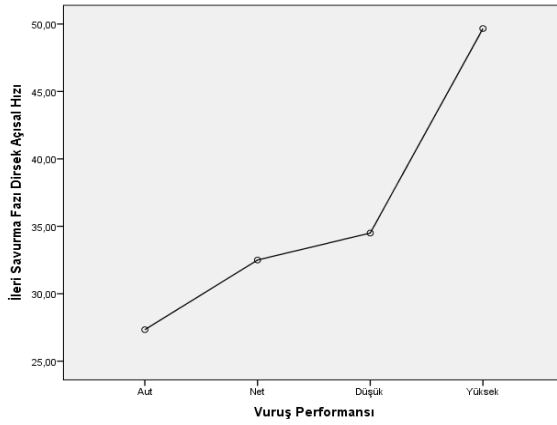
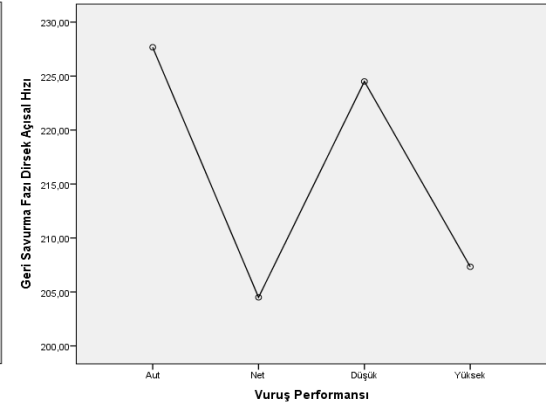
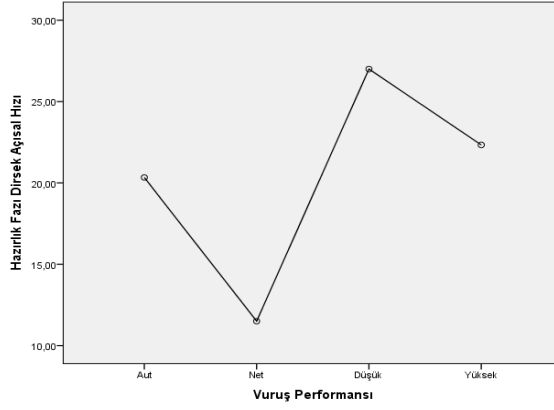
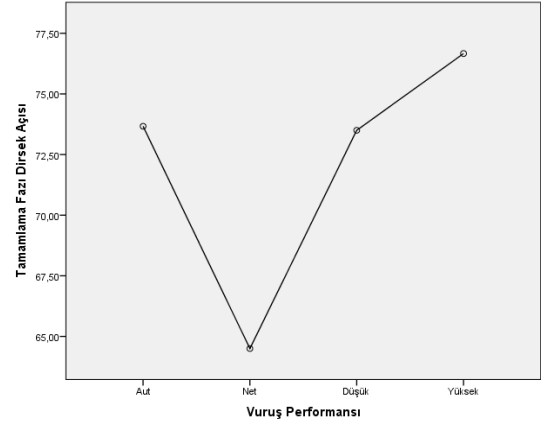
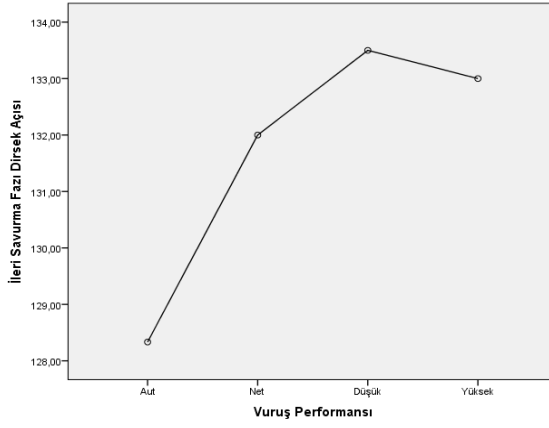
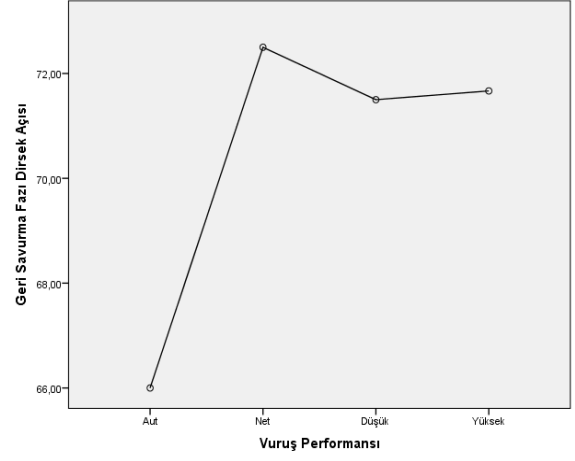
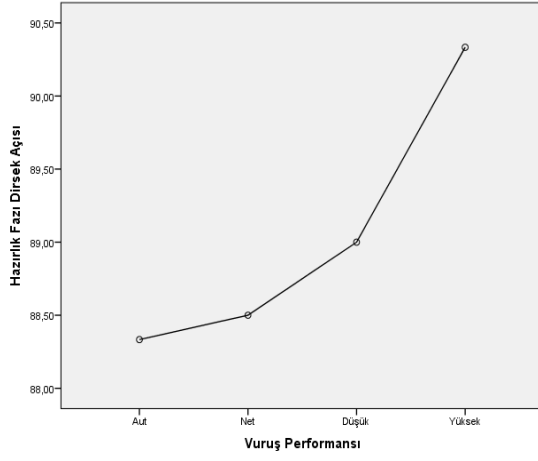
Kalça Açısı (°) ve Açılma Hızı (°/sn) Fark Tablosu								
		N	Ort ± Std S	Std. Hata	Alt Sınır	Üst Sınır	Min.	Maks.
Hazırlık	Dışarıda	32	147±0,82	,13801	146,717	147,280	146,00	148,00
	Net	19	145,50±3,57	,72980	143,990	147,009	142,00	149,00
	Düşük	29	148,50±3,57	,72980	146,990	150,009	145,00	152,00
	Yüksek	40	149,66±4,85 *	,80868	148,025	151,308	143,00	154,00
	Total	120	147,80±3,80	,34738	147,112	148,4878	142,00	154,00
Geri	Dışarıda	32	107±7,36	1,22669	104,509	109,4903	100,00	117,00
	Net	19	109±1,02	,20851	108,568	109,4313	108,00	110,00
	Düşük	29	107±5,10	1,04257	104,843	109,1567	102,00	112,00
	Yüksek	40	109,66±8,12 ¥	1,35459	106,916	112,4166	104,00	121,00
	Total	120	108,20±6,48	,59239	107,027	109,3730	100,00	121,00
İleri	Dışarıda	32	103,66±7,42	1,23700	101,155	106,1779	98,00	114,00
	Net	19	107±2,04	,41703	106,137	107,8627	105,00	109,00

Tablo 4.5. (Devam) *Kalça açısı ve açısal hızı fark tablosu*

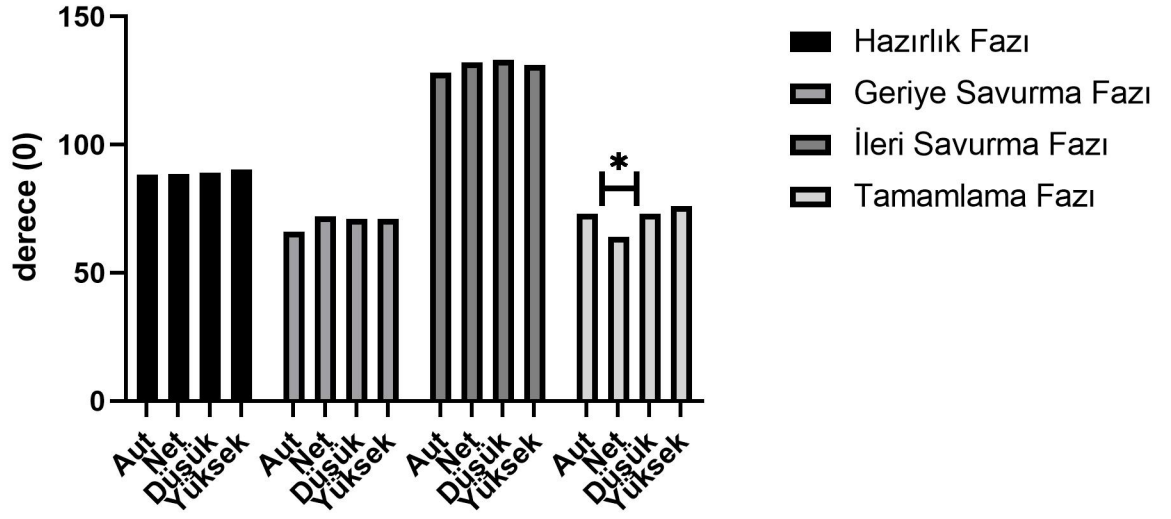
	Düşük	29	108,50±5,61	1,14683	106,127	110,8724	103,00	114,00
	Yüksek	40	106,66±10,28	1,71455	103,185	110,1474	99,00	121,00
	Total	120	106,20±7,57	,69185	104,830	107,5699	98,00	121,00
Tamamlam	Dışarıda	32	159,66±7,69 ^{¥†}	1,28236	157,063	162,2700	152,00	170,00
a	Net	19	164,50±1,53 [‡]	,31277	163,853	165,1470	163,00	166,00
	Düşük	29	170±6,12	1,25109	167,411	172,5881	164,00	176,00
	Yüksek	40	161,33±1,72 [‡]	,28730	160,750	161,9166	159,00	163,00
	Total	120	163,20±6,36	,58093	162,049	164,3503	152,00	176,00
Hazırlık	Dışarıda	32	-47,66±68,38 ^{† °}	11,39786	-70,805	-24,5278	-110,00	46,00
	Net	19	-28,50±83,25 ^{† °}	16,99392	-63,654	6,6546	-110,00	53,00
	Düşük	29	89,50±19,91	4,06603	81,088	97,9112	70,00	109,00
	Yüksek	40	48±7,07	1,17918	45,606	50,3939	39,00	56,00
	Total	120	12,30±76,27	6,96281	-1,4871	26,0871	-110,00	109,00
Geri Savurma	Dışarıda	32	-130±11,68	1,94691	-133,95	-126,0476	-143,00	-115,00
	Net	19	-146,50±16,85	3,44049	-153,61	-139,3828	-163,00	-130,00
	Düşük	29	43±147,09 ^{*† °}	30,02608	-19,113	105,1137	-101,00	187,00
	Yüksek	40	-115,66±20,42	3,40401	-122,57	-108,7562	-144,00	-99,00
	Total	120	-94,40±96,30	8,79154	-111,808	-76,9919	-163,00	187,00
İleri Savurma	Dışarıda	32	294,66±54,66	9,11130	276,169	313,1636	223,00	353,00
	Net	19	272±12,25	2,50217	266,823	277,1761	260,00	284,00
	Düşük	29	297±32,68	6,67246	283,197	310,8030	265,00	329,00
	Yüksek	40	268,33±55,55	9,25957	249,535	287,1313	191,00	311,00
	Total	120	282,70±46,82	4,27442	274,236	291,1638	191,00	353,00
Tamamla ma	Dışarıda	32	191,66±40,57 ^{¥† °}	6,76170	177,939	205,3937	159,00	248,00
	Net	19	161±8,17 ^{*† °}	1,66812	157,549	164,4508	153,00	169,00
	Düşük	29	286±16,34	3,33623	279,098	292,9015	270,00	302,00
	Yüksek	40	266,66±18,26	3,04360	260,487	272,8455	248,00	291,00
	Total	120	226,90±55,50	5,06702	216,866	236,9332	153,00	302,00

* p < 0,01 dışarıda vuruşlardan önemli miktarda farklı; ¥ p < 0,01 net vuruşlardan önemli miktarda farklı;
[‡] p < 0,01 düşük vuruşlardan önemli miktarda farklı; ° p < 0,01 yüksek vuruşlardan önemli miktarda farklı

Kalça kinematik değişkenleri vuruş tarafı **R_THRCTR**, **R_KNEE_L** ve **R_ACRMN** markırları kullanılarak hesaplanmıştır. Şekil 4.4. ve Tablo 4.5. hazırlık, geri savurma, ileri savurma ve tamamlama fazları sırasındaki kalça açısı ve açısal hızının vuruş performansına göre istatistiki açıdan farklılık gösteren fazlarını göstermektedir.



