



**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
ANTRENÖRLÜK EĞİTİMİ ANABİLİM DALI**

**AMPUTE OLAN VE OLMAYAN FUTBOLCULARIN
İZOKİNETİK KAS KUVVETİ VE KEMİK MİNERAL
YOĞUNLUĞUNUN İNCELENMESİ**

Doktora Tezi

İzzet İSLAMOĞLU

Danışman
Doç. Dr. Mehmet ÇEBİ

SAMSUN
2021

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
ANTRENÖRLÜK EĞİTİMİ ANABİLİM DALI



**AMPUTE OLAN VE OLMAYAN FUTBOLCULARIN
İZOKİNETİK KAS KUVVETİ VE KEMİK MİNERAL
YOĞUNLUĞUNUN İNCELENMESİ**

Doktora Tezi

İzzet İSLAMOĞLU

Danışman
Doç. Dr. Mehmet ÇEBİ

SAMSUN
2021

TEZ KABUL VE ONAYI

İzzet İSLAMOĞLU tarafından, **Doç. Dr. Mehmet ÇEBİ** danışmanlığında hazırlanan “**Ampute Olan ve Olmayan Futbolcuların İzokinetik Kas Kuvveti ve Kemik Mineral Yoğunluğunun İncelenmesi**” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından 09.02.2021 tarihinde yapılan sınav sonucunda oy birliği ile başarılı bulunarak Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı, Adı/Soyadı Üniversitesi Ana Bilim/Ana Sanat Dalı	İmza	Sonuç
Başkan	Prof. Dr. Seydi Ahmet AĞAOĞLU Ondokuz Mayıs Üniversitesi Antrenörlük Eğitimi Anabilim Dalı		<input type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye (Danışman)	Doç. Dr. Mehmet ÇEBİ Ondokuz Mayıs Üniversitesi Antrenörlük Eğitimi Anabilim Dalı		<input type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye	Prof. Dr. Fevziye CANBAZ TOSUN Ondokuz Mayıs Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı		<input type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN Ordu Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı		<input type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Mehmet İMAMOĞLU Sinop Üniversitesi Spor Yönetim Bilimleri Anabilim Dalı		<input type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

ONAY

... / ... / ...

Prof. Dr. Ali BOLAT
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Hazırladığım doktora tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar'da gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığını taahhüt ve beyan ederim.

İmza

.../.../20...

İzzet İSLAMOĞLU

TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI

Tez Başlığı: Ampute Olan ve Olmayan Futbolcuların İzokinetik Kas Kuvveti ve Kemik Mineral Yoğunluğunun İncelenmesi

Yukarıda başlığı belirtilen tez çalışması için şahsım tarafından 11.01.2021 tarihinde intihal tespit programından alınmış olan özgünlük raporu sonucunda;

Benzerlik oranı : % 10

Tek kaynak oranı : % 1 çıkmıştır.

İmza

... / ... / 20...

Doç. Dr. Mehmet ÇEBİ

ÖZET

AMPUTE OLAN VE OLMAYAN FUTBOLCULARIN İZOKİNETİK KAS KUVVETİ VE KEMİK MİNERAL YOĞUNLUĞUNUN İNCELENMESİ

İzzet İSLAMOĞLU

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Antrenörlük Eğitimi Anabilim Dalı,

Doktora, Şubat/2021

Danışman: Doç. Dr. Mehmet ÇEBİ

Bu çalışma ampute olan ve olmayan futbolcuların izokinetik diz fleksiyon/ekstansiyon kuvveti ile kemik mineral yoğunluğu (KMY) değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi ve ampute olan (AF) ve olmayan futbolcuların (AOF) ölçülen parametrelerinin karşılaştırılması amacıyla yapılmıştır.

Çalışmaya aktif futbol oynayan AF (N:14) ile AOF (N:14) olmak üzere toplam 28 erkek futbolcu katılmıştır. Katılımcılara 60°sn^{-1} , $180^{\circ}\text{sn}^{-1}$ ve $240^{\circ}\text{sn}^{-1}$ açısal hızlarda izokinetik diz kuvveti ve kemik mineral yoğunluğu ölçümleri yapılmıştır. AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin nondominant ve dominant bacak fleksiyon kuvvetinde tüm açısal hızlarda, ekstansiyon kuvvetinde ise nondominant bacak 240°s açısal hızda, dominant bacak 180°s ve 240°s açısal hızlarda anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). AF ile AOF'lerin lumbar vertebra, femur boynu KMY ortalamalarında anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$). AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin nondominant bacak femur proksimal metafiz, femur distal metafiz, tibia/fibula proksimal metafiz, tibia/fibula diafiz ve tibia/fibula distal metafiz KMY ortalamalarında, dominant bacak femur proksimal metafiz, tibia/fibula proksimal metafiz ve tibia/fibula distal metafiz KMY ortalamalarında anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). AF'lerin 60°s diz ekstansiyon kuvveti ile tibia/fibula diafiz ($r=0,594$), tibia/fibula distal metafiz ($r=0,623$) ve lumbar vertebra ($r=0,659$) KMY arasında orta düzeyde korelasyon görülmüştür ($p<0,05$). AF'lerin femur boynu KMY değeri ile femur proksimal metafiz ($r=0,800$) ve femur diafiz ($r=0,684$) KMY arasında yüksek ve orta düzeyde korelasyon bulunmuştur ($p<0,05$). AOF'lerin lumbar vertebra KMY ile dominant ve nondominant bacakta femur proksimal metafiz ($r=0,606$) ve dominant bacak femur diafiz KMY ($r=0,693$) arasında orta düzeyde korelasyon, femur boynu KMY ile dominant ve nondominant bacakta femur proksimal metafiz ($r=0,794$), tibia/fibula proksimal metafiz ($r=0,755$) ve dominant bacak femur diafiz ($r=0,699$), tibia/fibula diafiz KMY ($r=0,708$) arasında yüksek düzeyde korelasyon saptanmıştır ($p<0,05$). AOF'lerin kas kuvveti ve kemik mineral yoğunluğu değerleri AF'lere göre daha yüksek olduğu bulunmuştur. KMY ile kas kuvveti arasında korelasyon gösteren parametreler görülmektedir. Sporcu performanslarının daha üst düzey olması için antrenörler, sporcuların kas kuvveti ve kemik mineral yoğunluğu değerlerini göz önünde bulundurması önerilmektedir.

Anahtar Sözcükler: İzokinetik kas kuvveti, Kemik mineral yoğunluğu, Futbol, Ampute.

ABSTRACT

THE INVESTIGATION OF THE ISOKINETIC MUSCLE STRENGTH AND BONE MINERAL DENSITY OF THE AMPUTEE AND NON-AMPUTEE FOOTBALL PLAYERS

İzzet İSLAMOĞLU

Ondokuz Mayıs University

Institute of Graduate Studies

Coaching Education Department

Ph.D., February/2021

Supervisor: Assoc. Prof. Mehmet ÇEBİ

This study was conducted to examine the relationship between isokinetic knee flexion/extension strength and bone mineral density (BMD) values in amputee soccer players and non-amputee soccer players and to compare the measured parameters of amputee soccer players (ASP) and non-amputee soccer players (NASP).

A total of 28 soccer players, ASP (N:14) and NASP (N:14), who were actively playing soccer participated in the study. Isokinetic knee strength measurements at $60^{\circ}\text{sec}^{-1}$, $180^{\circ}\text{sec}^{-1}$ and $240^{\circ}\text{sec}^{-1}$ angular velocities and bone mineral density measurements were conducted on the participants. Significant differences were found in all angular velocities in flexion strength of ASPs' intact legs and NASPs' non-dominant and dominant legs, while significant differences were found in angular velocities of $240^{\circ}/\text{s}$ in the non-dominant leg and in $180^{\circ}/\text{s}$ and $240^{\circ}/\text{s}$ in the dominant leg in extension strength ($p<0,05$). Significant difference was found in mean lumbar vertebra, femur neck BMD of ASP and NASPs ($p<0,05$). Significant differences were found in mean femur proximal metaphysis, femur distal metaphysis, tibia/fibula proximal metaphysis, tibia/fibula diaphysis and tibia/fibula distal metaphysis BMD of ASPs' intact legs and NASPs' non-dominant legs and mean femur proximal metaphysis, tibia/fibula proximal metaphysis and tibia/fibula distal metaphysis BMD of NASPs' dominant legs ($p<0,05$). Moderate correlation was found between ASPs' $60^{\circ}/\text{s}$ knee extension strength and tibia/fibula diaphysis ($r=0,594$), tibia/fibula distal metaphysis ($r=0,623$) and lumbar vertebra ($r=0,659$) BMD ($p<0,05$). High and moderate correlation was found between ASPs' femur neck BMD value and femur proximal metaphysis ($r=0,800$) and femur diaphysis ($r=0,684$) BMD ($p<0,05$). Moderate correlation was found between NASPs' lumbar vertebra BMD and dominant and non-dominant leg femur proximal metaphysis ($r=0,606$) and dominant leg femur diaphysis BMD ($r=0,693$); while high correlation was found between their femur neck BMD and dominant and non-dominant leg femur proximal metaphysis ($r=0,794$), tibia/fibula proximal metaphysis ($r=0,755$) and dominant leg femur diaphysis ($r=0,699$), tibia/fibula diaphysis BMD ($r=0,708$) ($p<0,05$). ASPs were found to have higher muscle strength and bone mineral density values than NASPs. There are correlating parameters between BMD and muscle strength. It is recommended for trainers and athletes to take muscle strength and bone mineral density values into account for athletes to have a higher level of performance.

Key Words: Isokinetic muscle strength, Bone mineral density, Football, Amputee.

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Tezin hazırlanmasında bilgi ve tecrübelerini paylaşarak bana rehberlik eden, yönlendiren ve destekleyen değerli danışman hocam Doç. Dr. Mehmet ÇEBİ

Tez jürimde bulunan ve katkılarını gördüğüm Prof. Dr. Seydi Ahmet AĞAOĞLU'na

Tez jürimde bulunan aynı zamanda kemik mineral yoğunluğu ölçümleri ve değerlendirilmesinde yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Fevziye CANBAZ TOSUN'a

Lisansüstü eğitimim boyunca her konuda desteğini gördüğüm Doç. Dr. Tülin ATAN'a

Tezin her aşamasında fikir alışverişinde bulunduğum ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi Şaban ÜNVER'e

Sporcuların laboratuvar ölçümlerinde yardımcı olan Dr. Ceyhun M. BİRİNCİ, Dr. Öğr. Üyesi Ali kerim YILMAZ, Gülşen ve Ayşe hanıma,

Çalışmaya destek ve ilgilerinden dolayı Medicalpark Samsun Engelli Gücü Gençlik ve Spor Kulübü, Anadolu Erciyes Engelliler Spor Kulübü ve Samsun Bedensel Engelliler Spor Kulübü başkanlarına, antrenörlerine ve sporcularına,

Bulduğum noktaya gelmemde çok büyük emekleri olan ve her zaman desteklerini gördüğüm aileme, maddi, manevi destekleriyle her an yanımda olan ve bu süreçte göstermiş olduğu sabırdan dolayı sevgili eşim Nilay İSLAMOĞLU'na, varlığına şükrettiğimiz hayatımıza renk katan oğlumuz Doruk İSLAMOĞLU'na teşekkür ederim.

İzzet İSLAMOĞLU

İÇİNDEKİLER	
TEZ KABUL VE ONAYI.....	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI.....	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	iv
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Amputasyon.....	4
2.2. Amputasyon Nedenleri.....	5
2.3. Amputasyon Seviyeleri.....	6
2.3.1. Üst Ekstremitte Amputasyonları.....	7
2.3.2. Alt Ekstremitte Amputasyonları.....	8
2.4. Ampute Futbol.....	8
2.4.1. Ampute Futbol Oyun Kuralları.....	9
2.4.2. Oyun Alanı ve Kullanılan Malzemeler.....	10
2.5. Kemikler.....	11
2.5.1. Kemiklerin Yapısı.....	12
2.5.2. Kemik doku hücreleri.....	14
2.5.3. Doruk Kemik Kütlesi.....	15
2.5.4. Kemik mineral yoğunluğu.....	16
2.5.5. Kemik Mineral Yoğunluğu (KMY) Ölçümü.....	22
2.6. Diz Eklemi Anatomisi.....	23
2.6.1. Diz Ekleminin Biyomekaniği.....	25
2.6.2. Diz Ekleminin Kas Yapısı.....	26
2.7. İzokinetik Kuvvet.....	27
2.7.1. İzokinetik Test.....	29
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	32
3.1. Katılımcılar.....	32
3.2. Çalışma Yöntemi.....	32
3.3. İzokinetik Diz Kuvvet Ölçümü.....	33
3.4. Kemik Mineral Yoğunluğu Ölçümü.....	34
3.5. İstatistiksel Analiz.....	35
4. BULGULAR.....	36
5. TARTIŞMA.....	45
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	70
KAYNAKLAR.....	73
EKLER.....	86
Ek 1. Etik kurul onayı.....	86
ÖZGEÇMİŞ.....	87

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde İşareti
°/s	: Derece/Saniye
KMY	: Kemik Mineral Yoğunluğu
DKK	: Doruk Kemik Kütlesi
KMİ	: Kemik Mineral İçeriği
PTH	: Paratiroid Hormonu
AOF	: Ampute Olmayan Futbolcu
AF	: Ampute Futbolcu
DEXA	: Dual Enerji X-Işını Absorbsiyometri
SPA	: Single Photon Absorbsiyometri
DPA	: Dual Photon Absorbsiyometri
QMR	: Kantitatif Magnetik Rezonans
PT	: Zirve Tork
H/Q	: Hamstring/Quadriceps
cm	: Santimetre
Ext	: Ekstansiyon
Flex	: Fleksiyon
m	: Metre
N	: Denek Sayısı
Nm	: Newton-Metre
Ort.	: Ortalama
p	: İstatistiksel Anlamlılık Düzeyi
r	: Pearson Korelasyon Düzeyi
SS	: Standart Sapma
sn	: Saniye
WAFB	: Dünya Ampute Futbol Federasyonu
Ark	: Arkadaşları
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences

1. GİRİŞ

Günümüzde spor insan yaşamında önemli bir yer tutmaktadır. Spor, bireylerin yaşam standartlarını, kişilik gelişimini ve kendine olan güveni en üst seviye çıkarması için önemli bir güçtür. Dolayısıyla sağlıklı bireylerde olduğu gibi engelli bireylerinde sportif aktivitelere katılımı önemlidir. Sportif aktivitelerin, ruh hali durumunun iyileştirilmesine, kaygı ve depresyonun azalmasına, benlik saygısının artmasına ve yeterlilik duygusunun gelişmesine katkı sağladığı ileri sürülmektedir. Futbol günümüzde kitleleri peşinden sürükleyen en önemli spor dalı haline gelmiştir. Dünya kupası çerçevesinde oynanan futbol maçlarını, milyarlarca insan dünyanın dört bir tarafında izlemektedir (Gökulu, 2008). Bedensel engelli kategorisinde bulunan amputelerin katılabileceği birçok spor faaliyeti bulunmaktadır. Bunlardan biri de ampute futboludur. Ülkemizde ve dünyada yaygınlaşan ampute futbolunun popülaritesi günden güne artmaktadır. Buna bağlı olarak ampute futbolu araştırmacılar tarafından ilgi çekici bir konu haline gelmektedir.

Amputasyon herhangi bir sebeple ekstremitenin tamamının ya da bir kısmının kesilmesi durumudur. Amputasyondan sonra oluşan fiziksel kayıp dengeleyici hareketlerin oluşmasına, yürüme, koşma gibi aktivitelerin azalmasına, yer çekimi merkezinin değişmesine, oksijen tüketiminin düşmesine, enerji harcanmasının ve kalp atım hızının yükselmesine yol açabilir. Bireylerde meydana gelen fiziksel eksiklik yaşamlarına tekrardan uyumu zorlaştırabilmekte, psikolojik ve sosyal olarak sıkıntılara sebep olabilmektedir (Velzen et al., 2006; Simim et al., 2013).

Futbol branşında olduğu gibi ampute futbolda da üst düzey dayanıklılık, kuvvet, sürat, esneklik, çabukluk, üst düzey kontrol gerektiren, strateji gibi sportif becerilerin önemli olduğu bilinmektedir. Ampute futbolu, bir bacağı ampütasyona uğramış olan sporcuların kanedyen (koltuk değneği) kullanarak güçlü bir kas yapısına ve koordinasyona ihtiyaç duyularak oynanan futbol türüdür (Yazıcıoğlu, 2007; Kayıhan, 2011; Yıldız, 2014).

Futbol dayanıklılığa ihtiyaç duyan spor branşı olmasına rağmen gelişmiş bir kas kuvvetine gereksinim duyar. Futbolda alt ekstremita kas kuvveti, sıçrama, sürat, ani yön değiştirme, pas ve şut gibi özelliklerde önemli bir yer tutar

(Malliou et al., 2003). Dominant-nondominant ve agonist-antagonist arasındaki kas kuvveti ve dengesini değerlendirmede izokinetik dinamometreler en doğru metottur (Olyaei et al., 2006).

Bir dirence karşı koyma ya da bir direnç karşısında belirli bir ölçüde dayanabilme yetisi kuvvet olarak tanımlanır ve kasların kasılma biçimlerine göre farklı gruplara ayrılmaktadır (Bompa, 1998). Bunlardan biri olan izokinetik kasılma, tüm eklem hareket genişliğinde kasın, sabit hızda en üst seviyede kasılmasıdır. Dinamik hareketlerde meydana gelen kuvvet, iş ve güç ölçümlerinde hız sabit olmazsa yapılmamakta ve doğru değerler ortaya konamamaktadır. İzokinetik dinamometre ölçümleri sırasında hız sabittir, sporcu ne kadar kuvvet uygulasa da harekete katılan vücut bölgesinin ya da ekstremitenin hızı belirlenen sabit hızın üzerine çıkamayacaktır. Bu hızı geçebilmek için ortaya konan kuvvete karşı cihazın uyguladığı güç, hareketin her noktasında uygulanan kuvvete denk olmaktadır (Kurdak vd., 2005).

Kaslar, eklemlerin düzen içinde çalışmasına, insanların sıçrama ve hareket etmesi gibi yetilerini yapabilmesine olanak sağlar. Kemikler, hareket etmemizi sağlamanın yanında hayati önem taşıyan organları korur, içerisinde bulunan kemik iliği ile kan için gerekli şekilli elemanların yapımını üstlenir ve mineralize kollajen durumu ile birden çok minerali içerisinde tutarak insan vücudunun temelini oluşturur (Tüzün, 2003a). Kemikler, vücudun en sert yapılarından biri olmasına karşın dinamik bir dokudur ve kendisine uygulanan kuvvetlere göre biçimini değiştirebilmektedir (Tüzün, 2003b; Arıncı ve Elhan, 2001). Kemiğin mekanik yük altında kalması, değişik uyum mekanizmalarının devreye girmesine sebep olur. Kemiğin kütlesi, dayanıklılığı, yoğunluğu, sertliği, enerji emilimi gibi materyal özellikleri, mekanik stres altında yükselir (Kannus, 1996). Wolff kuralına göre kemiğe uygulanan mekanik yüke göre baştan şekillendiğini ileri sürmektedir. Mekanik güce karşı olarak kemiğin tekrardan şekillenme yeteneği, sportif etkinliklere katılım ile kemiğin etkilenmesi gibi, kapsamlı bir şekilde ortaya konmuştur. Örneğin, üst düzeyde yapılan jimnastik, voleybol ve halter gibi spor dallarına katılan sporcular ya da ani yön değiştirmelerin olduğu rugby ve squash gibi spor dallarına katılan sporcularda alt ekstremitte kemik mineral yoğunluğu daha fazladır (Chang et al., 2009).

Kuvvet çalışmalarında kas hücre boyutlarının büyümesiyle kas içinde bulunan proteinin yükselmesine sebep olur. Sistemli bir şekilde uygulanan kuvvet

antrenmanları yaş durumuna göre kemik dokunun azalmasını yavaşlatır, toplam beden mineral içeriğini ve kemik mineral yoğunluğunu korur veya artırır. Kuvvet antrenmanları kemik yapısına doğrudan etki etmesinin yanında kuvvet, denge ve sportif etkinliklerinin seviyesini artırır, osteoporozdan kaynaklanan kırıkların önüne geçer ve postural stabilitenin korunarak düşmeyi engelleyebileceği belirtilmektedir (Sivrikaya, 2000).

Bu çalışma, ampute olan ve olmayan futbolcuların izokinetik diz fleksiyon-ekstansiyon kuvveti ile kemik mineral yoğunluğu (femur-tibia) değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi ve ayrıca ampute olan ve olmayan futbolcuların ölçülen parametrelerinin karşılaştırılması amacıyla yapılmıştır. Bu çalışmayla antrenörler sporcu seçimlerinde kas kuvveti ve kemik mineral yoğunluğu parametrelerinin önemini göz önünde bulunduracaktır. Ayrıca antrenman yöntemlerini daha etkili bir şekilde gerçekleştirecektir. Literatürde hem ampute olmayan futbolcuların hem de ampute olan futbolcuların diz fleksiyon-ekstansiyon kuvveti değerleri tespit edilmiş ancak kuvvet değerlerinin kemik mineral yoğunluğuyla (femur-tibia) ilişkisini araştıran herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Dolayısıyla bu konuda çalışacak araştırmacılara da model nitelikte olacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Amputasyon

Amputasyon; ağır şekilde yaralanmış, hastalıklı ve fonksiyonunu yitirmiş ekstremitelerin ameliyatla kesilerek vücuttan uzaklaştırılması işlemidir (megep.meb.gov.tr). Bireyin kolu, bacağı, ayağı ya da elinin tamamının ya da bir kısmının olmama durumu amputasyon olarak tanımlanır (www.tbesf.org.tr).

Üst ekstremitte amputasyonu alt ekstremitte amputasyonlarına göre daha az görülür. Alt ekstremitte amputasyonu olan bireyler ayakta durabilme, yürüyebilme, koşabilme ve atlayabilme gibi hareketleri yapmakta problem yaşarken, üst ekstremitte amputasyonu olanlar ise yakalama, atma, kaldırma ve yazabilme gibi ince motor becerilerde zorluk yaşadıkları görülür. Alt ekstremitte amputasyonları incelendiğinde erkeklerin kadınlara göre daha çok oldukları saptanmıştır (Persson, 2001).

Amputasyonun sebeplerine bakıldığında her ülkede farklı durumlar göze çarpmaktadır. Gelişmekte olan dünyamızda eksik tedavi edilen kırık, motorlu araç ve motorlu taşıtlardan meydana gelen kazalar sonucu oluşan travma, amputasyon sebepleri içerisinde ilk sırada gelir. Travmatik amputasyonların büyük kısmı ergenlik ya da genç erişkinlerde görülmektedir. İç karışıklar ve savaş durumu olan ülkelere travma, son dönemlerde tüm amputasyonların %80'den fazlasına neden olmaktadır. Üst düzey ülkelere sigara kullanımından dolayı da kaynaklanabilen diabetin vasküler komplikasyonları amputasyonun ana nedenidir.

Diabetes mellitus, tümörler ve damarları tıkayan vasküler hastalıklar amputasyona sebep olan önemli hastalık olarak görülür. Bunun yanında kısa ve uzun süreli enfeksiyonlar, metabolik hastalıklar, yanma ve donma da amputasyona sebep olan durumlardır (Mackenzie et al., 2004).

Ampute bireylerin alt ekstremitte amputasyonu olmalarından dolayı denge ve koordinasyon yetisi fazlasıyla etkilendiği görülür. Proprioepsiyon duyu, statik ve dinamik dengeyi sürdürebilmemiz için çok önemli bir düzendir.

Ayağın plantar tarafından alınan kutanoz girdi ve proprioseptif bilginin düz posturun devam etmesi ve yürümenin dengeli olması için fazlasıyla önem teşkil etmektedir. Bacağın yerden temasını kestiğimizde dönütün ve proprioepsiyon duyu da azalma ile denge ve koordinasyon büyük ölçüde sınırlanır.

Araştırmalarda aynı yaştaki vasküler ve diabetik amputeler, travmatik amputelere göre yaptıkları çalışmayı daha fazla sürede ve daha çok enerji harcaması yaparak tamamladığı görülür. Başka sebepler ilerleyen yaş, fazla kilo, sosyal durumlar, skar dokular, ağrı, motivasyonun yetersizliği, proprioepsiyon duyuda bozulmalar, kas gücü, esneklik, aerobik ve kardiovasküler kapasitenin yetersiz kalmasıdır. Alt ekstremite amputelerde, amptasyonla birlikte osteoporoz, osteoartrit, belde ağrı gibi kas/iskelet düzeni sıkıntıları da ampute kişilerin yürümelerini olumsuz etkileyecek durumlardandır (Kavounoudias, 2005; Robert Gailey, 2008).

2.2. Amputasyon Nedenleri

Amputasyon ağır olarak yaralanmış, hastalığı olan ya da fonksiyonunu yitiren ekstremitelerin kesilerek bedenden uzaklaştırma durumudur (zyrek, 2009).

Amputasyon bir ya da daha fazla ekstremitenin kaybıdır. Ekstremitenin değişik düzeylerde kaybı; ocuk, yetişkin her yaşta insanı günlük yaşamında bağımlı kılan psikolojik bir travmadır (şener ve Erbahçeci, 2001).

Periferal vasküler hastalıklar: Özellikle diyabetli hastalarda amputasyona sebep olmaktadır. Kan şekerinin yükselmesiyle damarlarda ve sinir hücrelerinde oluşan zararlı dolaşım olumsuz etkilenmektedir. Sinir hasarları nrapatiye sebep olmaktadır ve dolaşım bozukluğuna sebep olabilecek yaralanmalar hissedilemediği için amputasyonla sonuçlanır (Nielsen & Jorge, 2013).

Travma: Travmadan kaynaklı ekstremitte kaybı, amputasyon sebepleri içinde ikinci sıradadır. Trafik kazası, ateşli silah yaralanması, iş kazası, düşme ve yanma gibi dış etkenlerle ortaya çıkan durumlar travmatik amputasyon sebepleridir. Travmadan kaynaklı ampute edilen bireylerde meydana gelen ani fizyolojik olayların yanı sıra ortaya çıkan ruhsal travma da rehabilite sürecini etkilediği görülmüştür. (Nielsen, 2000).

Yanıklar ve Donma: şiddetli elektrik yanıkları ve termal yanıklar veya soğuktan donma, amputasyonu gerektirecek kadar doku harabiyetine neden olabilir (Karataş, 1986).

Konjenital hastalıklara bağlı ekstremitte eksiklikler

a) Amelia: Ekstremitenin tamamının olmaması

b) Hemimelia: Ekstremitenin büyük bölümünün olmaması

c) **Fokomelia:** Ekstremitenin uç bölümünün gövde de ya da gövde ye yakın yerde olmasıdır (Özyürek, 2009).

Kanser: Kanser kaynaklı amputasyonlar, genel olarak kemik tümörü (osteosarkom) sonucu meydana gelir. Sık olarak ergen ve genç yetişkinler de görülür (Nielsen, 2000).

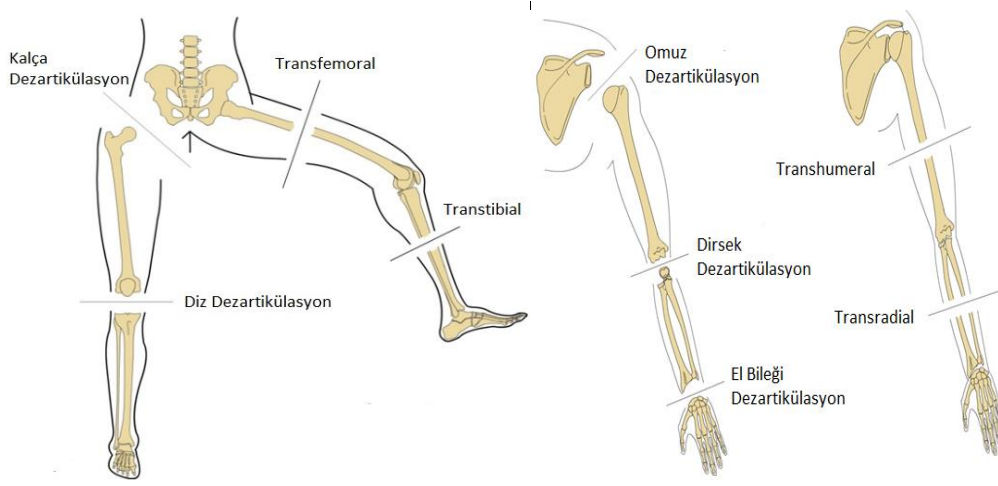
Enfeksiyon: Akut veya kronik enfeksiyonlarda antibiyotiklere ve cerrahi işlemle ölü derilerin temizlenmesine cevap verilmediği durumlarda amputasyon gerekli olabilmektedir. Özellikle akut durumlarda en endişe verici olanlar gaz oluşturan organizmalardır. Bu organizmalar genellikle motorlu araç kazaları, silah yaralanmaları sonucu oluşmaktadır. Uygun şekilde debridman yapılmayan yaralanmalar gazlı gangrenin oluşmasında büyük rol oynar (Toy, 2013).

Paralizi ve deformite: Ekstremitelerdeki deformiteler, paraliziler kemikler arasındaki büyüme farkından dolayı yapılmaktadır. Bu durumda yapılan amputasyonlara genellikle estetik açıdan karar verilir (Şener ve Erbahçeci, 2001).

2.3. Amputasyon Seviyeleri

Geçmişte, protezin uygun bir şekilde yerleşimi için amputasyonun belirli seviyelerde yapılması gerekmekteydi. Modern soketler ve gelişmiş protez uygulama teknikleriyle amputasyon seviyesi daha az önemli hale gelmiştir. Daha çok, her iyi iyileşmiş, hassas olmayan ama uygun şekilde yapılandırılmış güdükler artık bir proteze istenilen şekilde uymaktadır. Cerrahi açıdan amputasyon seviyeleri belirlenmiştir (Tooms, 1987).

Amputasyon seviyeleri sık olarak amputasyona uğrayan eklem ve kemiğe göre isimlendirilir. Eklem seviyesindeki amputeler “dezartikülasyon” olarak tanımlanır (Özyürek, 2009)



Şekil 2.1. Amputasyon seviyeleri (www.wheelsonline.com)

2.3.1. Üst Ekstremitte Amputasyonları

Bilek dezartikülasyon: Elin bilek hizasından itibaren alınmasıdır (Handbook of medical-surgical nursing, 2006). Radius/ulna styloidleri inceltir (Başal vd., 2015). Distal radioulnar eklemin normal kalmasına olanak sağlayarak pronasyon ve supinasyon yapılabildiğinde ön kol amputasyonundan daha çok tercih edilmektedir (Cleveland, 2013).

Transradial amputasyon: Dirseğin yaklaşık 18 cm altından itibaren kolun alınmasıdır (Handbook of medical-surgical nursing, 2006). Son derece fonksiyonel ve başarılı protez rehabilitasyonu sağlamaktadır. Bu seviyeden amputasyon olan hastaların %70-80'i sürekli kullanımına devam etmektedir. Ön kol rotasyonu ve kuvveti korunan uzunlukla orantılıdır (Smith, 2006).

Dirsek dezartikülasyon: Dirsek ekleminin kurtarılamadığı durumlarda humerusun distalinden yapılmaktadır. Uzunluğa bağlı olarak humeral rotasyon dirseğe aktarılabilir ve kondillerin korunmasıyla iyi bir protez uyumu sağlanabilir (Singh & Darrin Clouse, 2010).

Transhumeral amputasyon: Dirseğin yaklaşık 7,6 cm üzerinden itibaren kolun alınmasıdır (Handbook of medical-surgical nursing, 2006). Yumuşak doku örtüsü olan en uzun kemik uzunluğu olabildiği kadar çok korunmalıdır (Smith, 2006).

Omuz dezartikülasyon: Uygulaması nadir görülmektedir. Kanser veya ciddi travma vakalarında ortaya çıkan bu durum karşısında normal omuz konturunun kaybı

söz konusudur. Bu kıyafetlerin uymamasına yol açabilir dolayısıyla mümkün olan durumlarda humeral başı kurtarabilmek önemlidir (Smith, 2006).

