

**T.C.
BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ**

**LOMBER DİSK HERNİSİ TANISI KONULMUŞ
HASTALARDA PEDOBAROGRAFİK ÖLÇÜMLERLE
ERKEN VE GEÇ DÖNEM AYAK BASINÇ
DEĞİŞİMLERİNİN ANALİZİ**

Yüksek Lisans Tezi

ENES SERKAN İFLAZOĞLU

İSTANBUL, 2015

**T.C.
BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ**

**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

**LOMBER DİSK HERNİSİ TANISI KONULMUŞ
HASTALARDA PEDOBAROGRAFİK ÖLÇÜMLERLE
ERKEN VE GEÇ DÖNEM AYAK BASINÇ
DEĞİŞİMLERİNİN ANALİZİ**

Yüksek Lisans Tezi

ENES SERKAN İFLAZOĞLU

Tez Danışmanı: PROF. DR. BÜLENT AKSOY

İSTANBUL, 2015

T.C.
BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

Tezin Adı: "Lomber Disk Hernisi Tanısı Konulmuş Hastalarda Pedobarografik Ölçümlerle Erken ve Geç Dönem Ayak Basınç Değişimlerinin Analizi"

Öğrencinin Adı Soyadı : Enes Serkan İFLAZOĞLU

Tez Savunma Tarihi : 27.05.2015

Bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak gerekli şartları yerine getirmiş olduğu Sağlık Bilimleri Enstitüsü tarafından onaylanmıştır.

Prof.Dr.Orhan BABUÇÇU
Enstitü Müdürü V.
İmza

Bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak gerekli şartları yerine getirmiş olduğunu onaylıyorum.

Yrd.Doç.Dr. Hasan Kerem ALPTEKİN
Program Koordinatörü
İmza

Bu Tez tarafımızca okunmuş, nitelik ve içerik açısından bir Yüksek Lisans tezi olarak yeterli görülmüş ve kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Tez Danışmanı
Prof.Dr. Bülent AKSOY

Üye
Yrd.Doç.Dr.Hasan Kerem ALPTEKİN

Üye
Yrd.Doç.Dr. Sennur KULA ŞAHİN

İmzalar







ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerinden faydalanma olanağı bulduğum, bu tez çalışmasının planlanması ve gerçekleştirilmesinde değerli katkıları olan başta Bahçeşehir Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Başkanı ve Tez Danışmanım Prof. Dr. Bülent AKSOY olmak üzere,
Sağlık Bilimleri Fakültesi Dekanı Prof. Dr. Orhan BABUCÇU'ya,
Sağlık Bilimleri Fakültesi Dekan Yardımcısı Yard. Doç. Dr. Hakkı AKTAŞ'a,
Sağlık Bilimleri Fakültesi Dekan Yardımcısı ve Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Öğretim Üyesi Yard. Doç. Dr. Hasan Kerem ALPTEKİN'e,
Sağlık Bilimleri Fakültesi Öğretim Üyesi Yard. Doç. Dr. Mehmet DEĞİRMENCİ'ye,
Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Öğretim Üyesi Yard. Doç. Dr. Özlem GÜNGÖR'e,
Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Müdür Yardımcısı Öğretim Görevlisi İlkay ÖZTÜRK'E,
Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Öğretim Görevlisi Seda Gökçe TURAN'a,
Desteğini hiçbir zaman benden esirgemeyen meslektaşım Mehmet TOPRAK'a,
Bugüne kadar hiçbir yardımı benden esirgemeyen aileme,
Bu zor süreçte büyük fedakarlıklar yapan eşime sonsuz teşekkürler.

ÖZET

LOMBER DİSK HERNİSİ TANISI KONULMUŞ HASTALARDA PEDOBAROGRAFİK ÖLÇÜMLERLE ERKEN VE GEÇ DÖNEM AYAK BASINÇ DEĞİŞİMLERİNİN ANALİZİ

Enes Serkan İFLAZOĞLU

Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yüksek Lisans Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Bülent AKSOY

Mayıs 2015, 64 Sayfa

Lomber Disk Hernisi tanısı konulmuş hastalarda pedobarografik ölçümlerle erken ve geç dönem ayak basınç değişimlerinin analizi isimli çalışmamıza LDH (Lumbal Disk Hernisi) tanısı almış 50 kadın, 32 erkek hasta alınmıştır. Araştırma dahil edilme ve dışlanma kriterlerine bağlı kalınarak hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Tüm bireylerin demografik özellikleri, ayak postür indeksi, VAS (Vizüel Analog Skalası) skorları, ayak bileği gonyometrik ölçümleri ve alt ekstremitte uzunluk ölçümleri hem akut hemde kronik dönem değerlendirmelerinde kayıt altına alınmıştır. Böylece tespit edilecek herhangi bir kısıtlılık yürüyüş paternini veya yüklenme derecesini değiştirip değiştirmediği bulmak hedeflenmiştir.

Çalışmaya katılan 82 hasta bireyin yüklenme derecelerini sayısal olarak hesaplamak, temas alanlarını saptamak ve maximum basınçları tespit etmek amacıyla hem akut hemde kronik dönemde pedobarografik platform üzerinde yürütülerek değerlendirilmiştir.

Veri ve yöntem teknikleri sonucu yapılan istatistiksel analizlerde sonuçlar incelenmiştir. Bu sonuçlar özellikle kadans, sağ veya sol ayak maximum ve ortalama basınç değerleri ve yürüme süresinde anlamlı ($p<0,01$) bulunmuştur.

LDH tanılı hastaların akut dönemlerinde ağrıyı göz önüne alarak alt ekstremitelerini ve vücut biyomekaniklerini doğru kullanmak adına pedobarografik değerlendirmelerin feedback sağlamak adına doğru bir yöntem olacağı düşünülmektedir. Böylece akut dönem daha rahat geçirilebilir ve kas yapılar spazma uğramadan atlatılabilir.

Anahtar Kelimeler: Pedobarografik Değerlendirme, Lomber Herni, Ayak Basıncı, Yürüme Analizi.

ABSTRACT

LUMBAR DISC HERNIATION PATIENTS OF WHICH WERE DIAGNOSED, EARLY AND LATE PERIOD MEASURE WITH PEDOBAROGRAPHIC ANALYSIS

Enes Serkan IFLAZOGLU

Health Sciences Institute

Physiotherapy and Rehabilitation Master Program

Thesis Supervisor: Prof. Dr. Bülent AKSOY

May 2015, 64 Pages

This study deals with the pedobarographic analysis of lumbar disc herniation patients. 50 female, 32 male patients were taken for this study. Incorporation and exclusion procedure was absolute applied. All patients demographics, foot posture indexes, VAS scores, ankle goniometric measures and lower extremity length measures were recorded both period.

The purpose of this study, calculate the degree of loading numerically, to determine the contact area and the maximum pressure pedobarographic executed on platforms in both phases.

Data and method results in statistical analysis techniques results were analyzed. These results are particularly cadence, right or left foot maximum and average pressure values and walking time were significant ($p < 0.01$).

Considering because of the the pain in the acute phase on behalf of the right to use the lower limbs and body biomechanics to ensure the feedback is considered to be an accurate method of pedobarographic assessments. So acute period a more comfortable and muscle structures can be circumvented without any spasm for the patients.

Keywords: Pedobarographic Assessment, Lomber Hernie, Foot Pressure, Gait Analysis

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
TABLolar.....	xi
ŞEKİLLER.....	xiii
KISALTMALAR.....	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. LOMBER BÖLGE ANATOMİSİ.....	3
2.1.1 Kemik Yapılar	3
2.1.2 Eklem Yapılar	4
2.1.3 İntervertebral Diskler	4
2.1.4 Ligamentöz Yapılar	4
2.1.5 Damar Yapıları.....	5
2.1.6 İnervasyonu.....	5
2.1.7 Lomber Bölge İle İlişkili Olan Kaslar	6
2.1.8 Biyomekanik	7
2.2. LOMBER DİSK HERNİASYONU	7
2.2.1 Morfolojiye Göre Sınıflandırılması - Maclab	8
2.2.2 Lokalizasyona Göre Sınıflandırılması	9
2.2.3 Klinik Belirtiler.....	9
2.3. AYAK VE AYAK BİLEĞİ ANATOMİSİ	9
2.3.1 Kemik Yapılar	10

2.3.1.1 Talus	11
2.3.1.2 Calcaneus	12
2.3.1.3 Navicula.....	12
2.3.1.4 Cuneiform	12
2.3.1.5 Cuboid	13
2.3.1.6 Metatarsaller	13
2.3.1.7 Phalankslar	13
2.3.2. Eklem Yapılar	14
2.3.2.1 Chopart eklemi	14
2.3.2.2 Talo-calcaneo-navicular eklem	14
2.3.2.3 Subtalar eklem.....	14
2.3.2.4 Calcaneo-cuboid eklem.....	14
2.3.2.5 Cuneo-cuboid eklem	14
2.3.2.6. Cuneo-navicular eklem.....	14
2.3.2.7 İntercuneiform eklemler.....	15
2.3.2.8 Tarsometatarsal eklemler.....	15
2.3.2.9 İntermetatarsal eklemler	15
2.3.2.10 Metatarsophalangeal eklemler.....	15
2.3.2.11 İnterphalangeal eklemler	16
2.3.3 Ligamentöz Yapılar.....	16
2.3.3.1 Medial kollateral bağ	16
2.3.3.2 Lateral kollateral bağ	16
2.3.3.3 Anterior tibio-fibuler bağ.....	16
2.3.3.4 Posterior tibio-fibuler bağ	16
2.3.3.5 Transvers tibio-fibuler bağ.....	17
2.3.3.6 İnterosseöz bağ	17

2.3.3.7 Anterior talo-fibuler bağ	17
2.3.3.8 Calcaneo-fibuler bağ.....	17
2.3.3.9 Posterior talo-fibuler bağ	18
2.3.4 Kaslar ve İnervasyonları.....	18
2.3.4.1 Musculus tibialis anterior.....	18
2.3.4.2 Musculus extensor digitorum longus	18
2.3.4.3 Musculus extensor hallucis longus	19
2.3.4.4 Musculus peroneus longus.....	19
2.3.4.5 Musculus peroneus brevis	20
2.3.4.6 Musculus gastrocnemius.....	20
2.3.4.7 Musculus soleus	20
2.3.4.8 Musculus plantaris	20
2.3.4.9 Musculus tibialis posterior	20
2.3.4.10 Musculus flexor digitorum longus	21
2.3.4.11 Musculus flexor digitorum brevis.....	21
2.3.4.12 Musculus flexor hallucis longus	22
2.3.4.13 Musculus extensor hallucis longus	22
2.3.4.14 Musculus extensor digitorum brevis	22
2.3.4.15 Musculus abductor hallucis.....	22
2.3.4.16 Musculus flexor hallucis brevis.....	22
2.3.4.17 Musculus adductor hallucis.....	23
2.3.4.18 Musculus abduktor digiti minimi	23
2.3.4.19 Musculus flexor digiti minimi brevis.....	23
2.3.4.20 Musculi lumbricale	24
2.3.4.21 Musculi dorsal interosseöz	24
2.3.4.22 Musculi plantar interosseöz	24

2.4 VÜCUT BİYOMEKANİĞİ	24
2.5 YÜRÜME SIKLUSU	25
2.6 YÜRÜME ANALİZİ	29
2.6.1 Tarihçesi	29
2.6.2 Komponentleri	29
2.7 PEDOBAROGRAFİ.....	30
2.8 UZUNLUK ÖLÇÜMLERİ	30
2.9 ROM ÖLÇÜMLERİ.....	31
3. VERİ VE YÖNTEMLER.....	32
3.1 ALT EKSTREMİTE UZUNLUK ÖLÇÜMÜ	32
3.2 AYAK UZUNLUK ÖLÇÜMÜ	32
3.3 AYAK BİLEĞİ DORSİ FLEKSİYON VE PLANTAR FLEKSİYON ROM ÖLÇÜMÜ	34
3.4 AYAK BİLEĞİ İNVERSİYON VE EVERSİYON ROM ÖLÇÜMÜ	35
3.5 PEDOBAROGRAFİK DEĞERLENDİRME	37
3.6 İSTATİSTİKSEL ANALİZ YÖNTEMİ.....	41
4. BULGULAR	42
5. TARTIŞMA	59
6. SONUÇLAR	62
6.1 SINIRLILIKLAR	63
KAYNAKLAR	64
EKLER.....	74

TABLULAR

Tablo 4.1	: Katılımcıların yaş dağılımları.....	42
Tablo 4.2	: Katılımcıların cinsiyete göre dağılımları.....	43
Tablo 4.3	: Katılımcıların kilo ölçümlerinin dağılımları.....	44
Tablo 4.4	: Katılımcıların boy ölçümlerinin dağılımları.....	45
Tablo 4.5	: Katılımcıların ayakkabı numarasına göre dağılımları.....	46
Tablo 4.6	: Katılımcıların ayak temas alanları arasındaki ilişkinin incelenmesi.....	47
Tablo 4.7	: Katılımcıların ortalama basınç değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi.....	47
Tablo 4.8	: Katılımcıların maximum basınç değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi.....	48
Tablo 4.9	: Katılımcıların sağ adım sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	48
Tablo 4.10	: Katılımcıların sol adım sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	49
Tablo 4.11	: Katılımcıların sağ yürüyüş sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	49
Tablo 4.12	: Katılımcıların sol yürüyüş sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	50
Tablo 4.13	: Katılımcıların sağ tek basma sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	50
Tablo 4.14	: Katılımcıların sol tek basma sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	51
Tablo 4.15	: Katılımcıların sağ çift destek sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	51
Tablo 4.16	: Katılımcıların sol çift destek sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	52
Tablo 4.17	: Katılımcıların sağ sallanma sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	52
Tablo 4.18	: Katılımcıların sol sallanma sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	53

Tablo 4.19 : Katılımcıların sağ stride sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	53
Tablo 4.20 : Katılımcıların sol stride sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	54
Tablo 4.21 : Katılımcıların sağ adım uzunluğuna ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	54
Tablo 4.22 : Katılımcıların sol adım uzunluğuna ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	55
Tablo 4.23 : Katılımcıların sağ yürüyüş uzunluğuna ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	55
Tablo 4.24 : Katılımcıların sol yürüyüş uzunluğuna ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	56
Tablo 4.25 : Katılımcıların sağ ayak açısına ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	56
Tablo 4.26 : Katılımcıların sol ayak açısına ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	57
Tablo 4.27 : Katılımcıların kadans ölçümlerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	57
Tablo 4.28 : Katılımcıların VAS skorlarına ilişkin değerlerin karşılaştırılması.....	58

ŞEKİLLER

Şekil 2.1 :	Lumbal Vertebralara Sol Lateralden Bakış.....	3
Şekil 2.2 :	İntervertebral Diskler ve Ligamentöz Yapılar Lateral, Anterior ve Posteriorinden Bakış.....	5
Şekil 2.3 :	Lomber Bölge ile İlişkili Olan Bazı Kaslar.....	6
Şekil 2.4 :	Maclab Sınıflamasına Göre Herniasyon.....	8
Şekil 2.5 :	Lokalizasyonlarına Göre Herniasyon Şeması.....	9
Şekil 2.6 :	Ayak Kemikleri Lateralden Bakış.....	10
Şekil 2.7 :	Ayak Kemikleri Medialden Bakış.....	11
Şekil 2.8 :	Talus Kemiği İllüstrasyonu.....	11
Şekil 2.9 :	Calcaneus Kemiği Anatomik Bölgeler.....	12
Şekil 2.10 :	Ayağın Kemiklerine Üstten Bakış.....	13
Şekil 2.11 :	Ayak ve Ayak Bileği Eklemleri İllüstrasyonu.....	15
Şekil 2.12 :	Ayak ve Ayak Bileği Ligamentöz Yapıları Medialden Bakış.....	17
Şekil 2.13 :	Ayak ve Ayak Bileği Ligamentöz Yapıları Lateralden Bakış.....	18
Şekil 2.14 :	Bacak ve Ayak Kaslarına Lateralden Bakış.....	19
Şekil 2.15 :	Bacak ve Ayak Kaslarına Anterior Bakış.....	21
Şekil 2.16 :	Ayak Derin ve Yüzeysel Kasları Plantar Bakış.....	23
Şekil 2.17 :	Yürüme Siklusu ve Yüzdeleri.....	25
Şekil 2.18 :	Basma Fazı Sırasında Kasların Aktivasyon Şeması.....	27
Şekil 2.19 :	Yürüme Siklusunda Kasların EMG Aktivasyon Görüntüsü.....	28
Şekil 2.20 :	Elastik Olmayan Plastik Mezura.....	31
Şekil 2.21 :	Açı Ölçer Gonyometre.....	31
Şekil 3.1 :	Alt Ekstremitte Uzunluk Ölçüm Yöntemi ve Karşılaştırma.....	33
Şekil 3.2 :	Ayak Uzunluk Ölçüm Yöntemi.....	33
Şekil 3.3 :	Ayak Bileği Dorsi Fleksiyon Hareketinin Gonyometrik Ölçümü.....	34
Şekil 3.4 :	Ayak Bileği Plantar Fleksiyon Hareketinin Gonyometrik Ölçümü.....	35
Şekil 3.5 :	Ayak Bileği Eversiyon Hareketinin Gonyometrik Ölçümü.....	36
Şekil 3.6 :	Ayak Bileği İnversiyon Hareketinin Gonyometrik Ölçümü.....	36
Şekil 3.7 :	Pedobarografi Cihazı.....	37

Şekil 3.8 :	Pedobarografik Ölçüm Yapılırken.....	38
Şekil 3.9 :	Pedobarografik Analizin Software'deki Görünümü.....	39
Şekil 3.10 :	Pedobarografik Analiz Raporu.....	40

KISALTMALAR

Ark	:	Arkadaşları
MRG	:	Manyetik Rezonans Görüntüleme
LDH	:	Lumbal Disk Hernisi
PLL	:	Posterior Longitudinal Ligament
ALL	:	Anterior Longitudinal Ligament
Cm	:	Santimetre
Cm ²	:	Santimetre kare
°	:	Derece
Kg	:	Kilogram
kg/cm ²	:	Kilogram bölü Santimetre kare
SİAS	:	Spina İliaka Anterior Süperior
Max	:	Maximum
MM	:	Medial Malleol
M	:	Musculus
Mm	:	Musculi
MTF	:	Metatarsfalangeal
N	:	Newton
n	:	nervus
ROM	:	Range of Motion
NEH	:	Normal Eklem Hareketi
MÖ	:	Milattan Önce
VAS	:	Vizüel Analog Skalası
TV	:	Topuk Vuruşu
PC	:	Personal Computer
EMG	:	Elektromiyografi
MLA	:	Medial Longitudinal Ark
m/sn	:	Metre bölü saniye
°C	:	Santigrat Derece
%	:	Yüzde
<	:	Küçüktür
>	:	Büyüktür

1. GİRİŞ

Son yıllarda giderek artan ofis çalışma koşulları, uzun süre ayakta kalma, statik postürleri kullanma pek çok biyomekaniksel sorunları beraberinde getirmektedir. Özellikle bu zor koşullar ilk olarak bel,boyun bölgesinde ve ayak tabanında ağrı belirtisiyle ortaya çıkmaktadır. Son yıllarda yapılan literatür çalışmaları incelendiğinde, bel bölgesi problemlerinin çok ciddi derecede artış gösterdiği ve önümüzdeki 30 yıl boyunca da artışın katlanarak devam edebileceği öngörülmektedir.

Biyomekanik; “Biyolojik dokuların özellikleri ve mekanik streslere dokuların yanıtı ne olacaktır” sorusuyla ilgilenen alan olarak tanımlanmaktadır. Vücudun bir bölgesinin etkilenmesi biyomekaniksel olarak diğer bölgelere primer veya sekonder olarak tepki vereceği bilinmektedir. Vertebral düzenin internal yaralanmalara açık olan en zayıf ve external tehditlere en az direnç gösteren bölgesi lomber bölgedir. Lomber bölgenin bu kadar zayıf olma sebeplerinden bazıları vücut ağırlığının en fazla bu bölgede taşınması, abdominal ağırlığın sadece lomber bölgeden desteklenmesi ve bu bölgenin sadece kendi kemikleri arasında eklem yapması sayılabilir. Bu sebeplerden dolayı yetişkin bireylerin yüzde %80’i yaşamlarının herhangi bir evresinde bel ağrısından şikayet etmektedirler.

Bel ağrılarının nedenleri arasında; kompresyon kırıkları, intervertebral eklem yaralanmaları, herniasyon, gebelik, kas kuvvet dengesizlikleri, ani hareketler, statik uzun süre kasılmalar, aşırı kilo, skolyoz, ankilozan spondilit spesifik romatizmal hastalıklar, osteoartrit, osteoporoz, yaşlanmayla birlikte disk dejenerasyonu, tümöral durumlar, alt boşaltım yolu enfeksiyonları veya problemleri gibi birçok faktöre bağlı olabilmektedir.

Bel bölgesinde spesifik olarak herniasyon sonrası vücut kendini korumaya almak isteyecek ve bu herniasyona tepki olarak bölgede kas spazmları ortaya çıkacaktır. Ağrı – spazm – kaçınma siklusu başlamasını takiben kişinin oturup - kalkması, yürümesi, fiziksel aktivitelerde zorluk, depresyon hali ve günlük yaşam aktivitelerinin yerine getirilmesi sekteye uğrayacaktır.

Bel bölgesindeki problemlerden kaynaklanan yansıyan semptomlar kişilerin yürümekten sakındıkları veya yürümeyle birlikte farklı yürüyüş paternleri geliştirdiklerini göstermektedir. Alt ekstremitte yüklenme değerleri objektif bir değerlendirme aracı olan pedobarografi ile yapılmaktadır.

Pedobarografik değerlendirme; plantar basıncın görsel ve sayısal veri olarak elde edilme yöntemlerinden biri ve yürüme analizinin en önemli komponentidir.Yerden gelen tepki kuvvetinin tanımlanması, yürüyüş sırasında hangi ekstremitenin ne kadar sürede yürüyüş fazlarını tamamladığı, ayakta patolojik durumların varlığının belirlenmesi, yüzde olarak patern bozuklukları gibi tespitleri objektif bir Şekilde yapma olanağı sunar.

