



**T.C.  
S.B. İSTANBUL EĞİTİM VE  
ARAŞTIRMA HASTANESİ  
2. KULAK BURUN BOĞAZ VE BAŞ BOYUN CERRAHİSİ KLİNİĞİ**

**Klinik Şefi: Doç. Dr. Özgür YİĞİT**

**İNKUDOSTAPEDİAL EKLEMDE BONE-CEMENT İLE  
OSSİKULOPLASTİNİN BİOMEKANİK  
ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ:  
DENEYSEL ÇALIŞMA**

**Dr. ELA ARAZ SERVER**

**Uzmanlık Tezi**

**İSTANBUL - 2011**

## ÖNSÖZ

*Uzmanlık eğitimim süresince en iyi şekilde yetişebilmem için bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, bilimselliği ve analitik düşünmeyi öğreten, manevi desteklerini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam klinik şefim İstanbul Eğitim Araştırma Hastanesi Başhekimi Doç. Dr. Özgür YİĞİT'e ,*

*Her konuda bizlere destek olan, eğitimimizde büyük rolü bulunan değerli hocam Kulak Burun Boğaz -1 Klinik Şefi Doç. Dr. Fatih BORA' ya,*

*Engin bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, sürekli yanımda olan , emeğini esirgemeyen , gerek iş gerekse sosyal hayatta kendime örnek aldığım, tezimin her aşamalarında yardımcı olan değerli uzmanım ve ablam Op. Dr. Zeynep ALKAN ÇAKIR'a,*

*Bu tezin oluşumu ve hazırlanmasında bilgi, birikim ve yardımlarını esirgemeyen, üniverise laboratuvarının tüm koşullarını bize seferber eden, kapısını sürekli açık tutan Yıldız Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü hocalarından Prof. Dr. Ahmet ÜNAL'a ve Araştırma Görevlisi Aylin ALTINBAY BEKEM 'e,*

*Uzmanlık eğitim sürecinde her konuda desteğini hissettiğim, eğitimimde büyük katkısı olan değerli uzmanım Op.Dr. Engin ACIOĞLU'na,*

*İş disiplini ve öz verisiyle örnek aldığım, deneyim ve bilgilerinden yararlandığım değerli uzmanım Op. Dr. Suat BİLİCİ' ye,*

*Her birini tanımaktan büyük mutluluk duyduğum, üzerimde ayrı ayrı emekleri olan farklı zamanlarda çalışma fırsatı bulduğum Kulak Burun Boğaz -1 ve Kulak Burun Boğaz -2 de görev almış tüm uzmanlarıma,*

*Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan onur ve mutluluk duyduğum, sevgi ve dostluklarıyla bana destek olan tüm asistan arkadaşlarıma,*

*Asistanlığım süresince birlikte çalıştığım değerli odyoloji teknisyeni arkadaşlarım, servisimizin ve ameliyathanemizin değerli hemşire ve personellerine,*

*Bana daima hoşgürü ve sevgi ile yaklaşarak bugünlere gelmemi sağlayan her zaman varlıklarını yanımda hissettiğim ve hep yanımda olan aileme,*

*Sabrı ve şefkatiyle bana karşılıksız destek olan, varlığından güç aldığım sevgili eşime ve bana sevgilerin en güzelini yaşatan oğlum Alp'e*

*Sonsuz teşekkür ve saygılarımla...*

Dr. ELA ARAZ SERVER

# İÇİNDEKİLER

## Sayfa No

ÖNSÖZ .....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
KISALTMALAR .....	iv
TABLO LİSTESİ .....	v
ŞEKİL LİSTESİ.....	vi
RESİM LİSTESİ.....	vii
ÖZET .....	viii
SUMMARY .....	x
1. GİRİŞ ve AMAÇ .....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. KULAK EMBRİYOLOJİSİ.....	3
2.2. KULAK ANATOMİSİ.....	5
2.2.1. Dış Kulak .....	5
2.2.1.1. Aurikula:.....	5
2.2.1.2. Dış Kulak Yolu.....	6
2.2.1.3. Timpanik Membran .....	7
2.2.2. Orta Kulak.....	7
2.2.2.1. Orta kulağın duvarları: .....	8
2.2.2.2. Kemikçikler .....	10
2.2.3. İç Kulak.....	13
2.3. İŞİTME FİZYOLOJİSİ.....	17
2.4. OSSİKÜLOPLASTİ.....	22

