



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**SANAL GERÇEKLIK ORTAMININ VEMP TESTİ
KULLANILARAK VESTİBÜLER SİSTEM ÜZERİNE ETKİSİNİN
ARAŞTIRILMASI**

DİLARA DÜNDAR

ODYOLOJİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üye. OĞUZ YILMAZ

İSTANBUL-2022

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi
Programın Seviyesi : Yüksek Lisans (X) Doktora ()
Anabilim Dalı : Odyoloji
Tez Sahibi : DİLARA DÜNDAR
Tez Başlığı : Sanal Gerçeklik Ortamının VEMP Testi Kullanılarak Vestibüler Sistem Üzerine Etkisinin Araştırılması
Sınav Yeri : İstanbul Medipol Üniversitesi Güney Yerleşkesi
Sınav Tarihi : 10.01.2022

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman

Kurumu

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Oğuz YILMAZ

İstanbul Medipol Üniversitesi

Sınav Jüri Üyeleri

Prof.Dr. Mustafa B.ŞERBETÇİOĞLU İstanbul Medipol Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Handan T. DİZDAR Biruni Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Yüksek Lisans tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../ tarih ve/..... - sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof.Dr. Neslin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdür V.

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

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

DİLARA DÜNDAR

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca bana ışık olan, fikirleriyle tez konumun amacına yön veren, çalışmamın başlamasında ve şekillenmesinde destek ve fikirlerini hiç esirgemeyen, her defasında istek ve sorularımı büyük bir sabırla cevaplayan, her anlamda engin bilgi ve tecrübelerine hayran olduğum, tez danışmanım olmasından dolayı kendimi çok şanslı hissettiğim değerli hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Oğuz YILMAZ'a,

Odyoloji Bölümü'nü seçmemdeki en büyük neden olan, engin bilgi ve tecrübelerini her daim zevkle paylaşan, en iyi şartlarda eğitim görmemiz için hiçbir zaman çabalarını esirgemeyen, hem dört yıl süren lisans eğitimim hem de yüksek lisans eğitimim boyunca hayatımın tüm alanlarında gelişimime olumlu katkı sağlayan bölüm başkanım değerli hocam Sayın Prof. Dr. M. Bülent ŞERBETÇİOĞLU'na,

Lisans ve yüksek lisans eğitimim boyunca değerli bilgi ve tecrübelerini zevkle paylaşan, müzik ve eğitim başta olmak üzere her alanda kendimi geliştirmeme olumlu katkısı bulunan, kendisine hayran olduğum ve öğrencisi olmaktan gurur duyduğum değerli hocam Sayın Prof. Dr. Erol BELGİN'e,

Lisans ve yüksek lisans eğitimim boyunca her konuda üzerimde desteğini hissettiğim, her zaman kibar, narin ve güler yüzlü olmasına hayran olduğum, kıymetli bilgi ve tecrübelerini zevkle paylaşan, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum değerli hocam Sayın Dr. Öğr. Üye. Gül ÖLÇEK'e,

Hem iş hayatımda hem de tez sürecimde yardım ve bilgilerini esirgemeyen, yoğun iş temposunda değerli vaktini ayırıp bana hayatımın her anlamında destek olan, fikir ve çalışmalarlarıyla mesleki çalışmamda bana ışık olan, birlikte çalışmaktan keyif aldığım ve gurur duyduğum BAU Tıp Göztepe Medicalpark Üniversite Hastanesi Başhekim Yardımcısı kıymetli hocam Sayın Dr. Öğr. Üye. Hasan Zafer HIRÇIN'a,

Odyoloji eğitimim boyunca hiçbir zaman yardımlarını esirgemeyen, her daim güler yüzlü ve paylaşımcı olan çok değerli hocalarım Uzm. Ody. Berna Özge MUTLU'ya, Öğr. Gör. Şeyma Tuğba ÖZTÜRK'e, Öğr. Gör. Büşra Nur ESER'e ve Öğr. Gör. Kerem ERSİN'e,

Lisans eğitimim de dahil olmak üzere özellikle yüksek lisans eğitimimde daha yakından tanıdığım, hayatımın her aşamasında olduğu gibi tezimin de her aşamasında desteklerini üzerimden hiç esirgemeyen, hayatımda oldukları için çok şanslı hissettiğim canım arkadaşlarım Öğr. Gör. Merve GİRAY'a ve Ody.Sıla KÜRKCÜ'ye,

Lisans eğitimime başladığım ilk günden itibaren yanımda olan, iyi ve kötü günlerimde olduğu gibi tez zamanımda da desteklerini üzerimde hep hissettiğim, hayatımda oldukları için çok şanslı hissettiğim canım arkadaşlarım Ody.İrem ASAR'a, Ody.Gamze YEREBASMAZ'a ve Fzt.Ebru DEMİRCİ'ye,

Çocukluğumdan beri yanımda olan, hayatımın her anlamında bana hep destek olan, tez dönemimde de manevi desteğini üzerimde hep hissettiğim, hayatımda olduğu için çok şanslı hissettiğim, yıllardır bana güç veren kıymetli dostum Hem.Gülşah KESKİN'e,

Hayatım boyunca desteklerini üzerimden hiç eksik etmeyen, bana hep sevgi ve güvenle yaklaşan, başta eğitimim olmak üzere her anımda yanımda olan, çok sevdiğim canım fedakar annem Sibel DÜNDAR'a ve canım fedakar babam Şahin DÜNDAR'a,

SONSUZ TEŞEKKÜRLERİMİ SUNARIM.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU.....	i
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
RESİMLER LİSTESİ.....	xi
TABLolar LİSTESİ.....	xii
1. ÖZET.....	1
2. ABSTRACT	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER.....	5
4.1. Periferik Vestibüler Sistem.....	5
4.1.1. Semisirküler kanallar	6
4.1.2. Otolit organlar	7
4.1.3. Vestibüler sinir	9
4.2. Santral Vestibüler Sistem	10
4.2.1. Vestibüler nukleus	10
4.2.2. Vestibüloserebellum	12
4.2.3. Vestibüler refleksler	13
4.3. Denge Sisteminde Üst Düzey Organizasyonlar	15
4.3.1. Hız depolama mekanizması	15
4.4. Vestibüler Sistem Değerlendirilmesi	16
4.4.1. VEMP	16
4.5. Sanal Gerçeklik ve Vestibüler Rehabilitasyon	19
4.5.1. Sanal gerçeklik	19

4.5.2. Sanal gerçekliğin vestibüler rehabilitasyonda tanısal kullanımı	19
4.5.3. Sanal gerçeklikte dizziness	20
5. MATERYAL VE METOD	21
5.1. Araştırmanın Yeri ve Zamanı	21
5.2. Etik Kurul Onayı	21
5.3. Bireyler	21
5.4. Uygulanan Ölçümler	22
5.4.1. VEMP testi ölçümü ve SG (Sanal gerçeklik).....	22
5.4.2. Lift modülü	25
5.5. Verilerin Değerlendirilmesi	26
5.6. İstatistiksel Analiz	26
6. BULGULAR.....	28
6.1. Demografik Özellikler.....	28
6.2. Tanımlayıcı İstatistikler.....	28
6.3. Ölçüm Düzeylerine Göre cVEMP Testi Değerlerinin Farklılaşmasına İlişkin Bulgular	32
6.4. Cinsiyet ve Ölçüm Düzeylerine cVEMP Testi Değerlerinin Farklılaşmasına İlişkin Bulgular	37
6.5. Yaş ile Ölçüm Düzeylerine Göre cVEMP Testi Değerleri Arasındaki İlişkiye Dair Bulgular	38
6.6. Ölçüm Düzeylerine Göre cVEMP Testi Ortalama Değerlerinin Farklılaşmasına İlişkin Bulgular	40
6.7. Cinsiyet ve Ölçüm Düzeylerine Göre cVEMP Testi Ortalama Değerlerinin Farklılaşmasına İlişkin Bulgular	42
6.8. Yaş ile Ölçüm Düzeylerine Göre cVEMP Testi Ortalama Değerleri Arasındaki İlişkiye Dair Bulgular	42
7.TARTIŞMA.....	44

7.1. Araştırmanın Sınırlılıkları.....	53
7.2. İleri Çalışma Önerileri.....	53
8.SONUÇ.....	55
9.KAYNAKLAR.....	57
10.EKLER.....	71
11. ETİK KURULU ONAYI	73
12.ÖZGEÇMİŐ	76



SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

BPPV	: Benign Paroksizmal Pozisyonel Vertigo
BDP	: Bilgisayarlı Dinamik Postürografi
cVEMP	: Cervical Vestibular Evoked Myogenic Potential
CSv	: Cingulate Sulcus Visual Area
dB	: Desibel
EMG	: Electromyography
fMRI	: Functional Magnetic Resonance Imaging
HDM	: Hız Depolama Mekanizması
Hz	: Hertz
MLF	: Medial Longitudinal Fasikül
MSS	: Merkezi Sinir Sistemi
MST	: Medial Superior Temporal Alan
MT	: Middle Temporal Cortex
N₁	: VEMP Negatif Tepe
oVEMP	: Ocular Vestibular Evoked Myogenic Potential
P₁	: VEMP Pozitif Tepe
PIVC	: Parieto-Insular Vestibular Cortex
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
SCM	: Sterneocleidomastoid Kas
SG	: Sanal Gerçeklik
SPL	: Sound Pressure Level
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences
SSK	: Semisirküler Kanal
SSKD	: Semisirküler Kanal Dehistansı
VEMP	: Vestibular Evoked Myogenic Potential
VIMS	: Visually Induced Motion Sickness
VIP	: Ventral Intraparietal Alan
VKR	: Vestibülokolik Refleks
VN	: Vestibüler Nukleus
VOR	: Vestibülooküler Refleks

- VR** : Virtual Reality
VSR : Vestibülospinal Refleks
WBS : Çömelerek Ağırlık Aktarma Testi



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4.1.1. Periferik vestibüler sistem anatomisi.....	6
Şekil 4.1.1.1. Semisirküler kanalların yerleşimi.....	7
Şekil 4.1.2.1. Reseptörlerin basitleştirilmiş şeması.....	8
Şekil 4.1.2.2. Utrikül ve sakkül.....	9
Şekil 4.2.1.1. Vestibüler nukleus ile beyin sapı ve serebellumdaki merkezi bağlantıları.....	12
Şekil 4.2.3.1. Vestibüler refleks yolları.....	14
Şekil 4.4.1.1. cVEMP testi yolağı.....	17
Şekil 4.4.1.2. cVEMP dalgası.....	18
Şekil 5.4.2.1. Asansör 30 metre konumundayken “lift modülü” ekran görüntüsü.....	26
Şekil 6.3.1. Sağ kulak P_1N_1 amplitüdüne ilişkin değerler.....	34
Şekil 6.3.2. Sol kulak P_1N_1 amplitüdüne ilişkin değerler.....	36
Şekil 6.6.1. P_1N_1 amplitüdü ortalamasına ilişkin değerler.....	41

RESİMLER LİSTESİ

Resim 5.4.1.1. cVEMP elektrot yerleşimi.....	23
Resim 5.4.1.2. cVEMP testi uygulaması.....	24
Resim 5.4.1.3. Sanal gerçeklik ortamında cVEMP testi uygulaması.....	25



TABLolar LİSTESİ

Tablo 6.1.1. Katılımcıların Demografik Özellikleri.....	28
Tablo 6.2.1. Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 Değerlerine İlişkin Normallik Analizi Sonuçları.....	29
Tablo 6.2.2. Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 Sonuçlarına İlişkin Özet İstatistik Değerleri.....	31
Tablo 6.3.1. Sağ Kulak P ₁ Latansı Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları.....	32
Tablo 6.3.2. Sağ Kulak N ₁ Latansı Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları.....	33
Tablo 6.3.3. Sağ Kulak P ₁ N ₁ Amplitüdü Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları.....	33
Tablo 6.3.4. Sol Kulak P ₁ Latansı Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları.....	34
Tablo 6.3.5. Sol Kulak N ₁ Latans Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları.....	35
Tablo 6.3.6. Sol Kulak P ₁ N ₁ Amplitüdü Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları.....	35
Tablo 6.3.7. Asimetri Oranı Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları.....	36
Tablo 6.4.1. Cinsiyete Göre Ölçüm Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin İki Yönlü ANOVA Sonuçları.....	37
Tablo 6.5.1. Yaş ile Ölçüm Düzeylerine Göre Değerler Arasındaki İlişkiye Dair Pearson Korelasyon Analizi Sonuçları.....	39
Tablo 6.6.1. P ₁ Latansı Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları.....	40
Tablo 6.6.2. N ₁ Latansı Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları.....	40
Tablo 6.6.3. P ₁ N ₁ Amplitüdü Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları.....	41

Tablo 6.7.1. Cinsiyete Göre Ortalama Değerlere İlişkin Tekrarlı lmler İçin İki Yönlü ANOVA Sonuçları.....	42
Tablo 6.8.1. Yaş ile lm Düzeylerine Göre Ortalama Değerler Arasındaki İlişkiye Dair Pearson Korelasyon Analizi Sonuçları.....	43



1. ÖZET

SANAL GERÇEKLIK ORTAMININ VEMP TESTİ KULLANILARAK VESTİBÜLER SİSTEM ÜZERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Bu çalışma sanal gerçeklik ortamında vestibüler sistemin değerlendirilmesi amacıyla gerçekleştirildi. Çalışma Göztepe Medicalpark Üniversite Hastanesi'nde 18-60 yaş aralığında 32 sağlıklı bireyin gönüllü katılımı ile gerçekleştirildi. Gönüllü bireylere cVEMP testi uygulandı. cVEMP testi, SG ile dikey düzlemdeki ivmeli hareket öncesinde, esnasında ve sonrasında birer kez bilateral uygulandı. Çalışmanın sonucunda cVEMP yanıtları karşılaştırıldığında dalga amplitüdlerinde artış gözlemlendi ($p<0.001$). Çalışmada elde edilen sonuçlar cinsiyete göre incelendiğinde anlamlı bir fark gözlemlenmedi ($p>0.05$). Çalışmada, bireylere SG ortamı ile hissettirilen dikey hareket sayesinde, dikey hareketlere daha duyarlı olan sakkülden başlayıp, tüm görsel-vestibüler yollarında ilerleyen girdiler cVEMP amplitüdünde bir artışa yol açtığı görüldü. SG ile oluşturulan görsel uyarının kesilmesinden sonra da amplitüdlere, öncesine göre yüksek olduğu gözlemlendi. ($p<0.001$). Bu durum, sakkül cevaplarının hız depolama mekanizması ve görsel-vestibüler sistemin etkileşimi sayesinde bir süre ilk ölçüme göre yüksek devam ettiğini göstermektedir. Tüm bunlar, dikey hareket içeren görsel uyarının sakkül cevaplarını etkilediğini ve otolitik disfonksiyonlar da dahil olmak üzere vestibüler disfonksiyon hastalarında SG ile uygulanan vestibüler rehabilitasyonun denge işlevini iyileştirebileceğini kanıtlamaktadır.

Anahtar kelimeler: Sakkül, Sanal gerçeklik, Vection, Vestibüler Sistem, Vestibüler uyarılmış miyojenik potansiyeller

2. ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF VIRTUAL REALITY ENVIRONMENT ON VESTIBULAR SYSTEM USING VEMP TEST

This study was carried out to evaluate the vestibular system in a virtual reality environment. The study was performed at Göztepe Medicalpark University Hospital with the voluntary participation of 32 healthy individuals between the ages of 18-60. cVEMP test was applied to the volunteers. cVEMP test was performed bilaterally before, during and after the accelerated motion in the vertical plane with the VR. When cVEMP responses were compared at the end of the study, an increase in wave amplitudes was still observed ($p < 0.001$). When the results obtained in the study were analyzed by gender, no significant difference was observed ($p > 0.05$). In this study, the vertical movement felt by the individuals with the VR environment, starting from the saccule, which is more sensitive to vertical movements, and progressing through all visual-vestibular pathways, led to an increase in cVEMP amplitude. It was observed that the amplitudes were higher than before, even after the cessation of the visual stimulus created by VR ($p < 0.001$). This result show that the saccule responses continue to be higher than the first measurement for a while with the interaction of the velocity storage mechanism and the visual-vestibular system. All these prove that visual stimulus including vertical movement affects saccule responses and that vestibular rehabilitation with VR may improve balance function in patients with vestibular dysfunction including otolith dysfunction.

Key words: Saccule, Vection, Vestibular evoked myogenic potentials, Vestibular system, Virtual reality

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Denge, hareket halinde olan canlılar için gerekli olan bir beceridir. Vücuttaki birçok sistemin birbiriyle uyum içinde çalışması sonucu oluşan özel bir yetenektir. Denge, bu sistemlerin kompleks ve karmaşık duyuşal girdileri ile sağlanır. Dengenin sağlanmasında temel veri sağlayan üç sistem vardır. Bu sistemler; görsel sistem, somatosensöriyel (proprioseptif) sistem ve vestibüler sistemdir. Bu sistemlerin işleyişini etkileyen bir sorun, denge problemlerine sebep olmaktadır.

Vestibüler sistemi test etmeye yarayan birçok test yöntemi bulunmaktadır. Bu yöntemlerden biri VEMP (Vestibüler Uyarılmış Miyojenik Potansiyeller) testidir. Şiddetli işitsel uyaran ile iç kulaktaki periferik yapıların uyarılması sonucu ile oluşan kas yanıtıdır. Servikal VEMP testi, vestibülokolik refleks (VKR) ile sternocleidomastoid (SCM) kasının kasılması ile oluşan yanıtın kaydedilmesi prensibine dayanan test yöntemidir (1,2). Son zamanlarda kliniklerde kullanımı artan cVEMP testi, sakkül, inferior vestibüler sinir ve santral bağlantılarının değerlendirilebilmesi için kullanılmaktadır (1,3).

Son zamanlarda popülaritesi artan teknolojilerden biri de sanal gerçeklik (SG) teknolojisidir. SG'nin birçok kullanım alanı vardır: tıp, üç boyutlu hasta modelleme ve rehabilitasyon örnek verilebilir. Birçok alanda olduğu gibi denge hastalarını tedavi etmek için de yenilikçi SG teknolojisi kullanılmaktadır. Motion sickness, vestibüler patolojiler gibi hastalıklarda başarı yakalayan SG teknolojisinin, dikey düzlemdeki yukarı/aşağı hareketleri ile sakkül cevaplarında da değişimler yaratacağı düşünülmektedir.

Literatürde, SG'nin çoğunlukla hastaların rehabilitasyon sürecinde kullanıldığı gözlenmiştir. Ayrıntılı bir tarama yapıldığında, optik uyaranlar ile yapılan testler ve rehabilitasyon süreçlerine rastlanmıştır. Ancak görsel ekranı tamamen kaplayan SG gözlük ile dikey hattaki yukarı/aşağı hareketlerle oluşturulan sanal gerçeklik ortamında bireylerin vestibüler sistemini özellikle sakkül cevaplarını değerlendirmek

amacıyla cVEMP testi yapılmadığı görülmüştür. Bu yönden çalışmamız literatürde bir ilk olma özelliği göstermektedir.

Bu çalışmanın amacı, sanal gerçeklik ortamı ile yaratılan dikey düzlemdeki ivmeli yukarı/aşağı hareketler ile sakkül cevaplarında oluşan değişimlerin gösterilmesidir. Buna bağlı olarak ilerleyen dönemlerde vestibüler rehabilitasyon yöntemlerinin geliştirilmesine katkıda bulunulması düşünülmektedir.

Bu çalışmadaki H_0 hipotezine göre sanal gerçeklik ortamı ile oluşturulan dikey düzlemdeki ivmeli hareketler sakkül kaynaklı cVEMP testi yanıtlarında değişim yaratmaz.

H_1 hipotezine göre sanal gerçeklik ortamı ile oluşturulan dikey düzlemdeki ivmeli hareketler sakkül kaynaklı cVEMP testi yanıtlarında değişim yaratır.

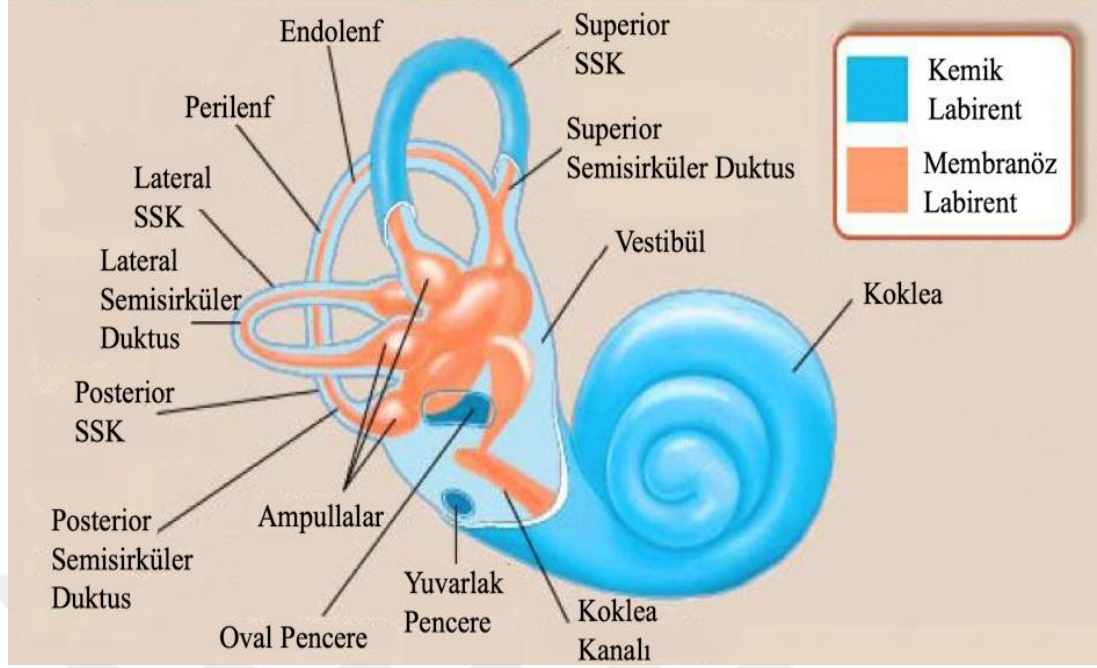
4. GENEL BİLGİLER

Denge, vücuttaki birçok sistemin birbiri ile uyum içinde çalışması sonucu oluşan ve vücut pozisyonunun korunmasını sağlayan kompleks bir mekanizmadır. Dengenin sağlanmasında temel veri sağlayıcı üç sistem vardır. Bu sistemler; görsel sistem, somatosensöriyel (proprioseptif) sistem ve vestibüler sistemdir. Bu sistemlerin girdileri merkezi sinir sistemine (MSS) gönderilir ve böylece MSS vücudun hareketi ve oryantasyonu hakkında bilgi sahibi olur (4).

Periferik vestibüler sistem, baş hareketini ve yerçekimini algılayarak uzayda denge ve oryantasyonun korunmasında rol oynar (5). İçerdiği yapılar sayesinde proprioseptif ve görsel girdilerle birlikte vestibüler sinir aracılığıyla santral vestibüler sisteme iletilir. Bu sayede denge ve postürün korunması sağlanır. Santral vestibüler sistemde veriler işlendikten sonra dengenin sağlanması için gereken motor yanıtlar oluşturulur (6,7).

4.1. Periferik Vestibüler Sistem

Periferik vestibüler sistem, temporal kemik içerisine yerleşmiş üç adet semisirküler kanal (SSK) ve iki adet otolit organdan (utrikül ve sakkül) oluşur (Şekil 4.1.1). Otolit organlar yer çekimi ve doğrusal hareketlere, semisirküler kanallar ise başın açısal hareketlerine duyarlıdır. Vestibüler labirent, kemik ve membranöz labirentten oluşmaktadır. Kemik labirentin içi perilenf sıvısı ile, membranöz labirentin içi ise endolenf sıvısı ile doludur (8).



