

YEŞİM ORUÇ

**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜŐÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İSTANBUL-2019





T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



YÜKSEK LİSANS TEZİ

DİNAMİK VESTİBÜLER SİSTEM ALGORİTMASININ DENGE
PROBLEMLERİ OLMAYAN FARKLI YAŞ GRUPLARINA GÖRE
NORMALİZASYONU

YEŞİM ORUÇ

DANIŞMAN
DR. ÖĞR. ÜYESİ EYYUP KARA

ODYOLOJİ ANABİLİM DALI
ODYOLOJİ, DİL VE KONUŞMA BOZUKLUKLARI
TEZLİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

İSTANBUL-2019

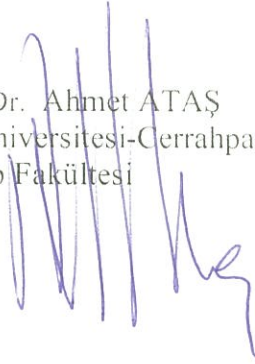
Bu çalışma 13.06.2019 Tarihinde aşağıdaki jüri tarafından
Odyoloji Anabilim Dalı, Odyoloji, Dil ve Konuşma Bozuklukları Tezli Yüksek Lisans
Programı Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

TEZ JÜRİSİ

Dr.Öğr.Üyesi Eyyup KARA
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Sağlık Bilimleri Fakültesi



Prof. Dr. Ahmet ATAŞ
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Tıp Fakültesi



Doç. Dr. Serhat İKİZOğLU
İstanbul Teknik Üniversitesi
Elektrik-Elektronik Fakültesi



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Yeşim ORUÇ



İTHAF

Her zaman yanımda olan ve beni destekleyen “Aileme” ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Lisans ve yüksek lisans eğitim dönemim boyunca değerli bilgileri veengin tecrübeleri ile bana yol gösteren, her konuda desteğini hissettiğim, değerli vakitlerini benimle paylaşan çok kıymetli hocam ve tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Eyyup KARA'ya,

Tüm eğitim ve mesleki hayatımda her konuda yardımcı olan, değerli bilgi ve görüşleri ile bana yol gösteren saygıdeğer hocam Prof. Dr. Ahmet ATAŞ'a,

Lisans ve yüksek lisans eğitim sürecinde değerli bilgi ve deneyimleri ile akademik hayatımda desteklerini esirgemeyen değerli hocam Doç.Dr. Zahra POLAT'a,

Tez sürecimdeki katkılarından dolayı değerli hocam Doç. Dr. Serhat İKİZOĞLU, Saddam HEYDAROV ve Tunay ÇAKAR'a,

Eğitim hayatım kadar, mesleki olarak da gelişmemde büyük emeği olan, manevi desteğini esirgemeyen kıymetli hocam Uzm. Ody. Halide KARA'ya,

Bilgi ve tecrübeleri ile eğitim sürecimde yanımda olan, ilgisini eksik etmeyen değerli hocam Dr. Ody. Selma YILAR'a,

Tüm süreçte beni destekleyen ve motive eden İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Odyoloji Bölümü'ndeki çalışma arkadaşlarıma,

Yüksel lisans eğitimi boyunca birbirimize olan desteğimiz ile süreci daha kolay kılan sevgili arkadaşlarım Esra EREN, Rabia KARA, Büşra GÖKÇE, Burak AVCI ve Fatma YURDAKUL ÇINAR'a,

Tez sürecinin en zorlu dönemlerini birlikte atlattığım, çözümleri ve pozitif enerjisiyle hep yanımda olan, yaşadığım sorunlarda da sevinçlerde de beni en iyi anlayan arkadaşım Melda KAYA'ya,

Tüm süreçte yorgunluklarımı ve telaşlarımı paylaştığım, motive edici tavırlarıyla beni yalnız bırakmayan değerli dostlarım Kübra ÇORUH, Didem SAĞIR ve Safiye KEPENEK'e,

Bugünlere gelmemde en büyük emeği olan, maddi ve manevi hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, hayatımın en önemli dönemlerinde varlıkları ile bana güç veren canım Annem İnci ORUÇ ve canım Babam Sami ORUÇ'a,

Stresli zamanları daha kolay aşmamı sağlayan, hayatımın en büyük neşe kaynağı biricik Kardeşim Elif ORUÇ'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	İX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİ
ÖZET	Xİİİ
ABSTRACT.....	XİV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Vestibüler Sistem ve Amacı.....	3
2.1.1. Periferik Vestibüler Sistem Anatomisi	3
2.1.1.1. Tüy Hücreleri	5
2.1.1.2. Semisirküler Kanallar (SSK).....	7
2.1.1.3. Otolit Organlar	8
2.1.1.4. Vestibüler Ganglion (Scarpa Ganglionu).....	10
2.1.2. Santral Vestibüler Sistem Anatomisi	10
2.1.3. Vestibüler Sistem Kanlanması	12
2.1.4. Periferik Vestibüler Sistem Fizyolojisi	13
2.1.5. Santral Vestibüler Sistem Fizyolojisi.....	17
2.1.5.1. Vestibüler Refleksler.....	18
2.1.6. Postüral Kontrol	20
2.1.6.1. Vertikal Düzlemde Vücut Oryantasyonu ve Ağırlık Merkezi	22
2.1.7. Dengeyi Sağlamada Kullanılan Stratejiler	24
2.1.8. Vestibüler Sistemin Maturasyonu	26
2.1.9. Vestibüler Sistemde Yaşlanma	27
2.2. Yürüme	28
2.2.1. Yürüyüş Fazları.....	28
2.2.2. Yürüyüş Parametreleri	30

2.2.3. Yürüyüş Analizinde Kullanılan Yöntemler	31
2.3. Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	37
3.1. Katılımcılar	37
3.2. Odyolojik Değerlendirme	38
3.3. Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması ile Değerlendirme	40
3.4. Araştırmada Kullanılan İstatistiksel Yöntemler	43
4. BULGULAR	44
4.1. Her Yaş Grubunda Parametrelerin Ortalama Değerleri	45
4.2. Yaş Gruplarında Parametrelerin Karşılaştırılması	48
4.3. Parametreler Arasında Korelasyon Bulguları	57
5. TARTIŞMA	64
KAYNAKLAR	73
FORMLAR	82
ETİK KURUL KARARI	86
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	87
ÖZGEÇMİŞ	88

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Katılımcıların demografik bilgileri.	37
Tablo 4-1: Gruplardaki katılımcı sayıları, yaş ortalamaları ve standart sapma değerleri.	44
Tablo 4-2: Yürüme hızına bağlı verilerin ortalamaları ve standart sapma değerleri.	45
Tablo 4-3: Ayak bileği hareketliliği verilerinin ortalamaları ve standart sapma değerleri.	45
Tablo 4-4: Bel anterior-posterior salınım sınırları ve yürüyüş eğim açısına ait verilerin ortalamaları ve standart sapma değerleri.	46
Tablo 4-5: Bel lateral salınım sınırlarına ait verilerin ortalamaları ve standart sapma değerleri.	47
Tablo 4-6: Diz bölgesi hareketliliği ve salınım verilerine ait ortalama ve standart sapma değerleri.	47
Tablo 4-7: Yürüme hızına bağlı parametrelerin gruplar arası karşılaştırılması (p değerleri).	50
Tablo 4-8: Yürüyüş eğim açısı verilerinin gruplar arası karşılaştırılması (p değerleri). ..	51
Tablo 4-9: Bel lateral salınım verilerinin gruplar arası karşılaştırılması (p değerleri). ..	53
Tablo 4-10: Diz bölgesi hareketliliği ve salınım verilerinin gruplar arası karşılaştırılması (p değerleri).	56
Tablo 4-11: Tüm verilerde parametrelerin birbirleriyle ilişkisi.	57
Tablo 4-12: 16-20 yaş grubunda parametrelerin ilişkisi.	60
Tablo 4-13: 21-45 yaş grubunda parametrelerin ilişkisi.	61
Tablo 4-14: 46 yaş ve üzeri grupta parametrelerin ilişkisi.	62

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Labirenti oluşturan yapılar.	4
Şekil 2-2: Membranöz labirentte yer alan sensör yapılar.	5
Şekil 2-3: Tip I ve tip II tüy hücreleri.	6
Şekil 2-4: Tüy hücrelerinde silyaların eğilimi ile vestibüler afferent nöronlarının ateşlenme oranı.	7
Şekil 2-5: SSK konumları.	8
Şekil 2-6: Otolit organlarda striola ve tüy hücrelerinin diziliş yönü.	9
Şekil 2-7: Vestibüler uç organların depolarizasyon yönü ve inervasyonu.	11
Şekil 2-8: Vestibüler nükleer kompleks.	12
Şekil 2-9: Labirenti besleyen arterler.	13
Şekil 2-10: Kupulanın depolarizasyonu ve hiperpolarizasyonu.	15
Şekil 2-11: Otolit organ makulasında yer alan otolitlerin yer çekimiyle hareketi.	17
Şekil 2-12: VOR arkının uyarılması.	19
Şekil 2-13: Koni alanı olarak gösterilen vücut stabilite sınırları.	23
Şekil 2-14: Dengeyi sağlamada kullanılan stratejiler.	25
Şekil 2-15: Yürüyüş döngüsü.	29
Şekil 2-16: Yürüme parametreleri.	31
Şekil 2-17: Basınç sensörlerinin yer aldığı farklı numaralardaki tabanlıklar.	33
Şekil 2-18: Tabanlıklarda sensör yerleşimi.	34
Şekil 2-19: Kullanılan hareket algılayıcı sensörler.	35
Şekil 2-20: Mobil dinamik sistemin işleyiş şeması.	35
Şekil 3-1: Katılımcıların cinsiyetlere göre dağılımı.	38
Şekil 3-2: GSI Tymptar MiddleEar Analyzer Version 2.	39
Şekil 3-3: Interacoustics Clinical Audiometer AC40.	40
Şekil 3-4: Çalışmamızda kullanılan Xsens marka hareket ve konum algılayıcı sensörler.	41
Şekil 3-5: Sensörlerin vücut üzerindeki yerleşiminin görüntüsü.	42
Şekil 3-6: Tabanlıklardan kablosuz veri aktarımı için kullanılan sistem.	42
Şekil 4-1: Yürüme temposu ortalama değerler grafiği.	48
Şekil 4-2: Adım uzunluğu ortalama değerler grafiği.	49
Şekil 4-3: Katedilen yolda adım simetrisi ortalama değerler grafiği.	49

Şekil 4-4: Adım hızı ortalama değerler grafiği.	50
Şekil 4-5: Yürüyüş eğim açısı ortalama değerler grafiği.	51
Şekil 4-6: Bel lateral salınım sağ ortalama değerler grafiği.	52
Şekil 4-7: Bel lateral salınım sol ortalama değerler grafiği.	52
Şekil 4-8: Bel lateral salınım maks. ortalama değerler grafiği.	53
Şekil 4-9: Sol diz bükülme açısı ortalama değerler grafiği.	54
Şekil 4-10: Sağ diz bükülme açısı ortalama değerler grafiği.	55
Şekil 4-11: Sol diz lateral salınım ortalama değerler grafiği.	55
Şekil 4-12: Sağ diz lateral salınım ortalama değerler grafiği.	56



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

- AICA : Antero-İnferior Serebeller Arter
- ANOVA : Analysis Of Variance
- COG : Vücut Ağırlık Merkezi (Center of Gravity)
- COP : Basınç Merkezi (Center of Pressure)
- Deg : Derece
- DVN : Descending Vestibüler Nükleus
- EMG : Elektromiyografi
- İAK : İnternal Akustik Kanal
- K : Potasyum
- LOS : Stabilite Sınırları (Limits of Stability)
- LSD : Least Square Difference
- LVN : Lateral Vestibüler Nükleus
- m : Metre
- MLF : Medial Longitudinal Fasikülüs
- MVN : Medial Vestibüler Nükleus
- Na : Sodyum
- PICA : Posterior-İnferior Serebeller Arter
- SDS : Konuşmayı Ayırt Etme Skorları
- sn : Saniye
- SPSS : Statistical Package for The Social Science
- SRT : Konuşmayı Alma Eşiği
- SSK : Semisirküler Kanallar
- SSS : Santral Sinir Sistemi
- SVN : Superior Vestibüler Nükleus

UCL : Rahatsız Edici Ses Seviyesi

VCR : Vestibülokolik Refleks

VN : Vestibüler Nükleus

VOR : Vestibüloküler Refleks

VSR : Vestibülospinal Refleks



ÖZET

Oruç, Y. (2019). Dinamik Vestibüler Sistem Algoritmasının Denge Problemleri Olmayan Farklı Yaş Gruplarına Göre Normalizasyonu. İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Odyoloji, Dil ve Konuşma Bozuklukları. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul.

Lokomotor becerilerin sağlanabilmesi ve uygun motor yanıtların oluşmasında etkili olan vestibüler sistem değerlendirilmesinde yürüyüş analizleri kullanılmaktadır. Denge kontrolündeki bozulmaları teşhis etmek, fonksiyonel yeteneği değerlendirmek ve düşme riskini tahmin etmek için yürüyüş parametrelerinin değerlendirilmesi önemlidir. Yürümenin gerçekleşmesi basit görünmesine rağmen vizüel, somatosensör ve vestibüler girdiler dahil olmak üzere tüm vücudun karmaşık bir koordinasyonu ile gerçekleşmektedir. Bilgisayarlı sistemler ve giyilebilir sensörler kullanılarak; dengenin objektif ölçümleri, klinik uygulamada daha hassas ve spesifik denge testlerinin geliştirilebileceği belirtilmektedir.

Çalışmamızda giyilebilir sensörlerin kullanıldığı Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması'nın; farklı yaş gruplarına ait normal bulgularını araştırmak, yürüyüş ve denge parametrelerinde yaşla birlikte ortaya çıkan değişimleri incelemek amaçlanmıştır.

16-78 yaş aralığında, denge problemleri olmayan 168 kişi (78 kadın ve 90 erkek) Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması ile değerlendirildi. Dinamik denge ve yürüyüş için önemli olan yürüyüş temposu, adım hızı, adım uzunluğunun yaşlanmayla birlikte azaldığı, yürüyüş simetrisinin bozulduğu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Yürüyüş eğim açısı, lateral salınım sınırları ve diz bükülme açısında yaş artışıyla birlikte istatistiksel olarak anlamlı azalma olduğu görülmüştür ($p<0,05$).

Çalışmamız sonucunda; Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması'nın klinik kullanımını açısından bakıldığında normal deneklerden alınan veriler sayesinde, patolojik bulguların tespit edilmesine yönelik karşılaştırmalar için veri tabanı oluşturulmuştur. Yürüyüş ve denge değerlendirmeleri için önemli olan parametrelerin yaşla birlikte değişkenlik gösterdiği tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Denge, vestibüler sistem, postüral kontrol, hareket sensörleri, yürüyüş analizi.

ABSTRACT

Oruç, Y. (2019). Normalization of Dynamic Vestibular System Algorithm According to Different Age Groups Without Equilibrium Problems. İstanbul University-Cerrahpasa, Institute of Graduate Studies, Audiology, Language and Speech Disorders. Master's Thesis. İstanbul.

Gait analysis is used in the assessment of the vestibular system which is effective in providing the locomotor skills and formation of appropriate motor responses. It is important to assess gait parameters to diagnose disorders in balance, evaluate functional ability, and predict the risk of falls. Although walking is simple to see, it takes place with complex coordination of the whole body, including visual, somatosensory and vestibular inputs. Using computerized systems and wearable sensors; objective measurements and balance tests, that are more sensitive and specific to clinical practice, can be developed.

The aim of this study was to investigate by Dynamic Vestibular System Algorithm using wearable sensors the normal results of different age groups and to examine the age-related changes in gait and balance parameters.

168 subjects (78 women and 90 men) between ages of 16-78 without equilibrium problems were included in the study. All participants were evaluated by Dynamic Vestibular System Algorithm. It was found statistically significant that the gait tempo, step velocity, step length is decreased and step symmetry is impaired with aging. ($p < 0.05$). A significant decrease was observed in gait inclination angle, lateral stability limits and knee flexion angle with age ($p < 0.05$).

As a result of our study; based on the clinical use of the Dynamic Vestibular System Algorithm, data from normal subjects were used to establish a database for comparisons to identify pathological results. It was determined that the parameters which are important for gait and balance evaluations change with age.

Key Words: Equilibrium, vestibular system, postural control, motion sensors, gait analysis.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Denge sisteminin temel rolü, insanların çevreyle güvenli ve yeterli bir şekilde etkileşimlerini sağlamaktır. İnsanlar yaşam alanlarında hareket ettikçe bilgiler vizüel, somatosensör ve vestibüler duyular yoluyla toplanır. Bu bilgiler entegrasyon için beyin sapına, sonrasında algı ve işleme için kortekse ulaştırılır. Bu üç duyuşal yapıdan gelen bilgiler uyumlu olduğu sürece denge korunur. Duyusal bir çatışma meydana geldiğinde, beyin etkili ve hızlı bir şekilde (refleks olarak) gelen bilgilere verilen öncelik seviyesini ayarlayabilmektedir. Bu organizasyon düzgün yapılamazsa denge problemleri oluşabilir. Yerçekimi sabit olduğundan, insanlar dinamik dengenin sürdürülmesi için propriyoseptif veya vizüel bilgiye göre (vestibüler sistem hasar gördüğünde bu durum değişebilir) vestibüler bilgiye daha fazla güvenme eğilimindedirler. Dinamik bir yapıya sahip olan denge sistemi; vizüel, vestibüler ve propriyoseptif geri bildirimlerdeki değişikliklere hızlı bir şekilde yanıt verir. Üç sistemin birbiri arasındaki entegrasyonlar dengenin korunmasında çok önemlidir (Desmond, 2004).

Kliniklerde dengeyi efektif bir şekilde değerlendirme; bir denge bozukluğunun olup olmadığının, denge bozukluğunun altında yatan neden veya nedenlerin, tedavi gerekliliğinin ve normal postüral kontrolün yeniden sağlanması için uygun tedavinin belirlenmesinde etkili olmaktadır. Uygun bir rehabilitasyon protokolü, postüral bozulmanın nedeni anlaşıldığında daha kolay planlanmaktadır (Palmieri ve ark., 2002). Bilgisayar tabanlı sistemler ve giyilebilir sensörler kullanılarak objektif denge ölçümleri ile klinik değerlendirmelere yönelik daha hassas, spesifik veriler alınabileceği düşünülmektedir (Mancini ve Horak, 2010).

“Dinamik Vestibüler Sistem Analiz Algoritması”; postüral kontrolün, statik ve dinamik dengenin sabit bir platform olmaksızın taşınabilir bir donanım yapı ile değerlendirilebilmesi amacıyla geliştirilmiştir. Giyilebilir basınç, hareket ve konum algılayıcı sensörler içeren cihaz, değerlendirme sırasında serbest harekete izin vermektedir. Bu özellik sayesinde dinamik dengeye, yürüyüşe ve denge sorununa yönelik bilgiler hızlı ve yüksek doğrulukta alınabilmektedir. Ayrıca portatif yapıya sahip olan bu cihaz ile kişilerin günlük yaşamı sırasında dinamik dengesinin değerlendirilebileceği diğer bir avantaj olarak belirtilmektedir (Kara, 2017).

Bu çalışmanın amacı; “Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması” kullanılarak farklı yaş gruplarına ait normal bireylerden verilerin elde edilmesidir. Hem yaş grupları arasında karşılaştırmalar yapılması hem de normalizasyona yönelik bulguların alınması amaçlanmaktadır. Böylece; klinik değerlendirme açısından normal bireylerin, yaşlara göre değerlerine ulaşılacağından patolojik verilerin yorumlanması sağlanabilecektir. Bununla birlikte yaşla birlikte vestibüler sistem ve dinamik dengede meydana gelen değişimler değerlendirilebilecektir.



2. GENEL BİLGİLER

Vestibüler sistem, başın açısal hareketlerini ve doğrusal ivmeleri algılamak için özelleşmiş sensör yapılara sahiptir. Baş hareketleri sırasında birçok kuvvet bu sensörlere etki eder ve çoğu zaman tüm sensörler eş zamanlı olarak uyarılır (Bronstein, 2013). Vestibüler sistem günlük yaşamda önemli bir rol oynar. Çünkü reflekslerden, algı ve bilinç düzeylerine kadar bir çok fonksiyona katkı sağlamaktadır (Angelaki ve Cullen, 2008). Günlük aktivitelerin sürdürülmesinde önemli olan yürüme, bir çok sistemin koordineli çalışmasıyla sağlanmaktadır. Bu sistemlerden biri olan vestibüler sistem fonksiyonlarından da yürüme etkilenmektedir (Angunsri ve ark., 2011).

2.1. Vestibüler Sistem ve Amacı

Vestibüler sistemin; periferik vestibüler sistem, oküler sistem, postüral kaslar, beyin sapı, serebellum ve korteks arasındaki iletişimi içeren karmaşık bir yapısı vardır (Khan ve Chang, 2013).

Vestibüler sistem hem motor hem de duyusal bir sistemdir. Motor sistem olarak, başın hareketi sırasında görme keskinliğini koruduğu gibi, kişinin ağırlık merkezine göre statik ve dinamik denge sağlamak için etkili postüral ve oküler motor refleksleri koordine eder. Vestibüler sistem, uygun bir motor cevabın doğru bir şekilde duyusal algıya bağlı olduğu hiyerarşik bir sistemdir (Zalewski, 2015).

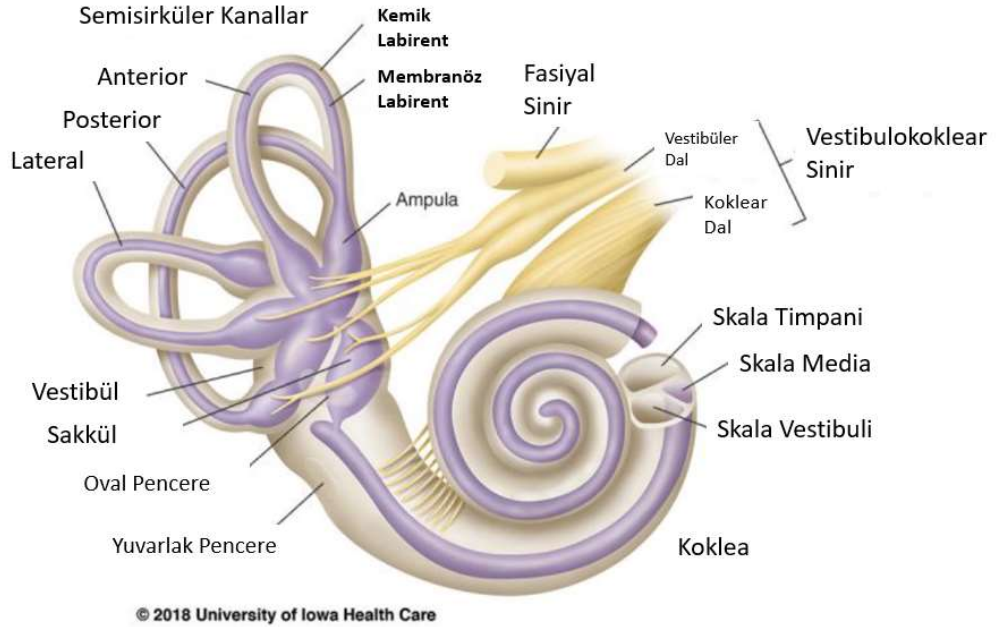
Vestibüler sistem, her iki tarafta da üç ana görevi gerçekleştiren beş uç organdan oluşmaktadır. Görevlerinden biri postür ayarlaması için kas tonusunu kontrol etmek üzere santral sinir sistemine (SSS) bilgi vermektir. İkincisi ise görsel çevre hareket halindeyken veya gözlemci hareket ederken görsel alanı sabitlemektir. Üçüncü olarak santral sinir sistemine, doğrusal ve açısal hareketlerle ilgili uzaysal (spatyal) bilgi sağlamaktır (McCaslin, 2012).

Periferik ve santral vestibüler sistemlerin bilateral olarak yapısını anlamak; sensör, sensörimotor, kognitif fonksiyonları ve bozukluklarını anlamının anahtarıdır (Dieterich ve Brandt, 2015).

2.1.1. Periferik Vestibüler Sistem Anatomisi

Periferik vestibüler sistem, temporal kemiğin petröz bölümünde yer alan kemik bir labirent içindeki membranöz labirent adı verilen bir yapıda yer alır (McCaslin, 2012).

Kemik labirenti oluşturan yapılar; koklea, vestibül adı verilen oval bir kavite ve semisirküler kanallardır (Şekil 2-1). Koklea, işitme için reseptör olan korti organını içeren yapıdır. Kemik labirentin yapıları, perilenf olarak bilinen bir sıvı ile doludur. Membranöz labirent, duyuşal epitelyumu ve vestibüler organların sensör yapılarını barındırır. Membranöz labirent içerisinde endolenf adı verilen sıvı mevcuttur. Bu sıvı, stria vasküleriste üretilir ve endolenfatik kese tarafından emilir (Khan ve Chang, 2013). Endolenf yüksek potasyum içeriği olan bir yapıdadır. Perilenfin ise sodyum (Na) içeriği yüksektir. Bu sıvı temporal kemikte bir kanal olan koklear aquaduct aracılığıyla beyin omurilik sıvısıyla bağlantılıdır (Bronstein, 2013). Normal şartlar altında, endolenf ve perilenf bölümleri arasında doğrudan bir bağlantı yoktur (Herdman ve Clendaniel, 2014).



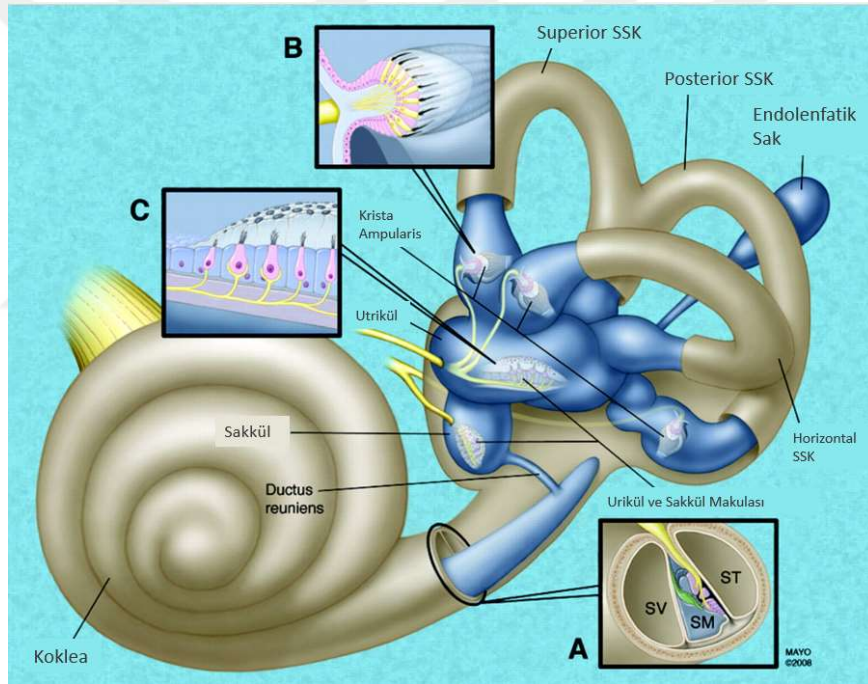
Şekil 2-1: Labirenti oluşturan yapılar.