<b>2.5. OSSİKÜLOPLASTİ MATERYALLERİ.....</b>	<b>26</b>
2.5.1. Ototogreft Materyaller.....	26
2.5.2. Homogreft Materyaller.....	27
2.5.3. Ksenogreftler.....	28
2.5.4. Sentetik Materyaller (Alloplast).....	28
<b>2.6. BİYOSERAMİKLER ve GLASS İYONOMER SEMENTLER.....</b>	<b>29</b>
2.6.1. Glass İyonomer Sement İçeriği Ve Formları .....	30
2.6.2. Glass İyonomer Sementlerin Fizikokimyasal Özellikleri .....	32
2.6.3. Glass İyonomer Sementlerin Hazırlanma Süreci ve Kullanımı .....	36
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>38</b>
3.1. Deneysel Çalışma.....	38
3.2. BASMA DENEYİ.....	40
3.3. İSTATİSTİKSEL YÖNTEM:.....	42
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>43</b>
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>50</b>
<b>6. SONUÇ .....</b>	<b>55</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>56</b>

## KISALTMALAR

<b>GİS</b>	: Glass iyonomer bone sement
<b>AIDS</b>	: Acquired Immune Deficiency Syndrome
<b>HIV</b>	: Human Immunodeficiency Virus
<b>TM</b>	: Timpanik Membran
<b>DKY</b>	: Dış kulak yolu
<b>dB</b>	: Desibel
<b>SPL</b>	: Ses basınç seviyesi
<b>HL</b>	: İşitme seviyesi
<b>SL</b>	: Hissetme seviyesi
<b>TORP</b>	: Total Ossiküler Replasman Protezi
<b>PORP</b>	: Parsiyel Ossiküler Replasman Protezi
<b>dB</b>	: Desibel
<b>Hz</b>	: Hertz
<b>P</b>	: İstatistiksel anlamlılık değeri
<b>N</b>	: Nexton
<b>Mpa</b>	: Mega Paskal
<b>SEM</b>	: Scainning electron microscopy
<b>mm</b>	: milimetre

## TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
<b>Tablo 1:</b> Austin/Kartush sınıflamasına göre kemikçik defektleri .....	25
<b>Tablo 2:</b> Biyoseramiklerin doku ile etkileşimlerine göre sınıflandırılmaları ve biyoseramik örnekleri .....	29
<b>Tablo 3:</b> Grup 1 ve 2' ye ait basma testi sonuçları. ....	46
<b>Tablo 4:</b> Gruplar arası sonuçların istatistiksel karşılaştırılması.....	47

## ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
<b>Şekil 1:</b> Koronal kesitte dış, orta ve iç kulak yapıları, önden bakış (sağ).....	5
<b>Şekil 2:</b> Sağ orta kulak boşluğu, frontal kesitte önden bakış (20).....	8
<b>Şekil 3:</b> Orta kulak kemikçikleri.....	10
<b>Şekil 4:</b> İnkudostapedial eklem açılanması (67 ).....	12
<b>Şekil 5:</b> Austin/Kartush sınıflamasına göre ossiküler defektler .....	26
<b>Şekil 6:</b> Faz 2 reaksiyonları (75) .....	33
<b>Şekil 7:</b> GİS hazırlanmasında kimyasal reaksiyonlar .....	34
<b>Şekil 8:</b> İnkus ve stapes yüzeyleri arası bone cement uygulaması sonucu oluşan arayüzey kesitinin şematik görüntüsü.....	36
<b>Şekil 9:</b> GİS ile inkus uzun kolu defektinin onarımı (sol kulak)(74).....	37
<b>Şekil 10:</b> İnkus ve stapes üzerine uygulanan kuvvetin şematik görüntüsü .....	41
<b>Şekil 11:</b> Sapma gösteren deneyin ekran görüntüsü.....	44
<b>Şekil 12:</b> Basma testinin ekran görüntüsü .....	45

