

**T.C.  
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ**

**SOFTBANDA İLİŞİK BAHA CİHAZLARINDAN ELDE EDİLEN İŞİTME  
EŞİKLERİNİN İMPLANTE EDİLMİŞ BAHA CİHAZLARINDAN ELDE EDİLEN  
EŞİKLERLE KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dr. Ahmet KARA**

**KULAK BURUN BOĞAZ ANABİLİM DALI UZMANLIK TEZİ**

2015

**T.C.**  
**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ**  
**TIP FAKÜLTESİ**

**SOFTBANDA İLİŞİK BAHA CİHAZLARINDAN ELDE EDİLEN İŞİTME**  
**EŞİKLERİNİN İMPLANTE EDİLMİŞ BAHA CİHAZLARINDAN ELDE EDİLEN**  
**EŞİKLERLE KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dr. Ahmet KARA**

**KULAK BURUN BOĞAZ ANABİLİM DALI UZMANLIK TEZİ**

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Mete İŞERİ

Anabilim Dalı Başkanı: Prof. Dr. Mete İŞERİ

Etik Kurul Onayı: Karar No: KOÜ HAYDEK 2014/331

2015

## ÖNSÖZ

Kulak Burun Boğaz, cerrahi bir branş olmasına rağmen anatomi ve fizyolojinin en çok birlikte olduğu branşlar arasındadır ve belki de işitme fizyolojisi kulak burun boğaz hekimlerinin ilgi alanları arasında en karmaşık fizyolojiye sahip olanıdır. En gelişmiş müzik aletlerinden sayılan piyanonun 6.5 oktavlık frekans spektrumuna karşılık, gelişmiş bir insan kulağının 11.5 oktavlık bir frekans aralığında duyabiliyor olması, bu sistemin karmaşıklığını ortaya koyan en iyi örneklerdendir. Dolayısıyla böyle bir sistemin patolojilerindeki restorasyon ve rehabilitasyon konusu da bu konudaki deneyimli cerrahlar tarafından özenle yapılmalıdır. Pek çok kulak patolojisinin tedavisinde çeşitli cerrahi yöntemler, otolog greftler ve protezler kullanılarak orta kulak ve dış kulak yolu restorasyonu yapılabilse de, bazı durumlarda bu tedaviler başarısız olabilmekte ve başka alternatiflerle işitme rehabilitasyonuna gereksinim duyulabilmektedir. Bu alternatifler; konvansiyonel hava yolu veya kemik yolu işitme cihazları olabileceği gibi, kemiğe sabit işitme cihazları, orta kulak implantları, koklear implantlar ve hatta beyin sapı implantları gibi implante edilebilir çözümler de olabilir ve bu alternatiflerin tümü otoloji ile ilgilenen hekimler tarafından iyi bilinmeli ve uygun endikasyonlarda kullanılabilirdir. Dolayısı ile ancak bu şekilde neredeyse tüm işitme kayıpları ile başa çıkılabilir. Yazar, bu araştırmada konu alınan kemiğe sabit işitme cihazlarının uygun endikasyonlarda implante edilebilir alternatiflerden belki de en basit ve en etkili yöntem olduğuna inanmaktadır.

Dr.Ahmet KARA

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilimsel düşünceyi yaşam biçimi olarak algılamamı sağlayan, uzmanlık eğitimime başladığım günden bu yana her zaman beni destekleyen, takdir ve taltif eden, bir öğrencisi olarak değil meslektaşısı olarak gören, bana hep güvenen ve komplikasyonlarımda dahi motivasyonumu kaybetmemem için bana hep destek veren; Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Mete İşeri başta olmak üzere, öğretim üyeleri Prof. Dr. Ömer Aydın, Prof. Dr. Gürkan Keskin, Yard. Doç. Dr. Murat Öztürk, Yard. Doç. Dr. Murat Topdağ'a ve asistanlık sürem içerisinde aramızdan ayrılan değerli öğretim üyesi Prof. Dr. Ahmet Almaç' a en içten teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca Kocaeli Üniversitesi bünyesinde olmasa da, ailemizin ve evimizin baş köşesindeki yeri ile her zaman bilgi ve deneyimlerini paylaşarak KBB eğitimimde çok büyük öneme sahip Uzm. Dr. Ümit Öztaş'a da teşekkür gönül borcumdur. Asistanlık sürem içerisinde birlikte çalışmaktan zevk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve odyoloji eğitimimde bilgi ve tecrübelerini paylaşmaktan hiç kaçınmayan Kocaeli Üniversitesi Odyoloji ve Vestibüler Patolojiler bölümünün değerli üyelerinden başta Merve Durgut olmak üzere, Berna Kapucuoğlu ve Şule Gülizar Veyisoğlu' na teşekkür ederim.

Eğitimimdeki belki de en önemli basamağı oluşturan ilk öğretmenlerim canım anneme, babama ve kardeşlerime, bana her konuda destek olan ve her konuda hiçbir zaman yardımını esirgemeyen biricik eşim Rabia'ya ve bana geceleri de ders çalışılabileceğini öğreten, hayattaki en büyük gururum ve motivasyon sebebim, küçük Kulak Burun Boğazcım, canım Kerem' ime çok teşekkür ederim.

Dr. Ahmet KARA

## İÇİNDEKİLER

|   |    |
|---|----|
| 1. SİMGELER VE KISALTMALAR .....                    | IV |
| 2. TABLOLAR.....                                    | V  |
| 3. ŞEKİLLER .....                                   | VI |
| 4. AMAÇ VE KAPSAM .....                             | 1  |
| 5. GENEL BİLGİLER .....                             | 3  |
| 5.1. Kulak Embriyolojisi.....                       | 3  |
| 5.2. Kulak Anatomisi.....                           | 6  |
| 5.3. İşitme Fizyolojisi .....                       | 10 |
| 5.4. Kemiğe Sabit İşitme Cihazları .....            | 14 |
| 5.5. Osseointegrasyon.....                          | 17 |
| 5.6. BAHA Endikasyonları .....                      | 20 |
| 5.7. Pediatrik Yaş Gruplarında BAHA Kullanımı ..... | 23 |
| 5.8. Mental Retarde Hastalarda BAHA Kullanımı ..... | 24 |
| 5.9. İmplantasyon Yeri ve Önemi .....               | 24 |
| 5.10. BAHA Cerrahisi.....                           | 25 |
| 5.11. Ameliyat Sonrası Bakım .....                  | 26 |
| 5.12. Komplikasyonlar .....                         | 26 |
| 5.13. Manyetik BAHA Uygulamaları.....               | 29 |
| 6. GEREÇ VE YÖNTEM.....                             | 32 |
| 6.1. Odyolojik İncelemeler .....                    | 32 |
| 6.2. Cerrahi Yöntem .....                           | 33 |
| 6.3. İstatistiksel Analiz.....                      | 36 |
| 7. BULGULAR.....                                    | 37 |
| 8. TARTIŞMA .....                                   | 45 |
| 7. SONUÇ.....                                       | 50 |
| 8. ÖZET .....                                       | 51 |
| 9. ABSTRACT .....                                   | 52 |
| 10. KAYNAKLAR .....                                 | 53 |

## 1. SİMGELER VE KISALTMALAR

|                  |  |
|------------------|--|
| BAHA             | : Bone Anchored Hearing Aid (Kemiğe sabit işitme cihazı) |
| mm               | : Milimetre  |
| dB               | : desiBell   |
| Hz               | : Hertz  |
| TiO <sub>2</sub> | : Titanyum Oksit   |
| RFA              | : Radyofrekans Analizi                                   |
| ISK              | : İmplant stabilite katsayısı                            |
| KOM              | : Kronik Otit Media                                      |
| DKYA             | : Dış Kulak Yolu Atrezisi                                |
| TTSNİK           | : Tek taraflı sensörinöral işitme kaybı                  |
| FDA              | : Food and Drug Administration (Gıda ve İlaç Dairesi)    |

## 2. TABLOLAR

| <b>Tablo Adı</b>   | <b>Sayfa No</b> |
|--|-----------------|
| <b>Tablo 1.</b> Holger sınıflama sistemi .....                                     | 27              |
| <b>Tablo 2.</b> Literatürdeki nadir ciddi komplikasyonlar.....                     | 29              |
| <b>Tablo 3.</b> Hastaların gruplara ve cinsiyete göre dağılımı.....                | 37              |
| <b>Tablo 4.</b> Perkutan hasta grubuna ait demografik ve cerrahi özellikler.....   | 38              |
| <b>Tablo 5.</b> Transkutan hasta grubuna ait demografik ve cerrahi özellikler..... | 38              |
| <b>Tablo 6.</b> Her iki hasta grubuna ait cihazsız işitme eşikleri.....            | 39              |
| <b>Tablo 7.</b> Perkutan hasta grubuna ait cihazlı eşikler.....                    | 40              |
| <b>Tablo 8.</b> Transkutan hasta grubuna ait cihazlı eşikler.....                  | 42              |
| <b>Tablo 9.</b> Perkutan hasta grubunda cihazlı işitme kazançları.....             | 43              |
| <b>Tablo 10.</b> Transkutan hasta grubunda cihazlı işitme kazançları.....          | 44              |

### 3. ŞEKİLLER

| Şekil Adı  | Sayfa No |
|--|----------|
| Şekil 1: Brankial ark anatomisi .....                              | 3        |
| Şekil 2: Otokist gelişimi (28-32 günlük embriyo) .....             | 4        |
| Şekil 3: Aurikula anatomisi.....                                   | 6        |
| Şekil 4: Kemik ve membranöz labirent.....                          | 9        |
| Şekil 5: Baha ses işlemcileri;.....                                | 16       |
| Şekil 6: Ameliyat sonrasında yapılan radyofrekans analizi.....     | 19       |
| Şekil 7. ISQ değerlerinin takip sürecindeki deđerŐimleri.....      | 19       |
| Şekil 8: Lineer insizyon tekniği.....                              | 34       |
| Şekil 9: Baha Attract İmplantasyonu .....                          | 35       |
| Şekil 10. Perkutan hasta grubunda cihazlı işitme kazançları.....   | 43       |
| Şekil 11. Transkutan hasta grubunda cihazlı işitme kazançları..... | 44       |



#### 4. AMAÇ VE KAPSAM

İşitme sorunları toplumun önemli bir çoğunluğunu etkileyen ve kişinin sosyal yaşamını kötü yönde değiştirebilen bir halk sağlığı sorunudur. 2010 yılında yapılan sağlık araştırması sonuçlarına göre Türk toplumunun %3,7 sinin işitme cihazı kullandığı bilinmektedir. Bu oran, Türkiye nüfusu dikkate alındığında yaklaşık 3 milyon kişiye karşılık gelmektedir. Yaşlanan ve gelişmekte olan bir ülke olduğumuz gerçeği de akılda bulundurulduğunda ilerleyen yıllarda işitme cihazı kullanım oranlarının daha da artabileceği düşünülebilir. İşitme kayıplarının büyük çoğunluğu sensörinöral nedenler nedeniyle oluşuyor olsa da, yaklaşık %20'lik kısım orta kulak patolojileri nedeniyle oluşmaktadır. Sensörinöral işitme kayıplarının çoğunda konvansiyonel havayolu işitme cihazları yeterli olurken, cerrahi olarak rehabilite edilemeyen bazı dış ve orta kulak kaynaklı işitme patolojilerinde hava yolu işitme cihazlarının kullanımı yetersiz kalabilmekte ve bazı durumlarda bu cihazlar çeşitli komplikasyonlara neden olabilmektedir. Bu noktada kemik aracılı işitme cihazları bir tedavi alternatifi oluşturmaktadır.

On dokuzuncu yüzyılda kemik yolu iletimi ile ilgili süreçler anlaşılmaya başladıktan sonra diapozon testleri de kullanılarak iletim tipi ve sensörinöral işitme kayıplarının ayırıcı tanısı yapılabilmeye başlanmıştır.<sup>1</sup> Daha sonraları odyometrenin de üretilmesinin ardından bu ayırıcı tanı hava-yolu ve kemik-yolu arasındaki hava-kemik farkı değerlendirilerek yapılmaya başlanmıştır. Stenfelt ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada kemik yolu eşiklerinin havayolu eşikleri ile karşılaştırıldığında özellikle yüksek frekanslarda daha iyi olduğu gösterilmiştir.<sup>2</sup> 1970 lerin sonunda kemiğe sabit işitme cihazlarının (*Bone Anchored Hearing Aid, BAHA*) da gelişmeye başlaması ile bu yönde yapılan çalışmalar arttırılmıştır.

Bilindiği üzere BAHA, özellikle hafif ve orta dereceli iletim ve miks tip işitme kayıplarının rehabilitasyonunda kullanılabilen çok önemli bir işitme cihazı alternatifidir. BAHA implantasyonunda en önemli klinik endikasyonlar; kronik otit media ve bilateral dış kulak yolu atrezileri olsa da, günümüzde tek taraflı sensörinöral işitme kayıplarından

tinnitusa kadar çok farklı endikasyonlarda konvansiyonel işitme cihazlarına alternatif oluşturabilmektedir.

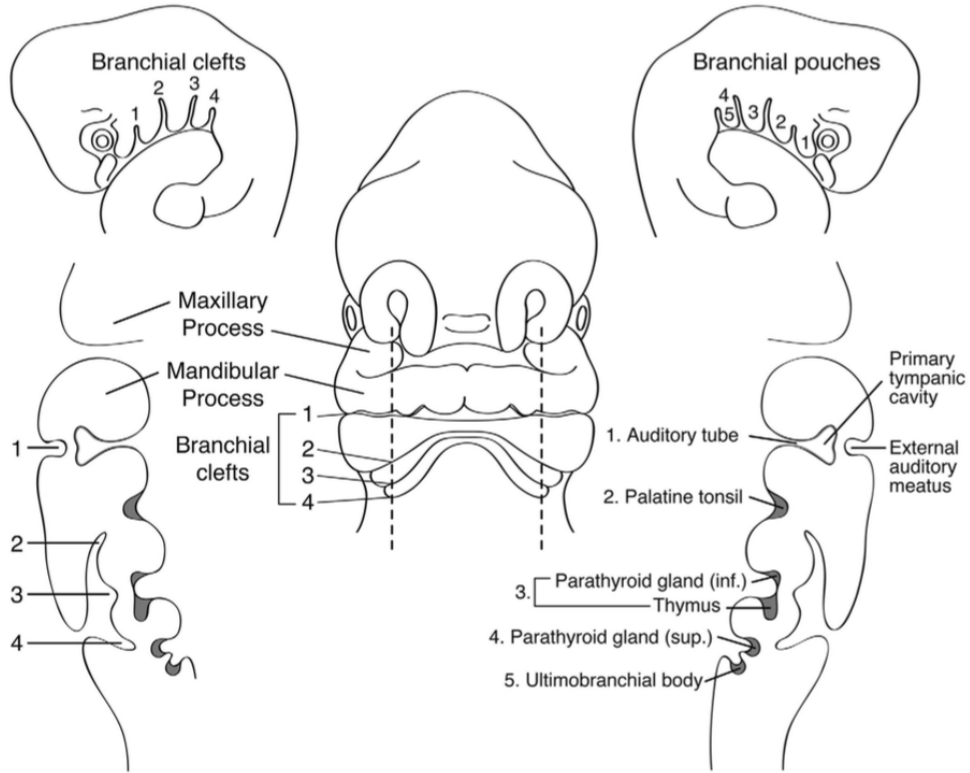
1977 yılında temporal kemiğe ilk titanyum implant takıldıktan beri hem BAHA implant, abutment ve ses işlemci teknolojilerinde, hem de cerrahi tekniklerde bir çok gelişme gerçekleşmiştir. Zaman içerisinde BAHA implantasyon cerrahisi cihazı kullanabilmek için uzun bir bekleme dönemi gerektiren iki aşamalı cerrahi teknikten tek aşamalı cerrahi tekniğe değişmiş, implantasyon için cildin hazırlanmasında kullanılan çeşitli flep tekniklerine yıllar içinde dermatom kullanımı ve son yıllarda gelişen lineer insizyon tekniği eklenmiştir. Bunun yanında BAHA implantlarının mikroyapısal özellikleri ve abutment şekli de yıllar içinde birçok değişikliğe uğramıştır. Bunlara ek olarak son yıllarda daha estetik sonuçlar vaadeden transkutan manyetik sistemlerde geliştirilmiştir.

Yapılan çalışmalarda gösterilmiştir ki; direk kemik iletimli işitme, cilt üzerinden gerçekleşen kemik iletime göre özellikle yüksek frekanslarda 5-15 dB daha fazla işitme kazancı sağlamaktadır.<sup>3,4</sup> Bu nedenle preoperatif dönemdeki softband ve benzeri yöntemlerle yapılan işitme testleri ameliyat sonrası ölçümler ile tam bir korelasyon göstermeyebilir. Çalışmamızda; kliniğimizde BAHA implantasyonu yapılan hastaların ameliyat öncesi durumunu taklit edecek şekilde; softbanda ilişik ses işlemcileri ile tespit edilen işitme eşikleri ile, implante edilmiş BAHA cihazlı eşikleri ve transkutan BAHA cihazları kullanan hastalardaki farklı magnet güçleriyle elde edilen eşiklerin karşılaştırılması ve aralarındaki korelasyonun incelenmesi amaçlanmıştır.

## 5. GENEL BİLGİLER

### 5.1. KULAK EMBRİYOLOJİSİ

İşitsel kortekse ses iletiminin sağlanmasında görev alan; dış kulak yolu, orta kulak yapıları ve kokleanın gelişimi oldukça kompleks birtakım süreçleri içermektedir. Bu gelişim basamaklarının bilinmesi otoloji-nörotoloji ile ilgilenen cerrahlar için pek çok hastalığın patofizyolojisinin anlaşılmasında yol gösterici olabilmektedir. Embriyolojik olarak dış kulak ve orta kulak, brankial yarıklar ve ceplerden gelişirken (şekil 1), iç kulak; myelensefalanonun her iki yanındaki dış ektodermden gelişmektedir.<sup>5</sup> Bu bölümde sırasıyla iç kulak, orta kulak, dış kulak ve kulak kepçesi embriyolojisi tartışılacaktır.



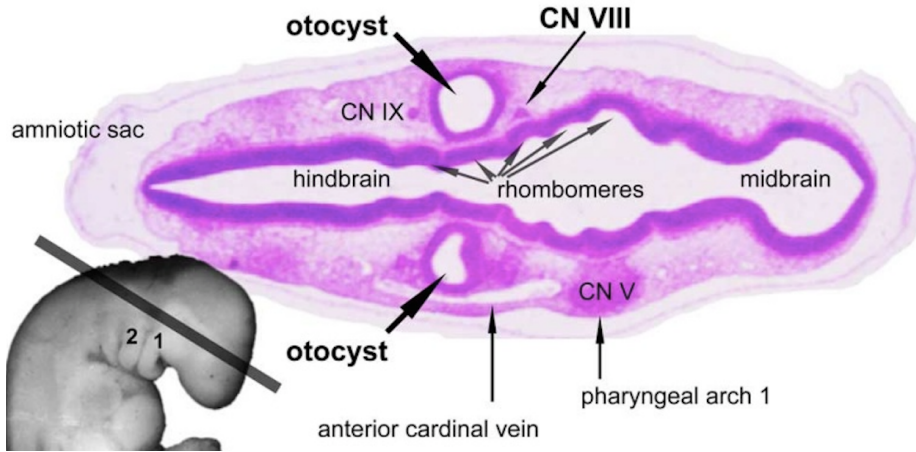
**Şekil 1:** Brankial ark anatomisi

(Waldhausen JH. Branchial cleft and arch anomalies in children. Semin Pediatr Surg. 2006 May;15(2):64-9.)