2.3.2. Alt Ekstremitte Amputasyonları

Transtibial Amputasyon: En çok yapılan amputasyon prosedürü olarak bilinir. Bu prosedür uygulandığında hastanın dizi korunduğu için rehabilite ve protez ayarlanması süreci daha sorunsuz olmaktadır. Erişkinlerin diz altı amputasyonlarında kişinin boy uzunluğuna göre güdük boyu 12,5-17,5 cm olduğu bilinir. Kişinin boy uzunluğunun her 30 cm için 2,5 cm'ye denk gelecek şekilde hesaplanır. Çoğunlukla en elverişli seviyenin medial tibial artiküler yüzeyinden 15 cm distali olur. Güdüklerin 12,5 cm altın olması yetersiz kabul edilir (Başal vd., 2015).

Diz Dezartikülasyon: Diz dezartikülasyonu yaşayanlarda soketi daha iyi muhafaza eden güdük elde edilir. Çocuklarda ve gençlerde femur boyunun uzamasını engellemediği önemlidir. Dezartikülasyonda diz kapağı çıkarılma yapılmaz ve bunun yanında femur distalindeki ekleme bulunan kıkırdağa da dokunulmaz. Patellar tendon kesilen çapraz bağlar suture edilir (Başal vd., 2015).

Transfemoral amputasyon: Diz altı amputasyonları sonrasında en çok yapılan prosedür olarak bilinir. Femur kondilinin 10 cm üstünden, trokanter minörün 5 cm distalinin arasına denk gelecek yerden işlem yapılır (Gottschalk, 2015). Diğer amputasyonlara oranla kas stabilizasyonu daha önemlidir. Büyük deformiteye sebep olan kuvvetler abduksiyon ve fleksiyondur. Kas stabilitesi ekstremitenin öteki amputasyonlarına göre diz üstü amputasyonundan daha öneme sahiptir (Smith, 2006).

Kalça dezartikülasyon: Kalça ekleminde yapılan amputasyondur (Başal vd., 2015). Nadiren uygulanır ve uzvun tamamen zarar görmesinde veya başarısız transfemoral amputasyonu sonrasında uygulanır (Hunter, 1996).

2.4. Ampute Futbol

Ampute futbolu, yüksek seviyede dayanıklılık, kuvvet, esneklik, sürat, çabukluk ve strateji gibi sportif performans, beceri, üst düzey kontrol gerektiren ve bir bacağı olmayan futbolcuların kanedyen kullanarak oynadıkları bir futbol türüdür (Özkan vd., 2013).

Ampute futbolu, tek taraflı alt ekstremite amputasyonu veya konjenital deformiteler gibi uzuv deformiteleri olan sporcuların katıldığı futbol branşıdır. Ülkemizde gazi sayısının çokluğu ve bu kişilerin genç olmasından dolayı ampute futboluna katılım gün geçtikçe artmaktadır (Tatar, 2011).

Ampute futbol, engelli olan bireylerin yaşama dair umutlarının olmasında büyük öneme sahip olmasının yanında neleri başarabildiklerini görmeleri konusunda önemli noktaya temas etmektedir. Ampute futbol branşı; dünya üzerinde geniş kitlelerce oynanan ve bu spor dalının sistemli bir şekilde dünya şampiyonası ve Avrupa şampiyonası yapılmaktadır (Yıldız, 2014).

2.4.1. Ampute Futbol Oyun Kuralları

- Maçlarda oynayan oyuncular ampute olma zorunluluğu vardır.
- Maç sırasında sporcular protez kullanmaz.
- Sporcuların bir ayağı ampute olması gerekir.
- Ampute ayakla topa vurulmaz, dokunursa el ile vurmuş olarak sayılır.
- Sporcular hareket halinde iken ampute ayağıyla yere basamaz, basarsa sıra ile uyarılır, oyundan atılır.
- Sporcular kanedyen kullanır. Kanedyenler el uzantısı kabul edilir.
- Kanedyenler tozluk renginde olmalı.
- Kalecinin kollarından biri ampute olmalı ve ampute olmayan eli için eldiveni kullanır.
- Ampute kol ile topa temas etmemeli, dokunması halinde yerine göre penaltı yanı sıra ihraç olur.
- Kaleci kendi alanında kalmalı.
- Kaleciler, kaleyi savunmak ve topa temas etmek için kale alanını terk ederek oyuna dâhil olursa ve rakibi engellemeye çalışırsa birinci denemesinde sarı kartla cezalandırılır fakat açık bir şekilde golü engellerse kırmızı kart ile cezalandırılır. Pozisyon sonrası karşı takım sporcuları serbest vuruşu kullanarak başlar.
- Kaleciler yukarıda bahsedilen durumu ikinci defa yaparsa kırmızı kart ile cezalandırılır.
- Kaleciler istemeden ve kazara kaleyi terk ettiğinde ceza almamalıdır.
- Kalecilerin, ceza sahası içerisinden topu rakip sahaya eli, ayağı ve kafa ile atabilir.
- Kaleci ceza sahası dışarısından serbest atış kullanmaz.

- Kaleci penaltı kullanamaz.
- Ofsayt kuralı uygulanmaz, taç atışını ayak ile kullanırlar ve taç atışından gol olmaz.
- Maçlarda hakem, yardımcısı ve üçüncü hakem olur.
- Hakem ve yardımcısı karşılıklı olarak taç çizgilerinde olur. Üçüncü hakem olduğunda molalar ve değişikliklerde görev alır.
- Maçları suni sahalarda oynarlar.
- Saha ölçüsü genişlik 40m uzunluk 60m'dir.
- Kale ölçüsü: iki direk arası 5m, üst direğin alt kenarının yerden yüksekliği 2.20m.
- Ceza saha ölçüsü: alanı ölçüleri: 8m. x 10m.
- Penaltı noktası kaleye uzaklığı 7m.
- Taç ve serbest atışlarda barajların uzaklığı 6m.
- Oyunun süresi 25'er dakikalık iki eşit devreden oluşur. Ara 10 dakika.
- Her takım her devre için bir dakikayı geçmeyen bir mola alabilir.
- Sonuç alınması gereken müsabakalarda 10'ar dakika 2 uzatma yapılır.
- Uzatmada her takım 1 mola alabilir.
- Maçlar 1 kaleci 6 oyuncu olmak üzere 7 kişi ile oynanır ve 1 yedek kaleci toplamda 14 oyuncu olur.
- Maç 1 kaleci 4 oyuncu ile başlayabilir ve dört ve altında sporcu kalırsa maç başlatılmaz.
- Sınırsız oyuncu değişikliği yapılır. Yedek futbolculardan en çok iki oyuncu eş zamanda değişir. Oyundan alınan sporcu yeniden maça alınabilir.
- Oyuncu kalecilerle değişiklik yapamaz.
- Aut atışından kalesine veya rakibin kaleye direk gol atılmaz (<http://www.tbef.org.tr>).

2.4.2. Oyun Alanı ve Kullanılan Malzemeler

Saha alanı: Saha zemini yeşil olmalı. FIFA (Uluslararası Futbol Federasyonları Birliği) / WAFF'ya (Dünya Ampute Futbol Federasyonu) bağlı üyelerin kendi ülkesinde aralarında oynadıkları müsabakalarda veya uluslararası müsabakalarda kullanılan sahalarda FIFA-WAFF'ın izni alınıp uluslararası yapay çim standardına da bağlı kalınarak farklı zeminde oynanabilir.

Saha zemininin işaretlemesi: Saha alanının dikdörtgen olması gerekir. Çizgiler ile işaret konmalıdır. Kısa kenarlar kale çizgisi, uzun kenarlar ise taç çizgisidir. Sahanın tüm çizgileri en fazla 12cm genişlikte olmalı. Sahayı ikiye ayıran maçın başlangıcının yapıldığı yere orta nokta denir. Orta noktayı 6m yarıçapında yuvarlak kuşatır.

Ceza sahası: Kale direklerinden 2,5m uzaklığında kaleye dik iki çizgi çekilir. Çizgilerin sahanın içerisine 8m dik olur ve kale çizgisine paralel çizgilerle birleşir. Bu alana ceza alanı denir. Penaltı noktası kaleye uzaklığı 7m. Ceza sahası dışarısına 6m yarıçaplı ceza yayı yapılır.

Bayrak Direkleri: Köşelerde 1,5m yükseklikte bayrağın takılabileceği direk olması gerekir.

Köşe Yayı: Köşe bayrağından saha içerisine doğru 1m yarıçaplı çeyrek daire yapılır.

Kaleler: Kale çizgilerinin orta yerine sabitlenir. Köşelerde bulunan bayraklara denk uzaklık olacak şekilde dikey iki direk ve bu iki direğin üzerine yatay bir direk konur. Direklerin onayı yapılmış malzeme olması gerekir. Şekil olarak futbolculara tehlike yaratmamalı. İki direk arası 5m, yükseklik 2,20m olmalı. Kalenin direklerinin beyaz olması gerekir (Sunay, 2013).

2.5. Kemikler

Kemiklerimiz vücudumuzda gerçek anlamda destek görevi yapan ve vücudumuzu oluşturan dokular arasında en sert olan dokulardan biridir. Ayrıca vücudumuzun kalsiyum depoları olarak bilinir. Kalsiyuma doymuş oldukları için sert bir yapıdadır. Sert yapıya sahip olmasına karşın kıkırdaktan farkı damarları içermesi ve kan dokusu ile beslenmesidir. Kemik dokusu yapısında osteosit, osteoblast, osteoklast gibi çeşitli tipte kemiğin yapım ve yıkımında etkili olan hücreler ve hücrelerarası madde (matriks) bulunmaktadır (Ünal, 2018).

Minerallerin geniş bir kısmı kemiğin ağırlığını oluşturur ve diğer kısmını ise kollajen ve sudur (Uysal, 1996). Kemikler, kasın kasılması ile hareket edebilecek kadar hafiftir bunun yanında kırılmaya dirençli yapısı vardır. Kortikal ve trabeküler kemik dokunun iyi dağılması sonucu meydana gelmiştir (Thorsen et al., 1996).

İskelet sistemi, eklemlerin ve bağların bir araya gelmesi ile oluşturan kemikler: biçim ve ebatlarına göre 5'e ayrılır. Bunlar; uzun, yassı, düzensiz, kısa ve sesamoid kemiklerdir (Arıncı ve Elhan, 2001). İnsanda 206 kemik bulunur. Yeni doğmuş bebekte ise yaklaşık olarak 300 kemik vardır. Bu durumun nedeni insan büyürken kemikler zaman içerisinde birleşmesi ile yeni kemikler meydana gelir (Ünal, 2018).

İskelet sistemi birçok önemli fonksiyonu yerine getirir:

- Organlar ve diğer dokular için destekleyici kemik çatıyı oluşturur.
- Hayati organlar için koruyucudur. Örneğin, kafatası kemikleri beyni korur ve kuşatır; sternum (göğüs kemiği) ile kaburga kemikleri akciğer ve kalbi korur. Ağırlıkları bakımından, kemikler çelik kadar güçlüdür.
- Kemikler kaslara kuvvet uygulayıcı olarak görev yapar. Kaslar kemiklere tendon adı verilen fibroz bantlarla tutunur. Kaslar kasıldığında, kemikleri kaldırır ve vücut parçalarının hareket etmesini sağlar. Kemikler ligamentler olarak adlandırılan bağ dokularının bantlarıyla eklemlerle birlikte tutunurlar. Çoğu eklemler hareket edebilirler. Bunun yanında, kemik ve kasların etkileşimi solunumu mümkün kılar.
- Bazı kemikler kemik ilikleri kırmızı kan hücresi üretir.
- Kemikler kalsiyum ve fosfor gibi mineralleri depolar ya da serbestletir. Kanda kalsiyum konsantrasyonu normalin üstüne çıktığı zaman, kalsiyum kemiklerde depolanır. Kanda kalsiyum konsantrasyonu normalin altına düştüğü zaman, kalsiyum kemiklerden çekilip kana verilir. Bu olay hormonlarla düzenlenir ve homeostazinin devamını sağlar (Solomon, 2009).

2.5.1. Kemiklerin Yapısı

Kemiklerin mineralleri ve kollajenleri içermesi koruma, destek olma, hareket etme; içerisindeki kemik iliği ile kan hücresi yapımı, vücut metabolizmasına yardım etme gibi işlevleri üstlenen ve çok fazla ara maddeden meydana gelen bağ dokudur. Yıkım ve yapım işlemi kemikte devamlı gerçekleşir. Belli yaşlara kadar yapım işlemi yıkım işleminden daha çoktur fakat daha sonraki yıllarda yapım ve yıkım eşit olur sonrasında ise yıkım yapımı geçtiği görülür. Düzgün yapılan aktivitelerle birlikte yıkım işlemi azalarak kadınlarda iler ki dönemlerde görülecek kemik erimesinin meydana gelmesi engellenebilecektir (Sepici, 1992; Ganong, 1994). Bu hastalıkla erken yaşlarda karşı karşıya kalmamak ve kemik dokusunu korumak için, küçük

yaşlardan itibaren düzenli egzersiz alışkanlıklarının kazandırılması büyük önem arz eder. Gelişim çağı tamamlanana kadar, kemik depoları, beslenme alışkanlıkları ve aktivite düzeyleri ile bağımlı olarak yapım lehinde artış gösterir. Gelişim çağındaki çocukların genetik yapısına bağlı olarak yaptıkları yüklenme egzersizlerinde, kemiğin yapımına önemli etkisi olur (Halioua & Anderson, 1989; Peterson et al., 1991). Fiziksel aktivitelerin ve egzersizlerin ortaya çıkardığı mekanik yüklemeler, kemik yapılanmasında, zirve kemik kütlesi oluşumunda ve var olan kemik kütlesinin korunmasına önemli bir etki yapar (Tüzün, 2003). Egzersizden kaynaklı oluşan fiziksel stresin, dışarıdan yapılan baskının etkisi ile hücrelere iletilerek osteoblast hücreleri yeniden kemik yapımı gerçekleşmesi için uyarı alırlar (Yılmaz, 1997).

Organizmadaki kalsiyumun %99'u kemiklerde % 1'i ise hücre dışı sıvılarda ve yumuşak dokularda bulunmaktadır (Guyton, 1978; Kokino et al., 2000). Fosforun %75-85'i kemiklerde depo edilir (Paker, 1990). Kan ve kemik arasında devamlı bir kalsiyum alışverişi vardır. Vücut, besin maddeleriyle alındıktan fazla kalsiyuma gereksinim duyarsa (gebelikte ve kanatlılarda yumurta yapımı sırasında olduğu gibi), bunu kemiklerden sağlar (Özer, 1997). Kemiğin bileşimi yaşa ve organizmada bulunduğu yere göre değişmesinin yanında, ağırlığının yaklaşık %20'si su'dur (Boskey & Posner, 1984).

Kemikteki organik ve inorganik maddeler arasındaki oran değişir. Bu oran çocukta yaklaşık 1/1 dir. Genç yetişkinlerde organik maddeden yaklaşık 4 kat daha fazla inorganik madde vardır. Yaşlı fertte ise oran yaklaşık 7/1 dir. Bu yüzden kemik, yaşlı kişilerde genç kişilerden daha fazla kırılındır (Astrand, 1986).

Kemiklerin normal mineral metabolizmasının korunması, uzun kemiklere paralel uygulanan baskıya bağlıdır. Baskı kemik büyümesini uyarmaktadır. Yapı ağırlığındaki artış gövdenin yoğunluğundaki ve kemik kalınlığındaki artışla sonuçlanmaktadır (Aydın, 2007).

Kemiği diğer organlardan ayıran özelliği, mineral tuzları şeklindeki inorganik maddelerin yüksek oranda bulunması ve bu yapının organik madde ile olan ilişkisidir. Kollajen içeriği enerjinin emilimini ve esneklik sağlarken, mineral içeriği ise kemiğe sert bir yapı ve güç katar (Astrand, 1986; Günaydın ve Karatepe, 2007).

2.5.2. Kemik doku hücreleri

Kemik doku hücreleri, iskelet sistemimizdeki kemiklerin yapımı, onarımı ve yıkımından sorumlu hücrelerdirler. Kemik yıkımından sorumlu osteoklastlar, kemik yapımından sorumlu osteoblastlar ve kemik bütünlüğünden sorumlu osteositler olmak üzere üç çeşit ana kemik doku hücresi vardır (Oursler & Teresita, 2013).

Osteoprogenitör hücre, kemiğin ana hücrelerindendir. Mezenşim hücrelerinden farklılaşır ve fibroblastlara benzerler. Sürekli mitozla bölünerek bir kısmı aynen kalır. Geriye kalanlar osteoblastları oluştururlar. Osteoprogenitör hücreler kemiğin tüm yüzeylerinde bulunurlar. Kemik yapısı ve gelişimi sırasında etkin duruma gelir, bölünür ve osteoblast hücrelerine dönüşür (Aloia, 1989).

Osteoblastlar tek çekirdekli, bölünemeyen kemik yapım ve onarım hücreleridir (Young et al., 2006). Kemik matriksinin organik içeriğini oluşturan kollajen, proteoglikan ve glikoproteinleri sentezlerler. Aktif kemik oluşması esnasında, osteoblastlar yüksek düzeyde alkali fosfotaz salgılar. Osteoblastlar ile kemik arasında osteoid adı verilen kalsiyum içermeyen bir kemik matriks sahası mevcuttur. Kalsifikasyon sırasında kalsiyum tuzları osteoidde birikir, fakat kemik yüzeyindeki osteoblastlar kalsifiye kemikten osteoid aracılığı ile ayrılır. Osteoblast, salgılanan matriks aracılığı ile tümüyle kaplandığında hücre, osteosit diye isimlendirilir, doldurulan boşluklar da lakuna adını alır. Matriks üretiminin tamamlandığı yüzey osteoblastları, inaktif hale gelir; fakat uygun uyararla aktif hale geçip sekresyon yapabilirler. Osteoblastların hücre membranları incelendiğinde parathormon (PTH) reseptörleri bulunur. PTH bu reseptörlere bağlandığında osteoblastlardan, “osteoklast stimüle edici faktör“ salgılanır. Belirtilen faktörün osteoklastları uyarması sonucu kemik rezorbsiyonuna neden olur (Tüzün, 2003c).

Osteositler, kemik hücrelerin içerisinde sayıları en fazla olan hücre grubudur. Osteoblastlardan köken alırlar. Osteoblastlar mineralize matriks içerisinde kaldığı müddetçe görüntüsü ve fonksiyonu değişmektedir. Sekresyonu daha az yaparlar ve ilerleyen dokunun arkasında kalınarak osteosit ismini alırlar. Osteositler, kemiğe bir yük bindiğinde ilk önce etkilenen hücre grubudur. Osteositlerin osteoblastları, osteoblastlarında osteoklastları aktif etmesi sonucu kemik rezorbsiyonunu başlatırlar (Aloia, 1989). Erişkin bir insan vücudunda yaklaşık 42 milyar osteosit bulunur ve her osteositin 25 yıllık yarı ömrü olur (Sugawara et al., 2005).

Kemiklerin yenilenme hızı, dış kemiklerin yıllık ortalaması %4, bölmeli kemiklerin yıllık ortalaması ise %20 olarak bilinir. Yetişkin çağında kemik yapım ile yıkım eşitlendiği görülür. Kemik yapımının devamı sağlanması işlemine “Remodeling” adı verilir. Kemikte rezorpsiyon ve formasyon dengesi bozulur, rezorpsiyon artarsa osteoporoz meydana gelir (Yabancı, 1999).

Osteoklastlar, kemik rezorpsiyonundan sorumlu çok multinükleer hücrelerdir. Matriks çözücü, kalsiyum ve fosfat serbestleştirici etkileri vardır. Kemik yıkımına neden olan kendine has özelliği olan osteoklastların yüzeyi fonksiyonel şekilde 2 değişik bölge olarak ayrılır. Eritilecek kemiğin yüzeylerine yoğun biçimde tutunmasını sağlayan bölgeye saydam, tek başına kemik yıkım işleminin gerçekleşmesini sağlayan bölgeye fırçası kenar denir.

Osteoporozda, osteoklastlardan kaynaklı kemik yıkım işlemi sadece kemik kütlesinde meydana gelen kayıptan sorumlu değil, aynı zamanda perforasyonlara da sebep olarak trabekülerin sürekliliğini bozar, böylece kemiğin esnek olma durumunu azaltır ve korteks porozitesini artırdığı görülür (Aloia, 1989).

2.5.3. Doruk Kemik Kütlesi

Doruk kemik kütlesi, büyür iken ulaştığımız en yüksek kemik kütlesi olarak bilinir. Bunun yanında doruk kemik kütlesi kırılma riskine ve bir güce karşı koyma noktasında ve ilerleyen yaşlar da kemik kütlesinin anlaşılma konusunda önem teşkil etmektedir (Okut, 2008).

Osteoporoz durumunda kırılma riskinin engellenmesi için en doğru yolun yüksek kemik kütlesine sahip olmaktır. Kemik kütlesinin doğrusal olarak arttığı bilinir. Doruk kemik kütlesinin gerçekleşmesinde önem teşkil eden süreçler doğduktan sonraki 3 yıl ile bilhassa ergenlik dönemi olarak görülür.

Aksiyel ve apendiküler iskelet sisteminde değişiklik göstermesi ile beraber, doruk kemik kütlesine en erken 17-18 yaşlarında, en geç 35 yaşına kadar ulaşılır. Vücut kemik mineral yoğunluğunun ölçümlerinin yapıldığı araştırmalar neticesinde ergenlik yaşlarında kemik kazanımı süratle arttığı görülmüştür. Adölesan dönemde boy uzunluğunun artışının doruk yaptığı 2 yıllık süreçte içinde kemik kütlesi %25 arttığı vurgulanmıştır. Adölesan dönemde kişinin doruk boy uzunluğunu artışı ile yetişkin birinin boy uzunluğunun %90 ulaşır iken doruk kemik kütlesinin %57'e vardığı belirtilmiştir (Mora & Gilsanz, 2003).

2.5.4. Kemik mineral yoğunluğu

İnsanların, 35 yaştan itibaren kemikleri güç kaybına uğrar. Bu nedenle ki bu dönemlerde kemik yapım ile yıkım arasında dengelerin bozulması ile kemik kaybı, yapımdan daha fazladır. Kemik mineral yoğunluğunun yüksekliği, kemiklerinde kuvvetli olmasını sağlar. Kemik mineral yoğunluğu (KMY), bebeklik çağından itibaren artar ve aşağı yukarı 25 yaşındayken en yüksek seviyeye varmaktadır. 10 sene belirli bir seviyede kalarak, 35 yaş sonrası kadın ve erkeklerde kemik mineral yoğunluğu her sene %0,3-0,5 oranında düşer. Osteoporoz değişik sebeplerle ve değişik yaşlarda meydana gelebilir (BTD, 2005). Çocukluk ve adölesan dönemde kemik mineral artışı cinsiyet, olgunlaşma, kortikal durumlar ve trabekül yoğunluk ile bağlantılıdır. Osteoporoz ile ilgili yapılmış çalışmaların National Institute of Health (NIH) kararı ile de verilen rapor da belirttikleri gibi, büyürken edindiği kemik kütlesi, hayatının ilerki dönemlerinde osteoporoz tehlikesinin önemli belirteci olduğu kabul edilir. Adölesan dönem sonrası yüksek doruk kemik kütlesine sahip kişiler artan yaşa rağmen kemik kütlesi değişmez azalmalar başladığında, daha iyi bir koruma gerçekleşir. Doruk kemik kütlesi, genetik unsurlardan önemli düzeyde etkilenmekte fakat kemik kütlesi için tüm genetik potansiyelin yalnız beslenmenin, fiziksel aktivitenin ve başka yaşantı tarzının iyileştirilmesi sonucunda sağlanır (Leonard et al., 2004).

Egzersiz Kemik Mineral Yoğunluğu Üzerine Etkisi

Fiziksel aktivite ya da mekanik yüklenme kemiğin kütlesini, yapısını ve kuvvetini belirleyen önemli bir unsurdur. Düzenli egzersiz ile birlikte kemik kütle gelişimi, ergenlik ve genç erişkinlik çağında pik kemik kütlesine ulaşması ve ilerleyen yaşlarda kemik kütlesinin en az kayıp ile bu seviyede devam etmesini sağlar. Gençlerin düzenli egzersiz alışkanlıkları kazanması pik kemik mineral yoğunluğunun yükselmesini sağlayabilir. Pik kemik kütlesinin meydana geldiği süreçte, egzersizin proksimal femur kemik mineral yoğunluğunun önemli bir belirleyicisinin olduğunu saptamıştır (Sivrikaya, 2000).

Gelişme çağında kas yoğunluğunda meydana gelen artışın, kemik yoğunluğunun artması için uyarıcı bir etki oluşturduğu görülmektedir. Gelişme çağında kas gücünün, kemik gücüyle direkt olarak değiştiği görülür, öyleyse kas

gelişiminin artışı daha önceden olmalıdır ve kemik yoğunluğunun artışı belirlemelidir (Chan et al., 2008).

Erişkinlerin kemiklerinin korunmasında, düzenli egzersizin fayda sağladığı görülmektedir. Kemiğin kütlesinin korunması ve hatta artması, biyomekanik özelliklerinin düzeltilebilmesi ile mümkündür. Bunun yanı sıra eklemler, tendonlar, ligamentler ve kaslarda da olumlu etkiler gözlenmektedir. Bölgesel kas gücünün, cinsiyet, yaş ve vücut yapısından bağımsız olarak, kemik kütlesi ve dayanıklılığını belirleyici bir etkisi vardır. Günlük aktiviteler sırasında kemiğe gelen en güçlü yüklenmeler kaslardan kaynaklanır. Bir futbolcunun femuruna binen dikey yükler, bazen kişinin ağırlığının 5 katına ulaşmaktadır. Fiziksel egzersiz yapan ve ağırlık kaldıran kişiler, kas gücü ve kemik kütlelerini, sedanter hayat süren kişilere göre çok daha iyi koruyabilmektedirler (Heinonen, 1995).

Yetişkinlik çağında kemik kaybını engellemek için; fiziksel aktivite, kalsiyum alımı, sigara ve alkol kullanılmaması gerekmektedir. Cinsiyet hormonuyla ilgili hastalık var ise belirlenmesi, azalan KMY'yi artırmak için; cinsiyet hormonu bozukluğu uygun bir hormon ile tedavisi yapılmalıdır. D vitamini eksik ise giderilmeli, uygun bir kalsiyum tedavisinin verilmesi, kemik yıkımının durdurulması ve kemik yapımının artırılması için ilaç tedavisinin yapılması gereklidir (Gökçe, 2003).

Kuvvet çoğu spor dalında başarının artırılmasını sağlayan temel biyomotor özelliklerden birisidir. Birçok spor dalında, kuvvet antrenmanlarının daha çok uygulanması ile kuvvet performansı daha fazla istendiği görülmektedir (Bompa, 1996).

Kuvvet antrenmanları kesinlikle bilinçli bir şekilde planlanması yapılmalıdır. Kuvvet antrenmanları uygun bir metot yoluyla yapılmazsa artış gözlenmez iken farklı tür de sakatlanmalarında ortaya çıkmasına neden olabilir. Kas kuvvet artışının, antrenmanlardaki süre ve şiddete bağlı olduğu bilinir. Planlı bir kuvvet çalışmasıyla kuvvetin, çabukluğun ve kas direncinin arttığı, güçlü ve esnek bir vücudun oluştuğu görülür. Böylelikle sakatlanma olasılığı da azalır (Fox, 1999).

Kuvvet antrenmanları ile kas hücreleri boyutu büyür ve kasın içerisindeki protein artmasına sebep olur. Sistemli bir şekilde yapılan kuvvet antrenmanları yaşa bağlı olarak kemik dokusunun kaybını azalttığı, KMY ve total vücut mineral

içeriğini koruduğu veya artırdığı saptanmıştır. Kemiğin yapısına direk etki etmesinin yanında kuvvet, denge ve fiziksel aktivite seviyesini artırır, osteoporoza bağlı kırılmaları önler, kuvvet antrenmanları ile postural stabilite korunarak düşmelerin önlenebileceği söylenmektedir (Yaman, 2003).

Kemik mineral yoğunluğu, kemik kütlelerinin ve bunda oluşacak değişmelerin en önemli göstergesidir. Kemik dayanıklılığı ve kırık riskinden büyük oranda (%80-90) KMY sorumludur. Kişinin yaşı ne olursa olsun KMY azaldıkça kırık riski artar. Yaş, cinsiyet, vücut ağırlığı, boy uzunluğu, sigara içme, alkol kullanma, fiziksel aktivite vb. bir kısım faktörler KMY'yi etkilerler (Sivrikaya, 2000).

Kirchner (1995), çalışmasında hareket etmeyen insanların hızlıca iskelet sistemlerinde bozulmaların olduğunu ayrıca tamamen fiziksel olarak hareketsiz kalanların ciddi boyutlarda kemik mineral yoğunluklarında kayıpların meydana gelebileceğini ifade etmiştir.

Nordström et al. (2008), kemiğe yük vermenin genç erişkinlerin kemik mineral yoğunluğunda değişimin olup olmadığını incelemiş, buz hokeyi ve badminton oyuncuları yanında kontrol grubu oluşturmuştur. Araştırma sonucu badminton sporcularının daha çok kemik mineral yoğunluğunun olduğunu ortaya koymuştur.

Dana et al. (2001), spor dallarının kemik mineral yoğunluğu ve kemik yapımı unsurları üzerinde etkisinin olup olmadığını incelemişlerdir. Çalışmaya yaşı 18-26 arasında toplam 41 kadın dahil edilmiştir. Çalışmaya katılanların orta ve yüksek patlayıcı spor ile uğraşanlar, patlayıcı olmayan spor ile uğraşanlar ve sedanter sporculardan oluşmaktadır. Femur kısmında yüksek patlayıcı sporla uğraşanların, patlayıcı olmayan ve sedanter katılımcılardan daha yüksek kemik mineral yoğunluğu olduğunu tespit etmişlerdir. Yüksek patlayıcı spor ile uğraşanların bütün gruplara göre total beden kemik mineral yoğunlukları daha yüksek olduğunu saptamışlardır.

Wittich et al. (1998), futbolcuların pelvis ve bacak kemik mineral içeriği (KMİ) ve KMY değerlerini, aynı yaş grubundaki kontrollerinkinden anlamlı olarak daha yüksek bulmuşlardır.

Emslander et al. (1998), ağırlık yükleyici egzersizleri uyguladıkları katılımcıların toplam beden ve femur boynu KMY'leri kontrol grubunkinden anlamlı bir şekilde yüksek olduğunu tespit etmişlerdir.

Conroy et al. (1993), yaptıkları çalışmada elit halter sporcularının femur ve lomber vertebra bölgesinden aldıkları değerlerin sedanterlerin değerlerinden daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir. Kros, kayak, oryantiring, bisiklet ve halter spor branşlarındaki kadın sporcular üzerinde yapılan çalışmada, haltercilerin radius distal uç, distal femur, patella kemik mineral yoğunluğu değerlerinin daha yüksek olduğunu saptamışlardır.

Spor dallarına ve spor yapmayanlara göre kemik mineral yoğunluğunda farklılığın olduğu görünmektedir. Çalışmalarda KMY'nin halter sporcularında daha fazla olduğu saptanmıştır (Eren vd., 2003).

İrk ve Genetik Faktörlerin Kemik Mineral Yoğunluğu Üzerine Etkisi

Kemiğin en iyi biçimde kullanılması ve doruk kemik kütlesinin (DKK) sürdürülmesi, kemik biçimi ve yeniden şekillendirilmesini etkileme noktasında genetik faktörlerin etkisi büyüktür. Irkların arasında iskelet yapısından kaynaklı bariz farklılıkların olduğu ortaya konmuştur. Bundan dolayı kemiğin kırılma tehlikesi değişkenlik gösterebilmektedir. Zencilerde daha kalın kemik olması dolayısıyla, proksimal femur ve vertebra kırılmalarına karşı daha sağlam oldukları bulunmuştur (Tüzün, 2003).

DKK'nin oluşumunda kalıtım ve çevresel faktörlerin etkisini ayırt etmek oldukça zordur. Ancak Tüzün (2003), DKK'nin oluşumunda %70 oranında genetik faktörlerin rol oynadığını belirtmektedir. Yapılan çalışmalar sonucunda, genç yaşlarda genetik faktörlerin DKK'nin belirlenmesinde, çevresel faktörlerden daha etkin olduğu görülürken, çevresel faktörlerin daha ileri yaşlarda önem kazandığı belirtilmektedir (Tüzün, 2003).