Dirsek Açısı Verileri (°)



Vuruş performansı fazlarına göre dirsek açısı değişimi

Şekil 4.5. Vuruş performansı fazlarına göre dirsek açısı ve açısal hızı değişimi

Tablo 4.6. Dirsek açısı ve açısal hızı fark tablosu

		Dirsek Açısı (°) ve Açısal Hızı (°/sn) Fark Tablosu						
		N	Ort ± Std S	Std. Hata	Alt Sınır	Üst Sınır	Min.	Maks.
Hazırlık	Dışarıda	32	88,33±1,72 ^o	,28730	87,7501	88,9166	86,00	90,00
	Net	19	88,50±3,57	,72980	86,9903	90,0097	85,00	92,00
	Düşük	29	89±1,02	,20851	88,5687	89,4313	88,00	90,00
	Yüksek	40	90,33±3,34	,55777	89,2010	91,4657	86,00	94,00
	Total	120	89,10±2,74	,25088	88,6032	89,5968	85,00	94,00
Geri Savurma	Dışarıda	32	66±3,79 ^{¥† o}	,63246	64,7160	67,2840	62,00	71,00
	Net	19	72,50±1,53	,31277	71,8530	73,1470	71,00	74,00
	Düşük	29	71,50±1,53	,31277	70,8530	72,1470	70,00	73,00
	Yüksek	40	71,66±5,51	,91894	69,8011	73,5322	66,00	79,00
	Total	120	70,10±4,63	,42297	69,2625	70,9375	62,00	79,00
İleri Savurma	Dışarıda	32	128,33±3,91 ^{† o}	,65222	127,092	129,6574	123,00	132,00
	Net	19	132±4,08	,83406	130,274	133,7254	128,00	136,00
	Düşük	29	133,50±5,61	1,14683	131,127	135,8724	128,00	139,00
	Yüksek	40	133±7,45	1,24212	130,478	135,5216	124,00	142,00
	Total	120	131,50±5,89	,53805	130,434	132,5654	123,00	142,00
Tamamlama	Dışarıda	32	73,66±11,30	1,88393	69,8421	77,4913	58,00	83,00
	Net	19	64,50±3,57 ^o	,72980	62,9903	66,0097	61,00	68,00
	Düşük	29	73,50±8,68	1,77237	69,8336	77,1664	65,00	82,00
	Yüksek	40	76,66±18,88	3,14819	70,2755	83,0578	63,00	103,00
	Total	120	72,70±13,35	1,21893	70,2864	75,1136	58,00	103,00

Tablo 4.6. (Devam) *Dirsek açısı ve açısal hızı fark tablosu*

Hazırlık	Dışarıda	32	20,33±7,23 ^{¥†}	1,20581	17,8854	22,7812	13,00	30,00
	Net	19	11,50±5,51 ^{†u}	,10426	11,2843	11,7157	11,00	12,00
	Düşük	29	27±8,17	1,66812	23,5492	30,4508	19,00	35,00
	Yüksek	40	22,33±5,51	,91894	20,4678	24,1989	18,00	30,00
	Total	120	20,50±7,94	,72558	19,0633	21,9367	11,00	35,00
Geri Savurma	Dışarıda	32	227,66±19,84 ^{¥u}	3,30752	220,952	234,3813	200,00	242,00
	Net	19	204,50±5,51 [†]	,10426	204,284	204,7157	204,00	205,00
	Düşük	29	224,50±13,79	2,81494	218,676	230,3232	211,00	238,00
	Yüksek	40	207,33±7,82 [†]	1,30445	204,685	209,9815	200,00	218,00
	Total	120	216,30±16,60	1,51577	213,298	219,3014	200,00	242,00
İleri Savurma	Dışarıda	32	27,33±6,94	1,15745	24,9836	29,6831	22,00	37,00
	Net	19	32,50±19,91	4,06603	24,0888	40,9112	13,00	52,00
	Düşük	29	34,50±21,96	4,48306	25,2261	43,7739	13,00	56,00
	Yüksek	40	49,66±25,25 [*]	4,20959	41,1207	58,2126	19,00	80,00
	Total	120	36,50±21,29	1,94429	32,6501	40,3499	13,00	80,00
Tamamlama	Dışarıda	32	224,33±95,54 [¥]	15,92383	192,006	256,6604	133,00	354,00
	Net	19	316,50±31,15 ^{†u}	6,35969	303,344	329,6560	286,00	347,00
	Düşük	29	228,50±127,17	25,96004	174,797	282,2024	104,00	353,00
	Yüksek	40	179,33±44,63	7,43906	164,231	194,4354	132,00	238,00
	Total	120	230,10±94,23	8,60247	213,066	247,1337	104,00	354,00

* p < 0,01 dışarıda vuruşlardan önemli miktarda farklı; ¥ p < 0,01 net vuruşlardan önemli miktarda farklı;
† p < 0,01 düşük vuruşlardan önemli miktarda farklı; u p < 0,01 yüksek vuruşlardan önemli miktarda farklı

Dirsek kinematik değişkenleri **R_ACRMN**, **R_ELBW_L** ve **R_R_STLD** markırları kullanılarak hesaplanmıştır. Şekil 4.5. ve Tablo 4.6. hazırlık, geri savurma, ileri savurma ve tamamlama fazları sırasındaki dirsek açısı ve açısal hızının vuruş performansına göre istatistiki açıdan farklılık gösteren fazlarını göstermektedir.

4.3. EMG Verileri

Tüm vücut kassal aktivasyonunun kaydedilmesi amacı ile bilateral olarak kaydedilen TA, GM, RF, BF kassal aktivasyonu, vuruş kolunun kontralaterali RAM ve ES kassal aktivasyonu ve vuruş kolu PM, LD, BB, TB, FCR, ECR kassal aktivasyonlarının vuruş performansına göre farklılık gösterip göstermediği, oluşturulan denencelerle uyumlu olarak test edilmiştir.

Denence 13-28

13. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sağ bacağına oluşan Tibialis Anteriör (TA) kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar

bazında fark yoktur.

14. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sol bacağına oluşan TA kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark yoktur.

15. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sağ bacağına oluşan Gastroknemius Medialis (GM) kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark yoktur.

16. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sol bacağına oluşan GM kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark yoktur.

17. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sağ bacağına oluşan Rectus Femoris (RF) kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark yoktur.

18. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sol bacağına oluşan RF kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark yoktur.

19. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sağ bacağına oluşan Biceps Femoris (BF) kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark yoktur.

20. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların sol bacağına oluşan BF kası kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark yoktur.

21. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların Rectus Abdominis Middle (RAM) kasında oluşan kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark yoktur.

22. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların Erector Spinae (ES) kasında oluşan kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark yoktur.

23. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların Latissimus Dorsi (LD) kasında oluşan kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark yoktur.

24. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların Pectoralis Major (PM) kasında oluşan kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark

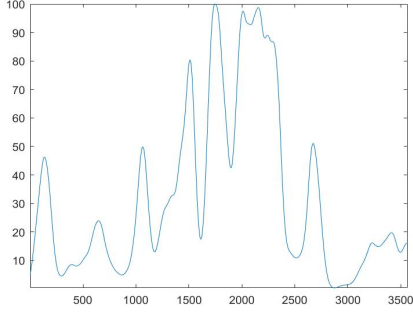
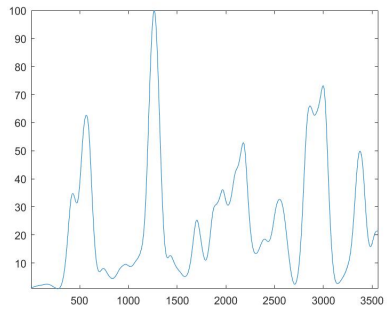
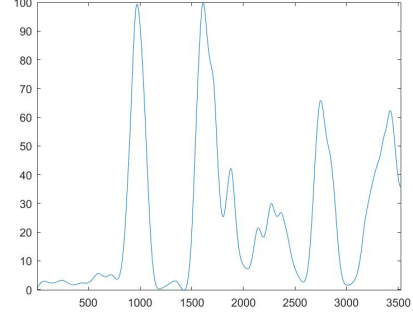
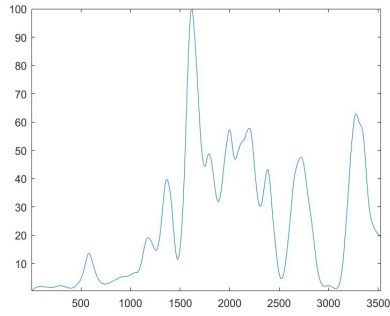
yoktur.

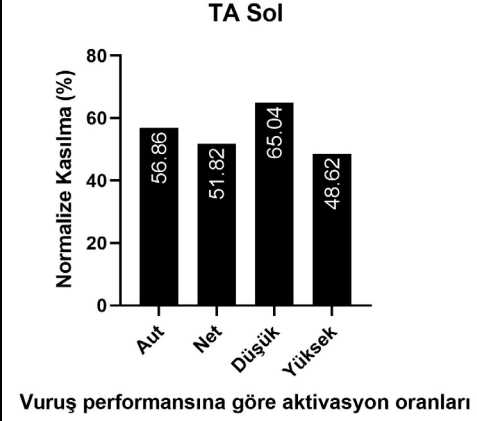
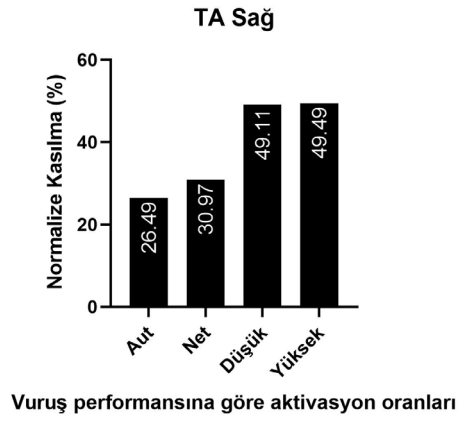
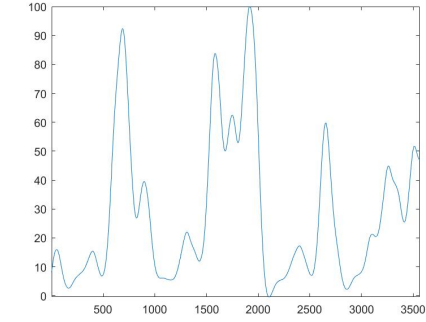
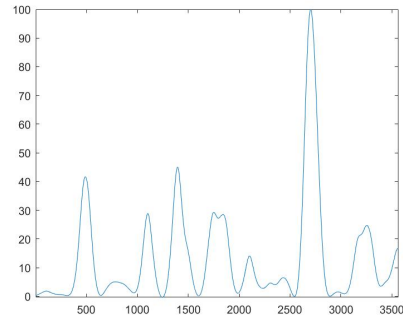
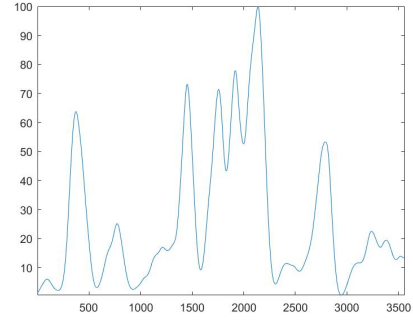
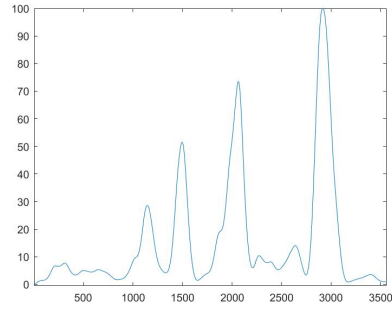
25. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların Biceps Brachii (BB) kasında oluşan kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark yoktur.

26. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların Triceps Brachii (TB) kasında oluşan kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark yoktur.

27. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların Flexor Carp Radialis (FCR) kasında oluşan kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark yoktur.

28. Teniste başarılı ve başarısız forehand vuruşları sırasında oyuncuların Extensor Carpi Radialis (ECR) kasında oluşan kassal aktivasyon değerleri arasında fazlar bazında fark yoktur.





Şekil 4.6. TA sağ ve TA sol kaslarının vuruş performansına göre aktivasyon değişimi

TA sağ kasının yüksek, düşük, net ve dışarıda vuruşlar sırasında maksimuma ulaştığı fazın değiştiği görülmektedir. Başarılı vuruşlarda (yüksek, düşük) maksimuma ulaşma fazı geriye savurma iken başarısız vuruşlarda tamamlama fazıdır. Buna karşın, TA Sol kasının tüm vuruşlarda maksimuma ulaşma fazının geriye savurma fazı olduğu görülmektedir.

Kassal aktivasyon strejileri illüstrasyon zorluğu nedeni ile tek bir oyuncu üzerinden organize edilmiş ve sunulmuştur. Özellikle vuruş yönü olan TA sağ kasının başarısız vuruşlarda hem düzensiz bir şekilde hem de maksimum kasılma potansiyelinin daha azıyla (aut: %26.49, net: %30.97) devreye girdiği görülmektedir. Başarılı

vuruşlarda ise TA sağ kası daha fazla ve benzer (düşük: %49.11, yüksek: %49.49) kassal aktivasyon örüntüsü sergilemekte ve maksimum kasılma potansiyeline ileri savurma fazında ulaşmaktadır.

Tablo 4.7. Yüksek puanlı vuruşların kassal aktivasyon değerleri fark tablosu

No	Kas İsmi	Maks. Aktif Faz	Min. Aktif Fazı	Fark
1	TA Sağ	Geriye Savurma	Tamamlama	Var
2	TA Sol	Geriye Savurma	Hazırlık	Var
3	GM Sağ	İleri Savurma	Hazırlık	Var
4	GM Sol	Tamamlama	Hazırlık	Var
5	RF Sağ	İleri Savurma	Hazırlık	Var
6	RF Sol	İleri Savurma	Hazırlık	Var
7	BF Sağ	İleri Savurma	Hazırlık	Var
8	BF Sol	Tamamlama	Hazırlık	Var
9	RAM	Tamamlama	Hazırlık	Var
10	ES	İleri Savurma	Hazırlık	Var
11	PM	İleri Savurma	Geri Savurma	Var
12	LD	İleri Savurma	İleri Savurma	Var
13	BB	İleri Savurma	Geri Savurma	Var
14	TB	İleri Savurma	Tamamlama	Var
15	ECR	İleri Savurma	Hazırlık	Var
16	FCR	İleri Savurma	Hazırlık	Var

* p < 0,01 dışarıda vuruşlardan önemli miktarda farklı; ¥ p < 0,01 net vuruşlardan önemli miktarda farklı; ‡ p < 0,01 düşük vuruşlardan önemli miktarda farklı.

Tez çalışması kapsamında bilateral olarak alt ekstremit (TA, GM, RF, BF), vuruş kolu tarafı üst ekstremit (PM, LD, BB, TB, ECR, FCR) ve vuruş kolunun karşı tarafı gövdede (RAM, ES) bulunan toplam 16 kastan 2000 Hz örnekleme frekansı ile EMG verisi kaydedilmiştir. Vuruş performansına göre karşılaştırıldığında tüm kasların farklı bir kassal aktivasyon stratejisi gösterdiği, özellikle maksimum kasılma potansiyeline ulaşma fazının başarısız vuruşlarda bir imktar gecikerek geriye savurma fazında kaldığı (örneğin TA Sağ), buna karşın başarılı vuruşlarda ileri savurma fazında hem maksimum kasılma potansiyeline ulaştığı hem de maksimum % kasılma potansiyelinin yaklaş

yarısı oranında işe katıldığı görülmüştür (Tablo 4.7.).

Tablo 4.8. Denenceler kabul ret karar tablosu

DENENCELER	Kareler Top.	Ort. Kare	F	p	Karar
Denence 1	105659,20	35219,73	10,472	0,001	Ret
Denence 2	468659,20	156219,73	69,640	0,001	Ret
Denence 3	5780,80	1926,93	8,629	0,001	Ret
Denence 4	140307,20	46769,06	10,258	0,001	Ret
Denence 5	2028,80	676,26	,095	0,963	Kabul
Denence 6	878,800	292,933	20,275	,000	Ret
Denence 7	544,000	181,333	5,859	0,001	Ret
Denence 8	3080,000	1026,667	26,835	0,001	Ret
Denence 9	12501,200	4167,067	23,802	0,001	Ret
Denence 10	9746,000	3248,667	8,519	0,001	Ret
Denence 11	273198,800	91066,267	13,482	0,001	Ret
Denence 12	287,200	95,733	7,733	0,001	Ret
Denence 13	179,200	59,733	1,434	0,001	Ret
Denence 14	381,200	127,067	2,284	0,001	Ret
Denence 15	1725,200	575,067	21,560	0,001	Ret
Denence 16	358325,200	119441,733	41,485	0,001	Ret
Denence 17	580142,800	193380,933	42,844	0,001	Ret
Denence 18	20241,200	6747,067	3,252	0,001	Ret
Denence 19	289674,800	96558,267	145,54	0,001	Ret
Denence 20	783556,000	6754,793	7,737	0,001	Ret
Denence 21	44236,000	381,345	11,278	0,001	Ret
Denence 22	76960,000	663,448	23,125	0,001	Ret
Denence 23	20308,000	175,069	5,17	0,001	Ret
Denence 24	240664,000	2074,690	25,643	0,001	Ret
Denence 25	3094,000	26,672	14,268	0,001	Ret
Denence 26	6454,000	55,638	12,096	0,001	Ret
Denence 27	4832,000	41,655	13,47	0,001	Ret
Denence 28	1436,000	12,379	25,679	0,001	Ret

Araştırma bulguları top performansı temel alındığında kassal aktivasyon, raket hızı ve kinematik bileşenlerin vuruş performansına göre farklılık gösterdiğini ortaya koymuştur. Benzer bir şekilde zamanlama verileri de faz bazında karşılaştırıldığında farklılık göstermiş ancak toplam vuruş zamanlarında istatistiki açıdan bir fark bulunmamıştır.

5. TARTIŞMA, SONUÇ VE ÖNERİLER

5.1. Tartışma

Bu araştırmanın amacı; tenis oyuncularının, sabit hız ile (72-75 km/s) gelen toplara gerçekleştirdikleri başarılı ve başarısız forehand vuruşlarının dört vuruş fazı (hazırlık, geriye salınım, ileri salınım ve tamamlama) sırasında sergiledikleri algı-tepki zamanı, kinematik ve kassal aktivasyon değerlerinin incelenmesi olarak belirlendi.

Bu amaç kapsamında 12 orta seviye tenis oyuncusu tarafından sabit hız ile gelen toplara yapılan başarısız (dışarıda, net) ve başarılı (düşük, yüksek) 120 (Dışarıda=32, Net=19, Düşük=29, Yüksek=40) forehand vuruşu incelenmiştir. Bu vuruşlar sırasında ITN testi mantığı ile kortun oyuncunun olduğu tarafın karşısında bulunan bölümünün dip çizgisi (baseline) ile servis kutusu alanında kalan bölümü 1.82 m' lik üç eşit parçaya ayrılmıştır. Servis kutusu alanları 1 puan, sonrasında servis kutusu çizgisinden dip çizgiye doğru 2, 3 ve 4 puan olacak şekilde puanlamalar yapılmıştır. Güç alanının dip çizgiye uzaklığı merkezde 4.87 m yan çizgilerde ise 4.57 m olacak şekilde düzenlenmiştir ve ikinci sekmesi güç alanı ile dip çizgi arasına düşen vuruşlar temel vuruş puanına +1, güç alanına ulaşan vuruşlar temel vuruş puanına x2 olarak puanlanmıştır. Oyuncular forehand vuruşlarını ITN testinden en yüksek puan alma temelinde gerçekleştirmişlerdir ve bu esnada tutuş ve basış stillerine müdahale edilmemiştir. Oyunculara vuruşları çapraz ya da paralele vurmaları yönünde de herhangi bir yönlendirme yapılmamıştır.

Araştırma kapsamında belirlenen A: Top Performansı (dışarıda, filede, düşük, yüksek) ve B: Vuruş Fazları (hazırlık, geriye savurma, ileri savurma, tamamlama) bağımsız değişkenleri; zaman (6), kinematik (6) ve EMG (16) verileri olarak belirlenen toplam 28 adet bağımlı değişken kapsamında A'ki Yönlü Tekrarlı Ölçümler ANOVA testi kullanılarak incelenmiştir. Bu testin kullanılmasındaki asıl amaç bu iki faktör (Top Performansı ve Vuruş Fazları) arasında etkileşim olup olmadığını incelemektir.

Antropometrik

Asimetrik doğası nedeniyle tenis, kronik egzersize yanıt olarak kas plastisitesini incelemek için mükemmel bir egzersiz modelidir ve branştır. Tenis oyuncuları, dominant olmayan taraf üst ekstremitelerine kıyasla dominant olan üst ekstremitelerini çok büyük miktarda fiziksel aktiviteye maruz bırakırlar. Bunun bir sonucu olarak, elit tenisçilerde baskın olan üst ekstremitenin yağsız kütlesi, baskın olmayan üst

ekstremitenin yağsız kütlesi ile karşılaştırıldığında %10 ila %20 arasında daha yüksektir (Calbet vd., 1998; Sanchis Moysi vd., 1998). Dominant kolun genel kas hipertrofisine kas gruplarının dominant olma kaynaklı nispi katkısının olduğunu varsaymak mantıklı olsa da, bu tenisçilerde araştırılmamıştır. Her iki deltoid kastan kas biyopsilerinin alındığı tek çalışmada, kontralateral deltoid kas kontrol olarak kullanıldığında, düzenli tenis eğitiminin lif tipleri ve lif alanında önemli adaptasyonlar sağlamadığı sonucuna varılmıştır (Mavidis vd., 2007). Bu konuda yapılan bazı çalışmalar triceps brachii kasının farklı tenis vuruşlarında güç üretiminde önemli bir rol oynadığını (Buckley ve Kerwin, 1988; Chow vd., 1999; Chow vd., 2007) ortaya koymuştur. Mero, Jaakkola ve Komi (1991) 11-13 yaşındaki tenisçilerin vastus lateralis kasındaki yavaş kasılan liflerin baskın olduğunu bildirmiştir. 10 yıldan daha fazla bir antrenman tecrübesine sahip kulüp seviyesi müsabık genç tenis oyuncularının DEXA incelemesi sonrasında dominant kollarının dominant olmayan kollarından %15 daha fazla kas kütlesine sahip olduğu rapor edilmiştir (Sanchis-Moysi vd., 2010).