## RESİM LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
<b>Resim 1:</b> GİS partiküllerinin boyutları.....	31
<b>Resim 2:</b> Kemikçiklerin masterblok üzerine yerleştirilmesi.....	38
<b>Resim 3:</b> Bone cement ile bağlantının sağlanması ve düzeneden çıkarılması.....	39
<b>Resim 4:</b> Instron 3340 Tek Kolonlu Test Sistemi.....	40
<b>Resim 5:</b> Kemikçiklerin düzeneğe yerleştirilmesi .....	41
<b>Resim 6:</b> Bağlantının koptuğu an.....	42
<b>Resim 7:</b> Ara yüzey ayrılmanın olduğu deney ve SEM fotoğrafı (yetersiz bağlantı)....	44



## ÖZET

### **İnkudostapedial Bone-Cement Ossiküloplastinin Biomekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi: Deneysel Çalışma**

**Amaç:** Bu çalışmada ossiküloplastide kullanılan cem glass iononer sement (GIS) materyelinin inkudostapedial eklem kopukluğu onarımında 2 farklı uzunluk için biomekanik özelliklerinin basma deneyi ile araştırılması amaçlandı.

**Gereç ve Yöntem:** Soğuk iş takım çeliği (cold worked tool steels 2080)' nden yapılmış bir master blok üzerinde inku ile stapes arasındaki açı 91 derecede sabit olacak şekilde inku ile stapes arasındaki mesafe 1.0 ve 2.0 mm olarak 2 ayrı deney kategorisi oluşturacak şekilde sabit olarak ayarlandı. İnkü ile stapes GIS karışımı ile yapıştırıldı. Bone-cementin çapı ölçüldü. Hazırlanan numune düzenden çıkarılıp basma testine tabii tutuldu. Deney sırasında numunenin kırılma anındaki yükü maksimum yük (Fmax, Newton) olarak saptandı. Buradan kesit alanına ( $D^2$ , mm<sup>2</sup>) bölünerek bağlantı noktasının dayancı (Rmax, MPa) olarak elde edildi. Basma deneyi çıktıları maksimum basma yükü ve basma dayancı olarak saptandı. Kırık yüzey görüntüsü Scanning electron microscop ile elde edildi. Numune tipi ve yüklemeye oluşan farklı kırık yüzeylerin resmi çekildi.

**Bulgular:** Her bir grup için 15 numunede (toplam 30 numune) sapan değerler çıkarılarak grup 1 ve 2 için ayrı ayrı değerlendirme yapıldı. Her 2 gruptan 6 numune değerlendirme dışı bırakıldı. Çıkarılan numunelerde kırılmanın bone cement ile kemik ara yüzeyinde meydana geldiği görüldü. Grup 1 için Fmax 5.4217 N, grup 2 için 6.5311 N, çap grup 1 için 1.76 mm, grup 2 için 2.18 mm bulundu. Rmax değeri grup 1 için 2.2433, grup 2 için 1.6711 olarak bulundu.

Her iki grup arasında F max açısından anlamlı bir fark tespit edilmedi (p= 0.312), grup 2'de D değeri istatistiksel olarak anlamlı derecede 1.grup deneklerine göre yüksek bulundu (p=0.006), grup 1'de Rmax parametresi istatistiksel olarak anlamlı derecede 2. grupdan yüksek bulundu (p=0.042).

**Sonuç:** İnkudostapedial eklem onarımında 2 mm uzunluk farkı onarımında 1 mm defekt onarımına göre bone cementin kırılmalık oranı %25,5 oranında artmaktadır. Bu sebeple kısa defektlerde bone-cement kullanımının daha iyi olduğunu düşünmekteyiz.