Çalışmamızın amacı, lomber disk hernisi tanısı konulmuş hastalarda erken yani akut dönem pedobarografik değerlendirmeleri ile geç yani kronik dönem pedobarografik değerlendirme sonuçlarının analizini yapmaktır. Pedobarografiden alacağımız veriler plantar maksimum basınç, bilateral temas alanları, yüzde cinsinden yüklenme gibi değerler olarak planlanmıştır.

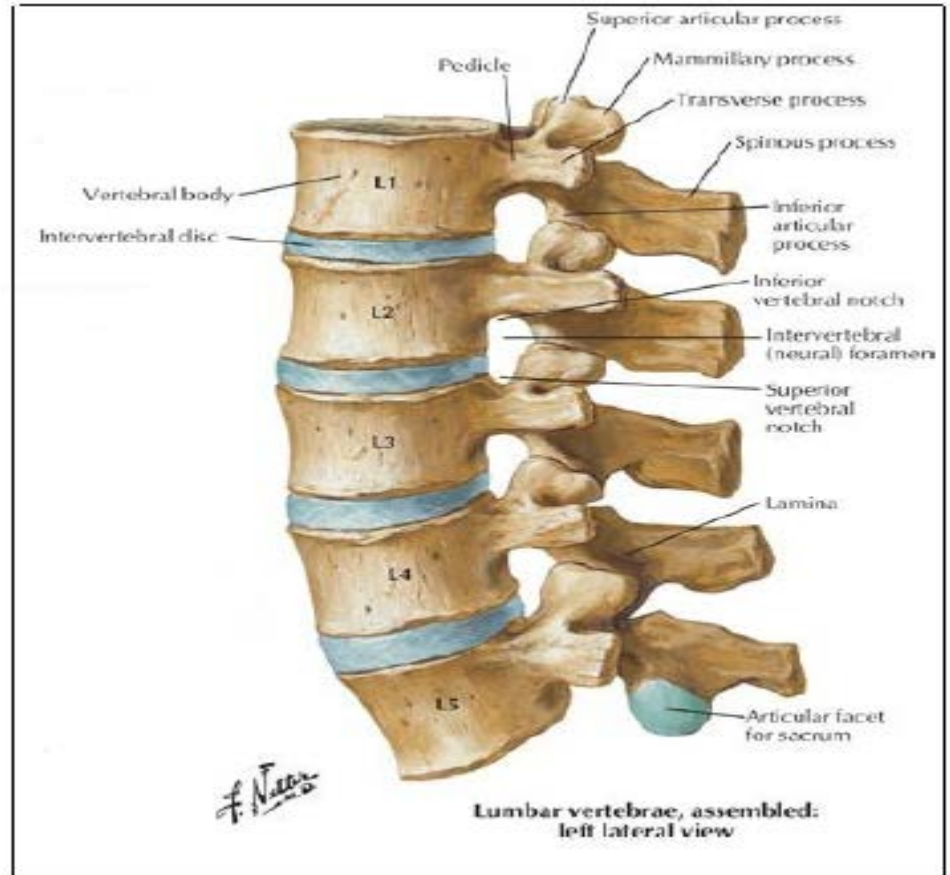
2. GENEL BİLGİLER

2.1. LOMBER BÖLGE ANATOMİSİ

2.1.1. Kemik Yapılar

Vertebral kolonun lomber bölgesi 5 adet vertebradan oluşur. Yapı olarak diğer vertebralar gibi olsalarda daha fazla yüklenmeye maruz kaldıkları için daha geniş yapıdadırlar (Taner D.,2009). Processus spinozuları daha kısa ve daha yassı şekilde hizalanırlar (McCann S. ve ark.,2011). Yük taşıma becerileri nedeniyle en büyük transvers çap L4-L5, en büyük sagittal çap ise L2-L3'tedir (Nordin M. ve ark.,2001).

Şekil 2.1: Lomber Vertebralara Sol Lateralden Bakış



2.1.2. Eklem Yapılar

Birbiri üstüne dizilen vertebralar arasında eklemleşmeler vardır. Bunlar faset eklemler yoluyla ve vertebral gövdelerin direk ilişkisiyle gerçekleşir (Van Tulder MW. ve ark.,1997). Bu eklemleşmeler lomber vertebralar arasında olurken, lumbosacral birleşim yerinde yani L5-S1 arasında intervertebral eklemleşme vardır. Sakroiliak eklemler de lomber bölge ile ilişki içinde olduklarından göz önünde bulundurulması gereken yapılardır (Şenol Ö.,2005).

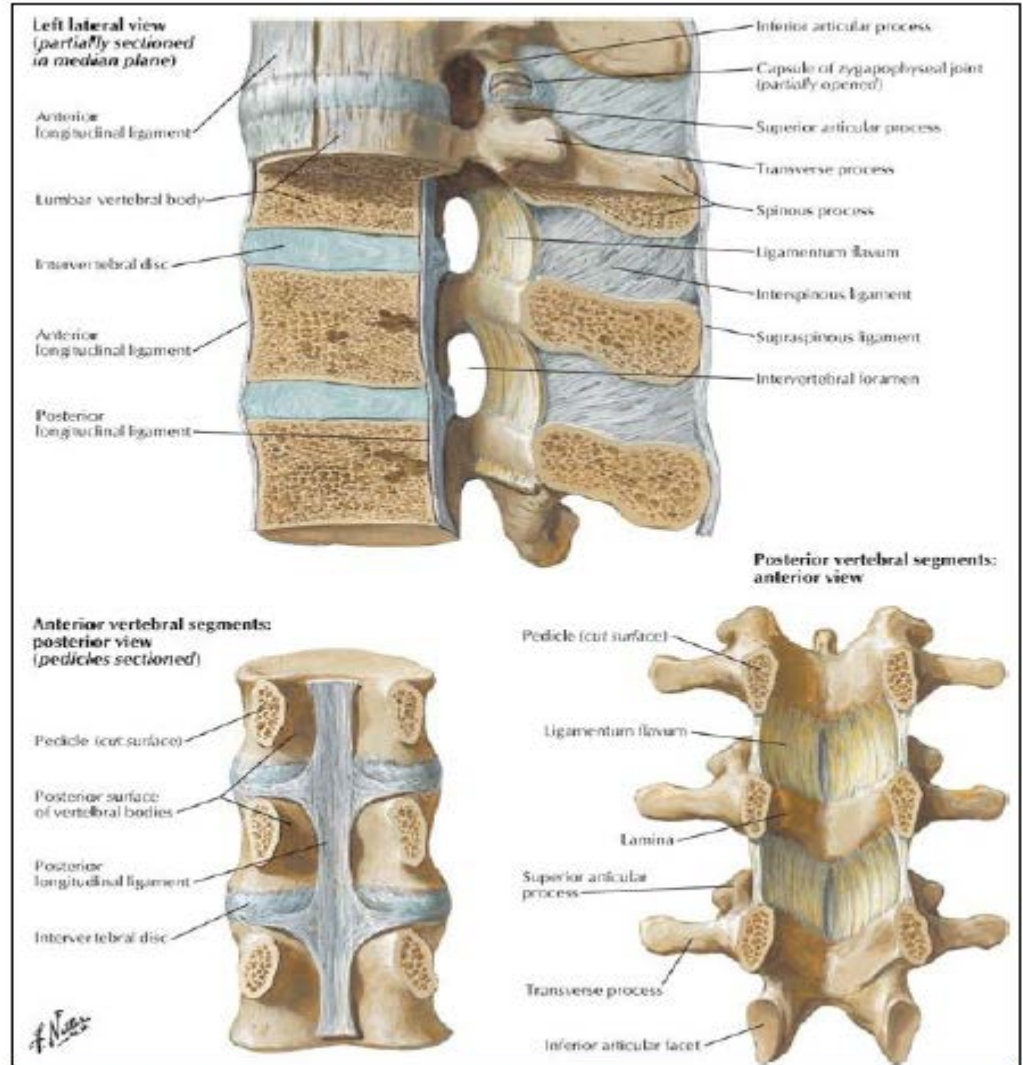
2.1.3. İntervertebral Diskler

Vertebra corpusları arasında bulunan bu diskler omurganın mobilitesini sağlayan en önemli yapılardır (Akış E.,2011). Erişkin kişide bütün vertebral kolon uzunluğunun çeyreğini oluşturmaktadırlar (Ellis H.,2006). Temel görevleri; yüklerin taşınması, çevre dokulara dağıtılması ve aşırı hareketlerin önlenmesidir (Bayraktar D.,2013). İntervertebral disklerin iç kısmında nükleus pulposus, dış kısmında nükleusu çevreleyen annulus fibrozis bulunur (Akış E.,2011). Nükleus pulposus; jelatinöz kıvamlı hidrofilik glikozaminoglikanlardan oluşur (Zhao CQ. ve ark.,2007). Annulus fibrozis ise kartilajdan oluşan, yoğun kollajen lifler içeren ve bu sayede zorlu yüklenmelere dayanabilen bir yapıdır (Nordin M. ve ark.,2001).

2.1.4. Ligamentöz Yapılar

Omurganın iç dengesinden sorumlu yapılardır. Kollajen içerik yoğunlukları sebebiyle gerginlik miktarları sınırlıdır (Bayraktar D.,2013). Vertebra corpuslarının anterior tarafında Anterior Longitudinal Ligament bulunur ve hiperekstansiyon hareketini sınırlar (Murat S., 2007). Hiperekstansiyonu sınırlayan bir diğer ligament, Ligamentum Flavum'dur. Yelpaze şeklinde, esnek ve dayanıklıdır (Ferner H., ve ark.,1985). Corpusların posterior tarafında Posterior Longitudinal Ligament bulunur ve fleksiyon hareketinin abartılmasını önler (Murat S., 2007). Rotasyon hareketini sınırlayan yapı, İnterspinöz Ligament'tir (Cael C. ve ark.,2015). Lateral fleksiyonu sınırlayan yapı, İntertransvers Ligament'tir (Murat S., 2007). Faset eklemlerin kenarlarına yapışan yapı ise Kapsüler Ligament'tir. Rotasyon hareketinin sınırlandırılmasında görev alırlar (Murat S., 2007).

Şekil 2.2: İntervertebral Diskler ve Ligamentöz Yapılar Lateral, Anterior ve Posteriordan Bakış



2.1.5. Damar Yapıları

Bu bölgenin beslenmesi abdominal aort'un posterior divizyonlarından kök alan arterler; median sakral arter ve iliak arter'dir. (Premkumar K.,2015)

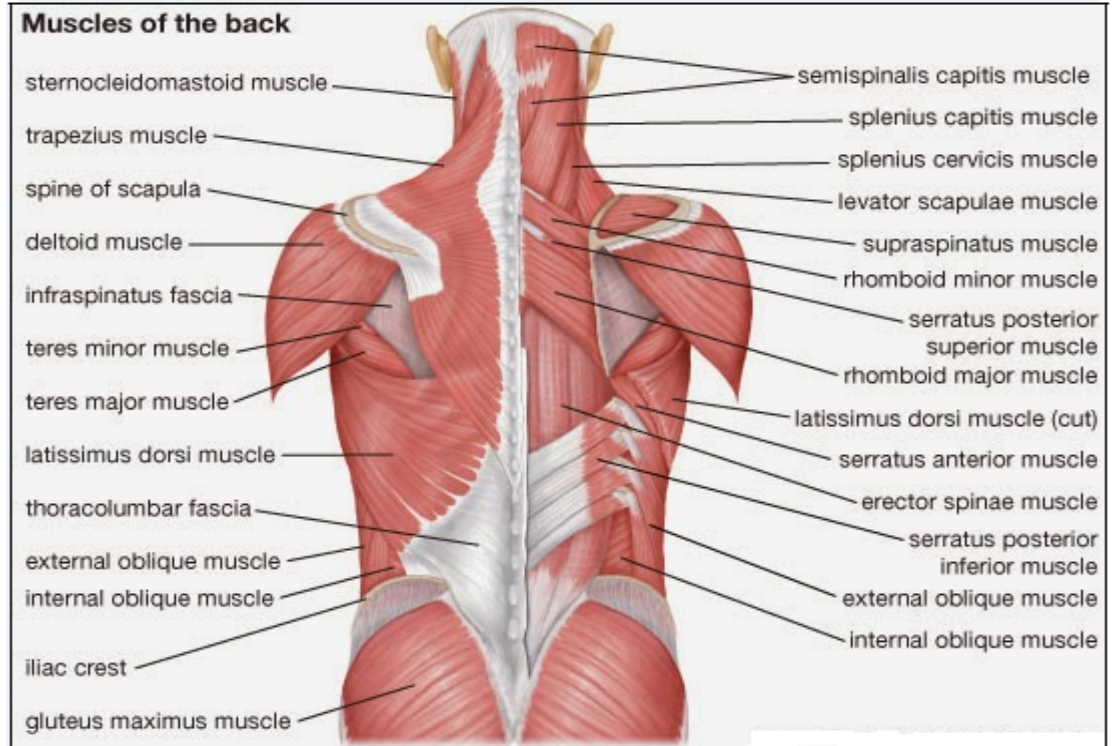
2.1.6. İnervasyon

İnervasyon; sinuvertebral sinir tarafından olur. (Premkumar K.,2015)

2.1.7. Lomber Bölge ile İlişkili Olan Kasları

- M. Latissimus Dorsi
- M. İliocostalis
- M. Longissimus
- M. Spinalis
- M. Obliquus Eksternus Abdominis
- M. Obliquus İnternus Abdominis
- M. Transversus Abdominis
- M. Rectus Abdominis
- M. Quadratus Lumborum
- M. Psoas Major
- Mm. Multifidi
- Mm. Rotatores (Netter F.H., 2008)

Şekil 2.3: Lomber Bölge ile İlişkili Olan Bazı Kaslar



2.1.8. Bölge Biyomekaniği

Vücudun fleksiyon, ekstansiyon ve lateral fleksiyon hareketleri disklerde gerilme ve kompresyon tarzında stres oluştururken rotasyon hareketleri makaslama tarzında parçalayıcı streslere neden olur (Nordin M. ve ark.,2001). Bu streslere göre nükleus pulpozus az miktarda da olsa esneyebilir ve annulus fibrozisi sıkıştırır. Bu sıkıştırma oranı aksiyal yüklenmeye kıyasla lomber bölgede 4-5 kat daha fazla olduğu düşünülmektedir (Galante JO., 1967). Omurgaya gelen yük faset eklemler ve diskler arasında paylaşılır. Fasetlerin en fazla yüke maruz kaldığı pozisyon hiperekstansiyon hareketi (King Al. ve ark.,1975), daha sonra rotasyonla birlikte yapılan fleksiyon hareketidir (El-Bohy AA. ve ark.,1986).

Lomber bölgenin NEH değerleri: Fleksiyon: 40-60, Ekstansiyon: 20-35, Rotasyon: 3-18, Lateral Fleksiyon:15-20 arasında olduğu bildirilmiştir (Nordin M. ve ark.,2001). Yaşlanmanın intervertebral disk içerisinde bulunan sıvı miktarında ciddi azalmalara yol açacağı ve NEH etkileyeceği söylenmiştir (Koeller W. ve ark.,1986). Ayrıca cinsiyette NEH değeri etkileyen bir başka faktördür (Biering-Sorensen F.,1984).

2.2. LOMBER DİSK HERNİASYONU

Patolojik bir süreç olan LDH, çeşitli nedenlerle gerçekleşen disk dejenerasyonu sonucu nükleus pulpozusun annulus fibrosus liflerini yırtıp bel, kalça ve alt ekstremitelerde ağrıya neden olmasıyla karakterizedir (Özbayır T.,2010). Son yıllarda ciddi derecede iş gücü kaybı meydana getiren hastalıkların başında gelmektedir (Öngel K.,2007). Bel ağrısı şikayetlerinin yaklaşık %17'sini LDH oluşturur (Özbayır T.,2010). LDH, %98 oranında L4-L5 ve L5-S1 seviyelerinde gerçekleşir (Sinaki M. ve ark.,1996). Tanı yöntemleri arasında birçok teknik olmakla beraber ayrıntılı anamnez ve MRG altın standartı oluşturur (Frymoyer JW. ve ark.,1992 – Meydan Ocak F.D. ve ark., 2007). Fakat her zaman MRG ile semptomlar korelasyon göstermeyebilir (Kjaer P. ve ark.,2005). Sağlıklı ve genç bir diskin herniasyonun ancak geniş ve asimetric eksternal kuvvet ile mümkün olacağı belirtilmiştir (Yasuma T. ve ark.,1986). Özellikle rotasyonel hareketlerin; fleksiyon,ekstansiyon ve lateral fleksiyona oranla daha fazla annulus fibrosus yırtığına yol açtığı belirtilmiştir (Haughton VM. ve ark.,2000). İş gücü ile LDH görülme oranının arttığı bu sebeple erkeklerde kadınlara oranla daha sıklıkla görülmektedir (Solak Kabataş M. ve ark., 2012). Yapılan bir prevelans çalışması

LDH için demografik özelliklerin çok etkili olduğu en fazla yaş, cinsiyet ve mesleklerin belirleyici olduğunu ortaya koymaktadır (Stranjalis G. ve ark.,2004).

Nöropatik ağrı; “somatosensoryel sistemdeki bir lezyon veya hastalıktan kaynaklanan ağrı” olarak tanımlanmıştır (Trede RD. ve ark.,2008). Özellikle akut dönem içerisinde nöroseptif ağrı kontrolü sağlanamazsa ağrının kronik hale dönüşmesi ve nöropatik ağrının baskın hale gelmesi kuvvetle muhtemeldir (Audett JF. ve ark., 2005). Nöropatik ağrıyı fizyolojik ağrıdan ayıran özellik; “dış uyaran olmaksızın normalde zararsız olan uyarana artmış spontan ağrı ile cevap vermedir” (Canan S.,2014).

2.2.1. Morfolojiye Göre Sınıflandırılması – Maclab

Spengler ve arkadaşları disk herniasyonunu şu şekilde sınıflandırmışlardır.

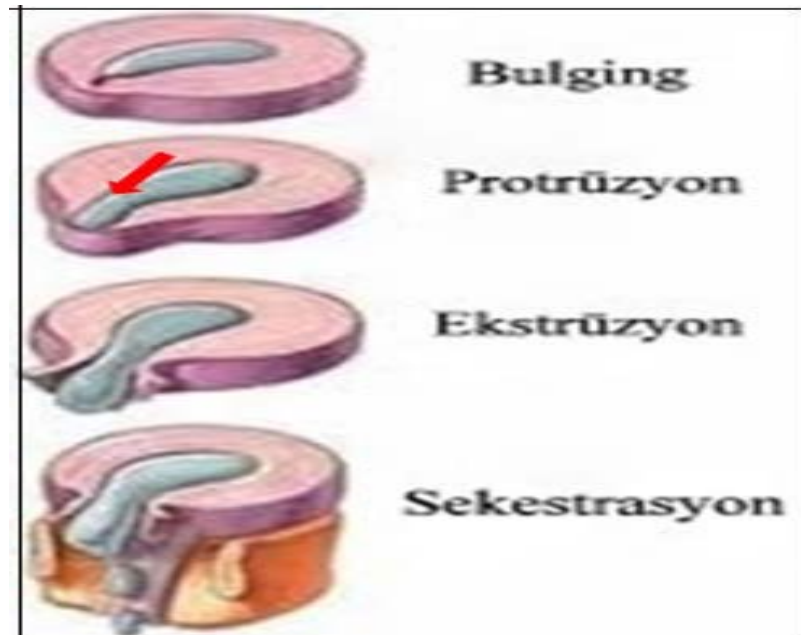
Bulging: Nükleus pulposus’un annulus fibrozis’e doğru yer değiştirmesidir.

Protrüzyon: Annulus fibrosus’tan dışarı doğru çıkıntı oluşmasıdır. Dış lifler sağlığını korumaktadır.

Ekstrüzyon: Nükleus pulposus, annulus fibrozis’i yırtarak spinal kanal içine taşmış ve PLL yırtılmıştır.

Sekestre Disk: Disk materyali koparak serbest fragman halinde spinal kanalda serbestleşir. (Eseoğlu M., 2008)

Şekil 2.4: Maclab Sınıflamasına Göre Herniasyon



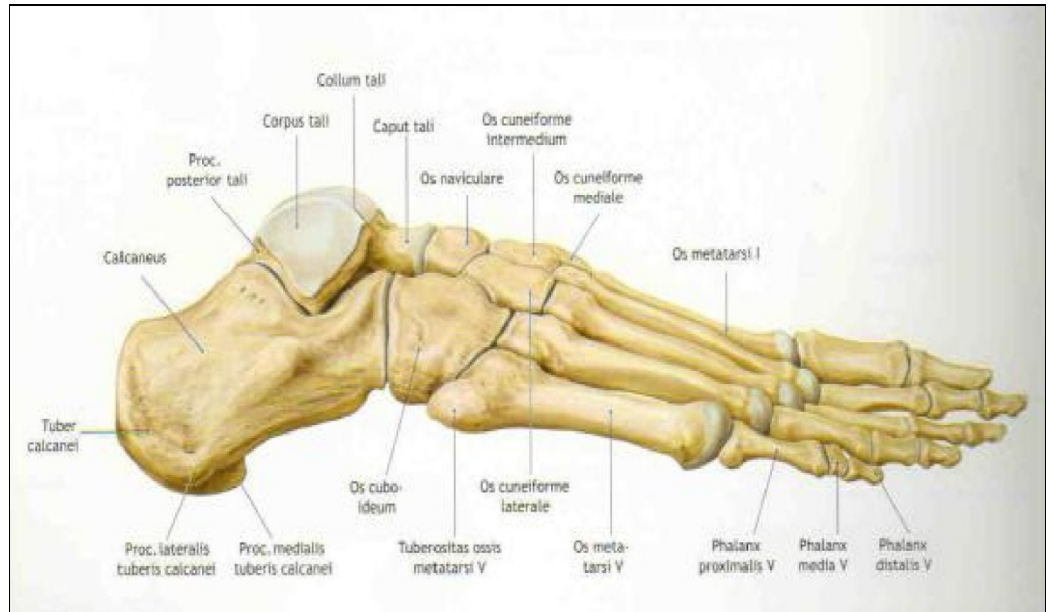
eklemi ise ginglimus tipinde, tibia, fibula ve alt tarafta talusla ilişki halinde olan temel eklemdir (Marsh JL. ve ark.,2006). Tibia – fibula, fibula – talus ve tibia – talus arasında fonksiyonel olarak bağlantı vardır (Ege R.,2003). Temel olarak ayak bileği hareketleri 3 temel eksen çerçevesinde yapılır (Huson A.,1987). Sagittal planda (plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon), transvers planda (iç ve dış rotasyon) ve frontal planda (inversiyon ve eversiyon), hareketleridir. Ayrıca bazı eklemlerin oblik eksenleri nedeniyle supinasyon ve pronasyon hareketleri de arka ayakta görülen hareketlerdendir (Rockar PA.,1995). Ayak bileğine yük verildiğinde ağırlığın %85’lik bir bölümü tibia’dan talus’a aktarılır (Calhoun JH. ve ark.,1994).