Yaşın Kemik Mineral Yoğunluğu Üzerine Etkisi

İnsan kemik kütlesinin gelişim süreci oldukça kısıtlıdır. Kemik gelişimi çocukluktan başlayarak ergenlik dönemine kadar devam eden ve bu dönemde hız kazanarak artan bir süreçtir. Çoğu insanda kemik mineral yoğunluğu 25-30 yaşlarında en yüksek seviyeye ulaşır. 40 yaşına varıldığında ise kemik mineral yoğunluğu yavaş yavaş düşmeye başlar. Bu önemli süreçte gerekli diyetler ve fiziksel aktivitelerle kemik mineral yoğunluğunu artırıp doruk kemik kütlesine ulaşılır. Bunun aksine sigara içmek, yetersiz beslenme, aşırı alkol alımı ve sedanter bir yaşam tarzı da doruk kemik mineral yoğunluğunu düşürür (Campbell, 2011).

Cinsiyetin Kemik Mineral Yoğunluğu Üzerine Etkisi

Erkek ve kız çocuklarının benzer kemik kütlesine sahip olmalarına karşın, ergenlik ve yetişkinlik çağında, erkeklerdeki kemik mineral yoğunluğu kızlardaki kemik mineral yoğunluklarından daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. 8-19 yaş arasında 100 erkek ve 100 kızın 4 yıl süresince yıl içerisinde bir defa olması koşuluyla değişik bölgelerinden kemik mineral içerikleri ölçülmüştür. 13 yaşına kadar olan kız ve erkek çocukların toplam kemik mineral içerikleri benzer olduğu görülürken, 13 yaş sonrası ise erkek bireylerin total kemik mineral içerikleri kızlarınkinden yüksek bulunmuştur. Lumbar bölge ve kol kısmındaki ölçümlerinde cinsiyette farklılık çıkmadığını belirtmişlerdir (Theinz et al., 1994).

Vücut Ağırlığının Kemik Mineral Yoğunluğu Üzerine Etkisi

Doruk kemik kütlesini oluşturan en önemli faktörlerden biri vücut ağırlığıdır. Kilosu olan kadınlarda daha fazla yağ kütlesi ve yağsız vücut ağırlığı mevcuttur. Kilosu olan kadınların yağ kütlesi ve yağsız vücut ağırlığı kemik yoğunluğuna etki ederken, erkekler de yağsız vücut ağırlığı daha çok öneme sahiptir (Tüzün, 2003).

Adolesan dönemdeki kızların yağsız vücut ağırlığı ve bacak gücü, bütün vücuttaki kemik mineral yoğunluğu üzerine olumlu etkide bulunduğu ve büyüme sırasındaki kas hacminin bu etki de önemli role sahip olduğu vurgulanmıştır (Witzke et al., 1999). 18 yaşında olan kızların kemik kütlesinin en önemli belirleyeni kas gücü ve vücut ağırlığı olduğu belirtilmiştir (Hendersson et al., 1995).

Beslenmenin Kemik Mineral Yoğunluğu Üzerindeki Etkisi

Kemik metabolizması D vitamini, protein, kalsiyum, magnezyum ve fosfor gibi minerallerden oluşur. Besin alımı hem hayatımızın ikinci dekatında doruk noktasına ulaşan kemik kütlesini, hem de bu dönemden sonra gerçekleşebilecek kemik kaybını etkileyen büyük bir faktördür. Yapılan çeşitli klinik ve deneysel çalışmalarda, besinlerin kemik metabolizmasını ve yapısını direkt olarak ya da kalsiyotropik hormon düzeylerinde değişikliklerle dolaylı olarak etkileyebileceği belirtilmektedir. Protein, kalsiyum ve D vitamini gibi besinsel değerler kemik gelişimini ve yaşa bağlı kemik kaybını etkileyen faktörlerdir (Tüzün, 2003).

Kalsiyum, fosfor, magnezyum ve flor normal mineralizasyon ve kemik metabolizmasında aktif minerallerdir, vitaminlerin arasından ise D vitamini etkili olduğunu belirtmişlerdir (Nordin, 1997; Kaya ve Günaydın, 2003; Tüzün, 2003).

Genç erişkin çağda tüketilen kalsiyum miktarının, kemik gelişimi boyunca DKK'nin önemli bir belirleyicisi olmaktadır. Büyüme gelişme periyodunda diyetle alınan kalsiyumun, erişkin çağda alınan kalsiyumdan daha fazla kemikler üzerinde pozitif etki gösterdiği belirtilmektedir (Kaya ve Günaydın, 2003).

Sigara ve alkol tüketiminin kemik mineral yoğunluğu üzerindeki etkisi

Sigara içme ile vücutta bulunan kalsiyum emilimi azaldığı, hatta östrojen seviyesindeki azalmadan kaynaklı kemik kayıplarına sebep olduğu ifade edilmiştir (İçağasıoğlu, 2002).

Haftada 250gr üzeri alkol tüketmek ve sigara içmek kemik mineral yoğunluğunu azalttığı ve bunun yanında omurgada kırılma tehlikesini arttırdığı saptanmıştır (Scane et al., 1999).

Alkol tüketimi, osteoporozun gelişiminde bir risk unsuru oluşturmaktadır. Kronik bir şekilde alkol tüketenlerde kemik mineral yoğunluğunda düşme ve kırık oranının arttığı görülmüştür. Alkol, sitokin salınım ve gonadal hormonların üzerinden kemik metabolizmasını olumsuz etkilediği görülmüştür (Kyd, 1998).

Vücudumuzdaki Hormonların Kemik Mineral Yoğunluğu Üzerine Etkisi

Kemik ve kırıkta dokuda protein yapıları ve mineral metabolizmasının meydana gelmesinde tiroid hormonları (T3-T4) aktif olarak en başta gelir. Tiroid hormonlar, kemik dokunun tekrardan yapılanması için kemik hücrelerini uyarır, osteoblast ve osteoklast oluşumunda denge görevi görür. Tiroid hormonu eksikliği iskelet yapının yeterli bir şekilde gelişmemesine, cücelik durumların görülmesine neden olurken, hipertiroid durumlarında ise kemik yapıda rezorbsiyon artışı görülür. Kanda bulunan T3-T4 seviyesi yüksek olan bireylerin kandaki kalsiyum seviyesinin de yüksek olduğunu belirtmiştir (Yiğit, 2003).

Kalsitonin ve paratiroid hormonu (PTH) kemiğin gelişmesinde önemli rol oynayan hormonlardır. PTH'nın, iskelet sistemi ve böbreklerin üzerindeki etkileriyle ekstrasellüler kalsiyum seviyesinin kontrol edilmesini sağlar. Kalsitonin hormonu ise kemik ve böbreklerden kana kalsiyumun geçmesini engellemektir. Osteoklast hücre üzerindeki reseptörlerle kemik yıkılmasını önler. Düşük kanın kalsiyum ve potasyum düzeyini baskıladığı, yüksek kanın ise kalsiyum ve potasyum düzeyini uyardığını ifade etmiştir (Tanakol, 1990).

Kemik döngünün sürekliliği için en önemli hormonlardan biride östrojendir. Böbrek üstü korteksten ve overler yapıdan salgılanırlar. Temel görevi üreme olmasına karşın, büyümeye de yardım eder (Guyton, 1986). Östrojenin eksik olması kemik kütleinde azalmaya neden olur (Yiğit, 2003). Testosteron hormonu kemik yapıların kalınlaşmasına yardım eder. Kalsiyum tuzları büyük kısmı testosteron hormonunda depolanır. Böylelikle testosteron hormonu, kemik matriksi total miktarı artırır ve kalsiyum depolamasını yapar. Testosteron hormonunun, kemiğin genişlemesini ve dayanıklı olmasını artırma özelliğinden dolayı yaşlılık döneminde osteoporoz tedavisinde sık kullanılır. Testosteron hormonu dışardan ek takviye olarak alınırsa uzun kemik epifizlerin hızlı kapanmasına neden olmaktadır (Guyton 1986; Özdemir ve Yalçın, 2011).

2.5.5. Kemik Mineral Yoğunluğu (KMY) Ölçümü

Kemik kütlesi, kemik mineral yoğunluğu ve kemik mineral içeriği (KMİ) iskeletin farklı bölümlerinden türlü yöntemlerle saptanmaktadır (Kleerekoper, 1995). Kemik mineral yoğunluğu ölçümü osteoporoz ve kırılma durumunun saptanması, tedavi için karar vermede ve tedavi etkinliği değerlendirilmesi noktasında en güvenilir metot olarak bilinir (Gökçe, 2005). Kemik mineral içeriği gram, KMY ise g/cm^2 (alan) veya g/cm^3 (hacim) cinsinden ölçülür (Hu, 2003; Small, 2005).

Kemik mineral yoğunluğu; Single Photon Absorbsiometri (SPA), Dual Photon Absorbsiometri (DPA), Dual Enerji X-Ray Absorbsiometri (DEXA), Single Enerji Kantitatif Bilgisayarlı Tomografi, Ultrason, Nötron Aktivasyon Analizi, Kantitatif Magnetik Rezonans (QMR) ve MR Spektroskopi yöntemleri ile değerlendirilir (Gökçe, 2000).

DEXA yönteminde, hassasiyet oranı yüksek ve hızlı bir şekilde uygulanması sebebiyle altın standart olarak kabul edilmektedir. DEXA yönteminde X ışın kemikten geçerken bir bölümün kemik çevresinden emilip, kalan miktarın ölçülmesi yöntemine dayanır. İki boyutlu tarama yapar ve cm^2 alan içinde gr cinsinden alansal yoğunluğun verilmesini sağlar (Tanakol, 2004).

DEXA iki değişik enerji düzeyindeki X ışınların beden içerisindeki atenuasyon durumlarının ölçülmesi ilkesine dayanır. Enerji seviyesi düşük ışınların yalnızca yumuşak dokulardan geçerken, yüksek enerji ışınlar ise yumuşak doku ve kemik dokuyu geçmesiyle dedektöre ulaşır. Düşük enerji düzeyindeki atenuasyondan

yüksek enerji düzeyindeki atenüasyon değer çıkarılarak yumuşak doku etkisinin ortadan kaldırılması sağlanır. Bunun sonucunda kemikten ve yumuşak dokudan geçebilen yüksek enerji içeren ışınlarının ne kadarı sadece kemik yapısına ait olduğu hesaplanmaktadır. Kemik mineral yoğunluğu ölçümü yapılan alan kemik mineral dansitesi kabul edilip birim ise gr/cm^2 olarak gösterilir. Ölçümü yapılan kişiye verdikleri radyasyon çok düşük miktardadır. Osteoporoz belirlenmesinde ideal iskelet bölümü seçme konusunda tartışmalar olması yanında, osteoporotik farklılıkların belirlenmesinde kemik döngüsünün en yüksek olan bölümlerin (trabeküler kemik) araştırılmasının en doğru sonuçları vereceği konusunda hem fikirlerdir. Belli bir bölgede kırık olma riski saptanmasının en güvenilir metodu, bölgede kemik mineral yoğunluğu değeri hesaplanması ile ortaya konacaktır. DEXA metodu kullanarak belirlenen kemik mineral yoğunluğu verilerinin Dünya Sağlık Örgütü (WHO) aracılığıyla normal, osteopeni, osteoporoz ve şiddetli osteoporoz olarak tanımlamalarının yapıldığı görülmüştür.

Dual Enerji X-Ray Absorbsiyometri, KMY ölçümlerinin kısa sürede yapılması, kişinin maruz kaldığı radyasyon miktarının düşük seviyelerde olması ve lateral vertebra incelemesinin yapılmasına imkan vermesi avantajlarındandır (Diamond et al., 1991; Nuzzo et al., 1998; Zengin, 2006).

Ölçüm sonucu elde edilen parametreler;

KMY: DEXA yöntemi ile ölçülerek, kesitsel, gr/cm^2 cinsinden kemik mineral yoğunluğu (Bone Mineral Density, BMD) belirtir.

KMİ: Kemikğin gr cinsinden mineral içeriğini (Bone Mineral Content, BMC) ifade eder.

T-skor: Kişinin KMY değerini, genç erişkin KMY değeriyle karşılaştıran ölçütü ifade eder. Birimi standart sapma.

Z-skor: Kişinin KMY değerini, kendi yaş grubunun KMY değeriyle karşılaştıran ölçütü ifade eder. Birimi standart sapma (Erselcan et al., 2009).

2.6. Diz Eklemi Anatomisi

İnsanın vücudun da fonksiyon ve anatomik olarak en büyük ve karmaşık eklem diz eklemidir. Temel olarak tibia/fibulanın üst ucu ile femurun alt ucu arasında

bulunur. Fakat femur ile patella arasında olan üst tibia/fibular eklemden diz eklemine dâhil kabul edilir.

Eklem sınıflandırılmasına göre ginglimus tip eklemidir. Ginglimus tip eklem tek eksenlidir. Transvers ekseninde fleksiyon/ekstansiyon hareketlerine müsaade eder. Diz eklemi, en az 30° fleksiyon hareketindeyken biraz rotasyon, adduksiyon ve abduksiyon hareketleri yapılmasına izin verir. Fakat tamamen ekstansiyon da tibia eminensia interkondiler çentik içine yerleşip dizi kitler (Çakmak, 1989).

Eklem stabilizasyonu dinamik ve statik yapıların sayesinde gerçekleşir. Kapsül ve bağlar statik yapılardan, kas ve tendonlar ise dinamik yapılardan oluşur (Yılar ve Yildirim, 2014).



Şekil 2.2. Diz eklemi şematik görünümü (Karazincir, 2016)

Diz de 2 eklem bulunur. Bunlar; patellofemoral eklem ile femur/tibia/menisküsler arası eklemidir. Ekstansör kasların eklemi patellofemoral eklemidir. Patellofemoral eklemden kaynaklı şikayetler bilhassa yer çekimine karşı yaptığımız eforlarla meydana gelir. Femur/tibia/menisküsler arası eklemişlevsel olarak ağırlık binen eklem durumundadır (Karazincir, 2016).

Kemik yapılarının uyum içinde olması diz eklemişlevsel stabilizasyonunu sağlamak için yeterli olmaz. Eklemişlevsel stabilizasyonunu iç ve dış yan bağlar, çapraz bağlar ve etrafındaki kas dokusu ile beraber sağlanabilir. Kemik yapıda, bağ ve menisküsler statik stabilizasyon sağlar iken, etrafındaki kas dokuların dinamik stabilizasyon sağladığı görülür (Henry & Scott, 2001).

Eklem kapsülü, femurun distali ile tibia proksimalin ucuna tutunarak önden patellayı kuşatan fibröz kapsüle denir (Tüzün, 2003). Fibröz kapsül arkadan femur ve tibia kondillerin posterior tarafına tutunur fakat interkondiller aralığı bütünüyle

örtemez. Bu tabaka medial ve lateral de uzayarak femur ve tibia eklemine üzerine tutunur. Fibröz tabaka ön bölgede patellar retinakulum olarak isimlendirilen uzantı ile vastus medialis ve lateralis kasın tendon ve patella kenar kısımlarına tutunur. İliotibial bant ise patellar retinakulumun lifleri yollayarak yardımcı olur. Kapsülün sinovyal tabakası femur kondillerin bütünü ve interkondiller kanalını kuşatacak bir biçimde yerleşir. Medial, lateral ve posterior bağlar dış taraftan eklem kapsülünü kuvvetlendirir (Kapandji, 1970).

Menisküsler, eklemi kaplayan, femoral ve tibial eklem yüzeyi arasında bulunan uyuşmazlığı giderici bir yapıya sahiptir. Fibrokartilaj yapıdadır ve şekil olarak yarımaya benzerler. Tibial eklem yüzeyin 2/3 periferini kapladığı görülür. Proksimal bölümleri iç bükey ve femur kondilleriyle temastayken, periferik bölümleri kalın ve dış bükey şeklindedir. Eklem kapsülüne yapışır. Üçgen şeklinde kesimleri olan ve merkeze gidildikçe incelen yapıdır. Menisküsler, uygulanan baskı karşısında direnç gösterebilecek şekilde yoğun ve sert kollajen liflerin bulunduğu, esnek bir yapıya sahiptir. Kuvveti taşımak, eklem hareketlerinin kolaylaştırılması, stabilizasyona yardım etme, eklem kıkırdak yapısının beslenmesini sağlama ve şok emilimi menisküslerin görevleri arasındadır.

Menisküslerin %30 periferik bölümü üst ve alt geniküler arterin iç ve dış kolları sayesinde meydana gelen kapiller ağdan beslenir iken, merkezi bölüm ise direk eklem sıvısı tarafından beslendiği görülür (Ege, 1998).

2.6.1. Diz Eklemine Biyomekaniği

Diz eklemi hareketi üç düzlemde izlenir.

Transvers Eksen (X eksen): Horizontal düzleme paralel ve femoral kondillerden geçen bir düzlemdir. Sagittal düzlemde fleksiyon ve ekstansiyon hareketini izler.

Vertikal (Dikey) Eksen (Z eksen): Tibianın rotasyonunu ifade eder. Diz eklemi meydana getiren katmanların ve ligamentlerin dizilişi ve dizilimi ve özellikler sebebiyle yalnızca fleksiyon pozisyonundayken rotasyon gerçekleşir.

Ön/arka Eksen (Y eksen): İstemli hareketler bu düzlemde gerçekleşmez. Diz eklemine aşağı yukarı 30° fleksiyon pozisyonunda iken pasif şekilde abduksiyon, adduksiyon hareketleri gerçekleşir (Tandoğan, 1999; Karataş, 2003).

Diz eklemine dinamik ve statik olmak üzere iki çeşit stabilizasyonu vardır. Dizin statik stabilizatörlerini iliotibial bant, bağlar ve eklem kapsülü

oluşturmaktadır. İliotibial banttın gelen lifler lateral kenarda vastus lateralis ve patellar tendon ile birleşir. İliotibial bant, diz eklemi ekstansiyondayken hareket ekseninin önünde kalır ve ekstensiyona destek olurken 90° fleksiyonda eksenin arkasında kalarak harekete yardımcı olur. Medial ve lateral kollateral ligament diz eklemi ekstensiyon halinde iken gerilerek eklem laterale olan hareketlerini stabilize eder. Fleksiyon halinde iken bu bağlar gevşektir. Diz eklem kondillerini bağlayan yapılar ön ve arka çapraz bağlardır. Bu bağlar dizdeki aşırı rotasyonu, öne ve arkaya kaymayı engeller. Fleksiyon pozisyonunda yan bağlar gevşek durumda olduğundan dizin öne kaymasını ön çapraz arkaya kaymasını ise arka çapraz bağ engeller. Bacağın iç ve dış rotasyonu sırasında da bağlar gerilerek bu rotasyonu sınırlar (Ercan, 2007).

2.6.2. Diz Eklemine Kas Yapısı

Yeterli derecede quadriceps ve hamstring kuvveti sportif performanslar için gereklidir. Burada bulunan diz eklemine fleksiyon hareketiyle çalışan hamstring kası ve diz ekstansiyon hareketiyle aktif olarak çalışan quadricepsin kasılmasıyla sonuçlanan diz eklemine kas yapısı antagonist yapıdadır (Willigenburg et al., 2014).

Tablo 2.1. Diz hareketlerine yardımcı olan kaslar, yapışma yerleri, fonksiyonları (Muratlı et al., 2000)

Kas	Proksimal yapışma yeri	Distal yapışma yeri	Dizdeki asıl işlevi
Rektus femoris	Spina iliaca anterior inferior	Tüberositas tibia	Ekstansiyon
Vastus lateralis	Büyük trokanter ve linea asperanın dışı	Tüberositas tibia	Ekstansiyon
Vastus intermedius	Femur önü	Tüberositas tibia	Ekstansiyon
Vastus medialis	linea asperanın iç yanı	Tüberositas tibia	Ekstansiyon
Semitendinosus	İskiya kabartının mediali	Proksimal mediyal tibiya	Fleksiyon ve iç rotasyon
Semimembranosus	İskiya kabartının laterali	Proksimal mediyal tibiya	Fleksiyon ve iç rotasyon
Biceps femoris kısa başı	Linea asperanın dışı	Tibiya lateral kondilinin ve fibula başının arkası	Fleksiyon ve dış rotasyon
Sartorius	Spina iliaca anterior superior	Tibiya medialinin üst kısmı	Uyuluğun fleksiyon ve dış rotasyonuna yardım eder
Gracilis	Simfisis pubisin ön-alt tarafı	Tibiya medial ve proksimali	Uyluk adduksiyonu ve alt bacak fleksiyonu

Popliteus	Femur dış kondili	Tibia mediali ve arkası	Alt bacağın medial rotasyonu ve fleksiyonu
Gastrocnemius	Femur iç ve dış kondilleri arası	Aşil tendonuyla kalkaneus tümseği	Fleksiyon
Plantaris	Femur distali ve arkası	Aşil tendonuyla kalkaneus tümseği	Fleksiyon

2.7. İzometrik Kuvvet

Kuvvet, kas ya da kas grubunun en üst düzeyde kuvvet ya da tork (döngüsel kuvvet) üretebilmesi olarak tanımlanmaktadır (Komi, 2003). Kuvvet daha iyi bir tanımlama ile sinir kas sisteminin dış dirençlere karşı kuvvet üretebilme yeteneği olarak tanımlanır (Stone et al., 2007). Kas kuvvetinin çoğu sporsal etkinlikte ana yönlendirici olduğu görülmektedir. Bu bağlamda yaklaşık her spor dalında kuvvet antrenmanı, sinir kas sistemi aracılığı ile kuvvet üretimi ve sporsal verim düzeyinin artırılmasını sağlamaktadır (Haff et al., 2001).

İzometrik kasılma, kasta herhangi bir uzunluk değişikliği olmaksızın, kasın geriliminde artış meydana gelen kasılma türüdür. Yani kasın uzunluğu sabit kalırken gerilimi artmaktadır. İzotonik kasılma, izo, sabit, tonik ise gerilim anlamını taşıdığı için bu tip kasılmaya kasın uzunluğunda bir değişim olduğu ve geriliminin sabit kaldığı dinamik kasılmalar adı verilir (Nikocic & Ilic, 1992). Konsantrik kasılma sırasında kas uzunluğunun kısaldığı kasılmalara karşılık gelmektedir. Konsantrik kasılmalar, direncin (örn. Ağırlığın yükü) sadece sporcunun maksimum potansiyelinin daha altında durumlarda gerçekleşmektedir. Konsantrik kasılmalara ilişkin biceps bükmedeki (dirsek fleksiyon) bükme hareketi ya da bacak uzatmadaki (diz ekstansiyon) uzatma hareketi örnek gösterilebilmektedir Eksantrik kasılmaların kasları ilk başlangıç konumlarına getirdiği evre anlamına gelmektedir. Bir biceps bükmede (dirsek fleksiyon) eksantrik evre, kolu bükme hareketinden sonra yeniden ilk konuma gelindiğinde gerçekleşmektedir. Bacak uzatmada (diz ekstansiyon) ise bacaklar uzatma hareketinden sonra dizden ilk konumuna büküldüğünde eksantrik çalışma tamamlanmaktadır. Eksantrik kasılma sırasında kas yer çekimi veya cihazın çekme kuvvetine doğru (yenilerek) çalışır. Dolayısıyla eklem açısının artmasıyla kas uzar (Bompa et al., 2014).

İzometrik kasılma, sabit hızdaki hareket boyunca kasın maksimum şekilde kasılması durumudur. Kasın ortaya çıkardığı gerilim bütün hareket açıklığı boyunca sabit hız da ve maksimum olarak gerçekleşir. İzometrik güç, hem hız derecesi

kısıtlanmış hem de sabitlenmiş olan dinamometreye karşı kas gruplarının meydana getirdiği maksimal güce denir (Baltzopoulos ve Brodie, 1989). İzokinetik kuvvet ise belli bir hızda ve maksimum kasılma sırasında gerçekleştirilebilen yüksek döndürme moment (tork) değeridir (Aküzüm, 2019).

İzokinetik sistemlerde esas kural, ekleme hareket genişliği süresince değişen miktarlarda direncin uygulanması gerekir. Dolayısıyla hareket sabit bir hızda yapılacaktır. Belli bir yük ile yapılan egzersiz esnasında kas üzerine binen direncin, eklem hareket genişliğinin uçlarında maksimum seviyeye eriştiği görülür. Hareket aralığının ortasında kaldıraç en aktif halde olur. Kas üzerinde bulunan yük etkisi en az şekildedir. İzokinetik kasılmada ise bütün açısal hareket süresince tüm derecelerde kasın maksimum gücünü dışarı verdiği görülebilir. İzokinetik dinamometreler eklem hareketinin tam ortasında da hızını koruyabilmektedir. İzokinetik yöntemde seçilen değişik açısal hızlar yardımıyla kasın performansı değerlendirilmektedir. 10-60°/sn yavaş, 60-180°/sn orta ve 180-400°/sn yüksek olan açısal hız değerleridir. 0°/sn hız ise izometrik olarak yapılan ölçümleri içerir. Hastaların baskılı güçlere karşı koyabilme özelliğini incelerken düşük açısal hızlar, fonksiyonel hızlardaki kas kapasitesi değerlendirilirken ise orta ve yüksek açısal hızlar tercih edilmektedir (Dvir, 1996).

Normal bir popülasyonda, diz ekstansör kaslarının maksimum istemli kasılma kuvveti 27 yaşına kadar artar, 45 yaşına kadar stabil kalır ve sonra yavaş yavaş azalmaya başlar (Larsson et al., 1978).

Kuvvet testleri düşük hızlarda, güç ve dayanıklılık egzersizleri ise yüksek hızlarda yapılır (Tuncer, 2000). $\leq 180^\circ/s$ hızlar kuvvet testi ve $>240^\circ/s$ hızlar dayanıklılık test için kullanılır (Ghena et al., 1991). Buna göre, 60°/s'lik açısal hızlar genellikle kuvvet ve kas açısına özgü performans hakkında bilgi gereksinimi için ihtiyaç duyulur (Duarte, 2018).

Patlayıcı güç ve hızlı vücut hareketi gerektiren antrenmanlarda performans artışı yüksek hızlarda (180°/s, 240°/s, 300°/s) düşük hızlara (30°/s, 60°/s, 90°/s) göre daha fazladır. Kuvvet artışı da düşük hızlarda daha fazladır (Chan & Maffulli, 1996). Konsantrik izokinetik testte hareketin açısal hızının artması ile torkun azaldığı gösterilmiştir. Bir kasın konsantrik kuvvet üretme yeteneği düşük hızlarda en yüksektir ve test hızının artması ile lineer olarak azalır (Chan & Maffulli, 1996).

2.7.1. İzokinetik Test

Sportif performansta önemli parametrelerden biri olan kas gücünün ölçülmesi, performansın üst düzeye ulaştırılabilmesi amacıyla gerekli olan çalışma programının oluşturulmasında gereklidir. İzokinetik egzersizler, diğer egzersiz yöntemlerine göre maliyetli olmalarına rağmen sağladıkları objektif veriler ile kişinin kuvvet, güç ve enduransını ölçme ve diğer bireylerle karşılaştırma olanağını sağlamaktadırlar.

İzokinetik sistemlerde en önemli ve belirleyici özellik bütün egzersizin daha önceden cihazda tanımlanan hızda yapılmasıdır. Cihaz ile egzersiz yapan ya da teste alınan kişi bu hızı aşmaya çalıştıkça ürettiği kuvvet, tork olarak kayıt edilmektedir. Hızı aşmak için ne kadar kuvvet üretilirse üretilsin hız cihaz tarafından sabit olduğu için değişmeyecek; bu durumdaki kuvvet her eklem açısında dinamometre tarafından tespit edilecektir. Aslında dinamometrede her hangi bir yük yoktur. Kişi 1 kg.lık bir kasılma gücü uyguladığında, dinamometre kişiye 1 kg.lık direnç gösterir, 10 kg.lık kasılma gücü uyguladığında, dinamometre kişiye 10 kg.lık direnç gösterir. Böylece kişinin kuvvetinin en az olduğu hareket açısında bile azami yüklenme gerçekleştirilebilir (Brown, 2000; Wimpenny, 2000; Andrews & Harrelson, 2012; Akt. İpseftal ve Ünal, 2018).

İzokinetik çalışmalar izometrik egzersizlerin ve dinamik ağırlık çalışmalarının (izotonik çalışmaların) faydalı yanlarını kendinde toplamıştır. İzokinetik değerlendirme ile klinisyen kas performansını güvenli ve objektif bir şekilde gözlemleyebilir. Değişik hızlarda testlemeler yaparak o hızlardaki kas performansını değerlendirebilir, çeşitli objektif verilerle kişinin performansını kaydedip takip edebilir. Testlenen bölgedeki kas grupları arasındaki denge değerlendirilebilir (Brown, 2000; Say, 2004; Akt. İpseftal ve Ünal, 2018). İzokinetik sistemler; sadece kasın kondisyonel parametrelerinin ölçümünde değil, kasın geliştirilmesinde, sakatlık riskinin belirlenmesi ve sakatlık sonrası rehabilitasyona erken dönemde başlamasında da önemlidir. Ayrıca rehabilitasyon programının takibinde ve hastanın durumunun değerlendirilmesinde izokinetik egzersizler çok önemlidir (İpseftal ve Ünal, 2018).

İzokinetik kuvvet testleri için kullanılan cihazlarda dinamometre-hız belirleyici, koltuk ve ek parçalar ile kaydedici (bilgisayar) birimleri vardır (Brown, 2000).

İzokinetik Testin Avantajları

- Tekrar edilebilir.
- İzokinetik ekipmanlarıyla değişik protokollerin yapılması sağlanabilir.
- Sporcuların fonksiyonel kapasitelerinin ölçümü yapılabilir.
- Test sonuçlarına bakılarak, sakatlık riski tespit edilebilir.
- Aktif sporcuların antrenmanlarında ağırlık verilecek noktaların belirlenmesi.
- Aynı ekstremitede agonist ve antagonist oranlarının tespiti ve kıyaslanması.
- İstenilen kas veya kas gruplarının spesifik olarak çalıştırılması.
- Cihaz güvenilirdir.
- Bireyler tek ve çift taraflı çalışabilirler.
- Antrenman etkilerinin tespit edilmesi (ilerlemenin kaydedilmesi).
- Antrenman programlarının oluşturulması için bilgilerin sağlanması ve egzersizlerin uygulanması.
- Farklı egzersiz tiplerinde katılımcılara gereken yüksek hızlarda kas eğitiminin yaptırılması mümkün değildir.

İzokinetik Testin Dezavantajları

- Maliyetinin yüksek olması.
- İzokinetik sistemlerin yaygın olmaması.
- Belirli aralıklarda kalibrasyon yapılması ve kalibrasyonunun uzun sürmesi.
- Yalnızca hız kontrol edilebildiğinden performans minimum ya da maksimum olabilir.
- İzokinetik test ve egzersizlerin faydaları için kişinin uyumu mutlaka gereklidir.
- İzokinetik cihazın kullanımı ve sonuçların değerlendirilmesi için mutlaka eğitilmiş ve deneyimli personele ihtiyaç vardır (Brown, 2000; Comfort ve Abrahamson, 2010; Placzek & Boyce, 2016; Akt. İpseftal ve Ünal, 2018).

İzokinetik Testlerde Sık Kullanılan Parametreler

Kuvvet (N): Bir cisme uygulanan dış kaynaklı etkidir. Birimi Newton'dur.

Tork: Eklem merkezi etrafında döndürme amacıyla oluşturulan kuvvetin ölçütüdür. Kaldıraç koluna dik olan kuvvet ile kaldıraç kolu uzunluğunun çarpımına eşittir. Birimi Newton-metredir.

Zirve tork değeri (Pik Tork (pt)): Uygulama hızındaki tüm eklem hareket açıklığı boyunca ölçülen en yüksek tork değerine denir. Bireysel kas kuvveti ölçümlerinde en geçerli parametredir. Aynı sporcunun performansının önceki ve sonraki durumunu ölçmek amacıyla kullanılmaktadır. Diğer bireylerle karşılaştırmada kullanılan bir parametre değildir.

Total iş (Total Work (TW)): Hareket esnasında yapılan toplam iştir. Oluşturulan kuvvetin katedilen mesafe ile çarpımına eşittir. Tekrar sayısına bağlı olarak toplam iş miktarı değişmektedir (tekrarların toplamı hesaplanmaktadır). Joule birimidir.

Ortalama güç (Average Power (AP)): Ortalama güç toplam işin hareketin tamamlanması için gereken zamana bölünmesi ile hesaplanır. Birimi Watt'tır.

Bilateral karşılaştırma: Bir ekstremitenin (çalışılan kas grubun) tork değerlerinin diğer ekstremitedeki kas grubu tork değerleriyle karşılaştırılması. En sık yapılan karşılaştırmadır. %10-%15 ve üzerindeki farklılıklar önemli asimetriyi işaret eder.

