



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**KAS İSKELET SİSTEMİNİN MEKANİĞİ VE KUVVET
OPTİMİZASYONU ANALİZİ**

**Makina Yük. Müh. Yunus Ziya ARSLAN
Makina Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman
Prof.Dr. Nurkan YAĞIZ**

Aralık, 2009

İSTANBUL

Bu çalışma 21/12/2009 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makina Mühendisliğı Anabilim Dalı'nda Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Prof.Dr. Nurkan YAĞIZ
(Danışman)
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

Prof.Dr. Mehmet Arif ADLI
Marmara Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

Prof.Dr. Salim ÖZÇELEBİ
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

Doç.Dr. Mehmet Barış BASLO
İstanbul Üniversitesi
İstanbul Tıp Fakültesi

Doç.Dr. Rahmi GÜÇLÜ
Yıldız Teknik Üniversitesi
Makina Fakültesi

ÖNSÖZ

Mesleki gelişimime sağladığı katkılar ve cesaret verici desteği nedeniyle hocam Prof.Dr. Nurkan YAĞIZ'a, tez izleme komitesinde bulunan ve bilimsel katkılarını benden esirgemeyen hocalarım Prof.Dr. Mehmet Arif ADLI'ya ve Doç.Dr. Mehmet Barış BASLO'ya içten teşekkür ederim.

Bana gösterdiği ilgi ve harcadığı zamanlardan dolayı biyomekanik disiplininin en çok saygı duyulan isimlerinden Prof.Dr. Walter HERZOG'a, çok zahmetlerle gerçekleştirdiği deneylerin verilerini ve biyomekanik bilgisini benimle paylaşan Dr. Motoshi Kaya'ya ve sayısal çözümleme yöntemlerinde bana yardımcı olan Azim Jinha'ya müteşekkirim.

Tez yazım sürecinde bana her türlü desteği sağlayan İstanbul Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü'ndeki hocalarıma ve sırtımdaki yükleri paylaşan asistan arkadaşlarıma şükranlarımı sunarım.

Doktora tezimin yurtdışı ayağının gerçekleşmesine verdiği destekten dolayı TÜBİTAK-BİDEB'e teşekkürlerimi sunarım.

Ablam Melike, fedakarlık yapmanın ve zorlukları paylaşmanın ne demek olduğunu bir kez daha göstermiştir. Kendisine minnettarım.

Eşim Mualla Buket'e, maratonu son yüz metresine girmişken bırakmanın anlamsızlığına beni inandırdığı ve zor zamanlarımda hep yanımda olduğu için minnettarım.

Tez yazım süreci, asistanların haklı mücadelelerini sürdürdüğü zamanları da barındırmaktadır. Hak aramayı tekrar öğrendik ve öğrettik.

Bu tezi bitirdiğimi en çok annem görmek isterdi. Onun şahsında bu çalışmayı, dünyanın tüm namuslu, çalışkan ve ezilen insanlarına ithaf ediyorum.

Aralık, 2009

Yunus Ziya ARSLAN

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ŞEKİL LİSTESİ	iv
TABLO LİSTESİ.....	vii
SEMBOL LİSTESİ.....	viii
ÖZET	ix
SUMMARY.....	x
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 GENEL DAĞILIM PROBLEMİ	4
2.2 ARTIKLIK PROBLEMİNİN ÇÖZÜMÜNDE KULLANILAN OPTİMİZASYON YÖNTEMLERİ	5
2.2.1 Statik ve dinamik optimizasyon	7
2.2.2. Lineer ve non-linear optimizasyon.....	8
2.3. KAS KUVVETLERİNİN DOĞRULANMASI	9
3. MALZEME VE YÖNTEM.....	11
3.1 DENEYLER	11
3.1.1 Kas kuvveti ve EMG sinyali ölçümleri	13
3.1.2 Eklem açıları ölçümleri.....	15
3.1.3 Eklem momenti, kas uzunluğu, kasılma hızı verilerinin analizi	16
3.2 KAS KUVVETİNİ ETKİLEYEN FAKTÖRLER	17
3.2.1 Kas aktivasyon dinamiği.....	19
3.2.2 Kuvvet-boy ilişkisi	21
3.2.3 Kuvvet-hız ilişkisi	23
3.2.4 Kasın kesit alanı	27
3.2.5 Kas lifi tipleri	28

3.3 KAS-İSKELET SİSTEMİ MODELİ.....	29
3.4 AMAÇ FONKSİYONLARININ TASARIMI.....	29
3.4.1 Amaç fonksiyonu I.....	30
3.4.2 Amaç fonksiyonu II.....	32
3.4.3 Amaç fonksiyonu III (Schappacher-Tilp ve diğ., 2009).....	33
3.4.4 İstatistiksel hata analizi.....	34
4. BULGULAR.....	37
4.1 DENEYSEL VERİLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	37
4.2 KUVVET KESTİRİM SONUÇLARI.....	45
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	54
KAYNAKLAR.....	58
EKLER.....	70
EK-A.....	70
ÖZGEÇMİŞ.....	82

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 3.1	Yürüme analizlerinde bir tam adım için tanımlanan fazlar.....	12
Şekil 3.2	Farklı eğim değerlerine ayarlanabilen yürüme platformu düzeneği (Kaya, 2003).	12
Şekil 3.3	Motorlu yürüme bandı (Kaya, 2003).	13
Şekil 3.4	Tendonlar üzerinden kemiklere iletilen kas kuvvetlerinin ölçümünde kullanılan kuvvet dönüştürücüsü	14
Şekil 3.5	MG kasına implant edilen kuvvet dönüştürücüsü.	15
Şekil 3.6	Kedinin arka uzvunun anatomik görünümü.	16
Şekil 3.7	İskelet kasının hücresel organizasyonu ve yapısı.	18
Şekil 3.8	Bir sarkomerin yapısı.	18
Şekil 3.9	Motor ünitenin sistematik görünümü.....	20
Şekil 3.10	Tipik bir EMG sinyali ve onun lineer zarf biçimi.	21
Şekil 3.11	Kurbağa iskelet kaslarında, sarkomer (kastaki en küçük kasılma birimi) kuvveti ile sarkomer uzunluğu ilişkisi. $F(l)$ kuvveti, bir kasın optimal sarkomer uzunluğunda ve izometrik kasılma sırasında üretebileceği maksimum kuvvete bölünerek normalize edilmiştir (Gordon ve diğ., 1966).	21
Şekil 3.12	Kedi, kurbağa ve insan iskelet kaslarının sarkomer seviyesindeki kuvvet-uzunluk ilişkisi (Herzog ve Nigg, 1999).....	22
Şekil 3.13	Kuvvet-boy ilişkisini tespit etmek amacıyla kullanılacak deney düzeneği örneği.	23
Şekil 3.14	Sarkomer seviyesinde, bir kasın üretebileceği maksimum aktif, pasif ve toplam kuvvetlerin boy ile ilişkisi.	23
Şekil 3.15	Bir iskelet kasının kuvvet-hız ilişkisinin grafiksel ifadesi. F_0 : İzometrik kasılma sırasında bir kasın üretebileceği maksimum kuvvet; v_0 : kasın maksimum kısalma hızı; F_{mak} : kasın uzadığı sırada üretebileceği maksimum kuvvet (Hill, 1938).	24

Şekil 3.16	Kuvvet-hız ilişkisini tespit etmek amacıyla kullanılabilir deney düzeneği örneği.	25
Şekil 3.17	Kas kuvveti ve gücünün kasılma hızına karşı değişimlerinin tipik grafiği. ...	26
Şekil 3.18	Eşit uzunlukta ve farklı kesit alanlarına sahip iki kas lifinin üretebilecekleri kuvvetlerin uzunluklarına ve kasılma hızlarına bağlı değişimlerinin karşılaştırılması.	27
Şekil 3.19	Tip I ve Tip II liflerinin güçlerinin karşılaştırılması (Epstein ve Herzog, 1998). Bağlı bir değerlendirme yapabilmek adına bu örnekte, iki lif tipinin eşit uzunluklara sahip olduğu varsayılmıştır. Eğer iki lif de aynı tipte iseler, grafikte daha büyük güce sahip lifin boyunun diğerine oranla daha uzun olduğu önermesi yapılabilir.....	28
Şekil 3.20	Tez çalışmasında kullanılan kas-iskelet sistemi modeli.....	29
Şekil 4.1	Kedinin 60° 'lik rampada yukarı doğru yürümesi sırasında SOL ve MG kaslarından ölçülen (a) kas kuvveti, (b) kas uzunluğu, (c) kasın kasılma hızı, (d) bilek ve diz eklemlerinin açıları, (e) bilek ve diz eklemlerinin momentleri ve (f) EMG sinyallerinin lineer zarf biçimlerinin, tipik örnekleri.....	39
Şekil 4.2	Kedinin 45° 'lik rampada yukarı doğru yürümesi sırasında SOL ve MG kaslarından ölçülen (a) kas kuvveti, (b) kas uzunluğu, (c) kasın kasılma hızı, (d) bilek ve diz eklemlerinin açıları, (e) bilek ve diz eklemlerinin momentleri ve (f) EMG sinyallerinin lineer zarf biçimlerinin, tipik örnekleri.....	40
Şekil 4.3	Kedinin 30° 'lik rampada yukarı doğru yürümesi sırasında SOL ve MG kaslarından ölçülen (a) kas kuvveti, (b) kas uzunluğu, (c) kasın kasılma hızı, (d) bilek ve diz eklemlerinin açıları, (e) bilek ve diz eklemlerinin momentleri ve (f) EMG sinyallerinin lineer zarf biçimlerinin, tipik örnekleri.....	41
Şekil 4.4	Kedinin düz platformda hızlı yürümesi (1.2 m/s) sırasında SOL ve MG kaslarından ölçülen (a) kas kuvveti, (b) kas uzunluğu, (c) kasın kasılma hızı, (d) bilek ve diz eklemlerinin açıları, (e) EMG sinyallerinin lineer zarf biçimlerinin, tipik örnekleri. Yürüme bandı üzerinde kuvvet platformu olmadığından dolayı bu yürüme koşulu için eklemlerinin momentleri belirlenememiştir.	42
Şekil 4.5	Kedinin düz platformda yavaş yürümesi sırasında SOL ve MG kaslarından ölçülen (a) kas kuvveti, (b) kas uzunluğu, (c) kasın kasılma hızı, (d) bilek ve diz eklemlerinin açıları ve (e) EMG sinyallerinin lineer zarf biçimlerinin, tipik	

	örnekleri. Yürüme bandı üzerinde kuvvet platformu olmadığından dolayı bu yürüme koşulu için eklem momentleri belirlenememiştir.	43
Şekil 4.6	Kedinin 30°'lik rampada aşağı doğru yürümesi sırasında SOL ve MG kaslarından ölçülen (a) kas kuvveti, (b) kas uzunluğu, (c) kasın kasılma hızı, (d) bilek ve diz eklem açıları, (e) bilek ve diz eklem momentleri ve (f) EMG sinyallerinin lineer zarf biçimlerinin, tipik örnekleri.....	44
Şekil 4.7	60° eğimli platformda yukarı doğru yürüme deneyi için yapılan kuvvet kestirimlerinin tipik örnekleri.....	46
Şekil 4.8	45° eğimli platformda yukarı doğru yürüme deneyi için yapılan kuvvet kestirimlerinin tipik örnekleri.....	46
Şekil 4.9	30° eğimli platformda yukarı doğru yürüme deneyi için yapılan kuvvet kestirimlerinin tipik örnekleri.....	47
Şekil 4.10	Düz platformda hızlı yürüme deneyi için yapılan kuvvet kestirimlerinin tipik örnekleri.	47
Şekil 4.11	Düz platformda yavaş yürüme deneyi için yapılan kuvvet kestirimlerinin tipik örnekleri.	48
Şekil 4.12	30° eğimli platformda aşağı doğru yürüme deneyi için yapılan kuvvet kestirimlerinin tipik örnekleri.....	48
Şekil 4.13	Koşul I deneylerinde her bir kedi ve yürüme koşulu için elde edilen 16'şar adet ortalama karesel kök farkı, e , değerinin ve ortalama korelasyon katsayısının, r , ortalamaları ve standart sapmaları. a) SOL için ortalama e , b) SOL için ortalama r , c) MG için ortalama e , d) MG için ortalama r . * $P < 0.05$; ** $P < 0.01$	52
Şekil 4.14	Koşul II deneylerinde her bir kedi ve yürüme koşulu için elde edilen 16'şar adet ortalama karesel kök farkı, e , değerinin ve ortalama korelasyon katsayısının, r , ortalamaları ve standart sapmaları. a) SOL için ortalama e , b) SOL için ortalama r , c) MG için ortalama e , d) MG için ortalama r . * $P < 0.05$	53

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1	İstatistiksel analizde kullanılan kedi adımlarının sayısı	35
Tablo 4.1	Koşul I deneylerinde kestirilen kas kuvvetleri için hesaplanan ortalama karesel kök farkı ve korelasyon katsayılarının ortalama değerleri.....	50
Tablo 4.2	Koşul II deneylerinde kestirilen kas kuvvetleri için hesaplanan ortalama karesel kök farkı ve korelasyon katsayılarının ortalama değerleri.....	51
Tablo A.1	Optimizasyon yöntemleri kullanılarak yapılan kas kuvveti kestirimi çalışmaları	70
Tablo A.2	Amaç fonksiyonları ve kısıt denklemlerinde kullanılan MG ve SOL kaslarına ait parametreler	81

SEMBOL LİSTESİ

f^T	bileşke kas kuvveti vektörü
h	bileşke moment vektörü
f^M	kas kuvveti
f^L	bağ kuvveti
f^C	eklem temas kuvveti
d^M	kas kuvvetlerinin uygulanma noktası ile eklem merkezi arasındaki mesafe
d^L	bağ kuvvetlerinin uygulanma noktası ile eklem merkezi arasındaki mesafe
d^C	eklem temas kuvvetlerinin olduğu nokta ile eklem merkezi arasındaki mesafe
g	kısıt denklemleri vektörü
$F(v)$	ilgili kasılma hızında bir kasın üretebileceği maksimum kuvvet
F_0	bir kasın üretebileceği maksimum kasılma hızı
v	kasın anlık kasılma hızı
v_0	kasın maksimum kasılma hızı
a	kısalan bir kasın sıcaklığını tanımlayan Hill katsayısı
b	kısalan bir kasın enerji kullanımını tanımlayan Hill katsayısı
P	kas gücü
f	kas kuvveti
KKA	kasın kesit alanı
k	standart kas gerilmesi
$F(l)$	ilgili kas boyunda bir kasın üretebileceği maksimum kuvvet
l	kas boyu
l_0	optimal kas boyu
$F_{ak}(l)$	ilgili kas boyunda bir kasın üretebileceği maksimum aktif kuvvet
$F_{pa}(l)$	ilgili kas boyunda bir kasın üretebileceği maksimum pasif kuvvet
S	kasların yavaş kasılan lif tipi barındırma yüzdesi
EMG	EMG sinyalinin lineer zarf durumu
λ	eşitlik kısıtları için Karush-Kuhn-Tucker katsayısı
μ	eşitsizlik kısıtları için Karush-Kuhn-Tucker katsayısı
p, q	yavaş kasılan lif tipi yüzdesine bağlı fonksiyonlar
e	ortalama karesel kök farkı
C	kovaryans
r	Pearson korelasyon katsayısı
ss	standart sapma

ÖZET

KAS İSKELET SİSTEMİNİN MEKANİĞİ VE KUVVET OPTİMİZASYONU ANALİZİ

Kas kuvvetlerinin doğrulukla kestirimi çalışmaları biyomekanik alanında aktif olarak yürütülmektedir. Kas kuvvetlerinin teorik olarak kestirimi artıklık (redundancy) probleminin çözümüne bağlıdır. Artıklık, bir kas-iskelet sistemi modelinde, hareketin gerçekleşmesi için aktif olan kas sayısının modelin serbestlik derecesinden fazla olmasından kaynaklanmaktadır. Bu problemi çözmek için tercih edilen yöntemlerin başında statik optimizasyon gelmektedir. Statik optimizasyon yönteminde bir amaç fonksiyonu tasarlanır ve bu fonksiyon optimize edilir. Literatürde mevcut bulunan amaç fonksiyonları tipik olarak, kas kuvvetlerinin bir ağırlık katsayısına bölümünün çeşitli derecelerden kuvvetlerinin toplamı şeklindedir. Bununla birlikte bir hareketin gerçekleştirilmesi sırasında, kasların kasılma koşulları sürekli değişmektedir. Bu çalışmada, kasların kuvvet üretim süreçlerini etkileyen; bir kas içerisinde bulunan farklı tipteki liflerin oranı ve kasın kesit alanı gibi fizyolojik özellikler, kas uzunluğu ve kasılma hızı gibi kasılma koşulları ve kasların aktivasyon seviyesi (EMG sinyali) amaç fonksiyonuna dahil edilmiştir. Bu şekilde, klasik yöntemlerle gerçekleştirilemeyen sinerjistik kaslar arasındaki kuvvet paylaşımının çeşitli özellikleri kestirilebilmiştir. Önerilen yeni yaklaşım özellikle bir serbestlik dereceli kas-iskelet sistemi modellerinde, kuvvetin kaslar arasındaki dağılımının kestirimine olanak sağlamıştır. Ayrıca, deneysel olarak gözlemlenen bir kastaki eş zamanlı kuvvet artımı ile bu kasın agonisti olan kastaki kuvvet azalımı durumunun kestirimini sağlamıştır. Bu sonuçlardan yola çıkarak, kas kasılma koşullarının amaç fonksiyonlarında ağırlık katsayısı olarak kullanılmasının, deneysel olarak da gözlemlenen sinerjistik kas gruplarındaki kuvvet dağılımı karakteristiğinin belirlenmesinde tatmin edici bir yöntem olduğu sonucuna varılmıştır.

SUMMARY

MECHANICS AND FORCE OPTIMIZATION ANALYSIS OF THE MUSCULOSKELETAL SYSTEM

The possibility of accurately predicting individual muscle forces is an active research area in biomechanics. Theoretical calculation of individual muscle forces depends on solving the redundancy problem which arises because the number of muscles in a musculoskeletal model exceeds the number of degrees-of-freedom present. One common approach to this problem is to formulate a static optimization strategy. In static optimization, a cost function is designed and then optimized. Typical cost functions take the form of a weighted sum of muscle forces (raised to some arbitrary power). However, during movements the muscles' contractile conditions are changing continuously. In this study, proposed cost function was modified by incorporating physiological properties of muscular contraction such as muscles' slow twitch fibre composition and physiological cross sectional area, the contractile properties represented by the force-length and force-velocity relationships and, activation level represented by EMG. In doing so, it was able to predict various features of force-sharing among synergistic muscles that cannot be predicted with the classical approach. Specifically, the new approach allows for prediction of force-sharing loops in one degree-of-freedom systems and further permits simultaneous increase in force in one muscle and decrease in a corresponding agonist, observations that have been made experimentally. From these results, it was concluded that incorporation of the contractile conditions in the weighting of the objective function provides a natural way to incorporate observed force-sharing features in synergistic muscles that have eluded satisfactory description.

1. GİRİŞ

Bu tez çalışmasının konusunu, kasların ürettiği kuvvetlerin teorik olarak kestirimi problemi oluşturmaktadır. Kasların ürettiği kuvvetlerin teorik olarak belirlenebilmesi için uygulanan yöntemlerin başında, kas-iskelet sisteminin fiziksel modellerinin oluşturulması ve bu modellerin kinematik ve dinamik analizlerinin yapılması gelmektedir. Bir pozisyonun ya da hareketin gerçekleştirilmesi sırasında birçok kas grubunun aktif rol oynaması fiziksel modellerde artıklık (redundancy) denilen ve basit cebirsel yöntemlerle çözülemeyen çok alternatiflilik durumu ile karşılaşılmasına neden olmaktadır. Artıklık, bir kas-iskelet sistemi modelinde, hareketin gerçekleşmesi için aktif olan kas sayısının modelin serbestlik derecesinden yani hareket denklemlerinin sayısından fazla olmasından kaynaklanmaktadır. Bu problemi çözmek için tercih edilen yöntemlerin başında, bu tez çalışmasında da olduğu üzere, optimizasyon gelmektedir.

Optimizasyon yöntemlerinin temelini, optimize (maksimize ya da minimize) edilecek olan amaç fonksiyonun belirlenmesi oluşturmaktadır. Kas-iskelet sistemlerindeki artıklık problemini çözmek için kullanılan optimizasyon tekniklerindeki amaç fonksiyonları tipik olarak, kas kuvvetlerinin bir ağırlık katsayısına bölümünün çeşitli derecelerden kuvvetlerinin toplamı şeklindedir (Crowinshield ve Brand, 1981). Ancak bu tip önermeler, kasların kuvvet üretimi sırasında rol oynayan fizyolojik özellikleri ve kasılma mekanizmalarını dikkate almakta yetersizdir ve dolayısıyla onlardan elde edilecek kuvvet kestirimleri, vücudun motor kontrol mekanizmasının doğasını yansıtmaktan uzak kalmaktadır.

Kas kuvveti kestirimi çalışmalarında karşılaşılan en önemli problemlerden bir tanesi elde edilen teorik kas kuvvetlerinin geçerliliğinin değerlendirilmesidir. Bu konuda sıklıkla kullanılan yöntemlerin başında, ilgili kaslardan kaydedilen elektromyografi (EMG) sinyalleri (kas aktivasyonu) ile kas kuvvetleri arasında ilişki kurmak gelmektedir (Erdemir ve diğ. 2007). Ancak henüz EMG sinyali ile kas kuvveti arasında güvenilir ve kantitatif bir ilişki elde edilebilmiş değildir (De Luca, 1997). Diğer bir

yöntem ise doğrudan kas kuvvetlerinin ölçülmesidir (Walmsley ve diğ., 1978). Bu işlem, kasların kemikle birleşmesini sağlayan tendon bölgesine kuvvet dönüştürücüler (transducer) yerleştirilmesini (implant) gerektirmektedir. Bu işlemin invaziv (vücutta yaralama veya operasyon gerektiren nitelikte) bir yöntem olması sebebiyle insanlara uygulanması neredeyse mümkün değildir. Bununla birlikte, doktora tez çalışmalarım sırasında ziyaretçi araştırmacı olarak bulunduğum Calgary Üniversitesi Kinezyoloji Fakültesi'nde bahsedilen yöntem kediler üzerinde uygulanmış ve çeşitli hareketler sırasında sinerjistik (aynı hareketin gerçekleştirilmesi için birlikte aktif olan) davranış gösteren medial gastrocnemius (MG) ve soleus (SOL) kaslarında kuvvet, kas boyu, kasılma hızı ve EMG sinyali ile birlikte bilek ve diz eklemlerinde moment ve açı ölçümleri gerçekleştirilmiştir (Kaya ve diğ., 2003). Dolayısıyla bu çalışmada, teorik olarak elde edilen kas kuvvetlerinin gerçek değerlere olan uyumluluğu kedi kaslarından ölçülen kas kuvvetleri kullanılarak güvenilir bir biçimde değerlendirilebilmiştir.

Birbirleriyle ahenk içerisinde (eşgüdümlü) çalışan kasların, belirli hareketlerin yapılması sırasında ürettikleri kuvvetlerin teorik olarak hassasiyetle hesaplanması ve o hareketlerin gerçekleştirilmesi için hangi kas gruplarının (ya da tek tek hangi kasların) hangi oranda katkı yaptıklarının belirlenmesi, klinik alanda birçok yararlılık sağlayabilecektir. Kas yaralanması ya da zayıflığı olan insanların kasılma seviyelerinin kantitatif (nicesel) olarak belirlenmesi ve sınıflandırılması, geçirilen ameliyatlardan sonrası kas fonksiyonlarının iyileştirilmesi için yapılan fizik tedavi ve rehabilitasyon çalışmalarının takibi ile kontrolü ve fiziksel engelli insanların ihtiyacına yönelik tasarlanan protez cihazlarının gelişimine katkı, kas kuvvetinin belirlenmesi araştırmalarından elde edilebilecek faydalardandır (Anderson, 1999).

Özetle bu tez çalışmasında, kasların ürettiği kuvvetleri belirlemek için oluşturulan kas-iskelet sistemi modellerinde ortaya çıkan artıklık problemini çözmek için, optimizasyon yöntemi kullanılmıştır. Bu hedef neticesinde çeşitli amaç fonksiyonları oluşturulmuş ve bu fonksiyonlar çeşitli kısıtlar altında optimize edilerek kuvvet kestirimleri yapılmıştır. Çalışmanın en önemli ayağını amaç fonksiyonlarının tasarımı oluşturmaktadır. Benzer çalışmalardan farklı olarak bu çalışmada: (i) farklı vücut performansı gerektiren farklı yürüme koşulları için (yokuş yukarı, düz seviyede, yokuş aşağı, yavaş - hızlı yürüme gibi) tek bir amaç fonksiyonu yerine spesifik amaç fonksiyonları tasarlanmıştır; (ii)

önerilen amaç fonksiyonları kasların kuvvet üretim sürecinde rol oynayan beş önemli parametre (kas uzunluğu, kasılma hızı, lif tipi oranı, kesit alanı ve kas aktivasyon seviyesi) dikkate alınarak tasarlanmış ve, (iii) kestirilen kuvvetlerin doğrulanması, sınırlı sayıda veri ve hareket formu kullanarak doğrulama yapan literatürdeki mevcut çalışmalardan farklı olarak, çeşitli vücut performansı gerektiren koşullarda yürüme aktivitesi gerçekleştiren beş adet kedinin attıkları 356 adım için ölçülen kas kuvvetleri kullanılarak yapılmıştır.

Bu tezin içeriği şu şekilde oluşturulmuştur: Kas kuvvetlerinin kestirimi konusundaki çalışmalar Genel Bilgiler kısmında detaylı biçimde ele alınmıştır. Daha sonra Malzeme ve Yöntem kısmında kediler üzerinde yapılan deneylerden, kas mekaniğinden, çalışmada kullanılan kas-iskelet sistemi modelinden ve önerilen amaç fonksiyonlarının tasarımından bahsedilmiştir. Dünyada biyomekanik üzerine çalışmalar on yıllardır yapılmakla birlikte, Türkiye’de bu disiplin dahilindeki çalışmalar oldukça yenidir ve dolayısıyla biyomekanik ile onun temelini oluşturan kas mekaniği hakkındaki Türkçe kaynak sayısı ve bunların içeriği bir hayli kısıtlıdır. Bu nedenle tezin içeriğinde, kas mekaniğinin kas boyu-kuvvet, kas hızı-kuvvet gibi önemli konularının bazıları detaylı biçimde yer almaktadır. Önerilen modeller neticesinde elde edilen kuvvetler ve bunların gerçek değerlerle kıyaslanması, istatistiksel analizlerle desteklenerek Bulgular bölümünde sunulmuştur. Tartışma ve Sonuç bölümünde ise, kestirilen kas kuvvetlerinin ışığında, çalışma içerisinde önerilen optimizasyon modellerinin ve sinerjistik kaslar arasındaki kuvvet paylaşımının kapsamlı bir değerlendirmesi yapılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 GENEL DAĞILIM PROBLEMİ

Genel dağılım problemi olarak adlandırılan bir hareketin gerçekleştirilmesi için gerekli olan eklem momentlerini oluşturan kas kuvvetlerinin teorik olarak kestirim ya da kaslar arasındaki paylaşım problemi, yaklaşık son 40 yılda, biyomekanik alanında üzerinde en çok çalışılan konuların başında gelmektedir. Bu konu üzerine yapılan önemli çalışmaların değerlendirildiği birçok derleme makalenin (review article) bulunması, kuvvetlerin kaslar arasındaki dağılım probleminin biyomekanik disiplini içerisinde ne kadar ilgi çekici olduğunu göstermektedir (Crowninshield ve Brand, 1981a; Herzog, 1996; Tsirakos ve diğ., 1997; Erdemir ve diğ., 2007). Kas kuvvetlerinin kestirimi konusundaki öncü çalışmalar Seireg ve Arvikar (1973, 1975) ile Penrod ve diğ.'nin (1974) çalışmalarıdır.

Kas-iskelet sistemindeki genel dağılım ya da bir diğer ifadeyle artıklık problemi, bir kas-iskelet sistemi modelinde kas sayısının, modelin serbestlik derecesinden fazla olmasından kaynaklanmaktadır. Böylesi bir durumda, bir eklemi saran kasların üretecekleri kuvvetlerin sonsuz sayıdaki kombinasyonu gerekli olan eklem momentinin oluşmasını sağlayabilir.

Bir eklemin merkezinde oluşan bileşke kuvvet \mathbf{f}^T ve moment \mathbf{h} matematiksel olarak aşağıdaki denklemlerle ifade edilebilir (Crowninshield ve Brand, 1981a).

$$\mathbf{f}^T = \sum_{i=1}^m \mathbf{f}_i^M + \sum_{j=1}^l \mathbf{f}_j^L + \sum_{k=1}^c \mathbf{f}_k^C \quad (2.1)$$

$$\mathbf{h} = \sum_{i=1}^m \mathbf{d}_i^M \times \mathbf{f}_i^M + \sum_{j=1}^l \mathbf{d}_j^L \times \mathbf{f}_j^L + \sum_{k=1}^c \mathbf{d}_k^C \times \mathbf{f}_k^C \quad (2.2)$$

Sırasıyla; m ve l eklemi saran kas ve bağ, c ise eklem içerisinde birbirleriyle temas halinde olan yüzey bölgelerinin sayısını; f_i^M , f_j^L ve f_k^C i . kas, j . bağ ve k . eklem temas kuvvetlerini; d_i^M , d_j^L ve d_k^C ise ilgili kuvvetlerin uygulanma noktası ile eklem merkezi arasındaki mesafeleri göstermektedir.