## SUMMARY

### **The Comparison of Biomechanical Properties of Glass Ionomer Cement for Repair of Incudostapedial Joint Discontinuity: Experimental Study**

**Aim:** The aim of this study is to investigate the biomechanical properties of glass ionomer cement (GIS) which is used for repair of incudostapedial joint bridge of 2 different distances by compression test.

**Material Methods:** A master block made from cold worked tool steel (2080) used to locate the incus and stapes with a 91 degree angle constant. Two experimental groups were composed according to the distances between incus and stapes which were adjusted as 1.0 and 2.0 mm. The mixture of bone cement was applied to the gap between incus and stapes and adhere them together. After the bone cement hardened, sample was taken from the master block. Diameter (D) of the bone cement part of the samples were measured. Compression tests were performed to the samples. During the test, maximum force (F<sub>max</sub>, N) was determined while the fracture. It was divided to cross sectional area (D<sup>2</sup>, mm<sup>2</sup>) to obtain strength (R<sub>max</sub>, MPa) of the adhesion. The outputs of the compression tests, which were stated as compression force and compression strength, were compared. Finally, fracture surface images were taken with Scanning Electron Microscope (SEM) and investigated according to fracture formation.

**Result:** Group 1 and 2, each have 15 samples were evaluated separately and irrelevant values were taken out of the study. Thus, 6 samples for each group were not considered. It was seen on those samples that fracture occurred between the interface of bone cement and bone, not in bone cement. F<sub>max</sub> was found for group 1 in average 5.4217 N and for group 2 in average 6.5311 N. Their diameters were approximately 1.76 mm and 2.18 mm respectively for group 1 and 2. R<sub>max</sub> was calculated as 2.2433 for group 1 and 1.6711 for group 2.

No significant difference was found between two groups in terms of Fmax ( $p=0.312$ ), D value of group 2 was significantly higher than group 1 ( $p=0.006$ ). However, Rmax value of group 1 were significantly higher than group 2 ( $p=0.042$ ).

**Conclusion:** The fragility of bone cement used in 2 mm gap increased 25,5% compared to 1 mm gap. We speculate that bone cement use in the repair of short incudostapedial defects might be more safe.

# 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Orta kulaktaki kemikçik zincir ortamdaki sesin iç kulağa iletilmesinde rol alır. Orta kulak hastalıkları bu sistemde destrüksiyona yol açarak iletim tipi işitme kayıplarına neden olurlar (1). Bu hastalıklar içinde en sık sebep kronik otitis mediadır. Kronik otitis medianın cerrahi tedavisinde patolojik sürecin elimine edilmesi yanı sıra hastalık sonucu oluşan iletim tipi işitme kaybının düzeltilmesi amaçlanır. Bu sebeple ossikuloplasti teknikleri kullanılır.

Kulak cerrahisinde 1950'li yıllardan günümüze kemikçik zincir onarımına ait bir çok teknik ve materyel tarif edilmiştir (2,3,4). Bone cement de son dönemlerde kulak cerrahisinde sıklıkla kullanılan materyallerdendir. Ucuz ve güvenilir olan bone cement kullanımı 1960'lardan günümüze özellikle diş hekimliği ve ortopedi olmak üzere, nöroşirürji, plastik cerrahi ve kulak burun boğaz dallarında giderek artan sıklıkta kullanılan; zahmetsiz, yinelenebilir, ekonomik, hastalık bulaştırma riski taşımayan (insan veya hayvan), tümüyle yapay bileşenler içeren, biyouyumluluğu kanıtlanmış bir biyomateryeldir (1,2,3,4).

Geyer, Helms, Babighian glass iyonomer sementin (GİS) otolojik cerrahide kullanımını bildiren ilk otologlardır (4,6,7,61). GİS, özellikle koklear implantta ve implante edilebilir işitme cihazı kullanımında kulak cerrahisine girmiş bulunmaktadır. Kronik otit cerrahisinde ise son yıllarda özellikle AIDS nedeniyle homogreftlerin kullanılmasının sakıncalı bulunması nedeniyle uygulama alanı bulmuştur. Son 25 yılda

2000'den fazla bone cement kullanımı rapor edilmiştir ve bunların bir çoğu dental uygulamalardır; ancak orta kulak cerrahisinde kullanımıyla ilgili yayın az sayıdadır (4).

