

T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
KULAK BURUN BOĞAZ VE BAŞ BOYUN CERRAHİSİ
ANABİLİM DALI

POZİSYONA BAĞLI İNTRALABİRENTİN BASINÇ
DEĞİŞİKLİKLERİNİN GENİŞ BANT TİMPANOMETRİ VE
***DİSTORTİON PRODUCT* OTOAKUSTİK EMİSYON TESTİ**
ÜZERİNE ETKİLERİ

UZMANLIK TEZİ

DR. EMRAH YÜCEL

DANIŞMAN
PROF.DR. FAZIL NECDET ARDIÇ

DENİZLİ 2017

T.C.

**PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
KULAK BURUN BOĞAZ VE BAŞ BOYUN CERRAHİSİ
ANABİLİM DALI**

**POZİSYONA BAĞLI İNTRALABİRENTİN BASINÇ
DEĞİŞİKLİKLERİNİN GENİŞ BANT TİMPANOMETRİ VE
DİSTORTION PRODUCT OTOAKUSTİK EMİSYON TESTİ
ÜZERİNE ETKİLERİ**

UZMANLIK TEZİ

DR. EMRAH YÜCEL

DANIŞMAN

PROF.DR. FAZIL NECDET ARDIÇ

DENİZLİ 2017

BU ÇALIŞMA PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJELERİ
KOORDİNASYON BİRİMİ'NİN 09.02.2016 TARİH VE 03 SAYILI 2016TIPF014
NUMARALI KARARI İLE DESTEKLENMİŞTİR.

DENİZLİ 2017

Prof.Dr. FAZIL NECDET ARDIÇ danışmanlığında Dr. EMRAH YÜCEL tarafından yapılan "Pozisyona Bağlı İntralabirentin Basınç Değişikliklerinin Geniş Bant Timpanometri ve *Distortion Product* Otoakustik Emisyon Testi Üzerine Etkileri" başlıklı tez çalışması 25/05/2017 tarihinde yapılan tez savunma sınavı sonrası yapılan değerlendirme sonucu jürimiz tarafından KULAK BURUN BOĞAZ VE BAŞ BOYUN CERRAHİSİ Anabilim Dalı'nda TIPTA UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

BAŞKAN: PROF.DR. Fazil Necdet ARDIÇ

ÜYE : PROF.DR. Cengiz Orhan KARA

ÜYE : PROF.DR. Sema BAŞAK

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylım.

Gün../Ay../Yıl..

Doç. Dr. Şahika Pınar AKYER

Dekan a.

Dekan Yardımcısı

Prof. Dr.

Pamukkale Üniversitesi

Tıp Fakültesi Dekanı

TEŐEKKÖR

İhtisasım boyunca bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, her zaman desteklerini yanımda hissettiğim başta anabilim dalı başkanımız ve tez danışmanım Prof. Dr. Fazıl Necdet Ardıç'a ve tüm değerli hocalarıma teşekkürlerimi sunarım.

İhtisasım boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili çalışma arkadaşlarımlın her birine teşekkürlerimi sunarım.

Bu uzun serüvende beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan ve hep desteğini hissettiğim sevgili eşim Deniz Yücel'e ve tüm aileme teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

| | Sayfa No |
|--|----------|
| ONAY SAYFASI | III |
| TEŞEKKÜR | IV |
| İÇİNDEKİLER | V |
| KISALTMALAR VE SİMGELER | VII |
| TABLOLAR DİZİNİ | VIII |
| ŞEKİLLER DİZİNİ | IX |
| ÖZET | X |
| İNGİLİZCE ÖZET | XI |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 3 |
| 2.1 İÇ KULAK ANATOMİSİ | 3 |
| 2.1.1 Kemik Labirent..... | 3 |
| 2.1.2 Membranöz Labirent | 4 |
| 2.2 SUBARAKNOİD BOŞLUK İLE İÇ KULAK ARASINDAKİ ANATOMİK BAĞLANTILAR | 7 |
| 2.2.1 Kohlear Akuadukt | 7 |
| 2.2.2 Vestibüler Akuadukt | 8 |
| 2.2.3 Diğer | 9 |
| 2.3 AKUSTİK İMMİTANS | 9 |
| 2.4 İMMİTANSMETRİK ÖLÇÜMLER | 10 |
| 2.4.1 Klasik(226 Hz) Timpanometri | 12 |
| 2.4.2 Multifrekans Timpanometri | 13 |
| 2.4.3 Geniş Bant Timpanometri | 14 |
| 2.5 OTOAKUSTİK EMİSYONLAR | 14 |
| 2.5.1 Spontan Otoakustik Emisyonlar | 15 |
| 2.5.2 <i>Transient Evoked</i> Otoakustik Emisyonlar | 15 |

| | |
|---|-----------|
| 2.5.3 Distortion Product Otoakustik Emisyonlar | 16 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM | 17 |
| 4. BULGULAR | 19 |
| 5. TARTIŞMA | 25 |
| 6. SONUÇ | 30 |
| 7. KAYNAKLAR | 31 |

KISALTMALAR SİMGELER

- Ba: Akustik Suseptans
- BOS: Beyin omurilik sıvısı
- DPOAE: *Distortion product* otoakustik emisyon
- Ga: Akustik Kondüktans
- GBT: Geniş Bant Timpanometri
- İAK: İnternal akustik kanal
- KA: Kohlear Akuadukt
- MFT: Multifrekans timpanometri
- O: Oturur pozisyon
- Ra: Akustik Rezistans
- RF: Rezonans Frekans
- S: Supin pozisyon
- SM: Scala media
- SOAE: Spontan otoakustik emisyon
- SPL: Sound Pressure Level
- SSK: Semisirküler kanal
- ST: Scala timpani
- SV: Scala vestibüli
- T: Trendelenburg pozisyonu
- TEOAE: *Transient evoked* otoakustik emisyon
- VA: Vestibüler akuadukt
- Xa: Akustik Reaktans
- Ya: Akustik Admitans
- Za: Akustik Empedans

TABLULAR DİZİNİ

| | Sayfa No |
|--|----------|
| Tablo 1. O, S, T pozisyonlarında Rezonans Frekans değerleri..... | 19 |
| Tablo 2. O, S, T pozisyonlarında <i>Kondüktans Peak</i> Basıncı değerleri,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,, | 19 |
| Tablo 3. O, S, T pozisyonlarında Sağ-Sol Kulak Rezonans Frekans değerleri... | 20 |
| Tablo 4. O, S, T pozisyonlarında Sağ-Sol Kulak <i>Kondüktans Peak</i> Basıncı..... değerleri | 20 |
| Tablo 5. O, S, T pozisyonlarında DPOAE SNR değerleri..... | 21 |
| Tablo 6. O, S, T pozisyonlarında Sağ-Sol Kulak DPOAE SNR değerleri..... | 22 |
| Tablo 7. O, S, T pozisyonlarında basınçlı pDPOAE SNR değerleri..... | 23 |
| Tablo 8. O, S, T pozisyonlarında Sağ-Sol Kulak pDPOAE SNR değerleri..... | 24 |

ŞEKİLLER DİZİNİ

| | Sayfa | No |
|--|-------|----|
| Şekil 1. Kemik ve Membranöz Labirent anatomisi..... | 6 | |
| Şekil 2. Membranöz labirent kesitsel görünüm..... | 7 | |
| Şekil 3. İç kulak ve subaraknoid boşluk arası bağlantılar..... | 9 | |

ÖZET

Pozisyona Bağlı İntralabirentin Basınç Değişikliklerinin Geniş Bant Timpanometri ve *Distortion Product* Otoakustik Emisyon Testi Üzerine Etkileri

Dr. Emrah Yücel

İntrakranial basınç artışının kohlear akuadukt ve vestibüler akuadukt aracılığıyla iç kulak basınçlarını etkilediği bilinmektedir. İntrakranial ve intralabirentin basınç artışı iç kulakta basınç artışına neden olarak klinikte işitme kaybı, vertigo, çınlama ve aural dolgunluk gibi semptomlara neden olabilmektedir. Bu basınç artışını tespit etmek için önceleri genellikle invaziv teknikler kullanılırken son yıllarda non invaziv olarak otoakustik emisyonlar ve geniş bant timpanometri testleri ile tespit edilmeye çalışılmaktadır.

40 sağlıklı katılımcının her iki kulağına sırasıyla oturur, supin ve trendelenburg pozisyonlarda GBT ve DPOAE testleri uygulandı. Pozisyon değişimiyle intrakranial ve sekonder olarak intralabirentin basınç artışı sağlanarak testlerde ne gibi değişikliklerin olduğunu saptamak amaçlanmıştır..

Ölçümler sonrası elde edilen sonuçlara bakıldığında pozisyon değişimi sonrası basınç artışına sekonder kondüktans pik basınçta artma ve RF'ta azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu. DPOAE testinde ise normal protokolde 1 kHz frekansında SNR azalması ve 2, 3, 6 kHz'de SNR artması; basınçlı protokolde sadece 1 kHz' de SNR azalması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

İntrakranial basıncı ve iç kulak basıncını artıran patolojilerde GBT ve DPOAE testleri non-invaziv ve hızlı uygulanabiliyor olmaları sebebiyle tanıyı desteklemek için kullanılabilir.

Anahtar kelimeler: DPOAE, geniş bant timpanometri, intralabirentin basınç

ABSTRACT

Effects of Position-Dependent Intralabyrinthine Pressure Changes on WideBand Tympanometry and Distortion Product Autoacoustic Emission Test

Dr. Emrah Yücel

Intracranial pressure increase is known to affect inner ear pressure through cochlear aqueduct and vestibular aqueduct. Increased intracranial and intralabyrinthine pressure may cause symptoms such as hearing loss, vertigo, tinnitus and aural fullness in the clinic by causing increased pressure in the inner ear. In the past years, invasive techniques have been usually used to detect this pressure increase, whereas in recent years it is attempted to be detected by autoacoustic emissions DPOAE and wideband tympanometry tests non-invasively.

Wideband tympanometry and DPOAE tests were applied to both ears of 40 healthy participants in sitting, supine and trendelenburg positions, respectively. It was aimed to determine what kind of changes in the tests by providing the intracranial and secondary intralabyrinthine pressure with the change of position

Considering the results obtained after measurements, it was found statistically significant that the increase in the conductance peak pressure and the decrease in RF as a secondary to the pressure increase after position change. It was found statistically significant that in the DPOAE test, the SNR decrease at 1 kHz frequency and the SNR increase at 2, 3, 6 kHz in the normal protocol; the SNR decrease only at 1 kHz in the pressure protocol

WBT and DPOAE tests can be used to support diagnosis in pathologies that increase intracranial pressure and inner ear pressure, as they are non-invasive and rapidly applicable.

Key words: DPOAE, intralabyrinthine pressure , wideband tympanometry

1.GİRİŞ

İç kulak temel olarak iç içe geçmiş kemik ve membranöz olmak üzere iki labirent yapıdan oluşmaktadır. Kemik labirent bünyesinde vestibül, semisürküler kanallar(SSK) ve kemik kohleayı bulundurmakta, membranöz labirent ise sakkulus, utrikulus, membranöz semisürküler duktuslar ve membranöz kohleadan oluşmaktadır. Kemik ve membranöz labirent arasında kimyasal içerik olarak ekstrasellüler sıvı yapısına benzeyen perilenf sıvısı bulunmaktadır.

Membranöz kohlea 3 alt bölüme ayrılmaktadır. Üstte scala vestibüli(SV), altta scala timpani(ST) ve ikisinin arasında scala media(SM) yer almaktadır. SV ve ST içinde perilenf, SM içinde ise intrasellüler sıvıya benzer elektrolit yapısına sahip endolenf sıvısı bulunur.

Vestibül, medialde vestibüler akuadukt(VA) aracılığıyla subaraknoid boşlukla, lateralde ise oval ve yuvarlak pencere vasıtasıyla orta kulakla ilişki içindedir. Subaraknoid boşlukta bulunan beyin omurilik sıvısı(BOS) basıncında meydana gelen hidrostatik basınç değişiklikleri bu bağlantılar aracılığıyla önce perilenf hidrostatik basınçlarında değişikliğe sebep olur, sonra da oval ve yuvarlak pencere vasıtasıyla orta kulak immitansında değişikliklere yol açar. Artmış olan perilenfatik basınç SV'den Reissner membranı aracılığıyla, ST'den ise basiller membran aracılığıyla geçerek SM'da bulunan endolenf basıncında değişikliklere yol açar. Endolenf basıncındaki bu değişimler SM'da bulunan ve işitme organı olan Corti organının uyarılmasında da değişikliklere yol açar.

Meniere hastalığının klinik belirtilerinin endolenfatik alanda basınç artışına bağlı olduğu ileri sürülmüştür. İç kulak sıvı basıncını arttıran diğer nedenler de izole düşük frekans işitme kaybı oluşturabilmektedir. İntrakranial basınç artışına neden olduğu bilinen tip 1 Chiari malformasyonunda da hidropsu destekler şekilde düşük frekanslarda işitme kaybı sıklıkla görülmektedir(1,2,3).