Unilateral oranlar: Aynı ekstremitenin agonist ve antagonist kas torklarının karşılaştırmasıdır. Hıza göre bu oran da değişmektedir. Kas gruplarında yer alan lif tiplerine göre spesifik hızdaki oran da değişmektedir.

Zirve tork/vücut ağırlığı oranı (Pt/%BW): Pik torkun (tepe değerin) vücut ağırlığına oranıdır. Grup halinde veya kişilerarası değerlendirmelerde kullanılır. Standart bir karşılaştırılacak değer hesaplanmış olur. Her yüzdilik dilim vücut ağırlığı katını işaret eder. Örneğin Pt/%BW 280 olan bir sporcu kendi vücut ağırlığının 2,8 katı kadar tork ürettiğini anlarız. Birimi Nm/%BW oranıdır.

Açısal hız: Birim zamanda açısal yer değiştirme olarak bilinir. Derece/saniye birimidir. Örneğin 90 derece/sn. açısal hız bir çeyrek daire yolun (90 derece) bir saniyede kat edildiği anlamına gelir (Brown, 2000; Wimpenny, 2000; Placzek & Boyce, 2016; Akt. İpseftal ve Ünal, 2018).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Katılımcılar

Bu çalışma Medicalpark Samsun Engelli Gücü Gençlik ve Spor Kulübü, Anadolu Erciyes Engelliler Spor Kulübü ve Samsun Bedensel Engelliler Spor Kulübü'nde oynayan ampute futbolcular (N:14) ile Yaşar Doğu Spor Bilimleri Fakültesinde okuyan ve amatör futbol kulüplerinde oynayan ampute olmayan futbolcuların (N:14) gönüllü katılımlarıyla gerçekleştirildi. Çalışmaya haftada en az 3 kez antrenman yapan ampute olan (Sağ alt ekstremitte amputasyonu) ve olmayan futbolcular dahil edildi. Çalışmada ampute olmayan futbolcuların (AOF) dominant ayaklarının sağ taraf olduğu görüldü. Ampute olan futbolcuların (AF) ise sadece sağ ayak amputasyona uğramış (sol bacak sağlam) futbolculardan oluştu. Ampute olan ve olmayan futbolcular için daha önce diz bölgesinde herhangi bir sakatlık öyküsü bulunan veya ciddi bir sakatlık geçiren sporcular çalışmaya dahil edilmedi. Çalışma Ondokuz Mayıs Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 2017/164 nolu karara uygun yapıldı (Ek 1).

3.2. Çalışma Yöntemi

Deneklere, kullanılacak cihazlar ve yapılacak ölçümler hakkında bilgi verildi. Deneklerin testten bir gün önce ve testin yapılacağı gün antrenmanlara katılmamaları ve dinlenik durumda olmaları sağlandı. Katılımcıların yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı değerleri kaydedildi. Çalışmaya katılan bütün katılımcıların 60°sn^{-1} , $180^{\circ}\text{sn}^{-1}$ ve $240^{\circ}\text{sn}^{-1}$ açısal hızlarda izokinetik diz ekstansiyon ve fleksiyon kuvvet ölçümleri Yaşar Doğu Spor Bilimleri Fakültesi laboratuvarında, kemik mineral yoğunluğu ölçümleri ise Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Bölümünde yapıldı. İzokinetik diz ekstansiyon ve fleksiyon kuvveti ve kemik mineral yoğunluğu ölçümleri, ampute olan futbolcular için amputasyona uğramamış sağlam bacak ile ampute olmayan futbolcular için dominant ve nondominant bacakta yapıldı. Çalışmaya katılan ampute futbolcuların alt ekstremitte ampute seviyeleri; Transtibial amputasyonu, diz dezartikülasyonu, transfemoral amputasyonu şeklinde olmuştur. Testlerden önce katılımcılara alt ekstremitte kaslarına yönelik genel ısınma yaptırıldı. Uygulamalar tüm sporcular için günün aynı saat aralığında gerçekleştirildi (14:00-17:00).

3.3. İzokinetik Diz Kuvvet Ölçümü

Araştırmamızda deneklerin izokinetik diz ekstansiyon ve fleksiyon kuvvetlerinin ölçülmesi için bilgisayar kontrollü izokinetik dinamometre (Humac Norm Testing and Rehabilitation System, CSMI, USA) kullanıldı. İzokinetik ölçüm öncesi deneklere bisiklet ergometresinde 5 dakika süre ile pedal çevirmeleri istenmiş sonrasında ise alt ekstremiteye yönelik ısınma yaptırıldı.

Dinamometre sandalyesinin sırt açısı 85° olacak şekilde ayarlandı. Ölçümün yapılacağı ekstremitte, diz adaptörünün sabitleyici bağlantı noktası ayağın dorsal yüzeyinin yaklaşık 3 cm proksimaline bağlandı. Test esnasında vücut stabilizasyon için kemerler göğüs, pelvis ve diğer diz eklemi üzerinden bağlandı. Diğer dizin hareket etmesini engellemek için ayak bileği sandalyenin alt kısmındaki bacak sabitleyicisine yerleştirildi. Tüm deneklerde ölçümlere başlamadan önce yerçekimi etkisini ortadan kaldırmak adına diz ekleminin 90° ekstansiyon halinde, bacağın serbest halde ürettiği tork değeri dinamometre ile belirlendi ve ölçümlerden sonra ortaya çıkan tork değerlerinin sadece kuvvete bağlı tork değerleri olması sağlandı. Testin başlangıcında deneğe testin olumlu geçmesi ve en iyi sonuçları elde edebilmek için diz fleksiyon/ekstansiyon kuvvetlerini maksimal düzeyde uygulamaları istendi.



Şekil 3.1. İzokinetik dinamometre (Humac Norm, CSMI, USA)

Deneklerin diz ekstansiyon ve fleksiyon ölçümleri dinamometrenin sabit protokolünde bulunan sırasıyla 60°sn^{-1} (4 tekrarlı deneme sonrası 15 sn dinlenme ve 5 tekrar ana test), $180^{\circ}\text{sn}^{-1}$ (4 tekrarlı deneme 15 sn dinlenme ve sonrası 5 tekrarlı ana

test) ve $240^{\circ}\text{sn}^{-1}$ (4 tekrarlı deneme sonrası 15 sn dinlenme ve 15 tekrarlı ana test) açısal hızlarda gerçekleştirildi. Açısal hızlar arası geçişlerde deneklere 30 sn'lik dinlenme aralıkları verildi. Ölçümler boyunca tüm deneklere temel itme/çekme ve kalan tekrar sayıları hakkında sözlü olarak uyarılar yapıldı. Deneklerin zirve tork (PT) değerleri en üst düzeye çıkması için sürekli olarak yüksek seste cesaretlendirici sözler söylendi. Testler sonucunda elde edilen PT değerleri Newton metre (Nm) cinsinden kaydedildi.

3.4. Kemik Mineral Yoğunluğu Ölçümü

Deneklerin kemik mineral yoğunluğu (KMY) ölçümleri Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Bölümünde bulunan Dual Enerji X-Işını Absorbsiyometri (DEXA) cihazı ile yapıldı. Ölçüme katılan deneklerin üstünde hiçbir metal cisim bulunmayan giysiler giymeleri sağlandı. Ampute olan ve olmayan futbolcuların lumbar vertebra (L1, L2, L3, L4, L1-L4) bölgeleri, femur boynu ve radius/ulna bölgesi ölçümleri yapılarak KMY ve Z skorları kaydedildi. Alt ekstremité bölgesi için ampute olmayan futbolcuların dominant ve nondominant bacaklarının, ampute olan futbolcuların ise amputasyona uğramamış bacağına femur ve tibia/fibula bölümleri görüntüledi ve her bir kemikten proksimal metafiz, distal metafiz ve diafiz olacak şekilde ilgili alanları çizilerek kemik mineral yoğunluğu (g/cm^2) belirlendi.



Şekil 3.2. Hologic Dual Energy X-Ray Absorbsiyometri (DEXA Hologic QDR 2000).

Çalışmaya katılan her bir denek ölçümün yapılacağı odaya birer birer alındı. Radyoloji uzmanı, deneği Hologic Dual Energy X-Ray Absorbsiyometri model cihazı masasının üzerine doğru bir şekilde yerleştirmiş ve taramayı başlatmıştır. Deneğe tarama işlemi tamamlanana kadar ortalama 25 dakika boyunca yatması söylendi. Tarama işlemi bittikten sonra deneğin dikkatli bir şekilde masadan kalkması istendi. Bu işlemler her denek için tekrarlandı. Ölçüm sonucunda kemik mineral yoğunluğu (g/cm^2) ve Z skorları kaydedildi.

KMY: DEXA yöntemi ile ölçülerek, kesitsel, gr/cm^2 cinsinden kemik mineral yoğunluğunu (Bone Mineral Density, BMD) belirtir.

Z-skor: Kişinin KMY değerini, kendi yaş grubunun KMY değeriyle karşılaştıran ölçütü ifade eder. Birimi standart sapma (Erselcan vd., 2009).

Uluslararası Klinik Dansitometre Derneği (ISCD) menopoz öncesi kadınlar ile 50 yaşından daha genç erkeklerde Kemik Dansitometri sonuçlarını değerlendirmede T-skorları yerine Z skorlarının değerlendirilmesi gerektiğini bildirmektedir. KMY sonuçlarının yorumlanmasında Z skoru -2 ya da daha düşük ise “yaşa göre beklenenden daha düşük”, Z skoru -2 ya da daha yüksek ise “yaşa göre beklenen sınırlar içerisinde” olarak ifade edilir (Özalp, 2019; Hazar, 2019). Çalışmamızda Z skoru -2 değerinin altında olan sporcuya çalışmada yer verilmemiştir. Dolayısıyla tüm sporcuların yaşlarına göre beklenen sınırlar içerisinde KMY değerlerine sahip olduğunu söyleyebiliriz. Kemik dansitometrisinden elde edilen sonuçlara göre; Z skor: Hastanın kemik kütlesinin yaş ve cinse göre referans değer ile kıyaslanarak standart sapma olarak tanımlanmasıdır.

3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi için SPSS 22.0 paket programı kullanıldı. Verilerin normallik varsayımı Kolmogorov Smirnov testi ile incelendi ve verilerin normal dağılım gösterdiği tespit edildi. İkili grupların analizinde Independent sample t testi, değişkenler arasındaki ilişkilerin belirlenmesinde ise Pearson korelasyon testi kullanıldı.

4. BULGULAR

Tablo 4.1. AF ile AOF'lerin tanımlayıcı bilgileri

Grup	Değişkenler	Ortalama	SS
AF (N:14)	Yaş (yıl)	29,21	5,87
	Boy Uzunluğu (cm)	172,50	8,04
	Vücut Ağırlığı (kg)	76,71	16,26
	Spor Yaşı (yıl)	8,50	4,53
AOF (N:14)	Yaş (yıl)	24,21	3,11
	Boy Uzunluğu (cm)	176,92	5,92
	Vücut Ağırlığı (kg)	73,85	8,42
	Spor Yaşı (yıl)	10,35	0,84

AF: Ampute Futbolcu, AOF: Ampute Olmayan Futbolcu

Araştırmaya yaş ortalaması $29,21 \pm 5,87$ yıl, boy uzunluğu $172,50 \pm 8,04$ cm, vücut ağırlığı $76,71 \pm 16,26$ kg ve spor yaşı $8,50 \pm 4,53$ yıl olan 14 erkek ampute futbolcu ile Yaşar Doğu Spor Bilimleri Fakültesinde okuyan yaş ortalaması $24,21 \pm 3,11$ yıl, boy uzunluğu $176,92 \pm 5,92$ cm, vücut ağırlığı $73,85 \pm 8,42$ kg ve spor yaşı $10,35 \pm 0,53$ yıl olan 14 erkek ampute olmayan futbolcu katılmıştır (Tablo 4.1).

Tablo 4.2. AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin nondominant bacaklarının zirve tork (PT) değerlerinin karşılaştırılması (N:14)

Değişkenler	Grup	Ortalama	S.S.	p
60°/s Diz Ext Kuvveti	AF	188,92	35,79	0,421
	AOF	201,92	47,52	
60°/s Diz Flex Kuvveti	AF	72,57	26,28	0,026*
	AOF	94,57	23,07	
180°/s Diz Ext Kuvveti	AF	105,14	31,26	0,064
	AOF	125,14	22,82	
180°/s Diz Flex Kuvveti	AF	48,28	17,92	0,002*
	AOF	69,50	15,45	
240°/s Diz Ext Kuvveti	AF	90,50	28,25	0,050*
	AOF	109,85	21,45	
240°/s Diz Flex Kuvveti	AF	43,35	17,79	0,002*
	AOF	62,92	11,71	

*p<0,05 AF: Ampute Futbolcu, AOF: Ampute Olmayan Futbolcu

AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin nondominant bacaklarının zirve tork değerleri karşılaştırılmıştır. 60°/s, 180°/s ve 240°/s açılarda fleksiyon kuvvetinde ampute olmayan futbolcular lehine anlamlı farklılık tespit edilmiştir (p<0,05). Buna

ek olarak 240°/s açıda ekstansiyon kuvvetinde de ampute olmayan futbolcular lehine anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.3. AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin nondominant bacaklarının hamstring (H)/Quadriceps (Q) kuvvet oranı (%) (N:14)

Değişkenler	Grup	Ortalama	S.S.	p
60°/s H/Q	AF	38,21	12,03	0,034*
	AOF	46,00	4,99	
180°/s H/Q	AF	46,29	11,62	0,018*
	AOF	55,35	6,67	
240°/s H/Q	AF	48,00	13,61	0,025*
	AOF	57,85	7,50	

* $p<0,05$ AF: Ampute Futbolcu, AOF: Ampute Olmayan Futbolcu

AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin nondominant bacaklarının hamstring (H)/Quadriceps (Q) kuvvet oranları karşılaştırılmıştır. 60°/s, 180°/s, 240°/s açılarda anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$) (Tablo 4.3).

Tablo 4.4. AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin dominant bacaklarının zirve tork (PT) değerlerinin karşılaştırılması (N:14)

Değişkenler	Grup	Ortalama	S.S.	p
60°/s Diz Ext Kuvveti	AF	188,92	35,79	0,056
	AOF	216,92	38,13	
60°/s Diz Flex Kuvveti	AF	72,57	26,28	0,018*
	AOF	100,07	30,91	
180°/s Diz Ext Kuvveti	AF	105,14	31,26	0,006*
	AOF	137,21	25,56	
180°/s Diz Flex Kuvveti	AF	48,28	17,92	0,000**
	AOF	74,57	15,80	
240°/s Diz Ext Kuvveti	AF	90,50	28,25	0,006*
	AOF	120,64	24,33	
240°/s Diz Flex Kuvveti	AF	43,35	17,79	0,000**
	AOF	68,07	12,09	

* $p<0,05$ ** $p<0,001$ AF: Ampute Futbolcu, AOF: Ampute Olmayan Futbolcu

AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin dominant bacaklarının zirve tork değerleri karşılaştırılmıştır. 60°/s, 180°/s ve 240°/s açılarda fleksiyon kuvvetinde ampute olmayan futbolcular lehine anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$). Buna ek olarak 180°/s ve 240°/s açıda ekstansiyon kuvvetinde de ampute olmayan lehine anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$). 60°/s açıda ekstansiyon kuvvetinde anlamlı farklılık tespit edilmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.4).

Tablo 4.5. AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin dominant bacaklarının hamstring (H)/Quadriceps (Q) kuvvet oranı (%) (N:14)

Değişkenler	Grup	Ortalama	S.S.	p
60°/s H/Q	AF	38,21	12,03	0,057
	AOF	46,07	8,57	
180°/s H/Q	AF	46,29	11,62	0,030*
	AOF	54,64	7,06	
240°/s H/Q	AF	48,00	13,61	0,048*
	AOF	57,00	8,88	

*p<0,05 **p<0,001 AF: Ampute Futbolcu, AOF: Ampute Olmayan Futbolcu

AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin dominant bacaklarının hamstring (H)/Quadriceps (Q) kuvvet oranları karşılaştırılmıştır. 180°/s, 240°/s açılarda anlamlı farklılık tespit edilmiştir (p<0,05). 60°/s açıda anlamlı farklılık tespit edilmemiştir (p>0,05) (Tablo 4.5).

Tablo 4.6. AF ile AOF'lerin lumbar vertebra, femur boynu ve radius/ulna KMY değerlerinin karşılaştırılması (N:14)

Değişkenler (g/cm ²)	Grup	Ortalama	S.S.	p
Lumbar Vertebra (L1-L4)	AF	1,01	0,09	0,006*
	AOF	1,17	0,16	
Femur Boynu	AF	0,96	0,15	0,000**
	AOF	1,26	0,13	
Radius/Ulna	AF	0,75	0,06	0,671
	AOF	0,76	0,04	

*p<0,05 **p<0,001 AF: Ampute Futbolcu, AOF: Ampute Olmayan Futbolcu

AF ile AOF'lerin lumbar vertebra, femur boynu ve radius/ulna kemik mineral yoğunluğu (KMY) parametre değerleri karşılaştırılmıştır. Lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerinde anlamlı farklılık tespit edilmiştir (p<0,05). Radius/Ulna KMY değerinde ise anlamlı farklılık tespit edilmemiştir (p>0,05) (Tablo 4.6).

Tablo 4.7. AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin nondominant bacaklarının KMY değerlerinin karşılaştırılması (N:14)

Değişkenler (g/cm ²)	Grup	Ortalama	S.S.	p
Femur Proksimal Metafiz	AF	1,18	0,13	0,001**
	AOF	1,36	0,13	
Femur Diafiz	AF	1,67	0,14	0,089
	AOF	1,77	0,14	
Femur Distal Metafiz	AF	1,02	0,11	0,047*

	AOF	1,11	0,10	
Tibia/Fibula Proksimal Metafiz	AF	0,98	0,08	0,002*
	AOF	1,12	0,11	
Tibia/Fibula Diafiz	AF	1,16	0,09	0,032*
	AOF	1,26	0,14	
Tibia/Fibula Distal Metafiz	AF	0,86	0,09	0,008*
	AOF	1,01	0,17	

*p<0,05 **p<0,001 AF: Ampute Futbolcu, AOF: Ampute Olmayan Futbolcu

AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin nondominant bacaklarının KMY parametre değerleri karşılaştırılmıştır. Femur proksimal metafiz, femur distal metafiz, tibia/fibula proksimal metafiz, tibia/fibula diafiz ve tibia/fibula distal metafiz KMY değerinde anlamlı farklılık tespit edilmiştir (p<0,05). Femur diafiz KMY değerinde ise anlamlı farklılık tespit edilmemiştir (p>0,05) (Tablo 4.7).

Tablo 4.8. AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin dominant bacaklarının KMY değerlerinin karşılaştırılması (N:14)

Değişkenler (g/cm ²)	Grup	Ortalama	S.S.	p
Femur Proksimal Metafiz	AF	1,18	0,13	0,000**
	AOF	1,38	0,12	
Femur Diafiz	AF	1,67	0,14	0,081
	AOF	1,84	0,31	
Femur Distal Metafiz	AF	1,02	0,11	0,119
	AOF	1,10	0,11	
Tibia/Fibula Proksimal Metafiz	AF	0,98	0,08	0,021*
	AOF	1,08	0,12	
Tibia/Fibula Diafiz	AF	1,16	0,09	0,125
	AOF	1,21	0,08	
Tibia/Fibula Distal Metafiz	AF	0,86	0,09	0,021*
	AOF	0,95	0,10	

*p<0,05 **p<0,001 AF: Ampute Futbolcu, AOF: Ampute Olmayan Futbolcu

AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin dominant bacaklarının KMY parametre değerleri karşılaştırılmıştır. Femur proksimal metafiz, tibia/fibula proksimal metafiz ve tibia/fibula distal metafiz KMY değerlerinde anlamlı farklılık tespit edilmiştir (p<0,05). Femur diafiz, femur distal metafiz, tibia/fibula diafiz KMY değerinde anlamlı farklılık tespit edilmemiştir (p>0,05) (Tablo 4.8).

Tablo 4.9. AOF'lerin dominant bacak zirve tork (PT) değerleri ile bacak bölgelerinin KMY değerleri arasındaki ilişki (N:14)

Değişkenler		Femur Proksimal	Femur Diafiz	Femur Distal	Tibia/Fibula	Tibia/Fibula	Tibia/Fibula
		Metafiz		Metafiz	Proksimal	Diafiz	Distal
60°/s Diz Ext Kuvveti	r	-0,134	-0,031	-0,34	-0,148	-0,228	-0,447
	p	0,648	0,916	0,234	0,614	0,433	0,109
60°/s Diz Flex Kuvveti	r	0,030	0,035	-0,176	-0,153	-0,281	-0,301
	p	0,920	0,905	0,548	0,602	0,331	0,295
180°/s Diz Ext Kuvveti	r	0,124	0,117	-0,398	0,016	-0,013	-0,229
	p	0,674	0,689	0,159	0,956	0,966	0,431
180°/s Diz Flex Kuvveti	r	0,046	-0,075	-0,139	-0,136	-0,236	-0,183
	p	0,875	0,799	0,637	0,643	0,417	0,531
240°/s Diz Ext Kuvveti	r	-0,016	0,046	-0,374	-0,110	-0,128	-0,358
	p	0,957	0,877	0,187	0,709	0,662	0,209
240°/s Diz Flex Kuvveti	r	-0,087	-0,039	-0,117	-0,260	-0,349	-0,299
	p	0,767	0,894	0,691	0,370	0,221	0,299

AOF'lerin dominant bacak zirve tork değerleri ile bacak bölgelerinin KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelenmiştir. Tüm açısız hızlarda AOF'lerin dominant bacak zirve tork değerleri ile bacak bölgelerinin kemik mineral yoğunluğu parametre değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.9).

Tablo 4.10. AOF'lerin nondominant bacak zirve tork (PT) değerleri ile bacak bölgelerinin KMY değerleri arasındaki ilişki (N:14)

Değişkenler		Femur Proksimal	Femur Diafiz	Femur Distal	Tibia/Fibula	Tibia/Fibula	Tibia/Fibula
		Metafiz		Metafiz	Proksimal	Diafiz	Distal
60°/s Diz Ext Kuvveti	r	-0,197	0,201	-0,131	-0,112	0,156	0,079
	p	0,500	0,491	0,655	0,704	0,593	0,789
60°/s Diz Flex Kuvveti	r	-0,186	0,036	-0,24	-0,263	0,004	-0,106
	p	0,525	0,903	0,408	0,364	0,99	0,719
180°/s Diz Ext Kuvveti	r	-0,228	0,159	-0,151	-0,055	0,225	0,187
	p	0,434	0,586	0,606	0,852	0,439	0,523
180°/s Diz Flex Kuvveti	r	-0,179	-0,077	-0,333	-0,032	0,087	0,124
	p	0,540	0,794	0,245	0,914	0,766	0,674
240°/s Diz Ext Kuvveti	r	-0,099	0,153	0,024	0,212	0,431	0,328

	P	0,737	0,602	0,936	0,468	0,124	0,252
240°/s Diz Flex Kuvveti	r	0,014	-0,032	-0,216	0,098	0,192	0,229
	P	0,963	0,913	0,459	0,738	0,511	0,431

AOF'lerin nondominant bacak zirve tork değerleri ile bacak bölgelerinin KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelenmiştir. Tüm açılarda AOF'lerin nondominant bacak zirve tork değerleri ile bacak bölgelerinin kemik mineral yoğunluğu parametre değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.10).

Tablo 4.11. AF'lerin sağlam bacak zirve tork (PT) değerleri ile bacak bölgelerinin KMY değerleri arasındaki ilişki (N:14)

Değişkenler		Femur Proksimal	Femur	Femur Distal	Tibia/Fibula	Tibia/Fibula	Tibia/Fibula
		Metafiz	Diafiz	Metafiz	Proksimal Metafiz	Diafiz	Distal Metafiz
60°/s Diz Ext Kuvveti	r	0,191	0,461	0,233	0,089	0,594	0,623
	p	0,513	0,097	0,424	0,763	0,025*	0,017*
60°/s Diz Flex Kuvveti	r	-0,064	0,335	0,065	-0,026	0,108	0,444
	p	0,829	0,241	0,824	0,928	0,714	0,112
180°/s Diz Ext Kuvveti	r	-0,183	0,113	-0,101	0,225	0,397	0,269
	p	0,530	0,701	0,731	0,439	0,160	0,352
180°/s Diz Flex Kuvveti	r	-0,156	0,217	-0,158	0,209	0,208	0,196
	p	0,595	0,455	0,589	0,473	0,477	0,501
240°/s Diz Ext Kuvveti	r	-0,102	0,25	-0,088	0,313	0,461	0,28
	p	0,728	0,39	0,766	0,277	0,097	0,332
240°/s Diz Flex Kuvveti	r	0,030	0,44	-0,104	0,144	0,276	0,185
	p	0,920	0,116	0,724	0,624	0,34	0,526

* $p<0,05$

AF'lerin sağlam bacak zirve tork değerleri ile bacak bölgelerinin KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelenmiştir. 60°/s diz ekstansiyon kuvvet değeri ile tibia/fibula diafiz KMY ($r=0,594$), tibia/fibula distal metafiz KMY ($r=0,623$) değerleri arasında orta düzeyde korelasyon bulunmuştur ($p<0,05$). Diğer izokinetik kas kuvveti parametre değerleri ile bacak bölgelerinin kemik mineral yoğunluğu parametre değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.11).

Tablo 4.12. AOF'lerin dominant bacak zirve tork (PT) değerleri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri arasındaki ilişki (N:14)

Değişkenler		Lumbar vertebra	Femur boynu
60°/s Diz Ext Kuvveti	r	-0,334	-0,236
	p	0,243	0,417
60°/s Diz Flex Kuvveti	r	0,115	0,019
	p	0,694	0,948
180°/s Diz Ext Kuvveti	r	-0,075	-0,054
	p	0,799	0,855
180°/s Diz Flex Kuvveti	r	0,047	-0,065
	p	0,874	0,825
240°/s Diz Ext Kuvveti	r	-0,216	-0,309
	p	0,459	0,282
240°/s Diz Flex Kuvveti	r	0,033	-0,203
	p	0,912	0,487

*p<0,05

AOF'lerin dominant bacak zirve tork değerleri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelenmiştir. İzokinetik kas kuvveti parametre değerleri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY parametre değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (p>0,05) (Tablo 4.12).

Tablo 4.13. AOF'lerin nondominant bacak zirve tork (PT) değerleri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri arasındaki ilişki (N:14)

Değişkenler		Lumbar vertebra	Femur boynu
60°/s Diz Ext Kuvveti	r	-0,214	-0,153
	p	0,463	0,602
60°/s Diz Flex Kuvveti	r	-0,098	0,002
	p	0,740	0,994
180°/s Diz Ext Kuvveti	r	-0,278	-0,115
	p	0,336	0,695
180°/s Diz Flex Kuvveti	r	-0,074	-0,095
	p	0,801	0,747
240°/s Diz Ext Kuvveti	r	-0,061	0,030
	p	0,836	0,918
240°/s Diz Flex Kuvveti	r	0,147	0,068
	p	0,617	0,818

AOF'lerin nondominant bacak zirve tork değerleri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelenmiştir. İzokinetik kas kuvveti parametre değerleri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY parametre değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (p>0,05) (Tablo 4.13).

Tablo 4.14. AF'lerin sağlam bacak zirve tork (PT) değerleri ile lomber vertebra ve femur boynu KMY değerleri arasındaki ilişki (n:14)

Değişkenler		Lomber vertebra	Femur boynu
60°/s Diz Ext Kuvveti	r	0,659	0,451
	p	0,010*	0,105
60°/s Diz Flex Kuvveti	r	0,235	0,209
	p	0,418	0,474
180°/s Diz Ext Kuvveti	r	0,385	0,182
	p	0,175	0,533
180°/s Diz Flex Kuvveti	r	0,353	0,189
	p	0,215	0,517
240°/s Diz Ext Kuvveti	r	0,445	0,205
	p	0,111	0,482
240°/s Diz Flex Kuvveti	r	0,458	0,324
	p	0,099	0,258

*p<0,05

AF'lerin sağlam bacak zirve tork değerleri ile lomber vertebra ve femur boynu KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelenmiştir. 60°/s diz ekstansiyon kuvvet değeri ile lomber vertebra KMY (r=0,659) değeri arasında orta düzeyde korelasyon bulunurken (p<0,05), diğer tüm parametreler arasında ise anlamlı ilişki bulunmamıştır (p>0,05) (Tablo 4.14).

Tablo 4.15. AF'lerin lomber vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile sağlam bacak bölgelerinin KMY değerleri arasındaki ilişki (n:14)

Değişkenler (g/cm ²)		Femur Proksimal Metafiz	Femur Diafiz	Femur Distal Metafiz	Tibia/Fibula Proksimal Metafiz	Tibia/Fibula Diafiz	Tibia/Fibula Distal Metafiz
Lomber Vertebra	r	0,054	0,469	0,196	-0,203	0,449	0,525
	p	0,854	0,091	0,501	0,486	0,107	0,054
Femur Boynu	r	0,800	0,684	0,166	-0,143	0,285	0,163
	p	0,001**	0,007*	0,570	0,625	0,324	0,577

*p<0,05 **p<0,001

AF'lerin lomber vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile sağlam bacak bölgelerinin KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelenmiştir. Femur boynu KMY değeri ile femur proksimal metafiz (r=0,800) ve femur diafiz KMY (r=0,684) değerleri arasında yüksek ve orta düzeyde korelasyonlar bulunmuştur (p<0,05) (Tablo 4.15).

Tablo 4.16. AOF'lerin lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile dominant bacak bölgelerinin KMY değerleri arasındaki ilişki (n:14)

Değişkenler (g/cm ²)							
		Femur Proksimal Metafiz	Femur Diafiz	Femur Distal Metafiz	Tibia/Fibula Proksimal Metafiz	Tibia/Fibula Diafiz	Tibia/Fibula Distal Metafiz
Lumbar Vertebra	r	0,606	0,693	0,153	0,38	0,373	0,297
	p	0,022*	0,006*	0,601	0,181	0,189	0,302
Femur Boynu	r	0,794	0,699	0,267	0,755	0,708	0,489
	p	0,001**	0,005*	0,357	0,002*	0,005*	0,076

*p<0,05 **p<0,001

AOF'lerin lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile dominant bacak bölgelerinin KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelenmiştir. Lumbar vertebra KMY değeri ile femur proksimal metafiz (r=0,606) ve femur diafiz KMY (r=0,693) değerleri arasında orta düzeyde korelasyon, femur boynu KMY değeri ile femur proksimal metafiz (r=0,794), femur diafiz (r=0,699), tibia/fibula proksimal metafiz (r=0,755) ve tibia/fibula diafiz KMY (r=0,708) değerleri arasında yüksek düzeyde korelasyon olduğu tespit edilmiştir (p<0,05) (Tablo 4.16).

Tablo 4.17. AOF'lerin lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile nondominant bacak bölgelerinin KMY değerleri arasındaki ilişki (n:14)

Değişkenler (g/cm ²)							
		Femur Proksimal Metafiz	Femur Diafiz	Femur Distal Metafiz	Tibia/Fibula Proksimal Metafiz	Tibia/Fibula Diafiz	Tibia/Fibula Distal Metafiz
Lumbar Vertebra	r	0,631	0,146	0,308	0,399	0,071	0,033
	p	0,016*	0,620	0,284	0,158	0,810	0,912
Femur Boynu	r	0,841	0,429	0,476	0,593	0,415	0,108
	p	0,000**	0,126	0,085	0,026*	0,141	0,713

*p<0,05 **p<0,001

AOF'lerin lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile nondominant bacak bölgelerinin KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelenmiştir. Lumbar vertebra KMY değeri ile femur proksimal metafiz KMY (r=0,631) değerleri arasında orta düzeyde korelasyon, femur boynu KMY değeri ile femur proksimal metafiz (r=0,841) ve tibia/fibula proksimal metafiz KMY (r=0,593) değerleri arasında yüksek ve orta düzeyde korelasyonlar bulunmuştur (p<0,05) (Tablo 4.17).