Tez kapsamında alınan DEXA verileri değerlendirmelerinde ölçüm grubunun profesyonel olmamasından dolayı sağ sol ekstremita karşılaştırılmasına gidilmemiştir ve tüm vücut verileri üzerinden değerlendirilmiştir. Veriler incelendiğinde tüm parametrelerin referans sınırlar içerisinde olduğu görülmektedir.

Zamanlama

Forehand vuruşu sırasında, vuruşun her bir fazının ve bu fazların toplamı ile elde edilen toplam vuruş zamanının incelendiği çalışmalara masa tenisi, golf, beyzbol gibi branşlarda sıklıkla rastlanmasına rağmen kort tenisinde rastlanmamaktadır. Golf veya beyzbol gibi benzer savurma hareketi paternlerine sahip spor çalışmaları, kinematik parametreler ve ilgili zamansal veriler hakkında daha fazla fikir verir (Welch vd., 1995). Örneğin, golfte aşağıdaki ana sonuçlar bulunmuştur: i) sopa şaftı, omuz iç rotasyonu ve dirsek uzatması için daha yüksek açısal hız; i) profesyonel ve amatör golfçüleri karşılaştırırken seçilen tepe açısal hızlar için farklı zamansal sıralama (Zheng vd., 2008); iii) salınımın farklı aşamalarında göğüs ve pelvis hareketi için cinsiyete bağlı farklılıklar (Horan vd., 2010); ve iv) top hızındaki artış ile maksimum gövde-pelvik ayrılma açısı ve maksimum üst gövde dönüş hızı arasındaki grup farklılıkları ve orta düzeyde ilişkiler (Myers vd., 2008).

Zamanlama verileri İki Yönlü Tekrarlı Ölçümler ANOVA (Faktörler: Top

Performansına x Vuruş Faz ve Toplam Süreleri) testi ile incelenmiştir. Sonuçlar, vuruş performansına göre toplam vuruş sürelerinin istatistiksel olarak farklı olmamasına rağmen, başarısız vuruşların hazırlık fazının başarılı vuruşlara göre önemli ölçüde ($p < 0.05$) daha uzun gecikme sergilediğini ve bu parametrenin vuruş doğruluğu için belirleyici bir faktör olabileceğini ortaya koymaktadır.

Bu tez çalışmasında da bir çok parametre için yüksek puanların elde edildiği vuruşlarda optimal bir aralık oluşu saptanmıştır. Örneğin, bulgular bölümünde görüldüğü gibi yüksek puanlı vuruşların hazırlık fazının toplam süresi dışarıda ve net vuruşlardan daha düşük ancak düşük puanlı vuruşlardan da yüksektir. Bu değer 269 ± 41 ms olup tenis antrenörlerinin oyunculara sıklıkla yaptığı “raketini açmakta gecikiyorsun” uyarısına yeni bir boyut kazandırmaktadır. Başka bir ifade ile oyuncu raketini erken açmalı ama çok da erken açmamalıdır. Raketin geri salınımına erken başladığı durumlarda top henüz kendine ulaşmadığından, geri salınımın toplam süresi uzamakta ve bu durum vuruş koordinasyonunu bir miktar bozmaktadır.

Raket Hızı

Tenis antrenörleri ve oyuncular, oyun tekniğinin temel faktörlerinden biri olan raket hızının daha da artırarak oyuncuların vuruş performanslarını teknik açıdan sürekli olarak iyileştirmeye çalışmaktadırlar. Crespo ve Higuera (2001), topa muazzam bir güçle vurma yeteneğinin modern oyunun ayırt edici bir özelliği olduğuna dikkat çekmiştir. Diğer becerilerin yanı sıra, elit oyuncuları yüksek performanslı oyuncuların ayıracı olan bu yeteneğin geliştirilmesi gerektiğine vurgu yapmışlardır. Ancak orta düzey ve rekreasyonel tenisçilerin birincil amacı topa güçlü vurmaktan çok doğru bir teknik ile vurarak isabet oranı yüksek vuruşlar gerçekleştirmektir.

Tenis antrenörleri arasında sıklıkla tartışılan bir konu olarak; vuruş sırasındaki daha büyük bir maksimum gövde-pelvik ayrılma açısının gövde dönüş hızını ve sonuç olarak raket ve top hızını artıracığı görüşü vardır. Ancak, henüz açık bir şekilde çalışılmamıştır. Benzer bir şekilde beyzbol topa vuruşu tenis vuruşlarındaki geri savurma fazı ile oldukça benzerdir. Sarma veya yükleme (coiling or loading) aşamasının tenis yer vuruşlarındaki geri savurma fazı ile karşılaştırılabilir olduğu beyzbol vuruşunda, segment dönüşleri uygun şekilde zamanlandığında yüksek bir vuruş hızının elde edilebileceği gösterilmiştir (Welch vd., 1995).

Biyomekanik açıdan, çeşitli eklemlerin verimsiz hareketleri ve pozisyonları ya

topun hızını ve dönüşünü düşürebilir ya da yaralanma riskini artırabilir (Kibler ve Van der Meer, 2001). Hızlı vuruş performansı sağlayan en önemli ilkelerden biri “hızın toplamı ilkesidir (the summation of speed principle)” (Bunn, 1972; Marshall ve Elliott, 2000; Putnam, 1993). Bu ilke basitçe, vücuda daha yakın olan merkezi segmentlerin bir hareketi başlattığını ve distal segmentin sonunda maksimum hız üretmek için bir platform sağladığını belirtir. Bu ilkenin ana özelliği olarak proksimalden distale sıralama modeli, tenis servisi dahil olmak üzere birçok baş üstü aktivitede tanımlanmıştır (Bahamonde, 2000; Elliott vd., 1995; Fleisig vd., 2003). Marshall ve Elliott (2000) tarafından tenis servisi ve squash forehand drive üzerine yapılan bir çalışma, daha önceki proksimal-distal sıralama çalışmalarında sıklıkla ihmal edilen ve tenis vuruşlarının karmaşıklığını tanımlamak için önemli bir faktör olan uzun eksen rotasyonlarını incelemektedir. Çalışmaları, iç rotasyonu her iki harekette de raket hızına en büyük katkıyı yapan faktör olarak tanımlamış ve bu faktör aynı zamanda yavaş ve hızlı sporcuları ayırt etmek için ana parametre olarak bulunmuştur (Marshall ve Elliott, 2000; Tanabe ve Ito, 2007). Tenis forehand vuruşuyla ilgili kinematik bir çalışmada, maksimum iç rotasyon hızının ileri salınım fazında oldukça geç meydana geldiği ve sadece performans sporcuları tarafından uygulanabildiği bulunmuştur (Takahashi vd., 1996). Forehand vuruşu, profesyonel düzeydeki servis oyunlarında en sık görülen ikinci vuruş olmasına rağmen (Johnson, 2006), forehand kinematik koordinasyon paternleri üzerine yapılan araştırmalar oldukça sınırlıdır (Elliott vd., 1989; Takahashi vd., 1996). Yapılan bu tez çalışmasındaki oyuncu profilleri orta düzey üniversite sporcuları olduğundan raket hızına etki ve özellikle topla raket temasından sonra uygulanabilen internal rotasyon hareketini tam olarak uygulayamamışlardır.

Raket hızına ilişkin bir başka çalışmada Landlinger ve arkadaşları (2010) elite ve yüksek performans oyuncularının çapraz ve paralel vuruşları sırasındaki raketin horizontaldeki maksimum hızını araştırmışlardır. Elit oyuncuların çapraz korta yaptıkları vuruşlar sırasındaki maksimum raket hızları 34.4 ± 2.3 ve paralel korta yaptıkları vuruşlar sırasındaki maksimum raket hızları 31.7 ± 1.7 olarak rapor edilmiştir. Performans oyuncuların çapraz korta yaptıkları vuruşlar sırasındaki maksimum raket hızları ise 32.5 ± 0.9 ve paralel korta yaptıkları vuruşlar sırasındaki maksimum raket hızları da 29.7 ± 1.4 olarak belirlenmiştir.

Zuša ve arkadaşları (2015) forehand vuruşunun ileri salınım aşamasının sonunda ve tamamlama aşamasının başlangıcında raketin maksimum hızını incelemişler ve bu

değerin yetişkin tenisçiler için önemli ölçüde daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmada raket maksimum hızı yetişkin oyuncular için ortalama $23,45 \pm 1,65$ m/s iken genç oyuncular için $16,12 \pm 0,60$ m/s olarak belirlenmiştir. Bu tez çalışması kapsamında elde edilen maksimum raket hızı değerleri ise yüksek puanlı vuruşların ileri savurma fazında $21,58 \pm 1,19$ ve tamamlama fazında ise $20,25 \pm 1,19$ olarak belirlenmiştir. Bu bulgular Zusa ve arkadaşlarının (2010) çalışmasında yer alan bulgular ile örtüşmektedir.

Rapor edilen raket hızları incelendiğinde tez çalışmasında yer alan tenisçilerin daha önce de belirtildiği gibi orta seviye rekreasyonel tenisçiler olduğu görülmektedir. Her iki çalışmada raket hızlarını oyuncuların performans seviyesine göre karşılaştırmış ancak vuruş performansı bilgisi olarak sadece başarılı vuruşların değerlendirildiğini bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında raket hızı değerlendirmesi vuruş performansı faz etkileşimi dikkate alınarak yapılmıştır.

Kinematik

Teniste kinematik parametrelerin en çok incelendiği vuruş servistir (Knudson & Elliott, 2003), çünkü servis statik pozisyonda yapılan tek vuruştur ve performans verimliliği rakibe değil direk olarak sporcuya bağlıdır. Yer vuruşların detaylı bir şekilde araştırması daha karmaşıktır, çünkü hepsi oyun durumlarında gerçekleştirilmektedir ve birçok faktör vuruş performansını etkileyebilmektedir. Laboratuvar koşullarında oyun durumlarının simüle edilmesi yerine tenis kortunda deneysel veri toplamak daha doğru bir yaklaşımdır (Elliott vd., 2003; Ivancevic vd., 2011; Kopsic Segal, 2003; Rota vd., 2012) ve bu tez çalışmasında bu yaklaşım benimsenmiştir. Biyomekanik açıdan uygulanması daha kolay olduğundan, hem maç hem de antrenman sırasında en çok kullanılan vuruş forehand vuruşudur, (Knudson ve Blackwell, 2000). Son 30 yılda, ekipman modifikasyonu ve oyunun artan temposu nedeniyle forehand vuruş biyomekaniğinde bazı değişimler meydana gelmiştir (Zusa vd., 2010).

