

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Spor Bilimleri Anabilim Dalı**

**HENTBOLDA TEMEL ATIŞ HAREKETİNİN
KİNEMATİK ANALİZİ**

Emel ÇETİN

Doktora Tezi

Antalya, 2009

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Spor Bilimleri Anabilim Dalı**

HENTBOLDA TEMEL ATIŞ HAREKETİNİN KİNEMATİK ANALİZİ

Emel ÇETİN

Doktora Tezi

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Nilüfer BALCI

Bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi tarafından desteklenmiştir. (Proje No: 2005.03.0122.001)

”Kaynakça gösterilerek tezimden yararlanılabilir.”

Antalya, 2009

Sağlık Bilimleri Enstitüsü M¼d¼rl¼ę¼ne;

Bu alışma j¼rimiz tarafından Beden Eğitimi ve Spor Y¼ksek Okulu Spor Bilimleri. Programında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir. .../.../200

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Nil¼fer BALCI
Akdeniz ¼niversitesi
Tıp Fak¼ltesi FTR Anabilim Dalı

¼ye : Prof. Dr. Salih PINAR
Marmara ¼niversitesi
Beden Eğitimi ve Spor Y¼ksekokulu
Hareket ve Antrenman Bilimleri ABD

¼ye : Prof. Dr. ¼mit Kemal řENT¼RK
Akdeniz ¼niversitesi
Tıp Fak¼ltesi Fizyoloji ABD

¼ye : Prof. Dr. Kamil ¼ZER
Akdeniz ¼niversitesi
Beden Eğitimi ve Spor Y¼ksekokulu
Hareket ve Antrenman Bilimleri ABD

¼ye : Doç. Dr. Hakan YAMAN
Akdeniz ¼niversitesi Tıp Fak¼ltesi
Aile Hekimliği ABD

ONAY:

Bu tez, Enstit¼ Y¼netim Kurulunca belirlenen yukarıdaki j¼ri ¼yeleri tarafından uygun g¼r¼lm¼ř ve Enstit¼ Y¼netim Kurulu'nun/..../..... tarih ve/..... sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İsmail ¼ST¼NEL

Enstit¼ M¼d¼r¼

ÖZET

Araştırmanın amacı, hentbolda yüksek temel kale atışlarında bazı kinematik parametrelerin atış hızı ve isabetliliğine etkisinin incelenmesidir.

Araştırmaya 9 elit erkek hentbol oyuncusu (Türkiye Milli Hentbol Takımında oynayan)(Grup I) ve 9 erkek Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu öğrencisi(Grup II) olmak üzere toplam 18 sporcu katılmıştır. Her sporcudan, üç adım hız alarak atış çizgisinden 6 m uzaklıkta bulunan kalenin üst köşelerine yerleştirilen hedeflere yüksek temel atış performansı sergilemeleri istenmiş, uygulanan performans iki adet hızlı video kamera (BASLER- A602 fc color, 100 Hz) ile kayıt edilmiş ve bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak analiz yapılmıştır. Hedef noktası, 60x60 cm boyutlarında olacak şekilde kalenin her iki üst köşesinden 25 cm aşağıya yerleştirilmiştir. Her sporcu iki kale atışı gerçekleştirmiş, isabetli ve isabetsiz atışları değerlendirilmiştir. Kinematik parametrelerin gruplar arasındaki farklılıklarının belirlenmesinde Student-t testi, Mann-Whitney U testi, parametreler arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde Pearson Korelasyonu kullanılmıştır. Sonuçlar, aritmetik ortalama (standart sapma) ile sunulmuş, $p<.05$ değerler önemli olarak kabul edilmiştir.

Grup I sporcularının isabetli kale atış oranları %64.70, Grup II sporcularının ise %35.29 olarak bulunmuştur. Temel atış öncesi adım uzunluk değerlerinde Grup II'de, Grup I'de olduğu gibi lineer bir artış gözlenmemiştir. Kurulma evresinde diz fleksiyon açısı değerleri Grup II için daha büyük bulunmuştur ($p<.05$). Kurulma evresinde diz fleksiyon açısı, dirsek fleksiyon açısı ile pozitif yönde, topun uçuş açısı ve gövdenin yana eğilme açısı ile negatif yönde ilişki bulunmuştur. Kuvvet uygulama evresinde omuz internal rotasyonu ve dirsek fleksiyonu arasında ve topun elden ayrılma evresindeki dirsek ekstensiyonunun kuvvet uygulama evresindeki dirsek ekstensiyon açısı arasında pozitif yönde ilişki olduğu görülmektedir. Bu ilişki isabetsiz atışlarda gözlenmemiştir. İsbetli kale atışlarında elde edilen top hızı, dirsek ekstensiyon açısı ve topun uçuş açısı değerlerinde gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur($p<.05$). Omuzun internal ve eksternal rotasyonunun konsentrik hareketi izokinetik dinamometre ile her iki grup için 60 °/sn ve 240 °/sn'de test edilmiştir. Grup I ve Grup II için, omuz internal rotasyon ve omuz eksternal rotasyon kas kuvveti ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken($p<.05$) top hızı ile arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır.

Anahtar Kelimeler: Yüksek temel atış, hentbol, kinematik analiz, 3D biomekanik analiz

ABSTRACT

The purpose of the present study was to determine the effects of throwing velocity and accuracy on some kinematic parameters in elite and amateur handball players.

Two groups of young healthy, male subjects took part in the experiments: one group of 9 handball players, Turkish National Handball Team (Group I), another group of 9 physical education students (Group II). Thirty six throwing performance were filmed at 100 frames in second with two fast camera. Some kinematic parameters and ball velocity were derived from the data. Statistical analysis was performed Student-t Test, Mann-Whitney U test and Pearson product-moment correlation.

The accuracy throwing rate was determined 64.70% and 35.29% at Group I and at Group II, respectively. Stride lengths of Group II were not increased as a linear, before the throwing. The differences between groups regarding knee flexion angles were statistically significant, at arm cocking phase.($p < .05$). The coefficient correlation between lead knee flexion angle and elbow flexion angle, throwing angle and trunk-side angle were statistically significant at arm cocking phase. The coefficient correlation between shoulder IR and elbow flexion angle at arm acceleration phase, elbow extension at ball release phase and elbow extension at arm acceleration phase were statistically significant. This relationship was not observed at throwing which is not accuracy. The differences of ball velocity, elbow extension angle and throwing angle between groups were statistically significant($p < .05$). each subject was tested on a isokinetic dynamometer. The concentric action of the internal and external rotation in 90° abduction and shoulder extension/flexion were examined at 60, 240 deg/sec. The differences of peak torque values of the internal and external shoulder rotation between two groups statistically significant($p < .05$). But, the relationship between IR and ER rotation of the shoulder and ball velocity was not statistically significant.

Key words: overarm throwing, handball, kinematic analysis, 3D biomechanic analysis

TEŞEKKÜR

Tez çalışmasının planlanması, yürütülmesi ve raporlandırılmasının her aşamasında gösterdiği sonsuz desteklerinden dolayı Öğretim Üyesi, Sayın Prof. Dr. Sedat Muratlı'ya ve Danışmanım, Tıp Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon ABD Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Nilüfer Balcı'ya,

Tez çalışmasının analizi aşamasında gerekli yazılımın temininde yardımlarını esirmeyen ve her türlü desteğini her zaman yanımda hissettiğim Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Öğretim Üyesi, Sayın Prof. Dr. Nuri Ünal'a

Tez çalışmasının proje aşamasındaki katkılarından dolayı, Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Öğretim Üyesi Sayın Prof.Dr. M.Kamil Özer'e,

Tez çalışmasının analizi aşamasında gerekli olan analiz programını bana vererek kullanmamı sağlayan, bir sene boyunca hiç bıkmadan sorularıma cevap veren Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri ve Teknolojisi Yüksekokulu Öğretim Üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Serdar Arıtan ve ekibine,

Milli Hentbol Takım oyuncuları ile iletişim sağlamamda yardımlarını esirgemeyen Sayın Öğr. Gör. Birol Ünsal'a ve Okt. Tufan Dağseven'e

İsokinetik dinamometre ölçümlerini büyük bir özveri ile tamamlanmasını sağlayan Sağlık Teknikeri Sayın Ahsen Mercan'a,

Kayıt aşamasında değerli katkılarından dolayı, arkadaşlarım, Öğr.Gör.Dr. Gülşah Şahin'e, Arş.Gör. Funda Baran'a ve Beden Eğitimi Öğretmeni Sayın Simge Tuğcu'ya ve desteklerinden dolayı Öğr. Gör. Yeliz Özdöl'e,

Antropometrik ölçümlerin tamamlanmasında yardımlarını esirgemeyen Sayın Arş.Gör.Dr. Selma Civar'a,

Birtakım hukuksal problemlerin aşılmasında en büyük desteği vererek yol gösteren Sayın Prof.Dr. N.Fusun Toraman ve eşi Sayın İsmail Toraman'a, Doç Dr. Gül Özkaya'ya ve tekrar Danışmanım Sayın Prof.Dr. Nilüfer Balcı'ya,

Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü ve Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi'ne,

Çalışmamın her aşamasında gösterdikleri anlayış ve sabırdan dolayı değerli kardeşim Can Çetin'e, değerli arkadaşım Fikret Özdoğan'a teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiv
GİRİŞ VE AMAÇ	1
GENEL BİLGİLER	3
2.1. Hentbolün Gelişimi	3
2.2. Hentbol Oyunu ve Oyuncusunun Genel Yapısı	3
2.3. Hentbolde Kale Atışları	4
2.3.1. Yüksek Temel Atış	4
2.4. Üst Ekstremitte Biomekaniği	6
2.4.1. Omuz Yapısı	6
2.4.2. Omuz Hareketleri	8
2.4.3. Omuza Etkiyen Kuvvetler	10
2.5. Yüksek Temel Atışın Biomekaniği	11
2.6. Yüksek Temel Kale Atışına Etki Eden Biomekanik Faktörler	11
2.6.1. Omuz Kuşağı Kompleksi	12
2.6.2. Topun Kütlesi	13
2.6.3. Vücudun Rotasyon Eksenleri	13
2.6.4. Atış Kuvveti	14
2.6.5. Atış Hızı	14
2.6.6. Hentbolde Atış İsabetliliği ve Fitt's Yasası	15
2.7. Biomekanik Araştırma ve Ölçüm Yöntemleri	16
2.7.1. Kinematik Ölçüm Teknikleri ve Araştırma Yöntemleri	16
2.7.1.1. Kinematik Ölçüm Teknikleri	17
2.7.1.2. Mekanik Ölçüm Teknikleri	17
2.7.1.3. Elektronik Ölçüm Teknikleri	18

2.7.1.4. Optik Ölçüm Teknikleri	19
2.7.1.5. Kinematik Araştırma Yöntemi	21
2.8. İzokinetik Test	24
2.8.1. Kas Kuvvetinin Hesaplanmasında Kullanılan Formüller ve Konu ile İlgili Terimler	25
2.8.2. Çalışma Prensibi	26
2.8.3. Gövde Hareketleri	27
2.8.4. Verilerin Analizi	27
MATERYAL VE METOT	
3.1. Denekler	28
3.2. Araç Gereç ve Yöntem	28
3.3. HUBAG Hareket Analizi Programı	30
3.4. İzokinetik Test	31
3.4.1. Isınma ve Ölçüm Protokolü	31
3.4.2. İzokinetik Testlerde Ölçülen Eklem Hareketleri	31
3.4.2.1. Omuz Fleksiyon ve Ekstensiyonu	31
3.4.2.2. Eklem Hareketi Sırasında Çalışan Kaslar	32
3.4.2.3. Omuz İnternal ve Eksternal Rotasyonu	32
3.4.2.4. Eklem Hareketi Sırasında Çalışan Kaslar	32
3.5. Antropometrik Ölçümler	32
3.6. Kinematik Kayıt ve Verilerin Hesaplanması	34
3.6.1. Yüksek Temel Atış Performansı Öncesi Adım Uzunlukları	34
3.6.2. Atış Açısı	35
3.6.3. Topun Elden Çıktığı Anda Dayanma Adımı Diz Fleksiyon Açısı	36
3.6.4. Top Elden Çıktığı Anda Gövde Eğilme Açısı	37
3.6.5. Topun Elden Çıkış Yüksekliği	38
3.6.6. Top Hızı	39
3.6.7. Gövde Açılarının Hesaplanması	39
3.7. İstatistik	43
BULGULAR	
4.1. Çalışmaya Katılan Sporcuların Fiziksel Özellikleri	44
4.2. Çalışmaya Katılan Sporcuların Antropometrik Özellikleri	45
4.3. Yüksek Temel Atış Performansı Evreleri ve Bu Evrelere ait Kinematik Verileri	47

4.3.1. Adımlama Evresi	48
4.3.2. Kurulma Evresi	52
4.3.3. Kuvvet Uygulama Evresi	59
4.3.4. Topun Elden Ayrılma Evresi	63
TARTIŞMA	73
SONUÇLAR	80
ÖNERİLER	84
KAYNAKLAR	85
ÖZGEÇMİŞ	92
EKLER	
EK 1 Antropometrik Ölçüm Formu	94

SİMGELER VE KISALTMALAR

MT	: Hareket Zamanı
W	: Yüzey Alanı
A	: Hareket Mesafesi
m/s	: metre/saniye
m/s²	: metre/saniye kare
rad	: radyan
s	: saniye
Hz	: Hertz
F	: Kuvvet
W	: İş
P	:Güç
t	: zaman
ROM	: Range of movement
HUBAG	: Hacettepe University Biomechanics Research Group
3D	: Three dimension
DLT	: Direct Lineer Transformation
OV	: Sol Omuz Ekleminde Sağ Omuz Eklemine Belirlenen Vektör
KV	: Sağ Kalça Ekleminde Sol Kalça Eklemine Belirlenen Vektör
OK	: Sağ ve sol omuz eklemleri arasında belirlenen vektörün orta noktasından, sağ ve sol kalça eklemleri arasında belirlenen vektörün orta noktasına doğru belirlenen yeni vektör
OK	: Vektörünün Bulunduğu Düzleme Dik Olarak Yerleşen Diğer Düzlem
OKD	: OK vektörünün bulunduğu düzleme dik olarak yerleşen diğer düzlem
L₁	: Son Adım Uzunluğu
L₁ / h	: Son Adım Uzunluğunun Boy Değerine Oranı
L₂	: İkinci Adım Uzunluğu
L₂ / h	: İkinci Adım Uzunluğunun Boy Değerine Oranı
L₃	: Üçüncü Adım Uzunluğu
L₃ / h	: Üçüncü Adım Uzunluğunun Boy Değerine Oranı
ω_p	: Pelvis Açısal Hızı
β_{ü-gövde}	: Üst Gövde Açısı

$\omega_{\text{ü-gövde}}$: Üst Gövde Açısal Hızı
$\varphi_{\text{o-ER}}$: Omuz Eksternal Rotasyon Açısı
$\Phi_{\text{diz-flex}}$: Diz Fleksiyon Açısı
$\Psi_{\text{dir-flex}}$: Dirsek Fleksiyon Açısı
$\varphi_{\text{o-abd}}$: Omuz Abduksiyon Açısı
$\omega_{\text{dir-flex}}$: Dirsek Fleksiyon Açısal Hızı
$\varphi_{\text{o-IR}}$: Omuz Eksternal Rotasyon Açısı
$\delta_{\text{gövde-f}}$: Gövdenin İleri Eğilme Açısı
$\delta_{\text{gövde-s}}$: Gövdenin Yana Eğilme Açısı
$\Omega_{\text{p-rot}}$: Pelvis Rotasyon Açısı
$\Theta_{\text{top-uçuş}}$: Top Uçuş Açısı
h_{top}	: Topun Çıkış Yüksekliği
V_{top}	: Top Hızı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa	
2.1.	Dayanma adımlı yüksek temel atış	6
2.2.	Sternoklavikular eklem	6
2.3.	Korakoklavikuler eklem	7
2.4.	Rotator manşon kasları	8
2.5.	Mekanik ölçüm yöntemleri	17
2.6.	Elektronik ölçüm yöntemleri	18
2.7.	Optik ölçüm yöntemleri	19
2.8.	Kinematik analiz aşamaları	21
2.9.	İki boyutlu film analizde kayıt arka plandaki ölçek	22
2.10.	Kalibrasyon kafesi	22
2.11.	Yol ve hız-zaman fonksiyonlarıyla çizgi şekil (çöpten adam)	24
3.1.	Basler 602 fc, renkli video kamera	28
3.2.	Yüksek temel kale atışı uygulanması	29
3.3.	Kalibrasyon kafesi	30
3.4 a.	Omuz fleksiyonu	
	b. Omuz ekstensiyonu	31
3.5.a.	Omuz eksternal rotasyonu	
	b. Omuz internal rotasyonu	32
3.6.	Adım uzunluğunun belirlenmesi	34
3.7.	Atış açısı	36
3.8.	Gövdenin öne eğilme açısı ve diz fleksiyon açısının belirlenmesi	37
3.9.	Gövde vektörlerinin tanımlanması	39
3.10.	Kinematik değişkenlerin tanımlanması; (A) üst gövde, pelvis rotasyon açıları ve gövde twist, (B) omuz adduksiyon/abduksiyon, (C) omuz internal/eksternal rotasyon ve (D) dirsek fleksiyon/ekstensiyon	41
3.11.	Yüksek temel atışın evreleri	43
4.1.	Adımlama evresinde isabetli kale atışlarında adım uzunluk değerleri	49

4.2.	Adımlama evresinde isabetli kale atışlarında adım uzunluk / h değerleri	50
4.3.	Adımlama evresinde isabetsiz kale atışlarında adım uzunluk değerleri	51
4.4.	Adımlama evresinde isabetli kale atışlarında adım uzunluk / h değerleri	51
4.5.	Kurulma evresinde isabetli kale atışlarında açısal değişimler	54
4.6.	Kurulma evresinde isabetsiz kale atışlarında açısal değişimler	57
4.7.	Kuvvet uygulama evresinde isabetli kale atışlarında açısal değişimler	61
4.8.	Kuvvet uygulama evresinde isabetsiz kale atışlarında açısal değişimler	62
4.9.	Topun elden ayrılma evresinde isabetli kale atışlarında açısal değişimler	65
4.10.	Topun elden ayrılma evresinde isabetli kale atışlarında top ile ilgili açısal değişimler	65
4.11.	Topun elden ayrılma evresinde isabetsiz kale atışlarında açısal değişimler	67
4.12.	Topun elden ayrılma evresinde isabetsiz kale atışlarında top ile ilgili açısal değişimler	67

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge	Sayfa
3.1. İzokinetik dinamometre test protokolü	31
4.1. Grup I ve Grup II'nin yaş, boy ve ağırlık değerleri	44
4.2. Grup I ve Grup II'nin Antropometrik Değerleri	45
4.3. Alt ekstremiteye ait antropometrik değerler ile isabetli atış parametreleri arasındaki korelasyon	46
4.4. Üst ekstremiteye ait antropometrik değerler ile isabetli atış parametreleri arasındaki korelasyon	47
4.5. Grup I ve Grup II yüksek temel atış performans değerlerinin evrelere göre karşılaştırılması	48
4.6. Grup I ve Grup II'nin isabetli kale atışlarında adım uzunluk değerlerinin incelenmesi	49
4.7. Adımlama evresinde isabetli kale atışlarında adım uzunlukları ile atış parametreleri arasındaki korelasyon değerleri	50
4.8. Grup I ve Grup II'nin isabetsiz kale atışlarının değerlendirilmesi	50
4.9. Adımlama evresinde isabetsiz kale atışlarında adım uzunlukları ile atış parametreleri arasındaki korelasyon değerleri	52
4.10. Grup I ve Grup II'nin isabetli kale atışlarının kurulma evresinde parametrelerin açısal değişimleri	53
4.11. Grup I ve Grup II'nin isabetli kale atışlarının korelasyon değerleri	54
4.12. Grup I ve Grup II'nin isabetsiz kale atışlarının değerlendirilmesi	56
4.13. Grup I ve Grup II'nin isabetsiz kale atışlarının korelasyon değerleri	58
4.14. Grup I ve Grup II'nin isabetli kale atışlarında kuvvet uygulama evresi değerleri	60
4.15. Grup I ve Grup II'nin isabetli kale atışlarında kuvvet uygulama evresi korelasyon değerleri	61
4.16. Grup I ve Grup II'nin kuvvet uygulama evresinde isabetsiz kale atışlarının değerleri	62
4.17. Grup I ve Grup II'nin kuvvet uygulama evresinde isabetsiz	

kale atışlarının korelasyon değerleri	63
4.18. Grup I ve Grup II'nin isabetli kale atışlarında topun elden ayrılma evresi değerleri	64
4.19. Grup I ve Grup II'nin isabetli kale atışlarında topun elden ayrılma evresi korelasyon değerleri	66
4.20. Grup I ve Grup II'nin isabetsiz kale atışlarında topun elden ayrılma evresi değerleri	66
4.21. Grup I ve Grup II'nin isabetsiz kale atışlarında topun elden ayrılma evresi korelasyon değerleri	67
4.22. İzokinetik dinamometre ile yapılan omuz ekstensiyon/fleksiyon Değerleri	69
4.23. İzokinetik dinamometre ile yapılan 90° Abduksiyonda omuz internal/eksternal rotasyon değerleri	71

GİRİŞ VE AMAÇ

Beyzbol, hentbol, kriket, cirit ve su topu gibi birçok farklı spor dalında, uygulanan temel atışta, daha hızlı hareket etmek için sinir-kas sisteminin kendine özgü dinamiği ve uyumu, hızlı olmak için büyük önem taşır^{1,2}. Atış performansı, atış yapan sporcunun en büyük hızı oluşturacak şekilde vücudunu optimum biçimde koordine etmesine bağlıdır. Sporcu atış için hazır olduğunda ayak bileğinden el bileğine kadar tüm vücut segmentlerini kullanmak zorundadır. Vücut ideal bir biçimde koordine olduğunda, proksimal segmentlerde oluşan enerjiyi distal segmentlere transfer edebilme yeteneği artar ve yüksek hız elde edilir³.

Atış hareketi birçok spor etkinliklerinde, temel hareketlerin ayrılmaz bir parçasıdır. Bu hareket, beyzbol atışında, disk atmada ve softball atışında olduğu gibi hareketin üç düzlem boyunca meydana gelmesiyle oluşur⁴. Biomekanik araştırmalar, yüksek temel atış performansındaki başarının, atış yaparken sporcunun vücudunun, boşlukta aldığı pozisyon ve eklemlerinin açısal değerleri ile yakından ilgili olduğunu göstermektedir. Elit bir hentbolcu, teknik becerilerden özellikle pas atma ve kale atışı gibi becerileri bir uyum içinde kullanabilmelidir^{5,6,7}.

Hentbolde kale atış teknikleri, öncelikle ayrı bir beceri olarak ele alınmaktadır. Birçok sportif müsabaka sırasında kullanılan temel atış hareketi, tüm segmentler arasında etkileşim, koordinasyon ve yüksek sportif beceri gerektirir^{8,9}. Hareket sırasında uygun olmayan mekaniğin kullanılması, ekstremitenin diğer bölümlerinde fazladan stres oluşmasına neden olacaktır. Üst ekstremitte, çok hızlı ivmelenen ve yine çok hızlı bir biçimde ivmesini kaybeden açık kinetik zincir olarak karakterize edilir. Enerji transferinin büyük vücut bölümlerinden daha küçük vücut bölümlerine bu şekilde hızlı aktarılması üst ekstremitede, özellikle omuz ve dirsekteki yumuşak dokularda, yaralanmaya neden olmaktadır^{10,11,12,13}. Wit ve Elias (1990), gövdenin rotasyonu ile, distal segmentlerin (kol, önkol, el bileği) rotasyonu arasındaki ilişki ve atış hızının, kale atışı tekniğinin oluşmasında en önemli etkenlerden birisi olduğunu belirtmektedir¹⁴.

Yüksek temel atışlarda ve özellikle hentbolde, başarılı bir atış için atış hızı ve isabetliliğin önemli bir faktör olduğu belirtilmektedir^{14,15,16,17,18,19}. Lidor ve arkadaşları (1998), elit hentbol oyuncuların, topu farklı branşlardaki sporculara göre daha hızlı ve isabetli attıklarını belirtmektedir²⁰. Joris ve ark. (1995), hentbolde kale atışında, maksimum atış hızının %73'lük bölümünün, atışın son 50 ms'sinde meydana geldiğini, ayrıca topun optimum enerji ile hareketi için maksimum segment (kalça, dirsek, el bileği) hızının öncelikle önemli olduğunu belirtmektedir²¹.

Üç adım olarak dayanma adımı ile yapılan yüksek temel kale atışındaki top hızının, diğer atış tiplerine göre daha yüksek olduğu belirtilmektedir^{22,23}. Fakat her zaman topun en hızlı atışın en başarılı atış olamayacağı da ifade edilmektedir^{24,25}. Bu nedenle hız ve isabetlilik arasındaki dengeyi kurabilmek, müsabaka esnasındaki performans açısından önemli olmaktadır^{24,26}. Fitts yasasına göre

segmentlerin hareket hızı arttıkça isabet oranı düşeceğinden, isabet alanı daraldıkça görev güçleşeceğinden ^{27,28,29,30}, kale atışlarındaki hedefe isabetlilik, segmentlerin açığa çıkardığı kuvvet ve hızdan doğrudan etkilenmektedir. Ortaya çıkan kuvvet, insan vücudunun segmentlerinin rotasyonel özellikte olması nedeniyle açılal, yörüngesel hız, ivme ve sonuç kuvvet üzerinde belirleyici olmaktadır ^{2,6,7,31}.

Atış hareketi, her ne kadar ayağın yer ile temasında başlayıp topun elden çıkmasına kadar devam eden geniş bir kinetik zincir oluştursa da, hareketi yönlendiren meydana gelen kuvveti topa aktaran, üst ekstremitedir. Bu nedenle kolun boşlukta aldığı pozisyonu belirleyen omuz, dirsek, el bileği eklemleri, kol, önkol ve el segmentlerinde açığa çıkan kinetik ve kinematik veriler, atışta isabetliliği sağlayan önemli faktörler olarak karşımıza çıkmaktadır ^{5,6,7,32}. Bir başka ifade ile golün oluşması için hedefe yapılan atışın kinetik ve kinematik özellikleri önem kazanmaktadır. Zira kale atışı anında segmentlere ait atış kuvveti ve hızının miktarı, golün oluşması için gerekli seviyeye ulaştırılamadığı zaman, kaleci kolaylıkla topu bloke edecektir. Bu durumda, yapılan atış amacına ulaşamayacak, yani gol gerçekleşmeyecektir. Bu, şüphesiz müsabaka şartlarında hücum yapan taraf için istenmeyen bir sonuçtur. Bunun yanı sıra hareket hızının artması, isabetliliği olumsuz yönde etkileyeceğinden ^{27,28,29,30} açığa çıkacak olan kinetik ve kinematik verilerin, maksimalin altında bir değerde olması da isabetlilik açısından avantaj sağlayacaktır ^{7,26,31}.

Bizim çalışmamızda yüksek temel atış performansında bazı kinematik parametrelerin atış hızı ve isabetliliğine etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Hentbolde atış hareketi yüksek hızlı ve karmaşık bir harekettir. Daha önce yapılan çalışmalar hentbolde kuvvet antrenmanı ve atış hızı arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir (e.g. Hoff & Almaasbakk, 1995; van Muijen et al., 1991). Hentbol ile ilgili çalışmalar hentbol atışının bazı kinematik parametrelerinin incelemesini içermekteydi¹⁸. Ancak çok az çalışma pelvis ve gövde parametreleri üzerine yoğunlaşmış ve bunun yüksek hız oluşturmak için gerekli önemini belirtmişlerdir. Van den Tillaar ve Ettema hentbolde pelvis ve üst gövdenin (omuz çemberleri) ilişkisi hakkında sadece bir çalışma yapmışlardır. Anterior-posterior gövde eğilmesi olarak üst gövde değişkenleri, yana gövde eğilmesi ve pelvis rotasyonunun top hızı ile sadece antrene deneklerde anlamlı derecede ilişkili olmadığını belirtmişlerdir ¹⁸.

GENEL BİLGİLER

2.1. Hentbolün Gelişimi

Arkeolojik araştırmalarda bulunan belgeler, hentbolun milattan önceleri de bilindiğini, oynandığını ve dünyanın en eski sporlarından biri olduğunu göstermektedir. Kapalı salon ya da Olimpik Hentbolün günümüze yakın kuralları 1897 yılında Danimarka'da belirlenmiştir. 1915–1917 yılları arasında Berlin'li bir spor okulu müdürü olan Max Heiser ve E. König isimli iki Alman spor adamı bu oyunun gerçek yapısını düşünen ve kuran kişi olmuştur. 1935'te İsveç-Danimarka arasında ilk uluslararası salon hentbolü karşılaşması yapılmıştır. İlk dünya şampiyonası ise, 1938'de Berlin'de düzenlenmiştir. 1972 Münih Olimpiyat Oyunlarından itibaren erkekler, 1976 Montreal Olimpiyat Oyunlarından itibaren de bayanlar olimpiyatlarda düzenli olarak yer almıştır. 1972 Münih'te erkeklerde ilk olimpiyat şampiyonu Yugoslavya, 1976 Montreal'de bayanlarda ilk şampiyon SSCB olmuştur. Dünyadaki hentbol oyunlarını organize etmek amacıyla Danimarka, İsveç, Finlandiya, Norveç, Hollanda, Polonya ve Fransa'nın katılımlarıyla 1946'da Uluslar arası Hentbol Federasyonu, Kopenhag'da kurulmuştur. Günümüzde merkezi İsviçre Basel'de olan Uluslararası Hentbol Federasyonunun (IHF) 100'ün üzerinde ulusal federasyonu ve dört milyon oyuncu üyesi bulunmaktadır^{33,34}.

2.2. Hentbol Oyunu ve Oyuncusunun Genel Yapısı

Hentbol, aerobik ve anaerobik yüklenmelerin dönüşümlü kullanıldığı sürat, kuvvet, dayanıklılık ve esneklik gibi kondisyonel özelliklerin koordinasyon, denge gibi koordinatif becerilerin uyumlu bir şekilde etki ettiği bir spor dalıdır. Bu özelliklerin yanı sıra yapısal özellikler ve teknik-taktik de oyundaki performansı belirleyen önemli faktörlerdir^{35,36,37}. 1997 yılından itibaren ülkemizde uygulanmaya başlayan değişen oyun kuralları ile hentbol, geçmişe nazaran daha hızlı oynanan bir oyuna dönüşmüştür. Çoğunlukla kısa süreli, şiddetli hareketler, değişik yönlere yapılan koşular sırasında durma, yön değiştirme ve kısa sürede hücum organizasyonları yaparak savunmaya dönme şeklinde oyun devam etmektedir.

Bir hentbol maçında ortalama 4800 m yol kat edildiği ve bunun da %7 sprintler, %25 oyun içindeki hızlı koşular, %31 yavaş koşular ve %37 durma ve yürüme şeklinde geçtiğini ifade edilmektedir³⁸. Oyundaki ani hızlanmalar, yön değiştirmeler, sıçramalar ve etkili kale atışları için sporcuların yüksek seviyede anaerobik güç ve kapasiteye ihtiyaçları vardır^{36,37,39,40}. Büyük kas gruplarının katıldığı, şiddeti giderek artan bir yüklenme, aerobik enerji yolundan ATP sentezlemek için bireyin kullanabildiği en yüksek oksijen miktarı olan maksimum oksijen tüketim kapasitesinin (maxVO_2), hentbolde yapılan araştırmalar sonucunda elit hentbolcularda 55-60 ml/kg/dk, bayanlarda 48-55 ml/kg/dk civarında olduğu belirtilmiştir^{37,41,42}. Fiziksel açıdan bakıldığında ise bir hentbol oyuncusunun, atletik tipte bir vücut yapısına sahip, oyun kurallarını iyi bilen, müsabakada en az hata sayısı

ile oynayabilen, motor özelliklerinin yanı sıra teknik-taktik bilgi ve becerisi gelişmiş olan ve yaratıcı zekaya sahip, işbirliği yapma isteği olan bir kişi olması gerekmektedir. Özellikle teknik-taktik becerilerin geliştirilerek üst düzeye çıkarılması; dayanma adımlı, sıçrayarak, düşerek, dönerek, bükülü kale atışlarında ve aldatmalar gibi hareketlerin uygulanmasında oldukça etkili olmaktadır^{41,42}.

2.3. Hentbolde Kale Atışları

'Temel atış' hentbol oyununda tüm atış çeşitlerinin temelini oluşturur. Bu atış durarak veya koşu içerisinde kısa ve uzun mesafelerden kale atışı olarak uygulanır. Temel atış üçe ayrılır: a) yüksek temel atış b) kalça yüksekliğinde temel atış c) alçak temel atış⁴³. Bu atışlara ek olarak sıçrayarak atış, düşerek atış, yana bükülü atış ve arkadan atış şeklinde atış çeşitleri de vardır. Bu bölümde araştırma konumuz olan yüksek temel atış ayrıntılı olarak ele alınacaktır.

2.3.1. Yüksek Temel Atış

Sporcu, kaleye doğru gidiş yolu savunma tarafından kapatılmış ise durarak veya en fazla 3 adım olacak şekilde koşu sonrası bu atış tipini kullanabilir. Koşu esnasında uygulanan temel atış, dayanma adımı ve koordinasyon gerektirmektedir. Dayanma adımı ile uygulanan temel atış oldukça kuvvetli olmaktadır⁴³. Top hızının en fazla olduğu atış tipinin üç adımlı dayanma atışı olduğu yapılan araştırmalar ile tespit edilmiştir^{22,23,44,45}. Dayanma adımlı yüksek temel kale atışının hareket akışı, dominant elini kullanan bir oyuncu için aşağıdaki gibidir:

Kurulma evresi: Top tutulduktan sonra her iki elle yukarıya doğru kaldırılır. Küresel kavrama şeklinde dominant el ile top tutulurken ağırlık, aynı taraftaki ayağa aktarılır. Dominant el bileği, dirsek eklemine, dirsek eklemi de omuz ekleminden daha aşağıda; omuz abduksiyon, ekstensiyon ve internal rotasyonda, dirsek ekstensiyondadır. Aksiyon kol, sagittal düzlemde fakat dengeyi sağlamak için gövde önünde, omuz dominant taraf omuzuna göre daha aşağıda fleksiyonda, dirsek eklemi ekstensiyonda, bilek ve parmaklar serbest bir şekilde yer almaktadır^{7,15}.

Dominant tarafın kalçası fleksiyon, abduksiyon, internal rotasyonda öne doğru adım alırken, sol kalça ekstensiyon ve eksternal rotasyonda uçuş fazındadır ve öne doğru hareketi başlatmaya hazırlanmaktadır. Bu anda aksiyon tarafın bacağı dayanma adımı için gerekli olan patlayıcı gücü çıkartmak üzere potansiyel enerjiyi depolamaktadır. Pelvis de omuzlar gibi sagittal düzleme uyumlu olarak oblik bir şekilde yerleşmiştir (Şekil 2.1.(1)). Dominant omuzda abduksiyon hafifçe artarak dominant gövde ile 90° ye ulaşırken eksternal rotasyon başlamaktadır. Bu durumda el ve el bileği eklemi dirsek ekleminden yukarıda, sağ omuz eklemi ile yerden yüksekliği yaklaşık aynı hizadadır. Dayanma ayağı ile öne doğru adım alınırken ağırlık hala dominant tarafın ayağı üzerindedir. Gövde ekstensiyona doğru yönelirken atış anında patlayıcı gücü oluşturacak olan abdominal kaslar gerilmeye, bir başka deyişle eksentrik olarak kasılmaya başlarlar (Şekil 2.1.(2))^{7,15}.