Artıklık problemini çözmek için bu iki denklemden birini çözmek yeterlidir (kas kuvvetleri kestirilmiş olacaktır). Denklem (2.1) ve (2.2)'nin çözümü için genellikle bazı varsayımlar yapılır. Bunlar: (i) bağların ihmal edilebilecek seviyelerde kuvvet iletmeleri ve, (ii) eklem temas kuvvetlerinin f_k^C (joint contact forces) eklemlerin dönme merkezleri ile aynı doğrultuda olduklarıdır (Herzog, 1996). Bu iki kabul neticesinde denklem (2.1) ve (2.2)'deki bilinmeyen sayılarında azalma sağlanır.

$$\mathbf{f}^T = \sum_{i=1}^m \mathbf{f}_i^M + \sum_{k=1}^c \mathbf{f}_k^C \quad (2.3)$$

$$\mathbf{h} = \sum_{i=1}^m \mathbf{d}_i^M \times \mathbf{f}_i^M \quad (2.4)$$

Artıklık problemini çözmek için daha az sayıda bilinmeyen içeren denklem (2.4)'ü çözmek, denklem (2.3)'ü çözmekten daha pratiktir. Çünkü hem eklem temas kuvvetlerini belirlemeye gerek kalmaz hem de bir eklemdaki bileşke momenti ölçmek, bileşke kuvveti ölçmekten daha kolaydır.

2.2 ARTIKLIK PROBLEMİNİN ÇÖZÜMÜNDE KULLANILAN OPTİMİZASYON YÖNTEMLERİ

Literatürde, artıklık probleminin çözümü için başlıca üç yöntem kullanılmaktadır. Bunlar, (i) bilinmeyi azaltma, (ii) optimizasyon ve (iii) kontrol model yöntemleridir (Herzog, 1985). Ancak, optimizasyon kullanılan çalışmaların sayısı diğer iki yöntemle karşılaştırıldığında oldukça fazladır.

Bilinmeyi azaltma yöntemi temel olarak, denklem takımındaki bilinmeyen sayısını (genellikle kas sayısını) çeşitli fizyolojik varsayımlar ileri sürerek (kasları tek tek ele

almak yerine grup davranışı gösterdiklerini varsayarak gruplamak ya da küçük boyutlu kasların üretebilecekleri kuvvetleri ihmal etmek gibi) azaltma ve en sonunda bilinen sayısına eşitleme yöntemidir (Paul, 1965; Paul 1967; Morrison, 1968; Morrison, 1970). Yapılan varsayımlar nedeniyle birçok önemli fizyolojik bilginin ihmal edilme olasılığı, bu yöntemin biyomekanik camiasında itibar görmemesine sebep olmuştur.

Kontrol model yöntemi üç aşamadan oluşur (Hatze, 1977; Hatze, 1981, Pierrynowski, 1982). Birinci aşamada, kas-iskelet modeli anatomik sınırlar içerisinde oluşturulur. İkinci kısımda ise, bir kasın sahip olduğu kuvvet üretim potansiyeli matematiksel olarak modellenir. Modelleme işleminde bir kasın kuvvet üretimini etkileyen kas uzunluğu, kasılma hızı, lif tipi, kas kesit alanı, aktivasyon seviyesi ile kasın elastik ve geometrik özellikleri gibi bilgiler formüle edilir. Son bölümde ise iteratif bir yaklaşımla kasların üreteceği kuvvetler, ilk bölümde belirlenen maksimum ve minimum kuvvet değerleri arasında kestirilmeye çalışılır. İterasyon belirli ve küçük zaman adımlarında yapılır; bir zaman adımında bilinen kuvvet değeri bir sonraki adımdaki kuvvet değerinin belirlenmesinde kullanılır. Bu yöntem zamanla, bu bölümün ilerleyen kısımlarında detaylı bir şekilde ele alınacak olan ileri dinamik ya da dinamik optimizasyon olarak adlandırılan yöntemlere evrilmiştir.

Kaslar arasındaki kuvvet kestirimi probleminde kullanılan optimizasyon yöntemi temel olarak, bilinmeyen birer parametre olarak kestirilecek kas kuvvetlerinden ve değerleri bilinen diğer parametrelerden (bunlar çoğunlukla kas fizyolojisine ait olan ve kasların kuvvet üretiminde rol oynayan etkenlerdir) oluşturulan amaç fonksiyonlarının optimize edilmesine dayanmaktadır. Optimizasyon problemine ayrıca, bir kasın yalnızca çekme işlevini gerçekleştirebilmesi ya da üretebileceği bir maksimum kuvvetin var olması gibi fizyolojik bilgilerin matematiksel karşılığı olan kısıtlar da entegre edilmektedir. Bu yöntemdeki en kritik husus, tasarlanan amaç fonksiyonun kasların kuvvet üretim mekanizmasını karakterize edebilecek yapıya sahip olmasını sağlamaktır. Amaç fonksiyonları, bazı fizyolojik kriterlerin sağlanması amacıyla oluşturulur. Örneğin bu kriterlerden bazıları, kas yorgunluğunun minimizasyonu (Crowinshield ve Brand, 1981b; Dul ve diğ., 1984b) ya da kasların kasılması için gerekli enerjinin minimizasyonu olabilir (Hardt, 1978a; Pragman, 2006). Ancak enerji tüketimi ya da

yorgunluk gibi mekanizmaların oluşmasını sağlayan bütün fizyolojik etkenleri barındıracak bir amaç fonksiyonu tasarlayabilmek oldukça güç bir iştir.

2.2.1 Statik ve dinamik optimizasyon

Statik optimizasyon sürecinde, belirlenen amaç fonksiyonu her zaman adımı için ayrı ayrı minimize ya da maksimize edilir. Dolayısıyla optimizasyonun belirli bir zaman adımıdaki sonucu, önceki zaman adımlarında kestirilen kuvvetlerden ya da kasılma koşullarından (örn. kasın aktivasyonu, hızı, boyu vb.) bağımsızdır (Hardt, 1978a; Davy ve Audu, 1987). Buna rağmen kestirilen kuvvet eğrileri yumuşak (smooth) ve süreklidir.

Tipik bir statik optimizasyon problemi n sayıdaki bilinmeyen kas kuvveti için aşağıdaki gibi oluşturulabilir.

$$\begin{aligned} \phi(\mathbf{f}) &= f(f_1, f_2, \dots, f_n) \\ \mathbf{g}_j(f_1, f_2, \dots, f_m) &= 0, \quad j = 1, 2, \dots, m \\ f_i &\geq 0, \quad i = 1, 2, \dots, n \end{aligned} \quad (2.5)$$

Denklem takımında, $\phi(\mathbf{f})$ amaç fonksiyonunu, f_i bilinmeyen kas kuvvetlerini ve \mathbf{g}_j kısıt denklemlerini göstermektedir. Kaslar yalnızca çekme hareketi yapabildiklerinden dolayı kas kuvveti için alt sınır sıfır olarak belirlenir.

Literatürde sıklıkla kullanılan statik optimizasyon örneğinin; diz (Dul ve diğ., 1984a, b; Kaufman ve diğ., 1991a, b), kalça (Crowninshield ve diğ., 1978; Pedersen ve diğ., 1997; Hoek van Dijke ve diğ., 1999), omurga (Schultz ve diğ., 1983; Bean ve diğ., 1988), omuz (Karlsson ve Peterson, 1992; van der Helm, 1994; Nieminen ve diğ., 1995a), dirsek (Yeo, 1976; Crowninshield, 1978; An ve diğ., 1989; Raikova, 1996), bilek (Penrod ve diğ., 1974), ve parmak (Dennerlein, 2000) bölgelerindeki kuvvet dağılım problemlerinin çözümünde tercih edilmiştir (Gregory, 2002).

Dinamik optimizasyonda (optimal kontrol olarak da adlandırılır) statik optimizasyondan farklı olarak kuvvet kestirimi yalnızca ilgili zaman adımıdaki parametreler dikkate alınarak yapılmaz; başlangıçtan o ana kadar olan bütün zaman aralığında yapılan kuvvet

kestirimleri dikkate alınır ve dolayısıyla amaç fonksiyonları genellikle integral formundadırlar (Davy ve Audu, 1987). Bu yöntemde, sistem girişlerini (örn. kas uyarım sinyalleri) ve çıkışlarını (örn. kas kuvveti) hesaplamak için bir model oluşturulur ve kuvvet üretimi sırasında etkin olduğu düşünülen bazı kriterler maksimize edilmeye çalışılır. Bu kriterler örneğin, minimum kas enerjisi (Cruse, 1986; Alexander, 1997), minimum efor (Hasan, 1986; Lan, 1997), minimum jerk (Hogan, 1984; Flash ve Hogan, 1985), minimum eklem momenti değişimi (Uno ve diğ., 1989) ve minimum iştir (Soechting ve diğ., 1995).

Statik optimizasyonun, dinamik optimizasyona olan en büyük avantajı modellenmesinin oldukça pratik ve hesaplama süresinin kısa olmasıdır. Dezavantajlarından biri ise yapılan kuvvet kestirimlerinin, dinamik optimizasyondan farklı olarak, ilgili zaman adımından önceki zaman adımlarından bağımsız yapılmasıdır. Bu durum, vücudun kontrol mekanizmasının, her bir zaman adımında birbirlerinden bağımsız kuvvet üretim süreçleri yürüttüğü varsayımını reddedenler için dezavantaj olarak görülür (Gregory, 2002). Statik optimizasyon sürecinin amaç fonksiyonuna önemli derecede bağlı olması, bir başka dezavantajdır. Çünkü her bir hareket tipi için (yürüme, koşma, zıplama vs.) sinir-kas kontrol mekanizmasının ayrı bir davranış sergileyeceği düşünüldüğünde, tek bir amaç fonksiyonun farklı tiplerdeki hareketler için gerekli olan kuvvet üretim mekanizmasını karakterize edebilmesi mümkün görünmemektedir. Bu tez çalışmasında, farklı hareket tipleri için spesifik amaç fonksiyonları tasarlanarak bu dezavantajın yaratacağı olumsuzluk giderilmeye çalışılmıştır. Anderson (1999), dinamik optimizasyon kullanarak yürüme aktivitesi sırasında insan alt uzuvlarındaki kasların kuvvet kestirimini konu aldığı kapsamlı doktora tezinde, statik ve dinamik optimizasyon yöntemleri kullanarak kestirdiği kas kuvvetlerinde önemli farklılıklar olmadığını belirtmiştir.

2.2.2. Lineer ve non-lineer optimizasyon

Lineer optimizasyon, amaç fonksiyonunun ve kısıt denklemlerinin lineer olduğu durumlar için kullanılmaktadır ve klasik lineer programlama yöntemleri ile (örn. Simplex metodu) bu tip optimizasyon problemleri çözülebilir (Seireg ve Arvikar, 1973, 1975; Crowninshield, 1978; Pedotti ve diğ., 1978; Crowninshield ve Brand, 1981a;

Bean ve diğ., 1988; An ve diğ., 1989; Kaufman ve diğ., 1991a, 1991b). Ancak lineer amaç fonksiyonları, eğer kısıt denklemlerinde bir kasın üretebileceği maksimum kuvvet değeri üst sınır olarak belirlenmemişse, gerçekte mevcut olan sinerjistik kaslar arasındaki kuvvet paylaşımını ortaya çıkaramamaktadır. Bu durum, lineer programlama yönteminin kuvvet kestirimi çalışmalarından tümüyle çıkarılması için yeterli bir sebeptir.

Bugün artık, artıklık probleminin çözümü için non-lineer optimizasyon yöntemleri kullanılmaktadır. Pedotti ve diğ.'nin (1978) çalışması, kuvvet kestirimi için ilk non-lineer optimizasyon, Crowninshield ve Brand'in (1981b) çalışması ise bu probleme fizyolojik bir bakış açısıyla yaklaşan ilk non-lineer optimizasyon uygulamasıdır.

2.3. KAS KUVVETLERİNİN DOĞRULANMASI

Artıklık probleminin çözümü üzerine yapılan çalışmalardaki en önemli aşamalardan bir tanesi, kestirilen kas kuvvetlerinin gerçeğe ne kadar yakın olduğunun belirlenmesidir. Günümüzde yapılan kas kuvveti ölçümlerinin, operasyon ile birlikte vücut içerisine çeşitli sensörler (ör. kuvvet sensörleri) yerleştirilmesi gereken uygulamalar olmasından dolayı (Walmsley ve diğ., 1978), literatürde, teorik olarak elde edilen kas kuvvetlerinin doğruluğu genellikle non-invaziv bir şekilde ölçülebilen EMG sinyalleri ile değerlendirilmiştir (Seireg ve Arvikar, 1975; Collins, 1995; Nieminen ve diğ., 1995a; Glitsch ve Baumann, 1997; Li ve diğ., 1999; Brown ve Potvin, 2005). Burada “karşılaştırmak” yerine “değerlendirmek” kelimesi tercih edilmiştir. Çünkü şu ana kadar yapılan çalışmalardan biliyoruz ki, EMG sinyalleri ile kas kuvvetleri arasında yüksek bir uyumluluk olsa da, EMG sinyallerinden kas kuvvetlerini kesin bir doğrulukla kestirmek mümkün değildir (De Luca, 1997, Arslan ve diğ., 2009). EMG ile kas kuvvetlerinin kestirimi üzerine yapılan çalışmaların çok güncel bir derlemesi Staudenmann ve diğ.'nin (2009) çalışmasında bulunabilir.

Kas-tendon bölgelerine yerleştirilen kuvvet sensörleri kullanılarak kas kuvveti ölçümleri henüz insanlar üzerinde gerçekleştirilmedi ancak, at (van der Bogert ve diğ., 1989), kanguru (Griffiths, 1989), güvercin (Dial ve Biewener, 1993) ve hindi (Nelson

ve Roberts, 2008) gibi çeşitli hayvanlar üzerinde yapılmıştır (Herzog, 1996). Ancak aynı anda birden fazla kastan kuvvet ölçümü ilk kez kedinin arka uzuvlarındaki kaslarda yapılmıştır (Walmsley ve diğ., 1978). Walmsley ve diğ.'nin (1978) yaptıkları ölçümler başka araştırmacılar tarafından tekrar edilmiş ve bu çalışmada elde edilen kas kuvvetleri ile uyum içerisinde olan veriler elde etmişlerdir (Hodgson, 1983; Whiting ve diğ., 1984; Herzog ve diğ., 1993). Bu verilerin, kasların kuvvet üretim davranışları açısından değerlendirilmesi, Tartışma ve Sonuç bölümünde detaylı biçimde ele alınmıştır. Abraham ve Loeb (1985), fleksör digitorum longus, tibialis posterior, plantaris, fleksör digitorum brevis kaslarından ve Achilles tendonundan, aynı anda en çok iki kastan olacak şekilde, kuvvet ölçümleri yapmış ve kuvvet ölçümü yapılan kas çeşitliliğini arttırmışlardır.

Çeşitli optimizasyon yöntemlerinin kullanılarak kas kuvvetlerinin kestirilmeye çalışıldığı çalışmalar, literatürde bulunan derleme makalelerden de faydalanılarak (Crowninshield ve Brand, 1981a; Herzog, 1996; Tsirakos ve diğ., 1997; Anderson, 1999; Erdemir ve diğ., 2007), EK-A kısmındaki Tablo A.1'de kronolojik olarak sıralanmıştır. Tablo A.1'de, çalışmaları gerçekleştiren araştırmacılar, çalışmaların yayınlandığı yıllar, kullanılan amaç fonksiyonları, kuvvet kestirimi yapılan vücut bölgesi ya da aktivitesi, kas-iskelet sistemi oluşturulan bölgeler, modellerin serbestlik dereceleri (SD), eklem sayıları (ES), link (uzuv) sayıları (LS), kas sayıları (KS), kestirilen kuvvetlerin gerçekliğe uygunluğunu test etmek amacıyla kullanılan doğrulama yöntemleri ve çalışmalarda kullanılan optimizasyon yöntemleri ile bunlara ait önemli ayrıntılar verilmiştir.

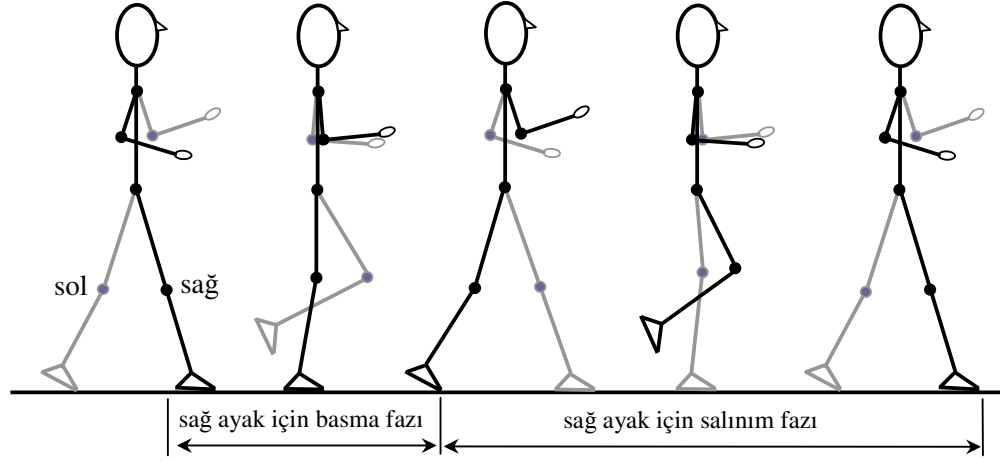
3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1 DENEYLER

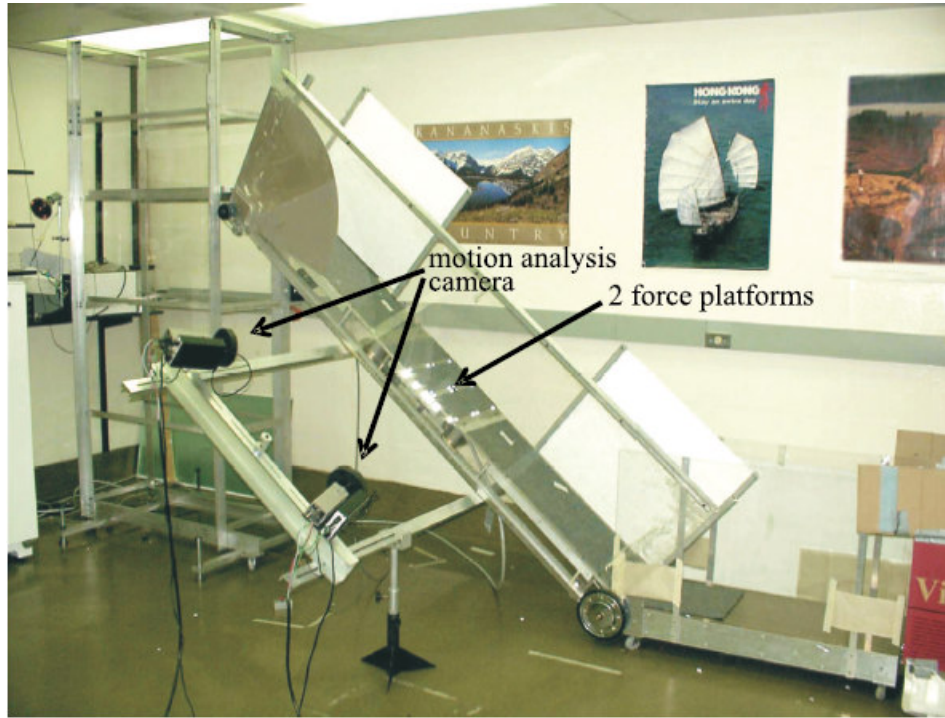
Teorik olarak kestirilen kas kuvvetlerinin doğruluğu, kedi kasları üzerinde yapılan ve detayları aşağıda anlatılan deneyler (Kaya, 2003) sonucunda elde edilen gerçek kas kuvvetleri kullanılarak test edilmiştir. Yapılan deneyler, Calgary Üniversitesi Doğa Bilimleri Hayvan Etik Komitesi tarafından onaylanmıştır.

Yürüme aktivitesinin yapılacak olan kinematik, kinetik ya da fizyolojik analizleri genellikle, atılan bir adımın incelenmesi ile sınırlıdır ve yapılan bu incelemeden periyodik hareketler bütünü olan yürüme aktivitesinin bütünü hakkında önemli sonuçlar elde edilebilmektedir. Ayrıca, adım iki fazda değerlendirilmektedir. Bunlar “basma” (stance) ve “salınım” (swing) fazlarıdır (Şekil 3.1). Eğer tek bir ayağı dikkate alacak olursak, bir adımın başlangıç anı ayağın yere ilk temas ettiği an olarak belirlenir ve bu basma fazının başlangıç anı olarak da tanımlanır. Ayağın yere son temas etme anı basma fazının bitiş, salınım fazının başlangıç anıdır. Ayağın tekrar yere değdiği ilk an salınım fazının ve bir tam adımın sonu demektir. Kaslar arasındaki kuvvet dağılımının analizi çalışmalarında çoğunlukla, ayağın yer ile temas halinde olduğu ve vücut ağırlığının karşılandığı basma fazı ve bu fazın gerçekleştiği zaman dilimi dikkate alınır (Prilutsky ve diğ., 1997).

Deneylere 5 tane erkek kedi dahil edilmiştir (5.2 ± 1.1 kg). Kediler eğimi değiştirilebilen (30° aşağı, düz, ve 30° , 45° , 60° yukarı) özel bir yürüme yolu düzeneği (Şekil 3.2) ve farklı hızlarda (0.4, 0.6, 0.8 ve 1.2m/s) yürümeyi sağlayan bir yürüme bandı (Şekil 3.3) üzerinde yürütülmüşlerdir. Yürüme yolu düzeneğine iki tane kuvvet platformu yerleştirilmiş ve böylece kedinin ayaklarına uygulanacak olan yer reaksiyon kuvvetlerinin ölçümü sağlanmıştır (DRMC36, AMTI, Newton, MA, USA). Yürüme bandı üzerinde kuvvet platformu bulunmamaktadır.



Şekil 3.1 Yürüme analizlerinde bir tam adım için tanımlanan fazlar.



Şekil 3.2 Farklı eğim değerlerine ayarlanabilen yürüme platformu düzeneği (Kaya, 2003).



Şekil 3.3 Motorlu yürüme bandı (Kaya, 2003).

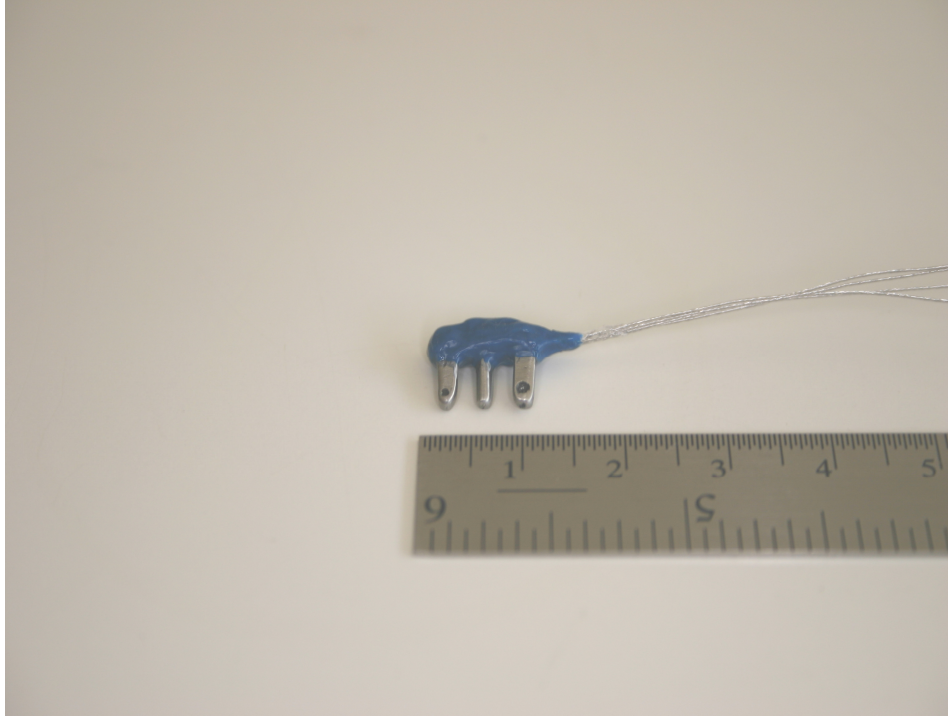
Deneylerde, kedilerin sağ arka bacaklarındaki SOL ve MG kaslarına ait kuvvet, EMG sinyali ve kas uzunluğu ile bilek ve diz eklemlerine ait açı ve moment ölçümleri yapılmıştır. MG ve SOL, bilek ekleminde ekstansiyon hareketinin yapılmasını sağlayan ve sinerjistik çalışan kaslardır.

EMG sinyallerinin ve kas kuvvetlerinin ölçülebilmesi için gerekli olan EMG elektrotlarının ve kuvvet dönüştürücülerinin (transducer) sırasıyla kaslara ve tendonlara yerleştirilebilmesi için gerçekleştirilen cerrahi operasyonların yaklaşık iki ay öncesinden, kedilere yürüme platformlarının üzerlerinde yürüme eğitimleri yaptırılmaya başlanmıştır. Eğitimler haftada beş kez birer saat olacak şekilde planlanmıştır ve her eğitim, kedilere yiyecek ödülü ile sonlanmıştır.

3.1.1 Kas kuvveti ve EMG sinyali ölçümleri

MG ve SOL kaslarının ürettiği kuvvetleri ölçmek için “E” şeklindeki paslanmaz çelik kuvvet dönüştürücülerini kullanılmıştır (Şekil 3.4). Bu dönüştürücüler, cerrahi yöntemle

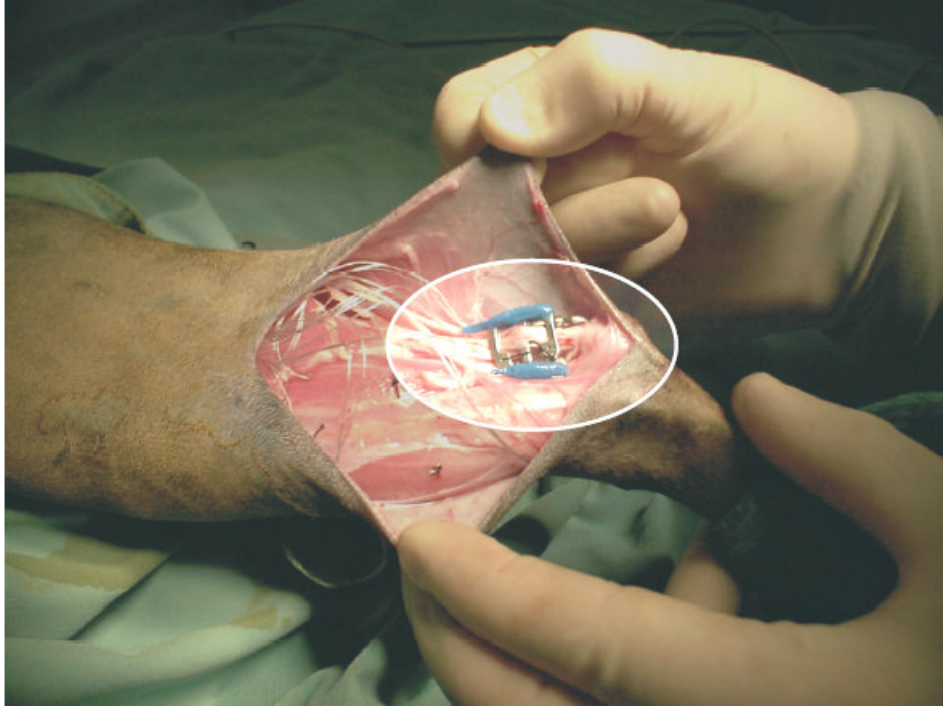
İlgili kasların tendonlarına yerleştirilmişlerdir (Şekil 3.5). EMG sinyalleri ise kasların göbeklerine yerleştirilen ince, çift kutuplu tel elektrotlar (indwelling, bipolar fine wire electrodes) yoluyla kaydedilmişlerdir. Kuvvet dönüştürücülerin ve elektrotların kabloları deri altından geçirilerek kedilerin sırtına bağlanan bir birleştiricide (connector) toplanmış ve sinyaller (EMG ve kuvvet verileri) buradan telemetre sistemi ile özel tasarlanmış bir yükselticiye aktarılmıştır. Sinyaller yükseltilmiş (EMG için kazanç değeri, gain=700) ve 2000Hz ile örneklenerek bilgisayara aktarılmıştır.



Şekil 3.4 Tendonlar üzerinden kemiklere iletilen kas kuvvetlerinin ölçümünde kullanılan kuvvet dönüştürücüsü.

Elektrot ve dönüştürücülerin kaslara yerleştirildiği operasyonun ertesi günü kedilerin eğitimine devam edilmiştir. Ölçümler, kedilerin operasyon sonrası fizyolojik bakımdan tam olarak düzelmelerinden sonra gerçekleştirilmiştir. Burada dikkate alınan düzelme kriteri, operasyon öncesi kedilerin yürürken yere uyguladıkları reaksiyon kuvvetlerine ve bilek eklemi momentlerine benzer sonuçların operasyon sonrasında da elde edilebilmiş olumasıdır. Bu da yaklaşık bir haftalık süreye karşılık gelmektedir.

Kuvvet dönüştürücülerinin kalibrasyonu deneyler tamamlandıktan sonra gerçekleştirilmiştir. Kasların topuk kemiğine bağlanan kısımlarındaki tendon bağlantıları kesilmiş ve tendonlara değerleri bilinen 15 farklı yük asılmıştır. Bu işlemler sonucunda, fizyolojik sınırlar dahilinde olmak üzere, asılan yükler ve dönüştürücülerden alınan sinyaller arasında yaklaşık olarak ($r^2>0.99$) lineer bir ilişki elde edilmiştir.