İç kulakta basınç artışının varlığını göstermek için elektrokohleografi veya gliserol infüzyon testi gibi bazı testler uygulanmıştır. Bu testlerin uzun zaman almaları, rahatsız edici(invaziv) olmaları ve her zaman kolay tekrarlanabilir

olmamaları klinik uygulama açısından dezavantaj oluşturmaktadır. Bu eksikliklerden dolayı farklı testler üzerinde çalışmalar yapılmaya başlanmıştır.

İntralabirentin basınçtaki artışın stapes tabanını orta kulağa doğru itmesiyle meydana gelen değişimler, özellikle son yıllarda kullanımı ve klinik önemi giderek artan multifrekans ve geniş bant timpanometri(GBT) testi verilerinde bazı bulgular vermekteyken, iç kulaktaki değişimler ise otoakustik emisyon testlerinin bir türü olan *distortion product* otoakustik emisyon testinde(DPOAE) birtakım değişiklikler ortaya çıkarmaktadır.

Vücut pozisyonu değiştirilerek sağlanan BOS basınç artışına sekonder artan intralabirentin basıncın multifrekans ve geniş bant timpanometri testinde özellikle rezonans frekans(RF) değerinde değişimlere neden olduğu bilinmektedir. Vidal ve ark. yapmış olduğu bir çalışmada vertikalden trendelenburg pozisyonuna getirilen hastalarda multifrekans timpanometri(MFT) ile ölçülen RF değerinde artma olduğu görülmüştür(4). Aynı ekibin bu kez Meniere hastaları ve sağlıklı gönüllülerle yaptığı bir başka çalışmasında ise atak dışındaki Meniere hastalarında MFT ile elde edilen RF değerinin sağlıklı grubun RF değerine kıyasla azaldığı, kondüktans timpanogram genişliğinin ise arttığı gözlenmiştir(5).

Büki ve ark. nın yapmış olduğu çalışmada, katılımcılara vertikal ve trendelenburg pozisyonunda DPOAE testi yapılmış ve vertikal pozisyonundan trendelenburg pozisyonuna geçilince 2f1-f2 faz kayması, buna paralel olarak da 3 dB'i geçmeyen DPOAE seviyesinde düşme olduğu görülmüştür(6).

Timpanometri ve DPOAE' den farklı olarak Meniere hastaları ve normal işitmeye sahip gönüllüler arasında, vücut pozisyonu oturur pozisyonundan supin pozisyona getirilmesiyle artan BOS basıncının perilenf basıncı üzerine olan etkilerinin MMS -10 Tympanic Displacement Analyzer ile tespit edilmeye çalışıldığı başka bir çalışmada ise Meniere hastaları ile sağlıklı kulaklar arasında anlamlı fark görülmediği fakat otururdan supin pozisyona geçince Vi ve Vm değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede düşme olduğu, supin pozisyonun değişen süreleri arasında ise anlamlı fark olmadığı tespit edilmiştir(7).

Literatürde intrakranial basınç değişimlerini ve bu değişmelere sekonder gelişen intralabirentin basınç değişmelerini ortaya koymak için yapılan çalışmalar özellikle MFT ve DPOAE ile yürütülmüştür. GBT ise klinik kullanıma daha yakın zamanda girmesi nedeniyle daha çok normalizasyon çalışmalarında kullanılmıştır.

Çalışmamızda non-invaziv, kolay uygulanabilir ve hızlı olması nedeniyle GBT tercih edilmiştir. GBT'nin bir diğer avantajı da MFT'ye kıyasla daha geniş frekans bandında daha sık ölçümler yaparak orta kulak ve dolaylı olarak iç kulak hakkında bilgi verebiliyor olmasıdır.

Bu çalışmanın amacı, pozisyonel değişikliklerle artırılan BOS basıncının sebep olduğu perilemf basıncındaki artmanın GBT ve DPOAE testlerinde meydana getirdiği değişiklikleri belirlemek ve bu sayede BOS ve intralabirentin sıvı basıncında artmaya sebep olduğu bilinen bazı hastalıklarda tanıyı desteklemek amacıyla bu testlerin klinik kullanımlarını artırmaktır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 İÇ KULAK ANATOMİSİ

İç kulak, periferik işitme ve denge organlarını bünyesinde bulunduran kemik ve membranöz olmak üzere 2 labirent yapısından oluşmaktadır. İşitme membranöz kohleadaki, denge ise membranöz SSK'lardaki spesifik hücrelerin uyarılması sonucu işlenerek vestibülokohear sinir aracılığıyla santral işitme ve denge merkezlerine iletilir.

2.1.1 Kemik Labirent

Vestibül, orta kulağın medial duvarı ile internal akustik kanalın(İAK) fundusu arasında yerleşir. Boyu yaklaşık 6 mm, çapı 3 mm civarındadır. Vestibülün medial duvarının posterior kısmında küçük bir delik vardır ve burası vestibüler akuaduktusun(VA) başlangıcıdır. Bu kanal petröz kemiğin posterior yüzüne doğru seyrederek dura altında sonlanır(endolenfatik kese). Vestibül lateral duvarında fenestra ovale (oval pencere) denilen açıklıkla orta kulakla ilişkidir. Oval pencere üzeri orta kulak tarafında stapes tabanı ve anuler ligament ile örtülüdür.

Kemik labirentin diğerk bir parçasını oluşturan semisirküler kanallar ise üç tanedir ve klasik olarak birbirleri ile 90°lik açı yaptıkları söylenmekle beraber yapılan çalışmalar bu açılanmanın yaklaşık 100° olduğunu göstermektedir(8) (Şekil 1).

Süperior(Anterior) SSK: Petröz kemiğın uzun aksına transverse olarak yerleşmiştir. İAK ile yaklaşık 60 °lik açı yapar. Bu kanalın orta fossaya bakan tarafında %0.5 oranında dehisans ile karşılaşılabilir(9).

Posterior SSK: Petröz kemiğın posterior yüzüne paralel bir planda yerleşim gösterir.

Horizontal (Lateral) SSK: Süperior ve posterior SSK arasında yerleşim gösterir. Attiğın medial duvarında, aditus ad antrumda bir çıkıntı şeklinde kendini belli eder. Her iki taraftaki horizontal kanallar, baş aşağı veya geriye doğru 30 derece eğildiğinde, yaklaşık olarak aynı planda yerleşim gösterirler.

Kemik kohlea, vestibülün anteriorunda yerleşim gösterir. Erişkin bir insanda 2,5 dönüşlük bir sarmal yapar. Bu sarmalın toplam uzunluğu yaklaşık 42 mm'dir(10). Modiolus denilen spongioz kemikten oluşan bir eksen etrafında yerleşmiştir. Tabanına basis kohlea, tepesine kupula kohlea denilir. Bazal döngüsünün uzunluğu 22 mm, orta döngüsünün uzunluğu 12 mm, apikal döngüsünün uzunluğu ise 6 mm civarındadır. Kohlea içindeki spiral kanal içinde lamina spiralis ossea denen yarım bir kemik bölme vardır(Şekil 1).

Kemik labirent içinde perilenf denilen sıvı vardır ve membranöz labirent bu sıvı içinde yerleşmiştir. Bu sıvının içeriğı ekstraselüler sıvı içeriğinde olduğu gibi Na⁺ konsantrasyonu yüksek, K⁺ konsantrasyonu düşüktür.

2.1.2 Membranöz Labirent

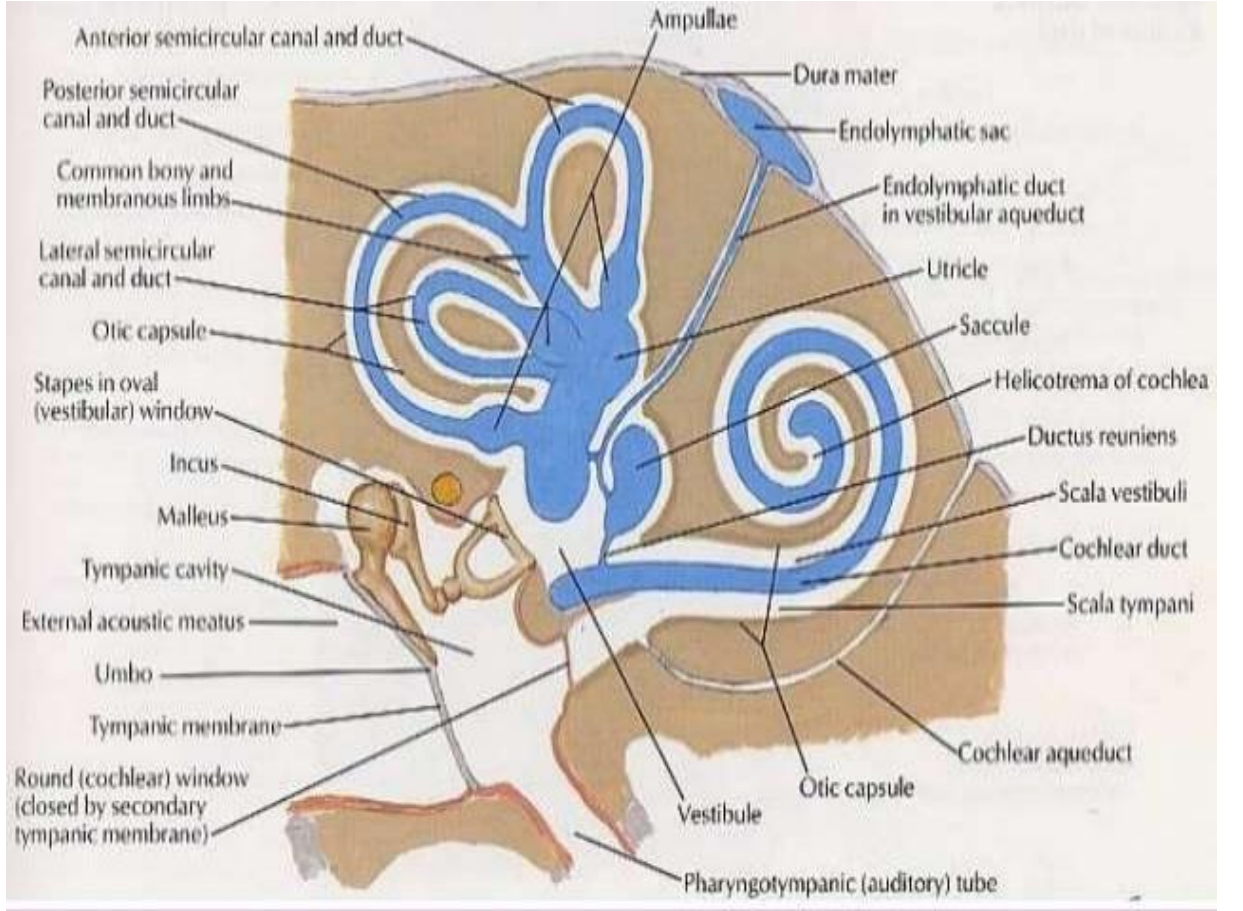
Membranöz labirent, Na⁺ konsantrasyonu düşük K⁺ konsantrasyonu yüksek, intrasellüler sıvı içeriğine benzer yapıda olan endolenfatik sıvıyı içerir. Vestibül iç duvarında önde resesus sferikus içinde membranöz labirentin bir parçası olan sakkulus ve üst kısmında resesus eliptikus içinde de utrikulus yerleşmiştir(Şekil 1).

Utrikulus üzerinde SSK'lara açılan deliklerle, utrikulusu sakkulusa bağlayan duktus utrikulosakkularis bulunur. Utrikulusun bir duvarında özelleşmiş bir bölge olan maküla utrikulide horizontal planda denge duyusunu alan spesifik hücreler ile destek hücreleri bulunur. Bu hücrelerin üzerinde Ca^{++} dan oluşan otolit partikülleri vardır.

Sakkalus üzerinde utrikulusa bağlayan dukrus utrikulosakkularise ait bir delikle duktus kohlearise bağlayan duktus reuniense ait delikler bulunur. Sakkulusta da utrikulusa benzer duysal ve destek hücreleri içeren makula sakkuli vardır.