### 5.1.1. İç Kulağın Gelişimi

Diğer bölümlere göre gelişimine daha erken başlayan iç kulak embriyolojisi, 4. hafta başında arka beynin ardındaki myelensefalanonun her iki yanındaki yüzey ektoderminin, notokord ve paraksiyel mezodermin indüktif etkisi ile kalınlaşması sonucu gelişen otik plak oluşumu ile başlamaktadır. Her iki otik plak mezenkime doğru çökerek otik çukuru oluşturmakta ve daha sonra otik çukur yüzey ektoderm ile bağlantısını kaybederek otik keseye dönüşmektedir (şekil 2). Otik kese anatomik olarak; endolenfatik kanal, utrikül ve yarım daire kanallarının geliştiği arka utriküler bölüm ve korti organının içinde bulunduğu koklear kanal ve sakkulusu oluşturan ön sakküler bölüm olarak iki bölüme ayrılabilir.<sup>6</sup>

Sekizinci kafa sinirinin gangliyon hücreleri membranöz koklea kıvrımları boyunca göç ederler ve spiral gangliyonu oluştururlar. Otik kesenin indüktif etkileri ile otik kese etrafındaki mezenkim yoğunlaşarak kıkırdağımsı otik kapsüle dönüşür. Daha sonra kıkırdağımsı otik kapsül iç kulağın kemik kapsülünü oluşturmak üzere kemikleşir ve iç kulak fetal yaşamın ortalarında (20-22 hafta) erişkin boyut ve şekline ulaşır.<sup>7</sup>



**Şekil 2:** Otokist gelişimi (28-32 günlük embriyo)

([https://embryology.med.unsw.edu.au/embryology/index.php/Hearing\\_-\\_Inner\\_Ear\\_Development](https://embryology.med.unsw.edu.au/embryology/index.php/Hearing_-_Inner_Ear_Development))

### **5.1.2. Orta Kulağın Gelişimi**

Birinci brankial kese 4. embriyolojik haftada birinci brankial yarık ile temasa geçmekte ve bu bölge daha sonra timpanik membranın oluşumuna katılmaktadır. Kesenin proksimal kısmı faringotimpanik tüpü (tuba östaki) oluşturmak için özelleşirken, distal kısmı timpanik kavite ve mastoid antrumu oluşturmaktadır. Orta kulak kemikçiklerinden malleus ve inkus birinci brankial kartilajdan (Meckel kartilajı) gelişirken, stapes ikinci brankial ark kartilajından (Reichert kartilajı) gelişmektedir. Birinci brankial arktan gelişen m. tensör timpani, birinci brankial arkın siniri olan n. trigeminus tarafından uyarılırken, ikinci brankial arktan gelişen m. stapedius ikinci brankial ark siniri olan n. stapedius tarafından uyarılmaktadır.<sup>7</sup>

### **5.1.3. Dış Kulak ve Kulak Kepçesinin Gelişimi**

Dış kulak yolu embriyolojik olarak 1. brankial yarık sırtından gelişmektedir. Bu huni şeklindeki tüpün altındaki ektodermal hücreler çoğalarak erken embriyolojik dönemde meatal plak oluşturur. Fötal evre sonunda bu plağın ortasındaki hücreler dejenere olarak dış kulak yolu kanalını oluşturmaktadır. Dış kulak yolu erişkin boyutuna ancak yaklaşık 9. yaşta ulaşır.<sup>8</sup>

Timpanik membranın oluşum alanı 1. brankial yarık ile 1. brankial kesenin birleştiği alandır. Dolayısı ile timpanik membranın dış kısmındaki çok katlı yassı epitel tabakası 1. brankial yarık ektoderminden, iç kısmındaki küboidal veya silindirik epitel ise 1. brankial kese endoderminden gelişmektedir. Orta tabaka olan fibröz tabakanın kollajen dokusu ise 1. ve 2. brankial ark mezoderminden gelişmektedir.<sup>7</sup>

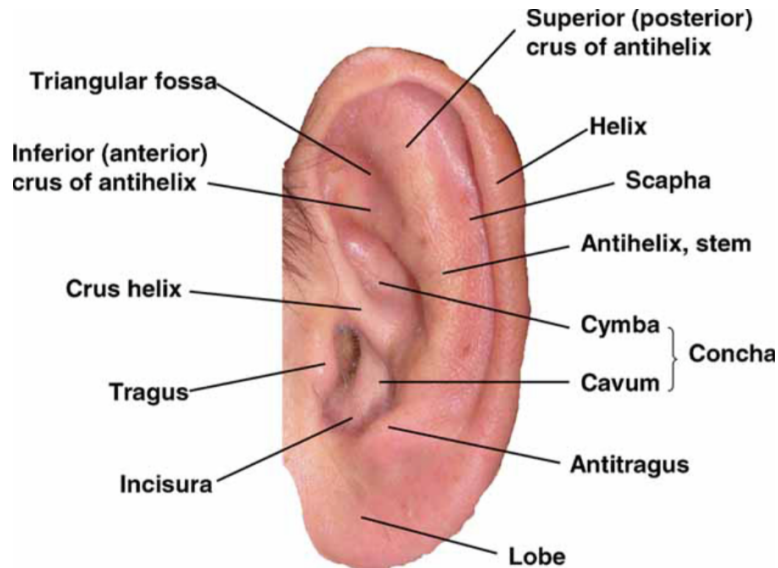
Kulak kepçesi 1. ve 2. brankial kavislerde yerleşen 6 adet mezenkim kaynaklı kabarıklık olarak gelişmeye başlar. Kulak kepçesi büyüdükçe 1. brankial arkın etkisi azalır. Kulak memesi en son gelişir. Dış kulak ve kulak kepçesi puberte boyunca büyümeye devam eder.<sup>7</sup>

## 5.2 KULAK ANATOMİSİ

Kulak anatomisi; aurikula ve dış kulak yolunu içeren dış kulak; kulak zarı, orta kulak kemikçikleri, mastoid hücreler ve tuba östakiyi içeren orta kulak; vestibüler sistem, koklea ve internal akustik kanalı içeren iç kulak olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır.

### 5.2.1. Dış Kulak (Auris Externa)

Kompleks bir anatomiye sahip olan kulak kepçesi konkav bir lateral yüz ve konveks bir medial yüz olmak üzere iki yüze sahiptir. Konkav yüzün temel anatomik yapılarından olan konka aurikula; simba ve kavum konka olarak iki ana bölüme ayrılır. Lateral yüzün diğer bir anatomik yapısı olan tragus dış kulak yolu anterioruna yerleşirken, hemen alt arka kısımdaki ikinci çıkıntıya antitragus denilmektedir. Kulak kepçesini dıştan sınırlayan kenara heliks denir. Bu yukarıda heliks krusu ve aşağıda lobül ile devam eder. Heliksin önünde ve buna paralel olarak uzanan çıkıntıya antiheliks, heliks ve antiheliks arasındaki oluğa ise skafa denilmektedir. Antiheliks yukarıda triangular fossayı oluşturan krura antihelialis denen iki kola ayrılır (şekil 3).



Şekil 3: Aurikula anatomisi

(<http://elementsofmorphology.nih.gov/anatomy-ear.shtml>)

Kulak kepçesinin lateral yüzünün büyük kısmı n. aurikulotemporalis tarafından innerve edilirken, kavum konka bölümü n. facialis ve n. vagus tarafından duyarlandırılır. Kulak lobülü ve aurikula medial yüzü ise n. oksipitalis minör ve n. aurikularis magnus tarafından sağlanır. Aurikula; a. aurikularis posterior, a. oksipitalis ve a. temporalis süperfisyalisten gelen damarlarla beslenirken venler arterleri takip ederek pterigoid pleksus ve eksternal juguler vene drene olur. Lenfatik drenaj ise preaurikuler, postaurikuler ve aurikula altı lenf gangliyonlarına olmaktadır.<sup>9</sup>

Dış kulak yolunun 1/3 dış parçası aurikular kıkırdağın uzantısından, 2/3 iç parçası ise temporal kemiğin timpanik ve skuamoz parçasından oluşmaktadır. Erişkinde arka üst duvarı yaklaşık 25 mm, ön alt duvarı ise 30 mm uzunluğundadır ve 'S' şeklindedir. Kanalin çapı değişken olmakla birlikte, ortalama 7-9 mm. dir. Dış kulak yolunun kemik kısmındaki cildi kemiğe sıkıca tutunmuştur ve cilt altı tabakalar periostu oluşturmak üzere yoğunlaşmıştır. Cilt timpan zarına yaklaştıkça giderek incelerek timpanik membranın meatal yüzeyi üzerinde 5-7 hücre kalınlığında bir tabaka oluşturur. Dış kulak yolunun ön üst kısmı; n. trigeminusun aurikulotemporal dalı, alt arka kısmı ise; 5., 7. ve 10. kranial sinir tarafından duyarlandırılır. Dış kulak yolu vaskularizasyonu, aurikula vaskularizasyonu ile benzer şekilde gerçekleşmektedir.<sup>10</sup>

### **5.2.2. Timpanik Membran**

Lateral yüzünde skuamoz epitel, medial yüzünde respiratuar mukoza ve ortada fibröz tabaka olmak üzere üç tabakadan oluşan timpanik membran orta kulak boşluğunun lateral sınırını oluşturmaktadır. Pars tensadaki lamina propria tabakası organize olmuş radyal ve sirküler kollajen liflerinden oluşmaktayken, pars flaksidadaki (Shrapnell membrane) orta fibröz tabakada böyle bir organizasyon izlenmemektedir. Bu nedenle pars flaksida basınç ve şekil değişikliklerine daha az dayanıklıdır.<sup>10</sup>

Timpanik membrandaki en belirgin kılavuz noktası manibrium malleidir. Manibriumun üst sınırı laterale doğru yönelmiş kısa, baş parmağına benzeyen bir çıkıntı olan lateral çıkıntı (processus breves) tarafından belirgin hale getirilmiştir. Manibrium düzdür ve aşağı doğru dolanarak timpan zarının tepesinde (umbo) sonlanır. Timpan zarının

periferinde fibröz tabaka kalınlaşıp birleşerek timpanik anulusu oluşturur ve bu da timpan kemiğin sulkusuna tutunur. Timpanik zarın kenarının temporal kemiğin skuamöz parçası tarafından oluşturulan üst arkı Rivinus Çentiği olarak adlandırılır.<sup>11</sup>

### 5.2.3. Orta Kulak (Auris Media)

Timpanik membran ile koklea arasındaki akustik ses aktarımının sağlandığı orta kulak; lateralinde timpanik membran, medialinde koklea, süperiorunda orta fossa durası (tegmen timpani), inferiorunda juguler bulbus, anteriorunda internal karotid arter ve östaki tüpünün bulunduğu, posteriorda aditus ad antrum ile mastoid hücreler ile bağlantının sağlandığı bir boşluktur<sup>12</sup> Anteroposterior boyu 15 mm, vertikal boyu 15 mm dir. Transvers plandaki en kısa çap olan umbo seviyesi 2 mm civarındadır.<sup>10</sup>

Orta kulak boşluğundaki en belirgin yapı birbirlerine tipik sinoviyal eklemler ile bağlanan kemikçik sistemidir. Kemikçiklerin en büyüğü olan malleus baş, boyun ve üç çıkıntından (manibrium mallei, anterior ve lateral çıkıntılar) oluşur ve üç adet asıcı ligamenti (Anterior malleolar, lateral malleolar ve süperior malleolar ligament) bulunur. Malleus boynuna m.tensör timpani yapışırken, malleus başı inkus ile eklem yapar. Manubrium mallei üzerindeki prosessus brevisden anterior ve posteriora uzanan iki plika ile timpanik membran pars tensa ve pars flaccida olmak üzere iki bölüme ayrılır.<sup>9</sup> Yaklaşık 27 mg ağırlığındaki inkusun; malleus ile eklem yapan bir gövde, fossa inkudise uzanan kısa kol ve stapes ile eklem yapan uzun kolu bulunmaktadır. Medial ve lateral inkudomalleolar ligamanlar inkus gövdesini malleus başına bağlar. Nadiren bir de süperior inkudal ligaman bulunur.<sup>10</sup> Vücudun en küçük kemikçığı olan stapes; baş, boyun, taban ve iki bacadan oluşur. Stapes tabanı ligamentum annulare ile oval pencereye sıkıca yapışır. Fasiyal sinir ile uyarılan m. stapedius stapesin boyun ve arka bacağına insersiyoyapmaktadır.<sup>9</sup>

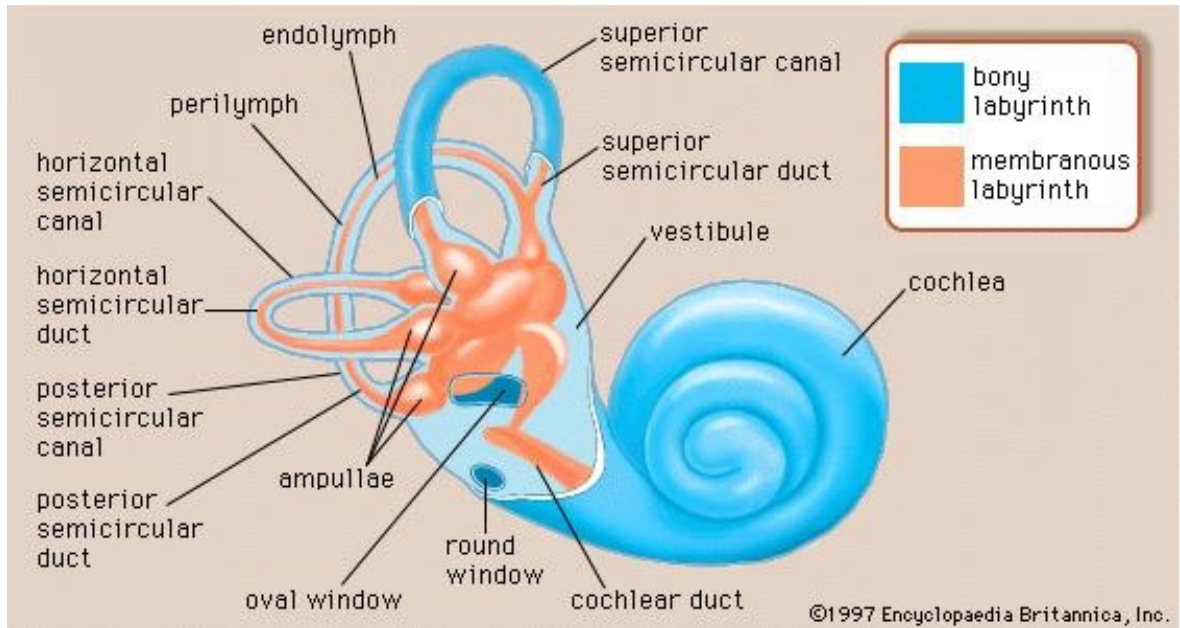
Östaki tüpü, orta kulak boşluğu ile nazofarenksi birbirine bağlayan ve nazofarenkse doğru anteroinferomedial seyir gösteren, huni şeklinde bir yapıdır. Östaki tüpünün açılıp kapanmasından m. tensör veli palatini, m. levator veli palatini ve m. salpingopharyngeus sorumludur.<sup>12</sup>



#### 5.2.4. İç Kulak (Auris Interna)

İşitme ve denge ile ilgili reseptörlerin bulunduğu iç kulak, temporal kemiğin petroz parçasına yerleşmiş durumdadır. Yuvarlak ve oval pencere yoluyla orta kulağa bağlı olup koklear ve vestibüler akuaduktuslar yoluyla kafa içi yapıları ile bağlantılıdır. Kemik (osseöz) ve zar (membranöz) labirent olmak üzere iki kısımdan oluşur.<sup>12,13</sup>

Otik kapsül de denen kemik kapsül vücudun en sert kemik yapısıdır ve vestibulum, semisirküler kemik kanallar, koklea, aquaduktus vestibuli, aquaduktus koklea denen bölümlerden oluşur. Utrikulus, sakkulus, duktus semisirkularis, duktus endolenfatikus, duktus perilenfatikus, duktus koklearis, korti organı ise bu kemik yapılarının iç kısmında bulunan membranöz labirentin komponentleridir. Membranöz ve kemik labirent arasında perilenf bulunurken, kemik labirentin 1/3 lük kısmını dolduran membranöz labirentin içerisinde endolenf bulunmaktadır (şekil 4).



Şekil 4: Kemik ve membranöz labirent

(<http://global.britannica.com/EBchecked/topic/175622/human-ear/65036/Inner-ear>)

**İç Kulak Sinirleri:** Bipolar afferent sinirlerin hücre gövdeleri Rosenthal kanalındaki spiral ganglionu oluşturur. Lifler kendi myelin tabakalarını kaybettikleri yer olan habenula perforata yoluyla kemik spiral laminadan corti organına geçerler. Dış saç hücreleri için olan lifler, Deiters hücreleri arasındaki üç grup içerisinde olan spiral ve baziller membran boyunca kortinin tüneline geçerler.

**İç Kulağın Damarları:** Labirentin arter, çoğunlukla a. cerebelli anterior inferior'dan ayrılır ve labirenti kanlandırır. Vestibulokoklear ve koklear arter, koklear kanalın lateral duvarında stria vaskularis ve spiral laminada kapiller ağ oluşturarak sonlanır. Koklear arter apekte doğru ilerlerken spiral modiolar arter adını alır. Bu arter bir end arterdir ve obstrüksiyonları sağlığa yol açabilmesinden dolayı önemlidir. İç kulağın venöz dönüşü arterlerle birlikte seyreden yandaş venlerin birleşmesi yolu ile oluşan v. labirentika ile olur. Bu da sinüs petrosus superior ve inferior, sinüs transversus ve v. jugularis interna'ya dökülür.

## 5.3 İŞİTME FİZYOLOJİSİ

### 5.3.1. Ses Dalgası ve Özellikleri

Ses enerjisi, yayıldığı ortamdaki moleküllerin ardışık olarak sıkışmasına ve gevşemesine neden olarak maddesel ortamda ilerleyen bir titreşim dalgasıdır. Katı ortamda en hızlı iletilirken, gaz ortamında en düşük hızla iletilir ve ortam değiştirirken enerjisinin önemli bir kısmını kaybeder. Saniyedeki titreşim sayısına; sesin frekansı denir ve birimi Herz (Hz) ile ifade edilir. İnsan kulağı 20 Hz ile 20000 Hz arasında duyabilse de, en iyi 500-4000 Hz arasında duymak için özelleşmiştir. Sesin diğer bir fiziksel özelliği olan ses şiddeti ise; ses enerjisinin belirli bir yüzeye alana, belirli bir zaman dilimi içinde uyguladığı güçtür. Ses şiddet biriminin fiziksel ve matematiksel karşılığı dyn/cm<sup>2</sup> olmasına rağmen, bu birimin klinik kullanımı mümkün olamamıştır ve logaritmik bir hesaplama ile bu değer dyn/cm<sup>2</sup> yerine 0 dan 140 a kadar bir aralıkta bölünerek desibele çevrilmiştir.<sup>14,15</sup>

### **5.3.2. Hava yolu ile işitme**

Aurikulaya ulaşan ses dalgalarının toplanması ile başlayan hava yolu ile işitme fizyolojisinde akustik ses enerjisi sırasıyla; dış kulak yolu, timpanik membran, orta kulak kemikçik sistemi, koklea, koklear sinir ve santral işitme yollarını geçerek temporal işitme korteksine ulaşmaktadır. Ses enerjisinin anlamlandırılması asıl olarak kortikal düzeyde yapılıyor olsa da, bahsedilen yolların neredeyse tümünde ses işlenmekte ve bazı noktalarda amplifiye edilmektedir. Aurikulanın insan işitme fizyolojisindeki yeri sınırlı olsa da, özellikle 2000-7000 Hz frekanslardaki seslerde daha hassas olduğu ve özellikle bu frekanslardaki sesleri yaklaşık 2 veya 3 dB amplifiye ettiği bilinmektedir. Timpanik membranı dış ortamın travmatik etkilerinden koruma gibi anatomik bir fonksiyona sahip olan dış kulak yolunun bir başka önemli fizyolojik özelliği, özellikle 2000-5000 Hz frekans aralığındaki seslerde 10-15 dB'e ulaşan amplifikasyon özelliği göstermesidir ki, bu özellik özellikle konvansiyonel hava yolu işitme cihazı kullanan hastalardaki cihaz kalibrasyonunda dikkate alınması gereken önemli bir noktayı oluşturmaktadır. Yine timpanik membran dış kulak yolundan aldığı akustik enerjiyi malleusa iletmenin yanında, bu iletimde yaklaşık 12 dB lik kazanç sağlayan bir amplifikasyonu da sağlamaktadır. Hava yolu işitme fizyolojisinde en önemli amplifikasyon orta kulak yapılarınınca gerçekleştirilmektedir ki buradaki total amplifikasyon yaklaşık 30 dB e ulaşmaktadır. Orta kulaktaki bu amplifikasyon; malleus ve inkus arasındaki kaldıraç sisteminin 1.3 kat amplifikasyon sağlaması ve timpanik membran ile stapes tabanı arasındaki yüzey alan farkının oluşturduğu hidrolik etki ile gerçekleşmektedir<sup>15</sup>

### **5.3.3. Kemik yolu ile işitme**

Kemik iletimi ile ilgili çalışmalar hava iletimi ile işitme ile karşılaştırıldığında oldukça kısıtlıdır. 1960 yılında von Bekesy ve 1966 yılında Tonndorf tarafından yapılan çalışmalarının ardından özellikle 1980 lerin ardından kemiğe implante edilebilir işitme cihazlarının da gelişmeye başlaması ile bu yönde yapılan çalışmalar artmıştır. Her ne kadar kemik aracılı işitme ile ilgili bilgiler tam anlaşılmiş olmasa da 2005 yılında Stenfelt ve

arkadaşlarının yayınladığı bir yazıda kemik iletimli işitme ile ilgili beş ayrı mekanizma tariflenmiştir.<sup>16</sup> Bu mekanizmalar sırasıyla aşağıda tariflendiği gibidir:

*Dış kulak yolu ile iletim:* Bu yolla ses iletiminde ses dalgaları dış kulak yolu kemik ve kıkırdak parçalarında vibrasyon oluşturmakta ve oluşan vibrasyon timpanik membran ve kemikçik zincir yardımıyla kokleaya iletilmektedir.