Tenis, başarılı performansın çeşitli açılardan hız ve doğruluk kombinasyonuna bağlı olduğu bir spordur. Hızdan yoksun doğru bir tenis vuruşu, avantajı rakibe devreder (Carlton, Chow ve Shim, 2006). Profesyonel oyuncular, rakiplerinin sahasında istedikleri herhangi bir yere güçlü ve isabetli bir şekilde vurabilirler (Elliott, Reid ve Crespo, 2009).

Teniste forehand vuruşlarını inceleyen çalışmalar, vuruşa ait çok sayıda kinematik parametreleri karşılaştırmışlardır. Bu çalışmalardan bazıları tenis antrenörlerinin

ampirik veriye dayanmayan varsayımlarını test etmek üzere de tasarlanmıştır. Örneğin, antrenörler forehand vuruşunun tamamlama fazının sonunda omuz, dirsek ve bilek açılarına atıfta bulunarak 3 x 90°'lik bir son nokta konumundan bahsetmektedir. Elliott ve Reid (2011) yaptıkları çalışmada omuz abdüksiyon açısı ve dirsek açısı 90°'ye yakinken, pik bilek açısında büyük farklılıklar gözlemlenildi. Bu tez çalışmasında tamamlama fazının sonunda elde edilen dirsek açısı değerleri yüksek puanlı vuruşlar için $76,66 \pm 18,88^0$ olarak ölçülmüştür. Oyuncular 90°'lik açı değerine ulaşamamışlardır ve bu durumun oyuncuların orta düzey tenisçiler olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Dirsek açısı değeri net vuruşların tamamlama aşamasında ise $64,50 \pm 3,57^0$ değerini almıştır ve bu durum oyuncunun tems anı ve sonrasında dirseğini açmayarak topa uçuşu için gerekli kuvvetin aktarılamaması olduğu düşünülmektedir.

Seeley ve arkadaşları (2011) baskın taraf diz eklemi ekstansiyonu ve plantar fleksiyonun tepe açısal hızları ile forehand vuruş sonrası top hızı arasında bir bağlantı olduğunu gösterdiler. Holzer ve arkadaşları (1994), yer vuruşları sırasında farklı performans seviyelerine sahip oyuncular tarafından kortun arka bölümüne yerleştirilen tahta bir hedefi vurmak amacı ile yapılan yer vuruşlarını değerlendirdi. Sonuçlar, farklı becerilere sahip gruplarda en doğru atışlar için artan bir optimal bir diz açısal hızı (maksimum hızlarının yaklaşık % 50-85'i) olduğunu gösterdi.

Tez çalışması kapsamında elde edilen kinematik bulgular kalça eklemine ait açı ve açısal hız değerlerinin vuruş performansına doğrudan ve önemli bir katkısının olmadığını göstermektedir. Diz açısı değerleri incelendiğinde; yüksek puanlı vuruşların geriye savurma fazında diz açısının $119,66 \pm 1,26^{0/sn}$ ve ileri savurma fazında ise $147,66 \pm 4,56^{0/sn}$ olduğu görülmektedir. Her ne kadar bazı çalışmalar (Nesbit vd., 2008) dizin ROM değerinin vuruş performansına katkısının minima düzeyde olduğunu söylesede bu değerler oyuncuların yüksek puanlı vuruşların geriye ve ileriye savurma fazlarında daha düşük bir diz açısı sergiledikleri, başka bir deyişle iyi çöktüklerini göstermektedir. Buna karşı diz açısının düşük puanlı vuruşların tamamlama fazında $150 \pm 3,06^{0/sn}$ değeri ile diğer vuruşlardan ayrılması oyuncunun daha garanti bir vuruş yaklaşımı ile vuruş kolunu ileri doğru uzatarak açılması ve bu esnada diz eklem açısını da artırması olarak yorumlanabilir. Diz açısal hızının ise yüksek puanlı vuruşların ileri savurma fazında $258,66 \pm 25,44^{0/sn}$ değeri ile en yüksek değeri alması iyi bir bacak itişine (leg drive) işaret etmektedir. Tamamlama fazındaki diz açısal hız değerleri ise dışarıda, net ve düşük puanlı vuruşlar için sırasıyla $139,33 \pm 12,45^{0/sn}$ / $126,50 \pm 47,50^{0/sn}$ /

118±27,58^{0/sn} iken yüksek puanlı vuruşlarda 95±9,54^{0/sn} olarak belirlenmiştir. Bu değer oyuncuların yüksek puanlı vuruşların tamamlama fazında (top-raket teması sonrası) iyi bir deselerasyon sergilediklerini göstermektedir. Gene yüksek puanlı vuruşların tamamlama fazında görülen 179,33±44,63^{0/sn}'lik düşük açısal hız değeri iyi bir deselerasyona işaret etmektedir.

EMG

Farklı katılımcı, kas ya da aynı katılımcılardan farklı günlerde alınan EMG kayıtlarının karşılaştırılabilmesi için “Normalizasyon ” işlemi uygulanması gerekmektedir. EMG sinyalinin normalizasyon uygulanmadan analiz edilmesi bazı yanlış yorumlamalara neden olabilir (Lehman ve McGill, 1999). Normalizasyon birkaç farklı şekilde yapılabilir. En yaygın olanı, katılımcının esas aktivite öncesi bir İMİK sergilemesi ve bu kasılma sırasındaki maksimum genliğin normalizasyon için kullanılmasıdır (Ertan, 2009; Cerrah vd., 2011; Şimşek vd., 2018). Bir diğer yöntem daha çok iğne EMG çalışmalarında uygulanan kasın elektriksel olarak uyarılması ve M-wave yanıtının kaydedilmesi ve bu maksimum M-wave yanıtının normalizasyon için kullanılmasıdır (Tucker, Tuncer ve Türker., 2005).

Eğer esas aktivite dinamik bir hareket ise normalizasyon için kullanılacak referans kasılma aktivasyonunun İMİK sırasında alınması, yorumlamada hatalara olabileceği gerekçesi ile önerilmemektedir (Mirka, 1991). Bunun yerine dinamik esas aktivite sırasındaki maksimum EMG aktivitesinin %100 kabul edilerek, tüm kasılmaya bölünüp normalize edilmesi yaklaşımı benimsenmiştir (Robertson vd., 2013). Bu tez çalışmasında da bu yaklaşım detayları yöntem kısmında açıklandığı üzere bu son yöntem kullanılmıştır.

Literatürde forehand vuruşu sırasında alt ekstremitte kassal aktivasyonunu rapor eden hiçbir çalışmaya rastlanılmadığından elde edilen sonuçların literatüre göre tartışılması mümkün olmamaktadır. TA, GAS, RF ve BF vuruş yönü (sağ bacak) kaslarının hepsi de geriye savurma fazında maksimum ve tamamlama fazında minimum değerlerine ulaşmaktadırlar. Geriye savurma fazında oyuncunun elastik enerjiyi depolayıp topa aktarması için bu fazda iyi bir diz fleksiyonu ile optimum bir çöküş sergilemesi gerekmektedir. Bu çöküş esnasında vuruş yönü yani sağ bacak alt ekstremitte kasları maksimum kasılma değerlerine ulaşmakta ve top raket teması sonrası tamamlama fazında da minimum kasılma değerleri sergilemektedirler. Sol bacağına ait

maksimum ve minimum kassal aktivasyon değerlerinin görüldüğü fazlar ise değişiklik göstermektedir.

Araştırma bulguları top performansı temel alındığında kassal aktivasyon ortalama enerjilerinin vuruş performansına göre farklılık gösterdiğini ortaya koymuştur. Ana sonuçlar; dışarıda, net, düşük ve yüksek puanlı vuruşlarda, tüm oyuncuların ileri savurma fazında görülen maksimum değerler ile benzer bir PM, LD, BB ve TB kas aktivitesine sahip olduğunu göstermiştir. Ek olarak, dışarıda vuruşlarda oyuncular, FCR ve ECR kas aktivitesinde diğer vuruşlara göre önemli bir artış gösterdi. Bu sonuçlar Ragowski ve arkadaşlarının (2011) çalışması ile uygunluk göstermektedir ve nedeninin dışarıda vuruşlarda oyuncuların raketi gereğinden çok sıkması olarak yorumlanmaktadır.

Tüm vuruşların ileri savurma (akselerasyon) aşamasında incelenen altı üst ektrimite kasının EMG seviyeleri, literatürde rapor edilen (Van Gheluwe ve Hebbelinck, 1986; Ryu vd., 1988; Morris vd., 1989) sonuçlar ile benzerlik göstermektedir. PM, ECR ve FCR kasları için yüksek EMG seviyeleri (Ryu ve diğerleri (1988) tarafından tanımlandığı gibi yaklaşık %60 seviyelerinde, BB ve LD kasları için orta EMG seviyeleri %30-%60 ve TB kası için düşük EMG seviyesi (%30'dan az) değerleri ile uyumlu kassal aktivasyon değerleri elde edilmiştir.

LD kasının üç ana işlevi vardır; i) kola addüksiyon ii) kola ekstansiyon iii) kol toraksa bitişik olduğunda internal rotasyon. Bu işlevlerden ilk ikisinin forehand vuruşunun geriye savurma fazı sırasında gerçekleştiği söylenebilir. Ancak, ileri savurma fazı sırasında da vuruş kolu omzunu stabilize etmek (Rouffet vd., 2009) ve tamamlama fazının sonunda da ön kol ve raket segmentlerinin hareketlerini yavaşlatmak için LD kasının bir miktar aktive edildiği görülmektedir (Ryu vd., 1988).

MD kası ile ilgili olarak sonuçlar, dışarıda vuruşlarda EMG seviyesinin diğer vuruşlara göre daha yüksek, net vuruşlarda daha düşük olduğunu, düşük ve yüksek puanlı vuruşlarda ise benzer olduğunu gösterdi. Bu farklılıklar, ileri savurma fazı sırasında kolun pozisyonu ile açıklanabilir. MD kası omuz internal rotasyonu ve addüksiyonunda aktif olarak yer alır. Vuruşun ileri savurma fazı sonundaki top-raket teması sırasında MD aktivitesi bir miktar azalsa da tamamlama fazında artış gösterebilmektedir. Forehand vuruşu en çok tercih edilen yer vuruşu olduğu için (Johnson ve McHugh, 2006), omuz kaslarının aşırı kullanım (overuse) yaralanmalarına yatkın olabileceği unutulmamalı ve gerekli önlemler alınmalıdır (Kibler ve Safran,

2005). BB, TB, FCR ve ECR EMG seviyelerinde her bir forehand vuruş performansı sırasında benzer aktivasyon oranları gözlenmiştir. Bunun nedeninin, farklı forehand vuruşları arasındaki benzer dirsek açıları ile ilgili olabileceği düşünülmektedir (Elliott ve Marsh, 1989; Elliott vd., 1989; Knudson, 1990; Takahashi vd., 1996).

5.2. Sonuç

Teniste forehand vuruşunun tüm vücut kinematik ve kassal aktivasyon parametreleri ile incelendiği çalışmalar oldukça sınırlıdır ve bu etkileşim net olarak ortaya konulmamıştır. Bu tez araştırması kapsamında teniste servisten sonraki en önemli vuruş olarak değerlendirilen, en sık kullanıma sahip olan ve vuruş öğretim basamaklamasında ilk sırayı alan forehand vuruşunun etkili bir şekilde uygulanabilmesi için topun ilk çıkışının algılanmasından tamamlanmasına kadar geçen süre, bu esnadaki rakete hızları, kinematik ve EMG değişkenleri detaylı bir şekilde incelenmiştir.