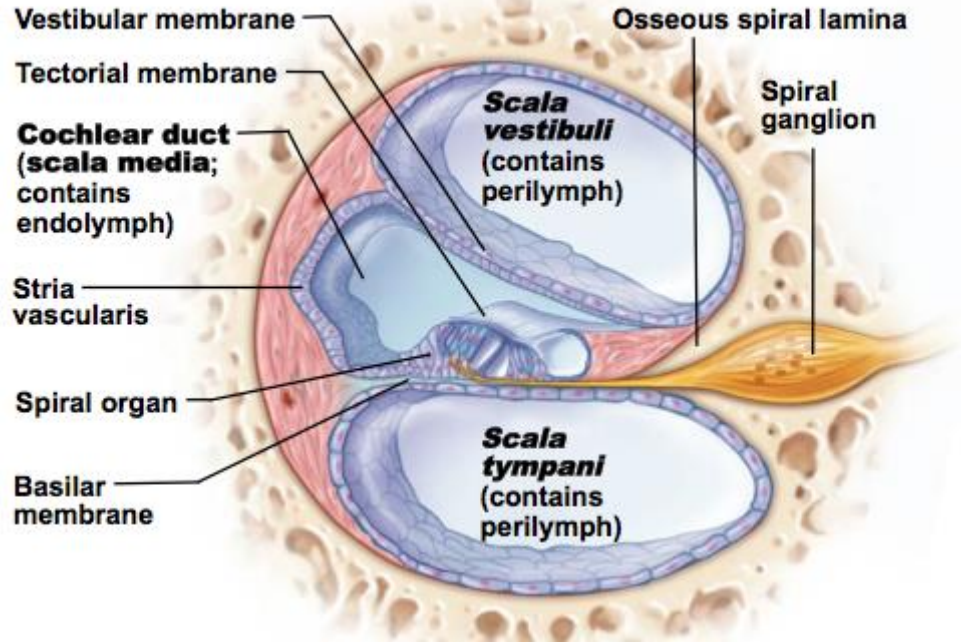
Kemik SSK'lar içinde membranöz labirentin diğer parçaları olan anterior(superior), posterior ve lateral(horizontal) olmak üzere üç adet membranöz semisirküler duktus vardır. Bunlar birbirleri ile dik açı yapacak şekilde yerleşmişlerdir. Şişkin olan kısımlar ampulla adını alır. Bu bölgede krista ampullaris diye adlandırılan bölgede denge duyusunu algılayacak özel hücreler ile destek hücreleri vardır. Süperior SSK'ın kristası ile kanal arasında 63 derece, lateral SSK kristası ile kanal arasında 65 derece posterior SSK kristası ile kanal arasında ise 60 derecelik bir açılma vardır(8). Denge duyusunun birinci ganglionu olan ganglion vestibülare, İAK'ın fundusunun dibinde yerleşmiştir(Şekil 1).

Membranöz semisirküler duktuslar, endolenfatik duktus aracılığı ile utrikulusun posterioruna açılırlar. Endolenfatik duktus vestibüler akuaduktusun içinde bulunur ve utrikulus ve sakkulusa açılacak şekilde 2'ye ayrılır. Başlangıç kısmında sinüs denilen bir genişleme vardır. Sonra vestibüler akuaduktusun içine girerken daralır(İstmus). Duktusun düzgün distal kısmı genişler ve serebellumun üzerini örten dura içinde yer alan bir kese (Endolenfatik kese) şeklinde sonlanır (Şekil 1).



Şekil 1: Kemik ve Membranöz Labirent anatomisi

Membranöz kohlea, osseöz spiral laminadan kohlear kanalın dış yüzüne diagonal olarak uzanan, tek katlı hücrelerden oluşan Reisner membranı ve yine spiral laminadan kohlear kanalın dış yüzüne direkt olarak uzanan baziller membran vasıtasıyla 3 bölüme ayrılmıştır. Bu iki membran arasında kalan yapı içinde endolenfi bulundurur ve skala media adını alır. Reisner membranının üzerinde kalan kısım skala vestibüli adını alırken, baziller membranın altında kalan kısım ise skala timpani adını alır. Skala timpani ve skala vestibüli içinde ise perilenf bulunur ve kohleanın apeksinde helikotremada birbirleri ile birleşirler(Şekil 2).



Şekil 2: Membranöz labirent kesitsel görünümü

Skala vestibüli, orta kulakla oval pencere vasıtasıyla iletişimdeyken skala timpaninin orta kulakla ilişkisi yuvarlak pencere ile olmaktadır. Skala timpani ayrıca kohlear akuadukt vasıtasıyla subaraknoid mesafe ile de ilişkilidir(Şekil 1).

2.2 SUBARAKNOİD BOŞLUK İLE İÇ KULAK ARASINDAKİ ANATOMİK BAĞLANTILAR

2.2.1 Kohlear Akuadukt

Kohlear akuadukt(KA), temporal kemiğin petröz parçasında yer alır. Kohlea bazal kıvrımı scala timpanisi ile posterior kranial fossa subaraknoid boşluğunu birleştiren kemik bir kanaldır. KA uzunluğu birçok çalışmada farklı ölçülmesine rağmen yaklaşık olarak 6-13 mm'dir(11, 12, 13).

KA açıklığı değişiklik göstermekle birlikte yaşla beraber azalma göstermektedir(14, 15). Bu yapı içinde gevşek bağ doku, makrofajlar, eritrositler ve perilenf bulunmaktadır(16).

Kohlear akuaduktun klinik önemi, BOS ile iç kulak arasında sıvı ve hidrostatik basınç iletimi için bağlantı oluşturmasıdır(Şekil 3). Ayrıca her iki yöne

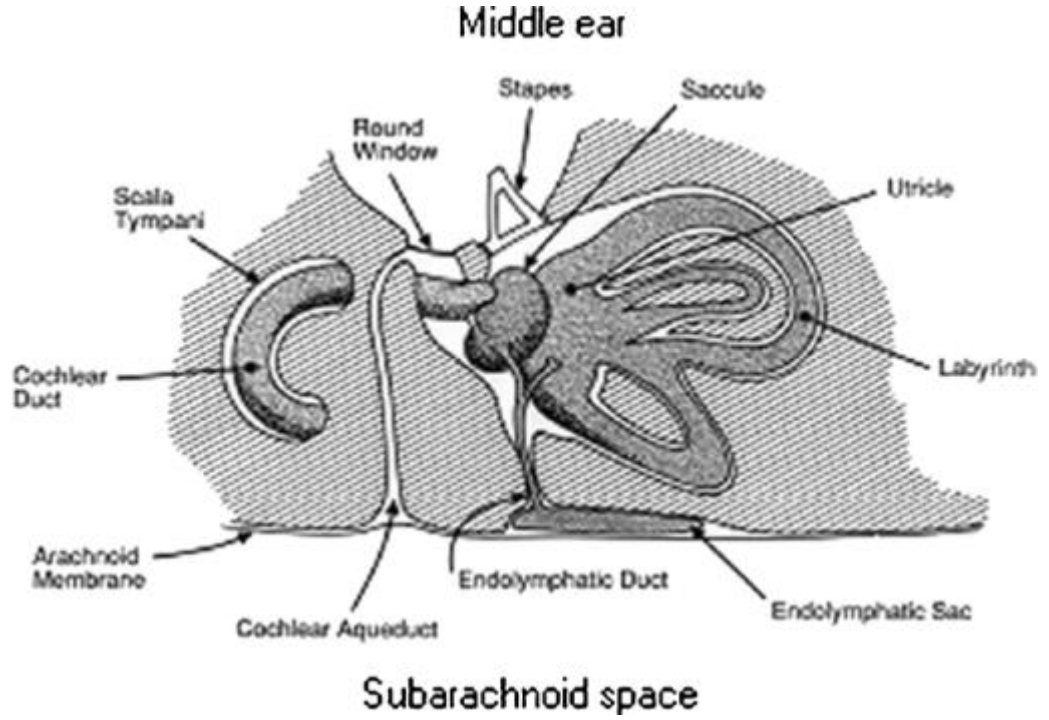
doğru enfeksiyonların yayılımına olanak sağlayan bir kanal görevi de görür. Süpüratif bir labirentit otojenik menenjitte sebep olabilirken, gelişmiş olan bir menenjit de kohlear akuadukt aracılığıyla labirente yayılıp süpüratif labirentite sebep olabilir.

2.2.2 Vestibüler Akuadukt

Vestibüler akuadukt, 'J' şeklinde kemik bir kanaldır. Vestibül ve süperior ile posterior SSK'ın oluşturduğu ortak kanal(common crus)'ın medial tarafında yerleşmiştir ve petröz piramidin posterior yüzeyinde sonlanır. Başlangıç segmenti genellikle dardır ve istmus olarak isimlendirilir(Şekil 3).

Proksimal segmenti endolenfatik duktusun proksimal parçasının bir kısmını içerir. Daha distal parçası ise endolenfatik kesenin intraosseöz parçasını barındırır. Ekstraosseöz kısmı ise sigmoid sinüs yanında, posterior kranial fossa durasının oluşturduğu bir poş içinde yer alır. Endolenfatik kanal, VA içinde oldukça düzenli boyutta olmasıyla beraber endolenfatik kese boyutu dikkat çekici şekilde anatomik varyasyonlar gösterebilmektedir (17).

Vestibüler akuadukta paralel uzanan, vestibülden sigmoid sinüse vestibülün venöz drenajını sağlayan veni içeren ve aksesuar kanal(paravestibüler kanal) olarak adlandırılan bir başka kanal daha bulunmaktadır(18, 19).



Şekil 3: İç kulak ve subaraknoid boşluk arası bağlantılar

2.2.3 Diğer

Yukarıda bahsedilen bağlantılardan başka BOS ile perilenfatik boşluk arasında muhtemelen klinik etkileri net olmayan birçok perivasküler ve perinöral boşluk aracılığıyla bağlantılar da mevcuttur.

2.3 AKUSTİK İMMİTANS

Akustik immitans, akustik admitans ve akustik empedans kavramlarının her ikisini birden ifade eden bir terimdir. Admitans, bir sistemden geçen enerjinin geçiş kolaylığını, empedans ise karşıt bir kavram olarak sistemin enerji geçişine karşı direncini ifade eder (20, 21).

Odyolojik olarak ortak bir dil kullanılması amacıyla, American Speech-Language-Hearing Association (ASHA) tarafından, kullanılan terimler ve kısaltmalar için bir standardizasyon yayınlanmıştır ve günümüzde bu terimler kullanılmaktadır. Başlıca kullanılan terimler ve birimleri şöyle özetlenebilir;

Akustik Admitans (Ya): Ses enerjisinin bir akustik sistemden geçiş kolaylığını ifade etmektedir. Birimi akustik mmho'dur.

Akustik Kondüktans (Ga): Admitansın reel unsurudur ve rezistans ile karşılıklı ilişki içindedir. Orta kulağın direnç (rezistans) gösteren unsurlarından enerjinin geçiş kolaylığıdır. Birimi akustik mmho'dur.

Akustik Suseptans (Ba): Admitansın varsayılan unsurudur ve sistemin kütle ve yay özelliği gösteren mekanik-akustik unsurlarından, enerjinin geçiş kolaylığını ifade eder. Kütle ve komplians, suseptans değerlerinin sayısal çokluklarının cebirsel toplamıdır. Birimi akustik mmho'dur.

Akustik Empedans (Za): Sistemin, ses enerjisinin geçişi esnasında, enerjinin geçişine karşı oluşturduğu dirençtir. Birimi akustik ohm'dur.

Akustik Rezistans (Ra): Empedansın reel unsurudur ve enerji geçişine, sistemin direncini ifade eder. Birimi akustik ohm'dur.

Akustik Reaktans (Xa): Empedansın varsayılan unsurudur, kütle reaktansı ve komplians reaktansın sayısal çokluklarının cebirsel toplamıdır. Birimi akustik ohm'dur .

Rezonans Frekans(RF): Toplam suseptans (Bt) değerinin sıfıra eşit olduğu ve sistemin doğal frekansında titreştiği frekanstır. Birimi Hertz(Hz)'dir.

2.4. İMMİTANSMETRİK ÖLÇÜMLER

Orta kulak yapılarındaki herhangi bir fizyolojik veya patolojik değişiklik, orta kulağın mekanik ve buna bağlı olarak akustik özelliklerinde değişikliğe neden olur. Buna bağlı olarak admitans değerlerinde değişiklik ortaya çıkar. İmmitansmetrik ölçümler bu değişiklikleri değerlendirerek, ortaya çıkan durum hakkında bilgi edinmemizi sağlar.

İmmitansmetrik odyometri test bataryasında en sık kullanılan test, timpanometridir. Timpanometri dışında test bataryasında; östaki tüpü fonksiyon testleri, akustik refleks ve refleks decay testleri de yer almaktadır.

Timpanometri, orta kulak fonksiyonunun hızlı, non-invaziv ve ekonomik biçimde değerlendirilebilmesini sağlayan bir testtir. Bu test kulağa verilen sese ve beraberinde dış kulak yolu basıncında yapılan değişikliklere karşı orta kulaktan

alınan yanıtı bir mikrofon ile ölçerek orta kulak sisteminin direnç ve geçirgenliğinin değerlendirilmesini sağlar (22, 23). Timpanik membran, orta kulakta bulunan kemikçik zincir ile mekanik bir ilişki içindedir ve dış kulak yolundan gelen ses enerjisinin iç kulağa iletilmesini sağlar. Timpanik membran ve kemikçik zincirden oluşan sistem, enerjinin gelmesi ile beraber mekanik bir dizi hareket yapar. Timpanometri bu hareketin yansıttığı enerjiyi bir mikrofon aracılığı ile tespit eder ve timpanogram adı verilen grafik ile gösterir. Bu ölçüm sayesinde timpanometri orta kulak fonksiyonunun hızlı ve güvenilir bir şekilde değerlendirilmesini sağlar.

