



T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
İSTANBUL MEDENİYET ÜNİVERSİTESİ
PROF. DR. SÜLEYMAN YALÇIN ŞEHİR HASTANESİ

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**KOHLEA BOYUTLARININ MANYETİK REZONANS
GÖRÜNTÜLEME İLE 3 BOYUTLU OLARAK ÖLÇÜLMESİ
GÜVENİLİR VE TEKRAR EDİLEBİLİR MİDİR?**

Dr. Mehmet Bilgin ESER
UZMANLIK TEZİ

İSTANBUL
Nisan, 2021

T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
İSTANBUL MEDENİYET ÜNİVERSİTESİ
PROF. DR. SÜLEYMAN YALÇIN ŞEHİR HASTANESİ

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**KOHLEA BOYUTLARININ MANYETİK REZONANS
GÖRÜNTÜLEME İLE 3 BOYUTLU OLARAK ÖLÇÜLMESİ
GÜVENİLİR VE TEKRAR EDİLEBİLİR MİDİR?**

Dr. Mehmet Bilgin ESER
UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Dr. Öğretim Üyesi Başak Atalay
TEZ EŞ DANIŞMANI
Dr. Öğretim Üyesi Nesrin Gündüz

İSTANBUL
Nisan, 2021

Onay

İstanbul Medeniyet Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Yönetmeliği hükümlerine göre uzmanlık eğitimi gören Dr. Mehmet Bilgin ESER'in hazırladığı ve jüri önünde savunduğu "KOHLEA BOYUTLARININ MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME İLE 3 BOYUTLU OLARAK ÖLÇÜLMESİ GÜVENİLİR VE TEKRAR EDİLEBİLİR MİDİR?" başlıklı tez başarılı kabul edilmiştir.

JÜRİ ÜYELERİ

Tez Danışmanı :

Dr. Öğretim Üyesi Başak Atalay

İstanbul Medeniyet Üniversitesi Prof. Dr. Süleyman Yalçın Şehir Hastanesi,

Radyoloji Anabilim Dalı

Üye:

Prof. Dr. Mahmut Tayyar Kalcıoğlu

İstanbul Medeniyet Üniversitesi Prof. Dr. Süleyman Yalçın Şehir Hastanesi,

Kulak, Burun, Boğaz, Hastalıkları Anabilim Dalı

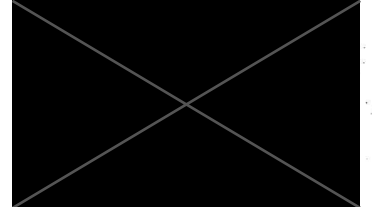
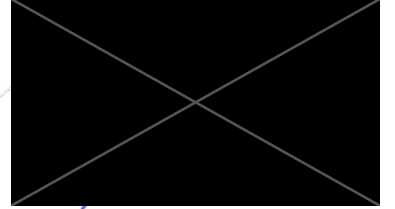
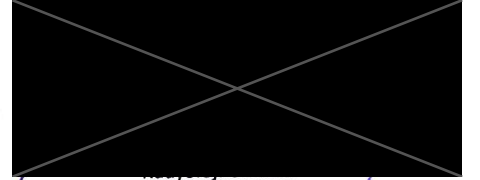
Üye:

Doç. Dr. Hediye Pınar Günbey

Kartal Lütfi Kırdar Şehir Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı

Tez Savunma Tarihi: 14.04.2021

İMZA

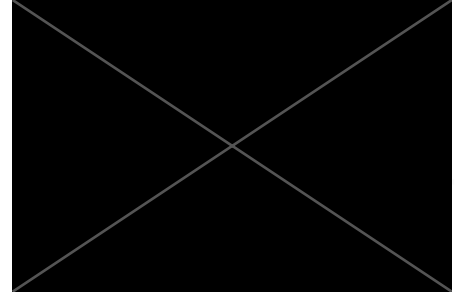


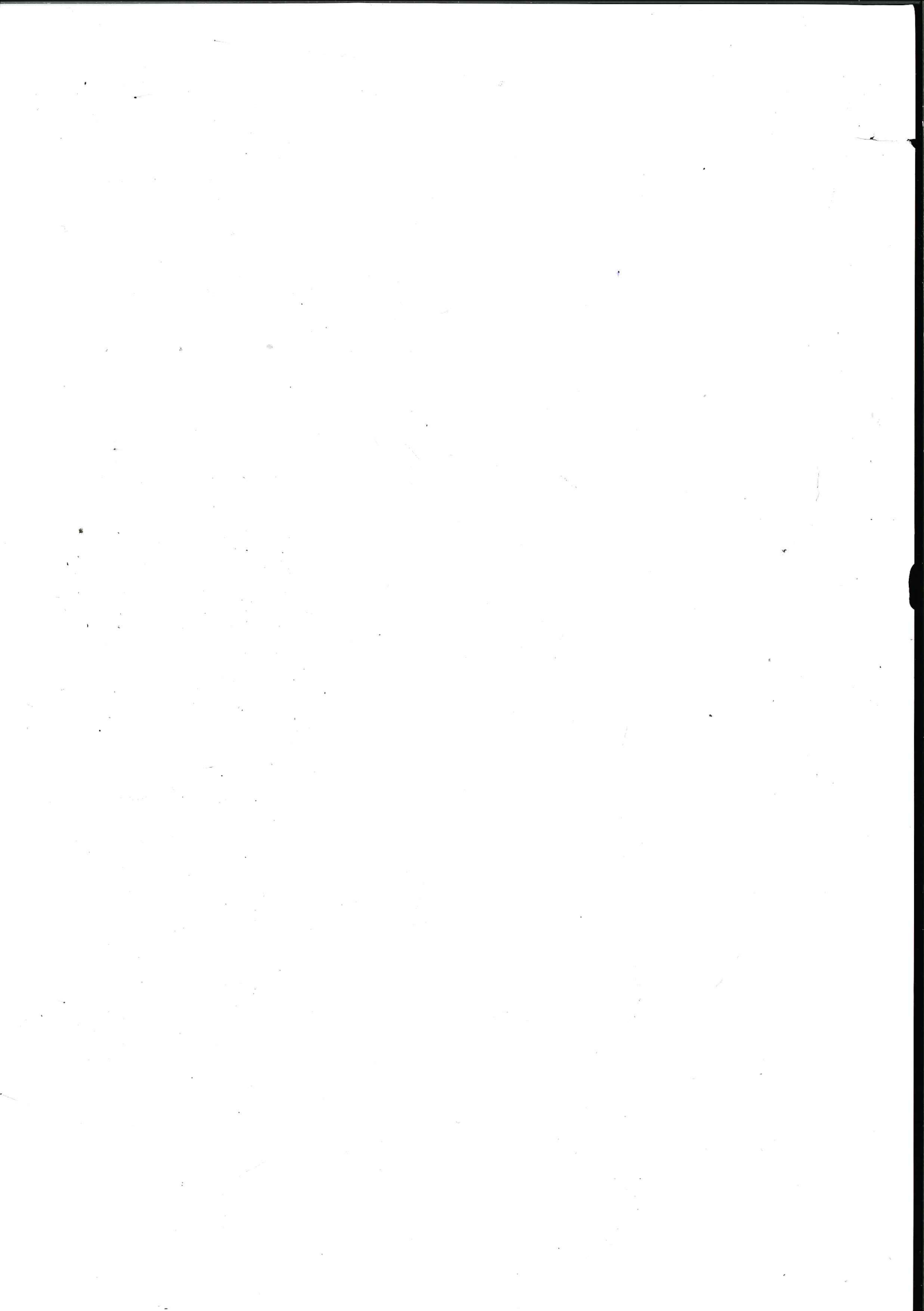
Yazar Bildirimi

“KOHLEA BOYUTLARININ MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME İLE 3 BOYUTLU OLARAK ÖLÇÜLMESİ GÜVENİLİR VE TEKRAR EDİLEBİLİR MİDİR?”

- Bu tezin kabulünden önce nerede ve ne kadarının yayınlandığını “Bilgilendirme” bölümünde belirtmiştir.
- Tezin hazırlanmasında katkısı olanları “Bilgilendirme” bölümünde eksiksiz olarak belirtmiştir.
- Bu tez ile ilgili çıkar çatışması olup olmadığını “Bilgilendirme” bölümünde belirtmiştir.
- Tez içerisinde başkalarının yayınlanmış veya yayınlanmamış çalışmalarından yapılan alıntılar için gerekli kaynakları açıkça belirtmiştir.
- Tez içerisinde başka kaynaklardan kopyalanmış olan kısımları tırnak içerisinde alarak ve izin alınan kaynağı belirterek kullanmıştır.

Nisan, 2021





Bilgilendirme

- Bu tez kabulünden önce hiçbir yerde yayınlanmamıştır.
- Tezin hazırlanmasında katkısı olanlar yazar Dr. Mehmet Bilgin Eser, Dr. Mahmut Bilal Doğan, Prof. Dr. Mahmut Tayyar Kalcıoğlu ve tez danışmanları Dr. Öğr. Üyesi Başak Atalay ve Dr. Öğr. Üyesi Nesrin Gündüz'dür.
- Bu tez ile ilgili herhangi bir çıkar çatışması yoktur.
- Bu çalışmada adı geçen ilaç, tıbbi cihaz ve laboratuvar malzemelerinin üreticileri ile herhangi bir çıkar ilişkim yoktur.

Dr. Mehmet Bilgin ESER



Teşekkür

İstanbul Medeniyet Üniversitesi Prof. Dr. Süleyman Yalçın Şehir Hastanesi Kulak, Burun, Boğaz Hastalıkları Anabilim Dalı Başkanı eğitim sürecimde olan destekleri ve bilimsel eğitime sağladığı katkılar nedeniyle Sayın Prof. Dr. Mahmut Tayyar Kalcıoğlu'na;

İstanbul Medeniyet Üniversitesi Prof. Dr. Süleyman Yalçın Şehir Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı Eğitim Sorumlusu ve tez danışmanım Radyoloji uzmanlık eğitimim süresince bilgi, beceri ve tecrübelerinden yararlandığım, tez çalışmam sırasında yardımını esirgemeyen bilimsel bilgi ve vizyonu ile yoluma ışık tutan güler yüzlü, nazik ve çok değerli hocalarım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Başak Atalay ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Nesrin Gündüz'e;

Tez çalışmam süresinde her türlü sorumluluğunu zamanında yerine getiren kıymetli arkadaşım Dr. Mahmut Bilal Doğan'a ve tezimin düzenlenmesinde yardımını esirgemeyen Dr. Merve Tarhan'a;

Eğitimim süresince sık sık birlikte çalışma fırsatı bulduğum bilgi, destek ve yardımlarını benden esirgemeyen İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniği'nde çalışmış ve halen çalışmakta olan; Ekip şefleri ve Eğitim Sorumlularına ve uzmanlarımıza;

Geçtiğimiz beş yıl boyunca birlikte çalıştığımız çok anı paylaştığımız başta asistan arkadaşlarım olmak üzere tüm Radyoloji Anabilim Dalı çalışanlarına

Üniversite mezuniyetimden beri hayatımda olan ve hayatın tüm zorluklarına birlikte direndiğimiz eşim Öznur Eser'e ve ailesine, oğlum Mete Berk'e

Bugünlere gelmemde çok emekleri olan ve desteklerini sevgilerini benden esirgemeyen sevgili annem Sabiha Eser ve Babam Galip Eser'e teşekkür ederim.

Dr. Mehmet Bilgin ESER

bilgineser@gmail.com

Özet

KOHLA BOYUTLARININ MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME İLE 3 BOYUTLU OLARAK ÖLÇÜLMESİ GÜVENİLİR VE TEKRAR EDİLEBİLİR Mİ?

Giriş: Bu çalışmanın amacı daha önce bilgisayarlı tomografi ile yapılmış olan kohlea boyut ölçümlerinin manyetik rezonans görüntüleme ile tekrar edilebilirliğini ve güvenilirliğini test etmektir.

Gereç ve Yöntem: Çalışma retrospektif, gözlemsel, analitik kurguya sahiptir. Postlingual işitme kayıplı hastaların kohlea boyutlarının bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) görüntülemeleri elde edildi. Bu görüntüler iki gözlemci tarafından 3 boyutlu olarak BT ve MR ile ölçüldü. Yapılan 3 boyutlu kohlea ölçümünün gözlemci-içi tutarlılık ölçümleri ve gözlemciler-arası tutarlılık ölçümleri Sınıf-içi korelasyon katsayısı (ICC) kullanılarak değerlendirildi.

Bulgular: Dahil edilen 35 hastanın 21'i (%70'i) erkekti. Katılımcıların yaş ortalaması $39,85 \pm 16,60$ yıldır. Gözlemci 1 ortalama kohlea boyutlarını BT'de 41.52 ± 2.25 mm ve MR'da 41.44 ± 2.18 mm olarak ölçtü, ortalama fark 0.08 (%95 GA: -0.11 - 0.27) mm olarak bulundu. Gözlemci 2 ortalama kohlea boyutlarını BT'de 41.74 ± 2.69 mm ve MR'da 42.33 ± 2.53 mm olarak ölçtü, ortalama fark -0.59 (%95 GA: -1.00 ve -0.20) mm olarak bulundu. Tam tur kohlea uzunluğu için yapılan gözlemciler arası uyum ICC ile BT için 0,90 (%95 GA: 0,84 – 0,94) iken MR'da ICC 0,69 (%95 GA: 0,46 – 0,82) olarak bulundu.

Sonuç: Bu çalışmanın sonuçları BT ile yapılan 3 boyutlu kohlea boyut ölçümlerinin gözlemciler-içi ve gözlemciler-arası uyumunun mükemmel olduğunu gösterdi. MR ile yapılan ölçümlerde gözlemciler-içi tekrar edilebilirlik özellikle tam tur kohlea uzunluğu için “iyi” ve “mükemmelken”, gözlemciler-arası uyum orta düzeyde kaldı. Bu sonuç BT görüntüleme kullanılan 3 boyutlu kohlea ölçüm yönteminin referans method olduğunu bir kez daha teyit etmiş oldu.

Anahtar kelimeler: Kohlear kanal, Korti organı, İşitme kaybı, Manyetik rezonans görüntüleme, Bilgisayarlı tomografi

Abstract

MEASURING 3D COCHLEA SIZE ON MRI: IS IT RELIABLE AND ACCURATE?

Introduction: This study aimed to test the repeatability and reliability of cochlea lateral wall length (LWL) using 3D magnetic resonance imaging.

Materials and Methods: This study was retrospective and observational. Two observers measured the cochlea LWL of patients with post-lingual hearing loss using computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI). Intra-class correlation coefficient (ICC) was used to test the intra and inter-observer agreement of the 3D cochlea measurements.

Results: Of the 35 patients included, 21 (70%) were male. The mean age of the participants was 39.85 ± 16.60 years. Observer 1 measured the mean LWL as 41.52 ± 2.25 mm on CT, and 41.44 ± 2.18 mm on MR, and the mean difference was found to be 0.08 (95% CI: -0.11 - 0.27) mm. Observer 2 measured the mean LWL as 41.74 ± 2.69 mm on CT, and 42.33 ± 2.53 mm on MR, and the mean difference was found to be -0.59 (95% CI: -1.00 and -0.20) mm. In the inter-observer agreement for LWL was 0.90 (95% CI: 0.84 - 0.94) for CT, while ICC was 0.69 (95% CI: 0.46 - 0.82) in MRI was found.

Conclusion: This study showed that the 3D measurements of cochlea made by CT showed “excellent” intra-observer and interobserver agreement. Intra-observer agreement for LWL measurements by MRI, was "good" to "excellent," while the interobserver agreement was "moderate." These results confirmed that the 3D cochlea measurement method using CT imaging is the reference method.

Keywords: Cochlear duct, Organ of Corti, Hearing loss, Magnetic resonance imaging, Computed tomography.

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
TABLolar DİZİNİ	ix
KISALTMALAR	ix
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
1.1. KOHLEA BOYUT ÖLÇÜMLERİNİN TARİHÇESİ	1
1.2. AMAÇ	6
2. GENEL BİLGİLER	7
2.1. İÇ KULAK VE KOHLEA EMBRİYOLOJİSİ.....	7
2.2. İÇ KULAĞIN FİZYOLOJİ VE ANATOMİSİ.....	11
2.3. İŞİTME KAYBI VE COCHLEAR İMPLANT TEDAVİSİ.....	12
2.4. İÇ KULAĞIN BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLEMESİ....	15
2.5. İÇ KULAĞIN MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMESİ.....	20
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	22
3.1. ETİK KURUL ONAYI.....	22
3.2. ÇALIŞMANIN KURGUSU	22
3.3. OLGULAR.....	22
3.4. TEMPORAL BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ÇEKİM PROTOKOLÜ .	23
3.5. İNTERNAL AKUSTİK KANAL MANYETİK REZONANS ÇEKİM PROTOKOLÜ.....	24
3.6. VERİLERİN KAYIT EDİLMESİ VE İŞLENMESİ	26
3.7. İSTATİSTİK YÖNTEMLER.....	28
4. BULGULAR.....	29
4.1. DEMOGRAFİK BULGULAR	29
4.2. KOHLEA BOYUTLARI VE GÖZLEMCİLER-İÇİ UYUMU	29
4.3. GÖZLEMCİLER ARASI UYUM	31
5. TARTIŞMA	33
5.1. KOHLEA BOYUT ÖLÇÜMLERİNİN KLİNİK GEREKLİLİĞİ	33
5.2. ÜÇ BOYUTLU KOHLEA ÖLÇÜMLERİNİN GÜVENİLİRLİĞİ	34
5.3. GÖZLEMCİLER-ARASI UYUMDAKİ FARKLILIKLAR KLİNİK OLARAK ANLAMLI MIDIR?	36
5.4. BT VE MR'DAKİ TEKNİK FARKLILIKLARIN ÖLÇÜMLER ÜZERİNE ETKİSİ	37

5.5. ÇALIŞMANIN KISITLILIKLARI.....	37
6. SONUÇLAR	39
KAYNAKÇA.....	40
EK-1 ETİK KURUL KARARI.....	56
EK-2 TEZ BAŞLIĞI DÜZENLEME OLURU.....	58



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Korti organı ölçümü tarihçesi.....	2
Şekil 1.2. BT görüntüsü üzerinde en çok ölçülen kohlea metrikler.....	3
Şekil 1.3. Üç boyutlu olarak rekonstrükte edilmiş Kohlea.....	4
Şekil 1.4. Üç boyutlu olarak rekonstrükte edilmiş Kohlea kesiti.....	5
Şekil 2.1. Kohleanın embriyolojik gelişimi.....	8
Şekil 2.2. Gelişimi normal olarak tamamlamış 2.5 tam tur kohlea.....	12
Şekil 2.3. Ortalama uzunlukta insan kohleası için Greenwood fonksiyonu ve uygun kohlear implantı.....	14
Şekil 2.4. Kesit Kohleanın mikro-BT görüntüsü.....	16
Şekil 2.5. Kohlear anomali oluşum mekanizmaları.....	19
Şekil 2.6. Kohlear hipoplazi alt tipleri.....	19
Şekil 2.7. Ortak kavite hastasına yapılan implant cerrahisi.....	21
Şekil 2.8. Mantar tıpa tipi stoperi bulunan elektrod.....	21
Şekil 3.1. Kohleanın 3 boyutlu ölçümünün şematik olarak gösterimi....	27
Şekil 3.2. MR ölçümüne ait görüntü.....	27