2.3.1. Kemik Yapılar

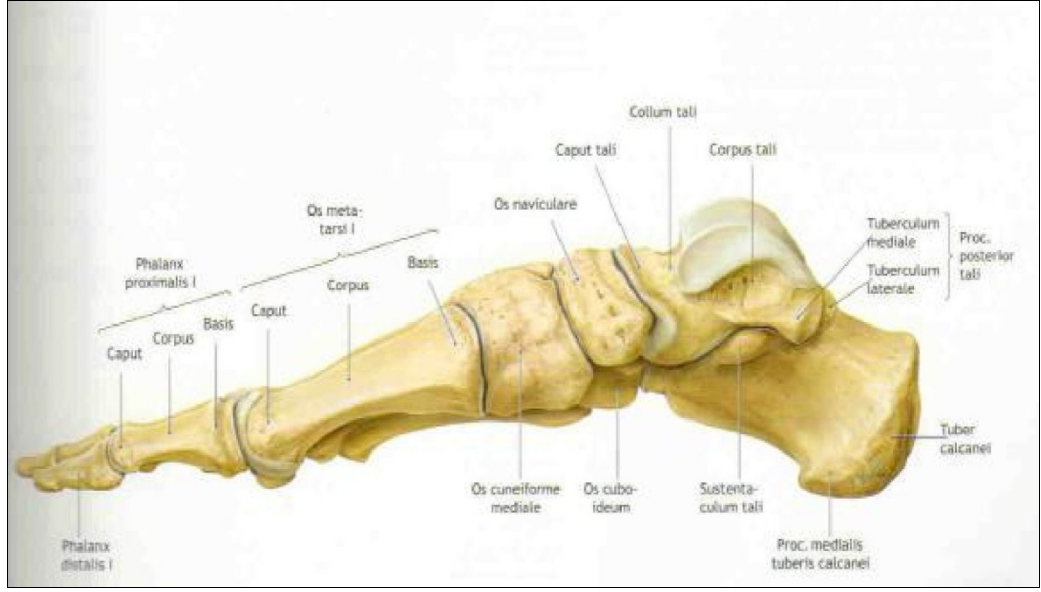
Ayak kemikleri toplam 26 kemikten oluşmaktadır (Elvan A.,2013). Tarsal kemikler, metatarsal kemikler ve ayak parmak kemikleri olmak üzere üç bölümde incelenir (Arıncı K. ve ark.,2001). Uç kısımlara doğru kemik sayısı ve dayanma yüzeyleri artmaktadır (Dere F.,1999).

Ayakta dururken sağlıklı bir ayağın yerle temasta olan 3 kısmı vardır. Bu noktalar calcaneus’un posterior noktası, I. metatarsal’ın alt yüzü ve V. metatars’ın alt yüzüdür (Putz R. ve ark.,2001).

Şekil 2.6: Ayak Kemikleri Lateralden Bakış



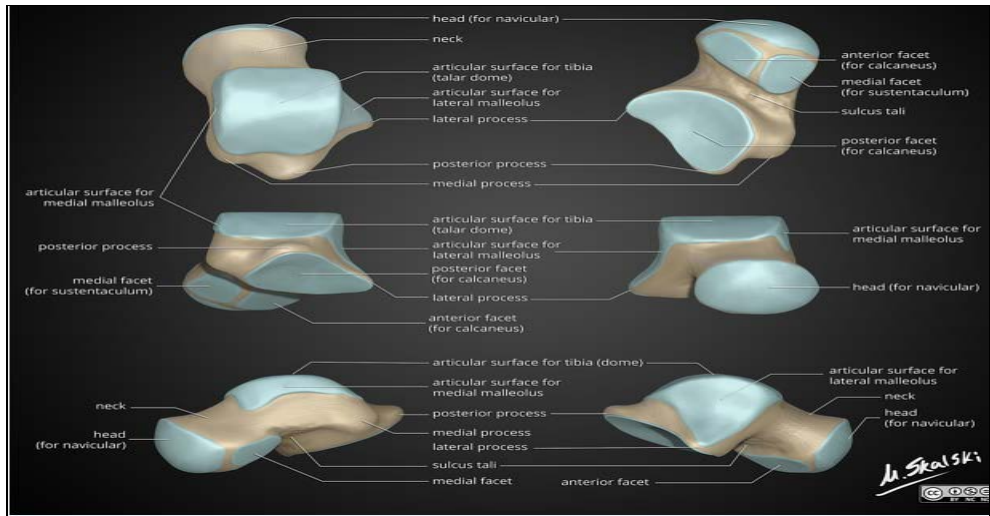
Şekil 2.7: Ayak Kemikleri Medialden Bakış



2.3.1.1. Talus

Talus kemiği, 3 kısımdan oluşur. Bunlar; corpus, collum ve caput tali kısımlarıdır. Corpusun üst tarafı tibia ve fibula ile eklem yapmaktadır. Yan kısımları ise lateral malleol ile eklem yapar (Moore KL. ve ark.,1997). Collum kısmı corpus ile caput arasında iletim görevi görür. Caput kısmı ise navicular kemik ve calcaneus ile eklem yapmaktadır (Dere F.,1999). Talus'a birçok ligament yapışmasına rağmen hiçbir kas buradan origo veya insertio almaz (Jahss MH.,1992).

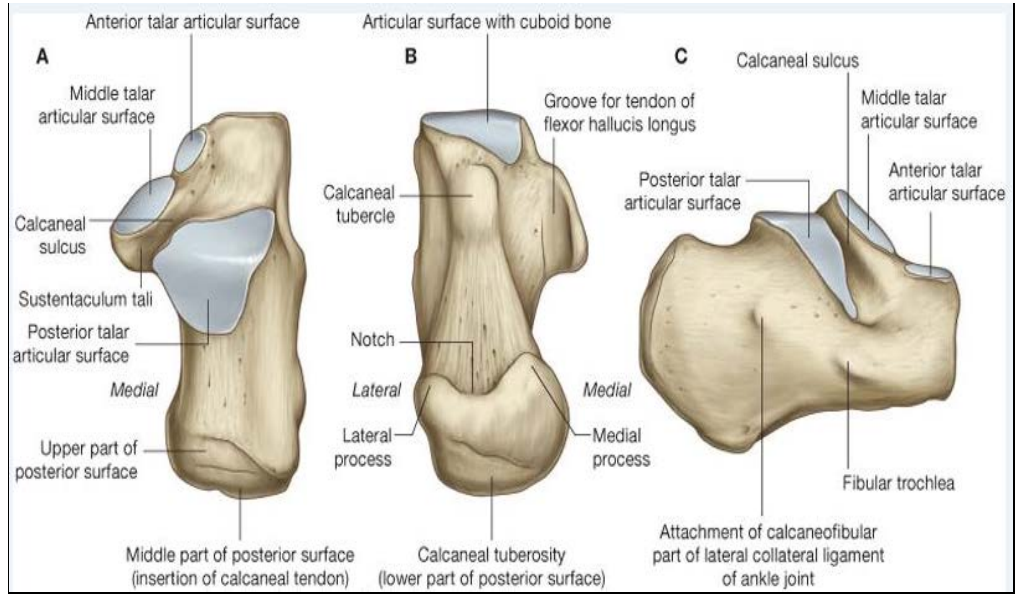
Şekil 2.8: Talus Kemiği İllüstrasyonu



2.3.1.2. Calcaneus

En önemli görevlerinden biri, vücut ağırlığının büyük kısmını talusa aktarmasıdır. Üstte talus, önde cuboid ile eklem yapar (Moore KL. ve ark.,2007). Bu kemiğin medial kısmından musculus fleksor hallucis longus, lateral kısmından ise musculus peroneus longus geçer (Putz R. ve ark.,2001).

Şekil 2.9: Calcaneus Kemiği Anatomik Bölgeler



2.3.1.3. Navicula

Navicula kemiği; talus, 3 cuneiform kemik ve cuboid ile eklem yapar. Ayak bileği için önemli bir kas olan musculus tibialis posterior bu kemiğe tutunmaktadır (Drake RL. ve ark.,2007).

2.3.1.4. Cuneiform

3 cuneiform olarak adlandırılan kemikler; medial cuneiform, intermedium cuneiform ve lateral cuneiform'dur. Navicula ve I., II., III. Metatarsallerle eklem yaparlar (Dere F., 1999).

2.3.1.5. Cuboid

Tarsal kemik hattının distal tarafında ve en lateralde yer alır.

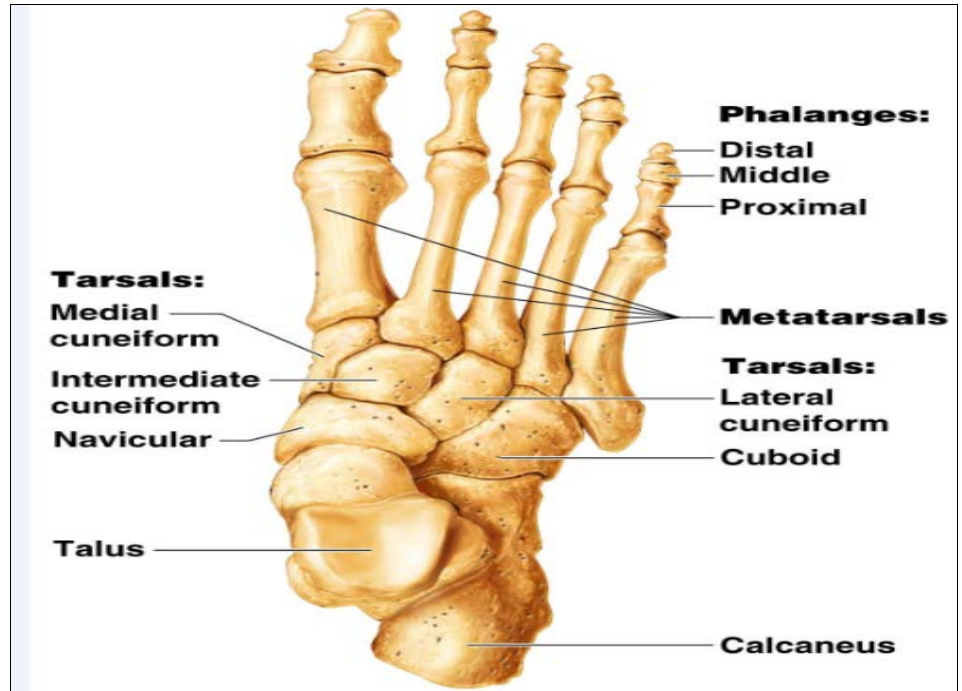
2.3.1.6. Metatarsaller

5 kemikten oluşurlar. Numara ile isimlendirilmeleri medial kısımdan lateral kısma doğrudur. Metatarsaller arasında en çok yük taşıyan I. metatars diğerlerine oranla daha kalındır (Dere F., 1999).

2.3.1.7. Phalankslar

I. metatars hariç her parmakta üç phalanks, I. metatars'ta ise iki phalanks bulunur. Phalanks'lar proksimal, media ve distal olarak adlandırılırlar (Drake R.L. ve ark., 2007).

Şekil 2.10: Ayağın Kemiklerine Üstten Bakış



2.3.2. Eklem Yapılar

2.3.2.1. Chopart eklemi (Transvers tarsal)

Talo-naviküler eklem ile calcaneo-cuboid eklemden oluşur ve özel olarak Chopart eklemi adını alır. Talo-naviküler eklemi, talus ve naviküler kemikler oluşturur ve sferoid tipte bir eklemdir. Calcaneo-cuboid eklemi ise calcaneus ile cuboid kemikleri oluşturur ve sellar tipte bir eklemdir (Putz R. ve ark.,2001).

2.3.2.2. Talo-calcaneo-navicular eklem

3 kemik olan talus, calcaneus ve navicular kemiklerin oluşturdukları eklemdir.

2.3.2.3. Subtalar eklem

Talus'un posterior inferior kısmı ve calcaneus'un superior yüzü arasında meydana gelen, plana tipi eklemdir.

2.3.2.4. Calcaneo-cuboid eklem

Calcaneus ile cuboid kemikleri arasında meydana gelen, sellar tipi eklemdir.

2.3.2.5. Cuneo-cuboid eklem

Lateral cuneiform kemik ile cuboid kemik arasında meydana gelen, plana tipi eklemdir.

2.3.2.6. Cuneo-navicular eklem

Medial cuneiform, intermedium cuneiform ve lateral cuneiform kemikleri ile navikula keiği arasında meydana gelen, plana tipi eklemdir.

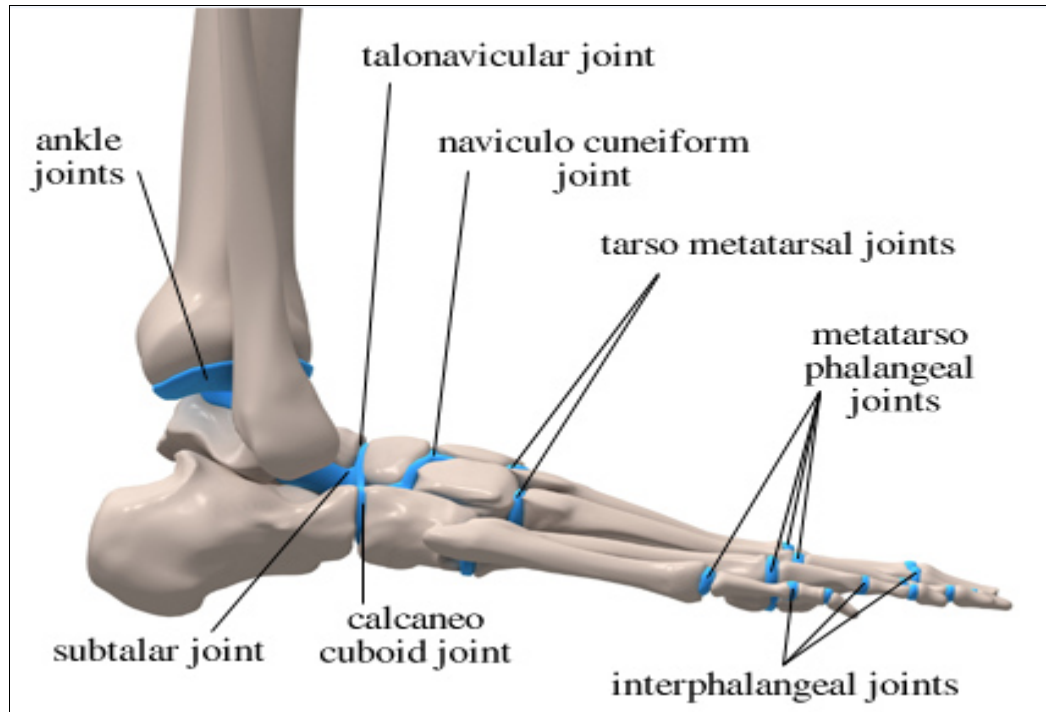
2.3.2.7. İntercuneiform eklemler

Cuneiform kemiklerinin kendi içlerinde meydana getirdikleri ve plana tipi eklemlerdir.

2.3.2.8. Tarso-metatarsal eklemler

Tarsal kemiklerin distal kısımlarında yer alan kemikler ile metatars kemiklerin proksimal kısımları arasında meydana gelen ve plana tipi eklemlerdir. Medialdeki üç cuneiform kemikleri ile lateraldeki cuboid arasında eklem meydana getirirler.

Şekil 2.11: Ayak ve Ayak Bileği Eklemleri İllüstrasyonu



2.3.2.9. İntermetatarsal eklemler

Metatarsal kemiklerin proksimal kısımları arasında meydana gelen ve plana tipi eklemlerdir.

2.3.2.10. Metatarsophalangeal Eklemler

Metatarsal kemiklerin distal kısımları ile tüm parmakların birinci phalanks'ları arasında meydana gelen ve elipsoid tip eklemlerdir.

2.3.2.11. İnterphalangeal eklemler

Distal, media ve proksimal phalankslar arasında meydana gelen ve ginglimus tipi eklemlerdir.

2.3.3. Ligamentöz Yapılar

Bağ desteğinin en çok yardım ettiği yapı, ayak ve ayak bileğidir.

2.3.3.1. Medial kollateral bağ

Bu ligamentin en önemli fonksiyonun talus'un dış rotasyonunu kısıtlamaktır (Taner D., 2007).

2.3.3.2. Lateral kollateral bağ

Üç bağdan oluşan kompleks bir yapıdır. Bu kompleks, lateral malleol'ü talus ve calcaneus'a bağlar. Oluşturan yapılar; anterior talo-fibuler bağ, kalkaneo-fibuler bağ ve posterior talo-fibuler bağ'dır (Taser F.,2006).

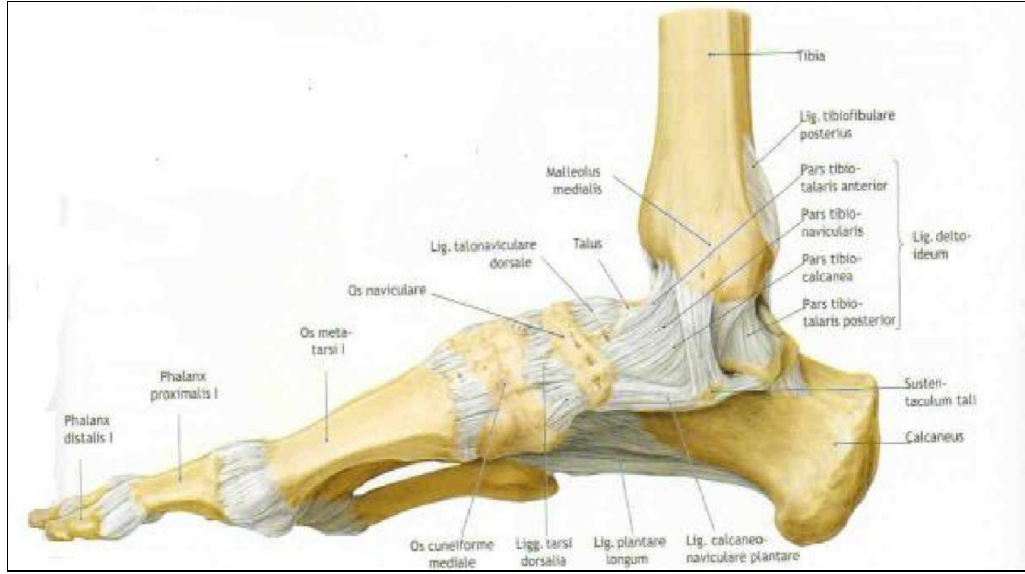
2.3.3.3. Anterior tibio-fibuler bağ

Origosu tibia'nın anterior tüberkülü ve insertio'su fibula anterior kısmıdır. Oblik bir şekilde uzanır (Türk A., 2009).

2.3.3.4. Posterior tibio-fibuler bağ

Origosu tibia'nın anterior tüberkülü ve insertio'su fibulanın posterior kısmıdır. Anterior tibio-fibuler bağa oranla daha kalın fakat daha kısadır. Torsiyonel şiddetli kuvvetlerin sonucunda bu bağ sağlam kalma eğilimi gösterirken, anterior tibio-fibuler bağ'da mevcut olan kuvvetsiz var ise yırtılma eğilimi gözlenir (Moralı Ü.,2003).

Şekil 2.12: Ayak ve Ayak Bileği Ligamentöz Yapıları Medialden Bakış



2.3.3.5. Transvers tibio-fibuler bağ

Ayak - ayak bileği ekleminin posterior derin bağıdır (Moralı Ü.,2003).

2.3.3.6. İnterosseöz bağ

Tibio-fibular eklemin en önemli transvers stabilizatörüdür (Moralı Ü.,2003).

2.3.3.7. Anterior talo-fibuler bağ

Bağlar arasındaki en zayıf halkadır. En önemli fonksiyonu plantar fleksiyon esnasında talusun öne subluksasyonunu önlemektir (Ege R.,1999).

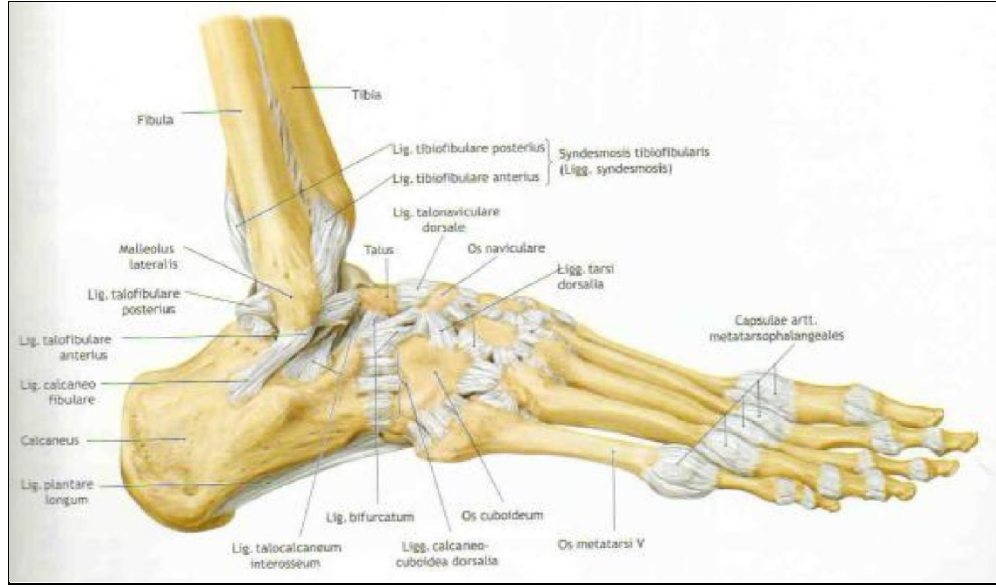
2.3.3.8. Calcaneo-fibuler bağ

Calcaneus ile fibula arasındadır. Ayak iken gevşek pozisyonundadır. En önemli fonksiyonu subtalar eklemi stabilize etmesidir (Ege R.,1999).