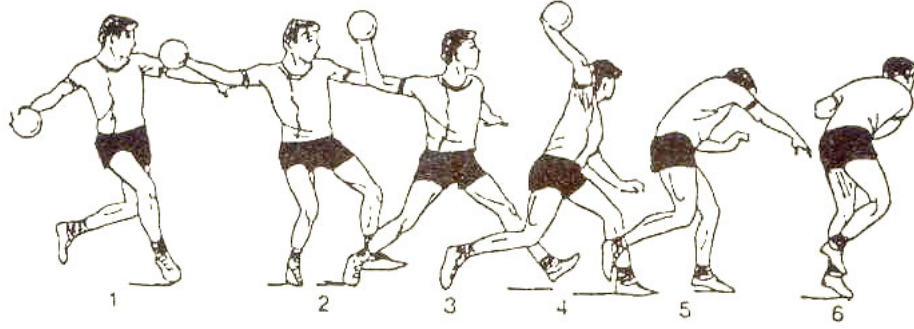
Kuvvet uygulama evresi: Dominant el bileği eklemi baş hizasına yükselmiş, dominant kolun dirsek ve omuz eklemi aynı hizayı almıştır. Bu omuz 90° abduksiyon, ekstensiyon ve eksternal rotasyonda iken, skapular adduksiyon ile

retraksiyona çekilmiştir. Dirsek eklemi 90° ye yakın fleksiyon ve tam supinasyon yapmıştır. Aksi kolun omuzu ise dominant omuza göre daha önde ve atış kolunun çıkaracağı kuvveti arttırıcı yönde olacak şekilde onun simetrisindedir. Omuz eksenini sagittal düzlemden frontale kayacak şekilde rotasyona uğrarken, atış anında gövde önünde patlayıcı güçten sorumlu olan pektoral kaslar, omuzların retrakte pozisyonundan dolayı eksentrik olarak kasılmaktadır. Aksi kolun dirsek eklemi ise ekstensiyonda, el ve el bileği serbesttir. Aksi taraf bacağı ekstensiyonda öne doğru büyük bir adım almış, topuk yer ile temas halindedir. Dominant ayak plantar fleksiyonu ve diz eklemi ekstansiyonu ile bacağı itici güç sağlamaktadır. Gövdede fleksör kasların gerilmesi ve eksentrik kontraksiyonları ile potansiyel enerji oluşmuş durumdadır (Şekil 2.1.(3)). Dominant tarafın omuzunda sagittal düzlemde ani başlayan fleksiyon hareketi anında, aynı kolun el bileği eklemi baş hizasının üstünde, dirsek eklemi omuz hizasının biraz yukarısında yaklaşık 80–100 derecelik bir açıda bulunmaktadır^{7,15}.

Aksi taraf el bileği, frontal düzlemde omuz adduksiyon ve fleksiyon ile gövdeye yaklaşmış durumdadır. Dayanma ayağı yerle tam temasta, kalça ve diz eklemi fleksiyondadır. Vücut ağırlığı bu pozisyonda artık aksi bacak üzerine aktarılmıştır. Dominant tarafın ayağı uçuş fazına girmiş, yerle teması kesmiştir. Kalça ve diz eklemindeki fleksiyon ile bacak, hızla sagittal planda öne doğru kaymaya başlamıştır. Bu anda gövdede biriken potansiyel enerji, kalça eklemi ve gövdedeki rotasyon ile kinetik enerjiye dönüşmüştür (Şekil 2.1.(4))^{7,15}.

Takip-toparlanma evresi: Dominant kolun omuz ekleminde başlayan ani fleksiyon ve içe rotasyon hareketi devam ederken, dirsek eklemindeki ekstensiyon ve el bileği eklemindeki pronasyon ile top elden çıkarken, parmaklarda oluşan kinetik enerji topa ulaşan kuvvet ve hızı arttırmaktadır^{31,32,46}. Bu etki ile top eli terk etmektedir. Parmakların ve el bileğinin hareketi, topun yönünü belirleyeceğinden, sporcuda ince beceri özelliğinin gelişmiş olması çok önemlidir^{26,27}. Topun elden çıkmasından sonra sağ el bileği eklemi, dirsek ekleminden, dirsek eklemi de omuz ekleminden daha aşağıda yer almakta ve dirsek eklemindeki ekstensiyon hareketi ile kol, sagittal düzlemde öne doğru hareketine devam etmektedir. Sol kol gövdedeki rotasyona uyum sağlayarak sagittal düzlemde geriye doğru hareket halindedir. Destek ayağı, yeri kuvvetli bir şekilde iterek kinetik halka için gövdeye taşınacak olan yer reaksiyon kuvvetini arttırmaktadır. Sağ bacakta, diz eklem fleksiyonu artarak sagittal planda öne doğru hızlanma devam ederken, ani gövde rotasyonu ve fleksiyonu ile kinetik zincir sonucu kuvvet yayılımı güçlendirilmektedir^{31,32,46,47} (Şekil 2.1.(5)).

Atıştan sonra sağ kol sagittal düzlemdeki hareketini horizontal adduksiyon ve içe rotasyon ile devam ettirmekte, el bileği, dirsek eklemi ile yaklaşık aynı hizada her iki eklem de omuz ekleminden daha aşağıda ve gövdeye yakın durumda yer almaktadır. Sol kol, sağ kol ile zıt yönlü olacak ve gövdedeki rotasyona bağlı olarak dengeyi sağlayacak şekilde sagittal planda, geriye doğru ekstensiyon hareketine devam etmektedir. Destek ayağında plantar fleksiyon, diz ve kalçada ekstensiyon görülmektedir. Sağ bacak, sol bacak hizasında daha önde, diz ve kalça eklemlerinde fleksiyon ve internal rotasyon artmış durumdadır. Gövde de, atış sonrası kalça eklemindeki rotasyonuna uyumlu olarak sola doğru dönüşe devam ederek fleksiyonunu arttırmaktadır. Baş ise ekstensiyonda, orta hatta, gözler kaleye atılan topu takip etmektedir (Şekil 2.1.(6)).



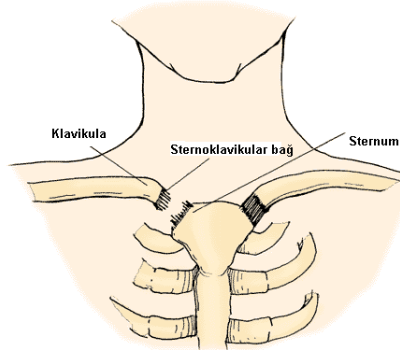
Şekil 2.1. Dayanma adımlı yüksek temel atış

2.4. Üst Ekstremité Biomekaniği

2.4.1. Omuz Yapısı

İnsan vücudunun en kompleks eklemi omuz eklemidir. Glenohumeral, sternoklaviküler, akromiyoklaviküler, korakoklaviküler ve skapulotorasik eklem olmak üzere 5 farklı eklemden oluşur. Hentbolde yüksek temel atışın gerçekleşmesinde önemli işlevi vardır⁷.

Sternoklaviküler eklem: Klavikulanın proksimal ucu ve manubrium sterninin klavikuler çentiği ile 1. kaburganın kıkırdağı arasındaki eklem, sternoklaviküler eklemdir. Klavikula ve skapulanın hareket edebilmesi için gerekli asıl dönme eksenini bu eklem sağlar. Sternoklaviküler eklem, top şeklinde klavikula başı ve buna uyan sternuma ait yuvadan oluşur. Eklem, frontal ve transvers düzlemlerde serbest hareket edebilir, Ayrıca bir miktar öne ve arkaya doğru sagittal düzlem rotasyonu yapabilir. Eklemi oluşturan kemik yüzeyler arasında fibrokartilaj eklem diski vardır. Bu disk, kemik yüzlerin uyumunu artırır ve şoku emer⁷.

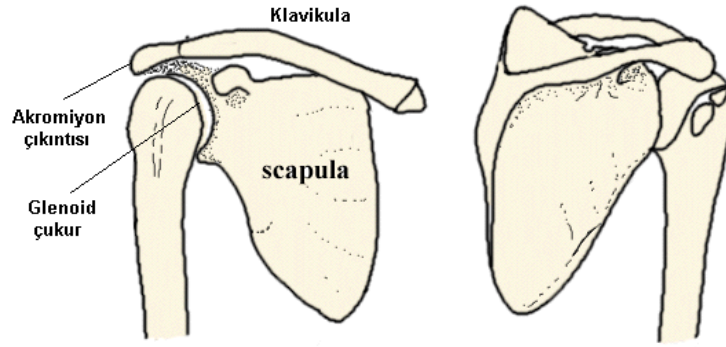


Şekil 2.2. Sternoklavikular eklem

Omuz silkme, kolları başın üzerine kaldırma ve yüzme gibi hareketlerde, sternoklavikuler eklemden dönme ortaya çıkar. Sternoklavikuler eklem maksimum omuz elevasyonu yaptığında stabil pozisyon (close-packed position) alır.

Akromiyoklavikuler eklem: Skapulanın akromiyon çıkıntısıyla, klavikulanın distal ucu arasındaki eklem, akromiyoklavikuler eklemdir. Bu eklem düzenli şekli olmayan diartrodiyal eklemdir, ancak üç düzlemde de sınırlı hareket yapabilir. Kol elevasyon yaptığında, akromiyoklavikuler eklemden rotasyon görülür. Humerus 90° abduksiyon yaptığında eklem stabil pozisyon alır⁷.

Korakoklavikuler eklem: Sindosmos eklem tipinde olan korakoklavikuler eklem, skapulanın korakoid çıkıntısı ile klavikulanın inferior yüzü arasındadır. Her iki kemik birbirine korakoklavikuler bağla bağlıdır. Çok sınırlı hareket yapabilen bir eklemdir. Korakoklavikuler ve akromiyoklavikuler eklemler şekil 2.3.'de gösterilmiştir⁷.



Şekil 2.3. Korakoklavikuler eklem

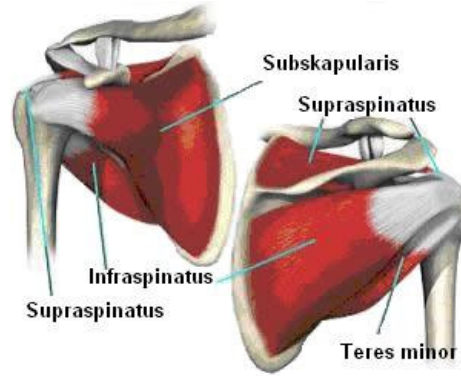
Glenohumeral eklem: İnsan vücudunun en hareketli eklemdir. Bu eklemden humerus; fleksiyon-ekstansiyon, hiperkestansiyon, abduksiyon-adduksiyon, horizontal abduksiyon-adduksiyon, iç ve dış rotasyon yapabilir. Humerus başı ile skapulanın glenoidal çukuru arasında yer alır. Glenoidal çukur sığdır ve humerusun küresel başı, glenoid çukur yüzey alanının 3-4 mislidir. Glenoid çukur, humerus başı yüzeyine göre daha az eğimlidir. Bu durum, humerusun geniş açılı rotasyon yapabilmesini ve glenoid çukur yüzeyine karşı doğrusal hareket etmesini sağlar. Glenoid çukurun çevresinde glenoid labrum vardır. Glenoid labrum; eklem kapsülünün bir kısmı, biceps braki kasının uzun başının kirişi ve glenohumeral bağlardan meydana gelir. Labrum, çukuru derinleştirir ve eklemin stabilitesini artırır⁷.

Glenohumeral eklem kapsülü içine birçok bağ girer. Eklemin ön tarafında, superior, orta ve inferior glenohumeral bağlar, yukarısında ise korakohumeral bağ eklem kapsülü içine girer. Ayrıca subscularis, supraspinatus, infraspinatus ve teres

minör kaslarına ait kirişler, eklem kapsülüne bitişiktir. Bu kaslar, rotator manşon kasları olarak adlandırılır. Rotator manşonmanşet kasları, humerus rotasyonunu sağlar ve kasların kirişleri, glenohumeral eklem çevresinde kollajenden yapılı bir manşet oluşturur. Rotator manşon kasları kasıldığında, humerus başını glenoid çukura doğru çeker. Böylece eklem stabilitesini önemli ölçüde artırır. Eklem stabil pozisyonu, humerusun abduksiyon ve dış rotasyon yaptığı pozisyonudur ⁷.

Skapulotorasik eklem: Skapula gövdeye göre, sagittal ve frontal düzlemlerde hareket eder. Bu hareketlerin yapıldığı eklemi tanımlamak için, anterior skapula ve torakal duvar arasındaki bölgeye skapulo torasik eklem adı verilir. Bu eklem gerçek bir eklem değildir. Skapulaya yapışan kasların iki işlevi vardır. Birincisi, omuz bölgesini stabilize etmek üzere kasılır. İkincisi, skapular kaslar, glenohumeral eklem uygun pozisyon vererek, tüm kol hareketlerini kolaylaştırır. Örneğin, başın üzerinden fırlatma hareketinin hazırlık fazında, humerus horizontal abduksiyon ve dış rotasyondaiken, rhomboid kaslar kasılır ve omuzu arkaya hareket ettirir. Kol ve el öne hareket ettirilerek fırlatma başladığında, rhomboid kaslar glenohumeral eklem ileri doğru hareket edebilmesi için gevşer ⁷.

Bursa: Omuz bölgesinde, eklem kapsülü gibi sinoviyal sıvı salgılayan birçok fibröz kese vardır. Bu keselere "bursa" denir. Bursalar kollagen doku tabakaları arasındaki sürtünmeleri azaltır ve yastık görevi yapar. Omuz; subkorakoid, subskapular ve subakromiyal olmak üzere birçok bursayla çevrilmiştir. Subakromiyal bursa, subakromiyal aralıkta bulunur. Yani skapulanın akromiyon çıkıntısı ile, üstte korakoakromiyal bağ ve altta glenohumeral eklem arasındadır. Bu bursa, rotator manşonmanşet kaslarını ve özellikle de supraspinatus kasını, akromiyon çıkıntısının baskısından korur. Kolun baş üzerindeki ardışık hareketlerinde subakromiyal bursada baskı gelişir ve bursit ortaya çıkar ⁷.



Şekil 2.4. Rotator manşon kasları

2.4.2. Omuz Hareketleri

Omuzun diğer eklemleri stabilize edildiğinde, glenohumeral eklemdeki hareket miktarı sınırlıdır. Kolun hareketleri, genellikle üç omuz eklemine de harekete geçirir. Kol abduksiyon ve fleksiyon yaptığıında, humerusa ait toplam eklem hareket

genişliğinin bir kısmı skapular rotasyonla gerçekleşir. Kişiler arasındaki anatomik farklılıklara bağlı olarak humerus ve skapulanın mutlak duruşları değişebilir, ancak genel hareket kalıbı sabit kalır. İlk 30°lik humeral elevasyon sırasında, skapula, glenohumeral eklemin 1/5 i kadar destek verir. Elevasyon 30° nin üzerine çıktığında, skapula humerusun yaklaşık her 2° lik hareketi için 1° rotasyon yapar. Skapula ve humerus arasındaki bu önemli koordinasyon "skapulohumeral ritm" olarak bilinir. Bu ritm sayesinde, omuzdaki eklem hareket açıklığı büyür. Kolun ilk 90° lik elevasyonu sırasında (sagittal, frontal ya da diagonal düzlemlerde) sternoklavikuler eklem yoluyla hareket eden klavikula, yaklaşık 35-45° elevasyon yapar. Humeral elevasyonun ilk 30° sinde ve kol 135° den maksimum elevasyon yaptığında, akromiyoklavikuler ekleminde rotasyon ortaya çıkar. Ayrıca omurganın hareketleri humerus pozisyonunu kolaylaştırır⁷.

Skapula kasları: Skapulaya yapışan kaslar; levator skapula, romboidler, serratus anterior, pektoralis minör, subklavius ve trapez kasın 4. parçasıdır. Skapular kasların iki genel fonksiyonu vardır. Birincisi, skapulayı stabilize etmektir. İkincisi, glenohumeral eklem uygun pozisyon vererek kol hareketlerini kolaylaştırmaktır. Örneğin baş üzerinden fırlatma hareketinin hazırlık safhasında, kol ve el arkaya hareket ederken, romboid kaslar kasılır ve tüm omuzu arkaya hareket ettirir. Kol ve el öne hareket edebilmesi için romboid kaslar gevşer⁷.

Glenohumeral eklemin kasları: Glenohumeral eklem etkileyen birçok kas vardır. Bazı kasların yapışma noktaları ve çekim çizgilerinden dolayı, humerusa birden fazla değişik hareket yaptırabilir. Ayrıca omuzdaki geniş eklem hareket aralığına bağlı olarak, kas kasılmasının ortaya çıkarttığı hareket, humerusun konumuna göre değişebilir. Glenohumeral eklem yapısal olarak stabil olmayan bir eklemdir. Stabilite daha çok eklemden geçen kas ve kırımlardaki kasılmayla sağlanır. Kaslardan biri kasıldığında, eklemdaki dislokasyonu önlemek için antagonist kasta da kasılma gerekir⁷.

Glenohumeral eklemdeki fleksiyon: Eklemin önünden geçen kaslar, omuz fleksiyon yaptırır. Primer fleksörler, deltoid kasın ön parçası ve pektoralis majorun klavikuler kısmıdır. Korakobrakiyalis ve biceps brakinin kısa başı fleksiyona yardım eder. Biseps dirsek ekleminde de geçtiğinden, dirsek tam ekstensiyondayken omuz fleksiyonuna etkisi daha fazladır⁷.

Glenohumeral eklemden ekstensiyon: Omuz ekstensiyonuna direnç uygulanmadığı zaman, ekstensiyon, yer çekimi yardımıyla yapılır. Hareket sırasında fleksör kasların ekzentrik kasılması, ekstensiyon hareketini frenler ya da kontrol eder. Direnç uygulandığı zaman, glenohumeral eklemin arkasındaki kasların kasılması, özellikle pektoralisin sternokostal parçası, lattissimus dorsi ve teres majorun kasılması, humerusa ekstensiyon yaptırır. Humerusa dış rotasyonda olduğu zaman, ekstensiyona posterior deltoid kas yardım eder. Triseps kasının uzun başı da ekstensiyon hareketine yardım eder. Kas dirsekten geçip ulnaya yapıştığı için, dirsek fleksiyonda olduğu zaman trisepsin ekstensiyon hareketine etkisi daha fazladır⁷.

Glenohumeral eklemden abduksiyon: Humerusun asıl abduktör kasları deltoidin orta parçası ve supraspinatus'tur. Her iki kas, glenohumeral eklemin superiorundan geçer. Abduksiyon hareketini, hareketin yaklaşık ilk 110 derecesinde aktif olan supraspinatus kası başlatır. 90-180 derece abduksiyonda deltoid orta parçası abduksiyon hareketine katılır. Deltoidin orta parçasının harekete katıldığı

eklem hareket genişliğinde, infraspinatus, subskapularis ve teres minör kasları da kasılır. Bu kasların kasılması ile deltoid kasın ürettiği superiora yönlene ve eklemde kayma ortaya çıkaran kuvvet bileşeni nötralize edilir⁷.

Glenohumeral eklemde adduksiyon: Ekstensiyon hareketinde olduğu gibi, adduksiyon hareketi direnç uygulanmadığı zaman yer çekimi kuvveti yardımı ile yapılır. Adduksiyon hareketinin hızını abduktor kaslar kontrol eder. Direnç uygulandığı zaman asıl adduktor kaslar olan, latissimus dorsi, teres major ve pektoralisin sternokostal kısmı adduksiyon yaptırır. Bu kaslar, eklemde alt tarafında yer alır. Bicepsin kısa ve trisepsin uzun başı çok az kasılarak adduksiyon hareketine yardım eder. Kol 90° den fazla elevasyon yaptığında ise, hareketi korakobrakiyalis ve subskapularis kasları destekler⁷.

Humerusun içve dış rotasyonu: Humerusun iç rotasyonu, subskapularis ve teres major kasları ile yapılır. Her iki kas humerusun ön tarafına yapışır. Pektoralis majorun her iki parçası, deltoidin ön bölümü, latissimus dorsi ve biceps brakii kasının kısa başı harekete yardım eder. Humerusun arka yüzüne yapışan kaslar, özellikle infraspinatus ve teres minör dış rotasyon yaptırır. Dış rotasyon hareketine posterior deltoid kas yardım eder⁷.

Glenohumeral eklemde horizontal abduksiyon ve adduksiyon: Eklemde önünde yer alan pektoralis majorun her iki başı, deltoid ön parçası ve korakobrakiyalis gibi kaslar horizontal abduksiyon yaptırır. Biceps brakii'nin kısa başı harekete yardım eder. Eklem eksenine göre, arkada yer alan kaslar ise horizontal abduksiyon hareketini ortaya çıkartır. Asıl horizontal abduktor kaslar, deltoidin orta ve arka parçaları, infraspinatus, teres minördür. Teres major ve latissimus dorsi kasları harekete yardım eder⁷.

2.4.3. Omuz Etkiyen Kuvvetler

Omuz kuşağı eklemleri birbirleriyle bağlantılı olduğundan, yük taşıma ve şok emme işinde bir birim olarak işlev görür. Ancak glenohumeral eklem, kolun direk mekanik desteğini sağladığından, diğer omuz eklemlerine göre daha fazla yükü karşı karşıya gelir⁷.

Vücut pozisyonunun harekete etkisi analiz edilirken, vücut ağırlığının, vücudun yerçekimi merkezine etki ettiği varsayılır. Vücut bölümlerine ait pozisyonların eklemdeki harekete etkisi analiz edilirken ise, her vücut bölümü ağırlığının, o bölümün merkezine etki ettiği düşünülür. Bu nedenle, tüm kolun omuz göre moment kolu, "kolun yerçekimi merkezine etkiyen ağırlık vektörü "ile" omuz arasındaki dikey uzaklık" olarak tanımlanır. Dirsek fleksiyon yaptığında, üst kol ve önkol/el bölümlerinin etkileri ayrı ayrı analiz edilmelidir⁷.

Kolun ağırlığı, vücut ağırlığının yaklaşık %5'i kadardır. Ancak horizontal ekstensiyon yapan kolun uzunluğu, büyük bir moment kolu yaratır. Bu nedenle, omuz kasları, büyük momentlere karşı koyabilmelidir. Kaslar, ekstensiyon halindeki kolu desteklemek üzere kasıldığında, glenohumeral eklemde etkiyen bası kuvvetleri gövde ağırlığının %50 sine ulaşır. Dirsek maksimal fleksiyon yaptığında, önkol ve elin moment kollarının kısılmasına bağlı olarak, bu yük yarı yarıya azalır. Ancak mevcut yük humerus üzerinde rotasyonel momente neden olur. Bu rotasyonel moment sonucu diğer omuz kasları da kasılır⁷.

Glenoid çukura göre dar açılar yaparak humerusa yapışan kaslar, eklemden basıdan ziyade kayma kuvvetlerinin ortaya çıkışını sağlar. Bu kaslar, humerusu glenoid çukurda stabilize etmekte önemli rol oynar ve eklemden dislokasyon oluşturacak güçlü kas kasılmalarına karşı koyar. Örneğin kol elevasyon yaptığında, deltoid ve rotator manşonmanşet kasları birbiri ardışına kasılır. Böylece deltoid tarafından açığa çıkarılan ve yönü yukarıya olan kayma kuvvetine karşı, rotator manşonmanşet kasları yönü aşağıya doğru olan kayma kuvveti geliştirir. Glenohumeral eklemden maksimum kayma kuvvetinin ortaya çıktığı pozisyon, yolun yaklaşık 60° lik elevasyon pozisyonudur⁷.

2.5. Yüksek Temel Atışın Biomekaniği

Hentbolde kale atışı, topun tutulması ile vücut segmentlerinin hareket etmesi sonucu oluşan kuvvetin ele aktarılması ve böylece topun elden ayrılmasına kadar olan dönem içindeki hareketleri ifade etmektedir. Bahsedilen hareket ve kuvvet aktarımı, birbirini takip eden geniş eklem açıklığı olan büyük segmentlerden, daha dar eklem hareketleri olan küçük segmentlere doğru olmaktadır. Böylece atış hareketi, ağır ve yavaş olan proksimalden, hafif ve hızlı olan distale doğru meydana gelir^{31,32,48}. Dayanma adımı yüksek temel kale atışında, Newton'un üçüncü prensibi^{6,49,50} gereği bacağın son adımında, ayak ile yer arasında oluşan yer reaksiyonu kuvveti ile ortaya çıkan enerji, bacaklardan gövde aracılığı ile omuza ulaşır. Omuzun tam ekstensiyonu, horizontal abduksiyonu, eksternal rotasyonu ve skapular adduksiyonu ile tam gerilmiş antagonist kaslar, biriken potansiyel enerjinin etkisiyle patlayıcı bir güç açığa çıkarırlar^{6,31,47,49}. Ekstensör kasların devreye girmesi ve kaleye doğru hareketin başlaması ile potansiyel enerji, kinetik enerjiye dönüşür ve biriken güç, omuzdan kola aktarılırken giderek büyür. Bu gücün ele ve parmaklara ulaştığında maksimum düzeyde olması beklenmektedir. Son olarak da ekstensör kasların kinetik enerjisi topa aktarılır ve topa ulaşmış olan kuvvet ve hız ile top elden çıkarılmış olur. Ortaya çıkan güç, segmentlerden sorumlu eklemlerin, fleksiyon, ekstensiyon, abduksiyon, adduksiyon ve rotasyon hareketleri yaparak, alt ekstremitelerden üst ekstremitelere doğru olacak şekilde meydana gelen açık kinetik zincir ile aktarılmaktadır. Bu halkanın oluşmasında sırasıyla ayak, kalça, gövde, omuz, kol, önkol ve el olmak üzere yedi bölüm görev yapmaktadır^{6,7,31}. Oluşan bu kinetik zincir ile meydana gelen atış kuvvetinin şiddetini arttırmak, merkezi gövdede olan bir rotasyon ile kişinin tüm vücudunu kendi ekseninde döndürmesiyle mümkündür. Gövdedeki bu rotasyon hareketi ile diğer segmentlerin de rotasyonu arttırılmış olur. Bu rotasyon ekseninin geçtiği eklemler, destek ayağı olan alt ekstremitenin ayak bileği, diz, kalça, gövde için; intervertebral, atışı yapan üst ekstremiten için; sternoklavikular, omuz kompleksi, dirsek, radioulnar ve el bileği eklemleridir^{6,31}. Kale atışı sırasında, atış yapmayan diğer kol ise vücutta oluşacak bu rotasyonu arttıracak yönde hareket etmekte^{48,51} ve böylece gerekli olan atış kuvvetinin amaca uygun şekilde ortaya çıkmasını desteklemiş olmaktadır.

2.6. Yüksek Temel Kale Atışına Etki Eden Biomekanik Faktörler

Hentbolde yapılan kale atışını, hangi atış tekniği ile yapılırsa yapılsın etkileyen birçok faktör vardır. Bu faktörler, atılan topun kütlesi, hangi eğimle atıldığı, vücudun rotasyon eksenleri, atış kuvveti ve hızı, sporcunun fiziksel

özellikleri, omuz kuşağı kompleksi, kinestetik duyu ve bilgi işleme karar verme mekanizmaları şeklinde sıralanabilir.

2.6.1.Omuz Kuşağı Kompleksi

Vücudun rotasyon eksenleri bölümünde bahsedildiği gibi atış hareketi alt ekstremiteden başlasa bile kale atışının gerçekleşmesinde asıl görev yapan bölge omuz kuşağı kompleksidir. Kale atışı sırasında omuz kuşağını oluşturan kaslar ve omuz ile ilgili gövde ve kol kasları bir bütün halinde görev yapmaktadırlar. Bu nedenle kale atışında omuz ile ilgili değerlendirmeler yapılırken sadece omuz kuşağını oluşturan kas, eklem ve kemik yapılar değil tüm ekstremitayı ve hareketlerini incelemek gerekmektedir. Omuz kuşağı, sternoklavikular, glenohumeral, akromiyoklavikular, skapulotorasik eklemlerden, önkol; dirsek eklemi, humeroradyal, proksimal radyoulnar, distal radyoulnar eklemlerden, el bileği; el bileği eklemi, radyokarpal, interkarpal eklemlerden, el ve parmaklar; el ve parmak eklemleri karpometakarpallar, metakarpofalangialler, interfalangialler eklemlerden oluşmaktadır^{52,53,54,55}.

Kaslar, kasıldıkları zaman gövdeye ait bölümlerin ağırlığının yarattığı direnci karşıladığından veya yapıştıkları kemiği hareket ettirdiklerinden kemikler ile birlikte mekanik yönden kaldıraç görevi yaparlar. Kale atışı sırasında da bu kaldıraç işlevi, omuz ekleminde görülmektedir. Şöyle ki omuz ekleminde horizontal abduksiyonda, eklem merkezi, destek noktası görevini görürken öncelikle M. deltooid kasındaki konsentrik kasılma ile direnç uygulayan kol yukarıya kaldırılır^{5,7,45,50}.

Atış kuvvetini açığa çıkaran kaslar omuz kuşağında rotator manşon kasları (M.Subskapularis, M.Suprasipinatus, M.İnfrasipinatus ve M.Teres major), dirsekte M.Triceps brakii, el bileği ve parmaklarda fleksör kaslar (M.fleksör karpi radialis, M. fleksör karpi ulnaris, M. palmaris longus, M. fleksör digitorum profundus, M. fleksör digitorum superficialis) diğer kaslara nazaran daha aktif rol almaktadır. Bu kasların yanı sıra tüm omuz eklemi hareketlerinin dengesinden sorumlu olan M. pektoralis major ve M. latissimus dorsi kasları da kuvvetli içe rotasyon hareketi ile humerusu içe çevirerek kale atışı sırasında aktif olarak görev yapan kaslardır^{52,53,54}.

Kale atışının bu şekilde kaslar tarafından kontrol edilerek açısız hareketini yapması sırasında hareketin merkezi, sternoklavikular eklem merkezi olmaktadır. Hareketin şiddetini bu merkez kontrol etmektedir. Skapulanın toraks üzerinde yaptığı kayma hareketleri de omuz kuşağı eklemlerinin eklem hareket açıklığını artırıcı yönde görev almasını ve yukarıda bahsedilen tüm yapılarla birlikte kale atışı hareketinin meydana gelmesini sağlarlar.

Kale atışı sırasında meydana gelen salınım, dönüş ve fırlatma hareketlerini gerçekleştirmek üzere görev yapan anatomik yapıları ve bu yapılar arasındaki kinezyolojik düzeni, sinir sistemi kontrol etmektedir. Atış sırasında ortaya çıkan stabilizatör ve rotatör kuvvetler için gerekli olan koordinasyon ve beceriler sinir sistemi tarafından koordine edilmektedir. Bu nedenle sinir sisteminde oluşan veya oluşabilecek herhangi bir rahatsızlık kas kasılma veya gevşemesinde sorunlara neden olabilir. Böyle bir durum da yeterli atış kuvveti ve hızının oluşmasına engel olacağından kale atışını olumsuz etkileyebilir^{31,32}.

2.6.2. Topun Kütlesi

Newton'un II.prensibine göre dayanma adımlı yüksek temel kale atışında, topun kütlesi ile segmentlerin hareket sırasındaki ivmesi ters orantılıdır ^{6,7,31,49,50}. Çünkü topun kütlesi hafifledikçe onu daha ileriye atabilmek için eklemlerin daha geniş bir açı ile segmentleri hareket ettirmeleri gerekmektedir. Böyle bir durumda, kütlesi daha ağır olan bir topun atılması anında açığa çıkartılan kuvvetten daha büyüğüne ihtiyaç olmaktadır. Görüldüğü üzere topun kütlesi kale atışını etkileyen biomekanik faktörlerden birisi olarak karşımıza çıkmaktadır. Uluslar arası Hentbol Federasyonu (I.H.F.) tarafından büyük erkeklerde çevresi 58-60 cm olan topun ağırlığı 425 gr ile 475 gr arasında belirlenmiştir ⁵⁷.

2.6.3.Vücutun Rotasyon Eksenleri

İnsan vücudu hareketleri rotasyonel olduğundan sportif bir oyun olan hentbolde de kullanılan tüm atış hareketlerinde rotasyon önemli bir yer kaplamaktadır. Kemiğe dikey etki eden kas kuvveti bileşeninin (rotator bileşen) eklem merkezi çevresinde dönmeye neden olması ile vücutta rotasyon meydana geldiği bilinmektedir. Vücutun uzun kemikleri, bir başka ifade ile alt ekstremitede femur, moment kolu görevi görerek, bu rotasyonel hareketleri arttırıcı etki yapmaktadırlar. Alt ekstremitede yaratılan kuvvetler, pelvis ve vertebral kolonun moment kolu görevi görmesi sonucu, omuza aktarılırken de arttırıldığından, kuvvetler ele ulaşırken en üst seviyeye ulaşmış olmaktadır. Bu durumda sırasıyla, alt ekstremitede, gövde ve üst ekstremitede geliştirilen kuvvetler sumasyon yoluyla artarak distale doğru ilerlemekte ve atış kuvvetini yükseltmektedirler ^{31,32,50}.

Örneğin, kale atışının son evresinde top elden çıkarken ve arkadaki destek ayağı plantar fleksiyonda yer ile temas halindeyken, vücut öndeki dayanma ayağı çevresinde bir bütün olarak dönmektedir. Bu dönüşü yaparken, arkadaki ayak ve kalça, vertebral kolon ve atış kolundaki omuz eklemi, ayrı ayrı eksenler oluşturacak şekilde segmentlerin dönmelerini sağlarlar ve böylece açık kinetik halka oluşturulur.

Meydana gelen rotasyon ile atış kuvveti ve distal eklemlerdeki potansiyel hız arttırılmış olur. Bu potansiyel hız ve açık kinetik zincir ile ele ulaşan kuvvetin, topa aktarılması anında önkolun pronasyonu ile elin rotasyonu son derece önemlidir. Bu rotasyon ile moment kolu son bir kez daha uzatılarak atış hızı arttırılmış olur. Zira, bu evrede kuvvet ulaşabileceği son seviyesine gelmiştir, kaslar kasılmış ve hareketin oluşması için beklemektedirler. Ancak kasılı durumda olduklarından daha fazla kuvvet açığa çıkartamayacaklardır ⁵⁸. Kuvveti arttırmak için tek yol, önkolun ilave rotasyonu ve parmakların, özellikle 2. ve 3. parmakların internal rotasyonu ile moment kolunun bir miktar daha uzatılmasıdır ^{31,58,59}. Top, parmakları terk ettikten sonra atış kolu yavaşlama evresine girmektedir. Kol kazandığı ivme ve kasların ekzentrik kasılması ile yavaşlarken, öne doğru topu takip edecek şekilde ilerlemeye devam eder. Bu şekilde top ile parmaklar arasındaki temas süresi uzatılmaya ve rotasyon miktarı arttırılmaya çalışılmaktadır. Diğer kol ise atış kolunun aksi yönünde olacak şekilde hareket ederek, Newton'un üçüncü prensibi (etki-tepki) gereği atış hızı ve kuvvetini arttırıcı rol oynamaktadır ^{6,7,16,31,32}.