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Kulağın embriyolojik gelişimi.....	9
Tablo 2.2. Kohlear malformasyonlarında izlenen radyolojik bulgular...	18
Tablo 3.1. İnternal akustik kanal MR protokolü.....	25
Tablo 4.1. Gözlemci 1'e ait kohlea ölçüm gözlemler.....	30
Tablo 4.2. Gözlemci 2'ye ait kohlea ölçüm gözlemler.....	31
Tablo 4.3. Kohlea ölçümlerinin gözlemciler arası BT ve MR görüntüleme uymu.....	32

KISALTMALAR

BT: Bilgisayarlı tomografi

MR: Manyetik rezonans

MDBT: Multi-dedektör bilgisayarlı tomografi

ICC: Sınıf-içi korelasyon katsayısı

GA: Güven aralığı

LWL: Lateral wall length

CT: Computed tomography

MR: Magnetic resonance

ABR: Auditory Brainstem Response

ICC: Intra-class correlation coefficient

1. GİRİŞ VE AMAÇ

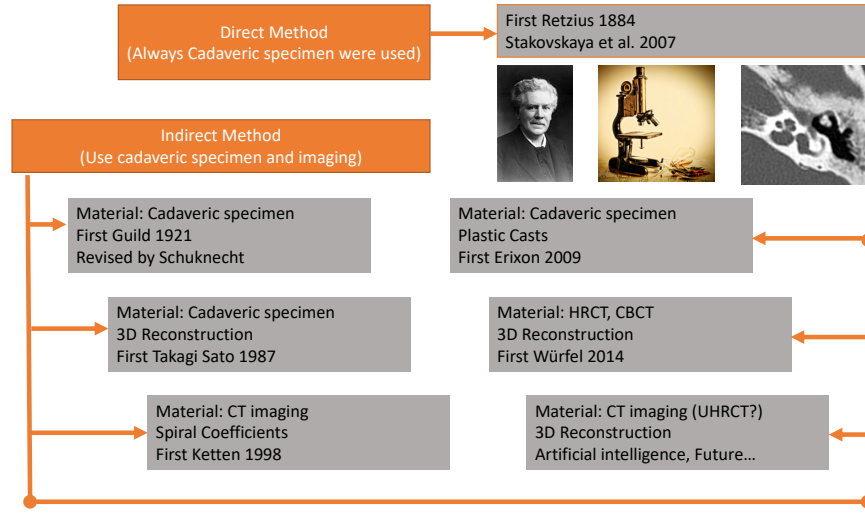
Kohlea boyut ölçümlerinin amacı ilk araştırmacılar için kohleanın anatomisini, işitme ve denge organlarının fizyolojisini anlamaktı (1,2). 20. yüzyıl ortalarında kohlear implant cerrahisi yapılmaya başlandı (3). 21. yüzyıl başında hızla gelişen görüntüleme teknolojisi çok sayıda hastanın operasyon öncesi görüntülemesinin yapılmasını sağladı (4–9). Özellikle son 20 yılda kohlea boyutu ölçümleri ile ilgili pek çok araştırma yapıldı (4–16). Bu ölçümlerin nihai amacı kohlear implant adayı hastalara hastanın anatomi ve fizyolojisine en uygun kohlear implantı seçmektir (9,17–20). Yakın gelecekte kohlear implant hastasının spesifik anatomi ve tonotopisine uygun özel tasarım kohlear implantlar bu ölçümlerin mükemmelleşmesi ile mümkün olabilecektir (21–23).

1.1. KOHLEA BOYUT ÖLÇÜMLERİNİN TARİHÇESİ

Kohlea anatomisi anlamak için yapılan ilk gözlemler anatomik diseksiyon yönteminin ve ışık mikroskopunun gelişmesi ile mümkün olmuştur. Kohleanın boyutları ve yoğun kortikal kemikle çevrili olduğu göz önüne alındığında bu durum kaçınılmazdı. Kayda geçen ilk gözlemler 1865 yılında Hensen, 1873 yılında Waldeyer ve 1876 yılında Krause tarafından yapılmıştır (1). Üç araştırmacının dört gözleminde Korti organı uzunluğu 28,0 ile 33,5 mm arasında değişmekteydi. Daha sonra 1884’de Retzius 5 kulak üzerinde yaptığı direkt mikroskopik ölçümlerde Korti organı uzunluğunu 33.5 mm buldu (24). Retzius insan kohleasının boyutlarının çok varyasyon göstermediğini düşünüyordu. Direkt histolojik yöntemin avantajı en doğru sonucu vermesidir, dezavantajı ise sadece histolojik spesimen kullanılarak ölçüm yapıldığı için gözlem sayısının kısıtlı olmasıdır. Bununla birlikte 3 boyutlu spiral şekilli kohleanın 2 boyutta ölçülmesi ölçüm güvenilirliğini etkilemektedir (1). Bu yöntemle yapılan çalışmalar incelendiğinde gözlem sayısının 6 ile 50 arasında olduğu görülecektir (2).

1921’de Guild direkt histolojik yöntemdeki dezavantajları gidermek için 2 boyutlu indirekt bir ölçüm yöntemi önerdi fakat yöntemde önceki yöntem gibi kohleanın 3 boyutlu spiral yapısını ölçmek konusunda yetersizdi (25). Bu nedenle bu ilk dönem ölçümlerin kohlea boyutlarını olduğundan hafif kısa ölçtükleri öne sürülebilir. Bu olumsuzlukları gidermek için Schuknecht 1953’te indirekt yöntemi kohleanın 3 boyutlu yapısını göze alarak yeniden düzenledi (26).

Measuring Organ of the Corti



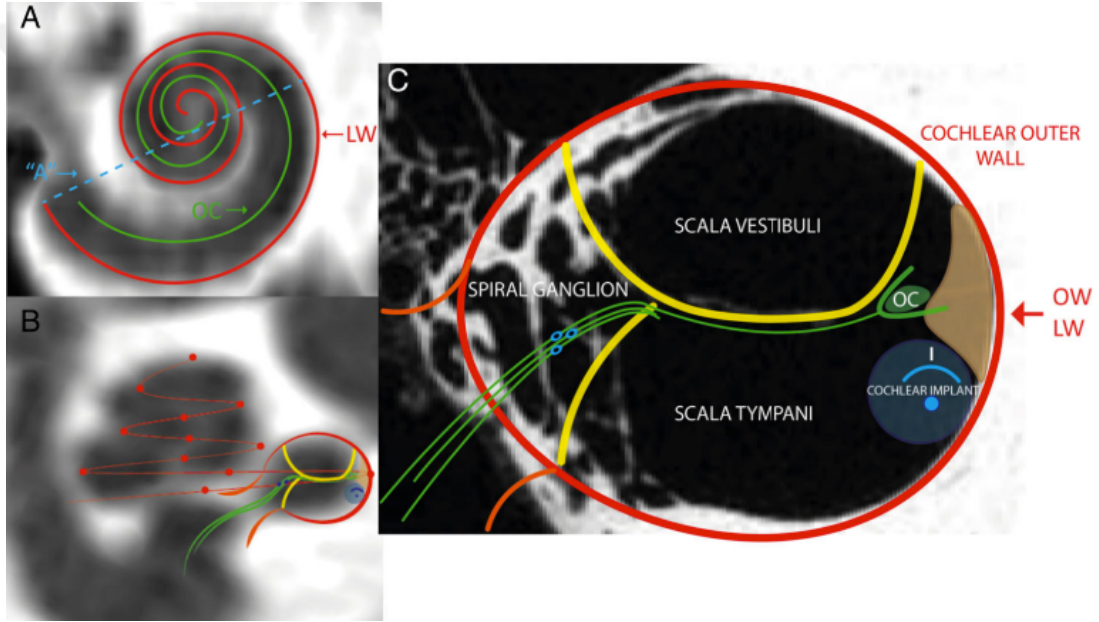
Şekil 1.1. Korti organı ölçümü ilk kez Retzius tarafından 1884 direk yöntemle ışık mikroskopisi yapılmıştır. Günümüzde plastik kaslardan, çeşitli CT ve MR görüntüleme yöntemlerine her türlü materyalle ölçüm yapılmıştır (27).

Daha sonra Bredberg 1965 ve 1968 tarihli çalışmalarında öncelikle kohleanın vasküler ve nöral desteğini incelediği çalışmalarında, 20 hafta üstü fetüsleri de dahil ederek bu örneklerin de yetişkin hastalar ile benzer boyutlarda kohlealara sahip olduğunu gözlemledi (28,29).

1989 yılına kadar yapılan tüm gözlemler direkt veya indirekt histolojik yöntemleri ve mikrometreyi kullanmışlardı. Bu yılda yapılan bilgisayar destekli ilk 3 boyutlu yeniden modelleme çalışmasında kohlea spiral şekli ile başarılı bir şekilde modellendi (30). Kawano ve ark. 1996 yılında 6 örnekte yaptığı 3 boyutlu incelemede hem Korti organını hem de kohlea dış duvarını ölçtü (31).

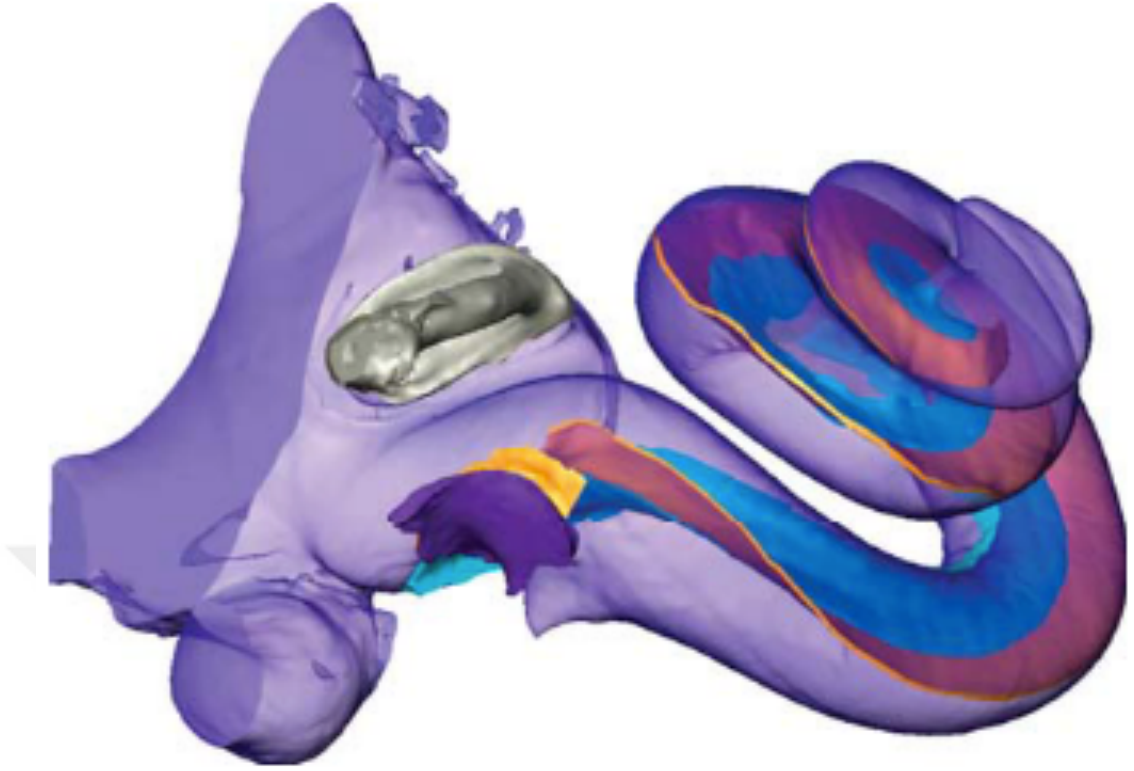
Marsh ve ark. Kohlea bazal dönüşünün düzlemini görüntülemek üzere “kohlear view” olarak tanımladıkları oblik açı ile direk grafi yöntemini önerdiler (32). Bu görüntülemelerde kohlear implant cerrahisi geçiren hastalarda implantın pozisyonu direk

grafi yöntemiyle net bir şekilde gösterilebiliyordu. 1990'lı yılların sonunda kronik otit, kohlear implant cerrahisi önce multi-dedektör BT (MDBT) kullanımı arttı (4,5). Bunu görüntüleme kesit kalınlıklarının submilimetrik boyutlara inmesi ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonun uygulanması takip etti (7,33). Bu teknolojik gelişmeler Ketten gibi araştırmacıların kohlear view'da alınan bazal dönüş çapı ve spiral formülü ile kohlea uzunluğunu tahmin etmesinin önünü açtı (4). Daha sonra Escude ve ark. "A" değerini tarifledi. "A" değeri bugün kohlear implant cerrahisi öncesinde kohlea boyutunu değerlendirmede en sık kullanılan yöntemdir (5). "A" değeri şekil 1.2.'de gösterilmiştir. Bunu takip eden zamanda Erixon ve ark. plastik modeller kullanarak kohlea dış duvarını ölçtüler (14,34).



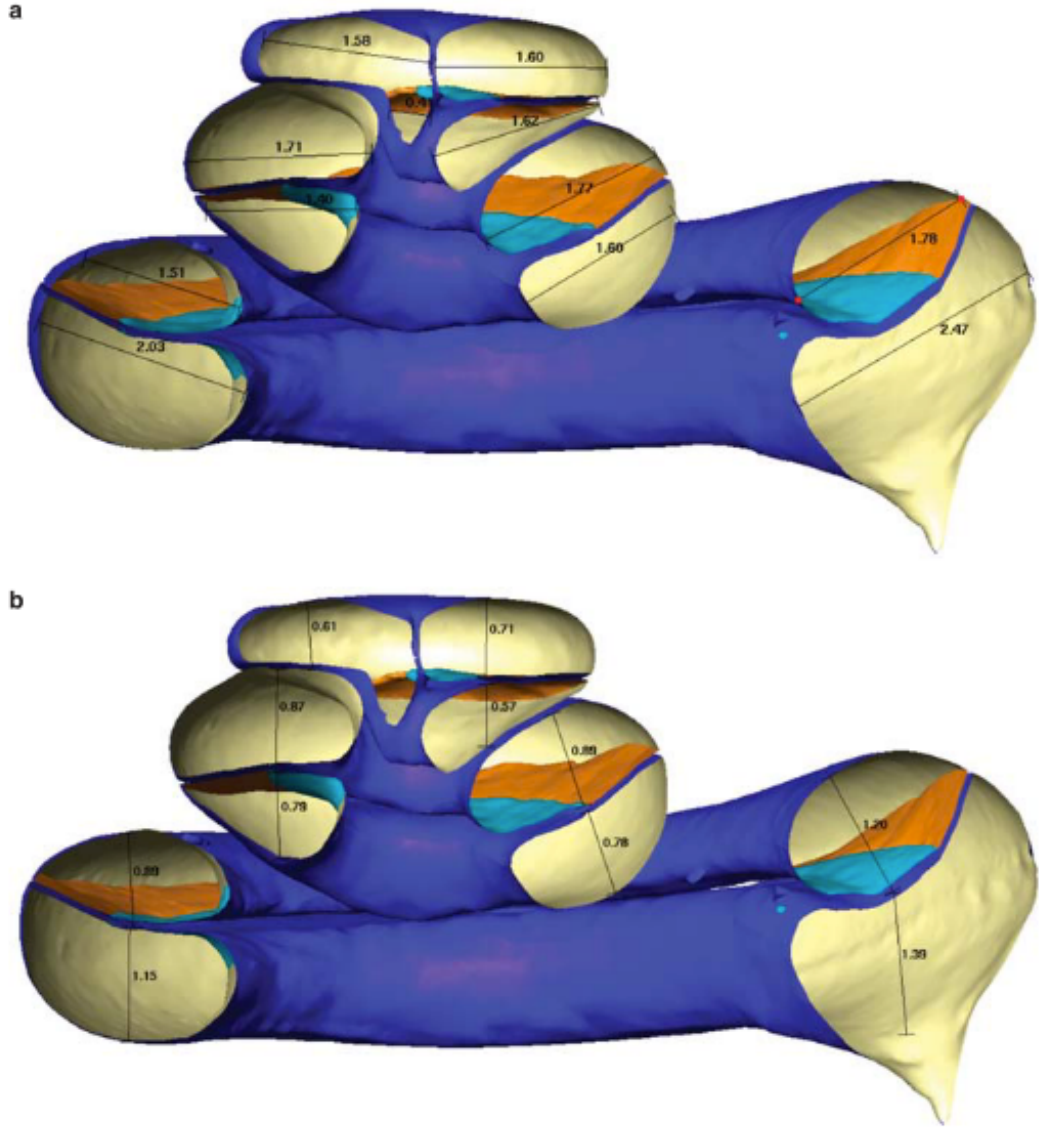
Şekil 1.2 Klinik BT görüntüsü üzerinde en çok ölçülen kohlea metrikler gösterilmiştir. Kırmızı devamlı çizgi kohleanın dış duvarını göstermektedir, yeşil devamlı çizgi Korti organını temsil etmektedir. Kohlear bakışta kesikli mavi çizgi "A" değerini göstermektedir. Bu metriklerden klinik görüntüler üzerinde kohlea dış duvarı ve "A" değeri kohlear kanal uzunluğunu değerlendirmek için kullanılmaktadır (2).

Wüfel ve ark. konik ışınli BT ve Meng ve ark. MDBT ile yaptıkları 3 boyutlu kohlea (Şekil 1.3. ve 1.4.) ölçüm çalışmalarında ilk 2 dönüş için literatür ile oldukça benzer sonuçlar elde ederken apikal dönüş için elde edilen sonuçlar önceki literatürden oldukça kısaydı (6,7).



Şekil 1.3 Üç boyutlu olarak rekonstrükte edilmiş Kohlea (Mor), Korti organı (Turuncu) ve Spiral ganliyon (Mavi) (35).

En güncel görüntüleme yöntemleri olan mikro-BT ve sinkrotron radyasyon faz-kontrast görüntüleme yöntemleri ile çok yüksek çözünürlüklü görüntüler geçtiğimiz birkaç yılda elde edildi (36–43). Bu yüksek çözünürlük Korti organının direk görüntülenmesine olanak verirken, en büyük kısıtlılığı ise görüntülenebilecek materyal hacminin çok sınırlı olmasıdır. Bu yöntemler kullanılarak insanda in vivo görüntüleme yapmak spesimen hacmi kısıtlaması nedeniyle mümkün değildir. Araştırmacılar bu zorluğun üstesinden kadavradan elde edilen temporal kemik spesimenleri üzerinde gözlem yaparak gelmişlerdir (40,42). Bu çözüm daha önce direkt-indirekt histolojik yöntemlerde olduğu gibi gözlem sayısının kısıtlı kalmasına sebep olmuştur. Yine de bu yöntemle yakın zamana kadar apikal dönüşün proksimalinde sonlandığı düşünülen korti organının neredeyse apikal sonlanım noktasına kadar uzandığı gösterilmiştir (10,44).