İmmittansmetrik ölçümler; efüzyon, otoskleroz, kemikçik zincir fiksasyonu ve kopukluğu, timpanik membran zedelenmesi ve perforasyonu, orta kulakta sıvı birikimi yanı sıra 8. kraniyal sinir fonksiyonu ve yine bu sinir üzerinde ve orta kulakta tümör varlığı gibi birçok konuda bilgi vermektedir (24).

İmmittansmetre cihazları timpanometre olarak da isimlendirilir ve başlıca 5 ana unsurdan oluşurlar.

1. Prob: Ölçüm için dış kulak yoluna yerleştirilen, esnek bir plastik ile sarılmış, içerisinde 4 tüp bulunan bir yapıdır. Bu dört tüpte; mikrofon, iki adet hoparlör (prob ton ve ipsilateral refleks hoparlörü) ve basınç pompası bulunur.
2. Pnömatik sistem: Basınç değişikliği sağlayan sistem.
3. Akustik immitans ölçüm sistemi: Kayıt edilen değerleri ölçen sistemdir.
4. Akustik refleks aktivatör sistemi: Kontralateral, ipsilateral veya ikisine birden saf ses sinyali veren sistemdir.
5. Kayıt cihazıdır

Günümüzde pratik uygulamada kullanılan ölçüm cihazları, aslında sadece akustik admittansı ölçmektedir. Bu standart timpanometre cihazlarında uyarı, 226 Hz frekansında uygulanmaktadır. Kullanım kolaylığı, hasta tarafından kolay tolere edilebilmeleri, tekrarlanabilen güvenilir sonuçlara ulaşılması ve cihazların düşük maliyeti, bu tekniğin tüm dünyada yaygın ve sık olarak kullanımını sağlamıştır. Elde edilen standart 226 Hz timpanogramların yorumlanması, şekillerine göre

yapılabilmektedir. İlk kez Linden ve Jerger tarafından belirlenen ve en çok kullanılan beş temel tip (A, As, Ad, B, C) eğri mevcuttur. Orta kulağın efüzyon ile dolu olduğu durumlarda, kompliyans düşüktür ve elde edilen timpanogram düz yani Jerger'in tanımlamasına göre B-tipi konfigürasyondadır. Timpanometride elde edilen B-tipi bir eğrinin, EOM' yi saptama duyarlılığı % 80'den fazla olarak bildirilmektedir. Yani B-tipi bir eğrinin bulunması, kesin EOM varlığını göstermez. Diğer yandan, A-tipi bir eğrinin bulunması da EOM varlığını ekarte ettirmemektedir. Zira, bu tip bir eğride EOM bulunma olasılığı % 5 ve altındadır ama % 0 değildir. C-tipi bir eğride ise bu olasılık % 20-50 arasında değişmektedir (25, 26).

Özellikle orta kulak yapılarının gelişimine bağlı olarak, immitansmetrik verilerin farklı frekanslarda değerlendirilmesi ile daha güçlü verilerin elde edilmesi sonucunda, klasik 226 Hz timpanometrik incelemenin yanısıra multifrekans timpanometri ve geniş bant timpanometri incelemeleri klinik kullanıma girmiştir (27, 28). Günümüzde klinik olarak kullanılan 3 tip timpanometrik inceleme mevcuttur;

1. Klasik (226 Hz) Timpanometri
2. Multifrekans Timpanometri
3. Geniş Bant Timpanometri

2.4.1. Klasik (226 Hz) Timpanometri

Timpanometrik ölçümlerde klinik olarak en sık uygulanan timpanometridir. Orta kulak empedansını etkileyen, majör bileşenleri olan katılık ve kütle etkisi gibi etkenlerin değişimlerine karşı oldukça hassastır.

Tek bir immitans unsurunun, akustik admitansın ölçmesini içerir. Bu ölçümü tek bir probe-ton frekansı (220/226Hz) ile gerçekleştirir. Ayrıca admitans ölçümlerinin kalibrasyonu bu frekansta yapılır. Yani 226 Hz frekansında 1,8 mmho ölçülen admitans, orta kulak için 1,8 ml hava hacmi olarak kabul edilir (29). Alçak frekansın seçilmiş olmasının sebebi yüksek frekanslarda oluşabilecek mikrofon düzensizliklerini ve ölçüm esnasında akustik refleks oluşumunu engellemek amaçlıdır (20,21).

2.4.2 Multifrekans Timpanometri

Multifrekans timpanometri, 226 Hz ile 2000 Hz arasında değisik probe tonlar ile elde edilen timpanogramların analizini sağlayan bir yöntemdir. Yüksek frekanslı probe tonlar orta kulak sisteminin katılık etkisini artıran patolojilerde daha çok değer taşımaktadır. Bu anlamda otoskleroz, ossiküler zincirde parsiyel veya total ayrılma, orta kulak malformasyonları, primer kolestoatom, orta kulak tümörleri, osteogenesis imperfecta ve fibröz displazinin ayırıcı tanısında multifrekans timpanogramın ayırıcı tanı değeri daha da önem kazanmaktadır.

Standart timpanometri birçok orta kulak hastalığının tanısında kullanılmakla birlikte, otosklerotik kulağı normal kulaktan ayırma konusunda yeterli değildir. Yüksek frekanslı probe ton kullanılarak uygulanan timpanometrinin otosklerotik kulakları normal kulaklardan ayırmada daha başarılı olduğu bildirilmiştir. Multifrekans timpanometrenin daha avantajlı bir test olmasının sebebi orta kulak sisteminin admitansını ve admitansı belirleyen unsurları ayrı ayrı ölçmesi ve daha detaylı bilgi vermesidir.

Klasik 220/226 Hz probe ton sinyal veren timpanometrinin ölçtüğü statik admitans, timpanometrik tepe basıncı, dış kulak yolu hacmi ve timpanometrik gradient parametrelerine ek olarak çoklu frekanslarda statik admitans ölçümü, Vanhuysse paterni, 45 derece faz açısında admitans değerlendirmesi ve orta kulağın rezonans frekansı(RF) bilgilerini de vermektedir(22, 23).

RF, multifrekans timpanometrenin sunduğu önemli parametrelerden biridir. İmmitans kavramından söz ederken değinildiği gibi admitans bir sistemin enerjiiyi iletme becerisidir ve iki unsuru bulunmaktadır. Kondüktans (sürtünme unsurundan geçiş kolaylığı) frekans değerinden bağımsız bir elemandır ve enerjinin kayba uğramadan sistemden geçişini ifade eder. Suseptans (B) ise admitansın alt unsuru olarak enerjinin komplians ve kütle elemanlarından geçiş kolaylığını ifade eder ve frekans değerine bağılı olarak değişkenlik gösterir. Suseptansın iki alt unsuru kütle suseptansı ve komplians suseptansının cebirsel toplamları toplam suseptansı verir. Rezonans frekans toplam suseptans (Bt) değerinin sıfıra eşıit olduğu ve sistemin doğal frekansında titreştiği frekanstır. Bu frekansta direnç en düşük

seviyededir çünkü kütle ve komplians unsurları aynı fazda hareket etmeye başlarlar. Direnci oluşturan tek unsur sürtünme unsurudur ve bu unsur frekansdan bağımsız olduğu için etkisini kaybetmez(20, 30).

2.4.3 Geniş Bant Timpanometri

Geniş bant timpanometri (GBT), diğer immitansmetrik ölçümlere göre daha yeni bir orta kulak analiz yöntemidir. GBT ile klasik timpanometri karşılaştırıldığında, orta kulak hastalıklarında ve iletim tipi işitme kayıplarında daha sensitif sonuçlar elde edilmiştir. Ayrıca GBT ile, yetişkinlerde 10 kHz, infantlarda 20 kHz frekansa kadar ölçüm yapılabilmektedir (31).

GBT, geniş frekans aralığında hızlı bir akustik cevap ölçümünün yapılmasını sağlamaktadır. Farklı frekanslarda birçok sinüzoidal dalga ve geniş bant bir uyarı kullanılarak ölçüm yapılmaktadır. Ayrıca 0,2 – 8 kHz aralığında, her 100 Hz frekans aralığında ölçüm yapılarak daha hassas bir sonuç elde edilebilmektedir. Geniş frekans aralığında ölçüm yapılması ve daha çok frekansta değerlendirme yapılması nedeniyle elde edilen sonuçlar, orta kulak patolojileriyle ilgili daha çok bilgi vermektedir (32).

Klinik kullanımda GBT'nin diğer bir avantajı, klasik timpanometrilere karşılaştırıldığında ek olarak reflektans veya absorbans değerinin de hesaplanabilmesidir. Reflektans, dış kulak yolundan verilen ses basıncının veya enerjisinin orta kulaktan geriye yansıyan miktarıdır. Absorbans ise orta kulak tarafından yansıtılmayan yani iç kulağa aktarılan miktarıdır. Yani absorbans ile reflektans ters orantılıdır (33).

2.5 OTOAKUSTİK EMİSYONLAR

Kokleadan kaynaklanan otoakustik emisyonlar dış tüylü hücrelerin aktivitesine bağlı olarak oluşurlar. Bilinen herhangi bir uyaran olmaksızın dış kulak yolundan kayıt edilen emisyonlara spontan otoakustik emisyon (spontan-SOAE) denir. Emisyonları kayıt için diğer bir yol ise uyaran göndermektir. Bu yolla kayıt edilenlere ise uyarılmış otoakustik emisyonlar (evoked-EOAE) denir.

Uyarılmış otoakustik emisyonlar uyarının tipine göre kendi aralarında üçe ayrılırlar. Kısa süreli akustik uyarılardan sonra kayıt edilenler geçici uyarılmış otoakustik emisyonlar (*transient evoked- TEOAE*), genellikle iki saf ses ile elde edilenler ise distorsiyon ürünü otoakustik emisyonlar (*distortion product-DPOAE*) olarak adlandırılırlar. Yaş ile insidansı ve amplitüdüleri değişmektedir(34, 35).

2.5.1 Spontan Otoakustik Emisyonlar

Spontan otoakustik emisyonlar (SOAE) uyarı olmadan dış kulak yolundan kayıt edilen dar bantlı, düşük intensiteli akustik sinyallerdir. Normal işitmesi olan tüm popülasyonun %40-70'inde bulunurlar(36, 37, 38). Amplitüdüleri normal bireylerde 3 ila 20 dB arasındadır. Yaşla birlikte prevalansları ve amplitüdüleri azalmaktadır(34, 35, 38).

SOAE'lar uyarılmış emisyonlara göre daha duyarlıdır. Ototoksik ilaçlarla ve çevre gürültüsü ile prevalans ve amplitüdüleri azalabilir. SOAE mevcut ise hastanın işitmesinin normale yakın olduğunu söylenebilir fakat mevcut olmaması işitmenin olmadığı anlamına gelmez.

SOAE sık olarak 800-2500 Hz de rastlanırlar (1000- 2000 en sık). Bununla birlikte Ruggero, Rich ve Freyman 1983 de 7529 Hz'de SOAE kayıt etmişlerdir(39). SOAE'ların en sık kayıtları 10 dB SPL(sound pressure level)'nin altındadır, amplitüdüleri çok değişkendir ve tüm bu özellikleri sebebi ile klinik kullanımları çok yararlı değildir(40, 41, 42).

2.5.2 Transient Evoked Otoakustik Emisyonlar

Transient evoked ya da delayed otoakustik emisyonlar Kemp'in tanımladığı orjinal emisyonlardır ve 'Kemp Echoes ' olarak da adlandırılırlar. Kısa süreli akustik uyarı takiben 4-20 msn içinde kaydedilen emisyonlardır (43). Uyarı klik ya da tone şeklinde olur. Hemen hemen normal koklear fonksiyonlara sahip tüm kulaklarda mevcuttur. Ancak bireyler arasında amplitüd ve frekans farklılıkları içerir(38, 43, 44).

30 dB'in üzerindeki kayıplarda tespit edilemediği bildirilmiştir (38, 43, 45). En sık 700-4000 Hz frekans aralığında izlenir. Bu ölçümlerde dikkate alınması

gereken bir nokta vardır ki o da sensörinöral işitme kayıplarından etkilenmesidir. 0-10 dB kayıpta TEOAEs % 100, 10-20 dB kayıpta TEOAEs % 99, 20-30 dB kayıpta TEOAEs % 11, 30-35 dB kayıpta TEOAEs % 8, 40 dB üstünde % 0 saptanır (44).

Göz önüne alınması gereken diğer bir nokta da 3500 Hz den sonra emisyonun elde edilmesi azalmaya başlar. TEOAE dış saçlı hücre fonksiyonlarını değerlendirmede elektrokokleografi (EcoG), beyin sapı odyometri (BERA) ve konvansiyonel odyometriye göre daha değerlidir (46).

TEOAE özellikle kısa süren, objektif ve kolay uygulanan bir metod olarak koklear fonksiyonların genel monitörizasyonu için uygun bir methodtur (47). Özellikle tarama testlerinde kullanılmakta ve yukarıda bahsedildiği gibi sensitivitesi %90'ların üzerindedir.