2.3.3.9. Posterior talo-fibuler bağ

Fibula ile talus'un lateral tüberkülü arasındadır. Lateral grup bağların en kuvvetlisidir. Fonksiyonu; talus'un posteriora subluksasyonunu ve rotasyonunu önlemesidir (Türk A., 2009).

Şekil 2.13: Ayak ve Ayak Bileği Ligamentöz Yapıları Lateralden Bakış



2.3.4. Kaslar ve İnervasyonları

2.3.4.1. Musculus tibialis anterior

Tibia'nın proksimal lateral kısmından origo, cuneiform ve I. metatars'ta insertio yapar. İnervasyonu nervus peroneus profundus tarafından yapılır. Ayağın spesifik dorsi fleksiyon ve inversiyon hareketinden sorumludur. Sağlıklı bir yürüyüşün olmazsa olmaz hareketi olan ayak ucunu yukarı kaldırma hareketi için çok önemlidir (Moore KL. ve ark.,2007).

2.3.4.2. Musculus extensor digitorum longus

Tibia'nın lateral kondilinden origo, I. metatars hariç diğer parmakların ikinci ve üçüncü phalanklarında insertio yapar. İnervasyonu nervus peroneus profundus tarafından yapılır.

Primer olarak ayak parmaklarının ekstansiyon ve sekonder olarak ayak bileğinin dorsi fleksiyon hareketinden sorumludur (Koşan U.,2011).

Şekil 2.14: Bacak ve Ayak Kaslarına Lateralden Bakış



2.3.4.3. Musculus extensor hallucis longus

Fibula'nın medialinden origo, I. metatars distal phalanksında insertio yapar. İnervasyonu nervus peroneus profundus tarafından yapılır. I. metatars ekstansiyonundan sorumludur (Koşan U.,2011).

2.3.4.4. Musculus peroneus longus

Caput fibula'dan origo, cuneiform ve I. metatars alt yüzünde insertio yapar. İnervasyonu nervus peroneus profundus tarafından yapılır. Primer olarak ayağın eversiyon hareketinden sorumludur (Koşan U.,2011).

2.3.4.5. Musculus peroneus brevis

Fibula'nın lateralinden origo, V. metatars'ta insertio yapar. İnervasyonu nervus peroneus superficialis tarafından yapılır. Ayağın eversiyon hareketine yardımcıdır (Miller M.D. ve ark.,2014).

2.3.4.6. Musculus gastrocnemius

İki başı vardır. Medial başı, femurun medial kondilinin proksimalinden origo alır. Lateral başı ise femurun lateral kondilinin proksimalinden origo alır. Her iki baş birlikte achill tendonu şeklinde calcaneus'ta insertio yapar. İnervasyonu nervus tibialis tarafından yapılır. Primer olarak ayak bileğinin plantar fleksiyon hareketinden sorumludur (Miller M.D. ve ark.,2014)

2.3.4.7. Musculus soleus

Caput fibula'dan origo, calcaneus'ta insertio yapar. İnervasyonu nervus tibialis tarafından yapılır. Gastrocnemius ile birlikte ayak bileğinin plantar fleksiyon hareketinden sorumludur (Miller M.D. ve ark.,2014).

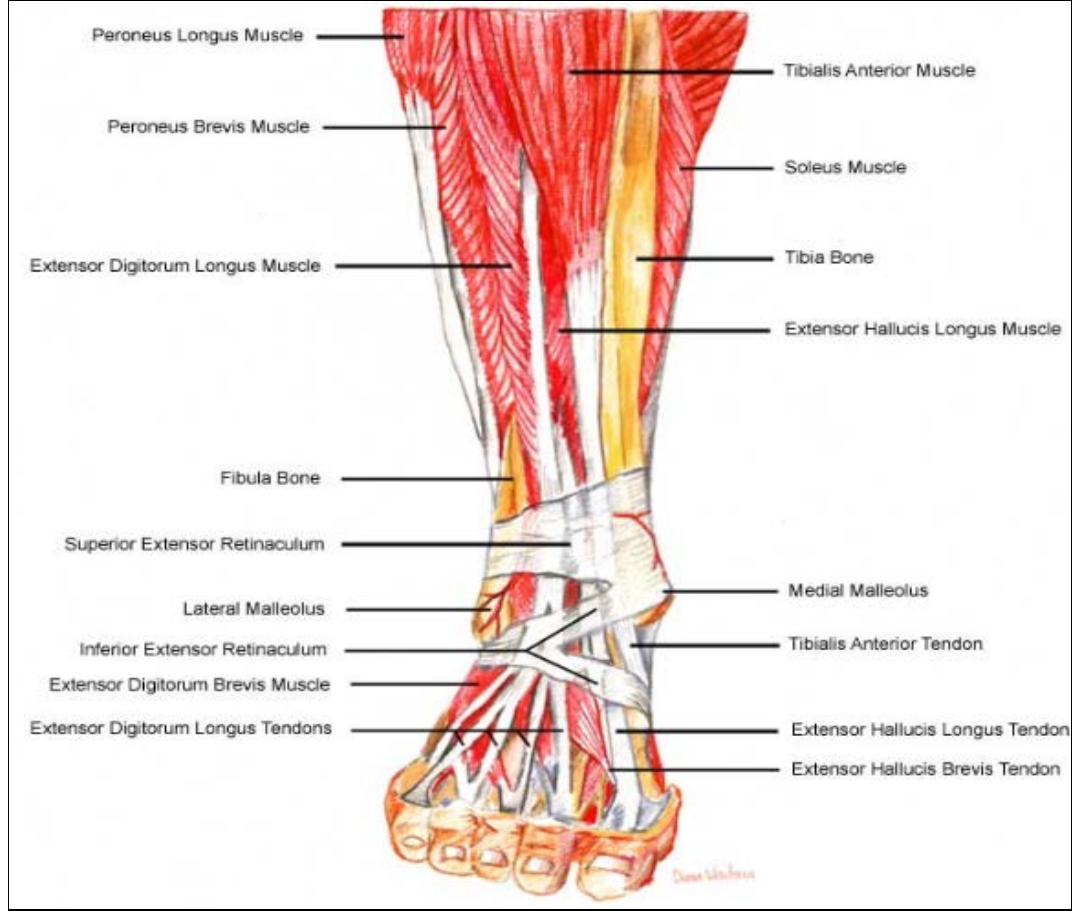
2.3.4.8. Musculus plantaris

Femur'un lateral kondilinden origo, calcaneus'ta insertio yapar. Çok küçük bir kastr. İnervasyonu nervus tibialis tarafından yapılır. Ayak bileği plantar fleksiyon hareketine yardımcıdır (Cumhur M.,2006).

2.3.4.9. Musculus tibialis posterior

Tibia ve fibula'nın posterior yüzlerinden origo, navicula,cuneiform,cuboid ve II-IV. metatars'larda insertio yapar. İnervasyonu nervus tibialis tarafından yapılır. Ayak bileği plantar fleksiyonda inversiyon hareketinden sorumludur (Taner D.,2007).

Şekil 2.15: Bacak ve Ayak Kaslarına Anteriorden Bakış



2.3.4.10. Musculus flexor digitorum longus

Tibia'nın postero-lateralinden origo, II.-V. parmakların distal phalanklarında insertio yapar. İnervasyonu nervus tibialis tarafından yapılır. Primer fonksiyonu ilgili parmaklara fleksiyon yaptırmaktır. Plantar fleksiyon ve inversiyon hareketlerine yardımcı olur (Otman S.,2014).

2.3.4.11. Musculus flexor digitorum brevis

Calcaneus'tan origo, II.-V. parmakların medial phalanklarında insertio yapar. İnervasyonu nervus plantaris medialis tarafından yapılır. II.-V. parmaklara plantar yönde fleksiyon yaptırmakla sorumludur (Otman S.,2014).

2.3.4.12. Musculus flexor hallucis longus

Fibula'nın posteriorundan origo, I. parmağın distal phalanksında insertio yapar. İnervasyonu nervus tibialis tarafından yapılır. Primer fonksiyonu I. metatarsa fleksiyon yaptırmaktır (Otman S.,2014).

2.3.4.13. Musculus extensor hallucis longus

Calcaneus'un postero-lateralinden origo, I. parmağın proksimal phalanksında insertio yapar. İnervasyonu nervus peroneus profundus tarafından yapılır. Primer fonksiyonu I. parmağa ekstansiyon yaptırmaktır (Otman S.,2014).

2.3.4.14. Musculus extensor digitorum brevis

Calcaneus'un postero-lateralinden origo, II.-IV. parmaklarda insertio yapar. İnervasyonu nervus peroneus profundus tarafından yapılır. İlgili parmakların ekstansiyon hareketinden sorumludurlar (Cumhur M.,2006).

2.3.4.15. Musculus abductor hallucis

Calcaneus'tan origo, I. parmağın proksimal phalanksında insertio yapar. İnervasyonu nervus plantaris medialis tarafından yapılır. I. parmağın plantar yönde fleksiyon ve abduksiyon hareketlerinden sorumludurlar (Taner D.,2007).

2.3.4.16. Musculus flexor hallucis brevis

Medial ve intermedium cuneiform kemiklerden origo, I. parmağın proksimal phalanksında insertio yapar. İnervasyonu nervus plantaris medialis tarafından yapılır. I. parmağın plantar yönde fleksiyon hareketine yardımcıdır (Cumhur M.,2006).

2.3.4.17. Musculus adductor hallucis

İki başı var. Bu başlar II.-IV. ve II.-V. phalankslarından origo, I. parmağın proksimal phalankslarında insertio yaparlar. İnervasyonu nervus plantaris lateralis tarafından yapılır. Primer fonksiyonu I. parmağa adduksiyon yaptırmaktır (Cumhur M.,2006).

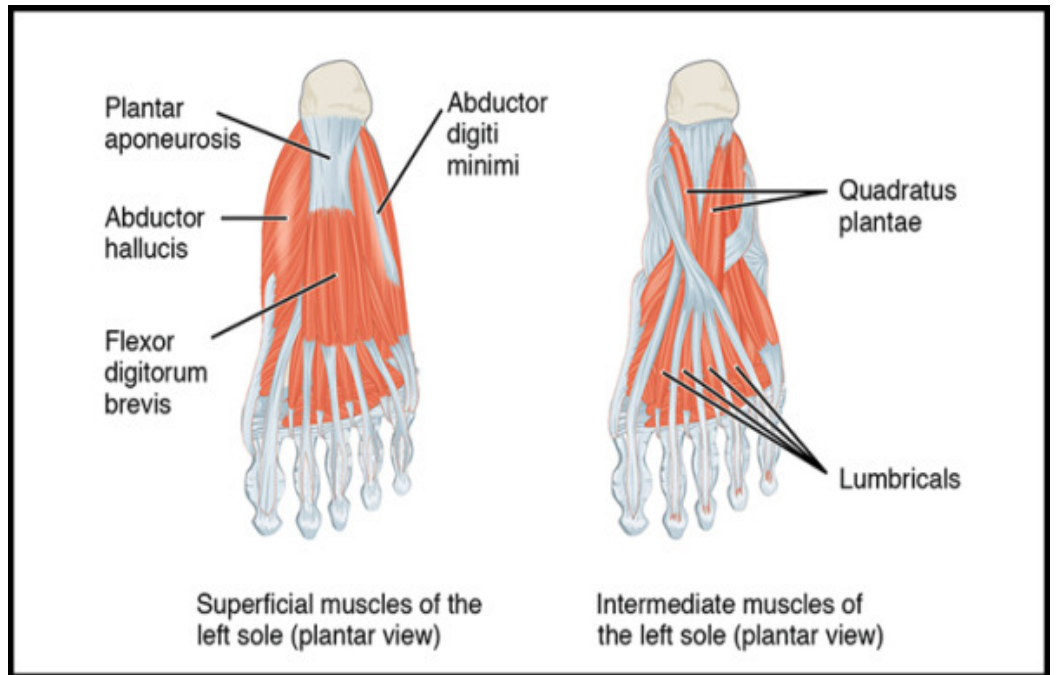
2.3.4.18. Musculus abduktor digiti minimi

Calcaneus'tan origo, digiti minimi'nin proksimal phalanksında insertio yapar. İnervasyonu nervus plantaris lateralis tarafından yapılır. V. parmağa fleksiyon ve abduksiyon hareketlerini yaptırır (Taner D.,2007).

2.3.4.19. Musculus flexor digiti minimi brevis

V. metatars'tan origo, yine V. parmağın proksimal phalanksında insertio yapar. İnervasyonu nervus plantaris lateralis tarafından yapılır. V. parmağa fleksiyon yaptırmaya da yardımcıdır (Taner D.,2007).

Şekil 2.16 : Ayak Derin ve Yüzeysel Kasları Plantar Bakış



2.3.4.20. Musculi lumbricale

Dört küçük kas grubudur. II.-V. parmakların proksimal phalanklarında insertio yaparlar. İnervasyonları; II. Parmağa giden dalın nervus plantaris medialis, diğerlerinin nervus plantaris lateralis tarafından yapılır. İlgili parmakların birinci phalankların fleksiyon, diğer phalankların ekstansiyon hareketinden sorumludurlar (Taner D.,2007)

2.3.4.21. Musculi dorsal interosseöz

Dört küçük kastır. Metatarsal kemiklerden origo, II.-IV. parmakların birinci phalanklarında insertio yaparlar. İnervasyonu nervus plantaris lateralis tarafından yapılır. İlgili parmakların birinci phalanklarına fleksiyon, diğer phalanklara ekstansiyon hareketinden sorumludurlar (Cumhur M.,2006).

2.3.4.22. Musculi Plantar İnterosseöz

Plantar yüzeydeki üç küçük kastır. III.-V. metatarsallerden origo, aynı parmakların birinci phalanklarında insertio yaparlar. İnervasyonu plantaris lateralis tarafından yapılır. İlgili parmakların birinci phalanklarına fleksiyon, diğer phalanklara ekstansiyon hareketinden sorumludurlar (Cumhur M.,2006).

2.4. VÜCUT BİYOMEKANIĞI

Hetze'nin 1974 yılında tanımladığı biyomekanik; biyolojik sistemlerin biçim ve işlevlerinin mühendislik yöntemleri kullanılarak incelenmesidir. Bir diğer tanım da şu şekildedir: Herhangi bir hastalık, yaşlanma, kaza veya zorlanmalar sonucunda, insan işleyişinde oluşan bozuklukları tanımlamak, fizyolojik cevapları izlemek ve veri toplamak için kullanılan bilim dalıdır. (Balaban H., 2006).

Vücut mimari açıdan mükemmel bir yapıdır. Bu yapının sorunsuz işlemesi biyomekaniksel olarak aynı derecede hassasiyet gerektirir. Vücut biyomekanik zincirinin herhangi bir halkasında meydana gelebilecek bir sıkıntı diğer halkaları da sekonder olarak etkileyecektir.

Biyomekaniksel düzgünlüğün sağlandığı dik duruşta her iki alt ekstremiteye eşit miktarda yük dağıtılması gerekir. Günlük yaşam aktiviteleri dışında yapılan bazı hareketlerde bu ağırlık vücut ağırlığının 8-10 katına kadar çıkabilmektedir (Yılmaz C., 2005).

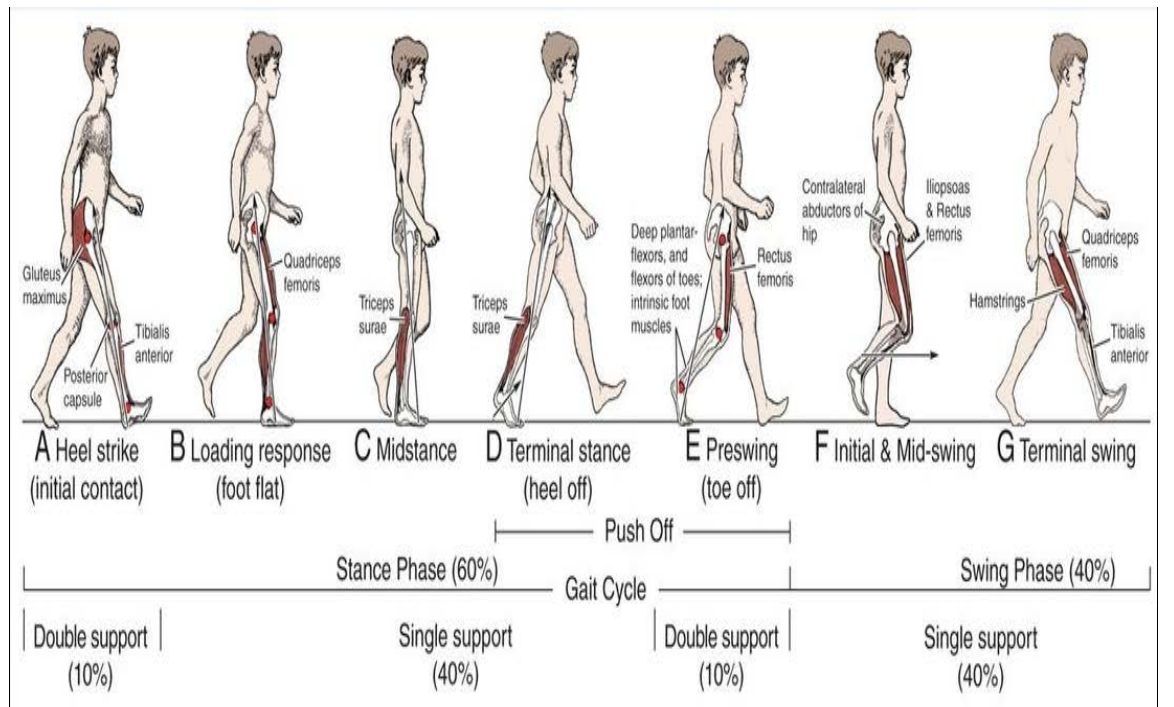
Ayak, denge sağlamanın yanı sıra yerle temas halinde olduğunda şoku absorbe etmek için elastik bir bariyer oluşturmakla birlikte adım atılma sırasında kuvvetli bir şekilde eklem stabilizasyonu sağlamaktadır (Korkusuz F. ve ark.,2001).

2.5. YÜRÜME SIKLUSU

Alt ekstremitelerin resiprokal olarak standart hareketler kombinasyonu meydana getirmesi yürüme olarak adlandırılır. Sağlıklı bireylerin günlük yaşantısında en sık kullanılan aktivitedir ve günde 5.000-15.000 arasında adım atılır (Silva M.,2002). Bu rakamlar malesef giderek azalmaktadır. Yapılan bir çalışmada günlük adım sayısının her yıl ortalama %25 oranında düştüğünü göstermektedir (Sequeira MM.,1995).

Herhangi bir taraf topuğun iki kez yere değmesi arasındaki zamana yürüme siklusu adı verilir (Oğuz H. ve ark.,2004).

Şekil 2.17: Yürüme Siklusu Bölümleri ve Yüzdeleri



Yürüme siklusu temel olarak iki fazdan meydana gelir. Bu fazlar, % 60 oranında basma (stance) ve % 40 oranında salınım (swing) fazlarıdır (Demircan E. ve ark.,2009). Her iki ayağın yerle temas ettiği %20'lik kısma çift destek fazı adı verilir (Oğuz H. ve ark.,2004). Basma fazı ekstremitenin yerle temas halinde olduğu, salınım fazı ise ekstremiten havada olduğu kısımlardır (Yalçın S. ve ark.,2001).

Basma fazı, topuk vuruşu ile başlayıp parmak kalkışı ile biter ve salınım fazı başlar. Sırasıyla topuk vuruşu, tam temas, basma dönemi orta noktası ve itme fazı olarak 4 bölümden oluşur (Oğuz H. ve ark.,2004, Yalçın S. ve ark.,2001).

Basma fazının başlangıcı, topuk vuruşudur ve tüm yürüme siklusunun %2'sini oluşturur (Yalçın S. ve ark.,2001). Sağlıklı bir yürümede bu fazda kalça 25° fleksiyon, diz tam ekstansiyon ve ayak bileği 90° dorsi fleksiyonda olur. Aynı anda salınım fazında olan karşı ekstremitede diz 15° fleksiyondadır (Oğuz H. ve ark.,2004). Bu stabiliteyi korumak kas kontraksiyonları sayesinde olur aksi taktirde patolojik yürüyüş paternleri oluşur. Bu fazda stabilite gluteus maximus ve hamstring kaslarıyla sağlanır. Ayak bileğinin nötral pozisyonu ise tibialis anterior kasıyla sağlanır (Yalçın S.,2001).