*Kemikçik zincir yoluyla iletim:* Orta kulak kemikçiklerinin eylemsizliği nedeniyle kafatasının vibrasyonu kemikçiklerde “*penduling ossicles*” e neden olur. Bu kemikçik hareketi oval pencere yardımıyla kokleaya iletilmektedir. Bu etki özellikle 1-2 kHz de oluşur ve oval pencere kaynaklı patolojilerde Carhart çentiğinin nedenidir.<sup>17</sup>

*Koklear sıvıların eylemsizliği:* Bu mekanizmada kafatası ses dalgaları ile titreştiğinde iç kulak sıvılarında da bir titreşim oluşmakta ve kokleadaki oval ve yuvarlak pencere gibi iki hareketli pencere sayesinde bir pencereden diğerine sıvı hareketi gerçekleşmektedir. Bu da hava yolu ile iletimde olduğu gibi basiller membranda horizontal bir hareket oluşturarak işitmeyi sağlamaktadır. Zwislocki, Bekesy, Tondorff ve Namkeun’un farklı zamanlarda yaptıkları çalışmalarda hava yolu veya kemik yolu ile iletimde oluşan bazillar membran hareket paterninin birbirinden farksız olduğu gösterilmiştir.<sup>17-20</sup>

*Koklear duvarların kompresyonu:* İç kulak sıvılarını saran kemik titreşmeye başladığında sıvı kompartmanları da komprese olacaktır. Skala vestibülü skala timpaniye göre daha büyük olduğundan bu bası durumunda sıvı ve basiller membran hareket edecek ve işitme sağlanacaktır. Bu etkinin özellikle 4-5 kHz de etkin olduğu düşünülmektedir.

*Beyin Omurilik Sıvısı aracılı iletim:* Bu mekanizmada ise kafatası vibrasyonunun oluşması durumunda BOS da oluşan titreşimin koklear akuadukt yardımıyla kokleaya iletilmesi ve bu yolla oluşan perilenf hareketi sayesinde işitmenin sağlandığı düşünülmektedir.

#### 5.3.4. Koklea ve Santral İşitme Yolakları:

Hava yolu veya bahsedilen kemik iletim yolaklarından herhangi biriyle skala vestibuliye dolayısıyla kokleaya iletilen ses enerjisi ilk olarak perilyen fayı harekete geçirir. Bu safhadan sonra kokleanın iki önemli görevi başlar. Bunlardan birincisi iletimdir, yani akustik enerjinin korti organındaki tüy hücrelerine kadar taşınmasıdır. İkincisi ise dönüşümdür. Korti organındaki tüy hücrelerinin gelen mekanik iletim dalgasını kimyasal ve elektriksel gerilimlere dönüştürülüp , işitme sinirine iletilmesi olayıdır. Bekesy, Helmholtz, Rutherford ve Wever gibi farklı yazarlar tarafından farklı mekanizmalar ile açıklanmış olsa da kokleanın bilinen frekans seçici özelliği sayesinde ses; tını, perde, faz farkı ve şiddet gibi temel özelliklerini kaybetmeden koklear sinire iletilmektedir.<sup>14</sup>

Korti organında yaklaşık 3000 adet iç tüylü hücre, 12.000 adet dış tüylü hücre bulunmaktadır. İç saçlı hücreler neredeyse tamamen afferent sinirler ile innerve olurken (%95), kokleanın efferent innervasyonunun %80 kadarı dış tüylü hücrelerde sonlanmaktadır.<sup>10</sup> Tüy hücreleri ile temasta bulunan sinir liflerinin sayısı tüy hücrelerinin 2 katı kadardır (25-30 bin). Bu aksonların hücre gövdeleri kokleanın içinde bulunan spiral ganglionlarda bulunmakta ve her spiral ganglion hücresi korti organına giden kısa reseptör lifler ve beyin sapındaki koklear nükleuslara giden uzun sinir liflerine sahiptir (bipolar hücreler). Bipolar hücrelerin santral uzantıları bir araya gelerek koklear siniri meydana getirirler. Bu sinir vestibüler sinirler ile birlikte sulkus pontobulbarisin dış kısmından ponsa girer. İşitme siniri ponsa girdikten sonra işitme yollarının 2. nöronlarının bulunduğu ventral ve dorsal koklear nükleuslara dallar gönderirler. Koklear nükleuslardaki sinir uçlarının organizasyonu kokleada olduğu gibi frekans spesifik bir düzene sahiptir. Koklear nükleusu terkeden bütün 2. nöronlar orta hattan karşı tarafa geçip o taraftaki superior olivar kompleksde sonlanırlar veya lateral lemniscus ve bunun nükleusunu oluştururlar. Lemniscal yoldaki liflerin en fazla miktarı inferior kollikulusta son bulur. Çok az bir kısmı inferior kollikulusu geçerek medial genikulat body'e ulaşır. Pek az bir kısmı da karşı taraftaki inferior kollikulusa ulaşır. Inferior kollikulus algısal analizlerden ziyade işitsel refleks aktivitelerinde rol oynamaktadır. Medial genikulat body' den çıkan 3. nöron lifleri belirli bir düzende temporal korteksteki Heschel giruslarına veya insula temporal kortekse

giderler. Kokleadan başlayan frekans yerleşim düzeni santral yolaklarda da korunmakta ve kortikal düzeye kokleanın bir kopyası olarak yansıtılmaktadır.<sup>14</sup>

#### **5.4. KEMİĞE SABİT İŞİTME CİHAZLARI**

Titanyum implantların kemik ile olan uyumu 1950 li yıllarda Per-Ingvar Branemark tarafından rastlantısal olarak keşfedilmiştir. Kemik dokusunun iyileşme süreci üzerinde çalışan Branemark kemik dokusunun kanlanması incelemek amacıyla titanyum kullanmayı denemiş, ancak deneyler sonrasında kullandığı titanyum çemberlerin kemikten ayrılmadığını gözlemleyerek titanyumun kemik ile olan uyumunu keşfetmiştir.<sup>21</sup> Bu keşiften sonra bilimsel ilgisini bu yöne kaydıran Branemark titanyum implantların uzun yıllar kemikte kalabilen ve kemikle oldukça sıkı bağlantı kurabilen bir materyal olduğunu göstermiştir. Daha sonraları yaşayan kemikle implant arasındaki bu sıkı bağlantı yine Branemark tarafından ‘osseointegrasyon’ terimi ile ifade edilmiştir.

İmplantların insan üzerinde kullanımı ise ilk kez 1965 yılında adentülöz bir hastada dental implant olarak kullanılmaları ile başlamıştır. 1970 li yılların ortalarına doğru ise Branemark ve Tjellström ilk kez bir dental implant üzerine, Oticon® marka bir kemik vibratörü, bir ara parça ile yerleştirmiş ve cihazı odyometreye bağlamıştır. Asıl amaçları implantın stabilitesini değerlendirmek olsa da, yöntemleri bunun için pek uygun olamamış ve hastanın ses sinyallerinin kulağına çok şiddetli geldiğini ifade etmesi, iki araştırmacı için de bu konuda yeni bir ufuk sağlamıştır.<sup>22</sup> Yine bu dönemde başka bir araştırmacı olan Per Kylen, mastoid kemiğin turlanmasının iç kulağa etkisini araştırmakta ve dolaylı olarak da olsa temporal kemikteki titreşimlerin iç kulağa çok etkin bir şekilde iletildiğini göstermekteydi.<sup>23</sup> Konvansiyonel kemik iletimli işitme cihazlarının yetersizlikleri ve hastalarda oluşturdukları cilt problemleri yukarıda bahsedilen bilgilerin kullanılmasını gerektirmiş ve 1977 yılında ilk BAHA ameliyatı Tjellström tarafından üç kronik otit hastasına yapılmıştır.<sup>24</sup>

İlk olarak NobelPharma, sonrasında ise NobelBiocare üretici firma görevini almış olsa da 1997 yılında Entific firması BAHA nın haklarını satın almış ve bir işitme cihazı olarak BAHA nın gelişimine oldukça katkı sağlamıştır. 2005 yılında Cochlear firması

tarafından satın alınan BAHA teknolojisi, gelişimine bir ivme katmış ve hem yeni implantlar hem de yeni ses işlemcileri geliştirilmiştir. 2009 yılında ise Cochlear firmasından ayrılan bazı mühendisler Oticon bünyesinde aynı prensipler ile çalışan yeni bir cihaz üretmiştir.

1981 yılında Amerika Birleşik Devletlerinde, Jack Hough tarafından başka bir kemiğe sabit implant tanıtılmıştır. Audiant® denen bu sistem; osseointegre olmak üzere ortopedik vidalarla mastoid kemiğe yerleştirilen bir magnet ve cilt üzerinde manyetik güçle cilde tutturulan bir ses işlemcisinden oluşmaktaydı.<sup>25</sup> İlk değerlendirmelerde iyi sonuçlar elde edilmesine rağmen sonraları yeterli çıktı sağlayamayan bu cihaz günümüzde pek kullanılmamaktadır. Ancak günümüzde yeni üretilen manyetik BAHA uygulamaları ile benzer teknolojiler yeniden gündem kazanmaya başlamıştır.

1977 yılında ilk BAHA kullanımı konvansiyonel bir hava yolu cihazının kemik yoluna adapte edilmesi ile başlamıştır. Daha sonraları; hem kemik yolu ile işitme fizyolojisine daha uygun, hem de boyut ve renk alternatifleri ile daha estetik cihazlar geliştirilmeye devam edilmiştir. Günümüzde sıkça kullanılan ses işlemcileri Cochlear® firmasınca üretilen Baha BP100 ve Baha BP110 ve Otikon® tarafından üretilen Ponto ve Ponto Pro dur.

Ses işlemcilerinin tarihsel gelişim sürecini daha ayrıntılı değerlendirecek olursak; 1985 yılındaki üretilen ve tüm parçaları ile başa takılan HC100® ü takiben, 1989 yılında mikrofon ve yükselticisinin vücuta yerleştirildiği ve vibrasyon aktarıcısının başa yerleştirildiği NAS HC-220 Superbass® modeli kullanıma girmiştir. Takiben 1990 yılında HC200®, 1993 yılında Baha® Classic 300, 1999 yılında Baha® Cordelle, 2000 yılında Baha® Compact, 2005 yılında Baha® Divino, 2007 yılında Baha® Intenso ve son olarak 2009 ve 2011 yıllarında Baha® BP100, BP110, Ponto ve Ponto Pro modelleri her defasında ses çıkış fonksiyonları ve programlama özellikleri iyileştirilerek üretilmiştir. BP110 modelinin 60 dB e kadar olan sensörinöral komponentli hastalar için kullanılabileceği firma tarafından bildirilmektedir (Şekil 5).



**Şekil 5:** Baha ses işlemcileri; HC100 (a), NAS HC-220 Superbass (b), Baha Classic 300 (c), Baha Cordelle (d), Baha Divino (e), Baha Intenso (f), Baha BP100 (g), Baha BP110 (h), Ponto (i), Ponto Pro (j).

<http://www.cochlear.com/wps/wcm/connect/tr/home/discover/baha-bone-conduction-implants/other-sound-processors>

<http://www.medgadget.com/2011/06/ponto-pro-power-oticons-new-powerful-fully-digital-bone-anchor-hearing-system.html>

BAHA ile ilgili ilk kurs 1986 yılında Göteborg da 20 kişi ile düzenlenmiş olup, bugün BAHA cerrahisinin duayenleri sayılan pek çok isim Tjellstöm den eğitim alarak BAHA yı kendi kliniklerine taşımıştır. Başlangıçta cilt altı azaltılmadan yapılan implantasyon, yerini kısa sürede cilt altı dokunun standart olarak azaltıldığı cerrahi tekniklere bırakmış olup günümüze kadar çok sayıda teknik tariflenmiştir.



## 5.5. OSSEOİNTEGRASYON

Daha önce de bahsedildiği üzere titanyum implantların kemik ile olan uyumu 1950 li yıllarda Per-Ingvar Branemark tarafından keşfedilmiştir ve yine Branemark tarafından yaşayan kemikle implant arasındaki bağlantı ‘osseointegrasyon’ olarak tanımlanmıştır.<sup>21</sup>

Kaliteli bir osseointegrasyon için dört faktörün öneminden bahsedilmektedir.<sup>26</sup> Bunlar;

1. *İmplantın üretildiği materyal,*
2. *İmplantın makro ve mikro yapısı,*
3. *Cerrahi teknik*
4. *İmplantasyon alanının kemik kalitesi* olarak sıralanabilir

İmplantın üretildiği materyal yukarıda bahsedilen faktörler arasında belki de en önemli olanıdır. Zira implantasyon materyalinin kemikte uzun yıllar kalması için hem ilk dönemde hem de uzun süreçte kemikle uyum sağlayıp hastada şikayete neden olmaması gerekmektedir. Yukarıda bahsedildiği gibi titanyum; implant materyalleri arasında biyolojik uyumu ve kemikle olan sıkı bağlantısı nedeniyle günümüzde en çok tercih edilen materyaldir.

İmplant stabilitesi; primer stabilite ve sekonder stabilite olmak üzere iki başlık altında özetlenebilir. Primer stabilite ile; implantasyondan sonraki erken dönemdeki kemik ve implant materyali arasındaki mekanik ilişki kastedilirken, geç dönemdeki implant materyali ile kemik arasındaki sıkı bağlantı sekonder stabilite olarak ifade edilir. Basit bir ifade ile anlatılması gerekirse primer stabilitenin makroskopik, sekonder stabilitenin ise mikroskopik bir bağlantı olduğunu söylemek yanlış olmayacaktır. İlk dönemdeki primer stabilite daha çok implantın boyutu ve şekli ile ilişkili iken, sekonder stabilite implantın yüzey yapısı ile ilişkilidir. Bahsedilen bilgiler eşliğinde değerlendirilirse, 3,75 mm genişlikteki kullanılan ilk implantların günümüzde

genişletilerek 4,5 mm ye çıkarılmasının nedeni rahatlıkla anlaşılabilir. Yine aynı nedenlerle primer stabiliteyi arttırmak amacıyla ilk kullanılan koni şeklindeki implantlar günümüzde yerini vida şeklindeki implantlara bırakmıştır. Bunun dışında, ilk kullanılan implantlar pürüzsüz bir yüzeye sahipken, günümüzde implant yüzeyleri konusunda da yenilikler bulunmaktadır. Bazı implant firmaları implant yüzeyini arttırmak amacıyla implant yüzeylerini TiO<sub>2</sub> gibi materyaller ile kaplayarak sekonder stabiliteyi arttırmayı amaçlamış ve bu konu yapılan çalışmalarla desteklenmiştir.<sup>27,28</sup> Ancak pürüzlü yüzey kalınlaştıkça inflamasyonun artabileceği ve bunun da sekonder inflamasyona neden olarak implant kayıplarına yol açabileceği de bilinmelidir.

Basit sayılabilecek bir cerrahi olan BAHA implantasyonunun kendine özgü birtakım özellikleri bulunmaktadır. Bunlardan en önemlileri; temporal kemiğe implantasyonun dik bir şekilde yapılması ve implantasyon sırasındaki etkin kemik soğutmasıdır. İmplantasyon esnasında aşırı ısınan kemik dokusunda nekrozlar oluşabileceği ve bu durumun implant stabilitesini kötü yönde etkileyebileceği bilinmektedir.<sup>29</sup> Bu nedenle implantasyonun her aşamasında serum ile yapılacak soğutma özellikle sekonder stabilize açısından önem taşımaktadır.

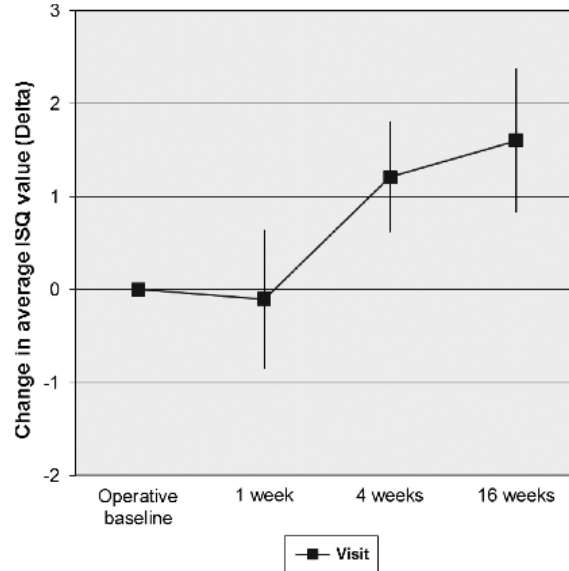
İmplantasyon alanındaki kemik kalitesi özellikle kemoterapi ve radyoterapi öyküsü olanlarda, osteoporoz ve paget hastalığı gibi metabolik kemik hastalıkları olan hasta gruplarında dikkate alınması gereken konulardandır. İmplant stabilizasyonu mikroskopik düzeyde de olsa yeni kemik oluşum sürecini içerdiğinden bahsedilen hasta gruplarında problemlerle karşılabileceği muhtemeldir. Bahsedilen hasta gruplarının tümünde implantasyon yapılabilmesine rağmen başarısız bir osseointegrasyon süreci konusunda da hastaların yeterli bilgilendirilmesi yararlı olacaktır.

İmplant stabilitesi ölçümlerinde RFA yöntemi kullanılmaktadır (şekil 6). Bu yöntemde implant veya abutment üzerine yerleştirilen bir aracı çubuk ile cihaz arasında oluşturulan elektromanyetik etkileşim sayesinde implantta oluşan salınımlar ölçülerek, indirek olarak implant stabilitesi belirlenebilmektedir.<sup>30</sup> Bu sayede hastanın cihazlandırılma zamanı ve daha sonraki dönemde implant stabilitesi takip edilebilmektedir.



**Şekil 6:** Ameliyat sonrasında yapılan radyofrekans analizi.

Yapılan çalışmalar, implantasyon ardından yapılan RFA ölçümlerinde 1. ve 2. haftalardaki ISK değerlerinin implantasyon sonrası yapılan ilk ölçümlerle kıyaslandığında düşüş eğiliminde olduğunu ve bu düşüşün 2. ve 3. haftalardan sonra yükselme eğilimine girdiğini göstermiştir (şekil 7). İlk haftalardaki düşüşün implant ve kemik arasındaki kemik parçacıklarının erimesi ve minimal nekrozu ile ilgili olduğu düşünülürken, sonraki artış ise osseointegrasyon süreci ile ilişkilendirilmiştir.<sup>31</sup>



**Şekil 7.** ISQ değerlerinin takip sürecindeki değişimleri. (McLarnon CM,2012)

## **5.6. BAHA ENDİKASYONLARI**

Tüm tedavi yöntemlerinde olduğu gibi BAHA uygulamaları için de başarılı sonuçların elde edilmesindeki en önemli noktayı uygun cerrahi adaylarının seçilmesi oluşturmaktadır. Bahsedilen cihazlar ömür boyu bakım ihtiyacı gerektirdiğinden, bu bakımı yapamayacak olan ileri mental retarde veya özbakımı kötü olan hasta gruplarına yapılacak implantasyonların ileride sorunlara yol açabileceği unutulmamalıdır.

BAHA; 1995 yılında iletim ve mikst tip işitme kayıplı hastalar için, 1998 yılında beş yaşından büyük çocuklarda, 2001 yılında çift taraflı uygulamalarda ve 2002 yılında tek taraflı sinirsel tipte işitme kayıplarının rehabilitasyonunda kullanılmak üzere FDA onayı almıştır.

Odyolojik endikasyonlara gelindiğinde; havayolu işitme eşiklerinin BAHA endikasyonu için bir kısıtlama oluşturmadığını, ancak kemik-hava yolu farkının 35 dB ve üzerinde olduğunda sonuçların daha iyi olduğunu belirtmek doğru olacaktır.<sup>32</sup> Günümüzde farklı firmalar tarafından değişik işitme kazançlarına sahip cihazlar geliştirilmiş olup 60 dB' lik kemik yolu işitme eşiklerine kadar kullanılacak cihazlar bulunmaktadır.

Bu ana başlık altında sırasıyla; bilateral mikst veya iletim tipi işitme kayıplarında BAHA uygulamaları, tek taraflı sensörinöral işitme kayıplarında BAHA uygulamaları ve tek taraflı iletim tipi işitme kayıplarında BAHA uygulamalarından bahsedilecektir.

### **5.6.1. Bilateral Mikst veya İletim Tipi İşitme Kaybı**

Kronik otit media ve cerrahi olarak düzeltilmesi güç olan dış kulak yolu atrezilerine bağlı bilateral mikst veya iletim tipi işitme kayıpları, BAHA cerrahisi için günümüzdeki en büyük endikasyon grubunu oluşturmaktadır. Bunun dışında bilateral otoskleroz hastaları da bu grupta değerlendirilebilir. Bu gruptaki hastalar için ideal olan bilateral implantasyon olmasına rağmen fiyat-etkinlik oranları ve komplikasyon oranlarındaki artış gibi nedenlerle çoğu zaman tek taraflı implantasyon uygulanabilmektedir.