2.5.3 Distortion Product Otoakustik Emisyonlar

Distortion product otoakustik emisyonlar (DPOAE) sabit frekans ve şiddetteki saf ses verilerek saptanırlar. Normal işitmesi olan insanların %90'ında saptanırlar(35). TEOAE'nin aksine 40 dB'den daha fazla sensörinöral işitme kaybı olan hastalarda da saptanabilirler (38, 45, 48, 49). DPOAE'ler ototoksik ilaçlar, akustik travma gibi iç kulağı zedeleyen durumlarda diğer otoakustik emisyon türlerine göre daha geç ve daha zor etkilenirler (50, 51).

DPOAE'da f1 ve f2 olarak adlandırılan iki pür ton uyaran eş zamanlı olarak uygulanır. Bu iki uyarana karşı olarak gelen emisyon cevabı matematiksel olarak ilişkilidir. Bu ilişki 2f1-f2 olarak özetlenebilir. İnsan kulağında en belirgin *distortion product* otoakustik emisyonların 2f1- f2 frekansında oluştuğu gözlenmiştir(52, 53).

DPOAE normal koklear çalışma şartlarında iki ton uyarınının kokleada farklı iki ilerleyen dalga oluşturmasına ve bunların üst üste bindiği koklea bölgelerinde otoakustik emisyonlar ortaya çıkmasına bağlıdır. Bu özellik DPOAE'nin kokleadan frekansa özgü bilgi vermesini sağlar(54).

DPOAE normal çalışma şartlarında oluştuğundan ve patolojik koklear bölgeler test edildiğinde azalmış veya kaybolmuş olduklarından, yani frekansa özgü olduklarından direkt klinik uygulama alanı bulurlar. Bununla birlikte DPOAE ile

işitme kaybının derecesi ve odyometrik konfigürasyon ile ilgili tahminde bulunulabilir(55, 56).

4 kHz üzeri ölçümde TEOAE'ye göre daha kullanışlıdır (34). DPOAE ölçümlerinde TEOAE ölçümlerinden farklı bir prop kullanılır. İki ufak hoparlör (her iki uyarın için ayrı ayrı) ve bir mikrofon bulunur. Her iki uyarının şiddeti 60 dB üstündedir.

DPOAE presinaptik işitme fonksiyonunun değerlendirilmesinde non-invaziv, hızlı ve ucuz bir ölçüm yöntemidir (57). Ayrıca DPOAE'lerin değişkenliği günler ve haftalar sonra yapılan ölçümlerle araştırılmış ve 5 ila 9 dB arasında farklılık olabileceği görülmüştür (40).

Yapılan çalışmalar göstermiştir ki 2f1-f2 frekansı koklear monitörizasyonda daha büyük hassasiyet sağlar (58). Yenidoğanlardaki DPOAE amplitüdüleri erişkinlerden daha yüksektir (52, 53) ve yenidoğanlarda DPOAE amplitüdüleri frekansa bağlı olarak 3 ila 10 dB SPL arasında değişiklikler gösterebilmektedir (59).

DPOAE Meniere Hastalığı tanısında gliserol testi ile birlikte kullanılabilir(55). Ancak klinik uygulamada üç yönden dikkat gerektirir. Otoakustik emisyon konvansiyonel odyodan daha duyarlı değildir, genelde mid-frekanslar hakkında bilgi verir, Meniere'de başlangıçta daha fazla etkilenen düşük frekanslar hakkında bilgi vermez. Ayrıca 30 dB üstü kayıplar hakkında da bilgi vermezler.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmaya başlamadan önce Pamukkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alındı. Çalışma Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri 2016TIPF014 no'lu proje ile desteklenmiştir.

Çalışmaya yetişkin yaş gurubundan kulak muayenesi normal olan, 226 Hz timpanometri ile normal orta kulak basıncına sahip (Tip A timpanogram), odyometri testinde saf ses işitme eşiği15 dB ve daha iyi olan, herhangi bir kulak hastalığı, nörolojik hastalığı, ototoksik ilaç kullanım öyküsü olmayan ve kulak, beyin-omurilik cerrahisi geçirmemiş olan 40 sağlıklı gönüllü alındı.

Ölçümler her katılımcı için iki kulakta(sağ-sol) ayrı ayrı gerçekleştirilerek toplamda 80 ölçüm yapıldı. Tüm katılımcılardan ölçümler öncesinde aydınlatılmış onam alındı. Teste başlamadan önce katılımcılara sonuçlarda değişikliğe neden olabileceği için test sırasında konuşmamaları, esnememeleri, öksürmemeleri ve yutkunmamaları gerektiği konusunda bilgilendirilmedi bulunuldu.

Her katılımcıya sırasıyla oturur(O), supin(S) ve trendelenburg(T) (15-20°'lik baş aşağı pozisyon) pozisyonlarında GBT ve DPOAE ölçümleri(Titan klinik timpanometre+GBT+DPOAE modülü; İnteracoustic, Sydney, Australia) yapıldı. Ölçümler her iki kulak için ayrı ayrı uygulandı ve pozisyon değiştirildikten hemen sonra olabildiğince kısa sürede, beklenmeden gerçekleştirildi.

GBT, dar bant klik uyararı ile 226 – 8000 Hz aralığında her 100 Hz'de ölçümler yapmakta ve bu timpanogramları 3 boyutlu bir düzlemde göstermektedir. GBT ölçümleri sonucunda sırasıyla belirtilen 3 pozisyonda, her bir kulak için elde edilen rezonans frekansı ve kondüktans peak basıncı değerleri kaydedildi.

DPOAE ölçümlerinde f1 65 dB SPL, f2 55 dB SPL ve f1/f2 oranı 1.22 olarak ayarlandı. Her 3 pozisyonda, sağ ve sol kulaklar için 1-6 kHz ve basınçlı 1-6 kHz olmak üzere 2 ayrı protokol uygulandı. Basınçlı protokolda öncelikle klasik (226 Hz) timpanometri yapıp timpanometrik tepe basıncı elde edildi ve daha sonra bu tepe basıncında DPOAE testi uygulandı. Böylelikle olası bir orta kulak negatif basıncına bağlı oluşabilecek DPOAE yanıtında azalmanın ortadan kaldırılması amaçlandı. 1000, 1500, 2000, 3000, 4000 ve 6000 Hz frekanslarında sinyal gürültü oranları(SNR) her iki protokol için de hesaplandı.

Veriler SPSS 21.0 paket programıyla analiz edilmiştir. Sürekli değişkenler ortalama \pm standart sapma ve kategorik değişkenler sayı ve yüzde olarak ifade edilmiştir. Parametrik test varsayımları sağlandığında bağımlı grup karşılaştırmalarında Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi ve iki eş arasındaki farkın önemlilik testi; parametrik test varsayımları sağlanmadığında ise Friedman Testi ve Wilcoxon eşleştirilmiş iki örnek testi kullanılmıştır. Tüm analizlerde $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmaya dahil edilen 40 gönüllüden 23'ü (%57,5) kadın, 17'si (%42,5) erkeklerden oluşmakta ve toplam grubun yaşları ortalaması $28,32 \pm 6,26$ olarak hesaplandı.

Toplamda 80 kulağın geniş bant timpanometrik ölçümlerinden elde edilen sonuçlara göre RF ortalama değerleri oturur pozisyonda $867,68 \pm 191,67$ Hz, supin pozisyonda $855,99 \pm 166,34$ Hz, trendelenburg pozisyonunda ise $849,99 \pm 192,5$ Hz olarak bulundu ve oturur pozisyondan trendelenburg pozisyonuna gidildikçe RF'ta istatistiksel olarak anlamlı azalma olduğu görüldü (Tablo 1).

Tablo 1: O, S, T pozisyonlarında Rezonans Frekans değerleri

| Frekans(Hz) | O | S | T | p |
|-------------------|---------------------|---------------------|--------------------|--------|
| RF(ort±std sapma) | $867,68 \pm 191,67$ | $855,99 \pm 166,34$ | $849,99 \pm 192,5$ | 0,002* |

P < 0,05 istatistiksel olarak anlamlı

GBT'nin diğer bir parametresi olan kondüktans peak basınçları incelendiğinde ise sırasıyla oturur, supin ve trendelenburg pozisyonunda $-1,95 \pm 8,51$, $7,63 \pm 9,69$, $18,76 \pm 12,77$ daPa(dekaPaskal) olarak ölçüldü. Sıralı pozisyonlar arası kondüktans peak basınçtaki bu artışın istatistiksel olarak anlamlı kabul edilebilecek düzeyde fark oluşturduğu görüldü (Tablo 2).

Tablo 2: O, S, T pozisyonlarında *Kondüktans Peak* Basıncı değerleri

| Kondüktans(daPa) | O | S | T | p |
|----------------------------|------------------|-----------------|-------------------|---------|
| Peak Basınc(ort±std sapma) | $-1,95 \pm 8,51$ | $7,63 \pm 9,69$ | $18,76 \pm 12,77$ | 0,0001* |

P < 0,05 istatistiksel olarak anlamlı

Sağ ve sol kulaklar arasında GBT'nin her iki parametresinde(RF, kondüktans peak basınç) de sıralı pozisyon değişimlerine bağlı istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 3, 4).

Tablo 3: O, S, T pozisyonlarında Sağ-Sol Kulak Rezonans Frekans değerleri

| Frekans(Hz)-Pozisyon | Sağ | Sol | p |
|----------------------|-----------------|-----------------|-------|
| RF-O(ort±std sapma) | 851,55 ± 184,62 | 883,8 ± 199,49 | 0,129 |
| RF-S(ort±std sapma) | 847,6 ± 161,24 | 864,38 ± 172,93 | 0,536 |
| RF-T(ort±std sapma) | 851,55 ± 221,46 | 848,43 ± 161,27 | 0,788 |

P< 0,05 istatistiksel olarak anlamlı

Tablo 4: O, S, T pozisyonlarında Sağ-Sol Kulak *Kondüktans Peak* Basıncı değerleri

| Kondüktans(daPa)-Pozisyon | Sağ | Sol | p |
|------------------------------|--------------|--------------|-------|
| Peak Basınç-O(ort±std sapma) | -2,25 ± 8,15 | -1,65 ± 8,94 | 0,71 |
| Peak Basınç-S(ort±std sapma) | 9,15 ± 10,06 | 6,1 ± 9,18 | 0,082 |
| Peak Basınç-T(ort±std sapma) | 19,6 ± 14,27 | 17,93 ± 11,2 | 0,453 |

P< 0,05 istatistiksel olarak anlamlı

Çalışmanın bir diğer parametresi olan DPOAE testi sonuçlarından elde edilen sinyal-gürültü oranları(SNR) incelendiğinde tüm pozisyonlarda 1 kHz'den 6 kHz' ye doğru frekans artışına paralel SNR'de de artış olduğu ve bunların istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü(Tablo 5).

Frekans bazında ayrı ayrı değerlendirildiğinde ise SNR'de 1 kHz'de sıralı pozisyonlar arasındaki azalma ile 2, 3 ve 6 kHz'de sıralı pozisyonlar arasındaki artma istatistiksel olarak anlamlı bulunurken 1.5 ve 4 kHz' deki değişiklikler anlamlı bulunmamıştır(Tablo 5).

Tablo 5: O, S, T pozisyonlarında DPOAE SNR değerleri

| Frekans(Hz) | O | S | T | p |
|-------------|--------------|--------------|--------------|---------|
| 1000 | 7,07 ± 6,59 | 6,35 ± 5,82 | 3,04 ± 6,49 | 0,0001* |
| 1500 | 16,96 ± 6,5 | 17,54 ± 6,56 | 16,87 ± 6,5 | 0,181 |
| 2000 | 20,44 ± 6,43 | 21,2 ± 6,57 | 22,7 ± 6,32 | 0,003* |
| 3000 | 25,42 ± 5,17 | 26,47 ± 5,48 | 27,35 ± 5,2 | 0,004* |
| 4000 | 25,71 ± 6,47 | 26,76 ± 5,5 | 26,06 ± 7,26 | 0,359 |
| 6000 | 29,65 ± 5,89 | 30,2 ± 5,68 | 31,2 ± 6,03 | 0,007* |
| P | 0,0001* | 0,0001* | 0,0001* | |

P < 0,05 istatistiksel olarak anlamlı

Sağ ve sol kulaklar arasında DPOAE testinde sadece oturur pozisyonda 3 kHz'deki SNR değerinde sağ kulak ölçümleri sol kulak ölçümlerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur(Tablo 6).