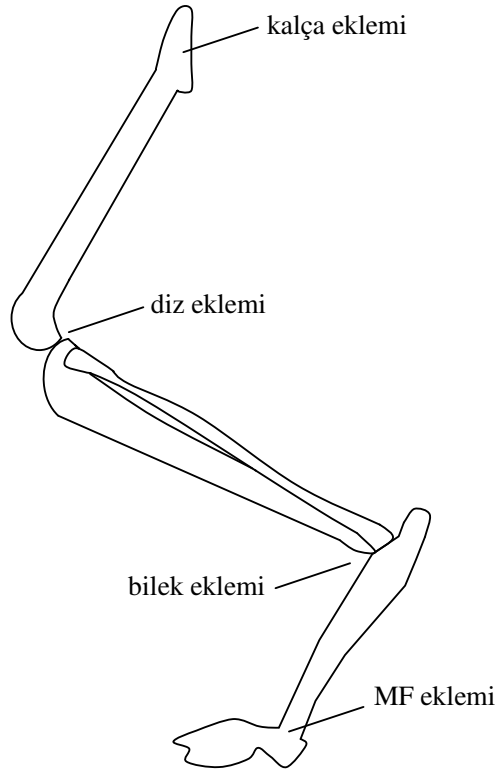
Şekil 3.5 MG kasına implant edilen kuvvet dönüştürücüsü.

3.1.2 Eklem açıları ölçümleri

Beş tane yansıtıcı belirteç (marker), kedinin arka uzvundaki kalça, diz, bilek, metatarsofalanjiyal (MF) eklemleri ile ayak uç noktasına yerleştirilmiş ve bu belirteçlerin pozisyonları üç boyutlu bir hareket analiz sistemi (60Hz, VP310, Motion Analysis Cooperation, Santa Rosa, CA, USA) ile kaydedilerek diz, bilek ve MF eklemlerinin açıları belirlenmiştir (Şekil 3.6). Belirteçlerin pozisyon verileri alt geçiren bir filtreden geçirilmiştir (7Hz). Aşağı doğru yürüme hareketi sırasındaki eklem açılarının tespiti için yüksek hızlı kameralar kullanılmıştır (200Hz; V-14B, NAC, Inc.,

Tokyo, Japan). Elde edilen video görüntülerinden belirteçlerin pozisyonları daha sonra manüel olarak saptanmıştır.

EMG ve kuvvet verileri ile eklem açıları arasındaki eşzamanlılığı sağlayabilmek için veri kaydının başladığı anda hareket analiz sisteminden bilgisayara bir senkronizasyon sinyali gönderilmiştir. Video görüntüleri kullanılan aşamada ise senkronizasyon, bilgisayara ve kameralar tarafından kaydedilen ledlere eş zamanlı gerilim sinyalleri gönderilmesiyle sağlanmıştır.



Şekil 3.6 Kedinin arka uzvunun anatomik görünümü.

3.1.3 Eklem momenti, kas uzunluğu, kasılma hızı verilerinin analizi

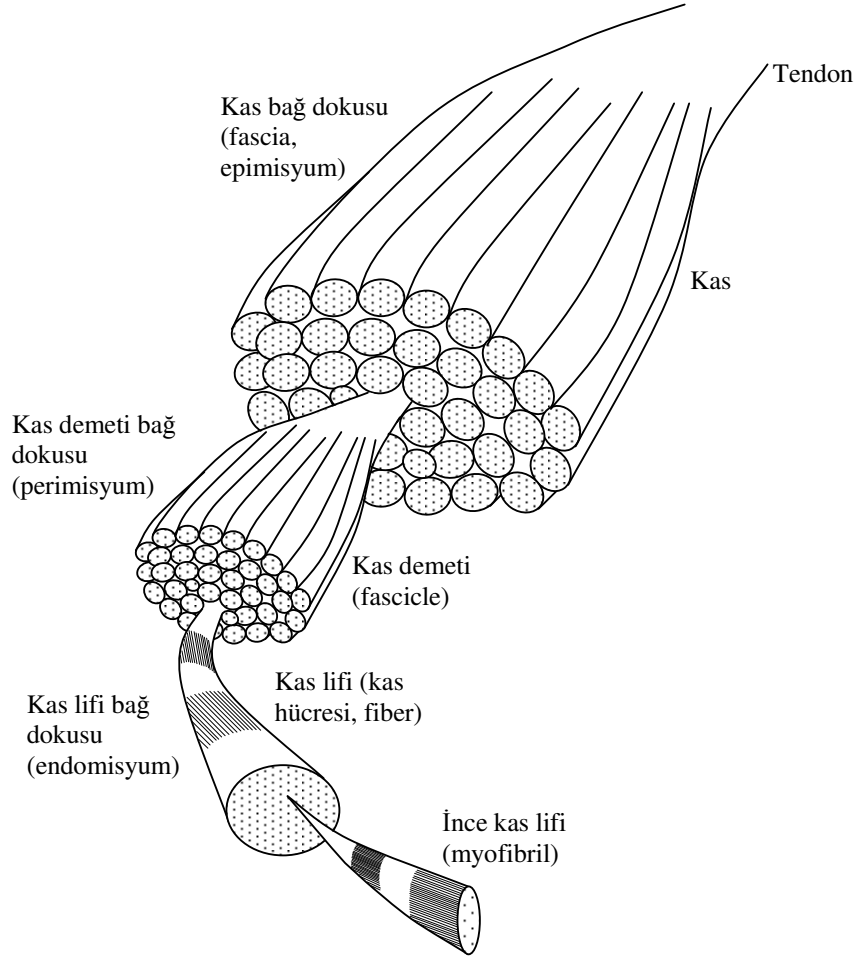
Yürüme verilerinde, kedi patisinin yere temas ettiği süreç olan basma fazını belirlemek için yer tepki kuvvetlerinden (tepki kuvvetlerinin ölçülemediği yürüme bandı üzerindeki deneylerde video görüntülerinden) faydalanılmıştır. Bilek ve diz eklem momentleri ise, yer reaksiyon kuvvetleri ve kinematik verilerin ters kinematik analizde kullanılmasıyla hesaplanmıştır.

Kas-tendon uzunluğu, eklemlerin kinematik verileri elde edildikten sonra Grieve ve diğ.'nin (1978) önerdiği teknik kullanılarak hesaplanmıştır. Grieve ve diğ. (1978) sekiz tane insan kadavrası üzerine yaptıkları deneylerde, gastrocnemius kasının uzunluğunu diz ve bilek eklem açılarının bir fonksiyonu olarak belirlemişlerdir. Kasların kasılma hızları ise kas-tendon uzunluklarının birinci mertebeden türevleri hesaplanarak elde edilmiştir.

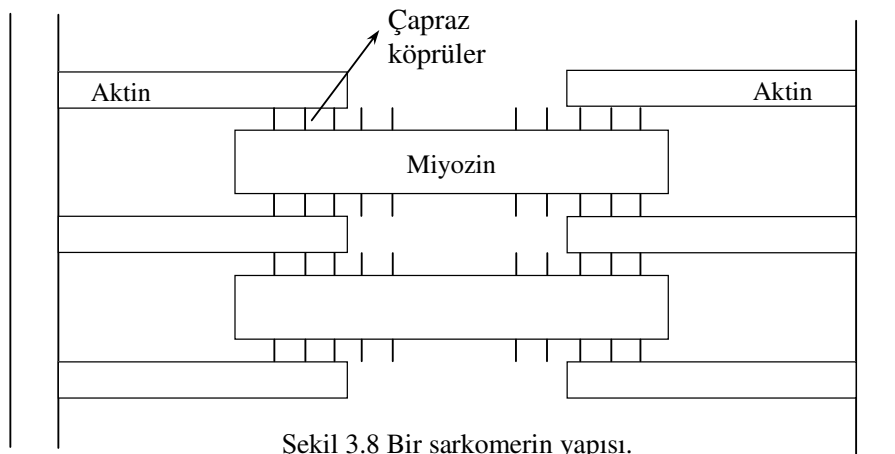
3.2 KAS KUVVETİNİ ETKİLEYEN FAKTÖRLER

Bir kasın üretebileceği kuvvetin miktarı genel olarak, vücudun motor kontrol mekanizması (aktivasyon dinamiği) ile birlikte kasın çeşitli morfolojik özelliklerine (kasın kesit alanı KKA, kas lifi tipi) ve kasılma dinamiğine (kuvvet-boy ilişkisi, kuvvet-hız ilişkisi) bağlıdır (Herzog, 1985). Optimize edilecek amaç fonksiyonun içerisine, yukarıdaki etkenlerin parametrize edilebilmiş biçimlerinin entegre edilebilmesi, fonksiyonun yalnızca mekanik bir bakış açısı ile değil ayrıca fizyolojik bir yaklaşımla oluşturulmasına katkı sağlayacaktır.

İskelet kası, birbirlerine paralel olarak dizili bulunan kas liflerinin (kas hücresi, muscle fiber) oluşturduğu kas demetlerinin (muscle bundle, fascicle) bütünüdür (Şekil 3.7). Kas liflerini, kas demetlerini ve kasın bütünü sarıyan bağ dokular (sırasıyla epimisyum, perimisyum ve endomisyum) bu yapıların bir arada bulunmasını sağlarlar. Kas dokusunu oluşturan yapılar içerisinde kasılma (kuvvet üretimi) işlevini gerçekleştirebilen en temel (küçük) birim, çeşitli protein moleküllerinden (aktin, miyozin, tropomiyozin ve troponin) oluşan bir yapı olan sarkomerdir (Şekil 3.8). Birbirlerine paralel olarak dizili bulunan sarkomerler ince kas liflerini (myofibril) oluştururlar. Aktin ve miyozin moleküllerinin arasında oluşan ve çapraz köprü olarak adlandırılan bağlar ile bu bağların oluşumunu ve kopmasını aktive eden ATP molekülü sayesinde aktin ve miyozin birbirleri içerisine geçiş yapar ve bu yolla sarkomerin boyu kısalır. Bir kasın kasılma özelliği gösteren en küçük birimi olan sarkomerin boyundaki bu değişim kasın boyunun da kısalmasına ve dolayısıyla kasılmasına yani kuvvet üretmesine sebep olur (Çapraz Köprüler Teorisi, Huxley, 1974).



Şekil 3.7 İskelet kasının hücreyel organizasyonu ve yapısı.



Şekil 3.8 Bir sarkomerin yapısı.

3.2.1 Kas aktivasyon dinamiği

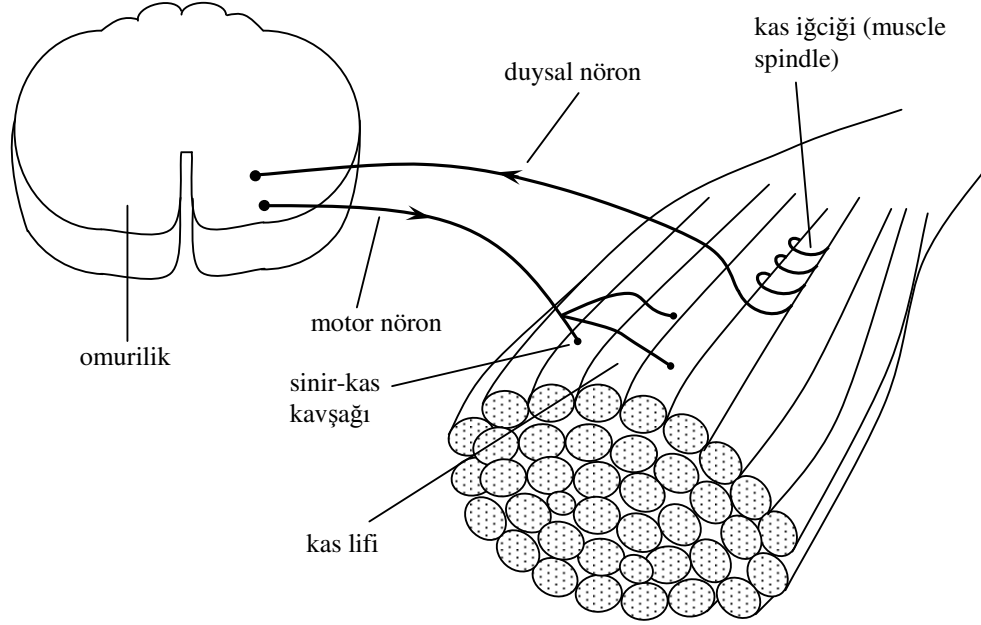
Tek bir motor n6ron ve onun uyardığı b6t6n kas lifleri, motor 6nite olarak adlandırılır (Şekil 3.9). Her kas lifi bir motor n6rona bağlıdır. Bir motor n6ron dahilindeki b6t6n kas lifleri aynı tiptedirler (Frankel ve Nordin, 1980) ve sayıları 3'den (g6z kasları) 2000'e (g6çl6 bacak kasları) kadar değişim g6sterebilir.

Duysal n6ronlar, periferik alıcılardan (receptor) aldıkları uyarıları omuriliğe iletirler. Bu alıcılar, duyarlı oldukları çevresel enerjiyi (ıŐık, ses ya da kas gerilmesi gibi mekanik enerjiyi) aksiyon potansiyeli haline çevirerek omuriliğe taŐırlar. Motor n6ron ise, omurilikten gelen bilgiyi (elektriksel potansiyel farkı olarak adlandırılan aksiyon potansiyelini) kas liflerine ileterek kasların kasılmaya baŐlamaları için gerekli olan uyarılma s6recini baŐlatmıŐ olur. Bu durum, motor 6nitenin ateŐlenmesi olarak da adlandırılır. Dolayısıyla, motor 6nite en k66k kontrol edilebilir alt 6nite olarak tanımlanabilir (Winter, 1990).

Tek bir aksiyon potansiyelinin kasta oluşturduğu mekanik etki, çok k66k bir gerilmedir (seğirme, twitch). Kasta daha b6y6k bir gerilme elde etmek için ya motor 6nitenin kasa daha sık uyarı g6ndermesi ya da diğer motor 6nitelerin de uyarı g6nderme s6recine katılması yani ateŐlenmesi gerekir. Kas içerisinde 6ncelikle k66k motor 6niteler (az sayıda lif içeren motor 6nite) ateŐlenir. Eğer 6retilen kuvvet yetersiz kalırsa b6y6k motor 6niteler sırasıyla ateŐlenmeye baŐlarlar. AteŐlenme frekansı ve ateŐlenmeye katılan motor 6nite sayısının b6t6n6, bir kasın aktivasyon seviyesini belirler. Y6ksek değerdeki ateŐlenme frekansı ve çok sayıda motor 6nitenin ateŐlenmiŐ olması, o kas için y6ksek bir aktivasyon oranı olduğunu işaret eder ve bu Şartlar altında (eğer kas yorgunluğu mevcut değilse) ilgili kas tarafından b6y6k bir kuvvetin 6retilebileceği 6ng6r6lebilir.

Motor 6nitelerin ateŐlenmesi sonucu ortaya çıkan aksiyon potansiyellerinin, kasa yerleştirilen çeşitli tipteki elektrotlarla (6r. iğne, tel, y6zeyel elektrot) kaydedilmesi sonucu ilgili kasa ait EMG sinyalleri elde edilmiş olur. EMG sinyali ile kasın 6rettiği kuvvet arasında elektro-mekanik gecikme (electomechanical delay) olarak adlandırılan bir s6re konusudur. Yaklaşık 50 ms civarında olabilen bu gecikme s6resi nedeniyle (Winter, 1990), EMG sinyali ile kas kuvvetinin iliŐkilendirilmesi sırasında zaman

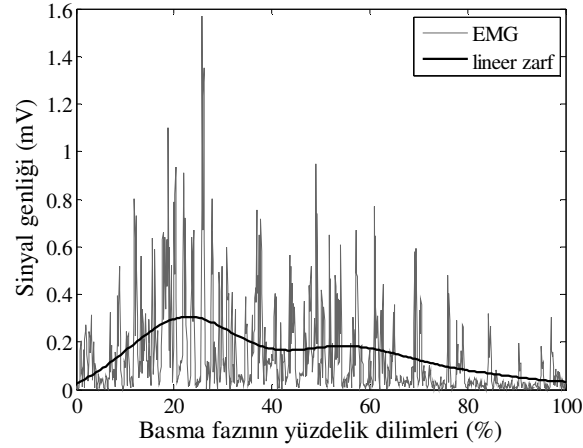
boyutunda bir uyumsuzlukla karşılaşılır. Bu çalışmada, bahsi geçen uyumsuzluğu gidermek için EMG sinyalinin, kedi patisinin yere temas ettiği ve temasın sonlandığı anlar arasındaki kısmı yerine, aktif ve inaktif olduğu anlar arasındaki bölümü dikkate alınmıştır.



Şekil 3.9 Motor ünitenin sistematik görünümü.

Kasın elektriksel aktivitesini temsil eden EMG sinyalinin içerdiği keskin tepe noktalar, sinyalin sahip olduğu sinir-kas bilgisinin doğrulukla değerlendirilmesini güçleştirmektedir. Bunu engellemek için sinyaller zaman boyutunda lineer zarf (linear envelope) veya ortalama karesel kök (root mean square) gibi yöntemlerle daha az veri ile temsil edilebilecek şekle dönüştürülürler (Basmajian ve C.J. De Luca, 1985).

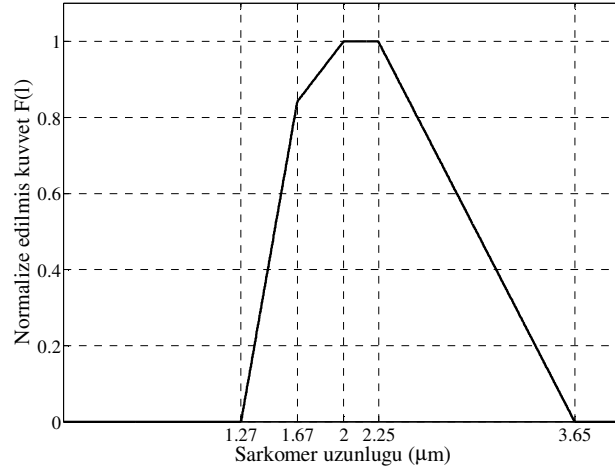
Bu tez çalışmasında EMG sinyalinin genliği zaman boyutunda lineer zarf yöntemi kullanılarak temsil edilmiştir. Bunu gerçekleştirmek için sinyal sırasıyla, (i) düşük frekanslı gürültülerden veya DC izdüşümden ayıklamak için yüksek geçirgen filtreden (kesim frekansı = 5Hz) geçirilmiş, (ii) tam doğrultulmuş (full rectification) ve son olarak (iii) alçak geçirgen filtreden (kesim frekansı = 4Hz) geçirilmiştir (Shiavi, 1998). Bir EMG sinyalinin, yukarıdaki kesim frekans değerleri kullanılarak elde edilmiş olan lineer zarf biçimi Şekil 3.10'da görülmektedir.



Şekil 3.10 Tipik bir EMG sinyali ve onun lineer zarf biçimi.

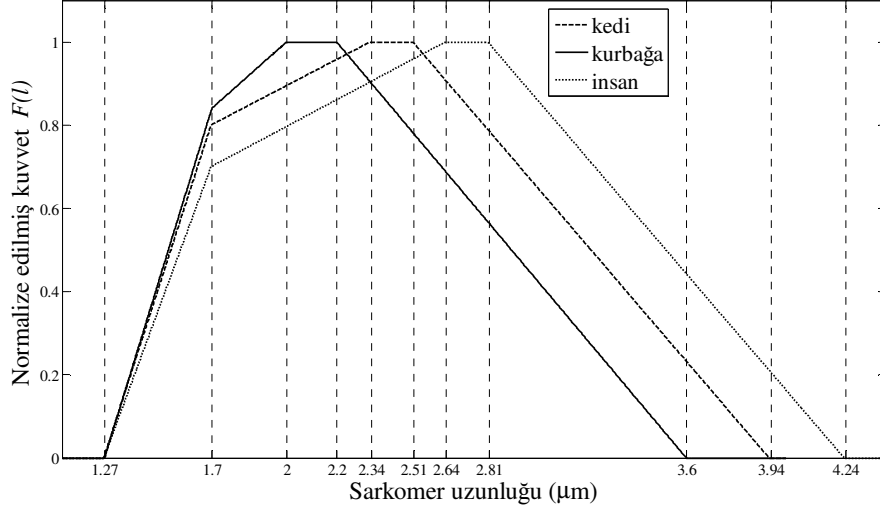
3.2.2 Kuvvet-boy ilişkisi

Bir kasın ürettiği kuvvetin, kasın boyu ile ilişkili olduğunu ilk olarak Blix (1894) raporlamıştır (Herzog ve diğ., 1992). Bir kasın kuvvet-uzunluk ilişkisi, kasın sabit bir uzunlukta, yani izometrik (kas uzunluğunun sabit kaldığı durumdaki kasılma hali) kasılma sırasında üretebileceği maksimum kuvveti ifade etmektedir ve bu kuvvet aktif kas kuvveti olarak adlandırılır (Şekil 3.11) (Gordon ve diğ., 1966; Epstein ve Herzog, 1998). İzometrik kuvvet-boy ilişkisi kas-tendon, kas, kas lifi ve sarkomer seviyelerinde belirlenmiştir (Herzog ve diğ., 1992).



Şekil 3.11 Kurbağa iskelet kaslarında, sarkomer (kastaki en küçük kasılma birimi) kuvveti ile sarkomer uzunluğu ilişkisi. $F(l)$ kuvveti, bir kasın optimal sarkomer uzunluğunda ve izometrik kasılma sırasında üretebileceği maksimum kuvvete bölünerek normalize edilmiştir (Gordon ve diğ., 1966).

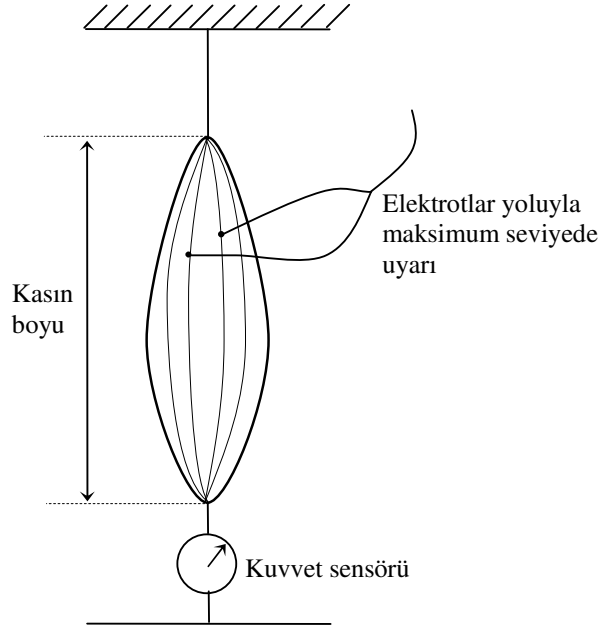
Maksimum kuvvetin üretilebildiği kas, lif ya da sarkomer uzunluğuna optimal uzunluk denir ve örneğin kurbağa iskelet kası için optimal sarkomer uzunluğu 2 ile 2.25 μm arasında bir değerdir (Şekil 3.11). Kurbağa, kedi ve insan iskelet kaslarının kuvvet-boy ilişkilerinin karşılaştırmalı grafiği Şekil 3.12’de görülmektedir.



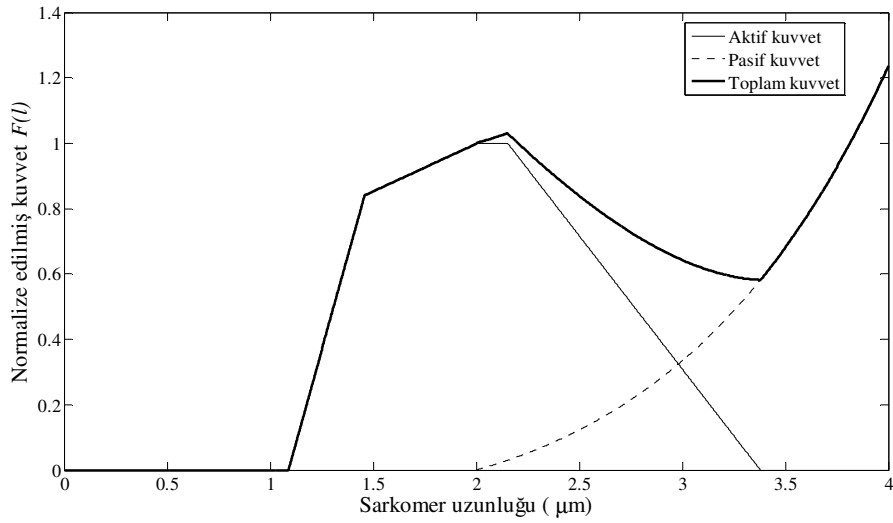
Şekil 3.12 Kedi, kurbağa ve insan iskelet kaslarının sarkomer seviyesindeki kuvvet-uzunluk ilişkisi (Herzog ve Nigg, 1999).

DeneySEL olarak kuvvet boy ilişkisi, farklı uzunluklarda boyu sabit tutulan bir kasın maksimum seviyede uyarılarak uyguladığı kuvvet değerlerinin kuvvet sensörleri ile ölçülmesiyle elde edilir (Şekil 3.13).

Kaslar, tendon ve kas bağ dokuları ile birlikte düşünüldüğü zaman viskoelastik yapıya sahiptir. Kasların boyları optimal uzunluğun üzerine geçtiği zaman aktif kas kuvvetine ek olarak elastik özelliğin bir sonucu olarak pasif kas kuvveti olarak adlandırılan bir kuvvet söz konusu olur. Dolayısıyla bir kasın, tendon ile bağlı olduğu kemiğe uygulayacağı kuvvet, aktif ve pasif kas kuvvetlerinin toplamına eşit olacaktır (Şekil 3.14).



Şekil 3.13 Kuvvet-boy ilişkisini tespit etmek amacıyla kullanılabilen deney düzeneği örneği.

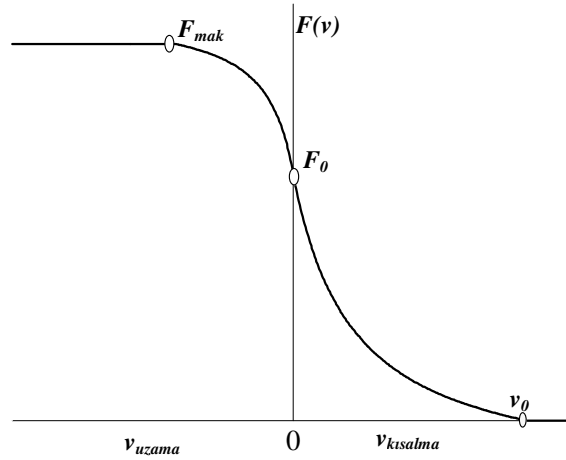


Şekil 3.14 Sarkomer seviyesinde, bir kasın üretebileceği maksimum aktif, pasif ve toplam kuvvetlerin boy ile ilişkisi.

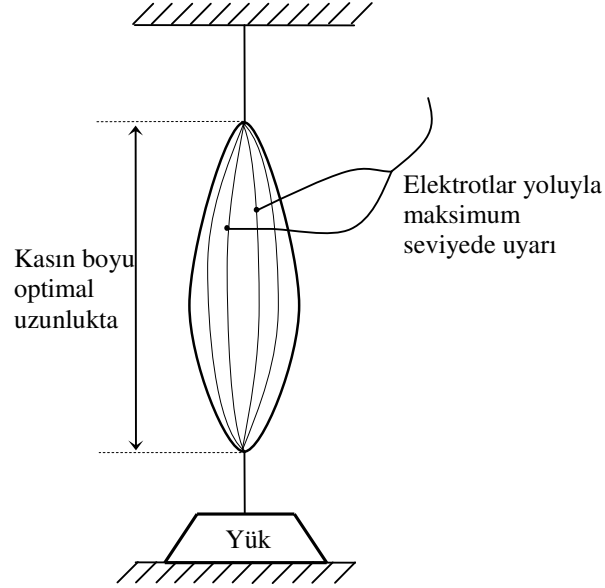
3.2.3 Kuvvet-hız ilişkisi

Bir kasın kasılma hızının, o kasın üretebileceği kuvveti etkileyebilecek parametrelerden biri olduğunu ilk olarak Fenn ve Marsh (1935) deneysel olarak göstermişlerdir ve Hill (1938) bu ilişkiyi teorize etmiştir. Bir kasın kuvvet-hız ilişkisi, genel olarak optimal

boydaki kasın kasılması sırasında, kasın kasılma hızına (uzunluğundaki anlık değişim oranı) karşılık gelen maksimum kas kuvvetini göstermektedir (Şekil 3.15) (Epstein ve Herzog, 1998). Deneysel olarak bu ilişki şöyle bulunur (Şekil 3.16). Vücuttan kısmen (in situ) ya da tamamen ayrıştırılan (in vitro) bir kas, sabit bir kuvvete karşı maksimum seviyede uyarılır. Kas kasılır ve bu esnada kasta meydana gelebilecek kısalma (eğer kas ona uygulanan kuvveti karşılayabilirse yani ondan büyükse kısalır) sonucunda oluşan kasın boyundaki değişim ve değişimin gerçekleştiği süre ölçülür. Bu ölçümlerden kasın kasılma hızı hesaplanır. Deney farklı değerlerdeki kuvvetler için tekrar edilir ve hesaplanan hız değerleri kasa uygulanan kuvvetlere karşı çizilirse, tipik olarak Şekil 3.15’de görülen eğri elde edilir. Şekildeki grafikte sağ taraf, kasın boyunun kısaldığı durumda (concentric contraction), sol taraf ise uzadığı durumda (eccentric contraction) gerçekleşen kasılmalar sırasındaki kuvvet-hız ilişkisini göstermektedir.



Şekil 3.15 Bir iskelet kasının kuvvet-hız ilişkisinin grafiksel ifadesi. F_0 : İzometrik kasılma sırasında bir kasın üretebileceği maksimum kuvvet; v_0 : kasın maksimum kısalma hızı; F_{mak} : kasın uzadığı sırada üretebileceği maksimum kuvvet (Hill, 1938).



Şekil 3.16 Kuvvet-hız ilişkisini tespit etmek amacıyla kullanılabilen deney düzeneği örneği.