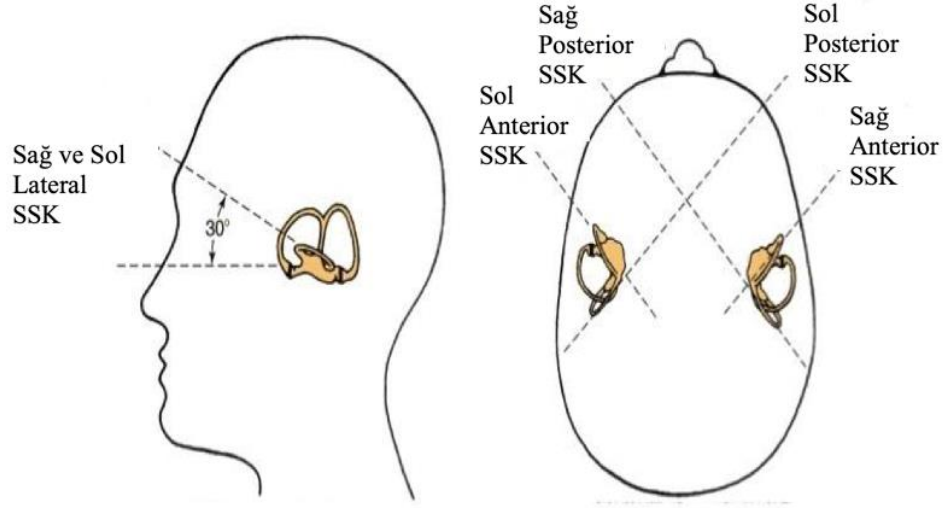
Şekil 4.1.1. Periferik vestibüler sistem anatomisi (9)

4.1.1. Semisirküler kanallar

Sağ ve sol kemik labirentte toplam 6 SSK bulunur ve her bir kulakta bulunan 3 SSK birbiriyle 90° açı yapacak şekilde konumlandırılmışlardır. Bu kanallar superior (anterior), posterior (inferior) ve lateral (horizontal) kanallardır (Şekil 4.1.1.1). SSK'lar birbiriyle aynı düzlemde bulunan karşı kulaktaki SSK ile eşleşir ve her bir çift açısız hızlanmaya duyarlıdır. Baş açısız hızla hareket ettiğinde bir kulaktaki hücreler inhibe olurken diğer kulaktaki hücreler eksitasyona uğrar. Bu iki kanaldan gelen uyarılar MSS tarafından algılanır ve vestibüler sisteme katkı sağlamış olur (10,11).

Semisirküler kanallar utriküle açılır ve kanalların her birinin sonunda ampulla adı verilen bir genişleme vardır. Bu genişleme duysal nöroepitelyumu, krista ampullaris içerir. Ampullada gömülü olan tüylü hücreler, jelatinimsi bir madde olan kupula tarafından kaplanır (12). Başın açısız hızlanması, ivmelenen labirentteki endolenf hareketine neden olur ve bu nedenle tüylü hücreleri dönüşün tersi yönünde bükür. Bu, iyon kanallarının açılmasına ve tüylü hücrelerin depolarizasyonuna neden olur, böylece afferent liflerinin ateşlenmesi artar. Başın rotasyonel yavaşlaması ise, kupulanın baş hareketiyle aynı yönde yer değiştirmesine ve tüylü hücrelerin iyon

kanallarını kapatarak onun hiperpolarize olmasına neden olur. Böylece afferent sinir ateşlemesinde bir azalma meydana gelir (10,11,13).



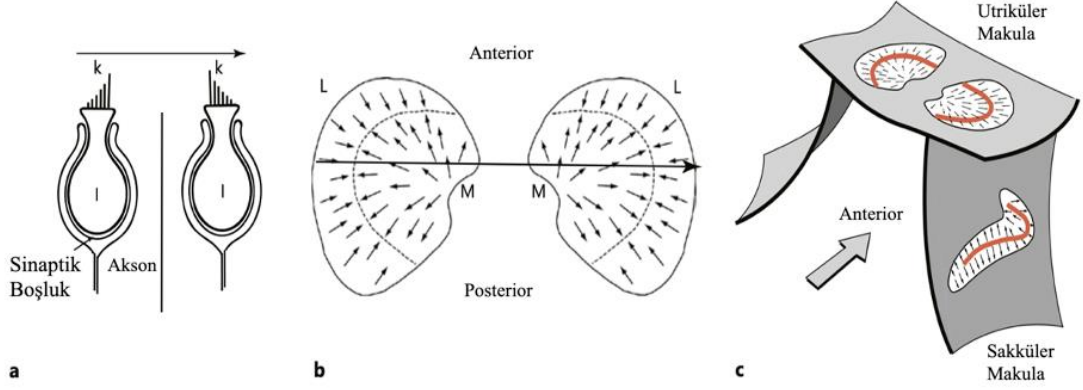
Şekil 4.1.1.1. Semisirküler kanalların yerleşimi (14)

4.1.2. Otolit organlar

Otolit organlar olan utrikül ve sakkül, membranöz labirentte bulunan ve başın uzaydaki yönelimini algılayan yapılardır. Doğrusal ivmeye ve yerçekimi kuvvetlerine tepki verirler (11). Utrikül ve sakkül makulalarındaki alıcılar, vücudun konumuyla ilişkili olarak başın olası tüm konumlarına duyarlıdır (15).

Utrikül ve sakkülün her biri makula adı verilen duyuşal bir nöroepitelyum hücresi içerir. Dik konumda ve ayakta iken utrikül makulası yatay düzlemdeki hareketlere, sakkül makulası ise dikey düzlemdeki hareketlere duyarlıdır. Makulanın içi, otolit veya otokonya adı verilen küçük kalsiyum karbonat kristalleri ile gömülü jelatinöz yapılı bir zar ile kaplanmıştır (11). Her bir makula striola adı verilen eğrisel bir çizgi ile iki kısma ayrılmıştır (16). Bu çizginin iki tarafında bulunan kinosilyumlar farklı yönlere bakarlar: sakkülde bulunan kinosilialar dışarı doğru bakarken, utrikülde bulunan kinosilialar striolaya doğru bakarlar (8). Bu durum, bir yöndeki açışal

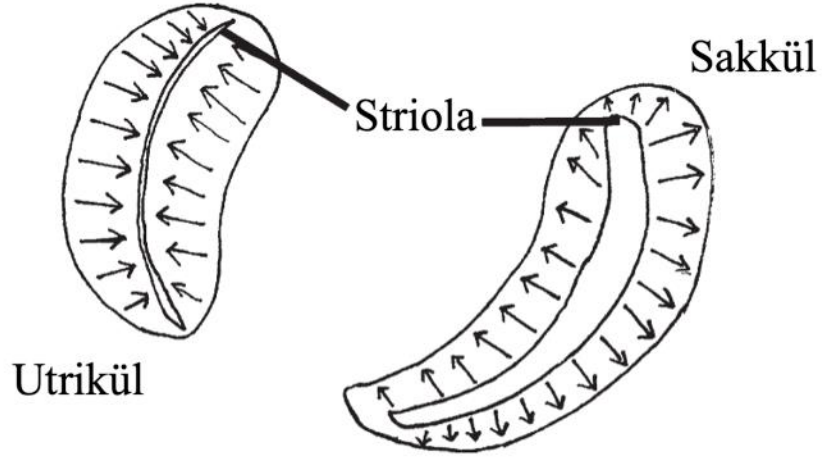
hızlanmanın, striolanın bir tarafındaki reseptörlerin depolarizasyonuna ve diğer taraftaki reseptörlerin ise hiperpolarizasyonuna sebep olur (15).



Şekil 4.1.2.1. Reseptörlerin basitleştirilmiş şeması (17)

Utrikülün makulası başın tabanına paraleldir ve bu paralellik sayesinde utriküler makula, yatay düzlemde herhangi bir yöndeki lineer hareketlere duyarlı olmasını sağlar. Utrikülün makulası, bir ucu öne yerleştirilmiş, dışbükey kenarı yanlara doğru yönlendirilmiş ve ortasında düz, kavisli bir çizgiyi takip eden bir striola ile bir bumerang şeklindedir. Bu çizgi eğri olduğundan, yatay düzlemde tüm yönlerde doğrusal harekete ve yatay düzlemde herhangi bir yönde baş eğimine duyarlıdır (18,19).

Sakkülün makulası, membranöz labirentin yan duvarında dikey düzlemde yer alan daha uzun ve oval bir alandır. Bu sebeple dikey düzlemdeki doğrusal ivmeye duyarlıdır. Örneğin bir asansörde bulunurken veya düşerken yerçekimi sensörüne karşı oldukça hassastır (15).



Şekil 4.1.2.2. Utrikül ve sakkül (11)

Sakkül, inhibitör vestibüler nöronlar ve medial vestibulospinal yol ile ipsilateral SCM'nin spinal aksesuar çekirdeğine inhibitör projeksiyonlar gönderir. Ayrıca, SCM diğer vestibüler reseptör organlarından da girdi alır, ancak sakkülokolik bağlantı labirente en güçlü olanıdır. Sakküle ek olarak, utrikülden ve üç SSK'den gelen sinyaller ipsilateral SCM'yi inhibe eder. Ayrıca, utrikül ve üç SSK'nin tümü, kontralateral SCM'ye uyarıcı vestibülospinal projeksiyonlara yol açar (20).

4.1.3. Vestibüler sinir

Krista ampullaris ve makulaların tüy hücrelerinden afferent uyarılar alan vestibüler ganglion (scarpa ganglionu) 20.000'e yakın liften oluşur (21). Vestibüler ganglion, superior ve inferior olmak üzere iki bölüme ayrılır. Vestibüler ganglionun superior bölümünün periferik lifleri, superior ve lateral SSK'nın krista ampullarisinde ve ayrıca utrikülün makulasında sonlanır. Sakkülün makulası ve posterior SSK'nın crista ampullaris, vestibüler ganglionun inferior kısmından periferik vestibüler dallar alır (16).

Vestibüler ganglionun superior ve inferior kısımlarından gelen aksonlar birleşerek vestibüler siniri oluşturur. Vestibüler sinir ise koklear sinir ile birleşerek vestibulokoklear siniri oluşturur (22). Sinir lifleri serebellopontin köşeyi geçer ve pontomedüller bileşkeden beyin sapına girer. Bu noktada vestibüler sinir koklear

sinirden ayrılır. Afferent vestibüler liflerin çoğu, ponstaki ipsilateral vestibüler nükleer komplekse uzanır. Sinir liflerinin bir kısmı, serebellumun flokülo-nodüler lobuna uzanır (21).

4.2. Santral Vestibüler Sistem

Santral vestibüler sistem, vestibüler nükleus, serebellum, subkortikal ve kortikal denge merkezlerinden oluşmaktadır (23). Denge ve dik duruş algısına aracılık etmek için vestibüler nükleus (VN) orta beyin tegmentumuna, talamusa ve kortekse ipsilateral ve kontralateral olarak çıkan yolları birleştirir. Ayrıca göz, baş ve gövdeyi dikey olarak ayarlamak ve dengeyi kontrol etmek için motor tepkileri ortaya çıkaran duyuşal girdileri sağlar. Sistemin bir diğer önemli parçası, uzamsal hafıza, oryantasyon ve navigasyon gibi bilişsel vestibüler fonksiyonların işlendiği hipokampus/parahipokampustur (24,25).

4.2.1. Vestibüler nükleus

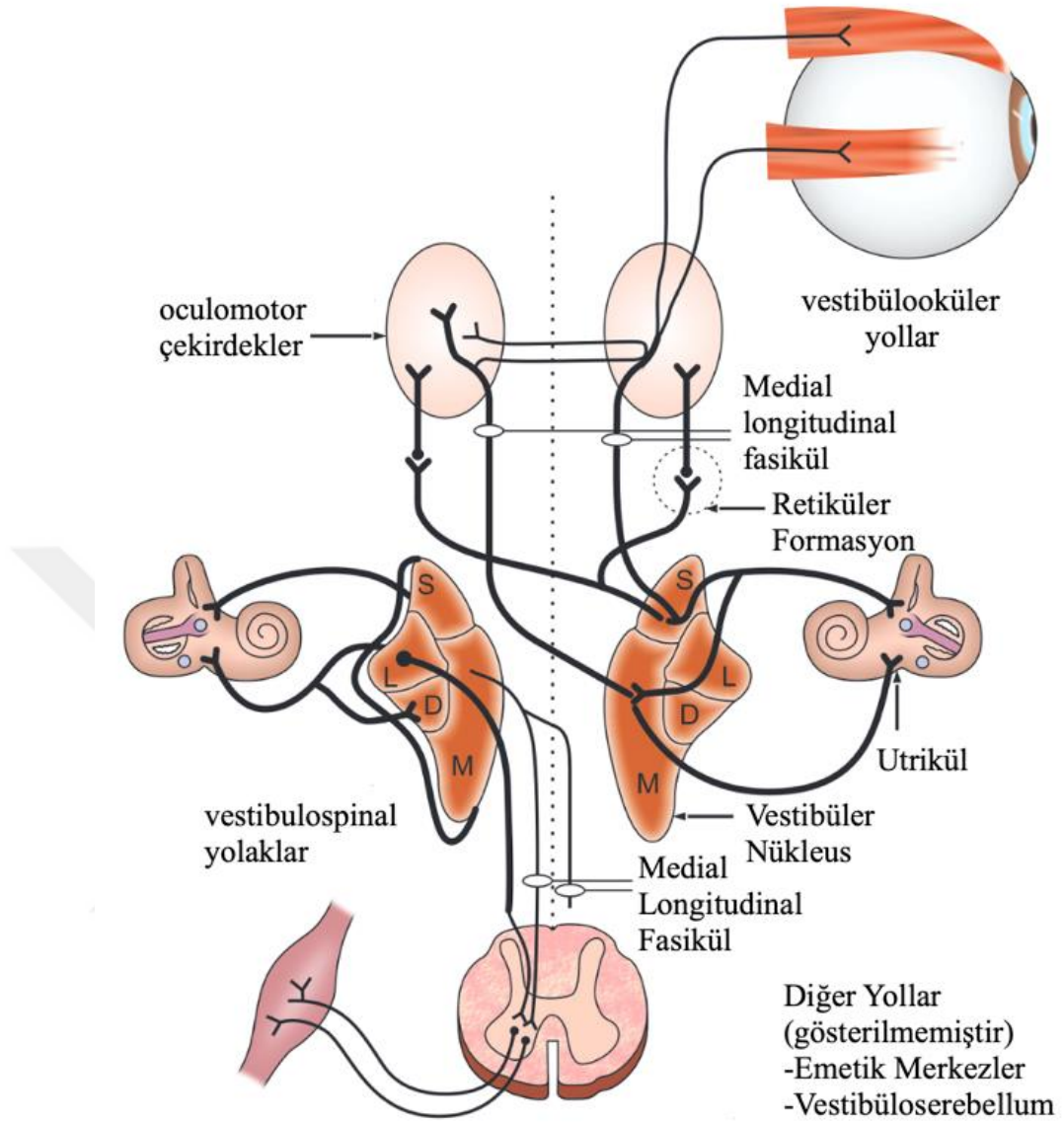
Vestibüler nükleus, vestibüler girdilerin ana işlem noktasıdır. Vestibüler nükleuslar, pons ve medullanın üst kısmında, dördüncü ventrikülün hemen lateralinde bulunur. Vestibüler nükleus kompleksi dört ana nükleustan oluşur: superior (Bechterew), lateral (Deiter), medial (Schwalbe) ve inferior (Descending) nükleus. Ayrıca, rolleri daha küçük ve daha az anlaşılan birçok başka vestibüler nükleus vardır (18,26). Superior vestibüler nükleus tamamıyla ponsta yer alırken, diğerleri kısmen ponsta, kısmen de medullada yer alır. Vestibüler nükleusların bağlantıları çok sayıda ve karmaşıktır (15).

Medial vestibüler nükleus en büyüğüdür ve medial kolonu oluşturur. Superior, lateral ve inferior vestibüler nükleus ise lateral kolonu oluşturur (16). Medial vestibüler nükleus, lateral semisirküler kanalların krista ampullarisinden afferentleri alır. Buradan çıkan lifler, vestibüloküler refleks için medial longitudinal fasikül (MLF) yoluyla ekstraoküler kasların motor nükleusuna ulaşır. Buna ek olarak, baş ve boyun hareketinin koordinasyonunu sağlayan vestibüler spinal refleksin kontrol edilmesinde işlev görür (11).

Superior vestibüler nukleus, superior ve posterior semisirküler kanalların krista ampullarisinden vestibüler afferent girdi alır. Tıpkı medial vestibüler nukleus gibi, vestibüloküler refleks için MLF yoluyla ekstraoküler kaslara efferent liflerin girdisini sağlar (11,27).

Lateral vestibüler nukleus, tüm vestibüler nukleusların en büyük hücre gövdelerini bulundurur. Makula, krista ampullaris ve vestibuloserebellumdan afferent girdiler alır. Duruş ve dengeyi korumak için vücut kasları ve ekstremiteleri koordine ederek vestibüler spinal reflekste işlev görür (11).

İnferior vestibüler nukleus, utrikül ve sakkülün makulalarından afferent bilgiler alır. Bu nukleusun hem diğer üç vestibüler çekirdeğe ve hem de serebelluma giden bağlantıları vardır (11,28).



Şekil 4.2.1.1. Vestibüler nükleus ile beyin sapı ve serebellumdaki merkezi bağlantıları (29)

4.2.2. Vestibüloserebellum

Serebellum, vestibüler sistemde bir işlemci olarak görev alır. Vestibüler performansı izler ve gerekli durumlarda inhibitör göreviyle vestibüler girdiyi yeniden düzenler (22). Flocculonodüler lob ve vermiyan korteksi, vestibüloserebellumu oluşturur. Vestibüloserebellumun, postüral reflekslerin oluşmasında ve hareketlerin yönlendirilmesinde önemli bir görevi vardır (11,21).

Serebellar flocculus, vestibüloküler refleksin kazancında görev alır. Serebellar nodül, vestibüloküler refleksin süresini ayarlar ve ek olarak otolitlerin makulasından gelen afferent girdilerin işlenmesini sağlar. Anterior superior vermiyan korteksi ise kaslardan gelen vestibüler ve proprioseptif girdileri alarak vestibülospinal refleksin oluşumunda rol oynar (11,21,22).

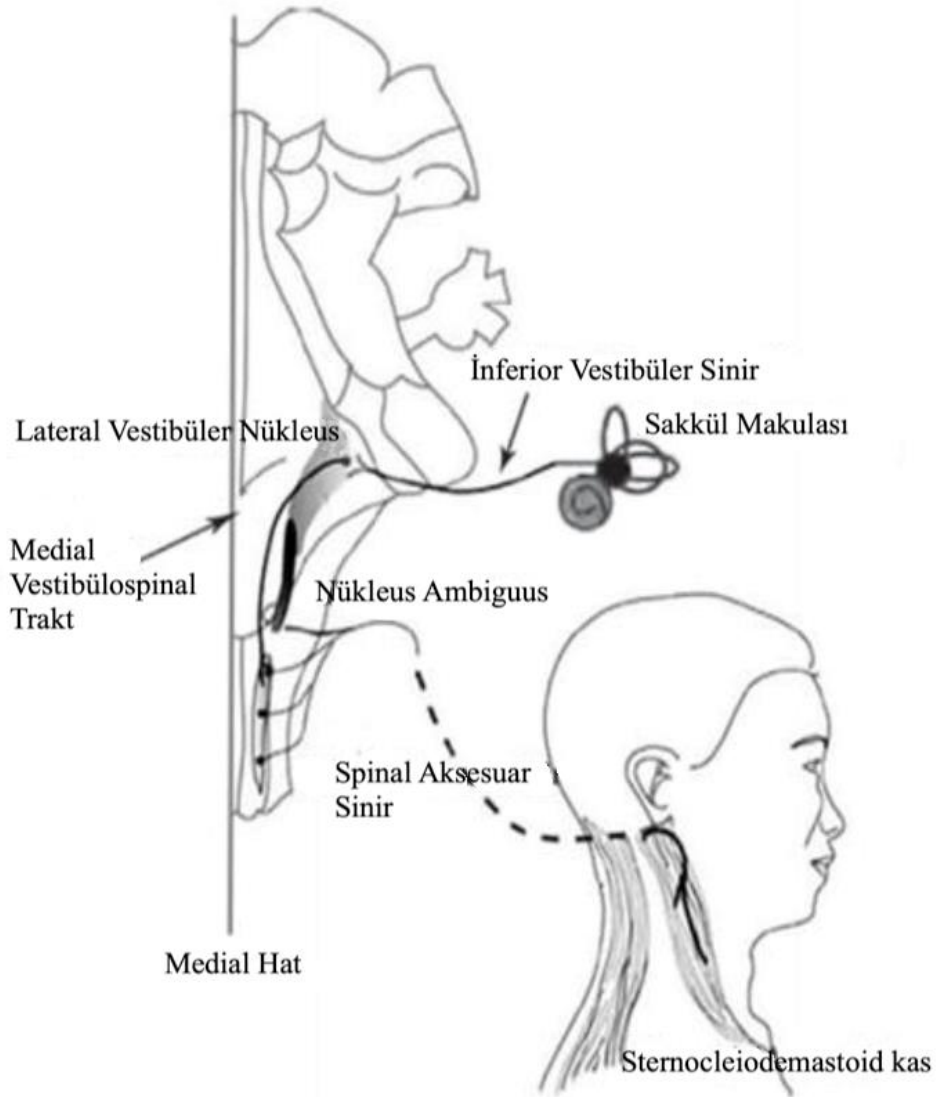
4.2.3. Vestibüler refleksler

Dengenin sağlanmasında vestibüler reflekslerin büyük rolü vardır. Vestibüler refleksler, periferik vestibüler sistemden gelen girdilerin santral vestibüler sistemde işlenmesiyle oluşur (11). Dengenin sağlanmasında görev alan pek çok merkezin yanı sıra üç temel refleks çok önemli katkılar sağlar. Bu refleksler: vestibüloküler refleks, vestibülospinal refleks, vestibülokolik reflekstir.

Vestibüloküler refleks (VOR), başın ani ve istem dışı hareketi sırasında retinal görüntülerin sabit tutulmasını sağlayan refleksif göz hareketlerini koordine eder. Semisirküler kanallardan vestibüler nukleusa ve sonrasında ekstraoküler kaslara giden üç nöronlu bir refleks arkını içerir. Bu sayede baş hareketinin tersi yönde oluşan konjuge göz hareketini sağlar. VOR refleksinin latansı 12-14 msn'dir (8,30). Baş aniden sağa döndürüldüğünde, semisirküler kanalların ampullasındaki endolenf akışı kupulayı sola doğru yöneltir. Bu durum, sağdaki tüylü hücrelerin depolarizasyonuna ve soldaki tüylü hücrelerin hiperpolarizasyonuna sebep olur. Böylece sağ vestibüler sinirin afferent liflerinde ateşleme meydana gelir ve girdiler ipsilateral medial ve superior vestibüler nukleuslar ve serebelluma iletilir. Yine bu girdiler medial longitudinal fasikülde sağ okülomotor nukleusa ve Deiters sayesinde sol abducens nukleusa iletilir (11,22). Bu iletilme, ipsilateral medial rektus ve kontralateral lateral rektus kaslarının kasılması ile noktalanır. Böylece, gözler baş yönünün tersi olan sola doğru hareketlenir (11).