5. TARTIŞMA

Bu çalışmaya Medicalpark Samsun Engelli Gücü Gençlik ve Spor Kulübü, Anadolu Erciyes Engelliler Spor Kulübü ve Samsun Bedensel Engelliler Spor Kulübü'nde oynayan yaş ortalaması $29,21 \pm 5,87$ yıl, boy uzunluğu $172,50 \pm 8,04$ cm, vücut ağırlığı $76,71 \pm 16,26$ kg olan 14 erkek ampute futbolcu ile Yaşar Doğu Spor Bilimleri Fakültesinde okuyan yaş ortalaması $24,21 \pm 3,11$ yıl, boy uzunluğu $176,92 \pm 5,92$ cm, vücut ağırlığı $73,85 \pm 8,42$ kg olan 14 erkek ampute olmayan futbolcu katılmıştır. Bu çalışma, ampute olan ve olmayan futbolcuların izokinetik diz fleksiyon-ekstansiyon kuvveti ile kemik mineral yoğunluğu (femur-tibia) değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi ve ayrıca ampute olan ve olmayan futbolcuların ölçülen parametrelerinin karşılaştırılması amacıyla yapılmıştır.

AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin nondominant ve dominant bacaklarının PT değerleri

Çalışmamızda AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin nondominant bacaklarının zirve tork değerleri karşılaştırıldığında, $60^\circ/s$, $180^\circ/s$ ve $240^\circ/s$ açısız hızların fleksiyon kuvvetinde ve $240^\circ/s$ açısız hız ekstansiyon kuvvetinde ampute olmayan futbolcular lehine istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir. Ampute futbolcuların sağlam bacak zirve tork değerlerinin ampute olmayan futbolculara göre daha düşük olduğu tespit edilmiştir. AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin dominant bacaklarının zirve tork değerleri karşılaştırıldığında ise $60^\circ/s$, $180^\circ/s$ ve $240^\circ/s$ açısız hızların fleksiyon kuvvetinde ve 180° ve $240^\circ/s$ açısız hızda ekstansiyon kuvvetinde ampute olmayan futbolcular lehine istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görülmüştür. Bulgular neticesinde ampute olmayan futbolcuların PT değerlerinin daha iyi olması patlayıcı güç ve dayanıklılıklarının daha iyi olmasından ayrıca daha hızlı hareket edebilmelerinden kaynaklanabilir. Buna ek olarak AF'lerin hareket kısıtlılığının daha fazla olması, yapılan antrenmanların yöntemi, yoğunluğu ve performansı arttırıcı özelliğinin her iki grup içinde farklı olmasından kaynaklandığı düşünülebilir.

Alan yazın incelendiğinde ampute olan futbolcular ile ampute olmayan futbolcuların izokinetik diz kuvveti değerlerinin karşılaştırıldığı herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu nedenle çalışmamızdaki hem ampute olan hemde ampute olmayan futbolcular için izokinetik değerler tartışmamızda sunulmuş ve

literatürdeki izokinetik değerler ile ilgili çalışmalar incelenerek buna göre tartışılmaya çalışılmıştır. Çalışmamızda 60°/s diz fleksiyon/ekstansiyon kuvvet değerleri, AF'lerin sağlam bacak ekstansiyon zirve tork değeri 188,92 Nm iken fleksiyon zirve tork değeri 72,57 Nm olduğu saptanmıştır. AOF'lerin nondominant bacak ekstansiyon zirve tork değeri 201,92 Nm, fleksiyon zirve tork değeri 94,57 Nm iken dominant bacak ekstansiyon zirve tork değeri 216,92 Nm, fleksiyon zirve tork değeri 100,07 Nm olduğu tespit edilmiştir. 180°/s diz fleksiyon/ekstansiyon kuvvet değerleri, AF'lerin sağlam bacak ekstansiyon zirve tork değeri 105,14 Nm iken fleksiyon zirve tork değeri 48,28 Nm olduğu saptanmıştır. AOF'lerin nondominant bacak ekstansiyon zirve tork değeri 125,14 Nm, fleksiyon zirve tork değeri 69,50 Nm iken dominant bacak ekstansiyon zirve tork değeri 137,21 Nm, fleksiyon zirve tork değeri 74,57 Nm olduğu tespit edilmiştir. 240°/s diz fleksiyon/ekstansiyon kuvvet değerleri, AF'lerin sağlam bacak ekstansiyon zirve tork değeri 90,50 Nm iken fleksiyon zirve tork değeri 43,35 Nm olduğu saptanmıştır. AOF'lerin nondominant bacak ekstansiyon zirve tork değeri 109,85 Nm, fleksiyon zirve tork değeri 62,92 Nm iken dominant bacak ekstansiyon zirve tork değeri 120,64 Nm, fleksiyon zirve tork değeri 68,07 Nm olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.2, tablo 4.4).

Yazıcıoğlu et al. (2007) çalışmasında aktif olarak futbol oynayan amputelerin 60°/s açısal hızda fleksiyon zirve tork değerini 53,23 Nm olarak bulmuşken ekstansiyonda ise zirve tork değerini 201,92 Nm olarak bulmuşlardır. 120°/s açısal hızda fleksiyon zirve tork değeri 62,53 Nm olarak, ekstansiyon zirve tork değeri ise 133,58 Nm olarak bulunmuştur. 180°/s açısal hızda fleksiyon zirve tork değeri 67,08 Nm olarak ekstansiyon zirve tork değeri ise 113,83 Nm olarak tespit edilmiştir.

Tugcu vd. (2009) mayın yaralanması sonrası tek taraflı ampütasyon olan gaziler üzerinde yaptıkları çalışmada 30°/s diz fleksiyon pik tork değerini 72,5 Nm iken diz ekstansiyon pik tork değerini ise 138 Nm olarak bulmuşlardır. 120°/s diz fleksiyon pik tork değeri 52,9 Nm bulunurken diz ekstansiyon pik tork değeri 85 Nm olarak tespit etmişlerdir. Moirenfeld et al. (2000) çalışmasında diz altı amputasyonlu bireylerde diz ekstansiyon zirve tork değerinin 154,3 Nm olduğunu, diz fleksiyon zirve tork değerinin ise 74,6 Nm olduğunu saptamışlardır. Isakov et al. (1996) 7 yıldan daha fazla amputasyonu olanlarla amputasyonu daha yeni olanlar arasında kuvvet konusunda herhangi bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Pedrinelli et al. (2002) ampute olan ve ampute olmayan sağlıklı bireylerin izokinetik kuvvet değerleri karşılaştırıldığında, ampute olan bireylerde 60°/s açıda diz fleksiyon zirve tork değeri 65 Nm, diz ekstansiyon zirve tork değeri ise 124,1 Nm olarak bulunmuştur. 180°/s açıda diz fleksiyon zirve tork değeri 48 Nm, ekstansiyon zirve tork değeri ise 74,4 Nm olarak tespit edilmiştir. Sağlıklı bireylerin 60°/s diz fleksiyon/ekstansiyon kuvvet değerleri, nondominant bacak fleksiyon zirve tork değeri 90,5 Nm, ekstansiyon zirve tork değeri 183 Nm iken dominant bacak fleksiyon zirve tork değeri 94,5 Nm, ekstansiyon zirve tork değeri 178,8 Nm olarak saptanmıştır. Sağlıklı bireylerin 180°/s diz fleksiyon/ekstansiyon kuvvet değerleri, nondominant bacak fleksiyon zirve tork değeri 75,8 Nm, ekstansiyon zirve tork değeri ise 112,4 Nm iken dominant bacak fleksiyon zirve tork değeri 72,2 Nm, ekstansiyon zirve tork değeri 110,7 Nm tespit edilmiştir. Bu bulgular neticesinde sağlıklı bireylerin nondominant bacağı ile ampute olan bireylerin sağlam bacağı zirve tork değeri karşılaştırıldığında, 60°/s ve 180 °/s açılarda diz fleksiyon-ekstansiyon kuvvetinde iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Literatür incelendiğinde amputelerin izokinetik diz kuvveti değerleri ile çalışmamız bulguları farklılık göstermesi örneklem boyutu, spor yaşı, antrenman planlaması ve fizyolojik durumlarından kaynaklanabileceği söylenebilir.

Aktuğ (2016) çalışmasında futbolcuların 60°/s açısal hızda nondominant bacağın fleksör tork değeri 130,83 Nm, ekstansör tork değeri ise 209,88 Nm iken dominant bacağın fleksör tork değeri 133,36 Nm, ekstansör tork değeri ise 204,77 Nm olarak saptamıştır. 240°/s açısal hızda nondominant bacağın fleksör tork değeri 79 Nm, ekstansör tork değeri 110,58 Nm iken dominant bacağın fleksör tork değeri 85,86 Nm, ekstansör tork değeri ise 114,83 Nm olarak bulmuştur.

Eniseler vd. (2012) çalışmasında futbolcuların 60°/s açısal hızda nondominant bacağın ekstansör zirve tork değeri 271,61 Nm, fleksör zirve tork değeri 148,24 Nm iken dominant bacağın ekstansör zirve tork değeri 272,72 Nm fleksör zirve tork değeri ise 150,49 Nm olarak tespit etmişlerdir. Śliwowski et al. (2017) çalışmasında futbolcuların 60°/s açısal hızda nondominant bacağın ekstansör zirve tork değeri 185,63 Nm, fleksör zirve tork değeri ise 106,57 Nm iken dominant bacağın ekstansör zirve tork değeri 189,09 Nm, fleksör zirve tork değeri ise 112,87 Nm olarak saptamıştır.

Ramos et al. (2019) futbolcular üzerinde yapmış oldukları çalışmada 60°/s açısız hızda nondominant bacağın ekstansiyon zirve tork değeri 183,90 Nm, fleksiyon zirve tork değeri 100,43 Nm iken dominant bacağın ekstansiyon zirve tork değeri 193,53 Nm, fleksiyon zirve tork değeri ise 101,87 Nm olarak saptanmıştır. 180°/s açısız hızda nondominant bacak ekstansiyon zirve tork değeri 159,27 Nm fleksiyon zirve tork değeri 100,67 Nm iken dominant bacak ekstansiyon zirve tork değeri 161,20 Nm, fleksiyon zirve tork değeri ise 104,37 Nm olarak bulunmuştur.

Cerrah (2009) çalışmasında amatör futbolcuların 60°/s açısız hızda nondominant bacak ekstansiyon zirve tork değeri 216,3 Nm, fleksiyon zirve tork değeri 148,5 Nm iken dominant bacak ekstansiyon zirve tork değeri 205,7 Nm, fleksiyon zirve tork değeri ise 152 Nm olarak bulunmuştur. 180°/s açısız hızda nondominant bacak ekstansiyon zirve tork değeri 144,7 Nm, fleksiyon zirve tork değeri 109,2 Nm iken dominant bacak ekstansiyon zirve tork değeri 140 Nm, fleksiyon zirve tork değeri ise 117,7 Nm olarak saptanmıştır. 240°/s açısız hızda nondominant bacak fleksiyon zirve tork değeri 126,5 Nm, fleksiyon zirve tork değeri 97,8 Nm iken 240°/s açısız hızda dominant bacak fleksiyon zirve tork değeri 114,6 Nm, fleksiyon zirve tork değeri 96,1 Nm olarak tespit edilmiştir.

Seabra et al. (2012) 14 yaş ortalamasına sahip futbolcu ve kontrol grubundan (sadece zorunlu beden eğitimi derslerine katılan öğrenciler) oluşan öğrenciler üzerinde yapmış oldukları çalışmada futbolcuların 90°/s açısız hızda nondominant bacak quadriceps zirve tork değeri 156,2 Nm, hamstring zirve tork değeri 73,3 Nm iken dominant bacak quadriceps zirve tork değeri 155,2 Nm, hamstring zirve tork değeri ise 79 Nm olarak tespit etmişlerdir. Kontrol grubunun nondominant bacak 90°/s quadriceps zirve tork değeri 120,4 Nm, hamstring zirve tork değeri 57 Nm iken dominant bacak quadriceps zirve tork değeri 123,4 Nm, hamstring zirve tork değeri 57,1 Nm olarak saptanmıştır.

Mota et al. (2010) U19, U17 ve U15 futbolcuları üzerinde yapmış oldukları çalışmada U19 futbolcuların 90°/s açısız hızda nondominant bacak quadriceps zirve tork değeri 199,1 Nm, hamstring zirve tork değeri 101 Nm iken dominant bacak quadriceps zirve tork değeri 210,1 Nm, hamstring zirve tork değeri ise 109,3 Nm olarak saptanmıştır. U17 futbolcuların nondominant bacak quadriceps zirve tork değeri 181,6 Nm, hamstring pik tork değeri 92 Nm iken dominant bacak quadriceps pik tork değeri 176,5 Nm, hamstring pik tork değeri ise 90,1 Nm olarak tespit

edimiştir. U15 futbolcuların nondominant bacak quadriceps zirve tork değeri 152,3 Nm, hamstring pik tork değeri 70,8 Nm iken dominant bacak quadriceps pik tork değeri 154,7 Nm, hamstring pik tork değeri ise 78,1 Nm olarak saptanmıştır. Literatürde ampute olmayan futbolcular üzerinde yapılan izokinetik diz kuvveti değerleri ile çalışmamız diz kuvveti değerleri paralellik gösterirken farklı diz kuvveti değerleri ortaya koyan çalışmalarda mevcuttur. Bu farklılık ampute olmayan futbolcuların lig seviyesi, antrenman planlanmasındaki kuvvetin yeri ve kas fibril tipi dağılımından kaynaklanabilir.

AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin nondominant ve dominant bacakları H/Q oranı

H/Q oranı, sporcuların kas kuvvetlerinin doğru bir şekilde değerlendirilmesinde, uygun antrenman programlarının oluşturulmasında, performansın artırılmasında, sporcunun kuvvetsizliğinden kaynaklanan yaralanmaların önlenmesinde ve yaralanma sonrasındaki tedavi sürecine uygun programlar oluşturulmasında önemli rol oynar (Miller et al., 2006). Agonist/antagonist zirve tork oranı kassal dengeyi göstermekle birlikte, yaralanmaların önlenmesinde belirleyici olarak kullanılmaktadır. İki kas grubu arasındaki dengesizliğin, özellikle hamstring kasının zayıf olmasının yaralanmalara ortam hazırladığı bildirilmektedir (Yamamoto, 1993).

Çalışmamızda AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin nondominant bacak H/Q oranları karşılaştırıldığında, 60°/s, 180°/s, 240°/s açısız hızlarda istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu bulunmuştur. Yine AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin dominant bacak H/Q oranları karşılaştırıldığında ise 180°/s, 240°/s açısız hızlarda istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Ampute olmayan futbolcuların H/Q oranları ampute futbolculara göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. 60°/s, 180°/s ve 240°/s açısız hızlarda H/Q oranına bakıldığında AF'lerin sakatlanma riskinin AOF'lere göre daha fazla olduğu söylenebilir. Hem ampute olan hem de ampute olmayan futbolcuların H/Q oranlarının düşük olmasının sebebi iki grubunda antrenmanlarda tek taraflı çalışmalar yapması ve hamstring kas grubunun ihmal edilmesi gösterilebilir. H/Q dengesi, artiküler stabilizasyonda önemli bir rol oynar. H/Q oranı normalin dışına çıktığında eklem ve kas yaralanmaları için bir risk faktörü oluşturabilir (Gilliam et al., 1979; Burkett, 1982; Stafford & Grana, 1984).

Alan yazın incelendiğinde ampute olan futbolcular ile ampute olmayan futbolcuların H/Q kuvvet oranının karşılaştırıldığı herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu nedenle çalışmamızdaki hem ampute olan hemde ampute olmayan futbolcular için H/Q kuvvet oranları tartışmamızda sunulmuş ve literatürdeki izokinetik değerler ile ilgili çalışmalar incelenerek buna göre tartışma yazılmıştır. Çalışmamızda 60°/s H/Q kuvvet oranları, AF'lerin sağlam bacak H/Q kuvvet oranı %38,21 olduğu saptanmıştır. AOF'lerin nondominant bacak H/Q kuvvet oranı %46 iken dominant bacak H/Q kuvvet oranı ise %46,07 olarak tespit edilmiştir. 180°/s H/Q kuvvet oranları, AF'lerin sağlam bacak H/Q kuvvet oranı %46,29 olarak bulunmuştur. AOF'lerin nondominant bacak H/Q kuvvet oranı %55,35 iken dominant bacak H/Q kuvvet oranı %54,64 olarak saptanmıştır. 240°/s H/Q kuvvet oranları, AF'lerin sağlam bacak H/Q kuvvet oranı %48 olarak tespit edilmiştir. AOF'lerin nondominant bacak H/Q kuvvet oranı %57,85 iken dominant bacak H/Q kuvvet oranı ise %57 olduğu saptanmıştır (Tablo 4.3, tablo 4.5). Çalışmamız bulgularına bakıldığında her iki grubunda H/Q oranı değerleri literatürde belirtilen norm değerlere göre düşük olduğu saptanmıştır.

H/Q oranı norm değerleri 60°/s için %50 ve %70 arası (Coombs ve Garbutt, 2002; Dvir, 2002; Grygorowicz et al., 2010), 180°/s için %70 ve %90 arası kabul edilmiştir (Hewett et al., 2008). H/Q kuvvet oranı yaş, cinsiyet, dominant ve nondominant özelliklerinden ziyade, açısız hızdan etkilenir. Oranların 30°/s ve 60°/s hızda % 50-60, 120°/s ve 180°/s hızlarda % 60-70, 180°/s üzerindeki hızlarda % 70-80 arasında olduğu bildirilmiştir (Perrin, 1993).

Pedrinelli et al. (2002) çalışmalarında ampute olan ve ampute olmayan sağlıklı bireylerin izokinetik kuvvet Hamstring/Quadriceps oranlarını karşılaştırmışlardır. Ampute bireylerin sağlam bacak 60°/s açıda H/Q oranı %55, sağlıklı bireylerin nondominant bacak H/Q oranı %73 iken dominant bacak H/Q oranı %52 olarak bulunmuştur. Amputelerin sağlam bacak 180°/s açıda H/Q oranı %58, sağlıklı bireylerin nondominant bacak H/Q oranı %63 iken dominant bacak H/Q oranı %64 olarak tespit edilmiştir. Çalışmamızın sonucunu desteklemeyen bir çalışmada 60°/s ve 180°/s açılarda sağlıklı bireylerin dominant olmayan bacak ile amputelerin sağlam bacak H/Q oranı karşılaştırıldığında H/Q oranı iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı belirtilmiştir.

Aktuğ et al. (2018) amatör futbolcular üzerinde yapmış olduğu çalışmada kontrol ve egzersiz grubu oluşturmuşlardır. Kontrol grubunun 60°/s açısız hızda nondominant bacak H/Q oranı ön test değeri %49,18, son test değeri %49,64 iken dominant bacak H/Q oranı ön test değeri %50,27, son test değeri ise %52 olarak tespit edilmiştir. 180°/s açısız hızda ön test değeri %58,18, son test değeri %57,73 iken dominant bacak ön test değeri %57,91 son test değeri ise %58,55 olarak saptanmıştır. 240°/s açısız hızda ön test değeri %56,64, son test değeri %58,82 iken dominant bacak H/Q oranı ön test değeri %59,91 son teste değeri ise %59,73 olarak bulunmuştur. Egzersiz grubunun 60°/s açısız hızda nondominant bacak H/Q oranı ön test değeri %46,91, son test değeri %50,55 iken dominant bacak H/Q oranı ön test değeri %54 son test değeri ise %54,45 olarak bulunmuştur. 180°/s açısız hızda ön test değeri %55,82, son test değeri %66,82 iken H/Q oranı ön test değeri %48,55 son test değeri ise %60,45 olarak saptanmıştır. 240°/s açısız hızda ön test değeri %44,47, son test değeri %58 iken H/Q oranı ön test değeri %42,45 son testdeğeri ise %59 olarak bulunmuştur.

Aktuğ vd. (2016) futbolcular üzerinde yapmış oldukları çalışmada 60°/s nondominant bacak H/Q oranı %62,72 iken dominant bacak H/Q oranı %66,69 olarak saptanmıştır. 240°/s nondominant bacak H/Q oranı %75,25 iken dominant bacak H/Q oranı %75,94 olarak tespit etmişlerdir.

Tortop ve Ocak (2010) elit düzey sporcular üzerinde yapmış olduğu çalışmada 60°/s nondominant bacak H/Q oranı %60 iken dominant bacak H/Q oranı ise %56,2 olarak saptanmıştır. 180°/s nondominant bacak H/Q oranı %70,7 dominant bacak H/Q oranı ise %66,7 olarak tespit etmişlerdir.

Eniseler vd. (2012) çalışmasında futbolcuların 60°/s açısız hızda nondominant bacak H/Q oranı %55,54 iken dominant bacak H/Q oranı ise %55,40 olarak bulunmuştur. Śliwowski et al. (2017) çalışmalarında futbolcuların 60°/s açısız hızda nondominant bacak H/Q oranı %57,39 iken dominant bacak H/Q oranı ise %59,41 olarak saptanmıştır.

Ramos et al. (2019) futbolcular üzerinde yapmış olduğu çalışmada 60°/s açısız hızda nondominant bacak H/Q oranı %55,19 iken dominant bacak H/Q oranı ise %52,94 olarak tespit etmişlerdir. 180°/s açısız hızda nondominant bacak H/Q oranı %63,58 iken dominant bacak H/Q oranı ise %65 olarak saptanmıştır.

Meriç vd. (2007) futbolcuların 60°/s açısal hızda H/Q oranı %52,9 iken 300°/s açısal hızda ise %61,0 olarak bulmuşlardır. Rosene et al. (2001) 60°/s açısal hızda %57,9, 120°/s açısal hızda %59,3 ve 180°/s açısal hızda ise %52,4 olarak saptamışlardır.

Cerrah (2009) çalışmasında amatör futbolcuların 60°/s açısal hızda nondominant bacak H/Q oranı %69,1 iken dominant bacak H/Q oranı ise %74,4 olarak tespit etmiştir. 180°/s açısal hızda nondominant bacak H/Q oranı %75,4 iken dominant bacak H/Q oranı ise 83,3 olarak saptanmıştır. 240°/s açısal hızda nondominant bacak H/Q oranı %78,4 iken dominant bacak H/Q oranı ise 84,3 olarak bildirilmiştir. Literatüre bakıldığında çalışmamızdaki futbolcuların H/Q oranı benzer veya farklı sonuçların olduğu görülmektedir. Norm değerlerden düşük değerlerin olmasının nedeni hamstring kas grubunun quadriceps kas grubuna göre daha az çalıştırılması gösterilebilir.

AF ile AOF'lerin lumbar vertebra, femur boynu ve radius/ulna KMY değerleri

Çalışmamızda AF ile AOF'lerin lumbar vertebra, femur boynu ve radius/ulna KMY parametre değerleri karşılaştırıldığında, lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Radius/ulna KMY değerinde ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Çalışmamız bulgularına bakıldığında ampute olmayan futbolcuların lumbar vertebra, femur boynu ve KMY değerleri ampute futbolcuların lumbar vertebra, femur boynu ve radius/ulna KMY değerlerinden daha yüksek olduğu bulunmuştur. Lumbar vertebra, femur boynu ve kemik mineral yoğunluklarının ampute olmayan futbolcular lehine yüksek bulunmasının nedeni olarak uzun yıllar antrenman ve müsabaka yapmaları, amputelere göre günlük hayatta daha aktif olmaları gösterilebilir.

Literatürde çalışmalar incelendiğinde ampute ile ampute olmayan futbolcuların lumbar vertebra, femur boynu ve radius/ulna KMY değerlerini karşılaştıran herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle çalışmamızdaki hem ampute olan hemde ampute olmayan futbolcular için lumbar vertebra, femur boynu ve radius/ulna KMY değerleri tartışmamızda sunulmuş ve literatürdeki lumbar vertebra, femur boynu ve radius/ulna KMY değerleri ile ilgili çalışmalar incelenerek buna göre tartışılmıştır. Çalışmamızda AF'lerin lumbar vertebra KMY değeri 1,01, femur boynu KMY

değeri 0,96 ve Radius/ulna KMY değeri ise 0,75 olarak saptanmıştır. AOF'lerin lumbar vertebra KMY değeri 1,17, femur boynu KMY değeri 1,26 ve radius/ulna KMY değeri ise 0,76 olarak saptanmıştır (Tablo 4.6).

Literatür incelendiğinde yüksek şiddetli egzersizlerin kemik mineral yoğunluğu üzerine etkisinin olduğunu bildiren birçok çalışma mevcuttur. Hamilton et al. (2010) yapmış olduğu çalışmada kemik kütlelerinin artışı sağlayacak en önemli özelliğin yüksek darbeli egzersizlerin olduğunu ifade etmişlerdir. Yüksek şiddetli aktivite yapanların KMY değerleri düşük şiddetli yapanlara göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (Grimston et al., 1993).

Futbol oyununda sprint, sıçrama, hızlanma ve yavaşlamalar, yön değiştirme gibi durumların olması kas ve kemik üzerine değişik yükler ile zemin tepki kuvvetini de içerir. Futbol gibi kemik üzerinde daha büyük yükleri üreten faaliyetler ile KMY en etkili şekilde gelişir (Adam et al., 2011).

Grimston et al. (1993) yapmış oldukları çalışmada lumbar ve femur bölgesi ölçüm sonuçlarına göre daha fazla yüklenme gerektiren ağırlık kaldırma, sıçrama, ani yön değişikliği gerektiren cimmastik gibi anaerobik yüklenmelerin daha düşük düzeyde yüklenme gerektiren yürüyüşler, hafif tempolu koşular vb. aerobik aktivite yapanlara oranla daha yüksek seviyede KMY sahip olduklarını bildirmişlerdir.

Yazıcıoğlu vd. (2008) mayın yaralanması sonucu diz altı ampütasyonu olan bireyler üzerinde yapmış oldukları çalışmada sağlam bacak femur boynu KMY değeri 1,11 g/cm² olarak bulunmuştur. Tugcu vd. (2009) mayın yaralanması sonrası tek taraflı ampütasyonu olan gaziler üzerinde yaptıkları çalışmada femur boynu KMY değeri 1,15 g/cm² olarak saptanmıştır.

Hazar (2019) çalışmasında sporcuların femur boynu KMY değeri 1,26 g/cm², radius/ulna KMY değeri ise 0,66 g/cm² olarak bulunmuştur. Çay (2015) çalışmasında egzersiz grubu ve kontrol grubu oluşturmuştur. Egzersiz grubuna aerobik koşu ve çabuk kuvvet antrenmanı programı uygulanmış, kontrol grubuna herhangi bir antrenman programı uygulanmamıştır. Bunun sonucunda egzersiz grubunun lumbar KMY ön test değerini 1,28 son test değerini ise 1,29, femur boynu ön test değerini 1,24 son test değerini ise 1,27 olarak saptanmıştır. Kontrol grubunun lumbar KMY değeri 1,12 femur boynu KMY değeri 1,06 olarak tespit edilmiştir. Sivrikaya (2000) çalışmasında futbolcuların lumbar KMY değeri 1,21 g/cm² ve sağ ön kol KMY

değeri $0,66 \text{ g/cm}^2$ iken sedanterlerin lumbar KMY değerleri $0,99 \text{ g/cm}^2$ ve sağ ön kol KMY değeri ise $0,62 \text{ g/cm}^2$ olarak tespit etmiştir. Bu parametrelerde futbolcuların, voleybol, basketbol, hentbol ve atletizm branşındaki sporculardan daha yüksek KMY değerine sahip olduklarını bildirmiştir (Sivrikaya, 2000). Canikli (2000) erkek sporcuların KMY değerleri lumbar $1,18 \text{ g/cm}^2$, sağ ön kol $0,65 \text{ g/cm}^2$ ve sol ön kol ise $0,65 \text{ g/cm}^2$ olarak tespit edilmiştir. Sedanter erkeklerde KMY değerleri lumbar $1,00 \text{ g/cm}^2$, sağ ön kol $0,62 \text{ g/cm}^2$, sol ön kol ise $0,62 \text{ g/cm}^2$ olarak saptanmıştır. Duran (2011) futbol branşında spor yapan ve futbol oynayan bunun yanında kuvvet antrenmanında uygulanan grupta ölçülen sporcuların uygulama öncesi KMY değeri $1,22 \text{ g/cm}^2$, uygulama sonrası $1,26 \text{ g/cm}^2$ olarak tespit edilmiştir.

Antonio et al. (2018) çalışmasında futbol, karma dövüş, kürek, yüzme, uzun mesafe koşu, atletizm branşındaki toplam 135 sporcunun kemik mineral yoğunluğu değerlerine bakmışlardır. En yüksek kemik mineral yoğunluğu değerlerine futbol ve karma dövüş sporcularının en düşük KMY değerlerine ise yüzme branşı sporcularının sahip olduğunu belirtmişlerdir. Seabra et al. (2017) çalışmalarında 12-15 yaş arası 28 futsal, 20 yüzücü ve 22 sporcu olmayan bireyin kemik mineral yoğunluğu değerlerini ölçmüşlerdir. Sonuç olarak lumbar vertebra, pelvis, alt ekstremitte (g/cm^2) oranları futsal oyuncularının, yüzücü ve sporcu olmayanlara göre istatistiksel olarak daha anlamlı yüksek olduğunu tespit etmişlerdir. Fredericson et al. (2007) çalışmalarında elit futbolcu, uzun mesafe koşucu ve sedanterlerden grup oluşturmuşlardır. Futbolcuların tüm vücut, omurga, sağ kalça, sağ bacak kemik mineral yoğunluğu değerlerini kontrol grubundan istatistiksel olarak daha anlamlı bir şekilde yüksek bulmuşlardır.

İnce (2005) futbolcuların lumbar KMY değerini $1,05 \text{ g/cm}^2$, sedanterlerin lumbar KMY değerini $-0,24 \text{ g/cm}^2$ olarak tespit etmiştir. Özalp (2019) yaşları 14-16 olan futbolcuların lumbar KMY değerini $1,08 \text{ g/cm}^2$, sedanterlerin lumbar KMY değerini ise $0,89 \text{ g/cm}^2$ olarak tespit etmiştir. Karakuzulu (2018) çalışmasında futbolcuların lumbar bölgesi ile femur boynundaki kemik mineral yoğunluklarının sedanterlerden daha yüksek olduğunu bildirmiştir. Soderman et al. (2000) adolesan kadın futbolcuların total vücut KMY, lumbar vertebra KMY değeri sedanter kadınlardan daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Tavares et al. (2019) yaş ortalaması 23 yıl olan futbolcuların lumbar KMY değerini $1,49 \text{ g/cm}^2$, üst ekstremitte KMY değerini $1,14 \text{ g/cm}^2$, yaş ortalaması 21 olan

sağlıklı bireylerin lumbar KMY değerini 1,24 g/cm², üst ekstremitte KMY değerini 1,05 g/cm² olarak tespit etmişlerdir. Seabra et al. (2012) 14 yaş ortalamasına sahip futbolcu ve kontrol grubundan (sadece zorunlu beden eğitimi derslerine katılan öğrenciler) oluşan öğrenciler üzerinde yapmış oldukları çalışmada futbolcuların L1-L2 KMY değerini 0,89 g/cm², kontrol grubunun KMY değerini ise 0,85 g/cm² olarak bildirmişlerdir. Nebigh et al. (2009) pubertal erkek futbolcuların lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerlerinin kontrol grubundan yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Atan vd. (2018) 18-28 yaş aralığında 8 yıllık geçmişe sahip raket sporu (Badminton, masa tenisi ve tenis) ile uğraşan erkek sporcuların L1-L4 KMY değerini 1,07 g/cm², femur boynu KMY değeri 1,12 g/cm², radius/ulna KMY değerini 0,75 g/cm² olarak bulmuşlardır. Sedanter grubunun L1-L4 KMY değerini 0,99 g/cm², femur boynu KMY değeri 0,98 g/cm², radius/ulna KMY değerini 0,77 g/cm² olarak bildirmişlerdir. Özgürbüz et al. (2011) düzenli spor yapan ve media tibial stres sendromu olan hastalar üzerinde yapmış olduğu çalışmada düzenli spor yapan grubun lumbar KMY değerini 1,11 g/cm², femur boynu KMY değerini 0,96 g/cm² olarak bulmuştur.

Yıldız (2013) 22 yaş ortalaması olan 5 yıllık spor geçmişine sahip haltercilerin radius distal uç KMY (gr/cm²) değerini 0,70 sedanterlerin radius distal uç KMY ise 0,50 olarak tespit etmiştir. Gölünük (2007) çalışmasında güreşçilerin L1-L4 KMY değerini 1,41 g/cm², femur boynu KMY değeri 1,38 g/cm² olarak bulmuşken, futbolcuların L1-L4 KMY değerini 1,31 g/cm², femur boynu KMY değerini 1,29 g/cm² olduğunu bildirmiştir. Uz (2013) çalışmasında erkek tekvandocuların femur boynu KMY değerini 1,11 olarak tespit etmiştir. Sedanterlerin femur boynu KMY değeri ise 0,90 olarak bulmuştur.