Hill (1938), optimal uzunlukta kısalarak kasılan (concentric contraction) bir kasın kuvvet-hız ilişkisini denklem (3.1)'deki gibi tanımlamıştır.

$$(F(v) + a)(v + b) = (F_0 + a)b \quad (3.1)$$

$$\frac{a}{F_0} = \frac{b}{v_0} = 0.25 \quad (3.2)$$

Denklemlerde, $F(v)$ ilgili kasılma hızında bir kasın üretebileceği maksimum kuvveti, v kasın anlık kasılma hızını, F_0 izometrik kasılma (kasın boyunun değişmediği kasılma durumu) sırasında kasın ürettiği maksimum kuvveti, v_0 kasın maksimum kasılma hızını göstermektedir. a ve b sırasıyla, kısalarak kasılan bir kasın sıcaklığını ve enerji kullanımını tanımlayan Hill katsayılarıdır. Ancak, denklem (3.2)'deki a ve b katsayıları arasındaki ilişki, 37 °C sıcaklıktaki kaslar için geçerlidir.

Kasın boyunun uzadığı kasılma halindeki (eccentric contraction) kuvvet-hız ilişkisi için bilim çevrelerinde üzerinde uzlaşmış bir denklem mevcut değildir. Bu konuda, Epstein ve Herzog (1998),

$$F(v) = 1.5F_0 - 0.5 \frac{F_0 \frac{b}{2} + av}{-v + \frac{b}{2}}, \quad -\frac{v_0}{2} < v < 0 \quad (3.3)$$

$$F(v) = 1.5F_0, \quad v \leq -\frac{v_0}{2}$$

Lieber ve Burkholder (2008) ise

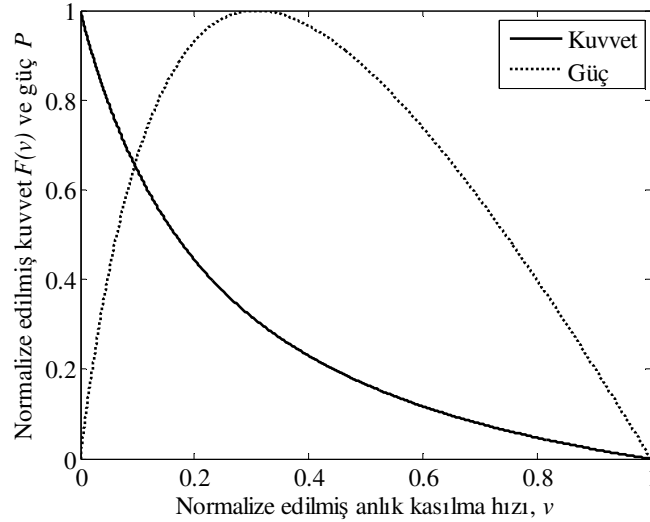
$$F(v) = F_0 \left(1.8 - 0.8 \frac{v_0 + v}{v_0 - 7.6v} \right) \quad (3.4)$$

denklemlerini önermişlerdir. Denklem (3.3)'deki negatif hız, kasın boyunun uzadığı durumu ifade etmek için kullanılmıştır.

Bir kasın kasılması sırasında harcadığı güç,

$$P = f.v \quad (3.5)$$

denklemleriyle hesaplanır. Bir kasın üretebileceği maksimum güç yaklaşık olarak maksimum kasılma hızının 1/3'ünde elde edilir (Şekil 3.17).



Şekil 3.17 Kas kuvveti ve gücünün kasılma hızına karşı değişimlerinin tipik grafiği.

3.2.4 Kasın kesit alanı

Bir kasın üretebileceği maksimum izometrik kuvvet, F_0 , kasın kesit alanının bir fonksiyonudur (Fick, 1910).

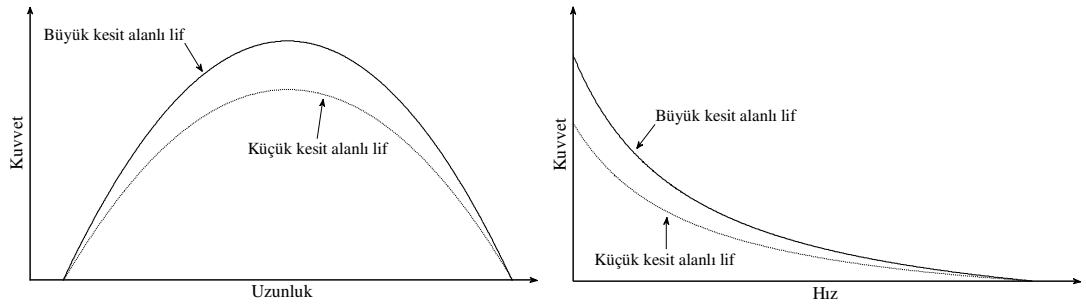
$$F_0 = k.KKA \quad (3.6)$$

Denklemdaki k , oran faktörüdür (standart kas gerilmesi) ve çoğunlukla 20 ile 40 N/cm² arasında değişen değerler alır. Bununla birlikte, literatürde 9.8'den 147 N/cm² ye kadar değişen değerler aldığı görülmektedir (Epstein ve Herzog, 1998). Kasın kesit alanı (KKA):

$$KKA = \frac{\text{Kasın Hacmi}}{\text{Lif Uzunluğu}} \quad (3.7)$$

denklemlerle hesaplanabilir. Denklemdaki lif uzunluğu, sarkomerlerin optimal uzunlukta oldukları durumdaki kas liflerinin boylarının ortalamasıdır.

Aynı boya ancak farklı kesit alanlarına sahip iki kas lifinin kuvvet-boy ve kuvvet-hız grafiklerini inceleyecek olursak, büyük kesit alanına sahip olan lifin bütün hallerde daha büyük kuvvetler üreteceğini öngörebiliriz (Şekil 3.18).

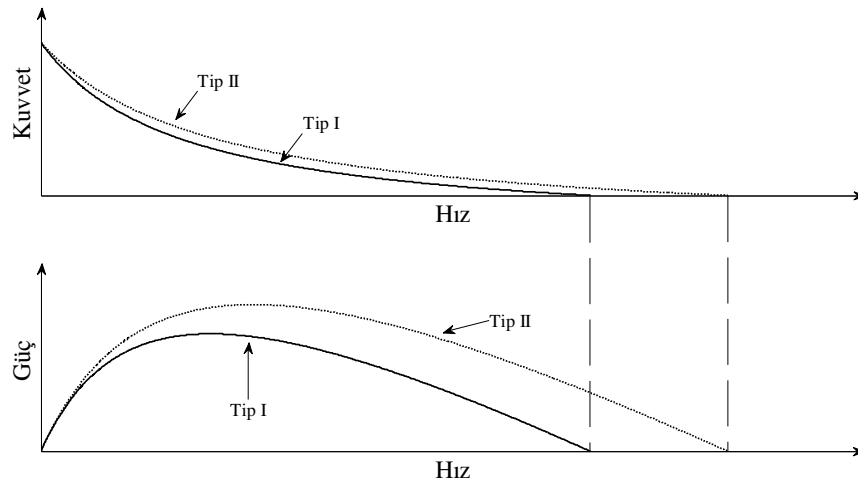


Şekil 3.18 Eşit uzunlukta ve farklı kesit alanlarına sahip iki kas lifinin üretebilecekleri kuvvetlerin uzunluklarına ve kasılma hızlarına bağlı değişimlerinin karşılaştırılması.

3.2.5 Kas lifi tipleri

İskelet kasları farklı metabolik ve fonksiyonel özelliklere sahip kas liflerinin bir araya gelmesiyle oluşmuştur. Aerobik metabolik özelliği (oksijen kullanma durumu) yüksek liflere Tip I, kırmızı ya da yavaş kasılan (slow-twitch) kas lifleri; anaerobik metabolik özellikleri (oksijen kullanmama durumu) yüksek olan liflere de Tip II, beyaz ya da hızlı kasılan (fast-twitch) kas lifleri denir. Tip I lifleri yavaş kasılıp yavaş yorulurken, Tip II lifleri ise hızlı kasılıp hızlı yorulurlar. Kaslar, bu iki lif tipini de barındırırlar (Marieb, 2004). Tip I lifi vücudun duruş pozisyonunu ve dayanıklılık gerektiren aktivitelerin gerçekleşmesini sağlayan kaslarda (örn. soleus ya da sırt kasları) Tip II ise hız ve güç gerektiren hareketlerin gerçekleştirilmesini sağlayan kaslarda (örn. gastrocnemius ya da üst bacak kasları) yüksek oranlarda bulunurlar. Tip II kas lifleri geniş kesit alanına sahip olduklarından Tip I liflerinden daha fazla kuvvet üretirler. Bir kasın kasılma başlangıcında Tip I lifleri aktiftirler, daha sonra gerçekleştirilecek aktivitenin gereksinimine göre, Tip II lifleri de aktif hale geçerler.

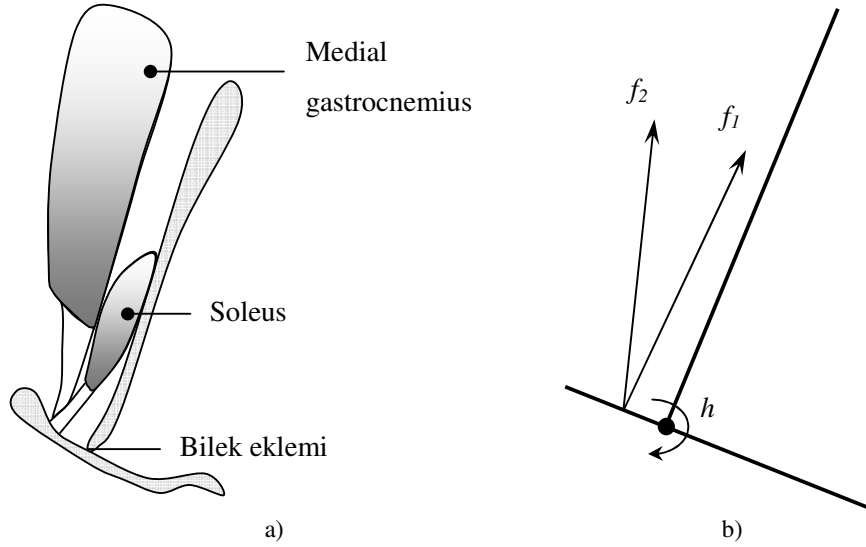
Bir kasın kısalarak kasılması sırasında, Tip II lifinin gücü Tip I lifinin gücünden bütün kasılma hızı değerleri için daha yüksektir (Şekil 3.19). Bu durum, kısa mesafe yarışları gibi yüksek güç gerektiren aktivitelerde aktif olan kasların çoğunlukla Tip II kas liflerini barındırması durumuyla örtüşmektedir.



Şekil 3.19 Tip I ve Tip II liflerinin güçlerinin karşılaştırılması (Epstein ve Herzog, 1998). Bağlı bir değerlendirme yapabilmek adına bu örnekte, iki lif tipinin eşit uzunluklara sahip olduğu varsayılmıştır. Eğer iki lif de aynı tipte iseler, grafikte daha büyük güce sahip lifin boyunun diğerine oranla daha uzun olduğu önermesi yapılabilir.

3.3 KAS-İSKELET SİSTEMİ MODELİ

Kedinin bilek eklemi, ona bağlı olan kemikler ve onu çevreleyen ekstansör kaslardan olan MG ve SOL kaslarının iki boyutlu ve bir serbestlik dereceli modeli Şekil 3.20a'da görülmektedir. Kaslar, bilek eklemine saran ve başlangıç (origin) ile yapışma (insertion) noktalarını birbirlerine bağlayan düz doğrular şeklinde modellenmiştir (Şekil 3.20b) (Prilutsky ve diğ., 1997).



Şekil 3.20 Tez çalışmasında kullanılan kas-iskelet sistemi modeli.

Modelde f_1 ve f_2 sırasıyla SOL ve MG kaslarının kuvvetlerini, h ise bilek eklem momentini simgelemektedir. Kasların bilek eklemine göre olan moment kollarının yürüme hareketleri sırasında değişmediği varsayılmıştır (Dul ve diğ., 1984a).

3.4 AMAÇ FONKSİYONLARININ TASARIMI

Bu tez çalışmasında, farklı yürüme koşulları için farklı amaç fonksiyonları önerilmiştir. Şöyle ki; kediler üzerinde yapılan deneyler, yokuş yukarı ile düz zeminde hızlı yürüme (Koşul I; yüksek performans gerektiren yürüme koşulları) ve yokuş aşağı ile düz zeminde yavaş yürüme durumlarında (Koşul II; Koşul I ile karşılaştırıldığında daha az performans gerektiren yürüme koşulları), MG ve SOL kaslarının ürettikleri kuvvet

formlarının ayrı yürüme koşulları içerisinde benzer olduğunu ortaya koymaktadır (Kaya, 2003). Dolayısıyla bu çalışmada, Koşul I ve Koşul II için birbirlerinden farklı iki amaç fonksiyonu tasarlanmıştır.

Önerilen optimizasyon problemlerinin analitik çözümü için Karush-Kuhn-Tucker (KKT) teoremi kullanılmıştır. KKT teoremi, kısıtlı optimizasyon problemlerinin optimal çözümü için gerek şartları belirler (Jinha, 2002). Bu şartlar, genel bir optimizasyon probleminin yerel optimal noktasının belirlenmesi için gerekli olan şartlardır. Eğer amaç fonksiyonu ve kısıtlar konveks iseler (bu tez çalışmasında önerilen iki fonksiyon gibi), o zaman bu şartlar yerel optimal noktası için gerek ve yeter şart olurlar.

Teorem 3.1 Karush-Kuhn-Tucker

Eğer $f^* = [f_i f_j]$, optimizasyon probleminin aşağıdaki eşitlik ve eşitsizliklerini sağlayan uygun çözümü (feasible solution) ise, o zaman λ , μ ve f^* tektir ve f^* optimizasyon probleminin global minimumudur (Wismar ve Chattergy, 1979; Bazaraa ve diğ., 1993).

$$\begin{aligned} \nabla\phi(f^*) - \lambda^T \nabla(d \times f^{*T} - h) - \sum_{i=1}^n \mu_i \nabla f_i^* &= 0 \\ \mu_i f_i^* &= 0, \quad i = 1, \dots, n \\ \mu_i &\geq 0, \quad i = 1, \dots, n \end{aligned} \quad (3.8)$$

3.4.1 Amaç fonksiyonu I

Koşul I için tanımlanan amaç fonksiyonu I

$$\text{Min}\{\phi(f)\}, \quad \phi(f) = \sum_i^n \frac{(f_i v_i)^2 + \omega(f_i l_i)^2}{F_i(v_i) F_i(l_i) S_i} \quad (3.9)$$

şeklinde modellenmiş ve

$$h - \sum_{i=1}^n d f^T = 0, \quad f_i \geq 0, \quad i = 1, 2. \quad (3.10)$$

kısıtlarına uyularak çözülmüştür. Denklemden, f_i bilinmeyen i . kas kuvvetini, v_i ilgili kasa ait anlık kasılma hızını, l_i kas-tendon yapısının anlık boyunu, $F_i(v_i)$ ilgili kasın hızın fonksiyonu olarak üretebileceği maksimum kuvveti, $F_i(l_i)$ ilgili kasın boyunun fonksiyonu olarak üretebileceği maksimum kuvveti, S_i ilgili kastaki yavaş kasılan lif yüzdesini, n modeldeki kas sayısını (=2) ve ω paydaki toplamın aynı birimde gerçekleşmesini sağlayan katsayıyı (=1) göstermektedir. Ayrıca h , SOL ve MG kaslarının bilek ekleminde oluşturduğu toplam momenti, \mathbf{d} (1×2) ilgili kaslara ait moment kollarını simgelemektedir. $F_i(v_i)$, denklem (3.1) ve (3.3), $F_i(l_i)$ ise aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplanmıştır.

$$F_i(l_i) = F_{iak}(l_i) + F_{ipa}(l_i) \quad (3.11)$$

Amaç fonksiyonunda kullanılan aktif kas kuvveti $F_{iak}(l_i)$, sarkomer seviyesindeki kuvvet-uzunluk ilişkisinin (Şekil 3.12) kas seviyesindeki karşılığı ile hesaplanmıştır. Bu işlemi gerçekleştirebilmek için sarkomer seviyesindeki kuvvet uzunluk grafiğindeki optimal uzunluk değeri (2.42 μm), ilgili kasların optimal kas uzunlukları (Ek A) ile değiştirilmiş ve bu değerler arasındaki oran grafiğin diğer uzunluk değerleri ile çarpılmıştır. Pasif kas kuvveti $F_{ipa}(l_i)$ için ise, Pennestri ve diğ.'nin (2007) önerdiği denklem kullanılmıştır.

$$F_{ipa}(l_i) = 1.3F_0 \arctan\left(0.1\left(\frac{l_i}{l_0} - 0.22\right)^{10}\right) \quad (3.12)$$

Denklem (3.12)'de geçen l_0 , kasın optimal boyunu göstermektedir.

Denklem (3.9) fizyolojik açıdan kasların anlık güçlerini ($f_i v_i$) ve kas uzunluklarını ($f_i l_i$) minimize etmeye yönelik olarak tasarlanmıştır. Bununla birlikte, $F_i(v_i)$ ve $F_i(l_i)$ amaç fonksiyonunda ağırlık katsayıları olarak kullanılmış ve bilinmeyen kas kuvvetleri f_i , ilgili kasların hız ve boylarına bağlı olarak üretebilecekleri maksimum kuvvetler dikkate alınarak hesaplanmıştır. Kas kuvveti-kas uzunluğu ve kas kuvveti-kasılma hızı ilişkilerinin belirlenmesinde kasların kesit alanlarının da kullanılıyor olması (denklem (3.1) ve (3.11)), bu parametrenin de önerilen amaç fonksiyonuna dahil edilmesini sağlamıştır. Ayrıca, SOL ve MG gibi birbirlerinden oldukça farklı lif tipi yapısına sahip

kasların yavaş kasılan lif tipi yüzdesi S_i denkleme entegre edilerek ağırlık katsayıları olarak kullanılmışlardır.

KKT yöntemi kullanılarak SOL ve MG kasları arasındaki kuvvet paylaşımı

$$f_i = \frac{r_i}{r_j} \frac{F_i(v_i)}{F_j(v_j)} \frac{F_i(l_i)}{F_j(l_j)} \frac{S_i}{S_j} \left(\frac{v_j^2 + l_j^2}{v_i^2 + l_i^2} \right) f_j \quad (3.13)$$

şeklinde elde edilir. Denklem (3.10) ve (3.13) beraber çözüldüğü zaman bilinmeyen kas kuvvetleri analitik olarak

$$f_i = \frac{r_i k_i h}{r_j^2 k_j + r_i^2 k_i} \quad (3.14)$$

gibi hesaplanırlar. Denklemde k_i ve k_j aşağıdaki gibi tanımlanmışlardır.

$$\begin{aligned} k_i &= F_i(v_i) F_i(l_i) S_i (v_j^2 + \omega l_j^2) \\ k_j &= F_j(v_j) F_j(l_j) S_j (v_i^2 + \omega l_i^2) \end{aligned} \quad (3.15)$$

3.4.2 Amaç fonksiyonu II

Koşul II için tanımlanan amaç fonksiyonu II (denklem (3.16)) içerdiği kas aktivasyon bilgisi (EMG) ile amaç fonksiyonu I'den ayrılmaktadır.

$$\text{Min}\{\phi(\mathbf{f})\}, \quad \phi(\mathbf{f}) = \sum_i^n \frac{(f_i v_i)^2 + \omega (f_i l_i)^2}{F_i(v_i) F_i(l_i) S_i \text{EMG}_i} \quad (3.16)$$

Denklem (3.10)'daki kısıtlar burada da geçerlidir. EMG_i , ilgili kasa ait olan EMG sinyalinin lineer zarf formunu simgelemektedir (Bölüm 3.2.1). Bu amaç fonksiyonu kullanıldığında elde edilen kuvvet paylaşım denklemi aşağıdaki gibidir.

$$f_i = \frac{r_i}{r_j} \frac{F_i(v_i)}{F_j(v_j)} \frac{F_i(l_i)}{F_j(l_j)} \frac{S_i}{S_j} \frac{\text{EMG}_i}{\text{EMG}_j} \left(\frac{v_j^2 + l_j^2}{v_i^2 + l_i^2} \right) f_j \quad (3.17)$$

Denklem (3.10) ve (3.17) beraber çözüldüğü zaman bilinmeyen kas kuvvetleri analitik olarak

$$f_i = \frac{r_i k_i h}{r_j^2 k_j + r_i^2 k_i} \quad (3.18)$$

denklemden hesaplanabilir. k_i ve k_j aşığıdaki gibi tanımlamışlardır.

$$\begin{aligned} k_i &= F_i(v_i) F_i(l_i) S_i EMG_i (v_j^2 + \omega l_j^2) \\ k_j &= F_j(v_j) F_j(l_j) S_j EMG_j (v_i^2 + \omega l_i^2) \end{aligned} \quad (3.19)$$

Koşul I'deki deneylerde MG kasının kuvveti ve EMG sinyali, SOL kasınınkinden büyüktür. Koşul II'deki deneylerde ise SOL ve MG kaslarının kuvvetleri birbirlerine yakın seyretmektedir. EMG sinyallerinde ise genellikle SOL kasının genliğı daha büyüktür. Dolayısıyla Koşul II için, kas aktivasyon seviyelerinin Amaç Fonksiyonu II'de kullanılması, kestirilecek olan MG kasının kuvvetlerinin daha küçük seviyelere, kestirilecek SOL kasının bilinmeyen kuvvetlerinin ise daha büyük seviyelere çekilmesine olanak sağlamaktadır.

Denklem (3.9) ve (3.16), zamanın her anı için minimize edilmekte ve anlık kas kuvvetinin, önceki zaman anlarından bağımsız hesaplanması özelliğı ile dinamik optimizasyondan farklılaşmaktadır.

3.4.3 Amaç fonksiyonu III (Schappacher-Tilp ve diğ., 2009)

Prilutsky ve diğ. (1997), çeşitli hareketlerin gerçekleştirilmesi sırasında kasların ürettiğı kuvvetlerin statik optimizasyon ile kestirimi için literatürde önerilen amaç fonksiyonlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, Dul ve diğ.'nin (1984b) önerdiği amaç fonksiyonunun en iyi kuvvet kestirim performansını verdiğini, kedi deneylerinden elde ettikleri gerçek kas kuvvetlerini kullanarak göstermişlerdir. Bundan dolayı, tezde önerilen amaç fonksiyonlarının kuvvet kestirim sonuçları, Dul ve diğ.'nin (1984b) önerdiği ve Schappacher-Tilp ve diğ. (2009) tarafından modifiye edilerek performansı geliştirilen amaç fonksiyonunki ile karşılaştırılmıştır.

Schappacher-Tilp ve diğ. (2009), fizyolojik olarak kas yorgunluğunu minimize etmeye dayalı olan amaç fonksiyonunu

$$\text{Min}\{\text{mak}(q_i(100\frac{f_i}{F_i(v_i)})^{p_i})\} \quad (3.20)$$

şeklinde tasarlanmış ve problemi denklem (3.10)'daki kısıtlara uyarak Minimax algoritması ile çözmüşlerdir. Denklemde q_i ve p_i , i . kasa ait yavaş kasılan lif tipi yüzdesine S_i bağlı parametrelerdir ve

$$\begin{aligned} q_i &= \exp(3.48 + 0.169S_i) \\ p_i &= -0.25 - 0.036S_i \end{aligned} \quad (3.21)$$

denklemleriyle ifade edilirler. Schappacher-Tilp ve diğ. (2009) çalışmalarında, bir kasın hızın fonksiyonu olarak üretebileceği maksimum kuvveti $F_i(v_i)$, denklem (3.1)'deki gibi tanımlamışlardır; ancak bu denklem yalnızca kasın kısılması sırasında geçerlidir. Bu çalışmada, kas boyunun uzadığı kasılma halindeki kuvvet-hız ilişkisi için denklem (3.3) dikkate alınmıştır.

Denklem (3.20) analitik olarak çözülemez. Ancak, SOL ve MG kuvvetleri arasındaki ilişki,

$$f_i = \frac{F_i(v_i)}{100} \left(\frac{q_j}{q_i}\right)^{1/p_i} \left(\frac{100}{F_i(v_i)}\right)^{p_j/p_i} f_j^{p_j/p_i} \quad (3.22)$$

şeklinde analitik olarak tanımlanabilir. Denklem (3.10) ve (3.22) birlikte çözümlenerek kaslara ait bilinmeyen kuvvetler hesaplanabilir.

3.4.4 İstatistiksel hata analizi

Beş farklı kediden elde edilen deneysel verilerin dökümü Tablo 3.1'de verilmiştir. Tablodaki rakamlar, kas kuvveti kestiriminde kullanılan ve istatistiksel analize dahil edilen kedinin attığı adımların sayısını göstermektedir. Rakam bulunmayan hücreler, ilgili kedi için istenilen deneyin yapılamadığını göstermektedir. Her bir amaç fonksiyonu kullanılarak toplamda 356 adım için kas kuvveti kestirimi yapılmıştır. Bu rakam, yapılacak bir istatistiksel hata analizi için oldukça yüksek bir girdi değeridir ve analizin sonuçlarının geliştirilebilmesi açısından oldukça uygundur. Bu tipteki

deneyle son derece zahmetli ve zaman alıcıdır. Şu ana kadar optimizasyon kullanılarak yapılan kuvvet kestirimi çalışmalarında böylesi yüksek bir rakama ulaşılamamıştır.

Tablo 3.1 İstatistiksel analizde kullanılan kedi adımlarının sayısı

Yürüme koşulu	Kedi 1	Kedi 2	Kedi 3	Kedi 4	Kedi 5
60° yukarı	14	5	4	4	-
45° yukarı	11	4	9	30	18
30° yukarı	17	7	10	11	16
Düz zeminde hızlı	9	-	-	-	29
Düz zeminde yavaş	32	20	45	-	21
30° aşağı	3	6	7	7	17
Toplam adım sayısı	86	42	75	52	101

Kuvvet kestirim sonuçlarını değerlendirmek için ortalama karesel kök farkı (root mean square difference) ve Pearson korelasyon katsayısı (Pearson correlation coefficient) yöntemleri kullanılmıştır. Bu iki yöntem literatürdeki kas kuvveti kestirimi çalışmalarında en fazla başvurulan hata analiz uygulamalarının başında gelmektedir (Savelberg ve Herzog, 1997; Luh ve diğ., 1999).

Kestirilen kuvvet $f_i(n)$ ile ölçülen kuvvet $f_{ia}(n)$ arasındaki ortalama karesel kök farkı e

$$e = \sqrt{\frac{\sum_n (f_{ia}(n) - f_i(n))^2}{\sum_n (f_{ia}(n))^2}} \quad (3.23)$$

şeklinde hesaplanır (Luh ve diğ., 1999). Denklemden n zaman adımı sayısıdır. Tezdeki uygulama için düşünelim, eğer e değeri 0.01 olarak elde edilirse bu, kestirilen kas kuvvetinin gerçek kas kuvvetinden %1 oranında ortalama hatada olduğunu gösterir.

Pearson korelasyon katsayısı r iki eğri arasındaki benzerliğin ölçüsüdür ve aşağıdaki gibi hesaplanır (Savelberg ve Herzog, 1997).

$$r = \frac{C_{xy}(0)}{\sqrt{C_{xx}(0)}\sqrt{C_{yy}(0)}} \quad (3.24)$$

Denklemden $C_{xy}(0)$, f_i ile f_{ia} arasındaki kovaryans, $C_{xx}(0)$ ve $C_{yy}(0)$ ise sırasıyla f_i ile f_{ia} 'nın özkovaryansını göstermektedir. Bu çalışmada eğer r değeri 0 olarak hesaplanırsa bu, kestirilen kas kuvveti ile ölçülen kas kuvvet profillerinin tamamen uyumsuz olduğunu gösterir. Kestirilen ve ölçülen kas kuvvetleri birbirlerine çakışık olarak elde edilirse bu iki kuvvet için hesaplanan r değeri 1'e eşittir.

Amaç fonksiyonu I ve II ile Amaç Fonksiyonu III için hesaplanan ortalama karesel kök farklarının ve korelasyon katsayılarının ortalamalarının birbirlerine göre istatistiksel olarak anlamlılıkları (statistical significany) Tek Yönlü Varyans Analiz (ANOVA) yöntemi ile belirlenmiştir.

4. BULGULAR

4.1 DENEYSEL VERİLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Deneylerde bir kediye ait SOL ve MG kaslarından elde edilen kuvvet, uzunluk, kasılma hızı, bilek ve diz eklem açıları, bilek ve diz eklem momentleri ile EMG sinyal verilerinin tipik örnekleri, Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4, Şekil 4.5, ve Şekil 4.6'da sırasıyla 60°, 45°, 30° eğimli bir rampada yukarı doğru, düz bir platformda hızlı-yavaş ve 30° eğimli bir rampada aşağı doğru yürüme hareketleri için gösterilmiştir.

MG ve SOL'un, hareketlerin başlangıç anındaki tendon-kas uzunlukları, yokuş yukarı yürüme deneylerinde, düz ve yokuş aşağı yürüme deneylerinden elde edilenlerden daha büyüktür (Şekil 4.1b - Şekil 4.6b). Bunun sebebi kedilerin, yokuş yukarı yürüme aktivitesinin başlangıç anında, düz ve yokuş aşağı yürüme koşullarından daha fazla çömelme pozisyonunda olmalarıdır (Kaya, 2003). Yokuş yukarı yürüme deneylerinde elde edilen eklem açıları değişimi, beklendiği gibi, diğer yürüme koşullarındakinden büyük olmuştur (Şekil 4.1d - Şekil 4.6d). Yokuş yukarı yürüme deneyindeki basma fazının bütününde sürekli bir plantar fleksiyon (bilek eklemi ekstansiyonu) hareketi yapıldığı için, bu deneyden MG ve SOL için elde edilen kas uzunlukları düzenli biçimde azalmaktadır. MG ve SOL'un uzunlukları, düz ve yokuş aşağı yürüme koşullarında basma fazının yaklaşık yarısına kadar artmış ve daha sonra azalmıştır. SOL'da her üç koşulda da meydana gelen boyca kısalma MG'dan daha fazladır.