Vestibülospinal refleks (VSR), denge ve postürün korunması için birçok yapıdan gelen girdileri entegre eden karmaşık bağlantıları içerir (11,31). Lateral vestibüler nukleus, lateral vestibülospinal yoldan; medial vestibüler nukleus ise medial vestibülospinal yoldan gelen girdileri alır. Baş, boyun, vücut ve ekstremiteler kaslarına iletilen girdiler sonucunda hareket sırasında vücudun stabilizasyonu sağlanır (32).

Vestibülokolik refleks (VKR), otolit organlardan ve semisirküler kanallardan gelen girdilerin boyun kaslarına iletilmesi ile oluşur ve başın stabilizasyonunu sağlar (33). Postüral değişimlerin birden çok bağlantı sayesinde sağlanması nedeniyle, vücudun birçok kas ve eklemleri ile gerçekleşen bir refleks olması nedeniyle VOR'a göre daha karmaşıktır.



Şekil 4.2.3.1. Vestibüler refleks yolları (34)

4.3. Denge Sisteminde Üst Düzey Organizasyonlar

Görsel ipuçlarının yokluğunda, beyne beden ve uzamsal yönelim duygusunu sağlayan sistem temel olarak vestibüler sistemdir. Esas olarak, semisirküler kanallar açısal ivmeyi ve otolit organlar ise doğrusal ivmeyi algılar. Böylece, baş sabit bir açısal hızda hareket ettiğinde, ilk sapmadan sonra, sensör organın kupulası dinlenme pozisyonuna dönerek vestibüler sinirin ateşleme hızının azalmasına ve dolayısıyla hareketin azalmasına sebep olur (35).

Semisirküler kanal kupular zaman sabitinin 3 ile 7 saniye arasında olduğu tahmin edilmektedir (35,36). Karanlıkta sürekli kafa rotasyonları sırasında olan nistagmus, semisirküler kanallardan vestibüler afferentlerin (3-7 s) aktivitesinden tahmin edilenden çok daha uzun (10-30 s) bir zamanda ortaya çıkar (37). Afferent sinyalin uzamasının, hız depolama mekanizması olarak bilinen merkezi bir beyin sapı ve serebellar ağın, semisirküler kanal afferent sinyalini uzattığına, refleksif göz hareketlerinin süresini uzattığına ve düşük frekanslı baş rotasyonlarına karşı telafi edici yanıtı iyileştirdiğine inanılmaktadır (38).

4.3.1. Hız depolama mekanizması

Vestibüler sinyaller sadece oküler ve spinal motor refleksler için girdi sağlamakla kalmaz, aynı zamanda hareket algılama gibi daha yüksek seviyeli kortikal süreçlere de katkıda bulunur (38). Hız depolama mekanizması (HDM) kavramı refleksif göz hareketlerine dayalı olarak geliştirilmiş olsa da, “self-motion” hareket algısı gibi daha yüksek seviyeli kortikal süreçlerde de mevcut olduğu öne sürülmüştür (39,40). Hız depolama mekanizması, vestibüloserebellum, özellikle nodulus ve ventral uvula tarafından düzenlenir.

HDM'nin işlevsel önemi henüz tam olarak açıklanamamıştır ancak HDM'nin çeşitli özellikleri tanımlanmıştır. HDM, düşük frekanslarda kafa hızını telafi etme yeteneğini geliştirir ve uzaysal oryantasyon mekanizmalarına da katkıda bulunabilir. HDM'nin ayrıca görsel alanın sürekli hareketi ile ortaya çıkan optokinetik nistagmusu geliştirdiği ve sürdürdüğü düşünülmektedir. Optokinetik uyarımdan sonra tamamen

karanlıkta devam eden nistagmus, HDM tarafından üretilir. HDM'nin otolitlerden ayrı olarak yatay ve dikey hareketlerin ayrılmasına dahil olabileceği varsayılmıştır (38,41).

4.4. Vestibüler Sistem Değerlendirilmesi

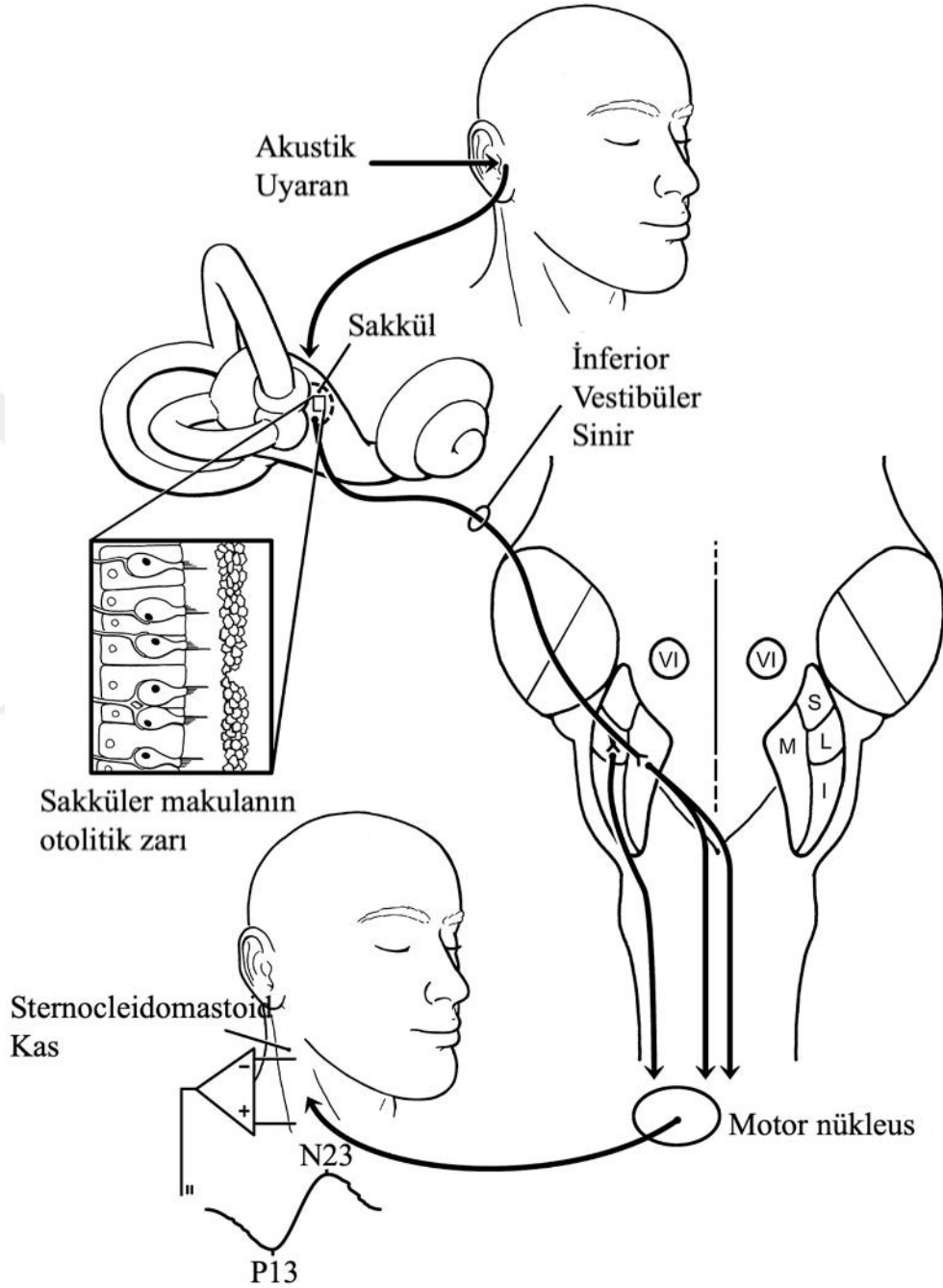
Vestibüler sistem ve hastalıklarının değerlendirilmesinde öykü ve fizik muayeneye ek olarak çeşitli vestibüler testlere ihtiyaç vardır. Vestibüler testlerin temel amaçları; hastalığın periferik ya da santral vestibüler kaynaklı olduğunu tespit etmek, lezyonun lokalizasyonunun tespit edilmesi ve hastalığın kesin ön tanısını koymaktır. Vestibüler sistem kompleks bir yapıya sahiptir. Bu nedenle klinisyenin amacı ayrıntılı anamnez ve öyküye ek olarak vestibüler testler uygulayarak ve hastanın bulguları ile birleştirerek kesin ve doğru tanıya ulaşmaktır (42).

4.4.1. VEMP

Vestibüler sistemin akustik duyarlılığını ilk olarak öne süren İtalyan fizyolog Dr.Pietro Tullio'dur. Deneysel yaptığı hayvanların kemik labirentlerine pencereler açmış ve ses uyarısı göndermiştir. Bu uyarı sonucunda baş hareketi, göz hareketi ve postüral değişiklikler gözlenmiştir. Bu durum "Tullio Fenomeni" olarak isimlendirilmekte ve vestibüler hastalıkları tanılamakta kullanılmaktadır (8,43). Bu alanda araştırma yapan Colebatch ve Halmagy, kulağa verilen yüksek şiddetli sesin boyun kaslarında özellikle sternocleidomastoid (SCM) kasında hareket meydana getirdiğini savunmuşlardır (3,44).

Vestibüler uyarılmış miyojenik potansiyel (VEMP) testi ilk kez 1992 yılında Colebatch ve Halmagy tarafından tanımlanmıştır (42,44). Colebatch ve ark. da 1994 yılında VEMP testini klinik olarak kullanmaya başlamışlardır (45,46). VEMP testi, vestibüler sistemin çok küçük ama önemli bir bölümünü değerlendirir. VEMP, iç kulağın otolitik organlarının (utrakül ve sakkül) işlevini ortaya çıkarmak için kullanılır. İki farklı VEMP türü vardır: servikal VEMP (cVEMP), sakkül ve inferior vestibüler sinirin bütünlüğünü ölçerken, oküler VEMP (oVEMP) utrakül ve superior vestibüler sinirin bütünlüğünü ölçer (47).

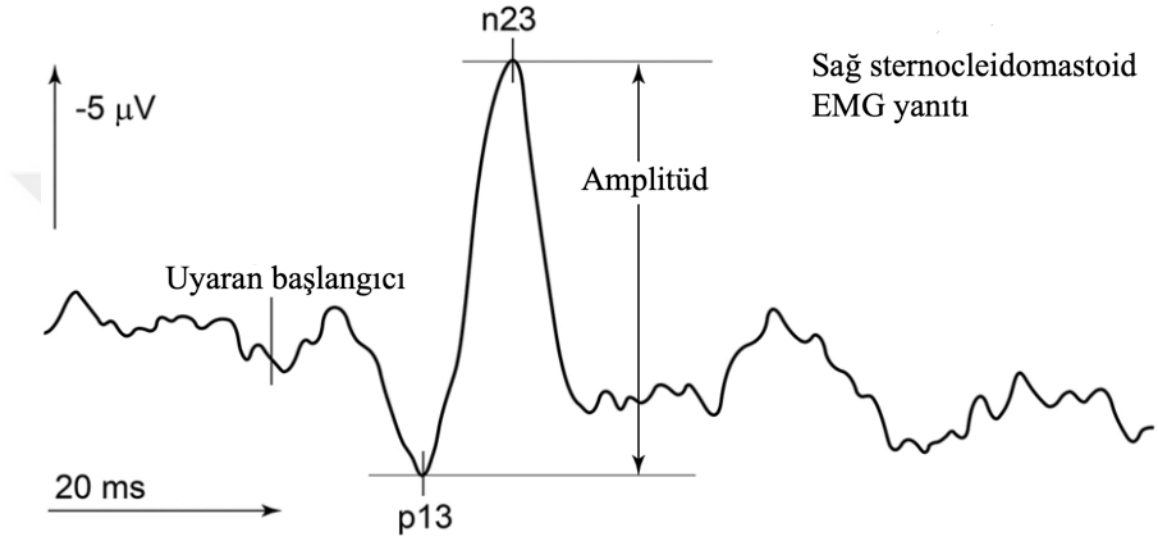
cVEMP testi, akustik uyarının sakküle ulaştıktan sonra, ipsilateral vestibüler sinir ve lateral vestibüler nükleusu uyarmasıyla gerçekleştirilir. Vestibülokollik yol ile spinal aksesory nükleusa ve sinire ulaşan uyarının ipsilateral SCM kasında son bulur.



Şekil 4.4.1.1. cVEMP testi yolağı (48)

cVEMP testi, hastaya elektrot yerleşimi ile başlar. Aktif elektrot her iki SCM kasının üst 1/3'üne, toprak elektrot sternumun başına ve referans elektrot vertekse yerleştirilir. cVEMP dalgasının elde edilebilmesi için hastanın SCM kasını kasma

istenir. Bu kasılma, hastanın başını ölçüm yapılan tarafın karşı yönüne doğru çevirmesi ile sağlanabilir. Hava yolu ile uyarılma için kanal içi kulaklık ile ipsilateral kulağa yüksek şiddette akustik uyarın gönderilir. SCM kas kontraksiyonundaki inhibisyonun kaydı yapılır. İnhibisyonun başladığı an yaklaşık 13.ms'de oluşan P₁ (P13), bittiği an ise yaklaşık olarak 23.ms'de oluşan N₁ (N23) olarak isimlendirilir (49,50).



Şekil 4.4.1.2. cVEMP dalgası (48)

Cevapların değerlendirilmesinde, dalgaların latans ve amplitüd değerleri kullanılır. Dalga amplitüdünün 50-160 mV arasında olması beklenir. Değerlendirmede diğer bir parametre olan iki kulak arası amplitüd asimetri oranı, %35ten düşük olmalıdır (51,52). Semisirküler Kanal Dehisansı (SSKD), Meniere Hastalığı ve inferior vestibüler sinir tutulumları gibi hastaların tanısında önemli bir görevi vardır. Aynı zamanda Benign Paroksizmal Pozisyonel Vertigo (BPPV), Vestibüler Nörinit, Vestibüler Migren, Akustik Nörinom ve Multiple Skleroz hastalıklarında da VEMP cevaplarında değişimler gözlenmiştir (53).

4.5. Sanal Gerçeklik ve Vestibüler Rehabilitasyon

4.5.1. Sanal gerçeklik

Sanal gerçeklik (SG), işitme, görme ve dokunma gibi çeşitli duyuşal kanalları içeren, insanlar ve bilgisayarlar arasında gerçek zamanlı bir simülasyondur. SG, kullanım alanı çok geniş olmakla beraber birçok alanda kullanılmaktadır. Son çalışmalar anatomi, üç boyutlu hasta modelleme, rehabilitasyon dahil olmak üzere tıp alanında da SG teknolojilerinin kullanıldığını göstermiştir. Ayrıca, hastaları rehabilitasyona motive ve adapte etmek için oyun gibi içerikler eklenerek tedavi yöntemi olarak zevkli ve çekici hale getirilmiştir (54).

Semptomların azaltılması, alışmayı tetikleyen gerçekçi görsel çevrenin kullanılması sayesinde VOR kazancında artışa yol açmak ve denge ve postüral stabilitenin düzenlenmesini sağlamak SG'nin temel amaçları arasındadır (55,56).

4.5.2. Sanal gerçekliğin vestibüler rehabilitasyonda tanısal kullanımı

Sanal gerçeklik teknolojisinin ortaya çıkışı, vestibüler egzersizler sırasında simüle edilmiş bir dikkat çekici ortamın oluşmasını sağlamıştır. Sanal gerçekliğe dayalı vestibüler rehabilitasyonun, geleneksel vestibüler rehabilitasyonun yerini alabileceği veya katkıda bulunabileceği görülmüştür. Bunlara ek olarak, sanal gerçeklik egzersizleri daha eğlenceli olabilir ve uyumu artırabileceği düşünülmüştür (57,58).

Sanal, gerçekçi ve karmaşık görsel çevre ile rehabilitasyon uygulanmasının, tek başına bireysel bir program veya tek başına Cawthorne-Cooksey egzersizlerine göre daha etkili olduğu sonucuna varılmıştır (59). Periferik vestibüler bozukluğu olan hastalarda SG tabanlı rehabilitasyon kullanımı ile hastalarda semptomların azaldığı ve fonksiyonların düzeldiği gözlenmiştir (60,61). Bilateral vestibüler bozukluğu olan hastalarda uygulanması sonucunda ise görsel keskinlikte artış meydana geldiği öne sürülmektedir (8,62). Düşme riski olan yaşlılarda kullanımı sonucunda okulomotor ve VOR ağırlıklı çalışılan 6 haftalık program sonrası postüral stabilitede düzelmeye gözlemlendiği sonucuna varılmıştır (8,63).

4.5.3. Sanal gerçekte dizziness

Uzun süreli SG kullanımına maruz kalmanın, hareket hastalığı ve dizziness gibi çeşitli olumsuzlukları tetikleyebileceği ifade edilmiştir. SG'ye uzun süre maruz kalan bireylerin kalp atış hızı, solunumu ve vagal reflekslerini kıyaslanmış ve SG sistemlerin görsel uyarınları daha fazla uyarması sebebi ile olumsuz etkiler ortaya çıkardığı kanıtlanmıştır (64). SG ortamına maruz kalan bazı bireylerin olumsuz deneyimleri arasında baş dönmesi, mide bulantısı, terleme ve tedirginlik gibi kısa süreli fizyolojik rahatsızlıklar bulunmaktadır. Uygulama sonunda bazı bireylerin görüntüyü netleştirmede, odaklanmada ve kafa hareketleri ile kontrolü sağlamada sorunlar yaşadığı gözlenmiştir (65). Bireylerin, SG teknolojisinin ana ilkesi olan insan ve bilgisayar etkileşimi ilkesine uymasının kolay olmadığı ve bireylerde sanal gerçeğe bağlı dizziness görüldüğü ortaya koyulmuştur (66).

5. MATERYAL VE METOD

5.1. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Bu çalışma, İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Klinik Odyoloji Yüksek Lisans tezi kapsamında, BAU Tıp Göztepe Medicalpark Üniversite Hastanesi'nde Haziran 2021 – Aralık 2021 tarihleri arasında gerçekleştirildi.

5.2. Etik Kurul Onayı

Çalışma öncesinde, “İstanbul Medipol Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Çalışmalar Etik Kurulu” tarafından 07.06.2021 tarihli ve E-10840098-772.02-2620 sayılı onay alındı. Araştırmaya katılan tüm katılımcılara, bu çalışmanın amacı, çalışmada uygulanacak test yöntemleri ve çalışmanın ne kadar süreceği anlatılarak “Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu” imzalatıldı (EK 1).

5.3. Bireyler

Çalışmaya 18-60 yaşları arasındaki bireyler dahil edildi. 36 katılımcı ile çalışmaya başlandı ancak 3 katılımcının en az bir kulağındaki c-VEMP ölçümünde cevap elde edilememesi, 1 katılımcının yükseklik korkusu ve SG'ye bağlı diziness nedeniyle çalışmaya dahil edilme kriterlerini karşılamaması sonucunda 32 katılımcı ile çalışma sonuçlandırıldı. 32 katılımcının 16'sı kadın, 16'sı erkektir.

Çalışma Grubuna Dahil Edilme Kriterleri:

- 18-60 yaş arasında olması,
- Çalışmaya gönüllü olarak katılması ve Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formunu imzalaması,
- Denge fonksiyonlarını etkileyecek nörolojik ve vestibüler şikayeti olmaması,
- Günlük hayatta kendini dengeli hissediyor olması.

Çalışma Grubundan Dışlanma Kriterleri:

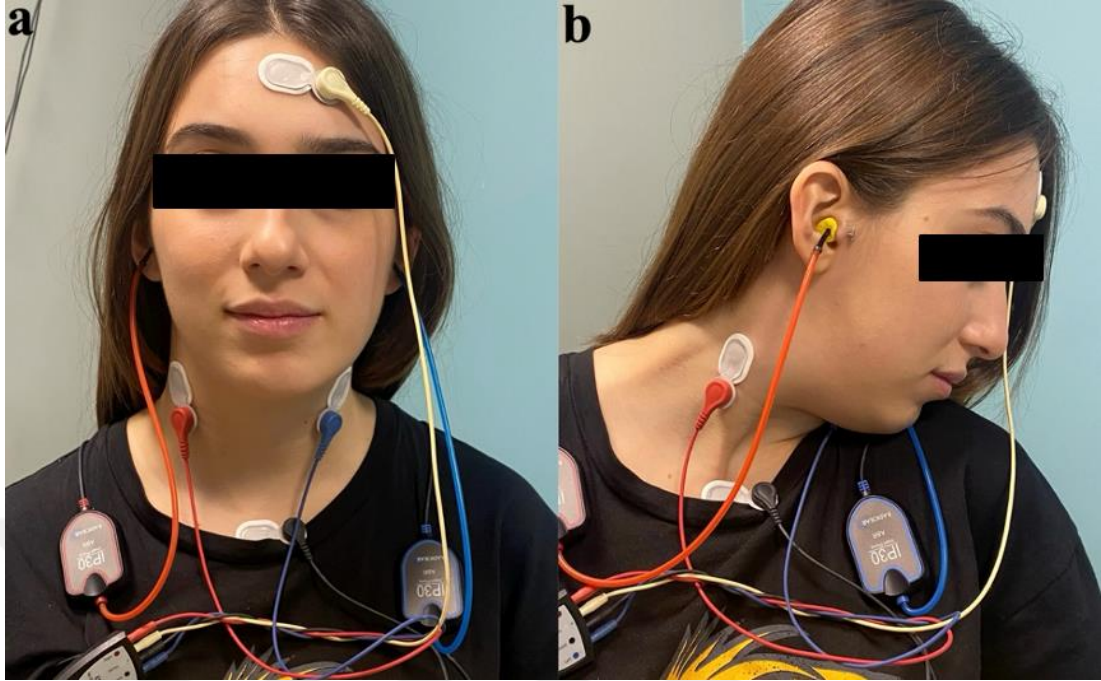
- Çalışmaya gönüllü olmaması,
- Denge fonksiyonlarını etkileyecek nörolojik rahatsızlığı olması,
- Denge fonksiyonlarını etkileyecek ilaç ve alkol kullanımı,
- Denge fonksiyonlarını etkileyecek operasyon geçirmiş olması,
- Yükseklik korkusu olması,
- Herhangi bir görme probleminin bulunması.

5.4. Uygulanan Ölçümler

Çalışmaya katılan kişilere önce sanal gerçeklik ortamı olmaksızın cVEMP testi uygulandı. Bireylerin bilateral SCM kasına, alınına ve sternumun üst kısmına elektrotlar yerleştirilerek ve kulaktan 100 dB nHL şiddetinde işitsel uyarın gönderilerek cVEMP testi uygulandı. Bu dalgadan iki trase alınarak amplitüd ve latansları değerlendirildi. İkinci olarak bireylerin gözüne sanal gerçeklik gözlüğü takılarak bireyi bulunduğu ortamdan ayırıp sanal bir asansör ortamına koyarak cVEMP testi yapıldı. Sakkülün maksimum uyarılması için asansörün 1 saniyede 30 metre aşağı/yukarı gidecek şekilde hareket etmesi planlandı.

5.4.1. VEMP testi ölçümü ve SG (Sanal gerçeklik)

Araştırmaya katılan kişilere test yöntemi olarak yalnızca Interacoustics Eclipse marka cihazı içindeki cVEMP modülü ve “*Otoaccess Veri Tabanı*” kullanılarak cVEMP testi uygulandı. Testi uygularken öncelikle bireylerin bilateral SCM kasının üst 1/3'lük kısmına aktif elektrot, sternum kemiğinin üst kısmına toprak elektrot ve vertekse referans elektrot yerleştirildi. Yerleşimden önce bu yüzeyler Weaver and Company marka “*Nuprep Skin Prep Gel*” ile spunch (gazlı bez) kullanılarak silindi. Elektrotların yerleşimi sonrası elektrotların impedansları kontrol edildi, iki elektrot arası impedans farkının 2,5 kOhm'un ve her elektrot impedansının 5 kOhm'un altında olması sağlandı. Bireylerin testin uygulanabilmesi için SCM kaslarını yeterince kasıp kasamadığı değerlendirildi. İşitsel ses uyarını göndermek üzere bireylerin kulaklarına bilateral “*E-A-RTONETM 3A Insert Earphone*” yerleştirilip bireylerin işitsel uyarını duyması sağlandı ve teste başlandı. Bireyler farklı üç durumda teste tabi tutuldu.