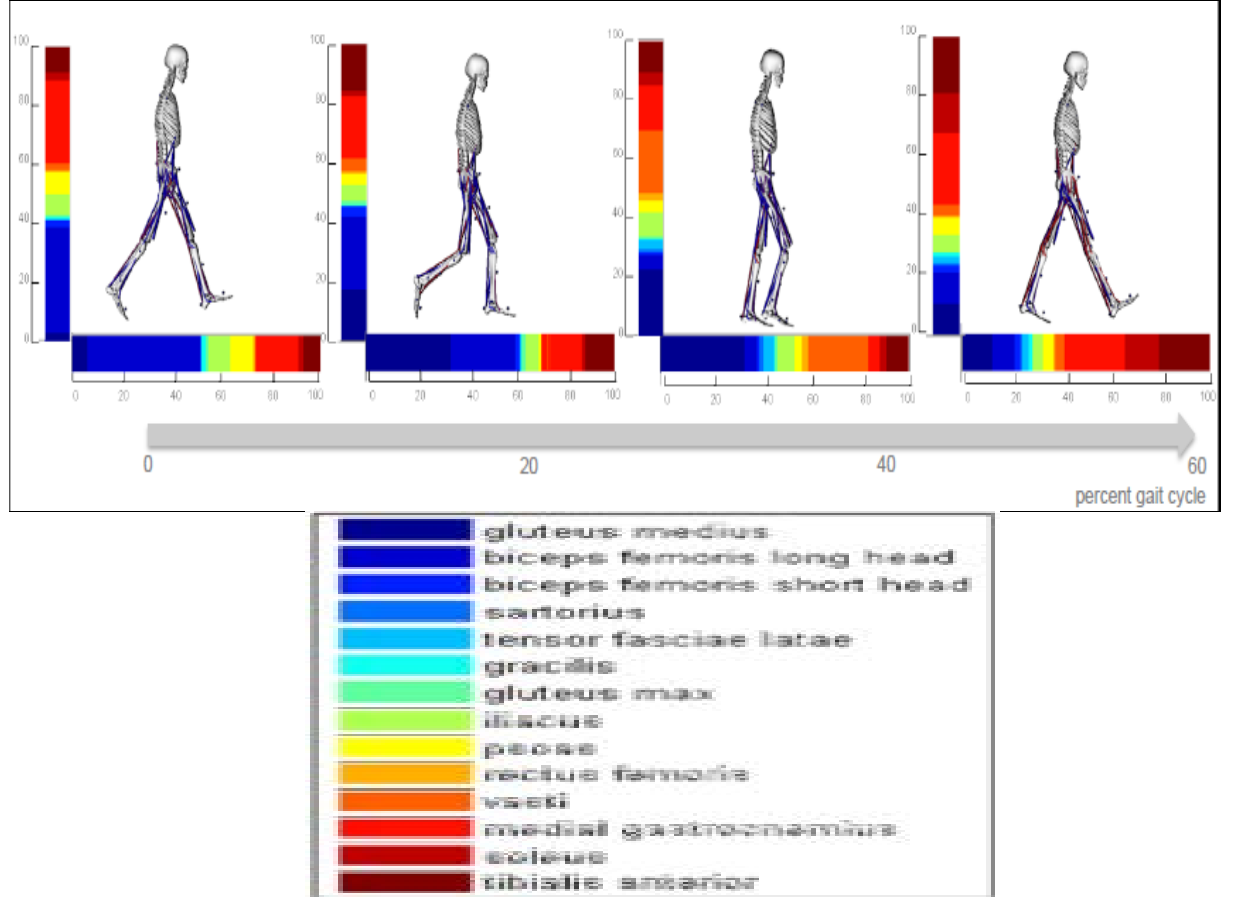
Tam temasta, topuk vuruşundan sonra gelen bölümdür ve siklusun %10-12'lik kısmıdır. Bütün plantar yüzey yerle kontakt haldedir. Bu bölümde karşı ekstremitenin yerle teması kesilir (Aydın F.Y.,2010). Sağlıklı bir yürümede bu fazda kalça 30° fleksiyondan 5° fleksiyona, diz 15° fleksiyondan 5° fleksiyona, ayak bileği ise 15° plantar fleksiyonundan 10° dorsi fleksiyona gelmelidir (Oğuz H. ve ark.,2004). Stabilite gluteus maximus, hamstring, quadriceps, ve tibialis anterior kaslarının aktivasyonlarıyla sağlanır (Yalçın S. ve ark.,2001).

Basma döneminin orta noktası bölümü, tam temas ile topuk kalkışı arasındaki dönem ve siklusun %10-30'luk kısmıdır. Vücut ağırlığının tamamı ekstremiten üzerindedir. Sağlıklı bir yürümede bu fazda diz 5° fleksiyonda, ayak bileği 2°-3° dorsi fleksiyondadır (Oğuz H. ve ark.,2004). Kalça nötralde olduğundan diğer fazlara oranla kasılma gözlenmez. Stabilite quadriceps ve gastro-soleus kaslarının aktivasyonu ile sağlanır. Ayrıca sallanma fazındaki ekstremitenin kalça stabilizasyonu gluteus medius kası sayesinde gerçekleşir (Yalçın S.,2001).

Ayak itme fazına yaklaşırken topuk kalkışında karşı taraf ekstremitede topuk teması başlar ve itme fazına girilmiş olur. Tüm süreç siklusun %30-50'sini oluşturur. Sağlıklı bir yürümede bu fazda kalça nötralde, diz 10° fleksiyonda ve ayak bileği ise 20° plantar

fleksiyondadır. Karşı taraf alt ekstremitte yerle temas haline geçinceye kadar iliopsoas, gastro-cnemius, soleus ve stabilizasyon için gluteus medius kasları kasılmaya devam eder (Yalçın S. ve ark.,2001).

Şekil 2.18: Basma Fazı Sırasında Kasların Aktivasyon Şeması



Salınma fazı; parmak kalkışı ile topuk vuruşu arasındaki süre boyunca gerçekleşir. Üç bölümden oluşur. Bunlar hızlanma, salınım dönemi orta noktası ve yavaşlama bölümleridir (Oğuz H. ve ark.,2004).

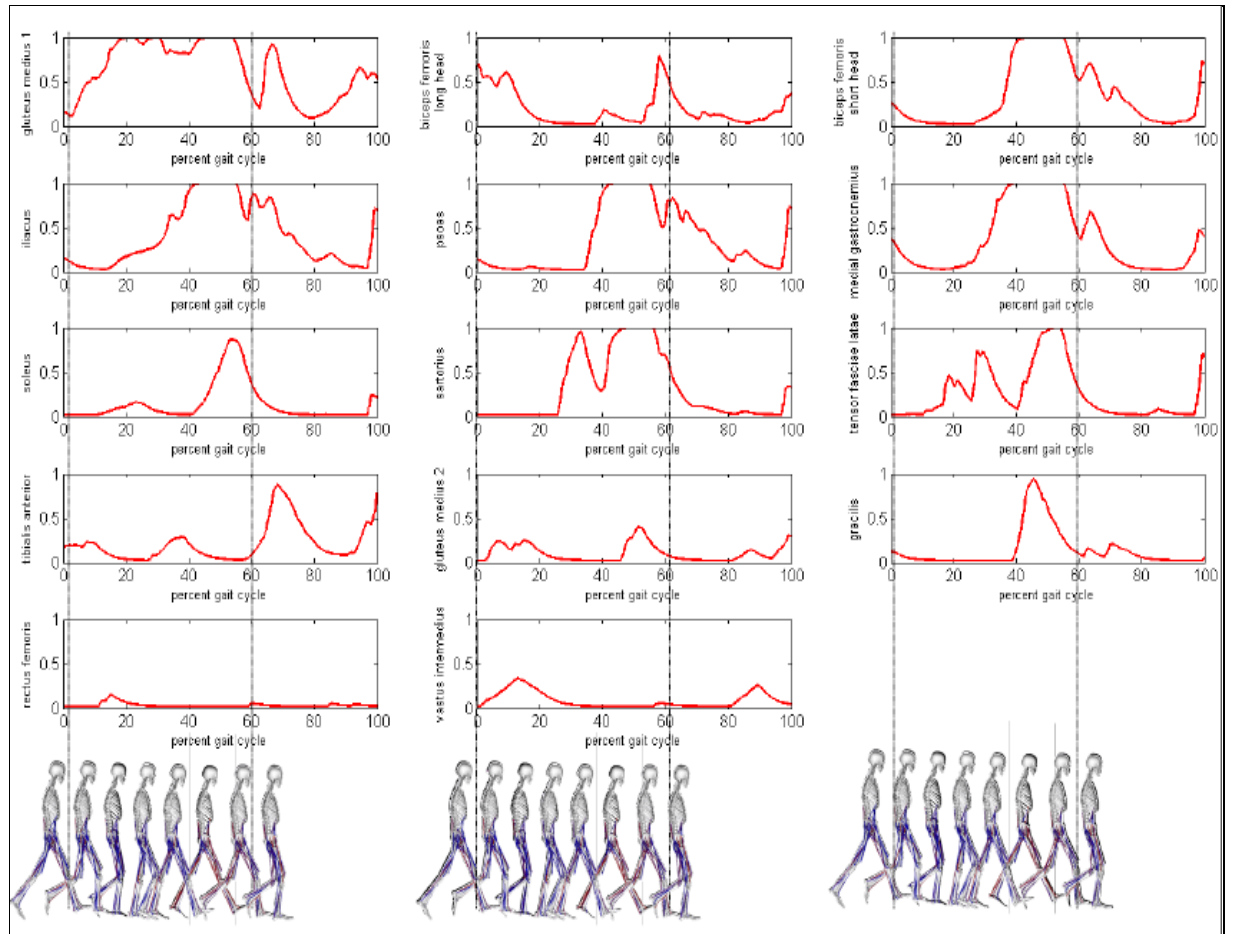
Hızlanma döneminde, ekstremitenin yer ile teması tamamen kesilir ve yürüme siklusunun %60-73'nü oluşturur (Yalçın S. ve ark.,2001). Kalça ve diz fleksiyonuyla birlikte ekstremitte hızlanarak ileriye doğru atılır. Sağlıklı bir yürümede bu fazda kalça 20° fleksiyon, diz 40°-60° fleksiyonda ve ayak bileği nötraldedir (Maurer J.D.,2014).

Salınım döneminin orta noktasında, salınımda olan ekstremitte ile yerle temasta olan ekstremitte yaklaşık olarak aynı hizadadırlar. Bir anlamda hızlanma yavaşlama dönemleri

arası geçiş periyodudur. Sağlıklı bir yürümede bu fazda kalça ve diz 30° fleksiyonda, ayak bileği ise nötral pozisyonudadır (Oğuz H. ve ark.,2004).

Yavaşlama dönemi salınım fazı orta noktası ile topuğun yere temas etmesi arasındaki dönemdir. Gövde ve salınım fazından gelen ekstremitenin hızını azaltmak adına erektor spina, gluteus maximus, hamstring ve quadriceps kasları hep birlikte kasılmaktadırlar. Sağlıklı bir yürümede bu fazda kalça 30° fleksiyonda, diz ve ayak bileği nötral pozisyonudadır (Yalçın S. ve ark.,2001).

Şekil 2.19: Yürüme Siklusunda Kasların EMG Aktivasyon Görüntüsü (Hız=1.75m/sn)



2.6. YÜRÜYÜŞ ANALİZİ

İnsan gözü her ne kadar mükemmel de olsa yürümenin hızlı gerçekleşen hareketlerini aynı anda tüm eklem hareketleri için inceleyebilecek kadar yetenekli değildir (Temelli Y. ve ark.,2009). Özellikle patolojik durumların tayininde gözden kaçan durumlarla karşılaşmaktadır. Yürüme analizi; yürümeye ait kinematik ve kinetik bilgilerin kesin ve güvenilir bilgilerine erişilebilen bir yöntem olarak beirlenmektedir (Perry J.,1992).

Yürüme Siklusu'nun sayısal veriler olarak değerlendirilmesi, tanımlanması, norm değerler ile karşılaştırılması ve yorumlanması yürüme analizinin temelini oluşturur. Salt gözlem ile yapılan yürüme analiz değerlendirmesi objektiflikten uzak, kontrolü ve kıyaslaması zor bir süreç gerektirir (T.C.M.E.B.,2011). Modern yürüme analizi laboratuvarlarında birçok cihaz desteklerinin yanı sıra video kaydı alınarak gözlemsel olarakta yorumlama yapılabilmektedir.

2.6.1. Tarihçesi

İlk yürüme resimleri, MÖ 4000'li yıllarda Edwin Smith'in cerrahi papürüslerinde gözlemlenmiştir. Aristo, MÖ 384-322 yıllarında insan ve hayvan yürüyüşlerini karşılaştırmıştır. Galileo 1564-1642 yıllarında, Borelli 1680'li yıllarda, Leizig 1836'li yıllarda, Weber kardeşler 1855'li yıllarda, Marey 1872'li yıllarda, Carlet 1845-1892 yıllarında ve Mubridge 1904'lü yıllarda yürüme analizi konulu çalışmalar yapmışlardır (Akalan NE. ve ark.,2014). Bilgisayarlı yürüme analizini ilk uygulayanlar; Jacklin Perry, David Sutherland, Gordon Rose ve James R. Gage'dir (Akalan NE.,1999)

2.6.2. Komponentleri

Yürüme analizi laboratuvarında kullanılan değerlendirme yöntemlerini aşağıdaki gibi sıralayabiliriz (Samson W. ve ark.,2014).

- I. Gözleme Dayalı Analiz ve Video Kaydı
- II. Kinematik Analiz
- III. Kinetik Analiz
- IV. Statik ve Dinamik Pedobarografi
- V. Elektromiyografi (Yalçın S. ve ark.,2001).

2.7. PEDOBAROGRAFİ

İlk olarak 1980'li yılların başında Belly tarafından temelleri atılmıştır. Ayak basıncını fazla olduğu bölgeler derin izler çıkarmış, hiç yük almayan bölgeler tepe kalmıştır. Pedobarografiye giderek artan ilgi biyomekaniksel alanda ilerlemeler kaydederek devam etmiştir (Tuna H. ve ark.,2005). Spesifik kullanım alanı ayak deformiteleridir (Deschamps K. ve ark.,2015). Ayak mekaniğinin dizilimi,deformiteler objektif tespiti, teşhis ve değerlendirilmesinde büyük ölçüde fayda sağlamaktadır (Kanatlı U. ve ark.,2006). Çok hassas olan bu cihazlar basıncı kg/cm^2 vermektedir (Tuna H.,2005). Bu sistemler basınca hassas hücre sistemlerinden oluşmaktadırlar (Ergün P.,2010).

Pedobarografi yürüme analizinin önemli bir komponentidir (Kocadal O.,2012). Yürüme sırasında yer tepki kuvvetinin hatasız bir şekilde tespit edilmesine olanak sağlamaktadır (Ergün P.,2010).

2.8. UZUNLUK ÖLÇÜMLERİ

Antropometrik ölçümlerden biridir. Genelde ekstremitler arası uzunluk eşitsizliklerini tespit amacıyla uygulanır. Özellikle pedobarografik değerlendirmelerden önce mutlaka bakılması gereken parametrelerdendir. Çünkü alt ekstremitte eşitsizlikleri söz konusu olduğunda basınç farklılık gerçek değerleri maskeleyebilir. Bu ölçümler, anatomik pozisyonda, oturma yada yatma pozisyonlarında yapılabilmektedir. Kriter noktaların iyi tespit edilmesi gerekmektedir. Şüpheli duyuluyorsa kalın bir kalemle işaretleme yapılarak bakılmalıdır. Ölçüm, elastik olmayan pratik bir mezura yardımıyla yapılır. (Otman S. ve ark., 2014).

Şekil 2.20: Elastik Olmayan Pratik Mezura



2.9. ROM ÖLÇÜMLERİ

ROM (Range of Motion), diğer adı normal eklem hareketidir. Sistemik olarak ekleminde hangi düzlemde kaç derecelik açı yaptığı ölçülebilir ve diğer ekstremitelere eklemiyle karşılaştırılabilir. ROM ölçümü gonyometre adı verilen pratik bir cetvel ile yapılmaktadır. Doğru sonuç alabilmek adına eklem tespiti, başlangıç pozisyonu, gonyometrenin doğru yerleştirilmesi ve kompensasyonların olmaması gerekmektedir. Farklı gonyometre tipleri olmasına rağmen pratikte kullanım kolaylığı açısından universal gonyometreler tercih edilmektedir (Otman S. ve ark.,2014).

Şekil 2.21: Açı Ölçer Gonyometre



3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Çalışmamıza; uzman bir hekim tarafından, MRG destekli bir şekilde LDH tanısı konulmuş, tarafımıza yönlendirilerek bilgilendirilmiş onam formunu imzalayan, operasyon endikasyonu bulunmayan ve katılım koşullarını kabul eden 50 kadın, 32 erkek toplam 82 hasta alındı. Çalışmamıza dahil edilme kriterleri çerçevesinde hastalar çalışmaya dahil edildi. Çalışma süresince ayrılmak isteyen hastalar kayıtsız ve şartsız bir biçimde çalışmadan çekildi. Pedobarografik değerlendirmeyi etkileyecek olan komplikasyonlar, tanısı konulmamış bireyler, operasyon endikasyonu olan hastalar ve 6. hafta geç dönem ölçümlerine gelmeyen/gelemeyen hastalar çalışma dışı bırakılmıştır.

Yapılan ölçümler Bahçeşehir Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi bünyesinde kurulan Biyomekanik ve Yürüme Analizi Laboratuvarında yapıldı. Bahçeşehir Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 08.04.2015 tarihli 22481095.00.00.00.00.00.00-020-216 sayılı izin belgesi alındı.

Çalışmaya katılan hastalara araştırmayla ilgili detaylı olarak bilgi verildi ve yazılı onayları alındı.

3.1. Alt Ekstremitte Uzunluk Ölçümü

Alt ekstremitte uzunluğu için iki ayrı ölçüm yöntemi kullanıldı. Birinci ölçümde origo SİAS, insertio medial olarak ölçüldü. Fakat pelvisteki herhangi bir tilt veya rotasyon durumlarından yanlış ölçüm yapılacağı düşünülerek, ikinci ölçümde yapılarak kaydedildi. İkinci ölçüm yöntemi origo SİAS,insertio medial malleol olarak yapıldı ve pelvis kontrolü açısından umblikus SİAS mesafesi de ölçülerek karşılaştırıldı. Tüm ölçümler 3 tekrarlı yapılarak kayıt altına alındı.

3.2. Ayak Uzunluk Ölçümü

Ayak uzunluğunun ölçümü için, kişi anatomik pozisyonda topuk posterior nokta ile en uzun parmak arasındaki mesafe işaretlenerek mezura ile ölçüldü. Tüm ölçümler 3 tekrarlı yapılarak kayıt altına alındı.

Şekil 3.1: Alt Ekstremité Uzunluk Ölçüm Yöntemi ve Karşılaştırma



Şekil 3.2: Ayak Uzunluk Ölçüm Yöntemi



3.3. Ayak Bileği Dorsi Fleksiyon ve Plantar Fleksiyon ROM Ölçümü

Alt ekstremitede var olan limitasyonları tespit etmek ve yürüyüşü etkileyeceğini düşünerek bütün eklemler universal gonyometre ile bilateral olarak değerlendirildi. Eklemler başlangıç noktasına getirilip, Kendall değerlendirilmesi baz alınarak bilateral olarak kayıt altına alındı. Tüm ölçümler 3 tekrarlı yapılarak kayıt altına alındı.

Ayak bileği ölçümlerinde hasta ayakları sarkacak şekilde oturtuldu. Sıfır derecelik başlangıç pozisyonu tayinini doğru yapmak adına V. metatars ile fibula arasındaki 90°'lik dik açı sağlandı. Pivot nokta olarak lateral malleol seçildi. Sabit kol ise fibula lateral orta çizgisine paralel, hareketli kol ise V. metatarsal kemiğin lateral orta çizgisini takip ederek yapıldı. Tüm ölçümler 3 tekrarlı yapılarak kayıt altına alındı.

Şekil 3.3: Ayak Bileği Dorsi Fleksiyon Hareketinin Gonyometrik Ölçümü



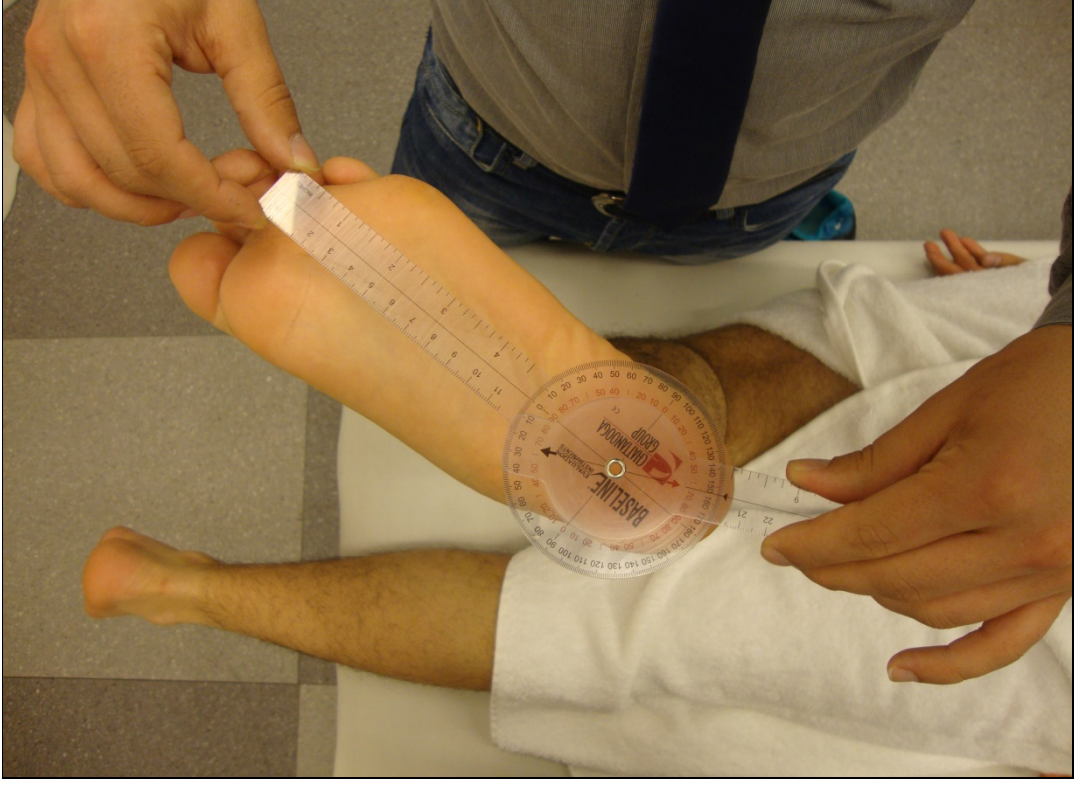
Şekil 3.4: Ayak Bileği Plantar Fleksiyon Hareketinin Gonyometrik Ölçümü



3.4. Ayak Bileği İnversiyon ve Eversiyon ROM Ölçümü

Kalçadaki rotasyonları engellemek adına hasta, dizi 90° fleksiyona getirecek şekilde yüzükoyun yatırıldı. Pivot nokta olarak calcaneus orta noktası, sabit kol yere paralel, hareketli kol ise II. ve III. Parmak arasını takip etti.