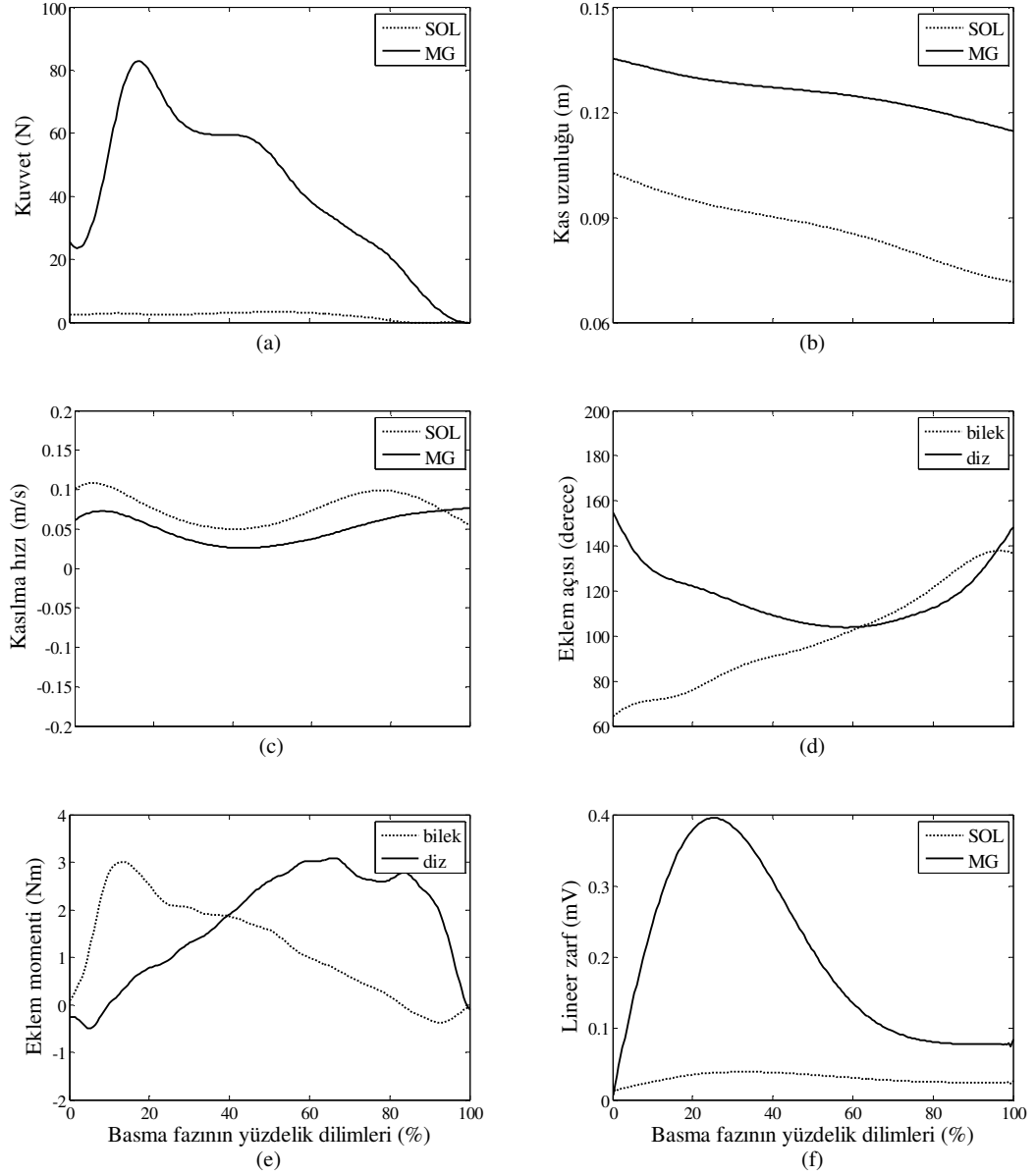
Koşul I deneylerindeki MG kuvvetleri Koşul II deneylerindeki daha büyüktür (Şekil 4.1a - Şekil 4.6a). SOL için bu durum geçerli değildir; Koşul I'deki SOL kuvvetleri Koşul II'dekilerden büyük ya da onlara benzer genliktedir. Bilek eklem momentleri düz ve yokuş aşağı yürüme koşullarından rampa yukarı yürüme koşullarına geçişte artış göstermektedir (Şekil 4.1e - Şekil 4.6e). Böylece yürüme koşullarının zorlaşması ile birlikte MG kuvvetlerinde bir artış gözlenirken SOL için bir artış söz

konusu değildir. Bununla birlikte, MG kuvvetinin zaman-genlik profili bilek ekleme momentine benzerlik gösterirken SOL için böylesi bir durumdan bahsedemeyiz.

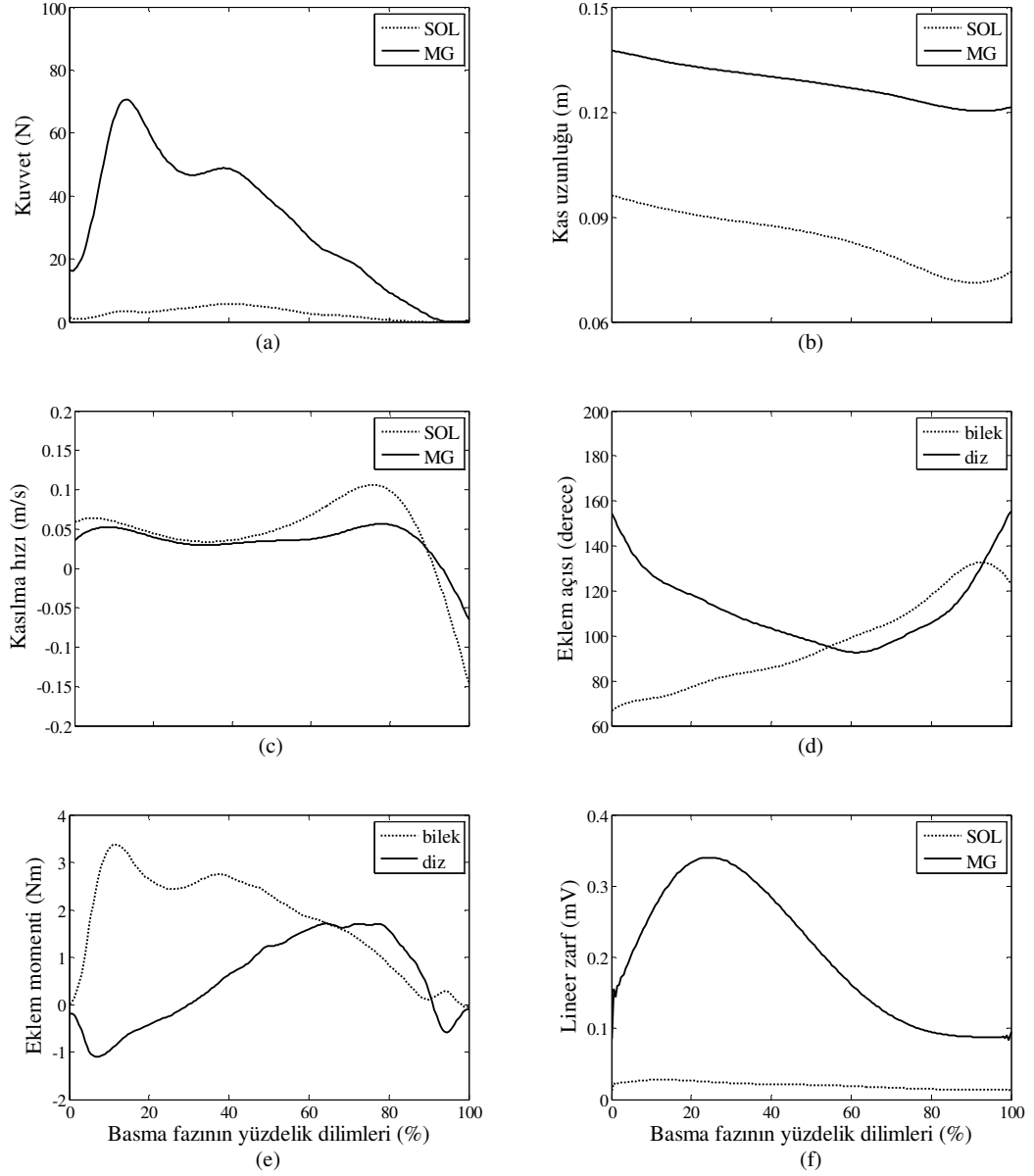
Kaya (2003) istatistiksel anlamlılık açısından deneysel verileri değerlendirdiğinde; MG kuvvetlerinin, düz yavaş yürüme durumundan düz hızlı yürüme durumuna ve aşığı yürüme durumundan düz yürümeye, oradan da yukarı yürüme koşullarına geçişte istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde arttığını belirlemiştir. MG kas kuvvetindeki artış EMG aktivitesindeki artış ile ilintilidir (Şekil 4.1f - Şekil 4.6f). Bununla beraber, hareket hızının ve zorluğunun artmasıyla birlikte SOL'un EMG aktivitesi anlamlı olarak artarken, kas kuvvetinin genliğinde bir değişim gözlemlenmemiştir.

Yukarı doğru yürüme deneylerinde, MG kuvveti büyük olduğunda SOL kuvveti küçük ve SOL kuvveti büyüdüğünde de bu sefer MG kuvveti küçük olmaktadır. Kaya'nın (2003) yaptığı sistematik analizler, MG ve SOL kuvvetlerinin bu yürüme koşulu için ters korelasyon, buna karşın, EMG aktivitelerinin ise yüksek bir korelasyon gösterdiğini ortaya koymaktadır.

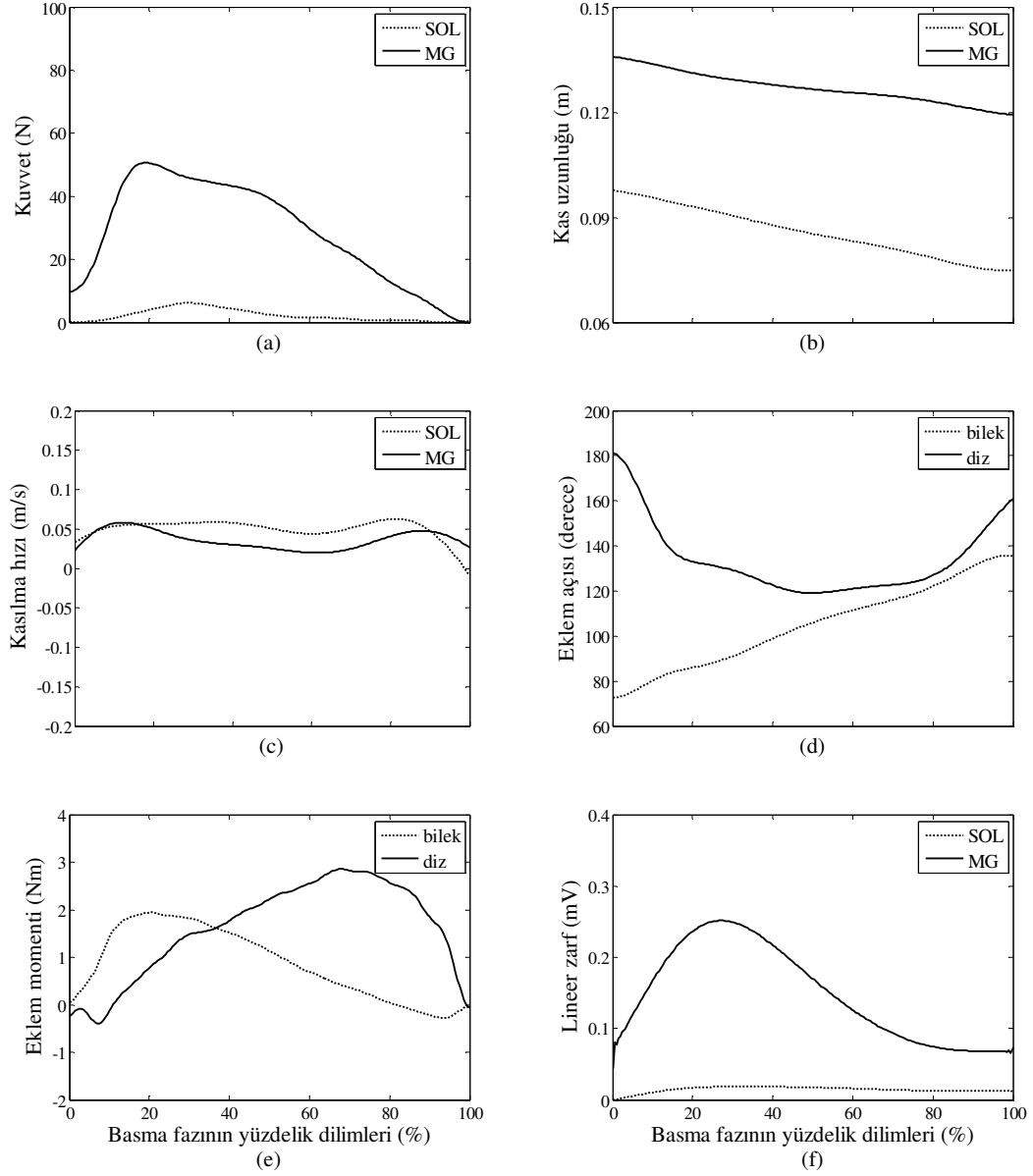
Maksimum kas kuvvetinin üretildiği an bütün kadedilerin MG ve SOL kasları, yokuş aşığı yürüme sırasında uzama, düz platformda yürüme sırasında izometrik hale yakın ve yokuş yukarı yürüme sırasında ise kısalma durumunda bulunmaktadır (Kaya 2003). Dolayısıyla, MG ve SOL kaslarının kuvvet-hız ve kuvvet-uzunluk gibi kasılma koşullarının (contractile conditions) gösterdiği bu uyumluluk, kasılma koşulların kaslar arasında ayırt edici bir özellik olarak kullanılmasına olanak sağlamamaktadır.



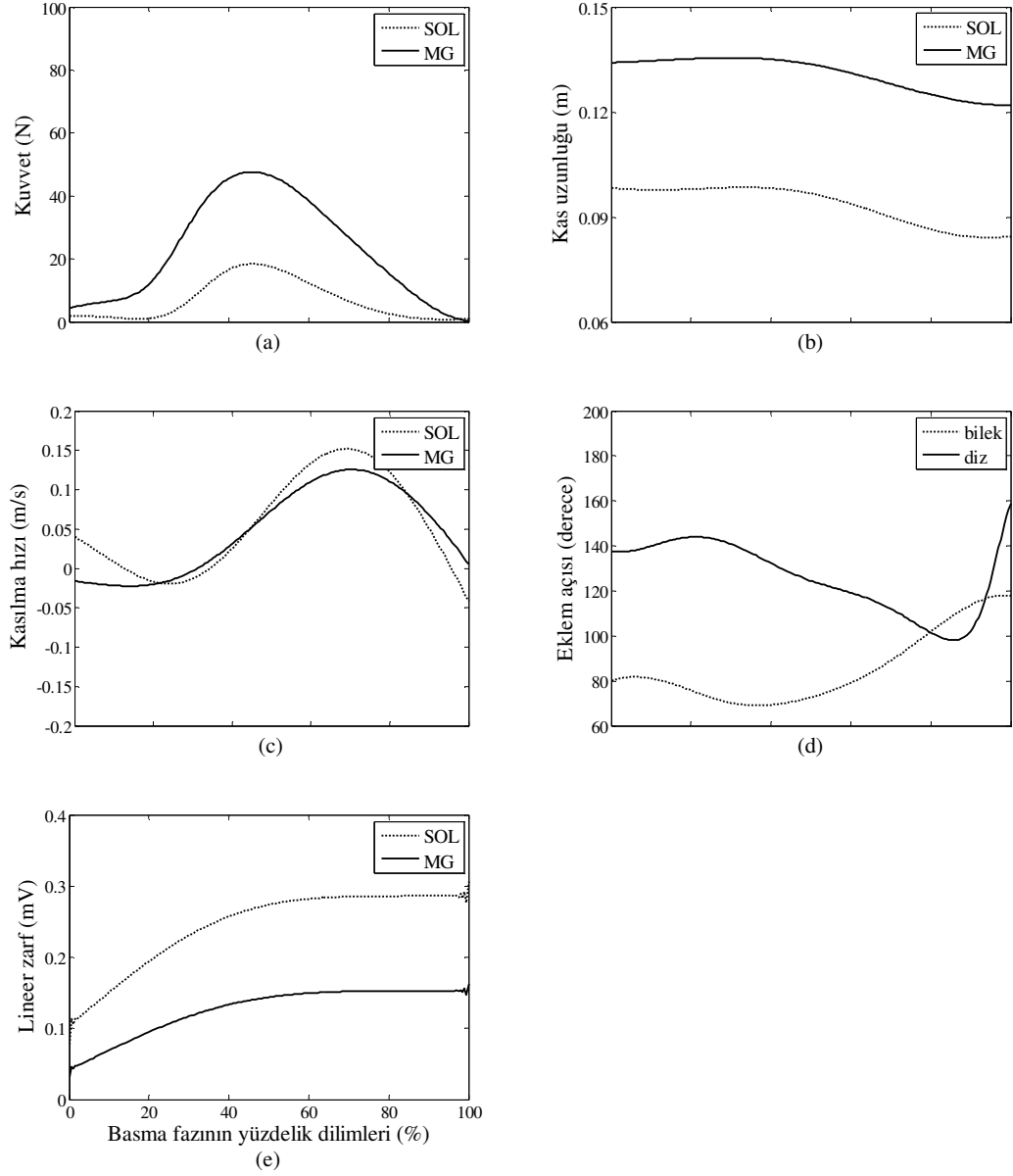
Şekil 4.1 Kedinin 60° 'lik rampada yukarı doğru yürümesi sırasında SOL ve MG kaslarından ölçülen (a) kas kuvveti, (b) kas uzunluğu, (c) kasın kasılma hızı, (d) bilek ve diz eklem açıları, (e) bilek ve diz eklem momentleri ve (f) EMG sinyallerinin lineer zarf biçimlerinin, tipik örnekleri.



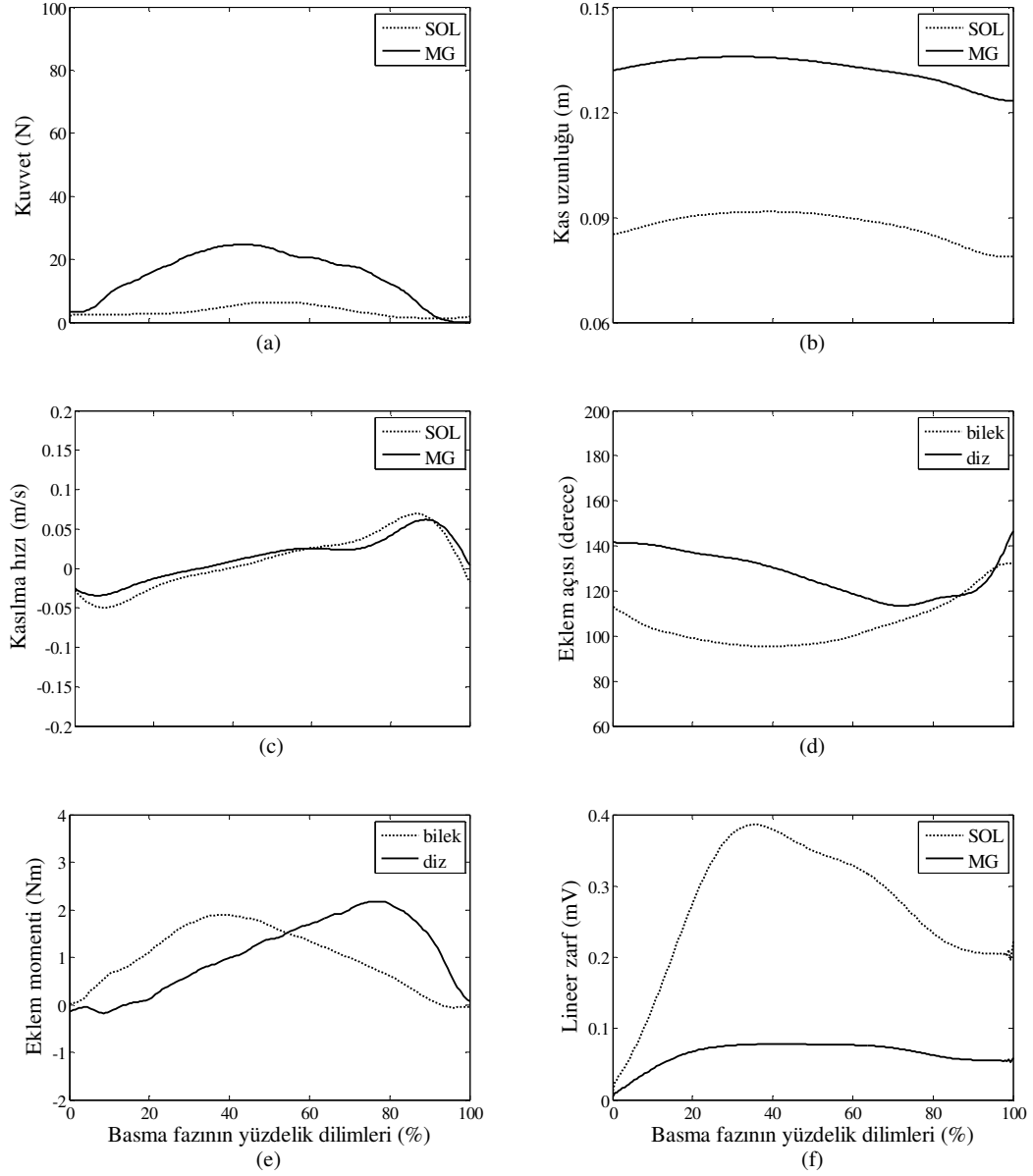
Şekil 4.2 Kedinin 45° 'lik rampada yukarı doğru yürümesi sırasında SOL ve MG kaslarından ölçülen (a) kas kuvveti, (b) kas uzunluğu, (c) kasın kasılma hızı, (d) bilek ve diz eklem açıları, (e) bilek ve diz eklem momentleri ve (f) EMG sinyallerinin lineer zarf biçimlerinin, tipik örnekleri.



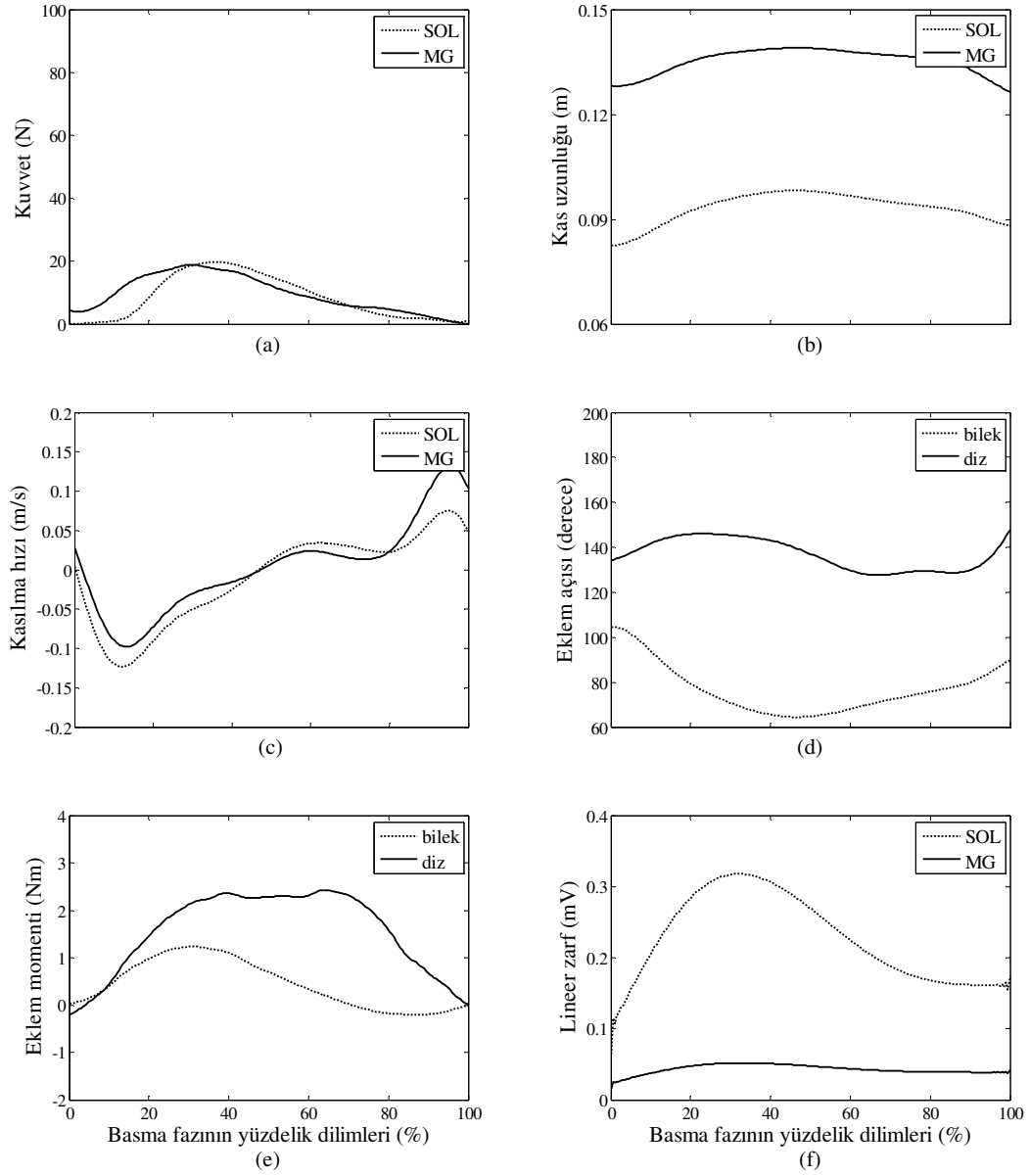
Şekil 4.3 Kedinin 30° 'lik rampada yukarı doğru yürümesi sırasında SOL ve MG kaslarından ölçülen (a) kas kuvveti, (b) kas uzunluğu, (c) kasın kasılma hızı, (d) bilek ve diz eklem açıları, (e) bilek ve diz eklem momentleri ve (f) EMG sinyallerinin lineer zarf biçimlerinin, tipik örnekleri.



Şekil 4.4 Kedinin düz platformda hızlı yürümesi (1.2 m/s) sırasında SOL ve MG kaslarından ölçülen (a) kas kuvveti, (b) kas uzunluğu, (c) kasın kasılma hızı, (d) bilek ve diz eklemlerinin açılımları, (e) EMG sinyallerinin lineer zarf biçimlerinin, tipik örnekleri. Yürüme bandı üzerinde kuvvet platformu olmadığından dolayı bu yürüme koşulu için eklemler momentleri belirlenememiştir.



Şekil 4.5 Kedinin düz platformda yavaş yürümesi sırasında SOL ve MG kaslarından ölçülen (a) kas kuvveti, (b) kas uzunluğu, (c) kasın kasılma hızı, (d) bilek ve diz ekleme açıları ve (e) EMG sinyallerinin lineer zarf biçimlerinin, tipik örnekleri. Yürüme bandı üzerinde kuvvet platformu olmadığından dolayı bu yürüme koşulu için ekleme momentleri belirlenememiştir.



Şekil 4.6 Kedinin 30°'lik rampada aşağı doğru yürümesi sırasında SOL ve MG kaslarından ölçülen (a) kas kuvveti, (b) kas uzunluğu, (c) kasın kasılma hızı, (d) bilek ve diz ekleme açıları, (e) bilek ve diz ekleme momentleri ve (f) EMG sinyallerinin lineer zarf biçimlerinin, tipik örnekleri.

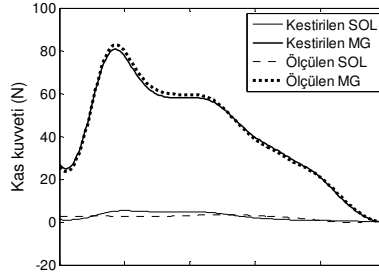
4.2 KUVVET KESTİRİM SONUÇLARI

Önerilen amaç fonksiyonları ve literatürde mevcut bulunan amaç fonksiyonu kullanılarak yapılan kuvvet kestirimlerinin tipik örnekleri aşağıdaki şekillerde görülmektedir. Şekillerde, üstteki iki grafik, ilgili yürüme koşulları için önerilen amaç fonksiyonlarına, alttaki iki grafik ise amaç fonksiyonu III kullanılarak kestirilen kuvvetlere aittir. Şekillerde; 60° eğimli platformda yukarı doğru (Şekil 4.7), 45° eğimli platformda yukarı doğru (Şekil 4.8), 30° eğimli platformda yukarı doğru (Şekil 4.9), düz platformda hızlı (Şekil 4.10), düz platformda yavaş (Şekil 4.11) ve 30° eğimli platformda aşağı doğru (Şekil 4.12) yürüme deneylerinde MG ve SOL kaslarının ürettiği kuvvetlerin kestirimlerine ait örnekler bulunmaktadır. Koşul I için amaç fonksiyonu I ve amaç fonksiyonu III (Şekil 4.7- Şekil 4.10); Koşul II için ise amaç fonksiyonu II ile amaç fonksiyonu III (Şekil 4.11, Şekil 4.12) kullanılarak kuvvet kestirimleri yapılmıştır. Ayrıca aralarında sinerjistik özellik gösteren MG ve SOL kaslarının ürettikleri kuvvetlerin birbirlerine karşı nasıl değiştiği yani, gerekli olan bilek momentini oluşturabilmek için gerçekleştirdikleri kuvvet paylaşımları (force-sharing) ilgili şekillerin (b) ve (d) bölümlerinde gösterilmiştir. Şekillerdeki oklar zamanla birlikte kuvvetin hangi yöne doğru ilerlediğini göstermektedir.