2.6.4. Atış Kuvveti

Atış kuvveti, kuvvet uygulama evresinin başlangıcından bitişine kadar geçen süre içerisinde destek ayağından ele doğru oluşan kuvvet yayılımının tümüdür. Kol hareketlerini kontrol eden kasların, izometrik, ekzentrik, konsentrik kasılmaları normal kuvvetin artmasına veya azalmasına neden olmaktadır. Normal kuvvetin azalması, kol hızında azalma, normal kuvvetin artması da kol hareket hızında artma ile sonuçlanacağından, herhangi bir atış anında, kolun hızının maksimum düzeyde tutulması gerekmektedir. Çünkü hentbolde kale atışı yaparken kolun çizdiği yörünge üzerinde kuvvetlerin yanı sıra segmentlerde, farklı hızların açığa çıkması da kale atışlarını etkileyen faktörlerden bir diğeridir ^{7,31}. Bu şekilde biomekaniksel kurallardan yararlanılarak artırılan vektörel bir büyüklük olan ^{7,49} kuvvetin, patlayıcı bir güç haline dönüştürülmesi için kasların, tendon, bağ, eklem kapsülü ve konnektif dokunun yeterli kuvvet ve esneklikte olması gerekmektedir. Zira, yeterli esneklikteki kasın ekzentrik kasılma gücü de daha fazla olacaktır ^{31,60} ve, bu gücünü en kısa sürede açığa çıkarabilecektir. Bir başka ifade ile çevik olacaktır ⁷. Antrenman biliminde çabuk kuvvet olarak adlandırılan bu durum elit bir hentbolcu için gerekli bir motor özelliktir ^{41,43,61,62}. Deneyimsiz sporcuların atış hareketini gerçekleştirirken gereksiz ve farklı yönlere doğru kuvvet uyguladıkları, fazladan hareketler yaptıkları, yüksek oranda enerji harcadıkları halde bu durumun, verimlerine bir katkısının olmadığı belirtilmektedir ^{7,38}. Şüphesiz ki elit bir sporcu, deneyimsiz sporcunun aksine, gerekli olan çabuk kuvveti doğru oranda, doğru zamanda ve doğru sıra ile uygulayarak kale atışını en iyi şekilde yapmaktadır ⁷. Bu durumu topu atmadan önce omuz fleksör ve horizontal abduktör kaslarını gererek, kol ve önkolda 80-100 derecelik açılarda maksimum kuvvete ulaşarak gerçekleştirmektedir. Buna rağmen kale atışında kullanılan kuvvetin az, hareket hızının daha çok olması gerekmektedir ¹⁵. Bayious ve arkadaşlarının (2001) da belirttiği gibi omuz internal ve eksternal rotatorlarının pik kuvvetleri, sıçrayarak atış hariç diğer atış tiplerinde atış hızının iyi bir belirleyicisi değildir ⁶³. Fakat bu durum, kuvvetin hız kadar önemli olmadığı anlamına da gelmemelidir. Çünkü literatürde, kuvvet artışının, hız gelişimini ortaya çıkardığı belirtilmektedir ^{15,16,64,65}.

2.6.5. Atış Hızı

Atış hızı, atış kuvvetini oluşturan eklemlerin hareket açıklığı ile doğrudan ilgilidir. Zira, hareketten sorumlu agonist kaslar, hareketin başlangıcında geniş eklem hareketiyle uyumlu olarak gerilebileceklerdir. Gerilmiş kasın kasılma gücü daha fazla olduğu gibi antagonist kasların da yeterli esneklikte olması, hareketin kolaylıkla gerçekleşmesine ve eklem hareketlerinin son derecelerine kadar ulaşabilmesine imkan tanıyacaktır. Geniş eklem hareketi boyunca harekete katılan kas lifleri ve dolayısıyla sarkomer sayısı daha fazla olacağından kasılma kuvveti yükselecektir. Bu durumda atış hızını artırıcı etki yapacaktır ^{58,60}. Daha önce de ifade edildiği üzere, elit seviyedeki atıcılar örneğin hentbolcular, kaslarındaki moment kuvvetin etkisini en üst seviyeye çıkartmak için, moment kolu en uzun durumdayken kale atışlarını yaparlar. Bunu, kale atışını yaparken topun elden çıkmasına yakın bir anda, atış kolu dirsek eklemine ekstensiyon ve pronasyona doğru getirerek ve gövdelerini transvers düzlemde kuvvetle döndürerek gerçekleştirirler ^{31,58}. Pelvis ve vertebral kolonda oluşan bu rotasyon ile kazanılan hız, serbestlik derecesi daha yüksek olduğundan

distal segmentlerde (el), proksimaldekilere (kol ve önkol) göre daha fazla olur ^{7,31}. Wit ve Elias (1990), hentbolde gövdenin rotasyonu, distal segmentlerin (kol, önkol, el bileği) rotasyonu arasındaki ilişki ve atış hızının, kale atışı tekniğinin oluşmasında en önemli etkenlerden birisi olduğunu belirtmektedir ⁶⁶. Kale atışı hareketi segmental olarak incelendiğinde, elin aldığı yol, dirsek ekleminden, dirsek ekleminin aldığı yol da omuz ekleminden fazla olmaktadır. Bu segmentlerin atış sırasında süpürdükleri açılar anı olduğu halde kat ettikleri yol farklı olmaktadır. Bu durum nedeniyle elin hareket hızı, önkol veya kol segmentlerinin hareket hızından daha fazla olmaktadır ^{7,31,32}. Topun elden çıkması anında ekstremitenin ekstensiyona gelmesi nedeniyle yarıçap uzadığından çizgisel hız artmaktadır. Böylece topa aktarılan kuvvette artmaktadır. Bu nedenle kol boyunun uzun olması mekanik avantaj sağladığından kale atışını olumlu yönde etkilemekte, atış hızını arttırmaktadır ^{6,31,67}. Her türlü dayanmalı yüksek temel atışlarda ve özellikle hentbolde başarılı bir kale atışı için atış hızı ve isabetlilik önemli olduğundan ^{18,19,44,66}, bu ikili arasında Fitts Yasasında da belirtildiği üzere dengeyi kurabilmek, müsabakadaki performans açısından önemli olmaktadır ^{24,26}.

2.6.6. Hentbolde Atış İsbetliliği ve Fitt's Yasası

Paul Fitts 1954 yılında motor becerilerin performansının tanımlanmasında hız ve isabetlilik arasındaki ilişkiyi Fitts Yasası ile matematiksel bir kurala bağlamıştır. Buna göre Fitts Yasası, mümkün olduğunca hızlı ve isabetli olarak yapılan bir hareket için geçen sürenin, hedefler arası mesafe ve hedeflerin boyutu ile doğrudan ilişkili olduğunu ifade etmektedir. Fitts yaptığı deneyde, birbirine orta noktadan eşit mesafede uzaklıkta olan iki hedef alanına, dominant ekstremitede kalem ile hatasız bir şekilde ve mümkün olan en yüksek hızda 20 vuruş yapmalarını deneklerinden istemiştir. Hedeflerin boyutunu ve hedefler arası mesafeyi değiştirerek deneyi tekrarlamıştır. Hedefin dışına yapılacak olan vuruşları hata olarak değerlendirmiş ve deneklerin %5 den daha az bir kısmının hatalı olduğunu saptamıştır. Farklı şartlarda yapılan deneyler anında geçen süreyi ölçerek her bir deney için geçen ortalama hareket zamanlarını tesbit etmiştir. Buna göre yapılan işlemde, hedefler arası mesafe kısaltıkça ve hedeflerin alanı büyüdükçe ortalama hareket zamanının azaldığını tesbit etmiştir. Bir başka deyişle hareket zorlaştıkça hareket hızı azalmıştır ^{27,28,30}. Fitts hareket mesafesinin (A), hedef alanının (W) iki katı olduğu ve bu şekilde tutulduğu durumda, ortalama hareket zamanının (MT) hemen hemen sabit olduğunu bulmuştur. Bundan dolayı geniş hedefler için uzun hareketler, dar hedefler için kısa hareketlerin ortalama hareket zamanının hemen hemen aynı olması gerekmektedir. Bu durum, ya hareket mesafesini daha uzun yaparak ya da hedef alanını daraltarak ya da her ikisini de yaparak elde edilir (Örneğin hentbolde sporcuların, daha uzağa atış yapmaları, daha küçük hedeflere atış yapmaları veya her ikisi de). Fitts bu birbirlerinden farklı etkileri birleştirerek aşağıdaki denkleme ulaşmıştır.

$$MT=a+b[\log (2A/W)]$$

Bu denklemde a ve b sabittir. 'W' alana karşılık gelir. Anlaşılacağı üzere Fitts Yasası, oyunculardan hızlı ve hedefe isabetli hareketler istendiğinde hareket

zamanının (MT), hareket güçlüğü ile lineer ilişkisi olduğunu söylemektedir^{27,28,68}. Literatürde de hentbolde her zaman en kuvvetli ve en hızlı atışların, en başarılı atış olmayacağı belirtilmektedir²⁵.

2.7. Biomekanik Araştırma Ve Ölçüm Yöntemleri

Biomekaniğin Amaçları: Biomekanik ölçüm yöntemleri kullanarak, hareket halindeki insan vücudunu, mekanik kurallar içerisinde anatomik ve fizyolojik verilerle tanımlamaktır^{7,69,70,71,72}.

Biomekanik Araştırmaların Konusu: Hareketlerin yapısına özgü yasa ve kuralları ortaya koymak (kural koyucu yöntem), karmaşık spor hareketlerini analiz ederek, burada geçerli optimal biyomekanik çözümler yapmak, verim (performans) artışı sağlamaktır. Sporda insana özgü hareketlerin analizlerinde başlıca 3 araştırma alanı vardır:

- Sportif verimi arttırmaya yönelik bilgiler toplamak
- Aşırı ve yanlış yüklenmelerde sakatlıkları önlemek
- Yetenek seçimine yardımcı olmak.

Sportif hareketlerin nicelik bakımından belirlenebilmeleri için bu işe elverişli ölçme yöntem ve aygıtlarının geliştirilmesi zorunludur. Sportif hareketlerin incelenmesi amacıyla ölçme düzeneklerinden yararlanma sırasındaki en önemli konulardan biri, ölçülen değerleri kaydeden aygıtların, ölçümü yapılan objeyi ve performansı herhangi bir şekilde etkilememeleridir. Bunun anlamı şudur; sporcunun yapacağı hareketi ölçerken engelleme son derece önemsiz ölçüde kalmalıdır. Bu sorun, özellikle ölçme işlemlerinin doğrudan doğruya sporcunun vücudunda yapılması gerektiği hallerde karşımıza çıkmaktadır. Örneğin, elektromiyografik ölçümlerde ya da herhangi bir yere bağlı olmadan yapılan dinamografik ölçümlerde bu durum söz konusudur. Bunlar dışında ölçme işlemleri ve ölçü aygıtları tıpkı fizikte nicelik kayıtlarında geçerli olan türden koşullara uygun olmalıdırlar^{7,69,70,71,72}.

Sporda biomekanik araştırma yöntemleri; **Kinematik, Dinamik, EMG ve Kombine** araştırma yöntemleri olarak dört başlık altında ele alınırken, bu araştırma yöntemlerine uygun ölçüm yöntemleri vardır.

2.7.1. Kinematik Ölçüm Teknikleri ve Araştırma Yöntemleri

Bir cisim, zaman içerisinde ve boşlukta yer değiştiriyorsa mekanik anlamda hareket ediyor demektir. Kinematik; hareket eden cisim konumları, hız ve ivme özellikleriyle inceleyen fizik dalıdır. Hareketleri geometrik değişimlerine ve hız değişimlerine göre ele alır^{7,69,70,71,72}.

2.7.1.1. Kinematik Ölçüm Teknikleri

Bir cisim, zaman içerisinde ve boşlukta yer değiştiriyorsa mekanik anlamda hareket ediyor demektir. Kinematik; hareket eden cisim konumları, hız ve ivme

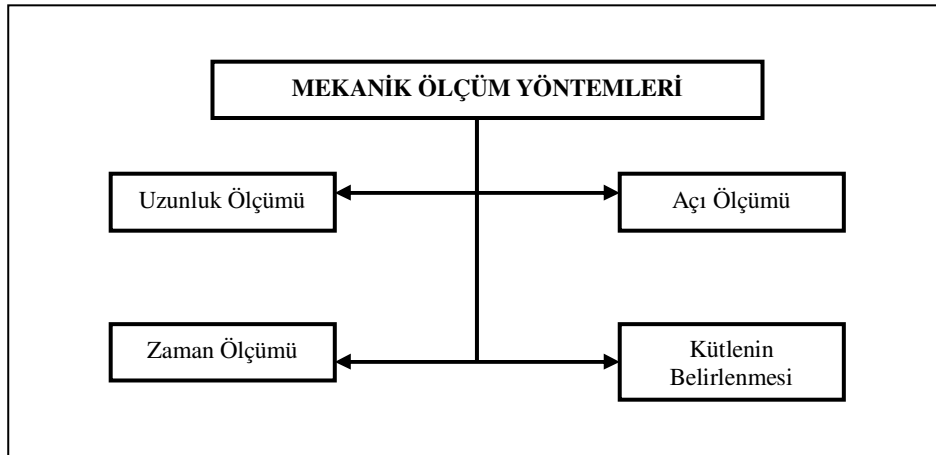
özellikleriyle inceleyen fizik dalıdır. Hareketleri geometrik değişimlerine ve hız değişimlerine göre ele alır^{7,69,70,71,72}. Ölçtüğü parametreler:

- Zaman, yol ve açı değişimleri
- Pozisyon değişimi (Koordinat sistemindeki değişimi)
- Doğrusal (Lineer) yer değiştirme
- Doğrusal (Lineer) Hız (m/s)
- Doğrusal (Lineer) İvme (m/s²)
- Açısal yer değiştirme (rad.)
- Açısal Hız (rad/s)
- Açısal İvme (rad/s²)

Doğa bilimlerinin bir disiplini olan biomekanik, ölçülebilen deneylere dayanır. Niceliksel (kantitatif) hareket analizleri uygun araç-gereçlerin kullanılmasını gerektirir. Bunların seçimi ise her şeyden önce üzerinde çalışılacak probleme bağlıdır. Hareketlerin kaydedilmesi (filme - videoya) ve değerlendirmesinde kişisel ve aletsel uygulamaların doğruluğuna gerekli dikkat gösterilmelidir. Aletler, spor türüne özgü uygulama koşullarında engel oluşturmayacak, tepki yaratmayacak şekilde ölçebilmeyi sağlamalıdır. Aşağıda Baumann tarafından yapılan **mekanik, elektronik** ve **optik** ölçüm yöntemlerinin sınıflaması verilmiştir^{7,69,70,71,72}.

2.7.1.2. Mekanik Ölçüm Teknikleri

Başlıca Mekanik Ölçüm Yöntemlerine genel bir bakış aşağıda verilmiştir^{7,69,70,71,72}.



Şekil 2.5. Mekanik Ölçüm Yöntemleri

Anılan yöntemlerde ölçümler ikişerli olarak ele alınmıştır. Burada;

Uzunluk ölçümü; Verime ait uzunlukların ölçümü metre ile ya da insan vücudundaki uzunlukların ölçümü ise antropometrik ölçüm aletleri kullanılır.

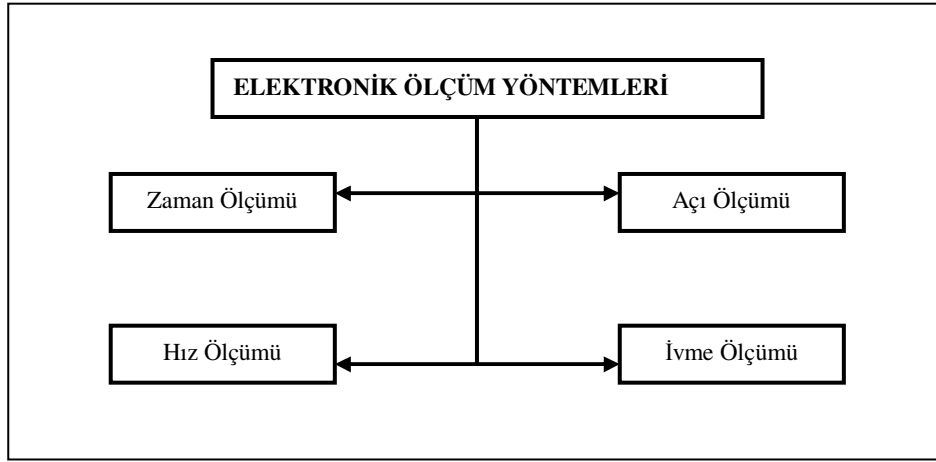
Açı ölçümü; Sakin durmaktayken vücut ekelemlerindeki büküklük ve gerginliğini ölçen açölçerler kullanılır.

Zaman ölçümü; Ard ardına iki olay arasındaki, örneğin, koşunun başlangıcıyla bitişi arasındaki zaman ölçümünde mekanik kronometre kullanılır.

Kütle ölçümü; İnsan vücudunun kütlesi kaldıraç sistemine dayanan kollu teraziyle dolaylı olarak saptanabilir.

Belirtilen uzunluk, açı ve zaman ölçümü basit araçlarla gerçekleştirilebilir. Ancak söz konusu ölçümlerin güvensizliği, ölçümlerde önemli bir olumsuzluk yaratacağı unutulmamalıdır.

2.7.1.3. Elektronik Ölçüm Teknikleri



Şekil 2.6. Elektronik Ölçüm Yöntemleri

Burada mekanik büyüklüklerin elektrik ya da elektronik büyüklüklere dönüşümü söz konusudur.

Açı Ölçümü: Mekanik açı ölçümüne karşın, elektronik açı ölçer (Goniometre); dönen potansiyometre sürekli açı - zaman sürekli ölçümüne olanak verir. Uygulama geleneksel olarak hareketlerin düzlemiyle sınırlıdır. Üç boyutlu açı değişimlerinde ya da optik ulaşılamaz hareketlerde özel bükülebilir goniometreler kullanılır.

Zaman Ölçümü: Ölçülen diğer büyüklüklerden biri zamanın işlevi olarak örneğin; kuvvet ölçümünde dayanma evresinin, çok kısa süreler elde edilmesine olanak verir. Bunu elektronik kapılar şeklindeki zaman ölçerler, bilinen kronometrelerden daha etkin şekilde sağlar.

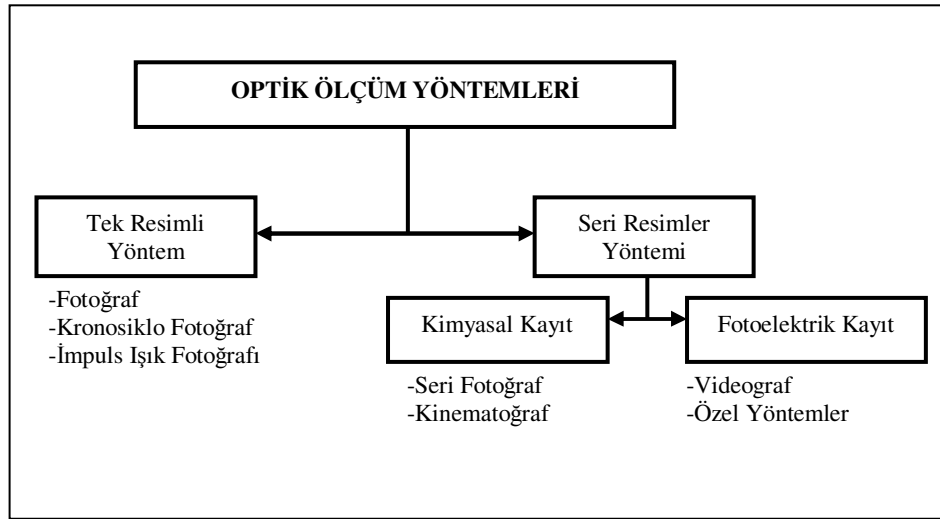
Hız Ölçümü: Hız ölçümü; akustik dopler-efektine dayanır. Eğer bir ses kaynağı sakin duran bir gözlemciden uzaklaşıyorsa ya da ona doğru hareket ediyorsa

gözlemcinin bulunduğu yere göre değişen bir frekans (ses tonu yüksekliği) yayınlar, bu da kaynağın hızını orantılı (proportional) olarak belirler.

İvme Ölçümü: İvme ölçümü Newton'un II. Yasasına dayanır ($F = m.a$). Bu yasaya göre ivme hızın birinci dereceden türevi olarak hesaplanabilir. Bu matematik işlemin yanı sıra uygulama elektronik bir araç olan ivmeölçer (Akselerometre) ile ölçülebilir. Bu araçlar metal bir kiriş üzerine yerleştirilen bir kütleli eylemsizlik yasasına göre hareketi kuralına dayalıdır. Sporunun vücuduna yerleştirilen araç, o bölümün hızındaki değişimi (ivmesini) ölçer. Sportif hareketlerde kullanılan ivme ölçerlerde bir çevirici (transdüzer) kullanılır. Bu araçlar yer çekimine duyarlı ve gerilmeye ayarlıdır (Piezo-dirençli). Piezo-elektrik ivme ölçerler de vardır, bunlar yer çekimine duyarlı değildir, ancak yavaş hareketlere duyarlıdır ve daha sağlamdır.

Basit ve doğrusal hareketlerde tek bir ivmeölçer yeterli olabilir. Ancak dönme gibi hareketlerde üç yönde oluşabilecek ivme vektörlerini kayıt etmek için üç eksenli ivmeölçerler kullanılır. Spor biomekaniğinde kullanılan ivmeölçerler çok hafif olmasına rağmen, kabloların yerleştirilmesi performansı etkileyebilir. Bu yöntemle ölçülen ivme ile doğrudan ölçülemeyen kuvvetlerin doğru olarak hesaplanmasına olanak verir ^{7,69,70,71,72}.

2.7.1.4. Optik Ölçüm Teknikleri



Şekil 2.7. Optik Ölçüm Yöntemleri

Yukarıdaki parametrelerden ağırlık teraziyile, kuvvet ise dinamometreyile doğrudan ölçülebilirken, diğerleri hesaplanarak bulur.

Optik ölçüm teknikleriyle, dışarıdan görülen hareketin değişik biçimlerde optik yasalarına uygun olarak kaydı yapılır.

Tek resim tekniklerinde olay her defasında film üzerine resim olarak kaydedilir. Bu yöntemler:

Fotoğraf Tekniği: Bu yöntemde hareket belirli bir anda (örneğin; topa temas anında) küçük resim (Leica format - 24 x 36 mm) ya da orta boy (60 x 60 mm) olarak kaydedilir.

Kronosiklofotoğraf Tekniği: Karanlık ortamda açık kamera objektifi önünde değişik yerlerine ışık kaynakları yerleştirilen objenin hareket akışı negatif film üzerine kaydedilir. Makineye yerleştirilmiş delikli bir disk sabit hızla dönerek ışık kaynağından gelen ışınlar film emülsiyonu üzerine etki eder. Böylece eşit zaman aralıklarıyla görüntü kaydedilmiş olur.

İmpuls Fotoğraf Tekniği: Bu iki yöntemde iyi bir yer - zaman ölçümü olanağı sağlarken, karanlık bir ortamda uygulanma bunların ancak laboratuvarında geçerli olacağı dezavantajını da birlikte getirir. İmpuls ışığı fotoğraf tekniğinde vücudun belirli noktalarına yerleştirilen ışık kaynaklarından yayılan ışınların frekans ve süreleri elektronik yolla belirlenir. Kamera objektifi açıkken ışık impulsları fotoğraf negatif filmine tesbit edilirler. Çekim sırasındaki optik koşulların ve elektronik kumandanın elverişli olması halinde, hem yer hem de zaman bakımından çözümleme gücü kinematografiye oranla 100 faktör kadar artırılabilir.

Seri Fotoğraf Teknikleri: Burada sürekli filmi çevirmek amacıyla elektrikle çalışan bir motoru olan, fotoğraf kameraları kullanılır. Böylece saniyede 3 ile 12 arasında resmin çekildiği seri fotoğraflar elde edilir. Buradan yalnız yavaş hareketlerde analitik yöntemle kullanılabilen yöntem elde edilir.

Kinematograf Tekniği: Bu yöntem için sporda daha çok süper 8, 16 mm ve 35 mm film kameraları kullanılır. İlk önceleri zembekli, daha sonraları motor ile çekim frekansı 100 ile 4000 resim/s hızında kameralar yapıldı. Doğru zaman akışı; film yüzeyinin, impuls yönetimli küçük ampulleri kaydedilmiş ışık işaretlerinden yararlandı. Ayarlanabilen objektif açıklığı, söz konusu kısa sürede çekilen net bir fotoğraf elde etmeye olanak sağlar. Bunun için iyi aydınlanmış bir ortama (gün ışığı, ya da yapay aydınlatmaya) gerek duyulur. Bu yöntemle çalışmak için yüksek duyarlı (400 asa ve üstü) filmlere gerek duyulur. Ancak unutmamak gerekir ki bunlar iri grenli filmlerdir, bu nedenle görüntüler çok net algılanmaz. Kinematografide zaman bakımından çözümleme gücü sadece resim frekansına bağlıdır. Sportif hareketler için optimal diyebileceğimiz resim frekansı, hareketin hızına göre saniyede 100-300 resim arasındadır. 10 m/s'lik bir hareket hızında ve resim frekansının saniyede 100 resim olması durumunda, vücudun belirli bir noktası bir resimden ötekine 10 cm'lik bir yol alır.

Günümüzde ise daha çok resimlerin fotoelektrik tekniğiyle kaydı, video tekniğinin kullanımını mümkün kılmıştır.

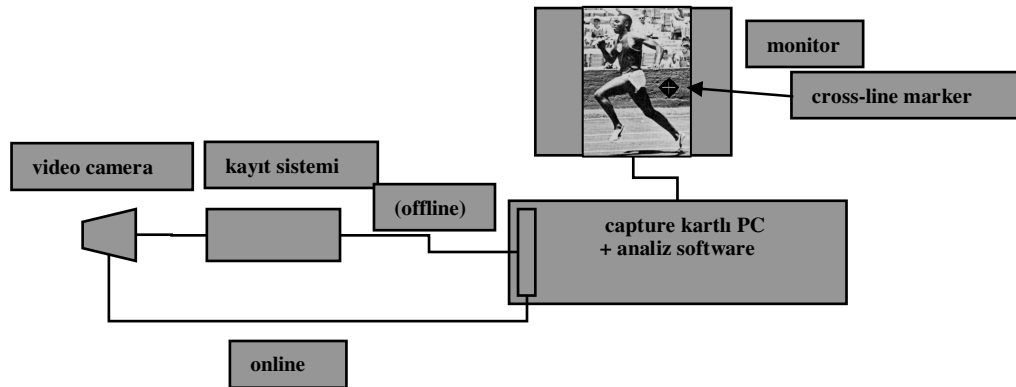
Video Tekniği: Teknolojik gelişime bağlı olarak video fotoğraf yöntemi sporda çok geniş uygulama alanı bulmuştur. Biyomekanik hareket analizlerinde günümüzde 25 resim/s frekanslı ticari kameralardan daha çok, yüksek frekanslı (200-400 resim/s) kameralar değişik amaçlarla kullanılmaktadır. Bilgisayara bağlantılı olan video analiz sistemi birçok büyüklüğü, hızla değerlendirmeye olanak verir. Böylece iki ya da üç boyutlu, kaydedilmiş hareket resimleri birçok kinematik büyüklükle nicelik olarak ve çok değişik grafiklerle tanımlanır. PİK-sistemi ile

yukarıdakilere ek olarak belirli durumlarda yarım ya da tam otomatik dijitalize edilerek büyüklükler video resimlerde tekrar tekrar incelenip resimlenir. APAS-sisteminin avantajları ise; elde edilen kinematik büyüklüklere ek olarak aynı anda (simultane) dinamometrik ölçüm sonuçlarını ve elektromiyografi verilerini analiz için kullanabilmesidir.

Özel Teknikler: Bu kavram optoelektrik yöntem olarak özetlenebilir. Burada işaretlenmiş eklem noktaları, doğrudan resim koordinatlarına taşınır. Buna karşın genellikle çok zaman alan elle değerlendirme gerektirir. Videografi ve kinematografiye karşın resim daha önceden işaretlenmiş obje noktalarına indirgenir. Bunlarda modele uygun çubuk adam olarak birleştirilir. On-line kaydedilen bu referans noktaları, diğer bütün yansımalar ve gün ışığına göre çok daha duyarlı tepki verir. SELSPOT, VICON ya da CODA gibi bu özel yöntemlerin kullanım alanları yalnız laboratuvarlar ile sınırlıdır^{7,69,70,71,72}.

2.7.1.5. Kinematik Araştırma Yöntemi

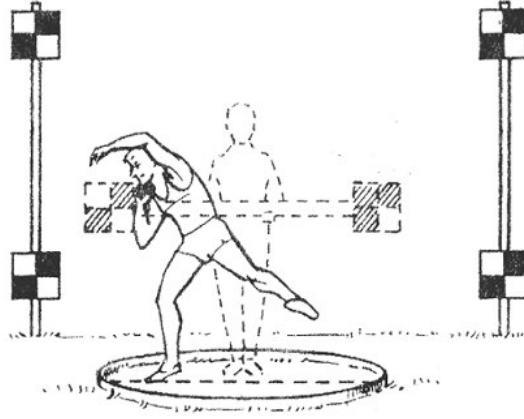
Günümüzde Kinematik analizler büyük ölçüde Video-Bilgisayar kombinasyonu ile gerçekleştirilmektedir. Bu analiz aşamalı bir işlem dizisinden oluşur.



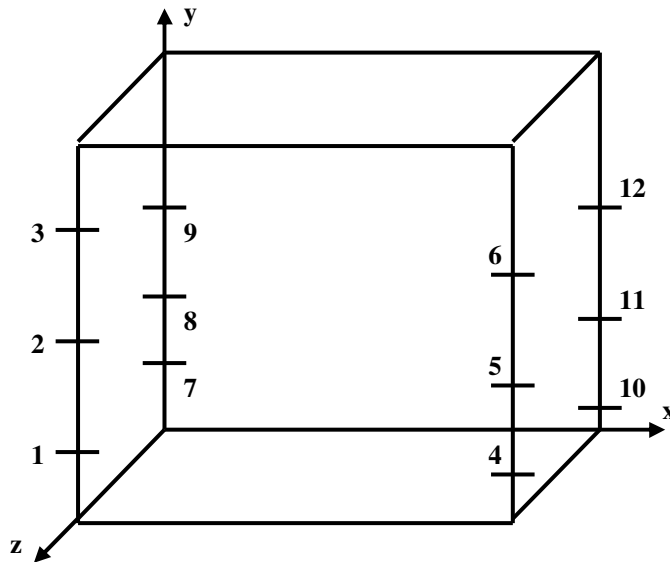
Şekil 2.8. Kinematik analiz aşamaları

Kayıt: Sporcunun ya da aracın hareket hızına ve amaca bağlı olarak uygun bir video kamera seçimi yapılır. Bunun için resim frekansına, kayıt sistemine ve aydınlatma süresine (enstantanesine) bakılır. Camcorderler de (küçük boyutlu kameralar S-VHS de) 25 Hz, 1/1000 s., U-Matik'ler de 60 Hz, 1/500 s., High-Speed video sistemlerde 200-400 Hz VHS 1/1000 s ve daha kısa süreler seçilebilir. Çoğunlukla 60 Hz'lik kameralar kullanılırken özel durumlarda (çok hızlı hareketlerde) diğer sistemler söz konusu olabilir^{7,69,70,71,72}.

Kamera ayağı (Statif) üzerinde yere paralel sabitlenmiş kamera hareket düzlemine (fotoğraf eksenine) dik açılı yerleştirilir. Objektif ve resim düzlemleri arasındaki sapmadan kaynaklanan olası hatalardan kaçınmak için şu önlem alınmalıdır: Odak uzaklığı 50 metre objektifle çekim yapılıyorsa, resim alanı (hareket alanı) en çok 5 mm., hareket düzlemi ile uzaklık ise en çok 20 metre ile sınırlanmalıdır. Resim ölçeği oluşturmak için hareket düzleminde 2 metre yatay ve dikey uzunlukta bir ölçek hareket ile birlikte kaydedilmelidir. Daha hassas kayıt yapılması gereken durumlarda kalibrasyon kafesi kullanılmaktadır(Şekil 2.8.)
7,69,70,71,72



Şekil 2.9. İki boyutlu film analizde kayıt arka plandaki ölçek



Şekil 2.10. Kalibrasyon kafesi

Değerlendirme: Her bir görüntünün değerlendirilmesi, sistemlere bağlı olarak VHS-S video recorder ile ya da 60 Hz'lik araçların plak bellekleri ile yapılır. Son anılan alet, görüntü evrelerini 10 saniyeye kadar resim plağı üzerinde belleğe kayıt yapma olanağı verir. Böylece bir kullanma ögesi aracılığıyla video resimleri tek tek ve istenildiği kadar uzun süre değerlendirilebilir. Ardından resim video konum (pozisyon) analizörüne iletilir. Bu alet ile koordinat sistemi esas alınarak görüntü değerlendirilir. Analizörün analog çıkışı 5 mV'luk bir çıkış sinyali oluşturur ve bilgi işlemcinin A/D dönüşüm kartı ile bağlantılıdır ^{7,69,70,71,72}.

Resmin görsel (mekan içerisindeki cisimlere ait) çözünürlük duyarlılığı; ekran satır ve kolon sayısı ile sınırlıdır. Video resmi 60 yarım resim/s'lik hız ile yatay ve dikey olarak 300 noktaya parçalanabilir. Bu nedenle sınırlı bir resim alanının seçimi korunması önemlidir. Örneğin bu alan 3 m ise hareket düzleminde dijitalizasyon aletinin bir video birimi 10 mm'lik bir mesafeye denk düşer. Dolayısıyla görüntülenme ölçeği $m=1/100$ değerindedir ^{7,69,70,71,72}.

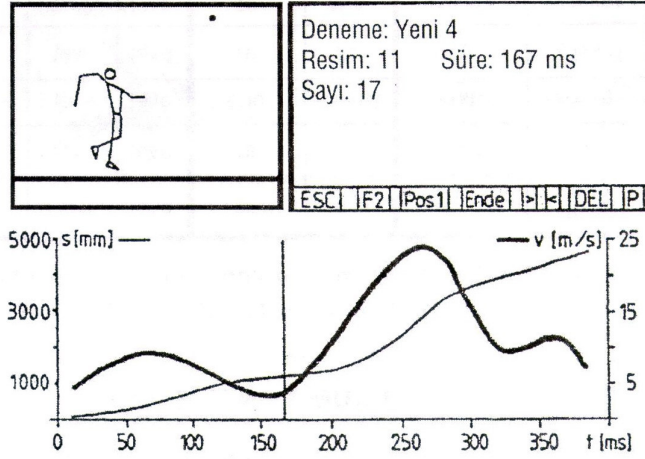
Zamansal çözünürlük, kameranın çekim frekansına (sıklığına) ve her bir çekimin poz süresine (aydınlatma süresine) bağlıdır. Bu etmenler sporcunun ya da kullanılan aracın hareket hızına göre ayarlanmalıdır. Ani hareketler (atma, fırlatma) dışında, sporsal tekniğin hızını ölçmek için 500–200 resim/s'lik resim frekansı ve 1/200–1/2000 saniyelik aydınlatma süreleri yeterlidir. Bu koşullar piyasalarda var olan kamera sistemleri tarafından karşılanabilir ^{7,69,70,71,72}.