### **5.6.1.1. Kronik otit media**

KOM da asıl tedavi cerrahi olarak enfekte dokuların uzaklaştırılıp, işitmenin kemikçik rekonstrüksiyonları ve/veya orta kulak protezleri ile sağlanması olmasına rağmen işitmenin sağlanamadığı hastalarda işitme cihazı alternatiflerine gereksinim duyulabilmektedir. Ancak özellikle posterior dış kulak yolu duvarının korunamadığı radikal veya modifiye radikal mastoidektomilerde konvansiyonel hava yolu cihazlarının kullanımı; tekrar eden otore ve/veya feedback sorunlarına yol açabileceğinden bu hastalarda kemik yolu işitme cihazlarına ihtiyaç oluşabilmektedir. Nitekim bahsedilen nedenlerle KOM tüm BAHA hastaları arasında en büyük hasta grubunu oluşturmaktadır.<sup>33</sup>

### **5.6.1.2. Dış kulak yolu atrezi**

DKYA lerinde yine cerrahi tedavi ile normal veya normale yakın işitme eşiklerine ulaşılması altın standart tedaviyi oluşturmaktadır. Ancak cerrahi sonrasında görülen başarısız işitme kazancı durumlarında veya cerrahi prognozun kötü olması nedeniyle cerrahinin hiç yapılmadığı hasta gruplarında, BAHA endikasyonu oluşabilmektedir. Estetik olarak atrezi cerrahileri ile karşılaştırıldığında daha kötü olsa da etkin bir işitme kazancı sağladığından günümüzde ikinci en önemli BAHA endikasyon grubunu oluşturmaktadır.<sup>34</sup>

### **5.6.1.3. Otoskleroz**

Otoskleroz hastalarının işitme rehabilitasyonu çoğu kez standart cerrahi prosedürlerle veya konvansiyonel hava yolu işitme cihazları ile sağlanabilmesine rağmen; özellikle konvansiyonel hava yolu veya konvansiyonel kemik yolu işitme cihazlarının kullanımını rahatsız bulan veya işitme kazançlarını yetersiz bulan hastalarda ve otoskleroz cerrahilerinin potansiyel riskleri olan işitme kaybı, tinnitus veya vertigo gibi riskleri kabul etmeyen hasta gruplarında ileride otoskleroz cerrahisine engel teşkil etmeyen ve bahsedilen cerrahi riskleri içermeyen geri dönülebilir bir cerrahi olan BAHA tercih edilebilir. Ayrıca bu hasta gruplarında genelde kemik yolu eşikleri iyi olduğundan işitme başarısı da oldukça tatmin edici olabilmektedir.<sup>35</sup>

### **5.6.2. Tek Taraflı Sensörinöral İşitme Kayıplarında BAHA Uygulamaları**

TTSNİK geçmişte önemli bir sağlık sorunu olarak değerlendirilmese de, yapılan son çalışmalar ile çoğu hasta için orta ve ağır derecede özür olarak kabul edildiği gösterilmiştir.<sup>36</sup> 2004 yılında Lieu ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada tek taraflı işitme kaybı olan pediatrik grupta normal işiten gruba göre daha fazla eğitim ve davranış problemlerinin yaşandığı gösterilmiştir.<sup>37</sup> Bahsedilen çalışmalardan da anlaşılacağı üzere tek taraflı işitme kayıplarının rehabilitasyonu mutlak bir gerekliliktir. Özellikle ileri ve çok ileri derecede tek taraflı sensörinöral işitme kaybı bulunan hastalarda konvansiyonel hava yolu işitme cihazlarından yeterli fayda sağlanamadığı için BAHA günümüzde bu hastalar için en çok tercih edilen tedavi yöntemidir.

Bu endikasyonda BAHA, sağlam kokleaya sesi iletmek için transkraniyel CROS işitme cihazlarının çalışma prensiplerine benzer bir yol kullanmaktadır. Koklear fonksiyonların ileri derecede kaybolduğu tarafa implante edilen BAHA, ses sinyallerini toplayarak işlemekte ve vibrasyon enerjisi ile kafatasına iletmektedir. Ses sinyallerinin cilt ve cilt altı dokuda zayıflaması sayesinde CROS cihazlara göre daha etkin bir ses aktarımı sağlanmakta ve karşı taraftaki sağlam koklea etkin bir şekilde uyarılabilmektedir.

TTSNİK lı hastalar pek çok fonksiyonu olan binaural işitmeye sahip olmadıklarından; sesin geliş yönünü tayin edemeyen, duymayan kulak yönünden gelen sesler için başlarını ses yönüne çevirmek zorunda kalan ve gürültülü ortamlarda sesleri algılamakta zorlanan kişiler olarak klinikte karşımıza gelmektedir.<sup>38</sup> Yön tayini konusundaki başarısı konusunda şüpheler bulunuyor olsa da yapılan tüm çalışmaların ortak noktası anket sonuçlarına bakıldığında tek taraflı işitme kaybı olup BAHA kullanan hastalardaki yüksek memnuniyet oranları ve yüksek cihaz kullanım oranlarıdır.<sup>39-42</sup>

### **5.6.3. Tek Taraflı İletim Tipi İşitme Kayıplarında BAHA Uygulamaları**

Her ne kadar FDA tarafından endikasyon kriteri olarak kabul edilmese de konvansiyonel havayolu cihazlarından fayda görmeyen tek taraflı iletim tipi işitme kayıplı hastalar da yukarıda bahsedilen binaural işitmenin sağlayacağı yararlarından faydalanabilmeleri amacıyla odyolojik endikasyon oluşturmaktadır. Bu gruba verilecek

hasta örnekleri ise; cerrahiyi kabul etmeyen tek taraflı KOM veya DKYA hastaları veya tek kulakta çok ileri derecede SNİK olup, diğer kulakta ameliyatla düzeltilebilecek bir iletim tipi işitme kaybı olmasına rağmen cerrahinin çok riskli kabul edildiği hasta gruplarıdır.

### **5.7. PEDIATRİK YAŞ GRUPLARINDA BAHA KULLANIMI**

Çocuklardaki en sık BAHA endikasyonu DKYA leri tarafından oluşturulmaktadır ve literatür bilgisi incelendiğinde pediatrik gruptaki BAHA kullanım oranları ve başarı oranlarının tatmin edici olduğu söylenebilir.<sup>43</sup> Küçük yaş grubundaki yetersiz temporal kemik kalınlığı, BAHA kullanımını kısıtlanmasına rağmen, 5 yaş üstünde kullanılabilirliği FDA tarafından da onaylanmıştır. Nitekim 3 mmlik en kısa implantın yerleştirilmesi için gereken minimum kemik kalınlığı olan 2,5 mm lik temporal kemik kalınlığının ortalama 4 yaşında oluşabildiği bilinmektedir.<sup>44</sup> FDA kararına rağmen 5 yaş altı implantasyonun yapıldığı kliniklerin verileri incelendiğinde; yaş grupları küçüldükçe implant kayıp oranlarının arttığı görülebilir.<sup>43</sup> 5 yaş altı çocuklar için günümüzdeki genel görüş baş bantlarına ilişik BAHA cihazlarını kullanması yönündedir. Bunun dışında pediatrik BAHA uygulamalarında implant kayıp oranları daha yüksek olduğu için, cerrahi sırasında ileride gelişebilecek muhtemel bir implant kaybı düşünülerek ön planda kullanılacak implantın yakınına ‘uyuyan implant’ denen ikinci bir implantın yerleştirilmesi de önerilen yöntemler arasındadır. Bu sayede bir implant kaybı durumunda basit bir cerrahi müdahale ile yedek implant kullanıma girerek gereksiz bekleme ve cerrahi stresten kaçınılabilecektir.<sup>43</sup>

Pediatrik grup hastaların devam eden temporal kemik gelişimlerine ek olarak kafa travmalarına daha fazla maruz kalıyor olmaları ve abutment çevresi bakımlarına yeterli özeni gösterememeleri, artmış implant kayıpları ile ilişkilendirilebilir. Bu nedenlerle erken çocukluk döneminde ebeveyn bilgilendirmesi önem taşımaktadır. Ergenlik döneminde ise implantlarını kabullenme özellikleri ve cilt sorunları nedeniyle yine özel ilgi ve yönlendirme ihtiyacı gösterebilirler.

Günümüzde önce implantın daha sonra abutmentin yerleştirildiği iki aşamalı cerrahiler çoğu cerrah tarafından terk edilmiş olup ameliyatlar genelde tek aşamalı olup

genel anestezi altında yapılmaktadır.<sup>45</sup> Cerrahi sırasında dura ile karşılaşılması durumunda transkalvaryal implantasyonun yapılmasında ise sakıncanın olmadığı bildirilmiştir.<sup>46</sup>

## **5.8. MENTAL RETARDE HASTALARDA BAHA KULLANIMI**

Başlangıçta, mental retardasyon hastalarında BAHA kullanımı, perkütan abutment ve abutment çevresi cilt komplikasyonları nedeniyle şüpheyle karşılanmış ve bu nedenle bu hasta grubunda BAHA kullanımından uzak durulmuştur. Ancak, özellikle orta kulak sorunlarının sıkça görüldüğü Down sendromlu hasta gruplarında yapılan çalışmalar göstermiştir ki; BAHA kullanımı sonrasında hem hayat kalite anketlerinde, hem de dinleme ve öğrenme kapasitelerinde olumlu yönde artış gerçekleşmektedir.<sup>43,47</sup> Bu bilgilerin ışığı altında BAHA kullanımı, bu hasta grubunda da etkin bir tedavi yöntemi olarak kullanılmaya başlanmıştır. Ancak yine de unutulmamalıdır ki, bu hasta grubunda hastalar tek başlarına değil hastaların bakımlarını üstlenen yakınlarıyla birlikte değerlendirilmelidir. Zira hasta ya da hasta yakınları tarafından yapılması gereken abutment çevresi bakım, komplikasyonları önlemek adına mutlak gereklidir.

## **5.9. İMPLANTASYON YERİ VE ÖNEMİ**

İmplantasyon yönünün tayinindeki en önemli kriteri, hastanın işitme kapasitesi belirlemektedir. Preoperatif dönemdeki işitme testlerine göre kemik yolu işitme kapasitesinin daha iyi olduğu tarafın implantasyon için tercih edilmesi doğru olacaktır. İşitme eşiklerinin her iki kulakta benzer olduğu hastalarda ise dominant el kullanımının tercihi önerilebilir. Daha önce bahsedildiği üzere TTSNİK lı hastalarda ise implantasyon duymayan kulağa yapılmalıdır. Bunun dışında implantasyon öncesinde temporal kemiğe radyoterapi öyküsü olan hastalarda radyoterapi almış kulak tarafının ikinci sıraya bırakılması da önerilmektedir.<sup>26</sup>

İmplantasyon alanı olarak, dış kulak yolundan posterosüperior yönde çizilen yaklaşık 50-55 mm lik oblik hat ile, kaşın lateral bitim noktasından başlayan horizontal çizginin kesişme noktasının seçilmesi önerilmektedir. Ancak bu alanın belirlenmesinde kulak kepçesinin boyutu, kişinin şapka veya baret gibi koruyucu kıyafetler giyiyor olması ve aurikuler atrezi gibi malformasyonlara sahip olması da önem taşımaktadır. Devamlı



sapka veya baret kullanan bir kişide implantasyonun daha inferiora yapılması önerilebilirken, kepçe boyutuna göre önden gelen seslerin algılanmasının kolaylaştırılması amacıyla implantasyonun daha süperiora yapılması da gerekebilir. Yine auriküler atrezi hastalarında sonrasında yapılacak bir rekonstruktif cerrahide sıkıntı oluşturmamak adına 50-55 mm lik uzaklık 60-65 mm ye çıkarılabilir. Dolayısıyla implantasyon yönü ve yeri konusunda hasta ile birlikte çalışmak önem taşımaktadır.

### **5.10. BAHA CERRAHİSİ**

1977 yılında İsveç, Gothenburg'ta Tjelström ve ark. tarafından opere edilen ilk 14 hastaya ait veriler ve cerrahi teknik ilk kez 1981 yılında yayınlanmıştır.<sup>24</sup> Tjellström ve ark. tarafından tariflenen bu cerrahi teknik çift aşamalı olarak planlanmış ve iki cerrahi arasında yaklaşık dört aylık bir süre beklenmiştir. 1983 yılında yayınladıkları başka bir yayında ise cilt sorunlarının azaltılması amacıyla implant çevresindeki cilt altı dokunun azaltılması, yine aynı grup tarafından önerilmiştir.<sup>48</sup>

1980'li yılların sonlarında implant ve abutmentin takılması ve cilt altı redüksiyonunun aynı seansta yapılabileceği düşüncesi oluşmuş ve günümüzde ise tek aşamalı cerrahi, erişkinler için standart bir tedavi yöntemi haline gelmiştir. Tek aşamalı cerrahi çocuk hastaların çoğunda da rahatlıkla uygulanabilmektedir. 1990'lı yılların sonunda ise günümüzde de sıkça kullanılan basitleştirilmiş lineer insizyon tekniği kullanılmaya başlanması ile greft ve fleplerin kullanıldığı tekniklerde yaşanan flep ve greft nekrozlarının sıklığı azaltılmıştır.<sup>49</sup>

Literatür incelendiğinde lineer insizyon tekniğine ek olarak sık kullanılan teknikler arasında anterior tabanlı flep tekniği ve oluşturulan flebi standardize eden dermatom teknikleri bulunmaktadır. Dermatome ve manuel yolla flep oluşturulması arasındaki flep nekrozları karşılaştırılmış ve anlamlı fark bulunmamıştır.<sup>3</sup>

Şu ana kadar bahsedilen farklı tekniklerin ortak özelliği olan ve tüm yöntemlerde standart olarak önerilen cilt altı doku azaltılması, 2009 yılında Hulterantz<sup>50</sup> tarafından yapılan bir çalışma ile gereksiz bulunmuş ve cilt altı doku azaltılmadan opere edilen hastalarla, klasik cerrahi teknik karşılaştırıldığında benzer komplikasyon oranları

izlenmiştir ve 2012 yılından itibaren cilt altı doku redüksiyonu yapılmadan yapılan lineer insizyon tekniği birçok merkezde kabul gören bir teknik olmaya başlamıştır. Cilt altı doku redüksiyonu yapılmadığı için daha uzun abutmentler gerektiğinden firmalar tarafından 6,8,9,10,12 mm uzunlukta abutmentler üretilmiştir. Tekniğin en önemli avantajları abutment çevresinde sağlıklı cilt bırakıldığı için; ciltteki hissizlik hissinin daha az olması, saçlı dokunun intakt olarak kalması ve daha az fibrozis nedeniyle daha estetik bir görünüm elde edilmesidir.

Tüm tekniklerde aynı teknikle hazırlanan implant yatağı oluşturulurken turun hızı dakikada 1500 ile 3000 dönüş yapacak şekilde ayarlanmalı ve implant yerleştirilirken bu hız yoğun kemiklerde dakikada 40-50, yumuşak kemiklerde ise 20-30 olacak şekilde ayarlanmalıdır.

#### **5.11. AMELİYAT SONRASI BAKIM**

İmplantasyonun ardından yara enfeksiyonu, abutment çevresi ödem ve cilt hipertrofisini engellemek amacıyla '*healing cap*' denen plastik bir parça abutment üzerine yerleştirilerek abutment çevresine antibiyotikli krem emdirilmiş bir şerit sarılması önerilmektedir. Healing cap üzerine bir gün kalmak üzere baskılı mastoid sargı yapılması ve bu mastoid sargının ameliyat sonrası birinci günde çıkarılmasını takiben birinci post operatif haftaya kadar healing cap' in abutment üzerinde tutulması önerilmektedir. Birinci haftada healing cap ve abutment çevresi şerit çıkarıldıktan sonra cilt sütürleri alınır ve hastaya günlük abutment çevresi bakım anlatılır. Bu günlük bakım özellikle banyonun ardından abutment çevresindeki cildin ve abutmentin yumuşak bir fırça ile temizlenmesini içermektedir. İyileşme süreci tamamlandıktan sonra geçmişteki uzun bekleme dönemlerinin aksine, günümüzde genellikle post operatif 4. haftada ses işlemcilerinin kullanımına başlanabileceği bilinmektedir.<sup>31</sup>

#### **5.12. KOMPLİKASYONLAR**

Baha cerrahisi diğer otolojik cerrahiler ile karşılaştırıldığında oldukça kolay ve küçük bir işlem olarak değerlendirilebilse de temel cerrahi ve cerrahi sonrası takip kriterlerine dikkat edilmez ise hem hasta, hem de klinisyen için önemli birtakım sorunlara

yol açabilir. Bu bölümde bu sorunlar kısaca değerlendirilecek ve bölümün sonunda literatürdeki ilginç BAHA komplikasyonları bir tablo ile özetlenecektir.


### 5.12.1. Yumuşak Doku Komplikeasyonları

BAHA ile ilgili komplikeasyonların çoğu implant çevresindeki yumuşak dokulara ait sorunlardır. Bunlar arasında en sık görülen ise cilt irritasyon ve enfeksiyonlarıdır. Cilt enfeksiyonları dışında; nekrozlar, cilt aşırı büyümeleri, keloidler, hipertrofik skarlar da görülebilmektedir

Abutment çevresindeki cilde ait enfektif komplikeasyonlar 1988 yılında Holger ve arkadaşları<sup>51</sup> tarafından sınıflandırılmış ve bu sınıflandırma günümüze kadar da birçok kaynakta kullanılmaktadır (Tablo 1).

**Tablo 1:** Holger sınıflama sistemi

|          | Tanı  | Tedavi  |
|----------|---|---|
| Holger 0 | Abutment çevresi cildin sağlıklı olduğu durumdur                                  | Rutin abutment çevresi cilt bakımına devam önerilir   |
| Holger 1 | Abutment çevresindeki ciltte hafif kızarıklık ve ödem bulunur                     | Rutin temizlik tekrar anlatılır ve yapılması sağlanır   |
| Holger 2 | Abutment çevresindeki ciltte fazla ödem ve sulanma izlenir                        | Abutment çevresi cilde lokal antibiyotik tedavisi önerilir  |
| Holger 3 | Abutment çevresindeki ciltte granülasyon dokuları izlenir                         | Granülasyon dokuları eksize edilir ve healing cap yerleştirilerek 1 haftalık iyileşme dönemi beklenir. Sonuca göre 1 hafta sonra bu süreç tekrarlanabilir |
| Holger 4 | Sınırlanmayan enfeksiyonlar nedeniyle implantın çıkarılmasının gerektiği durumdur | İmplant çıkarılır ve enfeksiyon kontrol altına alınarak reimplantasyon planlanabilir  |



Evre 0      Evre 1      Evre 2      Evre 3      Evre 4

Flep oluşturulan tekniklerde görülebilen nekrozların, lineer insizyon tekniğinde yok denecek kadar nadir olduğu bildirilmiştir. Nekrozların önlenmesinde dikkatli bir yumuşak doku rezeksiyonu, gereksiz koter kullanımından kaçınılması ve çok sıkı olmayan bir post operatif pansuman ve lineer insizyon tekniğinin kullanılması önerilirken; her şeye rağmen nekroz geliştiğinde, debridmanı da içeren lokal yara bakımı önerilmektedir.<sup>52</sup>

Sık görülen diğer bir cilt komplikasyonu olan yumuşak doku hipertrofileri ise revizyon BAHA cerrahilerinin en sık nedenini oluşturmaktadır. Revizyon cerrahilerde hipertrofiye uğrayan yumuşak dokuların eksizyonu önerilirken Falcone ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada lokal klobetazol uygulamasının bu komplikasyonun tedavisinde etkin olduğunu göstermiştir.<sup>53</sup>

Bu komplikasyonlar dışında implant çevresindeki hissizlik hissi genelde 4-6 ayda düzeliyor olsa da hastalar tarafından önem taşıyan bir komplikasyondur. Bu komplikasyonun cilt altı azaltılmadan yapılan implantasyonlarda daha az olduğu düşünülmekle birlikte bu konuda geniş popülasyonları içeren bir çalışma bulunmamaktadır. Bunun dışında nedeni çok iyi anlaşılmasa da bazı hastalar implant çevresi ağrı şikayetinden bahsedebilmektedir. Literatürde düzeltilemeyen ağrı şikayeti ile implantı çıkarılan hastalar da bulunmaktadır.<sup>54</sup>

### **5.12.2. Kemik Komplikasyonları, implant kaybı**

İmplant kaybına sebep olan komplikasyonlar erken ve geç integrasyon sorunları olarak kategorize edilebilir. Erken implant kayıpları daha çok osseointegrasyon süreci ile ilişkilendirilirken geç dönem implant kayıpları implant çevresindeki enfeksiyonlar ve travmalarla ilişkilendirilmektedir.<sup>52</sup> Daha önce bahsedildiği üzere sağlıklı bir osseointegrasyon için; sağlıklı bir kemik, uygun bir implant ve doğru bir cerrahi teknik gerekmektedir. Farklı çalışmalarda implant kayıpları ile ilgili farklı veriler sunulmakla birlikte erken implant kayıplarının % 0.4-9.3 arasında, geç implant kayıplarının ise %0.4-2.7 arasında değiştiği söylenebilir.<sup>52</sup> Çocuklarda kemik kalınlıklarının daha ince olması, kemik mineral içeriklerinin azlığı ve travmaya yatkınlıkları gibi nedenlerle özellikle erken implant kayıpları daha sık izlenmektedir.<sup>52</sup>

Çocuk hastalar dışında diabetik hastalarda, kronik steroid kullananlarda, radyoterapi öyküsü bulunan hastalarda ve sigara içenlerde de implant kayıp oranları yüksek izlenmektedir.<sup>52</sup> Kemik dansitesi ile hastalığı (paget,osteoporoz vs.) olan hastalarda implant kayıp oranlarının değerlendirildiği çalışma olmasa da bu popülasyonda riskli kabul edilmektedir. Bu tarz riskli hasta gruplarında osseointegrasyon süreci daha uzun olduğundan iki seanslı cerrahiler veya ses işlemcilerinin daha geç yüklenmesi önerilebilir. Her şeye rağmen implant kaybı durumunda düzeltilebilen faktörler düzeltildikten sonra reimplantasyon yapılabilir.