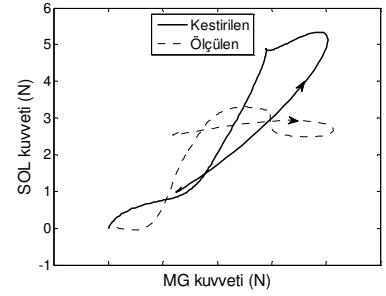
Kantitatif hata analizi için her bir kedi, her bir yürüme koşulu ve her bir kedi adımı için amaç fonksiyonu I, II ve III kullanılarak kuvvet kestirimi yapılmıştır. Bu kuvvetlerin ortalama karesel kök farkları ve korelasyon katsayıları hesaplanmış ve bunlara ait ortalama değerler Tablo 4.1 (Koşul I) ve Tablo 4.2’de (Koşul II) verilmiştir. Tablo 4.1’de, 16 farklı durum için (5 kedi ve bunlara ait çeşitli yürüme koşulları), Tablo 4.2’de ise 9 farklı durum için gerçekleştirilen hata analizi sonuçları görülmektedir. Tablolarda eksik olan yürüme koşulları, kedi için ilgili deneyin gerçekleştirilemediği anlamına gelmektedir.

Amaç Fonksiyonu I

$$\text{Min}\left\{\sum_i^n \frac{(f_i v_i)^2 + \omega(f_i l_i)^2}{F_i(v_i) F_i(l_i) S_i}\right\}$$



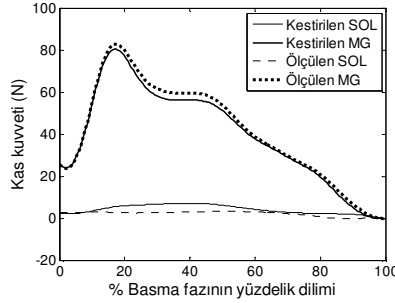
a)



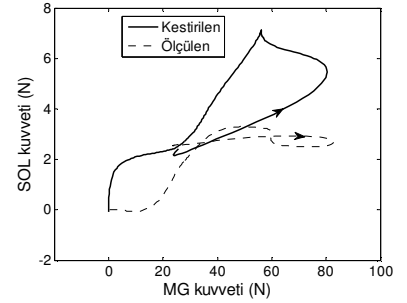
b)

Amaç Fonksiyonu III

$$\text{Min}\left\{\text{mak}(q_i (100 \frac{f_i}{F_i(v_i)})^{p_i})\right\}$$



c)

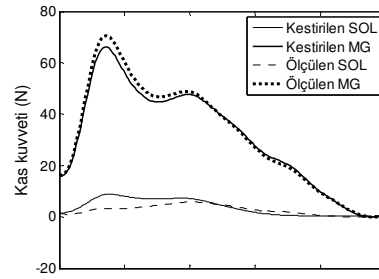


d)

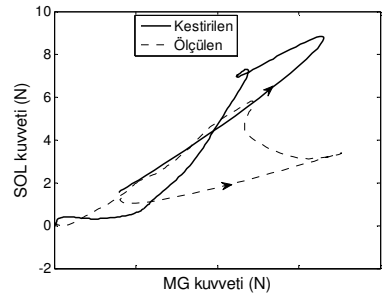
Şekil 4.7 60° eğimli platformda yukarı doğru yürüme deneyi için yapılan kuvvet kestirimlerinin tipik örnekleri.

Amaç Fonksiyonu I

$$\text{Min}\left\{\sum_i^n \frac{(f_i v_i)^2 + \omega(f_i l_i)^2}{F_i(v_i) F_i(l_i) S_i}\right\}$$



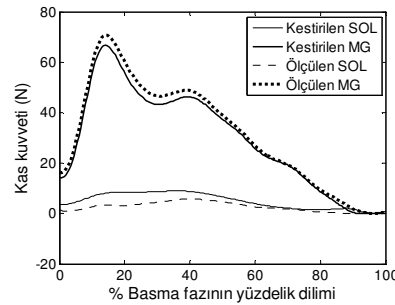
a)



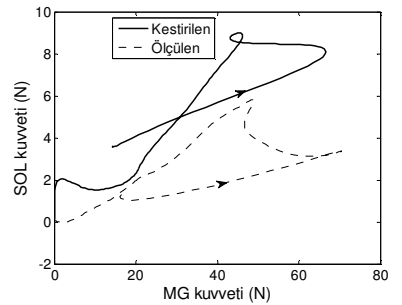
b)

Amaç Fonksiyonu III

$$\text{Min}\left\{\text{mak}(q_i (100 \frac{f_i}{F_i(v_i)})^{p_i})\right\}$$



c)

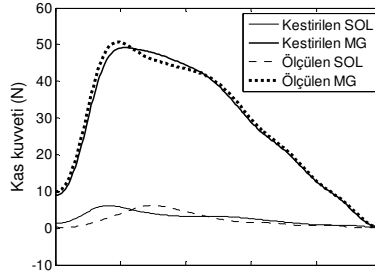


d)

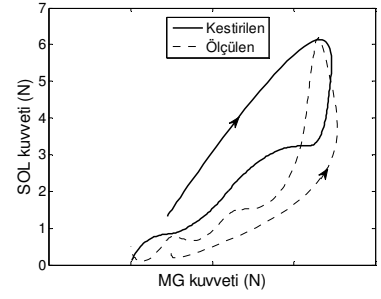
Şekil 4.8 45° eğimli platformda yukarı doğru yürüme deneyi için yapılan kuvvet kestirimlerinin tipik örnekleri.

Amaç Fonksiyonu I

$$\text{Min}\left\{\sum_i^n \frac{(f_i v_i)^2 + \omega(f_i l_i)^2}{F_i(v_i) F_i(l_i) S_i}\right\}$$



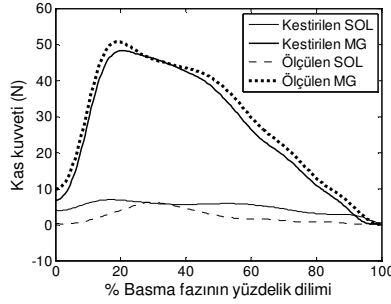
a)



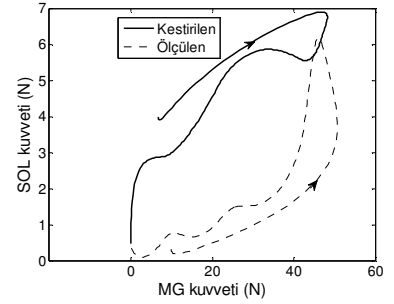
b)

Amaç Fonksiyonu III

$$\text{Min}\left\{\text{mak}(q_i(100 \frac{f_i}{F_i(v_i)})^{p_i})\right\}$$



c)

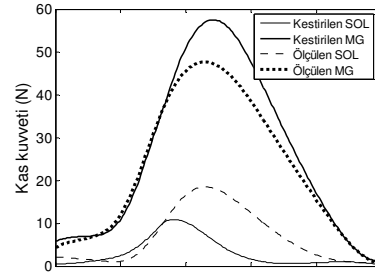


d)

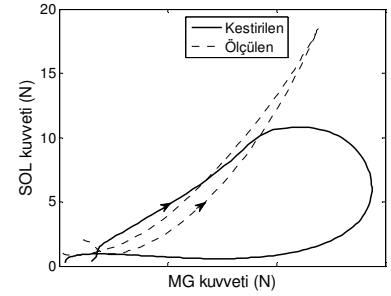
Şekil 4.9 30° eğimli platformda yukarı doğru yürüme deneyi için yapılan kuvvet kestirimlerinin tipik örnekleri.

Amaç Fonksiyonu I

$$\text{Min}\left\{\sum_i^n \frac{(f_i v_i)^2 + \omega(f_i l_i)^2}{F_i(v_i) F_i(l_i) S_i}\right\}$$



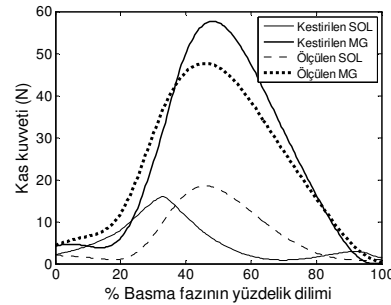
a)



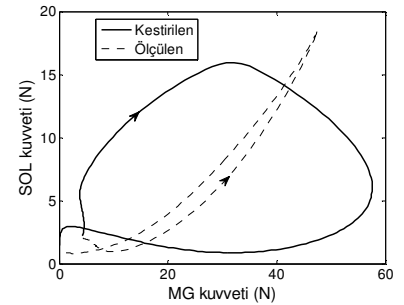
b)

Amaç Fonksiyonu III

$$\text{Min}\left\{\text{mak}(q_i(100 \frac{f_i}{F_i(v_i)})^{p_i})\right\}$$



c)

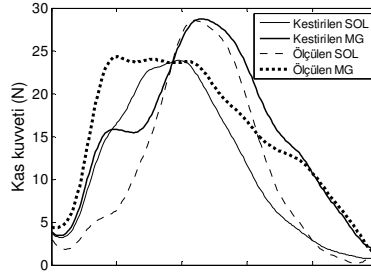


d)

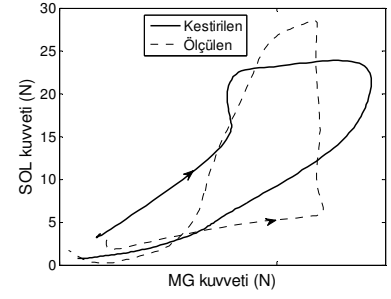
Şekil 4.10 Düz platformda hızlı yürüme deneyi için yapılan kuvvet kestirimlerinin tipik örnekleri.

Amaç Fonksiyonu II

$$\text{Min}\left\{\sum_i^n \frac{(f_i v_i)^2 + \omega(f_i l_i)^2}{F_i(v_i) F_i(l_i) S_i EMG_i}\right\}$$



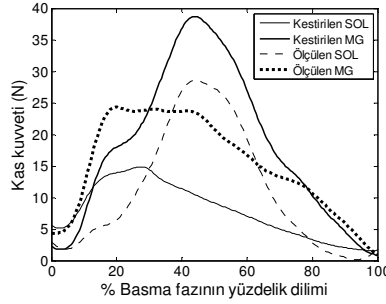
a)



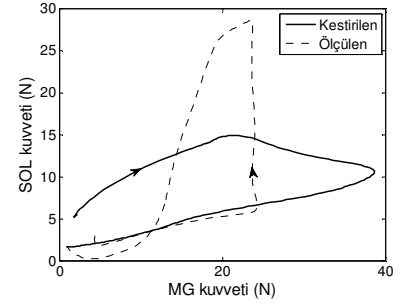
b)

Amaç Fonksiyonu III

$$\text{Min}\left\{\text{mak}\left(q_i \left(100 \frac{f_i}{F_i(v_i)}\right)^{p_i}\right)\right\}$$



c)

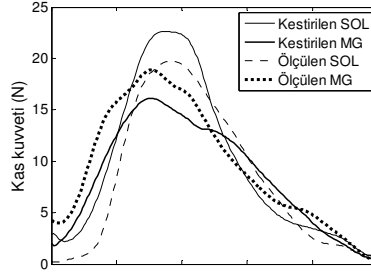


d)

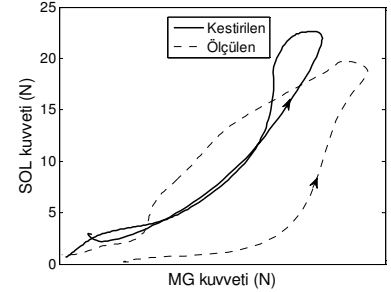
Şekil 4.11 Düz platformda yavaş yürüme deneyi için yapılan kuvvet kestirimlerinin tipik örnekleri.

Amaç Fonksiyonu II

$$\text{Min}\left\{\sum_i^n \frac{(f_i v_i)^2 + \omega(f_i l_i)^2}{F_i(v_i) F_i(l_i) S_i EMG_i}\right\}$$



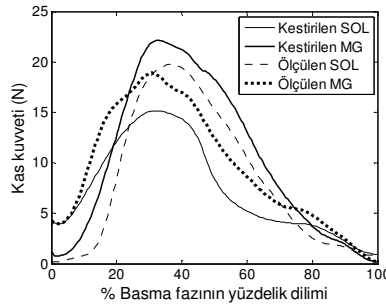
a)



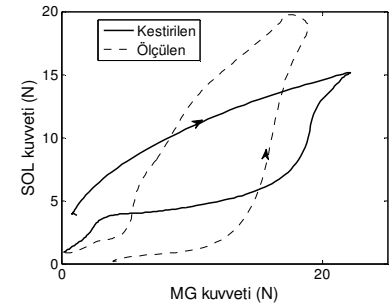
b)

Amaç Fonksiyonu III

$$\text{Min}\left\{\text{mak}\left(q_i \left(100 \frac{f_i}{F_i(v_i)}\right)^{p_i}\right)\right\}$$



c)



d)

Şekil 4.12 30° eğimli platformda aşağı doğru yürüme deneyi için yapılan kuvvet kestirimlerinin tipik örnekleri.

Tablo 4.1 incelendiğinde; amaç fonksiyonu I kullanılarak SOL kası için elde edilen ortalama karesel kök farkı değerlerinin 0.31 ile 0.82; korelasyon katsayılarının ise 0.515 ile 0.873 arasında değiştiği görülmektedir. Bu değerler MG için sırasıyla 0.03 ile 0.83 ve 0.943 ile 0.998 arasında değişmektedir. Amaç fonksiyonu III kullanıldığında; SOL kası için elde edilen ortalama karesel kök farkı değerleri 0.55 ile 1.86; korelasyon katsayıları ise 0.348 ile 0.872 arasında değişmektedir. MG için bu değerler sırasıyla, 0.06 ile 0.58 ve 0.925 ile 0.993 arasında değişmektedir.

SOL kasının kestirim sonuçları incelendiğinde, amaç fonksiyonu I kullanılarak elde edilen ortalama karesel kök farkı değerlerinin 12 farklı durum için, amaç fonksiyonu III ile elde edilenlerden daha küçük olduğu görülmektedir (Tablo 4.1). Korelasyon katsayıları incelendiğinde ise amaç fonksiyonu I'in, 14 farklı durum için daha iyi bir kestirim performansı sergilediği anlaşılmaktadır. SOL kası için elde edilen bu veriler, istatistiksel olarak da amaç fonksiyonu I'in daha iyi bir kas kuvveti kestirimi gerçekleştirdiğini göstermektedir (Şekil 4.13a, b). MG sonuçları incelendiğinde ise, amaç fonksiyonu I kullanıldığında 12 farklı durum için hesaplanan ortalama karesel kök farkı değerlerinin ve 16 farklı durum için hesaplanan korelasyon katsayılarının, amaç fonksiyonu III ile elde edilenlerden daha iyi olduğu görülmektedir (Tablo 4.1).

Tablo 4.2'de (Koşul II) SOL kası için yapılan kestirimlerin sonuçları incelendiğinde, amaç fonksiyonu II kullanılarak elde edilen ortalama karesel kök farkı değerlerinin 2 durum için amaç fonksiyonu III kullanılarak elde edilenlerden daha küçük olduğu görülmektedir. Korelasyon katsayılarında ise 8 farklı durum için amaç fonksiyonu II'nin ölçülen kas kuvvetlerine daha yakın kuvvet kestirimleri gerçekleştirdiği görülmektedir. SOL kası için elde edilen korelasyon katsayıları verileri, istatistiksel olarak da amaç fonksiyonu II'nin daha iyi bir kas kuvveti performansı sergilediğini göstermektedir (Şekil 4.14b). MG sonuçları incelendiğinde, amaç fonksiyonu II kullanıldığında 2 farklı durum için hesaplanan ortalama karesel kök farkı değerlerinin ve 8 farklı durum için hesaplanan korelasyon katsayılarının, amaç fonksiyonu III ile elde edilenlerden daha iyi olduğu görülmektedir (Tablo 4.2).

Tablo 4.1 Koşul I deneylerinde kestirilen kas kuvvetleri için hesaplanan ortalama karesel kök farkı ve korelasyon katsayılarının ortalama değerleri

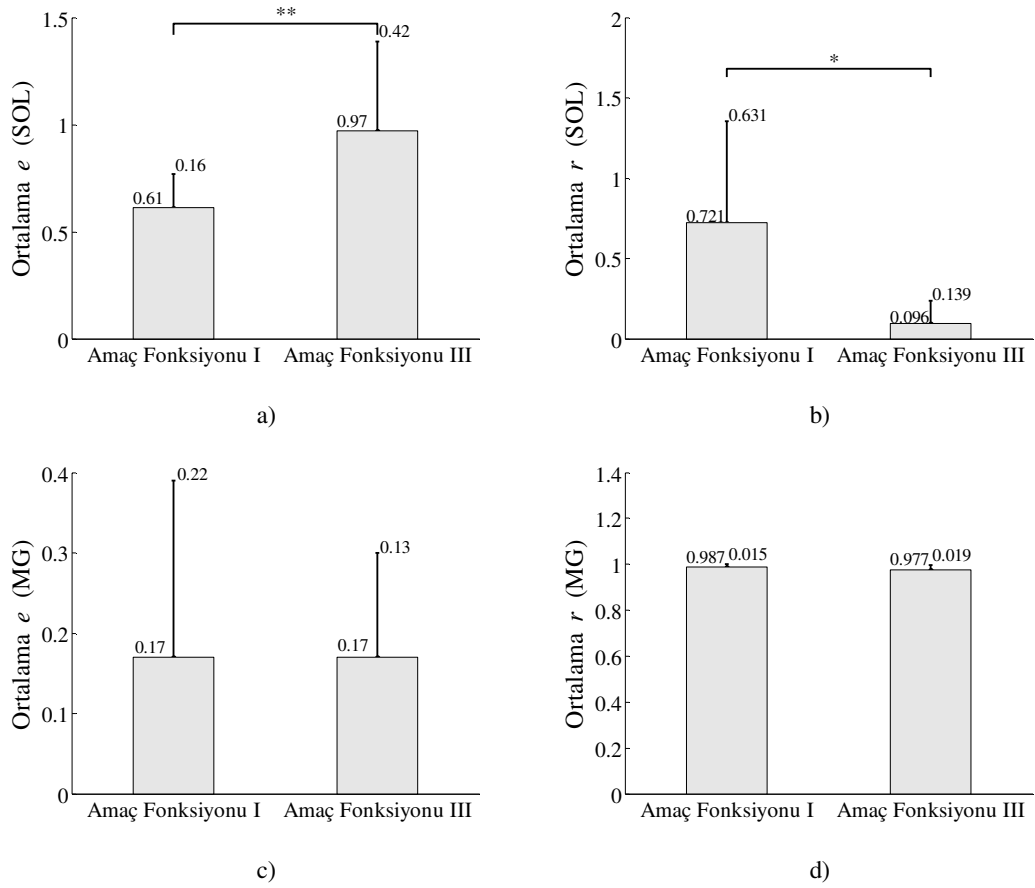
Yürüme koşulları	Amaç Fonksiyonu I				Amaç Fonksiyonu III			
	SOL		MG		SOL		MG	
	$e \pm ss$	$r \pm ss$	$e \pm ss$	$r \pm ss$	$e \pm ss$	$r \pm ss$	$e \pm ss$	$r \pm ss$
Kedi I								
60° yukarı	0.80± 0.39	0.628± 0.170	0.04± 0.02	0.995± 0.005	1.26± 0.64	0.497± 0.310	0.07± 0.03	0.990± 0.012
45° yukarı	0.77± 0.44	0.515± 0.309	0.05± 0.02	0.992± 0.006	1.15± 0.68	0.531± 0.365	0.08± 0.04	0.990± 0.011
30° yukarı	0.75± 0.43	0.628± 0.186	0.06± 0.02	0.993± 0.005	1.48± 0.90	0.556± 0.254	0.13± 0.05	0.987± 0.010
Düz-hızlı	0.75± 0.26	0.773± 0.102	0.17± 0.09	0.994± 0.004	0.92± 0.42	0.348± 0.128	0.19± 0.08	0.985± 0.011
Kedi II								
60° yukarı	0.54± 0.12	0.602± 0.244	0.05± 0.01	0.988± 0.07	1.86± 0.09	0.396± 0.305	0.17± 0.00	0.946± 0.017
45° yukarı	0.58± 0.07	0.678± 0.067	0.12± 0.01	0.989± 0.002	0.64± 0.08	0.601± 0.133	0.14± 0.01	0.973± 0.008
30° yukarı	0.59± 0.08	0.690± 0.128	0.13± 0.03	0.990± 0.004	0.57± 0.18	0.632± 0.124	0.11± 0.02	0.974± 0.011
Kedi III								
60° yukarı	0.78± 0.02	0.749± 0.144	0.41± 0.10	0.976± 0.25	0.55± 0.06	0.695± 0.230	0.29± 0.03	0.975± 0.016
45° yukarı	0.79± 0.03	0.707± 0.128	0.54± 0.06	0.959± 0.014	0.56± 0.02	0.650± 0.193	0.39± 0.04	0.953± 0.017
30° yukarı	0.82± 0.03	0.722± 0.118	0.83± 0.30	0.943± 0.035	0.59± 0.03	0.668± 0.142	0.58± 0.19	0.925± 0.045
Kedi IV								
60° yukarı	0.55± 0.24	0.780± 0.074	0.04± 0.02	0.996± 0.002	1.39± 0.52	0.712± 0.215	0.10± 0.03	0.992± 0.007
45° yukarı	0.42± 0.20	0.774± 0.167	0.03± 0.01	0.996± 0.005	0.79± 0.40	0.755± 0.184	0.06± 0.03	0.993± 0.012
30° yukarı	0.58± 0.16	0.741± 0.108	0.05± 0.01	0.993± 0.002	1.45± 0.38	0.667± 0.142	0.14± 0.03	0.980± 0.009
Kedi V								
45° yukarı	0.31± 0.08	0.873± 0.049	0.03± 0.00	0.998± 0.00	1.14± 0.18	0.776± 0.068	0.12± 0.01	0.991± 0.002
30° yukarı	0.40± 0.05	0.864± 0.038	0.08± 0.02	0.996± 0.001	0.62± 0.11	0.872± 0.039	0.12± 0.02	0.993± 0.003
Düz-hızlı	0.48± 0.08	0.814± 0.065	0.09± 0.05	0.994± 0.003	0.58± 0.21	0.740± 0.09	0.11± 0.03	0.985± 0.009

e : ortalama karesel kök farkı; ss : standart sapma; r : korelasyon katsayısı

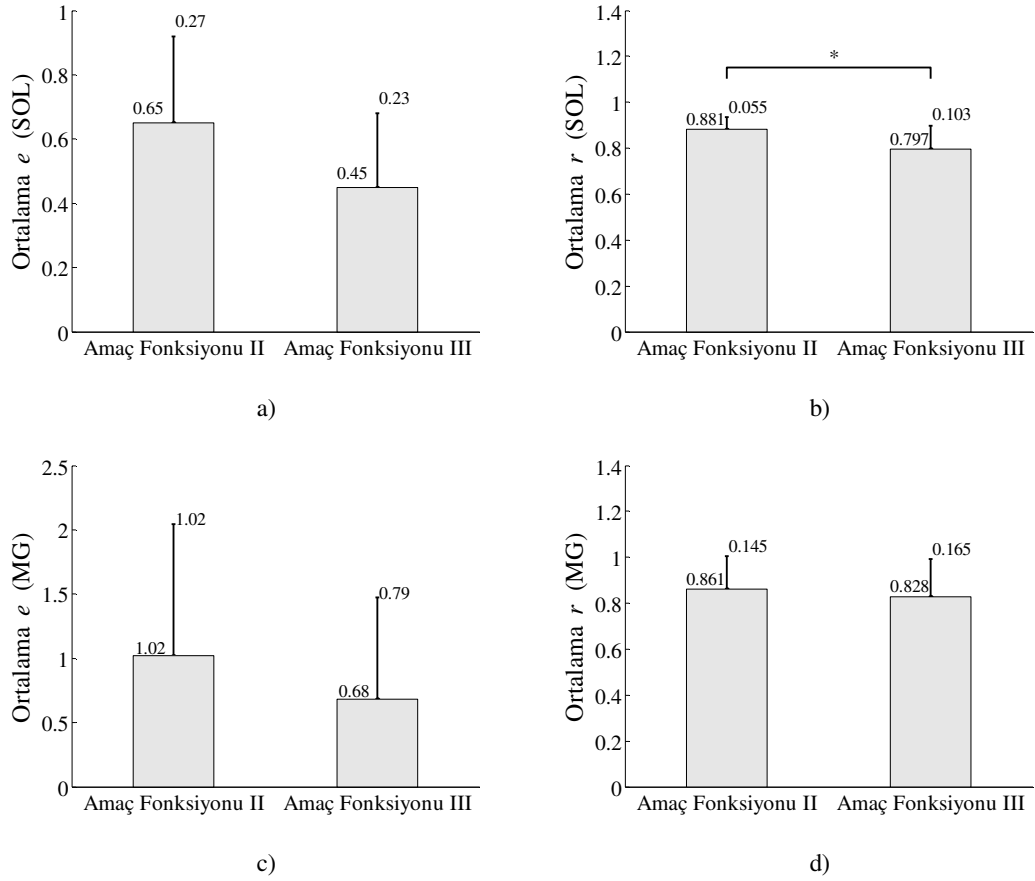
Tablo 4.2 Koşul II deneylerinde kestirilen kas kuvvetler için hesaplanan ortalama karesel kök farkı ve korelasyon katsayılarının ortalama değerleri

Yürüme koşulları	Amaç Fonksiyonu II				Amaç Fonksiyonu III			
	SOL		MG		SOL		MG	
	$e \pm ss$	$r \pm ss$	$e \pm ss$	$r \pm ss$	$e \pm ss$	$r \pm ss$	$e \pm ss$	$r \pm ss$
Kedi I								
Düz-yavaş	1.26 ± 1.61	0.852 ± 0.089	0.25 ± 0.12	0.952 ± 0.035	1.03 ± 1.04	0.643 ± 0.121	0.25 ± 0.05	0.949 ± 0.028
30° aşağı	0.37 ± 0.16	0.935 ± 0.034	0.24 ± 0.08	0.941 ± 0.015	0.38 ± 0.08	0.826 ± 0.068	0.26 ± 0.07	0.932 ± 0.036
Kedi II								
Düz-yavaş	0.76 ± 0.10	0.915 ± 0.022	0.87 ± 0.63	0.929 ± 0.069	0.36 ± 0.07	0.733 ± 0.097	0.42 ± 0.32	0.844 ± 0.136
30° aşağı	0.66 ± 0.07	0.951 ± 0.018	0.61 ± 0.14	0.977 ± 0.021	0.26 ± 0.05	0.908 ± 0.035	0.24 ± 0.08	0.937 ± 0.038
Kedi III								
Düz-yavaş	0.74 ± 0.06	0.798 ± 0.102	2.94 ± 0.93	0.667 ± 0.152	0.60 ± 0.03	0.677 ± 0.114	2.40 ± 0.74	0.595 ± 0.179
30° aşağı	0.76 ± 0.07	0.923 ± 0.04	3.27 ± 0.93	0.560 ± 0.142	0.37 ± 0.05	0.950 ± 0.008	1.68 ± 0.80	0.498 ± 0.173
Kedi IV								
30° aşağı	0.37 ± 0.11	0.899 ± 0.051	0.23 ± 0.03	0.944 ± 0.031	0.40 ± 0.11	0.856 ± 0.039	0.25 ± 0.04	0.924 ± 0.028
Kedi V								
Düz-yavaş	0.59 ± 0.35	0.818 ± 0.086	0.35 ± 0.07	0.904 ± 0.079	0.38 ± 0.09	0.752 ± 0.050	0.27 ± 0.09	0.898 ± 0.069
30° aşağı	0.41 ± 0.11	0.842 ± 0.055	0.42 ± 0.06	0.879 ± 0.072	0.34 ± 0.05	0.828 ± 0.037	0.37 ± 0.05	0.883 ± 0.057

e : ortalama karesel kök farkı; ss : standart sapma; r : korelasyon katsayısı



Şekil 4.13 Koşul I deneylerinde her bir kedi ve yürüme koşulu için elde edilen 16'şar adet ortalama karesel kök farkı değerinin, e , ve ortalama korelasyon katsayısının, r , ortalamaları ve standart sapmaları. a) SOL için ortalama e , b) SOL için ortalama r , c) MG için ortalama e , d) MG için ortalama r . * $P < 0.05$; ** $P < 0.01$.



Şekil 4.14 Koşul II deneylerinde her bir kedi ve yürüme koşulu için elde edilen 9'ar adet ortalama karesel kök farkı değerinin, e , ve ortalama korelasyon katsayısının, r , ortalamaları ve standart sapmaları. a) SOL için ortalama e , b) SOL için ortalama r , c) MG için ortalama e , d) MG için ortalama r . $*P<0.05$.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Kaslar arasındaki kuvvet paylaşımı, gerçekleştirilen hareketler ile doğrudan ilintilidir. Kedi kaslarında kuvvet ölçmek amacıyla yapılan deneylerin sonuçları bu düşüncenin doğruluğunu açık biçimde ortaya koymaktadır (Herzog, 1993; Kaya, 2003). Aralarında sinerjistik özellik gösteren SOL ve MG kasları arasındaki kuvvet dağılımı bu konuya iyi bir örnektir. Düz (eğimi yere göre sıfır olan) bir platformda yürüyen kedinin SOL kasının tipik olarak ürettiği kuvvet F_{SOL} , MG kasının kuvvetinden F_{MG} ya büyüktür ya da ona yakın bir genliktedir (Prilutsky ve diğ., 1997). Buna karşın yokuş yukarı yürüme esnasında $F_{SOL} < F_{MG}$ iken, yokuş aşağı durumda belirli bir kuvvet dağılımdan bahsedilemez ancak, çoğunlukla birbirlerine yakın genliklerde seyrettikleri söylenebilir (Kaya, 2003). Ayrıca düz yoldaki yürüme aktivitesinde SOL kasının ürettiği kuvvet yokuş yukarı durumda ürettiğinden daha büyüktür (gerçi Herzog ve diğ.'nin 1993'teki çalışmalarında bu durum gözlemlenmiyor) ve MG için bu durumun tersi söz konusudur (Gregor ve diğ., 2001). SOL'un üreteceği kuvvet, MG'un aksine, bilek eklemine güç ihtiyacından bağımsızdır ve bileği dengelemek amaçlıdır (Kaya ve diğ., 2001).