Resim 5.4.1.1. cVEMP elektrot yerleşimi **a** Test öncesi SCM kası kasılı değil iken elektrot yerleşimi **b** Sağ SCM kası kasılı durumdayken, cVEMP test konumu

Teste başlarken ayakta ve rahat konumda olan bireyler, SCM kaslarını istenilen ölçüde kasıp kasmadığını değerlendirebilmeleri için, ölçüm ekranını görebilecekleri şekilde konumlandırıldı. Değerlendirme için konumlandırırken bireylerin Interacoustics Eclipse cihazına bağlı olan bilgisayardaki EMG ekranını net görebilmesi sağlandı. Teste başlama komutu verildikten sonra kayıt alınmaya başlandı ve bireylerin sırasıyla önce sağ sonra sol kulağına bu yönlere uygun SCM kasının kasılı olduğu sürece 100 dB SPL şiddetinde 500 Hz Tone Burst uyararı gönderildi. Bireylerden test süresince SCM kasını uygun aralıkta kasılı tutmaları ve kulaklarına gönderilen sesi dinlemeleri istendi. Kayıt işlemi her kulak için 200 sweep ve iki trase alınarak gerçekleştirildi.



Resim 5.4.1.2. cVEMP testi uygulaması

İkinci durumda bireylerin Virtualis marka SG cihazı içindeki “*Lift modülü*” ve HTC Vive marka sanal gerçeklik gözlüğü sayesinde kendilerini sanal bir asansör ortamında hissetmeleri sağlandı. Yine ayakta, rahat durumda ve SG gözlüğü takılı olan bireylere birebir aynı yöntemle cVEMP testi ölçümü alındı. Bireylerin saydam olan asansör ortamı sayesinde dikey düzlemde aşağı ve yukarı olan asansör hareketini daha iyi hissetmeleri sağlandı. Test süresince asansör ortamında maksimum ivmelenme sağlandı ve ortalama ivme 30 m/s^2 olarak ayarlandı. İlk durumda bilgisayar ekranındaki EMG ekranına göre konumlandırılan hastalar bu defa boyunlarını kastıklarında asansörden dışarıyı göreceğ şekilde konumlandırıldı. Bu konumlandırma bireylerin 90° döndürülmesi ile sağlandı. Bu durumda sanal gerçeklik gözlüğü takılı olması nedeniyle EMG ekranını göremeyen bireylerin SCM kasını istenilen ölçüde kasabilmeleri için testör tarafından direktif verildi.



Resim 5.4.1.3. Sanal gerçeklik ortamında cVEMP testi uygulaması

Üçüncü durumda yine ayakta, rahat durumda ve sanal gerçeklik gözlüğü takılı olan bireyler, sanal gerçeklik gözlüğü çıkarılmadan üçüncü kez bilateral cVEMP ölçümü için hazırlandı. Bu durumda bireyler asansörün içinde ancak asansör zemin konumunda hareket etmiyorken ölçüm alındı. Bireyler yine asansörden dışarıyı görecektir şekilde konumlandırıldı. Bu durumda da bireyler EMG ekranını göremediği için SCM kasını istenilen ölçüde kasabilmelerini sağlamak amacıyla testör tarafından direktif verildi.

5.4.2. Lift modülü

Asansör ortamı Virtualis marka SG cihazı içindeki “*Lift modülü*” ile uygulandı. HTC Vive marka sanal gerçeklik gözlüğü ile asansör ortamının içinde hissetmeleri sağlandı. İniş ve çıkış hızı 30 m/s olacak şekilde ayarlandı. Asansörün ön

ve tabanı tamamen saydam olacak şekilde ayar yapıldı. Asansör hareketi Microsoft Xbox One S marka kablosuz kumanda ile kontrol edildi.



Şekil 5.4.2.1. Asansör 30 metre konumundayken “lift modülü” ekran görüntüsü

5.5. Verilerin Değerlendirilmesi

Çalışmaya gönüllü olan ve dahil edilme/dışlanma kriterlerini karşılayan bireylere üç durumda cVEMP testi uygulandı. Birinci durum normal koşullarda, ikinci durum sanal asansör ortamında asansör hareketliyken ve üçüncü durum sanal asansör ortamında asansör hareketsizken test edildi. Test sonucunda oluşan dalganın pozitif (P_1) ve negatif (N_1) tepe noktaları işaretlendi. Bu noktaların latansları (P_1 ve N_1), amplitüd ve sağ/sol kulak asimetri değerleri ölçüldü. Bu değerler üç durumda tekrarlanıp değerlendirildi. Değerlendirmede, elde edilen dalgalarda kas kitlelerinin kasılma miktarlarının etkisini ortadan kaldırmak için “EMG scaling” uygulandı.

5.6. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi için “Statistical Package for the Social Sciences version 26 (SPSS v26)” istatistik paket programı kullanıldı. Verilerin normal dağılım gösterdiği tespit edildiğinden parametrik test yöntemleri ile analizler gerçekleştirildi.

Tek grup üzerinde iki veya daha fazla tekrarlı ölçüm yapıldığı durumlarda tekrarlı ölçümler için tek yönlü ANOVA; İki veya daha fazla grup için iki veya daha fazla tekrarlı ölçüm yapıldığı durumlarda ise karışık ölçümler için iki yönlü ANOVA analizi ve nicel değişkenler arasındaki ilişkileri belirlemek için Korelasyon Analizi yapıldı.

Sağ Kulak P_1 Latansı, Sağ Kulak N_1 Latansı, Sağ Kulak P_1N_1 Amplitüd, Sol Kulak P_1 Latansı, Sol Kulak N_1 Latansı, Sol Kulak P_1N_1 Amplitüd ve Asimetri Oranı açısından Ölçüm-1, Ölçüm-2 ve Ölçüm-3 değerleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için tekrarlı ölçümler için tek yönlü ANOVA analizi yapıldı. Cinsiyete göre Ölçüm-1, Ölçüm-2 ve Ölçüm-3 Sağ Kulak P_1 Latansı, Sağ Kulak N_1 Latansı, Sağ Kulak P_1N_1 Amplitüd, Sol Kulak P_1 Latansı, Sol Kulak N_1 Latansı, Sol Kulak P_1N_1 Amplitüd ve Asimetri Oranı değerleri arasında anlamlı farklılıklar olup olmadığını tespit etmek için karışık ölçümler için iki yönlü ANOVA analizi yapıldı. Ayrıca, Yaş ile Ölçüm-1, Ölçüm-2 ve Ölçüm-3 Sağ Kulak P_1 Latansı, Sağ Kulak N_1 Latansı, Sağ Kulak P_1N_1 Amplitüd, Sol Kulak P_1 Latansı, Sol Kulak N_1 Latansı, Sol Kulak P_1N_1 Amplitüd ve Asimetri Oranı değerleri arasında anlamlı ilişkiler olup olmadığını belirlemek için Korelasyon Analizi yapıldı. Araştırmada, anlamlılık düzeyi 0.05 olarak alındı.

6. BULGULAR

Bu çalışma, Göztepe Medicalpark Üniversite Hastanesi Odyoloji Kliniği'nde 32 sağlıklı birey ile gerçekleştirildi. Çalışmada, tek bir gruba üç farklı koşulda test uygulandı.

6.1. Demografik Özellikler

Çalışmaya dahil edilen katılımcıların yaş ortalaması 28.55 ± 9.02 olarak hesaplandı. Ayrıca, cinsiyet açısından katılımcıların 16'sı (%50.0) kadın ve 16'sı (%50.0) erkek olduğu gözlemlendi (Tablo 6.1.1).

Tablo 6.1.1. Katılımcıların Demografik Özellikleri

	<i>Ort.</i>	<i>Ss</i>
Yaş	28.56	9.02
	<i>n</i>	<i>%</i>
Cinsiyet		
Kadın	16	50.0
Erkek	16	50.0

6.2. Tanımlayıcı İstatistikler

Verilerin analizi için SPSS v26 istatistik paket programı kullanıldı. Öncelikle 36 katılımcıya test uygulandı, ancak c-VEMP ölçümünde cevap elde edilememesi, yükseklik korkusu SG'ye bağlı dizziness sebeplerinden dolayı 4 katılımcı çalışma dışı bırakıldı. Çalışmaya dahil edilme kriterlerini karşılayan 32 katılımcının verileri üzerinden analizler yapıldı.

Sağ ve Sol Kulak P₁ Latansı, Sağ ve Sol Kulak N₁ Latansı, Sağ ve Sol Kulak P₁N₁ Amplitüdü ve Asimetri Oranları açısından Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 sonuçlarının normal dağılıp dağılmadığını belirlemek için Kolmogorov-Smirnov, Shapiro-Wilk ve Skewness - Kurtosis değerleri incelendi (Tablo 6.2.1.).

Tablo 6.2.1. Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 Değerlerine İlişkin Normallik Analizi Sonuçları

Değişken	Kolmogorov-Smirnov	<i>p</i>	Shapiro-Wilk	<i>p</i>	Skewness	Kurtosis
Ölçüm 1						
Sağ Kulak P ₁ Latansı	0.135	0.143	0.929	0.037	0.812	1.339
Sağ Kulak N ₁ Latansı	0.134	0.150	0.946	0.112	0.238	-0.963
Sağ Kulak P ₁ N ₁ Amplitüd	0.090	0.200	0.950	0.140	0.707	0.340
Sol Kulak P ₁ Latansı	0.229	0.000	0.896	0.005	0.794	-0.201
Sol Kulak N ₁ Latansı	0.126	0.200	0.960	0.279	0.230	-0.715
Sol Kulak P ₁ N ₁ Amplitüd	0.116	0.200	0.956	0.207	-0.174	-0.642
Asimetri Oranı	0.270	0.000	0.860	0.001	0.835	-0.681
Ölçüm 2						
Sağ Kulak P ₁ Latansı	0.148	0.071	0.940	0.075	0.355	-0.731
Sağ Kulak N ₁ Latansı	0.140	0.114	0.951	0.153	0.367	-0.886
Sağ Kulak P ₁ N ₁ Amplitüd	0.102	0.200	0.932	0.045	0.761	0.070
Sol Kulak P ₁ Latansı	0.183	0.008	0.967	0.433	0.365	0.360
Sol Kulak N ₁ Latansı	0.145	0.084	0.946	0.112	0.210	-1.059
Sol Kulak P ₁ N ₁ Amplitüd	0.114	0.200	0.960	0.279	-0.135	-0.714
Asimetri Oranı	0.164	0.029	0.914	0.014	0.614	-0.846
Ölçüm 3						
Sağ Kulak P ₁ Latansı	0.122	0.200	0.968	0.457	0.070	-0.448
Sağ Kulak N ₁ Latansı	0.124	0.200	0.953	0.180	0.177	-0.915
Sağ Kulak P ₁ N ₁ Amplitüd	0.100	0.200	0.934	0.051	0.743	0.237
Sol Kulak P ₁ Latansı	0.173	0.015	0.932	0.044	0.508	-0.500
Sol Kulak N ₁ Latansı	0.159	0.037	0.945	0.103	0.274	-0.781
Sol Kulak P ₁ N ₁ Amplitüd	0.128	0.200	0.938	0.066	-0.239	-0.757
Asimetri Oranı	0.236	0.000	0.831	0.000	1.231	0.532

Ölçüm 1 için Kolmogorov-Smirnov değerlerinin 0.090 ile 0.270; Shapiro-Wilk değerlerinin 0.860 ile 0.960; Skewness değerlerinin -0.174 ile 0.835 ve Kurtosis değerlerinin -0.963 ile 0.340 arasında olduğu görüldü (Tablo 6.2.1).

Ölçüm 2 için Kolmogorov-Smirnov değerlerinin 0.102 ile 0.183; Shapiro-Wilk değerlerinin 0.914 ile 0.967; Skewness değerlerinin -0.135 ile 0.761 ve Kurtosis değerlerinin -1.059 ile 0.360 arasında olduğu görüldü (Tablo 6.2.1).

Ölçüm 3 için Kolmogorov-Smirnov değerlerinin 0.100 ile 0.236; Shapiro-Wilk değerlerinin 0.831 ile 0.968; Skewness değerlerinin -0.239 ile 1.231 ve Kurtosis değerlerinin -0.915 ile 0.237 arasında olduğu görüldü (Tablo 6.2.1).

Verilerin normal dağılıp dağılmadığını belirlemek için öncelikle Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilk test değerleri incelendi. Bu testten elde edilen değerler $p > .05$ olduğunda verilerin normal dağılım gösterdiği anlaşıldı. Elde edilen değerler Ölçüm 1-2 ve 3 için Asimetri Oranı hariç diğer değişkenlerin normal dağılıma sahip olduğunu gösterdi. Ayrıca, veri normalliği için skewness (çarpıklık) – kurtosis (basıklık) değerleri incelendi. Skewness (çarpıklık) – kurtosis (basıklık) değerlerinin -1, +1 aralığında olması normal dağılım için kabul edilebilir değerler olmakla birlikte, bu değerlerin -2, +2 aralığında olması da kabul edilebilir bir durum olarak değerlendirildi. Bu çalışmada Asimetri Oranı da dahil tüm değişkenlerin skewness (çarpıklık) – kurtosis (basıklık) değerleri -1.5 ile +1.5 arasında olduğu gözlemlendi. Ayrıca veri normalliği için histogram grafikleri de incelendi. Bu grafiklerde de herhangi bir uç değer olmadığı tespit edildi. Dolayısıyla verilerin normal dağılıma sahip olduğu kabul edildi. Veriler normal dağılım gösterdiği için verilerin analizinde parametrik testler kullanıldı.

Sağ ve Sol Kulak P_1 Latansı, Sağ ve Sol Kulak N_1 Latansı, Sağ ve Sol Kulak P_1N_1 Amplitüd ve Asimetri Oranları açısından Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 sonuçlarına ilişkin özet istatistik değerleri Tablo 6.2.2.'de verildi.

Tablo 6.2.2. Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 Sonuçlarına İlişkin Özet İstatistik Değerleri

Değişken	Min.	Maks.	Ort.	Ss.
Ölçüm 1				
Sağ Kulak P ₁ Latansı	12.67	17.67	14.42	1.06
Sağ Kulak N ₁ Latansı	22.00	27.33	24.22	1.51
Sağ Kulak P ₁ N ₁ Amplitüd	67.00	149.00	96.88	20.66
Sol Kulak P ₁ Latansı	13.00	16.33	14.35	0.93
Sol Kulak N ₁ Latansı	21.67	26.67	23.90	1.35
Sol Kulak P ₁ N ₁ Amplitüd	68.70	129.80	96.77	15.93
Asimetri Oranı	0.00	0.23	0.09	0.07
Ölçüm 2				
Sağ Kulak P ₁ Latansı	13.00	16.00	14.31	0.90
Sağ Kulak N ₁ Latansı	22.33	27.00	24.33	1.25
Sağ Kulak P ₁ N ₁ Amplitüd	76.00	156.20	105.40	21.72
Sol Kulak P ₁ Latansı	12.67	16.33	14.39	0.81
Sol Kulak N ₁ Latansı	22.00	26.33	24.13	1.17
Sol Kulak P ₁ N ₁ Amplitüd	75.00	142.00	105.22	17.45
Asimetri Oranı	0.00	0.20	0.08	0.06
Ölçüm 3				
Sağ Kulak P ₁ Latansı	13.00	16.33	14.54	.82
Sağ Kulak N ₁ Latansı	22.33	27.33	24.60	1.44
Sağ Kulak P ₁ N ₁ Amplitüd	72.00	152.00	100.18	21.07
Sol Kulak P ₁ Latansı	13.33	16.00	14.43	0.79
Sol Kulak N ₁ Latansı	21.67	26.33	23.94	1.22
Sol Kulak P ₁ N ₁ Amplitüd	71.00	132.00	99.18	16.63
Asimetri Oranı	0.01	0.20	0.06	0.05

Min.: Minimum, Maks.: Maksimum, Ort.: Ortalama, Ss: Standart Sapma,

Ölçüm 1 için Sağ Kulak P₁ Latansı ortalaması 14.42 ($S_s = 1.06$), Sağ Kulak N₁ Latansı ortalaması 24.22 ($S_s = 1.51$), Sağ Kulak P₁N₁ Amplitüd ortalaması 96.88 ($S_s = 20.66$), Sol Kulak P₁ Latansı ortalaması 14.35 ($S_s = 0.93$), Sol Kulak N₁ Latansı ortalaması 23.90 ($S_s = 1.35$), Sol Kulak P₁N₁ Amplitüd ortalaması 96.77 ($S_s = 15.93$) ve Asimetri Oranı ortalaması 0.09 ($S_s = 0.07$) olarak hesaplandı (Tablo 6.2.2.).

Ölçüm 2 için Sağ Kulak P₁ Latansı ortalaması 14.31 ($S_s = 0.90$), Sağ Kulak N₁ Latansı ortalaması 24.33 ($S_s = 1.25$), Sağ Kulak P₁N₁ Amplitüd ortalaması 105.40 ($S_s = 21.72$), Sol Kulak P₁ Latansı ortalaması 14.39 ($S_s = 0.81$), Sol Kulak N₁ Latansı ortalaması 24.13 ($S_s = 1.17$), Sol Kulak P₁N₁ Amplitüd ortalaması 105.22 ($S_s = 17.45$) ve Asimetri Oranı ortalaması 0.08 ($S_s = 0.06$) olarak hesaplandı (Tablo 6.2.2.).

Ölçüm 3 için Sağ Kulak P₁ Latansı ortalaması 14.54 ($S_s = 0.82$), Sağ Kulak N₁ Latansı ortalaması 24.60 ($S_s = 1.44$), Sağ Kulak P₁N₁ Amplitüd ortalaması 100.18 ($S_s = 21.07$), Sol Kulak P₁ Latansı ortalaması 14.43 ($S_s = 0.79$), Sol Kulak N₁ Latansı ortalaması 23.94 ($S_s = 1.22$), Sol Kulak P₁N₁ Amplitüd ortalaması 99.18 ($S_s = 16.63$) ve Asimetri Oranı ortalaması 0.06 ($S_s = 0.05$) olarak hesaplandı (Tablo 6.2.2.).

6.3. Ölçüm Düzeylerine Göre cVEMP Testi Değerlerinin Farklılaşmasına İlişkin Bulgular

Sağ Kulak P₁ Latansı açısından Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 sonuçları arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için tekrarlı ölçümler için tek yönlü ANOVA analizi yapıldı. Analiz sonuçları Tablo 6.3.1.'de verildi.

Tablo 6.3.1. Sağ Kulak P₁ Latansı Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları

Varyansın Kaynağı	<i>sd</i>	<i>KT</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Ölçüm	2	0.84	0.42	1.29	0.277	0.04
Hata (Ölçüm)	62	20.15	0.33			

Farklı ölçümlerden elde edilen Sağ Kulak P₁ Latans değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($F(2, 62) = 1.29, p > .05, \eta_p^2 = 0.04$) (Tablo 6.3.1).

Sağ Kulak N₁ Latansı açısından Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 sonuçları arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için tekrarlı ölçümler için tek yönlü ANOVA analizi yapıldı. Analiz sonuçları Tablo 6.3.2’de verildi.

Tablo 6.3.2. Sağ Kulak N₁ Latansı Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları

Varyansın Kaynağı	<i>sd</i>	<i>KT</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Ölçüm	2	2.51	1.26	1.94	0.164	0.06
Hata (Ölçüm)	62	40.10	0.65			

Farklı ölçümlerden elde edilen Sağ Kulak N₁ Latans değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($F(2, 62) = 1.94, p > .05, \eta_p^2 = 0.06$) (Tablo 6.3.2.).

Sağ Kulak P₁N₁ Amplitüdü açısından Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 sonuçları arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için tekrarlı ölçümler için tek yönlü ANOVA analizi yapıldı. Analiz sonuçları Tablo 6.3.3.’te verildi.

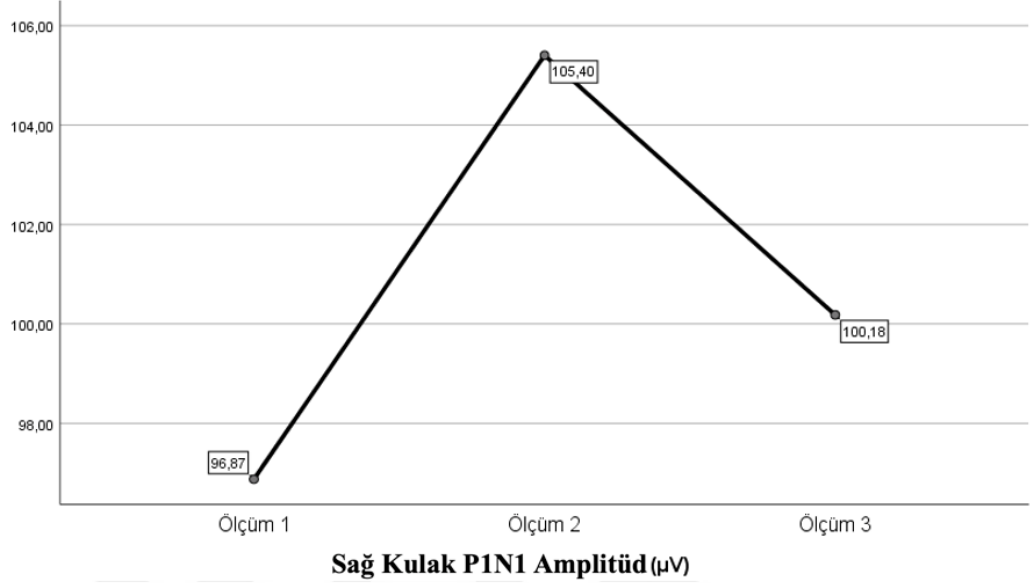
Tablo 6.3.3. Sağ Kulak P₁N₁ Amplitüdü Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları

Varyansın Kaynağı	<i>sd</i>	<i>KT</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2	Fark
Ölçüm	2	1183.23	591.62	62.14	<0.001**	0.67	Ölçüm 2,3 > Ölçüm 1
Hata (Ölçüm)	62	590.29	9.52				Ölçüm2 > Ölçüm 3

**p ≤0.001

Farklı ölçümlerden elde edilen Sağ Kulak P₁N₁ Amplitüdü değerleri arasında anlamlı bir fark olduğu görüldü ($F(2, 62) = 62.14, p < .001, \eta_p^2 = 0.67$). Ölçüm sonuçları arasındaki farklar incelendiğinde, Ölçüm 2 (*Ort.* = 105.40, *Ss* = 21.72) ve Ölçüm 3 ortalamasının (*Ort.* = 100.18, *Ss* = 21.07) Ölçüm 1 ortalamasından (*Ort.* = 96.88, *Ss* = 20.66) anlamlı olarak daha yüksek olduğu bulundu. Ayrıca, Ölçüm 2

ortalamasının ($Ort. = 105.40$, $Ss = 21.72$) Ölçüm 3 ortalamasından ($Ort. = 100.18$, $Ss = 21.07$) anlamlı olarak daha yüksek olduğu bulundu (Tablo 6.3.3).



Şekil 6.3.1. Sağ kulak P₁N₁ amplitüdüne ilişkin değerler

Sol Kulak P₁ Latansı açısından Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 sonuçları arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için tekrarlı ölçümler için tek yönlü ANOVA analizi yapıldı. Analiz sonuçları Tablo 6.3.4.'te verildi.