**Tablo 2:** Literatürdeki nadir ciddi komplikasyonlar

| Yıl  | Yaş     | Komplikasyon                            | İlk yazar               |
|------|---------|---|-------------------------|
| 1993 | Erişkin | İntraserebral abse                      | Dietmer <sup>55</sup>   |
| 2003 | Çocuk   | İmplantın intrakraniyal bölgeye kayması | Dietmer <sup>55</sup>   |
| 2003 | 42 yaş  | İntrakraniyal abse                      | Scholz <sup>56</sup>    |
| 2009 | 9 yaş   | İmplantın intrakraniyal bölgeye kayması | McDermott <sup>57</sup> |
| 2010 | 15 yaş  | Epidural hematom                        | Mestfin <sup>58</sup>   |

## 5.13. MANYETİK BAHA UYGULAMALARI

### 5.13.1 Sophono

İlk kez 2010 yılında kullanılmaya başlanan ve klinik endikasyonları BAHA ile aynı olan sophono; kısmi implante edilen pasif kemik aracılı işitme cihazıdır. Cilt altında kemiğe osseointegre olan implant kısmı ve cilt üzerinde kalan ses işlemcisi olmak üzere iki parçadan oluşmaktadır. Cilt altında kalan kısmı, iki adet magnet içermekte olup, kulak arkasında yaklaşık 7 cm postero-süperiora yerleştirilir. 7-8 cm lik insizyonu takiben cilt ve cilt-altı doku geçilerek ile kemik dokuya ulaşılır ve periost ekartasyonunun ardından 2,5

mm derinliğinde bir yuva açılarak implant bu yuvaya yerleştirilir ve çevre kemiğe vidalanır. 4 haftalık bekleme döneminin ardından ses işlemcisi yüklenebilir.

Sophono, 3 TESLA MR ile uyumludur. BAHA ile karşılaştırıldığında, işitme eşiklerinde özellikle yüksek frekanslarda 5-10 dB, konuşmayı alma eşiklerinin ise 8 dB daha kötü olduğu gösterilmiştir.<sup>59</sup> Cildi penetre eden bir abutment içermemesi nedeniyle cilt komplikasyonları nadir görülse de, magnetik kuvvetlerin oluşturduğu bası sonucu cilt sorunları görülebilir.

### **5.12.2. Baha Attract**

Cochlear™ Baha® Attract kemik yolu işitme eşiklerinin 30 dB den daha iyi olduğu iletim ve mikst tip işitme kayıplı hastalar ve iyi işiten kulağın 20 dB den daha iyi olduğu tek taraflı sensörinöral işitme kayıplı hastalar için sunulan bir işitme cihazı alternatifidir. Cilt-altında; kemiğe implante edilen ve daha önce bahsedilen implantlardan farkı bulunmayan titanyum bir implant ve implant üzerine fikse edilen cilt altı magnet bulunurken, cilt üzerinde; dış magnet ve ses işlemcisi bulunmaktadır. Farklı güçteki dış magnetlerin her hasta için özel olarak seçilmesi sophonoda olduğu gibi önem taşımaktadır. İşitme sonuçları ile ilgili ilk veriler olumlu yönde olsa da bu cihaz ile ilgili henüz yeterli çalışma bulunmamaktadır.<sup>60</sup>

### **5.12.3. Bone Bridge**

Med-el tarafından geliştirilen ve kullanıma giren ilk aktif transkutan kemik iletimli işitme cihazı olan Bone-bridge, 45 dB e kadar sensörinöral işitme kaybının olduğu iletim ve mikst tip işitme kayıplarında ve karşı kulağın sağlam olduğu (<20 dB) tek taraflı sensörinöral işitme kayıplarında endikasyona sahiptir. Bonebridge ile yapılan çalışmalar şu an için sınırlı olsa da yapılan bir preklinik çalışmada işitme sonuçları BAHA ile benzer bulunmuştur.

Bonebridge, kısmi olarak implante edilen aktif kemik aracılı işitme cihazıdır. BCI, implant edilen parçasıdır. Amade ses işlemcisi ise harici parçasıdır. Amade, dijital ses işlemcisi ile iki mikrofondan oluşur ve bir pil kullanılır. İmplant edilen parça olan BCI,

bir mıknatıs ve mıknatısın etrafına sarılı alıcı bobinden, elektronik kısımdan (demodülatör), bükülebilir bağlantı yerinden ve yüksek verimli yeni kemik iletimli-titreşim yayan aktarıcıdan (BC-FMT) oluşur. Ses işlemcisinin topladığı bilgiler, deriden geçerek kemik iletimli implanta aktarılır. BC-FMT kemiği titreştirir ve titreşim enerjisi kemik yolu ile iç kulağa iletilir.

Cerrahi işlem BAHA'nın aksine her zaman genel anestezi altında yapılır ve preoperatif görüntüleme önerilir. İmplant atrezik kulaklarda genelde sinodural açığa yerleştirilirken, özellikle mastoidektomize hastalarda retrosigmoid yerleştirilmesi gerekebilir. İmplantasyon yatağı BC-FMT boyutlarına uygun olarak 15,8 mm genişlikte ve 8,7 mm derinlikte hazırlanması ve implantın sabitleneceği vidaların gireceği alanın 3 mm derinlikte olacak şekilde ayarlanması gerekmektedir. Vidaların dura veya sigmoid sinüse değmemesi önerilmektedir. İmplant sabitlendikten sonra bükülebilir bağlantının horizontal planda 90 derece vertikal planda 30 derece dönebilme kabiliyeti sayesinde mıknatıs uygun pozisyona yerleştirilir. Kapatma aşamasında monopolar koter kullanılmamasına özen gösterilmelidir. Bu işitme cihazında osseointegrasyon süreci beklenmediği için cilt iyileşmesinin ardından birinci haftada işitme cihazı kullanılmaya başlanabilir.

BAHA ile karşılaştırıldığında, implantasyonunun daha zor olması, yüksek maliyeti, genel anestezi gereksinimi, gibi negatif yönleri olan bonebridge; cildi geçen bir implant olmadığı için implant çevresi yumuşak doku komplikasyonlarının görülmemesi, daha estetik bir görünüme sahip olması ve erken post operatif dönemde kullanılabilmesi gibi özellikleri ile dikkat çekmektedir.<sup>61,62</sup>

## 6. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma; Kocaeli Üniversitesi Etik kurulunca değerlendirilerek 2014/331 nolu etik kurulu kararınca kabul edilmiş olup çalışma sırasında hastalara uygulanan işlemler Helsinki bildirgesinin önerileri ve Türkiye yasalarına uygun olarak yapılmıştır. Çalışma kapsamında Şubat 2012 ile Aralık 2014 tarihleri arasında Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Hastalıkları Anabilim Dalında iletim veya mikst tipteki işitme kayıpları nedeniyle tek taraflı BAHA implantasyonu yapılan hastalar prospektif olarak incelendi ve softbanda ilişik ses işlemcileri ile elde edilen işitme eşikleri ile implante edilmiş cihazlar ile elde edilen eşikler karşılaştırıldı. Çalışma dahilinde hastalar perkutan cihaz kullananlar ve transkutan cihaz kullananlar olmak üzere iki ana gruba ayrıldı ve hastalar işitme yönünden değerlendirilerek karşılaştırıldı. Çalışmaya dahil olma konusunda gönüllülük esas alındı.

### 6.1. Odyolojik İncelemeler

Pre-operatif dönemdeki durumu taklit etmek amaçlı hastaların cihazları çıkarıldı ve öncelikle cihazsız kulaklıkla klik uyarı kullanılarak saf ses odyometri testi ve 65 ve 75 dB deki konuşmayı ayırtma skorları ve ardından cihazsız serbest alanda warble ton kullanılarak işitme eşikleri ve 65 ve 75 dB deki konuşmayı ayırtma skorları tespit edildi. Takiben softbanda ilişik ses işlemcileri ile serbest alanda warble tone kullanılarak işitme eşikleri ve yine 65 ve 75 dB deki konuşmayı ayırtma skorları tespit edildi. Bunların dışında ses işlemcilerinden direk olarak olarak gönderilen klik uyarı ile (Cochlear Baha Fitting Software version 4.0 SR 1) direk kemik yolu eşikleri de tespit edildi. Test öncesi işitme cihazları işitme kayıplarına uygun olarak ayarlanmıştır.

Cihazlı testler ise softband eşiklerinin tespitinde olduğu gibi aynı testler kullanılarak yenilenmiştir. Yapılan işitme testlerinin tümü International Organization for Standardization (ISO) standartlarına uygun sessiz kabinde, American Speech Language Hearing Association tarafından belirlenen kriterler ile AC40 model klinik odyometri cihazı (Interacoustics, Assens, Denmark) kullanılarak yapılmıştır. Testler sırasında cihazsız



kulağa 70 dB şiddetinde beyaz gürültü verilerek tek kulağın işitme fonksiyonu değerlendirilmeye çalışılmıştır. Hastaların saf ses odyometri testleri TDH-39 (Telephonics company, New York, USA) kulaklığı ile 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000 ve 8000 Hz frekanslarda kaydedilmiştir. Direk kemik yolu işitme testlerinde ise 8000 Hz de uyaran gönderilemediği için ölçümler 500, 1000, 2000, 3000, 4000 ve 6000 Hz frekanslarında yapılmıştır. Transkutan BAHA kullanan hasta grubunda hastaların kullandığı dış magnetler dışında maksimum güçteki 5 numara dış magnetler kullanılarak da aynı testler yapılmış olup istatistiki analize bu veriler de dahil edilmiştir.

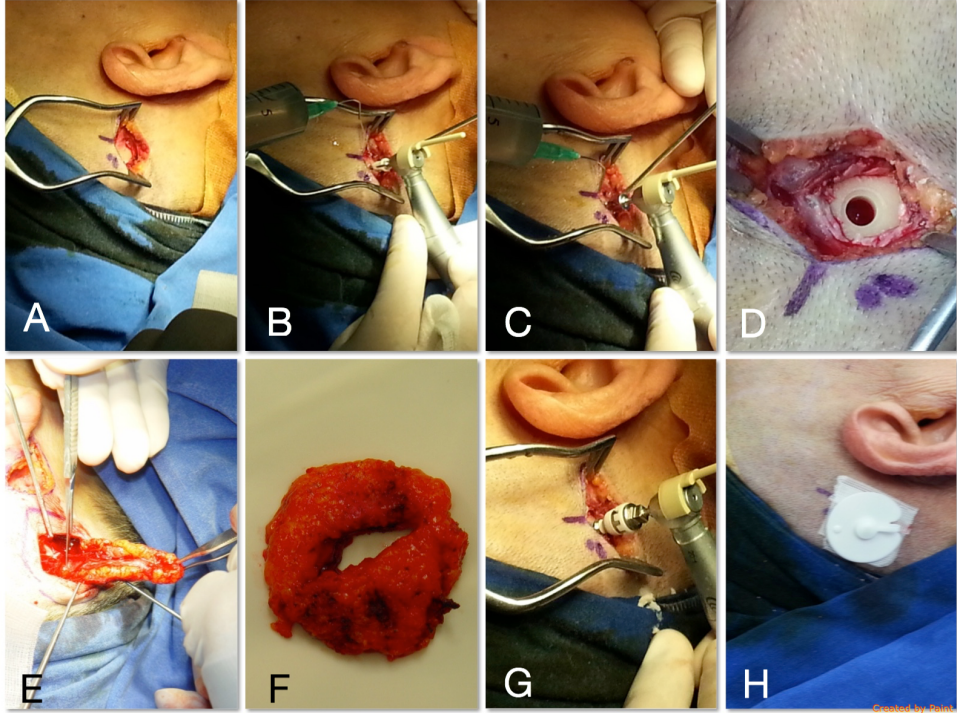
## 6.2. Cerrahi Yöntem

Çocuk hastalarda genel anestezi kullanılırken erişkin hastalarda genel veya lokal anestezi tercihi hastaya bırakılmıştır. Perkutan işitme cihazı olarak Baha BA300 ve Baha BA400 implantları kullanılırken, transkutan işitme cihazı olarak Baha Attract sistemi kullanılmıştır. BA300 implantları için literatürde tariflenen klasik lineer insizyonu kullanılmasına rağmen, BA400 implantları için cilt altı redüksiyonunun kullanılmadığı lineer insizyon tekniği kullanılmıştır.<sup>63,64</sup> Baha Attract sistemi için yine literatürde tariflenen yaklaşık 8 cm boyutlu ters 'C' veya 'S' insizyonu kullanılmıştır (Uu). Bu yöntemler aşağıda ayrıntılı olarak anlatılmıştır.

### *Lineer İnsizyon Tekniği*

İmplantasyon alanı olarak dış kulak yolundan süperiora doğru oblik planda yaklaşık 50-55 mm uzaklığında bir nokta tercih edilmiştir. Bu alan atrezik kulaklarda muhtemel bir aurikuloplasti ihtimaline karşılık olarak biraz daha ilerletilerek 60-65 mm uzaklığa gelecek şekilde planlanmıştır. Yine implantasyon alanı tespitinde kaş lateral sınır seviyesinden horizontal planda çekilen hattın üst sınır olarak tercih edilmesi ve implant alanının aurikula üst sınırından daha yukarıda olmamasına dikkat edilmiştir. İmplantasyon alanı belirlendikten sonra, bu noktanın yaklaşık 1 cm anterioruna gelecek şekilde vertikal planda yaklaşık 3 cm uzunluğunda bir insizyon ile operasyona başlanmıştır. Cilt ve cilt altı

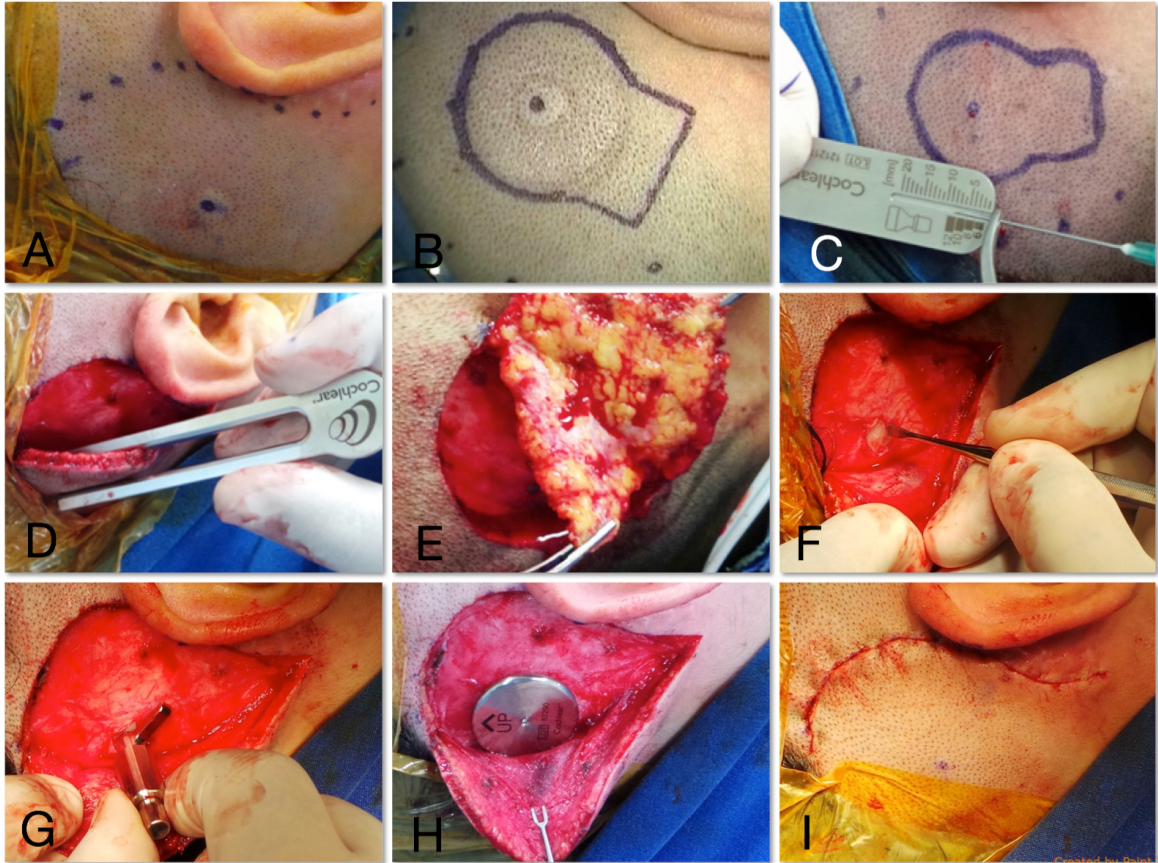
dokular geçildikten sonra periosta ulaşılmıştır. Ardından yaklaşık 6x4 cm boyutlu alanı içeren cilt altı yağlı doku eksizyonu yapılmış ve implantasyon alanı çevresinde ince bir cilt elde edilmiştir. Bu işlemden sonra implantasyon noktası üzerindeki periost insize edilerek temporal kemiğe ulaşılmıştır. Öncelikle 3 mm lik rehber dril, ardından kemik kalınlığı izin veriyorsa 4 mm lik rehber dril kullanılarak implant yatağı için derinlik belirlenmiş ve ardından 3 veya 4 mm lik genişletici dril kullanılarak implant yatağı oluşturulmuştur. Bu işlemler sırasında TUR devri 2000/sn olarak ayarlanmış ve serum fizyolojik ile devamlı irrigasyon uygulanmıştır. Ardından abutment ve implant 30-40/sn devir ile implant yatağına yerleştirilmiş ve cilt cilt altı uygun pozisyonda kapatılarak ameliyat sağı baskılı pansuman ile kapatılmıştır. BA400 implant sisteminde rutin lineer insizyon tekniğinden farklı olarak cilt altı redüksiyonu yapılmamış olup, per-operatif lokal anestezi infiltrasyonu öncesinde ölçülen cilt kalınlığına göre belirlenen farklı uzunluktaki abutmentler kullanılarak implantasyon işlemleri tamamlanmıştır.



**Şekil 8:** Lineer insizyon tekniği. Cilt, cilt-altı ve periost insizyonunu takiben temporal kemik (a), Rehper dril kullanımı (b), Genişletici dril kullanımı (c), Oluşturulan implant yatağı (d), Cilt altı doku redüksiyonu (e), Eksize edilen cilt altı doku (f), İmplantın yerleştirilmesi (g), Healing cap ile baskılı pansuman (h).

## Baha Attract İmplantasyonu

Yukarıda tariflenen şekilde implantasyon alanını tespit edildikten sonra tahmini magnet alanının yaklaşık 15 mm uzağına gelecek şekilde insizyon hattı 'C' veya 'S' şeklinde belirlenerek 3 farklı noktadan cilt kalınlığı ölçülmüştür. Lokal anestezi infiltrasyonunu takiben cilt, cilt-altı geçilerek periosta ulaşılmış ve periost üstü planda ilerlenerek yeterli cilt elevasyonu yapılmıştır. Flep kalınlığı ölçülerek gerekli ise cilt altı redüksiyonu yapılmış ve belirlenen implantasyon noktası üzerindeki periost insize edilerek yukarı tarif edildiği gibi implant yatağı oluşturulmuştur. Takiben 3 veya 4 mm lik implantlar yerleştirilerek *bone bad indikatör* denen cerrahi alet ile implant çevresi kemik yüzey kontrol edilmiş ve gerekli ise Tur yardımıyla düzeltilmiştir. Ardından implant üzerine cilt-altı magnet vidalanmış ve yapılan insizyonlar uygun planda dikilmiştir.



**Şekil 9:** Baha Attract İmplantasyonu. 'S' şeklindeki insizyon hattı (a), 'C' şeklindeki insizyon hattı (b), İnfiltrasyon öncesi cilt kalınlığı kontrolü (c), Cilt kalınlığının kontrolü (d), Cilt altı redüksiyonu (e), periost insizyonu (f), kemik yüzeyin kontrolü (g), yerleştirilmiş implant (h), insizyon planlarının kapatılması (ı).