Şekil 1.4 Üç boyutlu olarak rekonstrükte edilmiş Kohlea (Mor), Korti organı (Turuncu) ve Spiral ganlipt (Mavi). Bu şekilde görülen kohleanın bazal dönüşten apikale doğru gidildikçe yükseklik ve çap kaybettiğidir. Özellikle ikinci dönüş ve apikal dönüşün sınırları bu yakınlaştırılmış görüntüde bile birbirinden güçlükle ayrılmaktadır (35).

Koch ve ark. 2017 yılında bu ölçüm yöntemlerinin tarihçesini özetlemişlerdi (1). Takip eden yıl Schurzig ve ark. tarafından 7 farklı spiral metod ve 3 boyutlu yeniden modelleme karşılaştırılmış ve en güvenilir yöntemin 3 boyutlu yeniden modelleme olduğu gösterilmiştir (18). Atalay ve ark. çok yakın zamanlı meta-analizlerinde 63 çalışma ve 4708 kohleadan gelen veriler ile Korti organ uzunluğunun ortalama 32.94 mm ve kohlea lateral duvar uzunluğunun 40.03 mm olduğunu gösterdi (2). Bununla birlikte yöntem olarak hemen tüm in vivo çalışmalar radyasyon içeren MDBT, konik

ışını-BT gibi yöntemler kullanılmaktaydı. Bu meta-analize dahil edilen çalışmalar arasında yalnızca bir çalışma “A” değerinin tekrar edilebilirliğini MR görüntüleme ile test etmişti. Bu çalışma dışında MR görüntüleme ile 3 boyutlu ölçüm yapmayı deneyen sınırlı çalışmalar mevcuttu (45,46).

Kohlear implant öncesi görüntülemelerde kemik yapıların, fasiyal sinir seyrinin ve iç kulak anomalilerin değerlendirilmesinde referans yöntem BT’dir, MR görüntüleme ise internal akustik kanalda kohlear sinir varlığını değerlendirmede referans yöntemidir (47–49). Günümüzde kohlear implant cerrahisi öncesinde her iki görüntüleme yöntemi birlikte kullanılmaktadır. BT’nin iyonizan radyasyon kullanarak görüntüleme yapması en önemli dezavantajıdır, yakın gelecekte zero TE gibi MR sekansları implant öncesi BT ihtiyacını ortadan kaldırabilir (50,51). Kohlear implant adayı hastaların bir kısmının prelingual işitme kayıplı bireyler olduğu düşünüldüğünde radyasyondan korunmanın gerekliliği ortadadır.

1.2. AMAÇ

Bu çalışmanın amacı daha önce bilgisayarlı tomografi ile yapılmış olan kohlea boyut ölçümlerinin manyetik rezonans görüntüleme ile tekrar edilebilirliğini ve güvenilirliğini test etmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İÇ KULAK VE KOHLEA EMBRİYOLOJİSİ

Temporal kemik denge ve işitme organlarının yerleşim yeridir (48). İlkel canlılarda temporal kemik sadece denge için mevcutken yüksek canlılarda işitme fonksiyonu da mevcuttur. Bu tez çalışmasının odağı iç kulak ve özellikle kohlea olduğu için daha çok bu pencereden embriyoloji özetlenecektir.

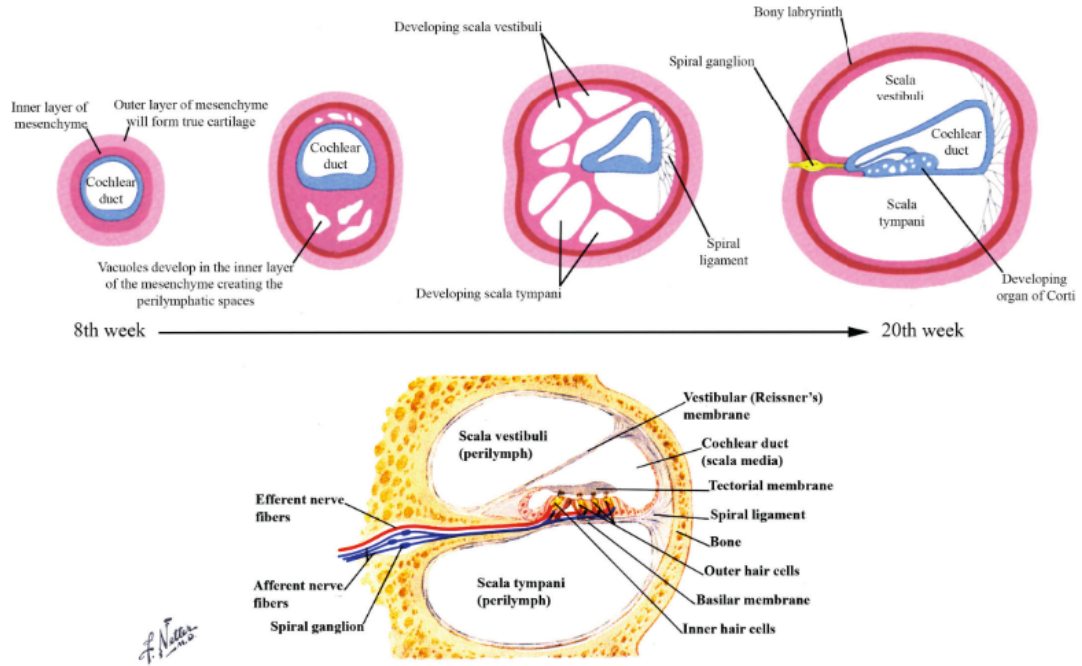
Üçüncü haftanın sonunda iç kulağın oluşumu otik plakodun oluşumu ile başlar (48). Bunlar gelişen beynin her iki yanında tabak biçimli ektodermal yapılardır. Bu gelişim çeşitli transkripsiyon faktörleri ve fibroblast büyüme faktörlerinin etkisi ile olur. Aynı anda nöral krest fasiyal sinirin motor liflerini oluşturmak üzere şekillenmeye başlar. Dördüncü haftanın başlarında yüzey ektoderminden otik plakodun mediale doğru çökmesi ile otik çukur oluşur, dördüncü haftanın sonların bu çukur lateralden kapanarak otik kisti oluşturur. Eğer otokist oluşmazsa komplet labirintin aplazi ile sonuçlanır ki Michel deformitesi olarak da bilinir (52,53). Sıklıkla bu duruma kohlear sinir yokluğu eşlik eder (48,52).

Beşinci haftanın başında nöral krestte steoakustik ve fasiyal sinir hücreleri ayrışır, sonrasında genikulat ve steoakustik gangliyonlar farklılaşır (48). Otokist yüzey ektodermi ile döşelidir, buradan iç kulaktaki tüm hücreler farklılaşır. Otokist bu aşamada iki bölüme ayrılır, süperior segmentinden; endolenfatik kanal, utrikül ve yarım daire kanalları, inferior segmentinden; sakkül ve kohlear kanal gelişir. Bu ayrışmanın olmaması veya duraklamasıyla rudimenter otokist, ve ortak kavite

anomaliler

gelişir

(48,52).



Şekil 2.1. Kohleanın embriyolojik gelişiminin en önemli aşaması olan 8. ve 20. haftadaki gelişim şematize edilmiştir (48).

Kohlear kanal sekizinci haftada ilk turunu, onuncu haftada ikinci turunu tamamlar ve tam 2.5 tam tur uzunluğuna 22-25. haftada ulaşır (48). Bu noktadan sonra herhangi bir boyut değişikliği göstermeyen kohlear kanal uzunluğu erişkin halini almış olur. Korti organı bazal dönüşten apikal dönüşe doğru dokuzuncu haftada şekillenmeye başlar, 20. haftada skala timpani, skala vestibuli, skala media, korti organı ve spiral gangliyon şekillenmiştir.

Tablo 2.1: Kulağın embriyolojik gelişimi

Yaş (Hafta)	Dış Kulak	Orta Kulak	İç Kulak
3			Otik plakod, statoakustik gangliyon hücreleri belirir.
4	Dış kulak kanalı alçalmaya başlar.	İlk boşluk oluşur.	Otokist oluşur.
5	Kartilajı oluşturacak tepecikler belirir.	Kemikçikler mezenkimden farklılaşmaya başlar.	Otokistden vestibül, kohlea, yarım daire kanalları ayrışmaya başlar.
6	Tepeciklerin 6'sı da mevcuttur.	Kartilaj şekillenir. İncus ve malleus mevcuttur.	Superior yarım daire kanalı, utrikul ve sakkul tamamlanır. Kohlear kanal gelişmeye başlar.
7			Makula mevcuttur. Kohlear kanalda sensöryal çıkıntı oluşmaya başlar.
8	Dış kulak yolu ve heliks forme olmuştur.	İncumalleolar ve inkudostapedial eklem formedir.	Kohlear kanal 1,5 turn uzunluğundadır. Krista mevcuttur. Otik kapsülden prekartilaj vakaoller gelişir.
9		Timpanik membran üç katlı yapısına kavuşur.	Sinir lifleri sensöryal epitele giriş yapar. Oval pencere belirir.
10		Stapes şekillenir. Fasiyal sinir orta kulaktan geçer.	Kohlea 2,5 dönüş uzunluğundadır.
11			Sinaptik bağlantıları bulunan tüylü hücreler belirir.
12		Timpanik ring kemikleşir.	Otokonal membran mevcuttur.
16		Malleus, İncus ve Stapes kemikleşir.	Otik kapsül kemikleşmeye başlar.

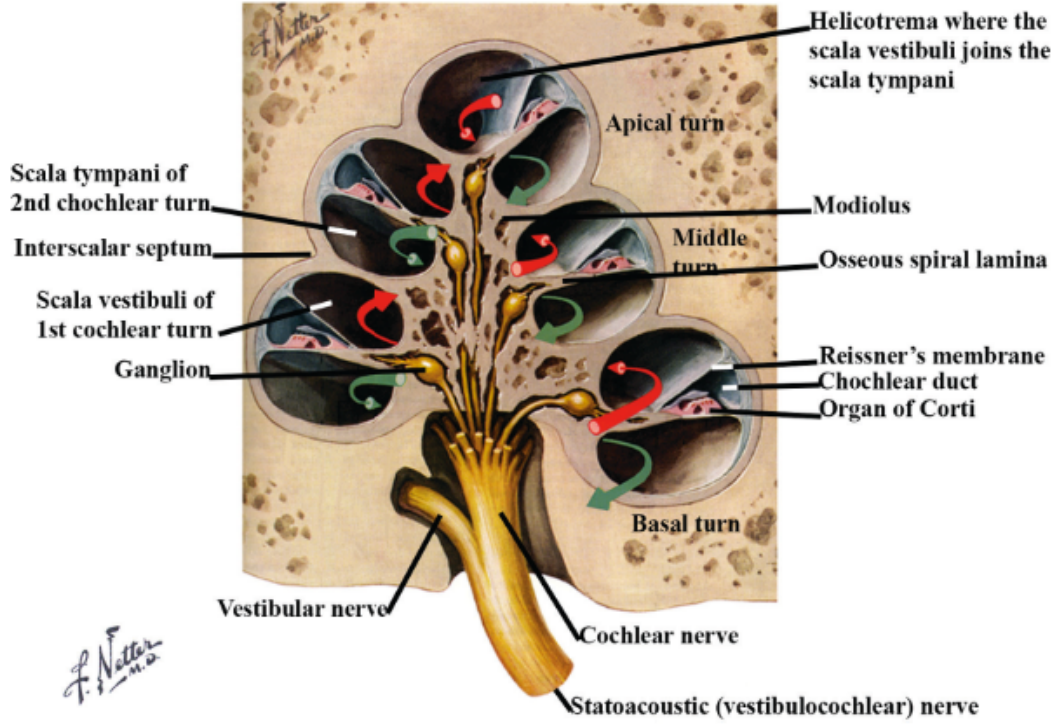
18	Dış kulak neredeyse yetişkin formunu almıştır.		
20	Dış kulak yolunu kapatan plug çözülmeye başlar.	Timpanik kavite açılmaya başlar.	Kohlear kanal ve membranöz labirent son boyutuna ulaşır.
22		Mastoid antrum gelişmeye başlar.	Kohlear kanal her seviyede mevcut olup bazal dönüş tamamen fonksiyoneldir.
23			Otik kapsül tamamen kemikleşmiştir.
24			Perilenfatik boşluk tamamlanmıştır.
26		Fasiyal sinir ikinci diz olarak bilinen kıvrımını yapar ve yetişkin pozisyonuna gelir.	
28	Dış kulak yolu tamamen açılır.		
30		Malleus ve inkus tamamen kalsifiye olmuştur.	
34		Kemikçikler orta kulakta tamamen serbestleşmiştir. Mastoid hava hücreleri gelişmeye başlar.	

2.2. İÇ KULAĞIN FİZYOLOJİ VE ANATOMİSİ

İç kulak kemik labirentten oluşur ve bu yapı insanda bulunan en yoğun kemik yapıdır (47,54–56). İşitme ve dengeden sorumlu organlar; kohlea, vestibül ve yarım daire kanalları olarak sıralanabilir (48). Bu yoğun kemik yapı içerisinde perilenf deneni sıvı bulunur ve çeşitli membranlar ile birbirinden ayrılır. Bununla birlikte bu membranlar görüntülemeye bugünkü teknoloji ile in vivo olarak ayırt edilemezler. Yoğun kemik yapı BT’de oldukça hiperdens ve perilenf oldukça hipodens görünür. Bununla birlikte, T2 ağırlıklı MR’da ise perilenf hiperintens ve kemik yapı yoğun kalsifiye yapısı nedeniyle hipointens görünür. Bu denli yüksek bir dansite-intensite farkı hem BT hem de MR’da bir parsiyel volüm artefaktına neden olur (9). BT’de hiperdens kemik yapı perilenf sınırını silerek kohleanın lateral duvarının olduğundan daha kısa ölçülmesine neden olabilir. MR’da ise tam tersine ölçülenin hiperintens perilenf sıvısı olması nedeniyle hipointens kalın kortikal kemik sınırı silinir ve perilenf lehine parsiyel volüm artefaktı oluşur. Bu sebeplerle BT ve MR ölçümleri arasında bir farkın olması doğaldır, önemli olan bu farkın istatistiksel ve klinik olarak ne kadar anlamlı olacağıdır. Biz bu çalışmada bu farkların ölçümü ne kadar etkilediğini de gözlemlemiş olacağız.

Sesin orta kulak kemikçikleri boyunca iletilerek iç kulağa ilk giriş yaptığı yer oval penceredir (48). Görüntülemeye oval pencere stapesin iki bacağına oturduğu alan olarak tespit edilebilir. Ses dalgası skala vestibüle girer ve kohlear kanal boyunca helikotrema ile ilerler (54,55). Bu ilerleme sırasında kohlear kanalda bulunan endolenfi de titreştirerek Korti organındaki titreşim tüy hücreleri ile fiziksel etkileşime girer ve onların fiziksel olarak dik pozisyonundan yatay pozisyona geçmesine neden olur. Bu fiziksel etkileşim bir dizi kimyasal yol ve yolağı aktive ederek nihayetinde vestibüler sinirde işitme duyusunun oluşmasını sağlar. İşitme verisi ilk olarak spiral gangliyona oradan da pons yerleşimli vestibüler çekirdeğe ulaşır. Vestibüler çekirdekten işitme reflekslerini kontrol eden inferior kollikulus ve medial genikül cisimciğe afferent ve efferent yollar uzanır (48). İşitme duyusu temporal lobda Broadman’ın 41. alanında yerleşmiştir. Sesin iç kulaktaki yolculuğuna devam edecek olursak; helikotrema ile ulaşan ses dalgası buradan skala timpaniyi takip eder ve titreşim yuvarlak pencerede

sonlanır. Böylece işitme yolağı tamamlanmış olur. Kohlea anatomisi ve ses dalgasının kohleada izlediği yol şekil 2.2’de gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Gelişimi normal olarak tamamlamış 2.5 tam tur kohlea şematize edilmiştir. Kırmızı oklar sesin stapes, oval pencere ve skala vestibülü boyunca iletimini gösterirken, helikotrema'dan itibaren skala timpaniye boyunca iletilen ses dalgası yuvarlak pencerede sönümlenir (48).

2.3. İŞİTME KAYBI VE COCHLEAR İMPLANT TEDAVİSİ

İşitme kaybı işitme duyusunun kısmen veya tamamen kaybı olarak tanımlanabilir (3). İşitme kaybının mekanizması ele alındığında işitme kaybı ileti tipi, sensörinöral tip ve mikst tip olarak sınıflanabilir. İleti tipi kayıp daha çok dış kulak ve orta kulakla ilgili; dış kulak yolunda serumen, timpan membranda yırtılma-kalsifikasyon, akut ve kronik otit, dış kulak yolunda ekzositoz gibi nedenlerle ilişkilidir (9,57–65). Sensörinöral işitme kaybı ise yaşlanmaya bağlı presbiakuzi, gürültüye maruz kalma ile ilişkili işitme kaybı, ilaç etkileşimleri gibi nedenlerle ortaya çıkabilir. Mikst tip işitme kaybının sebepleri arasında genetik nedenler, enfeksiyonlar ve travma sıralanabilir. İşitme kaybının hasta açısından zamanlaması aynı şekilde önemlidir ve bu zamanlama da sınıflandırılmıştır. Bu ikinci sınıflamada konuşmanın evresi önemlidir. Prelingual

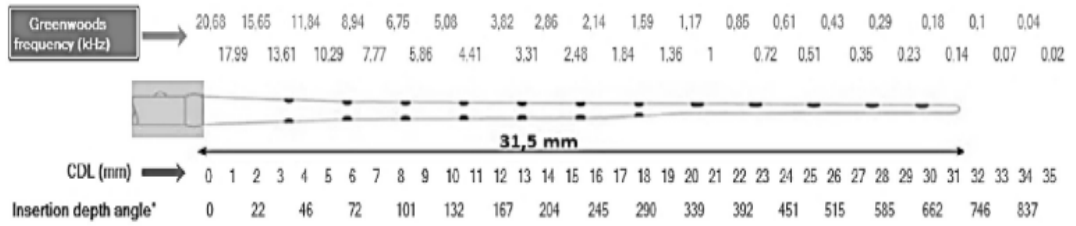
dönem konuşma öncesi dönemi tanımlar ve 0 – 2 yaş arasında gerçekleşen işitme kayıplarını tarifler (66,67). Bu grupta bir alt grup olarak konjenital işitme kayıplı hastalar mevcut olup bu hastaların %20'si konjenital iç kulak anomalileri ile karşımıza çıkar, bununla birlikte hastaların %80'inde hiçbir kulak anomalisi yoktur (68). Yakın zamanda iç kulak anomalisi göstermeyen hastaların kohlea boyutlarının normalden küçük olduğu gösterilmiştir (9). İkinci grup konuşmanın şekillendiği dönemde oluşan işitme kayıplarını tarifleyen perilingual işitme kaybı grubudur ve bu hastaların işitme kaybı 2 – 5 yaş aralığında gerçekleşir. Postlingual işitme kaybı ise dil gelişiminin tamamlanmasından sonra gerçekleşen işitme kayıplarını tariflemektedir (69).