MG kasının üretebileceği kuvvetlerin maksimum değerlerinde, artan hız değerleri ve hareket yoğunluğu (düz yoldan yokuş yukarı çıkmak gibi) ile birlikte artış olur. Ancak bu durum SOL için geçerli değildir (Herzog ve diğ., 1993), yani SOL'un maksimum kuvvet değeri yürüme hızından ve yürüme koşullarının yoğunluğundan bağımsızdır. MG'un yavaş ve hızlı kasılan lifleri bir arada barındırması ve SOL'ün neredeyse tamamen yavaş kasılan liflerden oluşması yukarıda bahsedilen kuvvet üretim davranışlarını açıklamaya adaydır. Bununla birlikte, MG'un iki eklemi (bilek ve diz) ve SOL'ün tek eklemi (bilek) saran yapısal farklılıkları da kuvvet üretim biçimleri üzerinde etkilidir.

Kaya ve diğ. (2003), MG kasının EMG sinyali (yani kas aktivasyonunun) ile kuvvet üretiminin oldukça uyumlu olduğunu gözlemlemişlerdir. SOL kasında ise EMG sinyallerinin genliğinin arttığı durumlarda kuvvet değerlerinde kayda değer bir değişim

olmadığını tespit etmişlerdir. Bu gözlemlerden yola çıkarak kuvvet üretiminde i) MG için kas aktivasyon derecesinin ii) SOL için ise kasılma koşullarının değişiminin (kuvvet-hız, kuvvet-boy ilişkileri) önemli roller oynadığını öne sürmüşlerdir.

Herzog ve diğ. (1993), kaslar arasındaki kuvvet dağılımının belirlenmesi amacıyla önerilen amaç fonksiyonlarının bütün hareket türlerini kapsayamayacağını ve belirli hareket ve hareket yoğunlukları için spesifik optimal kontrol stratejilerinin geliştirilmesi gerektiğini önermişlerdir. Bir 100 m koşucusu ile maraton koşucusunun merkezi ve periferik kontrol mekanizmalarının birbirlerinden farklı stratejiler uygulayacağı dikkate alınacak olursa (Tsirakos ve diğ., 1997), amaç fonksiyonlarının tasarımı sırasında farklı hareket tipi ve yoğunlukları için farklı kıstasların dikkate alınması önemli bir gerekliliktir.

Bu çalışmada, yukarıda bahsedilen bulgular ve düşünceler ışığında farklı hareket tipleri ve hızları için spesifik amaç fonksiyonları tasarlanmıştır. Kuvvet kestirim sonuçları incelendiğinde, özellikle Koşul I deneyleri için önerilen amaç fonksiyonunun (amaç fonksiyonu I), literatürde mevcut olan ve statik optimizasyon probleminde en iyi kuvvet kestirimi yaptığı düşünülen amaç fonksiyonundan (amaç fonksiyonu III) hem ortalama karesel kök farkı değerleri hem de korelasyon katsayıları açısından daha küçük hatalı kuvvet kestirimleri gerçekleştirdiği görülmektedir. Ayrıca bu hatalar, SOL kası için istatistiksel olarak da anlamlıdır. Koşul II deneylerinde ise amaç fonksiyonu III, ortalama karesel kök farkı değerleri açısından önerilen fonksiyondan (amaç fonksiyonu II) daha iyi sonuçlar verse de korelasyon katsayıları açısından amaç fonksiyonu II daha başarılıdır.

Bu çalışma, literatürde mevcut bulunan statik optimizasyon kullanılarak kuvvet kestirimi yapan çalışmalardan bazı nitelikleri açısından ayrılmaktadır. Bu nitelikler aşağıda sıralanmıştır:

- i. Bu çalışmada, farklı vücut performansı gerektiren farklı yürüme koşulları için (yokuş yukarı - yokuş aşağı, düz zeminde yavaş - hızlı yürüme) tek bir amaç fonksiyonu yerine farklı amaç fonksiyonları tasarlanmış ve önerilmiştir. Literatürde, statik optimizasyon problemleri için önerilen amaç fonksiyonları

bütün hareket tipleri için tektir ve farklı hareket varyasyonlarını karakterize etmekten oldukça uzaktır (Crowinshield ve Brand, 1981; Heintz ve Farewik, 2007).

- ii. Önerilen amaç fonksiyonları, kasların kuvvet üretim sürecinde rol alan beş önemli parametreyi (kas uzunluğu, kasılma hızı, lif tipi oranı, kesit alanı ve kas aktivasyon seviyesi) içermektedir. Mevcut amaç fonksiyonları bunlardan yalnızca bir ya da iki tanesini bir arada kullanmaktadır (Crowinshield ve Brand, 1981; Dul ve diğ., 1984b; Schappacher-Tilp ve diğ., 2009). Ayrıca, uzunluğuna bağlı olarak bir kasın üretebileceği maksimum kuvvet $F_i(l_i)$ ilk defa bu çalışmada bir parametre olarak amaç fonksiyonlarında kullanılmıştır.
- iii. Kestirilen kuvvetlerin doğrulanması, farklı vücut performansı gerektiren yürüme koşullarında hareket eden çok sayıda canlının (beş kedi) attıkları çok sayıda adım üzerinde (356 adım) yapılmıştır (Tablo 3.1). Bundan önceki çalışmalarda ele alınan hareket formları ve bunların tekrarlanma sayıları oldukça sınırlıdır (Erdemir ve diğ., 2007).

Bu çalışma ile literatürdeki diğer çalışmaların sonuçları karşılaştırılmak istendiğinde dikkat edilmesi gereken bazı hususlar vardır. Bunlardan biri, deneylerde kullanılan kedilerin SOL ve MG kaslarına ait optimal kas boyu, maksimum kasılma hızı ve maksimum izometrik kas kuvveti gibi fizyolojik parametrelerin her bir kedi için ayrı ayrı belirlenmemiş bunun yerine, bu kaslara ait literatürde mevcut olan verilerin kullanılmış olmasıdır (Tablo A.2, EK A). Her bir kasa ait spesifik parametrelerin kullanılmaması kuvvet kestirim performansını düşüren bir etki olarak düşünülebilir; ancak bu durum, kuvvet kestirim çalışmalarının pratiği açısından büyük kolaylıklar sağlamaktadır. Bir diğer dikkat edilmesi gereken husus, kısıt denkleminde kullanılan bilek eklem momentinin, SOL ve MG kaslarının kuvvetlerinin, bunlara ait olduğu varsayılan moment kolları ile çarpımı sonucu elde edilmiş olmasıdır.

Amaç fonksiyonlarında kullanılan kuvvet-kas ve kuvvet-uzunluk ilişkilerine ait matematiksel ifadeler, vücuttan tamamen ya da kısmen izole edilmiş kasların izometrik kasılmaları sırasında deneysel olarak elde edilen verilerden oluşturulmuştur. Ancak bu

çalışmada, kaslar vücuttan izole değildir ve dinamik kasılma söz konusudur. Böylesi kasılma koşullarındaki kuvvet-hız ve kuvvet-uzunluk ilişkileri, statik kasılma koşullarında elde edilenlerden belli ölçülerde farklıdır (Perrine ve Edgerton, 1978). Ancak, dinamik durumlar için matematiksel olarak genelleştirilmiş kuvvet-hız ve kuvvet-uzunluk ilişkileri bulunmadığından dolayı bu çalışmada, statik koşullardaki kasılma karakteristikleri dikkate alınmıştır.

Bu çalışmada ele alınmayan ancak oldukça incelenmeye değer konulardan biri, salınım fazı esnasında kaslar arasındaki kuvvet dağılımıdır. Ayağın yer ile teması sırasında (basma fazı) MG ve SOL kasları arasında görülen kuvvet paylaşım formu salınım fazında görülmez; bu fazda yalnızca MG'un aktif olduğu gözlenmiştir (Nelson ve Roberts, 2008). Basma ve salınım fazlarının birlikte değerlendirilebileceği bir çalışmanın sonuçları, motor kontrol mekanizmasının kasların kuvvet üretim süreçleri üzerindeki etkisi hakkında oldukça bilgi verici olacaktır. Ayrıca, kuvvet kestiriminin yapılacağı kas sayısının artırılması, metabolizmanın vücut hareketleri sırasındaki karar verme mekanizması hakkında bizlere çok daha güvenilir yorumlar yapma şansı tanıyacaktır. Örneğin, sinerjistik kaslar arasındaki kuvvet dağılımına ek olarak antagonistik kaslar arasındaki kuvvet dağılımlarının analizi, antagonistik kasların eşzamanlı kasılma durumları (co-contraction) gibi kontrol mekanizmasının henüz tam aydınlatılmamış özelliklerinin anlaşılmasına katkı sunacaktır.

KAYNAKLAR

ABRAHAM, L.D., LOEB, G.E., 1985, The distal hindlimb musculature of the cat. Patterns of normal use, *Experimental Brain Research*, 58(3), 580-593.

ALEXANDER, R.M., 1997, A minimum energy cost hypothesis for human arm trajectories, *Biological Cybernetics*, 76(2), 97-105.

AN, K.N., KWAK, B.M., CHAO, E.Y., MORREY, B.F., 1984, Determination of muscle and joint forces: A new technique to solve the indeterminate problem, *Journal of Biomechanical Engineering*, 106(4), 364-367.

AN, K.N., KAUFMAN, K.R., CHAO, E.Y.S., 1989, Physiological considerations of muscle force through the elbow joint, *Journal of Biomechanics*, 22(11), 1249-1256.

ANDERSON, F.C., 1999, *A dynamic optimization solution for a complete cycle of normal gait*, Thesis (PhD), The University of Texas.

ANDERSON, F.C., PANDY M.G., 1999, A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2(3), 201-231.

ANDERSON, F.C., PANDY, M.G., 2001, Dynamic optimization of human walking, *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(5), 381-390.

ARSLAN, Y.Z., ADLI, M.A., AKAN, A., BASLO, M.B., 2009, Prediction of externally applied forces to human hands using frequency content of surface EMG signals, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, doi: 10.1016/j.cmpb.2009.08.005.

BASMAJIAN, J.V, ve DE LUCA CJ., 1985, *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography*, Williams and Wilkins, Los Angeles.

BAZARAA, M.S., SHERALI, H.D., SHETTY, C.M., 1993, *Nonlinear programming theory and algorithms*, John Wiley&Sons, New York, second edition, 1993.

BEAN, J.C., CHAFFIN, D.B., SCHULTZ, A.B., 1988, Biomechanical model calculation of muscle contraction forces: A double linear programming method, *Journal of Biomechanics*, 21(1), 59-66.

BLIX, M., 1894, Die laenge und die spannung des muskels, *Skand. Arch. Physiol.*, 5, 149-206.

- BRAND, R.A., R. PEDERSEN, D.R., FRIEDERICH, J.A., 1986, The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area, *Journal of Biomechanics*, 19(8), 589-596.
- BROOK, N., MIZRAHI, J., SHOHAM, M., DAYAN, J., 1995, A biomechanical model of index finger dynamics, *Medical Engineering & Physics*, 17(1), 54-63.
- BROWN, S.H.M., POTVIN, J.R., 2005, Constraining spine stability levels in an optimization model leads to the prediction of trunk muscle cocontraction and improved spine compression force estimates, *Journal of Biomechanics*, 38(3), 745-754.
- BUCHANAN, T.S., SHREEVE, D.A., 1996, An evaluation of optimization techniques for the prediction of muscle activation patterns during isometric tasks, *Journal of Biomechanical Engineering*, 118(4), 565-574.
- CHADWICK, E.K.J., NICOL, A.C., 2000, Elbow and wrist joint contact forces during occupational pick and place activities, *Journal of Biomechanics*, 33(5), 591-600.
- CHALLIS, J.H., KERWIN, D.G., 1993, An analytical examination of muscle force estimations using optimization techniques, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 207(3), 139-148.
- CHALLIS, J.H., 1997, Producing physiologically realistic individual muscle force estimations by imposing constraints when using optimization techniques, *Medical Engineering & Physics*, 19(3), 253-261.
- CHENG, C.K., CHEN, H.H., CHEN, C.S., LEE, S.J., 1998, Influences of walking speed change on the lumbosacral joint force distribution, *Bio-Medical Materials and Engineering*, 8(3-4), 155-165.
- COLLINS, J.J., 1995, The redundant nature of locomotor optimization laws, *Journal of Biomechanics*, 28(3), 251-267.
- CROWNINSHIELD, R.D., 1978, Use of optimization techniques to predict muscle forces, *Journal of Biomechanical Engineering*, 100, 88-92.
- CROWNINSHIELD, R.D, JOHNSTON, R.C., ANDREWS, J.G., BRAND, R.A., 1978, A biomechanical investigation of the human hip, *Journal of Biomechanics*, 11(1-2), 75-85
- CROWNINSHIELD, R.D, BRAND, R.A., 1981a, The prediction of forces in joint structures: Distribution of intersegmental resultants, *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 9, 159-181.
- CROWNINSHIELD, R.D., BRAND, R.A., 1981b, A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion, *Journal of Biomechanics*, 14(1), 793-801.
- CRUSE, H., 1986, Constraints for joint angle control of the human arm, *Biological Cybernetics*, 54(2), 125-132.

- DAVY, D.T., AUDU, M.L., 1987, A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait, *Journal of Biomechanics*, 20(2), 187-201.
- DE LUCA, C.J., 1997, The use of surface electromyography in biomechanics, *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- DENNERLEIN, J.T., 2000, *Measuring human finger flexor muscle force in vivo: Revealing exposure and function*, In: Herzog, W., (ed.), *Skeletal Muscle Mechanics: From Mechanisms to Function*, John Wiley & Sons, Chichester, 429-451.
- DIAL, K.P., BIEWENER, A.A., 1993, Pectoralis muscle force and power output during different modes of flight in pigeons (*Columba livia*), *Journal of Experimental Biology*, 176(1), 31-54.
- DUL, J., TOWNSEND, M.A., SHIAMI, R., JOHNSON, G.E., 1984a, Muscular synergism-I. On criteria for load sharing between synergistic muscles, *Journal of Biomechanics*, 17(9), 663-673.
- DUL, J., JOHNSON, G.E., SHIAMI, R., TOWNSEND, M.A., 1984b, Muscular synergism-II. A minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles, *Journal of Biomechanics*, 17(9), 675-684.
- ERDEMIR, A., MCLEAN, S., HERZOG, W., VAN DEN BOGERT, A.J., 2007, Model-based estimation of muscle forces exerted during movements, *Clinical Biomechanics*, 22(2), 131-154.
- EPSTEIN, M., HERZOG, W., 1998, *Theoretical models of skeletal muscle: Biological and mathematical considerations*, John Wiley & Sons.
- EZQUERRO, F., SIMÓN, A., PRADO, M., PÉREZ, A., 2004, Combination of finite element modeling and optimization for the study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thorax-pelvis orientation, *Medical Engineering & Physics*, 26(1), 11-22.
- FENN, W.O., MARSH, B.S., 1935, Muscular force at different speed of shortening, *Journal of Physiology*, 85, 277-297.
- FLASH, T., HOGAN, N., 1985, A computationally efficient method for solving the redundant problem in biomechanics, *Journal of Neuroscience*, 5(7), 1688-1703.
- FICK, R., 1910, *Handbuch der anatomie des menschen*, Gustav Fischer, 2, Jena.
- FORSTER, E., SIMON, U., AUGAT, P., CLAES, L., 2004, Extension of a state-of-the-art optimization criterion to predict co-contraction, *Journal of Biomechanics*, 37(4), 577-581.
- FRANKEL, V.H., NORDIN, M., 1980, *Basic biomechanics of the skeletal system*, Lea and Febiger, Philadelphia.

- GLITSCH, U., BAUMANN, W., 1997, The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity, *Journal of Biomechanics*, 30(11-12), 1123-1131.
- GOEL, V.K., KONG, W., HAN, J.S., WEINSTEIN, J.N., GILBERTSON, L.G., 1993, A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles, *Spine*, 18(11), 1531-1541.
- GORDON, A.M., HUXLEY, A.F., JULIAN, F.J., 1966, The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres, *Journal of Physiology*, 184, 170-192.
- GREGORY R.W., 2002, *Biomechanics and control of torque production during prehension*, Thesis (PhD), The Pennsylvania State University.
- GREGOR, R.J., SMITH, J.L., SMITH, D.W., OLIVER, A., PRILUTSKY, B.I., 2001, Hindlimb kinetics and neural control during slope walking in the cat: Unexpected findings, *Journal of Applied Biomechanics*, 17(4), 277-286.
- GRIEVE, D.W., PHEASANT, S., CAVANAGH, P.R., 1978, *Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture*, In: Asmussen, E., Jorgensen, K., (ed.), *Biomechanics VI-A*, University Park Press, Baltimore, 405-418.
- GRIFFITHS, R.I., 1989, The mechanics of the medial gastrocnemius muscle in the freely hopping wallaby (thylogale billardierii), *Journal of Experimental Biology*, 147, 439-456.
- HAPPEE, R., 1994, Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements, *Journal of Biomechanics*, 27(7), 953-960.
- HAPPEE, R. VAN DER HELM, F.C.T., 1995, The control of shoulder muscles during goal directed movements, an inverse dynamic analysis, *Journal of Biomechanics*, 28(10), 1179-1191.
- HARDT, D.E., 1978a, *A minimum energy solution for muscle force control during walking*, Thesis (PhD), Massachusetts Institute of Technology.
- HARDT, D.E., 1978b, Determining muscle forces in the leg during normal human walking-An application and evaluation of optimization methods, *Journal of Biomechanical Engineering*, 100, 72-78.
- HASAN, Z., 1986, Optimized movement trajectories and joint stiffness in unperturbed, inertially loaded movements, *Biological Cybernetics*, 53(6), 373-382.
- HATZE, H., 1977, A complete set of control equations for the human musculo-skeletal system, *Journal of Biomechanics*, 10(11-12), 799-805.

- HATZE, H., 1981, A comprehensive model for human motion simulation and its application to the take-off phase of the long jump, *Journal of Biomechanics*, 14(3), 135-142.
- HEINTZ, S., GUTIERREZ-FAREWIK, E., 2007, Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach, *Gait & Posture*, 26(2), 279-288.
- HERZOG, W., 1985, *Individual muscle force prediction in athletic movements*, Thesis (PhD), The University of Iowa.
- HERZOG, W., LEONARD, T.R., 1991, Validation of optimization models that estimate the forces exerted by synergistic muscles, *Journal of Biomechanics*, 24(Suppl 1), 31-39.
- HERZOG, W., BINDING, P., 1992, Predictions of antagonistic muscular activity using nonlinear optimization, *Mathematical Biosciences*, 111(2), 217-229.
- HERZOG, W., LEONARD, T.R., RENAUD, J.M., WALLACE, J., CHAKI, G., BORNEMISZA, S., 1992, Force-length properties and functional demands of cat gastrocnemius, soleus and plantaris muscles, *Journal of Biomechanics*, 25(11), 1329-1335.
- HERZOG, W., LEONARD, T.R., GUIMARAES, C.S., 1993, Forces in gastrocnemius, soleus, and plantaris tendons of the freely moving cat, *Journal of Biomechanics*, 26(8), 945-953.
- HERZOG, W., 1996, Force-sharing among synergistic muscles: Theoretical considerations and experimental approaches, *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 24, 173-202.
- HERZOG, W., NIGG, B., 1999, *Biomechanics of the musculoskeletal system*, John Wiley & Sons.
- HILL, A.V., 1938, The heat of shortening and the dynamic constants of muscle, *Proceedings of the Royal Society of London B*, 126, 136-195.
- HODGSON, J.A., 1983, The relationship between soleus and gastrocnemius muscle activity in conscious cats-a model for motor unit recruitment?, *Journal of Physiology*, 337, 553-562.
- HOEK VAN DIJKE, G.A, SNIJDERS, C.J., STOECKART, R., STAM, H.J., 1999, A biomechanical model on muscle forces in the transfer of spinal load to the pelvis and legs, *Journal of Biomechanics*, 32(9), 927-933.
- HOGAN, N., 1984, An organizing principle for a class of voluntary movements, *Journal of Neuroscience*, 4(11), 2745-2754.

HUGHES, R.E., CHAFFIN, D.B., LAVENDER, S.A., ANDERSSON, G.B.J., 1994, Evaluation of muscle force prediction models of the lumbar trunk using surface electromyography, *Journal of Orthopaedic Research*, 12(5), 689-698.

HUGHES, R.E., CHAFFIN, D.B., 1995, The effect of strict muscle stress limits on abdominal muscle force predictions for combined torsion and extension loadings, *Journal of Biomechanics*, 28(5), 527-533.

HUGHES, R.E., ROCK, M.G., AN, K.N., 1999, Identification of optimal strategies for increasing whole arm strength using Karush-Kuhn-Tucker multipliers, *Clinical Biomechanics*, 14(9), 628-634.

HUXLEY, A.F., 1974, Muscular contraction, *Journal of Physiology*, 243, 1-43.

JINHA, A., 2002, *Analyses of muscle force predictions based on optimization*, Thesis (PhD), University of Calgary.

KARLSSON, D., PETERSON, B., 1992, Towards a model for force predictions in the human shoulder, *Journal of Biomechanics*, 25(2), 189-199.

KAUFMAN, K.R., AN, K.-N., LITCHY, W.J., CHAO, E.Y.S., 1991a, Physiological prediction of muscle forces-I. Theoretical formulation, *Neuroscience*, 40(3), 781-792.

KAUFMAN, K.R., AN, K.-N., LITCHY, W.J., CHAO, E.Y.S., 1991b, Physiological prediction of muscle forces-II. Application to isokinetic exercise, *Neuroscience*, 40(3), 793-804.

KAYA, M., LEONARD, T., HERZOG, W., 2001, Consideration of one- and two-joint muscle function based on direct measurement of in vivo muscle forces, *25th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, August 8-11, San Diego, CA, USA, 75.

KAYA, M., LEONARD, T., HERZOG, W., 2003, Coordination of medial gastrocnemius and soleus forces during cat locomotion, *The Journal of Experimental Biology*, 206, 3645-3655.

KAYA, M., 2003, *Coordination of cat hindlimb muscles during voluntary movements*, Thesis (PhD), University of Calgary.

KOOLSTRA, J.H., van EIJDEN, T.M.G.J., WEIJS, W.A., NAEIJE, M., 1988, A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces, *Journal of Biomechanics*, 21(7), 563-576.

KONG, W.Z., GOEL, V.K., GILBERTSON, L.G., 1998, Prediction of biomechanical parameters in the lumbar spine during static sagittal plane lifting, *Journal of Biomechanical Engineering*, 120(2), 273-280.

LAN, N., 1997, Analysis of an optimal control model of multi-joint arm movements, *Biological Cybernetics*, 76(2), 107-117.

- LI, G., KAUFMAN, K.R., CHAO, E.Y., RUBASH, H.E., 1999, Prediction of antagonistic muscle forces using inverse dynamic optimization during flexion/extension of the knee, *Journal of Biomechanical Engineering*, 121(3), 316-322.
- LIEBER, R.L., BURKHOLDER, T.J., 2008, *Musculoskeletal soft tissue mechanics*, In: Peterson, D.R and Bronzino, J.D., (ed.), *Biomechanics: Principles and Applications*, CRC Press.
- LIN, H.T., SU, F.C., WU, H.W., AN, K.N., 2004, Muscle forces analysis in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 218(4), 213-221.
- LUH, J.J., CHANG, G.C., CHENG, C.K., LAI, J.S., KUO, T.S., 1999, Isokinetic elbow joint torques estimation from surface EMG and joint kinematic data: Using an artificial neural network model, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(3), 173-183.
- MARIEB, E.N., 2004, *Human anatomy & physiology*, Pearson Benjamin Cummings, San Fransisco.
- MORONEY, S.P., SCHULTZ, A.B., MILLER, J.A.A., 1988, Analysis and measurement of neck loads, *Journal of Orthopaedic Research*, 6(5), 713-720.
- MORRISON, J.B., 1968, Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint, *Biomedical Engineering*, 3, 164-170.
- MORRISON, J.B., 1970, The mechanics of muscle function in locomotion, *Journal of Biomechanics*, 3(4), 431-451.
- NELSON, F.E., ROBERTS, T.J., 2008, Task-dependent force sharing between muscle synergists during locomotion in turkeys, *The Journal of Experimental Biology*, 211, 1211-1220.
- NEPTUNE, R.R., HULL, M.L., 1998, Evaluation of performance criteria for simulation of submaximal steady-state cycling using a forward dynamic model, *Journal of Biomechanical Engineering*, 120(3), 334-341.
- NEPTUNE, R.R., 1999, Optimization algorithm performance in determining optimal controls in human movement analyses, *Journal of Biomechanical Engineering*, 121(2), 249-252.
- NEPTUNE, R.R., HULL, M.L., 1999, A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling, *Journal of Biomechanics*, 32(4), 409-415.
- NEPTUNE, R.R., WRIGHT, I.C., VAN DEN BOGERT, A.J., 2000, A method for numerical simulation of single limb ground contact events: Application to heel-toe running, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 3(4), 321-334.

- NEPTUNE, R.R., KAUTZ, S.A., ZAJAC, F.E., 2001, Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking, *Journal of Biomechanics*, 34(11), 1387-1398.
- NIEMINEN, H., NIEMI, J., TAKALA, E.P., VIIKARI-JUNTURA, E., 1995a, Load-sharing patterns in the shoulder during isometric flexion tasks, *Journal of Biomechanics*, 28(5), 555-566.
- NIEMINEN, H., TAKALA, E.P., NIEMI, J., VIIKARI-JUNTURA, E., 1995b, Muscular synergy in the shoulder during a fatiguing static contraction, *Clinical Biomechanics*, 10(6), 309-317.
- NIEMI, J., NIEMINEN, H., TAKALA, E.P., VIIKARI-JUNTURA, E., 1996, A static shoulder model based on a time-dependent criterion for load sharing between synergistic muscles, *Journal of Biomechanics*, 29(4), 451-460.
- NUSSBAUM, M.A., CHAFFIN, D.B., RECHTIEN, C.J., 1995, Muscle lines-of-action affect predicted forces in optimization-based spine muscle modeling, *Journal of Biomechanics*, 28(4), 401-409.
- OSBORN, J.W., BARAGAR, F.A., 1985, Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model: Symmetric vertical bite forces, *Journal of Biomechanics*, 18(8), 599-612.
- PANDY, M.G., ZAJAC, F.E., SIM, E., LEVINE, W.S., 1990, An optimal control model for maximum-height human jumping, *Journal of Biomechanics*, 23(12), 1185-1198.
- PANDY, M.G., ZAJAC, F.E., 1991, Optimal muscular coordination strategies for jumping, *Journal of Biomechanics*, 24(1), 1-10.
- PATRIARCO, A.G., MANN, R.W., SIMON, S.R., MANSOUR, J.M., 1981, An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait, *Journal of Biomechanics*, 14(8), 513-525.
- PAUL, J.P., 1965, *Bioengineering studies of the force transmitted by joints II*, In: Kenedi, R.M., *Biomechanics and Related Bioengineering Topics*, Pergamon Press, London.
- PAUL, J.P., 1967, Forces transmitted by joints in the human body, *Proceedings of the Institute of the Mechanical Engineers*, 3J, 181.
- PEDERSEN, D.R., BRAND, R.A., DAVY, D.T., 1997, Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait, *Journal of Biomechanics*, 30(9), 959-965.
- PEDOTTI, A., KRISHNAN, V. V., AND STARK, L., 1978, Optimization of muscle force sequencing in human locomotion, *Mathematical Bioscience*, 38, 57-76.

- PENNESTRI, E., STEFANELLI, R., VALENTINI, P.P., VITA, L., 2007, Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb, *Journal of Biomechanics*, 40(6), 1350-1361.
- PENROD, D.D., DAVY, D.T., SINGH, D.P., 1974, An optimization approach to tendon force analysis, *Journal of Biomechanics*, 7(2), 123-129.
- PERRINE, J.J., EDGERTON, V.R., 1978, Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading, *Med. Sci. Sports*, 10(3), 159-166.
- PIERCE, J.E., LI, G., 2005, Muscle forces predicted using optimization methods are coordinate system dependent, *Journal of Biomechanics*, 38(4), 695-702.
- PIERRYNOWSKI, M.R., 1982, *A physiological model for the solution of individual muscle forces during normal human walking*, Thesis (PhD), Simon Fraser University.
- PRAAGMAN M, CHADWICK E.K.J., VAN DER HELM F.C.T., VEEGER H.E.J., 2006, The relationship between two different mechanical cost functions and muscle oxygen consumption, *Journal of Biomechanics*, 39(4), 758-765.
- PRILUTSKY, B.I., HERZOG, W., ALLINGER, T.L, 1997, Forces of individual cat ankle extensor muscles during locomotion predicted using static optimization, *Journal of Biomechanics*, 30(10), 1025-1033.
- RAIKOVA, R., 1992, A general approach for modelling and mathematical investigation of the human upper limb, *Journal of Biomechanics*, 25(8), 857-867.
- RAIKOVA, R., 1996, A model of the flexion-extension motion in the elbow joint some problems concerning muscle forces modelling and computation, *Journal of Biomechanics*, 29(6), 763-772.
- RAIKOVA, R. ALADJOV, H., 2003, The influence of the way the muscle force is modeled on the predicted results obtained by solving indeterminate problems for a fast elbow flexion, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 6(3), 181-196.
- RAIKOVA, R.T., GABRIEL, D.A., ALADJOV, H.T.S., 2005, Experimental and modelling investigation of learning a fast elbow flexion in the horizontal plane, *Journal of Biomechanics*, 38(10), 2070-2077.
- RASMUSSEN, J., DAMSGAARD, M., VOIGT, M., 2001, Muscle recruitment by the min/max criterion-a comparative numerical study, *Journal of Biomechanics*, 34(3), 409-415.
- RÖHRLE, H., SCHOLTEN, R., SIGOLOTTI, C., SOLLBACH, W., KELLNER, H., 1984, Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking, *Journal of Biomechanics*, 17(6), 409-424.