### **6.3. İstatistiksel Analiz**

İstatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) version 20 programından yararlanıldı. Nümerik verilerin karşılaştırılmaları izleminde öncelikle Shapiro-Wilk testi ile normal dağılıma uygunluk kontrol edildi. Softband ve perkutan implant sistemlerin karşılaştırılmasında Wilcoxon testi, softband ve implante sistemlerin işitme kazançlarının karşılaştırılmasında ise Mann-Whitney U testi kullanıldı. Transkutan hasta grubundaki hasta grubundaki üç farklı ölçüm karşılaştırmaları için ise Friedman iki yönlü varyans analizi ve Dunn çoklu karşılaştırma testleri uygulandı.  $P < 0.05$  istatistiksel olarak önemlilik için yeterli kabul edildi.

## 7. BULGULAR

2012-2014 yılları arasında Kocaeli Üniversitesi KBB-BBC anabilim dalında toplamda 32 hastaya BAHA implantasyonu yapılmasına rağmen bu hastaların 2 tanesi cihaz memnuniyetsizliği nedeniyle 1 tanesi ise işitme kaybının progresyonu nedeniyle cihazlarını kullanamamaktadır. Transkutan hasta grubundan 1 hastanın implantı ise magnet gücünün yetersizliği nedeniyle perkutan implant ile değiştirilmiş olup bu hasta yakın tarihli operasyonu nedeniyle çalışmaya dahil edilmemiştir. Geri kalan hastalardan 24 tanesi çalışmaya dahil olmayı kabul etmiştir. 24 hastanın 7'si transkutan implant kullanırken, 17'si perkutan işitme cihazlarını kullanmaktadır. Çalışmaya dahil olan hastaların 11'i (%44) erkek iken kalan 12'si (%56) bayan hastalardan oluşmaktadır. Hastaların gruplara ve cinsiyete göre dağılımı tablo 3'te gösterilmektedir.

| <b>Tablo 3. Hastaların gruplara ve cinsiyete göre dağılımı</b> |                 |                   |                 |                   |
|--|-----------------|-------------------|-----------------|-------------------|
|  | n               |                   | %               |                   |
|  | <u>Perkutan</u> | <u>Transkutan</u> | <u>Perkutan</u> | <u>Transkutan</u> |
| <b>Erkek</b>   | <b>8</b>        | <b>2</b>          | <b>47</b>       | <b>29</b>         |
| <b>Bayan</b>   | <b>9</b>        | <b>5</b>          | <b>53</b>       | <b>71</b>         |

Hastaların en büyüğü 70, en küçüğü ise 10 yaşında olup ortalama yaş  $40.3 \pm 16.6$ 'dır. 18 yaş ve altında 3 hasta (perkutan hasta grubunda 1, transkutan hasta grubunda 2 kişi) ve 18 yaş üzerinde ise 21 hasta mevcuttu (perkutan hasta grubunda 16, transkutan hasta grubunda 5 kişi). 21 hasta KOM nedeniyle (perkutan hasta grubunda 14, transkutan hasta grubunda 7 kişi) opere edilirken, 3 hasta bilateral DKY atrezisi (üç hasta da perkutan hasta grubunda) nedeniyle opere edilen hastalardan oluşmaktaydı. 22 hastada 4 mm lik implantlar (perkutan grubunda 15, transkutan grubunda 7 kişi) kullanılmış iken, kalan 2 hastada 3 mm boyunda implantlar kullanılmıştır. Hastalar cerrahi işlemlerin ardından ortalama post-operative 5. haftada ses işlemcilerini kullanmaya başlamıştır. Transkutan

hasta grubundaki hastalardan biri 1 numara, ikisi 2 numara ve dördü 3 numara magnet kullanmaktaydı. Yukarıda bahsedilen genel özellikler tablo 4 ve 5’ te belirtilmektedir.

**Tablo 4: Perkutan hasta grubuna ait demografik ve cerrahi özellikler**

| <u>Cinsiyet</u> | <u>Endikasyon</u> | <u>Yaş</u> | <u>Yön</u> | <u>İmplant</u> | <u>Yükleme zamanı</u> |
|-----------------|-------------------|------------|------------|----------------|-----------------------|
| Erkek           | <u>Atrezi</u>     | 10         | Sağ        | 3              | 4                     |
| Kadın           | KOM               | 63         | Sağ        | 4              | 4                     |
| Kadın           | KOM               | 59         | Sağ        | 4              | 4                     |
| Erkek           | KOM               | 32         | Sağ        | 4              | 4                     |
| Erkek           | KOM               | 38         | Sağ        | 4              | 4                     |
| Kadın           | KOM               | 32         | Sol        | 4              | 5                     |
| Kadın           | KOM               | 70         | Sağ        | 4              | 8                     |
| Erkek           | KOM               | 53         | Sağ        | 4              | 5                     |
| Kadın           | KOM               | 51         | Sağ        | 4              | 6                     |
| Kadın           | KOM               | 34         | Sol        | 3              | 5                     |
| Kadın           | KOM               | 40         | Sol        | 4              | 4                     |
| Erkek           | KOM               | 46         | Sağ        | 4              | 4                     |
| Erkek           | KOM               | 59         | Sol        | 4              | 11                    |
| Kadın           | <u>Atrezi</u>     | 54         | Sol        | 4              | 4                     |
| Erkek           | <u>Atrezi</u>     | 37         | Sağ        | 4              | 4                     |
| Erkek           | KOM               | 46         | Sağ        | 4              | 6                     |
| Kadın           | KOM               | 53         | Sağ        | 4              | 8                     |

**Tablo 5: Transkutan hasta grubuna ait demografik ve cerrahi özellikler**

| <u>Cinsiyet</u> | <u>Endikasyon</u> | <u>Yaş</u> | <u>Yön</u> | <u>İmplant</u> | <u>Magnet</u> | <u>Yükleme zamanı</u> |
|-----------------|-------------------|------------|------------|----------------|---------------|-----------------------|
| Erkek           | KOM               | 19         | Sağ        | 4mm            | 2             | 3 hafta               |
| Kadın           | KOM               | 54         | Sol        | 4mm            | 1             | 4 hafta               |
| Erkek           | KOM               | 18         | Sağ        | 4mm            | 3             | 5 hafta               |
| Kadın           | KOM               | 12         | Sol        | 4mm            | 3             | 4 hafta               |
| Kadın           | KOM               | 39         | Sol        | 4mm            | 2             | 4 hafta               |
| Kadın           | KOM               | 35         | Sağ        | 4mm            | 3             | 4 hafta               |
| Kadın           | KOM               | 13         | Sağ        | 4mm            | 3             | 4 hafta               |

Ameliyat öncesinde yapılan cihazsız işitme testlerinde TDH-39 kulaklığı kullanılarak gönderilen uyarılara yanıt olarak perkutan hasta grubunda: ortalama hava yolu eşiği;  $68.0 \pm 14.1$  dB, kemik yolu ortalama eşiği;  $20.4 \pm 11.5$  dB, ortalama hava kemik farkı ise  $47.6 \pm 10.5$  dB idi. Transkutan hasta grubunda: ortalama hava yolu eşiği;  $55.6 \pm 11.2$  dB, kemik yolu ortalama eşiği;  $10.9 \pm 4.0$  dB, ortalama hava kemik farkı ise  $45.0 \pm 8.4$  dB idi.

Cihazsız serbest alan testlerinde frekans spesifik işitme eşikleri; perkutan hasta grubunda 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000 ve 8000 Hz frekansları için sırasıyla; 69.1, 74.4, 62.6, 50.0, 61.4, 72.6, 70.5, 62.6 dB iken, transkutan hasta grubunda sırasıyla; 60.7, 60.7, 50.7, 38.5, 47.1, 56.4, 57.1, 49.2 dB olarak tespit edildi. Ortalama serbest alan eşikleri ise perkutan hasta grubunda; 65.4 dB iken, transkutan hasta grubunda; 52.5 dB idi. Yine 65 ve 75 dB de yapılan konuşmayı ayırtetme skorları perkutan hasta grubunda sırasıyla; %22.3 ve %40.0 olarak tespit edilmişken, transkutan hasta grubunda aynı ölçümler; %45.7 ve %69.1 olarak tespit edilmiştir. Sonuçlar tablo 6’ da özetlenmiştir.

| <b>Tablo 6: Her iki hasta grubuna ait cihazsız işitme eşikleri</b> |                             |                               |
|--|-----------------------------|-------------------------------|
|  | <b>Perkutan hasta grubu</b> | <b>Transkutan hasta grubu</b> |
| <b><u>Ortalama Hava Yolu Eşiği</u></b>                             | <b>68.0±14.1</b>            | <b>55.6±11.2</b>              |
| <b><u>Ortalama Kemik Yolu Eşiği</u></b>                            | <b>20.4±11.5</b>            | <b>10.9±4.0</b>               |
| <b><u>Ortalama Hava-Kemik Farkı</u></b>                            | <b>47.6±10.5</b>            | <b>45.0±8.4</b>               |
| <b><u>Serbest alan 250 Hz</u></b>                                  | <b>69.1±11.8</b>            | <b>60.7±11.7</b>              |
| <b><u>Serbest alan 500 Hz</u></b>                                  | <b>74.4±15.5</b>            | <b>60.7±11.7</b>              |
| <b><u>Serbest alan 1000 Hz</u></b>                                 | <b>62.6±18.1</b>            | <b>50.7±13.0</b>              |
| <b><u>Serbest alan 2000 Hz</u></b>                                 | <b>50.0±18.3</b>            | <b>38.5±6.2</b>               |
| <b><u>Serbest alan 3000 Hz</u></b>                                 | <b>61.4±15.0</b>            | <b>47.1±8.0</b>               |
| <b><u>Serbest alan 4000 Hz</u></b>                                 | <b>72.6±15.2</b>            | <b>56.4±5.5</b>               |
| <b><u>Serbest alan 6000 Hz</u></b>                                 | <b>70.5±17.0</b>            | <b>57.1±20.5</b>              |
| <b><u>Serbest alan 8000 Hz</u></b>                                 | <b>62.6±20.6</b>            | <b>49.2±20.2</b>              |
| <b><u>Serbest alan ortalaması</u></b>                              | <b>65.4±12.3</b>            | <b>52.5±8.7</b>               |
| <b><u>Konuşmayı Ayırtetme skoru 65 dB</u></b>                      | <b>22.3±25.1</b>            | <b>45.7±33.1</b>              |
| <b><u>Konuşmayı Ayırtetme skoru 75 dB</u></b>                      | <b>40.0±30.0</b>            | <b>69.1±19.8</b>              |

Perkutan hasta grubunda; ameliyat öncesinde softbanda ilişik ses işlemcileri kullanılarak yapılan serbest alan testlerinde frekans spesifik işitme eşikleri; 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000 ve 8000 Hz frekansları için sırasıyla; 45, 45, 35, 35, 50, 60, 55, 60 dB idi. Softband ile ortalama serbest alan eşiği ise; 45.3 dB idi. 65 ve 75 dB de yapılan konuşmayı ayırtetme skorları sırasıyla; %60 ve %76 olarak tespit edildi. Softbanda ilişik ses işlemcilerinden gönderilen uyarılar ile tespit edilen direk kemik yolu eşikleri; 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000 ve 6000 Hz frekansları için sırasıyla; 15, 10, 25, 35, 30, 35, 40 dB idi. İmplanta ilişik ses işlemcisi kullanılarak yapılan serbest alan işitme testlerinde frekans spesifik işitme eşikleri; 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000 ve 8000 Hz frekansları için sırasıyla; 40, 40, 30, 25, 35, 45, 35, 30 dB iken ile ortalama serbest alan eşiği 37.5 dB idi. Yine 65 ve 75 dB de yapılan konuşmayı ayırtetme skorları ise sırasıyla; %76 ve %80 olarak tespit edildi. Direk kemik yolu eşikleri 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000 ve 6000 Hz frekansları için sırasıyla; 15, 10, 15, 30, 20, 20, 25 dB olarak bulundu. Softband ve implant eşikleri ve aralarındaki istatistiki fark ilişkisi tablo 7’ de özetlenmiştir.

| <b>Tablo 7: Perkutan hasta grubuna ait cihazlı eşikler</b> |                  |                  |          |
|--|------------------|------------------|----------|
|  | <b>Softband</b>  | <b>İmplant</b>   | <b>p</b> |
| <b>Serbest alan 250 Hz</b>                                 | 45.0 (40.0-57.5) | 40.0 (40.0-5.0)  | 0.026    |
| <b>Serbest alan 500 Hz</b>                                 | 45.0 (35.0-55.0) | 40.0 (37.5-50.0) | 0.156    |
| <b>Serbest alan 1000 Hz</b>                                | 35.0 (0.0-40.0)  | 30.0 (27.5-35.0) | 0.020    |
| <b>Serbest alan 2000 Hz</b>                                | 35.0 (30.0-40.0) | 25.0 (25.0-32.5) | 0.008    |
| <b>Serbest alan 3000 Hz</b>                                | 50.0 (37.5-55.0) | 35.0 (30.0-35.0) | 0.001    |
| <b>Serbest alan 4000 Hz</b>                                | 60.0 (50.0-70.0) | 45.0 (35.0-55.0) | 0.001    |
| <b>Serbest alan 6000 Hz</b>                                | 55.0 (45.0-77.5) | 35.0 (30.0-52.5) | 0.000    |
| <b>Serbest alan 8000 Hz</b>                                | 60.0 (35.0-75.0) | 30.0 (20.0-50.0) | 0.003    |
| <b>Ortalama serbest alan eşiği</b>                         | 50.0 (38.3-55.9) | 37.5 (32.1-43.4) | 0.000    |
| <b>Ayırtetme skoru 65 dB</b>                               | 60.0 (38.0-72.0) | 76.0 (54.0-84.0) | 0.001    |
| <b>Ayırtetme skoru 75 dB</b>                               | 76.0 (54.0-88.0) | 80.0 (62.0-88.0) | 0.005    |
| <b>Direk kemik yolu 250 Hz</b>                             | 15.0 (5.0-25.0)  | 15.0 (5.0-22.5)  | 0.257    |
| <b>Direk kemik yolu 500 Hz</b>                             | 10.0 (5.0-25.0)  | 10.0 (5.0-30.0)  | 0.480    |
| <b>Direk kemik yolu 1000 Hz</b>                            | 25.0 (15.0-30.0) | 15.0 (7.5-30.0)  | 0.001    |
| <b>Direk kemik yolu 2000 Hz</b>                            | 35.0 (25.0-45.0) | 30.0 (17.5-35.0) | 0.001    |
| <b>Direk kemik yolu 3000 Hz</b>                            | 30.0 (22.5-42.5) | 20.0 (15.0-27.5) | 0.001    |
| <b>Direk kemik yolu 4000 Hz</b>                            | 35.0 (27.5-55.0) | 20.0 (12.5-42.5) | 0.000    |
| <b>Direk kemik yolu 6000 Hz</b>                            | 40.0 (35.0-65.0) | 25.0 (15.0-47.5) | 0.000    |
| <b>Direk kemik yolu ortalaması</b>                         | 28.5 (22.5-37.5) | 20.0 (15.7-27.5) | 0.000    |

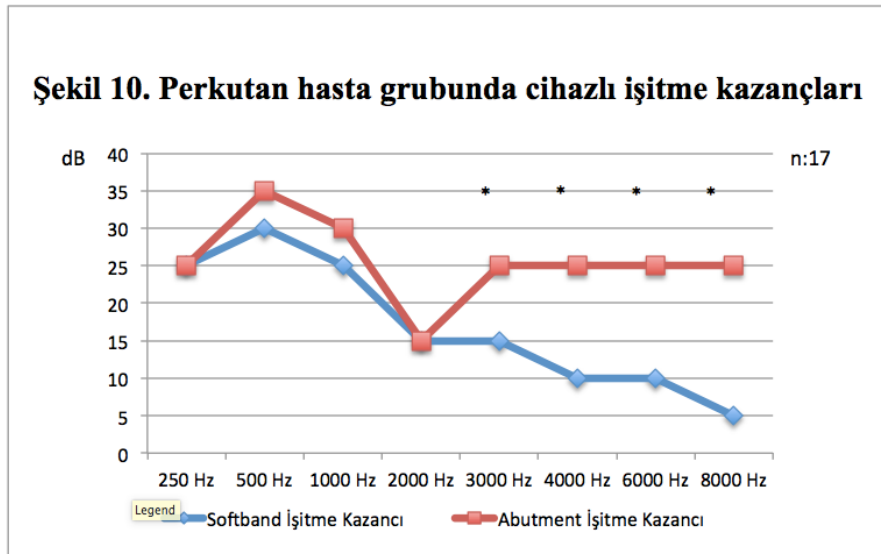


Transkutan hasta grubunda; ameliyat öncesinde softbanda ilişik ses işlemcileri kullanılarak yapılan serbest alan testlerinde frekans spesifik işitme eşikleri; 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000 ve 8000 Hz frekansları için sırasıyla; 40, 35, 30, 25, 35, 45, 40, 35 dB idi. Softband ile ortalama serbest alan eşiği ise; 36.8 dB idi. 65 ve 75 dB de yapılan konuşmayı ayırtetme skorları sırasıyla; %68 ve %88 olarak tespit edildi. Sofbanda ilişik ses işlemcilerinden gönderilen uyarılar ile tespit edilen direk kemik yolu eşikleri; 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000 ve 6000 Hz frekansları için sırasıyla; 10, 5, 15, 30, 30, 30, 35 dB idi. Hastanın kullandığı magnete ilişik ses işlemcisi kullanılarak yapılan serbest alan işitme testlerinde frekans spesifik işitme eşikleri; 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000 ve 8000 Hz frekansları için sırasıyla; 40, 40, 30, 30, 35, 50, 45, 40 dB iken ile ortalama serbest alan eşiği ise 40 dB idi. Yine 65 ve 75 dB de yapılan konuşmayı ayırtetme skorları ise sırasıyla; %76 ve %88 olarak tespit edildi. Direk kemik yolu eşikleri 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000 ve 6000 Hz frekansları için sırasıyla; 15, 15, 15, 35, 40, 45, 45 dB olarak bulundu. 5 numara magnete ilişik ses işlemcisi kullanılarak yapılan serbest alan işitme testlerinde frekans spesifik işitme eşikleri; 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000 ve 8000 Hz frekansları için sırasıyla; 45, 40, 30, 25, 35, 50, 45, 35 dB iken ortalama serbest alan eşiği 40 dB idi. Yine 65 ve 75 dB de yapılan konuşmayı ayırtetme skorları ise sırasıyla; %80 ve %92 olarak tespit edildi. Direk kemik yolu eşikleri 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000 ve 6000 Hz frekansları için sırasıyla; 5, 5, 10, 25, 30, 35, 35 dB olarak bulundu. Softband ve implant eşikleri ve aralarındaki istatistikî fark ilişkisi tablo 8’ de özetlenmiştir.