Birçok değişik protez ve spesifik cerrahi teknik olmasına rağmen ossikuloplasti tekniklerinin işitme sonuçları hala tahmin edilememektedir ve sonuçlar geniş bir varyasyon göstermektedir. Mukozal hastalığın durumu, östaki tüp fonksiyon bozukluğu, değişen anatomi gibi hastaya ve hastalığa bağlı sebepler yüzünden klinik çalışmalarda işitme rekonstrüksiyonunun tam olarak başarısı tahmin edilememektedir. Hastalığa ve hastaya bağlı birçok sebep cerrahi olarak düzeltilmese de uygulanan cerrahi teknik, seçilen protez ve protezin uygun yerleştirilmesi ve kalıcılığı cerrah tarafından belirlenebilmektedir.

Kronik otitte en sık görülen kemikçik zincir kopukluğu inkudostapedial eklemden inkus uzun kolunun nekrozu sebebiyle meydana gelmektedir (8,9,65). Bu eklem onarımında GİS sıklıkla kullanılmaktadır. Tarif edilen ossikuloplasti tekniklerinde genellikle defektif kemik otojen ve homojen kemikler ya da alloplastik implantlar kullanılarak by-pass edilmiştir (2,3,4). Bu tarz implantlardan farklı olarak orta kulak ses iletimini sağlayan mekanizma GİS ile doğal anatomiye benzer şekilde oluşturulmaktadır.

Rekonstrüksiyonun stabilitesini ve akustik kazanımın devamlılığını sağlamak için kullanılan protez ve materyellerinin biomekanik özelliklerinin iyi bilinmesi ve GİS'in hazırlanmasında uygun karışımın miktarının ve hazırlama koşullarının bilinmesi GİS ile yapılan ossikuloplastide başarıyı arttıran unsurlardır.

GİS'in inkudostapedial eklemdenki biomekanik özelliklerinin değerlendirildiği herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu amaçla GİS materyelinin inkudostapedial eklem kopukluğu onarımında iki farklı uzunluk için biomekanik özelliklerinin ve dayanım gücünün basma deneyi ile araştırılması ve GİS için uygun defektif uzunluğun belirlenmesi amaçlandı.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. KULAK EMBRİYOLOJİSİ

İç kulak yapılarının gelişimi orta kulak yapılarının gelişiminden farklıdır. Birinci ark malleus başı ve inkus kısa bacağına geliştiği Meckel kıkırdağını oluşturur. İkinci ark malleus ve inkusun kalan parçaları, stiloid parça ile stapes alt parçalarının geliştiği Reichert kıkırdağını oluşturur. Stapes tabanı ise çift tabakalı yapıya sahip olup dış tabaka Reichert kıkırdağından ve iç tabaka ektodermal otokistten gelişmektedir (10,15).

Östaki tüpü, orta kulak kavite ve epiteli 1. faringeal poştan kaynaklanır. Timpanik kavite gelişimini 30. haftaya kadar tamamlar.

İç kulak, embriyo 2 mm uzunluğunda iken oluşmaya başlayan ve gelişimini en önce tamamlayan parçadır. Nöroektodermin başın her iki tarafından orta beyine doğru kalınlaşmasıyla otik plakod oluşur. Bu otik piti oluşturmak için hızla içe doğru çöker. Daha sonra pit derinleşir ve yaklaşır. Dudakları otokisti oluşturmak için birleşir. Sonra başlangıç yüzey epitelinden aşağı doğru uzar (10,15).

Otokist sıvı ile dolu olup ektoderm kaynaklıdır ve primitif endolenfatik veya membranöz labirenti oluşturur. Embriyo 6-7 mm boyuna ulaştınca otokist utrikulosakküler ve endolenfatik parçalara ayrılır.