Veri setinin normalliği D'Agostino-Pearson testi ile ve varyansların homojenliği ise Levene testi ile test edilmiştir. İki Yönlü Tekrarlı Ölçümler ANOVA (faktörler: top performansı x faz süresi), toplam vuruş sürelerinin istatistiksel olarak farklı olmamasına rağmen, başarısız vuruşların hazırlık aşamasında başarılı vuruşlara göre önemli ölçüde ($p < 0.05$) daha uzun gecikme sergilediğini gösterdi. Bu; algı-tepki zamanına göre reaksiyon göstermenin milisaniye bazında kritik öneme sahip olduğunu ve bu parametrenin vuruş doğruluğu için belirleyici bir faktör olabileceğini göstermiştir. Ayrıca tüm kassal aktivasyon parametreleri de vuruş performansına göre farklılık göstermiştir ($p < 0.05$).

Sonuç olarak top performansı temel alındığında kassal aktivasyon, raket hızı ve kinematik bileşenlerin vuruş performansına göre farklılık gösterdiğini ortaya koymuştur. Benzer bir şekilde zamanlama verileri de faz bazında karşılaştırıldığında farklılık göstermiş ancak toplam vuruş zamanlarında istatistiki açıdan bir fark bulunmamıştır. Vuruşun başlatılmasında yaşanan milisaniye bazındaki gecikmenin başarısız vuruş performansı ile sonuçlandığı söylenebilir. Etkili bir forehand vuruşu için optimum bir aralık söz konusudur. Bu tez araştırması kapsamında forehand vuruşunun etkili bir şekilde uygulanabilmesi için topun ilk algılanmasının ve bu algıya göre reaksiyon göstermenin milisaniye bazında kritik öneme sahip olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Yüksek puanlı vuruşların hazırlık fazının toplam süresi aut ve net vuruşlardan daha düşük ancak düşük puanlı vuruşlardan da yüksektir. Bu değer 269 ± 41

ms olup tenis antrenörlerinin oyunculara sıklıkla yaptığı “raketini açmakta gecikiyorsun” uyarısına yeni bir boyut kazandırmaktadır.

Bu tez çalışması kapsamında elde edilen maksimum raket hızı değerleri ise yüksek puanlı vuruşların ileri savurma fazında $21,58 \pm 1,19$ m/s ve tamamlama fazında ise $20,25 \pm 1,19$ m/s olarak belirlenmiştir. Bu bulgular raket hızının yüksek puanlı vuruşlar tamamlama fazında diğer vuruşlardan farklı olduğunu göstermektedir.

Geriye savurma fazındaki diz açısının düşük puanlı vuruşlarda 120 derece iken yüksek puanlı vuruşlarda 110 derece olduğu görülmektedir. İleri savurma fazındaki diz açısal hızı değerlerinin yüksek puanlı vuruşlarda daha fazla (260 derece/sn) olduğu saptanmıştır. Ayrıca, dirsek açısal hızı değerlerinin yüksek puanlı vuruşlarda ileri savurma fazında daha fazla olduğu görülmektedir.

5.3. Öneriler

- Farklı performans grubundan yeterli sayıda tenisçi katılımı ile araştırma kapsamında ölçülen tüm değişkenler test edilebilir.
- Kesitsel araştırma modeli yerine boylamsal bir araştırma dizaynı ile önemli parametrelerin uygun geribildirim yöntemleri ile gelişimleri gözlenebilir.
- Forehand vuruş sırasında farklı markırlama teknikleri kullanılarak (özellikle ayak, raket ve top üzerine) tüm vücudun üç boyutlu modellenmesi yapılabilir.
- Daha fazla elektrot kullanılarak vuruş kolu lateralindeki gövde kaslarına ait kassal aktivasyon değerleri de incelenebilir.
- Vuruş sırasında kuvvet platformu kullanılarak, F_x , F_y ve F_z eksenlerindeki yer rekasyon kuvvet değerleri de kaydedilip analiz edilebilir.
- Üç boyutlu görüntü analizi, ileri ve geriye dinamik yöntemleri kullanılarak eklemlere binen yükler ve momentum hesaplamaları da yapılabilir.
- Simülasyon çalışmaları ile normal şartlar altında yapılması olanaksız ya da zor olan ölçüm dizaynlarındaki vuruşlar sırasında optimum eklem açıları hesaplanabilir.
- Backhand, vole, servis gibi farklı vuruş tipleri de tüm vücut kinematik, kinetik ve kassal aktivasyon parametreleri açısından incelenebilir.
- Raket tutuşu manipüle edilerek değişik raket tutuşlarındaki tüm vücut kinematik, kinetik ve kassal aktivasyon parametreleri incelenebilir.
- Basış şekli manipüle edilerek değişik basış şekillerindeki tüm vücut kinematik, kinetik ve kassal aktivasyon parametreleri incelenebilir.

- Göz takip sistemleri de kullanılarak tenisçinin bakış davranışının vuruş performansı üzerindeki etkileri araştırılabilir.

- Sanal gerçeklik ortamlarında tasarlanacak antrenman seneryoları ile vuruş performansı gelişiminin gözlemlendiği araştırmalar tasarlanabilir.

KAYNAKÇA

- Abernethy, B., Kippers, V., Hanrahan, S. J. (2013). *Biophysical foundations of human movement*. Human Kinetics.
- Adelsberg, S. (1986). The tennis stroke: An EMG analysis of selected muscles with rackets of increasing grip size. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(2), 139-142.
- Akalan, E., Temelli, Y. (2017). Temel Kinezyo-Mekanik Klinik Örnekli Anlatım, 1. Baskı. *İstanbul Tıp Kitabevi*.
- Alvarino, J.F. (2010) Tactics of the female game. In: Proceedings of the ITF Asian Coaches Conference. Subic Bay, Philippines, 1-7 October, 2010. ITF Ltd. London.
- Azevedo, F. A., Carvalho, L. R., Grinberg, L. T., Farfel, J. M., Ferretti, R. E., Leite, R. E., Herculano-Houzel, S. (2009). Equal numbers of neuronal and nonneuronal cells make the human brain an isometrically scaled-up primate brain. *Journal of Comparative Neurology*, 513(5), 532-541.
- Bahamonde, R. E. and Knudson, D. (2003). Kinetics of the upper extremity in the open and square stance tennis forehand. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(1), 88-101.
- Bahamonde, R. E. (2000). Changes in angular momentum during the tennis serve. *Journal of Sports Sciences*, 18(8), 579-592.
- Barbero, M., Merletti, R. and Rainoldi, A. (2012). *Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications*. Springer Science & Business Media.
- Baumgartner, R. N., Koehler, K. M., Gallagher, D., Romero, L., Heymsfield, S. B., Ross, R. R., Lindeman, R. D. (1998). Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico. *American Journal of Epidemiology*, 147(8), 755-763.
- Blackwell, J. and Knudson, D. (2002). Tennis: Effect of type 3 (oversize) tennis ball on serve performance and upper extremity muscle activity. *Sports Biomechanics*, 1(2), 187-191.
- Blackwell, J. and Knudson, D. (2005). Vertical plane margins for error in the topspin forehand of intermediate tennis players. *Medicina Sportiva*, 9(3/4), 83.
- Buckley, J. P. and Kerwin, D. G. (1988). The role of the biceps and triceps brachii during tennis serving. *Ergonomics*, 31(11), 1621-1629.
- Bunn, J. W. (1972). *Scientific principles of coaching*. Englewood cliffs, NJ: Prentice Hall.
- Calbet, J. A. L., Moysi, J. S., Dorado, C. and Rodriguez, L. P. (1998). Bone mineral content and density in professional tennis players. *Calcified Tissue International*, 62(6), 491-496.
- Carlton, L.G., Chow, J.W. and Shim, J. (2006). Variability in motor output and Olympic performers. In K. Davids, S. Bennett, and K. Newell (Eds.), *Movement system variability* (pp. 85108). Champaign, IL: Human Kinetics.

- Cerrah, A. O., Gungor, E. O., Soylu, A. R., Ertan, H., Lees, A., & Bayrak, C. (2011). Muscular activation patterns during the soccer in-step kick. *Isokinetics and Exercise Science*, 19(3), 181-190.
- Choppin, S., Goodwill, S. and Haake, S. (2010). Investigations into the effect of grip tightness on off-centre forehand strikes in tennis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 224(4), 249-257.
- Chow, J. W., Carlton, L. G., Lim, Y. T., Shim, J. H., Chae, W. S. and Kuenster, A. F. (1999). Muscle activation during the tennis volley. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(6), 846-854.
- Chow, J. W., Knudson, D. V., Tillman, M. D. and Andrew, D. P. (2007). Pre-and post-impact muscle activation in the tennis volley: effects of ball speed, ball size and side of the body. *British Journal of Sports Medicine*, 41(11), 754-759.
- Chow, J. W., Shim, J. H. and Lim, Y. T. (2003). Lower trunk muscle activity during the tennis serve. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(4), 512-518.
- Crespo, M. and Higuera, J. (2001). Forehands. In: World-Class Tennis Technique. Ed: Roetert, P. and Groppel, J. Champaign, Ill: Human Kinetics. 147-171.
- Crespo, M. and Reid, M. (2009). *Coaching beginner and intermediate tennis players: a manual of the ITF coaching programme*. International Tennis Federation.
- Creveaux, T., Dumas, R., Hdışarıdaier, C., Macé, P., Chèze, L., Rogowski, I. (2013). Joint kinetics to assess the influence of the racket on a tennis player's shoulder. *Journal of Sports Science & Medicine*, 12(2), 259.
- Davids, K., Button, C., & Bennett, S. (2008). *Dynamics of skill acquisition: A constraints-led approach*. Human Kinetics.
- d'Agostino, R. B. (1986). Test for normal distribution; in d'Agostino RB, Stephens MA (eds): Goodness-of-Fit Techniques.
- de Souza, L. C., Teixeira, A. L., de Oliveira, G. N. M., Caramelli, P., Cardoso, F. (2017). A critique of phrenology in Moby-Dick. *Neurology*, 89(10), 1087-1090.
- Douvis, S. J. (2005). Variable practice in learning the forehand drive in tennis. *Perceptual and Motor Skills*, 101(2), 531-545.
- Elliott, B. (2006). Biomechanics and tennis. *British Journal of Sports Medicine*, 40(5), 392-396.
- Elliott, B. C. (1982). Tennis: the influence of grip tightness on reaction impulse and rebound velocity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(5), 348-352.