İşitme kaybının değerlendirilmesinde sıklıkla odyometrik tetkikler kullanılmaktadır. yenidoğan ve infantta daha çok Auditory Brainstem Response (ABR) kullanılırken yetişkinde işitme kaybının derecesini tespit etmek için saf ses odyometrisi kullanılır, 0 – 20 desibel (db) normal işitme eşiği kabul edilir. Odyometrede 21 – 40 db hafif işitme kaybını, 41 – 60 db orta işitme kaybını, 61 – 80 db ciddi işitme kaybını, 80 db üzeri ise derin işitme kaybını işaret eder (70). 80 db'e kadar olan işitme kayıplarında kulak içi işitme cihazları sıklıkla kullanılır. Derin işitme kaybının tedavisinde ise kohlear implant bir seçenektir. Ülkemizdeki kohlear implant uygulaması için güncel sağlık uygulama tebliğine göre yetişkinlerin bilateral derin işitme kayıplı olması ve 3 ay süreyle kullandığı bilateral kulak içi işitme cihazından fayda görmediğini sağlık kurulu raporu ile belgelendirilmesi gerekmektedir. Prelingual hastalarda 1 yaş öncesi kohlear implant uygulanamamakta ve yeterli iç kulak gelişimi şart olarak ortaya koyulmaktadır. Kohlear implant uygulanan prelingual hastaların tedaviye mükemmel yanıt verdiği literatürle ortaya konmuştur (71–75). Yetişkinlerde implantın uygulanma yaşı ve kişinin implant öncesi kognitif durumunun implant başarısına etkisi olabileceği öne sürülmüştür (69,76–79).

Alessandro Volta iç kulağın elektrik uyarımını 1790 yılında kendi üzerinde yaptığı deneylerde gösterdi (3). İlk kohlear implantlar 20. yüzyıl ortalarında 1957'de Djourno ve Eyries tarafından icat edildi. William House 1960'lı yıllar boyunca kohlear implant tasarımları üzerinde çalıştı. Basit tel ve top şekilli elektrotlar ile skala timpaniden Korti organının elektrikselsel olarak uyarılabileceğini gösterdi. İlk ticari kohlear implantların klinik denemelerinin başlaması 1972 yılını buldu. Tek kanallı olan bu cihazların işitmeye katkısı sınırlıydı. Clark 1977'de çok kanallı kohlear implant teknolojisini

geliştirdi ve bu tasarıma Amerikan gıda ve ilaç dairesi tarafından kullanım onayı verildi. Bugün ideal kohlear implant (Şekil 2.3.) hastanın kohlear kanal anatomisine en uygun uzunlukta olan ve hastanın tonotopisi ile en uyumlu implant olarak tariflenebilir (21,80–83). Bu implantın tespitinde en önemli araç günümüzde implant cerrahisi öncesi yapılan görüntüleme kohlear kanal uzunluğunun ölçülmesi ile bulunur.

Günümüz kohlear implant cihazlarından beklenen akustik uyarıyı tespit etmesi ve yakalaması (mikrofon), işlenmesi (konuşma işleme yazılımı ve devre), spiral gangliyon nöronlarına iletmesi (elektrot dizisi ve spiral gangliyon nöronları), ileti elektrik sinyallerine (bobin, alıcı / uyarıcı) dönüştürmesidir. Bu ileti spiral gangliyon nöronlarından aksiyon potansiyelleri olarak işitme merkezlerine iletilecektir ve işitme bu yolla gerçekleşmiş olacaktır (3).



Şekil 2.3. Ortalama uzunlukta insan kohleası için Greenwood fonksiyonu ve uygun kohlear implant gösterilmiştir. Kohlear kanal uzunluğu hem milimetre hem de açı cinsinden verilmiştir. Elektrod benzer bir hastaya bu şekilde yerleştirilirse 20.000 Hertz ile 100 Hertz arasını kapsayacaktır ki bu ideal bir implantı yerleşimidir (21).

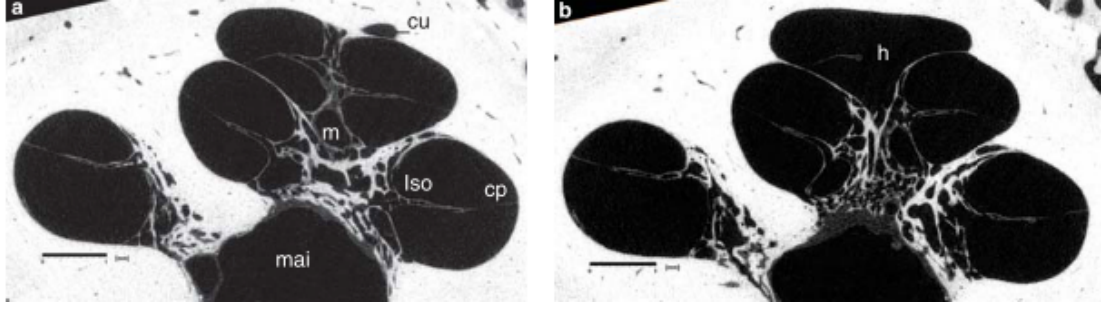
Gelecekte tamamı ile implante edilebilir kohlear implant geliştirme çalışmaları devam etmektedir, çünkü dış ünitenin duş ve yüzme gibi aktivitelerde çıkarılması gerekmektedir (3). Tabi ki bu ilerlemeyi mümkün kılacak en önemli gelişme kohlear implantın uzaktan programlanabilir olması olacaktır, implant ne kadar iyi yerleştirilmiş olursa olsun zamanla skala timpani içinde hareket edebilir ve tonotopiye uygun şekilde tekrar programlanması gerekebilir. Günümüzde bunu yapabilmek için fiziksel hasta viziti gereklidir, oysa ki bu yeniden programlama tele tıp ve uzaktan erişim ile yapılabilirse hastanın implant kullanım kalitesi maksimize olabilecektir. Bunlara ek olarak intranöral kohlear implantlar geçmişte denenmiş olup intra ve postoperatif nöral hasar nedeniyle yaygın ticari bir ürüne dönüşmemiştir (3). Rezidüel işitmenin korunması bugünün ve yarının sıcak başlıklarındandır (84–92). Günümüzde

derin implantasyon tercih edilen yöntemdir (17,93–99). Bununla birlikte derin implantasyon apikal dönüşte travma riskini arttırmaktadır ve bu alanda mevcut olan işitme bu travma nedeniyle zarar görebilir (100–104). Bu durumu önlemek için rezidüel işitmesi olan hastalarda daha kısa elektrodlar ve implant derinliğinin sınırlanması yaklaşımları mevcuttur (3). Geleceğin kohlear implantlarında daha çok elektrot bulunacaktır, kanal karışmasını engellemek için elektrod aralıkları daha geniş tutulacaktır ve rezidüel işitmeyi korumak için elektrod boyutları daha kısa olacaktır.

2.4. İÇ KULAĞIN BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLEMESİ

1999 yılında 4 kesitli tomografinin tek dönüşünü 0,5 saniyede gerçekleştirmesi büyük bir ilerleme olarak değerlendirilmişti (105). Saniyede 8 kesit alan bu cihazlarla 3 boyutlu rekonstrüksiyonda atılım yapıldı. Bugün tek dönüşte 0,275 saniyelik tek dönüşte 640 kesit alan teknolojinin geldiği nokta bilgi birikiminin son 20 yılda logaritmik artış gösterdiğini kanıtlamaktadır. Kesit kalınlıkları günümüzde ultra-yüksek-çözünürlüklü BT ile artmıştır, örnek olarak matriks genişliği 1024x1024 olup kesit kalınlığı 0.25 mm'dir, üstelik bu görüntü 0,045 mm rekonstrükte edildiğinde elde edilen görüntü bir önceki teknolojiye yaklaşık 2700 kat yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir (33). Bu mükemmel çözünürlük günümüzde yapay zeka ile birleşerek her hastanın iç kulağının 3 boyutlu olarak rekonstrükte edilmesine ve boyut ölçümüne izin vermektedir (33,106). Daha yüksek çözünürlük sağlayan fakat klinik olarak kullanılamayan mikro-BT görüntüleme mevcuttur (Şekil 2.4.).

Kohlear implant adayının değerlendirilmesinde günümüzde ilk tetkik BT'dir (107,108). Widmann ve ark. yakın zamanlı derlemesinde BT'nin teknik özellikleri, preoperatif ve postoperatif değerlendirme ayrıntılı olarak tartışılmıştır. Teknik ile başlamak gerekirse önerilen tüp voltajı 120 – 140 kVp, akım 100 mAs, pitch 0,8 – 0,9, görüntüleme alanı 15 – 16 (Çocuklarda daha dar tutulabilir), kesit kalınlığı 0,5 – 0,6, pencere aralık değeri 4000/500 olmalıdır (108). İncelemede aksiyel ve koronal kesitler bulunmalıdır. Çocuklarda gereklilik halinde sedasyon uygulanabilir bu durumda tercihen MR ve BT'nin aynı anda planlanması daha uygun olacaktır.



Şekil 2.4. Bu görselde sadece mikro-CT görüntüsü üzerinden modiolusun, kohlea dış duvarının hatta Korti organının ne kadar net ayrıldığı görülmektedir, bununla birlikte, klinik BT görüntülerinden yalnızca kohlea dış duvarı ve “A” değeri ölçülebilmektedir (35).

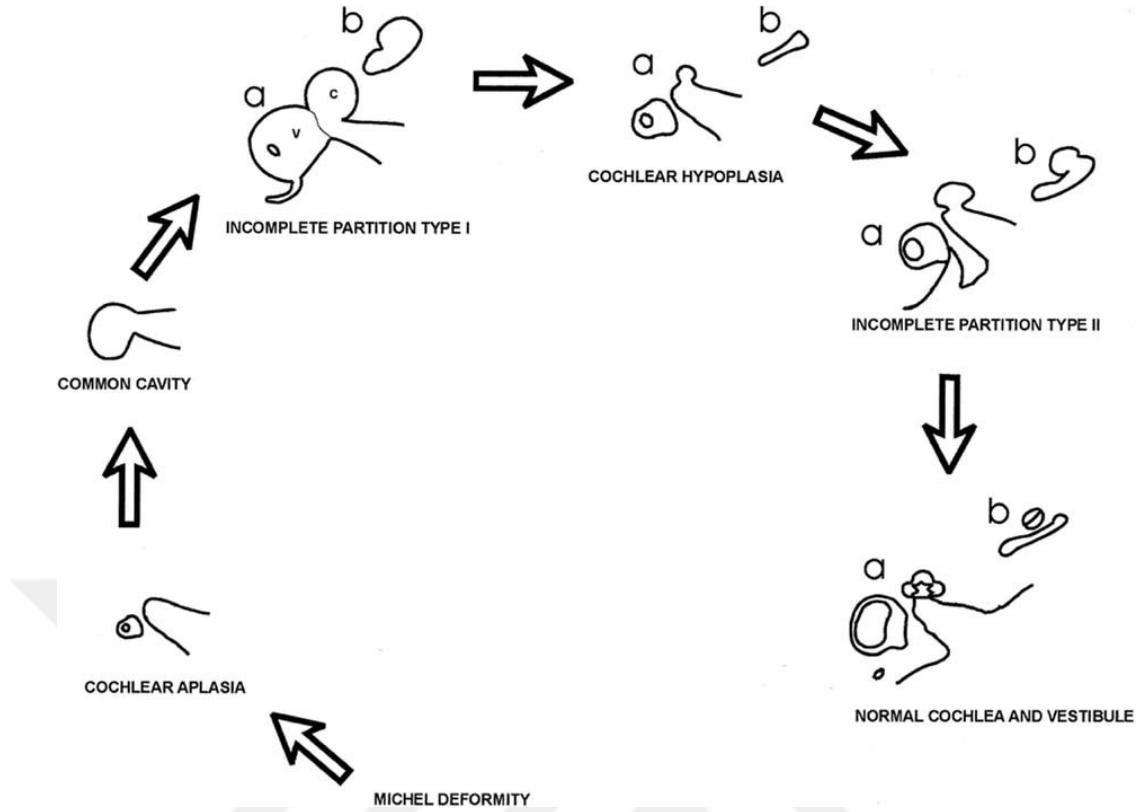
Çekim sonrası değerlendirmede ilk olarak bakılması gerekenler; komplet labirent aplazisi, kohlear aplazi ve tam kohlear ossifikasyondur (52,108). Çünkü bu patolojiler kohlear implantasyon için mutlak kontraendikasyon oluştururlar (108). Sendromik vakalara eşlik edebilecek nörolojik gerilik implant başarısına etkili olacağından bu durumlarla ilişkili radyolojik görünümlemler akılda tutulmalıdır. BT’de tespit edilebilecek kohlear malformasyonlar tablo 2.2.’de verilmiştir. Modiolar tabanın gelişimi tamamlamadığı inkomplet partision tip I’de, tip III’de ve geniş vestibüler kanalda operasyon sırasında serebrospinal sıvı kaçağı riski daha yüksektir (52,108). Bu durumlar özellikle değerlendirilmeli ve mutlaka raporlanmalıdır. Bu anomaliler dışında değerlendirilmesi gereken en önemli yapılardan biri fasiyal sinirdir, çünkü anomalili kulaklarda normal pozisyonlardan farklı pozisyonda yerleşen fasiyal sinir operasyon sırasında fasiyal sinir yaralanma riskini artırır (52,108–110). Bu nedenle bu farklı fasiyal sinir seyirlerinin rapor edilmesi operasyon yaklaşımını değiştirerek fasiyal sinirin korunmasını sağlar. BT’de değerlendirilmesi gereken diğer durumlar dar oval ve yuvarlak pencere varlığı, kohlear fibrozis, otoskleroz, kronik otit ve koleastatom varlığı olarak sıralanabilir (86,108,111). Özetle BT’de dıştan içe olacak şekilde kulağın kemik yapıları kontrol edilmelidir (108). Mastoid havalanması, sigmoid sinüs ile komşu kemik duvarın kalınlığı, orta kulakta kemik zincir, skutum, yumuşak doku varlığı, tegmenin yerleşimi ve dehisans olup olmadığı kontrol edilmedir. Kohlea değerlendirmesinde anomaliler değerlendirilmeli, boyutu ölçülmeli, kohlear kanalda kalsifikasyon varlığı değerlendirilmelidir. Yarım daire kanallarının devamlılığı kontrol edilmelidir, vestibüler kese büyüklüğü ve kanal genişliğine bakılmalıdır (112). Fasiyal sinir trasesi özellikle timpanik segmentte düşük yerleşim

açısından kontrol edilmelidir (109). Son olarak yüksek yerleşimli jugular bulbus ve kemik korteks dehisansı kontrol edilmelidir (108).



Tablo 2.2. Kohlear malformasyon tiplerinde izlenen radyolojik bulgular

Kohlear Malformasyon Tipi	İzlenen Radyolojik Bulgular
Komplet labirintin aplazi (Michel deformitesi)	Kohlea, vestibül, kohlear ve vestibüler kanal yokluğu izlenir.
Kohlear aplazi	Kohlea yokluğu izlenir.
Rudimenter otokist	Milimetrik kalın korteksle çevrili otik kapsül kalıntısı görülür.
Ortak kavite	Ayrışmamış kohlea ve vestibül ortak ve rudimenter otokistten büyük kistik bir yapı olarak görülür.
İnkomplet partisyon	Üç alt tipi mevcuttur (Şekil 2.5. ile gösterilmiştir). Tip I, modiolus ve skalar arası bölme göstermez. Tip II, apeks kistik görünümündedir, kohleanın tepe noktası ve modülün sadece bazal kısımları mevcuttur. Tip III, X'e bağlı işitme kaybı ile ilişkilidir. Skalar arası septa mevcuttur, ancak modiolus tamamen yoktur.
Kohlear Hipoplazi	Dört alt tipi mevcuttur (Şekil 2.6. ile gösterilmiştir). Tomurcuk benzeri koklea (tip I), kistik hipoplastik koklea (tip II), İkiden az dönüşlü (tip III) ve Normal bazal dönüşlü, ancak ciddi derecede hipoplastik orta ve apikal dönüşlü (tip IV) koklea.
Geniş vestibüler akuadukt sendromu	Kohlea, vestibül ve Yarım daire kanallar normal görünümde olup vestibüler kanal genişlemiştir.
Kohlear apertür anomalileri	Kohlear sinir aplazi ve hipoplazisi ile ilişkili dar kohlear apertür, dar internal akustik kanal gibi anomaliler.



Şekil 2.5. Vestibül ve kohleanın hiç gelişmemesi Michel deformitesi olarak bilinir. Tamamlanmamış ayrışma Tip I, modiolus ve skalar arası bölme göstermez. Tip II, apeks kistik görünümündedir, kohleanın tepe noktası ve modülün sadece bazal kısımları mevcuttur. Tip III, X'e bağlı işitme kaybı ile ilişkilidir. Skalalar arası septa mevcuttur, ancak modiolus tamamen yoktur (113).

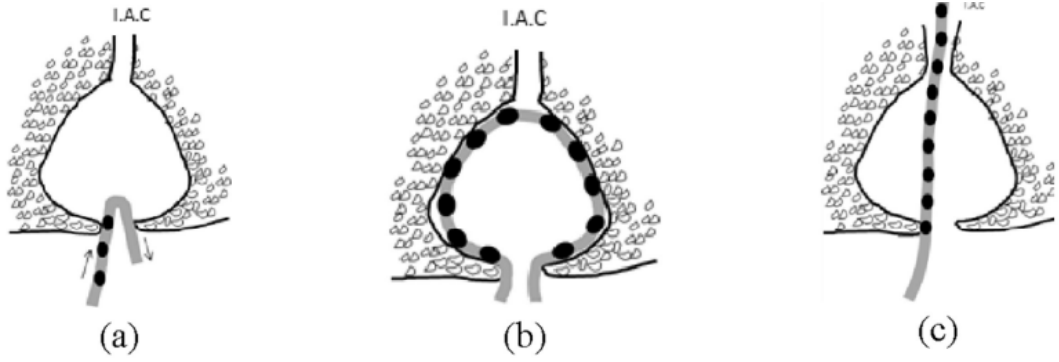


Şekil 2.6. Görselde kohlear hipoplazi alt tipleri şematik olarak gösterilmiştir. Tomurcuk benzeri kohlea (tip I), kistik hipoplastik kohlea (tip II), İkiden az dönüşlü (tip III) ve normal bazal dönüşlü, ancak ciddi derecede hipoplastik orta ve apikal dönüşlü (tip IV) kohlea (114).