Otokistten ayrılan bir hücre grubu vezikül ile rhombensefalonda arasında statoakustik ganglionu oluşturur. Daha sonra statoakustik ganglion üst ve alt olarak ikiye ayrılarak bir taraf işitme duyusu için Corti organına; diğer taraf ise denge duyusu için duktus semisirkularis ve utrikulus içine doğru ilerler (10,15).

Aurikula 6. haftada 1. ve 2. brankial arklardan gelişmeye başlar ve 3. ayda birleşirler. Embriyonik evrede meatusu ektodermal hücreler doldurarak fetal evrede bu meatal tıkaç rezorbe olur ve medialdeki uç timpan zarının dış tabakasını oluşturur (11).

Temporal kemik embriyolojik olarak petromastoid, skuamöz, stiloid ve timpanik olmak üzere dört esas parçadan oluşmaktadır (10,12,15).

Petromastoid kısım otik kapsülden gelişir. Otik kapsül başlangıçta otokist çevresinde bir mezenkimal yoğunlaşma olarak ortaya çıkar (4.,5. haftada). Sonra kırıldaklaşır (6. haftada) ve daha sonra da bir çok odaktan kemikleşmeye başlar (13-14. haftada). Petröz kısımdan kaynaklanan kanat benzeri bir oluşum, timpan boşluğu üzerine doğru büyür ve tegmen timpani adı verilen tavanı oluşturur. Tegmen, gittikçe daha fazla olarak skuamöz kısım tarafından örtülür. Doğumdan sonra mastoid bölüm anteroinferior yönde büyüyerek mastoid çıkıntıyı oluşturur ve bu da, yaklaşık 1 ila 2 yılda belirgin bir çıkıntı haline gelir. Pnömatizasyon yaklaşık doğumda başlar (10,12).

Stiloid kısım ise 2. farengeal ark kırıkdağından gelişir. Stiloid çıkıntının proksimal parçası doğumdan önce, distal parçası ise doğumdan sonra kemikleşir. Petromastoid parça ile kaynaşması postnatal 1. yılda gerçekleşir (10,15).

Skuamöz kısım 8 ile 8.5 haftada kalvaryumun yan tarafında intramembranöz olarak kemikleşmeye başlar. Zigomatik çıkıntıyı ve mandibuler fossayı içerir. Postnatal 1. yılda petromastoid parça ile kaynaşır.

Timpanik parça başlangıçta 8 ila 9. haftalarda intramembranöz olarak kemikleşmeye başlayan, tam olmayan bir halka olarak gelişir. Skuamöz ve timpanik parçalar skuamo-timpanik fissürde birleşir. Skuamo-timpanik fissür mediale doğru izlendiğinde tegmen timpaninin alt sınırını gösterir. Böylece, petroskuamöz ve petrotimpanik fissürleri oluşturur. Timpanik halka doğumdan kısa bir süre önce skuamöz parça ile birleşir ve doğumdan sonra da timpanik plağı oluşturmak için laterale ve