- Elliott, B., Marsh, T. and Overheu, P. (1989). A biomechanical comparison of the multisegment and single unit topspin forehand drives in tennis. *Journal of Applied Biomechanics*, 5(3), 350-364.
- Elliott, B. C., Marshall, R. N. and Noffal, G. J. (1995). Contributions of upper limb segment rotations during the power serve in tennis. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(4), 433-442.
- Elliott, B., Marshall, R. and Noffal, G. (1996). The role of upper limb segment rotations in the development of racket-head speed in the squash forehand. *Journal of Sports Sciences*, 14(2), 159-165.
- Elliott, B., Mester, J., Kleinöder, H., & Zengyuan, Y. (2003). Loading and stroke production. In: *Biomechanics of advanced tennis*. ITF Ltd, pp. 95-107.
- Elliott, B., Reid, M., & Crespo, M. (2009). *Technique development in tennis stroke production*. Valencia: ITF Publications.
- Elliott, B., Reid, M., & Crespo, M. (Eds.). (2003). *Biomechanics of advanced tennis*. London: International Tennis Federation.
- Elliott, B., Takahashi, K. and Noffal, G. (1997). The influence of grip position on upper limb contributions to racket head velocity in a tennis forehand. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 182-196.
- Elliott, B., Marsh, T. and Overheu, P. (1989). A biomechanical comparison of the multisegment and single unit topspin forehand drives in tennis. *Journal of Applied Biomechanics*, 5(3), 350-364.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement*. Human kinetics.
- Erman, K. A., Şahan, A. and Küçükkaya, A. (2013). The effect of one and two-handed backhand strokes on hand-eye coordination in tennis. *Procedia-Social and Behavioral Sciences*, 93(1), 1800-1804.
- Ertan, H. (2009). Muscular activation patterns of the bow arm in recurve archery. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(3), 357-360.
- Ertan, H. and Bayram, I. (2020). Fundamentals of human movement, its control and energetics. In *Comparative Kinesiology of the Human Body* (pp. 29-45). Academic Press.
- Farrow, D. and Reid, M.M. (2010). Skill acquisition in tennis. In: *Motor Learning in Practice: A constraints-led approach*. Eds: Renshaw, I., Davids, K. and Savelsbergh, G.J.P. Routledge, USA and Canada. 231-240.
- Farrow, D. and Maschette, W. (1997). The effects of contextual interference on children learning forehand tennis groundstrokes. *Journal of Human Movement Studies*, 33(2), 47-67.

- Fernandez-Fernandez, J., Sanz-Rivas, D. and Mendez-Villanueva, A. (2009). A review of the activity profile and physiological demands of tennis match play. *Strength & Conditioning Journal*, 31(4), 15-26.
- Fleisig, G., Nicholls, R., Elliott, B., Escamilla, R. (2003). Tennis: Kinematics used by world class tennis players to produce high-velocity serves. *Sports Biomechanics*, 2(1), 51-64.
- Glynn, J. A., King, M. A. and Mitchell, S. R. (2007). A computer simulation of one-handed backhand strokes to investigate elbow joint loading. *Tennis Science and Technology*, 3, 129-133.
- Glynn, J. A., King, M. A. and Mitchell, S. R. (2011). A computer simulation model of tennis racket/ball impacts. *Sports Engineering*, 13(2), 65-72.
- Harris, J. A., & Benedict, F. G. (1919). A biometric study of basal metabolism in man (No. 279). Carnegie institution of Washington.
- Henneman, E., Somjen, G. and Carpenter, D. O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, 28(3), 560-580.
- Holzer, E., Reischl, G.P., & Fetz, F. (1994). Genauigkeitstraining bei Ballsportarten. Wien: O` BV Pa` dagogischer Verlag [in German].
- Horan, S. A., Evans, K., Morris, N. R., Kavanagh, J. J. (2010). Thorax and pelvis kinematics during the downswing of male and female skilled golfers. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1456-1462.
- Ibrahim, M. M. (2010). Subcutaneous and visceral adipose tissue: structural and functional differences. *Obesity Reviews*, 11(1), 11-18.
- Ivancevic, T. T., Jovanovic, B., Jovanovic, S., Djukic, M., Djukic, N., & Lukman, A. (2010). *Paradigm shift for future tennis: the art of tennis physiology, biomechanics and psychology* (Vol. 12). Springer Science & Business Media.
- İnal, H. S. (2013). Spor ve Egzersizde Vücut Biyomekaniği. 1. Baskı. *Hipokrat Kitabevi*.
- Jackson, S. A. and Marsh, H. W. (1995). Development and validation of the flow state in elite athletes. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 67(1), 76-90.
- Johnson, C. D. and McHugh, M. P. (2006). Performance demands of professional male tennis players. *British Journal of Sports Medicine*, 40(8), 696-699.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., Jessell, T. M., Siegelbaum, S., Hudspeth, A. J., & Mack, S. (Eds.). (2000). *Principles of neural science* (Vol. 4, pp. 1227-1246). New York: McGraw-hill.

- Kentel, B. B., King, M. A. and Mitchell, S. R. (2011). Evaluation of a subject-specific, torque-driven computer simulation model of one-handed tennis backhand ground strokes. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(4), 345-354.
- Kibler, W. B., Chandler, T. J., Shapiro, R., Conuel, M. (2007). Muscle activation in coupled scapulohumeral motions in the high performance tennis serve. *British Journal of Sports Medicine*, 41(11), 745-749.
- Kibler, W.B. and Van der Meer, D. (2001). Mastering the Kinetic Chain. In: World-Class Tennis Technique. Ed: Roetert, P. and Groppel, J. Champaign, Ill: Human Kinetics. 99-113.
- King, M. A., Kentel, B. B. and Mitchell, S. R. (2012). The effects of ball impact location and grip tightness on the arm, racquet and ball for one-handed tennis backhand groundstrokes. *Journal of Biomechanics*, 45(6), 1048-1052.
- Knudson, D. V. (1990). Intrasubject variability of upper extremity angular kinematics in the tennis forehand drive. *Journal of Applied Biomechanics*, 6(4), 415-421.
- Knudson, D. V. and White, S. C. (1989). Forces on the hand in the tennis forehand drive: application of force sensing resistors. *Journal of Applied Biomechanics*, 5(3), 324-331.
- Knudson, D. and Bahamonde, R. (1999). Trunk and racket kinematics at impact in the open and square stance tennis forehand. *Biology of Sport*, 16(1), 3-10.
- Knudson, D. and Bahamonde, R. (2001). Effect of endpoint conditions on position and velocity near impact in tennis. *Journal of Sports Sciences*, 19(11), 839-844.
- Knudson, D. and Blackwell, J. (2000). Trunk muscle activation in open stance and square stance tennis forehands. *International Journal of Sports Medicine*, 21(05), 321-324.
- Knudson, D., & Elliott, B. (2003). Analysis of advanced stroke production. In *Biomechanics of advanced tennis* (pp. 137-154). International Tennis Federation, ITF Ltd.
- Knudson, D. V. and Blackwell, J. R. (2005). Variability of impact kinematics and margin for error in the tennis forehand of advanced players. *Sports Engineering*, 8(2), 75-80.
- Konrad, P. (2005). The abc of emg. *A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*, 1(2005), 30-5.
- Kopsic Segal, D. (2002). Tennis. Biodynamic system. Indugraf S.A., Argentina, p.p.113.
- Kovacs, M. S. (2007). Tennis physiology. *Sports Medicine*, 37(3), 189-198.

- Kram, R. and Taylor, C. R. (1990). Energetics of running: a new perspective. *Nature*, 346(6281), 265-267.
- Landlinger, J., Lindinger, S., Stöggl, T., Wagner, H., Müller, E. (2010). Key factors and timing patterns in the tennis forehand of different skill levels. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(4), 643.
- Lashley, K. S. (1951). *The problem of serial order in behavior* (Vol. 21). Oxford, United Kingdom: Bobbs-Merrill.
- Le Mansec, Y., Dorel, S., Hug, F., & Jubeau, M. (2018). Lower limb muscle activity during table tennis strokes. *Sports Biomechanics*, 17(4), 442-452.
- Lee, D. N. (1982). Vision in action: The control of locomotion. *Analysis of visual behavior*.
- Lehman, G. J., & McGill, S. M. (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 22(7), 444-446.
- Madden, D. J. (1992). Four to ten milliseconds per year: Age-related slowing of visual word identification. *Journal of Gerontology*, 47(2), P59-P68.
- Malliou, V. J., Beneka, A. G., Gioftsidou, A. F., Malliou, P. K., Kallistratos, E., Pafis, G. K.. (2010). Young tennis players and balance performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24 (2), 389–393.
- N. Marshall, R. and Elliott, B. C. (2000). Long-axis rotation: The missing link in proximal-to-distal segmental sequencing. *Journal of Sports Sciences*, 18(4), 247-254.
- Mavidis, A., Vamvakoudis, E., Metaxas, T., Stefanidis, P., Koutlianos, N., Christoulas, K., Mandroukas, K. (2007). Morphology of the deltoid muscles in elite tennis players. *Journal of Sports Sciences*, 25(13), 1501-1506.
- McGinnis, P. M. (2013). *Biomechanics of sport and exercise*. Human Kinetics.
- Mero, A., Jaakkola, L. and Komi, P. V. (1991). Relationships between muscle fibre characteristics and physical performance capacity in trained athletic boys. *Journal of Sports Sciences*, 9(2), 161-171.
- Miyashita, M., Tsunoda, T., Sakurai, S., Nishizono, H., Mizuno, T. (1980). Muscular activities in the tennis serve and overhand throwing. *Scandinavian Journal of Sports Science*, 2(2), 52-8.
- Morris, M., Jobe, F. W., Perry, J., Pink, M., Healy, B. S. (1989). Electromyographic analysis of elbow function in tennis players. *The American Journal of Sports Medicine*, 17(2), 241-247.

- Moysi, J. S., Garcia, C. D., & Calbet, J. A. L. (2002). Regional body composition in professional tennis players. In *Science and racket sports II* (pp. 52-58). Taylor & Francis.
- Muhamad, T. A., Rashid, A. A., Abd Razak, M. R., Salamuddin, N. (2011). A comparative study of backhand strokes in tennis among national tennis players in Malaysia. *Procedia-Social and Behavioral Sciences*, 15, 3495-3499.
- Myers, J., Lephart, S., Tsai, Y. S., Sell, T., Smoliga, J., Jolly, J. (2008). The role of upper torso and pelvis rotation in driving performance during the golf swing. *Journal of Sports Sciences*, 26(2), 181-188.
- Nesbit, S. M., Serrano, M. and Elzinga, M. (2008). The role of knee positioning and range-of-motion on the closed-stance forehand tennis swing. *Journal of Sports Science & Medicine*, 7(1), 114.
- Noctor, S. C., Martínez-Cerdeño, V. and Kriegstein, A. R. (2007). Contribution of intermediate progenitor cells to cortical histogenesis. *Archives of Neurology*, 64(5), 639-642.
- Pakkenberg, B. and Gundersen, H. J. G. (1997). Neocortical neuron number in humans: effect of sex and age. *Journal of Comparative Neurology*, 384(2), 312-320.
- Payton, C. J., & Burden, A. (2017). *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise: the British Association of Sport and Exercise Sciences guide*. Routledge.
- Pieper, S., Exler, T. and Weber, K. (2007). Running speed loads on clay and hard courts in world class tennis. *Medicine and Science in Tennis*, 12(2), 14-17.
- Putnam, C. A. (1993). Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: descriptions and explanations. *Journal of Biomechanics*, 26, 125-135.
- Reid, M., Elliott, B. and Crespo, M. (2013). Mechanics and learning practices associated with the tennis forehand: a review. *Journal of Sports Science & Medicine*, 12(2), 225.
- Riek, S., Chapman, A. E. and Milner, T. (1999). A simulation of muscle force and internal kinematics of extensor carpi radialis brevis during backhand tennis stroke: implications for injury. *Clinical Biomechanics*, 14(7), 477-483.
- Rigozzi, C., Cox, J., Vio, G. A., Martens, W. L., Poronnik, P. (2022). The effect of spin level and ball exit speed on forearm muscle activity in the tennis forehand stroke. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 17(1), 123-133.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2013). *Research methods in biomechanics*. Human kinetics.