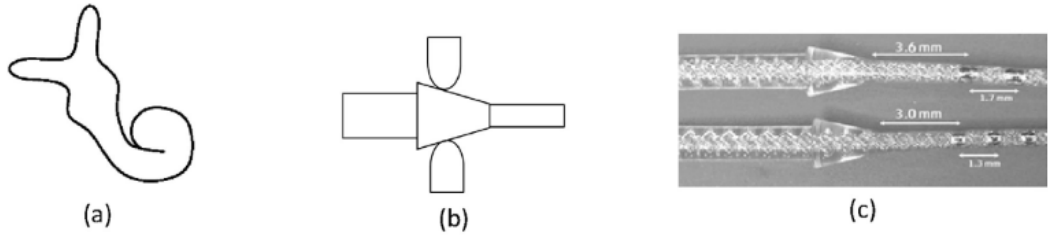
2.5. İÇ KULAĞIN MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMESİ

BT her ne kadar kemik yapıların değerlendirilmesinde ilk görüntüleme yöntemi olsa da kohlear sinirin ve yumuşak dokuların görüntülenmesinde MR belirgin bir üstünlüğe sahiptir (46,108,115). Bu nedenle günümüz teknolojisi ile her iki tetkik kohlear implantasyon öncesi görüntülemeye birbirinin tamamlayıcısıdır. Teknik olarak görüntüleme 2 mm kesit kalınlığına sahip T2 ağırlıklı axial ve koronal, 2 mm kesit kalınlığına sahip T1 ağırlıklı yağ baskılı kontrastsız ve kontrastlı seriler (inflamasyon ve infeksiyon öyküsü bulunan hastalarda), 2 mm kalınlıkta non-ekoplanar-diffüzyon ve 0,8 mm kesit kalınlığında constructive interference in steady state (CISS) sekans veya eşdeğer sekansla çekim yapılmalıdır (108). Ek olarak cochlear sinir internal akustik kanalda değerlendirilmek isteniyorsa her iki internal akustik kanala dikolacak şekilde oblik sagittal çekimler yapılmalıdır. Bu ağır T2 sekans görüntülemeye sıvı hiperintens iken kohlear sinir hipointens olarak ayırt edilir. Özellikle internal akustik kanala paralel oblik kesitler beyin sapından modiolusa kadar uzanan vestibülokohlear sinir ve eşlik eden fasiyal sinirin değerlendirilmesinde en faydalı tetkiktir. Serebellopontin köşenin değerlendirilmesini MR mümkün kılar. Kohlear fibrozis değerlendirmesinde yine gerekli tetkik MR olarak öne çıkmaktadır, ileri derecede kohlear fibrozis BT’de de ayırt edilebilir fakat erken fibrozis görüntülenmesinde MR’ın üstünlüğü mevcuttur (108). MR’da değerlendirme içten dışa doğru yapılmalıdır, ilk olarak beyin sapı kontrol edilmeli daha sonra serebellopontin köşeden itibaren sinirler aksiyel, koronal ve özellikle oblik sagittal planlarda kontrol edilmelidir. Serebellopontin köşe ve internal akustik kanal boyunca herhangi bir kitlenin varlığı araştırılmalı diffüzyon ve varsa kontrastlı serilerde kontroller yapılmalıdır. Yarım daire kanallarının şekilleri ve pozisyonu kontrol edilmeli bu yapıları çevreleyen kemik korteks bütünlüğü değerlendirilmedir. Son olarak endolenfatik kese ve kanal boyutlarının normal olup olmadığı kontrol edilmelidir (108).

Bu bölümde tartışılan anomalilerden ortak kavite (Şekil 2.7.) için daha kısa elektrod seçimi önerilmektedir, yine serebrospinal sıvı kaçağı riski yüksek olan hastalarda mantar tıpa tipi stoperi bulunan elektrodların (Şekil 2.8.) tercihi önerilmektedir (3,116). Anomali içermeyen hastaların da kohlear implant cerrahisi öncesi kohlea boyut ölçümü en uygun implant seçimi için önerilmektedir (6,7,9,83,117).



Şekil 2.7. Ortak kavite hastasına yapılan implant cerrahisinde elektrodun yerleştirilmesi şematize edilmiştir. Elektrodun ilk yerleştirmede dışarı alınırsa kaviteyi tam olarak saracaktır ve internal akustik kanala yerleşmesine engel olacaktır (21).



Şekil 2.8. Mantar tıpa tipi stoperi bulunan elektrodların ve uygulandığı şematize olarak gösterilmektedir (21).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji ve Kulak, Burun, Boğaz Hastalıkları Anabilim Dallarında 01/01/2014 – 31/12/2020 tarihleri arasında gerçekleştirilmiştir.

3.1. ETİK KURUL ONAYI

Çalışma için İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu'na başvurularak, 03/07/2019 tarihinde 2019/0269 karar numarası ile etik kurul onayı alınmıştır. Çalışmaya dahil edilen tüm hastaların manyetik rezonans ve bilgisayarlı görüntüleme öncesi çekim için onamları alınmıştır. Etik kurul hastaların görüntülerinin kör olarak kullanılması nedeniyle hastalar için tekrar çalışmaya katılım onamı talep etmemiştir.

3.2. ÇALIŞMANIN KURGUSU

Çalışma retrospektif, gözlemsel, analitik kurguya sahiptir. Postlingual işitme kayıplı hastaların kohlea boyutlarının bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntülemeleri elde edildi. 3 boyutlu kohlea ölçümü bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme ile bağımsız iki gözlemci tarafından yapılarak güvenilirliği ve tekrar edilebilirliği test edildi.

3.3. OLGULAR

Belirtilen 7 yıllık zaman aralığında hastanemizde opere edilen post lingual işitme kayıplı hastalardan takip eden dahil olma kriterlerini karşılayan ve dışlama kriterlerini içermeyenler çalışmaya dahil edildi.

Dahil Olma Kriterleri:

- 1) 01.01.2014 - 31.12.2020 tarihleri arasında İstanbul Medeniyet Üniversitesi Prof. Dr. Süleyman Yalçın Şehir Hastanesi Kulak, Burun, Boğaz Hastalıkları Kliniği'nde postlingual işitme kaybı nedeniyle kohlear implant cerrahisi uygulanmış hastalar
- 2) Manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi görüntülemelerinin her ikisi de hastanemizde yapılan hastalar
- 3) Görüntülemede yuvarlak pencere nişi, kohlea dış duvarı ve kohlea apikal dönüş sonlanım yeri net olarak ayırt edilebilen hastalar
- 4) BT ve MR görüntülemede iç kulağa ait konjenital bir anomalisi bulunmayan hastalar

Dışlanma Kriterleri

- 1) Hastanemizde opere olduğu halde başka bir hastanede görüntülemesi yapılan hastalar
- 2) Görüntü kalitesi ölçüm için yeterli olmayan hastalar
- 3) Konjenital iç kulak anomalisi bulunan hastalar
- 4) Kronik otit, kohlear otoskleroz gibi hastalıklar nedeniyle kohleanın ölçümüne izin vermeyen kalsifikasyonlar izlenen hastalar.

3.4. TEMPORAL BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ÇEKİM PROTOKOLÜ

Bütün BT çekimleri üniversite hastanemizde bulunan GE Optima CT660 (General Electric, Chicago, Illinois, USA) kullanılarak temporal kemik algoritması ile çekildi. Tüm katılımcıların çekimleri supin pozisyonda yapıldı ve gantriye açısı verilmedi. Görüntüleme tüm temporal kemiği içerecek şekilde yapıldı. BT verisi GE firmasına ait 512x512 matris detektör ile toplandı. Kesit kalınlığı 0.625 mm. 110 kV 250 mAs ekspozur için kullanıldı. Pencere aralığı 3,000 HU ve pencere seviyesi 500 HU olarak ayarlandı. Görüntüleme aralığı 10-13 cm olarak alındı ve görüntüleme yüksek çözünürlüklü kemik algoritma ile yapıldı.

3.5. İNTERNAL AKUSTİK KANAL MANYETİK REZONANS ÇEKİM PROTOKOLÜ

Dahil edilen hastaların MR çekimleri hastanemizde bulunan GE Optima 450w 1.5 T (General Electric, Chicago, Illinois, USA) cihaz kullanılarak yapıldı. Kohlear implant cerrahisi öncesi yapılan bu görüntüleme aksiyal T2 ağırlıklı fast spin eko propellar, 3 boyutlu aksiyal, koronal ve sagittal oblik (internal akustik kanala paralel) düzeltilmiş Fast Imaging Employing Steady-state Acquisition Corrected (FIESTA-C), aksiyal ve koronal T1 ağırlıklı fast spoiled gradient echo (FSPGR) ve non-eko-planar diffüzyon sekanslardan oluşmaktaydı. Bu sekanslarla ilgili detaylar tablo 3.1’de verilmiştir.

Tablo 3.1. İnternal akustik kanal MR protokolü.

	T1W-FSPGR (+C)	T2W-PROP	3D FIESTA-C	NON-EPI- DWI
Plane	Axial + Coronal	Axial	Axial + Coronal + Sagittal Oblique	Axial
Fat suppression	+/-	+	+	+
Repetition time (ms)*	1	5678	6.9	4090
Echo time (ms)	Inphase	111	Min	85
Flip Angle (°)	15	160	55	-
Slice thickness (mm)	1	3	1	4
Field of view (mm)	288x224	288x288	320x320	128x128
Bandwidth (Hz)	31,25	41,67	90	62,5
Matrix (mm X mm)	384x256	256x192	256x192	96x160
Scan time (sn)	88	131	246	113

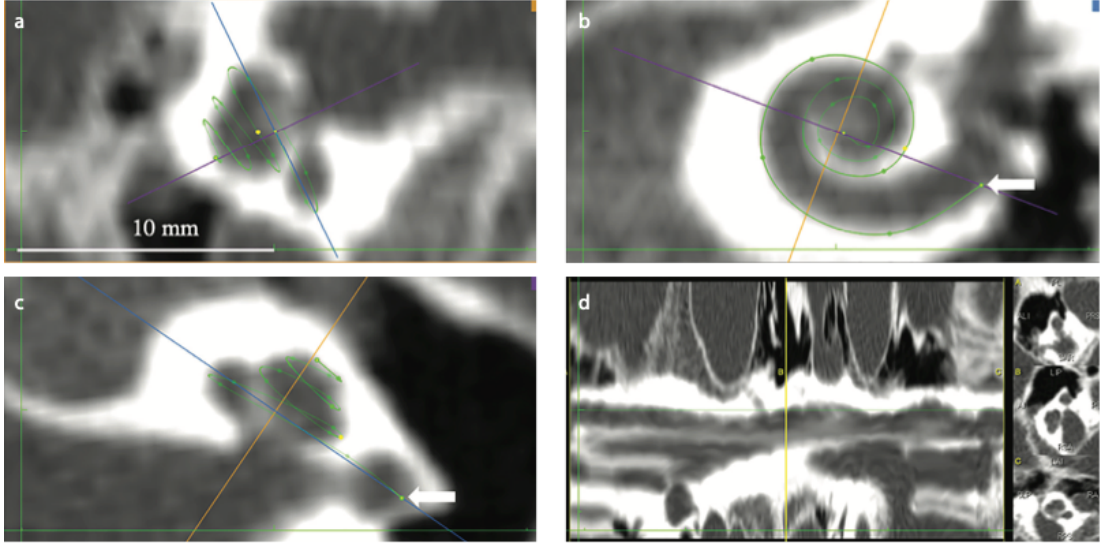
FSPGR: Fast spoiled gradient echo, **T2W-PROP:** T2 ağırlıklı propellar, **FIESTA-C:** Fast imaging employing steady-state acquisition corrected, **NON-EPI-DWI:** Non-eko-planar diffüzyon görüntüleme.

3.6. VERİLERİN KAYIT EDİLMESİ VE İŞLENMESİ

Çalışmaya alınan hastaların yaş cinsiyet gibi temel demografik verileri bir MS Excel dosyasına kayıt edildi. Hastalara ait görüntüler körlenerek hastane görüntüleme arşivinden bir Mac Os X (10.15.7) bilgisayara aktarıldı.

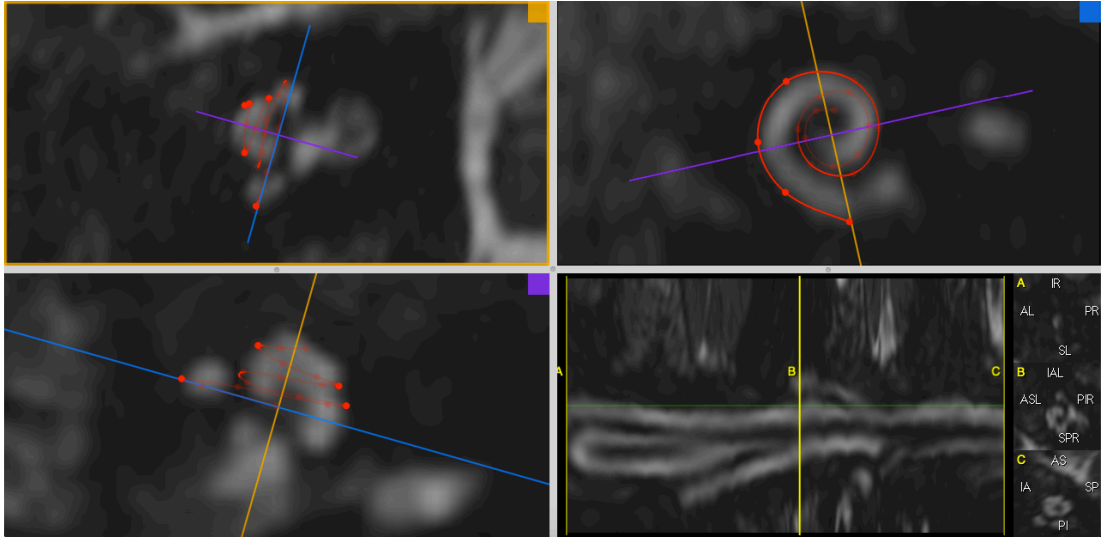
Ham görüntüleme verisi data HOROS PACS (Horos TM The Horos Projesinin ticari markasıdır) programında kayıt edildi ve ihtiyaç duyulan 3 boyutlu (3D) görüntüler bu program üzerinde oluşturuldu. Bu ölçüm için özellikle (3D) multi-plan rekonstrüksiyon (3D-MPR) yapıldı. 3D eğri MPR uygulaması tüm kohlea ve alt turların ölçümünde kullanıldı. HOROS Mac OS X için ücretsiz lisans sağlayan bir görüntüleme programıdır.

İki gözlemci (Gözlemci 1: M.B.E. çalışma öncesi kohlea ölçüm gözlem sayısı: 387, Gözlemci 2: M.B.D. çalışma öncesi kohlea ölçüm gözlemi yok) BT ve MR görüntüleri üzerinden, önce BT ve 2 hafta sonra MR olacak şekilde birbirinden bağımsız şekilde ölçümleri yaptı ve kayıt etti. Gözlemler öncesi ikinci gözlemci deneyimi olmaması nedeniyle örnek vakalar ile 1 saatlik eğitim verildi. BT ölçümleri için Eser ve ark. tariflediği yöntem kullanıldı (9). Ölçüm ‘kohlear view’den başlayıp kohlea takip edilerek tüm kohlea dış duvarını kapsayacak şekilde yapıldı. Ölçümün başlangıç noktası daha önce kabul gören yuvarlak pencerenin orta noktasıydı. Yine ‘kohlear view’ x eksenini kabul edilerek, y ve z eksenleri de bu eksene dik ve kohlear apertür ve modiolus takip edecek şekilde oluşturuldu. Gözlemciler her noktayı parsiyel volüm etkisi ve ışın sertleşmesi artefaklarından korunmak için mümkün olan en dış koordinattan seçmeye özen gösterdi (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Beyaz oklar Ölçümün başlangıç noktası olan yuvarlak pencere nişini koronal oblik (b) ve aksiyel oblik (c) planlarda göstermektedir. Koronal oblik planda mor ve turuncu planların kesişim noktasında ölçümün sonlanma noktası gösterilmektedir. Sağ alt köşedeki d planında spiral şekilli kohlea düz bir çizgi halinde izlenmez ve belirteçler kaydırılarak 3 boyutlu model üzerinde mesafe ölçümü yapılabilmektedir.

MR ölçümleri için bu yöntem yuvarlak pencere nişi bulunarak hiperintens kohlea sıvı sınırı takip ederek modifiye edildi (Şekil 3.2.). Önceki çalışmadan farklı olarak hem BT hem MR ölçümlerinde apikal dönüşteki kanca kısmı dahil edilmedi (9).



Şekil 3.2. MR ölçümüne ait ekran görüntüsü. Kohlear kanaldaki perilenf hiperintens olarak görülmektedir. Ölçümün başlangıç noktası koronal oblik planda görülmekte 3 boyutlu olarak apikal dönüşe kadar uzanan kırmızı çizgi ölçüm noktalarını göstermektedir.

3.7. İSTATİSTİK YÖNTEMLER

Yapılan ölçümlerin dağılım özelliği Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. Normal dağılım gösteren veriler ortalama (Ort.) ve standart sapma (SS.) ile sunuldu. Her bir ölçüm modalitesi için ortalama farkları belirlemek için eşlendirilmiş t test kullanıldı. BT ve MR ölçümleri için gözlemçi-içi tutarlılık ölçümleri ve gözlemciler-arası tutarlılık ölçümleri Sınıf-içi korelasyon katsayısı (ICC) kullanılarak dökümanite edildi. ICC, Koo ve ark. tariflediği şekilde yapıldı (iki yönlü mikst etki, kesin anlaşma, tek ölçüm) (118). ICC değeri 0,49 ve altında ise anlaşma “zayıf”, 0,50 – 0,74 arasında ise “orta”, 0,75 – 0,89 arasında ise “iyi” ve 0,90 ve üzerinde ise uyum “mükemmel” kabul edildi. İstatiksel anlamlılık düzeyi olarak $p < 0.05$ idi. Veriler IBM SPSS Statistics for Mac Os X (Version 22.0. Armonk, NY: IBM Corp.) ile değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. DEMOGRAFİK BULGULAR

Dahil edilen 35 hastanın 21 %70'i erkekti. Tüm katılımcıların yaş ortalaması $39,85 \pm 16,60$ yıl iken, erkek katılımcıların yaş ortalaması $36,71 \pm 15,02$ yıl ve kadın katılımcıların yaş ortalaması $44,57 \pm 18,26$ yıldır. Bir hastanın sol kulağında kronik otite ikincil oluşan yoğun kalsifikasyonlar nedeniyle BT ve MR da ölçüm yapılamadı ve elendi. İki hastanın MR görüntülemeleri hasta hareketi kaynaklı artefaktlar nedeniyle çalışmaya dahil edilemedi. Gözlemciler-arası uyum BT için yapılan analizler 69 kulak, MR için 65 kulak dahil edilerek yapıldı. Gözlemci-içi tutarlılık analizi yine 65 kulaktan gelen veriler ile yapıldı.