Tablo 6.3.4. Sol Kulak P₁ Latansı Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları

Varyansın Kaynağı	<i>sd</i>	<i>KT</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Ölçüm	2	0.08	0.04	0.32	0.665	0.01
Hata (Ölçüm)	62	8.14	0.13			

Farklı ölçümlerden elde edilen Sol Kulak P₁ Latans değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($F(2, 62) = 0.32$, $p > .05$, $\eta_p^2 = 0.01$) (Tablo 6.3.4.).

Sol Kulak N₁ Latansı açısından Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 sonuçları arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için tekrarlı ölçümler için tek yönlü ANOVA analizi yapıldı. Analiz sonuçları Tablo 6.3.5'te verildi.

Tablo 6.3.5. Sol Kulak N₁ Latans Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları

Varyansın Kaynağı	<i>sd</i>	<i>KT</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Ölçüm	2	0.96	0.48	1.40	0.255	0.04
Hata (Ölçüm)	62	21.21	0.34			

Farklı ölçümlerden elde edilen Sol Kulak N₁ Latans değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($F(2, 62) = 1.40, p > .05, \eta_p^2 = 0.04$) (Tablo 6.3.5.).

Sol Kulak P₁N₁ Amplitüdü açısından Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 sonuçları arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için tekrarlı ölçümler için tek yönlü ANOVA analizi yapıldı. Analiz sonuçları Tablo 6.3.6.'da verildi.

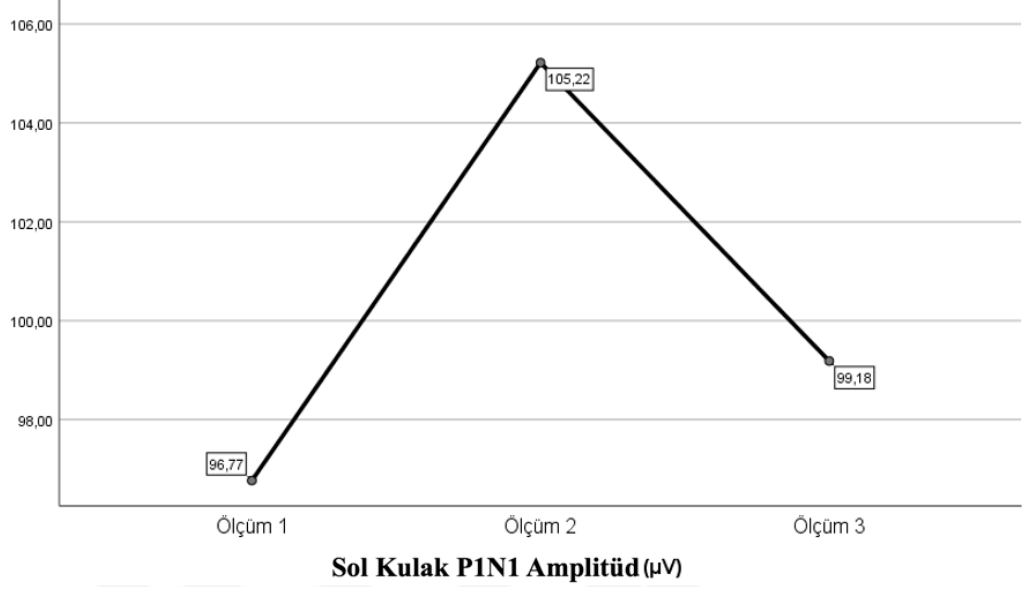
Tablo 6.3.6. Sol Kulak P₁N₁ Amplitüdü Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları

Varyansın Kaynağı	<i>sd</i>	<i>KT</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2	Fark
Ölçüm	2	1213.01	606.50	65.69	<0.001**	0.68	Ölçüm 2,3 > Ölçüm 1
Hata (Ölçüm)	62	572.41	9.23				Ölçüm2 > Ölçüm 3

** $p \leq 0.001$

Farklı ölçümlerden elde edilen Sol Kulak P₁N₁ Amplitüd değerleri arasında anlamlı bir fark olduğu görüldü ($F(2, 62) = 66.69, p < .001, \eta_p^2 = 0.68$). Ölçüm sonuçları arasındaki farklar incelendiğinde, Ölçüm 2 (*Ort.* = 105.22, *Ss* = 17.45) ve Ölçüm 3 ortalamasının (*Ort.* = 99.18, *Ss* = 16.63) Ölçüm 1 ortalamasından (*Ort.* = 96.77, *Ss* = 15.93) anlamlı olarak daha yüksek olduğu bulundu. Ayrıca, Ölçüm 2

ortalamasının ($Ort. = 105.22$, $Ss = 17.45$) Ölçüm 3 ortalamasından ($Ort. = 99.18$, $Ss = 16.63$) anlamlı olarak daha yüksek olduğu bulundu (Tablo 6.3.6. ve Şekil 6.3.2.).



Şekil 6.3.2. Sol kulak P₁N₁ amplitüdüne ilişkin değerler

Asimetri Oranı açısından Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 sonuçları arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için tekrarlı ölçümler için tek yönlü ANOVA analizi yapıldı. Analiz sonuçları Tablo 6.3.7.'de verildi.

Tablo 6.3.7. Asimetri Oranı Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları

Varyansın Kaynağı	<i>sd</i>	<i>KT</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Ölçüm	2	0.01	0.00	1.69	0.192	0.05
Hata (Ölçüm)	62	0.17	0.00			

Farklı ölçümlerden elde edilen Asimetri Oranı değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($F(2, 62) = 1.69$, $p > .05$, $\eta_p^2 = 0.05$) (Tablo 6.3.7.).

6.4. Cinsiyet ve Ölçüm Düzeylerine cVEMP Testi Değerlerinin Farklılaşmasına İlişkin Bulgular

Cinsiyete göre Ölçüm-1, Ölçüm-2 ve Ölçüm-3 Sağ Kulak P₁ Latansı, Sağ Kulak N₁ Latansı, Sağ Kulak N₁P₁ Amplitüd, Sol Kulak P₁ Latansı, Sol Kulak N₁ Latansı, Sol Kulak N₁P₁ Amplitüd ve Asimetri Oranı değerleri arasında anlamlı farklılıklar olup olmadığını belirlemek için karışık ölçümler için iki yönlü ANOVA analizi yapıldı. Analiz sonuçları Tablo 6.4.1.'de verildi.

Tablo 6.4.1. Cinsiyete Göre Ölçüm Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin İki Yönlü ANOVA Sonuçları

	Varyansın Kaynağı	<i>sd</i>	<i>KT</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Sağ Kulak P ₁ Latans	Ölçüm	2	0.84	0.42	1.27	0.281	0.04
	Cinsiyet Ölçüm	2	0.36	0.18	0.54	0.532	0.02
	Hata (Ölçüm)	60	19.79	0.33			
Sağ Kulak N ₁ Latans	Ölçüm	2	2.51	1.26	1.95	0.164	0.06
	Cinsiyet Ölçüm	2	1.47	0.74	1.14	0.313	0.04
	Hata (Ölçüm)	60	38.63	0.64			
Sağ Kulak P ₁ N ₁ Amplitüd	Ölçüm	2	1183.23	591.62	63.98	< .001**	0.68
	Cinsiyet Ölçüm	2	35.51	17.75	1.92	0.168	0.06
	Hata (Ölçüm)	60	554.78	9.25			
Sol Kulak P ₁ Latans	Ölçüm	2	0.08	0.04	0.32	0.665	0.01
	Cinsiyet Ölçüm	2	0.24	0.12	0.92	0.380	0.03
	Hata (Ölçüm)	60	7.90	0.13			
Sol Kulak N ₁ Latans	Ölçüm	2	0.96	0.48	1.37	0.262	0.04
	Cinsiyet Ölçüm	2	0.26	0.13	0.37	0.651	0.01
	Hata (Ölçüm)	60	20.95	0.35			
Sol Kulak P ₁ N ₁ Amplitüd	Ölçüm	2	1213.01	606.50	64.01	< .001**	0.68
	Cinsiyet Ölçüm	2	3.87	1.93	0.20	0.749	0.01
	Hata (Ölçüm)	60	568.55	9.48			
Asimetri Oranı	Ölçüm	2	0.01	0.00	1.66	0.199	0.05
	Cinsiyet Ölçüm	2	0.00	0.00	0.31	0.731	0.01
	Hata (Ölçüm)	60	0.17	0.00			

**p ≤ 0.001

Ölçüm ve cinsiyet arasındaki etkileşim etkisi Sağ Kulak P₁ Latans ($F(2, 60) = 0.54, p = > .05, \eta_p^2 = 0.02$), Sağ Kulak N₁ Latans ($F(2, 60) = 1.14, p = > .05, \eta_p^2 = 0.04$), Sağ Kulak P₁N₁ Amplitüd ($F(2, 60) = 1.92, p = > .05, \eta_p^2 = 0.06$), Sol Kulak P₁ Latans ($F(2, 60) = 0.92, p = > .05, \eta_p^2 = 0.03$), Sol Kulak N₁ Latans ($F(2, 60) = 0.37, p = > .05, \eta_p^2 = 0.01$), Sol Kulak P₁N₁ Amplitüd ($F(2, 60) = 0.20, p = > .05, \eta_p^2 = 0.01$) ve Asimetri Oranı ($F(2, 60) = 0.31, p = > .05, \eta_p^2 = 0.01$) için istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu (Tablo 6.4.1).

6.5. Yaş ile Ölçüm Düzeylerine Göre cVEMP Testi Değerleri Arasındaki İlişkiye Dair Bulgular

Yaş ile Servikal Vestibüler Uyarılmış Miyojenik Potansiyeller (cVEMP) Testi değerleri arasındaki ilişkileri belirlemek için Korelasyon Analizi yapıldı. Analiz sonuçları Tablo 6.5.1.'de verildi.

Yaş ile Ölçüm 2 Sağ Kulak P₁N₁ Amplitüd arasında negatif yönlü ve yaş ile Ölçüm 2 Asimetri Oranı arasında pozitif yönlü ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğu bulundu ($r = 0.36, p < 0.05$). Ancak, yaş ile diğer ölçüm sonuçları arasında anlamlı ilişki olmadığı bulundu ($p > 0.05$) (Tablo 6.5.1.).

Tablo 6.5.1. Yaş ile Ölçüm Düzeylerine Göre Değerler Arasındaki İlişkiye Dair Pearson Korelasyon Analizi Sonuçları

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
1.Yaş	-																					
2.1_SKp1	.00	-																				
3.1_SKn1	-.32	.21	-																			
4.1_SKn1p1	-.29	.42*	.26	-																		
5.1_Solp1	-.15	.28	.13	.41*	-																	
6.1_Soln1	-.09	.38*	.36*	.25	.39*	-																
7.1_Soln1p1	-.13	.09	-.01	.80**	.29	.10	-															
8.1_AO	.26	.01	-.35*	-.12	.07	-.39*	-.05	-														
9.2_SKp1	-.04	.49**	.19	.60**	.47**	.44*	.41*	.13	-													
10.2_SKn1	-.24	.17	.86**	.34	.03	.26	.11	-.40	.19	-												
11.2_SKn1p1	-.36*	.51**	.30	.97**	.45**	.25	.75**	-.06	.62**	.35	-											
12.2_Solp1	-.13	.32	.19	.17	.74**	.42*	.04	-.17	.42*	.14	.25	-										
13.2_Soln1	-.16	.22	.25	.17	.34	.74**	.02	-.46**	.30	.19	.15	.41*	-									
14.2_Soln1p1	-.19	.07	.06	.74**	.30	.05	.95**	-.04	.37*	.16	.71**	.08	-.07	-								
15.2_AO	.36*	.01	-.23	-.18	.13	-.12	-.27	.34	.04	-.25	-.16	.01	-.21	-.31	-							
16.3_SKp1	.14	.82**	.16	.42*	.31	.38*	.22	.05	.61**	.18	.47**	.35*	.21	.22	.11	-						
17.3_SKn1	-.12	.16	.57**	.18	.05	.11	.04	-.28	.01	.63**	.21	.08	.16	.04	-.07	.05	-					
18.3_SKn1p1	-.33	.43*	.28	.99**	.41*	.25	.79**	-.10	.63**	.36*	.98**	.19	.17	.74**	-.20	.43*	.18	-				
19.3_Solp1	-.16	.37*	.27	.42*	.91**	.31	.23	-.07	.43*	.21	.48**	.82**	.31	.26	.02	.37*	.15	.43*	-			
20.3_Soln1	-.14	.38*	.42	.27	.42*	.90**	.13	-.34	.40*	.28	.30	.38*	.70**	.07	-.14	.34	.30	.27	.36*	-		
21.3_Soln1p1	-.15	.10	.03	.80**	.31	.09	.98**	.01	.42*	.14	.74**	.01	-.05	.97**	-.27	.24	.04	.79**	.24	.12	-	
22.3_AO	.29	-.09	-.16	-.42*	-.18	-.30	-.38*	.42*	.04	-.24	-.40*	-.20	-.05	-.38*	.05	.04	-.20	-.41*	-.23	-.28	-.36*	

Not. 1_SKp1: Ölçüm 1 Sağ Kulak P1 Latans, 1_SKn1: Ölçüm 1 Sağ Kulak N1 Latans, 1_SKn1p1: Ölçüm 1 Sağ Kulak N1P1 Amplitüd, 1_Solp1: Ölçüm 1 Sol Kulak P1 Latans, 1_Soln1: Ölçüm 1 Sol Kulak N1 Latans, 1_Soln1p1: Ölçüm 1 Sol Kulak N1P1 Amplitüd, 1_AO: Ölçüm 1 Asimetri Oranı, 2_SKp1: Ölçüm 2 Sağ Kulak P1 Latans, 2_SKn1: Ölçüm 2 Sağ Kulak N1 Latans, 2_SKn1p1: Ölçüm 2 Sağ Kulak N1P1 Amplitüd, 2_Solp1: Ölçüm 2 Sol Kulak P1 Latans, 2_Soln1: Ölçüm 2 Sol Kulak N1 Latans, 2_Soln1p1: Ölçüm 2 Sol Kulak N1P1 Amplitüd, 2_AO: Ölçüm 2 Asimetri Oranı, 3_SKp1: Ölçüm 3 Sağ Kulak P1 Latans, 3_SKn1: Ölçüm 3 Sağ Kulak N1 Latans, 3_SKn1p1: Ölçüm 3 Sağ Kulak N1P1 Amplitüd, 3_Solp1: Ölçüm 3 Sol Kulak P1 Latans, 3_Soln1: Ölçüm 3 Sol Kulak N1 Latans, 3_Soln1p1: Ölçüm 3 Sol Kulak N1P1 Amplitüd, 3_AO: Ölçüm 3 Asimetri Oranı * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

6.6. Ölçüm Düzeylerine Göre cVEMP Testi Ortalama Değerlerinin Farklılaşmasına İlişkin Bulgular

Sağ ve Sol Kulak P₁ Latansı ortalama değerleri açısından Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 sonuçları arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için tekrarlı ölçümler için tek yönlü ANOVA analizi yapıldı. Analiz sonuçları Tablo 6.6.1.'de verildi.

Tablo 6.6.1. P₁ Latansı Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları

Varyansın Kaynağı	<i>sd</i>	<i>KT</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Ölçüm	2	0.31	0.16	1.48	0.238	0.05
Hata (Ölçüm)	62	6.53	0.11			

Farklı ölçümlerden elde edilen Sağ ve Sol Kulak P₁ Latansı ortalama değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($F(2, 62) = 1.48, p > .05, \eta_p^2 = 0.05$) (Tablo 6.6.1.).

Sağ ve Sol Kulak N₁ Latansı ortalama değerleri açısından Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 sonuçları arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için tekrarlı ölçümler için tek yönlü ANOVA analizi yapıldı. Analiz sonuçları Tablo 6.6.2'de verildi.

Tablo 6.6.2. N₁ Latansı Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları

Varyansın Kaynağı	<i>sd</i>	<i>KT</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Ölçüm	2	0.82	0.41	1.40	0.254	0.04
Hata (Ölçüm)	62	18.16	0.29			

Farklı ölçümlerden elde edilen Sağ ve Sol Kulak N₁ Latansı ortalama değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($F(2, 62) = 1.40, p > .05, \eta_p^2 = 0.04$) (Tablo 6.6.2.).

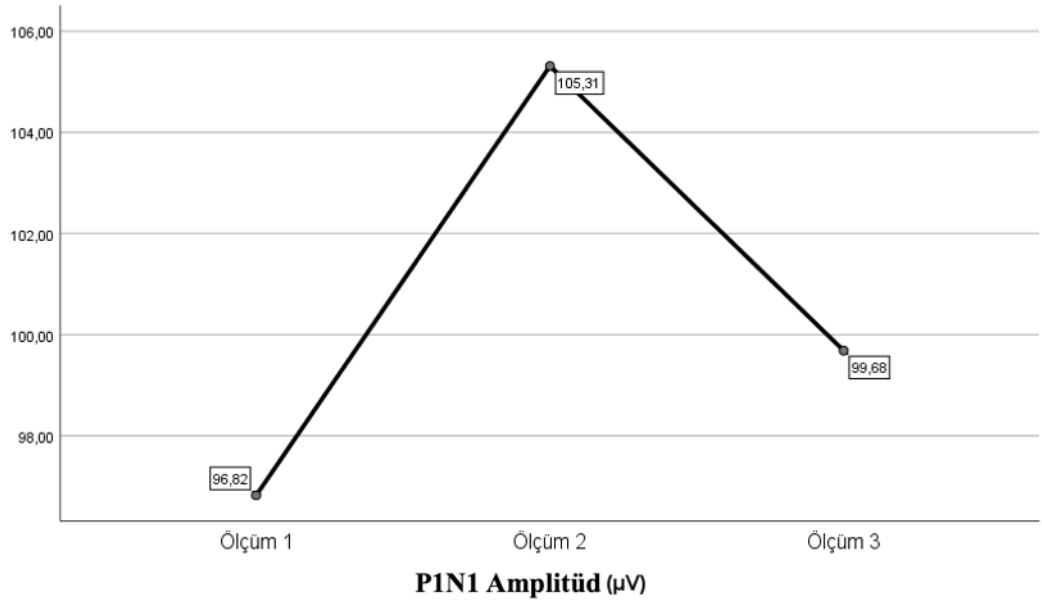
Sağ ve Sol Kulak P₁N₁ Amplitüdü ortalama değerleri açısından Ölçüm 1, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 sonuçları arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için tekrarlı ölçümler için tek yönlü ANOVA analizi yapıldı. Analiz sonuçları Tablo 6.6.3'te verildi.

Tablo 6.6.3. P₁N₁ Amplitüdü Değerlerine İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin ANOVA Sonuçları

Varyansın Kaynağı	<i>sd</i>	<i>KT</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2	Fark
Ölçüm	2	1194.24	597.12	109.16	< .001**	0.78	Ölçüm2,3 > Ölçüm 1
Hata (Ölçüm)	62	339.15	5.47				Ölçüm2 > Ölçüm 3

** $p \leq 0.001$

Farklı ölçümlerden elde edilen Sağ ve Sol Kulak P₁N₁ Amplitüdü ortalama değerleri arasında anlamlı bir fark olduğu görüldü ($F(2, 62) = 109.16, p < .001, \eta_p^2 = 0.78$). Ölçüm sonuçları arasındaki farklar incelendiğinde, Ölçüm 2 ve Ölçüm 3 ortalamasının Ölçüm 1 ortalamasından anlamlı olarak daha yüksek olduğu bulundu. Ayrıca, Ölçüm 2 ortalamasının Ölçüm 3 ortalamasından anlamlı olarak daha yüksek olduğu bulundu (Tablo 6.6.3.) (Şekil 6.6.1.).



Şekil 6.6.1. P₁N₁ amplitüdü ortalamasına ilişkin değerler

6.7. Cinsiyet ve Ölçüm Düzeylerine Göre cVEMP Testi Ortalama Değerlerinin Farklaşmasına İlişkin Bulgular

Cinsiyete göre Ölçüm-1, Ölçüm-2 ve Ölçüm-3 Sağ ve Sol Kulak P₁ Latansı, Sağ ve Sol Kulak N₁ Latansı, Sağ ve Sol Kulak P₁N₁ Amplitüd ortalama değerleri arasında anlamlı farklılıklar olup olmadığını belirlemek için karışık ölçümler için iki yönlü ANOVA analizi yapıldı. Analiz sonuçları Tablo 6.7.1.'de verildi.

Tablo 6.7.1. Cinsiyete Göre Ortalama Değerlere İlişkin Tekrarlı Ölçümler İçin İki Yönlü ANOVA Sonuçları

	Varyansın Kaynağı	<i>sd</i>	<i>KT</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
P ₁ Latans	Ölçüm	2	0.31	0.16	1.47	0.240	0.05
	Cinsiyet Ölçüm	2	0.16	0.08	0.76	0.438	0.02
	Hata (Ölçüm)	60	6.37	0.11			
N ₁ Latans	Ölçüm	2	0.82	0.41	1.40	0.255	0.04
	Cinsiyet Ölçüm	2	0.53	0.27	0.91	0.410	0.03
	Hata (Ölçüm)	60	17.63	0.29			
P ₁ N ₁ Amplitüd	Ölçüm	2	1194.24	597.12	108.78	< .001**	0.78
	Cinsiyet Ölçüm	2	9.79	4.89	0.89	0.388	0.03
	Hata (Ölçüm)	60	329.36	5.49			

** $p \leq 0.001$

Ölçüm ve cinsiyet arasındaki etkileşim etkisi Sağ ve Sol Kulak P₁ Latansı ($F(2, 60) = 0.76, p = > .05, \eta_p^2 = 0.02$), Sağ ve Sol Kulak N₁ Latansı ($F(2, 60) = 0.91, p = > .05, \eta_p^2 = 0.03$) ve Sağ ve Sol Kulak P₁N₁ Amplitüdü ($F(2, 60) = 0.89, p = > .05, \eta_p^2 = 0.03$) için istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu (Tablo 6.7.1.).

6.8. Yaş ile Ölçüm Düzeylerine Göre cVEMP Testi Ortalama Değerleri Arasındaki İlişkiye Dair Bulgular

Yaş ile Servikal Vestibüler Uyarılmış Miyojenik Potansiyeller (cVEMP) Testi ortalama değerleri arasındaki ilişkileri belirlemek için Korelasyon Analizi yapıldı. Analiz sonuçları Tablo 6.8.1.'de verildi.

Tablo 6.8.1. Yaş ile Ölçüm Düzeylerine Göre Ortalama Değerler Arasındaki İlişkiye Dair Pearson Korelasyon Analizi Sonuçları

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1.Yaş	-									
2.1_p1	-0.08	-								
3.1_n1	-0.26	0.41*	-							
4.1_n1p1	-0.23	0.41*	0.21	-						
5.2_p1	-0.10	0.73**	0.44*	0.40*	-					
6.2_n1	-0.26	0.30	0.83**	0.23	0.40*	-				
7.2_n1p1	-0.31	0.47**	0.23	0.98**	0.45*	0.23	-			
8.3_p1	-0.01	0.91**	0.40*	0.43*	0.79**	0.35*	0.48**	-		
9.3_n1	-0.16	0.37*	0.73**	0.21	0.30	0.70**	0.22	0.32	-	
10.3_n1p1	-0.27	0.43*	0.22	0.99**	0.42*	0.24	0.98**	0.44*	0.21	-

Not. 1_p1: Ölçüm 1 P1 Latans, 1_n1: Ölçüm 1 N1 Latans, 1_n1p1: Ölçüm 1 N1P1 Amplitüd, 2_p1: Ölçüm 2 P1 Latans, 2_n1: Ölçüm 2 N1 Latans, 2_n1p1: Ölçüm 2 N1P1 Amplitüd, 3_p1: Ölçüm 3 P1 Latans, 3_n1: Ölçüm 3 N1 Latans, 3_n1p1: Ölçüm 3 N1P1 Amplitüd * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

Yaş ile ölçüm sonuçları arasında anlamlı bir ilişkinin olmadığı bulundu ($p > 0.05$) (Tablo 6.8.1.).