(<https://uihc.org/health-topics/menieres-disease>)

Vestibüler işlev ile ilişkili olan membranöz labirent; üç semisirküler kanal (anterior/superior, lateral/horizontal, posterior) ve otolit organlardan (utrükül ve sakkül) oluşur (Şekil 2-1). Bu yapılar içinde vestibüler sistemin periferel reseptörlerini oluşturan nöroepitelyal hücreleri içeren alanlar bulunmaktadır (Tascioglu, 2005).

2.1.1.1. Tüy Hücreleri

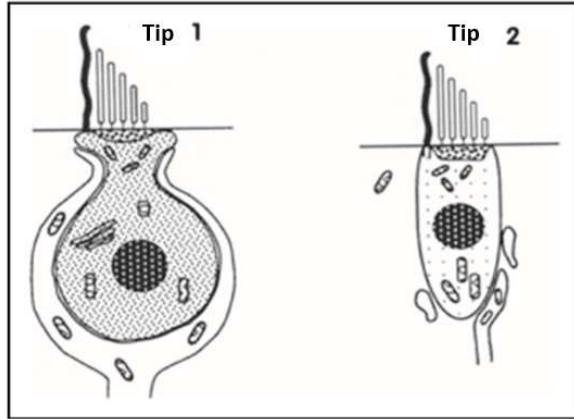
Vestibüler sistem, başın hareketini algılar ve yerçekimine göre oryantasyonu sağlar. (Bronstein, 2013). Vestibüler sistemde iki tip duyuşal nöroepitel yapı vardır. Bunlar; makula ve krista ampullaristir (Şekil 2-2). Her iki yapı da duyuşal mekanoreseptörler olan tüy hücrelerini içerir. Bu reseptör hücreler, bir nöroepitelyum membranına gömülüdür. Tüy hücresinin apikal ucunda bir tane büyük kinosilyum ve yaklaşık 70–100 tane stereosilya bulunur. Stereosilyalar, kinosilyuma en yakın olanı en uzun olacak şekilde giderek kısalan yapıdadır. Kinosilyum stereosilyalara benzemektedir, ancak hareketsizdir. “Tip linkler” sayesinde ise daha kısa stereosilyalar, bitişiklerindeki silyaların vücutlarına bağlanırlar (Khan ve Chang, 2013).



Şekil 2-2: Membranöz labirentte yer alan sensör yapılar.

Koklea (A), SSK kristası (B) ve otolit makulası (C). (<http://www.ajnr.org/content/29/8/1436>)

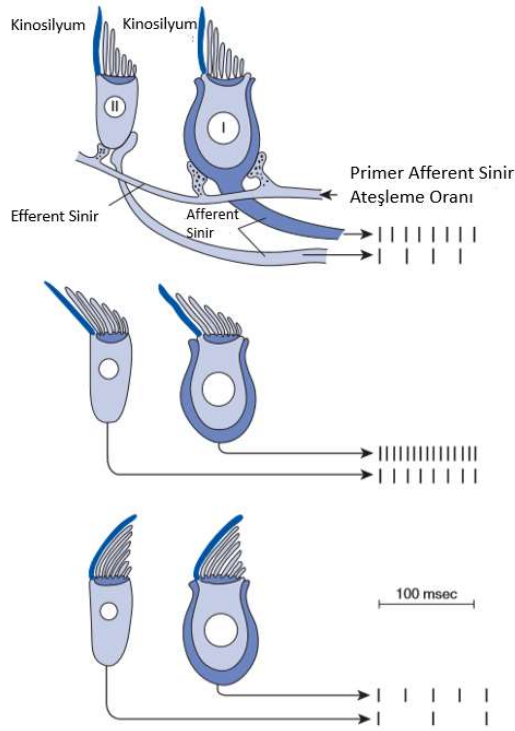
Vestibüler sistemde başlıca iki tip tüy hücresi vardır; şişe şeklindeki tip I ve silindirik tip II tüy hücreleridir (Şekil 2-3). Tip I tüy hücreleri, hücrenin tabanında büyük bir kaliksle çevrilidir. Tüy hücrelerinin çoğunluğu Tip II yapıya sahiptir ve çok sayıda sinir bağlantıları mevcuttur. (Khan ve Chang, 2013; McCaslin, 2012).



Şekil 2-3: Tip I ve tip II tüy hücreleri.

(Ruckenstein ve Davis, 2014)

Vestibüler sistemdeki tüy hücreleri mekanik kuvvet ile uyarılır. Stereosilyaya kinosilyum yönünde uygulanan paralel kuvvet; K (potasyum) yönünden zengin endolenfin hücreye girmesini, hücrenin depolarize olmasını ve sinirdeki ateşleme oranının artmasını sağlar (Şekil 2-4). Ters yönde (kinosilyumdan uzağa) eşdeğer bir kuvvet hücreyi hiperpolarize eder ve sinirdeki ateşlenme oranı azalır (McCaslin, 2012).



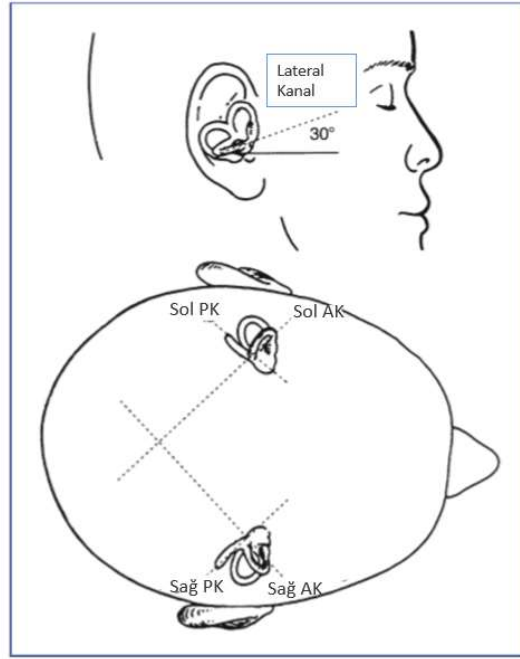
Şekil 2-4: Tüy hücrelerinde silyaların eğilimi ile vestibüler afferent nöronlarının ateşlenme oranı.

(Baloh ve Honrubia, 2011)

2.1.1.2. Semisirküler Kanallar (SSK)

Semisirküler kanallar (SSK) özelleşmiş yapısı ve geometrisi ile açısız ivmelenmeyi yani baş rotasyonunun algılanmasını sağlar. Her bir kulakta yer alan üç SSK birbirine yaklaşık 90° açıda yer almaktadır. Böylece vestibüler sistem, üç boyutlu (*pitch*, *yaw* ve *roll* düzlemlerinde) açısal hızlanma hakkında bilgi sahibi olur (Bronstein, 2013; Desmond, 2004). Tüm açısal hareketler en az iki kanalı uyarmaktadır (Baloh ve Honrubia, 2011).

İki vertikal SSK (anterior ve posterior) sagittal düzlemde 45° açıyla, horizontal SSK ise yaklaşık 30° açıyla yukarı doğru konumlanmıştır (Şekil 2-5) (McCaslin, 2012). Horizontal SSK'nın iki ucu da utrikülle birleşir. Diğer iki vertikal kanal ise utriküle açılan ortak bir yolu paylaşır (Baloh ve Honrubia, 2011).



Şekil 2-5: SSK konumları.

AK, anterior kanal; PK, posterior kanal. (McCaslin, 2013)

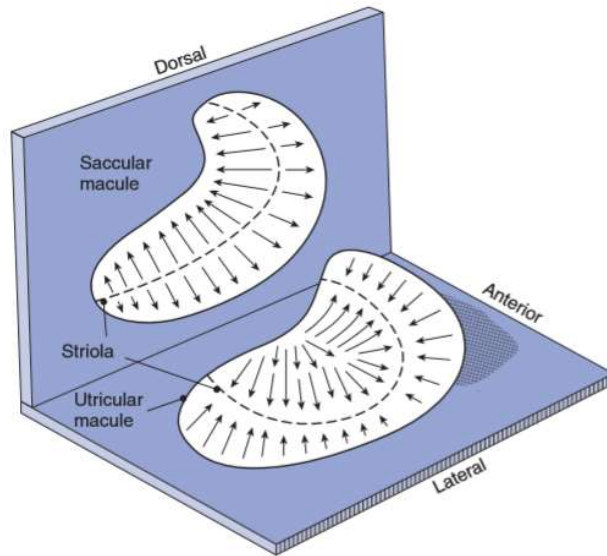
Kanalların her birinin sonunda ampulla denilen bir dilatasyon vardır (Şekil 2-1). Bu dilatasyon içinde duysal nöroepitelyumu içeren krista ampullaris yer alır. Kristaya gömülü olan tüy hücreleri, jelatinimsi bir madde olan kupula ile çevrelenir. Lateral kanallardaki tüy hücrelerinin kinosilyumları, utriküle doğrudur. Superior ve posterior kanallarının kinosilyumları ise kanala doğru yönelmektedir. (Khan ve Chang, 2013). Yani lateral SSK için kupulanın ampullaya (ampullopedal) doğru yer değiştirmesi uyarıcı etki yapar. Vertikal SSK için durum tam tersidir. Kupulanın ampulladan uzaklaşması (ampullofugal) uyarıcı etki oluşturmaktadır (Herdman ve Clendaniel, 2014).

2.1.1.3. Otolit Organlar

Membranöz labirent, vestibül içerisinde iki küresel kavite şeklindedir. Otolit organlar olan utrikül ve sakkül burada yer alır (Baloh ve Honrubia, 2011). Anatomik olarak, SSK ve otolit organların hem benzer hem de farklı yönleri vardır (McCaslin, 2012). Utrikül ve sakkül, başın uzaydaki oryantasyonuna duyarlı yapılardır. Lineer ivmeye, yerçekimsel kuvvetlere ve başın tilt hareketine yanıt verirler. Her bir otolit organ duysal bir nöroepitelyuma yani makulaya sahiptir (Khan ve Chang, 2013).

Sakkül vestibülün medial duvarında, temas ettiği ancak doğrudan bağlantısı olmayan utrikülden aşağıda bulunur. Membranöz SSK ile bağlantılı olan utriküler kavite, oval bir şekildedir (Baloh ve Honrubia, 2011). Başımızı dik tuttuğumuzda, utrikül makulasının yüzeyi horizontal düzlemde ve anterior kısmı yaklaşık 20-30° hafifçe yukarı doğru kıvrımlı şekilde konumlanır. Sakkül makulası ise sagittal düzleme paralel, utrikül makulasına dik (ortogonal) bir şekildedir (Bronstein, 2013).

Utrikül makulası horizontal düzlemde hareketi algılamak için, sakkül makulası vertikal düzlemde hareketi algılar. Makulanın iç kısmı, otolit veya otokonya adı verilen küçük kalsiyum karbonat kristallerinin ($\text{Ca} [\text{CO}_3]$) gömülü olduğu jelatinimsi bir zar ile kaplanmıştır (Khan ve Chang, 2013). Her iki makulada yer alan tüy hücrelerinden çıkıntı yapan silyalar her bir otolitik membranın tabanına yerleşmiş şekildedirler. Kristallerin aksine, makuladaki tüy hücrelerinin polarizasyon modelleri daha karmaşıktır. Her makula içinden geçen çok küçük otokonyalardan oluşan bir çizgiye sahiptir. Bu anatomik çizgi striola (Şekil 2-6) olarak bilinir ve makulayı iki kısma ayırır. Sakkül makulasındaki tüy hücrelerinin kinosilyumları strioladan uzağa doğru, utrikülde ise striolaya doğru yerleşim gösterirler (Şekil 2-6). Bu polarizasyon modeli doğrusal baş hareketinin neredeyse her yönde algılamasını sağlar (McCaslin, 2012).



Şekil 2-6: Otolit organlarda striola ve tüy hücrelerinin diziliş yönü.

(Baloh ve Honrubia, 2011)

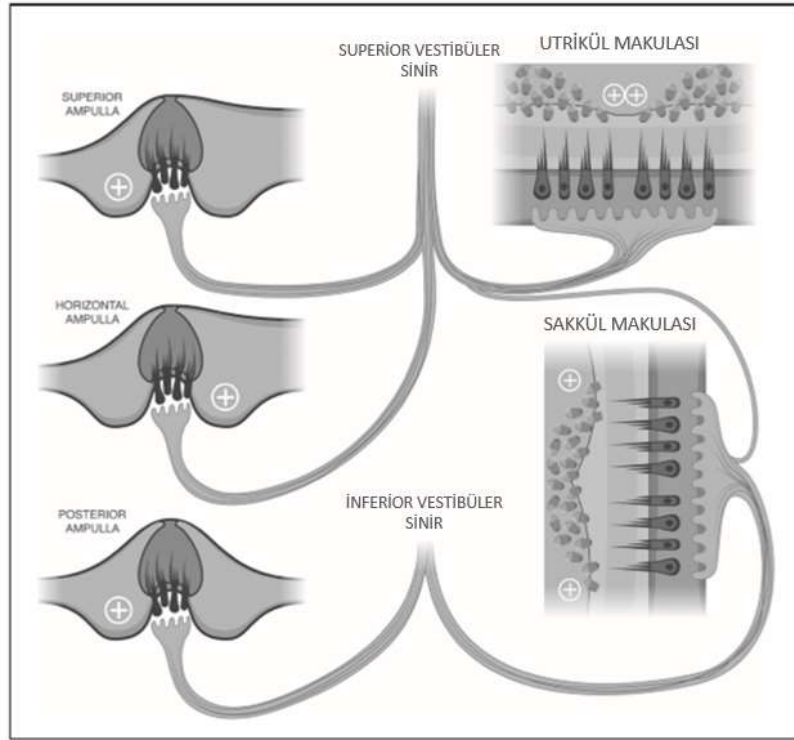
2.1.1.4. Vestibüler Ganglion (Scarpa Ganglionu)

Aynı zamanda "Scarpa's Ganglion" olarak da bilinen vestibüler ganglion, superior ile inferior olarak iki kısma ayrılır ve internal akustik kanalın lateral kısmında yer almaktadır. Ganglion, krista ampullaris ve makulaların tüy hücrelerinden afferent uyarımları alan, 20.000 bipolar hücre gövdesinden oluşur (Khan ve Chang, 2013). Superior ganglion periferik olarak; superior ve lateral SSK kristaları ile utrikül makulalarına bağlantılıdır. İnférieur ganglion kısmı ise posterior SSK ve sakkülün inervasyonunu gerçekleştirir. Vestibüler ganglionun santral sistemdeki devamı vestibüler siniri oluşturur. (Baloh ve Honrubia, 2011; Tascioglu, 2005).

2.1.2. Santral Vestibüler Sistem Anatomisi

Primer afferentlerden gelen vestibüler girdiler için santral vestibüler sistemde iki ana hedef bulunmaktadır. Bunlar; vestibüler nükleer kompleks ve serebellumdur. Vestibüler nükleer kompleks, vestibüler verilerin birincil işlemcisidir ve gelen afferent bilgiler ile motor nöronlar arasında doğrudan, hızlı bağlantılar kurar. Serebellum ana adaptif işlemcidir. Vestibüler performansı izler ve gerektiğinde santral vestibüler işlemleri yeniden düzenler. Her iki yerde de vestibüler duyuşal girdi, somatosensör ve vizüelden gelenler ile birlikte işlenir (Herdman ve Clendaniel, 2014).

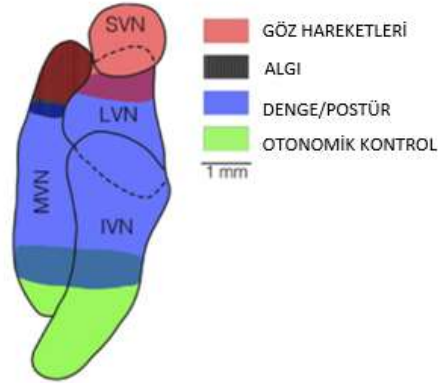
Utrikül, horizontal ve anterior SSK'den gelen afferentler vestibüler sinirin superior dalını, sakkül ve posterior SSK'den gelenler ise inferior dalı oluşturur (Şekil 2-7). Korti organını innerve eden koklear sinir ile vestibüler sinir birlikte, sekizinci kraniyal siniri oluşturur (Baloh ve Honrubia, 2011). Vestibüler sinir, labirintten gelen afferent sinyalleri internal akustik kanal (İAK) içerisinden geçerek iletir. Vestibüler sinire ek olarak kanaldan; koklear sinir, fasiyal sinir ve labirent arter de geçer (Herdman ve Clendaniel, 2014).



Şekil 2-7: Vestibüler uç organların depolarizasyon yönü ve inervasyonu.

(O'Reilly ve ark., 2013)

Vestibüler sinir, serebellopontin açığı geçtikten sonra koklear sinirden ayrılır. Afferent vestibüler liflerin çoğunluğu pontadaki ipsilateral vestibüler nükleer kompleksi oluşturur (Khan ve Chang, 2013). Vestibüler nükleer kompleks dördüncü ventrikülün lateral duvarı boyunca yer almaktadır. Serebellumun altı ile beyin sapının üst kısmının arasındaki bağlantıya rostral olarak uzanır. Vestibüler nükleer kompleks anatomik olarak dört major gruba sahiptir (Şekil 2-8): (1) Medial vestibüler nükleus, MVN, (2) descending (inferior/spinal) vestibüler nükleus, DVN, (3) lateral vestibüler nükleus (Deiter), LVN ve (4) superior vestibüler nükleus, SVN (Barmack, 2003). Periferik vestibüler sistemin vestibüler nükleuslar (VN) tarafından inervasyonu son derece karmaşıktır; bununla birlikte, semisirküler kanallardan gelen liflerin çoğu, MVN ve SVN'de sinaps olurken, otolit organlarından gelenlerin çoğu ise LVN ve MVN'lerde sonlanır. VN tarafından kanallar ve otolit organlardan alınan nöral aktivite analiz edilir. Daha sonrasında bireyin denge gereksinimlerine bağlı olarak bir dizi farklı sistem aracılığıyla bu bilgiler gerekli yerlere yönlendirilir (McCaslin, 2012).



Şekil 2-8: Vestibüler nükleer kompleks.

(Yates ve McCall, 2011)

Sekonder vestibüler afferent lifler; kontralateral vestibüler nükleus, okülomotor kontrol bölgeleri, serebellum ve spinal kord ile bağlantı kurma görevinden sorumludurlar (Zajonc ve Roland, 2005).

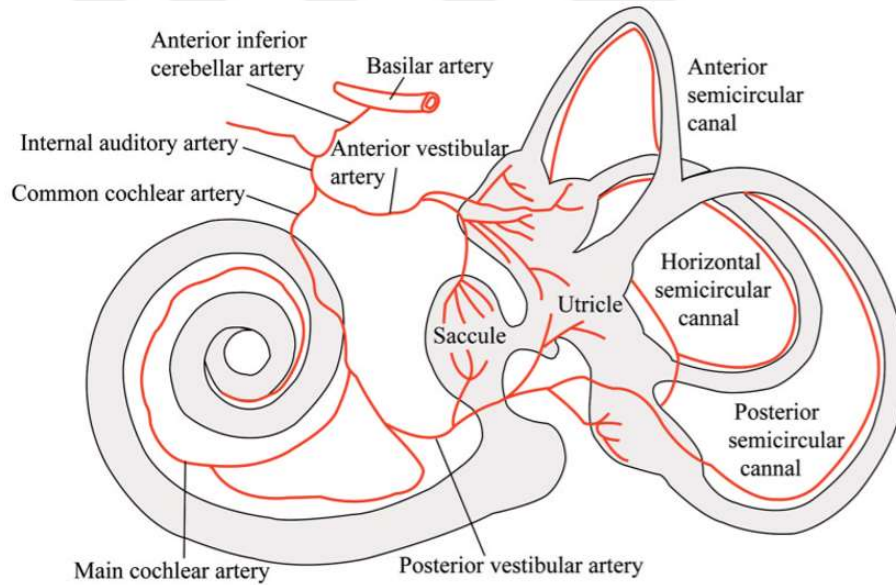
Serebellum, vestibüler nükleer kompleksten çıkan bilgilerin gittiği ana girdi kaynağıdır (Herdman ve Clendaniel, 2014). “Vestibuloserebellum”, yani serebellumun vestibüler ile ilgili olan kısmı, floconodular lob ve vermian korteksten oluşur. Serebellumun vestibüler sistemdeki rolü, adaptif bir yapıya sahip olmasıdır. Vestibüler performansı izler ve vestibüler girdiyi gerektiğinde yeniden düzenler (Khan ve Chang, 2013).

Kompleks kortikal vestibüler bağlantılara ilişkin özellikler net olarak anlaşılamamıştır. İnsan çalışmaları, ana kortikal işlem bölgesinin büyük olasılıkla parietal veya insular kortekste ya da yakınında olduğunu ileri sürmektedir (Khan ve Chang, 2013). Ayrıca vestibüler sistemin talamus ve hipokampus ile bağlantıları da mevcuttur (Tascioglu, 2005).

2.1.3. Vestibüler Sistem Kanlanması

Periferik ve santral vestibüler sistem, vertebrobaziler arter sistemi tarafından kanlanır (Şekil 2-9). “Posterior-inferior serebellar arterler (PICA)” vertebral arterlerden ayrılır. İki PICA, santral vestibüler sistem için en önemli arterlerdir. Baziler arterin

önemli bir dalı olan “antero-inferior serebellar arter (AICA)”, labirent arter (internal auditory arter) yoluyla periferik vestibüler sistemi besler. AICA ayrıca, ventrolateral serebelluma ve ponsun alt kısmının üçte ikisinin lateral tegmentumuna kan sağlar (Herdman ve Clendaniel, 2014). Membranöz labirente giden başlıca kanlanma kaynağı AICA’dan çıkan labirent arter dalıdır. Labirent arter temporal kemiğe girdiğinde, internal akustik kanal içindeki yapıları besler. Labirent arter iç kulağa girdikten sonra iki kısma ayrılır: ortak koklear arter ve anterior vestibüler arter. Ortak koklear arter ayrıca ana koklear arter ve posterior vestibüler artere bölünür. Ana koklear arter spiral ganglionu besler. Posterior vestibüler arter, posterior kanaldaki ampulla ve sakkülün inferior kısmını besler (McCaslin, 2012). Anterior vestibüler arter, utrikülün çoğuna, superior ve horizontal ampullalara, bunun yanı sıra sakkülün küçük bir kısmına kan verir. (Lysakowski ve ark., 1998).



Şekil 2-9: Labirenti besleyen arterler.

(Kim ve Lee, 2009)

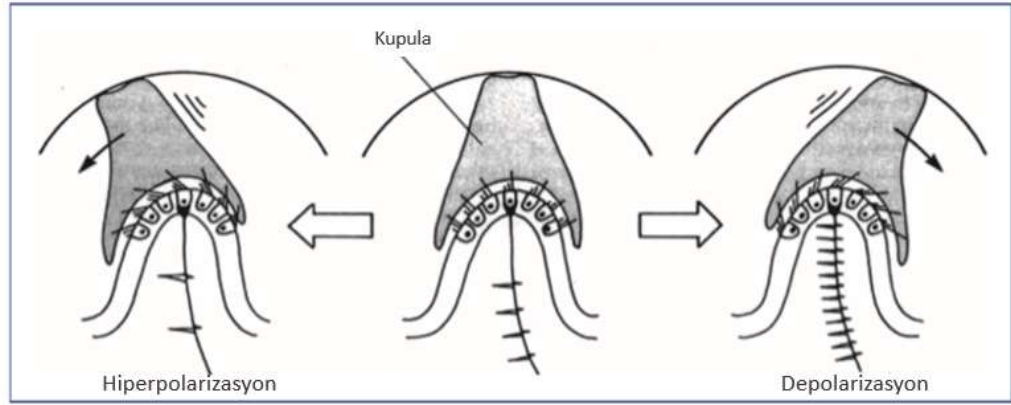
2.1.4. Periferik Vestibüler Sistem Fizyolojisi

Semisirküler kanallar ve otolit organlarda bulunan tüy hücreleri; yapılarına göre belirli yönlerde oluşan baş hareketlerine tepki verirler. Akışkan mekaniğindeki farklılıklar nedeniyle SSK açısız hızlanmalarla, otolitler ise doğrusal ivmelenmeyle

aktive olurlar. Tüy hücrelerinin mekanik enerjiyle uyarılması sonucu beyin sapı ve serebellumdaki gerekli alanlara yönelik nöral uyarımlar oluşturulur (Herdman ve Clendaniel, 2014).

Açısal hızlanmalara duyarlı olan her kanal, o kanalın düzleminde bulunan rotasyonlara karşı maksimum duyarlıdır. Böylece, bu üç kanal başın her herhangi bir dönüş hareketinin yönünü ve amplitüdünü belirleyebilmektedir (Lysakowski ve ark., 1998). Semisirküler kanalların birbirlerine neredeyse dik açılı olarak konumlanması açısal baş hareketleri sırasında, kanallarda bulunan endolenf sıvısının her iki tarafta en az bir kanalda ampullaya doğru veya ampulladan uzağa doğru hareketlenmesine neden olur. Başın her iki tarafındaki eşleşen kanallarda kaydedilen cevaplar uyumlu olduğu sürece, denge ve oryantasyon korunur. Kupula, harekete hassas bir şekilde duyarlı olan ince yelken benzeri bir yapı olarak tanımlanmıştır. Otolit makulularından farklı olarak kupula; onu çevreleyen endolenfe benzer bir yoğunluğa sahiptir. Bu nedenle uzun süreli statik tilte (eğime) duyarlı değildir (Desmond, 2004).