Ziylan vd. (2010) halter, futbol ve yüzme branşlarında milli olan 64 sporcunun femur bölgesi kemik mineral yoğunluklarına bakmış bunun sonucunda kemik mineral yoğunluğunun en fazla olduğu spor dallarını sırasıyla halter, futbol ve yüzme olduğunu bildirmişlerdir. Pettersson et al. (1999) yaş ortalaması 24 yıl olan erkek buz hokey sporcuları ile fiziksel aktivitede bulunan bireylerin sağ bacak 90°/s ve 225°/s quadriceps/hamstring kuvveti ve KMY ölçümlerini almışlardır. Fiziksel aktivitede bulunan grubunun omurga KMY değerini 1,18 g/cm² ve femur boynu KMY değerini 1,16 g/cm² olarak bulmuşlardır. Yüksek aktivite bulunan buz hokeyi takımı

sporcuların ise omurga KMY değerini 1,33 g/cm² ve femur boynu KMY değerini 1,28 g/cm² olarak tespit etmişlerdir.

Pettersson et al. (2000) çalışmalarında yaş ortalaması 16 yıl olan erkek kros kayakçıların ve spor yapmayan bireylerin sağ bacak 90°/s ve 225°/s quadriceps/hamstring kuvveti ve KMY ölçümlerini almışlardır. Spor yapmayan grubun lomber vertebra KMY değerini 1,15 g/cm² ve femur boynu KMY değerini 1,01 g/cm² olarak bulmuşlardır. Kros kayakçıların ise omurga KMY değerini 1,14 g/cm² ve femur boynu KMY değerini 1,10 g/cm² olarak tespit etmişlerdir.

Emslander et al. (1998) 18-24 yaş aralığında spor yapmayan öğrenciler, atletizm ve yüzme branşı ile uğraşan kadın üniversite öğrencileri üzerinde yapmış oldukları çalışmada atletlerin femur boynu KMY değerini 0,95 g/cm², yüzücülerin 0,85 g/cm² ve spor yapmayanların 0,85 g/cm² olarak tespit etmişlerdir. Atletlerin lomber vertebra KMY değerini 1,01 g/cm², yüzücülerin 1,03 g/cm² ve spor yapmayanların 1,06 g/cm² olarak bulmuşlardır.

Pehlivan (2016) çalışmasında elit düzeyde yarışan artistik cimnastikçilerin L1-L4 KMY değeri 1,37 g/cm², femur boynu KMY değeri 1,17 g/cm² olduğunu, buz patencilerin L1-L4 KMY değeri 1,14 g/cm², femur boynu KMY değeri 1,08 g/cm² olduğunu, kontrol grubunun ise L1-L4 KMY değeri 1,01 g/cm², femur boynu KMY değeri 0,95 g/cm² olduğunu tespit etmiştir. Çalışmamızdaki lomber vertebra, femur boynu ve radius/ulna KMY değerleri ile benzerlik gösteren veya göstermeyen değerlerin olduğu görülmüştür. Bu durumun sebebi branş farklılığı, spor geçmişi, beslenme durumları, antrenman içerikleri ve fizyolojik durumlarından kaynaklı olabileceği söylenebilir.

Literatür çalışmalarına bakıldığında ampute futbolcuların KMY değerlerini ölçen çalışmaların ampute olmayan futbolcuları ölçen çalışmalardan çok daha az olduğu görülmüştür. Alan yazın incelendiğinde sporcuların yapmış olduğu egzersizin kemik üzerine yüklediği yükün ağırlığına göre KMY değerini artırdığını belirten birçok çalışma görülmüştür (Pettersson et al., 2000; Pettersson et al., 2000b; Soderman et al., 2000; Bellew & Gehrig 2006). Sporcuların sedanterlere göre daha yüksek KMY sahip oldukları bunun yanında sporcuların uğraştığı branşa göre de KMY değerlerinin farklılık gösterdiği görülmektedir (Conroy et al., 1993; Sivrikaya, 2000; Eren vd., 2003; Ziylan vd., 2010; Antonio et al., 2018).

AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin nondominant ve dominant bacak bölgelerinin KMY değerleri

Çalışmamızda AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin nondominant bacak bölgelerinin KMY değerleri karşılaştırıldığında, femur proksimal metafiz, femur distal metafiz, tibia/fibula proksimal metafiz, tibia/fibula diafiz ve tibia/fibula distal metafiz KMY değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır. Femur diafiz KMY değerinde ise gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır. Ampute olmayan futbolcuların nondominant bacak bölgelerinin KMY değerleri AF'lerin sağlam bacak KMY değerlerinden daha yüksek olduğu bulunmuştur. AF'lerin sağlam bacakları ile AOF'lerin dominant bacak bölgelerinin KMY değerleri karşılaştırıldığında, femur proksimal metafiz, tibia/fibula proksimal metafiz ve tibia/fibula distal metafiz KMY değerlerinde anlamlı farklılık bulunmuştur. Femur diafiz, femur distal metafiz, tibia/fibula diafiz KMY değerinde anlamlı farklılık tespit edilmemiştir. Bacak bölgesi KMY değerlerinin ampute olmayan futbolcular lehine daha yüksek olduğu saptanmıştır. KMY değerlerini etkileyen beslenme, yaş, genetik gibi birçok faktör mevcuttur. Bunların yanında fiziksel aktivite ya da mekanik yüklenme kemik kütlesini, yapısını ve kuvvetini belirleyen önemli bir unsurdur. Bu sebeple ampute olmayan futbolcuların KMY değerlerinin yüksek olmasının nedeni olarak ampute futbolcularına göre bacak bölgesinin daha şiddetli antrenmanlara maruz kalması gösterilebilir. Bunun yanında uygulanan antrenman yöntemlerinin farklılığı, AF'lerin hareket kısıtlılığının daha fazla olması ve örneklem grubunun spor geçmişı söylenebilir.

Alan yazın incelendiğinde ampute olan futbolcular ile ampute olmayan futbolcuların bacak bölgeleri KMY değerlerinin karşılaştırıldığı herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu nedenle çalışmamızdaki hem ampute olan hemde ampute olmayan futbolcular için bacak bölgesi KMY değerleri tartışmamızda sunulmuş ve literatürdeki bacak bölgesi KMY değerleri ile ilgili çalışmalar incelenerek buna göre tartışma yazılmıştır. Çalışmamızda AF'lerin sağlam bacak bölgelerinin KMY değerleri, femur proksimal metafiz 1,18 g/cm², femur diafiz 1,67 g/cm², femur distal metafiz 1,02 g/cm², tibia/fibula proksimal metafiz 0,98 g/cm², tibia/fibula diafiz 1,16 g/cm², tibia/fibula distal metafiz 0,86 g/cm² olarak saptanmıştır. AOF'lerin nondominant bacak bölgelerinin KMY değerleri, femur proksimal metafiz 1,36 g/cm², femur diafiz 1,77 g/cm², femur distal metafiz 1,11

g/cm², tibia/fibula proksimal metafiz 1,12 g/cm², tibia/fibula diafiz 1,26 g/cm², tibia/fibula distal metafiz 1,01 g/cm² olarak bulunmuştur. AOF'lerin dominant bacak bölgelerinin KMY değerleri, femur proksimal metafiz 1,38 g/cm², femur diafiz 1,84 g/cm², femur distal metafiz 1,10 g/cm², tibia/fibula proksimal metafiz 1,08 g/cm², tibia/fibula diafiz 1,21 g/cm², tibia/fibula distal metafiz 0,95 g/cm² olarak tespit edilmiştir (Tablo 4.7, tablo 4.8).

Futbol antrenmanlarının yüksek mekanik yükler oluşturması ile yüklemeye yapılan bölgelerde KMY gelişiminin arttığı görülür (Pettersson et al., 2000; Pettersson et al., 2000b; Soderman et al., 2000; Bellew & Gehrig 2006). Bu nedenle, uzun yıllar futbol antrenmanına ve yüklemelere fazla maruz kalan eski oyuncuların daha yüksek KMY değerlerine sahip olabileceği düşünülebilir.

Tugcu vd. (2009) mayın yaralanması sonrası tek taraflı ampütasyona uğramış olan gaziler üzerinde yaptıkları çalışmada proksimal tibia KMY değerini 0,86 g/cm², total femur KMY değerini ise 1,19 g/cm² olarak tespit etmişlerdir.

Özgürbüz vd. (2011) düzenli spor yapan ve media tibial stres sendromu olan hastalar üzerinde yapmış olduğu çalışmada düzenli spor yapan grubun sol bacak tibia üzerinde belirlemiş oldukları R1,R2,R3 alanların R1 alanının KMY değerini 0,21 g/cm², R2 alanının KMY değerini 0,33 g/cm², R3 alanının KMY değerini 0,34 g/cm² iken sağ bacak R1 alanının KMY değerini 0,22 g/cm², R2 alanının KMY değerini 0,32 g/cm², R3 alanının KMY değerini 0,33 g/cm² olarak tespit etmişlerdir.

Tavares et al. (2019) futbolcular ile sağlıklı bireyler üzerinde yapmış oldukları çalışmalarında yaş ortalaması 23 yıl olan futbolcuların alt ekstremite KMY değerini 1,88 g/cm² bulmuşken, yaş ortalaması 21 yıl olan sağlıklı bireylerin alt ekstremite KMY değerini 1,61 g/cm² olarak tespit etmişlerdir.

Pettersson et al. (1999) yaş ortalaması 24 yıl olan erkek buz hokey sporcuları ile fiziksel aktivitede bulunan bireylerin sağ bacak 90°/s ve 225°/s fleksiyon/ekstansiyon kuvveti ve KMY değerlerini ölçmüşlerdir. Fiziksel aktivitede bulunan grubun femur KMY değerini 1,49 g/cm², femur diafiz KMY değerini 1,97 g/cm², proksimal tibia KMY değerini 1,22 g/cm² ve diafiz tibia KMY değerini ise 1,62 g/cm² olarak bulmuşlardır. Buz hokeyi takımı sporcularının ise femur KMY değerini 1,60 g/cm², femur diafiz KMY değerini 2,06 g/cm², proksimal tibia KMY değerini 1,34 g/cm² ve diafiz tibia KMY değerini 1,72 g/cm² olarak bulmuşlardır.

Pettersson et al. (2000) yaş ortalaması 16 yıl olan erkek kros kayakçıların ve spor yapmayan bireylerin sağ bacak 90°/s ve 225°/s fleksiyon/ekstansiyon kuvveti ve KMY değerlerini ölçmüş oldukları çalışmalarında spor yapmayan grubun femur diafiz KMY değerini 1,57 g/cm², distal femur KMY değerini 1,21 g/cm², proksimal tibia KMY değerini 1,06 g/cm² ve tibia diafiz KMY değerini ise 1,45 g/cm² olarak bulmuşlardır. Kros kayakçıların ise femur diafiz KMY değerini 1,69 g/cm², distal femur KMY değerini 1,27 g/cm², proksimal tibia KMY değerini 1,13 g/cm² ve tibia diafiz KMY değerini ise 1,48 g/cm² olarak bulmuşlardır.

Canikli (2000) çalışmasında erkek sporcuların sağ femur KMY değeri 1,21 g/cm², sol femur KMY değeri 1,23 g/cm² olarak tespit etmiştir. Sedarer erkeklerde ise sağ femur KMY değeri 1,06 g/cm², sol femur KMY değeri 0,98 g/cm² olarak saptanmıştır. Sivrikaya (2000) çalışmasında futbolcuların, voleybol, basketbol, hentbol ve atletizm branşındaki sporculardan daha yüksek KMY değerine sahip olduklarını bildirmiştir. Futbolcuların KMY değerlerini sağ femurda 1,25 g/cm², sol femurda 1,26 g/cm² olarak tespit etmiştir. Sedarerlerin KMY değerlerini sağ femurda 1,04 g/cm², sol femurda 1,05 g/cm² olarak bulunmuştur.

Seabra et al. (2012) 14 yaş ortalamasına sahip futbolcu ve kontrol grubundan (sadece zorunlu beden eğitimi derslerine katılan öğrenciler) oluşan öğrenciler üzerinde yapmış oldukları çalışmada futbolcuların nondominant alt ekstremite KMY değeri 1,15 g/cm² iken dominant alt ekstremite KMY değeri 1,14 g/cm² olarak saptanmıştır. Kontrol grubu nondominant alt ekstremite KMY değeri 1,05 g/cm² iken dominant alt ekstremite KMY değeri ise 1,06 g/cm² olarak tespit edilmiştir.

Mota et al. (2010) çalışmalarında U19 futbolcuların nondominant alt ekstremite KMY değeri 1,50 g/cm² iken dominant alt ekstremite KMY değeri ise 1,48 g/cm², U17 futbolcuların nondominant alt ekstremite KMY değeri 1,41 g/cm² iken dominant alt ekstremite KMY değeri ise 1,37 g/cm², U15 futbolcuların nondominant alt ekstremite KMY değeri 1,28 g/cm² iken dominant alt ekstremite KMY değeri ise 1,27 g/cm² olarak tespit etmişlerdir.

Fredericson et al. (2007) elit 15 futbolcu, 15 uzun mesafe koşucu ve 15 sedanter birey üzerinde yapmış oldukları çalışmada futbolcuların tüm vücut, omurga, sağ kalça, sağ bacak kemik mineral yoğunluğu değerlerinin kontrol grubundan

anlamli derecede yuksek oldugunu tespit etmislerdir. Bunun yaninda futbolcularin sag kalca ve omurga KMY degerleri kosuculardan daha yuksek olduğu saptanmistir.

Nebigh et al. (2009) pubertal erkek futbolcularin alt ekstremite KMY degerlerinin kontrol grubundan yuksek oldugunu bildirmislerdir. Soderman et al. (2000) adolesan kadim futbolcularin nondominant ve dominant kalca kemiği KMY degerinin sedanter kadimlardan daha yuksek oldugunu bildirmislerdir. Elkin vd. (2000) yaş ortalamaları 28 olan kistik fibrozis hastaları ve sağlıklı bireyler üzerinde yapmiş olduğu çalışmada kistik fibrozis hastalarının total bacak KMY değeri 1,22 g/cm², sağlıklı bireylerin total bacak KMY değerini 1,4 g/cm² olarak bulmuşlardır.

AOF'lerin dominant ve nondominant bacak PT değerleri ile bacak bölgelerinin KMY değerleri arasındaki ilişki

Çalışmamızda tüm açısız hızlarda AOF'lerin dominant ve nondominant bacak PT değerleri ile KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde, tüm açısız hızlarda izokinetik kas kuvveti değerleri ile femur ve tibia/fibula üzerinde belirlenen ilgili alanların kemik mineral yoğunluğu parametre değerleri arasında anlamlı ilişki tespit edilmemiştir (Tablo 4.9, tablo 4.10).

Çalışmamıza özgün olma değerini katan futbolcuların femur ve tibia/fibula üzerinde belirlenen ilgili alanların kemik mineral yoğunluğu ile izokinetik kas kuvveti (60°/s, 180°/s ve 240°/s açısız hızda) arasındaki ilişki ile ilgili literatürde çalışmaya rastlanmamıştır. Dolayısıyla literatürde farklı branşlarda ve farklı açısız hızlarda yapılmış çalışma bulgularımızı destekleyen çalışmalar sunulmuştur.

Pettersson et al. (1999) yaş ortalaması 24 yıl olan erkek buz hokey sporcuları ile fiziksel aktivitede bulunan bireylerin sağ bacak 90°/s ve 225°/s fleksiyon/ekstansiyon kuvveti ve KMY ölçümlerini almışlardır. Fiziksel aktivitede bulunan grubun proksimal tibia ve tibia diafiz KMY değerleri ile 90°/s ve 225°/s fleksiyon/ekstansiyon kuvvet değerleri arasında anlamlı bir ilişki olmadığını bulmuşlardır. Buz hokeyi takımı sporcuların ise femur, femur diafiz, proksimal tibia, tibia diafiz KMY değerleri ile 90°/s ve 225°/s fleksiyon/ekstansiyon kuvvet değerleri arasında anlamlı bir ilişki olmadığını tespit etmişlerdir.

Pettersson et al. (2000) yaş ortalaması 16 olan erkek kros kayakçıların ve spor yapmayan bireylerin sağ bacak 90°/s ve 225°/s fleksiyon/ekstansiyon kuvveti değerleri ve KMY değerlerini ölçtükleri çalışmalarında spor yapmayan grubun proksimal tibia,

diafiz tibia KMY değerleri ile 90°/s ve 225°/s fleksiyon/ekstansiyon kuvveti değeri arasında, distal femur KMY değeri ile 90°/s ve 225°/s fleksiyon kuvvet değeri arasında, diafiz femur KMY değeri ile 225°/s fleksiyon kuvvet değeri arasında anlamlı bir ilişki olmadığını saptamışlardır. Kros kayakçıların ise femur diafiz KMY değeri ile 90°/s ve 225°/s fleksiyon/ekstansiyon kuvvet değeri arasında, proksimal tibia ve diafiz tibia KMY değeri ile 90°/s ve 225°/s fleksiyon kuvvet değeri arasında ve distal femur KMY değeri ile 225°/s fleksiyon kuvvet değeri arasında anlamlı bir ilişki olmadığını bildirmişlerdir.

Angelopoulou et al. (2000) alışmalarında sağlıklı bireylerin kas gücü ile kemik yoğunluğu arasında herhangi bir ilişki tespit etmemişlerdir.

Literatür incelendiğinde çalışmamız bulgularının aksini iddia eden çalışmalarda mevcuttur. Pettersson et al. (1999) yaş ortalaması 24 olan erkek buz hokey sporcuları ile fiziksel aktivitede bulunan bireylerin sağ bacak 90°/s ve 225°/s quadriceps/hamstring kuvveti ve KMY ölçümlerini almışlardır. Fiziksel aktivitede bulunan grubunun femur, femur diafiz KMY ile 90°/s ve 225°/s quadriceps/hamstring kuvveti arasında anlamlı bir ilişki olduğunu tespit etmişlerdir. Proksimal tibia KMY ile 90°/s ve 225°/s hamstring kuvveti arasında anlamlı ilişki olduğunu bildirmişlerdir.

Pettersson et al. (2000) yaş ortalaması 16 olan erkek kros kayakçıların ve spor yapmayan bireylerin sağ bacak 90°/s ve 225°/s quadriceps/hamstring kuvveti ve KMY ölçümlerini almışlardır. Spor yapmayan grubun distal femur KMY değeri ile 90°/s ve 225°/s quadriceps kuvvet değeri arasında anlamlı ilişki olduğu bulunmuştur. Diafiz femur KMY değeri ile 90°/s quadriceps/hamstring ve 225°/s quadriceps kuvvet değeri arasında anlamlı bir ilişki olduğu saptanmıştır. Kros kayakçıların proksimal tibia ve diafiz tibia KMY değeri ile 90°/s ve 225°/s quadriceps kuvvet değeri arasında anlamlı bir ilişki olduğu bildirmişlerdir. Distal femur KMY değeri ile 90°/s quadriceps/hamstring ve 225°/s quadriceps kuvvet değeri arasında anlamlı bir ilişki olduğu tespit etmişlerdir.

Elkin vd. (2000) yaş ortalamaları 28 yıl olan kistik fibrozis hastaları ve sağlıklı bireyler üzerinde yapmış olduğu çalışmada iki grupta total bacak kas kütlesi değerleri ile bacak KMY değerleri arasında anlamlı ilişki olduğunu, 60°/s ve 200°/s ekstansiyon kas kuvveti değeri ile bacak KMY değeri arasında anlamlı bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir.

Lester et al. (2009) 20 yaş ortalaması olan kadınlara 8 haftalık kombine, direnç ve aerobik antrenman programı uygulanmış ve kombine antrenmanın tibia KMY değerini artırdığını bildirmişlerdir. Seabra et al. (2012) 14 yaş ortalamasına sahip futbolcu ve kontrol grubundan (sadece zorunlu beden eğitimi derslerine katılan öğrenciler) oluşan öğrenciler üzerinde yapmış oldukları çalışmada her iki grupta dominant alt ekstremite 90°/s diz ekstansor/flektor pik tork değeri ile dominant alt ekstremite KMY değeri arasında anlamlı pozitif ilişki olduğunu bulmuşlardır. Iki et al. (2002), Iki et al. (2006) farklı iki çalışmada KMY değeri ile kas kuvveti değeri arasında ilişkinin olduğunu bildirmişlerdir.

AF'lerin sağlam bacak PT değerleri ile bacak bölgelerinin KMY değerleri arasındaki ilişki

Çalışmamızda AF'lerin sağlam bacak PT değeri ile bacak bölgelerinin KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde, 60°/s açısız hızda diz ekstansiyon kuvveti değeri ile tibia/fibula diafiz KMY değeri, tibia/fibula distal metafiz KMY değerleri arasında orta düzeyde korelasyon bulunmuştur. Diğer açısız hız fleksiyon/ekstansiyon kuvvet değerleri ile kemik mineral yoğunluğu parametre değerleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır. Bulgumuzda kas kuvveti ile KMY değeri arasında ilişki olması 60°/s ve daha düşük açısız hızlarda kuvvet çalışmalarının yapılması ve farklı egzersiz türleri iskeletin değişik bölgeleri üzerine farklı yükleme yapması gösterilebilir. Kas hareketinin, tendonun kemiğe bağlanma yerinde kas çekmesi ile kemik yeniden şekillenmesi için bir uyarıcı sağladığı (Harter & Marcus, 1991; Kerr et al., 1996; Snow-Fraisse et al., 2008) ve iskeletin kemik üzerinde artan yükleme büyüklüğüne uyum sağladığı öne sürülmüştür (Snow-Harter et al., 1992). Grimston et al. (1993) iskeletin farklı bölgelerine yapılan yüklenmelerin KMY değerlerini etkilediğini bildirmişlerdir. Bunun yanında Shimegi et al. (1994)'da bölgesel kemik üzerindeki mekanik stresin kemik mineral yoğunluğunu artırdığını bildirmişlerdir. Bu durumdan yola çıkarak hamstring ve quadriceps kaslarının tutunma noktaları tibia kısmında yer alması kas kuvveti ile KMY arasındaki ilişkiyi desteklediği düşünülebilir.

Literatür incelendiğinde ampute futbolcular üzerinde kas kuvveti ile KMY arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmaya rastlanmamıştır. Fakat ampute olmayanlar üzerinde yapılmış çalışmamız bulgusuna benzer ve aksini iddia eden çalışmalar mevcuttur. Egzersizin gerek bölgesel gerekse total kemik kütlelerine olan faydalı

etkilerinin sağlanabilmesi için kemiğe ağırlık yükleyici olması esastır (Fiore et al., 1996). Kemiğin mekanik yüklenmeye olan cevabı yükün bindiği kemik bölgesine ve egzersizin türüne bağlıdır (Colletti et al., 1989). Futbol antrenmanı yüksek mekanik yükler oluşturmasıyla yükleme yapılan bölgelerde KMY gelişimini artırır (Pettersson et al., 2000; Pettersson et al., 2000b; Soderman et al., 2000; Bellew & Gehrig 2006).

Kas gücü sadece günlük yaşam aktivitelerinin sürdürülmesi için değil, aynı zamanda kemiğin bozulmasını da azaltır. Kas gücü ile kemik mineral yoğunluğu arasında güçlü bir korelasyon vardır (Sinaki et al., 1989; Shimegi et al., 1994).

Tugcu vd. (2009) mayın yaralanması sonrası tek taraflı amputasyon olan gaziler üzerinde yaptıkları çalışmada 30°/s ve 120 °/s diz fleksiyon/ekstansiyon pik tork değerleri ile tibia KMY değeri arasında ilişki bulunmamıştır. 30°/s diz ekstansiyon pik tork değeri ile total femur KMY değeri arasında ilişki bulunmuş fakat 30°/s fleksiyon ve 120 °/s fleksiyon/ekstansiyon pik tork değeri ile total femur KMY arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır.

Literatürdeki bulguların büyük bir kısmı kas gücü ile kemik kütlesi arasında bir ilişki olduğunu bildirmiştir (Sinaki et al., 1986; Block et al., 1989; Pocock et al., 1989; Snow-Harter et al., 1990). Futbol pratiği alt ekstremite KMY değeri ile pozitif ilişkili bulunmuştur. Bu sonuç, futbol uygulamasının kemik kütlesinin güçlenmesine neden olduğunu açıklayan kesitsel çalışmaları doğrulamaktadır (Falk et al., 2007; Zouch et al., 2008; Falk et al., 2010). 14 hafta boyunca rekreasyon futbolu oynayan ortalama 36 yaşındaki yetişkin kadınların, distal tibia'da hacimsel KMY değerleri geliştiği saptanmıştır (Helge et al., 2010).

64 haftalık antrenmandan sonra erkek rekreasyon futbolcularının (20-43 yaş) bacak kemik kütlesi (% 3,5) ve yoğunluğu (% 2,0) artmıştır (Randers et al., 2010). Cooper et al. (1988) çalışmasında KMY değeri ile kas kuvvetinin ilişkili olduğunu rapor etmişlerdir. Greenway et al. (2015) el kavrama kuvveti ile genel kas kuvveti, kas kütlesi ve kemik mineral yoğunluğu ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir.

AOF'lerin dominant ve nondominant bacak PT değerleri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri arasındaki ilişki

Çalışmamızda AOF'lerin dominant bacak PT değerleri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde, tüm açışal hızlarda izokinetik kas kuvveti parametre değerleri ile lumbar vertebra ve femur

boynu KMY parametre değerleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır. AOF'lerin nondominant bacak PT değerleri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde, izokinetik kas kuvveti parametre değerleri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY parametre değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmadığı tespit edilmiştir (Tablo 4.12, tablo 4.13).

Literatürde çalışmamız bulgularını destekleyen çalışmalar mevcuttur. Pettersson et al. (1999) yaş ortalaması 24 yıl olan buz hokey sporcuları ile fiziksel aktivitede bulunan bireylerin sağ bacak 90°/s ve 225°/s diz ekstansor/fleksor kuvveti ve KMY ölçümlerini yapmışlardır. Buz hokeyi sporcuların lumbar ve femur boynu KMY değeri ile 90°/s ve 225°/s diz ekstansor/fleksor kuvvet değeri arasında anlamlı bir ilişki olmadığını tespit etmişlerdir. şirin et al. (2009) futbolcular ve spor yapmayanların sol ve sağ diz izokinetik kas kuvvet (60°/s, 180°/s ve 240°/s ekstansiyon/fleksiyon) değeri ile femur boynu KMY değeri arasında anlamlı bir ilişki olmadığını bildirmişlerdir.

Pettersson et al. (2000) yaş ortalaması 16 yıl olan erkek kros kayakçıların ve spor yapmayan bireylerin sağ bacak 90°/s ve 225°/s ekstansor/fleksor kuvveti ve KMY ölçümlerini almışlardır. Spor yapmayan grubun femur boynu KMY değeri ile 90°/s ve 225°/s ekstansor/fleksor kuvvet değeri arasında anlamlı bir ilişki olmadığını, omurga KMY değeri ile 90°/s fleksor kuvvet değeri arasında anlamlı bir ilişki olmadığını tespit etmişlerdir. Kros kayakçıların ise femur boynu KMY değeri ile 225°/s hamstring kuvvet değeri arasında anlamlı bir ilişki olmadığını saptamışlardır.

Soderman et al. (2000) adolesan kadın futbolcuların dominant bacak 90°/s hamstring ve 225°/s quadriceps/hamstring kuvvet değeri ile femur boynu KMY değeri arasında anlamlı ilişki olmadığını bildirmişlerdir. Aktif olmayan gruptaki bireylerin ise 90°/s ve 225°/s quadriceps/hamstring kuvvet değeri ile femur boynu KMY değeri arasında anlamlı ilişki olmadığını tespit etmişlerdir. Angelopoulou et al. (2000) aylık yürüyüşlerini yapan yaş ortalaması 25 olan sağlıklı bireylerin 60°/s, 120°/s ve 300°/s fleksiyon/ekstansiyon kuvvet değeri ile lumbar vertebra (L2-L4) KMY değeri arasında anlamlı ilişki bulunmadığını bildirmişlerdir. Bayramoğlu et al. (2005) sedanter kadınlar üzerinde yapmış oldukları çalışmada lumbar vertebra KMY değeri ile gövde kas kuvvet değeri arasında anlamlı bir ilişki olmadığını saptamışlardır. Yetişkin kadın voleybol (Alfredson et al., 1997) ve futbolcularda

(Alfredson et al., 1996) uyluğun kas kuvvet değeri ile bitişik kemiklerin KMY değeri arasında anlamlı bir ilişki olmadığını bildirmişlerdir.

İnce (2005) çalışmasında futbolcuların 60°/s açısal hızda sağ bacak fleksiyon kuvveti, 180°/s ve 240°/s açısal hızlarda sağ bacak ekstansiyon-fleksiyon kuvvet değeri ile lumbar vertebra KMY değeri arasında anlamlı ilişki bulunmadığını bildirmiştir. Futbolcuların sol bacak 60°/s, 180°/s ve 240°/s ekstansiyon-fleksiyon kuvvet değeri ile lumbar vertebra KMY değeri arasında anlamlı korelasyon olmadığı bulunmuştur. Kontrol grubu (spor yapmayan), basketbol ve atletizm branşı sporcularında ise sol ve sağ bacak kas kuvvet değeri ile lumbar vertebra KMY değeri arasında anlamlı ilişki olmadığını bildirmiştir.

Emslander et al. (1998) 18-24 yaş aralığında spor yapmayan öğrenciler, atletizm ve yüzme branşıyla uğraşan kadın üniversite öğrencilerinin femur boynu KMY değeri ile ağırlık taşımayan aktivite arasında korelasyon göstermediğini, femur boynu KMY değeri ile sırt-bacak kuvveti ve omuz kuvvet değeri arasında da ilişki olmadığını bildirmişlerdir. Ribom et al. (2004) yaş ortalaması 21 yıl olan erkek ve kadınlar üzerinde yapmış oldukları çalışmada 90°/s açısal hızda üç ölçüm alınarak sol ve sağ bacak fleksiyon/ekstansiyon kuvveti için ortalama değer hesaplamıştır. Erkeklerin kas kuvvet değeri ile total KMY değeri arasında ilişki olmadığını bildirmişlerdir. Duncan et al. (2002) 75 genç kadında (60 dayanıklılık sporcuları ve 15 kontrol) diz fleksör kuvvet değeri ile femur boynu ve bacak KMY değeri arasında ilişki olmadığını bildirmişlerdir.

Sandström et al. (2000) yapmış oldukları çalışmada buz hokeyi sporcuların 90°/s quadriceps/hamstring kuvveti ve 225°/s quadriceps kuvvet değeri ile lumbar ve femur boynu KMY değeri arasında anlamlı ilişki olmadığını saptamışlardır. Aktif olmayan bireylerde ise 90°/s ve 225°/s quadriceps kuvvet değeri ile lumbar ve femur boynu KMY değeri arasında anlamlı ilişki olmadığını bildirmişlerdir.

Literatürde çalışmamız bulgularını aksini iddia eden çalışmalar mevcuttur. Pettersson et al. (2000) yaş ortalaması 16 yıl olan erkek kros kayakçıların ve spor yapmayan bireylerin sağ bacak 90°/s ve 225°/s ekstansor/fleksör kuvveti ve KMY ölçümlerini almışlardır. Spor yapmayan grubun lumbar KMY değeri ile 90°/s ekstansor ve 225°/s ekstansor/fleksör kuvvet değeri arasında anlamlı ilişki olduğu saptanmıştır. Kros kayakçıların ise lumbar KMY değeri ile 90°/s ve 225°/s

ekstansor/fleksor kuvveti arasında anlamlı bir ilişki olduğunu tespit etmişlerdir. Femur boynu KMY değeri ile 90°/s ekstansor/fleksor ve 225°/s fleksor kuvvet değeri arasında anlamlı ilişki olduğunu tespit etmişlerdir. Pettersson et al. (1999) yaş ortalaması 24 yıl olan buz hokey sporcuları ile fiziksel aktivitede bulunan bireylerin sağ bacak 90°/s ve 225°/s diz ekstansor/fleksor kuvveti ve KMY ölçümlerini almışlardır. Fiziksel aktivitede bulunan grubunun lumbar ve femur boynu KMY ile 90°/s ve 225°/s diz ekstansor/fleksor kuvveti arasında anlamlı bir ilişki olduğunu tespit etmişlerdir.