Şekil 3.5: Ayak Bileği Eversiyon Hareketinin Gonyometrik Ölçümü



Şekil 3.6: Ayak Bileği İnversiyon Hareketinin Gonyometrik Ölçümü

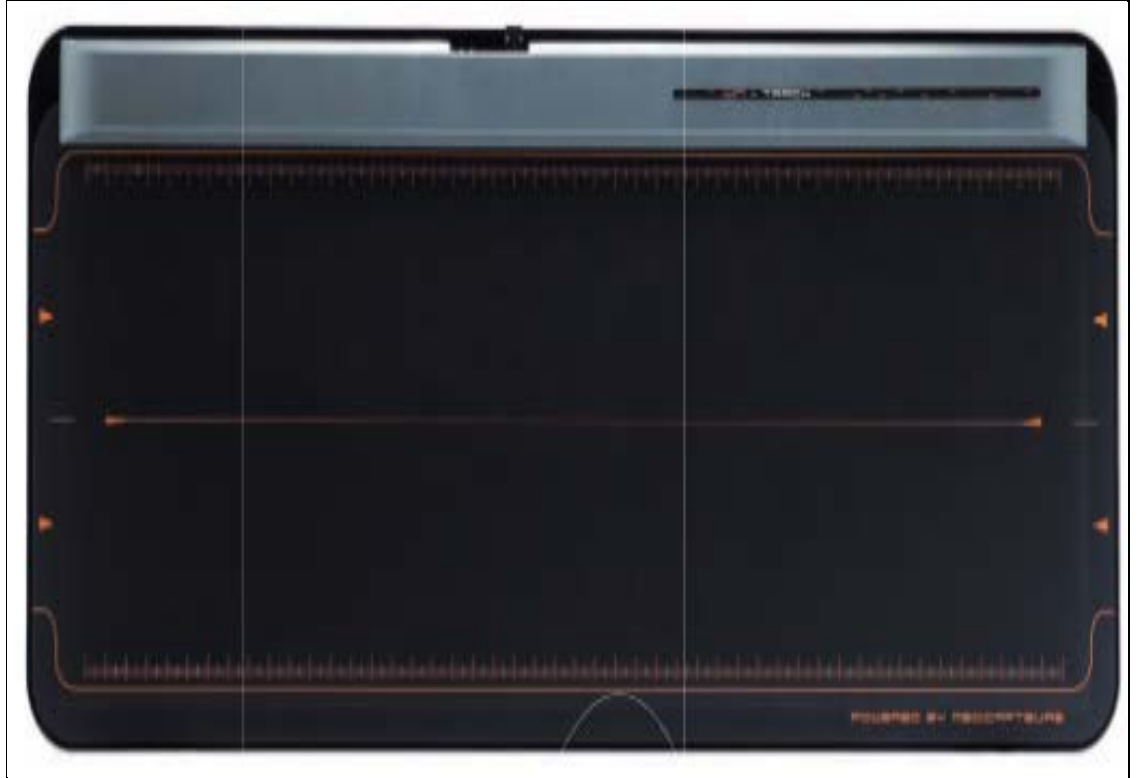


3.5. Pedobarografik Değerlendirme

Pedobarografinin görevi statik ve dinamik olarak ayak tabanı basınçlarının ölçümlerini bilgisayarlı ortamda sayısal değerlerle yapmaktadır. Çalışmamızda, Win-Track pedobarografi cihazı ile ölçümler alındı. Bizim pedobarografi sistemimiz; Win-Track pedobarografik platform, iki adet kontrol monitörü, kasalı PC, renkli yazıcı, yazıcı - PC arası ve PC - platform arası bağlantı kabloları sisteminden oluşmaktadır.

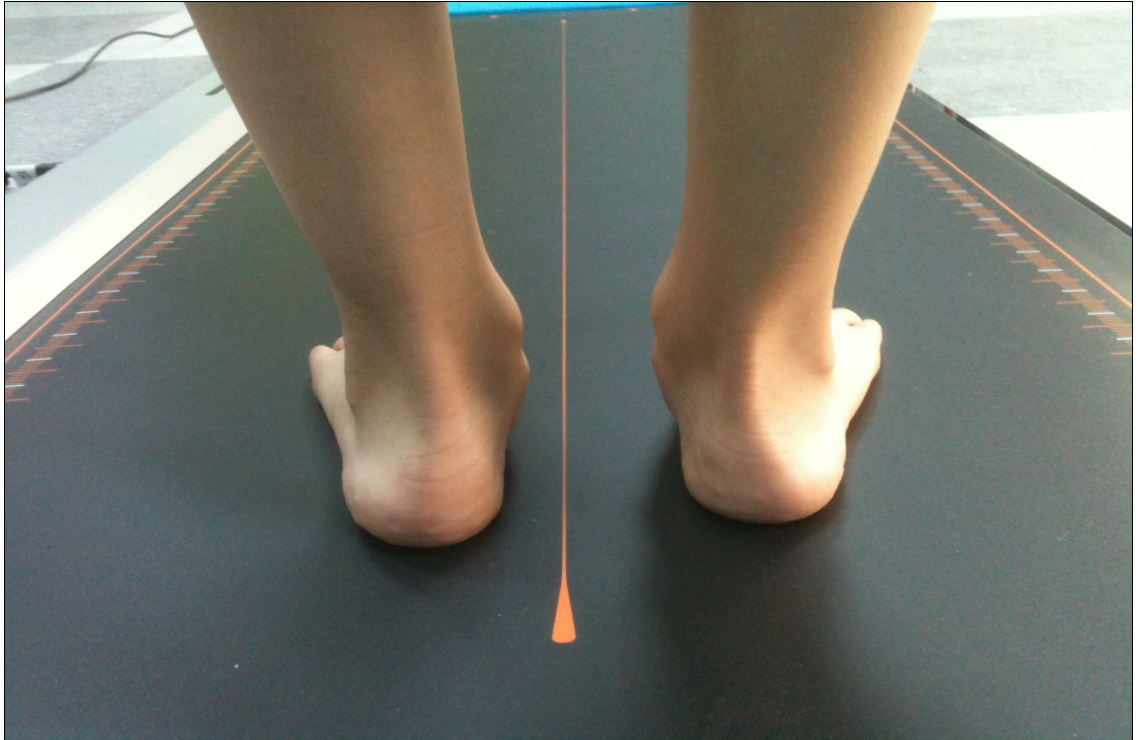
Win-Track pedobarografik platform; total 11.8 kg. ağırlığında, kompozit materyalden yapılmış, 1610 x 652 x 30 (uzunluk x genişlik x yükseklik) mm. boyutlarında, 1500 x 500 mm. sensöriyel alanı olan, 7.8 x 7.8 mm. sensör boyutları olmak üzere toplam 12288 adet sensörü bulunan, maximum 300 kg. ağırlığa kadar ölçüm yapılabilen ve minimum 0.4 N., maximum 100 N. basınca kadar sensör veri alınımı sağlayan pratik bir cihazdır. Cihazın örneklem hızı saniyede 200 kare ve ölçüm alabilme sıcaklık aralıkları 0°C ile +85°C olarak verilmektedir.

Şekil 3.7: Pedobarografi cihazı

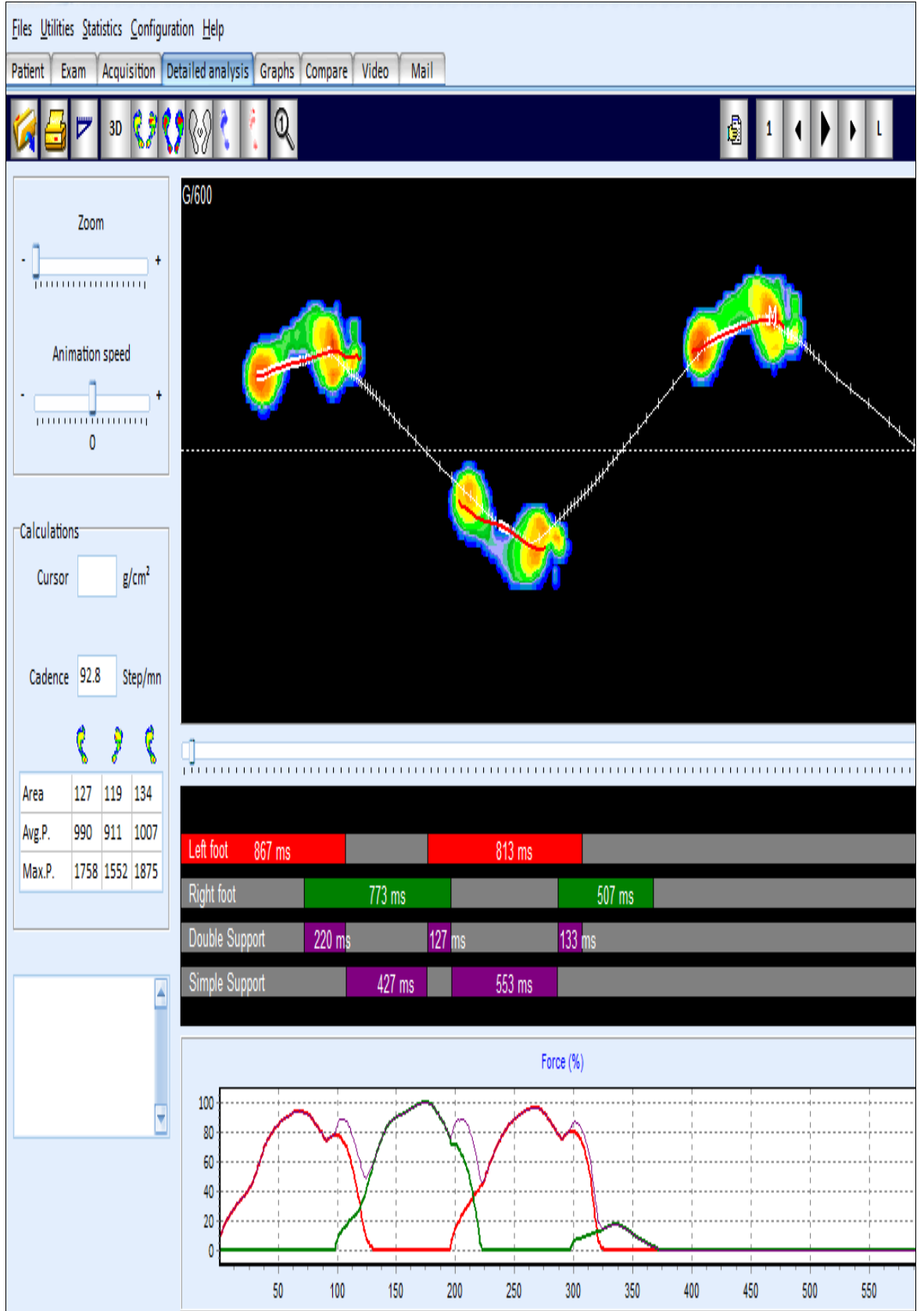


Pedobarografik ölçümlerin tamamı çıplak ayakla ve pantolon giyen hastalarda paça boylarının yürümeyi etkilemeyecek şekilde bir miktar yukarı kıvrılmasıyla yapıldı. Tüm gönüllüler kendi normal yürüme hızlarında yürütüldü. Analiz önce yürüme parkuru tanıtılıp, bireylerin uyum sağlaması adına ölçüm alınmadan ve hasta yorulmayacak şekilde birkaç tur platform üzerinde deneme yürüyüşleri gerçekleştirildi. Hastaların hazır oldukları düşünüldüğünde altı metrelik yürüyüş parkurunun ortasına yerleştirilmiş platformun kablo bağlantısı yapılarak analiz yapmaya uygun hale getirildi. Yürüme parkurunun başından sonuna kadar yürüyüşün devam ettirilmesini ve platformun üzerinden geçerken mümkün olduğunca yürüyüş paterninin korunması gerektiği bilgisi verilerek analize başlandı. Platformun uzun oluşu nedeniyle her iki ayak bütün analizlerde en az bir defa görüldü. Yürüyüş süresince hastalara hiçbir şekilde direktif verilmedi ve sessizlik sağlandı. Her bir hasta için bu işlem üç defa tekrarlandı ve bu üç ölçümün ortalaması alındı. Hastalar ikinci ölçüme geldiklerinde tüm protokellere uyularak değerlendirmeler en baştan yapılarak tekrarlandı. Ölçümler sonrası platformun software’i aracılığıyla yürüyüş analiz raporu çıktısı alınarak hastaya dosya eşliğinde teslim edildi.

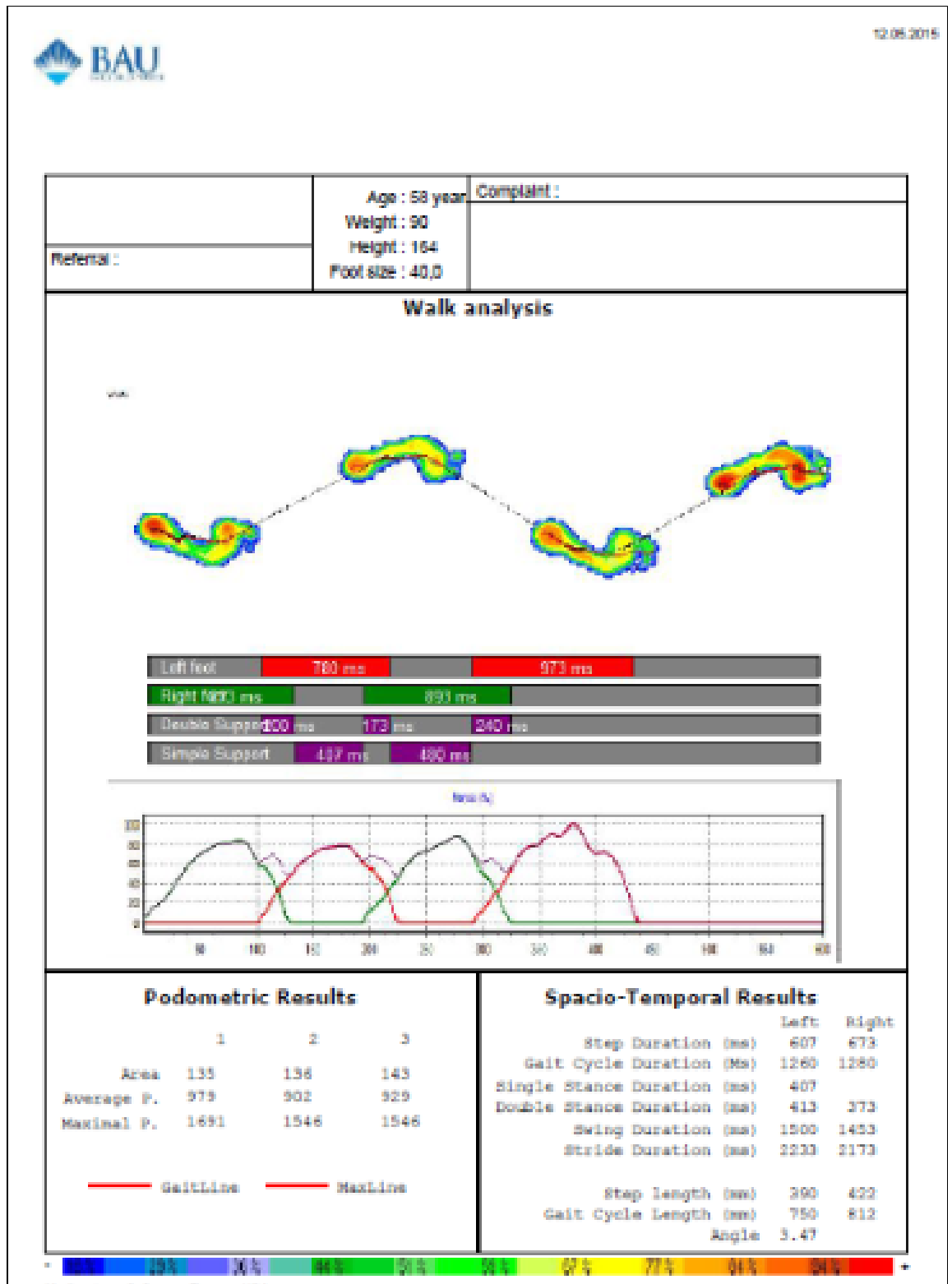
Şekil 3.8: Pedobarografik Ölçüm Yapılırken



Şekil 3.9: Pedobarografik Analizin Software'deki Görünümü



Şekil 3.10: Pedobarografik Analiz Raporu



3.6. İstatistiksel Analiz Yöntemi

Değerlendirme sonuçlarının analizi IBM SPSS 19.0 istatistik programı ile yapıldı. Demografik özellikler betimleyici metod ile yapılmıştır. Ayrıca yapılan iki ayrı ölçüm korelasyonuna Pearson Korelasyon Analizleri uygulanmıştır. İstatistiksel anlamlılık % 95 güven aralığında ve 0,01 – 0,05 değer aralığında incelenmiştir.

4. BULGULAR

Değerlendirmeye 32 erkek ile 50'si kadın olmak üzere toplam 82, LDH tanısı konulmuş olgular alındı.

Tablo 4.1: Katılımcıların yaş dağılımı

Yaş	Sayı	Yüzde
16,00	1	1,2
18,00	1	1,2
20,00	1	1,2
21,00	1	1,2
22,00	1	1,2
24,00	2	2,4
26,00	1	1,2
28,00	3	3,7
29,00	5	6,1
30,00	4	4,9
31,00	1	1,2
32,00	1	1,2
33,00	3	3,7
34,00	1	1,2
35,00	2	2,4
36,00	1	1,2
40,00	3	3,7
41,00	1	1,2
42,00	1	1,2
43,00	1	1,2
44,00	1	1,2
46,00	1	1,2
47,00	1	1,2
48,00	2	2,4
49,00	5	6,1
50,00	1	1,2
51,00	1	1,2
52,00	1	1,2

54,00	1	1,2
55,00	6	7,3
56,00	1	1,2
57,00	1	1,2
58,00	1	1,2
59,00	6	7,3
60,00	1	1,2
62,00	4	4,9
64,00	1	1,2
65,00	2	2,4
67,00	1	1,2
69,00	2	2,4
71,00	1	1,2
72,00	1	1,2
73,00	1	1,2
75,00	3	3,7
79,00	1	1,2
Toplam	82	100,0

Tablo 4.2: Katılımcıların cinsiyete göre dağılımları

Cinsiyet	Sayı	Yüzde
Erkek	32	39,0
Kadın	50	61,0
Toplam	82	100,0

Araştırmaya katılan kişilerin cinsiyet dağılımları incelendiğinde %39'unun erkek (32 kişi) ve %61'inin kadın (50 kişi) olduğu saptanmıştır.

Tablo 4.3: Katılımcıların kilo ölçümlerinin dağılımı

Kilo	Sayı	Yüzde
42,00	2	2,4
46,00	1	1,2
49,00	1	1,2
50,00	3	3,7
54,00	1	1,2
55,00	1	1,2
57,00	2	2,4
58,00	1	1,2
59,00	3	3,7
60,00	2	2,4
61,00	1	1,2
62,00	2	2,4
63,00	1	1,2
64,00	5	6,1
65,00	6	7,3
67,00	1	1,2
68,00	2	2,4
69,00	1	1,2
70,00	7	8,5
72,00	1	1,2
73,00	1	1,2
74,00	1	1,2
75,00	1	1,2
77,00	1	1,2
80,00	4	4,9
81,00	1	1,2
83,00	3	3,7
84,00	3	3,7
85,00	4	4,9
87,00	1	1,2
88,00	1	1,2
90,00	3	3,7
91,00	1	1,2
93,00	2	2,4

94,00	1	1,2
95,00	2	2,4
96,00	1	1,2
100,00	2	2,4
110,00	2	2,4
116,00	1	1,2
126,00	1	1,2
130,00	1	1,2
Toplam	82	100,0

Tablo 4.4: Katılımcıların boy ölçümlerinin dağılımları

Boy	Sayı	Yüzde
150,00	3	3,7
153,00	2	2,4
154,00	1	1,2
155,00	1	1,2
156,00	6	7,3
157,00	1	1,2
158,00	2	2,4
159,00	1	1,2
160,00	7	8,5
163,00	2	2,4
164,00	1	1,2
165,00	4	4,9
166,00	3	3,7
167,00	3	3,7
168,00	5	6,1
169,00	3	3,7
170,00	10	12,2
172,00	2	2,4
173,00	2	2,4
174,00	1	1,2
175,00	5	6,1

176,00	2	2,4
178,00	2	2,4
179,00	1	1,2
180,00	2	2,4
181,00	1	1,2
182,00	2	2,4
183,00	1	1,2
185,00	4	4,9
186,00	1	1,2
190,00	1	1,2
Toplam	82	100,0

Tablo 4.5: Katılımcıların ayakkabı numarasına göre dağılımları

Ayakkabı Numarası	Sayı	Yüzde
33,00	1	1,2
36,00	5	6,1
36,50	2	2,4
37,00	8	9,8
37,50	1	1,2
38,00	19	23,2
38,50	4	4,9
39,00	6	7,3
40,00	6	7,3
41,00	5	6,1
42,00	10	12,2
43,00	5	6,1
44,00	5	6,1
45,00	4	4,9
46,00	1	1,2
Toplam	82	100,0

Araştırmaya katılan hastaların birinci hafta ve altıncı hafta da ölçülen değerlerin karşılaştırılması için Pearson Korelasyon analizleri uygulanmıştır. Sonuçlar 0,01 ve 0,05 değer aralığında incelenmiştir.