Baş hareketiyle ortaya çıkan rotasyonel ivme, kupulanın yerini değiştiren endolenf hareketine neden olur. Böylece tüy hücrelerini rotasyonun tersi yönünde kinosilyuma doğru bükür. Bu durum, iyon kanallarının açılmasına ve tüy hücrelerinin depolarizasyonuna neden olur. Sonrasında afferent liflerin ateşlenmesi artar. Başın dönme hızı sabit olduğunda, kupula dik konuma geri döner ve hücrenin membran potansiyeli normalleşir (Şekil 2-10). Başın rotasyonel yavaşlaması, baş hareketi ile aynı yönde kupulanın yer değiştirmesi ile sonuçlanır. Bu, tüy hücrelerinin iyon kanallarını kapatır. Böylece hücrenin hiperpolarize olmasına ve afferent sinir ateşlenmesinde azalmaya neden olur (Khan ve Chang, 2013).



Şekil 2-10: Kupulanın depolarizasyonu ve hiperpolarizasyonu.

(McCaslin, 2012)

Altı SSK üç düzlemde olacak şekilde fonksiyonel 3 çift halinde organize olmuştur: (1) sağ ve sol lateral SSK, (2) sol anterior ve sağ posterior SSK, (3) sol posterior ve sağ anterior SSK. Düzlemlerden birinde oluşan herhangi bir rotasyon, çiftin birinde ekstatatör, kontralateralinde ise inhibitör etki oluşturacaktır (Herdman ve Clendaniel, 2014; Lysakowski ve ark., 1998). Bu sistemin birkaç avantajı vardır. Birincisi; bir semisirküler kanalda patoloji olması durumunda, kanal düzlemindeki hareketle ilgili vestibüler girdi, kendi simetriğinden alınmaya devam edecektir. Diğer bir avantaj ise “ortak modun dışlanması”dır. “Ortak modun dışlanması”, çift olan her iki semisirküler kanalın aynı anda uyarılmasının SSS tarafından yok sayıldığı anlamına gelir. Böylece vücut sıcaklığının yükselmesi gibi hareketle ilgili olmayan uyarıların dışlanması sağlanır. Bu fizyolojik düzen aynı zamanda fazla duyuusal uyarım için de kompensasyon gelişmesinde rol oynar (Khan ve Chang, 2013).

SSK'lardaki çift uyarım özelliği sayesinde ekstraoküler kaslar hem uyarıcı hem de inhibe edici girdiler alırlar. Böylece baş hareketi sırasında oluşan gözlerin hareketleri vestibülooküler refleks (VOR) ile oluşur (McCaslin, 2012).

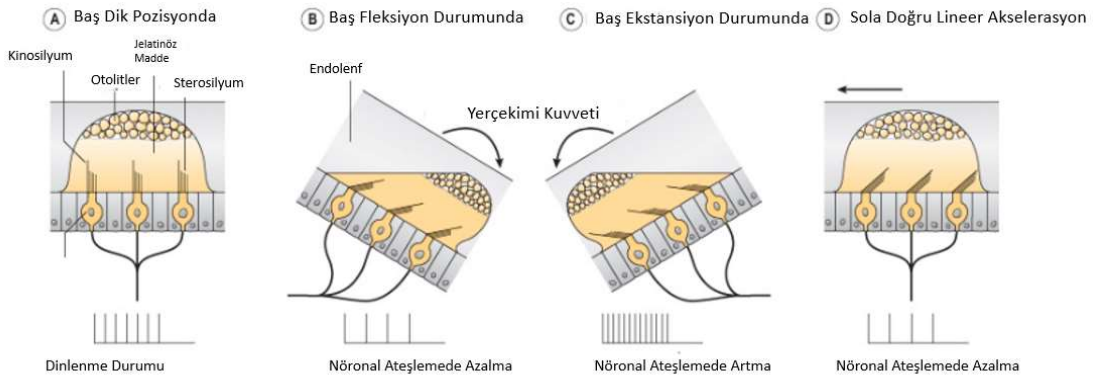
Otolitler, semisirküler kanallardan iki şekilde farklılık gösterir: Açısal hareket yerine doğrusal harekete tepki verirler ve uyarımları hızdan ziyade akselerasyon (ivme) ile orantılıdır. Açısal hareketin her eksenini için bir duyu organına sahip olan kulakta, SSK'ların aksine, üç doğrusal hareket eksenini için iki otolit organı vardır. Ayakta olan bir bireyde, sakkül vertikal düzlemde (parasagittal) iken utrikül horizontal olarak yer

almaktadır. Sakkül, başın pitch düzlemindeki hareketiyle ilişkili olabileceği gibi sagittal düzlemde doğrusal hızlanmayı algılar. Utrikül, başın roll düzlemindeki bir tilt hareketi ile uyarılabileceği (lateral tilt) gibi, ağırlıklı olarak horizontal düzlemindeki ivmeyi algılar. İki organ birlikte, tüm olası doğrusal hızlanma vektörlerini algılayabilir (Herdman ve Clendaniel, 2014).

Her bir otolitik makula içinde, kıvrımlı bir bölge olan striola (Şekil 2-6), her iki taraftaki tüy hücrelerinin polarizasyon yönünü ayırır (Herdman ve Clendaniel, 2014). Kristanın aksine, makuladaki tüy hücrelerinin polarizasyon modelleri daha karmaşıktır. Bu polarizasyon modeli doğrusal baş hareketinin neredeyse her yönde algılamasını sağlar. Doğrusal bir hızlanma meydana geldiğinde, bazı tüy hücreleri depolarize edilirken, striolanın karşı tarafındakiler hiperpolarize olur. Bu nedenle, her bir otolit organ, SSK'dan farklı olarak bağımsız bir şekilde hareketin tespiti için gerekli olan asimetriyi üretme olanağına sahiptir (McCaslin, 2012).

Makulanın bir başka önemli fizyolojik özelliği adaptasyondur. Baş eğme uyarısı birkaç saniyeyi geçtiğinde, bükülmüş tüy hücreleri ve depolarize membran potansiyelleri normale dönmeye başlar. Bu, tüy hücrelerinin daha fazla konumsal değişikliklere yanıt vermesine izin verir (Oghalai ve Brownell, 2012).

Lineer ivmelenmeye karşı hassas olan utrikül ve sakkül, statik denge (postürün kontrolü için çok önemli olan başın uzaydaki pozisyonu) ve yerçekimi kuvvetindeki değişikliklere de duyarlıdır (Tascioglu, 2005). Sakkül ve utrikülün, otolitik membranlarının endolenften daha ağır olduğu göz önüne alındığında, başın yer değiştirmesi veya eğilmesi membranları yerinden oynatır (Şekil 2-11). Bu nedenle dünyanın vertikal olan yerçekimi vektörü ile hareket ederler (McCaslin, 2012). Vestibüler afferentler istirahat halinde bile sürekli aktiftir ve baş hareketlerinin, hızlanmaların algılanmasına oldukça hassastırlar. Hareket durumu yokken bile, otolit organlar yer çekimini algırlar. SSK ve otolit organlardan gelen sinyaller birbirini tamamlayıcıdır. Kombine aktivasyonları, günlük yaşamdaki fiziksel hareketleri kontrol etmek ve algılamak için gereklidir (Angelaki ve Cullen, 2008).



Şekil 2-11: Otolit organ makulasında yer alan otolitlerin yer çekimiyle hareketi.

(Michael-Titus ve ark., 2010)

2.1.5. Santral Vestibüler Sistem Fizyolojisi

Vestibüler sensör organlar ile karşılaştırıldığında, santral vestibüler bağlantılar üst merkezlere doğru gidildiğinde daha karmaşık hale gelir. Bu karmaşıklık, dengenin sağlanması (vizüel, propriyoseptif) için diğer afferent sistemlerin ve bu sistemlerin vestibüler sistemle etkileşimlerinin olmasına bağlıdır. (Baloh ve Honrubia, 2011).

Labirentten gelen sinyaller, vestibüler sinirlerdeki Scarpa ganglion hücrelerinin aksonları tarafından vestibüler çekirdeğe iletilir. Anterior, lateral SSK ve utrikül, superior vestibüler sinir ile inerve edilirken posterior SSK ve sakkül inferior vestibüler sinir ile inerve edilir. Labirentlerden gelen sinirsel uyarılar, vestibüler çekirdek seviyesinde başın konumu ve hareketi hakkında bilgi haline dönüşür (Bronstein, 2013).

Vestibüler nükleer komplekste yer alan medial vestibüler nükleus, en büyük olan medial kısmı meydana getirir. Lateral bölüm ise superior, lateral ve inferior vestibüler nükleuslardan oluşur (Truex ve Carpenter, 1969).

Medial vestibüler nükleus, lateral semisirküler kanalların krista ampullarisinden afferent girdileri alır. Yükselen (ascending) aksonal lifler, vestibulooküler refleks için medial longitudinal fasikülünden (MLF) ekstraoküler kasların motor çekirdeklerine doğru ilerler. Ayrıca baş ve boyun hareketlerinin koordinasyonunu sağlamak için medial vestibulospinal traktusun, servikal spinal korddan bilateral inen projeksiyonları yoluyla vestibülospinal refleksin kontrolünde de görev yapar.

Superior vestibüler nükleus, superior ve posterior SSK kristalarından vestibüler afferent girdileri alır. Medial vestibüler nükleus gibi, VOR'u koordine etmek için MLF yoluyla ekstraoküler kaslara efferent lifler gönderir.

Lateral vestibüler nükleus en büyük hücre gövdelerini içerir. Krista ampullaris, makula ve vestibuloserebellumdan afferent girdi alır. Bu nükleusun efferent projeksiyonları ipsilateral spinal kordda lateral vestibüler traktı oluşturmaktadır. Bu sistem, postür ve dengeyi korumak için gövde kaslarını ve uzuvların refleksif hareketlerini koordine ederek vestibülospinal reflekste (VSR) görev alır.

Inferior vestibüler nükleus, hem utrikül hem de sakküldeki makulalardan afferent bilgi alır. Bu çekirdeğin diğer üç vestibüler çekirdeğe ve serebelluma giden projeksiyonları vardır (Khan ve Chang, 2013).

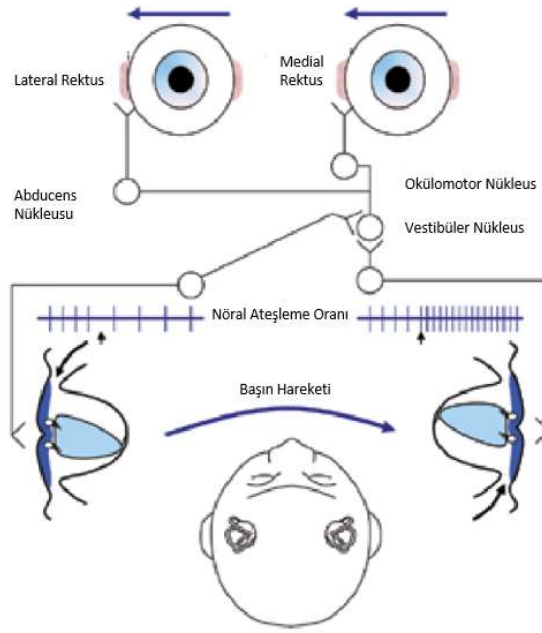
Vestibüler çekirdeklerden gelen bilgiler talamus yoluyla serebral kortekse, vestibülospinal yollar ile spinal korda ve MLF yoluyla okülomotor çekirdeğe gider. Anormal vestibülospinal sinyaller yaygın olarak dengesizlik şikayetlerine neden olur (Bronstein, 2013).

2.1.5.1. Vestibüler Refleksler

İnsandaki vestibüler sistem, vücut pozisyonunu ve hareketini algılamaktadır. Vestibüler sisteme hareket girdileri; iç kulak sinyallerini (vestibüler), pozisyonel duyuyu (propriyosepsiyon), görsel sinyalleri (vizüel) ve amaçlanan hareketi (motor komutları) içerir. Bu bilgiler; gözleri ve vücudu kontrol etmek için motor komutları üreten merkezi işlemlerde "vestibüler nükleer kompleks" tarafından birleştirilir. Vestibüler sistem serebellum tarafından izlenir ve kalibre edilir. Santral vestibüler sistemin göz ve vücut hareketi çıktısı genel olarak; vestibülo-oküler refleks (VOR), vestibülospinal refleks (VSR) ve vestibulocollic refleks (VCR) olarak tanımlanmaktadır (Herdman ve Clendaniel, 2014).

VOR, diğer reflekslere göre daha fazla çalışılmış ve mekanizması daha iyi anlaşılmıştır. Bununla birlikte çoğu klinik test için temel oluşturan bir reflekstir (kalorik test, rotasyon testleri vb.) (Lysakowski ve ark., 1998). VOR, 8-12 ms latans gösteren hızlı bir refleks olup, üç ana nöronal arktan oluşur. Birincisi vestibüler uç organlardan beyin sapındaki VN'ye, ikincisi okülomotor nükleusa, üçüncü ise ekstraoküler kaslara ulaşır (Şekil 2-12) (ElSherif ve ark., 2018). VOR'un amacı, gözleri baş hareketinin zıt yönünde

ve eşit hızda hareket ettirerek dinamik durumlarda net görüş sağlamaktır. Fovea, dinamik durumlar sırasında hedef nesne üzerinde VOR sayesinde kalmaktadır (McCaslin, 2012). VOR'un sahip olduğu iki bileşen mevcuttur. SSK'dan gelen bilgiler ile sağlanan açısal VOR, rotasyonel hareketlerde görev alır. Otolitlerin aracılık ettiği lineer VOR ise translasyonu kompanse eder. Açısal VOR, aslında bakışın sabitlenmesinden sorumludur. Lineer VOR, hedeflerin yakın alanda görüldüğü ve başın nispeten yüksek hızlarda hareket ettiği durumlarda önemli olmaktadır (Herdman ve Clendaniel, 2014).



Şekil 2-12: VOR arkının uyarılması.

(https://www.researchgate.net/figure/The-excitatory-pathways-of-the-vestibulo-ocular-reflex-As-a-result-of-head-rotation_fig15_304490036)

VSR; baş ve postüral stabiliteyi korumak, düşmeleri önlemek için uygun vücut hareketlerinin oluşmasını sağlayan reflekstir. VSR; makuladan, krista ampullaristen, vizüel sistemden, kaslardan gelen bilgileri alır. Bu bilgileri beyin sapı ve serebellum tarafından birleştirebilen birçok karmaşık bağlantıyı içerir. VSR'nin hem lateral hem de medial vestibüler spinal yol ile bağlantısı mevcuttur. Otolitik organların makulalarından lateral vestibüler nükleusa ulaşan vestibüler sinyaller, spinal kordda ipsilateral olarak uzanan bu yolda taşınır (Oghalai ve Brownell, 2012). Semisirküler kanallar tarafından algılanan başın açısal rotasyonu, medial vestibüler nükleus ile medial vestibulospinal yola

iletilir. Bu sistem, servikal spinal kordda motor nöronlara bilateral olarak bağlantı kurar. Baş ve boyun hareketlerini koordine eden servikal kasları harekete geçirir. VSR ile ilgili başka bir refleks vestibülokolik reflekstir. Bu, başı sabitlemek ve uzayda düzgün bir şekilde yönlendirmek için çalışan boyun kaslarını harekete geçirir. Bu reflekse katkıda bulunan kesin yollar henüz bilinmemektedir (Hain ve Helminski, 2007).

VCR; tüm vücudun veya boyun hareketleriyle oluşan, başın uzaydaki rotasyonuna karşı boyun kaslarının tepkisidir. Refleks fonksiyonu, başın konumunu ve böylece bakış yönünü uzayda stabilize ederek VOR'a yardımcı olur (Wilson ve Schor, 1999; Mudduwa ve ark., 2010).

Oküler ve spinal reflekslerin organizasyonu arasındaki en büyük fark, spinal kasların tepkisinin karmaşıklığıdır. İki boyutlu bir düzlemde ekstremitte eklemi etrafındaki basit bir hareket bile, sayısız kasta karmaşık bir kasılma ve gevşeme deseni gerektirir. Tüm kasların düzgün, koordineli bir hareket sağlaması için uygun sinyalleri alması gerekir (Baloh ve Honrubia, 2011).

2.1.6. Postüral Kontrol

Postüral kontrol, bireyin çevresiyle etkileşimi ve gerçekleştireceği eyleme yönelik düzenlenen bir sistemdir. Nöral ve kas-iskelet sisteminin kompleks bir şekilde etkileşimi sonucunda postüral kontrol sistemi oluşur. Postüral kontrol, vücudun uzaydaki konumunun stabilitesi ve oryantasyonu amacıyla sağlanmaktadır. Duruştaki ideal uyum vücudun dengede kalmasını sağlar. Yapılan araştırmalarla vücudun tamamen sabit durmadığı, çoğunlukla ileri ve geri yönde, küçük miktarlarda salınım yaptığı görülmüştür (Samuel ve ark., 2015; Thakkar ve Kumar, 2015).

Postüral kontrolün sağlanması; vizüel ve vestibüler girdilerin yanı sıra vücuttaki duruş düzenleyici kasları (özellikle de alt ekstremitte) ve gövdeyi kontrol etmek için hem proprioseptif hem de dokunsal somatosensör girdilerinin olmasını gerektirir (Horak ve Macpherson, 1996). Santral sinir sisteminin, gelen multisensör girdilere dayanarak aynı anda birçok kası kontrol etmesi gerekir. Gelen bilgilerin ve onların işlenmesinin karmaşıklığından dolayı santral sinir sistemine yönelik araştırmalar devam etmektedir (Chiba ve ark., 2016).

Postüral kontrol dinamik ve statik olarak tanımlanabilir. Durgun duruş halindeki stabiliteye (quiet stance) statik denge denilmektedir. Bu durumda düşük değerlerde

postüral salınımlar oluşmaktadır. Statik postüral kontrol, vücudun hareketini en aza indirirken ağırlık merkezini destek yüzeyinde tutmaya çalışır (Samuel ve ark., 2015; Thakkar ve Kumar, 2015). Dinamik postüral kontrol, istemli hareketlerle fonksiyonel bir görevin tamamlanmasını sağlar. Dinamik durumlar, ağırlık merkezinin kas aktivitesine cevap olarak hareket etmesine neden olan aktiviteler olarak da tanımlanabilir. Dinamik kontroller; uygun propriyosepsiyon, hareket alanı ve direnç seviyelerinin entegrasyonunu gerektirdiğinden birçok işlevsel görevde önemlidir. Statik durumda, ayaklar yere sabitlenmiş olsa bile vücut sürekli hareket eder. Bu tür hareketler postüral dengeyi korumak için küçük ve refleksif hareketlerdir (Thakkar ve Kumar, 2015).

Postüral salınım gözlerin kapalı ve vizüel stimülasyonun olduğu durumlarda artmaktadır. Baş hareketlerinin yapılması, başın tilt pozisyonunda tutulması ve servikal propriyosepsiyonda bozulma varlığı da postüral salınımı artırabilir. Ayrıca, ayaktaki basınç bilgisinde azalmanın (örneğin, kişinin sünger üzerinde durması) olduğu durumlarda lateral vücut salınıminin ve postüral salınıminin arttığı belirtilmektedir (Hansson ve ark., 2010). Görme bozukluğu olan kişilerin normal yetişkinlerine göre daha kötü postüral stabiliteye sahip olduğu bulunmuştur. Bu durum düşmelerde ve buna bağlı yaralanmalarda önemli bir faktördür. Görme bozukluğu olan hastalar; postüral stabiliteyi sürdürmek, hareket düzenlerini kurmak, vizüel sistemlerinin azalmış girdilerini telafi etmek ve vücudun uzaydaki konumunu ayarlamak için somatosensör ve vestibüler bilgilere daha baskın olarak ihtiyaç duyarlar (Tomomitsu ve ark., 2013).

Lineer hızlanmaya ve yer çekimine karşı duyarlı olan otolit organ bozuklukları insanda postüral kontrolü etkilemektedir ve postüral salınımlarda artışa neden olabilir. Otolit organlarda bozukluğu olan hastalar tipik olarak; “yastık üzerinde yürüyormüş hissi”, “sersemlik hissi” gibi yakınmalar belirtirler. Bu semptomlar, postüral kontrol ve vestibülospinal alt sistemin etkilendiği yönünde bilgi vermektedir (Basta ve ark., 2005).

Yerçekimi ve başın akselerasyonunu algılamada sensör görevi gören vestibüler sistem postüral kontroldeki en önemli sistemlerden biridir. Hem sensör hem de motor bir sistem olarak görev yapan vestibüler sistem; vestibülospinal yollar gibi inen yollar ile postüral hareketleri koordine eder; göz, baş ve gövde oryantasyonunu sağlar. Vestibüler sistem, başın konumu ve hareketi hakkında bilgi sağlar. Vizüel sistem ise başın çevresindeki cisimlere göre konumunu ve hareketini gösterir. Vücut oryantasyonu için vestibüler bilginin en önemli olduğu durumlar, somatosensör ve / veya görsel ipuçlarını

yeterli olarak içermeyen ortamlardır. Bu ortamlarda vestibüler bilgilerine güvenen kişilerin vestibüler sisteminden hatalı veya eksik veriler gelmesi durumunda, hastalar dengelerini koruyamayabilir, hatta düşebilirler (King ve Horak, 2014).

Postüral kontrol çalışmaları, hastanın duyuşal girdilerinin ve dengeyi korumak için kullanılan motor yanıtların kullanımını değerlendirerek fonksiyonel denge yeteneği hakkında önemli bilgiler sağlar. Postüral kontrolün ölçümünden elde edilen bilgiler, periferik durumlarda fonksiyonel kompensasyonun olup olmadığını belirleyebilir. Ayrıca bireyselleştirilmiş vestibüler rehabilitasyon programları oluşturmak için de faydalı olabilir (Ruckenstein ve Davis, 2014).

2.1.6.1. Vertikal Düzlemde Vücut Oryantasyonu ve Ağırılık Merkezi

Dikey pozisyonda durmak için gereken “postüral kontrol” insanlarda günlük aktivitelerini gerçekleştirmede çok önemli ve temel bir gerekliliktir (Wallmann, 2009). Postüral kontrol sisteminin başlıca iki işlevi mevcuttur. Birinci olarak, yerçekimine karşı duruş oluşturmak ve dengeyi korumaktır. İşlevlerinden ikincisi ise dış dünyaya göre algı ve eylemler için bir referans görevi gören vücut bölümlerinin yönelimini ve konumunu sabitlemektir. Postüral kontrolün bu iki fonksiyonunun sağlanması; ağırılık merkezinin konumu, vücut ekstremitelerinin oryantasyonu, multisensör girdiler, postüral reaksiyonlar ve istemli hareket sırasında postüral stabilizasyon etkilidir (Massion, 1994).

İnsan vücudu belirli bir kütleyle sahiptir. Bu kütle veya ağırılık merkezinin zemine vertikal pozisyonu, vücut bölümlerinin pozisyonlarına ve hareketlere göre yer değiştirir. Vücut ağırılık merkezi (Center of gravity-COG) postüral kontrol sistemi tarafından yönlendirilen pasif bir değişken olarak kabul edilir. Basınç merkezi (Center of pressure-COP) ise destek yüzeyine uygulanan toplam kuvvet dağılımının merkezidir. COP'nin hareketi COG'nin hareketine bağlı olarak dengeyi sağlamak amacıyla değişmektedir (Palmieri ve ark., 2002).

Denge ve dikey duruş; kişinin ağırılık merkezini destek tabanı üzerinde tutarak, yerçekimine ve beklenmedik şekilde dengeyi bozan karmaşık çevresel etkilere karşı yanıt olarak sağlanır. Dengenin korunması sırasında vücut, stabilite sınırlarına (Limits of Stability-LOS) göre hareket etmektedir. LOS; adım atmadan veya düşmeden öne, arkaya ve yana doğru kişinin ağırılık merkezini değiştirerek dengeyi sağlayabildiği maksimum sınır anlamına gelir (Şekil 2-13). Bu sapmalar ayak bileği, diz ve kalça eklem hareketlerinin bir kombinasyonu kullanılarak yürüme, dönme ve eğilme gibi aktiviteler

sırasında sürekli olarak yapılır. Dengenin etkin bir şekilde sürdürülebilmesi için, ağırlık merkezinin konumuna ilişkin duysal girdiler entegre edilmeli ve yorumlanmalıdır. Daha sonra ağırlık merkezi konumunu düzeltmek ve dengeyi korumak için motor tepkiler gerçekleşmelidir (Ruckenstein ve Davis, 2014).



Şekil 2-13: Koni alanı olarak gösterilen vücut stabilite sınırları.

(Horak, 2006)

İnsanlar, bilinçli olarak COP ve COG konumlarının farkında olmasalar da, vücut stabilite sınırlarının farkındadırlar. Sınır aşıldığı zaman, COG altındaki destek tabanını yeniden kurmak için adım atılması gerekir. Aksi durumda düşme gerçekleşir (Palmieri ve ark., 2002).

Sonuçta ortaya çıkan kas tepkileri hem isteğe bağlı hem de refleksif dönüşlüdür. VOR, baş hareketi sırasında görsel odağı korumak amacıyla telafi edici göz hareketlerini sağlar. Bu refleksin duysal kısmı vestibüler organlarda meydana gelir ve motor tepkisi, gerekli telafi edici göz hareketini ortaya çıkaran ekstraoküler kasların uyarılmasıyla oluşur. VSR dengenin bir diğer önemli bileşenidir ve duysal olarak vestibüler organlarla ilişkilidir. Bununla birlikte refleksin motor kısmı, postür ve stabilite için kullanılan kasları

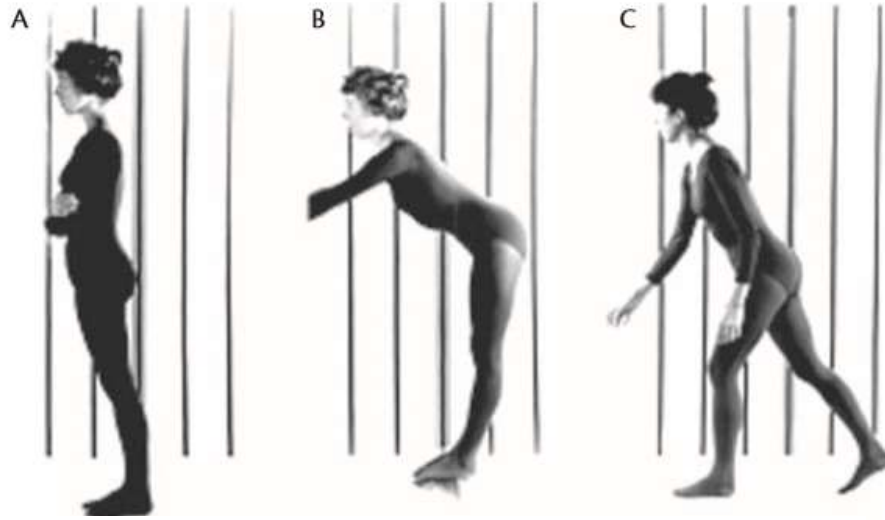
içerir. Vestibulospinal refleksler, yerçekimi ve diğer lineer ivmelere göre baş ve vücut hareketlerini algılar. Dik duruşu korumak ve duruş pozisyonunu kontrol etmek için gerekli kas aktivitesini sağlar. Bu motor tepkiler, günlük aktiviteler sırasında dengenin korunmasına yardımcı olur (Ruckenstein ve Davis, 2014).