Tablo 6: O, S, T pozisyonlarında Sağ-Sol Kulak DPOAE SNR değerleri

| Frekans(Hz)-Pozisyon | Sağ | Sol | P |
|----------------------|--------------|--------------|--------|
| 1000- O | 7,78 ± 5,98 | 6,35 ± 7,16 | 0,207 |
| 1000- S | 6,39 ± 5,74 | 6,35 ± 7,16 | 0,938 |
| 1000- T | 3,37 ± 6,87 | 2,71 ± 6,15 | 0,521 |
| 1500- O | 17,33 ± 6,85 | 16,59 ± 6,19 | 0,411 |
| 1500- S | 17,61 ± 6,48 | 17,48 ± 6,72 | 0,897 |
| 1500- T | 17,3 ± 7,01 | 16,45 ± 6,01 | 0,298 |
| 2000- O | 21,05 ± 5,95 | 19,83 ± 6,89 | 0,22 |
| 2000- S | 21,28 ± 6,61 | 21,11 ± 6,62 | 0,866 |
| 2000- T | 22,75 ± 6,08 | 22,65 ± 6,63 | 0,904 |
| 3000- O | 26,66 ± 4,93 | 24,18 ± 5,17 | 0,012* |
| 3000- S | 26,97 ± 5,99 | 25,97 ± 4,95 | 0,34 |
| 3000- T | 27,59 ± 6,07 | 27,11 ± 4,21 | 0,574 |
| 4000- O | 25,59 ± 7 | 25,83 ± 5,98 | 0,84 |
| 4000- S | 26,89 ± 5,75 | 26,63 ± 5,32 | 0,72 |
| 4000- T | 25,41 ± 7,52 | 26,7 ± 7,03 | 0,228 |
| 6000- O | 30,54 ± 5,55 | 28,76 ± 6,14 | 0,105 |
| 6000- S | 29,82 ± 5,37 | 30,59 ± 6,01 | 0,426 |
| 6000- T | 31,18 ± 6,5 | 31,23 ± 5,59 | 0,958 |

P < 0,05 istatistiksel olarak anlamlı

Bir diğ er DPOAE test parametresi olan basınçlı DPOAE(pDPOAE) testinden elde edilen SNR değerleri incelendiğinde DPOAE testine benzer Şekilde tüm pozisyonlarda 1 kHz'den 6 kHz' ye doğru frekans artışına paralel SNR'de de artış olduğu ve bunların istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü(Tablo 7).

Frekans bazında incelendiğinde ise pDPOAE'de DPOAE'den farklı olarak sadece 1 kHz frekansı SNR'larında sıralı pozisyonlar arası oluşan azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur(Tablo 7).

Tablo 7: O, S, T pozisyonlarında pDPOAE SNR değerleri

| Frekans(Hz) | O | S | T | p |
|-------------|--------------|--------------|--------------|---------|
| 1000 | 7,85 ± 6,08 | 6,24 ± 4,97 | 4,01 ± 6,72 | 0,0001* |
| 1500 | 17,42 ± 6,18 | 17,75 ± 6,17 | 16,56 ± 7,28 | 0,078 |
| 2000 | 20,9 ± 6,07 | 21,62 ± 6,21 | 22,41 ± 6,76 | 0,056 |
| 3000 | 26,38 ± 4,66 | 26,51 ± 5,56 | 26,7 ± 6,14 | 0,6 |
| 4000 | 27,04 ± 5,68 | 26,52 ± 5,12 | 26,5 ± 5,93 | 0,62 |
| 6000 | 29,84 ± 5,83 | 29,67 ± 5,61 | 30,86 ± 5,14 | 0,465 |
| P | 0,0001* | 0,0001* | 0,0001* | |

P < 0,05 istatistiksel olarak anlamlı

Sağ ve sol kulaklar arasında pDPOAE testinde DPOAE'den farklı olarak sadece oturur pozisyonda değil tüm pozisyonlarda 3 kHz'deki SNR değeri sağ kulakta sol kulağa göre istatistiksel olarak anlamlı Şekilde yüksek bulunmuştur(p:0,026(O), 012(S), 0,011(T)).

Tüm pozisyonlarda DPOAE ve pDPOAE testlerinin istatistiksel anlamlılık açısından güç analizi yapıldığında DPOAE anlamlılık düzeylerinin daha yüksek olduğu bulundu.

Tablo 8: O, S, T pozisyonlarında Sağ-Sol Kulak pDPOAE SNR değerleri

| Frekans(Hz)-Pozisyon | Sağ | Sol | p |
|----------------------|--------------|--------------|--------|
| 1000- O | 7,94 ± 6,34 | 7,77 ± 5,88 | 0,904 |
| 1000- S | 6,72 ± 5,04 | 5,77 ± 4,92 | 0,321 |
| 1000- T | 3,77 ± 6,4 | 4,26 ± 7,1 | 0,676 |
| 1500- O | 17,81 ± 6,17 | 17,03 ± 6,25 | 0,339 |
| 1500- S | 18,41 ± 6,19 | 17,09 ± 6,16 | 0,185 |
| 1500- T | 16,73 ± 7,55 | 16,4 ± 7,09 | 0,751 |
| 2000- O | 21,39 ± 5,28 | 20,41 ± 6,8 | 0,492 |
| 2000- S | 21,88 ± 6,23 | 21,36 ± 6,27 | 0,877 |
| 2000- T | 22,43 ± 6,69 | 22,39 ± 6,91 | 0,428 |
| 3000- O | 27,27 ± 4,59 | 25,5 ± 4,6 | 0,026* |
| 3000- S | 27,75 ± 4,3 | 25,28 ± 6,4 | 0,012* |
| 3000- T | 27,82 ± 6 | 25,59 ± 6,15 | 0,011* |
| 4000- O | 27,25 ± 5,3 | 26,83 ± 6,09 | 0,668 |
| 4000- S | 26,34 ± 5,13 | 26,7 ± 5,17 | 0,659 |
| 4000- T | 26,35 ± 6,33 | 26,66 ± 5,58 | 0,672 |
| 6000- O | 29,35 ± 6,2 | 30,32 ± 5,46 | 0,979 |
| 6000- S | 28,93 ± 5,56 | 30,42 ± 5,63 | 0,079 |
| 6000- T | 31,41 ± 4,65 | 30,31 ± 5,6 | 0,199 |

P < 0,05 istatistiksel olarak anlamlı

5.TARTIŞMA

Klasik 226 Hz timpanometri odyolojik test bataryalarının vazgeçilmez bir unsuru olmakla birlikte sağlıklı kulak ile bazı orta kulak ve iç kulak patolojileri arasında ayırım yapamıyor olması bir dezavantajdır. GBT, klasik timpanometrinin bu eksikliğini ortadan kaldırmak için geliştirilmiş bir test olmasına rağmen onun da eksiği henüz kabul görmüş normatif değerlerinin olmamasıdır. Klinikler arası normatif değerlerde farklılık olması nedeniyle GBT rutin klinik kullanımda henüz yeterince yer almamaktadır.

Birçok klinik gerek multifrekans timpanometri gerekse de GBT ölçümleri ile normatif RF değerleri elde etmeye çalışmaktadır. Biz de çalışmamızda GBT ile 3 pozisyonda(oturur, supin ve trendelenburg) RF değerlerini hem normal hem de artmış kafaiçi basıncında değerlendirdik.

Ülkemizde yapılan bir çalışmada normal işitmeye sahip yetişkinlerde ortakulak rezonans frekansı normatif değerleri multifrekans timpanometri ile bulunmaya çalışılmış ve sağ kulak için RF $1020,8\pm 140,6$ Hz, sol kulak için $978,3\pm 180,5$ Hz olarak tespit edilmiş(60).

Lutman 1984 yılında yaptığı çalışmasında baktığı 67 normal kulakta ortalama rezonans frekansını 871 Hz olarak bulmuştur(61). Russolo ve ark. 1991 yılında 54 katılımcı ile yaptıkları bir çalışmada normal kulaklarda rezonans frekansı değerini $834\pm 153,31$ Hz, otosklerotik kulaklarda ise 1282 ± 188 Hz olarak saptamıştır(62). Bu çalışmadan beş yıl sonra Valvik ve ark. Yaptıkları çalışmada daha geniş bir hasta grubunu ele almışlar ve orta kulak rezonans frekansı normatif değerini 1049 ± 261 Hz olarak belirlemişlerdir. Aynı çalışmada otosklerotik kulaklardan elde edilen ortalama rezonans frekansı değeri 1238 ± 209 Hz, ameliyat sonrası stapedektomili kulaklardan elde edilen ortalama değer ise 692 ± 127 Hz olarak saptanmıştır(63).

Öğüt ve ark. yaptıkları çalışmada, 50 normal işitmeye sahip yetişkinden elde ettiği verilerde sağ kulak ortalama RF değerini 956.4 Hz, sol kulak değerini ise 912.8 Hz olarak açıklamış, her iki kulaktan elde edilen verilerin ortalamasını ise 934.6 Hz olarak belirlemiştir(64).

Genç yetişkin Türk popülasyonunda GBT ile normatif değerlerin araştırıldığı bir çalışmada 218 kulakta ölçümler yapılmış ve ortalama RF erkeklerde 933 ± 250.21 Hz, kadınlarda $992,45 \pm 215,97$ Hz, tüm grupta ise $964,66 \pm 233,94$ Hz bulunmuştur. Kadın ve erkek cinsiyet arasındaki RF farkının istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür.(65).

Türk toplumunda 5 farklı yaş grubundan toplam 150 katılımcının(66 erkek, 84 kadın) 300 kulağında GBT ile RF değerlerinin bakıldığı bir başka çalışmada ise gruplar yaşlarına göre 0-1 ay, 1ay-2 yaş, 2-20 yaş, 20-45 yaş ve 45 yaş üstü olarak belirlenmiş ve yapılan ölçümler sonucunda sağ-sol kulaklar arasında ve cinsiyetler arasında RF açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür. Yaş gruplarına bakıldığında ise sadece neonatal(0-1 ay) grubundakilerin RF değeri(sağ kulak $330,4 \pm 93,4$ Hz, sol kulak $347,6 \pm 128,3$ Hz) diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur(66).

Bizim çalışmamızda ise kafa içi basınç üzerinde herhangi bir değişikliğe sebep olmayan oturur pozisyonda yapılan ölçümlerde tüm kulaklar için ortalama RF $867,68 \pm 191,67$ Hz olarak ölçülmüştür. Sağ kulak için ortalama RF $851,55 \pm 184,62$ Hz, sol kulak için ortalama RF $883,8 \pm 199,49$ Hz bulunmuş olup literatüre benzer şekilde anlamlı farklılık olmadığı gözlenmiştir.

Rezonans frekansı ile yapılan çalışmalar daha çok multifrekans timpanometri ile değerlendirilmiş ve rezonans frekansı yetişkinlerde 800-1100 Hz arasında tespit edilmiştir. Rezonans frekansının farklılıklar göstermesinin sebebinin orta kulak ve dış kulak yapılarının yaşa ve kalıtsal özelliklere göre değişkenlik göstermesi olduğu düşünülmektedir(67).

Perilenfatik basınç değişiklikleri, orta kulak ve BOS basınç değişikliklerinden etkilenebilmektedir. BOS ile olan hidrostatik basınç etkileşimi patent kohlear akuadukt, perinöral/perivaskuler boşluklar ve vestibüler akuadukt içinde bulunan endolenfatik kese ve kanal aracılığıyla olmaktadır(68, 69). 130 kedi kullanılarak yapılan bir çalışmada -15^0 'den $+ 60^0$ 'ye doğru gidildikçe kohlear akuadukt intakt olan deneklerde her 10^0 pozisyon değişimlerinde santral venöz basınç, BOS ve perilenf basıncında 2 mm Hg artış olduğu gözlenmiş ve istatistiksel

anlamli bir fark olmadığı gösterilmiştir. Kohlear akuadukt obstrukte edildiğinde ise perilemf basıncında daha yavaş bir artış olduğu fakat BOS ve santral venöz basıncına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bir seviyede sabit kaldığı gözlenmiştir(70).

Meniere hastaları ve normal işitmeye sahip gönüllüler arasında vücut pozisyonu oturur pozisyondan supin pozisyona getirilmesiyle artan BOS basıncının perilemf basıncı üzerine olan etkilerinin MMS -10 Tympanic Displacement Analyzer ile tespit edilmeye çalışıldığı bir çalışmada, katılımcılara sırasıyla oturur pozisyonda, supin pozisyona gelir gelmez, supin pozisyona geldikten 1, 3, 5, 10 dk sonra ve son olarak da tekrar oturur pozisyona getirilerek ölçümler yapılmıştır. Ölçümlerde 2 parametre(V_i ve V_m / nanolitre) bakılmış ve V_i , maksimum timpanik membranın içe yerdeğiştirmesi; V_m ise V_i ' nin tespit edildiği andan stimulus bitene kadarki ortalama timpanik membran yerdeğiştirmesi olarak tanımlanmıştır. V_i ve V_m değerlerinin Meniere hastaları ile sağlıklı kulaklar arasında anlamlı fark göstermediği fakat otururdan supin pozisyona geçince tüm gruplar için V_i ve V_m değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede düşme olduğu, supin pozisyonun değişen süreleri arasında ise anlamlı fark olmadığı tespit edilmiştir(7).

Multifrekans timpanometri ile yapılan bir başka çalışmada sağlıklı gönüllülerde vertikal, supin ve trendelenburg pozisyonlarında kondüktans timpanogram genişliği ve RF değerleri araştırılmış. Çalışma sonuçlarında göre kondüktans timpanogram genişliği vertikal pozisyonda $141,7 \pm 56,5$ daPa, supin pozisyonda $158 \pm 58,3$ daPa ve trendelenburg pozisyonunda $184 \pm 69,6$ daPa bulunmuş ve vertikalden trendelenburg pozisyonuna doğru olan bu basınç artışı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Çalışmanın diğer bir parametresi olan RF değeri ise vertikal pozisyonda $763,7 \pm 145,4$ Hz iken trendelenburg pozisyonunda $795,8 \pm 178,7$ Hz olarak tespit edilmiş ve bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir(4).