4.2. KOHLEA BOYUTLARI VE GÖZLEMÇİLER-İÇİ UYUMU

Gözlemci 1 ortalama kohlea boyutlarını BT'de 41.52 ± 2.25 mm ve MR'da 41.44 ± 2.18 mm olarak ölçtü. Bu iki gözlem seti arasında tüm kohlea uzunluğu için ortalama fark 0.08 (%95 GA: -0.11 - 0.27) mm olarak bulundu. İki gözlem arasında eşlendirilmiş t-test'de korelasyon $r = 0.94$ bulundu ($p < 0.001$). Bu gözlemcinin ortalama ölçüm değerleri tablo 4.1'de %95 güven aralıkları ile verilmiştir. Ayrıca bu tabloda ICC katsayıları yine %95 güven aralıkları ile verilmiştir.

Tablo 4.1. Gözlemci 1'e ait kohlea ölçüm gözlemlerinin BT ve MR görüntüleme arasındaki uyumu

	BT±SS (%95 GA)	MR±SS (%95 GA)	ICC (%95 GA)	P değeri
Kohlea bazal dönüş uzunluğu (mm)	22,95 ± 1,21 (22,65 – 23,25)	23,37 ± 1,12 (23,09 – 23,65)	0,70 (0,48 – 0,82)	<0,001*
Kohlea ilk iki dönüş uzunluğu (mm)	35,92 ± 1,98 (35,43 – 36,41)	36,27 ± 1,77 (35,83 – 36,71)	0,85 (0,75 – 0,91)	<0,001*
Tam kohlea uzunluğu (mm)	41,52 ± 2,25 (40,96 – 42,08)	41,44 ± 2,18 (40,90 – 41,98)	0,94 (0,90 – 0,96)	<0,001*

BT: Bilgisayarlı tomografi, SS: Standart sapma, MR: Manyetik rezonans, ICC: Sınıf-içi korelasyon katsayısı, *Gözlem-içi uyum için yapılan analizde ölçüm yapılan her seviyede p değeri istatistiksel olarak anlamlıdır.

Gözlemci 2 ortalama kohlea boyutlarını BT'de 41.74 ± 2.69 mm ve MR'da 42.33 ± 2.53 mm olarak ölçtü. Bu iki gözlem seti arasında tüm kohlea uzunluğu için ortalama fark -0.59 (%95 GA: -1.00 ve -0.20) mm olarak bulundu. İki gözlem arasında eşlendirilmiş t-test'de korelasyon $r = 0.81$ bulundu ($p < 0.001$). Bu gözlemcinin ortalama ölçüm değerleri ve ICC sonuçları tablo 2 de %95 güven aralıkları ile verilmiştir.

Tablo 4.2. Gözlemci 2'ye ait kohlea ölçüm gözlemlerinin BT ve MR görüntüleme arasındaki uyumu

	BT±SS (%95 GA)	MR±SS (%95 GA)	ICC (%95 GA)	P değeri
Kohlea bazal dönüş uzunluğu (mm)	22,57 ± 1,21 (22,28 – 22,88)	22,91 ± 1,18 (22,61 – 23,20)	0,69 (0,52 – 0,80)	<0,001*
Kohlea ilk iki dönüş uzunluğu (mm)	35,51 ± 2,17 (34,98 – 36,05)	36,37 ± 2,08 (35,85 – 36,88)	0,79 (0,66 – 0,87)	<0,001*
Tam kohlea uzunluğu (mm)	41,74 ± 2,69 (41,07 – 42,40)	42,34 ± 2,53 (41,71 – 42,97)	0,86 (0,73 – 0,92)	<0,001*

BT: Bilgisayarlı tomografi, SS: Standart sapma, MR: Manyetik rezonans, ICC: Sınıf-içi korelasyon katsayısı, *Gözlem-içi uyum için yapılan analizde ölçüm yapılan her seviyede p değeri istatistiksel olarak anlamlıdır.

4.3. GÖZLEMCİLER ARASI UYUM

Tam kohlea uzunluğu için yapılan gözlemciler arası uyum karşılaştırmasında ICC BT için 0,90 (%95 GA: 0,84 – 0,94) iken MR'da ICC 0,69 (%95 GA: 0,46 – 0,82) olarak bulundu. İki gözlemcinin ICC ile değerlendirilen uyumu tablo 3'de verilmiştir.

Tablo 4.3. Kohlea ölçümlerinin gözlemciler arası BT ve MR görüntülemeindeki uyumu

	BT ICC (%95 GA)	P değeri	MR ICC (%95 GA)	P değeri
Kohlea bazal dönüş uzunluğu (mm)	0,86 (0,73 – 0,92)	<0,001*	0,72 (0,45 – 0,85)	<0,001*
Kohlea ilk iki dönüş uzunluğu (mm)	0,87 (0,79 – 0,92)	<0,001*	0,77 (0,64 – 0,85)	<0,001*
Tam kohlea uzunluğu (mm)	0,90 (0,84 – 0,94)	<0,001*	0,69 (0,46 – 0,82)	<0,001*

BT: Bilgisayarlı tomografi, MR: Manyetik rezonans, ICC: Sınıf-içi korelasyon katsayısı, GA: Güven aralığı. *Gözlemciler arası uyum için yapılan analizde ölçüm yapılan her seviyede p değeri istatistiksel olarak anlamlıdır.

5. TARTIŞMA

Bu çalışma BT görüntüleme ile kohlea boyutlarının 3 boyutlu rekonstrüksiyon yöntemiyle ölçümünün tekrar edilebilirliğini ve güvenilirliğini test etti. Sonuç olarak gözlemci-içi ve gözlemciler-arası yüksek tekrar edilebilirlik tespit edildi. MR için yapılan değerlendirmede ise gözlem-içi tekrar edilebilirlik yüksekken, gözlemciler-arası tekrar edilebilirlik “orta-iyi” düzeyde bulundu. Bu bölümde kohlea ölçümlerinin klinik gereklilikleri, MR gözlemlerindeki tekrar edilebilirliğin düşük olmasının muhtemel sebepleri ve çalışmanın kısıtlılıkları tartışılacaktır.

5.1. KOHLEA BOYUT ÖLÇÜMLERİNİN KLİNİK GEREKLİLİĞİ

Greenwood 1961 yılında kendi adıyla anılan bir formül geliştirdi (119). Bu formülle memelilerde iç kulakta yerleşimli titreşim tüylü hücrelerin hangi pozisyonda hangi işitme frekansı ile bağlantılı olduğunu gösterdi (119). Aynı yıllarda ilk kohlear implantlar kullanıma girmişti (3). Bu iki gelişmenin derin işitme kayıplı hastalar için kohlear implant cerrahisi ile işitmenin kapısını açtı. Greenwood tariflediği fonksiyon formülü ile başta daha çok türler arası çeşitliliği tariflemek istemiş olsa da bugün biz biliyoruz ki insanda kohlea boyutları arasında da büyük bir varyasyon mevcuttur (119,120). Atalay ve ark. yakın zamanlı meta-analiz çalışmalarında taradıkları çalışmalarda en kısa ortalama Korti organı boyutunun 28.40 mm ve en uzun Korti organı boyutunun 35.30 mm olduğunu gösterdiler (2). Greenwood fonksiyonu ve yakın zamanda yapılan Atalay ve ark. meta-analiz çalışması birlikte değerlendirildiğinde kohlear implant adayı her hastanın implant öncesi boyut ölçümü ile değerlendirilmesi günümüzde giderek artan sıklıkta önerilmektedir (1,2,17,82,121–124). Yakın zamanda operasyon öncesi görüntülemenin standart bir parçası haline gelmesi kaçınılmaz olacaktır. Bu durumun sebeplerini inceleyecek olursak ilk araştırmacıların iddia ettiğinin aksine bugün kohleanın hem uzunluk hem şekil hem de uzaysal konum olarak çok varyasyon

gösterdiğini biliyoruz (2,24). Bu varyasyonların implantasyon cerrahisi öncesinde değerlendirilmesi ve cerraha bildirilmesi önemlidir. Cerrahinin planlanmasında kohlea boyutunun bilinmesi kohlear implant seçimine yardımcı olacaktır (17,21,80,121). Hastanın spesifik tonotopi ve anatomisine en uygun implantın seçilmesi en iyi işitme sonucu elde edilmesini sağlayacaktır. Kural olarak kısa kohlealar için kısa implantlar, uzun kohlealar için daha uzun implantlar seçilmelidir. Bunun belirlenmesinde en doğru ve etkili yöntem temporal kemik BT üzerinde yapılan 3 boyutlu ölçümlerdir, fakat bu yöntem günümüzde kullanılan en yaygın yöntem değildir. Günümüzde kullanılan en yaygın yöntem bazal dönüşün uzun çapını ölçen “A” değeri yöntemidir (5,42,81,125–127). Ölçüm sonucu bulunan “A” değeri ile çeşitli spiral formülleri kullanılarak kohlea uzunluğu tahmin edilmektedir. Bu yöntemin kısıtlılığı kohleanın gösterdiği geniş varyasyonu tam olarak yansıtacak bir formülün henüz ortaya koyulmamış olmasıdır (18).

5.2. ÜÇ BOYUTLU KOHLEA ÖLÇÜMLERİNİN GÜVENİLİRLİĞİ

Deneyimli gözlemcinin BT ve MR karşılaştırmasında kohlea bazal dönüş ölçümlerinde orta, ilk iki turda “iyi” ve tam kohlea ölçümünde “mükemmel” uyum olduğunu gösterdi. MR için yapılan daha önce benzer birkaç çalışma bulunmaktaydı (45,46). Bu çalışmalardan ilki “A” değerinin gözlemciler arası uyumunu ölçmüştü, diğer çalışma ölçüm hedefi olarak spiral gangliyonu belirlemişti. BT için yapılan pek çok çalışma olmakla birlikte bunların yine çoğunluğu “A” değerini ölçmüştü (5–7,9,14,42,81,125–127). Bu çalışmalardan Schurzig ve ark. ait olan çalışma 3 boyutlu ölçümlerin spiral formüllerine üstünlüğünü ortaya koymuştu (18). Daha önce Eser ve ark. 3 boyutlu BT çalışmasında da tek gözlemcinin 3 gözlemi karşılaştırılmıştı ve ICC 0,87 seviyesinde bulunmuştu (9). Bu sonuçlar birlikte değerlendirildiğinde deneyimli gözlemci için ölçümlerin güvenilir ve tekrar edilebilir olduğu açıkça görülmektedir. İkinci gözlemcinin 3 yıllık Radyoloji tecrübesi dışında temporal kemik görüntülemesi konusunda özel bir tecrübesi yoktu ve yalnızca ölçümler öncesi bir saatlik bir eğitimden geçirildi. Yazarların daha önceki çalışmalarında hakemlerden gelen ölçüm yönteminin zor olduğuna yönelik eleştiriler nedeniyle bu kısa eğitim süresi tercih edildi, bu noktada kısa eğitim süresi ile bile yüksek güvenilirlik ve tekrar edilebilirlik

olacağı hipotezi mevcuttu. Bu hipotez BT için doğrulanmış oldu. İki gözlemcinin BT ölçümleri arasında “iyi” ve “mükemmel” uyum gözlenirken MR’da ise gözlemciler arası uyum “orta” ve “iyi” seviyede idi. Gözlemci içi uyum her iki gözlemci için “iyi-mükemmel” olarak bulundu. Bunun muhtemel sebebi kemik anatomik yapıların BT de yüksek çözünürlükle net olarak görüntülenebilirken, MR’da kesit kalınlığının daha fazla olması, ayrıca kemik anatomik belirteçleri tespit etmek ve konsensüs sağlamanın daha zor olmasıdır (108).

Bir diğer dikkat çeken bulgu, ilk gözlemcinin ortalama MR ölçümleri ortalama BT ölçümleri ile benzerken, ikinci gözlemcinin MR ölçümlerinin BT ölçümlerinden daha uzun olmasıdır. Ölçümlerin farklı deneyime sahip araştırmacılar tarafından yapılması bir nedenlerden biri olabilir. Beklendiği üzere deneyimli gözlemcinin BT ve MR ölçümleri tam tur kohlea için 0,94 gibi yüksek bir ICC uyumu gösterirken, deneyimsiz gözlemci de son derece kabul edilebilir yüksek bir değer olan 0,86’ya ulaştı. Gözlemciler arası ICC; BT için 0,90 gibi mükemmel bir değere ulaşırken, çalışmada daha önce belirtilen nedenlerden dolayı 0,69 gibi orta bir değerde kalmıştır. Muhtemelen MR ölçümleri BT’ye göre deneyimden daha fazla olumsuz etkilenmiştir. Bu durumun muhtemel diğer sebeplerini tartışmak gerekirse iki görüntüleme tekniğindeki temel farka dikkat çekmek gerekir. BT görüntülemesinde temel olarak görüntülenen yapı kohlea’yı çevreleyen kalın hiperdens izlenen kemik korteks iken MR’da görüntülenen kohleanın içerisinde bulunan hiperintens sıvıdır. Bu her iki görüntüleme modalitesi için bir parsiyel volüm artefaktına neden olmaktadır (9). Bu nedenle BT’de kohlea gerçekte olduğundan hafifçe küçük ve MR’da olduğundan hafifçe büyük gözlemleniyor olabilir. Bu durumun ikinci sebebi daha önce değindiğimiz ölçüm için gerekli anatomik noktaların BT’de daha net ayırt edilmesi olabilir (128). Yuvarlak pencere nişi BT’de ölçümün başlangıç noktası için önceki çalışmalarda konsensüs sağlanan bir anatomik belirteçtir ve kohlear bakıda kolaylıkla tespit edilebilir. Bu çalışmada MR’da her iki gözlemci bu anatomik belirteci bulmakta oldukça güçlük çekti, çünkü yuvarlak pencere nişi ince bir kemik yapıdır ve iç kulağın hiperintens sıvı sinyali nedeniyle MR’da güçlkle ayırt edilmiştir. Bu konudaki son zorluk da bitim noktasına karar vermede karşılaşılmıştır. Bu çalışmada önceki çalışmalar değerlendirilmiş ve apikal dönüşteki kanca segmentinin dahil edilmemesine karar verilmiştir. Çünkü apikal dönüşün ölçümü yüksekliğinin az olması ve orta kohlea

dönüşüne oturması nedeniyle kancayı ayırt etmek güçtür (9,14). Plastik kohlea modellerin kullanıldığı, kohlea dış duvarını ölçen, 2013 tarihli Erixon ve ark. çalışması bu segmenti ölçüme dahil etmiş ve apikal dönüşte iki gözlemci arasında yaklaşık 1 mm varyasyon bulmuştu (14). Üstelik bu ölçümler kadavralardan elde edilen kohleaların plastik modellerinin son derece hassas mikrometre ile ölçülmesi ile bulunmuştu, bu nedenle sadece apikal dönüş uzunluğunu ölçmeyi hedeflemek oldukça zorlayıcı olacaktır. Biz bu çalışmada bazal dönüş, iki kohlea dönüşü ve tam tur kohleayı ölçerek karşılaştırmayı daha güvenilir bir uygulama olarak benimsedik.

5.3. GÖZLEMCİLER-ARASI UYUMDAKİ FARKLILIKLAR KLİNİK OLARAK ANLAMLI MIDIR?

Bu sorunun cevabını bulabilmek için değerlendirilmesi gereken sonuç eşlendirilmiş t-testdir. Bu testi gözlem-içi ve gözlemciler-arası olarak değerlendirdiğimizde en yüksek farkın iki gözlemcinin tam tur kohlea için MR ölçümlerinde oluştuğunu görmekteyiz ($-0,90 \pm 1,71$ mm %95 GA: $-1,31$ 'den $-0,47$ 'ye). Bu sonuç gözlemciler-arasında ortalamada 1 mm bile fark olmadığını göstermektedir. Günümüzde kohlear implant boyutlarının 2 mm aralıkla üretildiği göz önüne alındığında bu fark kohlear implant seçimi için klinik olarak anlamlı değildir (3,21). Bu konuda Atalay ve ark. yakın zamanlı meta-analiz çalışmasında korti organı boyutu arasında genel popülasyondan gelen hastalar ve kohlear implant uygulanmış edinsel işitme kayıplı hastalar arasında benzer şekilde $0,61 \pm 0,54$ mm fark bulmuşlardı ve aynı gerekçe ile bu farkın anlamlı olmadığını belirtmişlerdi (2). Öte yandan spiral formüllerini karşılaştıran Schurzig ve ark. aynı "A" değeri için $29,2 \pm 2,30$ mm'den, $43,4 \pm 3,40$ mm'ye değişen değerle bulmuşlardır (18). Implant seçiminde 2 mm'lik bir farkın önemli olduğu düşünülünce kabul edilebilir bir hata payı olmaktan oldukça uzaktır (18). Bu sonuçlar göz önüne alındığında kohlear implant seçiminde tercihen 3 boyutlu BT ile yapılan ölçümler dikkate alınmalıdır. Tekrarlayan BT çekimlerinde radyasyon maruziyeti nedeniyle MR güvenilir bir alternatif olarak kullanılabilir.

5.4. BT VE MR'DAKİ TEKNİK FARKLILIKLARIN ÖLÇÜMLER ÜZERİNE ETKİSİ

Günümüzde görüntülemelerde hızlı gelişmeler yaşanmaktadır. Kohlear implant öncesi değerlendirmede en sık kullanılan görüntüleme yöntemi multi-detektör BT'dir, bu modaliteyi konik-ışınli BT takip etmektedir. Yakın zamanda kullanıma alınan Ultra-yüksek-çözünürlüklü BT artan uzaysal çözünürlükle yapay zekanın ölçümlere daha kolay dahil olmasını sağlayacaktır. Bu konuda yapılmış güncel bir çalışmada klinik görüntülerde 0,25 mm izo-voksel çözünürlüğe ulaşıldı, bununla birlikte MR'da üç boyutlu sekanslarda bile çözünürlük 0,60 mm izo-voksel çözünürlüğün altına inememektedir (108). Bu voksel boyutu farklılığı çok büyük gibi görünmese de üç boyutlu görüntülerde BT, MR'a oranla yaklaşık 14 kat yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Gözlemciler-arası uyumun BT'de yüksek olmasının muhtemel bir sebebi de bu uzaysal çözünürlük farkıdır. Bu teknik farkları azaltmak için zero TE gibi yeni teknikler ile MR'da kemik görüntüleme ile yakın zamanda iyileştirmeler yapılmışsa da şu anda klinik olarak BT daha kullanışlıdır. Gelecekte geliştirilecek ve kemik yapıyı detaylı gösterecek MR sekansları ile hastaların kohlear implant öncesi görüntülemesi sadece MR ile yapılabilecek ve hastaların maruz kaldığı radyasyondan kaçınmak mümkün olabilir (50,51). Bu nedenle MR ile daha yüksek uzaysal çözünürlük elde etmeye ve kemik yapıyı detaylı görüntülemeye imkan verecek daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır.