Günlük yaşamda postüral dengeyi korumak için; engeller nedeniyle tökezlemek, spor sırasında rakip oyuncu tarafından itilmek, ıslak veya buzlu yüzeylerde kaymak gibi dış karışıklıklara hızla yanıt vermemiz gerekir. Sinir sistemi, beklenen bir postüral bozulma hakkında en iyi tahmini yapar ve uygun olanı başlatır. Böylece uygun postüral yanıt oluşur (Jacobs ve Horak, 2007). Bir insan yüksek bir ağırlık merkezi noktasına ve küçük bir destek tabanına sahip olduğunda, vertikal bir duruşu korumakta zorluk çeker. Bununla birlikte vücudun çok eklemli yapısı, hareket halindeyken bile çeşitli vücut konfigürasyonlarıyla dengenin korunmasına izin verir. Beklenmedik bir postüral düzensizliğe tepki olarak bir kasın hareketinin hızla ayarlanma yeteneği, postür ve dengenin korunmasında çok önemli olmaktadır (Thakkar ve Kumar, 2015).

2.1.7. Dengeyi Sağlamada Kullanılan Stratejiler

Postüral kontrolün iki ana fonksiyonel hedefi "postüral oryantasyon ve postüral dengedir". Postüral oryantasyon; yerçekimi, destek yüzeyi, görsel ortam ve iç referanslar açısından vücut hizalamasını ve tonusunun aktif kontrolünü içerir. Postüral denge, postüral stabilitede hem kendiliğinden başlayan hem de tetiklenen durumlar sırasında vücudun ağırlık merkezini stabilize etmek için sensörimotor stratejilerin koordinasyonunu gerektirir (Horak, 2006).

Vücudu duruş pozisyonunda dengeye geri döndürmek için üç ana hareket stratejisi kullanılabilir (Şekil 2-14). Bunlardan ikisi ayakların sabit bir şekilde kalmasıyla gerçekleşirken, diğer strateji adımlama ya da uzanma yoluyla destek yüzeyini değiştirir. Dengeyi düzeltmek için bir adım atmak özellikle yürüyüş sırasında kullanılır. Bununla birlikte, insanlar harici bir uyarıya yanıt olarak adım atsalar bile, önce ağırlık merkezini ilk konumuna geri getirmeye çalışırlar (Horak, 2006).



Şekil 2-14: Dengeyi sağlamada kullanılan stratejiler.

A; ayak bileği. B; kalça. C; adımlama. (Bronstein, 2013)

Postüral kontrol için ayak bileği eklem kaslarında başlayan, ardından vücuda aynı dorsal veya ventral açıdan uyluk ve gövde kaslarına yayılma gösteren aktivasyon paterni ayak bileği stratejisi olarak adlandırılmıştır. Bu strateji, vücut ağırlık merkezini ileri veya geri hareket ettirerek dengeyi yeniden sağlayan ayak bileği eklemleri etrafında telafi edici hareketler ile gerçekleşir (Horak ve Nashner, 1986).

Ayak bileği stratejisinde kullanılan yöntemden farklı olarak gövde ve uyluk kasları, distal-paroksimal düzlemde aktive olurken, ayak bileği kaslarının genellikle tepkisiz olduğu patern, kalça stratejisi olarak adlandırılmıştır. Çünkü ortaya çıkan hareket kalça eklemi ile ilgilidir. Karmaşık postüral hareketler nedeniyle ayak bileği ve kalça stratejilerinin birleşimi kullanılarak da denge korunabilir (Horak ve Nashner, 1986).

Postüral salınımı kontrol etmek için kullanılan denge stratejileri, ağırlık merkezinin yerdeğiştirmesinde somatosensör bilgiyle yapılan düzeltici hareketler yönünde farklılık gösterir. Örneğin, bir ayak bileği stratejisi ile baş ve gövde pozisyonundaki ileri hareket ağırlık merkezinde ileri yönde değişim oluşturur. Kalça stratejisinde ise baş ve gövde pozisyonunda geriye doğru hareket ağırlık merkezinin ileri yönde değişmesini sağlar (Shumway-Cook, 2007). Ayak bileği stratejisi; sert, düz bir destek yüzeyinde dururken küçük postüral değişikliklerde görev alır. Kalça stratejisi ise daha zorlayıcı durumlarda ve ağırlık merkezi pozisyonunun hızlı bir şekilde düzeltilmesi gerektiğinde kullanılır. Örneğin; dar, yumuşak veya eğimli destek yüzeylerinde (köpük,

kirişler, eğim plakaları), destek yüzeyi ile temasın az olması (tek ayak veya dik durma) durumlarında tercih edilir (Herdman ve Clendaniel, 2014).

Beklenmedik bir dış etken ile dengenin korunumu zorlandığında, bireyin uygun bir postüral stratejiyle hızlı bir şekilde tepki vermesi gerekir. Eğer ağırlık merkezinin konumlandırılması ayakların yerle temas ettiği düzleme taşınamıyorsa düşmeyi önlemek için adım atmak gerekir (King ve ark., 2010). Dengesizlik, özellikle düşme yaşandıysa hastada düşme korkusu, açık alanlardan ve hareketli cisimlerden kaçınma gibi olumsuz tablolara yol açar (Bronstein, 2013).

Somatosensör sistemde bir bozukluk olduğunda normal bireylerin dar yüzeylerde uyguladığı kalça stratejisine benzer bir strateji kullandığı görülmüştür. Bununla birlikte vestibüler kaybın olduğu durumlarda kalça stratejisinin kullanımında azalma olduğu belirtilmiştir (Horak ve ark., 1990)

Düşme riski olan yaşlı bireyler, postüral stabiliteyi korumak için ayak bileği stratejisine göre daha fazla kalça stratejilerini kullanma, adımlama, uzanma, kolları hareket ettirme, tırabzanları kavrama eğilimindedirler (Horak, 2006; Maki ve ark., 2000).

2.1.8. Vestibüler Sistemin Maturasyonu

Yetişkinlerde, duyu sistemleri iyi organize olmuştur ve şartlara özgü bir şekilde davranabilir durumdadır. Çocuklarda, anatomik yapılar yaşamın erken dönemlerinde olgunlaşmasına rağmen, duyu sistemleri tam olarak gelişmemiştir (O'Reilly ve ark., 2013).

İç kulağın gelişimi, gebeliğin 3. haftasında başlar ve yaklaşık olarak 25. haftada tamamlanır. Yaklaşık 15-16 aylıkken çocuk normal olarak yürümeye başlayabilmektedir. Çocuklar 3 yaşından sonra ise bir denge zorluğu yaşamadan düz zemin üzerinde yürüme becerisini kazanmaktadırlar. Yürüyüş paterni 7-10 yaşlarında tam olgunluğa ulaşmaktadır. Bununla birlikte destek yüzeyi ve/veya görsel girdiden gelen bilgiler azaldığında, çocuklarda yetişkinlere göre daha büyük ve daha değişken salınımlar gerçekleşmektedir (O'Reilly ve ark., 2013). Ferber-Viart ve ark. (2007) yaptığı çalışmada; 12-14 yaş grubu çocuklar, genç yetişkinlerle karşılaştırıldığında vestibüler girdilere göre görsel girdilerin daha çok tercih edildiği görülmüştür. Bu nedenle vestibüler sistemde olgunlaşma sürecinin görselden sonra olduğu ve bu yaşlarda da devam ettiği düşünülmüştür (Ferber-Viart ve ark., 2007). Çocuklarda duyu organizasyonun

değerlendirilmesi sonucunda; 3-4 yaşlarındaki somatosensör fonksiyon yetişkinlere eşdeğer bulgular gösterirken, 14-15 yaştaki çocukların vestibüler fonksiyonunun ise yetişkinlere göre düşük skorlarda kaldığı rapor edilmiştir. Bu durum hem duyu hem de motor süreçleri içeren temel nöro-musküler mekanizmaların maturasyonu tamamlanmamasının bir sonucu olarak yorumlanmıştır (Hirabayashi ve Iwasaki, 1995). Bununla birlikte vestibüler sistemin 15-16 yaşlarında yetişkin seviyesine ulaştığını belirten yayınlar da mevcuttur (Steindl ve ark., 2006; Cumberworth ve ark., 2007). Vestibüler sistemin gelişimini, somatosensör ve vizüel sisteme göre daha geç tamamladığı kabul edilmesine rağmen bu üç sistemin denge için olgunlaşma süresi kesin değildir (Fong ve ark., 2012).

Sağlam bir vestibüler sistem fonksiyonları kaba motor, denge, okülomotor ve uzaysal yetilerin gelişimi için etkilidir (Rine ve Wiener-Vacher, 2013). Sonuç olarak önemli olan, hem statik hem de dinamik koşullar altında mevcut duysal bilginin organizasyon ve bütünleştirilmesi için bilişsel işlevlerdir. Bu nedenle, uygun denge stratejisinin seçimi sadece sensör ihtiyaçlara bağlı olmakla kalmaz, aynı zamanda nöromatürasyon ve deneyimin de bir sonucu olarak gerçekleşir (O'Reilly ve ark., 2013).

2.1.9. Vestibüler Sistemde Yaşlanma

Sabit duruş ve yürüme sırasında postür ile bakışın sabitlenmesi; vestibüler, vizüel ve somatosensör girdilerin santral sinir sisteminde hızlıca işlenmesinin ardından, kas-iskelet sistemi ve görsel sistemlerin motor çıktıları sayesinde sağlanmaktadır (Iwasaki ve Yamasoba, 2015). İnsan vücudundaki birçok sistem, vestibüler sistem de dahil olmak üzere yaşlanma sürecinden olumsuz olarak etkilenir. Vestibüler tüy hücrelerinin, vestibüler hastalıklardan bağımsız olarak, daha yaşlı bireylerde genç erişkinlere kıyasla azaldığı bilinmektedir (Anson ve Jeka, 2016). Ayrıca Richter (1980), 50 yaşından sonra vestibüler ganglion nöronlarının sayısında bir azalma olduğunu bildirmiştir (Richter, 1980). Yaşla birlikte sensör yapılarda meydana gelen bu değişiklikler sonucunda; VOR kazancı düşmekte, postüral stabilite azalmakta, düşme riski ise artmaktadır (Iwasaki ve Yamasoba, 2015; Sturnieks ve ark., 2008).

Vestibüler sistemde olduğu gibi vizüel sistemde de yaşla birlikte, hastalıktan bağımsız olarak görme alanında daralma, gözün odaklanma yeteneğinde bozulma, karanlığa-ışığa hassasiyet ve renk hassasiyetinde azalmanın da arasında sayılabileceği bazı değişiklikler meydana gelir. Bu değişiklikler nedeniyle çevresel ve derinlik algısı

etkileneceğinden, postüral kontrolü sağlamada bozulmalara neden olabilmektedir (Black ve Wood, 2005).

Denge sistemine katkıda bulunan kas-iskelet sisteminde kas gücünde azalma da denge bozukluğuna etki edebilmektedir (Woollacott ve Shumway-Cook, 1990). Bununla birlikte yürümede adım hızı ve uzunluğunda azalma gibi değişiklikler meydana gelir (Kimura ve ark., 2006). Denge ve yürümenin bozulmasının beraberinde reaksiyon hızı, koordinasyon ve güç gibi günlük yaşam etkinliklerini yapabilmek için önemli olan sistemlerde de yetersizlikler görülmektedir. Bu durum düşme riskini arttıran etkiler arasında yer alır (Atay ve Akdeniz, 2010).

Yaşlılarda görülen yürüme ve denge bozuklukları, yaşam kalitesini ve fonksiyonelliği olumsuz etkiler. Yaşlı bireylerde denge bozukluğunu arttıran faktörlerin belirlenip, dinamik postüral kontroller sonucunda erken saptanmasını takiben yapılan uygun rehabilitasyon, çevre düzenlemeleri ve öneriler sayesinde bireylerin yaşam kalitesinin artabileceği düşünülmektedir (Şahin Onat ve ark., 2014; Koyuncu ve ark., 2017).

2.2. Yürüme

Hareket etmek amacıyla, en az bir ayağın her zaman yer ile temas ettiği şekilde destek alınarak, yer değişiminin sağlanmasına yürüme adı verilmektedir (Kanatlı ve ark., 2006).

Yaşamımızın ilk yıllarından yaşlılık yıllarına kadar tüm süreçte yürümek en önemli ulaşım yöntemimizdir. Yürümenin gerçekleşmesi basit görünmesine rağmen görsel, somatosensör girdiler ve vestibüler katkılar dahil olmak üzere tüm vücudun karmaşık bir koordinasyonu ile gerçekleşmektedir (Bent ve ark., 2004).

2.2.1. Yürüyüş Fazları

Yürüme, sürekli kendini tekrarlayan ve yürüme döngüsü olarak adlandırılan hareketlerden meydana gelir. Yürüme döngüsü iki fazdan oluşmaktadır. Ayağın yerle temas ettiği süreye duruş fazı, temasın olmadığı havada geçen döneme ise salınım fazı denilmektedir (Şekil 2-15).

1-Duruş Fazı: Topuğun yere değmesi ile başlayan ve parmak ucunun kalkışıyla biten fazı belirtmektedir. Yürüme periyodunun %60'ını meydana getirir. Beş alt bölümü vardır. Bunlar:

- Topuk Vuruşu Fazı: Başlangıç çift destek fazıdır, her iki ayak yerle temastadır.
- Taban Teması Fazı: Kalça ve diz fleksiyonda ayak ise yer ile tam temastadır.
- Orta Duruş Fazı: Tek destek fazının başlangıcıdır. Kontrolateral parmak kalkışı ile total vücut ağırlığı orta duruştaki bacağı aktarılır.

-Topuk Kalkışı Fazı: Tek destek fazının son bölümüdür.

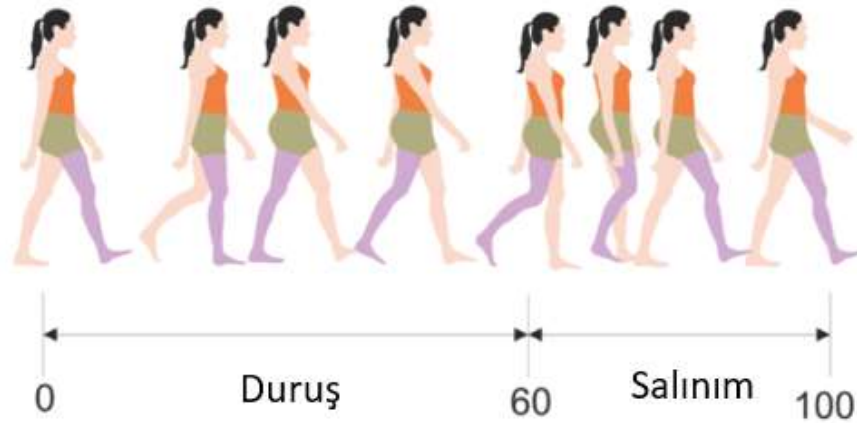
-Parmak Kalkışı Fazı: Karşı ekstremitelere yere temas ettiğinde başlar, parmakların yerden kalkmasıyla sonlanır. Duruş fazının bitip, sallanma fazının başladığı dönemdir.

2-Salınım Fazı: Salınım fazı parmakların yerden kalkmasıyla başlar ve topuk vuruşu ile sonlanır. Yürüme periyodunun %40'ını oluşturur. Üç alt bölüme oluşur. Bunlar:

-Salınımın Başlangıç Fazı: Ayağın yerle temasının bitmesiyle başlar, diğer "ekstremitenin" sırasına ayağın gelmesiyle sonlanan fazdır.

-Orta salınım Fazı: Sallanma fazındaki bacak duruş fazındaki bacağın yanına gelir ve önüne geçer.

-Salınım Fazının Son Bölümü: Sallanma fazındaki ayağın duruş fazındaki diğer ayağı geçtiği an başlar, ayak yere dokunduğu anda sonlanır (Perry ve Burnfield, 1992).



Şekil 2-15: Yürüyüş döngüsü.

(<https://www.ftrsaglik.com/yurume-mekanigi/>)

2.2.2. Yürüyüş Parametreleri

Denge kontrolündeki bozulmaları teşhis etmek, fonksiyonel yeteneği değerlendirmek ve düşme riskini tahmin etmek için yürüyüş parametrelerinin değerlendirilmesi önemlidir (Moe-Nilssen ve Helbostad, 2004). Yürümenin ve yürüme analizinin temel prensiplerini anlayabilmek için zaman ve mesafe parametrelerinin bilinmesi gereklidir (Şekil 2-16). Parametreler:

- Adım Uzunluğu; bir ayağın yere temasından diğer ayağın aynı noktasının yerle teması arasındaki mesafedir.

- Çift Adım Uzunluğu: Yürüme döngüsünde aynı ayağın iki topuk vuruşu arasındaki mesafedir.

-Adım Genişliği (Destek Yüzeyi): Her iki ayağın topuklarının yerle temas ettiği noktalar arasındaki uzaklıktır.

-Tempo (Kadans): Bir dakikadaki adım sayısıdır.

-Tek destek; yürüme döngüsünde tek ayağın yere temas ettiği zamana tek destek fazı denir.

-Çift destek; yürüme döngüsünde her iki ayağın yerle temasının olduğu zamana çift destek fazı denir. Çift destek fazı yürüme döngüsü içerisinde, duruş fazının başında ve sonunda iki kez görülür. Yürüme hızı arttıkça çift destek fazının süresi kısalmır. Koşma sırasında ise çift destek fazı ortadan kalkar.

-Ayak açısı; orta referans çizgiye göre ayağın oluşturduğu açıdır.

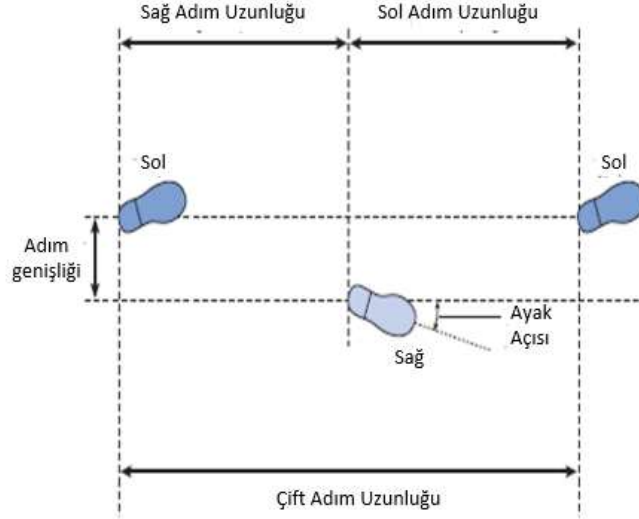
- Hız; belirli bir sürede kat edilen mesafedir. Anlık hız, yürüme döngüsü boyunca değişkendir. Ancak ortalama hız, kadansın ve adım uzunluğunun ürünüdür.

-Adım süresi; birbirini takiben iki topuk vuruşunun oluşması sırasında geçen süredir.

-Çift adım süresi; iki topuk vuruşunun aynı ayakta oluşma süresidir.

-Sallanma süresi; tek destek fazındayken diğer ayağın yerle temasının olmadığı süredir.

-Toplam destek; bir ayağın yürüyüş döngüsünü tamamladığında yerle temas ettiği toplam süredir (Beng ve ark., 2014; Kharb ve ark., 2011; Bauby ve Kuo, 2000).



Şekil 2-16: Yürüme parametreleri.

(Kharb ve ark., 2011)

2.2.3. Yürüyüş Analizinde Kullanılan Yöntemler

İnsan gözü hızlı hareketleri algılamakta yetersiz kaldığından yürüyüşün değerlendirilmesi için ayrıntılı, sayılar ve grafikler ile güvenilir inceleme yöntemlerine ihtiyaç duyulmuştur. Bu yöntemler ile moment, kuvvet ve kastedeki değişimleri değerlendirmek de mümkün hale gelmiştir. Doğru tanı ve başarılı bir tedavi için normal yürümenin patolojik olandan ayrılması, tedavinin planlanması, tedavi sürecinin izlenmesi, karşılaştırma imkanının ve arşivlemenin olması gibi olanaklar sağlayan analiz yöntemleri yürüyüşün değerlendirilmesinde gereklidir (Yavuzer, 2014). Yürüyüş analizinde kullanılan bazı yöntemler;

-Gözlemsel Analiz: Video ile kayıt alma olanağıyla daha güçlü bir yöntem olarak kullanılabilir.

-Kinematik Analiz: Vücudun uzaydaki hareketi incelenir. Optik kameralar, ultrasonik kayıt ediciler, üzerinde alıcılar bulunan yürüme yolları ve hareket algılayıcılar kullanılarak kayıt edilebilir. Yürüme hızı, adım uzunluğu, iki adım uzunluğu ve kadans gibi değerler belirlenebilir.

-Kinetik Analiz: Hareketi oluşturan kuvvetlerin incelenmesidir (Zemin ile ayak arasındaki "yer reaksiyon kuvveti" gibi).

-Dinamik Elektromiyografi (EMG): Dinamik EMG, yürüyüş sırasında incelenen kasların elektrotlar yardımıyla kasılma zamanlamasını ve süresini gösterir (Kanatlı ve ark., 2006; Yavuzer, 2014).

2.3. Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması

Güvenli bir şekilde ayakta durma, yürüme ve günlük aktiviteleri sürdürebilme yeteneği; fizyolojik mekanizmaların karmaşık bir etkileşimine dayanmaktadır. Buna bağlı olarak bir kişinin dengesini korumada neyin yanlış olduğunu anlamak için birçok sistemin değerlendirilmesi gerekir (Horak, 2006).

Statik denge becerilerinin değerlendirilmesi, kişinin tek ayak ya da topuk-burun konumu üzerinde dururken salınım ölçümlerini içerebilir. Bu ölçümler gözleri açık ve kapalı olarak yapılabilmektedir. Dinamik denge becerilerini değerlendirmek ise kişiyi başını hareket ettirirken, yürürken gibi aktif durumlarda incelemeyi gerektirir. Daha fazla denge testi, tandem yürüyüş (topuk-burun), geriye veya yanlara doğru yürümeyi içerebilir. Kişinin her iki ayağı da yerde dururken bir nesneye ulaşabileceği mesafeyi ölçmek gibi testler kullanılabilir (Shumway-Cook, 2007).

Klinik denge değerlendirmesi, düşme riskini değerlendirmeye ve / veya denge bozukluklarının altında yatan nedenleri belirlemeye yardımcı olabilir. Bilgisayarlı sistemler ve giyilebilir sensörler kullanılarak; dengenin objektif ölçümleri, klinik uygulamaya daha hassas, spesifik ve duyarlı denge testi geliştirilebilir (Mancini ve Horak, 2010).

Postüral kontrol, statik ve dinamik dengeye etki eden parametrelerin hasta üzerinde taşınabilir bir donanım yapısıyla değerlendirme olanağı vermesi için "Dinamik Vestibüler Sistem Analiz Algoritması" geliştirilmiştir. Geliştirilmiş olan cihazın; sabit yapıya sahip bir platform olmaksızın, hastanın serbest hareketi sırasında eş zamanlı olarak değerlendirme sağlamanın denge sorununa yönelik hızlı ve yüksek doğrulukta bilgi verebileceği belirtilmektedir. Bununla birlikte portatif yapıya sahip olan bu cihaz sayesinde kişilerin günlük yaşamı sırasında değerlendirilmesi imkanının olabileceği diğer bir avantajı olarak bahsedilmiştir (Kara, 2017).

Cihazın oluşturulması sırasında hedeflenen kullanım alanları arasında;

-Hastanın problemlerine yönelik olarak denge performansının değerlendirilmesi,

-Vestibüler bozuklukların değerlendirilmesi,

-Tedavi ve rehabilitasyon süreci ve sonrasında meydana gelen denge performans değişikliklerinin izlenmesi,

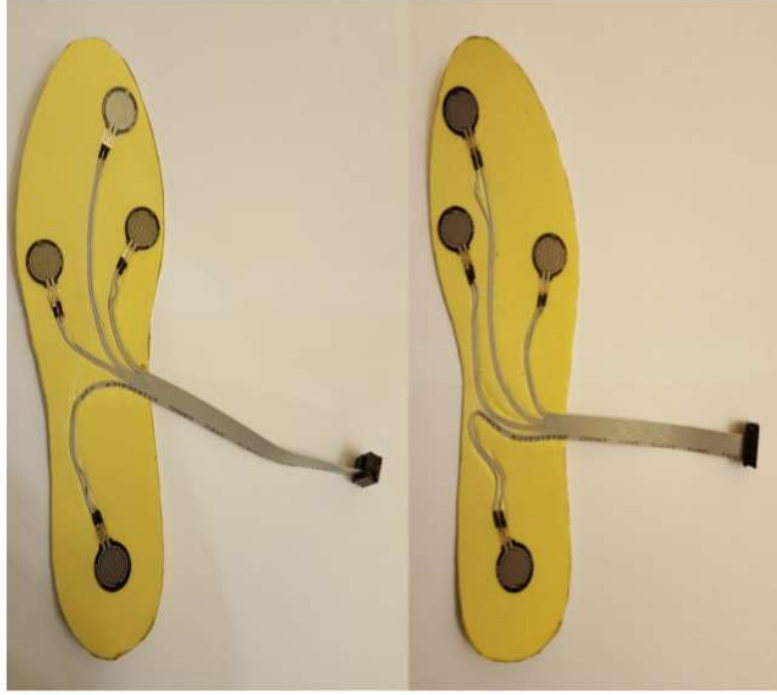
-Cihazla alınan bilgiler sayesinde daha etkin vestibüler rehabilitasyon programlarının oluşturulması yer almış (Kara, 2017).