| Tablo 8: Transkutan hasta grubuna ait cihazlı eşikler |                  |                       |                     |                     |       |       |       |
|---|------------------|-----------------------|---------------------|---------------------|-------|-------|-------|
|   | Softband (S)     | Kullanılan magnet (B) | 5 numara magnet (A) | P değeri (Friedman) | S-B   | S-A   | A-B   |
|   |                  |                       |                     |                     |       |       |       |
| Serbest alan 250 Hz                                   | 40.0 (40.0-45.0) | 40.0 (35.0-45.0)      | 45.0 (35.0-45.0)    | 0.943               | -     | -     | -     |
| Serbest alan 500 Hz                                   | 35.0 (35.0-40.0) | 40.0 (35.0-45.0)      | 40.0 (30.0-45.0)    | 0.449               | -     | -     | -     |
| Serbest alan 1000 Hz                                  | 30.0 (25.0-35.0) | 30.0 (25.0-35.0)      | 30.0 (25.0-30.0)    | 0.939               | -     | -     | -     |
| Serbest alan 2000 Hz                                  | 25.0 (20.0-35.0) | 30.0 (20.0-30.0)      | 25.0 (20.0-30.0)    | 0.368               | -     | -     | -     |
| Serbest alan 3000 Hz                                  | 35.0 (30.0-40.0) | 35.0 (30.0-40.0)      | 35.0 (30.0-40.0)    | 0.939               | -     | -     | -     |
| Serbest alan 4000 Hz                                  | 45.0 (45.0-50.0) | 50.0 (45.0-50.0)      | 50.0 (35.0-50.0)    | 0.549               | -     | -     | -     |
| Serbest alan 6000 Hz                                  | 40.0 (40.0-55.0) | 45.0 (40.0-55.0)      | 45.0 (40.0-50.0)    | 0.522               | -     | -     | -     |
| Serbest alan 8000 Hz                                  | 35.0 (35.0-45.0) | 40.0 (35.0-45.0)      | 35.0 (30.0-45.0)    | 0.584               | -     | -     | -     |
| Serbest alan ortalaması                               | 36.8 (32.5-41.8) | 40.0 (33.7-42.5)      | 40.0 (31.2-41.8)    | 0.446               | -     | -     | -     |
| Ayirtme skoru 65 dB                                   | 68.0 (60.0-84.0) | 76.0 (68.0-84.0)      | 80.0 (72.0-88.0)    | 0.030               | 0.285 | 0.011 | 0.142 |
| Ayirtme skoru 75 dB                                   | 88.0 (80.0-96.0) | 88.0 (80.0-88.0)      | 92.0 (88.0-96.0)    | 0.116               | -     | -     | -     |
| Direk kemik yolu 250 Hz                               | 10.0 (10.0-10.0) | 15.0 (5.0-20.0)       | 5.0 (5.0-10.0)      | 0.019               | 0.350 | 0.082 | 0.008 |
| Direk kemik yolu 500 Hz                               | 5.0 (0.0-10.0)   | 15.0 (10.0-20.0)      | 5.0 (5.0-10.0)      | 0.002               | 0.005 | 1.0   | 0.005 |
| Direk kemik yolu 1000 Hz                              | 15 (5.0-20.0)    | 15.0 (10.0-25.0)      | 10.0 (5.0-15.0)     | 0.003               | 0.082 | 0.181 | 0.002 |
| Direk kemik yolu 2000 Hz                              | 30.0 (20.0-35.0) | 35.0 (30.0-40.0)      | 25.0 (20.0-30.0)    | 0.102               | -     | -     | -     |
| Direk kemik yolu 3000 Hz                              | 30.0 (25.0-40.0) | 40.0 (30.0-45.0)      | 30.0 (20.0-35.0)    | 0.214               | -     | -     | -     |
| Direk kemik yolu 4000 Hz                              | 30.0 (30.0-40.0) | 45.0 (40.0-55.0)      | 35.0 (30.0-45.0)    | 0.061               | -     | -     | -     |
| Direk kemik yolu 6000 Hz                              | 35.0 (30.0-35.0) | 45.0 (40.0-50.0)      | 35.0 (30.0-40.0)    | 0.026               | 0.023 | 0.894 | 0.033 |
| Direk kemik yolu ortalaması                           | 22.1 (20.7-22.8) | 32.1 (28.5-33.5)      | 20.7 (17.1-24.2)    | 0.008               | 0.061 | 0.285 | 0.003 |

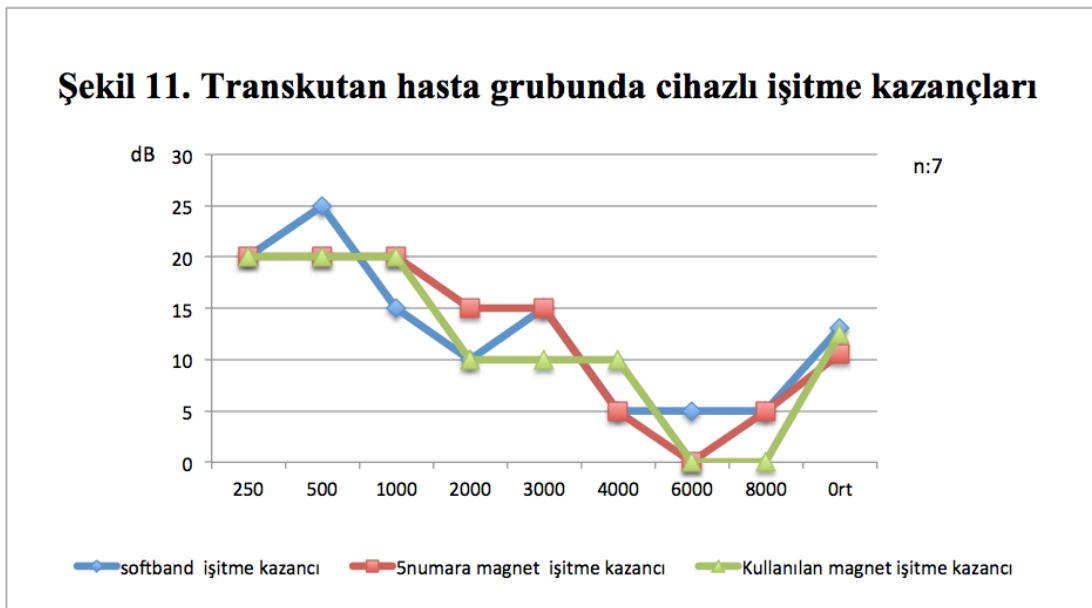
Perkutan sistemin kullanıldığı hasta grubunda cihazsız işitme eşiklerinden softband eşiklerinin çıkarılması ile elde edilen frekanslara özgü softband işitme kazancı ve cihazsız işitme eşiklerinden abutment eşiklerinin çıkarılması ile elde edilen abutment işitme kazancı istatistiki olarak karşılaştırıldığında 3000 Hz ve üstündeki farkın abutment lehine istatistiki anlamlı olduğu görüldü. Sonuçlar tablo 9’ da belirtilmiştir.

| <b>Tablo 9: Perkutan hasta grubunda cihazlı işitme kazançları</b> |                                |                                |                 |
|---|--------------------------------|--------------------------------|-----------------|
|   | <b>Softband İşitme kazancı</b> | <b>Abutment İşitme kazancı</b> | <b>P değeri</b> |
| <b>250 Hz</b>   | 25.0 (12.5-30.0)               | 25.0 (17.5-35.0)               | 0.434           |
| <b>500 Hz</b>   | 30.0 (20.0-40.0)               | 35.0 (20.0-40.0)               | 0.588           |
| <b>1000 Hz</b>  | 25.0 (15.0-35.0)               | 30.0 (22.5-40.0)               | 0.366           |
| <b>2000 Hz</b>  | 15.0 (5.0-20.0)                | 15.0 (15.0-37.5)               | 0.173           |
| <b>3000 Hz</b>  | 15.0 (5.0-25.0)                | 25.0 (17.5-35.0)               | 0.001           |
| <b>4000 Hz</b>  | 10.0 (5.0-17.5)                | 25.0 (20.0-40.0)               | 0.001           |
| <b>6000 Hz</b>  | 10.0 (0.0-15.0)                | 25.0 (20.0-40.0)               | 0.000           |
| <b>8000 Hz</b>  | 5.0 (0.0-10.0)                 | 25.0 (15.0-35.0)               | 0.000           |
| <b>Ortalama işitme kazancı</b>                                    | 15.6 (11.5-21.5)               | 26.8 (20.6-34.6)               | 0.001           |



Transkutan sistemin kullanıldığı hasta grubunda cihazsız işitme eşiklerinden softband eşiklerinin çıkarılması ile elde edilen frekanslara özgü softband işitme kazancı ve cihazsız işitme eşiklerinden magnet 5 ve hastanın rutinde kullandığı magnet ile elde edilen eşikleri çıkarılması ile elde edilen işitme kazançları istatistiki olarak karşılaştırıldığında hiçbir frekansta ve hiçbir grup arasında istatistiki anlamlı sonuç izlenmemiştir. Sonuçlar tablo 10’ da belirtilmiştir.

| <b>Tablo 10: Transkutan hasta grubunda cihazlı işitme kazançları</b> |                                    |   |   |                                |
|--|------------------------------------|---|---|--------------------------------|
|  | <b>Softband<br/>İşitme kazancı</b> | <b>Kullanılan magnet<br/>İşitme kazancı</b> | <b>5 numara magnet<br/>işitme kazancı</b> | <b>P değeri<br/>(Friedman)</b> |
| <b>250 Hz</b>  | 20.0 (10.0-20.0)                   | 20.0 (15.0-25.0)                            | 20.0 (10.0-25.0)                          | 0.943                          |
| <b>500 Hz</b>  | 25.0 (15.0-30.0)                   | 20.0 (15.0-30.0)                            | 20.0 (15.0-30.0)                          | 0.449                          |
| <b>1000 Hz</b>   | 15.0 (15.0-35.0)                   | 20.0 (10.0-30.0)                            | 20.0 (10.0-25.0)                          | 0.939                          |
| <b>2000 Hz</b>   | 10.0 (5.0-20.0)                    | 15.0 (10.0-15.0)                            | 10.0 (10.0-15.0)                          | 0.368                          |
| <b>3000 Hz</b>   | 15.0 (5.0-20.0)                    | 15.0 (5.0-15.0)                             | 10.0 (5.0-20.0)                           | 0.939                          |
| <b>4000 Hz</b>   | 15.0 (5.0-20.0)                    | 5.0 (5.0-15.0)                              | 10.0 (0.0-15.0)                           | 0.549                          |
| <b>6000 Hz</b>   | 5.0 (0.0-15.0)                     | 0.0 (0.0-10.0)                              | 0.0 (0.0-10.0)                            | 0.522                          |
| <b>8000 Hz</b>   | 5.0 (0.0-10.0)                     | 5.0 (0.0-10.0)                              | 0.0 (0.0-10.0)                            | 0.584                          |
| <b>Ortalama işitme kazancı</b>                                       | 13.1 (10.0-14.3)                   | 10.6 (10.0-18.1)                            | 12.5 (8.7-16.8)                           | 0.446                          |



## 8. TARTIŞMA

Yaklaşık 35 yıldır kullanılmakta olan kemiğe sabit işitme cihazları klasik otolojik cerrahiler ile çözülemeyen işitme sorunları için önemli bir alternatif oluşturmaktadır. Bu alandaki ilerlemeler; birincisi işitme cihazlarının işleme teknolojilerindeki gelişmeler, ikincisi ise implant sistemlerindeki gelişmeler olmak üzere iki ana kulvarda ilerlemektedir. Yazının başlangıç bölümlerinde anlatıldığı üzere, günümüzde pek çok farklı özellikle ses kalitesini arttıran ve yüksek ses çıkış gücüne sahip ses işlemcileri klinik kullanıma sunulmuş durumdadır. Bunun yanında implant sistemlerindeki değişiklikler ile perkutan BAHA implantları komplikasyon oranlarının minimize olduğu ideal koşullara gelebilmiştir. Bu gelişmeler ile lineer insizyon tekniği günümüzde perkutan BAHA implantasyonunda neredeyse standart yöntem haline gelmiştir. Bunun yanında magnetli sistemleri kullanan transkutan BAHA implantlarında farklı implant dizaynları nedeniyle standart bir cerrahi teknik bulunmamakta ve implant firmalarının önerileri doğrultusunda farklı teknikler ile cerrahiler gerçekleştirilmektedir.

Perkutan BAHA cerrahisindeki 100 000 den fazla hasta ve 30 yılı aşan klinik tecrübeye rağmen düzeltilemeyen en belirgin sorun, cildi geçen abutment nedeniyle gerekli olan günlük temizlik ihtiyacı ve yine aynı nedenle oluşan estetik sorunlardır. Hijyen kurallarına uyulmasına rağmen bazı hastalarda abutment çevresinde görülebilen cilt reaksiyonları ve enfeksiyonlar ise bu hasta grubunda aralıklı tedavi ihtiyacı oluşturabilen en önemli minör komplikasyonlar arasındadır. Yine bazı hastalarda oluşan hipertrofik cilt dokuları revizyon cerrahilerini dahi gerektirebilir.

Bahsedilen sorunlar nedeniyle araştırmacılar perkutan bir sistem yerine tümüyle cilt altına yerleştirilebilen bir teknik geliştirmeyi amaçlamış ve ilk olarak 1986 yılında Hough ve arkadaşları tarafından Audiant diye isimlendirilen transkutan bir kemiğe sabit işitme cihazı kullanılmaya başlanmıştır.<sup>25</sup> Bu sistemde kemiğe implante edilen ve tümüyle cilt altında kalan bir magnet parçası bulunurken, ses işlemcisinin cilt üzerinde sabit kalmasını sağlamak amacıyla dış parça olarak kullanılan üç farklı güçte magnet alternatifi bulunmaktaydı. En güçlü magnet kullanıldığında baş hareketleri ve fizik aktiviteler daha rahat yapılabilirken, güçlü cilt basısı nedeniyle daha sık cilt komplikasyonları

görülebilmekteydi. Ses işlemcisi olarak vücutta taşınabilen ve retroaurikular kullanılabilen iki farklı alternatifi bulunan Audiant 25 dB e kadar sensörinöral komponentli iletim ve mikst tipteki işitme kayıpları için kullanılabilmesine rağmen daha düşük outputu olan kulak arkası versiyonunun 15 dB i geçen sensörinöral komponentli işitme kayıplı hastalarda başarısız olduğu ve bu durumlarda vücutta taşınabilir versiyonunun hastalara önerilmesi gerektiği vurgulanmıştır.<sup>65</sup> Audiant ın akustik çıktısının yetersizliği sonraki farklı yayınlarla da yinelenmiş olup bu nedenlerle ilk transkutan BAHA cihazı Audiant klinik kullanımdan çekilmek zorunda kalmıştır.

Uzun bir aranın ardından 2010 yılında İngiltere’de bir başka transkutan kemiğe sabit işitme cihazı alternatifi Sophono alfa 1 sistemi adıyla klinik kullanıma girdi. Bu sistem yine cilt altında bir magnet sistemi ve cilt üzerinde magnete ilişik bir ses işlemcisi ile kombine edilerek günümüzde halen kullanılmaktadır ve ses işlemcilerindeki gelişmeler nedeniyle endikasyon sınırları 45 dB lik sensörinöral komponente kadar çıkarılabilmektedir.<sup>66</sup> Kullanılan dış magnetin gücüyle korele olmak üzere basıya bağlı cilt sorunları görülebilmemesine rağmen magnet gücü azaltıldığında bu sorunların kaybolduğu bildirilmiştir.<sup>67</sup> Perkutan sistemler ile karşılaştırıldığında sophono benzer klinik sonuçlar gösterse de özellikle yüksek frekanslardaki işitme sonuçlarının 5-10 dB ve konuşmayı ayırtetme skorlarının 8 dB daha kötü olduğu görülmüştür.<sup>59</sup> Ancak bu konudaki çalışmalar kısıtlıdır. Son olarak 2012 yılında klinik kullanıma giren Baha Attract sistemi ise bahsedilen transkutan cihazlara benzer bir prensip ile çalışan başka bir pasif transkutan kemiğe sabit işitme cihazı alternatiftir. Sistemin yayınlanmış ilk sonuçları yüz güldürücü olmasına rağmen benzer bası problemleri bu cihaz ile de görülebilmektedir.

İşitme cihazı önerilen hastaların cihaz kullanım oranları değerlendirildiğinde dikkat çeken en önemli nokta işitme cihazı kullanım oranlarının işitme kaybının şiddeti ile değil hastaların uygun güçte, uygun teknolojik özelliklere sahip cihazlar ile cihazlandırılması ve cihazın hastanın işitme özelliklerine, şikayetlerine, bulunduğu ortama ve kişisel tercihlerine göre ayarlanması ile ilgili olduğu görülebilir. Eğer hastanın işitme cihazı işitme kaybına uygun şekilde ayarlanmış ve hastanın cihazdan gördüğü kazanç yüksek ise kullanım oranları yüksek ve cihazın hastada oluşturduğu fiziksel ve psikolojik sıkıntılar hasta tarafından daha kolay tolere edilebilirken; hastanın cihazdan elde ettiği kazanç

azaldığında, tam tersi bir durum oluşabilmekte ve hasta cihaz kullanımını ret etmenin yanında cerrahi bir prosedür gerektiren durumlarda hekimden şikayetçi dahi olabilmektedir. Konvansiyonel yöntemlerde hastalar cihazlarını satın almadan önce genelde deneyebildikleri için bu durum nadir görülürken, implante edilebilir çözümlerde bu pre-operatif cihaz denemesi genelde yapılamadığı için sıkıntılar oluşabilmektedir. İşte bu noktada pre-operatif denenebilen kemiğe sabit işitme cihazlarının diğer implante edilebilir sistemlerden belki de en önemli avantajları ortaya çıkmaktadır.

Ameliyat öncesi deneme amaçlı; testrod, headband, testband ve softband gibi farklı alternatifler geliştirilmiş olup günümüzde en sık softbandlar kullanılmaktadır.<sup>4</sup> Ancak preoperatif ölçümler ile postoperatif ölçümlerin korelasyonu da her zaman merak konusu olmuştur. Literatür incelendiğinde bu konuda yapılmış olan sınırlı sayıdaki çalışmanın çoğunun perkutan kemiğe sabit işitme cihazları ile yapıldığı görülebilir. 1985 yılında Hakansson ve arkadaşlarının 7 hasta üzerinde yaptıkları bir çalışmada cilt ve ciltaltı dokuda kaybedilen enerjinin 250-6000 Hz arasında 16 ile 28 dB arasında değişebildiği ortaya konmuştur.<sup>68</sup> Ancak bu çalışmada kemiğe sabitlenmiş bir akselerometreye birleştirilmiş Otikon marka bir vibratörün ve konvansiyonel kemik yolu eşiklerinin kullanılmış olması çalışmanın etkinliğini düşürmektedir. Yine Van der Pouw ve arkadaşlarının 1999 yılında 89 hasta ile yaptıkları uzun süreli retrospektif bir çalışmada konvansiyonel kemik yolu işitme cihazları ile, perkutan kemiğe sabit işitme cihazları karşılaştırılmış ve 250 Hz dışındaki tüm frekanslarda ve sessiz ortamdaki konuşmayı algılama skorlarında implante edilen sistemin avantajlı olduğu tespit edilmiştir.<sup>69</sup> Yine bu çalışmanın da retrospektif verilerden oluşuyor olması çalışmanın etkinliğinin düşük olmasına neden olmuştur. Bu verilerin ardından 2011 yılında Zarowski ve arkadaşları tarafından headband, testband ve abutmente ilişik ses işlemcilerinden elde edilen veriler 1-4 kHz arasındaki frekanslarda karşılaştırılmış ve 1-4 kHz arasındaki frekanslarda abutment lehine 5-20 dB arasında değişen fark bulmuşlardır. Yine aynı çalışmada konuşmayı algılama skorları da karşılaştırılmış ve abutment lehine 4-7 dB lik bir fark bulunmuştur.<sup>4</sup> Heywood ve arkadaşlarının yaptığı benzer bir başka çalışmada ise testband, softband ve testrod abutment ile karşılaştırılmış ve üç farklı yöntemin de abutmentten daha kötü odyolojik sonuçlara sahip olduğu sonucuna varılmıştır. Bu üç yöntem kendi arasında karşılaştırıldığında ise en iyi sonuçların

softbanta ait olduğu ve preoperatif değerlendirilmede softbandın kullanılabilceği sonucuna varılmıştır. Bu çalışmada softbandın sonuçları abutment ile karşılaştırıldığında 250 Hz de 1.1 dB fark mevcut iken 2kHz den sonra fark istatistiki anlam kazanmış ve 6 kHz de 13.2 dB e ulaşmıştır.<sup>3</sup>

Bu konuda, son zamanlarda sıklıkla kullanılmaya başlanan transkutan sitemlere ait yalnızca bir çalışma bulunmaktadır. Kurz ve arkadaşlarının 2014 yılında yaptığı bu çalışmada tek taraflı sensörinöral işitme kayıplı ve mikst tipte işitme kayıplı hastalar birlikte değerlendirilmiş ve aynı hasta üzerinde cihazsız ortamda, softband ile, abutment ile, 3 numara magnet ve 5 numara magnet ile işitme testleri yapılmıştır. Hastaların tümü perkutan işitme cihazına sahip olduklarından magnetle yapılan işitme testleri için abutmente bir magnet eklenmiş ve magnet üzerine yerleştirilen yapay cilt yardımıyla magnetli ölçümler yapılabilmektedir. Sonuç olarak; abutment ve diğer yöntemler arasında 4-8 kHz arasında 11.9 dB ile 23.3 dB arasında fark bulunmuştur. Konuşmayı ayırtma skorları karşılaştırıldığında ise en iyi işitme sonuçlarının abutmente ait olduğu, ardından sırasıyla magnet ve softbandın işitme sonuçlarının iyiden kötüye doğru sıralandığı belirlenmiştir.<sup>70</sup>

Çalışmamız Zarowski ve Heywood' un çalışmalarına benzer verilere ek olarak transkutan implante edilebilir işitme cihazlarının preoperatif ölçümler ile karşılaştırılmasını da içermektedir. Kurz ve arkadaşların çalışmasından farklı olarak da yapay cilt yerine ölçümlerin tamamen gerçek implantlar ile yapılmış olması çalışmamızın bir üstünlüğüdür. Preoperatif dönemin simülasyonu için literatürün önerisiyle softband tercih edilmiştir.<sup>3</sup> Softband uygulamalarında başı çevreleyen bandın gerginliğinin işitme sonuçlarına etkisi şüphe içerir bir noktayı oluşturmaktadır. Bu konuda yapılmış bir çalışmada band gerginliği arasındaki farkların işitme sonuçlarını önemli derecede etkilemediği ortaya konmuştur.<sup>71</sup> Yine de çalışmamızda testlerin tek bir odyolog tarafından yapılması ve standart bir bant gerginliğinin oluşturulması ile bu sorun minimize edilmeye çalışılmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarını değerlendirecek olursak; softband ile karşılaştırıldığında perkutan işitme sisteminde hem 65 dB, hem de 75 dB de konuşmayı ayırt etme skorları daha iyi durumdadır. Frekans spesifik işitme testleri ile karşılaştırıldığında ise 1000 Hz ve üzerindeki frekanslardaki perkutan sistem üstünlüğü hem serbest alan testleri, hem de direk kemik yolu ölçümleri ile ispatlanmıştır. Serbest alan testlerindeki abutment kazancı ile



softband kazancı ortalama değerler bazında karşılaştırıldığında; abutment lehine olan fark düşük frekanslardaki 2 dB iken yüksek frekanslarda 21 dB e kadar çıkmaktadır ve bu işitme kazancı farkları 3000 Hz ve üzerinde istatistiki anlam oluşturmaktadır. Transkutan sistem karşılaştırmalarında ise: softband ile 5 numara magnet karşılaştırıldığında 65 dB deki konuşmayı algılama skorları 5 numara magnet lehine istatistiki anlamlı bulunurken serbest alan ölçümlerinde hiçbir grup arasında anlamlı fark bulunmadı. Direk kemik yolu eşiklerinin karşılaştırılmasında ise softband ve 5 numara magnet arasında hiçbir frekansta ve ortalama değerlerde istatistiki anlamlı fark yokken, hastaların kullandığı magnetler ile 5 numara magnet ve softband karşılaştırıldığında kullanılan magnet sonuçlarının daha kötü olduğu görüldü. Softband, hastanın kullandığı magnet ve 5 numara magnet işitme kazançları frekans spesifik olarak karşılaştırıldığında ise hiçbir grup arasında hiçbir frekansta istatistiki anlamlı sonuç izlenmemiştir. Bu üç sisteme ait işitme kazançlarının ortalamaları frekans spesifik olarak değerlendirildiğinde; düşük frekanslarda kazanç 23 dB e ulaşırken 8000 Hz deki kazanç 4 dB e kadar düşmektedir. Elde ettiğimiz veriler açıkça göstermiştir ki; abutment sistemi yüksek frekanslarda ve konuşma anlaşılabilirliğinde açıkça avantaja sahipken, transkutan sistemlerin yüksek frekans kazançları tatmin edici olamamaktadır ancak softband ölçümleri ile çok benzer işitme sonuçlarına sahiptir.