Tablo 4.6: Katılımcıların ayak temas alanı arasındaki ilişkinin incelenmesi

		ayak_temas_alanı_1	ayak_temas_alanı_2
ayak_temas_alanı_1	Pearson Correlation	1	,811**
	Sig. (2-tailed)		,000
	N	82	82
ayak_temas_alanı_2	Pearson Correlation	,811**	1
	Sig. (2-tailed)	,000	
	N	82	82

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Araştırmaya katılan hastaların ayak temas alanları arasındaki ilişki incelendiğinde anlamlı bir ilişki olduğu bulunmuştur ($p<0.01$)

Tablo 4.7: Katılımcıların ortalama basınç değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi

		ortalama_basınç_1	ortalama_basınç_2
ortalama_basınç_1	Pearson Correlation	1	,903**
	Sig. (2-tailed)		,000
	N	82	82
ortalama_basınç_2	Pearson Correlation	,903**	1
	Sig. (2-tailed)	,000	
	N	82	82

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Araştırmaya katılan hastaların ortalama basınç ölçümleri arasında anlamlı bir ilişki olduğu saptanmıştır ($p<0.01$).

Tablo 4.8: Katılımcıların maximum basınç değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi

		maximum_basınç_1	maximum_basınç_2
maximum_basınç_1	Pearson Correlation	1	,780**
	Sig. (2-tailed)		,000
	N	82	82
maximum_basınç_2	Pearson Correlation	,780**	1
	Sig. (2-tailed)	,000	
	N	82	82

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Araştırmaya katılan hastaların maximum basınç değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde ise maximum basınç 1 ve maximum basınç 2 arasında anlamlı bir ilişki olduğu belirlenmiştir.

Tablo 4.9: Katılımcıların sağ adım sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sağ_adım_süresi_1	sağ_adım_süresi_2
sağ_adım_süresi_1	Pearson Correlation	1	,927**
	Sig. (2-tailed)		,000
	N	82	82
sağ_adım_süresi_2	Pearson Correlation	,927**	1
	Sig. (2-tailed)	,000	
	N	82	82

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Araştırmaya katılan hastaların sağ adım süreleri arasındaki ilişkinin anlamlı olduğu bulunmuştur ($p < 0.01$).

Tablo 4.10: Katılımcıların sol adım sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sol_adım_süres i_1	sol_adım_süresi_2
sol_adım_süresi_1	Pearson Correlation	1	,788**
	Sig. (2-tailed)		,000
	N	82	82
sol_adım_süresi_2	Pearson Correlation	,788**	1
	Sig. (2-tailed)	,000	
	N	82	82

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Araştırmaya katılan hastaların sol adım süreleri arasında anlamlı bir ilişki olduğu saptanmıştır (p<0.01).

Tablo 4.11: Katılımcıların sağ yürüyüş sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sağ_yürüyüş_s üresi_1	sağ_yürüyüş_süresi_ 2
sağ_yürüyüş_süresi_1	Pearson Correlation	1	,970**
	Sig. (2-tailed)		,000
	N	82	82
sağ_yürüyüş_süresi_2	Pearson Correlation	,970**	1
	Sig. (2-tailed)	,000	
	N	82	82

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Hastaların sağ yürüyüş sürelerine ilişkin veriler incelendiğinde 6 haftalık ölçümler sonucunda anlamlı bir ilişkinin ortaya çıktığı saptanmıştır (p<0.01).

Tablo 4.12: Katılımcıların sol yürüyüş sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sol_yürüyüş_sü resi_1	sol_yürüyüş_süresi_2
sol_yürüyüş_sü resi_1	Pearson Correlation	1	-,038
	Sig. (2-tailed)		,736
	N	82	82
sol_yürüyüş_sü resi_2	Pearson Correlation	-,038	1
	Sig. (2-tailed)	,736	
	N	82	82

Hastaların sol yürüyüş sürelerine ilişkin veriler incelendiğinde ise sağ yürüyüş sürelerinden farklı olarak 6 haftalık ölçümler sonucunda anlamlı bir ilişkinin olmadığı belirlenmiştir ($p>0.01$).

Tablo 4.13: Katılımcıların sağ tek basma sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sağ_tek_basma _süresi_1	sağ_tek_basma_s üresi_2
sağ_tek_basma_sü resi_1	Pearson Correlation	1	-,118
	Sig. (2-tailed)		,290
	N	82	82
sağ_tek_basma_sü resi_2	Pearson Correlation	-,118	1
	Sig. (2-tailed)	,290	
	N	82	82

Hastaların sağ tek basma sürelerine ilişkin veriler karşılaştırıldığında anlamlı bir ilişkinin olmadığı saptanmıştır ($p>0.01$).

Tablo 4.14: Katılımcıların sol tek basma sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sol_tek_basma_suresi_1	sol_tek_basma_suresi_2
sol_tek_basma_suresi_1	Pearson Correlation	1	-,118
	Sig. (2-tailed)		,290
	N	82	82
sol_tek_basma_suresi_2	Pearson Correlation	-,118	1
	Sig. (2-tailed)	,290	
	N	82	82

Hastaların sol tek basma sürelerine ilişkin veriler karşılaştırıldığında anlamlı bir ilişkinin olmadığı belirlenmiştir ($p>0.01$).

Tablo 4.15: Katılımcıların sağ çift destek sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sağ_cift_destek_suresi_1	sağ_cift_destek_suresi_2
sağ_cift_destek_suresi_1	Pearson Correlation	1	-,219*
	Sig. (2-tailed)		,048
	N	82	82
sağ_cift_destek_suresi_2	Pearson Correlation	-,219*	1
	Sig. (2-tailed)	,048	
	N	82	82

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Hastaların sağ çift destek süreleri arasında anlamlı bir ilişkinin olduğu saptanmıştır ($p<0.05$).

Tablo 4.16: Katılımcıların sol çift destek sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sol_çift_destek_ süresi_1	sol_çift_destek_ sür esi_2
sol_çift_destek_ sür esi_1	Pearson Correlation	1	-,219
	Sig. (2-tailed)		,048
	N	82	82
sol_çift_destek_ sür esi_2	Pearson Correlation	-,219	1
	Sig. (2-tailed)	,048	
	N	82	82

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Araştırmaya katılan hastaların sol çift destek süreleri arasındaki ilişki incelendiğinde anlamlı bir ilişkinin olduğu belirlenmiştir ($p<0.05$).

Tablo 4.17: Katılımcıların sağ sallanma sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sağ_sallanma_s üresi_1	sağ_sallanma_ süre si_2
sağ_sallanma_ sür esi_1	Pearson Correlation	1	,138
	Sig. (2-tailed)		,216
	N	82	82
sağ_sallanma_ sür esi_2	Pearson Correlation	,138	1
	Sig. (2-tailed)	,216	
	N	82	82

Hastaların sağ sallanma sürelerine ilişkin değerler karşılaştırıldığında anlamlı bir ilişkinin olmadığı bulunmuştur ($p>0.01$).

Tablo 4.18: Katılımcıların sol sallanma sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sol_sallanma_s üresi_1	sol_sallanma_süresi _2
sol_sallanma_sür esi_1	Pearson Correlation	1	,138
	Sig. (2-tailed)		,216
	N	82	82
sol_sallanma_sür esi_2	Pearson Correlation	,138	1
	Sig. (2-tailed)	,216	
	N	82	82

Araştırmaya katılan hastaların sol sallanma sürelerine ilişkin veriler karşılaştırıldığında 6 haftalık ölçümler arasında anlamlı bir ilişkinin olmadığı bulunmuştur ($p>0.01$).

Tablo 4.19: Katılımcıların sağ stride sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sağ_stride_süre si_1	sağ_stride_süresi_2
sağ_stride_sür esi_1	Pearson Correlation	1	-,028
	Sig. (2-tailed)		,800
	N	82	82
sağ_stride_sür esi_2	Pearson Correlation	-,028	1
	Sig. (2-tailed)	,800	
	N	82	82

Araştırmaya katılan hastaların sağ stride sürelerine ilişkin veriler karşılaştırıldığında 6 haftalık ölçümler arasında anlamlı bir ilişkinin olmadığı bulunmuştur ($p>0.01$).

Tablo 4.20: Katılımcıların sol stride sürelerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sol_stride_süre si_1	sol_stride_süresi_2
sol_stride_sür esi_1	Pearson Correlation	1	-,028
	Sig. (2-tailed)		,800
	N	82	82
sol_stride_sür esi_2	Pearson Correlation	-,028	1
	Sig. (2-tailed)	,800	
	N	82	82

Araştırmaya katılan hastaların sol stride sürelerine ilişkin veriler karşılaştırıldığında 6 haftalık ölçümler arasında anlamlı bir ilişkinin olmadığı bulunmuştur ($p>0.01$).

Tablo 4.21: Katılımcıların sağ adım uzunluğuna ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sağ_adım_uzun luğu_1	sağ_adım_uzunluğu_2
sağ_adım_uzunl uğu_1	Pearson Correlation	1	-,232*
	Sig. (2-tailed)		,036
	N	82	82
sağ_adım_uzunl uğu_2	Pearson Correlation	-,232*	1
	Sig. (2-tailed)	,036	
	N	82	82

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Hastaların sağ adım uzunluğuna ilişkin değerler incelendiğinde anlamlı bir ilişkinin olduğu bulunmuştur ($p<0.05$).

Tablo 4.22: Katılımcıların sol adım uzunluğuna ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sol_adım_uzunlu ğu_1	sol_adım_uzunlu ğu_2
sol_adım_uzunlu ğu_1	Pearson Correlation	1	-,232
	Sig. (2-tailed)		,036
	N	82	82
sol_adım_uzunlu ğu_2	Pearson Correlation	-,232	1
	Sig. (2-tailed)	,036	
	N	82	82

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Hastaların sol adım uzunluğuna ilişkin değerler incelendiğinde anlamlı bir ilişkinin olduğu bulunmuştur ($p<0.05$).

Tablo 4.23: Katılımcıların sağ yürüyüş uzunluğuna ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sağ_yürüyüş_u zunlu ğu_1	sağ_yürüyüş_u zunlu ğu_2
sağ_yürüyüş_u zunlu ğu_1	Pearson Correlation	1	,532**
	Sig. (2-tailed)		,000
	N	82	82
sağ_yürüyüş_u zunlu ğu_2	Pearson Correlation	,532**	1
	Sig. (2-tailed)	,000	
	N	82	82

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Araştırmaya katılan hastaların sağ yürüyüş uzunluğuna ilişkin veriler 6 haftalık ölçümler bazında incelendiğinde anlamlı bir ilişkinin olduğu belirlenmiştir ($p<0.01$).

Tablo 4.24: Katılımcıların sol yürüyüş uzunluğuna ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sol_yürüyüş_uzunluğu_1	sol_yürüyüş_uzunluğu_2
sol_yürüyüş_uzunluğu_1	Pearson Correlation	1	,532**
	Sig. (2-tailed)		,000
	N	82	82
sol_yürüyüş_uzunluğu_2	Pearson Correlation	,532**	1
	Sig. (2-tailed)	,000	
	N	82	82

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Araştırmaya katılan hastaların sol yürüyüş uzunluğuna ilişkin veriler 6 haftalık ölçümler bazında incelendiğinde anlamlı bir ilişkinin olduğu belirlenmiştir ($p < 0.01$).

Tablo 4.25: Katılımcıların sağ ayak açısına ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		sağ_ayak_açısı_1	sağ_ayak_açısı_2
sağ_ayak_açısı_1	Pearson Correlation	1	,156
	Sig. (2-tailed)		,161
	N	82	82
sağ_ayak_açısı_2	Pearson Correlation	,156	1
	Sig. (2-tailed)	,161	
	N	82	82

Araştırmaya katılan hastaların sağ ayak açısına ilişkin veriler incelendiğinde 6 haftalık ölçümler sonucunda anlamlı bir ilişkinin olmadığı belirlenmiştir ($p > 0.01$).

Tablo 4.26: Katılımcıların sol ayak açısına ilişkin değerlerin karşılaştırılması

	sol_ayak_açısı_1	sol_ayak_açısı_2
sol_ayak_açısı_1 Pearson Correlation	1	,156
Sig. (2-tailed)		,161
N	82	82
sol_ayak_açısı_2 Pearson Correlation	,156	1
Sig. (2-tailed)	,161	
N	82	82

Araştırmaya katılan hastaların sol ayak açısına ilişkin veriler incelendiğinde 6 haftalık ölçümler sonucunda anlamlı bir ilişkinin olmadığı belirlenmiştir ($p>0.01$).

Tablo 4.27: Katılımcıların kadans ölçümlerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

	kadans_1	kadans_2
kadans_1 Pearson Correlation	1	,856**
Sig. (2-tailed)		,000
N	82	82
kadans_2 Pearson Correlation	,856**	1
Sig. (2-tailed)	,000	
N	82	82

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Araştırmaya katılan hastaların kadans ölçümlerinin 6 haftalık ölçümler bazında anlamlı bir ilişkinin olduğu belirlenmiştir ($p<0.01$).

Tablo 4.28: Katılımcıların VAS skorlarına ilişkin değerlerin karşılaştırılması

		vas_1	vas_2
vas_1	Pearson	1	,745**
	Correlation		
	Sig. (2-tailed)		,000
	N	82	82
vas_2	Pearson	,745**	1
	Correlation		
	Sig. (2-tailed)	,000	
	N	82	82

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Araştırmaya katılan hastaların VAS skorlarının 6 haftalık süre içindeki değişimlerinde anlamlı bir ilişkinin olduğu bulunmuştur ($p < 0.01$).

5. TARTIŞMA

Biyomekaniksel mükemmellik, insanın yaşamında karşılaşılabileceği problemleri minimum seviyede tutmasını sağlar. Kötü kullanılan postür, uzun ve yorucu çalışma koşulları, iş-ev-şehir stresi, kapitalist yaşamın gereklilikleri hep vücut yapılarımızda meydana gelen patolojiler ile kendini yansıtmaktadır. Tüm bu faktörlerin pik yaptığı bir organizma kendinden daha fazla ödün veremeyecek duruma geldiğinde problemler baş göstermektedir. Yaptığımız çalışmada lomber disk hernili hastalarda ayak basınç değişimlerinin altı haftalık periyotta nasıl değiştiği analiz edilmiştir.

Literatür taramasında, daha önce LDH tanılı hastaların pedobarografik değerlendirme yöntemleriyle analiz edilmediğini saptadık ve bu alanda çalışmamızın başarılı olabileceğini düşünerek konu üzerine yoğunlaştık. Özellikle ortopedik hastalıklarda pedobarografinin yerinin önemli olduğunu gördük ve o çalışmalardan feyz alarak çalışmamızın temelini oluşturduk.

Cichy B. ve arkadaşlarının kalça artroplastisi geçiren hastalarda yaptığı iki ayrı çalışmada her iki alt ekstremitenin maximum basınç kontrol çalışmasında anlamlı bir değişiklik olduğu bildirilmiştir.

Ergün P.'nin yaptığı ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu geçirmiş hastaların kontrol grubuyla karşılaştırılmalı pedobarografik analizlerde, hasta grubun opere olan ekstremitelerin ayak tabanında pik yaptığı maximum kuvveti kontrol grubuyla karşılaştırdığımızda, orta ayak kısmında istatistiksel olarak artış bulunmuştur ($p<0,05$).

Özellikle quadriceps kas kuvvetinin önemi üzerinde durulmuş ve azaldığı durumlarda topuk vuruşu fazının yer reaksiyon kuvvetinde vertikal azalma tespit edilmiştir (Steinau H.U. ve ark.,2011).

Bizim çalışmamızda erken ve geç dönem ayak temas alanları arasında, ortalama basınç ölçümlerinde, maximum basınç ölçümlerinde, sağ ve sol adım sürelerinde, sağ ve sol adım uzunluğunda, sağ ve sol yürüyüş uzunluğunda, kadanslarında ve VAS skorlarında anlamlı bir ilişki bulunmuştur ($p 0,01$). Ayrıca sağ ve sol çift destek sürelerinde ve sağ ve sol adım uzunluğunda anlamlı bir ilişki bulunmuştur ($p 0,05$). Bizce bunun nedeni hastaların akut dönemden uzaklaştıkça yürüme paternlerinde iyi yönde düzelmenin ortaya çıkmasıdır.

Sağ ve sol ayak açılarında her iki ölçüm arasında anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir. Bu

da antropometrik ölçümlerimizin ve dahil edilme kriterlerimizin iyi uygulandığını açıklamaktadır.

Sağ ve sol tek basma sürelerinde, sağ ve sol sallanma sürelerinde ve sağ ve sol stride sürelerinde anlamlı ilişkiler tespit edilememiştir.

Çalışmamıza katılan hastalara tanı aldıktan sonra uygulanan medikal veya fizyoterapi modaliteleri kategorize edilememiş ve çalışmamızın en önemli eksiği olarak görülmüştür.

Taylor J.A ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada plantar hissizliğinin yürüyüş sırasında plantar basınç ve kuvvetlerin dağılımını ciddi derecede değiştirdiği görülmektedir.

Çalışmamızda duyu testlerinin bilateral yapılması önemli bir avantaj oluşturmuştur.

Plantar yüklenme koşulları değiştikçe MLA adaptasyonu çok hızlı bir şekilde devreye girmektedir (Yalçın N. ve ark.,2010 – Ünver B. ve ark.,2014). Çalışmamızda da MLA yüklenmesi her iki ölçümde de değerlendirilmiş, anlamlı bir fark tespit edilememiştir.

Syczewska M. ve arkadaşlarının 63 hastada yapmış oldukları çalışma gösteriyor ki omurgayı etkileyen deformiteler patolojik yürümler meydana getirebilmektedir. Yine Aydın E. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada bu tezi desteklemektedir. Bizde LDH hastalarında, akut dönemde patolojik yürümlerin varlığından söz etmekteyiz.

Hasegawa T. ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada hapşırmanın biyomekaniksel olarak bel bölgesinde ve plantar reaksiyon kuvvetlerinde ciddi derecede yüklenmeye sebep olduğu, anlık plantar yüklenme derecelerinin farklılaştığını bildirmiştir. Pau M. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada sırt çantası taşımının biyomekanik etkilenimini pedobarografik olarak incelemiştir. Schulze C. ve arkadaşları farklı ekipmanları taşıyarak bu analizleri yapmışlardır. Her üç çalışmanın sonuçlarının LDH hastalarında nüksü engellemek adına dikkat edilmesi gereken bir durum olduğunu düşünüyoruz.

Kluger A.K ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada dinamik pedobarografik referans değerlendirmenin nötral ayakkabı ve bir çeşit spor ayakkabısı ile karşılaştırılmıştır. Nötral ayakkabının yalın ayağa en yakın olduğu ve kullanılabilceği bildirilmiştir. Referans değer tanımlamasında bazı hastalar için sıkıntı yaratabilecek yalın ayak durumunun önüne geçilebileceği düşünülmüştür.

Obezitenin plantar basınç değişimlerini ciddi oranda etkilediği ve maskelediği literatür çalışmalarında gösterilmiştir. Skopljak A. ve arkadaşlarının yaptığı iki çalışma ve Lobmann R. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada Diyabet hastalarıyla birlikte obezitenin plantar basınçtaki değişimleri gösterilmiştir. Çalışmamızda Beden Kitle İndeksi'ni analiz

etmememiz bir handikap olarak görülmektedir.

Wetke E. ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışma metatarsophalangeal eklemde ayak reaksiyon kuvvetini karşılamada ne kadar önemli olduğunu göstermiştir. Leumann A. ve arkadaşları da bu konudan bahsetmişlerdir. Çalışmamızda ayak parmaklarının gonyometrik ölçümlerinin göz ardı edilmiş olması bir eksiklik olarak kabul edilmektedir.

Ayak deformitelerinden Halluks Valgus deformitesinin pedobarografik analizlerde değişikliklere yol açacağı Dietze A. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ortaya konulmuştur. Sinclair M.F. ve Scafer A.'nın yaptığı çalışmalarda bu tezi desteklemektedir. Bizde tanıda özelleşmek adına ayak deformitesi olan hastaları dışlanma kriterleri arasında bulundurduk.

Alvarez C. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada çocukların pedobarografik yöntemle değerlendirilmesinin çok sağlıklı olmadığını bunun nedeninin de dikkatlerinin çok çabuk dağılıp sıkılacağı gösterilmiştir. Rosenbaum D. ve Jameson E.G. ve arkadaşlarının yaptığı iki çalışmada bu tezi desteklemektedir. Bizim çalışmamızda 18 yaş altı LDH tanılı sadece bir hasta vardır. Bunun da analizlerimizi pek etkilemediği kanısındayız.

Schmiegel A. ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada geniş tutulumlu Romatoid Artritli hastalarında ayağın maksimal kuvvetleri arasında anlamlı bir ilişki saptanmıştır. Turner D.E. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada benzer bulgular vermiştir. Bu da bizim çalışmamızla benzer bir durum teşkil etmektedir.

Angin S. ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ayak büyüklüğü ile plantar değerleri arasında ilişki olduğu belirtilmiştir. Bizim analizlerimizde de ayak boyutu büyüdükçe plantar kuvvetler arasında anlamlı bir ilişki bulunmuştur.

6. SONUÇLAR

Çalışmamızda birinci ve ikinci ölçümlerde ayak temas alanları arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde ortalama basınç ölçümleri arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde maximum basınç değerleri arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sağ ayak adım süreleri arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sol ayak adım süreleri arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sağ ayak yürüyüş süreleri arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sol ayak yürüyüş süreleri arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sağ ayak tek basma süreleri arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sol ayak tek basma süreleri arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sağ ayak çift destek süreleri arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.05$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sol ayak çift destek süreleri arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.05$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sağ ayak sallanma süreleri arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sol ayak sallanma süreleri arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sağ ayak stride süreleri arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sol ayak stride süreleri arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sağ ayak adım uzunluğu arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.05$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sol ayak adım uzunluğu arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.05$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sağ ayak yürüyüş uzunluğu arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sol ayak yürüyüş uzunluğu arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sağ ayak açıları arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde sol ayak açıları arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde kadanslar arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.01$).

Birinci ve ikinci ölçümlerde VAS skorları arasında yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.01$).