“Dinamik Vestibüler Sistem Analiz Algoritması” ile veriler alınırken; kişinin ayak numarasına uygun olarak piezoresistif analog basınç sensörleri içeren tabanlıklar kullanılarak (36-38-40-42-44 numaralı 5 farklı boyutta) ayak tabanındaki basınç dağılımı elde edilmiştir (Şekil 2-17). Basınç sensörleri, tabanlıkların her bir tekinde 4 adet olacak şekilde resimde görülen konumlarda (Şekil 2-18) “plastazot” malzemesine yerleştirilmiştir. Deneğin kendi ayakkabısına tabanlık yerleştirilerek yürümesinin hem yürüme karakteristiği hem de cihazın daha sonra kullanılmasının hedeflendiği günlük ortamlarda değerlendirme durumu için daha avantajlı olduğu geliştirme sürecinde belirlenmiştir (Kara, 2017).



Şekil 2-17: Basınç sensörlerinin yer aldığı farklı numaralardaki tabanlıklar.

(Kara, 2017)



Şekil 2-18: Tabanlıklarda sensör yerleşimi.

(Kara, 2017)

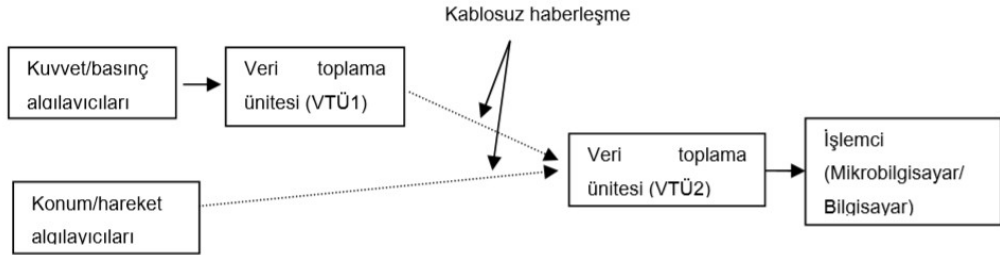
“Dinamik Vestibüler Sistem Analiz Algoritması” için vücut hareketlerine yönelik hız, konum ve yönelim bilgilerinin alınması amacıyla dokuz serbestlik derecesine sahip “ataletsel ölçüm birimi” kullanılmıştır. “Ataletsel ölçüm birimi” içerisinde üç eksen ivmeölçer (akselerometre), üç eksen dönüölçer (jiroskop) ve üç eksen manyetometre bulunmaktadır. Böylece yüksek doğrulukta hareket ve konum belirlenmesi sağlanmıştır. Yürüme verisinin elde edilmesi amacıyla alt vücut bölgesine 5 adet hareket ve konum algılayıcı sensörün yerleşimi gerçekleştirilmiştir (Şekil 2-19) (Kara, 2017).

Toplanan veriler ise işlenmesi için ikinci bir veri toplama ünitesi yardımıyla kablosuz sistemle eşzamanlı olarak bilgisayara ulaştırılmıştır (Şekil 2-20). Gelen veriler arasında anlamlı korelasyonu değerlendirebilmek amacıyla da bir program yazılmıştır (Kara, 2017).



Şekil 2-19: Kullanılan hareket algılayıcı sensörler.

(Roetenberg ve ark., 2013)



Şekil 2-20: Mobil dinamik sistemin işleyiş şeması.

(Kara, 2017)

Cihazın geliştirilmesi sonrası klinik kullanım açısından hedefleri arasında; farklı yaşlarda normal bireylerden ve tanısı bilinen hasta bireylerden alınan veriler ile veri bankası oluşturulması ve referans karakteristik bilgilerin alınması olduğu bildirilmiştir. Kara'nın 2017 yılında yaptığı çalışma ile sağlıklı genç erişkinlere ait veriler, oluşturulmuş olan mobil prototip sistem ile alınmıştır. Denge ve yürüme ile ilgili elde edilen öznitelikler değerlendirildiğinde; erkek ve kadın deneklerin vücut stabilitesi (anterior-posterior ve lateral salınım, ekstremitte hareket açıları, ayağın yerden yükselmesi...) ve

yürüyüş paterni (adım simetrisi, hızı, genişliği...) arasındaki ilişkilerin literatürü destekleyen sonuçlar verdiği bulunmuştur. Sadece normal-patoloji ayrımı konusunda değil, gelişimsel süreçlerin ve yaşlanmanın denge üzerindeki etkilerinin de farklı yaş gruplarında yapılan normalizasyon ile değerlendirilebileceği belirtilmiştir (Kara, 2017).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız; Temmuz 2018 ve Mart 2019 tarihleri arasında İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı, Odyoloji Bölümü'nde 168 katılımcı ile gerçekleştirildi. Çalışmanın etik açıdan uygunluğu, "İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu" tarafından 3 Temmuz 2018 tarihli toplantıda kabul edilmiş olup, 83045809-604.01.02 sayılı yazı ile bildirilmiştir.

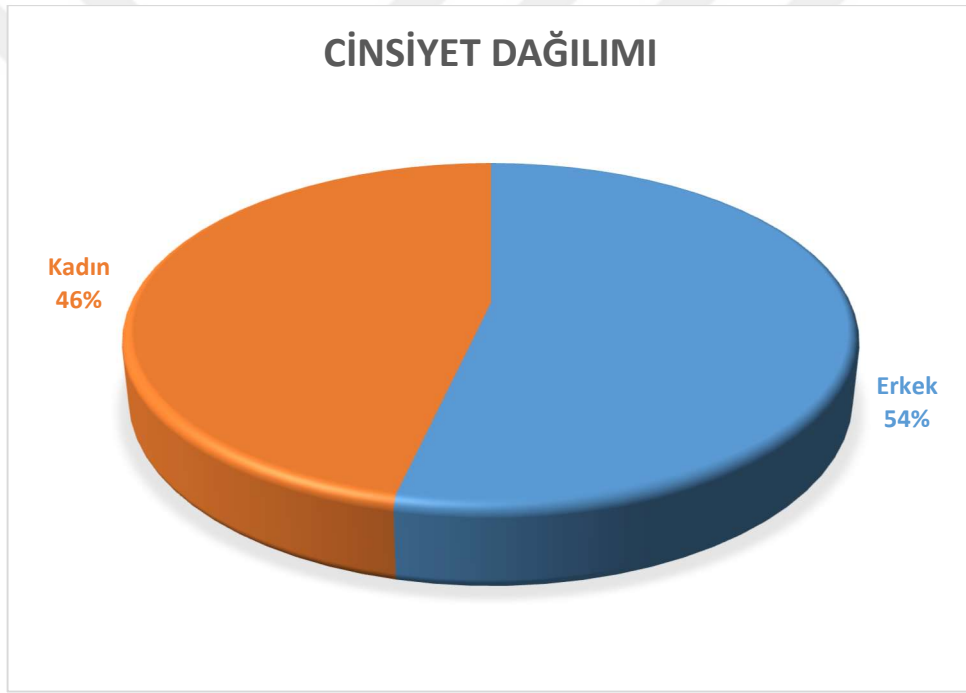
3.1. Katılımcılar

16-78 yaş aralığında, 78 kadın ve 90 erkek olmak üzere 168 kişi çalışmamıza (Tablo 3-1, şekil 3-1), "Bilgilendirilmiş Onam Formu"nu imzalayarak gönüllü olarak katılmıştır (Ek-1). Tüm katılımcılar için Ek-2'de verilen anamnez formu doldurulmuştur. Katılımcılar "16-20 yaş", "21-45 yaş", "46-64 yaş", "65 yaş ve üzeri" olmak üzere 4 yaş grubuna ayrılarak incelenmiştir ve gruplar arası veriler karşılaştırılmıştır.

Tablo 3-1: Katılımcıların demografik bilgileri.

Katılımcı Sayısı	168
Kadın	78
Erkek	90
Yaş Aralığı	16-78 yaş
Yaş Ortalaması	29,88
Kütle Aralığı	39-100 kg
Kütle Ortalaması	66,26 kg
Boy Aralığı	150-192 cm
Boy Ortalaması	168,67 cm

Katılımcı grupları; otojik muayenesi ve yaş ortalamalarına göre odyometrik bulguları normal olan (Katz ve ark., 2015), immitansmetrik inceleme sonuçları normal değerler arasında saptanan, dengesini etkileyebilecek güncel veya geçmiş tıbbi teşhisi bulunmayan, baş dönmesi ve/veya dengesizlik şikayeti belirtmeyen, bilinen nörolojik, psikolojik ve ortopedik bir hastalığı olmayan, bilinen göz problemi olmayan ya da gözlük/lens kullanımı ile normal görüş keskinliği sağlanmış bireylerden oluşturulmuştur. Son 6 ay içerisinde açıklanamayan düşme öyküsü olan, dış ve orta kulak problemi bulunan, santral sinir sistemini etkileyen düzenli ilaç kullanan kişiler çalışmaya dahil edilmemiştir.



Şekil 3-1: Katılımcıların cinsiyetlere göre dağılımı.

3.2. Odyolojik Değerlendirme

Tüm katılımcıların odyometrik ve immitansmetrik incelemeleri yapılmıştır. İmmittansmetrik incelemeler “*GSI TympanStar MiddleEar Analyzer Version 2*” (Grason-stadler Inc. Tiger/USA) immitansmetre ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 3-2). 226 Hz prob ton ile timpanometrik sonuçları tip A olan ve akustik refleksler bilateral olarak elde edilen

bireyler çalışmaya dahil edildi. Tip A timpanogram için komplians değerleri “0.3-1.5 ml” arasında ve tepe basıncı değerleri “-100 daPa ile + 50 daPa” arasında kabul edilmiştir (British Society of Audiology, 2013).

Odyometrik incelemeler “ANSI S3.1 1999 (R2003)” standartlarına uygun olan sessiz kabin içerisinde, “Interacoustics Clinical Audiometer AC40” (Interacoustics A/S. Middelfart/Denmark) odyometre kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3-3). Katılımcıların 125-8000 Hz arası hava yolu saf ses eşikleri, konuşmayı alma eşiği (SRT), konuşmayı ayırt etme skorları (SDS) ve rahatsız edici ses seviyesi (UCL) değerleri “Telephonics TDH-39” (Telephonics Corporation 815 Broad Hollow Rd Farmingdale, NY 11735 United States) supraaural kulaklıklar, 500-4000 Hz arası kemik yolu eşikleri “Radioear B 71” (Audiometer Allé 1 5500 Middelfart Denmark) kemik vibratör kullanılarak tespit edildi. İşitme eşikleri bulunurken *ascending tekniği* kullanıldı. Saf ses odyometri eşikleri ile konuşma odyometri sonuçları tüm katılımcılarda uyumlu bulgular gösterdi.



Şekil 3-2: GSI Tympstar Middle Ear Analyzer Version 2.

(<https://www.grason-stadler.com/>)



Şekil 3-3: Interacoustics Clinical Audiometer AC40.

(<https://healthmanagement.org/products/view/clinical-diagnostic-audiometer-audiometry-digital-ac40-interacoustics>)

3.3. Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması ile Değerlendirme

Taşınabilir bir donanım yapısına sahip olan “Dinamik Vestibüler Sistem Analiz Algoritması”; “TÜBİTAK proje desteği” ve “İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Odyoloji Bölümü” ile “İstanbul Teknik Üniversitesi Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Bölümü” ortaklığıyla geliştirilmiştir (Kara, 2017).

“Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması” ile her katılımcının postüral kontrol, statik ve dinamik denge parametreleri taşınabilir yapıda olan sensörler ve geliştirilmiş algoritma ile değerlendirildi. Vücut hareketlerinden veri toplanması amacıyla, beş adet “XSens” (*Xsens Technologies B.V. The Netherlands*) marka hareket ve konum algılayıcı sensör kullanıldı (Şekil 3-4). Böylece hızlı ve güvenli kablosuz veri aktarımı sağlandı (iç ortamda 20 metre, dış ortamda 50 metreye kadar erişime izin vermekte). Sensörlerin yerleşim yerleri Kara’nın (2017) çalışmasında belirtildiği gibi iki tanesi sağ ve sol ayak üstüne, iki tanesi sağ ve sol diz bölgesi, bir tanesi bel bölgesi üzerinde olacak şekilde konumlandırıldı (Şekil 3-5). Ayak tabanındaki basınç dağılımını izlemek için ise ayak numarasına uygun olarak hazırlanmış plastazot tabanlıklar katılımcının kendi ayakkabısının içine yerleştirildi.



Şekil 3-4: Çalışmamızda kullanılan Xsens marka hareket ve konum algılayıcı sensörler.

A: Xsens MTw geliştirme kiti

B: Kablosuz sensör ve alıcılar

C: Bilgisayar ile bağlantı

(<https://www.xsens.com/products/mtw-development-kit/?document=All%20documents>)

Vücut üzerine yerleştirilen sensörlerin küçük boyutta (34.5 x 57.8 x 14.5 mm) ve hafif (27 g) yapıda olması tercih edildi. Tüm sensörlerin hareketi kısıtlamayacak ve yürüyüş paternini etkilemeyecek konumda olmasına dikkat edildi (Şekil 3-5). Tüm bu sensörlerden alınan veriler, kablosuz veri toplama üniteleri aracılığıyla işlenmesi için test ortamındaki bilgisayara aktarıldı. Hareket ve konum algılayıcı sensörlerin veri aktarımı için “*Xsens MTw geliştirme kiti*” içerisindeki alıcı kullanıldı. (Şekil 3-4). Ayak tabanına yerleşen basınç sensörlerinden alınan veriler ise bluetooth aracılığıyla, “*Arduino Mega ve HC-06 cihazlarının*” (www.arduino.cc) olduğu veri toplama seti sayesinde bilgisayara aktarıldı (Şekil 3-6). Katılımcılardan iki kez düz hat boyunca 12 m, normal yürüyüş ritimlerinde ve hızlarında yürümeleri istenildi. İki yürüyüş verilerinin ortalaması alınarak analizler sonuçlandırıldı.



Şekil 3-5: Sensörlerin vücut üzerindeki yerleşiminin görüntüsü.



Şekil 3-6: Tabanlıklardan kablosuz veri aktarımı için kullanılan sistem.

Vücut üzerine yerleştirilmiş beş sensörden alınan verilerin işlenmesiyle; “yürüme temposu, ortalama adım uzunlukları, adım hızı, katedilen yolda adım simetrisi, her bir ayağın yerden yükselmesi, adım genişliği (adımlar arası mesafe), vücut anterior-posterior (ön-arka) salınım açısı, vücudun anterior (öne) salınım sınırı, vücudun posterior (arkaya) salınım sınırı, yürüyüş eğim açısı, vücut lateral salınım (sağ-sol) sınırları, yürüyüş esnasında her bir dizin maksimum bükülme açısı, her bir dizin lateral hatta salınım sınırları” belirlendi.

Ayak tabanına yerleştirilmiş olan basınç sensörlerinde donanımsal hatalar olduğu için katılımcılardan alınan veriler çalışma dışı bırakılarak, değerlendirmeler içerisine dahil edilemedi.

3.4. Araştırmada Kullanılan İstatistiksel Yöntemler

Değerlendirmelerde değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri kişi sayısı, yüzde değeri ve ortalama, standart sapma, medyan ile sunulmuştur. Kesikli değişkenler “ChiSquare Testi” ile kıyaslanmıştır. Normal dağılımlı değişkenler Independent Samples T Testi ile değerlendirilmiştir. İki sũrekli değişken arasındaki ilişkinin yũnũnũ ve gũcũnũ belirlemek amacıyla “Spearman Korelasyon Testi” kullanılmıştır. Bağımlı değişken sayısının 2’den fazla olduğu durumlarda değerlendirme “ANOVA (Ananalysis of Variance)” yũntemi, Anova analizi sonucunda grup içi anlamlılığı test etmek için “Tukey LSD (Least Square Difference)” testleri kullanılmıştır.

Yaş gruplarında 65 yaş ũstũ grubun ũrnekleme sayısının sınırlı olmasından dolayı, korelasyon analizlerinde 46-64 grubu ile veriler birleştirilerek korelasyon analizleri yapılmıştır.

Bahsi geçen analizler için “Statistical Package for the Social Science programı (SPSS-25)” kullanılarak, gũven aralığı %95 dũzeyinde tutularak analiz sonuçları $p < 0,05$ dũzeyi ile karşılaştırılarak yorumlanmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmamız; Temmuz 2018 ve Mart 2019 tarihleri arasında 168 (78 kadın, 90 erkek) katılımcı ile gerçekleştirildi. Tüm katılımcılar “Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması” ile değerlendirilerek “yürüme temposu”, “ortalama adım uzunlukları”, “adım hızı”, “katedilen yolda adım simetrisi”, “her bir ayağın yerden yükselme mesafesi”, “adım genişliği (adımlar arası mesafe)”, “vücut anterior-posterior (ön-arka) salınım sınırları”, “vücut lateral salınım (sağ-sol) sınırları”, “yürüyüş eğim açışı”, yürüyüş esnasında her bir “dizin maksimum bükülme açısı”, her bir “dizin lateral hatta salınım sınırları” parametrelerine ait bulgular elde edildi. Parametrelerin kendi içerisindeki ilişkilerini değerlendirmek amacıyla korelasyon analizleri yapıldı. Yaşa bağlı değişimleri değerlendirmek amacıyla katılımcılar “16-20 yaş”, “21-45 yaş”, “46-64 yaş”, “65 yaş ve üzeri” olmak üzere 4 gruba ayrılarak incelendi ve gruplar arası veriler karşılaştırıldı. Gruplara ait katılımcı sayıları, yaş ortalamaları ve standart sapma değerleri Tablo 4-1’de yer almaktadır.

Tablo 4-1: Gruplardaki katılımcı sayıları, yaş ortalamaları ve standart sapma değerleri.

Gruplar	Katılımcı Sayısı	Yaş Ortalaması
16-20 Yaş	66	18,56±1,22
21-45 Yaş	64	24,83±5,87
46-64 Yaş	26	52,81±5,33
65 Yaş ve üzeri	12	69,42±4,64
Toplam	168	29,88±16,55

Ortalama±Standart Sapma

4.1. Her Yaş Grubunda Parametrelerin Ortalama Değerleri

Yürüme hızına bağlı parametrelerin her yaş grubu için ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4-2’de gösterilmektedir.

Tablo 4-2: Yürüme hızına bağlı verilerin ortalamaları ve standart sapma değerleri.

Gruplar	Yürüme Temposu (adım/sn)	Ortalama Adım Uzunluğu (m)	Katedilen Yolda Adım Simetrisi	Adım Hızı (m/sn)
16- 20 Yaş	2,05± 0,13	0,64± 0,06	1,06± 0,09	1,36± 0,15
21-45 Yaş	2,02±0,13	0,64±0,06	1,23±0,69	1,36±0,16
46-64 Yaş	1,92±0,19	0,61±0,07	3,13±2,84	1,20± 0,17
65 Yaş ve üzeri	1,95±0,38	0,59±0,16	4,08± 2,76	1,20±0,17

Ortalama±Standart Sapma

Yürüme karakteristiğine yönelik, ayak bileği hareketliliği verilerinin her yaş grubu için ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4-3’te gösterilmektedir.

Tablo 4-3: Ayak bileği hareketliliği verilerinin ortalamaları ve standart sapma değerleri.

Gruplar	Sağ Ayağın Yerden Yükselmesi (m)	Sol Ayağın Yerden Yükselmesi (m)	Ortalama Adım Genişliği (m)
16- 20 Yaş	0,12± 0,02	0,13±0,02	0,18±0,06
21-45 Yaş	0,12±0,03	0,13±0,03	0,18±0,05
46-64 Yaş	0,13±0,08	0,14±0,05	0,17±0,10
65 Yaş ve üzeri	0,12±0,04	0,12±0,03	0,14±0,07

Ortalama±Standart Sapma

Vücut salınım sınırlarına ait verilerin her yaş grubu için ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4-4’de belirtilmektedir.

Tablo 4-4: Bel anterior-posterior salınım sınırları ve yürüyüş eğim açısına ait verilerin ortalamaları ve standart sapma değerleri.

Gruplar	Bel Posterior Salınım [Derece]	Bel Anterior Salınım [Derece]	Bel Anterior-Posterior Salınım [Derece]	Yürüyüş Eğim Açısı [Derece]
16- 20 Yaş	3,67±0,52	4,60±0,80	8,27±1,09	6,63±0,93
21-45 Yaş	3,52±0,68	4,57±0,80	8,08±1,32	6,57±1,08
46-64 Yaş	3,68±1,07	4,63±1,43	8,31±2,26	5,18±2,62
65 Yaş ve üzeri	3,93±1,49	3,96±1,22	7,90±2,57	3,28±1,49

Ortalama±Standart Sapma

Bel lateral salınım sınırlarına ait verilerin ortalamaları ve standart sapma değerleri Tablo 4-5’te yer almaktadır.

Tablo 4-5: Bel lateral salınım sınırlarına ait verilerin ortalamaları ve standart sapma değerleri.

Gruplar	Bel Lateral Salınım Sağ [Derece]	Bel Lateral Salınım Sol [Derece]	Bel Lateral Salınım Maks. [Derece]
16- 20 Yaş	6,05±1,29	5,83±1,27	11,64±2,02
21-45 Yaş	5,89±1,31	5,47±1,12	11,37±2,01
46-64 Yaş	5,27±1,93	5,26±1,93	10,50±2,38
65 Yaş ve üzeri	4,33±1,68	4,65±1,22	8,98±2,15

Ortalama±Standart Sapma

Diz bölgesi hareketliliği ve salınım verilerine ait ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4-6’da bulunmaktadır.

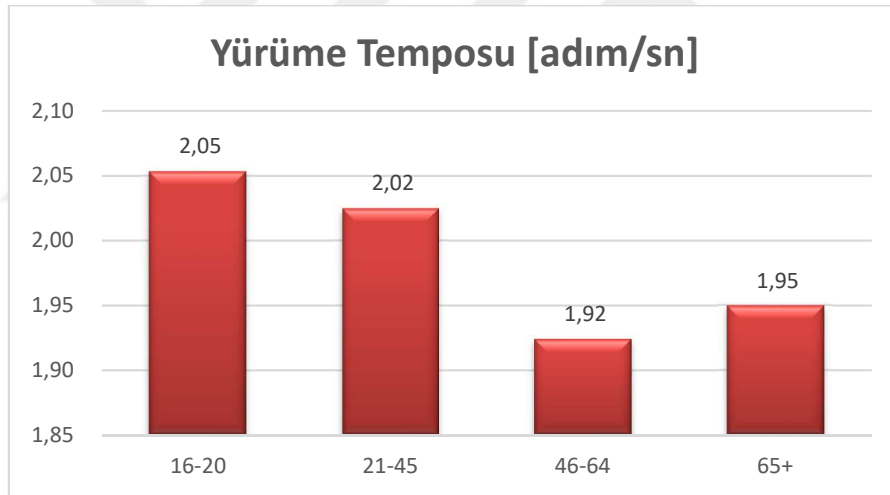
Tablo 4-6: Diz bölgesi hareketliliği ve salınım verilerine ait ortalama ve standart sapma değerleri.

Gruplar	Sol Diz Bükülme Açısı Maks. [Derece]	Sağ Diz Bükülme Açısı Maks. [Derece]	Sol Diz Lateral Salınım Maks. [Derece]	Sağ Diz Lateral Salınım Maks. [Derece]
16- 20 Yaş	61,89±9,78	60,62±8,24	13,84±2,05	13,25±2,38
21-45 Yaş	63,57±9,38	60,13±7,62	13,80±2,08	13,61±2,60
46-64 Yaş	42,99±6,81	42,41±6,00	16,13±3,94	14,70±3,83
65 Yaş ve üzeri	42,09±3,95	42,35±4,44	18,46±4,73	16,11±3,40

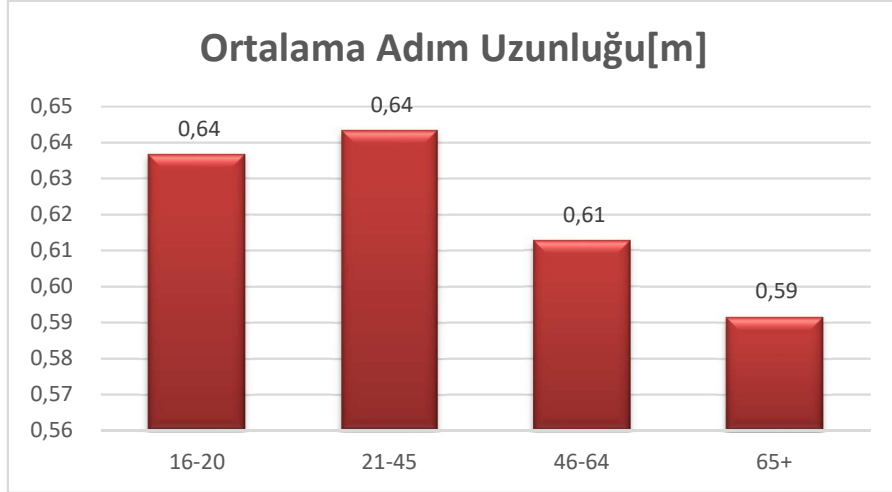
Ortalama±Standart Sapma

4.2. Yaş Gruplarında Parametrelerin Karşılaştırılması

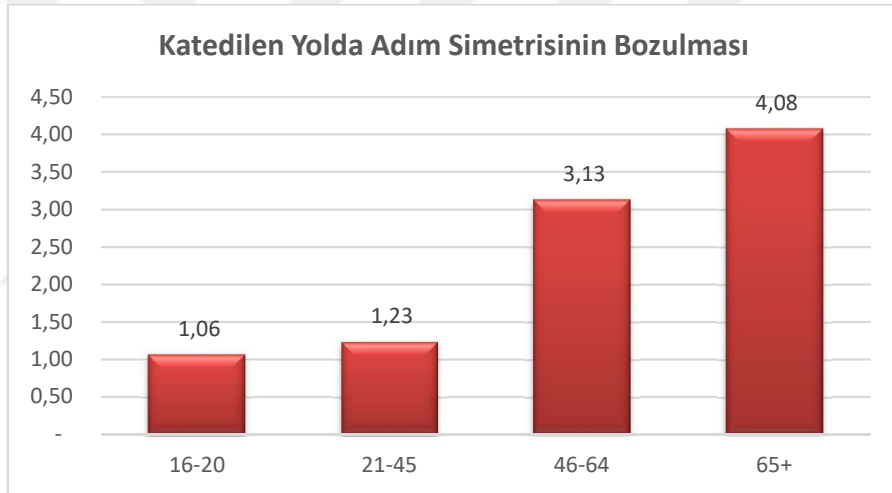
Yürüme hızına bağlı parametrelerin gruplar arası karşılaştırmaları amacıyla yapılan istatistiksel analiz sonucunda elde edilen p değerleri Tablo 4-7’de belirtildi. Yürüme temposunun “16-20 yaş/46-64 yaş” ve “21-45 yaş/46-64 yaş” grup karşılaştırılmasında yaşla birlikte anlamlı olarak azaldığı görüldü ($p<0.05$). Ortalama adım uzunluğunun “16-20 yaş/65 yaş ve üzeri”, “21-45 yaş/65 yaş ve üzeri” grup karşılaştırılmasında yaşla birlikte anlamlı olarak azaldığı bulundu ($p<0.05$). “16-20 yaş/21-45 yaş”, “46-64 yaş/65 yaş ve üzeri” hariç diğer tüm grup karşılaştırmalarında “kat edilen yolda adım simetrisinin” yaşla birlikte anlamlı olarak bozulduğu, adım hızının ise azaldığı tespit edildi ($p<0.05$). Anlamlı farklılıkların bulunduğu parametrelerin gruplara göre ortalama değerlerinin grafiksel gösterimleri Şekil 4-1, Şekil 4-2, Şekil 4-3 ve Şekil 4-4’te belirtilmektedir.