7.TARTIŞMA

Denge, hareket halinde bulunan canlılar için vazgeçilmez bir ihtiyaçtır (4). Dengenin sağlanmasında görevli olan sistemlerden biri olan vestibüler sistem, girdileri sayesinde birçok ileri düzeyde fonksiyonlara katkıda bulunur. Dengenin sağlanmasında bu vestibüler girdilerin çok önemli bir rolü vardır, çünkü çevreyle etkileşimleri ve hareketleri koordine eder (67).

Vestibüler sistem, günlük hayatta sürekli karşılaştığımız lineer ivmelenme olan yerçekiminin yönü hakkında da bilgi sağlar. Bu bilgiyi, vestibüler sistemin uç organlarından olan otolitlerin (sakkül ve utrikül) girdileri sayesinde edinir. Sakkülün, dikeydeki ivmeli hareketlere duyarlı olduğu bilinmektedir. Araştırmalar, yerçekiminde sakkülün utrikülden daha duyarlı olduğunu öne sürmektedir (68). Dikey doğrusal hareketler, yanal hareketler için olandan daha büyük bir algısal eşişe sahiptir (69). Bir araştırmada, merkezi (vestibüler migren) ve periferik (Meniere hastalığı) vestibüler disfonksiyonun lineer hareket algısı üzerindeki etkileri incelenmiştir. Kontrol grubuyla karşılaştırıldığında Meniere hastalığı olan hastalarda algısal eşiklerin daha yüksek olduğunu, ancak vestibüler migren hastaları için önemli ölçüde farklı olmadığı bulunmuştur (70).

Vestibüler sistem patolojilerinin tanısında birçok odyolojik test yönteminden faydaniılmaktadır. Hastaların tedavilerinde vestibüler rehabilitasyon uygulamaları ağırlıklı olarak kullanılmakla beraber medikal ve cerrahi tedavilerin de etkili olduğu bilinmektedir. Hastaya özel hazırlanan vestibüler rehabilitasyon uygulamalarının periferik vestibüler hipofonksiyonlu hastalarda başarıyla sonuçlandığı görülmüştür (71,72).

Son yıllarda hastaların tedavisinde sanal gerçeklik (SG) sistemleri kullanılmaya başlanmıştır (73–75). Sanal gerçeklik, çeşitli duyuşal kanalları içeren, insanlar ve bilgisayarlar arasında gerçek zamanlı bir simülasyondur. SG, kullanım alanı çok geniş olmakla beraber vestibüler rehabilitasyonda da kullanımı hızla artmaktadır (76). SG uygulamalarında özellikle ortamın kontrol edilebilir olması sayesinde hastalara istenen özelliklerde uyarın verilmesi sağlanabilmektedir. Ayrıca,

hastaları rehabilitasyona motive ve adapte etmek için oyun gibi içerikler ekleyerek tedaviyi daha zevkli ve çekici hale getirmiştir (54). SG'nin vestibüler rehabilitasyondaki temel amaçları: semptomların azaltılması, alışmayı tetikleyen gerçekçi görsel çevrenin kullanılması sayesinde VOR kazancında artışa yol açmak ve denge ve postüral stabilitenin düzenlenmesini sağlamaktır (55,56).

Literatüre bakıldığında, SG teknolojisinin son zamanlarda vestibüler rehabilitasyonda sıkça rol aldığı görülmektedir. Yılmaz ve ark., otolit disfonksiyonu olan bir hastaya 42 gün boyunca Bilgisayarlı Dinamik Postürografi (BDP) üzerinde SG ile vestibüler rehabilitasyon uygulamıştır. Araştırmacılar, hastanın 42 gün sonundaki 'Çömelerek Ağırlık Aktarma Testi (WBS)' sonucunda asimetrisinin ortadan kalktığını belirtmiştir (77). Stankiewicz ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada, tek taraflı vestibüler hipofonksiyon tanısı almış 10 hastaya SG gözlüğü ile vestibüler rehabilitasyon programı uygulanmıştır. Hastaların uygulanan bu rehabilitasyon programından sonra 'Vertigo Symptom Skalası'nda elde ettikleri puanların rehabilitasyon öncesine göre 8 puan azaldığını ve bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı bir fark ifade ettiğini ortaya koymuşlardır (78). Sparrer ve ark., sanal gerçeklik ile uygulanan vestibüler rehabilitasyon yöntemleri ve geleneksel vestibüler rehabilitasyon yöntemlerini, rehabilitasyonun 5. gün ve 10. haftasında BDP ile değerlendirmiştir. Karşılaştırılan BDP değerleri, SG ile vestibüler rehabilitasyon alan grupta istatistiksel olarak pozitif yönde anlamlı olarak bulunmuştur (61).

VEMP testi, klinik ortamlarda yaygın olarak kullanılan otolit reseptörlerinin işleyişi için altın standart bir test yöntemidir (34). Yüksek sesler sakkülü uyarır ve boyun fleksiyonu ve başın dönmesiyle birlikte sternocleidomastoid kasta karakteristik bir motor tepki oluşturur. Gallagher ve ark.'nın 2019 yılında yaptığı çalışmada, 24 sağlıklı katılımcıyı SG ile kısa süreli (2 dakikadan az) optik illüzyona maruz bırakmışlardır. Çalışma sonucunda, SG ile optik illüzyona bir dakikalık maruz kalmanın ardından VEMP parametrelerinde anlamlı değişiklikler bulmuşlardır (79). Öztürk ve ark.'nın 2021 yılında 54 sağlıklı birey üzerinde yaptığı çalışmada, cVEMP ve vHIT testi ile optik illüzyon varlığında vestibüler sistem etkilenimi araştırılmıştır. Çalışma sonuçlarında her iki test parametrelerinde de anlamlı değişiklikler olduğunu belirtmişlerdir (80). Diğer bir çalışmada, sağlıklı ve migren tanısı almış bireylerde

görsel uyarıların cVEMP cevaplarına etkisi araştırılmıştır. cVEMP testi esnasında verilen pursuit ve optokinetik uyarıların sağlıklı bireylerde cVEMP parametrelerinde anlamlı değişime yol açtığı sonucuna varmışlardır (81). Bu çalışmalara bağlı olarak, SG ile oluşturulan dikey hattaki ivmeli hareketin cVEMP parametreleri üzerinde etkili olabileceği düşünüldü.

Literatüre bakıldığında, SG'nin vestibüler rehabilitasyonda kullanıldığı ve başarılı sonuçlar alındığı görülmüştür (78,82). Bu başarının olası sebepleri hakkında sınırlı sayıda çalışma mevcuttur ve neden başarılı olduğuna dair çok fazla açıklayıcı bilgi bulunmamaktadır.

Çalışmamızda, tüm bunlardan çıkardığımız sonuçlarla SG'de spesifik bir durum yaratıldı. Bu durum, sakkülün uyarılması amacıyla dikey hatta asansör hareketiyle gerçekleştirildi ve asansör yukarı/aşağı hareketlerde ivmeli olarak hareket ettirildi. Bu görsel uyarana ek olarak aynı anda vestibüler sistemin uyarılması için VEMP uyarısı verildi. Çalışmamızın sonuçlarında cVEMP dalga amplitüdlerinin bu uyarılar sonrasında artışa uğradığı tespit edildi (Tablo 6.3.3., Tablo 6.3.6. ve Tablo 6.6.3.). Sakküldeki amplitüd artışları, kas kasılmasından kaynaklanıyor olabileceği gibi buradaki elektrofizyolojik uyarının artışından da olabilir. Çalışmamızda, kas kitlelerinin kasılma miktarlarının etkisini ortadan kaldırmak için alınan traselere "EMG scaling" uygulandı. Buna bağlı olarak bu amplitüd artışlarının altında kas kitle artışlarının olmayacağı değerlendirilmektedir. Dolayısıyla elde ettiğimiz cVEMP testi sonuçlarının, görsel girdilerin elektriksel aktiviteyi artırdığı yönünde bilgi verebileceği düşünüldü. Herdman da benzer şekilde vestibüler rehabilitasyonda elektriksel potansiyellerde artışlar olduğunu belirtmektedir (32). Elde ettiğimiz veriler ile VEMP testinde gözlenen artışın kaynağı kesin olarak lokalize edilememektedir. Bu artışın sakküle, vestibüler nukleusa veya daha üst düzey organizasyonlara bağlı olabileceği değerlendirildi.

VEMP'lerin nöral yolu MSS'yi içerdiğinden, MSS bozukluğu olan hastalarda anormal VEMP cevaplarını görmek mümkündür. Shimizu ve ark., üç Multipl Skleroz hastasında P_1 ve N_1 latansının uzadığını bildirmiştir. Latansın, nöral yollardaki lezyonların değerlendirilmesi için yararlı bir parametre olabileceği sonucuna

varmışlardır (83). Murofushi ve ark., VEMP testinde uzamış latansın tanısal değerini inceledikleri çalışmalarında, Vestibüler Schwannoma tanısı alan 4 hastada ve Multipl Skleroz tanısı alan 6 hastada uzamış P₁ latansı olduğunu göstermişlerdir. Buna bağlı olarak MSS etkilenmelerinin VEMP latanaslarını etkilediğini ve beyin sapı düzeyindeki bozukluklarda VEMP testinde latans uzamalarının görülebileceğini öne sürmüşlerdir (84). Çalışmamızda, P₁ ve N₁ latansında anlamlı bir değişiklik gözlenmedi (Tablo 6.3.1., Tablo 6.3.2., Tablo 6.3.4., Tablo 6.3.5., Tablo 6.6.1. ve Tablo 6.6.2.). Bu araştırmalardan yola çıkarak, çalışmamızda, latanslarda anlamlı değişikliğin olmaması nedeniyle, SG ile uygulanan dikey ve ivmeli hareket sonucunda oluşan bu değişikliğin, sakkül kökenli olabileceğini düşündürdü. Ancak mevcut verilerimiz ile bu değişikliklerin sakküle, vestibüler nukleusa veya daha üst düzey organizasyonlardan birine bağlı olabileceğinin ayrımı yapılamamaktadır.

Bireylerin dış çevre ile tutarlı bir hareket gerçekleştirebilmesi için normal koşullarda bu duyuşal girdilerin birbiriyle başarılı bir şekilde entegre edilip tutarlı olması gerekir. Bununla birlikte, duyuşal sinyaller tutarsız bilgiler taşıdığında duyuşal modaliteler arasında bazı karmaşalar meydana gelebilir (79). Bunun sonucunda oluşan “self-motion” hissi “vection” olarak tanımlanmış ve günlük yaşamda yaygın olarak deneyimlenen bir yanılsamadır (85–87). Örneğin, bir sürücü kırmızı ışıpta durduğunda, yanında bulunan ve ileri doğru hareket etmeye başlayan diğer bir araç, sürücünün çevre alanında ileri yönde optik bir akış modeli oluşturabilir. Bu, sürücünün geriye doğru gittiği yönünde bir yanılsama yaratabilir. Sürücü, kendi aracının hareket etmediğini anlamak için fren pedalına olan basıncı artırabilir (88). Birçok SG uygulaması da yanıltıcı bir self-motion hissi uyandırır. (87).

Vection için duyuşal bir sinyal akışı gerekir: gözlerden gelen görsel sistem girdileri, kaslardan, eklemlerden ve tendonlardan vücudun konumu hakkında gelen proprioseptif bilgi ile açısal ve doğrusal ivmelenmeyi ileten vestibüler sistem girdileri. Özellikle vestibüler sistem girdileri önemli görünmektedir (79,89). Vestibüler girdiler, görsel, proprioseptif ve dokunma gibi diğer duyuşal modalitelerden gelen sinyallerle entegre edilmiştir (67,79,90). Bu multimodal etkileşimler, vestibüler nukleus, talamus ve serebral korteksin çeşitli alanları dahil olmak üzere hemen hemen tüm vestibüler yolak ve merkezlerde gerçekleşmektedir (91,92). Normal şartlar altında bu yolak ve

merkezlerde gerçekleşen bu iletişimlerin, ani gelişen beklenmeyen durumlarda refleksif yollarla gerçekleştiği düşünülmektedir (91,92).

SG ortamında, duyuşsal bilgilerin üst merkezlerce ayarlanması gerekir. Duyusal girdiler, genellikle daha güvenilir olanlara daha fazla ağırlık verilerek güvenilirliklerine göre ağırlıklandırılır (79,93,94). Bu sebeple, bir duyuşsal modalite daha güvenilir olmaduğunda, o duyuşsal modaliteye verilen ağırlık azalır ve diğer güvenilir duyuşsal modalitelere verilen ağırlık artar (95). Görsel girdilerin tutarlılığı azaldıkça, vestibüler girdilere olan güvenin arttığı görülmüştür (96). Elektrofizyolojik test sonuçları da bu görsel-vestibüler entegrasyonu desteklemektedir (97,98). Çalışmamızda kullanılan cVEMP testinde, şiddetli ses uyarısıyla vestibüler sistem uç organlarından sakkül uyarıldı. Bu uyarı sonucunda bir nöronal aktivitede artış ve buna bağlı olarak VEMP cevabı elde edildi. İkinci ölçümde, bireylere bu uyarıya ek olarak SG ile dikey yönde ivmelenme algısı içeren görsel uyarın eklendi. Buna bağlı olarak cVEMP cevaplarında muhtemelen nöral aktivite artışına bağlı olarak oluştuduğu düşünölen amplitüd artışı görüldü. Bu sonuçlar bize görsel uyarının dolayısıyla sakkülü etkilediğini gösterdi ve bu artışın sebebinin görsel-vestibüler entegrasyon sonucu oluşan duyuşsal yeniden ağırlıklandırma olabileceğini düşündürdü.

Vection'ın sinirsel yolakları geçmişte çoğunlukla çok araştırlmamıştır ancak son zamanlardaki çalışmalarda daha fazla ilgi görmüştür. Fonksiyonel manyetik rezonans görüntöleme (fMRI) veya pozitron emisyon tomografisi (PET) gibi görüntöleme teknikleri, vection ile ilişkilili kortikal ve subkortikal alanları araştırmak için kullanılmıştır (99–102). Geniş bir sinir ağının, beynin harekete duyarlı görsel alanları orta temporal korteks (MT), insular korteksin arka bölgeleri (PIVC), precuneus ve singulat sulkus görsel bölgesini (CSv) aktive ettiği gösterilmiştir (103,104). Görüntöleme teknikleri, vection için ilgili beyin bölgelerinin lokalizasyonunu gösterirken, kortikal süreçlerin zamansal dizilimine dair bilgiyi sağlayamazlar. Önemli olarak, PIVC'deki aktivite, bireyler SG'ye maruz kaldığında yani vestibüler aktivitenin fonksiyonel bir modölyasyonunu destekleyen bir vection yaşıadığında azalır. Bu durum, vestibüler sistemin vection'da etkili olduğunu desteklemektedir (99,103,105). Buna bağlı olarak artmış uyarılarının bu bölgelerden köken alabileceği değerlendirildi.

Teknolojik gelişmeler devam etse de, SG ile ilgili sorun, kullanıcıların %20 ile %80'inin mide bulantısı, oryantasyon bozukluğu, bulanık görme, odaklanma güçlüğü ve baş ağrısı gibi yan etkiler yaşamasıdır (106). Bu yan etkiler, siber hastalık olarak bilinen “cybersickness” veya görme kaynaklı hareket tutması olarak bilinen “visually induced motion sickness (VIMS)” olarak tanımlanabilir (107–109). Siber hastalık, bireysel farklılıklardan etkilenir, bazı kişiler SG gözlüğünü hiç kullanamazlar çünkü birden fazla olumsuz belirtiyeye neden olabilir. Böylece SG'nin kullanım ve uygulama alanını sınırlandırır. Sanal ortamlardaki rahatsızlık, genellikle ortamın SG kullanıcısı etrafında hareket etmesi ya da ortamda hareket eden nesnelere gibi görsel hareketle ilgilidir (110–112). Genel olarakvection'in siber hastalığa neden olduğuna inanılır (113) vevection ile rahatsızlık arasında pozitif bir ilişki bulan çok sayıda çalışma mevcuttur (114–116) Bunlara karşın, diğer araştırmalardavection'in mutlaka siber hastalığa neden olmadığını veya hatta hiç ilişkili olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (117–119). Bu davection'in daha karmaşık bir durum olduğunu düşündürmektedir (110).

Geleneksel olarak, algının, diğer duyuşal girdilerle birleşerek daha yüksek alanlara ulaşmadan önce, duyuşal girdilerin önce talamustan ve daha sonra primer korteksin bir alanına geçtiği düşünölmüştür. Bununla birlikte, bu görüş değişmektedir: yeni araştırmalar, multisensör süreçlerin primer sensör kortekslerde meydana geldiğini ve kortikal olmayan alanların da katıldığını göstermektedir (120). Self-motion algısının, lateral fissür ve parieto-insular vestibüler korteks merkezli ve vestibüler nükleus, serebellum ve diğer kortikal alanları içeren farklı yapı ve bölgelerden oluşan bir ağ tarafından işlendiğine inanılmaktadır (69). Son araştırmalarda da serebellumun rolünün, self-motion algısını içerdiği kabul edilmiştir (121). Vestibüler nükleus, serebellum ile karşılıklı bir ilişki içindedir (122). Fastigial nükleus ise, motor referans sinyallerini ve vestibüler sinyalleri karşılaştırarak self-motion sinyallerini üretir (123,124). Beyin sapı ve serebellumdan gelen vestibüler girdiler, ağırlıklı olarak ventroposterior kompleks yoluyla talamustan kortekse geçmektedir. Talamusta iki kanal olduğu öne sürölmüştür: vestibüler bilgi akışını ileten kanal ile vücut hareketini kodlayan kanal (125). Self-motion algılanması için vestibüler bilginin işlenmesinde rol oynayan iki ana kortikal alan vardır: ventral intraparietal alan (VIP) ve parieto-insular vestibüler korteks (PIVC). Üçüncü olarak, medial superior temporal alan

(MST), görsel hareket algısı için kritik öneme sahiptir, ancak aynı zamanda vestibüler girdiler de almaktadır. Bu alanlar,vection'ın oluşması sırasında önemli görünmektedir, çünkü buradaki nöronlar, vestibüler uyanlarla modüle edilir (126). Tüm bu alanlar ve yollar göz önüne alındığında görsel ve vestibüler sistemin bir etkileşim içinde olduğu görülmektedir. Bu davection sırasında vestibüler girdilerin aktif olarak modüle edildiği öngörüsünü destekler niteliktedir.

Araştırmalar, algılanan görsel uyan hareketinin herhangi bir fiziksel uyan hareketinin yokluğunda davection'ı ortaya çıkarabileceğinden,vection durumunun fiziksel hareket gerektirmediğini ileri sürmektedir (127,128). Görsel girdilerin, beyni yanıltıcı hareketi görmesi için kandırıldığına ve beyindeki hareket detektörlerinin gerçek harekete nasıl tepki vereceklerine benzer şekilde tepki verdiği inılmaktadır (129,130). Algılanan hareketin hızı (131,132), boyutu (133,134), maruz kalma süresi (135) ve ivmelenme (136,137) gibi birkaç başka faktörvection'ı etkileyebilir. Çalışmamızda SG aracılığı ile katılımcılara gerçek bir hareket uygulanmadan (Buna bağlı olarak tüylü hücre aktivitesi oluşturulmadan) uygulanan görsel uyan dikey düzlemde ivmeli olacak şekilde bireylere sunuldu ve bireylerde oluşan hareket algısında artış yarattığını düşündüren amplitüd artışları gözlemlendi. Burada oluşan hareket algısının görsel ve vestibüler sistemlerin yukarıda belirtilen etkileşimleri temelinde açıklanabileceği düşünüldü.

Daha önceki araştırmalar, taşıt tutması yaşayan bireylerin VEMP testi sonucunda değişiklikler olduğunu ortaya koymuştur: taşıt tutmasının hem VEMP genlikleri hem de asimetri oranları ile pozitif olarak ilişkili olduğunu belirtmişlerdir (138,139). Başka bir araştırmada, otolit işleyişini değiştiren bir etkiye maruz kalmanın, VEMP asimetri oranlarında değişikliklere neden olduğu ortaya konulmuştur (140). Benzer değişikliklerin meydana geldiği, çalışmamızda da ortaya konuldu (Tablo 6.3.3., Tablo 6.3.6 ve Tablo 6.6.3.). SG ile görsel uyan girdileri, sesle uyarılmış vestibüler stimülasyon tarafından indüklenen VEMP'lerin genliğini dolayısıyla sakkül cevaplarını modüle ettiği düşünüldü.

Vestibüler işlevdeki değişiklikler, SG'ye maruz kalma sırasında veya sonrasında saatler ve günler sürebileceği belirtilmektedir (79). Bu oluşan SG art etkisi,

oryantasyon için vestibüler ipuçlarının değişen güvenilirliğinden kaynaklanabileceği belirtilmektedir. SG'den sonra gerçek dünyaya geri döndüğümüzde, beyin yine vestibüler girdilere ihtiyaç duyar. SG'ye maruz kaldıktan sonra, yeniden ağırlıklandırma için vestibüler ipuçlarına artık SG maruziyeti öncesinde olduğundan daha yüksek bir ağırlık verildiği düşünülmüştür (141). Çalışmamızda, SG ile oluşturulan dikey hareket kesildikten sonra sakkülü uyaran bir cVEMP ölçümü daha alındı. Burada görsel uyarana son verildiği için sistemin ve cVEMP amplitüdünün ilk duruma dönmesi beklendi. Ancak amplitüdlere ikinci ölçüme göre az, ilk ölçüme göre yüksek olduğu gözlemlendi (Tablo 6.3.3., Tablo 6.3.6. ve Tablo 6.6.3.). Burada sistemin bir kez daha uyguladığı yeniden ağırlıklandırma, cVEMP amplitüdlere azalmasını sebebi olarak gösterilebilir.

Hız depolama mekanizması (HDM), multisensör uyaranların entegrasyonunda rol oynayan merkezi bir bütünleştirici ağıdır (142). HDM'nin, nukleus prepositus hipoglossi ve medial vestibüler nukleusu içerdiği öne sürülmüştür (143). Görsel ve vestibüler sistemden girdiler alan ve vestibüler ve optokinetik oküler reflekslerin uzaysal özelliklerini ve dinamiklerini yöneten sinirsel bir entegratör olarak görülebileceği düşünülmüştür (144). Çok sayıda araştırma, HDM'nin aynı zamanda hareket hastalığının oluşumuyla da ilgili olduğunu öne sürmüştür. Dai ve ark., taşıt tutmasının hız depolama mekanizmasının uzamsal-zamansal özellikleri ile ilişkili olduğunu bulmuşlardır (145). Guo ve ark., hareket hastalığına yatkınlık ve HDM arasındaki ilişkinin görsel yollarla ilişkili olduğunu düşünmüşlerdir. Görsel alanı tamamen kaplayan optokinetik bir stimülasyona maruz kaldıktan sonra rahatsızlık bildiren katılımcıların, daha az rahatsızlık bildiren katılımcılardan daha yüksek HDM zaman sabitleri sergilediğini göstermişlerdir (146). Guo ve ark.'nın, görme kaynaklı hareket tutması olarak bilinen VIMS ve HDM ile ilgili yaptığı çalışma (146) ve Nooij ve ark.'nın VIMS ve vection ile ilgili yaptığı çalışma (147) arasında yapılan analizler, vection ile HDM'nin de ilişki içinde olduğunu göstermektedir (148). Brandt ve Dichgans da vection ile HDM'nin ilişki içinde olduğunu savunmuşlardır (149). Görsel alanı tamamen kaplayan optokinetik uyarımı takiben oluşan okulomotor ve algısal art etkilerin yani oluşan vection hissini süre ve yön açısından benzer olduğunu ve her ikisinin de periferik baskınlık gösterdiğini ortaya koymuşlardır (149,150). Nooij ve ark.'nın yaptığı çalışmanın sonuçları HDM'nin vection için bir rolü olduğunu

göstermektedir. Bununla birlikte, tam olarak altta yatan mekanizma ile ilgili hala birçok soru işareti vardır (148). Ek olarak, HDM'nin düşeydeki hareketlerin tahmininde daha genel ve işlevsel bir rol oynadığı öne sürülmüştür (151,152) ve düşey hareketlerin algılanması gerçekten de önemli bir faktör olarak kabul edilmektedir.