Soderman et al. (2000) adolesan kadın futbolcuların dominant bacak 90°/s quadriceps kuvvet değeri ile femur boynu KMY değeri arasında anlamlı ilişki olduğunu bildirmişlerdir. D ppe et al. (1997) 15-16 yaş adolesan erkeklerde distal önkol bölgesi KMY değeri ile fiziksel aktivite arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon tespit etmişlerdir. 21-42 yaş aralığındaki erkeklerde ise ön kol bölgeleri hariç tutulan erkeklerde ölçülen tüm bölgelerde 60°/s kuadriseps kas kuvvet değeri ile KMY (femur boynu, L1-L4) değeri arasında pozitif bir korelasyon olduğunu bildirmişlerdir.

Uz (2013) tekvandocuların femur boynu KMY değeri ile sağ kavrama kuvveti ve dikey sıçrama değeri arasında orta düzeyde bir ilişki olduğunu bildirmiştir. Adams (1992) 35-63 yaş aralığında erkek profesyonel olarak vücut geliştirme ile uğraşan sporcular, rekreasyonel olarak vücut geliştirme yapan ve aktif olarak spor yapan fakat vücut geliştirme sporu ile hiç ilgisi olmayan bireylerden oluşan grup üzerinde yapmış olduğu çalışmada profesyonel olarak vücut geliştirme ile uğraşan sporcuların KMY değerleri daha yüksek bulmuştur. Tüm bireylerin quadriceps kuvvet değeri ile femur boynu ve omur KMY değeri arasında anlamlı ilişki olduğunu bildirmiştir.

Hyakutake et al. (1994) erkeklerde femoral KMY değeri ile quadriceps kuvvet değeri arasında bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir. Ravaglia et al. (2000) 20-95 yaş grubundaki erkeklerde kemik kütlesi ile kas kütlesi arasında anlamlı ilişki bulmuşlardır. Kato et al. (2006) 20-23 yaş aralığındaki sağlıklı kadınlara 6 ay boyunca yüksek youğunlukta sıçrama protokolü uygulamışlardır. Sıçrama antrenmanı sonucunda femur ve lumbar KMY değerlerinin arttığını tespit etmişlerdir. Almstedt et al. (2011) 18-23 yaş aralığındaki kadın ve erkeklere 24 haftalık direnç antrenmanı uygulanmış ve direnç antrenman grubundaki erkeklerin omurga KMY değerlerinin arttığını bildirmişlerdir.

Seabra et al. (2012) 14 yaş ortalamasına sahip futbolcu ve kontrol grubundan (sadece zorunlu beden eğitimi derslerine katılan öğrenciler) oluşan öğrenciler üzerinde yapmış oldukları çalışmada her iki grupta lumbar vertebra KMY değeri ile dominant alt ekstremitte 90°/s diz ekstansor pik tork değeri arasında anlamlı pozitif ilişki olduğunu bulmuşlardır.

Palmer et al. (2006) yaş ortalaması 48 olan sağlıklı sedanterler üzerinde yapmış olduğu çalışmada sağ bacak 60°/s, 180°/s ve 240°/s quadriceps ve hamstring kuvvet değeri ile femur boynu KMY değeri arasında anlamlı pozitif ilişki olduğunu bildirmişlerdir. İnce (2005) çalışmasında futbolcuların 60°/s sağ ekstansiyon kuvvet değeri ile lumbar vertebra KMY değeri arasında korelasyon olduğunu saptamıştır. Emslander et al. (1998) 18-24 yaş aralığında spor yapmayan öğrenciler, atletizm ve yüzme branşıyla uğraşan kadın üniversite öğrencilerinin femur boynu KMY değeri ile ağırlık taşıma aktivitesi arasında pozitif korelasyon olduğunu ifade etmişlerdir. Karakuzulu (2018) çalışmasında futbolcuların el kavrama kuvvet değeri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY değeri arasında ilişki olduğunu fakat sırt ve bacak kuvveti değeri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY değeri arasında zayıf ilişki olduğunu bildirmiştir.

İki et al. (2002), İki et al. (2006) farklı iki çalışmada KMY değeri ile kas kuvveti değeri arasında anlamlı ilişkinin olduğunu bildirmişlerdir. Miller et al. (2004) 18-26 yaş arası kadın üniversite öğrencileri üzerinde yapmış olduğu çalışmada nondominant bacak 60°/s diz fleksiyon ve ekstansiyon kuvvet değeri ile total vücut ve femur boynu KMY değeri arasında anlamlı ilişki olduğunu bulmuşlardır. Sandström et al. (2000) yapmış oldukları çalışmada buz hokeyi oyuncularının 225°/s hamstring kuvvet değeri ile femur boynu KMY değeri arasında anlamlı ilişki olduğunu saptamışlardır. Aktif olmayan bireylerde ise 90°/s ve 225°/s hamstring kuvvet değeri ile lumbar ve femur boynu KMY değeri arasında anlamlı ilişki olduğunu bildirmişlerdir.

William (1998) yapmış olduğu çalışmada 18-45 yaş aralığındaki kafkaslı ve afrika-amerikalı kadın öğrencilerin izokinetik quadriceps/hamstring kas kuvvet (60°/s, 180°/s ve 240°/s) değeri ile lumbar ve femur boynu KMY değeri arasında anlamlı ilişki olduğunu bildirmiştir. Eickhoff et al. (1993) diz ekstansor ve fleksor izokinetik kuvvet değeri ile femur boynu KMY değeri arasında anlamlı ilişki olduğunu rapor etmişlerdir.

AF'lerin sağlam bacak PT değerleri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri arasındaki ilişki

Çalışmamızda AF'lerin sağlam bacak PT değerleri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde, 60°/s diz ekstansiyon kuvvet değerleri ile lumbar vertebra KMY değerleri arasında orta düzeyde korelasyon bulunmuştur. Diğer açısal hız izokinetik kas kuvveti parametre değerleri ile lumbar vertebra ve femur boynu KMY arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (Tablo 4.14). Düşük açısal hızlarda daha büyük kuvvetin oluşması ve uygulanan yüklerin bölgesel olarak da KMY değerlerini artırabileceği söylenebilir. Bulgumuzdaki ilişki durumu řu şekilde desteklenebilir; $\leq 180^\circ/s$ hızlar kuvvet testi ve $>240^\circ/s$ hızlar dayanıklılık testi için kullanıldığı belirtilmiştir (Ghena et al., 1991) Konsantrik izokinetik testte hareketin açısal hızının artması ile torkun azaldığı ifade edilmiştir. Bir kasın konsantrik kuvvet üretme yeteneği düşük hızlarda en yüksektir ve test hızının artması ile lineer olarak azalır (Chan & Maffulli, 1996).

Literatürde ampute futbolcularla yapılmış çalışmaların oldukça az olmasıyla birlikte çalışmamızda olduğu gibi ampute futbolcular üzerinde zirve tork kuvveti ile lumbar vertebra ve femur boynu kemik mineral yoğunluğunu araştıran çalışmalara rastlanmamıştır. Tugcu et al. (2009) mayın yaralanması sonrası tek taraflı ampütasyon olan gaziler üzerinde yaptıkları çalışmada 30°/s ve 120°/s diz fleksiyon/ekstansiyon pik tork değerleri ile femur boynu ve tibia KMY değerleri arasında ilişki bulunmamıştır. 30°/s diz ekstansiyon pik tork değerleri ile total femur KMY değerleri arasında ilişki bulunmuş fakat 30°/s fleksiyon ve 120°/s fleksiyon/ekstansiyon pik tork değerleri ile total femur KMY arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır.

AF'lerin lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile sağlam bacak bölgelerinin KMY değerleri arasındaki ilişki

Çalışmamızda AF'lerin lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile sağlam bacak bölgelerinin KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde, femur boynu KMY değerleri ile femur proksimal metafiz ve femur diafiz KMY değerleri arasında yüksek ve orta düzeyde korelasyon tespit edilmiştir. Diğer lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile sağlam bacak bölgelerinin KMY değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (Tablo 4.15). Alan yazın

incelendiğinde ampute futbolcuların lumbar vertebra ve femur boynu KMY ile bacak bölgesi KMY değeri arasındaki ilişkiyi inceleyen herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Pettersson et al. (2000) spor ve egzersiz yapanlarda hem kas kuvveti, hem de kemik parametrelerinde artış olacağını bildirmişlerdir. Bunun yanında kemik yapısını etkileyen birçok faktör mevcuttur. Stewart et al. (2005) kemik yapısı; genetik faktörlerin yanında, beslenme, hormonlar, çevresel faktörler ve fiziksel aktivite ile de ilişkili olduğunu ifade etmişlerdir. Bu bilgilerden de yola çıkarak farklı sonuçların çıkmasını örneklem grubunda bulunan ampute futbolcuların fizyolojik ve fiziksel durumdan kaynaklı olduğu söylenebilir.

AOF'lerin lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile dominant ve nondominant bacak bölgelerinin KMY değerleri arasındaki ilişki

Çalışmamızda AOF'lerin lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile dominant bacak bölgelerinin KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde, lumbar vertebra KMY değeri ile femur proksimal metafiz ve femur diafiz KMY değerleri arasında orta düzeyde korelasyon tespit edilmiştir. Femur boynu KMY değeri ile femur proksimal metafiz, femur diafiz, tibia/fibula proksimal metafiz ve tibia/fibula diafiz KMY değerleri arasında yüksek düzeyde korelasyon saptanmıştır. Diğer lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile dominant bacak bölgelerinin KMY değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. AOF'lerin lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile nondominant bacak bölgelerinin KMY parametre değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde, lumbar vertebra KMY değeri ile femur proksimal metafiz KMY değerleri arasında orta düzeyde korelasyon bulunmuştur. Femur boynu KMY değeri ile femur proksimal metafiz ve tibia/fibula proksimal metafiz KMY değerleri arasında yüksek ve orta düzeyde korelasyonlar tespit edilmiştir. Diğer lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile dominant bacak bölgelerinin KMY değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (Tablo 4.16, tablo 4.17). Alan yazın incelendiğinde ampute olmayan futbolcuların lumbar vertebra ve femur boynu KMY ile bacak bölgesi KMY değeri arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmaya rastlanmamıştır. Femur veya lumbar vertebralardaki KMY değeri, diğer kemik dokulardaki KMY hakkında da bilgi verir. Bu sebeple bacak bölgesi KMY değerlerini etkileyebileceği düşünülebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Ampute olan ve olmayan futbolcuların izokinetik diz fleksiyon-ekstansiyon kuvveti ile kemik mineral yoğunluğu (femur-tibia/fibula) parametre değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi ve ayrıca ampute olan ve olmayan futbolcuların ölçülen parametrelerinin karşılaştırılması amacıyla yapılan bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

- İzokinetik testlerde 60°/s, 180°/s ve 240°/s açısal hızlarda AOF'lerin nondominant ve dominant bacaklarının AF'lerin sağlam bacaklarından daha güçlü olduğu görülmüştür.
- AOF'lerin nondominant ve dominant bacak H/Q oranı AF'lerinkinden daha iyi olduğu fakat norm değerlere bakıldığında her iki grubunda H/Q oranı düşük olduğu tespit edilmiştir.
- AOF'lerin femur boynu, lomber vertebra KMY değerlerinin AF'lerinkinden daha yüksek olduğu görülmüştür.
- AOF'lerin nondominant ve dominant bacak bölgelerinin KMY değerlerinin AF'lerin sağlam bacak değerlerinden daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.
- 60°/s, 180°/s ve 240°/s açısal hızlarda AOF'lerin dominant ve nondominant bacak PT değerleri ile dominant ve nondominant bacak bölgelerinin KMY parametre değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır.
- AF'lerin sağlam bacak 60°/s açısal hız ekstansiyon PT değerleri ile sağlam bacak tibia/fibula diafiz ve tibia/fibula distal metafiz KMY değerleri arasında pozitif yönde anlamlı bir ilişki olduğu, diğer izokinetik kas kuvveti parametre değerleri ile KMY parametre değerleri arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.
- AOF'lerin dominant bacak izokinetik kas kuvveti parametre değerleri ile lomber vertebra ve femur boynu KMY parametre değerleri arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulunmuştur. AOF'lerin nondominant bacak 60°/s, 180°/s ve 240°/s açısal hızlarda PT değerleri ile lomber vertebra ve femur boynu KMY değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır.
- AF'lerin sağlam bacak 60°/s açısal hız ekstansiyon PT değerleri lomber vertebra KMY değerleri arasında pozitif yönde anlamlı bir ilişki olduğu, diğer açısal hızlarda izokinetik kas kuvveti parametre değerleri ile lomber vertebra

ve femur boynu KMY parametre değerleri arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

- AF'lerin sağlam bacak femur boynu KMY değerleri ile sağlam bacak bölgeleri femur proksimal metafiz ve femur diafiz KMY değerleri arasında pozitif yönde anlamlı bir ilişki olduğu tespit edilmiştir. Diğer lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile sağlam bacak bölgelerinin KMY değerleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır.
- AOF'lerin lumbar vertebra KMY değeri ile dominant bacak bölgeleri femur proksimal metafiz ve femur diafiz KMY değerleri arasında pozitif anlamlı bir ilişki, femur boynu KMY değeri ile dominant bacak femur proksimal metafiz, femur diafiz, tibia/fibula proksimal metafiz ve tibia/fibula diafiz KMY değerleri arasında pozitif anlamlı bir ilişki görülmüştür. Diğer lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile dominant bacak bölgelerinin KMY değerleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır.
- AOF'lerin lumbar vertebra KMY değerleri ile nondominant bacak bölgesi femur proksimal metafiz KMY değerleri arasında pozitif anlamlı bir ilişki, femur boynu KMY değeri ile nondominant bacak bölgelerinin femur proksimal metafiz ve tibia/fibula proksimal metafiz KMY değerleri arasında pozitif anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir. Diğer lumbar vertebra ve femur boynu KMY değerleri ile nondominant bacak bölgelerinin KMY değerleri arasında anlamlı ilişki görülmemiştir.

Ampute olan ve olmayan futbolcuların başarılı olabilmesi için iyi bir kuvvet yeteneğine sahip olmaları gerekir. Bu bağlamda çalışmamızda H/Q kuvvet oranlarının norm değerlerin altında olması, hamstring kas grubunun daha güçsüz olması aslında genel olarak bacak kas kuvvetini de etkilediği görülmüştür. Ayrıca sakatlanma riskini de ortaya çıkaran bir etken olarak ele alındığında sporcu ve antrenörlerin bu oranı özellikle göz önünde bulundurması önemlidir. Ampute futbolcuların kas kuvveti ve kemik mineral yoğunluğunun düşük olmasının nedeni sporcuların kullanmış oldukları kanedyenlerin bazı kas gruplarının çalışmasını engellediği düşünülebilir. Çalışmamızın özgün değerini ortaya koyan KMY ölçümlerinin bölgesel olarak yapılarak kas kuvveti ile arasındaki ilişkisinin değerlendirilmesi sonucunda kuvvet ile KMY arasında pozitif yönde ilişki olduğu ve olmadığı parametreler görülmektedir. Literatürdeki çoğu çalışmanın kuvvet ile KMY arasında ilişki olduğunu göstermesi ve çoğu yazara göre de iskelet üzerinde

osteojenik etkiye sahip olan kas kasılma kuvvetlerinin kemiği yeniden şekillendirdiği ifade edilmektedir. Bu bağlamda antrenörlerin antrenman programlarını yaparken futbolcuların sezon öncesi, ortası ve sezon sonu fiziksel ve fizyolojik testlerden geçirerek eksiklikleri göz önünde bulundurularak, sadece kuvvet antrenmanı yapmak için değil futbolcunun kas kuvvetini arttırıcı ek antrenmanlara da yer verilmesi ve kemik mineral yoğunluğu değerleri de göz önünde bulundurulması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

- Adam, S., Tenforde, M.D., Michael Fredericson, M.D. (2011). Influence of Sports Participation on Bone Health in the Young Athlete: A Review of the Literature. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*. 3 (9). 861-867.
- Adams, K. (1992). *Strength, power, flexibility, and bone density in adult men*. Oregon State University Doctoral thesis, Oregon.
- Aktuğ, Z.B., Harbili, E., Harbili, S. (2016). Comparison of isokinetic knee strength between the dominant and non-dominant legs and relationships among isokinetic strength, vertical jump, and speed performance in soccer players. *Turkiye Klinikleri J Sports Sci*. 8(1). 8-14.
- Aktuğ, Z.B., Yılmaz, A.K., İbiş, S., Aka, H., Akarçeşme, C., Sökmen, T. (2018). The effect of 8-week nordic hamstring exercise on hamstring quadriceps ratio and hamstring muscle strength. *World Journal of Education*. 8(3).
- Aküzüm, F.A. (2019). *Spor yapan ampute bireylerde fiziksel kondisyon ve izokinetik test parametrelerinin değerlendirilmesi*. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Spor Hekimliği Anabilim Dalı, İstanbul.
- Alangari, A.S. and Al-Hazzaa, H.M. (2004). Normal isometric and isokinetic peak torques of hamstring and kuadriseps muscles in young adult saudi males. *Neurosciences*. 9 (3). 165-170.
- Alfredson, H., Nordstrom, P., Lorentzon, R. (1996). Total and regional bone mass in female soccer players. *Calcif Tissue Int*. 59 (6). 438-442.
- Alfredson, H., Nordstrom, P., Lorentzon, R. (1997). Bone mass in female volleyball players: a comparison of total and regional bone mass in female volleyball players and nonactive females. *Calcif Tissue Int*. 60. 338-342.
- Almstedt, H.C., Canepa, J.A., Ramirez, D.A., Shoepe, T.C. (2011). Changes in bone mineral density in response to 24 weeks of resistance training in college-age men and women. *J Strength Cond Res*. 25 (4). 1098-103.
- Aloia, J.F. (1989). *Osteoporosis: A guide to prevention and treatment*. United States: Versa Press.
- Andrews, J.R., Harrelson, G.L., Wilk, K.E. (2012). *Physical rehabilitation of the injured athlete*. 4th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders.
- Angelopoulou, N., Matziari, C., Tsimaras, V., Sakadamis, A., Souftas, V., Mandroukas, K. (2000). Bone mineral density and muscle strength in young men with mental retardation (with and without Down syndrome). *Calcif Tissue Int*. 66. 176-180.
- Antonio, J., Leaf, A., Carson, C., Ellerbroek, A., Silver, T., Peacock, C.A., Tartar, J. (2018). Bone mineral density in competitive athletes. *Bone*. 1(2). 1-11.
- Arıncı, K. ve Elhan, A. (2001). *Kemikler, eklemler, kaslar ve iç organlar anatomisi*. Ankara: Güneş Kitabevi.
- Astrand, R.K. (1986). *Textbook of work physiology: Physiological bases of exercise*. Third Edition, New York: McGraw-Hill.
- Atan, T., Ünver, Ş., Tosun, F.C., İslamoğlu, İ., Kaplan, A. (2018). Raket sporları ile uğraşan sporcuların dominant ve nondominant kollarının kemik mineral yoğunluğunun incelenmesi. *16. Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi*, Antalya.
- Aydın, B.K. (2007). *Pentoksifilin kullanımının kırık iyileşmesi üzerine etkisinin ratlarda incelenmesi*. Uzmanlık Tezi. Sağlık Bakanlığı Balta limanı Metin Sabancı Kemik Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi 1. Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstanbul.

Baltzopoulos, V. and Brodie, D.E. (1989). Isokinetic dynamometer: Applications and limitations. *Sports Med.* 8 (2). 101-116

Başal, Ö., Korkmaz, S., Türk, B. (2015). Amputasyonlar. in book: Orthopaedics and Sports Medicine Guide For Researchers. Kitap bölümü. Derman Tıbbi Yayıncılık. 856-868.

Bayramoğlu, M., Sözüay, S., Karataş, M., Kiliç, S. (2005). Relationships between muscle strength and bone mineral density of three body regions in sedentary postmenopausal women. *Rheumatol Int.* 25. 513-517.

Bellew, J.W. and Gehrig, L. (2006). A comparison of bone mineral density in adolescent female swimmers, soccer players and weight lifters. *Pediatr Phys Ther.* 18. 19-22.

Biçer, İ. (2016). *Diz eklemi anatomik varyasyonlarının magnetik rezonans görüntüleme ile değerlendirilmesi*. Tıpta Uzmanlık Tezi. Mustafa Kemal Üniversitesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı, Hatay.

Block, J.E., Friedlander, A.N., Brooks, G.A., Stieger, P., Stubbs, G.A., Genant, H.K. (1989). Determinants of bone density among athletes engaged in weightbearing and non-weight-bearing activity. *J Appl Physiol.* 67. 1100-1105.

Bompa, T.O., Pasquale, M.D., Cornacchia, L.J. (2014). *Nitelikli Kuvvet Antrenmanı*. Tanju Bağırhan (Çev.), Ankara: Spor Yayınevi ve Kitabevi.

Bompa, T. (1996). *Antrenman Kuramı ve Yöntemi*. Ankara: Bağırhan Yayınevi.

Bompa, T.O. (1998). *Antrenman Kavramı ve Yöntemi*. Ankara: Bağırhan Yayınevi.

Boskey, A.L. and Posner, A.S. (1984). Bone structure, composition and mineralization. *Symposium on Metabolic Bone, Disease.* 5. 597-613.

Brown, L.E. (2000). *İsokinetics in Human Performance*. USA: Human Kinetics.

Kadın Sağlığı. (2005). Ankara: Bilim ve Teknik, Tübitak BTD Arastırma ve Yazı Grubu.

Burkett, L.N. (1982). Causative factors in hamstring strains. *Med Sci Sports exerc.* 14. 176.

Campbell, B.J. (2011). Exercise and bone health. *Orthoinfo*. Erişim tarihi, 14 Temmuz 2016. Erişim adresi, <http://orthoinfo.org/topic.cfm?topic=A00674>.

Canikli, A. (2000). *Sporcu ve sedanterlerde çeşitli faktörlerin kemik mineral yoğunluğu üzerine etkisi*. Yüksek Lisans Tezi. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Erzurum.

Cerrah, A.O. (2009). *Futbolda farklı vuruş tekniklerinde kassal aktivasyonların ve top hızı izokinetik kuvvet ilişkisinin değerlendirilmesi*. Doktora Tezi. Anadolu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Eskişehir.

Chan, D.C.C., Lee, W.T.K., Lo, D.H.S., Leung, J.C.S., Kwok, A.W.L., Leung, P.C. (2008). Relationship between grip strength and bone mineral density in healthy Hong Kong adolescents. *Osteoporos Int.* 19. 1485-1495.

Chan, K.M., Maffulli, N. (1996). *Principles and Practice of Isokinetics in Sports Medicine and Rehabilitation*. Hong Kong: Williams and Wilkins. 54-58.

Chang, G., Regatte, R.R., Schweitzer, M.E. (2009). Olympic fencers: adaptations incortical and trabecular bone determined by quantitative computed tomography. *Osteoporos Int.* 20. 779-85.

Cleveland, K.B. (Eds.). (2013). *Amputations of Upper Extremity*. In: *Campbell's Operative Orthopaedics*. Philadelphia: Mosby. 659 -671.

Colletti, L.A., Edwards, J., Gordon, L., Shary, J., Bell, N.H. (1989). The effect of muscle-building exercise on bone mineral density of the Radius, vertebra and hip in young men. *Calcified Tissue International*. 45 (1). 12-14.

Comfort, P., Abrahamson, E. (2010). *Sports Rehabilitation and Injury Prevention*. United Kingdom: Wiley-Blackwell.

Conroy, B.P., Kraemer, W.J., Maresh, C.M. (1993). Bone mineral density in elite junior olympic weightlifters. *Medicine Science in Sports Exercise*. 25. 1103-1109.

Coombs, R., Garbutt, G. (2002). Developments in the use of the hamstring/ quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sports Sci Med*. 1. 56-62.

Cooper, C., Barker, D.J.P., Wickham, C. (1988). Physical activity, muscle strength, and calcium intake in fracture of the proximal femur in Britain. *Br Med J*. 297. 1443-1446.

Çakmak, M. (1989). *Diz eklemi muayenesi*. Ortopedik Muayene. İstanbul. 198-203.

Çay, V. (2015). *20-40 yaş arası erkeklerde 10 haftalık egzersiz programının kemik turn-over markerları ve kemik mineral yoğunluğu üzerine etkisi*. Yüksek Lisans Tezi. Celal Bayar Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Manisa.

Dana, L.C., Amy, L.M., Debra, B., Gunnar, P.B. (2001). Weight-bearing exercise and markers of bone turnover in female athletes. *J Appl Physiol*. 90 (2). 565-570.

Diamond, T., Nery, L., Hales, J.A. (1991). A therapeutic dilemma: Suppressive doses of thyroxine significantly reduce bone mineral measurements in both 97 premenopausal and postmenopausal women in thyroid carcinoma. *J Clin Endocrinol and Metab*. 72. 1184-1188.

Duarte, J.P. (2018). *Isokinetic knee joint muscles strength: reproducibility of conventional and functional ratios and multilevel developmental changes in young soccer players*. Doctoral Thesis. University of Coimbra Sport Sciences in the branch of Sports Training, Portugal.

Duncan, C.S., Blimkie, C.J., Cowell, C.T., Burke, S.T., Briody, J.N., Howman-Giles, R. (2002). Bone mineral density in adolescent female athletes: relationship to exercise type and muscle strength. *Med Sci Sports Exerc*. 34. 286-294.

Duran, M. (2011). *Sporcularda kuvvet antrenmanlarının vücut kompozisyonu ve kemik mineral yoğunluğu üzerine etkileri*. Yüksek Lisans Tezi. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diyarbakır.

Düppe, H., Gärdsell, P., Johnell, O., Nilsson, B.E., Ringsberg, K. (1997). Bone mineral density, muscle strength and physical activity: A population-based study of 332 subjects aged 15-42 years. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 68 (2). 97-103.

Dvir, Z. (2002). *Isocinética: avaliações musculares interpretações e aplicações clínicas*. São Paulo: Manole.

Dvir, Z. (1996). *Izokinetics muscle testing interpretation and clinical application*. Churchill: Livingstone Edition. 245-55.

Ege, R. (Ed.). (1998). *Diz Anatomisi*. Ankara: Bizim Büro Basımevi. 27-54.

Eickhoff, J.A., Molczyk, L., Gallagher, J.C., De Jong, S. (1993). Influence of isotonic, isometric and isokinetic muscle strength on bone mineral density of the vertebra and femur in young women. *Bone Miner*. 20. 201-209.

Elkin, S.L., Williams, L., Moore, M., Hodson, M.E., Rutherford, O.M. (2000). Relationship of skeletal muscle mass, muscle strength and bone mineral density in adults with cystic fibrosis. *Clin Sci (Lond)*. 99 (4). 309-14.

Emslander, H.C., Sinaki, M., Muhs, J.M., Chao, EY., Wahner, H.W., Bryant, S.C., Riggs, B.L., Eastell, R. (1998). Bone mass and muscle strength in female college athletes (runners and swimmers). *Mayo Clin Proc.* 73 (12). 1151-60.

Eniseler, N., Şahan, Ç., Vurgun, H., Mavi, H.F. (2012). Isokinetic strength responses to season-long training and competition in turkish elite soccer players. *Journal of Human Kinetics.* 31, 159-168.

Ercan, B. (2007). *Ön diz ağrılı sporcularda uygulanan ek antrenman programının fiziksel uygunluk ve ağrı üzerine etkisi.* Yüksek Lisans Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Eren, O.T., Küçükkaya, M., Balcı, V., Kabukçuoğlu, Y., Kuzgun, Ü. (2003). Radius distal uç kırıklı hastalarda kemik mineral yoğunluğu ölçümü. *Journal of Arthroplasty and Arthroscopic Surgery.* 14. 158-163.

Erselcan, T., Özen, A., Yüksel, A., Altun Durmuş, G., Öztürk, E, Balcı Ansal, T., Karayalçın, B. (2009). Kemik Mineral Yoğunluğu Ölçümü Uygulama Kılavuzu. *Turk J Nucl Med.* 18 (1). 31-40.

Falk, B., Braid, S., Moore, M, et al. (2010). Bone properties in child and adolescent male hockey and soccer players. *J Sci Med Sport.* 13. 387-91.

Falk, B., Galili, Y., Zigel, L., et al. (2007). A cumulative effect of physical training on bone strength in males. *Int J Sports Med.* 28. 449-455.

Fiore, C.E., Dieli, M., Vintaloro, G., Gibilaro, M., Glicone, G., Cottini, E. (1996). Body composition and bone mineral density in competitive athletes in different sports. *Int J Tiss Reac.* 4 (1). 121-124.

Fox, E.L., Bowers, R.W., Foss, M.L. (1999). *Beden eğitimi ve sporun fizyolojik temelleri.* Ankara: Bağırğan Yayınevi. 381-386.

Fraisse, N., Martinet, N., Kpadonou, T.J., Paysant, J., Blum, A., Andre, J.M. (2008). Muscles of the below-knee amputees. *Ann RMP.* 51. 218-227.

Fredericson, M., Chew, K., Ngo, J., Cleek, T., Kiratli, J., Cobb, K. (2007). Regional bone mineral density in male athletes: a comparison of soccer players, runners, and controls. *British Journal of Sports Medicine.* 41 (10). 664-668.

Ganong, G. (1994). *Tıbbi Fizyoloji.* İstanbul: Barış Kitabevi.

Ghena, D.R., Kurth, A.L., Thomas, M., Mayhew, J. (1991). Torque characteristics of the quadriceps and hamstring muscles during concentric and eccentric loading. *J Orthop Sports Phys Ther.* 14 (4). 149-154.

Gilliam, T.B., Sandy, S.P., Freedson, P.S., Villanacci, J. (1979). Isokinetic torque levels for high school football players. *Arch Phys Med Rehab.* 60 (3). 110-114.

Gokce, Y. (2003). *Osteoporoz ile Yasam Derneği.* Ankara.

Gottschalk, F. (2015). The importance of soft tissue stabilization in trans-femoral amputation. *Orthopade.* 44(6). 408-412

Gökçe, K.Y. (2000). *Osteoporoz.* Ankara: Güneş Kitabevi.

Gökçe, K.Y. (Ed.). (2005). Osteoporoz tanısında görüntüleme yöntemleri ve histomorfometri. Ankara: Güneş Kitabevi. 103-125

Gökulu, G. (2008). Futbol haberlerinin sunumunda şiddet, fanatizm ve milliyetçilik. *Toplum ve Demokrasi,* 2 (3). 147-164.

Gölünük, S. (2007). Afyon kocatepe üniversitesi beden eğitimi ve spor yüksekokulundaki bireysel ve takım sporcularının kemik mineral yoğunluklarının

karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Afyon Kocatepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Afyonkarahisar.

Greenway, K.G., Walkley, J.W., Rich, P.A. (2015). Relationships between self-reported lifetime physical activity, estimates of current physical fitness, and aBMD in adult premenopausal women. *Arch Osteoporos.* 10. 34.

Grimston, S.K., Tanguay, K.E., Gundberg, C.M., Hanley, D.A. (1993). The calciotropic hormone response to changes in serum calcium during exercise in female long distance runners. *J Clin Endocrinol Metab.* 76 (4). 867-872.

Grygorowicz, M., Kubacki, J., Pilis, W., Gieremek, K., Rzepka, R. (2010). Selected isokinetic tests in knee injury prevention. *Biol Sport.* 27. 47-51.

Guyton, A.C. (1978). *Fizyoloji.* A, Kazancıgil (Çev.), Ankara: Güven Kitabevi.

Guyton, A.C. (1986). *Tıbbi Fizyoloji.* İstanbul: Nobel Yayıncılık. 1241-1273.

Günaydın, R., Karatepe, A.G. (2007). Kemiğin biyomekanik özellikleri ve yaş ile ilişkili kırıkların biyomekaniği. *Osteoporoz Dünyasından.* 13. 44-48.

Haff, G.G., Whitley, A., Potteiger, J.A. (2001). A brief review: explosive exercises and sports performance. *Natl Strength Cond Assoc.* 23. 13-20.

Halioua, L., Anderson, J. (1989). Lifetime calcium intake and physical activity habits, independent and combined effects on the radial bone of healthy premenopausal caucasian women. *Am J. Clin. Nutr.* 49. 534-541.

Hamilton, C.J., Swan, V.J., Jamal, S.A. (2010). The effects of exercise and physical activity participation on bone mass and geometry in postmenopausal women: a systematic review of pQCT studies. *Osteoporos Int.* 21 (1). 11-23.

Mills, E.J. (2006). *Handbook of Medical-Surgical Nursing.* Philadelphia: Williams & Wilkins.