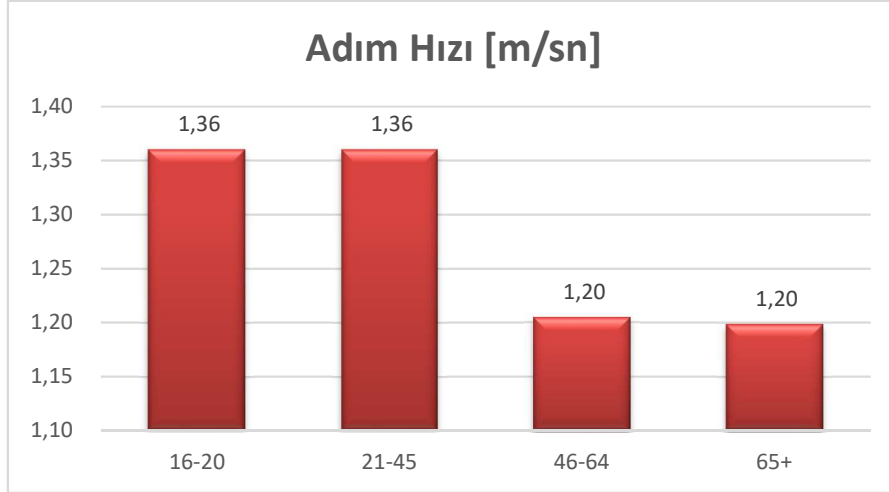
Şekil 4-1: Yürüme temposu ortalama değerler grafiği.



Şekil 4-2: Adım uzunluğu ortalama değerler grafiği.



Şekil 4-3: Katedilen yolda adım simetrisi ortalama değerler grafiği.



Şekil 4-4: Adım hızı ortalama değerler grafiği.

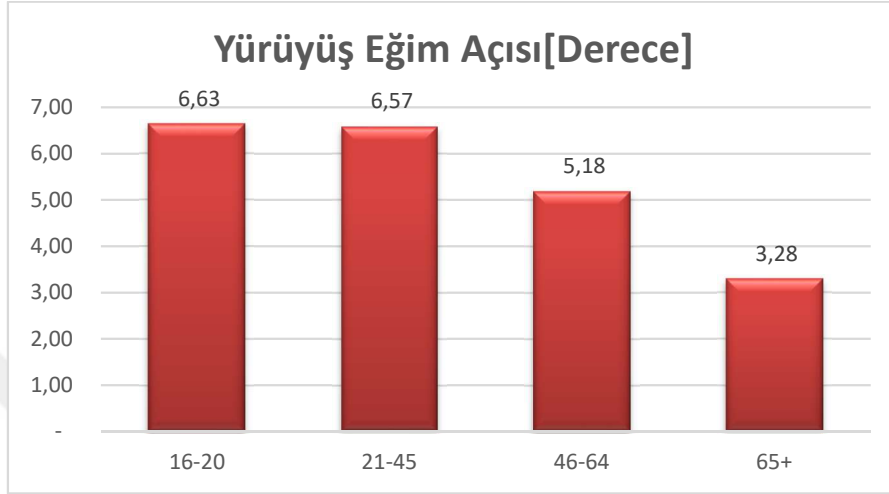
Tablo 4-7: Yürüme hızına bağlı parametrelerin gruplar arası karşılaştırılması (p değerleri).

	Yürüme Temposu	Ortalama Adım Uzunluğu	Katedilen Yolda Adım Simetrisi	Adım Hızı
16-20 yaş/21-45 yaş	0,3376	0,5822	0,4881	0,9945
16-20 yaş/46-64 yaş	0,0013*	0,1411	0,0000*	0,0000*
16-20 yaş/65 yaş ve üzeri	0,0523	0,0416*	0,0000*	0,0013*
21-45 yaş/46-64 yaş	0,0120*	0,0608	0,0000*	0,0000*
21-45 yaş/65 yaş ve üzeri	0,1618	0,0196*	0,0000*	0,0013*
46-64 yaş/65 yaş ve üzeri	0,6701	0,3878	0,0515	0,9151

*p<0,05

Gruplar arası sağ/sol ayağın yerden yükselmesi, ortalama adım genişliği ve bel anterior/posterior salınım sınırları verileri kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p>0,05). Yürüyüş eğim açısının gruplara göre ortalama değerleri Şekil

4-5’de grafiksel olarak gösterilmektedir. Yürüyüş eğim açısının; “16-20 yaş/21-45 yaş” gruplarının karşılaştırılması dışında diğer grupların farklılıkları incelendiğinde yaşla birlikte anlamlı olarak azaldığı görüldü (Tablo 4-8) ($p<0,05$).



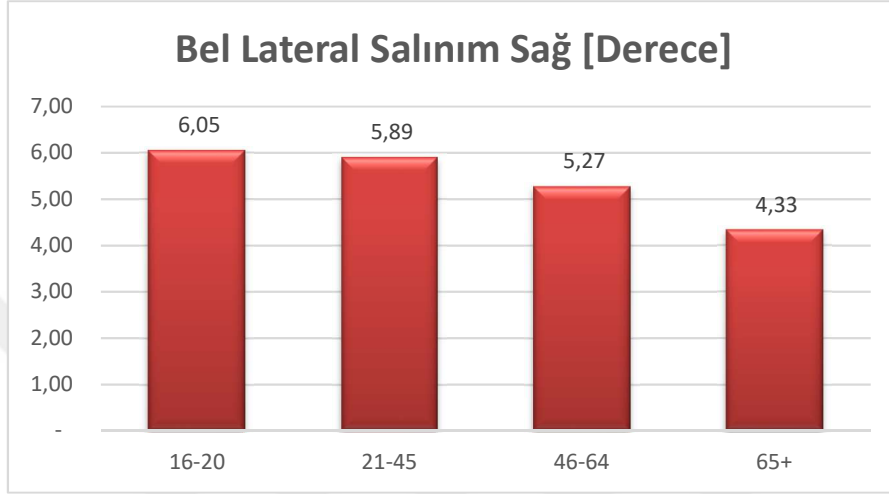
Şekil 4-5: Yürüyüş eğim açısı ortalama değerler grafiği.

Tablo 4-8: Yürüyüş eğim açısı verilerinin gruplar arası karşılaştırılması (p değerleri).

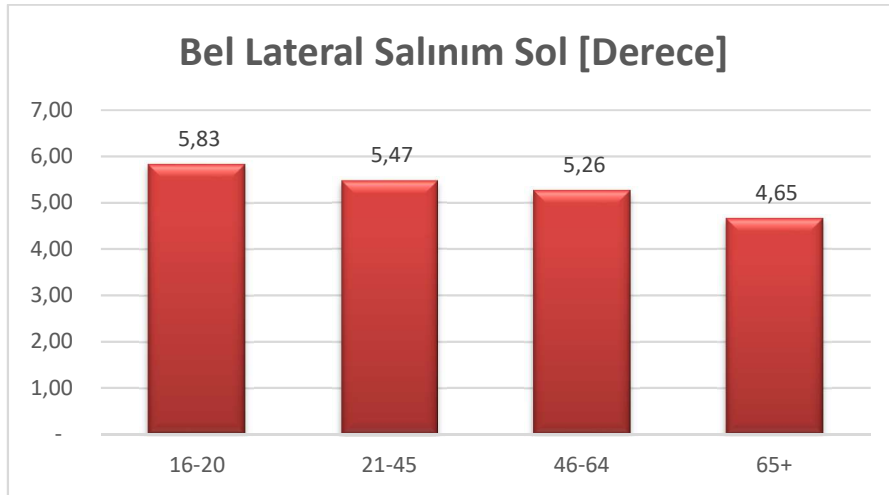
	Yürüyüş eğim açısı
16-20 yaş/21-45 yaş	0,8036
16-20 yaş/46-64 yaş	0,0000*
16-20 yaş/65 yaş ve üzeri	0,0000*
21-45 yaş/46-64 yaş	0,0000*
21-45 yaş/65 yaş ve üzeri	0,0000*
46-64 yaş/65 yaş ve üzeri	0,0002*

* $p<0,05$

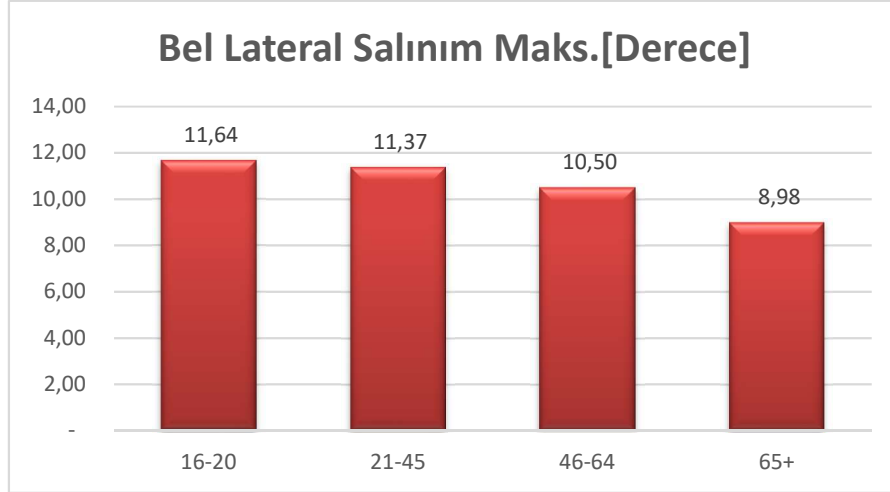
Bel lateral salınımlar sınırları için tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmamakla birlikte, yaş artışıyla bel lateral salınım sınırlarının azaldığı bulundu (Şekil 4-6, Şekil 4-7 ve Şekil 4-8). Bel lateral salınım sınırlarının gruplar arası istatistiksel karşılaştırmalarında elde edilen p değerleri Tablo 4-9'da yer almaktadır.



Şekil 4-6: Bel lateral salınım sağ ortalama değerler grafiği.



Şekil 4-7: Bel lateral salınım sol ortalama değerler grafiği.



Şekil 4-8: Bel lateral salınım maks. ortalama değerler grafiği.

Tablo 4-9: Bel lateral salınım verilerinin gruplar arası karşılaştırılması (p değerleri).

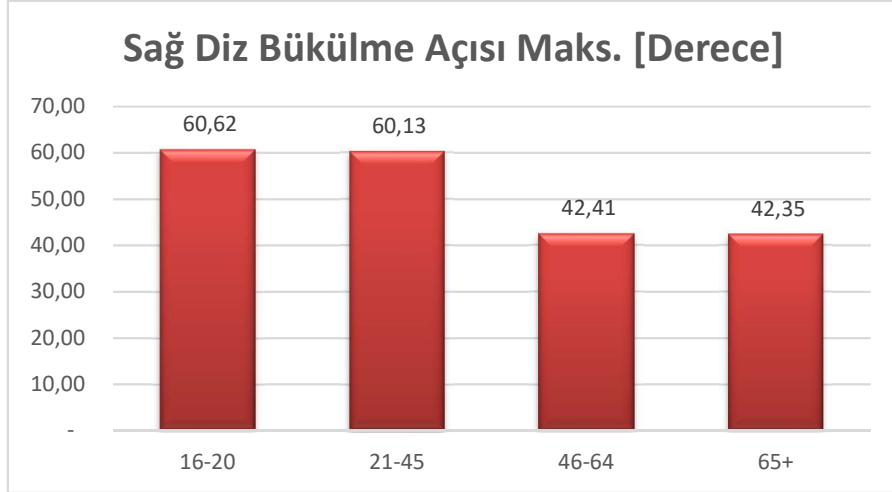
	Bel Lateral Salınım Sağ	Bel Lateral Salınım Sol	Bel Lateral Salınım Maks.
16-20 yaş/21-45 yaş	0,5422	0,1245	0,4643
16-20 yaş/46-64 yaş	0,0209*	0,0707	0,0186*
16-20 yaş/65 ve üzeri	0,0002*	0,0058*	0,0001*
21-45 yaş/46-64 yaş	0,0646	0,5188	0,0717
21-45 yaş/65 yaş ve üzeri	0,0007*	0,0557	0,0004*
46-64 yaş/65 yaş ve üzeri	0,0632	0,1934	0,0389*

*p<0,05

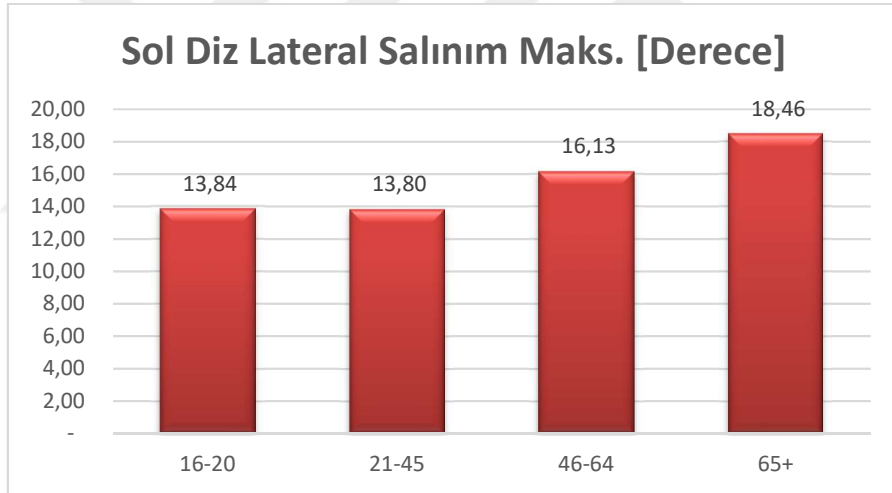
Diz bölgesi hareketliliği ve salınım verilerinin gruplar arasındaki farklılıkların istatistiksel analiz sonuçlarının p değerleri Tablo 4-10'da gösterilmektedir. "16-20 yaş/21-45 yaş" ve "46-64 yaş/65 yaş ve üzeri" karşılaştırılması hariç sol/sağ diz bükülme açısının yaşla birlikte azaldığı istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,05$). Diz bükülme açılarının ortalama değerleri Şekil 4-9 ve Şekil 4-10'da grafiksel olarak verilmektedir. Grupların karşılaştırılması sonucunda sol diz lateral salınım sonuçlarının, Tablo 4-10'da verilen $p < 0,05$ olan kıyaslamalarda yaş arttıkça anlamlı olarak arttığı tespit edildi ($p < 0,05$). Sağ/Sol lateral salınımın gruplara göre ortalama değerler grafiği Şekil 4-11 ve Şekil 4-12'de yer almaktadır.



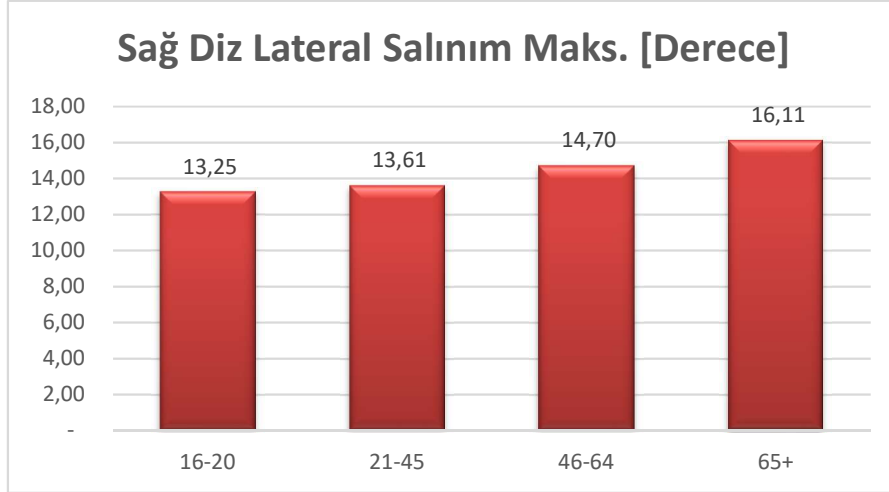
Şekil 4-9: Sol diz bükülme açısı ortalama değerler grafiği.



Şekil 4-10: Sağ diz bükülme açısı ortalama değerler grafiği.



Şekil 4-11: Sol diz lateral salınım ortalama değerler grafiği.



Şekil 4-12: Sağ diz lateral salınım ortalama değerler grafiği.

Tablo 4-10: Diz bölgesi hareketliliği ve salınım verilerinin gruplar arası karşılaştırılması (p değerleri).

	Sol Diz Bükülme Açısı Maks.	Sağ Diz Bükülme Açısı Maks.	Sol Diz Lateral Salınım Maks.	Sağ Diz Lateral Salınım Maks.
16-20 yaş/21-45 yaş	0,2852	0,7074	0,9459	0,4636
16-20 yaş/46-64 yaş	0,0000*	0,0000*	0,0000*	0,0267*
16-20 yaş/65 yaş ve üzeri	0,0000*	0,0000*	0,0003*	0,0014*
21-45 yaş/46-64 yaş	0,0000*	0,0000*	0,0000*	0,0963
21-45 yaş/65 yaş ve üzeri	0,0000*	0,0000*	0,0003*	0,0052*
46-64 yaş/65 yaş ve üzeri	0,7725	0,9814	0,0138*	0,1519

*p<0,05

4.3. Parametreler Arasında Korelasyon Bulguları

Tüm katılımcı verilerinde ve alt gruplarda parametrelerin birbirleriyle olan ilişkileri “*Spearman Korelasyon Testi*” ile değerlendirildi. Yaş gruplarında 65 yaş üstü grubun örneklem sayısının sınırlı olmasından dolayı, korelasyon analizlerinde 46-64 yaş grubu ile verileri birleştirilerek analiz gerçekleştirildi. Tablo 4-11, tablo 4-12, tablo 4-13 ve tablo 4-14’de korelasyon analizleri istatistiksel olarak anlamlı bulunan ($p < 0,05$) parametre ilişkileri ve korelasyon katsayıları (r değeri) bulunmaktadır.

Tablo 4-11: Tüm verilerde parametrelerin birbirleriyle ilişkisi.

Tüm Verilerde Anlamlı Bulunan Korelasyonlar	r değeri	p değeri
Yaş/Yürüme temposu	-,220**	0,004
Yaş/Ortalama adım uzunluğu	-,201**	0,009
Yaş/Kat edilen yolda adım simetrisi	,587**	0,000
Yaş/Adım hızı	-,362**	0,000
Yaş/Yürüyüş eğim açısı	-,549**	0,000
Yaş/Bel lateral salınım maks.	-,322**	0,000
Yaş/Sol diz bükülme açısı	-,664**	0,000
Yaş/Sağ diz bükülme açısı	-,682**	0,000
Yaş/Sol diz lateral salınım maks.	,468**	0,000
Yaş/Sağ diz lateral salınım maks.	,289**	0,000
Yürüme temposu/Adım hızı	,447**	0,000
Yürüme temposu/Yürüyüş eğim açısı	,273**	0,000
Ortalama adım uzunluğu/Adım hızı	,506**	0,000

Ortalama adım uzunluğu/Ortalama adım genişliği	-,199**	0,010
Ortalama adım uzunluğu/Sol diz bükülme açısı	,225**	0,003
Ortalama adım uzunluğu/Sağ diz bükülme açısı	,202**	0,009
Ortalama adım uzunluğu/Sol diz lateral salınım maks.	-,264**	0,001
Ortalama adım uzunluğu/Sağ diz lateral salınım maks.	-,214**	0,005
Kat edilen yolda adım simetrisi/Adım hızı	-,219**	0,004
Kat edilen yolda adım simetrisi/Bel anterior-posterior salınım	-,213**	0,006
Kat edilen yolda adım simetrisi/Yürüyüş eğim açısı	-,467**	0,000
Kat edilen yolda adım simetrisi/Bel lateral salınım maks.	-,249**	0,001
Kat edilen yolda adım simetrisi/Sol diz bükülme açısı	-,483**	0,000
Kat edilen yolda adım simetrisi/Sağ diz bükülme açısı	-,505**	0,000
Adım hızı/Bel anterior salınım	,168*	0,030
Adım hızı/Bel lateral salınım maks.	,183*	0,017
Adım hızı/Yürüyüş eğim açısı	,406**	0,000
Adım hızı/Sol diz bükülme açısı	,326**	0,000
Adım hızı/Sağ diz bükülme açısı	,321**	0,000
Adım hızı/Sol diz lateral salınım maks.	-,170*	0,028
Adım hızı/Sağ diz lateral salınım maks.	-,227**	0,003
Sağ ayağın yerden yükselmesi/Sol ayağın yerden yükselmesi	,672**	0,000

Sağ ayağın yerden yükselmesi/Yürüyüş eğim açısı	,333**	0,000
Sol ayağın yerden yükselmesi/Yürüyüş eğim açısı	,238**	0,002
Bel anterior-posterior salınım/Bel lateral salınım maks.	,231**	0,003
Bel anterior salınım/Bel posterior salınım	,526**	0,000
Bel anterior salınım/Yürüyüş eğim açısı	,251**	0,001
Yürüyüş eğim açısı/Bel lateral salınım maks.	,281**	0,000
Yürüyüş eğim açısı/Sol diz bükülme açısı	,372**	0,000
Yürüyüş eğim açısı/Sağ diz bükülme açısı	,406**	0,000
Sol diz bükülme açısı/Sağ diz bükülme açısı	,791**	0,000
Sol diz bükülme açısı/Sol diz lateral salınım maks.	-,433**	0,000
Sağ diz bükülme açısı/ Sağ diz lateral salınım maks.	-,258**	0,001
Sol diz lateral salınım maks./Sağ diz lateral salınım maks.	,432**	0,000

r: korelasyon katsayısı *p<0,05 **p<0,01

Tablo 4-12: 16-20 yaş grubunda parametrelerin ilişkisi.

16-20 Yaş Grubunda Anlamlı Bulunan Korelasyonlar	r değeri	p değeri
Yürüme temposu/Kat edilen yolda adım simetrisi	,256*	0,038
Yürüme temposu/Adım hızı	,302*	0,014
Yürüme temposu/Ortalama adım genişliği	-,459**	0,000
Yürüme temposu/Bel lateral salınım maks.	-,520**	0,000
Ortalama adım uzunluğu/Adım hızı	,634**	0,000
Katedilen yolda adım simetrisi/Sol diz bükülme açısı	-,487**	0,000
Katedilen yolda adım simetrisi/Sağ diz bükülme açısı	-,480**	0,000
Adım hızı/Ortalama adım genişliği	-,250*	0,043
Adım hızı/Bel anterior salınım	,248*	0,045
Adım hızı/Yürüyüş eğim açısı	,268*	0,030
Ortalama adım genişliği/Sağ ayağın yerden yükselmesi	-,406**	0,001
Ortalama adım genişliği/Sol ayağın yerden yükselmesi	-,578**	0,000
Bel anterior salınım/Bel posterior salınım	,322**	0,008
Bel anterior salınım/Sol diz lateral salınım maks.	-,297*	0,016
Bel anterior salınım/Sağ diz lateral salınım maks.	-,245*	0,048
Sağ diz bükülme açısı/Sol diz bükülme açısı	,567**	0,000
Sağ diz lateral salınım maks./Sol diz lateral salınım maks.	,457**	0,000

r: korelasyon katsayısı

*p<0,05

**p<0,01

Tablo 4-13: 21-45 yaş grubunda parametrelerin ilişkisi.

21-45 Yaş Grubunda Anlamlı Bulunan Korelasyonlar	r değeri	p değeri
Yaş/Kat edilen yolda adım simetrisi	,379**	0,002
Yaş/Sol diz bükülme açısı	-,394**	0,001
Yaş/Sağ diz bükülme açısı	-,273*	0,029
Yaş/ Sol diz lateral salınım maks.	,359**	0,004
Yaş/ Sağ diz lateral salınım maks.	,268*	0,032
Yürüme temposu/Adım hızı	,390**	0,001
Yürüme temposu/Yürüyüş eğim açısı	,336**	0,007
Ortalama adım uzunluğu/Adım hızı	,586**	0,000
Kat edilen yolda adım simetrisi/Bel lateral salınım maks.	-,247*	0,049
Kat edilen yolda adım simetrisi/Sol diz bükülme açısı	-,408**	0,001
Kat edilen yolda adım simetrisi/Sağ diz bükülme açısı	-,472**	0,000
Adım hızı/Bel anterior salınım	,263*	0,036
Adım hızı/Yürüyüş eğim açısı	,432**	0,000
Sağ ayağın yerden yükselmesi/Sol ayağın yerden yükselmesi	,799**	0,000
Sağ ayağın yerden yükselmesi/Bel lateral salınım maks.	,339**	0,006
Sol ayağın yerden yükselmesi/ Bel lateral salınım maks.	,269*	0,032
Bel anterior-posterior salınım/Bel lateral salınım maks.	,374**	0,002

Bel anterior salınım/Bel posterior salınım	,569**	0,000
Bel lateral salınım sağ/Bel lateral salınım sol	,383**	0,002
Bel lateral salınım sağ/Sol diz bükülme açısı	,322**	0,009
Bel lateral salınım sol/Sağ diz bükülme açısı	,388**	0,002
Sağ diz bükülme açısı/Sol diz bükülme açısı	,547**	0,000

r: korelasyon katsayısı *p<0,05 **p<0,01

Tablo 4-14: 46 yaş ve üzeri grupta parametrelerin ilişkisi.