## 9. SONUÇ

Hem transkutan sistemler hem de perkutan sistemler konvansiyonel işitme cihazlarının kullanılmadığı özellikle iletim ve mikst tipte işitme kaybına sahip hastalar için rahatlıkla kullanılabilir. Ancak ameliyat sonrası dönemdeki hasta memnuniyetinin yüksek olabilmesi için hastaların her iki sistem konusunda da bilgilendirilmesi ve cihazların fonksiyonel sonuçları konusundaki farklılıklardan haberdar edilmeleri mutlak gerekliliktir. Daha estetik bir görünüme sahip olmaları ve kullanım kolaylıkları nedeniyle transkutan sistemler daha çok tercih ediliyor olsalar da, özellikle yüksek frekans kaybının daha fazla olduğu hastalarda hastaların bu tercihten uzaklaştırılmaları ve özellikle bu hasta grubunun softband sistemleri ile denemelerinin daha dikkatli ve ayrıntılı yapılması önerilebilir. Nitekim transkutan sistemlerin işitme sonuçları neredeyse softband sistemiyle eşdeğerdir. Bunun tersine, özellikle yüksek frekans işitme eşiklerinin daha kötü olduğu hasta gruplarında ameliyat öncesi softband denemeleri sırasındaki yüksek frekans memnuniyetsizliklerinin ameliyat sonrası perkutan sistemlerde daha iyi olabileceği konusunda bilgilendirilmesi ve hastaların perkutan sistem konusunda motive edilmeleri de doğru olacaktır.

Sonuç olarak, elde ettiğimiz objektif ve tarafsız verilerin bu konu ile ilgilenen hem Kulak Burun Boğaz hekimleri için hem de odyolog ve odyometristler için anlamlı ve kullanışlı olduğu kanaatindeyiz. Ancak çalışma grubumuzun küçüklüğü nedeniyle benzer çalışmaların daha büyük hasta gruplarında yapılması da mutlak gerekliliktir.

## 10. ÖZET

### **SOFTBANDA İLİŞİK BAHA CİHAZLARINDAN ELDE EDİLEN İŞİTME EŞİKLERİNİN İMPLANTE EDİLMİŞ BAHA CİHAZLARINDAN ELDE EDİLEN EŞİKLERLE KARŞILAŞTIRILMASI**

**AMAÇ:** Bu çalışmada kliniğimizde BAHA implantasyonu yapılan hastaların softbanda ilişik ses işlemcileri ile tespit edilen işitme eşikleri ile, implante edilmiş BAHA cihazlı eşikleri ve transkutan BAHA cihazları kullanan hastalardaki farklı magnet güçleriyle elde edilen eşikler karşılaştırılarak aralarındaki korelasyonun incelenmesi amaçlanmıştır.

**GEREÇ VE YÖNTEM:** Çalışma kapsamında Şubat 2012 ile Aralık 2014 tarihleri arasında perkutan ve transkutan BAHA implantasyonu yapılan totalde 24 hastaya ait işitme sonuçları incelenmiştir. Bu testler arasında; serbest alan işitme testleri, direk kemik iletim eşikleri ve konuşmayı ayırt-etme skorları bulunmaktadır.

**BULGULAR:** Hem implante edilmiş sistemler hem de softbanda ilişik ses işlemcileri cihazsız durumlar ile karşılaştırıldığında iyi işitme sonuçlarına sahiptir. Ancak özellikle yüksek frekanslar için perkutan sistemlerde daha iyi işitme eşikleri tespit edilmiştir. Ek olarak, softband, 5 numara magnet ve hastanın kendi kullandığı magnetler karşılaştırıldığında işitme sonuçları arasında istatistiki bir farkın olmadığı görülmüştür.

**SONUÇ:** Sonuç olarak her iki sistemin de konvansiyonel işitme cihazlarının kullanılmadığı özellikle iletim ve mikst tipte işitme kaybına sahip hastalar için kullanılabilceği sonucuna ulaşılmıştır. Ancak perkutan sistemlerin işitme sonuçlarının softband eşiklerinden özellikle yüksek frekanslarda daha iyi olduğunun bilinmesinin ve transkutan sistemlerin yüksek frekanslardaki başarısızlığı konusunda hasta bilgilendirilmesinin önemli olduğu düşünülmüştür.

## **11. ABSTRACT**

### **COMPARING THE AUDIOLOGICAL TEST RESULTS GOT FROM SOFTBAND ATTACHED SOUND PROCESSORS WITH BONE ANCHORED PERCUTANEOUS AND TRANSCUTANEOUS HEARING AIDS**

**OBJECTIVE:** The aim of this study is to compare the audiological test results got from softband attached sound processors with bone anchored percutaneous and transcutaneous hearing aids with different magnets on the patients who were implanted in our clinic.

**METHOD:** Totally 24 patients who were implanted with percutaneous or transcutaneous bone conduction implants between January 2012 to December 2014 were analyzed for hearing results such as; free field hearing thresholds, direct bone conduction hearing thresholds, and speech discrimination scores with aided and unaided conditions.

**RESULTS:** Both of the implantable systems and softband attached sound processors have good hearing results when they are compared with unaided conditions. However, the percutaneous system has better hearing results at the higher frequencies. Additionally, there is no statistically significant hearing gain difference between the softband, magnet 5 and magnet used by the patient.

**CONCLUSION:** We conclude that both transcutaneous and percutaneous systems are effective in the rehabilitation of conductive and mixed hearing loss when conventional hearing aids cannot be used. However, it is very important to be aware of the information that percutaneous systems had better hearing thresholds at high frequencies and the patient must be informed about the low hearing gain of transcutaneous systems especially for high frequencies.

## 12. KAYNAKLAR

1. Ng M, Jackler RK. Early history of tuning-fork tests. *Am J Otol.* 1993;14:100-105.
2. Stenfelt SP, Håkansson BE. A miniaturized artificial mastoid using a skull simulator. *Scand Audiol.* 1998;27:67-76.
3. Heywood RL, Patel PM, Jonathan DA. Comparison of hearing thresholds obtained with Baha preoperative assessment tools and those obtained with the osseointegrated implant. *Ear Nose Throat J.* 2011;90:E21-7.
4. Zarowski AJ, Verstraeten N, Somers T, Riff D, Offeciers EF. Headbands, testbands and softbands in preoperative testing and application of bone-anchored devices in adults and children. *Adv Otorhinolaryngol.* 2011;71:124-31.
5. Waldhausen JH. Branchial cleft and arch anomalies in children. *Semin Pediatr.* 2006;64-9.
6. Mansour SL, Schoenwolf GC. Morphogenesis of the Inner Ear. Kelly MW, Wu DK, Popper AN, Fay RR, ed. *Development of the Inner Ear.* New York: Springer; 2005; 43-84
7. Çetinel Ş, İnaloz H. Göz ve kulak Gelişimi. Yıldırım M, Okar İ, Dalçık H, ed. *Klinik Yönleri ile İnsan Embriyolojisi.* İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2002;492-512
8. Wright CG. Development of the human external ear. *J Am Acad Audiol.* 1997;379-382.
9. Devranoğlu İ, Akkın SM. Dış ve orta kulak anatomisi. Devranoğlu İ, ed. *Dış ve orta kulak cerrahisi.* İstanbul: Deomed; 2011;1-10.
10. Aslan A. Kulak Anatomisi. Can Koç, ed. *Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş-Boyun Cerrahisi.* 2. Baskı. Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri; 2004;45-61.
11. Austin DF. Kulak anatomisi. In Ballenger JJ, Snow JB, ed. *Otolaringoloji Baş ve Boyun Cerrahisi.* İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2000;838-57.

12. Abbas PJ, Miller CA, Physiology of the auditory system. In Cummings CW, Fredrickson JM, Harker LA, Krause CJ, Richardson MA, Schuller DE, ed. Otolaryngology Head & Neck Surgery. 3 rd ed. St. Louis: Mosby-Year Book; 1998; 2831–74.
13. Arıncı K, Elhan A. Anatomi, 2.Baskı. Arıncı K ed. Ankara: Güneş Kitapevi; 1997;124-6.
14. Belgin E. İşitme Fizyolojisi. In Can Koç, ed. Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş-Boyun Cerrahisi. 2. Baskı. Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri; 2004;63-71.
15. Cranford JL. İşitsel sinir sisteminin fonksiyonel anatomisi. Stach BA, ed. Odyolojinin temelleri. San Diego: Plural Publishing; 2008;17-47
16. Stenfelt S, Goode RL. Bone-conducted sound: physiological and clinical aspects. Otol Neurotol.2005;26:1245-61.
17. Kim N, Homma K, Puria S. Inertial bone conduction: symmetric and anti-symmetric components. J Assoc Res Otolaryngol. 2011;12:261-79.
18. Zwislocki J. Wave motion in the cochlea caused by bone conduction. J Acoust Soc Am. 1953;25:986-9.
19. Von Bekesy. Paradoxical direction of wave travel along the cochlear partition. J Acoust Soc. Am 1955;27:137-145.
20. Tonndorf J. Compressional bone conduction in cochlear models. J Acoust Soc Am 1962;34:1127-1131.
21. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3:81-100.
22. Mudry A, Tjellström A. Historical background of bone conduction hearing devices and bone conduction hearing aids. Adv Otorhinolaryngol. 2011;71:1-9.
23. Kylén P, Arlinger SD, Bergholtz LM. Peroperative temporary threshold shift in ear surgery. An electrocochleographic study. Acta Otolaryngoli. 1977;84:393-401.

24. Tjellström A, Lindström J, Hallén O, Albrektsson T, Brånemark PI. Osseointegrated titanium implants in the temporal bone. A clinical study on bone-anchored hearing aids. *Am J Otol.* 1981;2:304-10.
25. Hough J, Vernon J, Johnson B, Dormer K, Himelick T. Experiences with implantable hearing devices and a presentation of a new device. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1986;95:60-5.
26. Granström G. Craniofacial osseointegration. *Oral Dis.* 2007;13:261-269.
27. Gottlow J, Sennerby L, Rosengren A, Flynn M. An experimental evaluation of a new craniofacial implant using the rabbit tibia model: part I. Histologic findings. *Otol Neurotol.* 2010;31:832-839.
28. Sennerby L, Gottlow J, Rosengren A, Flynn M. An experimental evaluation of a new craniofacial implant using the rabbit tibia model: Part II. Biomechanical findings. *Otol Neurotol.* 2010;31:840-845.
29. Augustin G, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S. Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill, *Int Orthop.* 2012;36:1449-1456.
30. Bayındır F, Özdemir H. İmplant stabilitesinin değerlendirilmesi: Rezonans frekans analizi, *Atatürk Üniv.Diş Hek.Fak.Derg.* 2012;5:98-104.
31. McLarnon CM, Johnson I, Davison T, et al. Evidence for early loading of osseointegrated implants for bone conduction at 4 weeks, *Otol Neurotol.* 2012;33:1578-1582.
32. de Wolf MJ, Hendrix S, Cremers CW, Snik AF. Better performance with bone-anchored hearing aid than acoustic devices in patients with severe air-bone gap, *Laryngoscope.* 2011;121:613-616.
33. Dun CA, Faber HT, de Wolf MJ, Mylanus EA, Cremers CW, Hol MK. Assessment of more than 1,000 implanted percutaneous bone conduction devices: skin reactions and implant survival. *Otol Neurotol.* 2012;33:192-198.
34. Bouhabel S, Arcand P, Saliba I. Congenital aural atresia: bone-anchored hearing aid vs. external auditory canal reconstruction. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol,* 2012;76:272-277.

35. Burrell SP, Cooper HC, Proops DW. The bone anchored hearing aid--the third option for otosclerosis. *J Laryngol Otol Suppl.* 1996;21:31-37.
36. Andersen HT, Schroder SA, Bonding P. Unilateral deafness after acoustic neuroma surgery: subjective hearing handicap and the effect of the bone-anchored hearing aid. *Otol Neurotol.* 2006;27:809-814.
37. Lieu JE. Speech-language and educational consequences of unilateral hearing loss in children. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2004;130:524-530.
38. Bishop CE, Eby TL. The current status of audiologic rehabilitation for profound unilateral sensorineural hearing loss. *Laryngoscope.* 2010;120:552-556.
39. House JW, Kutz JW Jr, Chung J, Fisher LM. Bone-anchored hearing aid subjective benefit for unilateral deafness. *Laryngoscope.* 2010;120:601-607.
40. de Wolf MJ, Hol MK, Mylanus EA, Snik AF, Cremers CW. Benefit and quality of life after bone-anchored hearing aid fitting in children with unilateral or bilateral hearing impairment. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2011;137:130-138.
41. Doshi J, Banga R, Child A, Lawrence R, Reid A, Proops D. Quality-of-life outcomes after bone-anchored hearing device surgery in children with single-sided sensorineural deafness. *Otol Neurotol.* 2013;34:100-103.
42. Pai I, Kelleher C, Nunn T, Pathak N, Jindal M, O'Connor AF. Outcome of bone-anchored hearing aids for single-sided deafness: a prospective study. *Acta Otolaryngol.* 2012;132:751-755.
43. McDermott AL, Sheehan P. Bone anchored hearing aids in children. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg.* 2009;17:488-493.
44. de Wolf MJ, Hol MK, Huygen PL, Mylanus EA, Cremers CW. Nijmegen results with application of a bone-anchored hearing aid in children: simplified surgical technique. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2008;117:805-814.
45. Kohan D, Morris LG, Romo T. 3rd: Single-stage BAHA implantation in adults and children: is it safe? *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2008;138:662-666.



46. Lee CE, Christensen L, Richter GT, Dornhoffer JL: BAHA Experience: Transcalvarial Fixture Placement Using Osseointegration Surgical Hardware, *Otol Neurotol*, 2011;32:444-447.
47. Kunst SJ, Hol MK, Cremers CW, Mylanus EA. Bone-anchored hearing aid in patients with moderate mental retardation: impact and benefit assessment. *Otol Neurotol*. 2007;28:793-797.
48. Tjellström A, Rosenhall U, Lindström J, Hallén O, Albrektsson T, Brånemark PI. Five-year experience with skin-penetrating bone-anchored implants in the temporal bone. *Acta Otolaryngol*. 1983;95:568-575.
49. de Wolf MJ, Hol MK, Huygen PL, Mylanus EA, Cremers CW. Clinical outcome of the simplified surgical technique for BAHA implantation. *Otol Neurotol*. 2008;29:1100-1108.
50. Hultcrantz M. Outcome of the bone-anchored hearing aid procedure without skin thinning: a prospective clinical trial. *Otol Neurotol*. 2011;32:1134-1139.
51. Holgers KM, Tjellström A, Bjursten LM, Erlandsson BE. Soft tissue reactions around percutaneous implants: a clinical study of soft tissue conditions around skin-penetrating titanium implants for bone-anchored hearing aids. *Am J Otol*. 1988;9:56-59.
52. Wazen JJ, Wycherly B, Daugherty J. Complications of bone-anchored hearing devices. *Adv Otorhinolaryngol*. 2011;71:63-72.
53. Falcone MT, Kaylie DM, Labadie RF, Haynes DS. Bone-anchored hearing aid abutment skin overgrowth reduction with clobetasol. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2008;139:829-832.
54. Mylanus EA, Johansson CB, Cremers CW. Craniofacial titanium implants and chronic pain: histologic findings. *Otol Neurotol*, 2002;23:920-925.
55. Deitmer T, Krassort M, Hartmann S. Two rare complications in patients with bone-anchored hearing aids. *Laryngorhinootologie*. 2003;82:162-165.
56. Scholz M, Eufinger H, Anders A, et al. Intracerebral abscess after abutment change of a bone anchored hearing aid (BAHA). *Otol Neurotol*. 2003;24:896-899.

57. McDermott AL, Barraclough J, Reid AP. Unusual complication following trauma to a bone-anchored hearing aid: case report and literature review. *J Laryngol Otol*. 2009;123:348-350.
58. Mesfin FB, Perkins NW, Brook C, Foyt D, German JW. Epidural hematoma after tympanomastoidectomy and bone-anchored hearing aid (BAHA) placement: case report. *Neurosurgery*. 2010;67:1451-1453.
59. Hol MK, Nelissen RC, Agterberg MJ, Cremers CW, Snik AF. Comparison between a new implantable transcutaneous bone conductor and percutaneous bone-conduction hearing implant. *Otol Neurotol*. 2013;34:1071-1075.
60. Işeri M, Orhan KS, Kara A, et al. A new transcutaneous bone anchored hearing device - the Baha® Attract System: the first experience in Turkey. *Kulak Burun Bogaz Ihtis Derg*. 2014;24:59-64.
61. Barbara M, Perotti M, Gioia B, Volpini L, Monini S: Transcutaneous bone-conduction hearing device: audiological and surgical aspects in a first series of patients with mixed hearing loss, *Acta Otolaryngol*. 2013;14:1-7.
62. Huber AM, Sim JH, Xie YZ, Chatzimichalis M, Ullrich O, Rössli C. The Bonebridge: Preclinical evaluation of a new transcutaneously-activated bone anchored hearing device, *Hear Res*. 2013;301:93-9.
63. Iseri M, Orhan KS, Yarıktaş MH et al. Surgical and audiological evaluation of the Baha BA400. *J Laryngol Otol*. 2015;129:32-7.
64. Bovo R. Simplified technique without skin flap for the bone-anchored hearing aid (BAHA) implant. *Acta Otorhinolaryngol Ital*. 2008;28:252-5.
65. Wade PS, Tollos SK, Naiberg J. Clinical experience with the Xomed Audiant osteointegrated bone conducting hearing device: a preliminary report of seven cases. *J Otolaryngol*. 1989;18:79-84.
66. Mulla O, Agada F, Reilly PG. Introducing the Sophono Alpha 1 abutment free bone conduction hearing system. *Clin Otolaryngol*. 2012;37:168-9.
67. Siegert R. Partially implantable bone conduction hearing aids without a percutaneous abutment (Otomag): technique and preliminary clinical results. *Adv Otorhinolaryngol*. 2011;71:41-6.

68. Håkansson B, Tjellström A, Rosenhall U. Acceleration levels at hearing threshold with direct bone conduction versus conventional bone conduction. *Acta Otolaryngol.* 1985;100:240-52.
69. van der Pouw CT, Snik AF, Cremers CW. The BAHA HC200/300 in comparison with conventional bone conduction hearing aids. *Clin Otolaryngol Allied Sci.* 1999;24:171-6.
70. Kurz A, Flynn M, Caversaccio M, Kompis M. Speech understanding with a new implant technology: a comparative study with a new nonskin penetrating Baha system. *Biomed Res Int.* 2014;2014:416205.
71. Hodgetts WE, Scollie SD, Swain R. Effects of applied contact force and volume control setting on output force levels of the BAHA Soft band. *Int J Audiol.* 2006;45:301-8.