Hazar, K. Farklı meslek gruplarında yer alan yetişkin bireyler, sedanterler ve aynı yaş grubu sporcuların kemik mineral yoğunluğuk düzeylerinin incelenmesi. Doktora Tezi. Muğla Sıtkı Koçman Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Muğla.

Heinonen, A., Oja, P., Kannus, P. et al. (1995). Bone mineral density in female athletes representing sports with different loading characteristics of the skeleton. *Bone.* 17. 197-203.

Helge, E.W., Aagaard, P., Jakobsen, M.D., et al. (2010). Recreational football training decreases risk factors for bone fractures in untrained premenopausal women. *Scand J Med Sci Sports.* 20. 31-9.

Hendersson, K.N., Price, R.I., Cole, J.H., Gutteridge, D.H., Bhagat, C.I. (1995). Bone density in young women is associated with body weight and muscle strength but not dietary intakes. *J. Bone Miner Res.* 10. 384-392.

Henry, D.C., Scott, N. (2001). *Anatomy surgery of the knee.* New York: Churchill Livingstone. 13-71.

Hewett, T.E., Myer, G.D., Zazulak, B.T. (2008). Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *J Sci Med Sport.* 11. 452-459.

http://megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Parsiyel%20El%20Ve%20Bilek%20Protezleri.pdf, Erişim Tarihi:10.04.2013.

<http://www.tbeAOF.org.tr/>, erişim tarihi 13.03.2019.

<http://www.wheelessonline.com/ortho/12787>, erişim tarihi 12.03.2019.

Hu, F.B. (2003). Overweight and obesity in women: health risks and consequences. *Journal Womens Health Larchmt.* 12. 163-172.

Hunter, G.A. (1996). Selection of level for lower limb amputation. *Current Orthopaedics.* 10, 239-246.

Hyakutake, S., Goto, S., Yamagata, H., Moriya, H. (1994). Relationship between bone mineral density of the proximal femur and lumbar vertebra and quadriceps and hamstrings torque in healthy Japanese subjects. *Calcif Tissue Int.* 55. 223-229.

Iki, M., Saito, Y., Dohi, Y., Kajita, E., Nishino, H., Yonemasu, K. (2002). Greater trunk muscle torque reduces postmenopausal bone loss at the vertebra independently of age, body size, and vitamin D receptor genotype in Japanese women. *Calcif Tissue Int.* 71. 300-307.

Iki, M., Saito, Y., Kajita, E., Nishino, H., Kusaka, Y. (2006). Trunk muscle strength is a strong predictor of bone loss in postmenopausal women. *Clin Orthop Relat Res.* 443. 66-72.

Isakov, E., Burger, H., Gregoric, M., Marincek, C. (1996). Isokinetic and isometric strength of the thigh muscles in below-knee amputees. *Clin Biomech,* 11. 232-235.

İçağasıoğlu, D. (2002). *Valproik asit kullanımının kemik mineral metabolizması üzerindeki etkileri.* Yandal Uzmanlık Tezi. Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı, Ankara.

İnce, A. *Sporcularda diz izokinetik kas kuvveti ve kemik mineral yoğunluğu arasındaki ilişkinin belirlenmesi.* Yüksek Lisans Tezi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.

İpseftal, İ., Ünal M. (2018). Spor yaralanmaları ve rehabilitasyonu. M. Ünal (ed.). *Sporcularda izokinetik değerlendirmeler.* (s. 527-537). İstanbul: Tıp Kitapevleri.

Kannus, P., Sievanen, H., Vuori, I. (1996). Physical loading, exercise and bone. *Bone.* 18 (1). 1S-3S.

Kapandji, I.A. (1970). Annotated diagrams of the mechanics of the human joints. *Physi Joints.* 2. 73-136.

Karakuzulu, M. (2018). *Erişkinlerde kas kuvveti ve kemik mineral yoğunluğu ilişkisi.* Yüksek Lisans Tezi. Gaziantep Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Gaziantep.

Karataş, M. (2003). Diz, temel ve uygulanan kinezyoloji. Ankara: Haberal Eğitim Vakfı. 175-199.

Karataş, A. (1986). *Alt Ekstremité amputelerinde pnömatik protez yardımıyla erken yürüme üzerine bir araştırma.* Bilim Uzmanlığı Tezi, Ankara.

Kato, T., Terashima, T., Yamashita, T., Hatanaka, Y., Honda, A., Umemura, Y. (2006). Effect of low-repetition jump training on bone mineral density in young women. *J Appl Physiol.* 100 (3). 839-43.

Kavounoudias, A., Tremblay, C., Gravel, D., Iancu, A., Forget, R. (2005). Bilateral changes in somatosensory sensibility after unilateral below-knee amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation.* 86 (4). 633-640.

Kaya, T., Günaydın, R. (2003). Doruk kemik kütlesi. Heredite ve değiştirilebilen faktörlerin rolü. *Türk Osteoporoz Dergisi.* 2003.

Kayhan, G., Özkan, A., Bayramlar, Y.K., Ergun, N., Ersöz, G. (2011). Dört haftalık temel antrenmanın ampute futbol milli takımının vücut kompozisyonu üzerine etkisi. *Selçuk Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Bilim Dergisi* 13. 140-143.

- Kerr, D., Morton, A., Dick, I., Prince, R. (1996). Exercise effects on bone mass in postmenopausal women are site specific and load dependent. *J Bone Miner Res.* 11. 218-225.
- Kırchner, E.M., Lewis, R.D., O'Connor, P.J. (1995). Bone mineral density and dietary in take of female college gymnasts. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 21. 543-49.
- Kleerekoper, M. (1995). Osteoporozlu kemik kütlesinin ölçümünde kullanılan yeni idrar ve kan testleri. *Modern Medicine.* 3 (2). 8.
- Kokino, S., Birtane, M., Özdemir, F. (2000). *Kalsiyum Metabolizması.* Osteoporozda Tanı ve Tedavi Editör, M Göksoy, İstanbul, Özlem Grafik Matbaacılık.
- Komi, P.V. (2003). *Strength and power in sport.* Malden, MA: Blackwell scientific. 439-465.
- Kurdak, S.S., Özgüner, K.T., Adaş, Ü., Zeren, Ç., Aslangiray, B., Yazıcı, Z., Korkmaz, S. (2005). Analysis of isokinetic knee extension/flexion in male elite adolescent wrestlers. *Journal of Sports Science and Medicine.* 4. 489-498.
- Kyd, P.A., Vooght, K.D., Kerkhoff, F., Thomas, E., Fairney, A. (1998). Clinical usefulness of bone alkaline phosphatase in osteoporosis. *Ann Clin Biochem.* 35. 717-725.
- Larsson, L., Grimby, G., Karlsson, J. (1978). Histochemical and biochemical changes in human muscle with age in sedentary males, age 22-65 years. *Acta Physiol Scand.* 103. 31-39
- Leonard, M.B., Shults, J., Wilson, B.A., Tershakovec, A.M., Zemel, S.B. (2004). Obesity during childhood and adolescence augments bone dimensions. *American Journal of Clinical Nutrition.* 80 (2). 514-523.
- Lester, M.E., Urso, M.L., Evans, R.K., Pierce, J.R., Spiering, B.A., Maresh, C.M., et al. (2009). Influence of exercise mode and osteogenic index on bone biomarker responses during short-term physical training. *Bone.* 45 (4). 768-776.
- Mackenzie, E.J., Bosse, M.J., Castillo, R.C., Smith, D.G., Webb, L.X., Kellam, J.F., et al. (2004). Functional outcomes following trauma-related lower extremity amputation. *Journal of Bone and Joint Surgery.* 86 (8). 1636-1645.
- Magalhaes, J., Oliveira, J., Ascensao, A., Soares, J. (2004). Concentric kuadriseps and hamstrings isokinetic strength in volleyball and soccer players. *J Med Phys Fitness.* 44 (2). 119-125.
- Malliou, P., Ispirlidis, I., Beneka, A., Taxildaris, K., Godolias, G. (2003). Vertical jump and knee extensors isokinetic performance in professional soccer players related to the phase of the training period. *Isok Exerc Sci.* 11. 165-169.
- Meriç, B., Aydın, M., Çolak, T., Çolak, E., Son, M. (2007). Farklı mevkilerde oynayan profesyonel futbolcuların diz eklemlerinin antropometrik ölçümlerinin ve izokinetik performanslarının karşılaştırılması. *Uluslararası İnsan Bilimleri Dergisi.* 4 (2). 2-7.
- Miller, L.E., Nickols-Richardson, S.M., Wooten, D.F., Ramp, W.K., Herbert, W.G. (2004). Relationships among bone mineral density, body composition, and isokinetic strength in young women. *Calcif Tissue Int.* 74. 229-235.
- Miller, K.E., Pierson, L.M., Richardson, S.M. (2006). Knee extensor and flexor torque development with concentric and eccentric isokinetic training. *Res Quart for Exerc and Sports.* 1 (77). 58-63.
- Moirenfeld, I., Ayalon, M., Ben-Sira, D., Isakov, E. (2000). Isokinetic strength and endurance of the knee extensors and flexors in trans-tibial amputees. *Prosthet Orthot Int.* 24. 221-215.

Mora, S., Gilsanz, V. (2003). Establishment of peak bone mass. *Endocrinol Metabol Clin N Am.* 32. 39-63.

Mota, S., Brito, J., Passos, E., Marques, E., Mota, J., Seabra, A., Rebelo, A. (2010). Variation of isokinetic strength and bone mineral density in youth. *The Open Sports Sciences Journal.* 3. 49-51.

Muratlı, S., Toraman, F., Çetin, E. (2000). *Sportif Hareketlerin Biyomekanik Temelleri*. Ankara: Bağırğan Yayınevi. 285-290.

Nebigh, A., Rebai, H., Elloumi, M., et al. (2009). Bone mineral density of young boy soccer players at different pubertal stages: relationships with hormonal concentration. *Joint Bone Vertebra.* 76. 63-9.

Nielsen, C.C., Jorge, M. (2013). *Etiology of Amputation. In: Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation.* Missouri: Saunders. 455-468.

Nielsen, C.C. (2000). Etiology of amputation. In: Lusardi MM, Nielsen CC editors. *Orthotics and prosthetics in rehabilitation.* 1st ed. USA: Butterworth-Heinemann Press. 327-336.

Nikocic, Z., Ilic, N. (1992). Maximal oxygen uptake in trained and untrained 15 year old boys. *British Journal of Sports Medicine.* 26 (1). 36-38.

Nordin, B.E.C. (1997). Calcium and osteoporosis. *Nutrition.* 13 (7/8). 664-86.

Nordstrom, A., Högstöm, M., Nordström, P. (2008). Effects of different types of weight-bearing loading on bone mass and size in young males: A longitudinal study. *Osteoporos Int.* 42. 565-571.

Nuzzo, V., Lupoli, G., et al. (1998). Bone mineral density in premenopausal women receiving levothyroxine suppressive therapy. *Gynecol Endocrinol.* 12. 333-337.

Okut, G. (2008). *Farklı spor branşlarında düzenli antrenman yapan 11-13 yaş arası kızlarda kemik mineral yoğunluğunun kuantitatif ultrason yöntemi ile incelenmesi.* Yüksek Lisans Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 83.

Olyaei, G.R., Hadion, M.R., Talebian, S., Bagheri, H., Malmir, K., Olyaei, M. (2006). The effect of muscle fatigue on knee flexor to extensor torque ratios and knee dynamic stability. *The Arabian Journal of Science and Engineering.* 31 (2). 212-127.

Oursler, M.J., Teresita, B.B. (2003). *Bone Cells.* ASBMR Educational Materials.

Özalp, İ. (2019). *14-16 yaş ergenlik dönemi sporcuların kemik mineral yoğunluğu.* Yüksek lisans tezi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.

Özdemir, M., Yalçın, H. (2011). The morphometric effect of testosterone, used as a dopin agent, on the humerus and femur of pubescent male and female rats. *Selçuk Üniversitesi J of Physical Education and Sport Science.* 13 (2). 172-176.

Özer, A. (1997). Kemik Dokusu. *Genel Histoloji.* M. Sağlam (ed.). Ankara: Yorum Matbacılık.

Özgürbüz, C., Yüksel, O., Ergün, M., İşlegen, Ç., Taşkiran, E., Denerel, N., Karamızrak, O. (2011). Tibial bone density in athletes with medial tibial stress syndrome: A controlled study. *Journal of Sports Science and Medicine.* 10. 743-747.

Özkan, A., Safaz, İ., Yaşar, E., Yazıcıoğlu, K. (2013). Ampute futbol oyuncularının performans ile ilgili fiziksel uygunluk özelliklerinin belirlenmesi. *Int JSCS.* 1. 66-77.

Özyürek, S. (2009). *Diz altı amputerlerde oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin değerlendirilmesi ve diz ekstansör momenti ile ilişkisi.* Yüksek Lisans Tezi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.

Paker, Ş. (1990). *Histoloji*. Araştırma ve Uygulama Merkezi, Bursa: Uludağ Üniversitesi Basımevi.

Palmer, I.J., Runnels, E.D., Bemben, M.G., Bemben, D.A. (2006). Muscle-bone interactions across age in men. *J Sports Sci Med*. 5 (1). 43-51.

Pedrinelli, A., Saito, M., Coelho, R.F., Fontes, R.B.V., Guarniero, R. (2002). Comparative study of the strength of the flexor and extensor muscles of the knee through isokinetic evaluation in normal subjects and patients subjected to trans-tibial amputation. *Prosthetics and Orthotics International*. 26. 195-205.

Pehlivan, Ç. (2016). *Estetik sporlardaki elit düzeydeki sporcuların fiziksel, fizyolojik ve beslenme özelliklerinin saptanması*. Yüksek Lisans Tezi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.

Perrin, D.H. (1993). *Isokinetic Exercise and Assessment*. United States of America: Human Kinetics Publishers.

Persson, B. (2001). Lower limb amputation Part 1: Amputation methods-a 10 year literature review. *Prosthetics and orthotics international*. 25 (1). 7-13.

Peterson, S.E., Peterson, M.D., Raymond, G., et al. (1991). Muscular strength and bone density with weight training in middle-aged women. *Med Sci Sport Exerc*. 23. 499-504.

Pettersson, U., Alfredson, H., Nordstrom, P., Kenriksson-Larsén, K., Lorentzon, R. (2006). Bone mass in female Cross-Country skiers: Relationship between muscle strength and different BMD sites. *Calcif Tissue Int*. 67. 199-206.

Pettersson, U., Nordstrom, P., Lorentzon, R. (1999). A Comparison of bone mineral density and muscle strength in young male adults with different exercise level. *Calcif Tissue Int*. 64 (6). 490-498.

Pettersson, U., Nordstrom, P., Alfredson, H., Kenriksson Larsén, K., Lorentzon, R. (2000b). Effect of high impact activity on bone mass and size in adolescent females: a comparative study between two different types of sports. *Calcif Tissue Int*. 67. 207-214.

Placzek, J.D., Boyce, D.A. (2016). *Orthopaedic Physical Therapy Secrets*. Philadelphia: Elsevier.

Pocock, N., Eisman, J., Gwinn, T., Sambrook, P., Kelly, P., Freund, J., Yeates, M. (1989). Muscle strength, physical fitness and weight but not age predict femoral neck bone mass. *J Bone Miner Res*. 4. 441-448.

Ramos, S., Simão, R., Herdy, C., Costa, P., Dias, I. (2019). Relationship between strength and flexibility levels in young soccer players. *Apunts Med Sport*. 54 (203). 85-90.

Randers, M.B., Nielsen, J., Krstrup, B.R., et al. (2010). Positive performance and health effects of a football training program over 12 weeks can be maintained over a 1-year period with reduced training frequency. *Scand J Med Sci Sports*. 20. 80-9.

Ribom, E., Ljunggren, O., Piehl-Aulin, K., Ljunghall, S., Bratteby, L.E., Samuelson G., Mallmin, H. (2004). Muscle strength correlates with total body bone mineral density in young women but not in men. *Scand J Med Sci Sports*. 14. 24-29.

Robert Gailey, P.T. (2008). Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *Journal of rehabilitation research and development*. 45 (1). 15.

Rosene, J.M., Fogarty, T.D., Mahaffey, B.L. (2001). Isokinetic hamstrings:quadriceps ratios in intercollegiate athletes. *J Athl Train*. 36. 378-383.

Sandström, P., Jonsson, P., Lorentzon, R., Thorsen, K. (2000). Bone Mineral Density and Muscle Strength in Female Ice Hockey Players. *Int J Sports Med*. 21. 524-528.

Say, Ö. (2004). İzokinetik ve izometrik egzersizlerin elektromyografi üzerine etkisi. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

Scane, A.C., Francis, R.M., Sutcliffe, A.M., Francis, M.J., Rawlings, D.J., Chapple C.I. (1999). Case-control study of the pathogenesis and sequelae of symptomatic vertebral fractures in men. *Osteoporos Int.* 9 (1). 91-97.

Seabra, A., Marques, E., Brito, J., Krstrup, P., Abreu, S., Oliveira, J., Rêgo, C., Mota, J., Rebelo, A. (2012). Muscle strength and soccer practice as major determinants of bone mineral density in adolescents. *Joint Bone Vertebra.* 79 (4). 403-408.

Seabra, A., Fernandes, R.J., Marques, E., Moura, M., Ubago-Guisado, E., Hernando, E., Gallardo, L. (2017). Impact of futsal and swimming participation on bone health in young athletes. *Journal of human kinetics.* 60 (1). 85-91.

Sepici, V. (1992). Kemik metabolizması ve osteoporoz. 2. Ulusal Menapoz ve Osteoporoz Sempozyumu, Özet Kitabı, 128-133, İstanbul.

Shimegi, S., Yanagita, M., Okano, H., Yamada, M., Fukui, H., Ibuki, Y., Kojima, I. (1994). Physical exercise increases bone mineral density in postmenopausal women. *Endocrine Journal.* 41. 49-56.

Simim, M.A.M., Silva, B.V.C., Marocolo, J.M., Mendes, E.L. (2013). Anthropometric profile and physical performance characteristic of the Brazilian amputee football (soccer) team. *Motriz, Rio Claro.* 19 (3). 641-648.

Sinaki, M., McPhee, M., Hodgson, S., Offord, K. (1986). Relationship between bone mineral density of vertebra and strength of back extensors in healthy postmenopausal women. *Mayo Clin Proc.* 61. 116-122.

Sinaki, M., Wahner, H.W., Offord, K.P., Hodgson, S.F. (1989). Skeletal muscle mechanics in osteoporotic and nonosteoporotic postmenopausal women. *Mayo Clinic Proceedings.* 4. 49-56.

Singh, N.N., Darrin Clouse, W. (2010). Upper Extremity Arterial Disease: Amputation. In: *Rutherford's Vascular Surgery.* Eds: Cronenwett JL, Johnston W, Philadelphia: Saunders, 1807-1821.

Sivrikaya, H.A. (2000). *Erkek ve bayan sporcularda farklı spor branşlarının kemik mineral yoğunluğu üzerine etkileri.* Yüksek Lisans Tezi. Atatürk Üniversitesi Fizyoloji Anabilim Dalı, Erzurum.

Śliwowski, R., Grygorowicz, M., Hojszyk, R., Jadczyk, L. (2017). The isokinetic strength profile of elite soccer players according to playing position. *Plos One.* 12 (7). 1-13.

Small, R.E. (2005). Uses and limitations of bone mineral density measurements in the management of osteoporosis. *Med Gen Med.* 7 (2). 3.

Smith, D.G. (2006). Amputations. In: *Current Diagnosis and Treatment in Orthopedics.* Ed: McGraw-Hill, New York: Skinner HB, 645-670.

Snow-Harter, C., Bouxsein, M., Lewis, B., Charette, S., Weinstein, P., Marcus, R. (1990). Muscle strength as a predictor of bone mineral density in young women. *J Bone Miner Res.* 5. 589-595.

Snow-Harter, C., Marcus, R. (1991). Exercise, bone mineral density, and osteoporosis. *Exerc Sport Sci Rev.* 19. 351-388.

Snow-Harter, C., Whalen, R., Myburgh, K., Arnaud, S., Marcus, R. (1992). Bone mineral density, muscle strength, and recreational exercise in men. *J Bone Miner Res.* 7. 1291-1296.

Soderman, K., Bergstrom, E., Lorentzon, R., et al. (2000). Bone mass and muscle strength in young female soccer players. *Calcif Tissue Int.* 67. 297-303.

- Solomon, E.P. (2009). *İnsan anatomisi ve fizyolojisine giriş*. Ertuğrul L., (çev.), İstanbul: Akademi basın ve yayıncılık, 46-50.
- Stafford, M.G., Grana, W.A. (1984). Hamstring/quadriceps ratios in college football players: A high velocity evaluation. *The American J of Sports Med.* 12 (3). 209-211.
- Stewart, K.J., Bacher, A.C., Hees, P.S., Tayback, M., Ouyang, P., Beur, S.J. (2005). Exercise effects on bone mineral density relationships to changes in fitness and fatness. *American Journal of Preventive Medicine.* 28. 459.
- Stone, M.H., Stone, M.E., Sands, W.A. (2007). Principles and practice of resistance training. Champaign, IL: Human Kinetics, 80-98.
- Sugawara, Y., Kamioka, H., Honjo, T., Tezuka, K., Takano-Yamamoto, T. (2005). Three dimensional reconstruction of chick calvarial osteocytes and their cell processes using confocal microscopy. *Bone.* 36 (5). 877-83.
- Sunay, H., Gündoğdu, F., Ayar, A., Ünal, Ü., Akyüz, C., Fidan, H., Seki, C. (2013). *Ampute Futbol Oyun Kuralları*. Ankara: Ampute Futbol Merkez Hakem Kurulu.
- Şener, G., Erbahçeci, F. (2001). *Alt ekstremite Protezlerinin Tarihçesi, Amputasyon Nedenleri ve Seviyeleri, Protezler*. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Yayınları, 1-10.
- Şirin, E.F., İnce, A., Lök, S., Çağlayan, H.S. (2009). Spor yapanlar ile spor yapmayanların izokinetik kas kuvvetleri ile kemik yoğunluğu arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi. *Niğde Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi.* 3 (1). 30-37.
- Tanakol, R., Gökçe, K.Y. (2004). *Fizyopatolojik Etmenler, Osteoporozda Kemik Kalitesi*. Ankara: Güneş Kitabevi. 3-70.
- Tanakol, R. (1990). *Metabolik kemik hastalıkları*. Ankara: Nobel Tıp Kitap Evi. 111-113.
- Tandoğan, N.R. (1999). *Klinik Diz Biyomekaniği. Diz Cerrahisi*. Ankara: Haberal Eğitim Vakfı. 19-28.
- Tatar, Y. (2011). *Engellilerde Spor ve Egzersiz. İçinde: FTR ve Spor*. Ankara: Güneş Kitabevi. 3483-3505.
- Tavares, Ó.M., Duarte, J.P., Werneck, A.O., Costa, D.C., Sousa-E-Silva, P., Martinho, D., Luz, L.G.O., Morouço, P., Valente-Dos-Santos, J., Soles-Gonçalves, R., Conde, J., Casanova, J.M., Coelho-E-Silva, M.J. (2019). Body composition, strength static and isokinetic, and bone health: comparative study between active adults and amateur soccer players. *Einstein (Sao Paulo).* 17 (3). 1-7.
- Theinz, B.J.P.G., Law, D., Slosman, D., Rizzoli, R. (1994). Peak bone mass. *Osteoporos Int.* 4 (1). 7-13.
- Thorsen, K., Kristofferson, A., Lorentzon, R. (1996). The effects of brisk walking on markers of bone and calcium metabolism in postmenopausal women. *Calcif Tissue Int.* 58 (4). 221-225.
- Tooms, R.E. (1987). Amputations. In: *Operative Orthopedics*. St. Louis: C.V. Mosby Company. 597-637.
- Tortop, Y., Ocak, Y. (2010). Elit düzey sporcularda diz eklemi hamstring/quadriceps (H/Q) izokinetik kuvvet oranlarının değerlendirilmesi. *Niğde Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi.* 4 (2).
- Toy, P.C. (2013). General Principles of Amputatin. In: *Campbell's Operative Orthopaedics*. Philadelphia: Mosby. 598-611.

Tugcu, I., Safaz, I., Yılmaz, B., Göktepe, A.S., Taskaynatan, M.A., Yazıcıoğlu, K. (2009). Muscle strength and bone mineral density in mine victims with transtibial amputation. *Prosthetics and Orthotics International*. 33 (4). 299-306.

Tuncer, S. (2000). *Fonksiyonel değerlendirilmede izokinetik sistem kullanımı. fiziksel tıp ve rehabilitasyon*. Ankara: Güneş Kitapevi. 950-54.

Tüzün, F. (2003a). Osteoporozda genel bakış. F. Tüzün (ed.). *Kemik ve eklem dekadında osteoporoz ve kemik kalitesi*. (s.1-12). İstanbul: And Yayınevi.

Tüzün, Ş. (2003b). *Doruk kemik kütlesi, osteoporoz ve kemik kalitesi*. İstanbul: Lilly. 69-82.

Tüzün, F. (2003c). Hüresel düzeyde kemik. Editör: F. Tüzün (ed.). *Kemik Eklem Dekadında Osteoporoz ve Kemik Kalitesi*. İstanbul: Lilly.

Tüzün S. Doruk Kemik Kütlesi. Editör: Tüzün, F. Kemik Eklem Dekadında Osteoporoz ve Kemik Kalitesi. İstanbul, Lilly. 2003;69-82.

Uysal, A.R. (1996). *Paratroid ve ketabolik kemik hastalıkları. Endokrinoloji: Temel ve Klinik*. Ankara: Medikal Network-Nobel. 317-356.

Uz, Z.K. (2013). *Taekwondo sporcularında kemik mineral yoğunluğu ve hipermobilitate*. Yüksek Lisans tezi. Mersin üniversitesi Eğitim Bilimleri Enstitüsü, Mersin, 119.

Ünal, M. (2018). Kas iskelet sistemimiz. M. Ünal (ed.). *Spor yaralanmaları ve rehabilitasyonu*. İstanbul: Tıp Kitapevleri. 61-82.

Velzen Van, J.M., Bennekom Van, C.A.M., Polomski, W., Sloodman, J.R., Woude Van Der, L.H.V., Houdijk, H. (2006). Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review. *Clinical Rehabilitation*. 20 (11). 999-1016.

William, A. (1998). A comparison of bone mineral density to the isokinetic strength of the back, abdominal, quadriceps, and hamstring muscle groups in african american and caucasian sedentary females. Master Thesis. College Of Health Sciences Texas Women's University Denton, Texas.

Willigenburg, N.W., McNally, M.P., Hewett, T.E. (2014). Quadriceps injuries in athletes: a clinical guide; quadriceps and hamstrings strength in athletes hamstring. (Eds.), Kaeding CC, Borchers JR, New York: Springer Science Business Media. 15.

Wimpenny, P. Fundamentals Explained Basics (the force acceptance unit), 2000, *Isokinetics Explained*. Available at: <http://www.isokinetics.net/basics/basics1.htm>[Accessed16/04/2009].

Wittich, A., Mautalen, C.A., Oliveri, M.B., Bagur, A., Somoza, F., Rotemberg, E. (1998). Professional football players have a markedly greater skeletal mineral content, density and size than age and BMI matched controls. *Calcif tissue Int*. 63. 112-117.

Witzke, K.A., Snow, C.M. (1999). Lean body mass and leg power best predict bone mineral density in adolescent girls. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 31 (11). 1558.

Yabancı, N. (1999). *Adölesanlarda fiziksel aktivite düzeyi ile beslenme durumunun kemik mineral yoğunluğu ve vücut bilesimi üzerine etkisi*. Bilim Uzmanlığı Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Yamamoto, T. (1993). Relationship between hamstrings strains and leg muscle strength. *J Sports Med Phys Fitness*. 33. 194-99.

Yaman, K. (2003). Yaşlılarda sporun fizyolojik fonksiyon kaybına etkisi. *Geriatrı* 6 (4). 142-146.

Yazıcıoğlu, K., Tugcu, I., Yılmaz, B., Goktepe, A.S., Mohur, H. (2008). Osteoporosis: A factor on residual limb pain in traumatic trans-tibial amputations. *Prosthetics and Orthotics International*. 32 (2). 172-178.

Yazıcıoğlu, K. (2007). Amputee Sports for Victims of Terrorism [Elektronik Sürüm]. Ankara: IOS Pres.

Yazıcıoğlu, K., Taskaynatan, M.A., Guzelkucuk, U., Tugcu, I. (2007). Effect of playing football (soccer) on balance, strength, and quality of life in unilateral below-knee amputees. *Am J Phys Med Rehabil*. 86. 800-805.

Yıldız, H. (2014). Ampute futbolcularda hazırlık dönemi çalışmalarının fiziksel ve fizyolojik parametreler üzerine etkileri. Yüksek Lisans tezi. Gaziantep Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Gaziantep.

Yıldız, M.E. (2013). Yetişkin erkek haltercilerde ossa antebrachii ve ossa manus'un multidedektör bilgisayarlı tomografi ile üç boyutlu modellenmesi ve bazı biyometrik ölçüm değerleri ile ilişkisi. Doktora tezi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.

Yılmaz, C. (1997). *Osteoporozun Etiyopatogenezi, Tüm Yönleriyle Osteoporoz*. Ankara: Bilimsel Tıp Yayınevi. 30-50.

Yiğit, G. (2003). Kemik döngüsü ve kemiğin dinamikmi. F. Tüzün (ed.). *Kemik eklem dekadınnda osteoporoz ve kemik kalitesi*. İstanbul, 51-68.

Yılar, S., Yildirim, O.S. (2014). Early and late-term results of arthroscopic surgery on patients with gonarthrosis. *The Eurasian Journal of Medicine*. 46 (2). 102.

Young, B., Lowe, J.S., Stevens, A., Heath, J.W. (2006). *Wheater's functional histology: a text and colour atlas*. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier. 192-56.

Zengin, Z. (2006). *Premenopozeal kadınlarda klinik ve subklinik hipertiroidinin kemik metabolizması ve kemik mineral yoğunluğu üzerine etkileri*. Tıpta Uzmanlık Tezi. İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi, Malatya, 18-35.

Ziylan, T., Özdemir, M., Taştekin, G., Civan, A. (2010). 17-20 yaş grubundaki güreşçilerde ve sedanterlerdeki iskelet osteoblastik aktivite dağılımlarının karşılaştırılması. *Uluslararası İnsan Uluslararası İnsan Bilimleri Dergisi*. 7 (1). 114-23.

Zouch, M., Jaffre, C., Thomas, T., et al. (2008). Long-term soccer practice increases bone mineral content gain in prepubescent boys. *Joint Bone Vertebra*. 75. 41-9.

EKLER

Ek 1. Etik kurul onayı



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU


Sayı: B.30.2.ODM.0.20.08/882-935

10.05.2017

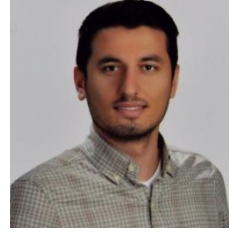
Sayın Yrd. Doç. Dr. Mehmet ÇEBİ

Etik Kurulumuza sunmuş olduğunuz **Ampute Olan ve Olmayan Futbolcuların İzokinetik Kas Kuvveti ve Kemik Mineral Yoğunluğunun İncelenmesi** başlıklı OMÜ KAEEK 2017/164 Karar nolu Performans Çalışması nitelikli araştırma projeniz amaç, gerekçe, yaklaşım ve yöntemle ilgili açıklamaları, Klinik Araştırmalar Etik kurulu yönetmesine göre 13.04.2017 tarihli Etik Kurulumuzda incelenmiş etik açıdan uygun bulunmuştur. Ancak araştırma bütçesinin maddi desteği henüz sağlanamadığından projeye bütçe desteği sağlanıp, tarafımıza bildirilmesinden sonra başlanmasına oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinize arz/rica ederim.


Prof. Dr. Dursun AYGÜN
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

ÖZGEÇMİŞ



İzzet İslamoğlu, 10.04.1987 tarihinde Rize ilinin Pazar ilçesinde doğdu. Ardeşen (Y.D.A) Lisesi'ni bitirdikten sonra Ege Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksek Okulu'ndan 2011 yılında mezun oldu. 2012 yılında Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalında başlamış olduğu yüksek lisans öğreniminden 2015 yılında mezun oldu. 2014 yılından bu yana Araştırma Görevlisi olarak görev yapan İslamoğlu, orta derecede İngilizce bilmektedir. Temel alanı, Spor Bilimleri.

İletişim Bilgileri

E mail: izzetislamoglu@gmail.com

ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0003-3995-0567>