5.5. ÇALIŞMANIN KISITLILIKLARI

Çalışmamızın birkaç kısıtlaması mevcuttur. Bunların genel sebebi çalışmanın tek merkezli ve retrospektif olarak dizaynıdır. Çalışmada kullanılan BT ve MR cihazı şu anda en sık kullanılan cihaz teknolojileri olmakla birlikte, günümüzde BT için ultra-yüksek-çözünürlüklü BT ve 3 Tesla Magnet gücünde MR cihazları kullanıma girmiştir (33,108). Muhtemelen bu yeni cihazlarla yapılacak incelemeler özellikle MR için daha yüksek bir gözlemciler-arası uyum sağlayacaktır. Bu nedenle gelecek çalışmaların bu cihazlarla yapılmasında fayda görüyoruz. Ek olarak MR'da çekimler kohlear bakı planında yapılabilmiş olsaydı muhtemelen rekonstrüksiyondan kaynaklanan

distorsiyon azaltılabilirdi ve bu da gözlemciler arası uyumun artmasına katkı sağlayabilirdi. Çalışmanın tek merkezli oluşu gözlemlerin iç validasyona sahip olduğunu gösterse de çok merkezli çalışma düzeni kullanabilseydik gözlemler için farklı cihazlardan gelen görüntüler kullanabilecektik ve dış validasyona da sahip olacaktık. Gelecek çalışmaların çok merkezli dizaynı kanıt düzeyini güçlendirecektir. Diğer bir kısıtlılık gözlemciler-arası deneyim düzeyinin farklı olması olarak değerlendirilebilir fakat biz bu çalışmada deneyimin de ölçümler üzerine etkisini test etmek istedik ve BT ölçümlerindeki yüksek uyum bize gözlemci deneyiminin uyum üzerinde minimal etkisi olduğunu gösterdi. Eşit deneyimde gözlemcilerin MR ölçümlerini karşılaştırmak MR ölçümlerinin potansiyelini tam olarak anlamamıza yardımcı olabilir. Son kısıtlılık çalışmaya dahil edilen bir kulağın BT’de kalsifikasyonlar nedeniyle, dört kulağın MR görüntülemeye bu kulağa ek olarak hareket artefakları nedeniyle değerlendirilememesi olarak değerlendirilebilir. Yine de her analiz için yeterli kulak sayısı mevcuttur.

6. SONUÇLAR

Bu çalışmanın sonuçları BT ile yapılan 3 boyutlu kohlea boyut ölçümlerinin gözlemciler-içi ve gözlemciler-arası uyumunun mükemmel olduğunu gösterdi. MR ile yapılan ölçümlerde gözlemciler-içi tekrar edilebilirlik özellikle tam tur kohlea için “iyi” ve “mükemmelken”, gözlemciler-arası uyum orta düzeyde kaldı. Bu sonuç BT görüntülemeye kullanılan 3 boyutlu kohlea ölçüm yönteminin referans standart olduğunu bir kez daha teyit etmiş oldu. MR da ise çekim tekniğinin optimize edilmesi, yeni geliştirilecek sekansların kullanıma alınması ve ölçüm için kullanılacak referans noktaların standardize edilmesinin gözlemciler arası uyumu arttıracakını düşünüyoruz.

KAYNAKÇA

1. Koch RW, Ladak HM, Elfarnawany M, Agrawal SK. Measuring Cochlear Duct Length - A historical analysis of methods and results. *Journal of Otolaryngology - Head and Neck Surgery*. 2017;46(1):1–11.
2. Atalay B, Eser MB, Kalcioglu MT, Ankarali H. Comprehensive Analysis of Factors Affecting Cochlear Size: A Systematic Review and Meta-analysis. *The Laryngoscope* [Internet]. 2021 Mar 25;lary.29532. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/lary.29532>
3. Roche JP, Hansen MR. On the Horizon: Cochlear implant technology. *Otolaryngologic Clinics of North America* [Internet]. 2015 Dec;48(6):1097–116. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0031938416312148>
4. Ketten DR, Skinner MW, Wang G, Vannier MW, Gates GA, Neely JG. In vivo measures of cochlear length and insertion depth of nucleus cochlear implant electrode arrays. *The Annals of otology, rhinology & laryngology Supplement*. 1998;175:1–16.
5. Escudé B, James C, Deguine O, Cochard N, Eter E, Fraysse B. The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes. *Audiology and Neurotology*. 2006;11(SUPPL. 1):27–33.
6. Meng J, Li S, Zhang F, Li Q, Qin Z. Cochlear size and shape variability and implications in cochlear implantation surgery. *Otology and Neurotology*. 2016;37(9):1307–13.
7. Würfel W, Lanfermann H, Lenarz T, Majdani O. Cochlear length determination using Cone Beam Computed Tomography in a clinical setting. *Hearing Research* [Internet]. 2014;316(April 2007):65–72. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.heares.2014.07.013>

8. Khurayzi T, Almuawas F, Sanosi A. Direct measurement of cochlear parameters for automatic calculation of the cochlear duct length. *Annals of Saudi Medicine*. 2020;40(3):212–8.
9. Eser MB, Atalay B, Kalcioglu MT. Is Cochlear Length Related to Congenital Sensorineural Hearing Loss: Preliminary Data. *The Journal of International Advanced Otology*. 2021;17(1):1–8.
10. Helpard L, Li H, Rask-Andersen H, Ladak HM, Agrawal SKSK. Characterization of the human helicotrema: implications for cochlear duct length and frequency mapping. *Journal of Otolaryngology - Head & Neck Surgery* [Internet]. 2020 Dec 6;49(1):2. Available from: <https://journalotohns.biomedcentral.com/articles/10.1186/s40463-019-0398-8>
11. Agrawal S, Scharf-Morén N, Liu W, Ladak HM, Rask-Andersen H, Li H. The secondary spiral lamina and its relevance in cochlear implant surgery. *Upsala Journal of Medical Sciences* [Internet]. 2018 Mar;123(1):9–18. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85044077380&doi=10.1080%2F03009734.2018.1443983&partnerID=40&md5=248571cad1bd64971cd850447ed73a56>
12. Li H, Scharf-Morén N, Rohani SA, Ladak HM, Rask-Andersen H, Agrawal S. Synchrotron Radiation-Based Reconstruction of the Human Spiral Ganglion: Implications for Cochlear Implantation. *Ear and Hearing*. 2018;41(1):173–81.
13. Mei X, Scharf-Morén N, Li H, Ladak HM, Agrawal S, Behr R, et al. Three-dimensional imaging of the human internal acoustic canal and arachnoid cistern: a synchrotron study with clinical implications. *Journal of Anatomy*. 2019;234(3):316–26.
14. Erixon E, Rask-Andersen H. How to predict cochlear length before cochlear implantation surgery. *Acta Oto-Laryngologica* [Internet]. 2013 Dec 23;133(12):1258–65. Available from: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/00016489.2013.831475>

15. Rask-Andersen H, Stahle J, Wilbrand H. Human cochlear aqueduct and its accessory canals. *Annals of Otolary, Rhinology and Laryngology*. 1977;86(suppl.42, 5II):1–16.
16. Grover M, Sharma S, Singh SN, Kataria T, Lakhawat RS, Sharma MP. Measuring cochlear duct length in Asian population: worth giving a thought! *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* [Internet]. 2018;275(3):725–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00405-018-4868-9>
17. Nayak G, Panda NK, Banumathy N, Munjal S, Khandelwal N, Saxena A. Deeper insertion of electrode array result in better rehabilitation outcomes - Do we have evidence? *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* [Internet]. 2016;82:47–53. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijporl.2015.12.028>
18. Schurzig D, Timm ME, Lexow GJ, Majdani O, Lenarz T, Rau TS. Cochlear helix and duct length identification–Evaluation of different curve fitting techniques. *Cochlear Implants International* [Internet]. 2018;19(5):268–83. Available from: <https://doi.org/10.1080/14670100.2018.1460025>
19. Santa Maria PL, Gluth MB, Yuan Y, Atlas MD, Blevins NH. Hearing preservation surgery for cochlear implantation: A meta-analysis. *Otology and Neurotology*. 2014;35(10):e256–69.
20. Snels C, Inthout J, Mylanus E, Huinck W, Dhooge I. Hearing Preservation in Cochlear Implant Surgery: A Meta-Analysis. *Otology and Neurotology*. 2019;40(2):145–53.
21. Dhanasingh A, Jolly C. An overview of cochlear implant electrode array designs. *Hearing Research* [Internet]. 2017 Dec;356:93–103. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.heares.2017.10.005>
22. Tykocinski M, Saunders E, Cohen LT, Treaba C, Briggs RJ, Gibson P, et al. The contour electrode array: safety study and initial patient trials of a new perimodiolar design. *Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society*

- [and] European Academy of Otolology and Neurotology. 2001 Jan;22(1):33–41.
23. Xu Y, Luo C, Zeng FG, Middlebrooks JC, Lin HW, You Z. Design, fabrication, and evaluation of a parylene thin-film electrode array for cochlear implants. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2019 Feb;66(2):573–83.
24. Retzius, G. Das Gehororgan der Saugethiere und des Menschen. Das Gehororgan der Wirbelthiere, Morphologisch-Histologische Studien. II. Das Gehororgan der Reptilien, der Vogel und der Saugethiere. 1884;201–368.
25. Guild SR. A graphic reconstruction method for the study of the organ of Corti. *The Anatomical Record* [Internet]. 1921 Sep;22(2):140–57. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/ar.1090220205>
26. Schuknecht HF. Techniques for study of cochlear function and pathology in experimental animals: Development of the Anatomical Frequency Scale for the Cat. *Archives of Otolaryngology - Head and Neck Surgery* [Internet]. 1953 Oct 1;58(4):377–97. Available from: <http://archotol.jamanetwork.com/article.aspx?articleid=597246>
27. Radiology ES of. ECR 2020 Book of Abstracts. In: Insights into Imaging [Internet]. 2020. p. 673. Available from: <https://insightsimaging.springeropen.com/articles/10.1186/s13244-020-00851-0>
28. Bredberg G. Cellular pattern and nerve supply of the human organ of Corti. *Acta oto-laryngologica* [Internet]. 1968 [cited 2020 Jan 6];Suppl 236:1+. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4886545>
29. Bredberg G, Engstrom H, Ades HW. Cellular Pattern and Nerve Supply of the Human Organ of Corti: A Preliminary Report. *Archives of Otolaryngology - Head and Neck Surgery* [Internet]. 1965 Nov 1;82(5):462–9. Available from: <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Cellular+pattern+and+nerve+supply+of+the+human+organ+of+Corti#3>

30. Takagi A, Sando I. Computer-aided three-dimensional reconstruction: A method of measuring temporal bone structures including the length of the cochlea. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*. 1989 Jul;98(7):515–22.
31. Kawano A, Seldon HL, Clark GM. Computer-Aided Three-Dimensional Reconstruction in Human Cochlear Maps: Measurement of the Lengths of Organ of Corti, Outer Wall, Inner Wall, and Rosenthal's Canal. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology* [Internet]. 1996 Sep 29;105(9):701–9. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0029832190&doi=10.1177%2F000348949610500906&partnerID=40&md5=56bd1912ebf47cc6e381ef976abe31d8>
32. Marsh MA, Xu J, Blamey PJ, Whitford LA, Xu SA, Silverman JM, et al. Radiologic evaluation of multichannel intracochlear implant insertion depth. *The American journal of otology* [Internet]. 1993 Jul;14(4):386–91. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8238277>
33. Heutink F, Koch V, Verbist B, van der Woude WJ, Mylanus E, Huinck W, et al. Multi-Scale deep learning framework for cochlea localization, segmentation and analysis on clinical ultra-high-resolution CT images. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [Internet]. 2020 Jul;191:105387. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2020.105387>
34. Erixon E, Högstorp H, Wadin K, Rask-Andersen H. Variational Anatomy of the Human Cochlea. *Otology & Neurotology* [Internet]. 2009 Jan;30(1):14–22. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-59849108924&doi=10.1097%2FMAO.0b013e31818a08e8&partnerID=40&md5=ed145e403970f55a11b85fd4b65e1d17>
35. Braun K, Böhnke F, Stark T. Three-dimensional representation of the human cochlea using micro-computed tomography data: Presenting an anatomical model for further numerical calculations. *Acta Oto-Laryngologica*. 2012 Jun;132(6):603–13.

36. Avci E, Nauwelaers T, Lenarz T, Hamacher V, Kral A. Variations in microanatomy of the human cochlea. *Journal of Comparative Neurology* [Internet]. 2014 Oct;522(14):3245–61. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84904581472&doi=10.1002%2Fcne.23594&partnerID=40&md5=72705f257bb7f3488b584a65c0b0f078>
37. Driscoll CLW, Carlson ML, Fama AF, Lane JJ. Evaluation of the hybrid-L24 electrode using microcomputed tomography. *The Laryngoscope*. 2011 Jul;121(7):1508–16.
38. Sakellarios AI, Tachos NS, Rigas G, Bibas T, Ni G, Böhnke F, et al. A validated methodology for the 3D reconstruction of cochlea geometries using human microCT images. *Measurement Science and Technology* [Internet]. 2017 May 1;28(5):054001. Available from: <http://stacks.iop.org/0957-0233/28/i=5/a=054001?key=crossref.52fd26c3a6b89d326ee224a32aaf6972>
39. Shin KJ, Lee JY, Kim JN, Yoo JY, Shin C, Song WC, et al. Quantitative analysis of the cochlea using three-dimensional reconstruction based on microcomputed tomographic images. *Anatomical Record*. 2013;296(7):1083–8.
40. Elfarnawany M, Alam SR, Rohani SA, Zhu N, Agrawal SK, Ladak HM. Micro-CT versus synchrotron radiation phase contrast imaging of human cochlea. *Journal of Microscopy*. 2017;265(3):349–57.
41. Würfel W, Burke WF, Lenarz T, Kraemer R. Cochlear length determination in temporal bone specimens using histological serial Micro grinding imaging, micro computed tomography and flat-panel volumetric computed tomography. *Otolaryngology Online Journal* [Internet]. 2015;5(2):1–21. Available from: <http://jorl.net/index.php/jorl/article/view/371>
42. Koch RW, Elfarnawany M, Zhu N, Ladak HM, Agrawal SK. Evaluation of Cochlear Duct Length Computations Using Synchrotron Radiation Phase-Contrast Imaging. *Otology and Neurotology*. 2017;38(6):e92–9.

43. Helpard LW, Rohani SA, Ladak HM, Agrawal SK. Evaluation of Cochlear Duct Length Measurements from a 3D Analytical Cochlear Model Using Synchrotron Radiation Phase-Contrast Imaging. *Otology and Neurotology*. 2020;41(1):E21–7.
44. Li H, Schart-Morén N, Rohani SA, Ladak HM, Rask-Andersen H, Agrawal S. Synchrotron Radiation-Based Reconstruction of the Human Spiral Ganglion: Implications for Cochlear Implantation. *Ear and Hearing*. 2018;41(1):173–81.
45. Sobrinho FP, Lazarini PR, Hea JY, de Abreu L, Meira ADS. A method for measuring the length of the cochlea through magnetic resonance imaging. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*. 2009;75(2):261–7.
46. Kumar JU, Kavitha Y. Application of curved MPR algorithm to high resolution 3 dimensional T2 weighted ciss images for virtual uncoiling of membranous cochlea as an aid for cochlear morphometry. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2017 Feb;11(2):TC12–4.
47. Fatterpekar GM, Doshi AH, Dugar M, Delman BN, Naidich TP, Som PM. Role of 3D CT in the evaluation of the temporal bone. *Radiographics*. 2006;26(SPEC. ISS.):117–33.
48. Som PM, Curtin HD, Liu K, Mafee MF. Current Embryology of the Temporal Bone, Part I: the Inner Ear. *Neurographics*. 2016;6(4):250–65.
49. Som PM, Curtin HD, Liu K, Mafee MF. Current Embryology of the Temporal Bone, Part II: the Middle and External Ears, the Statoacoustic and Facial Nerves, and When Things Go Developmentally Wrong. *Neurographics*. 2016;6(5):332–49.
50. Lu A, Gorny KR, Ho M-L. Zero TE MRI for Craniofacial Bone Imaging. *American Journal of Neuroradiology*. 2019;
51. Delso G, Wiesinger F, Sacolick LI, Kaushik SS, Shanbhag DD, Hüllner M, et al. Clinical evaluation of zero-echo-time MR imaging for the segmentation of the skull. *Journal of Nuclear Medicine*. 2015;56(3):417–22.
52. Sennaroğlu L, Bajin MD. Classification and Current Management of Inner Ear Malformations. *Balkan Medical Journal*. 2017;34(5):397–411.

53. Ozgen B, Oguz KK, Atas A, Sennaroglu L. Complete labyrinthine aplasia: Clinical and radiologic findings with review of the literature. *American Journal of Neuroradiology*. 2009;30(4):774–80.
54. Fruauff K, Coffey K, Chazen JL, Phillips CD. Temporal bone imaging. Vol. 24, *Topics in Magnetic Resonance Imaging*. 2015. 39–55.
55. Lane JI, Witte RJ. The Temporal Bone [Internet]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2010. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-02210-4>
56. Dimopoulos P, Muren C. Anatomic variations of the cochlea and relations to other temporal bone structures. *Acta Radiologica* [Internet]. 1990 Sep;31(5):439–44. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2261286>
57. Rabinowitz PM. Noise-induced hearing loss. *American family physician*. 2000 May;61(9):2749-2756,2759-2760.
58. Hansen MC. Otosclerosis and sensorineural hearing loss. A clinical study. *Archives of otolaryngology (Chicago, Ill: 1960)*. 1983 Sep;109(9):598–600.
59. Gao W yuan, Ding D lian, Zheng X yang, Ruan F ming, Liu Y jun. A comparison of changes in the stereocilia between temporary and permanent hearing losses in acoustic trauma. *Hearing Research*. 1992 Sep;62(1):27–41.
60. Jepsen ML, Dau T. Characterizing auditory processing and perception in individual listeners with sensorineural hearing loss. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2011 Jan;129(1):262–81.
61. Korver AMH, Smith RJH, van Camp G, Schleiss MR, Bitner-Glindzicz MAK, Lustig LR, et al. Congenital hearing loss. *Nature Reviews Disease Primers*. 2017;3.
62. Ballesteros F, Tassies D, Reverter JC, Alobid I, Bernal-Sprekelsen M. Idiopathic sudden sensorineural hearing loss: Classic cardiovascular and new genetic risk factors. *Audiology and Neurotology*. 2012;17(6):400–8.