Çalışmamız, görsel alanı tamamen kaplayan SG ile düşey düzlemde ivmeli bir hareket ile gerçekleştirildi. Bu görsel uyarının dolayısıyla sakkül cevaplarını uyardığı düşünüldü. Çalışmamızda görsel uyarandaki düşey ivmeli hareket kesildikten sonra alınan ölçümde cVEMP amplitüdlerinin ilk duruma göre hala fazla olduğu görüldü. Bu duruma dönerken uygulanan yeniden ağırlıklandırma mekanizması ile amplitüdlere azalması hatta ilk durumla aynı veya yakın olması beklenildi. Görsel uyarı kesildikten sonra alınan ölçümdeki amplitüdlere ilk ölçüme göre fazla olması, sakkülün belirli bir süre uyarılmaya düşük de olsa devam ettiğini düşündürdü. Bu sonuca göre, HDM'nin görsel alanın sürekli hareketini belirli bir süre depo edip sürdürmesi ile açıklanabileceği düşünüldü.

Hız depolama mekanizmasının serebellum ile bağlantılı olduğu düşünülmektedir. VOR ve vestibüler algının aynı hız depolama mekanizmasını kullanıp kullanmadığı konusunda bazı tartışmalar olsa da, çoğu araştırma aynı mekanizmayı paylaştığı teorisini desteklemektedir (35,38). Ancak, hız depolama mekanizmasının vectio algısından sorumlu tek mekanizma olmadığını belirtmekte fayda vardır: görsel sistem de önemli bir rol oynamaktadır. Genel olarak, ilk kısa tepkiler vestibüler sistem tarafından üretilirken, daha uzun süreli ve gecikmeli tepkiler ağırlıklı olarak görsel akış girdilerinden üretildiği düşünülmektedir (153).

Literatürdeki birçok çalışma, VEMP parametrelerinin cinsiyet açısından farklılıkla sonuçlanmayacağını belirtmiştir (154–156). Çalışmamızda, buna uygun olarak cinsiyet açısından cVEMP parametrelerinde istatistiksel açıdan bir farklılık gözlenmedi (Tablo 6.4.1. ve Tablo 6.7.1.). Literatürde, sağlıklı genç ve erişkinlerde cVEMP yanıtlarının yaşa bağlı değişikliğe uğradığını öne süren çalışmalar da mevcuttur (154,157). Erişkin yaş grubunda, yaş ilerledikçe VEMP yanıtlarında farklılıklar gözlenmiştir. Yaş arttıkça cevap alma oranlarının azaldığı bildirilmiştir (158). Çalışmamızda, yaş ile Ölçüm 2 sağ kulak P₁N₁ amplitüdünde negatif yönlü bir

korelasyon olduğu sonucuna varıldı (Tablo 6.5.1.). Bireylere, SG ile görsel uyaran verildiğinde, artan cVEMP amplitüdünün, yaş arttıkça genç yaş grubuna göre daha az arttığı görüldü. Bu sonuç literatürle uyumlu görünmektedir.

Çalışmamızda, SG aracılığıyla bireylere dikey düzlemde hareket ediyorm algısı yaratılmış olup cVEMP test sonuçlarındaki amplitüd artışıyla bu algının sakkül cevaplarında modülasyon yarattığı düşünöldü. Dikey hareketlere daha duyarlı olan sakkülden başlayıp, tüm görsel-vestibüler yolaklarda devam eden girdiler cVEMP amplitüdünde bir artışa yol açtı. Tüm bunlar, dikey hareket içeren görsel uyaranın sakkül cevaplarını etkilediğini ve otolitik disfonksiyonlar da dahil olmak üzere vestibüler disfonksiyon hastalarında SG ile uygulanan vestibüler rehabilitasyonun denge işlevini iyileştirebileceğini kanıtlamaktadır. Çalışmamız, literatürde birçok araştırma konusu olan SG ile rehalibitasyona ek olarak, sakkül kaynaklı otolit disfonksiyonların tedavisinde yol gösterici bir nitelik taşımaktadır.

7.1. Araştırmanın Sınırlılıkları

Araştırmamızda, 32 sağlıklı bireyle çalışılmış olup yaş ortalaması 28.56 ± 9.02 'dir. Bu ortalama, araştırmanın genç yetişkin grupla çalışıldığını göstermektedir. Çalışmada daha ileri yaş gruplarıyla da çalışılabilseydi, yaşlar gruplara ayrılıp bu grupların cVEMP yanıtları ile karşılaştırılabilirdi.

Çalışmamızda sağlıklı bireylerden oluşan tek bir grup ile çalışılmıştır. İkinci grup olarak, vestibüler periferik hipofonksiyonu olan hasta grubu çalışmaya dahil edilip iki grup arasında karşılaştırma yapılabilirdi.

7.2. İleri Çalışma Önerileri

Yapmış olduğumuz çalışmanın sonuçlarına göre, güncel ve geçmiş literatür taraması ile birlikte değerlendirildiğinde, görsel ve vestibüler sistemin birbiriyle etkileşim içerisinde çalıştığı görüldü. Bu çalışma ile SG'nin sadece vestibüler rehabilitasyon için değil, SG ile birlikte uygulanan tanısal testlerin, hastaların tedavi takip sürecinde yol gösterici olduğu gözlenmiş oldu.

Çalışmamız sağlıklı bireyler üzerinde gerçekleştirilmiş olup, ileri çalışma önerisi olarak unilateral periferik vestibüler hipofonksiyonu olan hastaların SG maruziyeti öncesi ve sonrasında VEMP testi ile değerlendirilebilir.

Çalışmamızda, bireylere SG ile dikey düzlemde hareket algısı yaratılmıştır. İleri çalışmalarda, SG ile oluşturulan yatay düzlemdeki hareketlerdeki vestibüler değişiklikler araştırılabilir. Böylece hem sakkül hem de utrikülü içeren otolit organlar ve onların görsel sistemle etkileşim içinde olan yolları hakkında daha fazla bilgi sahibi olunabilir.



8.SONUÇ

Çalışmamızda, SG'de sakküle spesifik bir durum yaratıldı. Bu durum, sakkülün uyarılması amacıyla dikey hatta aşağı/yukarı hareketlerle ivmeli bir asansör hareketiyle gerçekleştirildi. Görsel uyarana ek olarak aynı anda vestibüler sistemin uyarılması için VEMP uyarımı verildi. Çalışmamızın sonuçlarında cVEMP dalga amplitüdlerinin bu uyarılar sonrasında artışa uğradığı tespit edildi. Sakkül cevaplarındaki amplitüd artışları, kas kasılmasından kaynaklanıyor olabileceği gibi buradaki elektrofizyolojik uyarımın artışından da olabileceği düşünüldü. Çalışmamızda, kas kitlelerinin kasılma miktarlarının etkisini ortadan kaldırmak için alınan traselere "EMG scaling" uygulandı. Dolayısıyla elde ettiğimiz cVEMP testi sonuçlarının, görsel girdilerin elektriksel aktiviteyi artırdığı yönünde bilgi verdiği düşünüldü. SG ile dikey hatta hareket algısı sonucundaki amplitüdlere göre artış göstermesinin sebebi, görsel girdilerin nöronal aktiviteyi artırması ve duyuusal yeniden ağırlıklandırma ile açıklanabileceği düşünüldü.

Üçüncü ölçüm, SG ile dikey hareketin hemen ardından görsel uyarımın kesilmesiyle elde edildi. Bu durumda görsel uyarıların kesilmesinden dolayı amplitüdlere ilk seviyeye dönmesi veya yakın olması beklendi. Çünkü kesilen görsel girdilerden sonra sistemin yeniden düzenlendiği ve yeniden ağırlıklandırma mekanizmasının aktif olduğu düşünüldü. Çalışmamızda alınan bu üçüncü ölçümde, amplitüdlere SG ile görsel uyarım varlığına göre azaldığı gözlemlendi. Bu azalmanın sebebinin yeniden ağırlıklandırma mekanizması olduğu düşünüldü. Ancak azalan amplitüdlere, ilk duruma göre hala anlamlı bir şekilde fazlaydı. Çalışmanın sonuçları, görsel uyarıların kesilse bile sakkül cevaplarının bir süre etkilenmeye devam ettiğini gösterdi. Bu durumun sebebinin, hız depolama mekanizması olabileceği düşünüldü.

Literatürde, SG'nin çoğunlukla hastaların rehabilitasyon sürecinde kullanıldığı gözlemlenmiştir. Literatürde ayrıntılı bir tarama yapıldığında, optik uyarıların ile yapılan testler ve rehabilitasyon süreçlerine rastlanmıştır ancak görsel ekranı tamamen kaplayan SG gözlük ile oluşturulan sanal gerçeklik ortamındaki dikey ivmeli hareketlerle, bireylerin vestibüler sistemini özellikle sakkül cevaplarını

değerlendirmek amacıyla cVEMP testinin yapılmadığı gözlemlendi. Bu yönden çalışmamız literatürde bir ilk olma özelliği göstermektedir.

Çalışmamızda bireylere SG ortamı ile hissettirilen dikey hareket, dikey hareketlere daha duyarlı olan sakkülden başlayıp, tüm görsel-vestibüler yollarda ilerleyen girdiler cVEMP amplitüdünde bir artışa yol açtı. SG görsel uyarınının kesilmesinden sonra da amplitüdlere, öncesine göre yüksek olduğu gözlemlendi. Bu durum,vection algısının hız depolama mekanizması ve görsel-vestibüler sistemin etkileşimi sayesinde bir süre devam edebileceğini gösterdi. Tüm bunlar, dikey hareket içeren görsel uyarının sakkül cevaplarını etkilediğini ve otolitik disfonksiyonlar da dahil olmak üzere vestibüler disfonksiyon hastalarında SG ile uygulanan vestibüler rehabilitasyonun denge işlevini iyileştirebileceğini düşündürmektedir. Çalışmamız, literatürde birçok araştırmaya konu olan vestibüler sistem patolojilerinde SG teknolojisi ile rehabilitasyona ek olarak, sakkül kaynaklı otolitik disfonksiyonların tedavisinde de yol gösterici bir nitelik taşımaktadır.

9.KAYNAKLAR

1. Ashford A, Huang J, Zhang C, Wei W, Mustain W, Eby T, et al. The cervical vestibular-evoked myogenic potentials (cVEMPs) Recorded along the sternocleidomastoid muscles during head rotation and flexion in normal human subjects. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*. 2016;17(4):303–11.
2. Cal R, Bahmad Jr F. Vestibular evoked myogenic potentials: an overview. *Brazilian journal of otorhinolaryngology*. 2009;75:456–62.
3. Derinsu U, Baş Eİ, Akdaş F. Vestibüler uyarılmış miyojenik potansiyellerin standardizasyonu. *Marmara Medical Journal*. 2009;22(2):127–33.
4. Belgin E, AS ř. Temel odyoloji. Ankara, Güneş tıp kitapevi. 2015;
5. Coto J, Alvarez CL, Cejas I, Colbert BM, Levin BE, Rundek T, et al. Peripheral vestibular system: Age-related vestibular loss and associated deficits. *Journal of Otology*. 2021;
6. Baloh RW, Kerber K. *Clinical neurophysiology of the vestibular system*: Oxford University Press. Bandarıkjunum; 2010.
7. Kingma H, van de Berg R. Anatomy, physiology, and physics of the peripheral vestibular system. *Handbook of clinical neurology*. 2016;137:1–16.
8. Ardiç FN. *Vertigo*. Us Akademi; 2019.
9. Janfaza P. *Surgical anatomy of the head and neck*. Harvard University Press; 2011.
10. Fife TD. Overview of anatomy and physiology of the vestibular system. *Handbook of Clinical Neurophysiology*. 2010;9:5–17.
11. Khan S, Chang R. Anatomy of the vestibular system: a review. *NeuroRehabilitation*. 2013;32(3):437–43.
12. Mescher AL. Chapter 23. The eye and ear: special sense organs. *Junqueira's basic histology: text & atlas*. 2010;
13. Barrett KE, Barman SM, Boitano S, Brooks HL. Chapter 10. Hearing & equilibrium. *Ganong's review of medical physiology 24th ed* New York: McGraw-Hill. 2012;

14. Barber HO, Stockwell CW. Manual of electronystagmography. CV Mosby Company; 1980.
15. Cuschieri A. ANATOMY OF THE PERIPHERAL AND CENTRAL VESTIBULAR SYSTEM. Capsula Eburnea. 2009;4.
16. Tascioglu AB. Brief review of vestibular system anatomy and its higher order projections. Neuroanatomy. 2005;4:24–7.
17. Curthoys IS. Concepts and physiological aspects of the otolith organ in relation to electrical stimulation. Audiology and Neurotology. 2020;25(1–2):25–34.
18. Weber PC. Vertigo and disequilibrium: A practical guide to diagnosis and management. Thieme; 2016.
19. de Miguel AR, Zarowski A, Sluydts M, Macias AR, Wuyts FL. The superiority of the otolith system. Audiology and Neurotology. 2020;25(1–2):35–41.
20. Długaiczek J, Fritzsche B, Straka H. Functional aspects of vestibular evoked myogenic potentials. 2020;
21. Ropper A, Samuels M. Chapter 15. Deafness, Dizziness, and Disorders of Equilibrium. Adams and Victor's Principles of Neurology, 9e Retrieved August. 2009;17:2012.
22. Hain TC, Helminski JO. Anatomy and physiology of the normal vestibular system. Vestibular rehabilitation. 2007;4:2–14.
23. Barmack NH. Central vestibular system: vestibular nuclei and posterior cerebellum. Brain research bulletin. 2003;60(5–6):511–41.
24. Dieterich M, Brandt T. The bilateral central vestibular system: its pathways, functions, and disorders. Annals of the New York Academy of Sciences. 2015;1343(1):10–26.
25. Brandt T, Dieterich M. The dizzy patient: don't forget disorders of the central vestibular system. Nature Reviews Neurology. 2017;13(6):352–62.
26. Waxman SG. Clinical neuroanatomy. 2018;
27. Lee SC. Anatomy of the vestibular system. Pittsburgh; 2010.
28. Patestas MA, Gartner LP. A textbook of neuroanatomy. John Wiley & Sons; 2016.
29. Devesahayam PR, Narayanan P. Vertigo: Clinical Practice and Examination. JP Medical Ltd; 2012.

30. Cullen K, Sadeghi S. Vestibular system. Scholarpedia. 2008;3(1):3013.
31. Oghalai JS, Brownell WE. Chapter 44. Anatomy & physiology of the ear. Archives of Facial Plastic Surgery. 2006;
32. Herdman SJ, Clendaniel R. Vestibular rehabilitation. FA Davis; 2014.
33. Flint PW, Haughey BH, Robbins KT, Thomas JR, Niparko JK, Lund VJ, et al. Cummings otolaryngology-head and neck surgery e-book. Elsevier Health Sciences; 2014.
34. Rosengren SM, Kingma H. New perspectives on vestibular evoked myogenic potentials. Current opinion in neurology. 2013;26(1):74–80.
35. Bertolini G, Ramat S, Bockisch CJ, Marti S, Straumann D, Palla A. Is vestibular self-motion perception controlled by the velocity storage? Insights from patients with chronic degeneration of the vestibulo-cerebellum. PLoS One. 2012;7(6):e36763.
36. Cohen B, Henn V, Raphan T, Dennett D. Velocity storage, nystagmus, and visual-vestibular interactions in humans. Annals of the New York Academy of Sciences. 1981;374(1):421–33.
37. Allum JHJ, Pfaltz CR. Visual and vestibular contributions to pitch sway stabilization in the ankle muscles of normals and patients with bilateral peripheral vestibular deficits. Experimental brain research. 1985;58(1):82–94.
38. Bertolini G, Ramat S, Laurens J, Bockisch CJ, Marti S, Straumann D, et al. Velocity storage contribution to vestibular self-motion perception in healthy human subjects. Journal of neurophysiology. 2011;105(1):209–23.
39. Okada T, Grunfeld E, Shallo-Hoffmann J, Bronstein AM. Vestibular perception of angular velocity in normal subjects and in patients with congenital nystagmus. Brain. 1999;122(7):1293–303.
40. Bronstein AM, Grunfeld EA, Faldon M, Okada T. Reduced self-motion perception in patients with midline cerebellar lesions. Neuroreport. 2008;19(6):691–3.
41. Cohen B, Dai M, Raphan T. The critical role of velocity storage in production of motion sickness. Annals of the New York Academy of Sciences. 2003;1004(1):359–76.

42. Özdek A, Keseroğlu K, Er S, Ünsal S, Gündüz M. Periferik vestibüler hastalıklarda o-VEMP ve v-HIT test sonuçlarının kalorik test sonuçları ile karşılaştırılması. *Journal of Academic Research in Medicine*. 2017;7(1):26–31.
43. Halmagyi GM, Colebatch JG, Curthoys IS. New tests of vestibular function. *Bailliere's clinical neurology*. 1994;3(3):485–500.
44. Colebatch JG, Halmagyi GM. Vestibular evoked potentials in human neck muscles before and after unilateral vestibular deafferentation. *Neurology*. 1992;42(8):1635.
45. Welgampola MS, Colebatch JG. Characteristics and clinical applications of vestibular-evoked myogenic potentials. *Neurology*. 2005;64(10):1682–8.
46. Chen C-N, Wang S-J, Wang C-T, Hsieh W-S, Young Y-H. Vestibular evoked myogenic potentials in newborns. *Audiology and Neurotology*. 2007;12(1):59–63.
47. Godha S, Mundra AU, Mundra RK, Bhalot L, Singh A. VEMP: An objective test for diagnosing the cases of BPPV. *Indian Journal of Otolaryngology and Head & Neck Surgery*. 2020;72(2):251–6.
48. Fife TD, Colebatch JG, Kerber KA, Brantberg K, Strupp M, Lee H, et al. Practice guideline: Cervical and ocular vestibular evoked myogenic potential testing: Report of the Guideline Development, Dissemination, and Implementation Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology*. 2017;89(22):2288–96.
49. Welgampola MS, Colebatch JG. Characteristics of tone burst-evoked myogenic potentials in the sternocleidomastoid muscles. *Otology & neurotology*. 2001;22(6):796–802.
50. Rosengren SM, Govender S, Colebatch JG. Ocular and cervical vestibular evoked myogenic potentials produced by air-and bone-conducted stimuli: comparative properties and effects of age. *Clinical neurophysiology*. 2011;122(11):2282–9.
51. Welgampola MS, Colebatch JG. Vestibulocollic reflexes: normal values and the effect of age. *Clinical Neurophysiology*. 2001;112(11):1971–9.

52. Welgampola MS, Migliaccio AA, Myrie OA, Minor LB, Carey JP. The human sound-evoked vestibulo-ocular reflex and its electromyographic correlate. *Clinical Neurophysiology*. 2009;120(1):158–66.
53. Felipe L, Shelton JA. The clinical utility of the cervical vestibular-evoked myogenic potential (cVEMP) in university-level athletes with concussion. *Neurological sciences*. 2021;42(7):2803–9.
54. Song J-J. Virtual reality for vestibular rehabilitation. *Clinical and experimental otorhinolaryngology*. 2019;12(4):329.
55. McDonnell MN, Hillier SL. Vestibular rehabilitation for unilateral peripheral vestibular dysfunction. *Cochrane database of systematic reviews*. 2015;(1).
56. Viirre E, Sitarz R. Vestibular rehabilitation using visual displays: preliminary study. *The Laryngoscope*. 2002;112(3):500–3.
57. Xie M, Zhou K, Patro N, Chan T, Levin M, Gupta MK, et al. Virtual reality for vestibular rehabilitation: A systematic review. *Otology & Neurotology*. 2021;42(7):967–77.
58. Rose T, Nam CS, Chen KB. Immersion of virtual reality for rehabilitation-Review. *Applied ergonomics*. 2018;69:153–61.
59. Pavlou M, Lingeswaran A, Davies RA, Gresty MA, Bronstein AM. Simulator based rehabilitation in refractory dizziness. *Journal of neurology*. 2004;251(8):983–95.
60. Pavlou M, Kanegaonkar RG, Swapp D, Bamiou DE, Slater M, Luxon LM. The effect of virtual reality on visual vertigo symptoms in patients with peripheral vestibular dysfunction: a pilot study. *Journal of vestibular research*. 2012;22(5, 6):273–81.
61. Sparrer I, Duong Dinh TA, Ilgner J, Westhofen M. Vestibular rehabilitation using the Nintendo® Wii Balance Board—a user-friendly alternative for central nervous compensation. *Acta oto-laryngologica*. 2013;133(3):239–45.
62. Pothier DD, Hughes C, Dillon W, Ranalli PJ, Rutka JA. The use of real-time image stabilization and augmented reality eyewear in the treatment of oscillopsia. *Otolaryngology--Head and Neck Surgery*. 2012;146(6):966–71.