Hesaplama: Tüm hesaplama süreci, ayrı bir program ile aşağıdaki adımlarda yapılır:

- Değerlendirilen verilerin yüklenmesi
- Ölçek etmenlerinin (faktörlerinin) girilmesi ve koordinat bileşenlerinin (çiftlerinin) metrik birime dönüştürülmesi
- Ham verilerin gözden geçirilmesi ve uç değerlerin çıkarılması
- Bir alt program ile çizimlerin oluşturulması
- Hesaplanacak kinematik büyüklüklerin seçimi

Sunum: Söz konusu hesap programının temel öğelerinden birisi, sonuçların ekranda sunumudur. Önceki basamaklara aşağıdaki adımlar eklenir:

- Çizgi şekillerin sunum biçimlerinin belirlenmesi (büyüklük, tekli sunum, sürekli sunum gibi)
- Çizgi şekli, yol-zaman ve hız-zaman ilişkilerinin eş zamanlı olarak sunumu
- Oluşan şeklin bir yazıcı ile basımı
- Zaman, yol ve hız değerlerinin rakamsal çıktısının alınması



Şekil 2.11. Yol ve hız-zaman fonksiyonlarıyla çizgi şekil (çöpten adam)

- Yüksek değerdeki çizelgelerin ya da çizgi şeklin paralele bağlı bir yazdırıcı (plotter) ile hazırlanması
- Gerektiğinde verilerin fonksiyon seyrini çok kaliteli basmak için özel bir grafik programına aktarılması
- Hesaplanan kinematik büyüklüklerin kaydedilmesi

2.8. İzokinetik Test

Teknolojinin gelişmesiyle birçok alanda olduğu gibi insan kasının kuvvetlendirilmesi ve rehabilitasyonu konusunda gelişmeler meydana gelmiştir. Genellikle kas kuvvetlendirmek için izometrik ve izotonik (konsentrik - ekzentrik) kasılma tipleri kullanılır ancak bu kasılma tiplerinde kasların eğitilmesi ve rehabilitasyonu konusunda yetersizlikler yaşanmaktadır. İzometrik egzersizlerin etkilerinin ortaya çıkması uzun zaman alır ve egzersizleri çok tekrarlı yapmak gerekir. İzotonik egzersizler ise bazen kasın anormal yüklenmesi, sakatlanmanın oluşması veya sakatlığın ilerlemesine neden olmaktadır. Serbest ağırlıklarla yapılan izotonik egzersizler de kas tüm eklem hareketi boyunca bu ağırlığı kaldırmak durumunda kalır. Yer çekimi de hesap edilecek olursa hareketin yerçekimine karşı yapılacağı durumlarda kas daha fazla kuvvet harcamak zorunda kalacaktır. Eğer kas bunu tolere edemezse sakatlık ortaya çıkacaktır. Ayrıca izotonik egzersizler esnasında kasın yükleneceği ağırlığın belirlenmesi ve bunun kademeli olarak artırılması da zordur. Bu nedenlerden dolayı ^{73,74,75} araştırmacılar daha çok izokinetik kasılma tipini kullanmaya başlamışlardır. Spor bilimlerinde dinamik nöromuskuler performansın değerlendirilmesi ve sonuçlarının nicel olarak ortaya konması en önemli konulardan biridir. Dinamik kas kontraksiyonu süresince ortaya konan performansın belirlenebilmesi için belli bir açısal hızda üretilen güç ve kuvvetin ölçümü gereklidir ⁷⁶. Bu değerler izokinetik dinamometre ile sayısal olarak ortaya konmaktadır.

İzokinetik dinamometre ile;

1) Hareketin hızını derece/saniye olarak tespit etmek ve kası sabit hızda çalıştırmak mümkündür^{77,78}.

2) Değerlendirme sayısal olarak ortaya konduğu için uygun tedavinin düzenlenmesi ve bu tedavideki gelişimin izlenmesine imkan sağlar⁷⁷.

3) İzole kas ve kas gruplarını ayrı ayrı çalıştırmak ve her ekleme özgü hareket yaptırmak mümkündür⁷⁷.

4) Fonksiyonel hızlarda, her ekleme özgü hareketleri yaptırmaya olanağı verdiği, kas gücünü ve yapılan toplam işi objektif biçimde ölçmeye olanak tanıdığı için hastanın veya sporcunun fonksiyonel kapasitesinin tam ve kantitatif değerlendirmesi ile rehabilitasyonunun yapılmasına olanak sağlar^{74,77,78}.

5) Kas ve iskelet sistemi hastalıklarının tedavisinde kullanılmaktadır. Ayrıca sporcuların performanslarını ve kas grupları arasındaki dengesizliklerini, dolayısıyla sakatlanma risklerini tespit etmede de yararlanır. Sakatlık sonrasında ise spora dönüş için hazır olup olmadığının belirlenmesinde de yarar sağlamaktadır^{75,77}.

6) Kası her açıda maksimum çalıştırmak mümkündür⁷⁷.

7) İki ekstremitenin birbiriyle kıyaslanmasına olanak sağlar^{77,79}.

8) Kasların agonist/antagonist oranlarının belirlenmesine olanak sağlamaktadır^{77,80}.

9) İzokinetik dinamometre ile izometrik ve izotonik egzersizlerde yaptırılabilir.

10) Cihazı oluşturan tüm birimler bilgisayar kontrolündedir.

2.8.1. Kas Kuvvetinin Hesaplanmasında Kullanılan Formüller ve Konu ile İlgili Terimler

Kuvvet (F): Cismin konumunu, şeklini ve hareketini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Birimi Newton (N)' dir.

İş (W): Bir direncin yenilmesi olarak tanımlanabilir. Fizyolojide kullanılan kas çalışması terimiyle, gerek statik, gerekse dinamik kuvvet etkisi altında anlatılır. Eğer bir cisim uygulanan bir kuvvetin etkisiyle belli bir yolu kat ediyorsa cisim iş yapmış demektir. Birimi Newton-metre (Nm) veya Joule (J)'dür. Yapılan iş zamandan bağımsızdır. $W = F \times d$ (İş: kuvvet x mesafe) formülü ile tanımlanır.

Moment(Tork): Bir nokta ya da ekseninde döndürme etkisi oluşturan kuvvetin büyüklüğüdür. Birimi Newton-metre (Nm)' dir.

Güç (P): Birim zamanda yapılan iş miktarıdır. Birimi Watt (W)'dır. Ortaya çıkan güç zamana bağlıdır. $P = W / t$ (Güç=İş/zaman) şeklinde formüle edilir.

Açısal Hız: Birim zamanda katedilen rotasyonel mesafedir. Birimi derece/saniye (°/sn)'dir⁷.

2.8.2.Çalışma Prensibi

İzokinetik dinamometre egzersiz yapan ekstremitenin hızını kontrol ederken her açıda uygulanan kuvvete eş direnç uygulamaktadır. Kişi cihazın kaldıraç koluna daha fazla kuvvet uyguladıkça cihaz tarafından ekstremiteye karşı konan direnç artar. Yani alet tarafından hareket eden ekstremitenin enerjisi dirence dönüştürülür. Bu sayede izokinetik egzersizler sırasında her eklem açısında kasların uyguladıkları kuvvete uygun dirençle karşılaşmalarının sağlanması sakatlanma olasılığını da en aza indirir. Öte yandan geleneksel direnç egzersizlerinde ekstremitenin gittikçe artan kuvvetlerle karşı karşıya kalması, aşırı yüklenme ve sonrasında da sakatlıkların ortaya çıkması olasılığını artırır²⁴.

Dinamometre ile ölçülebilen eklem hareketleri;

Alt Ekstremitte:

1. Kalça abduksiyon ve adduksiyonu
2. Kalça fleksiyon ve ekstensiyonu
3. Kalça internal ve eksternal rotasyonu
4. Diz fleksiyon ve ekstensiyonu (oturarak veya yüzüstü)
5. Tibia internal eksternal rotasyonu
6. Ayak bileği dorsal ve plantar fleksiyonu (yüzüstü veya sırtüstü)
7. Ayakbileği inversiyon ve eversiyonu

Üst Ekstremitte:

1. Omuz fleksiyon ve ekstensiyonu
2. Omuz abduksiyon ve adduksiyonu
3. Omuz internal ve eksternal rotasyonu (90° abduksiyon oturarak ya da ayakta, 90° fleksiyonda)
4. Omuz horizontal abduksiyon ve adduksiyonu
5. Dirsek fleksiyon ve ekstensiyonu
6. El bileği fleksiyon ve ekstensiyonu
7. Önkol pronasyon ve supinasyonu
8. El bileği radial ve ulnar deviasyonu

Üst ekstremitte PNF paternleri:

1. Fleksiyon-adduksiyon/ ekstensiyon-abduksiyon
2. Fleksiyon- abduksiyon/ ekstensiyon- adduksiyon

2.8.3.Gövde Hareketleri

Gövde fleksiyon ve ekstensiyonu

İzokinetik test cihazıyla yapılan ölçümlerde kullanılan değişkenler; Test Hızları (açısal hız): Yapılan testin ve/ veya egzersizin amacına göre seçilir. Bu

seçimin yapılabilmesi için ise hangi hızda ne kadar yüklenmenin yapıldığının bilinmesi gerekir ⁷⁵.

Tekrar Sayısı: Bu da amaca göre değişiklik gösterir. Kas gücü değerlendirilecekse daha az tekrar (<10), kas enduransı değerlendirilecekse daha çok tekrar (>20) yaptırılmalıdır ⁷⁵.

Dinlenme Süresi: 30 saniye–3 dakika arasında değişebilir. Parcell, bu sürenin en az 60 sn olması gerektiğini söylerken ⁷⁹, Bottaro ise 30 sn'nin yeterli olduğunu ifade etmiştir ⁸¹.

Eklem Açısı- ROM: Eklem hareketinin tamamında test yapılabileceği gibi bu açı belirli aralıklarda sınırlandırılarak da yapılabilir. Hangi aralıkta test veya egzersiz yapılmak istendiğine bağlıdır ⁷⁵.

Teste Uygun Pozisyon: Ölçülecek eklem hareketine uygun pozisyon ayarlanmalıdır. Pozisyon, performans değişkenlerinin değerlerini etkileyebilir ⁸². Kasın uzunluk-gerim ilişkisi ve kinestetik girdi de dikkate alınmalıdır.

2.8.4.Verilerin Analizi

Pik Moment: Kasın veya kas grubunun belirlenen hareket açıklığında oluşturduğu en yüksek moment değeridir. Başka bir deyişle moment eğrisindeki en yüksek değerdir. En sık kullanılan değişkendir. Birimi Newton-metre (Nm).

Toplam İş: İzokinetik dinamometrelerde yapılan iş tork-ROM eğrisinin altında kalan alandır. Birimi Nm'dir.

Ortalama Güç: Hesaplanan işin, işi gerçekleştirmek için gereken zamana bölünmesi ile elde edilir. Birimi watt'dır.

MATERYAL VE METOT

3.1. Denekler

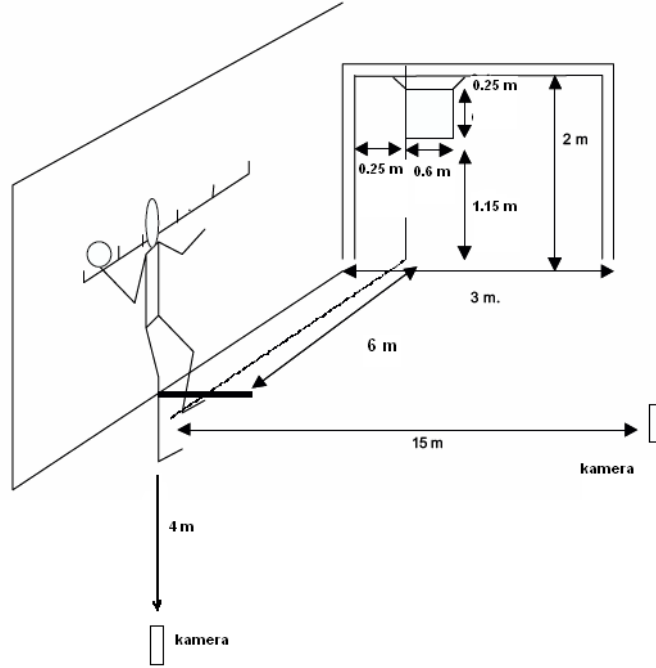
Araştırmaya onam formunu kabul etmiş, gönüllü 9 elit erkek hentbol oyuncusu (Türkiye Milli Hentbol Takımında oynayan) (yaş: 25.44 ± 3.28 yıl, boy: 188.88 ± 6.75 cm, ağırlık: 89.55 ± 10.33 kg) ve 9 erkek Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu öğrencisi (yaş: 22.66 ± 1.58 yıl, boy: 183.66 ± 5.17 cm, ağırlık: 89.00 ± 11.82 kg) olmak üzere toplam 18 sporcu katılmıştır.

3.2. Araç Gereç ve Yöntem

Çalışmaya katılacak erkek hentbol oyuncularının yüksek temel atış performansları, on dakikalık bir ısınma sonrasında, her bir sporcudan üç atış performansı olmak üzere, kayıt edilmiştir. Bu çalışmada, hentbol oyun kurallarının gereğine uygun olarak, sporcular üç adım hız olarak atış çizgisinden 6 m uzaklıkta bulunan kalenin üst köşelerine yerleştirilen hedeflere yüksek temel atış performansı sergilemeleri istenmiş, uygulanan performans iki adet hızlı video kamera (BASLER-A602 fc color, 100 Hz) ile kayıt edilmiş ve bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak hareket analizi gerçekteştirilmiştir. Hedef noktası, 60x60 cm boyutlarında olacak şekilde kalenin her iki üst köşesinden 25 cm aşağıya yerleştirilmiştir. Sağ elini ya da sol elini kullanan sporcular, kendileri için uygun olan yöndeki hedef noktasını kullanmışlardır. Her bir performans denemesi arasında sporculara iki dakikalık dinlenme verilmiştir. Atış performansı için çevresi 58-60 cm, ağırlığı 425-475 gr olan standart hentbol topu kullanılmıştır.



şekil 3.1. Basler 602 fc, renkli video kamera



Şekil 3.2. Yüksek temel kale atışı uygulanması

Kameralardan bir tanesi yüksek temel atış hareketi öncesi gerçekleştirilen son üç adımı görecek ve yapılan harekete 90° açı yapacak şekilde yaklaşık 15 m geriye, diğeri ise harekete 90° açı yapacak şekilde sporcunun arkasına yaklaşık 4m uzaklığa yerleştirilmiştir. Kamera senkronizasyonu için flaş kullanılmıştır.

Sporcuların performanslarının kayıt işleminden önce performansın sergileneceği düzlem üzerine, her iki kameranın da göreceği şekilde kalibrasyon kafesi yerleştirilmiş ve her iki kamera ile kısa bir süre kayıt yapılmıştır. Daha sonra kalibrasyon kafesi kaldırılmış ve atış performanslarının kayıtları gerçekleştirilmiştir. Kalibrasyon kafesinin boyutları 3x2x1 m olacak şekilde belirlenmiş ve kafes üzerinde daha önceden koordinatları belirli olan 18 nokta işaretlenmiştir.



Şekil 3.3. Kalibrasyon kafesi

Performans ve kayıt işleminden önce, sporcuların antropometrik ölçümleri alınmış ve sporcuların hareket eklem noktaları (parmak ucu, topuk, ayak bileği, diz, kalça, omuz, dirsek, el bileği, el, top ve baş) reflektif işaret ile belirlenmiştir.

3.3. HUBAG Hareket Analizi Programı

Performans kayıtlarının tamamlanmasından sonra görüntülerin çözümlenmesi için Hacettepe Üniversitesi tarafından geliştirilen HUBAG (Hacettepe University Biomechanics research Group) Hareket Analiz Programı kullanılmıştır. Hareket analiz programı "Trim&Sync Module", "Digitizing Module", "Transformation Module", "Filtering/Smoothing Module", "3D View Module" ve "Report Module" olmak üzere 6 modülden oluşmaktadır.

Trim&Sync Module, ile her iki kameradan alınan performans görüntülerinin senkronizasyonu yapıldı.

Digitizing Module, ile her iki kameradan alınan performans görüntüleri ayrı ayrı olarak frame-by frame dijitalizasyonu yapıldı. Dijitize işlemi görüntünün her karesinde sporcu üzerinde işaretlenen eklem noktaları işaretlendi.

Transformation Module, ile dijitize edilen noktaların üç boyutlu koordinatları DLT (Direct Linear Transformation; Abdel-Aziz ve Karara, 1971) algoritmasından yararlanılarak hesaplandı⁸⁴.

Filtering/Smoothing Module, ile kullanıcının kullandığı algoritma ile dijitize hatalarını ortadan kaldırmak mümkündür. Bu modülde, veriler Savitzky-Golay filtreleme sistemi kullanılarak düzleştirildi.

3D View Module, ile verilerden elde edilen çubuk şekil (stick figure) ve animasyon oluşturuldu.

Report Module, ile belirlenen antropometrik noktaların ya da eklem noktalarının üç boyutlu koordinatları elde edildi ve raporlandı.

Tüm bu modüller MATLAB nümerik hesaplama programına dayanan m-dosyalarının oluşturulmasını içerir.

3.4. İzokinetik Test

3.4.1. Isınma ve Ölçüm Protokolü

Isınmada kol ergometresi kullanıldı. Oluşabilecek sakatlıkların önlenmesi amacı ile test öncesi ve sonrası 5 dakika germe egzersizleri yaptırıldı. Pik torklar ile iş ve güç değişkenleri Cybex Norm Dinamometresi kullanılarak 60°/sn de ve 240°/sn açısal hızda ölçüldü. Tekrar aralarında dinlenmek için 30 sn zaman verildi.

Çizelge 3.1. İzokinetik dinamometre test protokolü

	AÇISAL HIZ	TEKRAR SAYISI
Omuz ekstensiyon/fleksiyon	60 derece/sn	5 tekrar
Omuz ekstensiyon/fleksiyon	240 derece/sn	10 tekrar
Omuz internal Eksternal rotasyon (90° abduksiyonda)	60 derece/sn	5 tekrar
Omuz internal Eksternal rotasyon (90° abduksiyonda)	240 derece/sn	10 tekrar

3.4.2. İzokinetik Testlerde Ölçülen Eklem Hareketleri

3.4.2.1. Omuz fleksiyon ve ekstensiyonu



Şekil 3.4 a. Omuz fleksiyonu

b. Omuz ekstensiyonu

3.4.2.2. Eklem Hareketi Sırasında Çalışan Kaslar

Omuz Fleksiyonu: M. deltoideus'un ön kısmı (pars clavicularis) primer kastır. M. biceps brachii de yardım eder. 50–60°den sonra m. trapezius ve m.serratus anterior kasılır ve bu arada skapula rotasyonu başlar. 120°den sonra spinal kasların devreye girmesiyle hareket 180° dereceye tamamlanır^{85,86}. Omuz Ekstensiyonu: M. deltoideus'un arka kısmı (pars spinalis) ve m.latissimus dorsi primer kaslardır. M. teres major ve minor de yardımcı kaslardır. Ekstensiyon için skapula adduksiyonu gereklidir. M. rhomboideus major ve minor, m. trapezius'un orta transvers lifleri ve m. latissimus dorsinin kasılması ile skapula adduksiyonu sağlanır^{85,86}.

3.4.2.3. Omuz İnternal ve Eksternal Rotasyonu



Şekil 3.5.a. Omuz eksternal rotasyonu



b. Omuz internal rotasyonu

3.4.2.4. Eklem Hareketi Sırasında Çalışan Kaslar

Omuz İnternal Rotasyonu: M. pektoralis major, m. subskapularis, m. latissimus dorsi ve m. teres major primer kaslardır^{85,86}. Omuz Eksternal Rotasyonu: M. infraspinatus ve m. teres minor primer kaslardır^{85,86}.

3.5. Antropometrik Ölçümler

Boy: Boy ölçümü topuklar bitişik, baş frankfort düzleminde olacak şekilde Tanita fotoselli boy ölçer ile belirlendi. Değerler 0.1 cm duyarlılıkta cm cinsinden kaydedildi⁸⁷.

Ağırlık: Ağırlık ölçümü için Baster marka baskül kullanıldı. Denekler üzerlerinde atlet ve şort ile basküle çıkarıldı ve ölçüm yapıldı. Değerler 0.1 cm duyarlılıkta cm cinsinden kaydedildi⁸⁷.

Toplam kol uzunluğu: Akromion ile elin en uzun parmak ucu arasındaki uzaklıktır. Antropometrenin sabit kolu akromial noktaya uygulanırken hareketli kol da elde orta parmağın ucuna hafifçe uygulandı. Uzunluk 0.1 cm'e kadar not edildi⁸⁷.

Üst kol uzunluğu: Akromial noktayla olekranon arasındaki uzaklıktır. Bu ölçüm kayan kaliper ile yapıldı. Baş frankfort planında ağırlık iki yana dağıtılmış şekilde ölçüm alındı. Her iki dirsek de olekranonun kolaylıkla hissedilebileceği biçimde bükülü, ön kollar yere ve birbirine paralel olarak yerleştirildi. Antropometrenin sabit kolu akromionun üst dış noktasına hareketli kolu ise ulnanın olekranon çıkıntısının arka yüzüne uygulanarak iki nokta arasındaki uzaklık 0.1 cm'e kadar not edildi⁸⁷.

Önkol uzunluğu: Olekranon ile radiusun elle bulunabilen distal stiloidi arasındaki uzunluktur. Bu uzunluk sürgülü kaliperle ölçüldü. Kollar yanlara serbestçe sarkıtılmış, dirsekler 90 derece bükülü kollar yere ve birbirlerine paralel, eller önkolun uzantısında bilek düz avuç içleri yüzyüze bakar durumda yerleştirildi. Kaliperin sabit ucu olekranonun posterial ucuna, hareketli ucu ise radiusun stiloidinin en distal tarafına uygulanarak iki nokta arasındaki uzaklık 0.1 cm'e kadar not edildi⁸⁷.

Toplam bacak uzunluğu: Toplam bacak uzunluğu için, denek ayakta iken kalça eklemi ile yer arasındaki trochanter yükseklik mezura ile ölçülerek belirlendi⁸⁷.

Üst bacak(uyluk) uzunluğu: Bu uzunluk anatomik olarak kalça-diz uzunluğu olarak tanımlanır. Direkt uyluk uzunluğu oturma yüksekliği ölçümünde önerilen pozisyonda, patellanın proksimal ucu ile inguinal(kasık) ligamentin orta noktası arasındaki uzaklık olarak ölçülmüştür. Ölçüm için esnek olmayan mezura kullanılmıştır⁸⁷.

Alt bacak uzunluğu: Alt bacak uzunluğunu belirlemek için, denek ayakta iken tibial nokta ile yer arasındaki uzaklık antropometre ile ölçüldü⁸⁷.

Kalf çevre: Denek bir masa üzerine oturarak bacaklarını serbestçe sarkıtması sağlanmıştır. Mezura ekstremitenin en geniş bölgesine dik olarak uygulandı. Ölçüm sırasında mezuranın her iki tarafta da yere paralel olmasına, dokunun sıkıştırılmamasına dikkat edildi ve ölçüm 0.1 cm'e kadar not edildi⁸⁷.

Uyluk çevre: Uyluk çevresinin ölçümünde ölçüm bölgesinin belirlenmesi için denek oturur pozisyonda dizini 90 derece bükmesi sağlanmış, inguinal katlanma ile proksimal patella işaretlendi ve iki nokta arasındaki orta nokta bulundu. Mesura işaretlenen orta noktadan yere paralel, ekstremiteye dik olarak uygulandı. Proksimal çevrenin ölçülmesinde mesura, gluteal katlantının üzerine uygulandı⁸⁷.

El uzunluğu: Radiusun stiloidinin distali ile en uzun parmak ucu arasındaki uzaklıktır. Ölçüm küçük kayan kaliper ile yapıldı. Parmaklar birbirine bitişik ve uzun, hiperekstensiyonda olmaması dikkate alınarak ölçüm alındı. Kayan kaliperin sabit ucu radiusun styloidinin elle hissedilebilen en distal noktasına uygulandı, hareketli kısım da en uzun parmağın ucuna hafifçe uygulanarak iki nokta arasındaki uzaklık 0.1 cm'e kadar not edildi⁸⁷.

Oturma yüksekliği: Denek bacaklarını serbestçe sarkıtılabileceği şekilde bir masaya oturtuldu. Dizler ileriye doğru, dizin arkası masanın kenarına yakın fakat değmeyecek şekilde yerleştirildi. Denek, başı frankfort düzleminde olabildiğince dik olarak oturtuldu. Antropometre skapulaların orta hattında dik tutularak gövdeye yaklaştırıldı, hareketli uç vertekse temas ettirildi. Denekten derin bir nefes alması

istendi ve nefes verilmeden ölçü okunarak kaydedildi. Saçlara gerekli basınç uygulanarak ölçü 1 mm'e kadar yazıldı⁸⁷.

3.6. Kinematik Kayıt ve Verilerin Hesaplanması

3.6.1. Yüksek Temel Atış Performansı Öncesi Adım Uzunlukları

Adım uzunlukları her bir performans için, alınan her adım için sağ topuk ve sol topuk noktasına yerleştirilen işaretler arasındaki uzunluk olarak belirlendi. Her iki noktanın analiz sonucu elde edilen üç boyutlu koordinatları aşağıdaki formüle yerleştirilerek hesaplandı^{88,89}.



Şekil 3.6. Adım uzunluğunun belirlenmesi

Sol ayağın topuk noktası $A(a, a', a'')$ ve sağ ayağın topuk noktası $B(b, b', b'')$ koordinatlarına sahipse, A ve B noktası arasındaki uzaklık AB vektörünün büyüklüğü olarak tanımlanır. AB vektörünün büyüklüğü,

$$|AB| = \sqrt{(b - a)^2 \oplus (b' - a')^2 \oplus (b'' - a'')^2}$$

3.6.2. Atış Açısı

Topun uçuş açısı, dayanma adımını alındıktan sonra topun elden çıktığı ilk resimde belirlendi. Uçuş açısı atış kolunun dirsek eklemi, el bileği eklemi ve top arasındaki açı olarak belirlendi. Dirsek eklemine A noktası, el bileği eklemine B

noktası ve topu C noktası olarak kabul edersek, topun uçuş açısı BA doğru parçası ile BC doğru parçası arasında kalan açı değeridir. Bu açı aşağıdaki formül ile hesaplandı:

$$A(a,a',a''), B(b,b',b''), C(c,c',c'')$$

$$|BA| = [(a-b) \oplus (a'-b') \oplus (a''-b'')]$$

-dirsek-el bileği arasındaki mesafe

$$|BC| = [(c-b) \oplus (c'-b') \oplus (c''-b'')]$$

-el bileği-top arasındaki mesafe

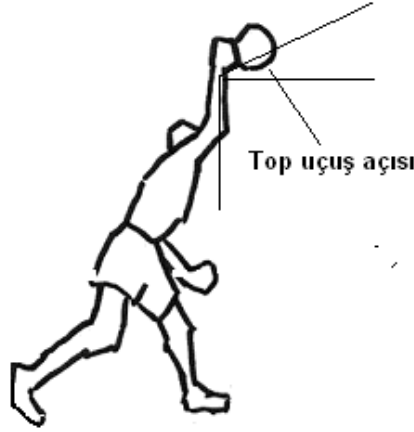
$$|A| = \sqrt{(a)^2 \oplus (a')^2 \oplus (a'')^2}$$

-A vektörünün (dirsek eklem noktası) büyüklüğü

$$|B| = \sqrt{(b)^2 \oplus (b')^2 \oplus (b'')^2}$$

-B vektörünün (dirsek eklem noktası) büyüklüğü

$$\cos \theta = \frac{|BA| \cdot |BC|}{|A| \cdot |B|}$$



Şekil 3.7. Atış açısı

3.6.3. Topun Elden Çıktığı Anda Dayanma Adımı Diz Fleksiyon Açısı

Dayanma adımının oluşturduğu açı topun elden çıktığı andaki ilk resimde belirlendi. Dayanma adımı diz eklemine oluşan açı dayanma adımı tarafındaki kalça eklemi, dayanma adımı diz eklemi ve dayanma adımı ayak bileği eklemleri arasındaki açı olarak belirlendi. Kalça eklemi A noktası, diz eklemi B noktası ve ayak bileği eklemi C noktası olarak kabul edersek, dayanma adımının oluşturduğu diz açısı BA doğru parçası ile BC doğru parçası arasında kalan açı değeridir. Bu açı aşağıdaki formül ile hesaplandı^{88,89,90}:

$$A(a, a', a''), B(b, b', b''), C(c, c', c'')$$

$$|BA| = [(a - b) \oplus (a' - b') \oplus (a'' - b'')]$$

-kalça eklemi- diz eklemi arasındaki mesafe

$$|BC| = [(c - b) \oplus (c' - b') \oplus (c'' - b'')]$$

-diz eklemi-ayak bileği eklemi arasındaki mesafe

$$|A| = \sqrt{(a)^2 \oplus (a')^2 \oplus (a'')^2}$$

-A vektörünün (kalça eklem noktası) büyüklüğü

$$|B| = \sqrt{(b)^2 \oplus (b')^2 \oplus (b'')^2}$$

-B vektörünün (diz eklem noktası) büyüklüğü

$$\cos \theta = \frac{|BA| \cdot |BC|}{|A| \cdot |B|}$$

Dayanma adımını diz açısı = 180 – θ



Şekil 3.8. Gövdenin öne eğilme açısı ve diz fleksiyon açısının belirlenmesi

3.6.4. Top Elden Çıktığı Anda Gövde Eğilme Açısı

Topun elden çıktığı andaki gövdenin öne doğru yaptığı eğilme açısı Şekil 3.8'de gösterilmiştir. Eğilme açısının belirlenmesi için, dayanma adımı sırasında önde bulunan diz eklemının koordinatları, atış kolu yönündeki (sağ kalça noktası) kalça koordinatları ve atış kolu doğrultusundaki (sağ omuz) omuz koordinatları kullanılmıştır. Sağ omuz eklemi noktası A, sağ kalça eklemi noktası B ve sol diz eklemi noktası C noktası olarak kabul edilmiş, omuz-kalça-diz rasındaki açı belirlenmiştir^{88,89,90}.

$$A(a, a', a''), B(b, b', b''), C(c, c', c'')$$

$$|BA| = [(a - b) \oplus (a' - b') \oplus (a'' - b'')]$$

-omuz eklemi- kalça eklemi arasındaki mesafe

$$|BC| = [(c - b) \oplus (c' - b') \oplus (c'' - b'')]$$

-kalça eklemi-diz eklemi arasındaki mesafe

$$|A| = \sqrt{(a)^2 \oplus (a')^2 \oplus (a'')^2}$$

-A vektörünün (omuz eklem noktası) büyüklüğü

$$|B| = \sqrt{(b)^2 \oplus (b')^2 \oplus (b'')^2}$$

-B vektörünün (kalça eklem noktası) büyüklüğü

$$\cos \theta = \frac{|BA| \cdot |BC|}{|A| \cdot |B|}$$

Atış anında gövdenin öne doğru eğilme açısı elde edilen θ açısı ve diz fleksiyon açısının yardımıyla belirlenmiştir.

3.6.5. Topun Elden Çıkış Yüksekliği

Topun elden çıkış yüksekliği, dayanma adımın son evresinde top elden çıkmadan hemen önce top ve yer arasındaki mesafe hesaplanarak belirlendi.

3.6.6. Top Hızı

Hız, yer değiştirmenin zamana göre değişiminden elde edilir. Kamera (sampling frequency) örnekleme frekansı 100 Hz ise, ardışık resimler arası süre 0,001 sn'dir. Yer değiştirmedeki herhangi bir hata, filtrelenmiş ve düzleştirilmiş yer değiştirme verilerinden elde edilen hız ve ivme değerlerinde eksponensiyel hatalara

neden olur. Bu yüzden, bu problemden kaçınmak ve hata miktarını azaltmak için hız ve ivme değerlerinin hesaplanmasında beş-nokta türevi kullanıldı. Bu yöntemde, topun elden çıkma anındaki resim, bu resimden iki önceki resim ve iki sonraki resim olmak üzere toplam beş resim değerlendirilerek top hızı belirlendi (V_0).

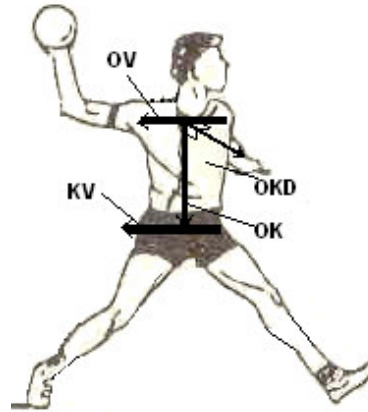
i .resimdeki x pozisyonunun hızı, \bar{p}_x pozisyon verisinden önceki iki veri noktasından $(i-1, i-2)$ ve sonraki iki veri noktasından $(i \oplus 1, i \oplus 2)$ belirlendi:

$$\bar{v}_x[i] = \frac{1}{2} (-\bar{p}_x[i \oplus 2] \oplus 8 \otimes \bar{p}_x[i \oplus 1] - 8 \otimes \bar{p}_x[i-1] \oplus \bar{p}_x[i-2]) \otimes f$$

Burada f kamera frekansını göstermektedir ⁸⁹.

3.6.7. Gövde Açılarının Hesaplanması

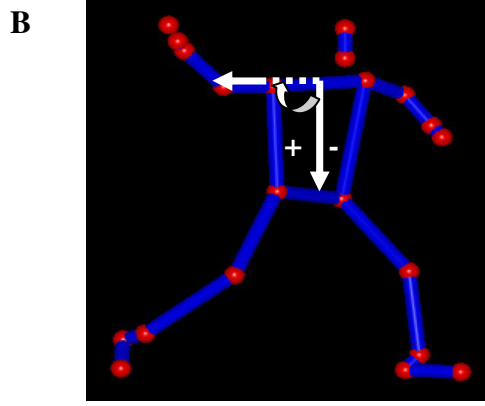
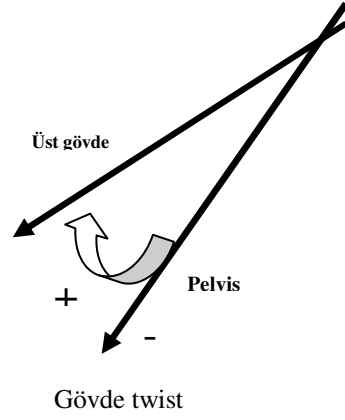
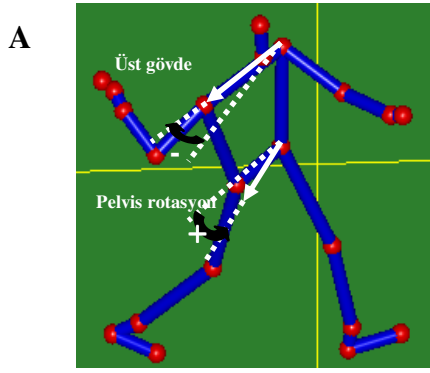
Gövde açıları ve atış kolunun açılarının hesaplanması için belirlenen vektörler aşağıda belirtilmiştir: Sol omuz ekleminden sağ omuz eklemine belirlenen vektör OV, sağ kalça ekleminden sol kalça eklemine belirlenen vektör KV, sağ ve sol omuz eklemleri arasında belirlenen vektörün orta noktasından, sağ ve sol kalça eklemleri arasında belirlenen vektörün orta noktasına doğru belirlenen yeni vektör OK olarak belirlenmiştir. OK vektörünün bulunduğu düzleme dik olarak yerleşen diğer düzlem OKD düzlemi olarak belirlenmiştir.