46 Yaş ve Üzeri Grupta Anlamli Bulunan Korelasyonlar	r değeri	p değeri
Yaş/Bel anterior salınım	-,327*	0,045
Yaş/Yürüyüş eğim açısı	-,412*	0,010
Yaş/Bel lateral salınım maks.	-,357*	0,028
Yürüme temposu/Ortalama adım uzunluğu	-,563**	0,000
Yürüme temposu/Adım hızı	,508**	0,001
Yürüme temposu/Bel lateral salınım maks.	,386*	0,017
Ortalama adım uzunluğu/Sol diz lateral salınım maks.	-,360*	0,026
Ortalama adım uzunluğu/Sağ diz lateral salınım maks.	-,331*	0,043
Kat edilen yolda adım simetrisi/Bel anterior-posterior salınım	-,321*	0,049
Kat edilen yolda adım simetrisi/Yürüyüş eğim açısı	-,347*	0,033

Sağ ayağın yerden yükselmesi/Sol ayağın yerden yükselmesi	,634**	0,000
Sağ ayağın yerden yükselmesi/Yürüyüş eğim açısı	,540**	0,000
Sol ayağın yerden yükselmesi/Yürüyüş eğim açısı	,411*	0,010
Bel anterior salınım/Bel posterior salınım	,620**	0,000
Bel anterior salınım/Yürüyüş eğim açısı	,399*	0,013
Bel lateral salınım maks./Yürüyüş eğim açısı	,367*	0,024
Sol diz bükülme açısı/Sağ diz bükülme açısı	,907**	0,000
Sol diz lateral salınım maks./Sağ diz lateral salınım maks.	,526**	0,001

r: korelasyon katsayısı *p<0,05 **p<0,01

5. TARTIŞMA

Denge; vizüel, somatosensör ve vestibüler duyulardan gelen bilgiler ile sağlanmaktadır (Desmond, 2004). Bu fizyolojik mekanizmaların karmaşık entegrasyonları ile ayakta durma, yürüme ve günlük aktiviteler güvenli bir şekilde devam ettirilmektedir. Bu nedenle denge sisteminin değerlendirilmesinde birçok sisteme yönelik bilgiler alınmalıdır (Horak, 2006). Kliniklerde dengenin etkili olarak incelenmesi için denge bozukluğunun tespiti, patofizyolojisinin belirlenmesi, tedavi gerekliliği ve tedavinin nasıl planlanacağına yönelik verilerin elde edilmesi amaçlanır (Palmieri ve ark., 2002). Denge performansı ayakta dururken veya yürürken dengenin farklı yönlerini kapsayan testlerle değerlendirilmektedir (Vereeck ve ark., 2008). Günlük aktivitelerin sürdürülmesinde oldukça önemli bir yeri olan yürüme birçok sistemin birlikte çalışmasıyla sağlanmaktadır. Bu sistemlerden birisi vestibüler sistemdir (Angunsri ve ark., 2011). Denge kontrolünün gelişim sürecinde, vestibüler sistem rolünün yetişkin seviyesine 15-16 yaşlarında ulaştığı ve dinamik denge becerilerinin yaşlanmayla birlikte azaldığı belirtilmektedir (Steindl ve ark., 2006; Cumberworth ve ark., 2007; Robertson ve Gregory, 2018).

Çalışmamızda kullanılan “Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması”; sabit bir platform ihtiyacı olmaksızın postüral kontrolün, statik ve dinamik dengenin, taşınabilir bir donanım yapısı ile değerlendirilmesi amacıyla geliştirilmiştir. Bu sistem serbest harekete izin veren giyilebilir hareket ve konum algılayıcı sensörler içeren bir analiz yöntemidir (Kara, 2017).

Lokomotor becerilerin sağlanabilmesi ve uygun motor yanıtların oluşmasında etkili olan vestibüler sistemin değerlendirilmesinde yürüyüş analizleri kullanılmaktadır. Vestibüler bozukluğu olan hastalarda yürüyüş analizi sonucunda; adım genişliği, yürüme hızı ve çift destek süresi parametrelerinde telafi edici değişiklikler olduğu görülmüştür. Vestibüler nörit hastalarını değerlendirmek için yapılan bir çalışmada sadece alt bacak bölgesine yerleştirilen iki jiroskop sensör kullanılmıştır. Ancak çalışma sınırlılıklarını aşmak için kullanılan sensör sayısında artış ve elektromiyografik ölçümlerin eklenmesi önerilmiştir (Kim ve ark., 2014). Bizim çalışmamızda kullanılan sistemde ise alt ekstremité üzerine beş adet sensör yerleşimi gerçekleştirilmiştir. Ayağın uç kısmına yerleştirilen iki sensör sayesinde “yürüyüşün temposu, adım hızı, ortalama adım uzunluğu, adım genişliği, yürüyüşün toplam mesafesi ve yönü, yürüyüşün simetrisi,

ayağın yerden yükselme mesafesine” ait veriler alınmıştır. Diz bölgelerine konumlandırılan sensörler ile “dizlerin bükülme açısı, lateral hatta salınım” değerlerine ait bilgiler elde edilmiştir. Bel bölgesinde yer alan sensörden alınan verilerle “yürüyüş eğim açısı, vücut salınım sınırları (hem anterior-posterior hem de lateral olarak)” değerlendirilmiştir.

Yaptığımız çalışmada yürüme hızına bağlı parametrelerin gruplar arası karşılaştırmaları gerçekleştirilmiştir. Yürüme temposu için “16-20 yaş/46-64 yaş” ve “21-45 yaş/46-64 yaş” grupları karşılaştırıldığında anlamlı olarak yaşla birlikte azalma olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Adım hızı parametresinde “16-20 yaş/21-45 yaş” ve “46-64 yaş/65 yaş ve üzeri” grup karşılaştırmalarında anlamlı farklılık bulunmamıştır. Yaş farkının arttığı diğer grup kıyaslamalarında adım hızının istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde azaldığı tespit edilmiştir ($p<0,05$). Literatürde yaşla birlikte vestibüler sistem fonksiyonunda meydana gelen değişimlere yönelik bir telafi mekanizması olarak yürüme hızında azalma olduğu bulunmuştur (Anson ve Jeka, 2016). Yürüme hızındaki bu azalmanın, düşme riskini azaltma açısından uygulanan bir önlem olduğu belirtilmiştir (Culhane ve ark., 2005). Çalışmamızda elde edilen bu bilgilerin literatür ile uyumlu olduğu görülmüştür (Auvinet ve ark., 2002; Kimura ve ark., 2006).

Çalışmamızda, “16-20 yaş” ve “21-45 yaş” gruplarının ortalama adım uzunlukları “65 yaş ve üzeri” grupla karşılaştırıldığında, yaşın artışıyla adım uzunluğunda azalma olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Bizim çalışmamıza benzer olarak Schrage ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (2008), artan yaşla birlikte adım uzunluğunun ve adım hızının azaldığı bulunmuştur (Schrage ve ark., 2008). Mbourou ve arkadaşlarının (2003) yaptığı çalışmada ise genç yetişkinler ile düşme öyküsü olan ve olmayan yaşlı bireylerin adım uzunlukları değerlendirilmiştir. Düşme öyküsü olan yaşlı bireylerde ilk adım uzunluklarının daha kısa olduğu bulunmuştur. Adım uzunluğu değerlendirmelerinin postüral sorunlar ve düşme riski açısından önemli bilgiler sağlayabileceği belirtilmiştir (Mbourou ve ark., 2003).

“Kat edilen yolda adım simetrisi” parametresi, değer olarak 1’e yakınlığı simetrik adım karakteristiği olduğunu göstermektedir. Çalışmamızda dört yaş grubu için “kat edilen yolda adım simetrisi” karşılaştırmaları yapılmıştır. İstatistiksel analizler sonucunda; “16-20 yaş/46-64 yaş”, “21-45 yaş/46-64 yaş”, “16-20 yaş/65 yaş ve üzeri” ve “21-45 yaş/65 yaş ve üzeri” grup karşılaştırmalarında yaşla birlikte adım simetrisinin

bozulduğu bulunmuştur ($p<0,05$). Literatürde adım simetrisinin normal grupta yaşla birlikte değişimini inceleyen çok sayıda yayın bulunmamaktadır. Çalışmalar daha çok adım simetrisinin Parkinson gibi nörodejeneratif hastalıklar ve kas-iskelet sistemi problemleri konusunda bilgi sağlayabileceğini belirtmiştir (Albert ve ark., 2017). Düşme riskini arttıran durumlar arasında adım simetrisindeki bozulmalar da yer almaktadır (Kovacs, 2005). Bu yüzden adım simetrisinin değerlendirilmesi yürüyüş analizlerinde incelenen önemli parametrelerdendir.

Çalışmamızda kullanılan analiz sistemi sayesinde yürüyüş karakteristiğine ait parametrelerden olan “ayağın yerden yükselmesi” değerleri tespit edilmiş olup, gruplar arası ayakların yerden yükselmesi kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$). Literatürde ayağın yerden yükselme seviyesinin özellikle yaşlı bireylerde takılmalara bağlı düşmeleri arttırdığı ve incelenmesinin düşme riskine yönelik bilgiler vereceği bildirilmiştir (Barrett ve ark., 2010; Lai ve ark., 2012). Mariani ve arkadaşları (2010) giyilebilir bir sistem kullanarak yürüyüşün 3D uzaysal parametrelerini genç yetişkinlerde ve yaşlılarda incelemişlerdir. Ayağın yerden yükselmesinin iki grubu ayıran parametrelerden biri olduğunu raporlamışlardır (Mariani ve ark., 2010). Çalışmamız sonucunda “ayağın yerden yükselmesi” değerlerinin yaşla birlikte anlamlı değişiklik göstermemesinin, yaşlı bireylerdeki katılımcı sayısının kısıtlılığı ve yaş ortalamasının azlığı ile ilişkili olabileceği düşünülmüştür.

Çalışmamızda değerlendirilen parametreler arasında yer alan, ortalama adım genişliği değerlerinin yaş grupları arasında karşılaştırılması yapılmıştır. İstatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilememiştir ($p>0,05$). Denge ve vertikal duruş, ağırlık merkezinin destek yüzeyi içerisinde tutulmasıyla sağlanmaktadır (Ruckenstein ve Davis, 2014). Adım genişliği arttıkça destek yüzeyi genişlemekte, ağırlık merkezini bu aralıkta tutmak yani dengeyi korumak kolaylaşmaktadır. Literatürde adım genişliği değişkenliğinin değerlendirilmesinin önemli bir parametre olduğu (Owings ve Grabiner, 2004) ve yaşla birlikte adım genişliğinin arttığını (Schrager ve ark., 2008) gösteren çalışmalar mevcuttur. Owings ve Grabiner’in yaptığı çalışmada (2004), genç bireylere göre yaşlı bireylerin koşu bandında daha geniş adım aralığıyla yürüdükleri bulunmuştur. Bu durumun motor becerilerde azalmaya yönelik bir adaptasyon yanıtı olabileceği belirtilmiştir (Owings ve Grabiner, 2004). Ayrıca adım genişliği değerlerindeki değişkenliğin düşme olasılığının tahmininde etkili olabileceği düşünülmüştür (Maki,

1997). Çalışmamızdaki veriler katılımcıların, kendi yürüme temposu ve hızında yürümesi istenerek kaydedilmiştir. Bu yönetsel durum göz önüne alındığında yaşlı bireylerin daha yavaş tempoda ve hızda yürümeyi tercih etmelerinin bu bulgularda etkili olabileceği düşünülmüştür. Bu düşünceyle uyumlu olarak, Brach ve arkadaşları (2005) yaptıkları çalışma sonucunda; düşme öyküsü olan yaşlı bireylerde adım genişliğinin düşme öyküsü olmayanlara göre arttığını, ancak yürüme hızının azaldığı test koşullarında farklılık olmadığını bulmuşlardır (Brach ve ark., 2005).

Yürüyüşün uzaysal parametreleri arasında yer alan yürüyüş eğim açısı, tüm katılımcılarda tespit edilmiştir. Çalışmamızda; “16-20 yaş/21-45 yaş” grupları arasında yürüyüş eğim açısı için anlamlı farklılık gözlenmezken ($p>0,05$), diğer grupların karşılaştırılması sonucunda istatistiksel olarak, yaşla birlikte azalan eğim açısı bulunmuştur ($p<0,05$). Tespit ettiğimiz bir diğer bulgu olan yaşla birlikte azalan yürüme hızının, yürüyüş eğim açısını etkileyebileceği düşünülmüştür. Literatürde yürüyüş eğim açısının normal grupta yaşa bağlı değişkenliği ile ilgili çalışmalar sınırlılık göstermektedir. Bizim çalışmamızın yaşla birlikte değişen bu parametrenin, yaşın dinamik denge üzerindeki etkisini belirleyerek literatüre katkı sağlayabileceği düşünülmüştür.

Statik ve dinamik durumlarda dengenin korunması ve düşmenin engellenmesi için vücut öne-arkaya ve sağa-sola hareketler yaparak, ağırlık merkezinin yer değiştirmesini gerçekleştirir. Kişinin ağırlık merkezinin hareketi vücudun stabilite sınırları içerisinde olmaktadır (Ruckenstein ve Davis, 2014). Literatürde Parkinson hastalarında (Lirani-Silva ve ark., 2017), bel ağrısı yaşayanlarda (Henry ve ark., 2006) ve yaşlanma ile birlikte vücudun stabilite sınırlarının daraldığı bildirilmiştir (Melzer ve ark., 2008). Bizim çalışmamızda; bel bölgesine yerleştirilen sensör sayesinde vücudun anterior-posterior ve lateral düzlemdeki salınım sınırları değerlendirilmiştir. Vücut salınım sınırlarına ait verilerle kişinin ağırlık merkezindeki değişimlere ulaşılabileceği belirtilmiştir (Kara, 2017). Elde ettiğimiz bulgularda, gruplar arası karşılaştırmalar yapıldığında bel anterior/posterior salınım açısı verilerinde anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). Bel lateral salınım sınırlarında ise bazı gruplar arası karşılaştırmalarda yaşla birlikte azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür (tablo 4-9). Bununla birlikte bel lateral salınım derecelerine ait ortalama değerlerin yaş arttıkça azaldığı bulunmuştur. Lateral salınım sınırları için elde ettiğimiz bulgular, literatür ile uyum göstermektedir.

Çalışmamızda, diz bölgesine yerleştirilen sensörler ile dizin “maksimum bükülme açısı” ve “lateral hatta salınım derecesi” incelenmiştir. Elde ettiğimiz bulgularda yaş farkı az olan “16-20 yaş/21-45 yaş” ve “46-64 yaş/65 yaş ve üzeri” grup karşılaştırmalarında “sağ/sol diz bükülme açısında” anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$). “16-20 yaş/46-64 yaş”, “16-20 yaş/65 yaş ve üzeri”, “21-45 yaş/46-64 yaş” ve “21-45 yaş/65 yaş ve üzeri” gruplarda kıyaslamalar yapıldığında, yaşla birlikte diz bükülme açısının azaldığı istatistiksel analiz sonucunda anlamlı olarak tespit edilmiştir ($p<0,05$). Literatürde diz bükülme açısına ait değerler sayesinde ilgili nöral yollara bağlı olarak oluşabilecek problemlerin, ortopedik sorunların, hareket kısıtlılığının dengeye etkilerine yönelik değerlendirmeler yapılabileceği öngörülmüştür (Kara, 2017). Literatürde diz eklem hareketini etkileyen, yaşlanmayla ilişkili olan osteoartrit gibi hastalıkların; dengeyi, yürüyüşü, postüral stabiliteyi, fiziksel fonksiyonelliği etkileyebileceği belirtilmektedir. Ayrıca bu durumlarda düşme riskinin artmasına neden olurken yaşam kalitesini olumsuz etkilemektedir (Gürkan ve ark., 2010; Duffel ve ark., 2014). Bu nedenle rehabilitasyon programlarının kanıta dayalı oluşturulması ve sürecin takip edilmesi önem kazanmaktadır. “Dinamik vestibüler sistem algoritması” ile rehabilitasyon takibinde yararlı olabileceği düşünülmüştür.

Çalışmamıza dahil edilen, bilinen herhangi bir ortopedik problemi olmayan katılımcıların, “dizin lateral hatta salınımı” değerlendirilen parametreler arasındadır. Yaşla birlikte dizin lateral hatta salınım ortalama değerlerinin arttığı görülmüştür. Ancak tüm gruplar arası karşılaştırma değerleri istatistiksel olarak anlamlı fark elde edilememiştir ($p>0,05$). Literatürde dizin salınımıyla ilgili pek fazla yayın bulunamamıştır. Kara'nın (2017) yaptığı çalışmada dizin lateral hatta salınım açısının incelenmesiyle, diz eklemi sorunlarının dengeye ve yürüyüş özelliklerine yönelik etkisinin değerlendirilmesinde önemli bilgiler sağlayacağı belirtilmiştir (Kara, 2017).

Çalışmamızda değerlendirilen tüm parametrelerin birbirleriyle olan ilişkileri için korelasyon analizleri hem tüm verilerde hem de alt gruplarda gerçekleştirilmiştir. “65 yaş ve üzeri” grupta sınırlı sayıda katılımcı olması nedeniyle “46-64 yaş” grubu ile birleştirilerek korelasyon analizi yapılmıştır.

Çalışmamızda tüm katılımcı verilerinin olduğu genel korelasyon analizi sonucunda; artan yaşla birlikte adım hızının, yürüme temposunun ve ortalama adım uzunluğunun azaldığı görülmüştür. Bununla birlikte çalışmamız sonucunda; adım

uzunluğu azaldıkça, destek yüzey alanını arttırmak amacıyla ortalama adım genişliğinin arttığı ilişkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Yaşın, yürüyüş sırasında denge kontrolü üzerindeki etkilerinin araştırılması amacıyla Shkuratova'nın (2004) yaptığı çalışmada, katılımcıların hem rahat hissettikleri hem de yürüyebildikleri kadar hızlı yürümeleri sağlanarak değerlendirmeler gerçekleştirilmiştir. Yaşlı bireylerin genç yetişkinler kadar yürüme hızlarını ve adım uzunluklarını arttırmadıkları görülmüştür. Bu durumun yaşlı bireylerde dengenin korunmasındaki zorluklara karşı geliştirilmiş bir strateji olduğu belirtilmiştir (Shkuratova, 2004). Çalışmamızda Takayanagi ve arkadaşlarının (2019) belirttiği gibi yaşlı bireylerde yürüyüş hızı değerlendirmesinin, fonksiyonel becerilerde düşüşü incelemede yararlı bir parametre olabileceği düşünülmüştür (Takayanagi ve ark., 2019).

Genel korelasyondaki bulgularımızda, yaşla birlikte “kat edilen yolda adım simetrisinin” bozulduğu, dizlerin lateral hatta salınım açılarının arttığı görülmüştür. Çalışmamızdaki gruplar arası ortalama değerlerin karşılaştırılmasında anlamlı sonuçların bulunması bu ilişkileri desteklemiştir. Ayrıca adım simetrisinin, vücut salınım sınırları ve dizlerdeki bükülme açısı azaldıkça bozulduğu görülmüştür. Yaşlanma ile ortaya çıkabilen kas-iskelet sistemi problemlerinin bu parametrelerde etkili olabileceği düşünülmüştür (Kara, 2017; Albert ve ark., 2017).

Yaptığımız çalışmada, “kat edilen yolda adım simetrisi” ile “adım hızı” ve “yürüyüş eğim açısı” arasında da anlamlı korelasyon bulunmuştur. Yaş arttıkça azalan adım hızı ve eğim açısı bulgularını destekleyen nitelikte adım simetrisinin de bozulduğu gözlenmiştir. Yürüyüş eğim açısının değerlendirilmesi, bireylerde kalça stratejisinin kullanımı hakkında bilgiler sunmaktadır. Literatürde bu bilgiler doğrultusunda; baskın olarak kullanılan denge stratejisinin değerlendirilmesi ve geriatrik grupta düşme riskinin araştırılmasında etkili sonuçlara ulaşılabileceği belirtilmiştir (Kara, 2017).

Korelasyon analiz bulgularımızda, diz bükülme açısı değerlerinin yaş ile birlikte azaldığı görülmüştür. Yaş ile olan bu ilişkinin aksine adım uzunluğu ve adım hızının, diz bükülme açılarıyla birlikte arttığı ilişkisi bulunmuştur. Bu bulgular literatürle uyumlu sonuçlar göstermiştir (Røislien ve ark., 2009; Chung ve Wang, 2010).

Vücut salınım sınırlarını gösteren parametre bulgularımızda; bel anterior salınım derecelerinin artmasıyla, bel posterior salınımının arttığı, bel anterior-posterior ile bel lateral salınım derecelerinin pozitif korelasyon göstererek arttığı bulunmuştur. Ayrıca

adım hızıyla vücut salınım derecelerinin arttığı, sağ/sol diz lateral hatta salınım derecelerinin azaldığı belirlenmiştir.

“16-20 yaş” grubu verilerinde yapılan korelasyon analizi sonucunda; genel grup verilerinde görülen yaş etkisinin grup içi değerlendirme yapıldığında etkisini kaybettiği görülmüştür. “21-54 yaş” ve “46 yaş ve üzeri” gruplarında “16-20 yaş” grubuna göre yaş aralığının ve ortalamasının arttığı göz önüne alındığında yaşla değişen parametre korelasyonlarının görülmesi beklenen bir sonuçtur. “21-45 yaş” için genel gruptan farklı olarak bel lateral salınım sınırlarının azalmasıyla ayakların yerden yükselmesinin ve diz bükülme açısının azaldığı gözlenmiştir. “46 yaş ve üzeri” bireylerde grup içi korelasyon analizi sonucunda vücut stabilite sınırlarının diğer parametreler üzerinde oldukça etkili olduğu tespit edilmiştir. Yürüyüş karakteristiği ve vücut stabilite sınırları arasındaki ilişkinin, yaşla birlikte oluşan eklem kısıtlılıkları ve artan düşme riskine yönelik tahminlerde etkili olabileceği düşünülmüştür.

Çalışmamızda yaş grupları arasında karşılaştırılmış olan yürüyüş eğim açısı değerlerinin istatistiksel olarak yaşla birlikte azaldığı bulgusu korelasyon sonuçlarıyla da desteklenmiştir. Ayrıca gruplar arası karşılaştırmalarda, anlamlılık bulunamayan sağ/sol ayağın yerden yükselme değerlerinin, yürüyüş eğim açısıyla birlikte arttığı bulunmuştur. Yürüyüş eğim açısının; yürüme temposu, adım hızı, vücut salınım sınırları ve diz bükülme açısı değerlerindeki artışla ilişkili olduğu görülmüştür ($p<0,01$). Bu parametrelerdeki ilişki göz önüne alındığında yürüyüş hızının arttığı durumlarda eğim açısının da arttığı sonucuna varılmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız “Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması” nda sabit bir platform olmaksızın, vücudun alt ekstremitesine yerleştirilen, beş sensör içeren, portatif donanım ile dinamik dengeye ve yürüyüş parametrelerine yönelik değerlendirmeler yapılmıştır. Son yıllarda patoloji varlığının tespiti, seviyelerinin belirlenebilmesi ve rehabilitasyon almakta olan hastalarda sürecin takip edilebilmesine imkan veren yürüyüş analizleriyle ilgili yapılan çalışmaların sayısında artış olduğu görülmektedir. Özellikle teknolojinin gelişmesiyle birlikte donanım elemanlarının küçülmesi ve sensörlerin iyileşmesi, bu sistemler üzerindeki ilgiyi arttırmıştır. Ayrıca yürüyüş analizi için geliştirilen sistemlerin denge testlerinin (Romberg gibi) uygulanmasında da kullanılabileceği belirtilmektedir (Bakbak ve Kayacan, 2014).

Yaşlılarda postüral problemlerin altında yatan nedenlerin, özellikle günlük yaşam koşullarında belirlenmesinin ve müdahale planlanmasının önemli olduğu vurgulanmaktadır (Van Wegen ve ark., 2002). “Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması” sabit bir platforma bağlı olmadığından laboratuvar koşullarından bağımsız kullanımı bir avantaj oluşturmaktadır. Ayrıca ilerleyen aşamalarda sistemin nihai ürün haline gelmesiyle birlikte; düşme sırasında, düşmeyi önlemede ve günlük aktivitelerde kayıtlar alınarak aktif yaşamdaki dengeyi koruma stratejilerine yönelik analizlerin yapılabileceği belirtilmektedir (Kara, 2017). Denge sisteminin efektif değerlendirilmesi kriterlerinde yer alan rehabilitasyon sürecinin planlanması ve izlenmesi noktalarında, “Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması” kullanımının yararlı olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda, “Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması” için farklı yaş gruplarından denge problemi olmayan bireylere ait veriler elde edilmiştir. Sistemin klinik kullanımı açısından bakıldığında normal deneklerden alınan veriler sayesinde, patolojik bulguların tespit edilmesine yönelik karşılaştırmalar için veri tabanı oluşturulmuştur. Katılımcıların, 4 farklı yaş grubuna ayrılması sonucunda; yürüyüş ve denge parametrelerinde yaşla birlikte ortaya çıkan değişimler incelenmiştir. Ayrıca parametrelerin kendi içerisindeki ilişkilerine, bağlantılarına bakılmıştır.

Bu çalışma sonucunda “Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması” ile yürüyüş ve denge değerlendirmeleri için önemli olan parametrelere ait bulgular elde edilmiş olup parametrelerin yaşla birlikte değişkenlik gösterdiği tespit edilmiştir.

Denge bozukluklarına doğru yaklaşım açısından normal bulgularla patolojik bulguların ayrımı amacıyla, çalışmamızın bir sonraki aşaması olarak özellikle 65 yaş ve üzeri popülasyonda daha fazla katılımcı ile normalizasyon verisinin güvenilirliğinin artırılması planlanmaktadır.

Pediyatrik grupta görülen denge bozukluklarına yönelik değerlendirme yapılmasının kooperasyon sağlanması gibi bir çok zorlukları ve kısıtlılıkları bulunmaktadır. “Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması” ile giyilebilir sensörler ve portatif ekipmanlar ile dinamik denge ve yürüyüş incelenmektedir. Sistemin ortam ve kablolu bağlantılarla kısıtlamalarının olmaması avantajları düşünüldüğünde pediyatrik grubun günlük aktiviteleri sırasında test edilmesini kolaylaştıracağı düşünülmektedir. Ayrıca denge sisteminin gelişimsel özelliklerini incelenmesi ve pediyatrik grupta da normalizasyon verilerinin oluşturulması için çalışmalar planlanmaktadır. Böylece

pediatrik grupta denge bozuklukları için tanı ve tedaviyi kolaylaştıracak bilgiler elde edilebilecektir.