63. Suárez H, Suárez A, Lavinsky L. Postural adaptation in elderly patients with instability and risk of falling after balance training using a virtual-reality system. *International Tinnitus Journal*. 2006;12(1):41.
64. Dennison MS, Wisti AZ, D’Zmura M. Use of physiological signals to predict cybersickness. *Displays*. 2016;44:42–52.
65. Kaleci D, Tansel T, TÜZÜN H. Üç Boyutlu Sanal Gerçeklik Ortamlarındaki Deneyimlere İlişkin Kullanıcı Görüşleri. *Türkiye Sosyal Araştırmalar Dergisi*. 2017;21(3):669–89.
66. Yue G. 3D User Interface in Virtual Reality. In: *International Conference on Human-Computer Interaction*. Springer; 2021. p. 418–23.
67. Ferrè ER, Haggard P. Vestibular–somatosensory interactions: a mechanism in search of a function? *Multisensory research*. 2015;28(5–6):559–79.
68. Guterman PS, Allison RS, Palmisano S, Zacher JE. Influence of head orientation and viewpoint oscillation on linear vection. *Journal of Vestibular Research*. 2012;22(2, 3):105–16.
69. Britton Z, Arshad Q. Vestibular and multi-sensory influences upon self-motion perception and the consequences for human behavior. *Frontiers in neurology*. 2019;10:63.
70. Bremova T, Caushaj A, Ertl M, Strobl R, Böttcher N, Strupp M, et al. Comparison of linear motion perception thresholds in vestibular migraine and Menière’s disease. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 2016;273(10):2931–9.
71. Enticott JC, O’leary SJ, Briggs RJS. Effects of vestibulo-ocular reflex exercises on vestibular compensation after vestibular schwannoma surgery. *Otology & Neurotology*. 2005;26(2):265–9.
72. Yardley L, Beech S, Zander L, Evans T, Weinman J. A randomized controlled trial of exercise therapy for dizziness and vertigo in primary care. *British Journal of General Practice*. 1998;48(429):1136–40.
73. Micarelli A, Viziano A, Augimeri I, Micarelli D, Alessandrini M. Three-dimensional head-mounted gaming task procedure maximizes effects of vestibular rehabilitation in unilateral vestibular hypofunction: a randomized

- controlled pilot trial. *International Journal of Rehabilitation Research*. 2017;40(4):325–32.
74. Meldrum D, Herdman S, Vance R, Murray D, Malone K, Duffy D, et al. Effectiveness of conventional versus virtual reality–based balance exercises in vestibular rehabilitation for unilateral peripheral vestibular loss: results of a randomized controlled trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2015;96(7):1319–28.
75. Booth V, Masud T, Connell L, Bath-Hextall F. The effectiveness of virtual reality interventions in improving balance in adults with impaired balance compared with standard or no treatment: a systematic review and meta-analysis. *Clinical rehabilitation*. 2014;28(5):419–31.
76. Rosiak O, Krajewski K, Woszczak M, Jozefowicz-Korczynska M. Evaluation of the effectiveness of a virtual reality-based exercise program for unilateral peripheral vestibular deficit. *Journal of Vestibular Research*. 2018;28(5–6):409–15.
77. Yılmaz O, Öztürk ŞT, Şerbetçioğlu MB. Isolated otolithic dysfunction and vestibular rehabilitation results: A case report. 2019;
78. Stankiewicz T, Gujski M, Niedzielski A, Chmielik LP. Virtual Reality Vestibular Rehabilitation in 20 Patients with Vertigo Due to Peripheral Vestibular Dysfunction. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*. 2021;27:e930182-1.
79. Gallagher M, Dowsett R, Ferrè ER. Vection in virtual reality modulates vestibular-evoked myogenic potentials. *European Journal of Neuroscience*. 2019;50(10):3557–65.
80. Öztürk ŞT, Şerbetçioğlu MB, Ersin K, Yılmaz O. The impact of optical illusions on the vestibular system. *Journal of Audiology & Otology*. 2021;25(3):152.
81. TURAN DİZDAR H. Normal Bireylerde ve Migren Tanısı Almış Bireylerde Vestibüler Efferent Sistemin cVEMP Cevapları Üzerindeki Etkisinin Değerlendirilmesi. [Ankara]; 2019.
82. Viziano A, Micarelli A, Augimeri I, Micarelli D, Alessandrini M. Long-term effects of vestibular rehabilitation and head-mounted gaming task procedure in

- unilateral vestibular hypofunction: a 12-month follow-up of a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*. 2019;33(1):24–33.
83. Shimizu K, MUROFUSHI T, SAKURAI M, HALMAGYI M. Vestibular evoked myogenic potentials in multiple sclerosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 2000;69(2):276–7.
 84. Murofushi T, Shimizu K, Takegoshi H, Cheng P-W. Diagnostic value of prolonged latencies in the vestibular evoked myogenic potential. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*. 2001;127(9):1069–72.
 85. Palmisano S, Allison RS, Pekin F. Accelerating self-motion displays produce more compelling vection in depth. *Perception*. 2008;37(1):22–33.
 86. Hettinger LJ. Illusory self-motion in virtual environments. In: *Handbook of virtual environments*. CRC Press; 2002. p. 511–32.
 87. Palmisano S, Allison RS, Schira MM, Barry RJ. Future challenges for vection research: definitions, functional significance, measures, and neural bases. *Frontiers in psychology*. 2015;6:193.
 88. Kirolos R, Herdman CM. Measuring circular vection speed in a virtual reality headset. *Displays*. 2021;69:102049.
 89. Green AM, Angelaki DE. Multisensory integration: resolving sensory ambiguities to build novel representations. *Current opinion in neurobiology*. 2010;20(3):353–60.
 90. Alberts BBGT, Selen LPJ, Bertolini G, Straumann D, Medendorp WP, Tarnutzer AA. Dissociating vestibular and somatosensory contributions to spatial orientation. *Journal of neurophysiology*. 2016;116(1):30–40.
 91. Lopez C, Blanke O, Mast FW. The human vestibular cortex revealed by coordinate-based activation likelihood estimation meta-analysis. *Neuroscience*. 2012;212:159–79.
 92. zu Eulenburg P, Caspers S, Roski C, Eickhoff SB. Meta-analytical definition and functional connectivity of the human vestibular cortex. *Neuroimage*. 2012;60(1):162–9.
 93. Ernst MO, Bühlhoff HH. Merging the senses into a robust percept. *Trends in cognitive sciences*. 2004;8(4):162–9.

94. Knill DC, Pouget A. The Bayesian brain: the role of uncertainty in neural coding and computation. *TRENDS in Neurosciences*. 2004;27(12):712–9.
95. Ernst MO, Banks MS. Humans integrate visual and haptic information in a statistically optimal fashion. *Nature*. 2002;415(6870):429–33.
96. Fetsch CR, Turner AH, DeAngelis GC, Angelaki DE. Dynamic reweighting of visual and vestibular cues during self-motion perception. *Journal of Neuroscience*. 2009;29(49):15601–12.
97. Angelaki DE, Gu Y, DeAngelis GC. Visual and vestibular cue integration for heading perception in extrastriate visual cortex. *The Journal of physiology*. 2011;589(4):825–33.
98. Gu Y, Angelaki DE, DeAngelis GC. Neural correlates of multisensory cue integration in macaque MSTd. *Nature neuroscience*. 2008;11(10):1201–10.
99. Kleinschmidt A, Thilo K v, Büchel C, Gresty MA, Bronstein AM, Frackowiak RSJ. Neural correlates of visual-motion perception as object-or self-motion. *Neuroimage*. 2002;16(4):873–82.
100. Deutschländer A, Bense S, Stephan T, Schwaiger M, Dieterich M, Brandt T. Rollvection versus linearvection: comparison of brain activations in PET. *Human Brain Mapping*. 2004;21(3):143–53.
101. Kirollos R. The Neural Correlates of Vection: an fMRI study. 2014;
102. Uesaki M, Ashida H. Optic-flow selective cortical sensory regions associated with self-reported states of vection. *Frontiers in psychology*. 2015;6:775.
103. Cardin V, Smith AT. Sensitivity of human visual and vestibular cortical regions to egomotion-compatible visual stimulation. *Cerebral cortex*. 2010;20(8):1964–73.
104. Kovács G, Raabe M, Greenlee MW. Neural correlates of visually induced self-motion illusion in depth. *Cerebral cortex*. 2008;18(8):1779–87.
105. Brandt T, Bartenstein P, Janek A, Dieterich M. Reciprocal inhibitory visual-vestibular interaction. Visual motion stimulation deactivates the parieto-insular vestibular cortex. *Brain: a journal of neurology*. 1998;121(9):1749–58.
106. Rebenitsch L, Owen C. Review on cybersickness in applications and visual displays. *Virtual Reality*. 2016;20(2):101–25.

107. Stanney KM, Kennedy RS, Drexler JM. Cybersickness is not simulator sickness. In: Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society annual meeting. SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA; 1997. p. 1138–42.
108. Munafo J, Diedrick M, Stoffregen TA. The virtual reality head-mounted display Oculus Rift induces motion sickness and is sexist in its effects. *Experimental brain research*. 2017;235(3):889–901.
109. Kuiper OX, Bos JE, Diels C. Vection does not necessitate visually induced motion sickness. *Displays*. 2019;58:82–7.
110. Pöhlmann KMT, Föcker J, Dickinson P, Parke A, O'Hare L. The Relationship between Vection, Cybersickness and Head Movements Elicited by Illusory Motion in Virtual Reality. *Displays*. 2021;102:111.
111. Riccio GE, Stoffregen TA. An ecological theory of motion sickness and postural instability. *Ecological psychology*. 1991;3(3):195–240.
112. Stoffregen TA, Smart Jr LJ. Postural instability precedes motion sickness. *Brain research bulletin*. 1998;47(5):437–48.
113. Hettinger LJ, Berbaum KS, Kennedy RS, Dunlap WP, Nolan MD. Vection and simulator sickness. *Military psychology*. 1990;2(3):171–81.
114. Diels C, Ukai K, Howarth PA. Visually induced motion sickness with radial displays: effects of gaze angle and fixation. *Aviation, space, and environmental medicine*. 2007;78(7):659–65.
115. Moss JD, Muth ER. Characteristics of head-mounted displays and their effects on simulator sickness. *Human factors*. 2011;53(3):308–19.
116. Palmisano S, Bonato F, Bubka A, Folder J. Vertical display oscillation effects on forward vection and simulator sickness. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*. 2007;78(10):951–6.
117. Bonato F, Bubka A, Palmisano S, Phillip D, Moreno G. Vection change exacerbates simulator sickness in virtual environments. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*. 2008;17(3):283–92.
118. Keshavarz B, Riecke BE, Hettinger LJ, Campos JL. Vection and visually induced motion sickness: how are they related? *Frontiers in psychology*. 2015;6:472.

119. Webb NA, Griffin MJ. Eye movement, vection, and motion sickness with foveal and peripheral vision. *Aviation, space, and environmental medicine*. 2003;74(6):622–5.
120. Kayser C, Logothetis NK. Do early sensory cortices integrate cross-modal information? *Brain structure and function*. 2007;212(2):121–32.
121. Baumann O, Borra RJ, Bower JM, Cullen KE, Habas C, Ivry RB, et al. Consensus paper: the role of the cerebellum in perceptual processes. *The Cerebellum*. 2015;14(2):197–220.
122. Yakusheva TA, Shaikh AG, Green AM, Blazquez PM, Dickman JD, Angelaki DE. Purkinje cells in posterior cerebellar vermis encode motion in an inertial reference frame. *Neuron*. 2007;54(6):973–85.
123. Brooks JX, Carriot J, Cullen KE. Learning to expect the unexpected: rapid updating in primate cerebellum during voluntary self-motion. *Nature neuroscience*. 2015;18(9):1310–7.
124. Brooks JX, Cullen KE. The primate cerebellum selectively encodes unexpected self-motion. *Current Biology*. 2013;23(11):947–55.
125. Marlinski V, McCrea RA. Coding of self-motion signals in ventro-posterior thalamus neurons in the alert squirrel monkey. *Experimental brain research*. 2008;189(4):463–72.
126. Fukushima J, Akao T, Takeichi N, Kurkin S, Kaneko CRS, Fukushima K. Pursuit-related neurons in the supplementary eye fields: discharge during pursuit and passive whole body rotation. *Journal of neurophysiology*. 2004;91(6):2809–25.
127. Nakamura S. The minimum stimulus conditions for vection—two-and four-stroke apparent motions can induce self-motion perception. *Perception*. 2013;42(2):245–7.
128. Seno T, Kitaoka A, Palmisano S. Vection induced by illusory motion in a stationary image. *Perception*. 2013;42(9):1001–5.
129. Backus BT, Oruç I. Illusory motion from change over time in the response to contrast and luminance. *Journal of vision*. 2005;5(11):10.

130. Conway BR, Kitaoka A, Yazdanbakhsh A, Pack CC, Livingstone MS. Neural basis for a powerful static motion illusion. *Journal of Neuroscience*. 2005;25(23):5651–6.
131. Li J, Barkowsky M, le Callet P. Visual discomfort of stereoscopic 3D videos: Influence of 3D motion. *Displays*. 2014;35(1):49–57.
132. Li J, Barkowsky M, le Callet P. The influence of relative disparity and planar motion velocity on visual discomfort of stereoscopic videos. In: 2011 Third International Workshop on Quality of Multimedia Experience. IEEE; 2011. p. 155–60.
133. Duh H-L, Lin JW, Kenyon R v, Parker DE, Furness TA. Effects of field of view on balance in an immersive environment. In: *Proceedings IEEE Virtual Reality 2001*. IEEE; 2001. p. 235–40.
134. Lin J-W, Duh HB-L, Parker DE, Abi-Rached H, Furness TA. Effects of field of view on presence, enjoyment, memory, and simulator sickness in a virtual environment. In: *Proceedings IEEE Virtual Reality 2002*. IEEE; 2002. p. 164–71.
135. Kennedy RS, Stanney KM, Dunlap WP. Duration and exposure to virtual environments: sickness curves during and across sessions. *Presence: Teleoperators & Virtual Environments*. 2000;9(5):463–72.
136. Hu P, Sun Q, Didyk P, Wei L-Y, Kaufman AE. Reducing simulator sickness with perceptual camera control. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*. 2019;38(6):1–12.
137. Kenney DM, O'Malley S, Song HM, Townsend B, von Mohrenschildt M, Shedden JM. Velocity influences the relative contributions of visual and vestibular cues to self-acceleration. *Experimental brain research*. 2020;238(6):1423–32.
138. Fowler CG, Sweet A, Steffel E. Effects of motion sickness severity on the vestibular-evoked myogenic potentials. *Journal of the American Academy of Audiology*. 2014;25(09):814–22.
139. Tal D, Hershkovitz D, Kaminski-Graif G, Wiener G, Samuel O, Shupak A. Vestibular evoked myogenic potentials and habituation to seasickness. *Clinical Neurophysiology*. 2013;124(12):2445–9.

140. Clarke AH, Schönfeld U. Modification of unilateral otolith responses following spaceflight. *Experimental brain research*. 2015;233(12):3613–24.
141. di Girolamo S, Picciotti P, Sergi B, di Nardo W, Paludetti G, Ottaviani F. Vestibulo-ocular reflex modification after virtual environment exposure. *Acta oto-laryngologica*. 2001;121(2):211–5.
142. Raphan T. A velocity-storage mechanism responsible for optokinetic nystagmus (OKN), optokinetic after-nystagmus (OKAN) and vestibular nystagmus. *Control of gaze by brain stem neurons*. 1977;37–47.
143. Leigh RJ, Zee DS. *The neurology of eye movements*. Contemporary Neurology; 2015.
144. Cohen B, Matsuo V, Raphan T. Quantitative analysis of the velocity characteristics of optokinetic nystagmus and optokinetic after-nystagmus. *The Journal of physiology*. 1977;270(2):321–44.
145. Dai M, Kunin M, Raphan T, Cohen B. The relation of motion sickness to the spatial–temporal properties of velocity storage. *Experimental brain research*. 2003;151(2):173–89.
146. Guo CCT, Chen DJZ, Wei IY, So RHY, Cheung RTF. Correlations between individual susceptibility to visually induced motion sickness and decaying time constant of after-nystagmus. *Applied ergonomics*. 2017;63:1–8.
147. Nooij SAE, Pretto P, Oberfeld D, Hecht H, Bühlhoff HH. Vection is the main contributor to motion sickness induced by visual yaw rotation: Implications for conflict and eye movement theories. *PloS one*. 2017;12(4):e0175305.
148. Nooij SAE, Pretto P, Bühlhoff HH. More vection means more velocity storage activity: a factor in visually induced motion sickness? *Experimental brain research*. 2018;236(11):3031–41.
149. Brandt T, Dichgans J. Circularvektion, optische Pseudocoriolis-Effekte und optokinetischer Nachnystagmus. *Albrecht von Graefes Archiv für klinische und experimentelle Ophthalmologie*. 1972;184(1):42–57.
150. Brandt T, Dichgans J, Büchele W. Motion habituation: inverted self-motion perception and optokinetic after-nystagmus. *Experimental Brain Research*. 1974;21(4):337–52.

151. Green AM, Angelaki DE. Resolution of sensory ambiguities for gaze stabilization requires a second neural integrator. *Journal of Neuroscience*. 2003;23(28):9265–75.
152. Laurens J, Angelaki DE. The functional significance of velocity storage and its dependence on gravity. *Experimental brain research*. 2011;210(3–4):407–22.
153. Miles FA. The neural processing of 3-D visual information: evidence from eye movements. *European journal of neuroscience*. 1998;10(3):811–22.
154. Khan FK, Balraj A, Lepcha A. Normative data for vestibular evoked myogenic potential in different age groups among a heterogeneous Indian population. *Indian Journal of Otolaryngology and Head & Neck Surgery*. 2014;66(2):149–54.
155. Basta D, Todt I, Ernst A. Normative data for P1/N1-latencies of vestibular evoked myogenic potentials induced by air-or bone-conducted tone bursts. *Clinical Neurophysiology*. 2005;116(9):2216–9.
156. BAŞAK HS, TIĞ O, AKAR YC, ERYILMAZ A. Genç Erişkinlerde Servikal ve Oküler Vestibüler Uyarılmış Miyojenik Potansiyellerin Normatif Değerleri.
157. Janky K, Shepard N. Vestibular evoked myogenic potential (VEMP) testing: normative threshold response curves and effects of age. *Journal of the American Academy of Audiology*. 2009;20(8):514–22.
158. Su H-C, Huang T-W, Young Y-H, Cheng P-W. Aging effect on vestibular evoked myogenic potential. *Otology & Neurotology*. 2004;25(6):977–80.

10.EKLER

EK 1

GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

İstanbul Medipol Üniversitesi
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Değerli Katılımcı,

Sizi İstanbul Medipol Üniversitesi Klinik Odyoloji Yüksek Lisans öğrencisi tarafından yürütülen “Sanal Gerçeklik Ortamının VEMP testi kullanılarak Vestibüler Sistem Üzerine Etkisinin Araştırılması” adlı bir araştırmaya davet ediyoruz. Bu araştırma sanal gerçeklik ortamının denge üzerine etkisinin değerlendirilmesini amaçlamaktadır. Bu amaçla sizden VEMP testi ile sanal gerçeklik ortamında denginizi değerlendirmemiz istenecektir. Araştırmaya sizin dışınızda tahminen 32 kişi katılacaktır. Bu çalışmaya katılmak tamamen **gönüllülük** esasına dayanmaktadır. Bu araştırma boyunca sizden herhangi bir ücret talebinde bulunulmayacaktır. Bu durum sizin sosyal sigortanıza da yansıtılmayacaktır. Bu formu okuyup onaylamanız, araştırmaya katılmayı kabul ettiğiniz anlamına gelecektir. Ancak, çalışmaya katılmama veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmayı bırakma hakkına da sahipsiniz. Bu çalışmadan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacak olup kişisel bilgileriniz **gizli tutulacaktır**; ancak verileriniz yayın amacı ile kullanılabilir. İletişim bilgileriniz ise sadece izninizle bağlı olarak ve farklı araştırmacıların sizinle iletişime geçebilmesi için “ortak katılımcı havuzuna” aktarılabilir. Eğer araştırmanın amacı ile ilgili verilen bu bilgiler dışında şimdi veya sonra daha fazla bilgiye ihtiyaç duyarsanız araştırmacıya şimdi sorabilir veya etk.kurulu@medipol.com e-posta adresinden veya **0212 282 22 22** numaralı telefondan ulaşabilirsiniz. Araştırma tamamlandığında genel/size özel sonuçların sizinle paylaşılmasını istiyorsanız lütfen araştırmacıya iletiniz.

Yukarıda yer alan ve araştırmadan önce katılımcıya verilmesi gereken bilgileri okudum ve katılmam istenen çalışmanın kapsamını ve amacını, gönüllü olarak üzerime düşen sorumlulukları anladım. Çalışma hakkında yazılı ve sözlü açıklama aşağıda adı belirtilen araştırmacı/araştırmacılar tarafından yapıldı. Bana, çalışmanın muhtemel riskleri ve faydaları sözlü olarak da anlatıldı. Kişisel bilgilerimin özenle korunacağı konusunda yeterli güven verildi.

Bu koşullarda söz konusu araştırmaya kendi isteğimle, hiçbir baskı ve telkin olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Katılımcının :

Adı-Soyadı:.....

İmzası:

İletişim Bilgileri: e-posta:

Telefon:

İletişim bilgilerimin diğer araştırmacıların benimle iletişime geçebilmesi için “ortak araştırma havuzuna” aktarılmasını; kabul ediyorum kabul etmiyorum (lütfen uygun seçeneği işaretleyiniz)

Araştırmacının

Adı-Soyadı:.....

İmzası:

EK 2

ÇALIŞMA İZİN FORMU

T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ
TEZ ÇALIŞMASI UYGULAMA İZİN FORMU

ÖĞRENCİNİN

Adı Soyadı	: Dilara DÜNDAR
Programı	: Sağlık Bilimleri Enstitüsü / Odyoloji Tezli Yüksek Lisans Programı
Danışmanı	: Dr. Öğr. Üye. Oğuz YILMAZ
Tez Konusu	: Sanal Gerçeklik Ortamının VEMP Testi Kullanılarak Vestibüler Sistem Üzerine Etkisinin Araştırılması
Projeyi destekleyen kurumun adı ve proje no:	

Uygulama yapılmak istenen kurum: BAU Göztepe MedicalPark Hastanesi (Merdivenköy, E5 Üzeri, 23 Nisan Sokakı No:17, 34732 Kadıköy/İstanbul)
Uygulama yapılmak istenen birim/laboratuvar: Odyoloji Kliniği
Uygulamanın niteliği (kullanılacak yöntem, anket, vb.): Odyoloji Kliniğinde rutin olarak uygulanabilen bir test yöntemidir.
Uygulamanın tarih aralığı : Temmuz 2021 – Aralık 2021

NOT: Tez çalışmasının uygulaması ile ilgili belgelerden birer nüsha bu forma eklenmelidir. (Etik Kurul Kararı, Anket Çalışmaları vs....)

Öğrenci Adı, Soyadı
İmza, tarih

Dilara Dündar

02.07.2021

Tez Danışmanı Adı, Soyadı
İmza/tarih

Anabilim Dalı Başkanı Adı, Soyadı

İmza, tarih
Prof. Dr. M. Bülent ÖZKAN
Medipol Üniversitesi
Odyoloji Fakültesi

ME
KBS
SL

İ KOMPLEKSİ
YILMAZ
akademi no:
11734
1134P

ÖZEL MEDİCAV
GÖZTEPE HAST
SAĞLIK KURUMU
Dr. Öğr. Üyesi
Başhekim ve
Diplomla Tanınan

11. ETİK KURULU ONAYI

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

Sayı : E-10840098-772.02-2620
Konu: Etik Kurulu Kararı

07/06/2021

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Sanal Gerçeklik Ortamının VEMP Testi Kullanılarak Vestibüler Sistem Üzerine Etkisinin Araştırılması			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	DİLARA DÜNDAR			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Odyolog			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Evrakımızı <https://turkiye.gov.tr/istanbul-medipol-universitesi-ebys> linkinden 8BA2D79EX1 kodu ile doğrulayabilirsiniz.

Sa



İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
Karar Bilgileri	Karar No:576	Tarih: 03/06/2021				
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.					

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI	Dr. Öğr. Üyesi Mahmut TOKAÇ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Mahmut TOKAÇ	Tıp Tarihi ve Etik	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	Uygundur
Prof. Dr. Mete ÜNGÖR	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	Uygundur
Doç. Dr. Mehmet Kemal ÖZDEMİR	Elektrik ve Elektronik	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	Uygundur
Doç. Dr. İknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	Uygundur
Doç. Dr. Devrim TARAKCI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	Uygundur
Dr. Öğr. Üyesi Neziha HACİHASANOĞLU ÇAKMAK	Biyokimya	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	Uygundur
Dr. Öğr. Üyesi Neriman İpek KIRMIZI	Tıbbi Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı

* :Toplantıda Bulunma

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Evrakınızı <https://turkiye.gov.tr/istanbul-medipol-universitesi-ebys> linkinden 8BA2D79EX1 kodu ile doğrulayabilirsiniz.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

COVID-19 (Pandemi) nedeniyle etik kurulumuz sanal olarak toplanmış olup kurul üyelerimizden uygunluk kararı sanal ortamda alınmıştır. Araştırmacı tarafından talep edilirse, COVID-19 (Pandemi) sonrası ıslak imzalı karar formu ayrıca hazırlanabilir.

Girişimsel Olmayan Etik Kurulu Sekreteri
Bilge KAYA

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Evrakınızı <https://turkiye.gov.tr/istanbul-medipol-universitesi-ebys> linkinden 8BA2D79EX1 kodu ile doğrulayabilirsiniz.