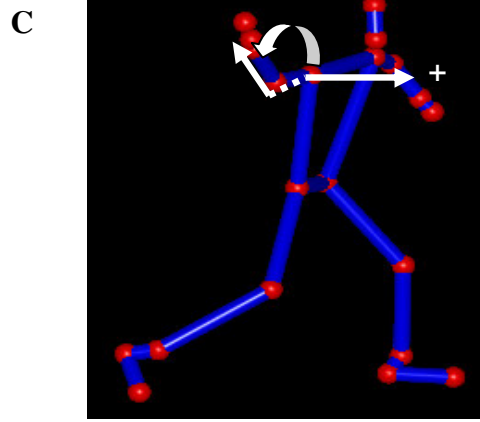
Şekil 3.9. Gövde vektörlerinin tanımlanması

Gövdenin dönme hareketlerini değerlendirmede, üst gövde açısı yatay düzlemdeki OV vektörü ile x-ekseni arasındaki açı olarak, kalça açısı KV vektörü ve x-ekseni arasındaki açı olarak belirlendi. Gövde twist açısı pelvis ve üst gövde açısı

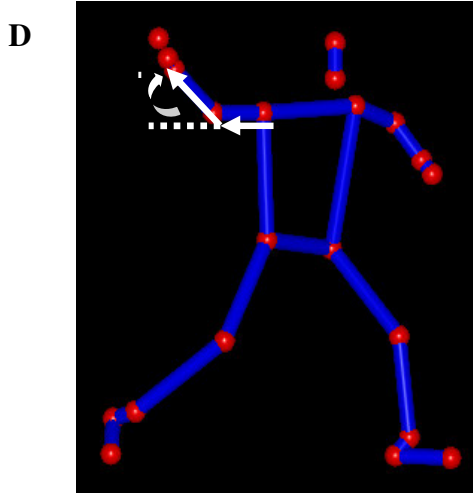
arasındaki fark olarak belirlendi. Omuz ve dirsek eklemi açıları atış kolu üzerindeki gövde hareketlerinin etkisi değerlendirilerek belirlendi. Omuzun abduksiyon / adduksiyon açısı OV-OK düzlemindeki üst kol vektörü (atış kolunun omuz ekleminde dirsek eklemine) ve OK arasındaki açı olarak belirlendi. Yatay abduksiyon/adduksiyon açısı, OV-OKD düzleminde üst kol vektörü ile OV arasındaki açı olarak belirlendi. İnternal ve eksternal rotasyon açısı önkol vektörü (atış kolunun dirsek ekleminde el bileği eklemine) ve OKD düzlemi arasındaki açı olarak belirlendi. Dirsek eklemine fleksiyon/ekstansiyon açısı üst kol ve önkol vektörleri arasındaki açı olarak belirlendi⁹¹.



Omuz abd/add



Omuz internal/eksternal rotasyon

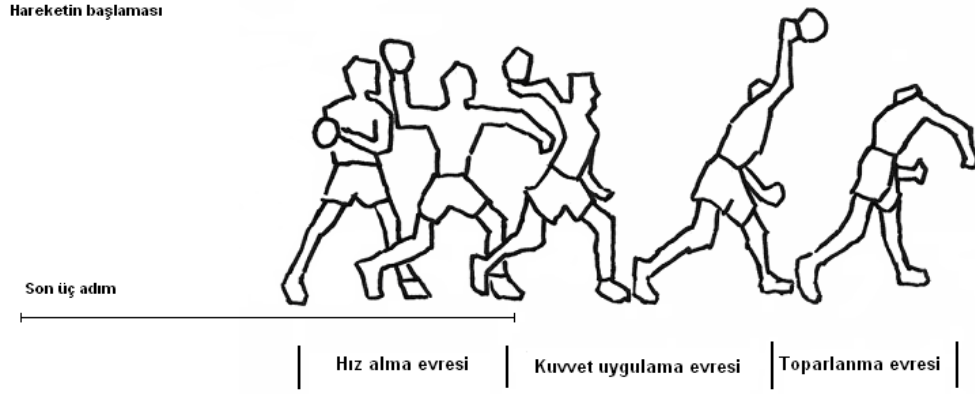


Dirsek fleksiyon/ekstensiyon

Şekil 3.10. Kinematik değişkenlerin tanımlanması; (A) üst gövde, pelvis rotasyon açıları ve gövde twist, (B) omuz adduksiyon/abduksiyon, (C) omuz internal/eksternal rotasyon ve (D) dirsek fleksiyon/ekstensiyon

Topun elden çıktığı anda hızı, el bileği ve top arasındaki mesafe değişikliğinden hesaplandı. Topun eli terkettiği anda, el bileği ve top markerleri arasındaki mesafe birden artar. Toplam atış hareket zamanı, dizin ilk olarak ileri ve aşağıya hareketinden başlayarak topun elden çıkma anına kadar olan süre olarak alındı ve omuzun maksimal external ve internal rotasyonu bu aşamada belirlendi. Eklemlerin açısal hızları ve açıları, Feltner and Dapena (1989), Fradet ve ark.(2004) ve Stodden ve ark.(2005) tarafından kullanılan çeşitli markerler arasındaki pozisyonlarından belirlendi. Omuzun internal/external rotasyon açısı ve dirsek ekstensiyon açısı, omuz, dirsek ve elbileği markerlerinden belirlendi. Dik koordinat sistemi önce omuza (orijin) sistem merkezi olarak ötelendi (bu sistem omuz-dirsek hattında x-ekseni boyunca döner). Omuz rotasyon açısı omuz-dirsek-elbileği düzlemi ve yatay düzlem arasındaki açı olarak hesaplandı.

Diğer kinematik değişkenler aşağıdaki şekilde analiz edildi: Dirsek ekstensiyonu, omuzun external/internal rotasyonu, omuz abduksiyon, gövdenin eğilmesi, gövdenin yana eğilmesi, üst gövde rotasyonu, yatay pelvis rotasyonu ve diz ekstensiyonu ile birlikte top elden çıktığı anda bu eklemlerin açıları ile birlikte hesaplandı⁹².



Şekil 3.11. Yüksek temel atışın evreleri

3.7. İstatistik

Bu araştırmada, elde edilen verilerin değerlendirilmesi SPSS 10.0 (Statistical Package of Social Science) istatistik programı kullanılarak yapılmıştır.

Yapılan tanımlayıcı istatistik analizi sonucunda (Kolmogrov-Smirnov Normality Test) normal dağılım gösteren parametrelerde Student-t testi, diğer parametrelerde ise her iki grubun ortalamaları arasındaki farkların belirlenmesi için Mann- Whitney U testi kullanılmıştır. Ortalamalar arasındaki farkın anlamlılığı testinde $\alpha=0.05$ yanılma düzeyi dikkate alınmıştır⁹³. Parametreler arası ilişki değerleri için Pearson korelasyonu kullanılmıştır.

BULGULAR

4.1. Çalışmaya Katılan Sporcuların Fiziksel Özellikleri

Çalışmaya katılan sporcuların yaş, boy ve ağırlık değerleri aşağıdaki çizelgede verilmiştir. Türkiye Milli Hentbol oyuncuları Grup I ve Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu öğrencileri Grup II olarak belirtilmiştir.

Çizelge 4.1. Grup I ve Grup II'nin yaş, boy ve ağırlık değerleri

n = 18	Grup I				Grup II			
	A.O.	S.S.	Max.	Min.	A.O.	S.S.	Max.	Min.
Yaş (yıl)	25.40	3.28	31.00	20.00	22.70	1.58	26.00	21.00
Boy (cm)	188.90	6.75	197.00	178.00	184.40	5.30	194.00	179.00
Ağırlık (kg)	89.60	10.30	108.00	76.00	85.11	13.20	108.00	69.00

4.2. Çalışmaya Katılan Sporcuların Antropometrik Özellikleri

Çalışmaya katılan sporcuların antropometrik özellikleri ve her iki grubun sonuçlarından elde edilen değerlerin karşılaştırılması çizelge 4.2’de verilmiştir.

Çizelge 4.2. Grup I ve Grup II’nin Antropometrik Değerleri

n = 18	Grup I				Grup II				p
	A.O.	S.S.	MAK.	MİN.	A.O.	S.S.	MAK.	MİN.	
Boy (m)	189.50	6.80	197	178.00	185.10	5.00	194.00	179.00	.197
Ağırlık (kg)	89.60	10.30	108	76.00	86.10	13.00	108.00	69.00	.543
Toplam kol uzunluğu(cm)	83.10	3.50	87.40	77.00	84.40	3.70	88.50	80.30	.924
Üst kol Uzunluğu (cm)	36.50	1.90	38.70	33.10	37.10	2.80	42.60	33.50	.569
Ön kol Uzunluğu (cm)	28.80	1.15	30.60	27.10	28.70	0.90	29.90	27.30	.893
Üst bacak Uzunl. Sağ (cm)	44.50	1.30	46.30	42.20	46.80	2.40	52.40	44.60	.024*
Üst bacak Uzunl. Sol (cm)	44.50	1.30	46.20	42.10	46.70	2.30	52.40	44.70	.024*
Alt bacak uzunl. Sağ (cm)	42.90	2.80	47.10	38.80	42.30	2.20	45.80	39.40	.613
Alt bacak uzunl. Sol (cm)	42.80	2.60	47.20	38.90	42.40	2.10	45.80	39.40	.734
Uyluk çevre Sağ (cm)	59.90	3.10	64.80	55.80	59.90	3.60	67.30	54.80	.625
Uyluk çevre Sol (cm)	58.10	2.70	62.60	54.50	59.80	3.90	66.80	56.70	.890
Kalf çevre Sağ (cm)	40.50	2.80	45.90	37.70	40.70	2.20	44.00	38.40	.996
Kalf çevre Sol (cm)	40.40	2.30	44.80	37.30	40.30	1.80	44.40	38.20	.965
Toplam bacak uzunl. (cm)	111.10	5.40	118.20	103.60	109.90	4.60	115.50	101.30	.991
Oturma yüks. (cm)	96.70	3.70	100.30	90.20	95.60	2.20	98.50	92.80	.438
El uzunluğu(cm)	20.40	0.90	21.40	18.90	19.90	0.70	21.00	18.90	.202
Uyluk çevre Sağ (cm)	59.90	3.10	64.80	55.80	58.90	4.30	67.30	54.50	.625
Uyluk çevre Sol (cm)	58.00	2.70	62.60	54.50	58.10	1.90	62.80	56.70	.894

* p < .05

Grup I ve Grup II’ye ait antropometrik özellikler değerlendirildiğinde, sadece sağ ve sol üst bacak uzunluklarının ortalama değerleri arasında anlamlı fark olduğu belirlenmiştir (p<.05).

Çizelge 4.3 Alt ekstremiteye ait antropometrik değerler ile isabetli atış parametreleri arasındaki korelasyon

Parametreler	Grup I (n=11)	Grup II (n=6)	İsabetli kale				
			Atışları				
			p	r			
L ₃ (%h) (cm)	Sağ Kalf Çevre (cm)	40.73	39.02	.037	.524*		
	Sağ Uyluk Çevre (cm)	60.37	57.24	.021	.570*		
	Sol Uyluk Çevre (cm)	37.46	58.12	44.28	57.34	.018	.581*
L(%h) (cm)	Sol Kalf Çevre (cm)	40.39	39.26	.020	.573*		
	Sağ Kalf Çevre (cm)	40.73	39.02	.009	.630**		
	Sol Uyluk Çevre (cm)	55.28	58.12	51.99	57.34	.000	.798**
Ψ _{dir-flex} (°)(K)	Sol Uyluk Çevre	26.74	58.12	33.52	57.34	.042	-.513*
Φ _{o-y-add} (°)(H)	Üst Bacak Uzunluğu (cm)	2.62	44.73	8.20	45.78	.009	.629**
	Sağ Uyluk Çevre (cm)	60.37	57.24	.010	.625**		
	Sol Uyluk Çevre (cm)	58.12	57.34	.028	.547*		
δ _{gövde-f} (°)(T)	Ağırlık (kg)	42.76	91.90	27.42	90.00	.032	.536*
	Sol Kalf Çevre (cm)	40.39	39.40	.029	.544*		
	Sağ Kalf Çevre (cm)	40.73	39.30	.019	.578*		
	Oturma Yüksekliği (cm)	96.02	94.2	.023	.563*		
Θ _{top-uçuş} (°)(T)	Ağırlık (kg)	57.68	91.90	25.50	79.00	.006	.656**
	Boy (cm)	189.45	183.4	.019	.579*		
	Sağ Uyluk Çevre(cm)	60.37	57.24	.010	.621*		
	Ağırlık (kg)	91.90	79.00	.010	.626**		
h _{top} (cm)(T)	Boy (cm)	199.92	189.45	180.81	183.40	.031	.540*
	Alt Bacak Uzunluğu (cm)	43.35	41.3	.027	.552*		

* p < .05, ** p < .01

Alt ekstremiteye ait antropometrik veriler ve isabetli kale atış parametreleri arasındaki ilişkide, Grup I ve Grup II için sondan üçüncü adım uzunluğunun boya oranının (L₃(%h)) sağ kalf çevre (r=.524*) , sağ uyluk çevre (r=.524*) ve sol uyluk çevre (r= .581*) değerleri ile pozitif yönde ilişki olduğu bulunmuştur (p<.05).

Son adım uzunluğunun boya oranının (L(%h)), her iki grup için de sol kalf çevre (r=.573*), sağ kalf çevre (r=.630**) ve sol uyluk çevre (r=.798**) değerleri ile pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur (p<.05).

Kuvvet uygulama evresinde belirlenen dirsek fleksiyon açısı(Ψ_{dir-flex}), sol uyluk çevre değeri (r= -.513*) ile negatif yönde anlamlı ilişki belirlenmiştir (p<.05).

Kurulma evresinde belirlenen omuz yatay adduksiyon açısı (Φ_{o-y-add}) ile üst bacak uzunluğu arasında pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur(r= .629**, p<.05).

Topun elden ayrılma evresi olan son evrede, gövdenin ileriye doğru eğilme açısı (δ_{gövde-f}) ile sağ uyluk çevre ölçümü (r=.625**), sol uyluk çevre ölçümü(r=.547*) ve ağırlık(r=.536*) arasında pozitif yönde ilişki bulunmuştur (p<.05).

Topun elden ayrılma evresinde, topun elden çıkış açısı ($\Theta_{\text{top-uçuş}}$), sol kalf çevre değeri ($r=.544^*$), sağ kalf çevre değeri ($r=.578^*$), oturma yüksekliği ($r=.563^*$), ağırlık ($r=.656^{**}$) ve boy ($r=.579^*$) değerleri arasında pozitif yönde ilişki bulunmuştur ($p<.05$).

Son evrede topun elden çıkış yüksekliği (h_{top}), sağ uyluk çevre ($r=.621^*$), ağırlık ($r=.626^{**}$), boy ($r=.540^*$) ve alt bacak uzunluk ($r=.552^*$) değerleri arasında pozitif ilişki bulunmuştur ($p<.05$).

Çizelge 4.4. Üst ekstremiteye ait antropometrik değerler ile isabetli atış parametreleri arasındaki korelasyon

Parametreler	Grup I (n=11)	Grup II (n=6)	İsabetli kale atışları				
			p	r			
$\Theta_{\text{top-uçuş}}(^{\circ})(T)$	Top. kol uzunluğu (cm)	83.48	81.26	.010	.623**		
	Üst kol uzunluğu (cm)	57.68	36.75	25.50	35.24	.022	.566*
$h_{\text{top}}(\text{cm})(T)$		199.92		180.81		.049	.499*
$F_{\text{top}}(N)$	Önkol uzunluğu (cm)	366.48	29.01	459.78	28.52	.018	.582*

* $p<.05$, ** $p<.01$

Topun elden ayrılma evresinde, topun elden çıkış açısı ($\Theta_{\text{top-uçuş}}$) ile, atış kolunun toplam uzunluğu ($r=.623^{**}$) ve üst kol uzunluğu ($r=.566^*$) arasında pozitif yönde ilişki bulunmuştur ($p<.05$). Yine aynı evrede önkol uzunluğu ile topun elden çıkış yüksekliği ($r=.499^*$) ve topa uygulanan kuvvet ($r=.582^*$) arasında pozitif yönde ilişki bulunmuştur ($p<.05$).

4.3. Yüksek Temel Atış Performansı Evreleri ve Bu Evrelere ait Kinematik Verileri

Bu çalışmada hentbolde yüksek temel atış performansı; Adımlama Evresi (A), Kurulma Evresi (H), Kuvvet Uygulama Evresi (K) ve Topun Elden Ayrılma Evresi (T) olmak üzere dört aşamada incelenmiştir. Çizelge 4.5'te Grup I ve Grup II'nin bu evrelere ait verileri ve ortalama değerlerinin karşılaştırılması verilmiştir.

Çizelge 4.5. Grup I ve Grup II yüksek temel atış performans değerlerinin evrelere göre karşılaştırılması

		Grup I (n=18)				GrupII (n=18)				
		A.O.	S.S.	MAK.	MİN.	A.O.	S.S.	MAK.	MİN.	p
ADIMLAMA EVRESİ (A)	L ₁ (cm)	102.22	18.67	141.56	71.11	102.11	19.07	161.57	79.50	.987
	L ₁ (%h) (cm)	52.27	14.86	72.59	3.71	55.47	10.84	88.28	42.29	.912
	L ₂ (cm)	77.40	29.45	152.59	40.82	76.43	17.51	104.45	35.00	.905
	L ₂ (%h) (cm)	41.17	16.10	81.50	21.26	41.45	9.31	57.08	19.55	.950
	L ₃ (cm)	75.16	17.37	99.06	42.68	78.63	12.38	98.58	51.72	.495
	L ₃ (%h) (cm)	39.84	9.32	52.05	22.80	42.81	7.64	54.76	26.65	.305
KURULMA EVRESİ (H)	Ω _{p-rot} (°)	20.31	5.44	33.08	11.28	20.01	7.40	38.55	8.45	.888
	ω _p (°/s)	905.98	215.59	1453.00	564.00	826.62	369.77	1583.5	281.60	.437
	β _{ü-gövde} (°)	10.01	5.37	20.42	1.34	15.47	7.39	26.78	4.04	.016*
	ω _{ü-gövde} (°/s)	463.15	267.42	1021.00	67.00	637.55	360.82	1339.00	193.00	.109
	φ _{o-ER} (°)	84.58	31.25	126.34	20.38	69.22	30.83	116.17	17.37	.147
	Φ _{diz-flex} (°)	18.70	7.86	32.39	6.24	26.44	11.09	47.47	6.99	.021*
	Ψ _{dir-flex} (°)	46.69	20.88	77.51	6.32	66.31	23.07	100.28	12.28	.011*
	φ _{o-abd} (°)	44.30	28.51	90.34	13.44	51.94	22.92	92.43	14.45	.486
	Ψ _{dir-flex} (°)	32.11	14.09	63.23	13.78	34.57	19.34	70.32	6.85	.665
	ω _{dir-flex} (°/s)	1502.96	782.03	3186.50	310.00	1594.91	985.73	3516.00	342.50	.758
KUVVET UYG. EVRESİ	φ _{o-IR} (°)	105.86	36.06	161.70	37.48	117.77	29.95	146.10	25.60	.282
	Φ _{diz-flex} (°)	17.14	10.54	45.48	3.03	25.42	10.79	37.34	4.82	.026*
	δ _{gövde-f} (°)	45.37	18.39	89.46	20.06	38.70	24.41	91.38	6.78	.361
	δ _{gövde-s} (°)	6.31	3.06	13.13	1.80	5.85	4.02	14.75	1.38	.195
TOPUN ELDEN AYRILMA EVRESİ (T)	Ω _{p-rot} (°)	12.14	7.41	23.44	2.98	11.79	13.94	56.60	0.30	.327
	Θ _{top-uçuş} (°)	61.79	29.49	112.55	7.05	63.08	40.08	126.60	8.18	.913
	h _{top} (cm)	200.41	16.41	226.35	159.19	171.15	21.31	219.61	135.11	.001*
	V _{top} (m/sn)	20.28	5.62	30.28	12.28	25.59	7.56	34.17	8.21	.146
	Ψ _{dir-ext} (°)	17.28	7.43	32.87	2.86	33.25	16.31	58.19	15.47	.004*
	F _{top} (N)	346.71	266.77	807.35	57.85	438.69	285.54	848.81	32.20	.411

* p<.05

Yüksek temel atış performansının (toplam 36 yüksek temel atış performansı) evrelere göre dağılımı gruplar arasında incelendiğinde, kurulma evresinde üst gövde açısı (β_{ü-gövde}) açısı, diz fleksiyon açısı (Φ_{diz-flex}), dirsek fleksiyon açısı (Ψ_{dir-flex}) ve omuz yatay adduksiyon açısı (Φ_{o-y-add}) değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmiştir (p<.05).

Topun elden ayrılma evresinde, diz fleksiyon açısı (Φ_{diz-flex}), topun elden çıkış yüksekliği (h_{top}) ve dirsek ekstensiyon açısı değerlerinde (Ψ_{dir-ext}) gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<.05).

4.3.1. Adımlama Evresi

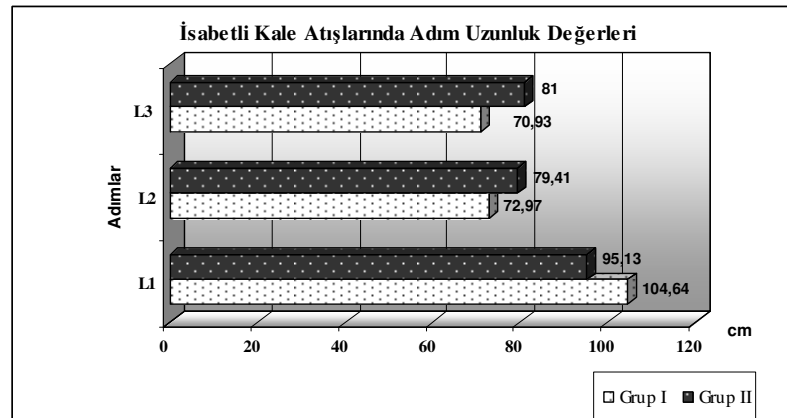
Çalışmaya katılan sporcuların yüksek temel atış performansı öncesi üç adım (L_3 : Sondan 3.adım uzunluğu, L_2 : sondan ikinci adım uzunluğu, L_1 : son adım uzunluğu) uzunlukları ve boylarına göre oranları aşağıdaki çizelgede gösterilmiştir. Çizelgede, son adım uzunluğu: L_1 , sondan ikinci adım uzunluğu: L_2 ve sondan üçüncü adım uzunluğu L_3 olarak gösterilmiştir.

Çizelge 4.6. Grup I ve Grup II'nin isabetli kale atışlarında adım uzunluk değerlerinin incelenmesi

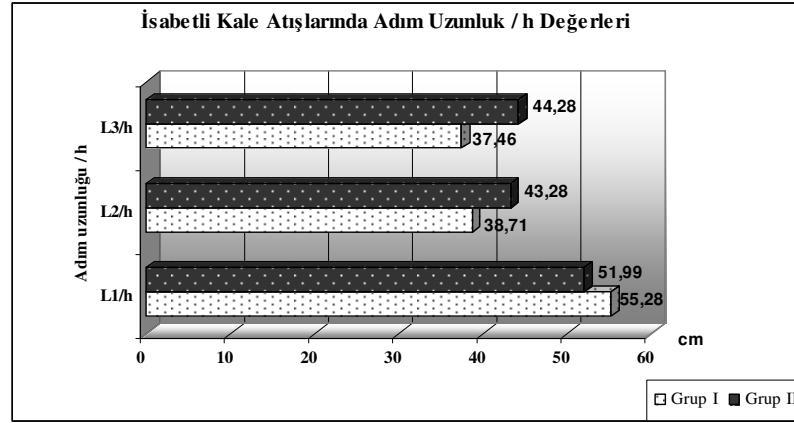
ADIMLAMA EVRESİ	Grup I (n=11)					Grup II (n=6)					p
	A.O.	S.S.	MAK.	MIN.	%	A.O.	S.S.	MAK.	MIN.	%	
L_1 (cm)	104.64	21.48	141.56	72.11	102.36	95.13	15.12	117.96	79.5	93.16	.275
L_1 (%h)(cm)	55.21	11.27	72.59	37.17	105.75	51.39	8.90	65.89	42.29	93.72	.981
L_2 (cm)	72.97	32.34	152.59	42.94	94.27	79.41	23.90	104.45	51.44	103.89	.191
L_2 (%h)(cm)	38.51	17.62	81.5	22.13	94.02	42.90	12.97	57.08	28.74	104.41	.132
L_3 (cm)	70.93	16.73	99.06	42.68	94.37	81.00	11.21	91.7	65.44	103.01	.174
L_3 (%h)(cm)	37.43	8.83	50.28	22.8	94.02	43.66	7.01	51.23	34.99	103.43	.096*

*p<.05

Hentbolde isabetli kale atışlarında yüksek temel atış performansı öncesi alınan son üç adımda, adım uzunluklarının boy değerlerine göre yüzde oranları karşılaştırıldığında, Grup I sporcuları için L_1 (%h): 55.21 ± 11.27 cm, L_2 (%h): 38.51 ± 17.62 cm, L_3 (%h): 37.43 ± 8.83 cm, Grup II sporcuları için L_1 (%h): 51.39 ± 8.90 , L_2 (%h): 42.90 ± 12.97 cm ve L_3 (%h): 43.66 ± 7.01 cm olarak bulunmuştur. Grup I ve Grup II sporcularının L_3 (%h) ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<.05).



Şekil 4.1. Adımlama evresinde isabetli kale atışlarında adım uzunluk değerleri



Şekil 4.2. Adımlama evresinde isabetli kale atışlarında adım uzunluk / h değerleri

Çizelge 4.7. Adımlama evresinde **isabetli** kale atışlarında adım uzunlukları ile atış parametreleri arasındaki korelasyon değerleri

ADIMLAMA EVRESİ	Parametreler	İsabetli kale Atışları					
		Grup I (n=11)		Grup II (n=6)		p	r
L ₁ (%h) (cm)	φ_{o-IR} (°) (K)	55.8	136.32	51.99	101.10	.043	-.496*
L ₃ (%h) (cm)	$\Psi_{dir-flex}$ (°) (H)	37.46	50.17	44.78	78.18	.049	.484*

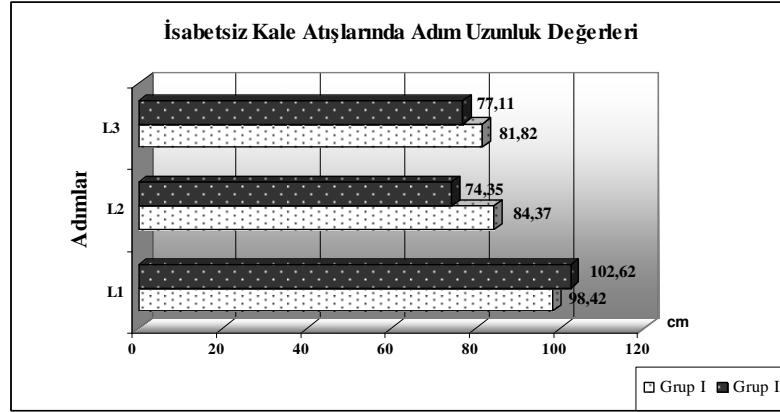
*p<.05

İsabetli yüksek temel kale atışlarında adımlama evresinde, son adım uzunluğunun boya oranı ile (L₁(%h)), kuvvet uygulama evresindeki omuz internal rotasyon açısı (φ_{o-IR}) arasında negatif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur (r=-.496*, p=.043). Yine bu evrede sondan üçüncü adım uzunluğunun boya oranı ile (L₃(%h)), kurulma evresindeki dirsek fleksiyon açısı ($\Psi_{dir-flex}$) değerleri arasında pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur (r=.484*, p=.049).

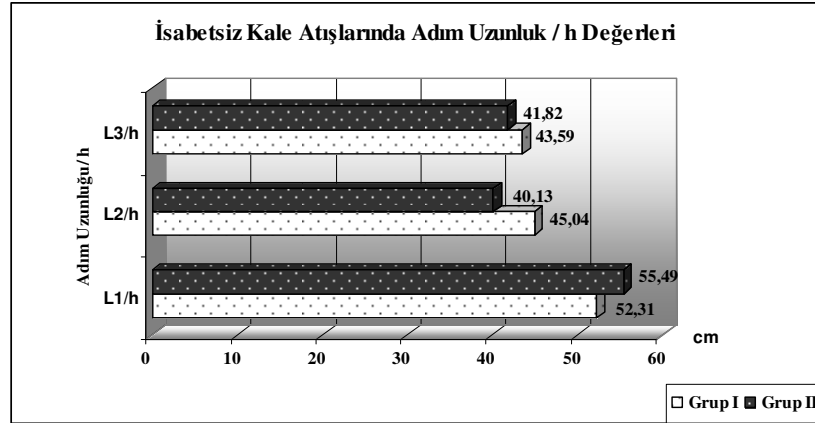
Çizelge 4.8. Grup I ve Grup II'nin **isabetsiz** kale atışlarının değerlendirilmesi

ADIMLAMA EVRESİ	Grup I (n=7)					Grup II (n=12)					p
	A.O.	S.S.	MAK.	MİN.	%	A.O.	S.S.	MAK.	MİN.	%	
L ₁ (cm)	98.42	13.64	116.27	84.75	96.28	102.62	19.57	161.57	85.43	100.49	.447
L ₁ (%h) (cm)	52.31	6.56	62.18	44.14	100.07	55.49	11.00	88.28	47.76	100.03	.499
L ₂ (cm)	84.37	24.94	116.95	40.82	109.00	74.35	15.75	92.49	35.00	97.27	.295
L ₂ (%h) (cm)	45.04	13.72	63.21	21.26	109.40	40.13	8.09	49.19	19.55	96.81	.337
L ₃ (cm)	81.82	17.43	96.30	54.61	108.86	77.11	13.50	98.58	51.72	98.06	.518
L ₃ (%h) (cm)	43.59	9.44	52.05	28.44	109.41	41.82	8.27	54.76	26.65	97.68	.674

Hentbolde **isabetsiz** kale atışlarında yüksek temel atış performansı öncesi alınan son üç adımda, adım uzunluklarının boy değerlerine göre oranları karşılaştırıldığında, Grup I sporcuları için $L_1(\%h)$: 52.31 ± 6.56 cm, $L_2(\%h)$: 45.04 ± 13.72 cm, $L_3(\%h)$: 43.59 ± 9.44 cm, Grup II sporcuları için $L_1(\%h)$: 55.49 ± 11.00 , $L_2(\%h)$: 40.13 ± 8.09 cm ve $L_3(\%h)$: 41.82 ± 8.27 cm olarak bulunmuştur. Grup I ve Grup II sporcularının adım uzunluk parametreleri ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.



Şekil 4.3. Adımlama evresinde isabetsiz kale atışlarında adım uzunluk değerleri



Şekil 4.4. Adımlama evresinde isabetli kale atışlarında adım uzunluk / h değerleri

Çizelge 4.9. Adımlama evresinde **isabetsiz** kale atışlarında adım uzunlukları ile atış parametreleri arasındaki korelasyon değerleri

ADIMLAMA EVRESİ	Parametreler	İsabetsiz kale atışları					
		Grup I (n=7)		Grup II (n=12)		p	r
		L ₂	h_{top} (cm) (T)	84.37	201.15	74.35	167.06
L ₁	$\Psi_{dir-flex}$ (°) (H)	98.42	49.34	102.62	69.58	.049	.458*
	ω_p (°/s) (H)		847.57		853.71	.019	-.532*
L ₃ (%h)	$\omega_{ü-gövde}$ (°/s) (H)	43.59	528.64	41.82	680.09	.011	-.567*
	$\Omega_{dir-flex}$ (°/s) (K)		1366.28		1727.88	.029	-.501*
L ₂ (%h)	h_{top} (cm) (T)	42.07	201.15	40.13	167.06	.024	-.514*

*p<.05

Yüksek temel atış performanslarında isabetsiz kale atışları için adımlama evresinde, adım uzunlukları ve atış parametreleri arasındaki ilişki incelendiğinde; sondan ikinci adım uzunluğu (L₂) ile topun elden çıkış yüksekliği (h_{top}) arasında negatif ($r=-.522^*$, $p=.022$) son adım uzunluğu (L₁) ile kurulma evresindeki dirsek fleksiyon açısı ($\Psi_{dir-flex}$) arasında pozitif ($r=.458^*$, $p=.049$) yönde ilişki bulunmuştur.

İsabetsiz atış performanslarında adımlama evresinde, sondan ikinci adım uzunluğunun boya oranı (L₃(%h)) ile kurulma evresindeki pelvis açısız hızı (ω_p)($r=-.532^*$, $p=.019$), üst gövde açısız hızı ($\omega_{ü-gövde}$)($r=-.567^*$, $p=.011$) ve kuvvet uygulama evresindeki dirsek fleksiyon açısız hızı ($\omega_{dir-flex}$) ($r=-.501^*$, $p=.029$) arasında negatif yönde ilişki bulunmuştur.

Sondan ikinci adım uzunluğunun boya oranı (L₂(%h)) ile topun elden çıkma yükseklik (h_{top})değerleri arasında negatif yönde ilişki bulunmuştur ($r=-.514^*$, $p=.024$).

4.3.2. Kurulma Evresi

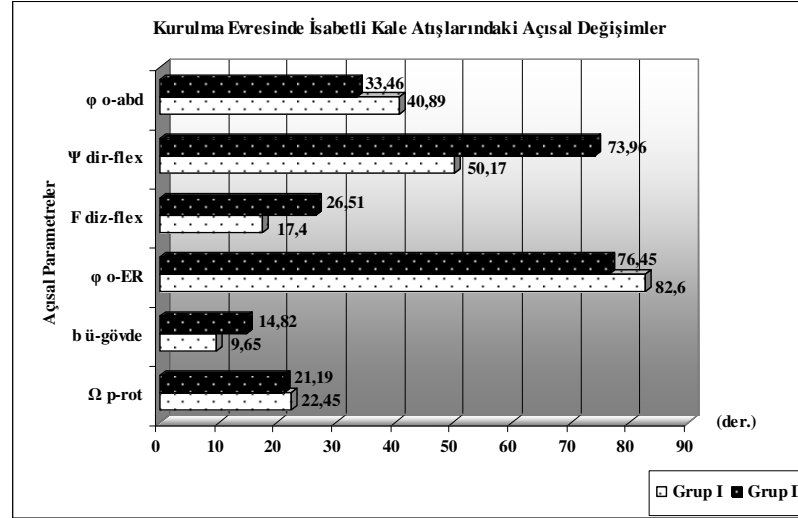
Adımlama evresinden sonra kolun ivmelenmeye başlamasına kadar olan bölüm kurulma evresi olarak tanımlanmıştır. Kurulma evresinde kolun ivmelenmesi öncesi üst beden, alt beden, pelvis, dirsek ve diz eklemlerinde gözlenen açısız değişiklikler ve bu değişikliklere bağlı olarak oluşan açısız hızlar çizelge 4.10'da gösterilmiştir.