- Rogowski, I., Rouffet, D., Lambalot, F., Brosseau, O., Hdışarıdaier, C. (2011). Trunk and upper limb muscle activation during flat and topspin forehand drives in young tennis players. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(1), 15-21.
- Rosenbaum, D. A., Cohen, R. G., Jax, S. A., Weiss, D. J., Van Der Wel, R. (2007). The problem of serial order in behavior: Lashley's legacy. *Human Movement Science*, 26(4), 525-554.
- Rota, S., Hdışarıdaier, C., Creveaux, T., Champely, S., Guillot, A., & Rogowski, I. (2012). Relationship between muscle coordination and forehand drive velocity in tennis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(2), 294-300.
- Rota, S., Morel, B., Saboul, D., Rogowski, I., Hdışarıdaier, C. (2014). Influence of fatigue on upper limb muscle activity and performance in tennis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(1), 90-97.
- Ryu, R. K., McCormick, J., Jobe, F. W., Moynes, D. R., Antonelli, D. J. (1988). An electromyographic analysis of shoulder function in tennis players. *The American Journal of Sports Medicine*, 16(5), 481-485.
- Sanchis-Moysi, J., Idoate, F., Olmedillas, H., Guadalupe-Grau, A., Alayon, S., Carreras, A., Calbet, J. A. L. (2010). The upper extremity of the professional tennis player: muscle volumes, fiber-type distribution and muscle strength. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(3), 524-534.
- Schmidt, R.A. and Wrisberg, C.A. (2000). Motor Learning and Performance. 2nd edition. Human Kinetics. Champaign Il
- Schwartz, A. B. (2016). Movement: how the brain communicates with the world. *Cell*, 164(6), 1122-1135.
- Seeley, M. K., Funk, M. D., Denning, W. M., Hager, R. L., Hopkins, J. T. (2011). Tennis forehand kinematics change as post-impact ball speed is altered. *Sports Biomechanics*, 10(4), 415-426.
- Simsek, D., Cerrah, A. O., Ertan, H., & Soylu, R. A. (2018). Muscular coordination of movements associated with arrow release in archery. *South African Journal for Research in Sport, Physical Education and Recreation*, 40(1), 141-155.
- Slater-Hammel, A. T. (1949). An action current study of contraction-movement relationships in the tennis stroke. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 20(4), 424-431.
- Tagliafico, A. S., Ameri, P., Michaud, J., Derchi, L. E., Sormani, M. P., & Martinoli, C. (2009). Wrist injuries in nonprofessional tennis players: relationships with different grips. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(4), 760-767.

- Takahashi, K., Elliott, B. and Noffal, G. (1996). The role of upper limb segment rotations in the development of spin in the tennis forehand. *Australian Journal of Science and Medicine in Sport*, 28(4), 106-113.
- Tanabe, S. and Ito, A. (2007). A three-dimensional analysis of the contributions of upper limb joint movements to horizontal racket head velocity at ball impact during tennis serving. *Sports Biomechanics*, 6(3), 418-433.
- Tucker, K. J., Tuncer, M., & Türker, K. S. (2005). A review of the H-reflex and M-wave in the human triceps surae. *Human movement science*, 24(5-6), 667-688.
- Ullian, E. M., Sapperstein, S. K., Christopherson, K. S., Barres, B. A. (2001). Control of synapse number by glia. *Science*, 291(5504), 657-661.
- Van Gheluwe, B. and Hebbelinck, M. (1986). Muscle actions and ground reaction forces in tennis. *International Journal of Sport Biomechanics*, 2(2), 88-99.
- Washburn, M. F. (1916). *Movement and mental imagery: Outlines of a motor theory of the complex mental processes*. Houghton Mifflin.
- Watson, J. B. (1920). Is thinking merely the action of language mechanisms? *British Journal of Psychology*, 11, 87-104.
- Weber, K., Ferrdışarıdai, A. and Born, P. (2007). Significance and differentiation of running speed for the optimization of training quality in high performance tennis on clay courts. In: Proceedings of the ITF Worldwide Coaches Conference, Asunción, Paraguay 22-28 October, 2007. ITF Ltd. London.
- Wei, S. H., Chiang, J. Y., Shiang, T. Y., Chang, H. Y. (2006). Comparison of shock transmission and forearm electromyography between experienced and recreational tennis players during backhand strokes. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 16(2), 129-135.
- Welch, C. M., Banks, S. A., Cook, F. F., Draovitch, P. (1995). Hitting a baseball: A biomechanical description. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 22(5), 193-201.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.
- Yu, C., Shao, S., Awrejcewicz, J., Baker, J. S., Gu, Y. (2019). Lower limb maneuver investigation of chasse steps among male elite table tennis players. *Medicina*, 55(4), 97.
- Zheng, N., Barrentine, S. W., Fleisig, G. S., Andrews, J. R. (2008). Kinematic analysis of swing in pro and amateur golfers. *International Journal of Sports Medicine*, 29(06), 487-493.

- Zusa, A., Lanka, J. and Vagin, A. (2010). Biomechanical analysis of forehand in modern tennis. *LASE Journal of Sport Science*, 1(1), 13-16.
- Zuša, A., Lanka, J., Vagin, A., & Cicchella, A. (2015). Body segments cooperation during forehand stroke production in young and adult tennis players. 9th INSHS International Christmas Sport Scientific Conference, 4-6 December 2014. International Network of Sport and Health Science. Szombathely, Hungary

EKLER

EK-1: Anadolu Üniversitesi Etik Kurul İzni

Evrak Kayıt Tarihi: 19.04.2019

Protokol No: 33644

Tarih: 28.05.2019



ANADOLU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ BİLİMSEL ARAŞTIRMA VE YAYIN ETİĞİ KURULU
KARAR BELGESİ

ÇALIŞMANIN TÜRÜ:	Doktora Tez Çalışması
KONU:	Sağlık Bilimleri
BAŞLIK:	Teniste Yer Vuruşlarının Nöromekanik Yöntemlerle Değerlendirilmesi
PROJE/TEZ YÜRÜTÜCÜSÜ:	Prof. Dr. Hayri ERTAN
TEZ YAZARI:	İsmail BAYRAM
ALT KOMİSYON GÖRÜŞÜ:	-
KARAR:	Olumlu
Prof.Dr. Dilek AK (Başkan-Eczacılık Fak.)	
Prof.Dr. Yusuf ÖZTÜRK (Başkan Yardımcısı-Eczacılık Fak.)	Prof.Dr. Şükrü TORUN (Sağlık Bilimleri Fak.)
Prof.Dr. Betül DEMİRCİ (Eczacılık Fak.)	Prof.Dr. Müzeyyen DEMİREL (Eczacılık Fak.)
Prof.Dr. Nalan GÜNDOĞDU KARABURUN (Eczacılık Fak.)	Prof.Dr. Gülhan TURAN (Eczacılık Fak.)

EK-2: Araştırma Gönüllü Katılım Formu

GÖNÜLLÜ KATILIM FORMU

Bu çalışma, **Teniste Yer Vuruşlarının Nöromekanik Yöntemlerle Değerlendirilmesi** başlıklı bir araştırma çalışması olup Forehand ve Backhand vuruşları sırasındaki Nöromekanik değişiklikleri belirlemek amacını taşımaktadır. Çalışma, Araş. Gör. İsmail BAYRAM ve Doktora Tez Danışmanları Prof. Dr. Hayri ERTAN ve Dr. Leonardo GİZZİ tarafından yürütülmektedir. Sonuçları ile objektif bir yer vuruşları değerlendirme yöntemi ortaya konacak ve oyuncuların teknik gelişimine ışık tutulacaktır.

- Bu çalışmaya katılımınız gönüllülük esasına dayanmaktadır.
- Çalışma kapsamında öncelikle DEXA (Dual-Energy X-Ray Absorptiometry) cihazı ile kemik mineral yoğunluğu, toplam kas kütlesi, bölgesel ve toplam yağ oranı vb. antropometrik verileriniz kaydedilecektir. **Tetkik esnasında kullanılan radyasyon dozu çok az olup neredeyse direkt akciğer röntgeninin onda biri kadardır.** Bu nedenle incelemeyi yapan teknisyen, odada herhangi bir X- ışını korumasına ihtiyaç duymadan çalışabilmektedir. **Eğer yakın zamanda Baryumlu mide- barsak grafisi yaptırdıysanız veya BT (Bilgisayarlı Tomografi) ya da sintigrafik tetkik için damardan kontrast madde enjekte edildiye mutlaka bizi bu konuda bilgilendiriniz.** Bu durumda DEXA testi için 10 ila 14 gün kadar beklemeniz gerekebilir.
- Çalışmanın amacı doğrultusunda, Forehand ve Backhand vuruşlarınız sırasında kaslarınız üzerine yerleştirilen Elektromiyografi (EMG) elektrotları ve kemikleriniz üzerine yerleştirilen işaretleyiciler (marker) vasıtasıyla sizden veriler toplanacaktır. Hem elektrotlar hem de işaretleyiciler deri üzerine yerleştirilecektir. EMG sinyalinin kalitesinin artırılması için ölçüm öncesi elektrotların konulacağı küçük bölgeler bir traş bıçağı ve sonrasında alkol yardımı ile temizlenecektir. Bu işlemler dolayısı ile oluşan kızarıklıklar 1-2 gün içerisinde ortadan kalkmaktadır ve bilinen hiçbir risk taşımamaktadır.
- 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 sizin veya antrenörünüzün inceleme hakkı bulunmaktadır.
- Sizden toplanan veriler şifreli kaydetme yöntemi ile korunacak ve araştırma bitiminde arşivlenecek veya imha edilecektir.
- 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 Eskişehir Teknik Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi'nden İsmail BAYRAM' a yöneltebilirsiniz.

Araştırmacı Adı: Araş. Gör. İsmail BAYRAM

Adres : ESTÜ/SBF

İş Tel : 0222 335 05 80

Dahili:6786

Cep Tel : 0555 850 54 00

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:

EK-3: Denklemler Dizini

$$(2.1) \text{ Kuvvet (F) = K\u00fctle (m) \times \u0130vme (a)}$$

$$(2.2) \text{ Tork (T) = Atalet Momenti (I) \times D\u00f6nme \u0130vmesi (a^R)}$$

$$(2.3) \text{ Atalet Momenti (I) = K\u00fctle (m) \times Moment-Kolu Karesi (l^2)}$$

$$(2.4) \text{ Lineer Momentum (p) = K\u00fctle (m) \times H\u0131z (v),}$$

$$(2.5) \text{ Kuvvet (F) = Lineer Momentumun De\u011fi\u015fim Oranı (\u0303p)};$$

$$(2.6) \text{ A\u00e7ısal Momentum (p^R) = Atalet Momenti (I) \times A\u00e7ısal H\u0131z (v^R),}$$

$$(2.7) \text{ Tork (T) = A\u00e7ısal Momentumun De\u011fi\u015fim Oranı (\u0303p^R).}$$

$$(2.8) \text{ G\u00fc\u00e7 (P) = Kuvvet (F) \times H\u0131z (V)}$$

$$(4.1) \text{ RMR (erkek) = 66.473 - (6.775 \times \text{ya\u015f[y\u0131l]}) + (13.7516 \times \text{a\u011fırlık[kg]}) + (5.0033 \times \text{boy[cm]}) \text{ (Harris ve Benedict., 1919)}$$

$$(4.1) \text{ RSMI = (ya\u011fs\u0131z kol k\u00fctlesi[kg] + ya\u011fs\u0131z bacak k\u00fctlesi[kg]) / (boy[m])^2 \text{ (Baumgartner vd., 1998)}$$