Aynı ekibin bu kez Meniere hastaları ve sağlıklı gönüllülerle yaptığı bir başka çalışmasında ise atak dışındaki Meniere hastalarında multifrekans timpanometri ile elde edilen RF değerinin sağlıklı grubun RF değerine kıyasla azaldığı, kondüktans timpanogram genişliğinin ise arttığı gözlenmiştir(5). Meniere hastalarının RF

değerindeki bu azalma literatürde daha önceki çalışmalarla uyumluluk göstermektedir(71, 72).

Kato ve ark. yapmış olduğu başka bir çalışmada ise endolenfatik hidropsun derecesi MR ve multifrekans timpanometride kondüktans timpanogram genişliğindeki değişiklikler ile ortaya konulmaya çalışılmış. Çalışmanın sonucunda MR görüntülerinde hidropsun varlığı, kondüktans timpanogram genişliğinde artmayla anlamlı derecede ilişkili görülmüştür(73).

Bizim çalışmamızda intralabirentin basıncın, vücut pozisyonu değiştirilerek artırılan BOS basıncına sekonder artması endolenfatik basınçta da artış oluşturmaktadır. Bu şekilde artırılan iç kulak basıncı endolenfatik hidropsta oluşan basıncı taklit etmektedir. Oluşturulan bu basınç değişikliği sonrasında yapılan GBT testinde literatürdeki diğer çalışmalara benzer şekilde, Meniere'de olduğu gibi RF'de azalma ve kondüktans pik basıncında artma olduğu görülmüştür.

İntrakranial basıncın ölçülmesi için kullanılan spinal iğne ya da intraventriküler katater gibi yöntemlerin invaziv olması ve septik risk teşkil etmesi yeni non-invaziv metodlar arama ihtiyacı doğurmuştur. Kohlear akuadukt aracılığıyla intrakranial basınç değişikliğinin sekonder olarak intralabirentin basıncı etkiliyor olabileceği bu çalışmaların temel fikrinin oluşturmuştur(65, 74). Otoakustik emisyonlarda intralabirentin basınç değişikliğine bağlı büyüklük ve faz kayması olduğunun gösterilmesinden sonra bu testin intralabirentin basınç değişikliklerine sensitif non-invaziv alternatif bir test olabileceği üzerinde durulmuştur(75, 76, 77). Stapes tabanı üzerindeki yüke bağlı oluşan katılık intralabirentin basınç değişikliğine spesifik olarak özellikle 1 kHz civarında faz değişikliklerine yol açmaktadır(76, 77, 78).

Büki ve ark. yapmış olduğu bir başka çalışmada ise katılımcılara vertikal ve trendelenburg pozisyonunda DPOAE yapılmış ve vertikal pozisyondan trendelenburg pozisyonuna geçilince 2f1-f2 faz kaymasında artma, buna paralel olarak da 3 dB'i geçmeyen DPOAE seviyesinde düşme olduğu görülmüştür(5).

Mom ve ark. Meniere hastaları ve sağlıklı bir grup arasında yaptıkları bir çalışmada gliserol uygulanması ve postür değişiminin otoakustik emisyon üzerine

olan etkilerini araştırmışlar ve oturur pozisyondan supin pozisyona gelince sağlıklı gruptaki 5 kişide otoakustik emisyon testinde negatif faz kayması, 15 kişide ise pozitif yönde otoakustik emisyon faz kayması olduğunu tespit etmişlerdir. Aynı çalışmada 14 kişilik Meniere hastalığı olan grupta ise her zaman pozitif otoakustik emisyon faz kayması olduğu görölmüştür(79).

Büki ve ark. yapmış olduğu başka bir çalışmada ise sağlıklı 8 katılımcıya oturur pozisyonda ve trendelenburg pozisyonda DPOAE testi yapılmış ve oturur pozisyondan trendelenburg pozisyona getirildiğinde DPOAE seviyesinin ortalama faz kaymasınının 1 kHz üzerindeki frekanslarda sıfıra yaklaştığı, 1 kHz'nin altındaki frekanslarda ise negatife kaydđı ve 1 dB düzeylerinde olduğu saptanmıştır. Aynı hasta grubunda trendelenburg pozisyona getirildiğinde DPOAE testinde en geniş faz kayması ise 1 kHz'nin altında ve yaklaşık 25⁰ olduğu görölmüştür. Frekans artırılıp yaklaşık 1.7 kHz düzeylerine getirildiğinde ise faz kayması azalarak önemsiz değerlere geldiği tespit edilmiştir(80).

Avan ve ark.'nın yapmış olduğu ve Meniere hastaları ile sağlıklı kişilerin postür değişikliğine sekonder değişen intralabirentin basıncın DPOAE üzerine olan etkileri araştırılmış. Literatürdeki diğer çalışmalara benzer şekilde sağlıklı grupta vertikalden supin pozisyona geçildiğinde DPOAE faz kaymasında artış olduğu ve ortalama 9,4⁰ civarında olduğu görölmüş. Tekrar vertikal pozisyona alındıklarında ise faz kaymasınının azalarak 3-4⁰ dolaylarına geldiği kaydedilmiş. Faz kaymasınının süre ile olan ilişkisine bakıldığında ise supin pozisyona getirildikten sonra faz kaymasında progresif bir artış olduğu, 15-20 sn sonra ise düz bir plato şeklinde devam ettiği görölmüş. Tekrar vertikal pozisyona getirildiğinde ise yaklaşık 10-15 sn sonra başlangıç değerlerine gerilediği tespit edilmiştir. Yakın zamanda Meniere atağı geçirmiş 45 hastada yapılan DPOAE testinde ise vertikal pozisyonda normal aralığın dışında anormal bir faz kayması olduğu ve postür değişikliğinin bu grupta anlamlı bir değişiklik oluşturmadığı zaten faz kaymasınının anormal derecede fazla olmasından dolayı postür değişikliğinden sonuç beklemenin anlamsız olacağı vurgulanmıştır. Atak dışındaki 13 hastanın ise semptomatik oldukları dönemde kaydedilen geniş faz kaymasınının semptomlar geçtiğinde normal sınırlara geldiği gözlenmiştir(81).

Mom ve ark.'nın akut ataktaki Meniere hastaları ile sağlıklı hastaları oturur ve supin pozisyonda DPOAE faz kayması açısından değerlendirdiği bir çalışmada normal sağlıklı grupta oturur pozisyondan supin pozisyona geçildiğinde faz kaymasının -30 ila $+45^0$ arasında olduğu, ataktaki Meniere hastalarında ise bu aralığı oldukça artarak -80 ila $+145^0$ aralığına yükseldiği gözlenmiştir(82).

Literatürdeki çalışmaların geneline bakıldığında intrakranial basınç artışına sekonder oluşan intralabirentin basınç artışını yada özellikle Meniere hastalığında olduğu gibi endolenfatik hidropsa neden olan patolojileri ortaya koymak için özellikle DPOAE testindeki faz kaymasından yararlanılmıştır. Biz ise çalışmamızda postür değişimiyle artırılan intralabirentin basıncın etkisini, DPOAE testindeki sinyal gürültü oranlarında(SNR) yaptığı değişikliklerle ortaya koymaya çalıştık. DPOAE ve pDPOAE testinde 1 kHz frekansındaki oturur pozisyondan trendelenburg pozisyonuna doğru geçildikçe SNR'deki azalma Büki ve ark. yapmış oldukları bir çalışma(78) ile de desteklenmektedir.

6. SONUÇ

İntrakranial basınç değişikliklerin tespit ve takibinde kullanılan metodların invaziv özellik taşıyor olması, Meniere hastalığında olduğu gibi endolenfatik hidropsun kesin tanısının postmortem bulgularla ortaya konabiliyor olması klinik düzeyde intrakranial ve intralabirentin basınç değişikliklerini gösterecek daha kolay uygulanabilir, ucuz ve non-invaziv testler araştırma ihtiyacı oluşturmuştur.

Çalışmamızda sağlıklı gönüllülerde vücut pozisyonu oturur, supin ve en son da trendelenburg pozisyonlarına getirilerek yerçekiminin etkisinden yararlanılarak BOS basıncı ve buna sekonder intralabirentin basınç artışı sağlandı. Katılımcılara her pozisyonda GBT ve DPOAE testleri uygulandı.

GBT ile elde edilen sonuçlara bakıldığında literatürdeki çalışmalara uygun olarak BOS basıncı ve intralabirentin basınç arttıkça RF'ta azalma, kondüktans pik basınçta ise artma olduğu görülmüştür.

DPOAE testinde ise basınç artışına sekonder SNR'de 1 kHz'de azalma; 2, 3 ve 6 kHz'de ise artma istatistiksel olarak anlamlı bulunurken; pDPOAE testinde sadece 1 kHz frekansındaki azalma anlamlı bulunmuştur.

Sağ ve sol kulak karşılaştırıldığında ise uygulanan tüm testlerde sadece DPOAE' de 3000 Hz oturur pozisyonda ve pDPOAE 3000 Hz tüm pozisyonlarda sol kulak SNR değeri anlamlı olarak düşük tespit edilmiştir.

Çalışmamızda da görüldüğü üzere BOS ve intralabirentin basınç değişiklikleri hakkında GBT ve DPOAE testlerinde ortaya çıkan değişiklikler ile fikir edinilebilmektedir.

Daha geniş katılımlı sağlıklı insan gruplarıyla yapılacak olan çalışmaların GBT ve DPOAE değerlerinin normalizasyonu açısından faydalı olacağı düşünülmektedir. Ayrıca intrakranial ve intralabirentin basıncın arttığı düşünülen hasta gruplarıyla yapılacak olan çalışmalar, patolojinin mevcut olduğu grupta testlerde ne gibi değişmelerin görüldüğü hakkında daha detaylı veriler sunacağı için önerilmektedir.

7.KAYNAKLAR

1. Hallpike CS, Cairns H. Observations on the Pathology of Meniere's Syndrome (Section of Otology). Proc R Soc Med 1938;31:1317-36.
2. Paparella MM, Morizono T, Matsunaga T, Kyoshiro Yamakawa, MD, and Temporal Bone Histopathology of Meniere's Patient Reported in 1938. Commemoration of the Centennial of His Birth. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 1992;118:660-2.
3. Tonndorf J. Endolymphatic Hydrops: Mechanical Causes of Hearing Loss. Arch Otorhinolaryngol 1976;16;212:293-9.
4. Franco-Vidal V, Bonnard D, Bellec O, Thomeer H, Darrouzet V. Effects of Body Tilt on Multifrequency Admittance Tympanometry. Otol Neurotol 2014;36:737-740.

5. Darrouzet V, Dulon D, Franco-Vidal V. Multifrequency Immittanceometry in Experimentally Induced Stapes, Round Window and Cochlear Lesions. *Otol Neurotol* 2007;12:85-100.
6. Büki B, Giraudet F, Avan P. Non-invasive Measurements of Intralabyrinthine Pressure Changes by Electrocochleography and Otoacoustic Emissions. *Hear Res* 2009;251:51-59.
7. Rosingh HJ, Wit HP, Albers FWJ. Perilymphatic Pressure Dynamics Following Posture Change in Patients with Meniere's Disease and in Normal Hearing Subjects. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1998;118:1-5.
8. Takagi A, Sando I, Takahashi H: Computer-aided Three-Dimensional Reconstruction and Measurement of Semicircular Canals and Their Crista in Man. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1989;107:362-5.
9. Carey JP, Minor L, Nager GT: Dehiscence or Thinning of Bone Overlying the Superior Semicircular Canal in a Temporal Bone Survey. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2000;126:137-147.
10. Erixon E, Högstorp H, Wadin K, Rask-Anderson H: Variational Anatomy of the Human Cochlea: Implications for Cochlear Implantation. *Otol Neurotol* 2009;30:14-22.
11. Anson BJ, Donaldson JA, Warpeha RL. The Vestibular and Cochlear Aqueduct: Their Variational Anatomy in the Adult Human Ear. *Laryngoscope* 1965;75:1203-223.
12. Palva T, Dammert K. Human Cochlear Aqueduct. *Acta Otolaryngol (Stockh) Suppl* 1969;246:1-58.
13. Rask-Andersen H, Stahle J, Wilbrand H. Human Cochlear Aqueduct and Its Accessory Canals. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1977;86:1-16.
14. Wlodyka J. Studies on Cochlear Aqueduct Patency. *Ann Otol* 1978;87:22-28.