Çizelge 4.10. Grup I ve Grup II'nin isabetli kale atışlarının kurulma evresinde parametrelerin açısal değişimleri

		Grup I (n=11)					GrupII (n=6)					p
		A.O.	S.S.	MAK.	MİN.	%	A.O.	S.S.	MAK.	MİN.	%	
KURULMA EVRESİ	Ω_{p-rot} (°)	22.45	5.39	33.08	15.46	110.53	21.19	10.84	38.55	8.45	105.89	.622
	ω_p (°/s)	854.42	336.52	1453	108.45	94.30	1345.02	852.62	2816	648.6	162.71	.546
	$\beta_{\ddot{u}-gövde}$ (°)	9.65	5.89	20.42	1.34	96.40	14.82	5.98	22.02	6.42	95.79	.056
	$\omega_{\ddot{u}-gövde}$ (°/s)	421.48	286.06	1021.00	67.00	91.00	558.06	162.51	734.00	321.00	87.53	.315
	φ_{o-ER} (°)	82.6	35.85	126.34	20.38	97.65	76.45	36.71	111.89	35.32	110.44	.679
	$\Phi_{diz-flex}$ (°)	17.40	9.53	32.39	6.24	93.04	26.51	15.98	47.47	6.99	100.26	.084
	$\Psi_{dir-flex}$ (°)	50.17	15.18	68.57	24.52	107.45	73.96	16.71	100.28	56.65	111.53	.004*
	φ_{o-abd} (°)	40.89	26.42	89.48	14.84	92.30	33.46	16.51	80.82	14.45	64.42	.973

*p<.05

Hentbolde yüksek temel atış performansında ikinci evre olarak ele alınan kurulma evresinde dirsek fleksiyon açısı değerlerinde iki grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < .05$). İsabetli kale atışlarında dirsek fleksiyon açısı Grup I sporcuları için 44.99 ± 19.40 derece, Grup II sporcuları için 78.18 ± 18.18 derece olarak belirlenmiştir.



Şekil 4.5. Kurulma evresinde isabetli kale atışlarında açısai değişimler

Çizelge 4.11. Grup I ve Grup II'nin isabetli atışlarının korelasyon değerleri

KURULMA EVRESİ	Parametreler	Grup I (n=11)	Grup II (n=6)	İsabetli kale Atışları			
				p	r		
	Ω_{p-rot} (°) $\Phi_{diz-flex}$ (°) (H)	22.45	17.41	20.62	28.35	.003	-.674**
	ω_p (°/s) F(N)(T)	854.42	366.48	1345.02	459.78	.015	.578*
	$\beta_{ü-gövde}$ (°) $\omega_{ü-gövde}$ (°/s) (H)	9.65	421.48	15.85	552.46	.000	.867**
	$\Phi_{diz-flex}$ (°) $\Psi_{dir-flex}$ (°) (H)	17.41	50.17	28.35	78.18	.018	.567*
				$\Theta_{top-uçuş}$ (°) (T)	24.24	.010	-.606**
	$\Psi_{dir-flex}$ (°) $\delta_{gövde-s}$ (°)(H)	50.17	6.01	78.18	4.21	.004	-.658**
	ϕ_{o-abd} (°) $\Phi_{diz-flex}$ (°) (H)	40.89	17.41	41.35	28.35	.044	.493*
	ϕ_{o-ER} (°) F (N) (T)	35.85	366.48	76.45	459.78	.032	.520*

* $p < .05$, ** $p < .01$

İsabetli kale atışlarında kurulma evresinde, pelvis rotasyon açısı (Ω_{p-rot}) ile kurulma evresindeki diz fleksiyon açısı ($\Phi_{diz-flex}$) arasında negatif yönde ($r = -.674^{**}$, $p = .003$) ilişki bulunmuştur. Pelvis rotasyon açısai hızı ω_p ile topun elden ayrılma

evresinde topa uygulanan kuvvet (F_{top}) arasında pozitif ($r=.578^*$, $p=.000$) yönde ilişki, üst gövde açısı ($\beta_{\text{ü-gövde}}$) ile üst gövde açısal hızı ($\omega_{\text{ü-gövde}}$) arasında pozitif ($r=.867^{**}$, $p=.000$) yönde ilişki bulunmuştur.

Kurulma evresindeki diz fleksiyon açısı ($\Phi_{\text{diz-flex}}$) ile yine aynı evredeki dirsek fleksiyon açısı ($\Psi_{\text{dir-flex}}$) ile pozitif ($r=.567^*$, $p=.018$), topun elden ayrılma evresindeki topun elden çıkış açısı ($\Theta_{\text{top-uçuş}}$) arasında negatif ($r=-.606^{**}$, $p=.010$) yönde ilişki bulunmuştur.

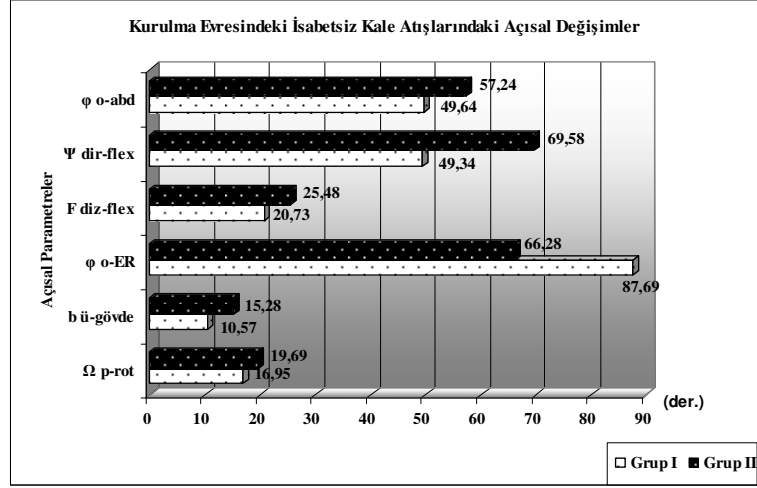
Bu evrede dirsek fleksiyon açısı ($\Psi_{\text{dir-flex}}$), aynı evrede gövdenin yana eğilme açısı ($\delta_{\text{gövde-s}}$) arasında negatif ($r=-.658^{**}$, $p=.004$) yönde ilişki bulunmuştur.

Omuz eksternal rotasyon açısı ($\phi_{\text{o-ER}}$) ile topun elden ayrılma evresindeki topa uygulanan kuvvet (F_{top}) arasında pozitif ($r=.520^*$, $p=.032$) yönde ilişki bulunmuştur.

Çizelge 4.12. Grup I ve Grup II'nin isabetsiz kale atışlarının değerlendirilmesi

	Grup I (n=7)					GrupII (n=12)					p	
	A.O.	S.S.	MAK.	MİN.	%	A.O.	S.S.	MAK.	MİN.	%		
KURULMA EVRESİ												
Ω_{p-rot} (°)	16.95	3.73	21.68	11.28	83.45	19.69	6.37	31.67	10.78	98.40	.316	
ω_p (°/s)	847.57	186.50	1084	564	93.55	853.70	378.78	1583.5	359.3	103.27	.969	
$\beta_{\ddot{u}-g\ddot{v}de-rot}$ (°)	10.57	4.81	18.4	5.25	105.59	15.28	8.27	26.78	4.04	98.77	.189	
$\omega_{\ddot{u}-g\ddot{v}de}$ (°/s)	528.64	240.94	920	262.5	114.14	680.09	430.81	1339.00	193.00	106.67	.642	
φ_{o-ER} (°)	87.69	24.62	120.9	44.96	103.67	66.28	30.75	116.17	17.37	95.75	.136	
$\Phi_{diz-flex}$ (°)	20.73	3.99	25.00	15.65	110.85	25.48	9.21	44.65	11.97	96.36	.216	
$\Psi_{dir-flex}$ (°)	49.34	24.37	77.51	7.37	105.67	69.58	24.67	122.8	39.81	104.93	.345	
φ_{o-abd} (°)	49.64	32.93	90.34	13.44	112.05	57.24	21.24	92.43	15.35	110.20	.547	

Kurulma evresinde isabetsiz kale atışları, değerlendirildiğinde, bu evrede isabetsiz kale atışlarında pelvis rotasyon açısı, pelvis açısal hızı, üst gövde açısı, üst gövde açısal hızı, omuz eksternal rotasyon açısı, diz fleksiyon açısı dirsek fleksiyon açısı ve omuz abduksiyon açısı değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p>.05$).



Şekil 4.6. Kurulma evresinde isabetsiz kale atışlarında açısal değişimler

Çizelge 4.13. Grup I ve Grup II'nin isabetsiz kale atışlarının korelasyon değerleri

Parametreler	Grup I (n=7)	Grup II (n=12)	İsabetsiz kale atışları				
			p	r			
			Ω_{p-rot} (°)	ω_p (°/s)(H)	847.57	853.70	.000
	$\beta_{\ddot{u}-g\ddot{v}de}$ (°)(H)	10.57	15.28	.010	.574*		
	$\omega_{\ddot{u}-g\ddot{v}de}$ (°/s) (H)	16.95	19.69	680.09	.012	.565*	
	φ_{o-ER} (°)(H)	87.69	66.28	.036	.483*		
	φ_{o-IR} (°)(K)	119.87	124.59	.043	.469*		
ω_p (°/s)	$\beta_{\ddot{u}-g\ddot{v}de}$ (°)(H)	10.57	15.28	.022	.522*		
	$\omega_{\ddot{u}-g\ddot{v}de}$ (°/s) (H)	528.64	680.09	.011	.681**		
	Ω_{p-rot} (°)(T)	847.57	853.70	11.70	.003	.643**	
$\beta_{\ddot{u}-g\ddot{v}de}$ (°)	$\omega_{\ddot{u}-g\ddot{v}de}$ (°/s) (H)	10.57	15.28	.000	.935**		
	$\Omega_{dir-flex}$ (°/s) (K)	10.57	32.01	15.28	1727.88	.020	.529*
$\omega_{\ddot{u}-g\ddot{v}de}$ (°/s)	$\Psi_{dir-flex}$ (°)(K)	32.01	37.11	.015	.551*		
	$\Omega_{dir-flex}$ (°/s) (K)	528.64	1366.28	680.09	1727.88	.008	.592**
φ_{o-ER} (°)	$\Psi_{dir-ext}$ (°)(K)	87.69	21.16	66.28	37.92	.029	-.500*
$\Phi_{diz-flex}$ (°)	$\Phi_{diz-flex}$ (°)(T)	15.99	25.82	.009	.583**		
	h_{top} (cm) (T)	23.04	195.91	25.48	167.06	.004	.629**
$\Psi_{dir-flex}$ (°)	$\Psi_{dir-ext}$ (°)(T)	21.16	37.92	.002	.668**		
	$\Psi_{dir-ext}$ (°)(K)	49.34	18.87	69.58	37.93	.016	.546*
φ_{o-abd} (°)	$\delta_{g\ddot{v}de-f}$ (°)(T)	45.79	41.88	.004	-.627**		
	F_{top} (N) (T)	49.64	390.49	57.24	455.78	.036	.483*

* p<.05, ** p<.01

Kurulma evresinde isabetsiz kale atışları değerlendirildiğinde, pelvis rotasyon açısı (Ω_{p-rot}) ile pelvis rotasyon açısal hızı (ω_p) arasında pozitif ($r=.817^{**}$, $p=.000$), üst gövde açısı ($\beta_{\ddot{u}-g\ddot{v}de}$) arasında pozitif ($r=.574^*$, $p=.010$), üst gövde açısal hızı ($\omega_{\ddot{u}-g\ddot{v}de}$) arasında pozitif ($r=.565^*$, $p=.012$), omuz eksternal rotasyon açısı ($\omega_{\ddot{u}-g\ddot{v}de}$) arasında pozitif ($r=.483^*$, $p=.036$), omuz internal rotasyon açısı (φ_{o-IR}) arasında pozitif ($r=.469^*$, $p=.043$) yönde ilişki bulunmuştur.

Pelvis açısal hızı (ω_p) ile üst gövde açısı arasında pozitif ($\beta_{\ddot{u}-g\ddot{v}de}$) ($r=.522^*$, $p=.022$) yönde, üst gövde açısal hızı ($\omega_{\ddot{u}-g\ddot{v}de}$) arasında pozitif ($r=.681^{**}$, $p=.011$) yönde, topun elden ayrılma evresinde pelvis rotasyon açısı (Ω_{p-rot}) arasında pozitif ($r=.643^{**}$, $p=.001$) yönde ilişki bulunmuştur.

İsabetsiz atışlarda kurulma evresinde, üst gövde açısı ($\beta_{\text{ü-gövde}}$) ile üst gövde açısal hızı ($\omega_{\text{ü-gövde}}$) arasında pozitif ($r=.935^{**}$, $p=.000$) yönde, kuvvet uygulama evresindeki dirsek fleksiyon açısal hızı ($\omega_{\text{dir-flex}}$) arasında pozitif ($r=.529^*$, $p=.020$) yönde ilişki bulunmuştur.

Üst gövde açısal hızı ($\omega_{\text{ü-gövde}}$) ile kuvvet uygulama evresindeki dirsek fleksiyon açısı ($\Psi_{\text{dir-flex}}$) arasında pozitif ($r=.551^*$, $p=.015$) yönde, kuvvet uygulama evresindeki dirsek fleksiyon açısal hızı ($\omega_{\text{dir-flex}}$) arasında pozitif ($r=.592^{**}$, $p=.008$) yönde ilişki bulunmuştur.

Omuz eksternal rotasyon açısı ($\phi_{\text{o-ER}}$) ile kuvvet uygulama evresindeki dirsek ekstensiyon açısı ($\Psi_{\text{dir-ext}}$) arasında negatif ($r=.500^*$, $p=.029$) yönde ilişki bulunmuştur.

Kurulma evresinde isabetsiz atış performanslarında diz fleksiyon açısı ($\Phi_{\text{diz-flex}}$) ile topun elden ayrılma evresindeki diz fleksiyon açısı ($\Phi_{\text{diz-flex}}$) arasında pozitif yönde ($r=.583^{**}$, $p=.009$), topun elden ayrılma evresindeki topun elden çıkış yüksekliği (h_{top}) arasında pozitif ($r=.629^{**}$, $p=.004$) yönde ilişki bulunmuştur.

Dirsek fleksiyon açısı ($\Phi_{\text{diz-flex}}$) ile topun elden ayrılma evresindeki dirsek ekstensiyon açısı ($\Psi_{\text{dir-ext}}$) arasında pozitif ($r=.668^{**}$, $p=.002$) yönde, kuvvet uygulama evresindeki dirsek ekstensiyon açısı ($\Psi_{\text{dir-ext}}$) arasında pozitif ($r=.546^*$, $p=.016$) yönde ilişki bulunmuştur.

Omuz abduksiyon açısı ($\phi_{\text{o-abd}}$) ile topun elden ayrılma evresindeki gövdenin ileri eğilme açısı ($\delta_{\text{gövde-f}}$) arasında negatif ($r=-.627^{**}$, $p=.004$) yönde, topun elden ayrılma evresindeki topa uygulanan kuvvet (F_{top}) arasında pozitif ($r=.483^*$, $p=.036$) yönde ilişki bulunmuştur.

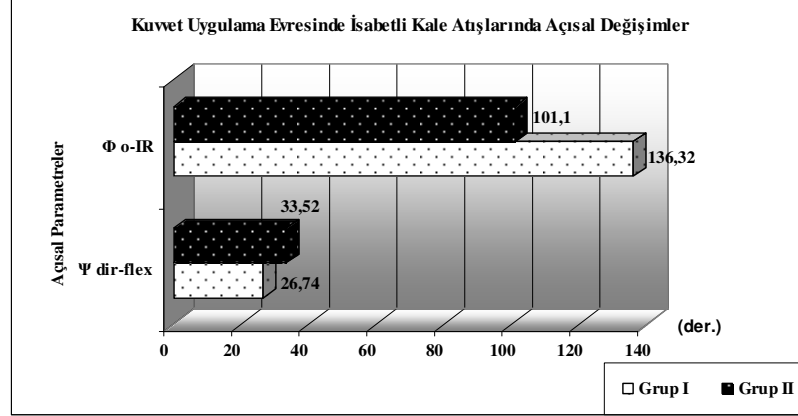
4.3.3. Kuvvet Uygulama Evresi

Kuvvet uygulama evresi top atılmadan önce topa hız kazandırma evresidir. Bu evre kapsamında belirlenen dirsek fleksiyon açısı, dirsek fleksiyon açısal hızı ve omuz internal rotasyon açısı değerleri çizelge 4.14.'te belirtilmiştir.

Çizelge 4.14. Grup I ve Grup II'nin isabetli kale atışlarında kuvvet uygulama evresi değerleri

KUVVET UYG. EVRESİ		Grup I (n=11)					GrupII (n=6)					p
		A.O.	S.S.	MAK.	MIN.	%	A.O.	S.S.	MAK.	MIN.	%	
		$\Psi_{\text{dir-flex}} (^{\circ})$	26.74	15.28	63.23	0.60	83.27	33.52	18.44	55.01	9.17	
$\omega_{\text{dir-flex}} (^{\circ}/s)$	1451.05	921.83	3186.50	169.75	96.54	1005.57	646.59	1738.50	275.05	63.04	.225	
$\Phi_{\text{o-IR}} (^{\circ})$	136.32	118.74	481.20	37.48	128.77	101.10	44.33	129.88	25.60	85.84	.841	

Kuvvet uygulama evresinde isabetli kale atışlarında incelenen dirsek fleksiyon açısı, dirsek fleksiyon açısal hızı ve omuz internal rotasyon açısı değerleri ortalamaları iki grup için karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p > .05$).



Şekil 4.7. Kuvvet uygulama evresinde isabetli kale atışlarında açısal değişimler

Çizelge 4.15. Grup I ve Grup II'nin isabetli kale atışlarında kuvvet uygulama evresi korelasyon değerleri

KUVVET UYG. EVRESİ	Parametreler	Grup I		Grup II		İsabetli kale atışları		
		(n=11)	(n=11)	(n=6)	(n=6)	p	r	
	Ψ _{dir-flex} (°)	φ _{o-IR} (°)(K)	32.17	96.95	29.51	104.11	.035	.512*
	ω _{dir-flex} (°/s)	Ψ _{dir-ext} (°)(K)		17.01		25.77	.050	-.483*
		F _{top} (N)(T)	1451.05	366.48	1005.57	459.78	.020	.557*
	Ψ _{dir-ext} (°)	Ψ _{dir-ext} (°)(T)	17.01	16.49	25.77	25.77	.000	.950**

* $p < .05$, ** $p < .01$

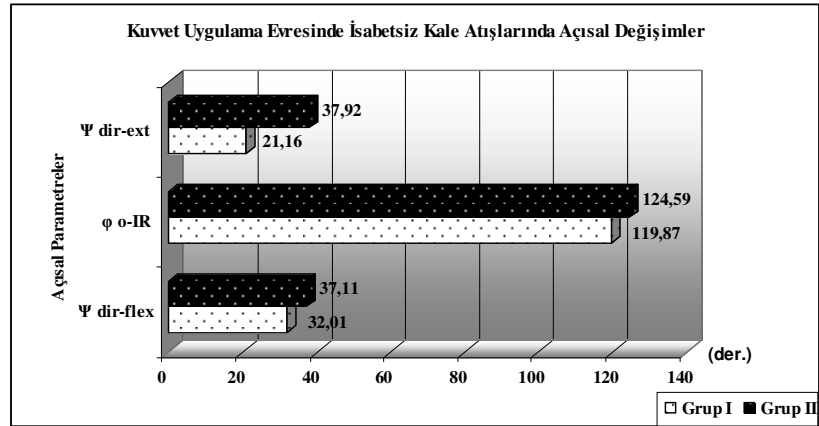
İsabetli kale atışlarında kuvvet uygulama evresinde, dirsek fleksiyon açısı ($\Psi_{dir-flex}$) ile omuz internal rotasyon açısı (ϕ_{o-IR}) arasında pozitif ($r = .512^*$, $p = .035$) yönde, dirsek fleksiyon açısal hızı ($\omega_{dir-flex}$) ile kuvvet uygulama evresindeki dirsek ekstensiyon açısı ($\Psi_{dir-ext}$) arasında negatif ($r = -.483^*$, $p = .050$) yönde, topun elden ayrılma evresindeki topa uygulanan kuvvet (F_{top}) arasında pozitif ($r = .557^*$, $p = .000$) yönde ilişki bulunmuştur.

Kuvvet uygulama evresinde dirsek ekstensiyon açısı ($\Psi_{dir-ext}$) ile topun elden ayrılma evresindeki dirsek ekstensiyon açısı ($\Psi_{dir-ext}$) arasında pozitif ($r = .950^{**}$, $p = .000$) yönde ilişki bulunmuştur.

Çizelge 4.16 . Grup I ve Grup II'nin isabetsiz kale atışlarının değerlendirilmesi

KUVVET UYG. EVRESİ	Grup I (n=7)					GrupII (n=12)					p
	A.O.	S.S.	MAK.	MIN.	%	A.O.	S.S.	MAK.	MIN.	%	
$\Psi_{\text{dir-flex}}$ (°)	32.01	12.35	44.20	13.78	99.68	37.11	19.74	70.32	6.85	107.34	.548
$\omega_{\text{dir-flex}}$ (°/s)	1366.28	761.39	2262.50	310.00	90.90	1727.88	1046.18	3516.00	342.50	108.33	.437
$\phi_{\text{o-IR}}$ (°)	119.87	34.33	161.70	61.27	113.23	124.59	22.23	146.10	67.04	105.79	.237
$\Psi_{\text{dir-ext}}$ (°)	21.16	16.81	57.85	6.25	122.45	37.92	21.22	77.77	15.47	114.04	.108

İsabetsiz kale atışlarında kuvvet uygulama evresinde incelenen dirsek fleksiyon açısı, dirsek fleksiyon açısal hızı, omuz internal rotasyon açısı ve dirsek ekstensiyon açı değerleri ortalamaları iki grup için karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p>.05$).



Şekil 4.8. Kuvvet uygulama evresinde isabetsiz kale atışlarında açısal değişimler

Çizelge 4.17. Grup I ve Grup II'nin kuvvet uygulama evresinde isabetsiz atışlarının korelasyon değerleri

KUVVET UYG. EVRESİ	Parametreler		Grup I (n=7)		Grup II (n=12)		İsabetsiz kale atışları	
	$\Psi_{\text{dir-flex}} (^{\circ})$	$\omega_{\text{dir-flex}} (^{\circ}/\text{s})(\text{K})$					p	r
			32.01	1366.28	37.11	1727.88	.000	.881**

**p<.01

Kuvvet uygulama evresinde isabetsiz kale atışlarının değerlendirilmesinde, dirsek fleksiyon açısı ($\Psi_{\text{dir-flex}}$) ile yine aynı evredeki dirsek fleksiyon açısal hızı ($\omega_{\text{dir-flex}}$) arasında pozitif ($r=.881^{**}$, $p=.000$) yönde ilişki bulunmuştur.

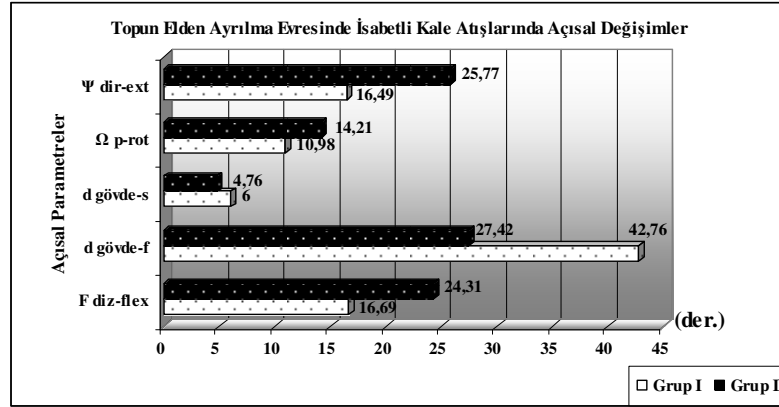
4.3.4. Topun Elden Ayrılma Evresi

Hentbolde yüksek temel atış performansında son evre topun elden ayrılma evresi olarak tanımlanmıştır. Bu evrede isabetli kale atışlarında değerlendirilen parametrelerde, topun elden çıkış açısı ($\Theta_{\text{top-uçuş}}$), top hızı (V_{top}) ve dirsek ekstensiyon açısı ($\Psi_{\text{dir-ext}}$) değerleri iki grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<.05$).

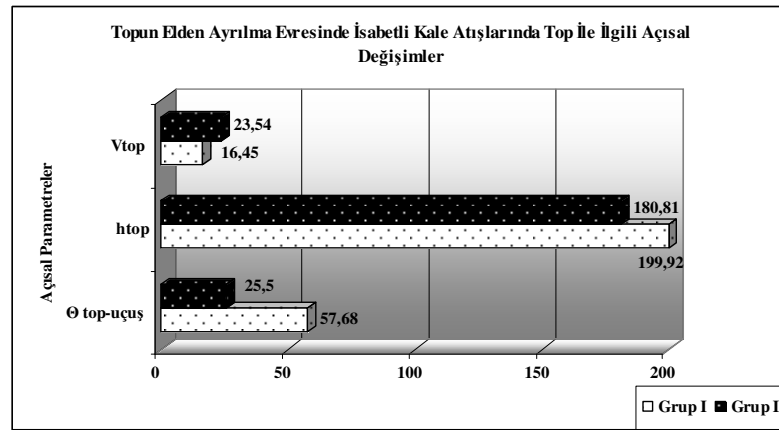
Çizelge 4.18. Grup I ve Grup II'nin isabetli kale atışlarında topun elden ayrılma evresi değerleri

		Grup I (n=11)					GrupII (n=6)					P
		A.O.	S.S.	MAK.	MIN.	%	A.O.	S.S.	MAK.	MIN.	%	
		TOPUN ELDEN AYRILMA EVRESİ	$\Phi_{\text{diz-flex}} (^{\circ})$	16.69	12.41	45.48	3.03	97.37	24.31	12.37	36.83	
	$\delta_{\text{gövde-f}} (^{\circ})$	42.76	16.56	63.72	20.06	94.24	27.42	23.93	53.54	4.08	70.85	.097
	$\delta_{\text{gövde-s}} (^{\circ})$	6.00	3.23	11.81	1.8	95.08	4.76	3.21	10.36	2.56	81.36	.108
	$\Omega_{\text{p-rot}} (^{\circ})$	10.98	7.31	20.91	2.98	90.44	14.21	22.11	56.60	0.88	120.52	.132
	$\Theta_{\text{top-uçuş}} (^{\circ})$	57.68	27.00	97.82	17.95	93.34	25.50	19.10	57.52	8.18	40.42	.016*
	$h_{\text{top}}(\text{cm})$	199.92	17.92	218.87	159.19	99.75	180.81	30.69	219.61	150.58	105.64	.081
	$V_{\text{top}} (\text{m/sn})$	16.45	5.78	25.57	2.70	81.11	23.54	6.74	34.17	16.64	91.98	.015*
	$\Psi_{\text{dir-ext}} (^{\circ})$	16.49	10.10	32.87	2.14	95.42	25.77	9.81	58.19	15.79	77.50	.033*
	$F_{\text{top}} (\text{N})$	366.48	255.38	710.48	63.01	105.70	459.78	374.86	843.63	32.20	104.81	.803

*p<.05



Şekil 4.9. Topun elden ayrılma evresinde isabetli kale atışlarında açısal değişimler



Şekil 4.10. Topun elden ayrılma evresinde isabetli kale atışlarında top ile ilgili açısal değişimler

Çizelge 4.19. Grup I ve Grup II'nin isabetli kale atışlarında topun elden ayrılma evresi korelasyon değerleri

TOPUN ELDEN AYRILMA EVRESİ	Parametreler		İsabetli kale atışları					
			Grup I (n=11)		Grup II (n=6)		p	R
$\Phi_{\text{diz-flex}} (^{\circ})$	$h_{\text{top}}(\text{cm})(T)$	16.69	199.92	24.31	180.81	.003	-.672**	
$\Omega_{\text{p-rot}} (^{\circ})$	$\delta_{\text{gövde-s}} (^{\circ})(T)$	10.98	6.01	11.98	4.21	.003	.674**	

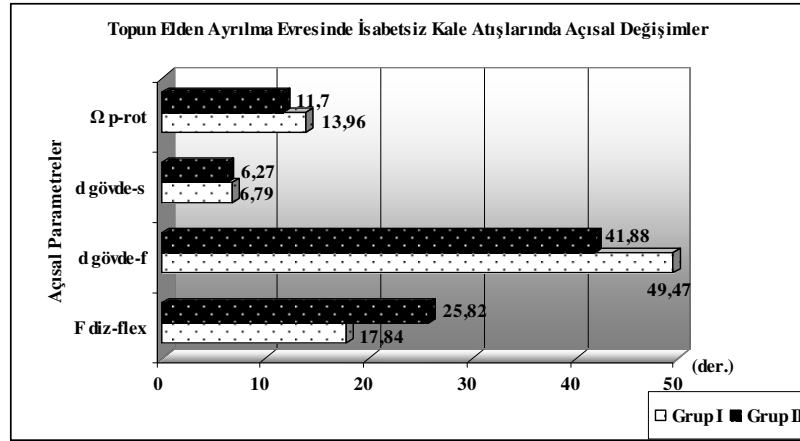
** p<.01

Topun elden ayrılma evresinde, diz fleksiyon açısı ($\Phi_{\text{diz-flex}}$) ile topun elden çıkış yüksekliği (h_{top}) arasında negatif ($r=-.672^{**}$, $p=.003$) yönde, pelvis rotasyon açısı ($\Omega_{\text{p-rot}}$) ile topun elden ayrılma evresindeki gövdenin yana eğilme açısı ($\delta_{\text{gövde-s}}$) arasında pozitif ($r=.674^{**}$, $p=.003$) yönde ilişki bulunmuştur.

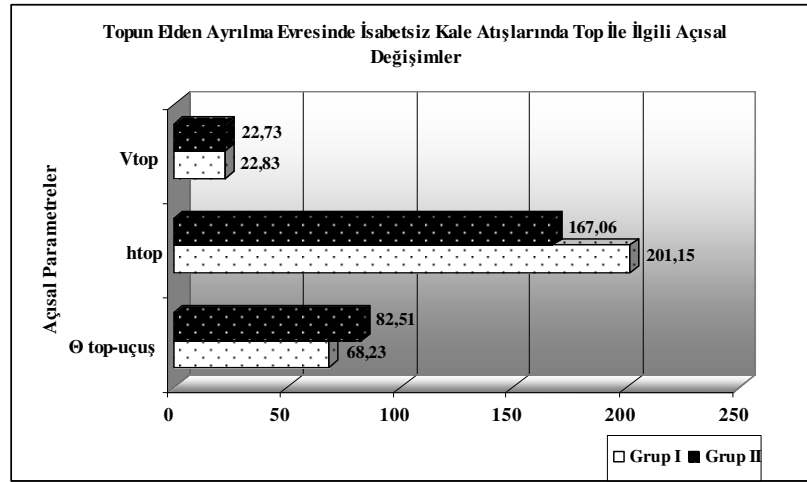
Çizelge 4.20. Grup I ve Grup II'nin isabetsiz kale atışlarında topun elden ayrılma evresi değerleri

TOPUN ELDEN AYRILMA EVRESİ	Grup I (n=7)					Grup II (n=12)					p
	A.O.	S.S.	MAK.	MIN.	%	A.O.	S.S.	MAK.	MIN.	%	
	$\Phi_{\text{diz-flex}} (^{\circ})$	17.84	7.58	25.90	6.88	104.08	25.82	11.12	37.34	4.82	
$\delta_{\text{gövde-f}} (^{\circ})$	49.47	21.66	89.46	20.88	109.03	41.88	26.84	91.38	6.78	108.21	.534
$\delta_{\text{gövde-s}} (^{\circ})$	6.79	2.94	13.13	4.67	107.60	6.27	4.35	14.75	1.38	107.17	.782
$\Omega_{\text{p-rot}} (^{\circ})$	13.96	7.76	23.44	3.22	114.99	11.70	8.83	25.52	0.30	99.23	.581
$\Theta_{\text{top-uçuş}} (^{\circ})$	68.23	34.20	112.55	7.05	110.42	82.51	33.34	126.60	19.88	130.80	.454
$h_{\text{top}}(\text{cm})$	201.15	15.04	226.35	179.58	100.36	167.06	27.37	218.22	135.11	97.61	.076
$V_{\text{top}} (\text{m/sn})$	22.83	6.58	30.28	12.37	112.57	22.73	7.80	33.22	8.21	88.82	.977
$F_{\text{top}} (\text{N})$	437.26	382.62	974.50	67.45	126.11	455.78	256.17	848.81	137.56	103.89	.272

Topun elden ayrılma evresinde isabetsiz kale atışlarında diz fleksiyon açısı, gövdenin ileri eğilme açısı, gövdenin yana eğilme açısı, pelvis rotasyon açısı, topun elden çıkış açısı, topun elden çıkış yüksekliği, top hızı ve topa uygulanan kuvvet değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>.05$).



Şekil 4.11. Topun elden ayrılma evresinde isabetsiz kale atışlarında açısal değişimler



Şekil 4.12. Topun elden ayrılma evresinde isabetsiz kale atışlarında top ile ilgili açısal değişimler

Çizelge 4.21. Grup I ve Grup II'nin isabetsiz kale atışlarında topun elden ayrılma evresi korelasyon değerleri

TOPUN ELDEN AYRILMA EVRESİ	Parametreler	İsabetsiz kale atışları					
		Grup I (n=7)	Grup II (n=12)	p	R		
	$\delta_{\text{gövde-f}} (^{\circ})$	6.79	6.27	.019	.532*		
	$\Psi_{\text{dir-ext}} (^{\circ})$ (T)	49.47	21.16	41.88	37.93	.021	-.524*
	$\delta_{\text{gövde-s}} (^{\circ})$	6.79	13.96	6.27	11.70	.006	.606**

*p<.05,**p<.01

Topun elden ayrılma evresinde isabetsiz kale atışlarında, gövdenin ileri eğilme açısı ($\delta_{\text{gövde-f}}$) ile gövdenin yana eğilme açısı ($\delta_{\text{gövde-s}}$) arasında pozitif ($r=.532^*$, $p=.019$) yönde, topun elden ayrılma evresindeki dirsek ekstensiyon açısı ($\Psi_{\text{dir-ext}}$) arasında negatif ($r=-.524^*$, $p=.021$) ilişki belirlenmiştir. Bu evrede gövdenin yana eğilme açısı ($\delta_{\text{gövde-s}}$) ile yine aynı evredeki pelvis rotasyon açısı ($\Omega_{\text{p-rot}}$) değeri arasında pozitif ($r=.606^{**}$, $p=.006$) yönde ilişki bulunmuştur.