- SACKS, R.D., ROY, R.R., 1982, Architecture of the hind limb muscles of cats: Functional significance, *Journal of Morphology*, 173(2), 185-195.
- SAVELBERG, H.H.C.M., HERZOG, W., 1997, Prediction of dynamic tendon forces from electromyographic signals: An artificial neural network approach, *Journal of Neuroscience Methods*, 78(1-2), 65-74.
- SCHAPPACHER-TILP, G., BINDING, P., BRAVERMAN, E., HERZOG, W., 2009, Velocity-dependent cost function for the prediction of force sharing among synergistic muscles in a one degree of freedom model, *Journal of Biomechanics*, 42(5), 657-660.
- SCHULTZ, A., HADERSPECK, K., WARWICK, D., PORTILLO, D., 1983, Use of lumbar trunk muscles in isometric performance of mechanically complex standing tasks, *Journal of Orthopaedic Research*, 1(1), 77-91.
- SEIREG, A., ARVIKAR, R.J., 1973, A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system, *Journal of Biomechanics*, 6(3), 313-326.
- SEIREG, A., ARVIKAR, R.J., 1975, The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking, *Journal of Biomechanics*, 8(2), 89-102.
- SHIAVI, R., FRIGO, C., PEDOTTI, A., 1998, Electromyographic signals during gait: Criteria for envelope filtering and number of strides, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 36(2), 171-178.
- SHIRAZI-ADL, A., SADOUK, S., PARNIANPOUR, M., POP, D., EL-RICH, M., 2002, Muscle force evaluation and the role of posture in human lumbar spine under compression, *European Spine Journal*, 11(6), 519-526.
- SHIRAZI-ADL, A., EL-RICH, M., POP, D.G., PARNIANPOUR, M., 2005, Spinal muscle forces, internal loads and stability in standing under various postures and loads-application of kinematics-based algorithm, *European Spine Journal*, 14(4), 381-392.
- SOECHTING, J.F., BUENO, C.A., HERRMAN, U., FLANDERS, M., 1995, Moving effortlessly in three dimensions: Does Donders law apply to arm movements?, *Journal of Neuroscience*, 15, 6271-6280.
- SPAGELE, T., KISTNER, A., GOLLHOFER, A., 1999, A multi-phase optimal control technique for the simulation of a human vertical jump, *Journal of Biomechanics*, 32(1), 87-91.
- SPECTOR, S.A., GARDINER, P.F., ZERNICKE, R.F., ROY., R.R., EDGERTON, V.R., 1980, Muscle architecture and force-velocity characteristics of cat soleus and medial gastrocnemius: Implications for motor control, *Journal of Neurophysiology*, 44(5), 951-960.
- STAUDENMANN, D., ROELEVELD, K., STEGEMAN, D.F., van DIEËN, J.H., 2009, Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation - A tutorial and

review, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, doi: 10.1016/j.jelekin.2009.08.005.

STOKES, I.A.F., GARDNER-MORSE, M., 2004, Muscle activation strategies and symmetry of spinal loading in the lumbar spine with scoliosis, *Spine*, 29(19), 2103-2107.

TRAINOR, P.G.S., MCLACHLAN, K.R., McCALL, W.D., 1995, Modelling of forces in the human masticatory system with optimization of the angulations of the joint loads, *Journal of Biomechanics*, 28(7), 829-843.

TSIRAKOS, D., BALZOPOULOS, V., BARTLETT, R., 1997, Inverse optimization: Functional and physiological considerations related to the force-sharing problem, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 25(4-5), 371-407.

UNO, Y., KAWATO, M., SUZUKI, R., 1989, Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. Minimum torque-change model, *Biological Cybernetics*, 61(2), 89-101.

VAN DEN BOGERT, A.J., HARTMAN, W., SCHAMHARDT, H.C., SAUREN, A.A.H.J., 1989, *In vivo relationship between force, EMG, and length change in the deep digital flexor muscle in the horse*, In: de Groot, G., Hollander, A.P., Huijing, P.A., van Ingen Schenau, G.J., (ed.), *Biomechanics XI-A*, Champaign, Illinois, Human Kinetics Publishers, 68-74.

VAN DER HELM, F.C.T., 1994, A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism, *Journal of Biomechanics*, 27(5), 551-569.

VAN DRONGELEN, S., VAN DER WOUDE, L.H., JANSSEN, T.W., ANGENOT, E.L., CHADWICK, E.K., VEEGER, D.H., 2005, Glenohumeral contact forces and muscle forces evaluated in wheelchair-related activities of daily living in able-bodied subjects versus subjects with paraplegia and tetraplegia, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(7), 1434-1440.

WALMSLEY, B., HODGSON, J.A., BURKE, R.E., 1978, Forces produced by medial gastrocnemius and soleus muscles during locomotion in freely moving cats, *Journal of Neurophysiology*, 41(5), 1203-1216.

WHITING, W.C., GREGOR, R.J., ROY, R.R., EDGERTON, V.R., 1984, A technique for estimating mechanical work of individual muscles in the cat during treadmill locomotion, *Journal of Biomechanics*, 17(9), 685-694.

WINTER, D.A., 1990, *Biomechanics and motor control of human movement*, John Wiley & Sons, Inc.

WISMER, D.A., CHATTERGY, R., 1979, *Introduction to non-linear optimization: A problem solving approach*, Elsevier North Holland Inc., New York, NY.

YAMAGUCHI, G.T., ZAJAC, F.E., 1990, Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation: A computer simulation study, *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 37(9), 886-902.

YAMAGUCHI, G.T., MORAN, D.W., SI, J., 1995, A computationally efficient method for solving the redundant problem in biomechanics, *Journal of Biomechanics*, 28(8), 999-1005.

YEO, B.P., 1976, Investigations concerning the principle of minimal total muscle force, *Journal of Biomechanics*, 9(6), 413-416.

EKLER

EK-A

Tablo A.1 Optimizasyon yöntemleri kullanılarak yapılan kas kuvveti kestirimi çalışmaları.

Yazar(lar) ve yıl	Amaç fonksiyonu	Aktivite/bölge	SD / ES / LS /KS	Doğrulama	Optimizasyon yöntemi / notlar
Seireg ve Arvikar (1973)	Min{kuvvetlerin toplamı, iş, yerçekimi doğrultusundaki reaksiyon kuvvetlerinin toplamı, eklemi saran bağlar tarafından oluşturulan eklem momentlerinin toplamı}	Eğilme ve ayakta düz durma	18 / 3 / md / 29	EMG	Ters dinamik tabanlı lineer statik optimizasyon (Simplex yöntemi)
Penrod ve diğ. (1974)	Min{kas kuvvetlerinin toplamı}	El bileğinin fleksiyonu	2 / 1 / md / 7	Literatürde mevcut bulunan EMG verileri	Ters dinamik tabanlı lineer statik optimizasyon
Seireg ve Arvikar (1975)	Min{(kas kuvvetlerinin toplamı)+4*(eklem momentlerinin toplamı)}	Yürüme	18 / 3 / 7 / 31	EMG / literatürdeki kalça eklem kuvvetleri	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon, simplex yöntemi
Hardt (1978b)	Min{kas kuvvetlerinin toplamı, kasların serbest enerjilerinin toplamı}	Yürüme	7 / 3 / md / 31	Literatürdeki EMG verileri	Ters dinamik tabanlı lineer statik optimizasyon
Crowninshield ve diğ.	Min{kas gerilmelerinin toplamı}	Yürüme	md / md / 4 /	EMG kullanılarak	Ters dinamik tabanlı statik

(1978)			27	kestirilen kas kuvvetleri	optimizasyon
Pedotti ve diğ. (1978)	Min{kuvvetlerin ve bunların karelerinin toplamı, normalize edilen kuvvetlerin ve bunların karelerinin toplamı }	Yürüme	3 / 3 / 3 / 11	EMG	Statik optimizasyon, Lagrange katsayıları yöntemi
Crowninshield ve diğ. (1981b)	Min{kas kuvvetlerinin n. dereceden kuvvetlerinin toplamı}, n = 1, 2, 3, 4 ve 100	Yürüme, merdiven çıkma, oturma-kalkma	5 / 3 / md / 47	EMG	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon, Rosen's gradyen projeksiyon algoritması / en uygun n değeri 3 olarak saptanmıştır ve n değerindeki küçük değişimler kuvvet kestirimlerinde önemli farklılıklar yaratmamaktadır.
Patriarco ve diğ. (1981)	Min{kas kuvvetlerinin toplamı, kasların mekanik-kimyasal gücü }	Yürüme	7 / 3 / md / 31	EMG / kestirilen kas kuvvetlerinin ilgili kasın üretebileceği maksimum gerilme değerini aşmaması kabulü	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon / Kasların mekanik-kimyasal gücü, Hardt'ın (1978a) çalışmasında önerdiği biçimde formüle edilmiştir.
Röhrle ve diğ. (1984)	Min{kas kuvvetlerinin toplamı }	Yürüme	6 / 3 / md / 42	Literatürdeki kestirilen kuvvetler	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
Dul ve diğ. (1984a)	Min{kas kuvvetlerinin toplamı, kas gerilmelerinin toplamı }	Diz fleksiyonu	1 / 1 / md / 3	Karşılaştırma yapılmamış	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon / Simplex ve Lagrange yöntemi
Dul ve diğ. (1984b)	Min{yorgunluk }	Diz fleksiyonu	1 / 1 / md / 3	Literatürdeki kas kuvvetleri	Statik optimizasyon, minimax yöntemi

An ve diğ. (1984)	Min{kas gerilmelerinin toplamı }	Dirsek fleksiyonu	2 / 1 / 2 / 9	EMG, literatürdeki kestirilen kuvvetlerle karşılaştırma	Lineer programlama
Osborn ve Baragar (1985)	Min{kas kuvvetlerinin toplamı, eklem tepki kuvvetlerinin toplamı }	Diş sıkma hareketi / çene kasları	6 / md / md / 26	Literatürdeki kas, eklem ve ısırma kuvvetleri	Lineer programlama
Brand ve diğ. (1986)	Min{kas gerilmelerinin 3. dereceden kuvvetlerinin toplamı }	Yürüme	5 / 3 / md / 47	Literatürdeki kestirilen kuvvetler	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon / kasların kesit alanlarının kuvvet kestirimi üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir
Davy ve Audu (1987)	Min{yörünge takip hatası ve enerji tüketimi }	Yürümenin salınım fazı sırasındaki alt uzuvdaki kaslar	3 / 3 / 3 / 9	Statik optimizasyon sonuçları ve literatürde EMG kullanılarak yapılan kestirimler	Dinamik optimizasyon (Fletcher-Reeves eşlenik gradyen algoritması)
Koolstra ve diğ. (1988)	Min{en aktif kasın bağlı aktivitesi }	Diş sıkma hareketi / çene kasları	6 / md / md / 16	Literatürde yayınlanmış veriler	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
Moroney ve diğ. (1988)	Min{maksimum kas kasılması yoğunluğu }	Ense bölgesi	3 / md / md / 14	EMG	Ters dinamik tabanlı optimizasyon (çift lineer programlama)
An ve diğ. (1989)	Min{kas uzunluğuna bağlı değişen maksimum kuvvet }	Dirsek fleksiyonu	2 / 1 / md / 3	Literatürdeki kas morfolojisine ait bilgiler	Statik optimizasyon, lineer programlama
Pandy ve diğ. (1990)	Mak{yükseklik }	Zıplama	7 / md / 4 / 8	Zıplama yüksekliği, kalitatif değerlendirmeler	Mayne-Polak dinamik optimizasyon algoritması
Yamaguchi ve Zajac (1990)	Min{yörünge takip hatası ve kas gerilmelerinin küplerinin toplamı }	Yürümenin basma fazı sırasında alt	8 / md / md / 10	Kinematik veriler, yer tepki kuvvetleri,	Dinamik programlama

Herzog ve Leonard (1991)	Min{kas kuvvetleri toplamı, kas kuvvetlerinin karelerinin ve küplerinin toplamı, kas gerilmelerinin toplamı, kas gerilmelerinin küplerinin ve karelerin toplamı, normalize edilmiş kas kuvvetlerinin toplamı, normalize edilmiş kas kuvvetlerinin karelerinin ve küplerinin toplamı, yorgunluk}	uzuvdaki kaslar Kedinin yürüme sırasındaki arka bacak kasları	1 / 1 / md / 3	literatürdeki EMG bilgisi Deneylerden elde edilen gerçek kas kuvvetleri	Statik optimizasyon
Kaufman ve diğ. (1991a)	Min{kas aktivasyonu}	Alt uzuv	1 / 1 / md / 13	md	Lineer programlama
Kaufman ve diğ. (1991b)	Min{kas aktivasyonu}	Diz fleksiyonu ve ekstansiyonu	1 / 1 / md / 13	EMG	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
Pandy ve Zajac (1991)	Max{yükseklik}	Zıplama	7 / md / 4 / 8	Kinematik veriler, yer tepki kuvvetleri, EMG	Optimal kontrol
Herzog ve Binding (1992)	Max{kas gerilmelerinin çeşitli derecelerden kuvvetlerinin toplamı}	Teorik	3 / 3 / 3 / 10	md	Statik optimizasyon (Karush-Kuhn-Tucker katsayılar yöntemi)
Karlsson ve Peterson	Min{kas gerilmelerinin karelerinin toplamı}	Omuz eklemi	6 / 1 / md / 19	EMG ve literatürdeki omuz eklemine ait kuvvetler	Statik non-lineer optimizasyon
Raikova (1992)	Min{kas kuvvetlerinin karelerinin toplamı}	Dirsek bölgesi	1 / md / md / 4	Karşılaştırma yapılmamış	Lagrange katsayılar yöntemi
Goel ve diğ. (1993)	Min{kas gerilmelerinin küplerinin toplamı}	Omurilik basısı	md / md / 2 / 11	EMG	Sonlu elemanlar yöntemi bütünleşik statik optimizasyon

Challis ve Kerwin, (1993)	Min{kas kuvvetlerinin ve gerilmelerinin n. dereceden kuvvetlerinin toplamı}, n = 1, 2, 3, 10 ve 100	Dirsek fleksiyonu	1 / md / md 3	Maksimum kas aktivasyonunun girdi olarak kullanıldığı bir kas modeli	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
Happee (1994)	Min (kas kuvvetlerinin çeşitli ağırlık katsayıları ile çarpımlarının karelerinin ve küplerinin toplamı)	Omuz eklemi	1 / 1 / md / 2	EMG	Dinamik kas modeli destekli ters dinamik tabanlı optimizasyon
Hughes ve diğ. (1994)	Min{kas gerilmelerinin karelerinin ve küplerinin toplamı, gerilme ve basma toplamı}	Omurilik basısı	2 / md / md / 10	EMG	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
van der Helm (1994)	Min{kas kuvvetlerinin karelerinin toplamı, kas gerilmelerinin karelerinin toplamı, normalize edilmiş kas kuvvetlerinin karelerinin toplamı, maksimum kas gerilmelerinin toplamı}	Omuz eklemi	7 / 3 / md / 20	EMG	Sonlu elemanlar yöntemi
Brook ve diğ. (1995)	Min{kas gerilmelerinin karelerinin toplamı}	İşaret parmağı	4 / md / md / 11	Literatürdeki EMG verileri	Ters dinamik tabanlı optimizasyon
Collins (1995)	Min{kas kuvvetlerinin toplamı, kas kuvvetlerinin karelerinin toplamı, kas gerilmelerinin toplamı, bağ kuvvetlerinin toplamı, temas kuvvetlerinin toplamı, anlık güç değerlerinin toplamı}	Yürüme	3 / 3 / md / 8	EMG	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon / non-lineer programlama
Happee ve van der Helm	Min{kasın enerji tüketimi}	Omuz eklemi	7 / md / md /	EMG	Ters dinamik tabanlı statik

(1995)			20		optimizasyon
Hughes ve Chaffin (1995)	Min{maksimum kas gerilmesi ve omurilik basısı, kas gerilmelerinin küplerinin toplamı }	Omurilik basısı	3 / md / md / 10	EMG	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
Nieminen ve diğ (1995a)	Min{kas kuvvetlerinin karelerinin toplamı }	Omuz eklemi	8 / md / md / 30	EMG	Statik optimizasyon
Nieminen ve diğ (1995a)	Min{kas kuvvetlerinin karelerinin toplamı } + Mak{kas aktivitesinin dayanım süresi }	Omuz eklemi	9 / md / md / 30	EMG	Statik optimizasyon
Nussbaum ve diğ. (1995)	Min{kas gerilmelerinin toplamlarının küpü }	Eğilme ve fleksiyon sırasında değişen miktarlardaki omurilik basısı	3 / md / md / 10	EMG	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
Trainor ve diğ. (1995)	Min{eklem yükleri, kas kuvvetlerinin toplamı, kas gerilmelerinin toplamı, kas gerilmelerinin karelerinin toplamı }	Diş sıkma hareketi / çene kasları	1-3 / md / md / 10	Kestirilen eklem morfolojileri mevcut bilgilerle karşılaştırılmıştır	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
Yamagucci ve diğ. (1995)	Mak{kas dayanımı }	Üst uzuv	7 / md / md / 30	Literatürde bulunan kas kuvvet verileri	Düz kinematik analiz tabanlı dinamik optimizasyon (Pseudo inverse algoritması)
Buchanan ve Shreeve (1996)	Min{kas kuvvetlerinin karelerinin toplamı, kas gerilmelerinin karelerinin ve küplerinin toplamı, normalize edilmiş kas	Bilek ve dirsek eklemleri	md / 2 / md / 16	EMG	Statik optimizasyon

	kuvvetlerinin küplerinin toplamı, kas yorgunluğu }					
Niemi ve diğ. (1996)	Min{ zamanla değişen kas gerilmelerinin toplamı }	Omuz eklemi	8 / md / md / 30	md		Statik optimizasyon
Raikova (1996)	Min{ kas kuvvetlerinin çeşitli ağırlık katsayıları ile çarpımlarının n. dereceden kuvvetlerinin toplamı }, n = 2-10	Dirsek eklemindeki ekstansiyon- fleksiyon hareketi	1 / 1 / 2 / 5	md		Lagrange çarpanlar yöntemi
Challis (1997)	Min{ kas gerilmelerinin karelerinin ve küplerinin toplamı, normalize edilmiş kas kuvvetlerinin karelerinin ve küplerinin toplamı }	Dirsek fleksiyonu	1 / md / md / 3	Maksimum kas aktivitesi		Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
Pedersen ve diğ. (1997)	Min{ Kas gerilmelerinin küplerinin toplamı }	Yürüme	5 / 3 / md / 47	Uyluk (femur) kemiğinin baş tarafında kestirilen eklem temas kuvvetleri ile literatürde önceden yayınlanmış protez kuvvetleri		Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
Glitsch ve Baumann (1997)	Min{ kas kuvvetlerinin toplamı, kas kuvvetlerinin karelerinin toplamı, kas gerilmelerinin toplamı, kas gerilmelerinin karelerinin toplamı, kas gerilmelerinin küplerinin toplamı }	Yürüme, koşma	9 / 3 / md / 47	EMG		Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon / kısıtların azaltılarak uygulandığı kas gerilmelerinin küplerinin toplamı, sinerjistik ve antagonistik kas aktivitelerinin kestirimine olanak sağlamıştır
Cheng ve diğ. (1998)	Min{ kas kuvveti }	Omurilik basısı,	6 / md / md / 8	Karşılaştırma yapılmamış		Ters dinamik tabanlı statik

					optimizasyon / lumbosakral eklem üzerine gelen kuvvetlerin kestirimi yapılmıştır
Kong ve diğ. (1998)	Min{kas gerilmelerinin küplerinin toplamı}	Omurilik basısı	md / 5 / 2 / 66	EMG	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
Neptune ve Hull (1998)	Min{pedal kuvvetlerinin, krank torkunun, eklem momentlerinin ve pedal açılarının takibindeki hatalar}	Bisiklet pedalının çevrilmesi sırasındaki alt uzuv kasları	2 / md / md 15	Kinematik ve kinetik veriler, EMG	Düz dinamik tabanlı optimizasyon
Anderson (1999)	Min{enerji}	Yürüme	23 / md / 10 / 54	EMG	Dinamik optimizasyon
Anderson ve Pandy (1999)	Mak{dikey zıplama yüksekliği}	Dikey zıplama	23 / md / 10 / 54	EMG	Dinamik optimizasyon
Hoek van Dijke ve diğ. (1999)	Min{maksimum kas kasılma yoğunluğu, kas gerilmelerinin karesi}	Omurilikten pelvise (leğen kemiği) ve bacaklara gelen kuvvetler analiz edilmiştir	md / 6 / md / 30	Literatürdeki EMG verileri	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
Hughes ve diğ. (1999)	Mak{el kuvveti}	İzometrik haldeki kol kasları	7 / 4 / md / 20	Ölçülen maksimum çekme kuvvetleri	Lineer Programlama, Karush-Kuhn-Tucker katsayılar yöntemi
Li ve diğ. (1999)	Min{kas kuvvetlerinin toplamı, eklem momentlerinin toplamı, kas gerilmelerinin küplerinin toplamı,	Diz fleksiyonu ve ekstansiyonu	3 / md / md / 10	EMG	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon

Neptune (1999)	kas aktivasyonlarının toplamı } Min{pedal kuvvetleri, krank torkları ve eklem momentleri verilerin takibindeki hatalar }	Bisiklet pedalının çevrilmesi sırasındaki alt uzuv kasları	2 / md / md / 9	Pedal kuvvetleri	Düz dinamik tabanlı optimizasyon
Neptune ve Hull (1999)	Min{kinematik ve kinetik verilerin takibindeki hatalar }	Bisiklet pedalının çevrilmesi sırasındaki alt uzuv kasları	2 / md / md / 15	Pedal kuvvetleri ve krank torku	Düz dinamik tabanlı optimizasyon
Spagele ve diğ. (1999)	Min{izleme hatası ve kas kasılma uyarılarının sinir-kas değerleri }	Zıplama sırasındaki alt uzuv kasları	3 / 3 / 3 / 9	Kinematik veriler ve EMG	Düz dinamik tabanlı optimal kontrol
Chadwick ve Nicol (2000)	Min{kas gerilmelerinin toplamı, bağ ve eklem temas kuvvetlerinin toplamı }	İzometrik kasılma sırasındaki üst uzuv kasları	6 / 2 / md / 15	Kinetik veriler	Simplex yöntemi
Neptune ve diğ. (2000)	Min{eklem açılarının takibindeki hatalar ve yer tepki kuvvetleri }	Koşmadaki basma fazı esnasındaki alt uzuv kasları	20 / 3 / 3 / 20	Eklem kinematiği, yer teпки kuvvetleri, EMG	Düz dinamik tabanlı optimizasyon
Anderson ve Pandy (2001)	Min{metabolik enerji }	Yürüme sırasında bütün insan vücudu	23 / 7 / 8 / 54	Kinematik veriler, yer teпки kuvvetleri, EMG	Dinamik optimizasyon, ardışık karesel gradyen programlama (Gradient sequential quadratic programming)
Neptune ve diğ (2001)	Min{kinematik ve kinetik verilerin izlenmesi sırasındaki oluşan hatalar }	Yürüme sırasındaki alt uzuv kasları	9 / md / md / 9	Kinematik ve kinetik veriler, EMG	Düz dinamik tabanlı optimizasyon
Rasmussen ve diğ. (2001)	Min{yorgunluk }	Dirsek fleksiyonu ve ekstansiyonu	1 / 1 / 2 / 3	Literatürdeki EMG verileri	Simplex yöntemi

Shirazi-Adl ve diğ. (2002)	Min{kas kuvvetlerinin toplamı, kas gerilmelerinin küplerinin toplamı, kesme kuvvetlerinin toplamı}	Sırt bölgesindeki omurilik basısı	md / md / 6 / 46	Literatürdeki EMG ve kuvvet sonuçları	Sonlu elemanlar yöntemi ve ters kinematik tabanlı statik optimizasyon
Raikova ve Aladjov (2003)	Min{kas kuvvetlerinin çeşitli ağırlık katsayıları ile çarpımlarının n. dereceden kuvvetlerinin toplamı, kas aktivasyonlarının toplamı, kas gerilmelerinin n. dereceden kuvvetlerinin toplamı, normalize edilmiş kas kuvvetlerinin n. dereceden kuvvetlerinin toplamı, amaçlanan ve elde edilen eklem momentleri arasındaki farkın toplamı}, n = 2,3	Dirsek eklemindeki ekstansiyon-fleksiyon hareketi	1 / 1 / 2 / 5	md	Statik optimizasyon ve reolojik (rheological) kas modeli
Ezquerro ve diğ. (2004)	Min{kas gerilmelerinin küplerinin toplamı}	Sırt bölgesindeki omurilik basısı	3 / md / md / 12	Karşılaştırma mevcut değil	Sonlu elemanlar yöntemi ve ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
Forster ve diğ. (2004)	Min{kas aktivasyonlarının karelerinin toplamı}	Diz eklemine saran kaslar	1 / 1 / md / 4	Karşılaştırma yapılmamış	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
Lin ve diğ. (2004)	Min{kas gerilmelerinin karelerinin toplamı}	Omuz bölgesi	3 / 1 / md / 13	Literatürdeki kas kuvvetleri	Statik optimizasyon
Stokes ve Gardner-Morse (2004)	Min{kas gerilmelerinin küplerinin toplamı, yatay eğilme momentlerinin karelerinin toplamı + kas gerilmelerinin küplerinin	Sırt bölgesindeki omurilik basısı	md / md / 6 / 180	Karşılaştırma yapılmamış	Ters dinamik tabanlı statik optimizasyon

	toplamı }				
Brown ve Potvin (2005)	Min{kas kuvvetlerinin küplerinin toplamı, intervertebral (iki omurga arasındaki) kuvvetlerin karelerinin toplamı }	Omurilik çevresindeki sırt kasları	md / md / md / 54	EMG tabanlı kas kuvveti kestirim modelleri	Statik optimizasyon
Pierce ve Li (2005)	Min{kas gerilmelerinin küplerinin toplamı }	Dirsek eklemindeki ekstansiyon-fleksiyon hareketi	3 / 1 / 2 / 6	Duyarlılık analizi	Non-lineer statik optimizasyon
Raikova ve diğ. (2005)	Min{amaçlanan ve elde edilen eklem momentleri arasındaki farkın toplamı }	Dirsek eklemindeki ekstansiyon-fleksiyon hareketi	1 / 1 / 2 / 5	md	Reolojik kas modelleri
Shirazi-Adl ve diğ. (2005)	Min{kas kuvvetlerinin toplamı, kas gerilmelerinin küplerinin toplamı }	Gövde kasları	md / md / 7 / 56	Literatürdeki EMG ve kuvvet sonuçları	Sonlu elemanlar yöntemi ve ters dinamik tabanlı statik optimizasyon
van Drongelen ve diğ. (2005)	Min{kas gerilmelerinin toplamı }	Omuz eklemi	md / 2 / md / 31	md	3 boyutlu biyomekanik model üzerinde ters dinamik analiz
Praagman ve diğ. (2006)	Min{enerji }	Dirsek çevresini saran kasların izometrik kasılmaları	md / 1 / 2 / 4	EMG ve oksijen tüketimi	Statik optimizasyon
Heintz ve Farewik (2007)	Min{kas gerilmelerinin karelerinin toplamı }	Yürüme sırasındaki bacak kasları	md / 3 / 3 / 42	EMG tabanlı kas kuvveti kestirim modelleri	Lagrange çarpanlar yöntemi

SD: serbestlik derecesi; EK: eklem sayısı; LS: link sayısı; KS: kas sayısı; md: mevcut değil.

Tablo A.2 Amaç fonksiyonları ve kısıt denklemlerinde kullanılan MG ve SOL kaslarına ait parametreler.

	SOL	MG	Kaynak
Kuvvet kolu, d (m)	0.016	0.019	Walter Herzog'un yayınlanmamış ölçüm sonuçları
Kesit alanı (m^2)	0.91×10^{-4}	4.01×10^{-4}	Sacks ve Roy, 1982
Maksimum izometrik kas kuvveti, F_0 (N)	20.8	96.5	Spector ve diğ., 1980
Maksimum izometrik kasılma hızı v_0 (m/s),	0.176	0.258	Spector ve diğ., 1980
Optimal kas uzunluğu l_0 (m)	0.102	0.120	Marco Vaz'ın yayınlanmamış ölçüm sonuçları
Yavaş kasılan lif yüzdesi S (%)	98	37	Dul ve diğ., 1984b

ÖZGEÇMİŞ

Yunus Ziya ARSLAN 1980 yılında Balıkesir’de doğdu. Lise öğrenimini Eskişehir Hoca Ahmet Yesevi Lisesi’nde tamamladı. 2002 yılında İstanbul Üniversitesi, Makina Mühendisliği Bölümü’nden mezun oldu. 2005 yılında İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makina Mühendisliği Anabilim Dalı’ndan, Makina Yüksek Mühendisi ünvanıyla mezun oldu ve aynı bölümde doktora eğitimine başladı. Ayrıca, 2002 yılında İstanbul Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü’nde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaya başladı ve halen bu görevini sürdürmektedir.