63. D'Arco F, Youssef A, Ioannidou E, Bisdas S, Pinelli L, Caro-Dominguez P, et al. Temporal bone and intracranial abnormalities in syndromic causes of hearing loss: an updated guide. *European Journal of Radiology* [Internet]. 2020;123(December):108803. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2019.108803>
64. Richardson MP, Reid A, Tarlow MJ, Rudd PT. Hearing loss during bacterial meningitis. *Archives of Disease in Childhood*. 1997;76(2):134–8.
65. Sugiura M, Naganawa S, Ishida IM, Teranishi M, Nakata S, Yoshida T, et al. Vestibular aqueduct in sudden sensorineural hearing loss. *Journal of Laryngology and Otology*. 2008;122(9):887–92.
66. Abdi S, Tavakoli H, Naderpour M, Amirabadi M. The influence of age at the time of cochlear implantation on hearing threshold in prelingually deaf children. *Iranian Journal of Medical Sciences*. 2007;32(3):147–51.
67. Shen M, Li Y, Long M, Wang L, Liang W, Chen Z, et al. The development of hearing in prelingually deaf children with white matter changes in the first year after cochlear implantation. *Acta Oto-Laryngologica* [Internet]. 2020;140(5):387–94. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85079044758&doi=10.1080%2F00016489.2020.1720285&partnerID=40&md5=92926455037ff040a5a3bf3a32af8bc7>
68. Purcell DD, Fischbein N, Lalwani AK. Identification of Previously “Undetectable” Abnormalities of the Bony Labyrinth with Computed Tomography Measurement. *Laryngoscope*. 2003;113(11):1908–11.
69. Sousa AF de, Couto MIV, Martinho-Carvalho AC. Quality of life and cochlear implant: results in adults with postlingual hearing loss. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology* [Internet]. 2018;84(4):494–9. Available from: www.bjorl.org
70. Başkanlığı SGK. Sosyal Güvenlik Kurumu Sağlık Uygulama Tebliğinde Değişiklik Yapılmasına Dair Tebliğ [Internet]. Resmi Gazete. 2016 [cited 2021 Mar 30]. p. 29900. Available from: <https://www.resmigazete.gov.tr/eskiler/2016/11/20161126-13.htm>

71. Derinsu U, Ciprut A, Akdaş F. Cochlear implant results in prelingual adults. *Marmara Medical Journal*. 2002;15(3):175–9.
72. Bayazit YA, Altinyay Ş, Cevizci R. Delayed prelingual cochlear implantation in childhood and puberty. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2015;79(2):146–50.
73. Zeitler DM, Anwar A, Green JE, Babb JS, Friedmann DR, Roland T, et al. Cochlear implantation in prelingually deafened adolescents. *Archives of Pediatrics and Adolescent Medicine*. 2012;166(1):35–41.
74. Most T, Shrem H, Duvdevani I. Cochlear implantation in late-implanted adults with prelingual deafness. *American Journal of Otolaryngology - Head and Neck Medicine and Surgery*. 2010;31(6):418–23.
75. Gstoeetner WK, Hamzavi J, Egelierler B, Baumgartner WD. Speech perception performance in prelingually deaf children with cochlear implants. *Acta Oto-Laryngologica*. 2000;120(2):209–13.
76. Duarte M, Gresele ADP, Pinheiro MMC. Temporal processing in postlingual adult users of cochlear implant. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*. 2016;82(3):304–9.
77. Smulders YE, Hendriks T, Stegeman I, Eikelboom RH, Sucher C, Upson G, et al. Predicting sequential bilateral cochlear implantation performance in postlingually deafened adults; A retrospective cohort study. *Clinical Otolaryngology*. 2018;43(6):1500–7.
78. Kobosko J, Jedrzejczak WW, Pilka E, Pankowska A, Skarzynski H. Satisfaction with Cochlear Implants in Postlingually Deaf Adults and Its Nonaudiological Predictors: Psychological Distress, Coping Strategies, and Self-Esteem. *Ear and Hearing*. 2015;36(5):605–18.
79. Kim BG. Correlation of Cochlear Nerve Size and Auditory Performance After Cochlear Implantation in Postlingually Deaf Patients. *JAMA Otolaryngology–Head & Neck Surgery* [Internet]. 2013 Jun 1;139(6):604. Available from: <http://archotol.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/jamaoto.2013.3195>

80. Dhanasingh A. Cochlear duct length along the outer wall vs organ of corti: Which one is relevant for the electrode array length selection and frequency mapping using Greenwood function? *World Journal of Otorhinolaryngology - Head and Neck Surgery* [Internet]. 2019 Jun;5(2):117–21. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.wjorl.2018.09.004>
81. Alexiades G, Dhanasingh A, Jolly C. Method to estimate the complete and two-turn cochlear duct length. *Otology and Neurotology* [Internet]. 2015 Jun 21;36(5):904–7. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84929626076&doi=10.1097%2FMAO.0000000000000620&partnerID=40&md5=c73dc56e9b39e6c9de1cd93df91936a8>
82. Mistrik P, Jolly C, Mistrik P, Jolly C. Optimal electrode length to match patient specific cochlear anatomy. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases* [Internet]. 2016 Jun;133(1):S68–71. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.anorl.2016.05.001>
83. Eser MB, Atalay B, Kalcıoğlu MT. Comment on “The Effect of Cochlear Size on Cochlear Implantation Outcomes.” Frijns JHM, editor. *BioMed Research International* [Internet]. 2020 Jul 31;2020:1–2. Available from: <https://doi.org/10.1155/2020/5674547>
84. Sato M, Kral A. Dynamic range of cochlear implant stimulation is larger in residually hearing cochlea. *Acoustical Science and Technology*. 2020;41(1):380–1.
85. Hodges A v., Schloffman J, Balkany T. Conservation of residual hearing with cochlear implantation. *American Journal of Otology*. 1997;18(2):179–83.
86. Choi CH, Oghalai JS. Predicting the effect of post-implant cochlear fibrosis on residual hearing. *Hearing Research*. 2005;205(1–2):193–200.
87. Iso-Mustajärvi M, Sipari S, Löppönen H, Dietz A. Preservation of residual hearing after cochlear implant surgery with slim modiolar electrode. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* [Internet].

- 2020;277(2):367–75. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00405-019-05708-x>
88. Stuermer KJ, Kluenter HD, Lang-Roth R, Schwarz D, Hüttenbrink KB, Anagnostos A. Preservation of Vestibular Function and Residual Hearing after Round Window Cochlear Implantation. *Otology and Neurotology*. 2019 Aug;40(7):878–82.
89. Sun CH, Hsu CJ, Chen PR, Wu HP. Residual hearing preservation after cochlear implantation via round window or cochleostomy approach. *Laryngoscope*. 2015;125(7):1715–9.
90. Moteki H, Nishio SY, Miyagawa M, Tsukada K, Noguchi Y, Usami SI. Feasibility of hearing preservation for residual hearing with longer cochlear implant electrodes. *Acta Oto-Laryngologica* [Internet]. 2018;138(12):1080–5. Available from: <https://doi.org/10.1080/00016489.2018.1508888>
91. Nordfalk KF, Rasmussen K, Hopp E, Bunne M, Silvola JT, Jablonski GE. Insertion Depth in Cochlear Implantation and Outcome in Residual Hearing and Vestibular Function. *Ear and Hearing*. 2016;37(2):e129–37.
92. Zanetti D, Nassif N, Redaelli De Zinis LO. Factors affecting residual hearing preservation in cochlear implantation | Fattori influenzanti la conservazione dei residui uditivi negli impianti cocleari. *Acta Otorhinolaryngologica Italica*. 2015;35(6):433–41.
93. Tamir S, Ferrary E, Borel S, Sterkers O, Bozorg Grayeli A. Hearing preservation after cochlear implantation using deeply inserted flex atraumatic electrode arrays. *Audiology and Neurotology*. 2012;17(5):331–7.
94. Hochmair I, Arnold W, Nopp P, Jolly C, Müller J, Roland P. Deep electrode insertion in cochlear implants: Apical morphology, electrodes and speech perception results. *Acta Oto-Laryngologica*. 2003 Jun;123(5):612–7.
95. Boyd PJ. Potential benefits from deeply inserted cochlear implant electrodes. *Ear and Hearing*. 2011;32(4):411–27.

96. Gstoettner W, Plenck HJ, Franz P, Hamzavi J, Baumgartner W, Czerny C, et al. Cochlear implant deep electrode insertion: extent of insertional trauma. *Acta oto-laryngologica*. 1997 Mar;117(2):274–7.
97. Hodges A v., Villasuso E, Balkany T, Bird PA, Butts S, Lee D, et al. Hearing results with deep insertion of cochlear implant electrodes. *American Journal of Otology*. 1999;20(1):53–5.
98. Bruce IA, Bates JEHM, Melling C, Mawman D, Green KMJ. Hearing preservation via a cochleostomy approach and deep insertion of a standard length cochlear implant electrode. *Otology and Neurotology*. 2011 Dec;32(9):1444–7.
99. Hamzavi J, Arnoldner C. Effect of deep insertion of the cochlear implant electrode array on pitch estimation and speech perception. *Acta Oto-Laryngologica*. 2006 Dec;126(11):1182–7.
100. Roland PS, Wright CG. Surgical aspects of cochlear implantation: mechanisms of insertional trauma. *Advances in oto-rhino-laryngology*. 2006;64:11–30.
101. Welling DB, Hinojosa R, Gantz BJ, Lee J-T. Insertional trauma of multichannel cochlear implants. *Laryngoscope*. 1993;103(9):995–1001.
102. Kennedy DW. Multichannel intracochlear electrodes: mechanism of insertion trauma. *The Laryngoscope*. 1987 Jan;97(1):42–9.
103. Avci E, Nauwelaers T, Hamacher V, Kral A. Three-dimensional force profile during cochlear implantation depends on individual geometry and insertion trauma. *Ear and Hearing [Internet]*. 2017;38(3):e168–79. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85018762892&doi=10.1097%2FAUD.0000000000000394&partnerID=40&md5=6314140eed22adc875d5244edabe9f73>
104. Hoskison E, Mitchell S, Coulson C. Systematic review: Radiological and histological evidence of cochlear implant insertion trauma in adult patients. *Cochlear implants international*. 2017 Jul;18(4):192–7.
105. Klingenbeck-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U. Subsecond multi-slice computed tomography: Basics and applications. *European Journal of Radiology*. 1999;31(2):110–24.

106. Khan MMR, Labadie RF, Noble JH. Preoperative prediction of angular insertion depth of lateral wall cochlear implant electrode arrays. *Journal of Medical Imaging*. 2020;7(3).
107. Virapongse C, Rothman S, Kier E, Sarwar M. Computed tomographic anatomy of the temporal bone. *American Journal of Roentgenology* [Internet]. 1982 Oct;139(4):739–49. Available from: <http://www.ajronline.org/doi/10.2214/ajr.139.4.739>
108. Widmann G, Dejaco D, Luger A, Schmutzhard J. Pre- and post-operative imaging of cochlear implants: a pictorial review. *Insights into Imaging*. 2020;11(1).
109. Palabiyik FB, Hacikurt K, Yazici Z. Facial nerve anomalies in paediatric cochlear implant candidates: Radiological evaluation. *Journal of Laryngology and Otology*. 2017;131(1):26–31.
110. Jin A, Xu P, Qu F. Variations in the labyrinthine segment of facial nerve canal revealed by high-resolution computed tomography. *Auris Nasus Larynx*. 2018;45(2):261–4.
111. Ishai R, Herrmann BS, Nadol JBJ, Quesnel AM. The pattern and degree of capsular fibrous sheaths surrounding cochlear electrode arrays. *Hearing research*. 2017 May;348:44–53.
112. Connor SEJ, Duda C, Pai I, Gaganasiou M. Is CT or MRI the optimal imaging investigation for the diagnosis of large vestibular aqueduct syndrome and large endolymphatic sac anomaly? *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 2019;276(3):693–702.
113. Sennaroglu L, Saatci I. A New Classification for Cochleovestibular Malformations.
114. Cicek B, Ozbal M, If TD, Tahir E. Audiologic and radiologic findings in cochlear hypoplasia. *Auris Nasus Larynx* [Internet]. 2017;44(6):655–63. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.anl.2016.12.002>
115. Held P, Frund R, Seitz J, Nitz W, Haffke T, Hees H, et al. Comparison of a T2* w. 3D CISS and a T2 w. 3D turbo spin echo sequence for the anatomical study of facial and vestibulocochlear nerves. *Journal of Neuroradiology*. 2000;27(3):173–8.

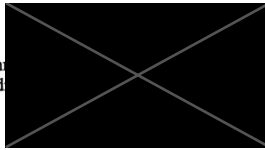
116. Sennaroğlu L, Atay G, Bajin MD. A new cochlear implant electrode with a “cork”-type stopper for inner ear malformations. *Auris Nasus Larynx*. 2014;41(4):331–6.
117. Schurzig D, Timm ME, Batsoulis C, Salcher R, Sieber D, Jolly C, et al. A Novel Method for Clinical Cochlear Duct Length Estimation toward Patient-Specific Cochlear Implant Selection. *OTO Open* [Internet]. 2018;2(4):2473974X1880023. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/2473974X18800238>
118. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine* [Internet]. 2016;15(2):155–63. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
119. Greenwood DD. A cochlear frequency-position function for several species—29 years later. *Journal of the Acoustical Society of America*. 1990 Jun;87(6):2592–605.
120. Greenwood DD. Comparing octaves, frequency ranges, and cochlear-map curvature across species. *Hearing Research*. 1996 May;94(1–2):157–62.
121. Mistrík P, Jolly C. Optimal electrode length to match patient specific cochlear anatomy. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases* [Internet]. 2016;133:S68–71. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.anorl.2016.05.001>
122. Kjer HM, Fagertun J, Wimmer W, Gerber N, Vera S, Barazzetti L, et al. Patient-specific estimation of detailed cochlear shape from clinical CT images. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* [Internet]. 2018;13(3):389–96. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85040085078&doi=10.1007%2Fs11548-017-1701-7&partnerID=40&md5=8fb60100a401b614e6abe6cc8fd067a1>
123. Lee FP, Hsu HT te, Lin YS, Hung SC. Effects of the electrode location on tonal discrimination and speech perception of mandarin-speaking

- patients with a cochlear implant. *Laryngoscope*. 2012 Jun;122(6):1366–78.
124. Timm ME, Majdani O, Weller T, Windeler M, Lenarz T, Büchner A, et al. Patient specific selection of lateral wall cochlear implant electrodes based on anatomical indication ranges. Zeng F-G, editor. *PLoS ONE* [Internet]. 2018 Oct 26;13(10):e0206435. Available from: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0206435>
125. Iyaniwura JE, Elfarnawany M, Ladak HM, Agrawal SK. An automated A-value measurement tool for accurate cochlear duct length estimation. *Journal of Otolaryngology - Head and Neck Surgery*. 2018 Jan;47(1):1–8.
126. Kim H, Kim DY, Ha EJ, Park HY. Clinical Value of Measurement of Internal Auditory Canal in Pediatric Cochlear Implantation. *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology*. 2019;128(6_suppl):61S-68S.
127. Deep NL, Howard BE, Holbert SO, Hoxworth JM, Barrs DM. Measurement of cochlear length using the ‘A’ value for cochlea basal diameter: A feasibility study†. *Cochlear Implants International* [Internet]. 2017;18(4):226–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/14670100.2017.1292689>
128. Verbist BM, Skinner MW, Cohen LT, Leake PA, James C, Boëx C, et al. Consensus panel on a cochlear coordinate system applicable in histologic, physiologic, and radiologic studies of the human cochlea. *Otology and Neurotology*. 2010;31(5):722–30.

EK-1 ETİK KURUL KARARI

S.B. İSTANBUL MEDENİYET ÜNİVERSİTESİ GÖZTEPE EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU (2013-KAEK-64) KARAR FORMU			
SAYI:		Tarih: 03.07.2019	
KONU: Etik Kurulu Kararı			
ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Kohlear İmplant Uygulanmış Postlingual Hastalarda Kohlea Boyutlarının MR ve BT İle Değerlendirilmesi	
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU			
ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu	
	AÇIK ADRESİ:	Doktor Erkin Cad. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	
	TELEFON	216 570 91 90	
	FAKS	216 565 55 26	
	E-POSTA	etik@sbgztepehastanesi.gov.tr	
BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Uzm. Dr. Başak Atalay	
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Radyoloji	
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	
	VARSA İDARI SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI		
	DESTEKLEYİCİ		
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)		
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ		
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1 ☐ FAZ 2 ☐ FAZ 3 ☐ FAZ 4 ☐ Gözlemsel ilaç çalışması ☐ Tıbbi cihaz klinik araştırması ☐ İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları ☐ İlaç dışı klinik araştırma ☐ Retrospektif ☒	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐ ULUSAL ☐ ULUSLARARASI ☐	
	DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi
ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			
OLGU RAPOR FORMU			
ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı		
	SİGORTA	☐	
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☐	
	BIYOLOJİK MATERİYEL TRANSFER FORMU	☐	
	İLAN	☐	
	YILLIK BİLDİRİM	☐	
	SONUÇ RAPORU	☐	
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐	
	DİĞER:	☐	
	KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 2019/0269	Tarih: 03.07.2019
Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplanmış etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.			

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı
İmza:



S.B. İSTANBUL MEDENİYET ÜNİVERSİTESİ GÖZTEPE EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU (2013-KAEK-64)
KARAR FORMU

SAYI:

Tarih: 03.07.2019

KONU: Etik Kurulu Kararı

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Kohlear İmplant Uygulanmış Postlingual Hastalarda Kohlea Boyutlarının MR ve BT İle Değerlendirilmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile İlişki		Katılım *		İmza
Doç. Dr. Şükrü Sadık ÖNER	Tıbbi Farmakoloji	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Aytekin OĞUZ	İç Hastalıkları Anabilim Dalı	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Işıl MARAL	Halk Sağlığı Anabilim Dalı	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Asif Yıldırım	Üroloji	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Süleyman Daşdağ	Biyofizik	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Derya Büyükkayhan	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	T.C. Sağlık Bakanlığı Zeynep Kamil Kadın ve Çocuk Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Doç. Dr. Asiye KANBAY	Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Doç. Dr. Sıdika Şeyma ÖZKANLI	Tıbbi Patoloji	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Yrd. Doç. Dr. Hacer Hicran Mutlu	Aile Hekimliği	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Avukat Mahmut ÇELİK	Avukat	Çelik Hukuk Bürosu	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Saliha Şahin	İşçi		E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	

*:Toplantıda Bulunma

Karar: ☒ Onaylandı ☐ Reddedildi

Etik Kurul Başkanı
 Unvanı/Adı/Soyadı: Doç.
 İmza:

EK-2 TEZ BAŞLIĞI DÜZENLEME OLURU

Tarih: 09.04.2021

S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Prof. Dr. Süleyman Yalçın Eğitim Şehir Hastanesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'na

Etik kurul onamı alınmış sorumlu araştırmacısı olduğum “Kohlear İmplant Uygulanmış Postlingual Hastalarda Kohlea Boyutlarının MR ve BT ile değerlendirilmesi” isimli Dr. Mehmet Bilgin Eser'e ait tez çalışmasının isminin aynı hasta verisi ve ölçüm tekniği kullanılarak yapılmak kaydıyla isminin çalışmayı daha iyi betimlemesi nedeniyle “Kohlea Boyutlarının Manyetik Rezonans Görüntüleme ile 3 Boyutlu Olarak Ölçülmesi Güvenilir ve Tekrar Edilebilir midir?” olarak güncellenmesi için gereğini saygılarımla arz ederim.

Sorumlu Araştırmacı