Çizelge 4.22. İzokinetik dinamometre ile yapılan omuz ekstensiyon/fleksiyon değerleri

OMUZ EKSTENSIYON / FLEKSİYON					Grup I				Grup II				p
					AO	SS	MAK	MİN	AO	SS	MAK	MİN	
60°/ sn	Pik Tork (N.m)	Ekstensor	sağ	111.66	25.25	151.00	69.00	98.22	15.01	118.00	75.00	.189	
			sol	100.11	16.75	123.00	68.00	84.33	10.72	100.00	73.00	.030*	
		Flektor	sağ	77.55	14.90	102.00	58.00	73.33	12.34	95.00	60.00	.430	
			sol	79.88	12.27	103.00	64.00	75.77	11.80	103.00	64.00	.479	
		Ekstensor	sağ	79.33	18.22	107.00	45.00	55.22	23.12	81.00	18.00	.026*	
			sol	69.00	14.91	94.00	38.00	48.66	19.12	75.00	22.00	.023*	
	240°/ sn	Pik Tork (N.m)	Ekstensor	sağ	54.33	13.75	76.00	35.00	41.77	19.55	76.00	16.00	.135
				sol	56.00	12.39	75.00	45.00	46.77	18.91	77.00	16.00	.239
			Flektor	sağ	105.33	34.50	163.00	57.00	70.44	32.86	119.00	20.00	.243
		İş (N.m)	Ekstensor	sol	96.00	23.78	142.00	52.00	61.55	28.01	111.00	20.00	.013*
				sağ	66.66	24.61	100.00	37.00	52.00	28.40	103.00	20.00	.259
			Flektor	sol	73.00	20.65	104.00	47.00	59.33	24.44	99.00	19.00	.218

*p<.05

Her iki grup arasında iş kapasitesine bakıldığında, sol omuz ekstensör iş değerleri arasında anlamlı farklılık bulundu ($p<.05$). 240°/sn'de sol omuz ekstensör iş değerleri Grup I sporcuları için 96.00 ± 23.78 Nm, Grup II sporcuları için 61.55 ± 28.01 Nm olarak bulunmuştur.

60°/s ve 240°/s'de omuz ektensiyon/fleksiyon parametreleri ve top hızı arasında ilişki bulunmamıştır.

Omuzun ekstensör ve fleksör kas kuvveti değerlerine baktığımızda, 60 °/sn de sol omuz ekstensiyon kas kuvvetinde, 240 °/sn de ise sağ ve sol omuz ekstensiyon kas kuvvetinde Grup I ve Grup II arasında farklılık bulundu. 60°/sn'de sol ekstensör pik tork değerleri Grup I için 100.11 ± 16.75 Nm, Grup II için 84.33 ± 10.72 Nm olarak belirlenmiştir. 240°/sn'de sağ ekstensör pik tork değerleri Grup I sporcuları için 79.33 ± 18.22 Nm, Grup II sporcuları için 55.22 ± 23.12 Nm, sol ekstensör pik tork değerleri Grup I için 69.00 ± 14.91 Nm, Grup II için 48.66 ± 19.12 Nm olarak belirlenmiştir. Grup I sporcularında ekstensör kas kuvveti değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksekti ($p<.05$).

Çizelge 4.23. İzokinetik dinamometre ile yapılan 90° Abduksiyonda omuz internal/eksternal rotasyon değerleri

			Grup I				Grup II				p		
			AO	SS	MAK	MİN	AO	SS	MAK	MİN			
OMUZ INTERNAL/EKSTERNAL ROTASYON 90° ABDUKSIYON	60 °/sn	Pik Tork (N.m)	Internal	sağ	71.11	20.29	104.00	37.00	49.11	9.95	64.00	34.00	.010*
			Rotasyon	sol	69.66	18.33	103.00	38.00	48.66	9.73	68.00	37.00	.008*
			Eksternal	sağ	50.66	14.34	73.00	31.00	35.66	7.68	47.00	20.00	.014*
		Rotasyon	sol	53.00	14.68	85.00	37.00	39.77	12.10	64.00	26.00	.054	
		Internal	sağ	58.55	16.45	87.00	31.00	37.55	10.70	52.00	19.00	.005*	
		Rotasyon	sol	54.00	14.63	80.00	31.00	40.55	8.26	50.00	27.00	.029*	
	240 °/sn	Pik Tork (N.m)	Eksternal	sağ	38.66	11.55	56.00	18.00	27.77	6.47	35.00	20.00	.025*
			Rotasyon	sol	40.11	13.45	61.00	23.00	32.88	10.34	47.00	19.00	.220
			Internal	sağ	87.66	29.88	133.00	39.00	58.55	14.74	73.00	31.00	.019*
		Rotasyon	sol	83.22	23.18	123.00	46.00	62.77	13.17	79.00	39.00	.035*	
		İş (N.m)	Eksternal	sağ	57.88	21.43	87.00	12.00	41.88	9.45	54.00	30.00	.057
			Rotasyon	sol	62.33	19.71	94.00	35.00	48.33	14.52	68.00	27.00	.106

*p<.05

İzokinetik dinamometre ile yapılan 90°/sn'de omuz internal/eksternal rotasyon değerleri incelendiğinde; 60°/sn'de sağ ve sol omuz internal rotator pik tork değerlerinde ve sağ omuz eksternal rotator pik tork değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<.05$). Grup I sporcularının omuz internal ve eksternal kas kuvveti değerleri dominant ve dominant olmayan omuz için diğer gruba göre anlamlı derecede büyük bulundu. Sağ omuz internal rotator pik tork değerleri Grup I için 71.11 ± 20.29 Nm, Grup II için 49.11 ± 9.95 Nm, sol internal rotator pik tork değerleri Grup I için 69.66 ± 18.33 Nm, Grup II için 48.66 ± 9.73 Nm olarak belirlenmiştir. 60°/sn'de sağ omuz eksternal rotator pik tork değerleri Grup I sporcuları için 50.66 ± 14.34 Nm, Grup II sporcuları için 39.77 ± 7.68 Nm olarak bulunmuştur.

240°/sn'de sağ ve sol omuz internal rotator pik tork değerleri arasında Grup I ve Grup II ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<.05$). Sağ omuz internal rotator pik moment değerleri Grup I için 58.55 ± 16.45 Nm, Grup II için 37.55 ± 10.70 Nm, sol omuz internal rotator pik moment değerleri Grup I için 54.00 ± 14.63 Nm, Grup II için 40.55 ± 8.26 Nm olarak belirlenmiştir. 90° abduksiyonda omuz internal /eksternal rotasyonu, 240°/sn'de sağ omuz eksternal rotator pik moment ortalama değerleri arasında Grup I ve Grup II arasında anlamlı fark bulunmuştur. Sağ omuz eksternal rotator pik moment değerleri Grup I için 38.66 ± 11.55 Nm, Grup II için 27.77 ± 6.47 Nm olarak belirlenmiştir.

90° abduksiyonda 240°/sn'de sağ ve sol omuz internal iş ortalama değerleri arasında gruplar arasında anlamlı farklılıklar bulundu ($p<.05$). Sağ omuz internal iş değeri Grup I sporcuları için 87.66 ± 29.88 Nm, Grup II sporcuları için 58.55 ± 14.74 Nm olarak belirlenmiştir. Sol omuz internal iş değerleri Grup I için 83.22 ± 23.18 Nm, Grup II için 62.77 ± 13.17 Nm olarak bulunmuştur.

90° abduksiyonda omuz internal/eksternal rotasyon parametreleri ve top hızı arasında ilişki bulunmamıştır.

TARTIŞMA

Yüksek temel atış birçok spor dalı için önemli bir beceridir. İyi bir yüksek temel atış performansını oluşturmak, sporcunun vücudunu iyi koordine etmesine bağlıdır. Sporcu iyi bir atış performansı için, vücudunu ayaktan el bileğine kadar vücut segmentlerinin koordinesini sağlamak zorundadır. Vücudun iyi koordine edilmesi, enerjinin proksimal segmentlere aktarılmasını sağlamaktadır. Yüksek temel atış, başlangıç evresinden bitiş evresine kadar farklı hareketleri içeren hızlı ve karmaşık bir harekettir⁹⁴. Hentbolde atış hareketinin kinematik özellikleri hakkında çok az çalışma yapılmıştır. Birçok araştırmacı daha çok beyzolda atış hareketinin kinematik özelliklerini çalışmışlardır^{11,88,95,96,97}. Hentbolde daha önce yapılan çalışmalar^{18,92,98,99} ise atış hareketinin bazı kinematik parametrelerini kapsamaktadır. Çok az çalışma pelvis ve gövde parametrelerinin yüksek top hızı oluşturmak için önemine eğilmiştir. Van den Tillaar ve Ettema (2006) hentbolde pelvis ve üst gövdenin katkısının gösterildiği bir çalışma yapmışlardır⁹¹. Bu çalışmaya göre, anterior-posterior gövde eğilmesi, gövdenin yana eğilmesi ve pelvis rotasyonu gibi üst gövde değişkenleri top hızı ile anlamlı ilişki göstermemektedir. Ancak bu sonuç sadece antrene denekleri içermektedir. Jöris ve ark.(1985) beceri düzeyindeki farklılıkları araştırdıkları çalışmada, elit ve amatör sporcular arasındaki temel farklılığın, atış sırasında kullanılan segmentlerin maksimal hızları arasında olduğunu belirtmişlerdir⁹⁹.

Atış sırasındaki bazı önemli noktalar, dayanma ayağının yerle teması, omuzun maksimal eksternal rotasyonu, maksimal internal rotasyonu ve topun elden çıktığı andır. Her bir evredeki detaylar spor disiplinine bağlı olmasına rağmen, yüksek temel atışın genel kinematik parametreleri disiplinlerarası karşılaştırılabilir (beyzbol, su topu ve cirit). Performansı belirlemede atış tekniğinin elde edilen top hızına nicel bilinmemektedir. Fradet ve arkadaşları (2004) sadece gövdenin açılma hızı ve omuzun maksimal eksternal rotasyonu üzerine çalışırken, van den Tillaar ve Ettema (2004) sadece dirsek ekstensiyonunun, el bileği fleksiyonunun ve omuz ekleminin internal rotasyonunun maksimal açılma hızlarını, atışın ivmelenme evresi sırasında incelemişlerdir. Kullandıkları modelde, top hızına etki eden %73 katkının, atış sırasında omuzun maksimal internal rotasyon hızı ve maksimal dirsek ekstensiyon hızı tarafından yapılabileceğini belirtmişler, ancak kendi çalışmalarında ve kullandıkları modelde gövdeyi ve alt ekstremiteyi dikkate almamışlardır. Özellikle, gövde hareketlerinin, açılma momentumunun transferinde önemli rol oynadığı bilinmektedir⁹².

Bu çalışma hentbolde yüksek temel atış performansı sırasında üst ekstremitenin, gövdenin ve alt ekstremite hareketlerinin bazı kinematik parametrelerinin ilişkisini incelemektedir.

Oyun kurallarının izin verdiği üç adımla birlikte yapılan hentbol atış performansı a) Adımlama evresi, b) Kurulma evresi, c) Kuvvet uygulama evresi, d) Topun elden ayrılma evresi olmak üzere dört evrede incelenmiştir: Türkiye Milli Hentbol Oyuncuları (Grup I) ve Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Öğrencileri (Grup II)'nden toplam 36 atış performansı analiz edilmiş, atış parametreleri ve isabetlilik arasındaki ilişki iki farklı grup için değerlendirilmiştir.

Grup I ve Grup II'nin toplam atış performansları isabetlilik özelliği dikkate alınmaksızın değerlendirildiğinde her bir evredeki kinematik parametrelerde gruplar arasında farklılıklar olduğu görülmektedir.

Adımlama evresinde, atış performansı öncesi kat edilen adım uzunluk değerlerine bakıldığında, adım uzunlukları ve adım uzunluğu/boy değerlerinde Grup I ve Grup II ortalama değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>.05$). Elit hentbol oyuncularından oluşan Grup I, adım uzunluklarını arttırarak (L_1 : 102.22 cm, L_2 : 77.40 cm, L_3 :75,16 cm) atış performansını gerçekleştirmiş, Grup II ise sondan ikinci adımını bir önceki adım uzunluğuna göre daha kısa gerçekleştirmiş ve son adımda yine adım uzunluğunu arttırmışlardır (L_1 :102.11 cm, L_2 :76.43 cm, L_3 : 78.63 cm). Dayanma adımı olarak tanımlanan son adım uzunluklarına (L_1) bakıldığında Grup I ve Grup II ortalama değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>.05$). Grup I sporcuları için L_1 uzunluğu 102.22 ± 18.67 cm, Grup II sporcuları için ise 102.11 ± 19.07 cm olarak bulunmuştur. Dayanma adımı uzunluğunun boy uzunluğuna göre yüzde değeri Grup I sporcuları için %54.11 ve Grup II sporcuları için %55.37 olarak belirlenmiştir.

Hentbol, beyzbol, cirit, su topu ve kriket gibi sporlarda yüksek temel atışlar çok önemli bir rol oynar. Yapılan birçok çalışmada isabetlilik ve top hızına etki eden parametreler incelenmiş fakat atış performansı öncesi kat edilen adım uzunlukları ve özellikleri açısından yapılan çalışma sayısı oldukça azdır. Fleisig ve arkadaşlarının (2006) beyzbol'da fastball, curveball gibi universal olmayan spor dallarında kinetik parametreleri karşılaştırdıkları bir araştırmada, dayanma adım uzunluğu(%h) değerini fastball, curveball için 70 ± 4 cm olarak bulunduğu belirtilmiştir⁹¹.

İsabetli kale atışlarında, her iki grubun antropometrik özellikleri ve atış parametreleri arasında ilişki olup olmadığı incelenmiş ve topa uygulanan kuvvet ve önkol uzunluğu ile pozitif anlamlılıkta ($r=607$, $p=.010$) ilişki bulunmuştur.

Üst kol uzunluğu ile top hızı arasında negatif anlamlılıkta ($r= -.508$, $p=.038$) ilişki bulunmuştur. Moment kolu olarak görev görmesi nedeniyle kolu uzun olan sporcuların üretecekleri kuvvette azalma olur ($M=F \times d$)⁷. Her iki grubun, toplam kol uzunlukları, üst kol uzunlukları ve önkol uzunlukları arasında anlamlı bir fark olmamasına karşın, topun elden ayrılma evresinde Grup II tarafından topa uygulanan kuvvet ve ortaya çıkan top hızı daha fazladır. Fakat her zaman en sert ve en hızlı atışın en başarılı atış olamayacağı da ifade edilmektedir^{24,25}. Nitekim yapılan toplam 36 atış performansı sonunda Grup I sporcularının 11, Grup II sporcularının 6 tane isabetli atış performansları kayıt edilmiştir. Muratlı ve ark(2005) da hentbolde kale atışında kullanılan kuvvetin az, hareket hızının daha büyük olması gerektiğini, bu durumda kuvvetin hareket hızı kadar önemli olmadığını, fakat kuvvet artmasının dolaylı olarak hızının gelişimini hareket hızına bağlı olarak (kinetik enerjinin etkisi ile) topun ortaya çıkardığını belirtmektedirler¹⁵.

Kurulma evresi, dayanma adımının yerle teması ile başlar ve kolun ivmelenmeye başlaması ile sona erer. Kurulma evresindeki parametreler iki grup açısından değerlendirildiğinde, üst gövde açısı, diz fleksiyon açısı ve dirsek fleksiyon açı değerlerinde iki grup ortalama değerleri arasında anlamlı fark olduğu belirlenmiştir ($p<.05$). Kurulma evresinde üst gövde açısı Grup I sporcuları için $10.01\pm5.37^\circ$, Grup II sporcuları için $15.47\pm7.39^\circ$ olarak bulunmuştur. Bu evrede Grup II sporcularının diz fleksiyon açılarının ($26.44\pm11.09^\circ$) Grup I sporcularının diz fleksiyon açılarından ($18.70\pm7.86^\circ$) daha büyük olduğu gözlenmiştir.

Kurulma evresinde Grup I ve Grup II'nin adım uzunluk değerleri birbirine çok yakın olmasına karşın, daha acemi olan Grup II'de diz fleksiyon açısının artışı sonucu vücut ağırlık merkezinin daha aşağıya indiği görülmüştür. Kurulma evresi tüm beden açı değerlerinin şekillenmeye başladığı evre olarak dikkati çekmektedir. Kurulma evresinde dirsek fleksiyon açısı Grup I için 46.69 ± 20.88 derece ve Grup II için $66.31 \pm 23.07^\circ$ olarak belirlenmiş grup ortalama değerleri arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p < .05$).

Temel atış performansı kurulma evresinde, her iki gruba ait pelvis rotasyon açı değerleri birbirine yakın değerleri verirken, pelvisin açısal hız ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmamasına karşın Grup I sporcularının pelvis açısal hız değerleri diğer grubun değerlerine göre daha büyük bulunmuştur. Bu da Grup I sporcularının bu evrede ayağın yerle teması ile birlikte atış kolunun maksimal external pozisyonda yerleşimini daha hızlı yaptıklarının göstermektedir.

Kuvvet uygulama evresinde, isabetlilik dikkate alınmaksızın parametrelerin iki grup ortalamaları arasında yapılan karşılaştırmada dirsek fleksiyon açısı, dirsek fleksiyon açısal hızı ve omuz internal rotasyon açı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > .05$).

Topun elden ayrılması evresinde, top üzerine uygulanan kuvvet maksimum değere ulaşır ve top hedefe doğru yörüngesinde harekete başlar. Bu evrede diz fleksiyon açısı, topun elden çıkış yüksekliği ve dirsek ekstensiyon açı parametrelerinde Grup I ve Grup II ortalama değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p < .05$). Atış hareketinin bu son evresinde Grup I sporcuları için diz fleksiyon açısı $17.14 \pm 10.54^\circ$ bulunurken Grup II sporcuları için bu değer $25.42 \pm 10.79^\circ$ olarak kaydedilmiştir. Topun elden ayrılma evresinde topun elden çıkış yüksekliği Grup I sporcuları için 200.41 ± 16.41 cm olarak, Grup II sporcuları için 171.15 ± 21.31 cm olarak belirlenmiştir. Bu sonuç elit hentbol oyuncularını kapsayan Grup I sporcularının topu hedefe doğru daha yüksekte attıklarını göstermektedir. Grup I sporcularının daha yüksekte kaleye atış gerçekleştirmeleri, diğer gruba göre daha uzun boy değerlerine sahip olmalarından kaynaklanabilir (Grup I: 188.90 ± 6.75 cm; Grup II: 184.40 ± 5.30 cm). Diz ve dirsek fleksiyonunun daha düşük değerlerde tutulmasının nedeni temel eğitimlerinde bloğa takılmamaları için yapılan düzeltmenin etkisinden kaynaklanmaktadır. Grup II bu eğitimi almamıştır. Topun elden ayrılma evresinde dirsek ekstensiyon açı değerleri Grup I sporcuları için $16.49 \pm 10.10^\circ$, Grup II sporcuları için $25.77 \pm 9.81^\circ$ olarak belirlenmiştir.

Yukarıdaki bölüm Grup I ve Grup II'nin sergilemiş olduğu toplam 36 atış performansı evrelere göre kendi içinde değerlendirilmiştir. Aşağıda ise isabetli ve isabetsiz kale atışları evreler halinde incelenmiştir.

İsabetli kale atışlarında adımlama evresinde, atış isabetlilik performansı öncesi kat edilen adım uzunlukları değerlendirildiğinde, adım uzunluk değerlerinde Grup I ve Grup II ortalama değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken, sadece $L_3(\%h)$ değerinde iki grup ortalamaları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p < .05$). Elit hentbol oyuncularından oluşan Grup I, adım uzunluklarını arttırarak (L_1 : 104.64 cm, L_2 : 72.97 cm, L_3 : 70.95 cm) isabetlilik atış performansını gerçekleştirmiş, Grup II ise sondan ikinci adımını bir önceki adım uzunluğuna göre daha kısa oluşturarak ve son adımda yine adım uzunluğunu arttırmışlar, değişken bir adım ritmi uygulamıştır (L_1 : 95.13 cm, L_2 : 79.41 cm, L_3 : 81.00 cm).

Grup I sporcuları atış performansı öncesi, adım uzunluklarını, önce 2.02 cm, sonra 31.67 cm arttırarak, Grup II sporcuları ise adım uzunluklarını önce 1.59 cm azaltarak, sonra 15.72 cm arttırarak dayanma adımını oluşturmuşlardır. Milli sporcuların adım uzunlukları giderek artarken Grup II'nin adımlamasında bu düzen görülmemiştir. Adımlama evresinde daha uzun adım uzunluğu, topun elden ayrılma evresinde, daha büyük gövdenin ileri doğru eğilme açısı oluşturmasına neden olur. Grup I sporcularının son adım uzunlukları isabetli atışlarda 104.64 cm olarak bulundu. İsabetli atışlarda topun elden ayrılma evresinde gövdenin ileri doğru eğilme açısı Grup I için 42.76°'dir. Ancak adım uzunluğunun büyük olması top hızı ile ilişkili olmadığı, esneklik kuvvet ya da tekniğin bazı bileşenlerine bağlı olabileceği belirtilmiştir⁸⁸.

Adımlama evresindeki parametrelerin diğer atış parametreleri ile ilişkisine bakıldığında, $L_1(\%h)$ 'nin kuvvet uygulama evresindeki omuz internal rotasyon açısı ile negatif anlamlılıkta ($r=-.496$, $p=.043$), $L_3(\%h)$ 'nin kurulma evresindeki dirsek fleksiyon açısı ile pozitif anlamlılıkta ($r=.484$, $p=.049$) ilişkili olduğu görülmektedir. Adımlama evresinde sondan üçüncü adım uzunluğunun boy değerine oranı ($L_3(\%h)$), özellikle top hızında önemli bir parametre olan dirsek fleksiyon açısı ile pozitif anlamlılıkta ($r=.484$, $p=.049$) ilişkili olduğu görülmektedir. Tillaar ve Ettema(2007), daha önceki çalışmalara dayanarak, omuzun internal rotasyon hızının ve dirsek ekstensiyonunun hızlı bir atış için önemli bir anahtar faktör, bunun da gövde ve alt ekstremitte hareketlerini içeren diğer parametrelere bağlı olduğunu belirtmişlerdir⁹³. Bu çalışmada da en büyük dirsek fleksiyon açısı hız alma evresinde gerçekleşmiştir. (Grup I:50.17±15.18, Grup II:73.96±16.71). Dun ve arkadaşlarının (2007), atış evrelerinin kinematik seyri hentbol ile benzerlik gösteren profesyonel beyzbol oyuncularında atış kinematikleri ve yaş ile olan ilişkilerini inceledikleri çalışmada, gruplar arasında adım uzunlukları bakımından farklılıklar bulunmuştur. Çalışmada adım uzunluğunun boy değerinin yüzdesi olarak tanımladıkları çalışmada, genç beyzbol oyuncuları için (yaş: 23.70±3.3 yıl) 82.50±4.10 cm ve daha daha büyük beyzbol atıcıları için (yaş: 27.00 yıl ve daha yaşlılar) 73.30±510 cm olarak bulunmuştur⁸⁸.

İsabetsiz kale atışlarında adımlama evresinde, adım uzunlukları ve bu uzunlukların boy değerlerine oranı dikkate alındığında gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır($p>.05$). Grup I sporcular, isabetli atışlarda olduğu gibi, adım uzunluklarını arttırarak performanslarını gerçekleştirmişler, Grup II ise isabetli atışlarda olduğu gibi ikinci adım uzunluklarını azaltmış dayanma adımında tekrar ikinci adıma göre 28.27 cm daha büyük adım gerçekleştirmişlerdir.

Yüksek temel atış performansı öncesi kat edilen üç adımın, atış hızı ya da isabetlilikle olan ilişkisine dair herhangi bir literatür bulunmamaktadır. Ancak gövde ve alt ekstremitte hareketlerini içeren diğer parametrelere bağlı olan omuz internal rotasyonu ve dirsek ekstensiyonu hızlı atış için önemli faktörlerdendir⁹².

İsabetsiz atışlarda adımlama evresindeki değerler, isabetli atış değerleri ile benzerlik göstermektedir. Bu da isabet performansının adımlama evresindeki parametrelerin bu sonuçlara göre etkili olmadığını göstermektedir.

İsabetli kale atışlarında kurulma evresinde, iki grup ortalamaları arasında dirsek fleksiyon açısı değerlerinde anlamlı derecede farklılık bulunmuştur ($p<.05$). Grup II sporcularının dirsek fleksiyon açısı değerleri diğer gruba göre büyük bulunmuştur(Grup I: 50.17°, Grup II: 73.96°). Kurulma evresinde gruplar arasında diz fleksiyon açısı değerleri anlamlı bir fark göstermemesine karşın, gruplar arasında farklılık göstermektedir(Grup I: 17.40°, Grup II: 26.51°). Grup I, tüm atış performanslarının değerlendirildiği verilere göre isabetli atışlarda diz fleksiyon açısı değerlerinin %93.04'ünü kullanırken, Grup II %100.26 'sını

kullanarak aynı değerini korumuştur. Kurulma evresindeki diz fleksiyon açısı yine aynı evredeki dirsek fleksiyon açı değeri ile pozitif yönde topun uçuş açısı ile ve gövdenin yana eğilme açısı ile negatif yönde ilişkili bulunmuştur.

Dayanma ayağının ekstensiyonu önemlidir. Dayanma ayağının sürekli ileriye ve aşağıya doğru fleksiyon olma durumunda, gövdenin yana eğilmesi engellenebilir^{32,100}. Nitekim topun elden ayrılma evresinde isabetsiz kale atışlarında Grup I ve Grup II için gövdenin yana eğilme açıları istatistiksel olarak anlamlı olmamasına karşın farklılıklar görülmektedir. Bu değer Grup I için ($6.00 \pm 3.23^\circ$), Grup II için ($4.76 \pm 3.21^\circ$) olarak bulunmuştur. Bu durum diz fleksiyon açısının daha küçük oluşundan kaynaklanabilir. Grup I sporcularının isabetli kale atış oranları %64.70, Grup II sporcularının ise %35.29 olarak bulunmuştur.

İsabetli atışlarda gövdenin yana eğilme açısı ile top hızı ve pelvis rotasyonu arasında anlamlı ilişki bulunamazken, isabetsiz atışlarda üst gövde açısı, omuz eksternal rotasyonu ve pelvis rotasyonu arasında anlamlı ilişki bulunmuştur. Tillaar ve Ettema (2006)'nın antrene sporcularda yaptığı çalışmada, üst gövde değişkenlerinin (gövdenin ileri eğilme açısı, yana eğilme açısı ve pelvis rotasyonu) top hızı ile anlamlı ilişki göstermediği belirlenmiştir⁸⁹.

Kuvvet uygulama evresinde, omuz eksternal rotasyonu ve buna bağlı olarak diz eklemi önemli görevler üstlenir. Dayanma adımının gerçekleşmesinden sonra, dayanma adımını gerçekleştiren diz eklemi maksimal omuz eksternal rotasyonundan önce gerilmeye başlar. Bu durum atışın teknik eğitimi sırasında anlatılan kırbaç hareketinin oluşumunu başlatır. Kolun ivmelenme evresi sırasında daha hızlı atış gerçekleştiren grubun diz fleksiyon açıları daha büyük bulunmuştur⁸⁸. Aynı şekilde cirit atışında, daha büyük cirit hız değerleri elde edilen atışlarda diz fleksiyon açı değişimlerinin daha küçük olduğu belirlenmiştir¹⁰¹. Bu bulgular gösteriyor ki, öndeki ayağın ekstensiyonu bu ayağın stabilize kalmasını sağlar. Gövdenin ileri rotasyon yeteneğini artırır ve dayanma ayağının daha efektif olarak görevini yapmasını sağlar. Böylece enerjinin gövdeden atış koluna doğru transferine yardım eder.

Bu çalışmada, Grup I sporcuları kurulma evresinden topun elden ayrılma evresine kadar diz fleksiyon açıları 0.43 derece, Grup II sporcuları ise 15.39 derece azaltmışlardır. Yine bu evrede de Grup II sporcuları, kurulma evresine göre daha fazla vücut ağırlık merkezlerini aşağıya indirmişlerdir. Dun ve ark.⁸⁸ ve Morris ve ark.'a göre¹⁰¹, yukarıdaki değerlendirmelerin ışığında diz fleksiyon açısının daha büyük olması top hızının da daha büyük olmasını gerektirir. Bu çalışmada daha büyük diz fleksiyon açısı gerçekleştiren Grup II sporcuları daha büyük top hızı elde etmişlerdir. Ancak top hızının daha büyük olması hiçbir zaman atış isabetliliğinin kesinliği anlamına gelmez^{24,25}. Nitekim yapılan bu çalışmada da elit sporcuların top hız değerlerinin diğer gruba göre daha düşük olmasına rağmen isabetli atış sayısı daha fazladır. Grup I sporcularının isabetli kale atış oranları %64.70, Grup II sporcularının ise %35.29 olarak bulunmuştur. Bu nedenle eğitimde etkin kale atışı için topun maksimal hızı değil optimal hızını yönlendirebilmek önem kazanır.

Kuvvet uygulama evresinde atış hızını etkileyen önemli parametrelerden olan omuz internal rotasyonu⁹¹ ve dirsek fleksiyonu arasında ve topun elden ayrılma evresindeki dirsek ekstensiyonun da kuvvet uygulama evresindeki dirsek ekstensiyon açısı arasında pozitif yönde ilişki olduğu görülmektedir. Bu ilişki isabetsiz atışlarda gözlenmemiştir.

Topun elden ayrılma evresinde, isabetli kale atışlarında elde edilen top hızı, dirsek ekstensiyon açısı ve topun uçuş açı değerlerinde gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur($p < .05$).

Topun elden ayrılma evresinde, dirsek ekstensiyon açı değerlerinde gruplar arasında anlamlı farklılık belirlenmiştir (Grup I için 16.49° , Grup II için 25.77° , $p = .460$). Tillar ve Ettema(2007)'nin yaptıkları çalışmada, daha fazla top hızı elde eden deneklerin daha küçük

dirsek ekstensiyon açısına sahip oldukları ve diğerlerine göre topu daha uzun süre boyunca uçuş yörüngesinde ivme kazandırdıklarını belirtmişlerdir⁹².

Bu evrede diz fleksiyon açısı ile topun elden çıkış yüksekliği arasında negatif yönde, pelvis rotasyonu ve gövdenin yana eğilme açı değerleri arasında pozitif yönde ilişki bulunmuştur. Diz fleksiyonunun Grup II sporcularında daha büyük olması (24.31°) topun elden çıkış yüksekliğinin daha az olmasını gerektirir. Ancak Grup II'nin topun çıkış yükseklik değerleri Grup I'e göre daha fazladır. Toplam atış performanslarının %'si olarak baktığımızda bu değer %105.64 olduğunu görüyoruz. İsabetsiz atışlarda bu değer %97.61 olarak belirlenmiştir. Topun elden ayrılma evresinde, daha büyük diz fleksiyon açısı ve daha büyük çıkış yüksekliği, daha küçük top uçuş açısı oluşmasını sağlamıştır. Topun uçuş açısı Grup I için 57.68°, Grup II için 25.50° olarak bulunmuştur. Topun elden çıkış açısının Grup I'de daha yüksek olması, topun elden ayrılma evresinde Grup I sporcularının gövde ileri fleksiyon açılarının daha büyük olmasından kaynaklanabilir. Gövdenin atışı takip etmesi atışı yönlendirmede etkili olduğu söylenebilir.

İzokinetik dinamometre ile yapılan omuz internal rotasyon değerleri Grup I ve Grup II ortalama değerleri arasında anlamlı farklılıklar göstermiştir. Grup I sporcularının 60 °/sn ve 240 °/sn de omuz internal rotasyon değerleri Grup II'ye göre daha büyük bulunmuştur. Omuz internal rotasyonundaki farklılıklar, top elden çıktığı anda yada hemen sonra deneklerin daha büyük internal rotasyon hızı ile kendi maksimal hızlarına eriştiklerini gösterir⁹². Bu bulgular Matsuo ve arkadaşlarının (2002)⁹⁶ ve Stodden ve arkadaşlarının (2005)⁹⁷ bulguları ile uyumaktadır. Bu bulgular omuzun internal rotasyonun atış hızı ile ilişkili olduğunu göstermektedir. Van den Tillaar ve Etema (2004) omuzun internal rotasyonunun dirsek ekstensiyonu ile toplam top hızına etkili iki faktör olarak belirtmişlerdir (%73). Omuz internal rotasyonu ve dirsek ekstensiyonu hızlı atışlar için önemli bir anahtar faktördür. Bu da gövde ve alt ekstremitte hareketlerini içeren diğer parametrelere bağlıdır⁹².

Grup I ve Grup II için analiz edilen isabetli atışlarda, top hızı arasında istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmiştir. Top hızı Grup I için 16.45±5.78 m/sn, Grup II için 25.54±6.74 m/sn olarak belirlenmiştir. İsabetli atışlarda top hızı krikette 26.1±2.9 m/s¹⁰⁰, hentbolde bayanlarda 17.2±1.4 m/s²¹ olarak belirlenmiştir. Üç adım alarak dayanma adımı ile yapılan yüksek temel kale atışındaki top hızının, diğer atış tiplerine göre daha yüksek olduğu belirtilmektedir^{22,23}.

Topun elden çıkış hızı maksimal kuvvet ve maksimal güç ile anlamlı ilişki göstermektedir²¹. Yüksek temel atışı inceleyen birçok araştırmacı kas kuvvetinin atış hızına etki eden en önemli faktör olduğunu belirtmiştir. Çalışmalar, gövde fleksörlerinin kas kuvvetinin (abdominal kaslar: rectus abdominis, external ve internal oblik kaslar birlikte hareket eden tüm kaslar) analiz edilen atışlarda en önemli hız göstergesi olduğunu göstermiştir¹⁵.

İki grubun isabetlilik yüzdeleri ile top hızı, topun elden çıkış açısı, adım uzunlukları, gövdenin öne eğilme açısı gibi parametrelerin ilişkisinin karşılaştırılması teknik başarıyı etkileyen faktörler olarak yazılabilir.

Çalışmada tüm sporcular dominant (sağ) kolla atış performanslarını gerçekleştirmişlerdir. Omuzun internal ve eksternal rotasyonunun konsentrik hareketi her iki grup için 60 °/sn ve 240 °/sn'de test edilmiştir. Grup I ve Grup II için, omuz internal rotasyon ve omuz eksternal rotasyon kas kuvveti ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken(p<.05) top hızı ile arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır. Bayious ve arkadaşlarının hentbolde üç farklı atış şekline göre omuzun internal ve eksternal rotasyon açı değerlerinin gruplar arasında farklılık olmadığını belirtmiştir. Omuzun internal ve eksternal rotasyon açı değerleri ve top hızı arasında sıçrayarak yapılan atış hareketi dışında anlamlı bir

ilişki saptanmamıştır. Yine aynı çalışmada omuzun internal ve eksternal kas kuvveti, sıçrayarak atış hareketi dışında, atış hızının iyi bir göstergesi olmadığı belirtilmiştir⁶⁴.