“Dinamik Vestibüler Sistem Algoritması” ile alınan vestibüler sistem ve dinamik dengeye yönelik bilgiler göz önünde bulundurulduğunda; gözler kapalı, yumuşak zemin, engelli yürüme parkuru, görsel uyarım/illüzyon varlığı, belirli hızlarda yürüme, koşu bandında yürüme sırasında incelemelerin yapılması gibi zorlaştırıcı yeni test protokollerinin oluşturulmasıyla farklı çalışmalar yapılabilecektir. Bu çalışmalar sonucunda hem dengenin korunması ve kullanılan stratejiler hem de farklı patolojilere yönelik ayırt edici yeni niteliklere ulaşılabileceği düşünülmektedir.



KAYNAKLAR

- Albert, M. V., Shparii, I., & Zhao, X. (2017). The applicability of inertial motion sensors for locomotion and posture. In *Locomotion and Posture in Older Adults* (pp. 417-426). Springer, Cham. DOI 10.1007/978-3-319-48980-3_26
- Angelaki, D. E., & Cullen, K. E. (2008). Vestibular system: the many facets of a multimodal sense. *Annu. Rev. Neurosci.*, 31, 125-150.
- Angunsri, N., Ishikawa, K., Yin, M., Omi, E., Shibata, Y., Saito, T., & Itasaka, Y. (2011). Gait instability caused by vestibular disorders—Analysis by tactile sensor. *Auris Nasus Larynx*, 38(4), 462-468.
- Anson, E., & Jeka, J. (2016). Perspectives on aging vestibular function. *Frontiers in neurology*, 6, 269.
- Atay, E., & AKDENİZ, M. (2010). Yaşlılarda Düşme, Düşme Korkusu ve Bedensel Etkinlik. *GeroFam*, 2(1), 11-28.
- Auvinet, B., Berrut, G., Touzard, C., Moutel, L., Collet, N., Chaleil, D., & Barrey, E. (2002). Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait & posture*, 16(2), 124-134.
- Bakbak, S., & Kayacan, R. (2014) Hastalıkların teşhis ve takibinde kullanılan yürüyüş analiz sistemleri. *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi Part C: Tasarım ve Teknoloji*, 2(4), 323-332.
- Baloh, R. W., & Honrubia, V. (2011). *Clinical Neurophysiology of the Vestibular System (4th ed.)*. Contemporary Neurology Series, Oxford University Press.
- Barmack, N. H. (2003). Central vestibular system: vestibular nuclei and posterior cerebellum. *Brain research bulletin*, 60(5-6), 511-541.
- Barrett, R. S., Mills, P. M., & Begg, R. K. (2010). A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. *Gait & posture*, 32(4), 429-435.
- Basta, D., Todt, I., Scherer, H., Clarke, A., & Ernst, A. (2005). Postural control in otolith disorders. *Human movement science*, 24(2), 268-279.

- Bauby, C. E., & Kuo, A. D. (2000). Active control of lateral balance in human walking. *Journal of biomechanics*, 33(11), 1433-1440.
- Beng, K., Aydil, S., & Özkan, P. (2014). Üç boyutlu bilgisayarlı yürüme analizi: kinematik ve kinetik. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 13:337–343. doi: 10.14292/totbid.dergisi.2014.38
- Bent, L. R., Inglis, J. T., & McFadyen, B. J. (2004). When is vestibular information important during walking?. *Journal of neurophysiology*, 92(3), 1269-1275.
- Black, A., & Wood, J. (2005). Vision and falls. *Clinical and Experimental Optometry*, 88(4), 212-222.
- Brach, J. S., Berlin, J. E., VanSwearingen, J. M., Newman, A. B., & Studenski, S. A. (2005). Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2(1), 21.
- British Society of Audiology. (2013). Recommended Procedure Tympanometry. (http://www.thebsa.org.uk/wp-content/uploads/2014/04/BSA_RP_Tymp_Final_21Aug13_Final.pdf)
- Bronstein, A. (Ed.). (2013). *Oxford textbook of vertigo and imbalance*. OUP Oxford.
- Chiba, R., Takakusaki, K., Ota, J., Yozu, A., & Haga, N. (2016). Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics. *Neuroscience research*, 104, 96-104.
- Chung, M. J., & Wang, M. J. J. (2010). The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait & posture*, 31(1), 131-135.
- Culhane, K. M., O’connor, M., Lyons, D., & Lyons, G. M. (2005). Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age and ageing*, 34(6), 556-560.
- Cumberworth, V. L., Patel, N. N., Rogers, W., & Kenyon, G. S. (2007). The maturation of balance in children. *The Journal of Laryngology & Otology*, 121(5), 449-454.
- Desmond, A. (2004). *Vestibular function: evaluation and treatment*. Thieme Medical Pub.

- Dieterich, M., & Brandt, T. (2015). The bilateral central vestibular system: its pathways, functions, and disorders. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1343(1), 10-26.
- Duffell, L. D., Southgate, D. F., Gulati, V., & McGregor, A. H. (2014). Balance and gait adaptations in patients with early knee osteoarthritis. *Gait & posture*, 39(4), 1057-1061.
- ElSherif, M., Reda, M. I., Saadallah, H., & Mourad, M. (2018). Video head impulse test (vHIT) in migraine dizziness. *Journal of otology*, 13(2), 65-67.
- Ferber-Viart, C., Ionescu, E., Morlet, T., Froehlich, P., & Dubreuil, C. (2007). Balance in healthy individuals assessed with Equitest: maturation and normative data for children and young adults. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 71(7), 1041-1046.
- Fong, S. S., Fu, S. N., & Ng, G. Y. (2012). Taekwondo training speeds up the development of balance and sensory functions in young adolescents. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(1), 64-68.
- Gürkan, H. S., Kırdı, N., Tüzün, E. H., & Atilla, B. (2010). Diz osteoartritli olgularda denge problemleri, fiziksel fonksiyonellik ve yaşam kalitesinin değerlendirilmesi. Akademik Geriatri Kongresi, sözlü bildiri, 20-24.
- Hain, T. C., & Helminski, J. O. (2007). Anatomy and Physiology of the Normal Vestibular System. In S. J. Herdman (Ed). *Vestibular Rehabilitation*. Philadelphia, PA: F.A. Davis Company.
- Hansson, E. E., Beckman, A., & Håkansson, A. (2010). Effect of vision, proprioception, and the position of the vestibular organ on postural sway. *Acta oto-laryngologica*, 130(12), 1358-1363.
- Henry, S. M., Hitt, J. R., Jones, S. L., & Bunn, J. Y. (2006). Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 881-892.
- Herdman, S. J., & Clendaniel, R. (2014). *Vestibular Rehabilitation* (4th ed.). FA Davis.
- Hirabayashi, S. I., & Iwasaki, Y. (1995). Developmental perspective of sensory organization on postural control. *Brain and development*, 17(2), 111-113.

- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*, 35(suppl_2), ii7-ii11.
- Horak, F. B., & Macpherson, J. M. (1996). Postural orientation and equilibrium. *Handbook of physiology*, 1, 255-292.
- Horak, F. B., Nashner, L. M., & Diener, H. C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental brain research*, 82(1), 167-177.
- Horak, F.B. & Nashner, L.M. (1986). Central programming of postural movements: Adaptation to altered support surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55, 1369-1381.
- Iwasaki, S., & Yamasoba, T. (2015). Dizziness and imbalance in the elderly: age-related decline in the vestibular system. *Aging and disease*, 6(1), 38.
- Jacobs, J. V., & Horak, F. B. (2007). Cortical control of postural responses. *Journal of neural transmission*, 114(10), 1339.
- Kanatlı, U., Yetkin, H., Songür, M., Öztürk, A., & Bölükbaşı, S. (2006). Yürüme analizinin ortopedik uygulamaları. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 5(1-2), 53-59.
- Kara, E. (2017). Dinamik Vestibüler Sistem Analiz Algoritması Geliştirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi.
- Katz, J., Chasin, M., English, K. M., Hood, L. J., & Tillery, K. L. (Eds.). (2015). *Handbook of clinical audiology*. (7th Ed.) Wolters Kluwer Health.
- Khan, S., & Chang, R. (2013). Anatomy of the vestibular system: a review. *NeuroRehabilitation*, 32(3), 437-443.
- Kharb, A., Saini, V., Jain, Y. K., & Dhiman, S. (2011). A review of gait cycle and its parameters. *IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management*, 13, 78-83.
- Kim, J. S., & Lee, H. (2009, November). Inner ear dysfunction due to vertebrobasilar ischemic stroke. In *Seminars in neurology* (Vol. 29, No. 05, pp. 534-540). Thieme Medical Publishers.

- Kim, S. C., Kim, J. Y., Lee, H. N., Lee, H. H., Kwon, J. H., beom Kim, N., ... & Han, G. C. (2014). A quantitative analysis of gait patterns in vestibular neuritis patients using gyroscope sensor and a continuous walking protocol. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1), 58.
- Kimura, T., Kobayashi, H., Nakayama, E., & Hanaoka, M. (2006). Effects of aging on gait patterns in the healthy elderly. *Anthropological Science*, 0610300013-0610300013.
- King, L. A., St George, R. J., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Horak, F. B. (2010). Preparation for compensatory forward stepping in Parkinson's disease. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(9), 1332-1338.
- King, L.A. & Horak, F.B. (2014) The Role of the Vestibular System in Postural Control. In Herdman, S. J., & Clendaniel, R., *Vestibular Rehabilitation* (4th ed.). FA Davis.
- Kovacs, C. R. (2005). Age-related changes in gait and obstacle avoidance capabilities in older adults: a review. *Journal of applied gerontology*, 24(1), 21-34.
- Koyuncu, G., Tuna, F., Yavuz, S., Kabayel, D. D., Koyuncu, M., Özdemir, H., & Süt, N. (2017). Kırıktan önceki son durak: Yaşlıda düşme ve denge kaybının değerlendirilmesi. *Turkish Journal of Physical Medicine & Rehabilitation/Turkiye Fiziksel Tip ve Rehabilitasyon Dergisi*, 63(1).
- Lai, D. T., Taylor, S. B., & Begg, R. K. (2012). Prediction of foot clearance parameters as a precursor to forecasting the risk of tripping and falling. *Human movement science*, 31(2), 271-283.
- Lirani-Silva, E., Beretta, V. S., Jimenez, A. M. F., & Gobbi, L. T. B. (2017). Postural control and somatosensory information: effects of aging and Parkinson's disease. In *Locomotion and Posture in Older Adults* (pp. 307-322). Springer, Cham.
- Lysakowski, A., McCrea, R. A., & Tomlinson, R. D. (1998). Anatomy of vestibular end organs and neural pathways. *Otolaryngology: Head and Neck Surgery*, 4, 2561-83.
- Maki BE, Edmondstone MA, McIlroy WE. (2000). Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behaviour. *J Gerontol*; 55A: M270-7.
- Maki, B. E. (1997). Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear?. *Journal of the American geriatrics society*, 45(3), 313-320.

- Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 46(2), 239.
- Mariani, B., Hoskovec, C., Rochat, S., Büla, C., Penders, J., & Aminian, K. (2010). 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors. *Journal of biomechanics*, 43(15), 2999-3006.
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current opinion in neurobiology*, 4(6), 877-887.
- Mbourou, G. A., Lajoie, Y., & Teasdale, N. (2003). Step length variability at gait initiation in elderly fallers and non-fallers, and young adults. *Gerontology*, 49(1), 21-26.
- McCaslin, D. (2012) *Electronystagmography/Videonystagmography*. Plural Publishing.
- Melzer, I., Benjuya, N., Kaplanski, J., & Alexander, N. (2008). Association between ankle muscle strength and limit of stability in older adults. *Age and ageing*, 38(1), 119-123.
- Michael-Titus, A., Revest, P., & Shortland, P. (2010). *The Nervous System: Basic Science and Clinical Conditions*. (2nd ed.) Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2004). Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *Journal of biomechanics*, 37(1), 121-126.
- Mudduwa, R., Kara, N., Whelan, D., & Banerjee, A. (2010). Vestibular evoked myogenic potentials. *The Journal of Laryngology & Otology*, 124(10), 1043-1050.
- O'Reilly, R. C., Morlet, T., & Cushing, S. L. (2013). *Manual of Pediatric Balance Disorders*. Plural Publishing. Page 17-31.
- Oghalai, J. S., & Brownell, W. E. (2012). Chapter 44. Anatomy & Physiology of the Ear. In A.K. Lalwani (Ed), *Current Diagnosis & Treatment in Otolaryngology—Head & Neck Surgery*, 3e.
- Owings, T. M., & Grabiner, M. D. (2004). Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion. *Journal of biomechanics*, 37(6), 935-938.

- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., Stone, M. B., & Krause, B. A. (2002). Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. *Journal of Sport Rehabilitation, 11*(1), 51-66.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (1992). Phases of gait. *Gait analysis: normal and pathological function*, 9-16.
- Richter, E. (1980). Quantitative study of human Scarpa's ganglion and vestibular sensory epithelia. *Acta oto-laryngologica, 90*(1-6), 199-208.
- Rine, R. M., & Wiener-Vacher, S. (2013). Evaluation and treatment of vestibular dysfunction in children. *NeuroRehabilitation, 32*(3), 507-518.
- Robertson, M., & Gregory, R. (2018). Effect of age on dynamic walking balance in a healthy population between the ages of 20 and 80 years. *Physical Therapy and Rehabilitation, 5*(1), 13.
- Roetenberg, D., Luinge, H., & Slycke, P. (2013). Xsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors. Technical report. Retrieved from http://en.souvr.com/product/pdf/MVN_white_paper.pdf
- Røislien, J., Skare, Ø., Gustavsen, M., Broch, N. L., Rennie, L., & Opheim, A. (2009). Simultaneous estimation of effects of gender, age and walking speed on kinematic gait data. *Gait & posture, 30*(4), 441-445.
- Ruckenstein, M. J., & Davis, S. (2014). *Rapid interpretation of balance function tests*. Plural Publishing.
- Şahin Onat, Ş., Ünsal Delialioğlu, S., & Özel, S. (2014). Geriatrik Popülasyonda Dengenin Fonksiyonel Durum ve Yaşam Kalitesi ile İlişkisi. *Turkish Journal of Physical Medicine & Rehabilitation/Turkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi, 60*(2).
- Samuel, A. J., Solomon, J., & Mohan, D. (2015). A critical review on the normal postural control. *Physiotherapy and Occupational Therapy Journal, 8*(2), 71.
- Schrager, M. A., Kelly, V. E., Price, R., Ferrucci, L., & Shumway-Cook, A. (2008). The effects of age on medio-lateral stability during normal and narrow base walking. *Gait & posture, 28*(3), 466-471.

- Shkuratova, N., Morris, M. E., & Huxham, F. (2004). Effects of age on balance control during walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(4), 582-588.
- Shumway-Cook, A. (2007). Vestibular rehabilitation. *Therapy*, 3, 4
- Steindl, R., Kunz, K., Schrott-Fischer, A., & Scholtz, A. W. (2006). Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. *Developmental medicine and child neurology*, 48(6), 477-482.
- Sturnieks, D. L., St George, R., & Lord, S. R. (2008). Balance disorders in the elderly. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(6), 467-478.
- Takayanagi, N., Sudo, M., Yamashiro, Y., Lee, S., Kobayashi, Y., Niki, Y., & Shimada, H. (2019). Relationship between daily and in-laboratory gait speed among healthy community-dwelling older adults. *Scientific reports*, 9(1), 3496.
- Tascioglu, A. B. (2005). Brief review of vestibular system anatomy and its higher order projections. *Neuroanatomy*, 4(4), 24–27.
- Thakkar, H. H., & Kumar, S. (2015). Static and dynamic postural stability in subjects with and without chronic low back pain. *International Journal of Research in Medical Sciences*, 3(9), 2405.
- Tomomitsu, M. S., Alonso, A. C., Morimoto, E., Bobbio, T. G., & Greve, J. (2013). Static and dynamic postural control in low-vision and normal-vision adults. *Clinics*, 68(4), 517-521.
- Truex RC, Carpenter MB. (1969) Human Neuroanatomy. 6th Ed., Williams & Wilkins, Baltimore. p: 347–356.
- Van Wegen, E. E. H., Van Emmerik, R. E. A., & Riccio, G. E. (2002). Postural orientation: age-related changes in variability and time-to-boundary. *Human movement science*, 21(1), 61-84.
- Vereeck, L., Wuyts, F., Truijen, S., & Van de Heyning, P. (2008). Clinical assessment of balance: normative data, and gender and age effects. *International journal of audiology*, 47(2), 67-75.
- Wallmann, H. W. (2009). The basics of balance and falls. *Home Health Care Management & Practice*, 21(6), 436-439.

- Wilson, V. J., & Schor, R. H. (1999). The neural substrate of the vestibulocollic reflex. *Experimental Brain Research*, 129(4), 483-493.
- Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (1990). Changes in posture control across the life span—a systems approach. *Physical therapy*, 70(12), 799-807.
- Yates, B. J., & McCall, A. A. (2011). Compensation following bilateral vestibular damage. *Frontiers in neurology*, 2, 88.
- Yavuzer, G. (2014). Yürüyüş analizi ve temel kavramlar. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Dergisi*, İstanbul, 13, 304-308.
- Zajonc, T. P., & Roland, P. S. (2005). Vertigo and motion sickness: Part I: vestibular anatomy and physiology. *Ear Nose Throat J*, 84(9).
- Zalewski, C. K. (2015). Aging of the human vestibular system. *In Seminars in hearing* (Vol. 36, No. 3, p. 175). Thieme Medical Publishers.

FORMLAR

Ek-1

Dinamik Vestibüler Sistem Algoritmasının Denge Problemleri Olmayan Farklı Yaş Gruplarına Göre Normalizasyonu Bilgilendirilmiş Onam Formu

Bu katıldığınız çalışma bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı 'Dinamik Vestibüler Sistem Algoritmasının Denge Problemleri Olmayan Farklı Yaş Gruplarına Göre Normalizasyonu'dur. Bu araştırmanın amacı, kliniğimizde geliştirilen dinamik vestibüler sistem algoritması ile denge problemi olmayan bireylerden elde edilen bulgular ile sistemin yaşa göre normal değer aralığını belirlemektir. Böylece baş dönmesi/dengesizlik gibi farklı şikâyetleri olan hastalarda tanı ve değerlendirmeyi kolaylaştırıcı parametreler karşılaştırılabilecektir.

Çalışma, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Odyoloji Bölümü bünyesinde sürdürülecektir ve kurum olarak bu çalışmaları sürdürebilmek için gerekli personel ve cihaz alt yapısı mevcuttur.

Uygulanacak İşlemler:

Yapılacak işlemler, herhangi bir tıbbi müdahale içermemektedir.

Bu çalışma kapsamında adaylara yapılacak ölçümler herhangi bir zarar verici etki içermemektedir.]

Katılımcılara işitme testi yapılarak, katılımcıların işitme eşikleri belirlenecektir. İmmittansmetrik değerlendirme için orta kulak basıncını ve geçirgenliğini ölçen timpanometri testi yapılacaktır.

Ayrıca giyilebilir sensörler yardımıyla yürüyüşünüz sırasında dinamik vestibüler sistem algoritması ile dinamik dengeniz ölçülecektir.

Ölçüm sonuçları ve kişisel bilgiler hiçbir ortamda paylaşılmayacak, ancak ve ancak siz istediğiniz takdirde tarafınıza verilecektir.

Araştırmada, herhangi bir tedavi prosedürü uygulanmayacaktır.

Yapılacak işlemlerde; katılımcılardan herhangi bir ücret talep edilmeyecektir. Size de herhangi bir ücret verilmeyecektir. Bağlı bulunduğunuz Sosyal Güvenlik Kurumu'ndan (SGK) herhangi bir ücret alınmayacaktır.

Riskler:

Kişinin sağlık bütünlüğünü etkileyecek bir uygulama ve risk bulunmamaktadır.

Elde edilen tüm veriler, gizlilik ilkesine bağlı kalınarak saklanacaktır. Elde edilecek veriler kamuoyuna açıklanmayacaktır. Çalışmada kullanılacak verilerde, kişilerin isimleri gizli tutulacaktır.

Araştırmayla veya araştırma yöntemiyle ilgili bir değişiklik olduğunda, bu durum katılımcılara veya yasal temsilcilerine zamanında iletilecek ve bu kişiler bilgilendirilecektir.

Gönüllülere, alternatif tedavi metotları uygulanmayacaktır.

Söz konusu araştırmaya; hiçbir zorlama yapılmadan, tamamen kendi arzumu ile katılabileceğim, yine arzu ettiğim zaman çalışma grubundan çıkabileceğim, katıldığım takdirde, benden ve kurumdan ücret talep edilmeyeceği, kişisel bilgilerimin hiçbir ortamda paylaşılmayacağı, yapılan bu testlerin hiçbir zararlı etki yaratmayacağı bana açık bir şekilde anlatıldığından ve bu çalışma grubuna katılmakta sakınca görmediğimden kabul ediyorum.

Bilgilendirilmiş Onam Formundaki tüm açıklamaları okudum. Bana, yukarıda konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili yazılı ve sözlü açıklama, aşağıda adı geçen uzman tarafından yapıldı. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı, istediğim zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayrılacağımı biliyorum.

Katılımcı Adı Soyadı:**Açıklamaları Yapan****Adı Soyadı: Arş. Gör. Yeşim ORUÇ****Tarih:****Tarih:****Tel:****Tel: 05372258424****İmza:****İmza:**

Ek-2

GRUP	
-------------	--

"Dinamik Vestibüler Sistem Algoritmasının Denge Problemleri Olmayan Farklı Yaş Gruplarına Göre Normalizasyonu" Çalışması Katılımcı Anamnez Formu

Tarih:

Demografik Bilgiler

Adı ve Soyadı:	Telefon:
Doğum Tarihi/Yaş:	Cinsiyet:
Boy:	Kilo:
Ayak Numarası:	Tabanlık Numarası:

1.Baş dönmesi, dengesizlik, sersemlik hissi gibi şikayetleriniz var mı?	Evet	Hayır
2.Son 6 ay içerisinde düşme yaşadınız mı?	Evet	Hayır
Evet ise nedeni;		
3.Sistemik bir hastalığınız var mı?	Evet	Hayır
Evet ise;		
4.Düzenli kullandığınız bir ilaç var mı?	Evet	Hayır
Evet ise;		
5.Bilinen nörolojik, psikolojik veya ortopedik probleminiz var mı?	Evet	Hayır
Evet ise;		
6.Takipli olduğunuz bölümler var mı?	Evet	Hayır
Evet ise;		
7.Göz probleminiz var mı?	Evet	Hayır
Evet ise;		
Gözlük kullanımı:		
8.Herhangi bir ameliyat geçirdiniz mi?	Evet	Hayır
Evet ise;		

Test Bulguları

	Sağ	Sol
Timpanometri	daPa ml ECV	daPa ml ECV
Akustik Refleks	500 Hz 1000 Hz 2000 Hz 4000 Hz	500 Hz 1000 Hz 2000 Hz 4000 Hz

	Sağ	Sol
Saf Ses odyometri		

Ek Bilgiler/Gözlemler:

ETİK KURUL KARARI

İÜC Tarih ve Sayı: 05/07/2018-21833



T.C.
CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu



Sayı :83045809-604.01.02-
Konu :Yüksek Lisans Öğrencisi
Araş.Gör.Yeşim ORUÇ'un etik
kurul kararı A-17

KULAK BURUN BOĞAZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

İlgi :11.06.2018 tarih, 93777809-604.01.01-6702 sayılı yazı

Anabilim Dalınızda görevli **Dr. öğretim üyesi Eyyüp KARA'nın** danışmanlığında **Yüksek Lisans Öğrencisi Araş.Gör.Yeşim ORUÇ'un** yürütücülüğünde "**Dinamik Vestibüler Sistem Algoritmasının Denge Problemleri Olmayan Farklı Yaş Gruplarına Göre Normalizasyonu**" başlıklı **Yüksek Lisans Tezi** hakkında ilgi yazınız ve ekleri **03 Temmuz 2018** tarihinde toplanan Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kurulunca müzakere edilmiş olup etik açıdan uygun olduğuna karar verilmiştir.

Bilgilerinize rica ederim.

e-İmzalı
Prof. Dr. Özgür KASAPÇOPUR
Başkan

e-İmzalı
Prof. Dr. Gökhan İPEK
Bölüm Başkanı

NOT: Yönetmelik gereği Sonuç Raporunun Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna iletilmesi gerekmektedir.

Doğrulamak için: http://dogrulama.istanbulc.edu.tr/en/Vision_sorgula/belgedogrulama.aspx?V=BE6PCUM2M

Ayrıntılı bilgi için irtibat : Güler SOYDANER Dahili : 22300

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Cerrahpaşa Tıp Fakültesi 34303 Cerrahpaşa/ İSTANBUL
Tel : 0 (212) 414 30 00 Faks : 0 (212) 632 00 33
e-posta : ctfpersonel@istanbul.edu.tr Elektronik Ağ : www.istanbulc.edu.tr



İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

DİNAMİK VESTİBÜLER SİSTEM ALGORİTMASININ DENGE PROBLEMLERİ OLMAYAN FARKLI YAŞ GRUPLARINA GÖRE NORMALİZASYONU

ORIJINALLIK RAPORU

%9 BENZERLİK ENDEKSİ	%5 İNTERNET KAYNAKLARI	%1 YAYINLAR	%8 ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
--------------------------------	----------------------------------	-----------------------	-------------------------------

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	%3
2	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	%1
3	dergi.totbid.org.tr İnternet Kaynağı	<%1
4	Submitted to Istanbul Aydın University Öğrenci Ödevi	<%1
5	Submitted to Erciyes Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
6	acikerisim.isikun.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
7	Submitted to Gaziantep Aniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
8	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK)	<%1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Yeşim	Soyadı	Oruç
Doğ.Yeri	Şişli-İstanbul	Doğ.Tar.	06.09.1994
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	56*****04
Email	ysmoruc@hotmail.com	Tel	05372258424

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.		
Lisans	İ.Ü. Sağlık Bilimleri Fakültesi Odyoloji Bölümü	2016
Lise	Şişli Nişantaşı Nuri Akın Anadolu Lisesi	2012

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Araştırma Görevlisi	İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa	2017-...
2.	Araştırma Görevlisi	Sakarya Üniversitesi	2017-2017
3.	Araştırma Görevlisi	İstanbul Gelişim Üniversitesi	2016-2017

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi		YÖKDİL-80

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	87,14	85,66	82,47
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MS Office	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):