6.1. SINIRLILIKLAR

Literatür yazımı aşamasında farkettiğimiz ve hastalardan tekrar ölçüm alamamamız nedeniyle bazı sınırlılıklarımız baki kalmıştır. Tespit ettiğimiz kadarıyla sınırlılıklarımız;

- 1- LDH tanısı alan hastaların her iki ölçüm arasında medikal tedavi alıp almadıkları,
- 2- LDH tanısı alan hastaların her iki ölçüm arasında fizyoterapi modalitelerinden veya egzersizlerden yararlanıp yararlanmadıkları,
- 3- Ayak parmaklarının ROM ölçümlerinin yapılmaması,
- 4- Beden Kitle İndeksi'nin istatistiksel analizinin yapılmaması.

KAYNAKÇA

Kitaplar

- Akış E., (2011). Fizyoterapistler için Uygulamalı Fizyoterapi Rehabilitasyon Kitabı. Ankara: BÜSBF Yayınları
- Arıncı K, Elhan A. Anatomi. 3. Baskı, Ankara: Güneş Kitabevi; Cilt 1. 2001.p.26-30, 105-111, 216-222
- Cael C., Ergun N., (2015). Fonksiyonel Anatomi. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi
- Cumhur M., (2006). Temel Anatomi Kitabı. 2. Baskı, Ankara: ODTÜ Yayıncılık
- Dere F, (1999). Anatomi Atlası ve Ders kitabı. Adana Nobel Tıp Kitapevi. ISBN: 975-487-013-6
- Drake R.L., Vogl W., Mitchell A.W. M., Türkçe çeviri Prof. Dr. Mehmet Yıldırım, (2007). Gray's Anatomi ISBN: 975-277-125-4
- Ege R. Ayak bileği yaralanmaları ve sorunları. 2. baskı, Türk Hava Kurumu Basımevi, Ankara, 1999: 707–95.
- Ellis H. Clinical Anatomy. 11th ed. Massachusetts: Blackwell Publishing; 2006. p.324-8.
- Ferner H, Staubesand J. Türkçe çeviri Arıncı Kaplan, (1985). Sobotta İnsan Anatomisi Atlası
- Mccann S., Wise E. Kaplan Medical's Anatomy Coloring Book. 4th ed. NewYork: Kaplan Publishing; 2011. p.43-84
- Miller M.D., Thompson S.R., Hart J.A., (2014). Review of Orthopaedics. 6. Baskı, Ankara: Güneş Tıp Kitabevi
- Moore K.L., Dalley A.F., Türkçe çeviri Prof. Dr. Kayıhan Şahinoğlu, (2007). Kliniğe Yönelik Anatomi ISBN: 975-420-542-6
- Netter F.H., (2008). İnsan Anatomisi Atlası. 4. Baskı, Ankara:Nobel Tıp Kitabevi
- Oğuz H., Dursun E., Dursun N., (2004). Tıbbi Rehabilitasyon, Nobel Tıp Kitapevleri. ISBN:975- 420-335-0
- Otman S., Köse N., (2014) . Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri. 6. Baskı, Ankara: Pelikan Kitabevi
- Özbayır T.. Nörolojik travmalar. Dahili ve Cerrahi Hastalıklarda Bakım. Ed: Karadakovan A., Aslan F.E., Adana: Nobel Kitabevi, 2010: 1245-127

- Premkumar K., Ozdinçler A.R., (2015). Anatomi ve Fizyoloji. 3. Baskı, İstanbul: İstanbul Medikal Yayıncılık
- Putz R., Pabst R., Türkçe çeviri Arıncı Kaplan, (2001). Sobotta İnsan Anatomisi Atlası.
- Shünke M., Schulte E., Schumacher U., (2007). Genel Anatomi ve Hareket Sistemi Atlası. Nobel Tıp Kitapevleri. ISBN:978-975-420-561-9
- Taner D., (2007). Ekstremiteler ve Sırt Bölgesi Anatomi Kitabı. 4. Baskı, Ankara: HYB Basım Yayın
- Yalçın S., Berker N., Yavuzer G., Gök H., (2001). Yürüme Analizi, Avrupa Matbaacılık, İstanbul.

Sürekli Yayınlar

- Akalan N.E., Temelli Y. Serebral Parezide Gözlemsel Yürüme Analizinin Yeri ve Kullanılabilirliği. Sağlık Bilimleri ve Meslekleri Dergisi 2014;1:28-45
- Alvarez C., De Vera M., Chhina H., Black A.. Normative data for the dynamic pedobarographic profiles of children. Gait & Posture 28 (2008) 309–315
- Angın S., İlçin N., Yeşilyaprak S.S., Şimşek İ.E.. Tek ayak üzerinde duruşta postüral salınım hızının ayak postür indeksi, ayak büyüklüğü ve plantar basınç değerleri ile tahmini. Eklem Hastalık Cerrahisi 2013;24(3):144-148
- Audette J.F., Emenike E., Meleger A.L.. Neuropathic Low Back Pain. Current Pain and Headache Reports 2005;9:168-77.
- Aydın E., Turan Y., Tastabana E., Kurt Omurlu I., Sendur O.F.. Plantar pressure distribution in patients with ankylosing spondylitis. Clinical Biomechanics 30 (2015) 238–242
- Biering-Sorensen F. Physical measurements as risk indicators for low- back trouble over a one year period. Spine 1984; 9(2): 106-19.
- Calhoun JH, Li F, Ledbetter BR, Viegas SF. A comprehensive study of pressure distribution in the ankle joint with inversion and eversion. Foot Ankle Int. 1994;15(3):125-33.
- Cichy B., Wilk M.. Gait analysis in osteoarthritis of the hip. Med Sci Monit, 2006; 12(12): CR507-513
- Cichy B., Wilk M., Śliwiński Z.. Changes in gait parameters in total hip arthroplasty patients before and after surgery. Med Sci Monit, 2008; 14(3): CR159-169
- Demircan E., Khatib O., De Sapio V., Sentis L., Besier T., Delp S.. Robotics-based synthesis of human motion. Journal of Physiology - Paris 103 (2009) 211–219
- Deschamps K., Staes F., Desmet D., Roosen F., Matricali G.A., Keijsers N., Nobels F., Tits J., Bruyninckx H. A color-code based method for the interpretation of plantar pressure measurements in clinical gait analysis. Gait & Posture 41 (2015) 852–856
- Dietze A., Bahlke U., Martin H., Mittlmeier T.. First Ray Instability in Hallux Valgus Deformity: A Radiokinematic and Pedobarographic Analysis. Foot & Ankle International 2013;34(1):124–130

El-Bohy A.A., King A.I. Intervertebral disc and facet contact pressure in axial torsion. In Lantz S.A., King A.I. editors. *Advances in Bioengineering*. 1986. p.26-7.

Fishco W.D., Ellis M.B., Cornwall M.W.. Influence of a Metatarsus Adductus Foot Type on Plantar Pressures During Walking in Adults Using a Pedobarograph. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* Volume 54, Issue 3, May–June 2015, Pages 449–453

Frymoyer J.W., Booth R.E., Rothman R.H.: Osteoarthritis Syndromes of the lumbar spine. In: Moskowitz RW (ed). *Osteoarthritis Diagnosis and Medical Surgical Management*. Second edition. W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1992: 32: 683-736.

Galante J.O.. Tensile properties of the human lumbar annulus fibrosus. *Acta Orthop Scand* 1967; Suppl 100: 1-91.

Hasegawa T., Katsuhira J., Matsudaira K., Iwakiri K., Maruyama H.. Biomechanical analysis of low back load when sneezing. *Gait & Posture* 40 (2014) 670–675

Huson A. Joints and movements of the foot: terminology and concepts. *Acta Morphol Neerl Scand*. 1987;25: 117-130

Haughton V.M., Schmidt T.A., Keele K., An H.S., Lim T.H.. Flexibility of lumbar spinal motion segments correlated to type of tears in the annulus fibrosus. *J Neurosurg* 2000; 92(1 suppl): 81-6.

Jahss MH. Examination. In: Jahss MH (Ed). *Disorders of the Foot and Ankle. Medical and Surgical Management*. 2nd edition, W.B. Saunders, Philadelphia, Vol.1, Chapter-2, 1992:41-51.

Jameson E.G., Davids J.R., Anderson J.P., Davis R.B., Blackhurst D.W., Christopher L.M.. Dynamic Pedobarography for Children Use of the Center of Pressure Progression. *J Pediatr Orthop* 2008;28:254-258

Kanathı U., Yetkin H., Songür M., Öztürk A., Bölükbaşı S. Yürüme analizinin ortopedik uygulamaları. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği Dergisi* 2006;5(1-2):53-59

Kırış T., Turantan İ. Lomber disk hastalığı ve cerrahi tedavisi. *Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi, Özel Sayı, Mayıs, 1998, 85-90*

King A.I., Prasad P., Ewing C.L.. Mechanism of spinal injury due to caudocephaled acceleration. *Orthop Clin North Am* 1975; 6(1): 19-31.

Kjaer P., Leboeuf-Yde C., Korsholm L., Sorensen J.S., Bendix T. Magnetic resonance imaging and low back pain in adults: a diagnostic imaging study of 40-year-old men and women. *Spine* 2005;30:1173–80.

- Kluger A.K., Carl H.D., Jendrissek A., Swoboda B., Hotfiel T.. Introduction of a neutral shoe to assess reference values for dynamic pedobarography. *Biomed Tech* 2014; 59(3): 213–217
- Koeller W., Muehlshaus S., Meier W., Hartmann F.. Biomechanical properties of human intervertebral discs subjected to axial dynamic compression-influence of age and degeneration. *J Biomech* 1986; 19(10): 807-16.
- Korkusuz F., Tümer T., (2001). Ortopedi’de biyomekanik yaklaşımlar. Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Cilt 2 Sayı 1
- Leumann A., Pagenstert G., Fuhr P., Hintermann B., Valderrabano V.. Intramedullary screw fixation in proximal fifth-metatarsal fractures in sports: clinical and biomechanical analysis. *Arch Orthop Trauma Surg* (2008) 128:1425–1430
- Lobmann R., Kayser R., Kasten G., Kasten U., Kluge K., Neumann W., Lehnert H.. Effects of preventative footwear on foot pressure as determined by pedobarography in diabetic patients: a prospective study. *Diabetic Medicine*, 18,2001, 314-319
- Marsh JL, Saltzman CL. Ankle Fractures. In: Bucholz RW, Heckman JD, Court-Brown CM (Eds). *Rockwood and Green’s Fractures in Adults*. 6th edition, Lippincott, Philadelphia, Vol.2, 2006:2148-249.
- Maurer J.D., Ward V., Mayson T.A., Davies K.R., Alvarez C.M., Beauchamp R.D, Black A.H.. Classification of midfoot break using multi-segment foot kinematics and pedobarography. *Gait & Posture* 39 (2014) 1–6
- Meydan Ocak F.D., Karaaslan M., Tutar I., Konuralp N., Guzelant A.Y., Ozguzel H. Lomber Disk Hernisinde Konservatif Tedavi. *Türk Fiz Tıp Rehab Derg* 2007; 53: 108-12.
- Meydan Ocak F.D., Karaaslan M., Tutar I., Konuralp N., Guzelant A.Y., Ozguzel H.. Evaluation of the Efficacy of Conservative Therapies with Clinical Parameters and Magnetic Resonance Imaging in Lumbar Disc Herniations. *Turk J Phys Med Rehab* 2007;53:108-12
- Nordin M., Weiner S.S. Biomechanics of the Lumbar Spine. In Nordin M, Frankel VH, editors. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 3rd ed. Maryland: Lippincott Williams & Wilkins; 2001. p.256-84.
- Öngel K. Birinci basamakta bel ağrısı olan hastalara yaklaşım. *Aile Hekimliği Dergisi* 2007; 1: 54-58.

Pau M., Mandaresu S., Leban B., Nussbaum M.A.. Short-term effects of backpack carriage on plantar pressure and gait in schoolchildren. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 25 (2015) 406–412

Perry, J. *Fundamentals In Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, 1.ed. New York; SLACK Incorporated, 1992, p. 1-19.

Rockar PA. The subtalar joint: anatomy and joint motion. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21: 361-372

Rosenbaum D.. Foot loading patterns can be changed by deliberately walking with in-toeing or out-toeing gait modifications. *Gait & Posture* 38 (2013) 1067–1069

Rosenbaum D., Westhues M., Bosch K.. Effect of gait speed changes on foot loading characteristics in children. *Gait & Posture* 38 (2013) 1058–1060

Samson W., Sanchez S., Salvia P., Van Sint Jan S., Feipel V. A portable system for foot biomechanical analysis during gait. *Gait & Posture* 40 (2014) 420–428

Schaefer A., Hotfiel T., Pauser J., Swoboda B., Carl H.D.. Incompliance of total hip arthroplasty (THA) patients to limited weight bearing. *Arch Orthop Trauma Surg* (2015) 135:265–269

Schmiegel A., Rosenbaum D., Schorat A., Hilker A., Gaubitz M.. Assessment of foot impairment in rheumatoid arthritis patients by dynamic pedobarography. *Gait & Posture* 27 (2008) 110–114

Schmiegel A., Vieth V., Gaubitz M., Rosenbaum D.. Pedography and radiographic imaging for the detection of foot deformities in rheumatoid arthritis. *Clinical Biomechanics* 23 (2008) 648–652

Schulze C., Lindner T., Woitge S., Finze S., Mittelmeier W., Bader R.. Effects of Wearing Different Personal Equipment on Force Distribution at the Plantar Surface of the Foot. *The Scientific World Journal* Volume 2013, Article ID 827671, 8 pages

Sequeira MM, Rickenbach M, Wietlisbach V, Tullen B, Schutz Y. Physical activity assessment using a pedometer and its comparison with a questionnaire in a large population survey. *Am J Epidemiol.* 1995;142(9):989-99.

Silva M, Shepherd EF, Jackson WO, Dorey FJ, Schmalzried TP. Average patient walking activity approaches 2 million cycles per year: pedometers under-record walking activity. *J. Arthroplasty.* 2002; 17(6):693-7.

Sinaki M., Mokri B. *Low Back Pain and Disorders of the Lumbar Spine*. In: Braddom RL(ed), *Physical Medicine & Rehabilitation*, WB. Saunders Company, Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo, 1996, 813-850

- Sinclair M.F., Bosch K., Rosenbaum D., Bohm S.. Pedobarographic Analysis Following Ponseti Treatment for Congenital Clubfoot. *Clin Orthop Relat Res* (2009) 467:1223–1230
- Skopljak A., Muft M., Sukalo A., Masic I., Zunic L.. Pedobarography in Diagnosis and Clinical Application. *Acta Inform Med.* 2014;22(6): 374-378
- Skopljak A., Sukalo A., Batic-Mujanovic O., Muftic M., Tiric-Campara M., Zunic L.. Assessment of Diabetic Polyneuropathy and Plantar Pressure in Patients with Diabetes Mellitus in Prevention of Diabetic Foot. *Med Arh.* 2014 Dec; 68(6): 389-393
- Solak Kabataş M., Kocuk M, Küçükler Ö.. Sağlık Çalışanlarında Bel Ağrısı Görülme Sıklığı ve Etkileyen Faktörlerin İncelenmesi. *Fırat Üniversitesi Sağlık Bilimleri Tıp Dergisi* 2012;26(2):65-72
- Spengler D.M., Ouellette E.A., Battié M., Zeh J.. Elective discectomy for herniation of a lumbar disc. Additional experience with an objective method. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72(2): 230-7.
- Steinau H.U., Tofaute A., Huellmann K., Goertz O., Lehnhardt M., Kammler J., Steinstraesser L., Daigeler A.. Tendon transfers for drop foot correction: long-term results including quality of life assessment, and dynamometric and pedobarographic measurements. *Arch Orthop Trauma Surg* (2011) 131:903–910
- Stranjalis G., Tsamandouraki K., Sakas D.E., Alamanos Y. Low Back Pain in Representative Sample of Greek Population: Analysis According to Personal and Socioeconomic Characteristics. *Spine*, 2004 June 15; 29 (12): 1355-60
- Syczewska M., Graff C., Kalinowska M., Szczerbik E., Domaniecki J.. Influence of the structural deformity of the spine on the gait pathology in scoliotic patients. *Gait & Posture* 35 (2012) 209–213
- Taser F, Shafiq Q, Ebraheim NA. Anatomy of lateral ankle ligaments and their relationship to bony landmarks. *Surg Radiol Anat* 2006;28:391-7.
- Taylor J.A., Menz B.H., Keenan A.M., (2004). Effects of experimentally induced plantar insensitivity on forces and pressures under the foot during normal walking. *Gait and Posture* 20:232-237
- Temelli Y., Akalan N.E.. Serebral Palside Yürüme Analizi. *Türkiye Klinikleri J PM&R-Special Topics* 2009;2(2):13-7
- Trede R.D., Jensen T.S.I., Campbell J.N.. Neuropathic pain: redefinition and a grading system for clinical and research purposes. *Neurology* 2008;70:1630-1635.

- Tuna H., Birtane M., Tastekin N., Kokino S. Pedobarography and Its Relation to Radiologic Erosion Scores in Rheumatoid Arthritis. *Rheumatology International*. 2005;26(1):42-7.
- Tuna H., Pedobarographic Evaluation in Foot Disorders. *Turk J Phys Med Rehab* 2005;51(Supl B):B51-54
- Turner D.E., Woodburn J.. Characterising the clinical and biomechanical features of severely deformed feet in rheumatoid arthritis. *Gait & Posture* 28 (2008) 574–580
- Türkiye Cumhuriyeti Milli Eğitim Bakanlığı Ortopedik Protez ve Ortez Yürüme Analizi Modülü, 2011, Ankara.
- Ünver B., Bek N.. Tabanlık Kullanımının Plantar Temas Alanları ve Basınç Dağılımına Etkisi, *Turk J Physiother Rehabil*. 2014; 25(2):86-92.
- VanTulder M.W., Koes B.W., Bouter L.M.. Conservative treatment of acute and chronic nonspecific low back pain. A systematic review of randomized controlled trials of the most common interventions. *Spine* 1997; 22(18): 2128-56.
- Wetke E., Zerahn B., Kofoed H.. Prospective analysis of a first MTP total joint replacement. Evaluation by bone mineral densitometry, pedobarography and visual analogue score for pain. *Foot and Ankle Surgery* 18 (2012) 136–140
- Wisneski R.J., Garfin S.R., Rothman R.H.. Lumbar Discs Disease. In Rothman RH, Simeone FA editors. *The Spine*. 3rd ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1992. p.671-746.
- Yalçın N., Esen E., Kanatlı U., Yetkin H.. Medial longitudinal arkın değerlendirilmesi: Dinamik plantar basınç ölçüm sistemi ile radyografik yöntemlerin karşılaştırılması. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2010;44(3):241-245
- Yasuma T., Makino E., Saito S., Inui M.. Clinico-pathological study on lumbar intervertebral disc herniation. 1. Changes in the intervertebral disc relation with age including Schmorl's node. *Seikei Saigaijeka* 1986; 29: 1565-78.
- Zhao C.Q., Wang L.M., Jiang L.S., Dai L.Y.. The cell biology of intervertebral disc aging and degeneration. *Ageing Res Rev* 2007; 6(3): 247-61.

Diğer Yayınlar

- Akalan N.E. (1999). Serebral parezili çocuklarda video bazlı gözlemsel yürüme analizinin gözlemci içi ve gözlemciler arası güvenilirliğinin belirlenmesi. Yüksek lisans tezi. İstanbul
- Aydın F.Y. (2010). Diz Osteoartritinde diz açılarıyla pedobarografik bulguların korelasyonu. Uzmanlık tezi. İstanbul.
- Balaban H. (2006). Spor ayakkabısının biyomekanik kurallara göre sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. Yüksek lisans tezi. İstanbul
- Bayraktar D. (2013). Lumbar Disk Hernili hastalarda karada ve su içerisinde yapılan “core” stabilizasyon eğitimlerinin etkinliklerinin karşılaştırılması. Yüksek lisans tezi. Ankara.
- Canan S. (2014). Lomber Disk Hernisi tanısı konmuş hastalarda kantitatif duysal test ve manyetik rezonans görüntüleme ilişkisi. Uzmanlık tezi. Manisa.
- Elvan A. (2013). Quadriceps açısının (Q açısı) dinamik plantar basınç değerleri ile ilişkisinin değerlendirilmesi. Yüksek lisans tezi. İzmir.
- Ergün P. (2010). Ligamentum Cruciatum Anterior rekonstrüksiyonu geçirmiş hastalar ile kontrol grubunun pedobarografik değerlendirmelerinin karşılaştırılması. Uzmanlık tezi. Kocaeli
- Eseoğlu M. (2008). Lomber Disk Herniasyonunda başarısız bel cerrahisi; epidural fibrozis ve nüks olguların reoperasyondaki başarı skorlamasının retrospektif incelenmesi. Uzmanlık tezi. İstanbul.
- Kocadal O. (2012). Total Diz Artroplastisi uygulanan hastalarda pedobarografik değerlendirme. Uzmanlık tezi. İstanbul.
- Koşan U. (2011). Diabetes Mellituslu, nöropatisi olan ve olmayan hastalarda egzersizin etkilerinin pedobarografik olarak değerlendirilmesi. Uzmanlık tezi. Manisa.
- Moralı Ü. (2003). Cerrahi tedavi uygulanmış ayak bileği kırıklarının pedobarografi ile değerlendirilmesi. Uzmanlık tezi. Edirne.
- Murat S. (2007). Lomber traksiyonun subakut lomber disk hernili hastalarda klinik ve fonksiyonel durum üzerine etkisi. Uzmanlık tezi. Edirne.
- Şenol Ö. (2005). Posterior lomber stabilizasyon ve füzyon operasyonu uygulanan hastalarda postoperatif dönemde komşu segmentte dejenerasyon ve instabilitenin karşılaştırılması. Uzmanlık tezi. İstanbul.

Türk A. (2009). Ayak Bileği İnstabilitesine bağlı gelişen fonksiyonel kayıpların yürüme analizi ve diğer biyomekanik parametrelere etkisi. Uzmanlık tezi. İstanbul.

Yılmaz C. (2005). Yüksek cerrahi riski bulunan intertrokanterik femur kırıklı hastalarda eksternal fiksator uygulaması ve sonuçları. Uzmanlık tezi. İstanbul