SONUÇLAR

Grup I'in yaş, boy ve ağırlık değerlerinin Grup II'ye göre daha yüksek olduğu belirlenmiştir.

Her iki grubun antropometrik özellikleri incelendiğinde, Grup I'in önkol uzunluğunun, sağ ve sol alt bacak uzunluğunun, sol kalf çevre değerinin, toplam bacak uzunluğunun, oturma yüksekliğinin, el uzunluk değerinin ve sağ uyluk çevre değerinin Grup II'nin değerlerine göre daha büyük olduğu belirlenmiştir. Grup I sporcularının toplam kol uzunluk değerinin, üst kol uzunluk değerinin, sağ ve sol üst bacak uzunluk değerinin, sağ uyluk çevre değerinin, sağ kalf çevre değerinin, sol uyluk çevre değerinin Grup II sporcularına göre daha düşük değerlere sahip olduğu belirlenmiştir.

Alt ekstremiteye ait antropometrik değerler ile **isabetli atış** parametreleri arasındaki ilişki incelendiğinde, sağ kalf çevre değeri ile sağ ve sol uyluk çevre değerlerinin sondan üçüncü adım uzunluğunun boya oranı değerini pozitif yönde etkilemiştir($p<.05$).

Sol kalf çevre değeri, son adımın boya oranı değerini pozitif yönde etkilemiştir ($p<.05$). Sağ kalf çevre değeri ile sol uyluk çevre değeri son adımın boya oranı değerini pozitif yönde etkilemiştir($p<.01$). Sol uyluk çevre değeri, kuvvet uygulama evresindeki dirsek fleksiyon açısı değerini negatif yönde etkilemiştir($p<.05$). Üst bacak uzunluk değeri kurulma evresindeki omuz yatay adduksiyon açısı değerini pozitif yönde etkilemiştir($p<.01$). Sağ ayak uyluk çevre değeri, topun elden ayrılma evresinde gövdenin ileri eğilme açısı değerini pozitif yönde etkilemiştir($p<.05$). Sol ayak uyluk çevre değeri ile sporcuların ağırlık değerleri, topun elden ayrılma evresinde gövdenin ileri eğilme açısı değerlerini pozitif yönde etkilemiştir($p<.05$).

Sağ ve sol kalf çevre değerleri, oturma yükseklik değerleri ve sporcuların boy değerleri topun elden ayrılma evresinde bulunan topun elden çıkışı açısı parametresini pozitif yönde etkilemiştir($p<.05$). Yine topun elden ayrılma evresinde sporcuların ağırlık değerlerinin de topun elden çıkışı açısını etkilediği belirlenmiştir($p<.01$).

Sağ ayak uyluk çevre değeri, sporcuların boy değerleri ve alt bacak uzunluk değerlerinin topun elden ayrılma evresinde, topun elden çıkışı yüksekliğini pozitif yönde etkilediği belirlenmiştir($p<.05$). Ağırlık değerinin de topun elden çıkışı yüksekliğini pozitif yönde etkilediği belirlenmiştir($p<.01$).

Üst ekstremiteye ait antropometrik değerler ile **isabetli atış** parametreleri arasındaki ilişki incelendiğinde, toplam kol uzunluğu, topun elden ayrılma evresinde topun elden çıkışı açısını pozitif yönde etkilemiştir($p<.01$). Üst kol uzunluk değerleri de topun elden çıkışı açısını pozitif yönde etkilemiştir($p<.05$). Önkol uzunluk değerleri, topun elden ayrılma evresindeki topun çıkışı yüksekliği ve topa uygulanan kuvvet parametrelerini pozitif yönde etkilemiştir($p<.05$).

İsabetlilik dikkate alınmaksızın gruplar arasında evrelere göre kinematik verilerin değerlendirilmesinde; **adımlama evresinde**, son üç adım uzunlukları ve adım uzunluklarının boy değerine oranları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.($p<.05$).

Kurulma evresinde, Grup I sporcularının üst gövde açısı değerlerinin Grup II sporcularının değerlerine göre daha düşük olduğu belirlenmiştir($p<.05$). Yine aynı evrede

Grup I sporcuları Grup II sporcularına göre daha düşük diz fleksiyon açısı, daha düşük dirsek fleksiyon açısı ve daha düşük omuz yatay adduksiyon açısı oluşturmuşlardır($p<.05$).

Topun elden ayrılma evresinde, Grup I sporcularının diz fleksiyon açı değerleri daha düşüktür($p<.05$). Yine aynı evrede, topun elden çıkış açısı Grup I sporcularında daha düşük, topun elden çıkış yüksekliği Grup I sporcularında daha büyük ve dirsek ekstensiyon açı değerleri Grup I sporcuları için daha düşük değerlerde olduğu belirlenmiştir($p<.05$).

İsabetli kale atışlarında adımlama evresi incelendiğinde, sondan üçüncü adımın boy değerine oranında Grup I sporcularının değerlerinin Grup II'ye göre daha düşük olduğu belirlenmiştir($p<.05$).

İsabetli kale atışlarında adımlama evresinde, son adım uzunluğunun boya değerine oranının, kuvvet uygulama evresindeki omuz internal rotasyon açısını negatif yönde etkilemiştir($p<.05$). Sondan üçüncü adım uzunluğunun boy değerine oranı, kurulma evresindeki dirsek fleksiyon açı değerini pozitif yönde etkilemiştir($p<.05$).

İsabetsiz kale atışlarında adımlama evresinde adım uzunlukları ile atış parametreleri arasındaki ilişkide, sondan ikinci adım uzunluğunun, topun elden ayrılma evresindeki topun elden çıkış yüksekliğini negatif yönde etkilediği görülmektedir($p<.05$). Son adım uzunluğu kurulma evresindeki dirsek fleksiyon açısını pozitif yönde etkilemiştir($p<.05$). Sondan üçüncü adım uzunluğunun boy değerine oranı, kurulma evresindeki pelvis açısal hızını, üst gövde açısal hızını ve kuvvet uygulama evresindeki dirsek fleksiyon açısal hızını negatif yönde etkilemiştir($p<.05$). Yine bu evrede sondan ikinci adım uzunluğunun boy değerinde oranı topun elden ayrılma evresindeki topun elden çıkış yüksekliğini negatif yönde etkilenmiştir($p<.05$).

İsabetli kale atışlarında kurulma evresinde, Grup I sporcularının dirsek fleksiyon açı değerleri Grup II sporcularına göre daha düşük belirlenmiştir($p<.05$).

İsabetli kale atışlarında kurulma evresinde adım uzunlukları ile atış parametreleri arasındaki ilişkide, kurulma evresindeki diz fleksiyon açısı, pelvis rotasyon açısını negatif yönde etkilemiştir($p<.01$). Pelvis rotasyon açısal hızı, topun elden ayrılma evresinde bulunan topa uygulanan kuvvet parametresini pozitif yönde etkilemiştir($p<.05$). Bu evrede oluşturulan üst gövde açısı, kurulma evresindeki üst gövde açısal hız parametresinin pozitif yönde etkilemiştir($p<.01$). Diz fleksiyon açısı, kurulma evresindeki dirsek fleksiyon açısını pozitif yönde etkilerken($p<.05$), topun elden ayrılma evresindeki topun elden çıkış açı parametresinde negatif yönde etkili olmuştur($p<.01$). Kurulma evresinde dirsek fleksiyon açısı yine aynı evredeki gövdenin yana eğilme açısı üzerinde negatif yönde etkili olduğu belirlenmiştir($p<.01$). Omuz abduksiyon açısı, kurulma evresindeki diz fleksiyon açısını pozitif yönde etkilemiştir($p<.05$). Omuz eksternal rotasyon açısı topun elden ayrılma evresindeki topa uygulanan kuvvet parametresini pozitif yönde($p<.05$), omuz yatay adduksiyon açısı topun elden ayrılma evresinde incelenen top hızı parametresini pozitif yönde etkilemiştir($p<.05$).

İsabetsiz kale atışlarında kurulma evresinde, pelvis rotasyon açısı, pelvis açısal hızı, üst gövde rotasyon açısı, üst gövde açısal hızı, omuz eksternal rotasyon açısı, diz fleksiyon açısı, dirsek fleksiyon açısı ve omuz abduksiyon açı değerlerinde gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır($p>.05$).

İsabetsiz kale atışlarında kurulma evresindeki atış parametreleri incelendiğinde, pelvis rotasyon açısı kurulma evresindeki pelvis açısal hızını pozitif yönde etkilediği görülmektedir($p<.01$). Pelvis rotasyon açısı, kurulma evresindeki üst gövde açısını pozitif yönde, üst gövde açısal hızını pozitif yönde, omuz eksternal rotasyon açısını pozitif yönde ve kuvvet uygulama evresindeki omuz internal rotasyon açısını pozitif yönde etkilemektedir($p<.05$).

Kurulma evresinde pelvis açısai hızı, yine aynı evredeki üst gövde açısını pozitif yönde etkilemektedir($p<.05$). Yine bu evrede pelvis açısai hızı, üst gövde açısai hızını ve topun elden ayrılma evresindeki pelvis rotasyon açısını pozitif yönde etkilemektedir($p<.01$).

Kurulma evresinde isabetsiz atış performanslarında, üst gövde açısı, aynı evredeki üst gövde açısai hızını pozitif yönde etkilemektedir($p<.01$). Kuvvet uygulama evresindeki dirsek fleksiyon açısai hızı üzerinde, kurulma evresindeki üst gövde açısının etkili olduğu belirlenmiştir($p<.05$).

Kurulma evresindeki üst gövde açısai hızı, kuvvet uygulama evresindeki dirsek fleksiyon açısını pozitif yönde ($p<.05$), ve dirsek fleksiyon açısai hızını pozitif yönde etkilemektedir($p<.01$).

İsabetsiz kale atışlarında kurulma evresinde, omuz eksternal rotasyon açısının kuvvet uygulama evresindeki dirsek ekstensiyon açısını negatif yönde etkilemektedir($p<.05$).

Kurulma evresindeki diz fleksiyon açısı, topun elden ayrılma evresindeki diz fleksiyon açını pozitif yönde, topun elden çıkma yüksekliğini pozitif yönde etkilemektedir($p<.01$).

Dirsek fleksiyon açısı, topun elden ayrılma evresindeki dirsek ekstensiyon açısını pozitif yönde ($p<.01$), kuvvet uygulama evresindeki dirsek ekstensiyon açısını yine pozitif yönde etkilemektedir($p<.05$).

Kurulma evresinde isabetsiz atışlarda, omuz abduksiyon açısı, topun elden ayrılma evresindeki gövdenin ileri eğilme açısını negatif yönde($p<.01$), topa uygulanan kuvvet parametresini ise pozitif yönde etkilemektedir($p<.05$).

İsabetli kale atışlarında kuvvet uygulama evresinde, dirsek fleksiyon açısı, dirsek fleksiyon açısai hızı ve omuz internal rotasyon açı değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır($p>.05$).

İsabetli kale atışlarında kuvvet uygulama evresinde atış parametreleri incelendiğinde, dirsek fleksiyon açısının yine aynı evrede omuz internal rotasyon açısını etkilediği görülmektedir($p<.05$). Bu evrede dirsek fleksiyon açısai hızı dirsek ekstensiyon açısını negatif yönde, topun elden ayrılma evresindeki topa uygulanan kuvvet parametresini pozitif yönde etkilemektedir($p<.05$). Kuvvet uygulama evresinde, dirsek ekstensiyon açısı, topun elden ayrılma evresindeki dirsek ekstensiyon açısını pozitif yönde etkilemektedir($p<.01$).

İsabetsiz kale atışlarında kuvvet uygulama evresinde, dirsek fleksiyon açısı, dirsek fleksiyon açısai hızı, omuz internal rotasyonu ve dirsek ekstensiyonu parametrelerinde gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır($p>.05$).

İsabetsiz kale atışlarında kuvvet uygulama evresinde, dirsek fleksiyonu kuvvet uygulama evresindeki dirsek fleksiyon açısai hızını pozitif yönde etkilemektedir($p<.01$).

İsabetli kale atışlarında topun elden ayrılma evresinde atış parametreleri incelendiğinde, topun elden çıkış açısı parametresinde Grup I sporcularının daha büyük değere sahip olduğu, top hızı ve dirsek ekstensiyon açı değerlerinin Grup II sporcularına göre daha düşük değerde olduğu belirlenmiştir($p<.05$).

İsabetli kale atışlarında topun elden ayrılma evresinde, diz fleksiyon açısı topun elden çıkış yüksekliğini negatif yönde ve pelvis rotasyon açısı gövdenin yana eğilme açısını pozitif yönde etkilemektedir($p<.01$).

Topun elden ayrılma evresinde isabetsiz kale atışlarında, diz fleksiyon açısı, gövdenin ileri ve yana eğilme açısı, pelvis rotasyon açısı, topun elden çıkış açısı, topun elden çıkış yüksekliği, top hızı ve topa uygulanan kuvvet parametrelerinde gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır($p>.05$).

Topun elden ayrılma evresinde isabetsiz atışlarda, gövdenin ileri doğru eğilme açısı gövdenin yana eğilme açısını pozitif yönde, yine bu evrede dirsek ekstensiyon açısını negatif yönde etkilemektedir($p<.05$). Bu evrede gövdenin yana eğilme açısı pelvis rotasyon açısını pozitif yönde etkilemektedir($p<.01$).

Omuzun ekstensör ve fleksör kas kuvveti değerlerine baktığımızda, 60 °/sn de sol omuz ekstensiyon kas kuvvetinde, 240 °/sn de ise sağ ve sol omuz ekstensiyon kas kuvvetinde Grup I ve Grup II arasında farklılık bulundu. Grup I sporcularında ekstensör kas kuvveti değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksekti ($p<.05$).

Her iki grup arasında iş kapasitesine bakıldığında, Grup I sporcularının sol omuz ekstensör iş değerleri Grup II sporcularının değerlerine göre anlamlı derecede büyük bulundu($p<.05$).

İzokinetik dinamometre ile yapılan 90°/sn'de omuz internal/eksternal rotasyon değerleri incelendiğinde; 60°/sn'de sağ ve sol omuz internal rotator pik tork değerlerinde ve sağ omuz eksternal rotator pik tork değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<.05$). Grup I sporcularının omuz internal ve eksternal kas kuvveti değerleri dominant ve dominant olmayan omuz için diğer gruba göre anlamlı derecede büyük bulundu($p<.05$).

ÖNERİLER

Mekanik donanımlar açısından

- a. Adımlama evresinin sonunda temel atış hareketi öncesi, top hızına etki eden dayanma bacağının yere uyguladığı kuvvetin ölçülmesi ile daha iyi sonuçlar elde edilebilir.
- b. Top hızının hız ölçer ile (Radar Gun) ölçülmesi çalışmada uygulama açısından kolaylık sağlayacaktır.
- c. Vücut ağırlık merkezinin temel atış hareketi boyunca izlediği yörüngenin temel atış isabetlilik performansı üzerine etkisi incelenmelidir.

Teknik öğretim yöntemi açısından

- a) Hız ve/veya isabet üzerinde durarak öğrenimin geliştirilmesi
- b) Topun hızını arttırmak için dirsek fleksör ve ekstensörlerinin kuvvetlendirilmesi
- c) Yüksek temel kale atışlarında antrenman yapılırken baş, kol yada gövde için yapılan düzeltmeler adımlama evresinden itibaren başlamalıdır. Bu bulgulara göre düzenli bir adım ritmi ve adım uzunluğu ile çalışılması gerektiği ortaya çıkmıştır.

KAYNAKLAR

1. Van den Tillaar R.,(2004) Effect of different training programs on the velocity of overarm throwing, A Brief Review, Journal of Strength and Conditioning Research, 18(2), 388-396
2. Hong D., Cheung T.K., Roberts E.R. (2001) A three-dimensional, six-segment chain analysis of forceful overarm throwing, Journal of Electromyography 11, 95-112
3. Sommervoll Y. (2005) Effects of gender and training experience on kinematical and temporal aspects of overarm throwing technique, IDR 3900, Master thesis in Human Movement Science, Human Movement Science Program, Faculty of Social Sciences and Technology Management, Norwegian University of Science and Technology, Trondheim, Norway
4. Finch A. (1999) Throwing for speed and accuracy, The International Society of Biomechanics in Sports, Presentations, Stuttgart
5. Hamill J. M., Knutzen K. (2003) Biomechanical basis of human movement, Second Edition, Lippincott Williams and Wilkins A Wolters Kluwer Company, U.S.A. p:21-384
6. McGinnis PM. (1999) Biomechanics of sport and exercises, Human Kinetics, Illionis, p:3-185
7. Muratlı S., Toraman F., Çetin E. (2000) Sportif hareketlerin biomekanik temelleri, Bağırğan Yayınevi, Ankara
8. Hirashima M., Kudo K., Ohtsuki T. (2003) Utilization and compensation of interaction torques during ball-throwing movements, J Neurophysiol 89: 1784-1796
9. Hore J. (1996) Motor control, excitement, and overarm throwing, J Physiol. Pharmacol. 74: 385-389
10. MacWilliams B.A., Choi T., Perezous M.K., Chao E.Y.S., McFarland E.G., (1998) Characteritic ground-reaction forces in beyzbol pitching, The American Journal of Sports Medicine, 26(1), 66-71
11. Fleisig G.S., Barrentine S.W., Escamilla R.F., Andrews J.R., (1996) Biomechanics of overhand throwing with implications for injuries, Sports Med. 21(6):421-37
12. Fleisig G.S., Barrentine S.W., Zheng N., Escamilla R.F., Andrews J.R., Nicholls R.L., Eliot B.C., Lyman S.L., Osinsk E.D., (1999) A practical evaluation tool for beyzbol pitching biomechanics, 5th IOC World Congress on Sport Sciences with The Annual Conference of Science and Medicine in Sport, Sydney
13. Blanch P., (1999) Biomechanical basis for shoulder rehabilitation, 5th IOC World Congress on Sport Sciences with The Annual Conference of Sxience and Medicine in Sport, Sydney
14. Wit A., Eliasz J. (1990) A three-dimensional kinematic analysis of handball throws, Sports Wyczynowy, 9/10, 17-23

15. Elias J. (1998) The relationship between throwing velocity and motor ability parameters of the high-performance handball players, ISBS, Poster Presentation, Belgium
16. Kotzamanidis C., D.Skoufas K., Hatzikotoulas D., Patikas G., Koutras H. (1987) The relationship between the physical and strength variables of the lower limbs and the velocity of ball release in various types of handball throws, European Handball Federation, 2, 1995, 25-32, ISBS Congress Proceedings
17. Kotzamanidis C., Papadopoulos Ch., Giaroglou A. (1989) Kinematic-dynamic analysis of the support phase in different throws of handball, Biomechanics in Sport, V. Greece, 212-225
18. Tillaar V.D., Ettema G. (2003) Influence of instruction on velocity and accuracy of overarm throwing, Percept Mot. Skills., Apr;96(2):423-34
19. Tillaar V.D., Ettema G. (2003) Instruction emphasizing velocity, accuracy or both in performance and kinematics of overarm throwing by experienced team handball players, Percept Mot. Skills., Dec; 97(3 Pt 1): 731-42
20. Lidor R., Argov E., Daniel S. (1998) An exploratory study of perceptual-motor abilities of women: novice and skilled players of team handball, Percept Mot.Skills, Feb; 86(1):297-88
21. Joris HJ., van Muyen AJ., van Ingen Schenau GJ., Kemper H.C. (1985) Force, velocity and energy flow during the overarm throw in female handball players, Journal of Biomechanics, 18(6):409-14
22. Akpınar S., Mirzeoğlu N. (2004) Kinematic analysis of overarm throws in handball players of different levels, The 10th ICHBER SD Europa Congress The 8th International Sport Science Congress, Congress proceedings, November 17-20, Antalya
23. Jensen, K., Johansen L., Larson B. (1999) Physical performance in Danish elite team handball players, 5th World Congress on Sport Science and Medicine in Sport, 31 October-5 November, Sydney
24. Bayious I. (1998) Accuracy and throwing velocity in handball, Greece, ISBS, Congress Proceedings
25. Taşkıran Y. (2003) Dünya çapındaki elit hentbolcülerde bulunan özellikler, Hentbol Teknik, Sayı:1, s.10-12
26. Schmidt RA., Wrisberg CA (2000) Principles of motor control and movement accuracy (In): Motor learning and performance, Human Kinetics Illinois
27. Magill RA. (2004) Motor learning concept and applications, Seventh Edition, McGraw Hill Companies, U.S.A., s.27-131
28. Mottet D., Bootsma R.J. (1995) A dynamical model for Fitts' task. Ed: G. Bardy, R.J. Bootsma and Y. Guiard, Studies in Perception and Action III B., Lawrence Erlbaum Associates, Inc.
29. Richard A., Schmidt and Craig A. (2000) Principles of motor learning and performance, Human Kinetics, U.S.A.
30. Schmidt, R.C., Corey D., Fitzpatrick P., Riley M. (1995) The oscillatory basis of Fitts Law. Ed: G.Bardy, R.J. Bootsma and Y. Guiard, Studies in Perception and Action III B. Lawrence Erlbaum Associates, Inc.
31. İnal S. (2004) Spor biomekaniği temel prensipler, Nobel Basımevi, s.60-262, İstanbul

32. Fleisig GS, Escamilla RF, Andrew JR. (1996) Biomechanics of throwing. Ed: James E. Zachazewski, David J. Magee, William s. Quillen, Athletic injuries and rehabilitation. Chapter 17, s.332-353. W.B.Saunders Company, Philadelphia
33. www.ajansspor.com
34. www.hetbol.net
35. Gündüz N., Sevim Y., Eler S. (2002) Hentbolde performans ve testler. Dinamik Spor Bilimleri Dergisi C:1 s:4 s.14-16
36. Rannou F., Prioux J., Zouhal H., Gratas-Delamarche P. (2001) Physiological profile of handball players, J. Sports Med.Phys Fitness.,Sep;41(3):349-353
37. Tamer K. (1994) Hentbolde fiziksel ve fizyolojik özellikler, Türkiye Hentbol Federasyonu Uluslararası I. Hentbol Antrenör Sempozyumu, Bildiriler Kitabı, s.68-74
38. Baumberger J.,Çeviri: Hakkı Çoknaz, Düzenleyen: Nevzat Mirzeoğlu (1998) Hentbol oynayarak öğrenme, daha iyi oynama, Bağırhan Yayınevi, 11, Ankara
39. Taşkıran Y. (1997) Hentbolde performans, Bağırhan Yayınevi, s.2-84, Ankara
40. Pers J., Bon M., Kovacic S., Sibila M., Dezman B. (2002) Observation and analysis of large-scale human motion, Hum. Mov. Scdi. Jul; 21(2): 295
41. Doğan A. (1994) Hentbole özgü belirlenmiş fizyolojik özelliklerin performansla olan ilişkisi, Uludağ Üniv. Sağlık Bilimleri Ens., Yüksek Lisans Tezi, Bursa
42. www.eurohandball.com
43. Delamerche P., Gratas A., Beillot J., Dassonville J., Rochcongar P., Lessard Y. (1987) Extent of lactic anaerobic metabolism in handballers, Int. J. Sports Med., Feb; 8(1): 55-9
44. Sevim Y. (1997) Hentbol teknik-taktik. Tutibay Ltd., Ankara
45. T.C. Başbakanlık Gençlik ve Spor Genel Müdürlüğü Hentbol Federasyonu Uluslararası Salon Hentbol Oyun Kuralları s.22, 2004
46. Wirhed R. (1996) Athletic ability and anatomy of motion, Mosby-Wolfe, London
47. Muratlı S., Şahin G., Kalyoncu O. (2005) Antrenman ve müsabaka, s.234, 240, 249, 484, Yayılım yayıncılık, Aralık, İstanbul
48. Smith LK., Weiss El, Lehmkul LD. (1996) Brunstorm's clinical kinesiology, chapter 12, s.401-435, Fifty edition, chapter 12, F.A. Davis Company, Philadelphia
49. Knudson D., Morrison CS. (1997) Qualitative analysis of human movement, s.137, Human Kinetics, İlionisis
50. Zachazewski J. Magee D., Quillen W. Athletic İnjuries and Rehabilitation. s.332
51. Boydağ Ş.F. (2005) Spor biomekaniğinde temel fizik kuralları s.60-77, Morpa Yayınları, İstanbul
52. Walder P. (1994) Mechanics and sport performance, s.28-36, United Kingdom
53. Jennifer L. Etnier, Walter Salazar, Daniel M. Landers, Steven J. Petruzzello, Myungwoo H., Priscilla N. (1997) The influence of physical fitness and exercise upon cognitive functioning: A meta-analysis, Journal of Sport and Exercise Psychology, 249-277
54. Çiloğlu F., Çotuk B. (1993) Anatomi s.81-99, Yıldızlar Matbaacılık, İstanbul
55. Neuman DA. (2002) Kinesiology of the musculoskeletal system, Foundations for Physical Rehabilitation, Mosby, St. Luis

56. Seeley RR., Stephens TD., Tate P. (2003) Anatomy & physiology, muscular system gross anatomy, Chap. 10, s.313-349; Integration of Nervous System Function, Chapter 14, s.466-493, McGraw Hill Company
57. Wirhed R. (1996) Athletic ability and anatomy of motion, Mosby-Wolfe, London
58. Guyton AC., Hall JE.(200) Texbook of medical physiology. Tenth Edition. WB Saunders Company Philadelphia
59. Adrian MJ,Cooper JM.(1995) Biomechanics of human movement, Second Edition WCB Brown a Benchmark Pub Iowa
60. Miller SA.(1998) The kinematics of inaccuracy in basketball shooting. In Proceedings I of the XVI ISBS Symposium (edited by H.J. Riehle and M. Vieten), 188-191. UVK-UniversitStsverlag Konstanz, Germany
61. Albert M. (1995) Physiologic and clinical principles of eccentrics. Ed:Mark Albert, Eccentric muscle training in sport and ortopedics. Second Edition, Churchill Livingstone, New York
62. Taşkıran Y., Şahin R.(200) Bayan hentbol milli takım oyuncularının, kamp esnasında yapılan 30 m sprint, durarak uzun atlama ve dikey sıçrama test sonuçlarının pozisyonlara göre karşılaştırılması. 8-10 Mayıs 1997 II. Spor Bilimleri Kongresi-Dinamik Dergisi Cilt.1, sayı 2, İstanbul
63. Taşkıran Y. (2003) Dünya çapındaki elit hentbolcularda bulunan özellikler, Hentbol Teknik, yıl:1, sayı:1, s.10-12
64. Bayious IA., Anastasopolou AM., Siodiris DS., Boudolos KD. (2001) Relationship between isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators and ball velocity in team handball, J. Sports Med. Fitness, Jun;41(2), 229-35
65. Cronin JB., McNair PJ., Marshal RN.(2002) Is velocity spesific strength training important in improving functional performance? J. Sports Med. Phys. Fitness, Sep; 42(3):267-73
66. Fleck S.J., Smith S.L., Craib M., Denaham T., Snow R.E., Mitchell M.L. (1992) Upper extremity isokinetic torque and throwing velocity in team handball. Journal of Appl. Sport Science, 6
67. Wit A., Elias J.(1990) A three dimensional kinematic analysis of hanball throws, Sports Wyczynowy, 9/10, 17-23
68. Açıkada C., Demirel H. (1993) Biyomekanik ve hareket bilgisi, s.15, Anadolu Üniversitesi Açık Öğretim Fakültesi, Eskişehir
69. Tresilion J.R.,Oliver J., Carrol T.J. (2003) Temporal precision of interceptive action: Differential effects of target size and speed. Exp.Brain Res, 148: 4425-438
70. Hochmuth G. (1971) Biomechanik sportlicher bewegungen sportverlag, Berlin
71. Hall S.J. (1995) Basic biomechanics (Second Edition) Mosby-Year Book Inc.
72. Hay J.G. (1985) The biomechanics of sports techniques. (Third Edition) Prentice Hall, International Edition, USA
73. Bartlett R. (1997) Biomechanical analysis of movement in sport and exercise, British Association of Sport and Exercise Science, Leeds

74. Brochu M., Savage P., Lee M., Dee J., Cress ME., Poehlman E.T., Tischler M., Ades P.A. (2002) Effects of resistance training on physical function in older disabled woman with coronary heart disease. *J. Appl Physio.*, 92:672-678
75. Davies M.J., Dalsky G.P. (1997) Normalizing strength for body size differences in older adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 29(5):713-717
76. Brown L.E., Weir J.P. (2001) ASEP procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. *Journal of Exercise Physiologyonline*, 4(3):1-21
77. Lanza I.R., Towse T.F., Caldwell G.E., Wigmore D.M., Kent-Braun J.A. (2003) Effects of age on human muscle torque, velocity and power in two muscle groups. *J. Appl. Physiol.* 95: 2361-2369
78. Pincivero D.M., Lephart S.M., Karunakara R.A. (1997) Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for the quadriceps and hamstrings. *Int. J. Sports Med.*, 18(2):113-117
79. Parcell A.C., Sawyer R.D., Tricoli V.A., Chivevere T.D. (2002) Minimum rest period for strength recovery during a common isokinetic testing protocol. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, 34(6): 1018-1022
80. Brown L.E., Whitehurst M., Gilbert R., Buchalter D.N. (1995) The effect of velocity and gender on load range during knee extension and flexion exercise on an isokinetic device. *J. Ortho. Sports Phys. Ther.*, 21(2): 107-112
81. Coombs R., Garbutt G. (2002) Developments in the use of the hamstring / quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2002;1:56-62
82. Bottaro M., Russo A., Oliveira R.J. (2005) The effects of rest interval on quadriceps torque during an isokinetic testing protocol in elderly. *Journal of Sports Science and Medicine*, 4:285-290
83. Findley B.W., Brown L.E., Whitehurst M., Keating T., Murray D.P., Gardner L.M. (2006) The influence of body position on load range during isokinetic knee extension/flexion. *Journal of Sports Science and Medicine*, 5:400-406
84. Taner D. (1996) Fonksiyonel anatomi; ekstremiteler ve sırt bölgesi. Hekimler Yayın Birliği, Ankara
85. Dere F., Durgun B. (1994) Spor eğitimi için fonksiyonel anatomi. Okullar Pazarı Kitabevi, Adana
86. Abdel-Aziz Y.I., Karara H.M. (1971) Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close range photogrammetry. Presented at the ASP/VI Symposium on Close-Range Photogrammetry, American Society of Photogrammetry, Falls Church, VA Urbana, 12:1-18
87. Özer K. (1993) Antropometri. Sporda morfolojik planlama. Kazancı Matbaacılık, 39-61. İstanbul
88. Dun S., Fleisig G.S., Loftice J., Kingsley D., Andrews J.R. (2007) The relationship between age and baseball pitching kinematics in professional baseball pitchers, *Journal of Biomechanics* 40:265-270
89. Zheng N., Fleisig G.S., Barrentine S., Andrews J.R. (2004) Biomechanics of pitching. In George Hung (ed) *Biomedical Engineering Principles in Sports*, Kluwer Academic/Plenum Publishers, Chapter 9, 209-256

90. Fleisig G.S., Kingsley D.S., Fotice J.W., Dinen K.P., Ranganathan R., Dun S., Escamilla R.F., Andrews J.R. (2006) Kinetic comparison among the fastball, curveball, change-up, and slider in collagiate beyzbol pitchers, *Am. J. Sports Med.* 34;423
91. Ishida K., Hirano Y. (2004) Effects of non-throwing am on trunk and throwing arm movements in beyzbol pitching, *International Journal of Sport and Health Science* Vol.2, 119-128
92. Tillaar R., Ettema G. (2007) A three-dimensional analysis of overarm throwing in experienced handball players, *Journal of Applied Biomechanics*, 23:12-19
93. Hayran M., Özdemir O. (1995) *Bilgisayar istatistik ve tıp, Hekimler Yayın Birliği Medikal Araştırma Birliği*
94. Van den Tillaar R. (2003) Effect of different constraints on coordination and performance in overarm throwing. Doctoral thesis in Sport Science. Trondheim:NTNU
95. Fleisig G.S., Escamilla, R.F., Andrews, J.R., Matsuo, T., Satterwhite,Y., Barrentine, S.W. (1996) Kinematic and kinetic comparison between beyzbol pitching and football passing. *Journal of Applied Biomechanics.* 12:207-224
96. Matsuo, T., Escamilla, R.F., Fleisig, G.S., Barrentine, S.W., Andrews, J.R.(2001) Comparison of kinematic and temporal parameters between different pitch velocity groups. *Journal of Applied Biomechanics.* 17, 1-13
97. Stodden, D.F., Fleisig, G.S., McLean, S.P., Lyman, S.L., Andrews J.R.(2001) Relationship of pelvis and upper torso kinematics to pitched beyzbol velocity. *Journal of Applied Biomechanics.* 17(2), 164-172
98. Fradet L., Botcazou M., Durocher C., Cretual A., Multon F., Prioux J., Delamarche P. (2004) Do handball players always exhibit a proximal-to-distal segmental sequence? *Journal of Sports Science.* 22, 439-447
99. Jöris H.J.J., Edwards van Muyen A.J., van Ingen Schenau G.J., Kemper H.C.G. (1985) Force, velocity and energy flow during the overarm throw in female handball players. *Journal of Biomechanics.* 2(6), 409-414
100. Sachlikidis A., Salter C. (2007) A biomechanical comparison of dominant and nondominant arm throws for speed and accuracy, *Sports Biomechanics*, 6:3, 334-344
101. Morris C., Bartlett R. (1996) Biomechanical factors critical for performance in the men's javelin throw. *Sports Medicine* 21, 436-438

ÖZGEÇMİŞ

Emel Çetin, 04.12.1969 Antalya'da doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Antalya'da tamamladı. Yükseköğrenimine 1987 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Fizik Bölümü'nde başladı. 1992 yılında "Fizikçi" ünvanıyla mezun oldu. 1998 yılında Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Beden Eğitimi ve Spor Öğretimi Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimine başladı ve 2002 yılında aynı programdan "Bilim Uzmanı" ünvanı ile mezun oldu. 2002 yılında Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Spor Bilimleri Doktora programına başladı.

1997 yılında Akdeniz Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulunda Araştırma görevlisi olarak göreve başladı. Halen aynı kuruma görevine devam etmektedir.

EKLER

HENTBOLDE TEMEL ATIŞ HAREKETİNİN BIOMEKANİK ANALİZİ
ANTROPOMETRİK ÖLÇÜM FORMU

AD SOYAD :	ANTRENMAN YAŞI :
-------------------	-------------------------

OTURMA YÜKSEKLİĞİ	EL UZUNLUĞU
--------------------------	--------------------

YAŞ :	BOY :	KİLO :
--------------	--------------	---------------

SAĞ KOL		SOL KOL	
Üst Kol Uzunluğu		Üst Kol Uzunluğu	
Alt Kol Uzunluğu		Alt Kol Uzunluğu	
Toplam Kol Uzunluğu		Toplam Kol Uzunluğu	

SAĞ BACAK		SOL BACAK	
Üst Bacak Uzunluğu		Üst Bacak Uzunluğu	
Alt Bacak Uzunluğu		Alt Bacak Uzunluğu	
Toplam Bacak Uzunluğu		Toplam Bacak Uzunluğu	

SAĞ BACAK		SOL BACAK	
Calf Çevre		Calf Çevre	
Hamstring Çevre		Hamstring Çevre	