15. Suzuki T. A Study on the Communication Between Labyrinth and Cerebrospinal Space Through Cochlear Aqueduct in Human Body. *J Otolaryngol Jpn* 1960;63:2298-2312.
16. Schuknecht HF, El Seifi A. Experimental Observations on the Fluid Physiology of the Inner Ear. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1963;72:687-695.
17. Arenberg IK, Rask-Andersen H, Wilbrand H, Stahle J. The Surgical Anatomy of the Endolymphatic Sac. *Arch Otolaryngol* 1977;103:1-11.
18. Siebenmann F. Die Korrosionsanatomie des Knochenen Labyrinthes des Menschlichen Ohres. Wiesbaden: J.F. Bergmann. 1890.
19. Rask-Andersen H. The Vascular Supply of the Endolymphatic Sac. *Acta Otolaryngol* 1979;88:315-327.
20. Katz, J. *Handbook of Clinical Audiology*, Maryland, Williams & Wilkins, 2002:159-175.
21. Martin F.N. *Principles of Audiology: A Study Guide*, Maryland, University Park Press, 1984:3.
22. Margolis RH, Van Camp KJ, Wilso RH, Creten WL. Multifrequency Tympanometry in Normal Ears. *J. Audiology* 1985;24:44- 53.
23. Ogut F, Serbetcioglu B, Kirazli T, Kirkim G, Gode S . Results of Multi-Frequency Tympanometry Measures in Normal and Otosclerotic Middle Ears. *International Journal of Audiology* 2008;47:615-620.
24. Sezin R.K. Normal İşitmeye Sahip Yetişkinlerde Multifrekans Timpanometri Normalizasyon Değerleri. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı. Odyoloji ve Konuşma Ses Bozuklukları Bölümü. Yüksek lisans tezi, Ankara: Başkent Üniversitesi; 2011.
25. Taşdemir Ö. İstanbul Kartal Bölgesinde İlkokul Çağı Çocuklarındaki Efüzyonlu Otitis Media Prevelansı ve Etyopatolojik İnceleme. T.C. Sağlık Bakanlığı Dr. Lütfi

Kırdar Kartal Eğitim ve Araştırma Hastanesi, II. Kulak Burun Boğaz Kliniği,
Uzmanlık Tezi, İstanbul; 2008.

26. Gates GA, Wachtendorf C, Holt GR. Medical Treatment of Chronic Otitis Media with Effusion (secretory otitis media). *Otolaryngol Head Neck Surg* 1986;94:350-354.

27. Colletti V. Tympanometry from 200 to 2000 Hz Probe Tone. *Audiology*. 1976;15(2):106-19.

28. Calandruccio L, Fitzgerald TS, Prieve BA. Normative Multifrequency Tympanometry in Infants and Toddlers. *J Am Acad Audiol*. 2006;17(7):470-80.

29. Stanley A.G. *Essentials of Audiology*, 3rd ed. New York, Thieme, 2009:205-210.

30. Gelfand SA. *Essentials of Audiology*, New York; 2001:226-236.

31. Keefe DH, Bulen JC, Arehart KH, Burns EM. Ear-Canal Impedance and Reflection Coefficient in Human Infants and Adults. *J Acoust Soc Am*. 1993;94(5):2617-38.

32. Rosowski JJ, Stenfelt S, Lilly D. An Overview of Wideband Immittance Measurements Techniques and Terminology: You Say Absorbance, I Say Reflectance. *Ear Hear*. 2013;34:9-16.

33. Hunter LL, Shahnaz N. *Acoustic Immittance Measures*. San Diego, Plural Publishing. 2014:97-102.

34. Stenklev NC, Laukli E. Transient Evoked Otoacoustic Emissions in the Elderly. *Int. J. Audiology* 2003;4:87-94.

35. Mazelova J, Popelar J, Syka J. Auditory Function in Presbycusis: Peripheral vs Central Changes. *Exp Gerontol* 2003;38:87-94.

36. Khovels R, Freeman S, Sohmer H. Transient Evoked Otoacoustic Emissions Can Be Recorded in the Rats. *Hearing Research*. 1996;97:120-126.

37. Nakamura M, Yamasoba T, Kaga K. Changes in Otoacoustic Emissions in Patient with Idiopathic Sudden Deafness. *Audiology* 1997;36:121-135.

38. Probst R., Lonsbury BL., Martin M., Martin GK. A Review of Otoacoustic Emissions. *Jou. Acous. Som.* 1991;89:2027-2067.
39. Ruggero MA, Nich NC, Freyman R. Spontaneous and Impulsively Evoked Otoacoustic Emissions: Indicators of Cochlear Pathology. *Hear Res.* 1983;10(3):283-300.
40. McCoy MJ, Franklin D, Lonsbury-Martin BL, Martin GK. Evoked Otoacoustic Emissions Test-Retest Reliability. *ASHA* 1990;32:156.
41. McFadden D, Plattsmier HS. Aspirin Abolishes Spontaneous Otoacoustic Emissions *Journal of Acoustic Society of America.* 1984;76:443-448.
42. Wier CC, Pasonen EG, McFadden D. Partial Dissociation of Spontaneous Otoacoustic Emissions and Distortion Products During Aspirin Use in Humans. *Journal of Acoustic Society of America.* 1988;84:230-237.
43. Campell KCM., Durrant J. Audiological Monitoring for Ototoxicity. *The Otolaryngologic Clinics of North America.* 1993;26(5):903-917.
44. Probst R, Harris FP, Hauser R. Clinical Monitoring Using Otoacoustic Emissions. *British Journal of Audiology.* 1993;27:85-90.
45. Norton SJ. Cochlear Function and Otoacoustic Emissions. *Semin. Hear.* 1992;13:1-14.
46. Hotz MA, Harris FP, Probst R. Otoacoustic Emissions: An Approach for Monitoring Aminoglycoside-ototoxicity. *Laryngoscope* 1994;104:1130-1134.
47. Kathleen CM, Campbell M, Durrant J. Audiologic Monitoring For ototoxicity. *Otolaryngologic Clinics of North America.* 1984;76:442-448.
48. Moulin A, Bera JC, Collet L. Distortion Product Otoacoustic Emissions and Sensorineural Hearing Loss. *Audiology* 1994;33:305-326.
49. Whitehead ML, Lonsbury-Martin BL. Relevance of Animal Models to the Clinical Applications of Otoacoustic Emissions. *Semin Hear.* 1992;13:81-100.

50. Lonsburry BL, Martin GK. Otoacoustic Emissions. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2000;11:361-366.
51. Martin GK, Lonsburry-Martin BL, Probst R. Spontaneous Otoacoustic Emissions in a Non- Human Primate. I. Basic Features and Relations to other Emissions. *Hear. Res.* 1988;33:49-68.
52. Harris FP, Lonsburry-Martin BL, Stegner BB, Coats AC, Martin GK. Acoustic Distortion Products in Humans: Systemic Changes in Amplitudes as a Function of f_2/f_1 Ratio. *Journal of Acoustic Society of America.* 1989;85:220-229.
53. Lonsburry-Martin BL, Harris FP, Stagner BB, Hawkins MD, Martin GK. Distortion Product Otoacoustic Emissions in Humans. I. Basis Properties in Normally Hearing subjects. *Ann Otol. Rhinol. Laryngol.* 1990;147:3-13.
54. Brown AM, Mcdowell B, Forge A. Acoustic Distortion Products can be Used to Monitor the Effects of Chronic Gentamycine Treatment. *Hear. Res.* 1989;42:143-156.
55. Lonsburry-Martin BL, Martin GK. The Clinical Utility of Distortion Product Otoacoustic Emissions. *Ear Hear.* 1990;11:144-154.
56. Martin GK, Ohlms LA, Franklin DJ. Distortion Product Otoacoustic Emissions in Humans. III. Influence of Sensorineural Hearing Loss. *Ann. Otol Rhinol Laryngol* 1990;147:3-42.
57. Kimberley BP. Applications of Distortion-Product Emissions to an Otological Practice. *Laryngoscope* 1999;109:1908-1918.
58. Schmiedt RA, Adams JC. Stimulated Acoustic Emissions in the Ear canal of the Gerbil. *Hear Res.* 1981;5:295-305.
59. Banfils P, Ava P, Francis M, Troteux J, Norey P. Distortion Product Otoacoustic Emissions in Neonates. Normative Data. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1992;112:739-744.

60. Sezin RK, Hızal E, Erbek S, Özlüoğlu LN. Normal İşiten Yetişkinlerde Orta Kulak Rezonans Frekans Normatif Değerleri. Kulak Burun Boğaz İhtis Derg 2013;23(6):331-335.
61. Lutman ME. Phasor Admittance Measurements of the Middle Ear. I. Theoretical approach. Scand Audiol 1984;13:253-264.
62. Russolo M, Bianchi M, Miani C. La timpanometria multifrequenziale nella diagnosi di Otosclerosi Fenestratale. Audiol Ital 1991;8:87-94.
63. Valvik BR, Johnsen M, Laukli E. Multifrequency Tympanometry. Preliminary Experiences with a Commercially Available Middle-Ear Analyzer. Audiology 1994;33:245-53.
64. Öğüt F. Multifrekansiyel timpanometri ölçümlerinin otosklerotik ve normal kulaklarda karşılaştırılmasıdır.[Yayınlanmamış Yüksek Lisans Tezi], Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı, İzmir;2006.
65. Polat Z, Baş B, Hayır D, Bulut E, Ataş A. Wideband Tympanometry Normative Data for Turkish Young Adult Population. J Int Adv Otol 2015;11(2):157-62.
66. Özgür A, Müjdecı B, Terzi S, Coşkun ZÖ, Yiğit E, Dursun E. Wideband Tympanometry Normative Data for Different Age Groups in Turkish Population. J Int Adv Otol 2016;12(1):82-6.
67. Shanks J, Shelton C. Basic Principles and Clinical Applications of tympanometry. Otolaryngol Clin North Am. 1991;24(2):299-328.
68. Carlborg BIR, Farmer JC. Transmission of Cerebrospinal Fluid Pressure Via the Cochlear Aqueduct and the Endolymphatic Sac. Am J Otolaryngol 1983;4:273-282.
69. Kishimoto S, Nagahara K, Fisch U, Dillier N. Inner Ear Pressure Measurements. Effect of Obstruction of the Cochlear Aqueduct and the Endolymphatic Duct on the Perilymphatic Pressure. Otolaryngol Clin North Am 1983;16:21-35.

70. Carlborg BIR, Konradson KS, Carlborg AH, Farmer JC, Densert O. Pressure Transfer Between The Perilymph and The Cerebrospinal Fluid Compartments in Cats. *The American Journal of Otology* 1992;13:41-48.
71. Franco-Vidal V, Legarlanhezec C, Blanchet H, Convert C, Torti F, Darrouzet V. Multifrequency Admittancemetry in Meniere's Disease: A Preliminary Study for a New Diagnostic Test. *Otol Neurotol* 2005;26:723-727.
72. Sugasawa K, Iwasaki S, Fujimoto C. Diagnostic Usefulness of Multifrequency Tympanometry for Meniere's Disease. *Audiol Neurootol* 2013;18:152-60.
73. Kato K, Yoshida T, Teranishi M. Peak Width in Multifrequency Tympanometry and Endolymphatic Hydrops Revealed by Magnetic Resonance Imaging. *Otol Neurotol* 2012;33:912-915.
74. Beentjes B.I. The Cochlear Aqueduct and the Pressure of Cerebrospinal and Endolabyrinthine Fluids. *Acta Otolaryngol.* 1972;73:112-120.
75. Büki B, Avan P, Lemaire JJ, Dordain M, Chazal J, Ribari O. Otoacoustic Emissions: A New Tool for Monitoring Intracranial Pressure Changes Through Stapes Displacements. *Hear Res* 1996;94:125-139.
76. Avan P, Büki B, Maat B, Dordain M, Wit HP. Middle-Ear Influence on Otoacoustic Emissions.I: Noninvasive Investigation of the Human Transmission Apparatus and Comparison with Model Results. *Hear. Res.* 2000;140:189-201.
77. de Kleine E, Wit HP, Avan P, van Dijk P. The Behavior of Evoked Otoacoustic Emissions During and After Postural Changes. *J Acoust Soc Am* 2001;110:973-980.
78. Büki B, de Kleine E, Wit H.P, Avan P. Detection of Intracochlear and Intracranial Pressure Changes with Otoacoustic Emissions: A Gerbil Model. *Hear Res* 2002;167:180-191.
79. Mom T, Gilain L, Avan P. Effects of Glycerol Intake and Body Tilt on Otoacoustic Emissions Reflect Labyrinthine Pressure Changes in Menière's Disease. *Hear Res* 2009;250:38-45.

80. Büki B, Chomicki A, Dordain M, Lemaire JJ, Wit HP, Chazal J, Avan P. Middle-Ear Influence on Otoacoustic Emissions. II: Contributions of Posture and Intracranial Pressure. *Hear Res* 2000;140:202-211.

81. Avan P, Giraudet F, Chauveau B, Gilain L, Mom T. Unstable Distortion-Product Otoacoustic Emission Phase in Meniere's Disease. *Hear Res* 2011;277:88-95.

82. Mom T, Montalban A, Bascoul A, Gilain L, Avan P. Acoustic Phase Shift: Objective Evidence for Intralabyrinthine Pressure Disturbance in Meniere's Disease Provided by Otoacoustic Emissions. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases* 2012;129:17-21.