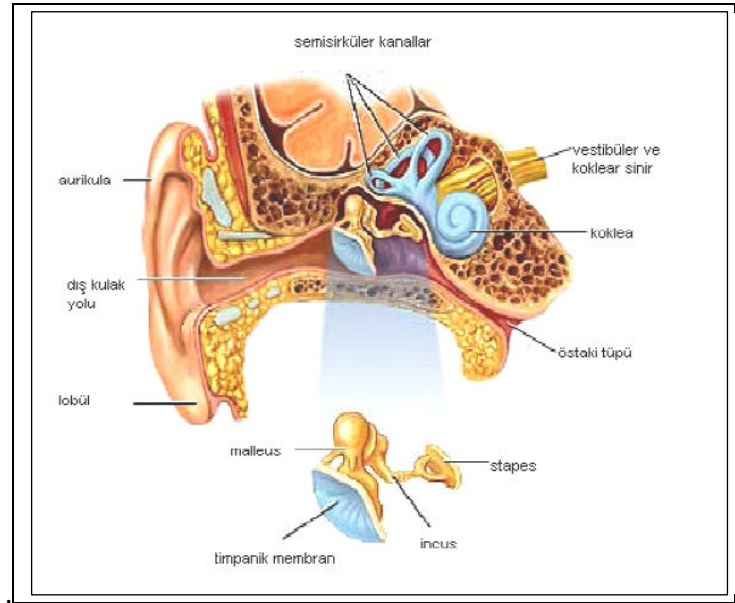


inferiora doğru büyür. Büyümesi sırasında meatusun tabanında küçük, geçici bir foramen oluşturabilir. Timpanik plak stiloid çıkıntının kılıfını oluşturur (10,12).

## 2.2. KULAK ANATOMİSİ

İşitme ve dengenin periferik organı olan kulak, temporal kemik içerisine yerleşmiş, görevleri ve yapıları birbirinden farklı üç parçadan oluşur (Şekil-1):

- 1–Dış kulak
- 2–Orta kulak
- 3–İç kulak



**Şekil 1:** Koronal kesitte dış, orta ve iç kulak yapıları, önden bakış (sağ)

### 2.2.1. Dış Kulak

Dış kulak da üç kısma ayrılarak incelenir:

#### 2.2.1.1. Aurikula:

Aurikula, her tarafından sıkıca yapışmış deri ile kaplı düzensiz şekilli elastik kıkırdak tabakadan oluşur. Aurikula kıkırdağı serbest kenarı, üstte ve arkada öne doğru çevrilir ve bir kabartı yapar; buna heliks denir. Heliks, önde “crus helix” ile devam eder. Heliks ile antiheliks arasında bir çukur bulunur; buna *scapha* denir. Helixin serbest

kenarı üstünde küçük bir çıkıntı bulunabilir. Buna da *tuberculum auricula* denir. Aurikula dış yüzünün en derin yeri *concha auricula* adını alır. Bu çukurluk krus heliks tarafından ikiye bölünür: Üstte kalan kısım *cymba concha* olarak adlandırılır; küçüktür. Altta kalan çukur ise daha büyüktür ve *cavum concha* ismini alır. Kavum konka dış kulak yolu (DKY) ile bağlantılıdır. Önde tragus tarafından sınırlanır. Tragus, heliks kökünden derin bir oluk (*insisura anterior*) ile ayrılır. Burada kıkırdak bulunmaz. Burası endaural insizyonların yapıldığı yerdir. Bazen tragusun üstünde küçük bir çıkıntı bulunur; buna *tuberculum supratragicum* denir.

Kavum konkayı alttan bir çıkıntı (*antitragus*) sınırlar. *Antitragus*, *tragusa* göre daha aşağıda bulunur. İkisi arasında derin bir çentik (*incisura intertragica*) vardır. Kavum konka arka ve üst kısımlarda yarım daire biçiminde bir çıkıntı (*antiheliks*) ile sınırlanır. *Antiheliks*, *antitragustan* altta pek derin olmayan bir oluk (*posterior auriküler sulkus*) ile ayrılır. Yukarıda *antiheliks* iki parçaya ayrılır; bunlara *crura antihelicis* adı verilir. Bunların arasında kalan küçük üçgen çukura *fossa triangularis* denir (13,77).

Aurikulanın üç tane ekstrensek kası vardır: *M. auricularis superior*, *anterior* ve *posterior*.

#### **2.2.1.2. Dış Kulak Yolu**

Erişkin bir insanda dış kulak yolu yaklaşık olarak 2,5 cm uzunluktadır. Sesin timpanik membrana iletiminde kanal görevi görür. Lateral 1/3 bölümü aurikulanın elastik kartilajından oluşur. DKY medial 2/3 bölümü kemiktir (16).

DKY, derinin devamı olan çok katlı yassı epitel döşer. Submukozada kıl follikülleri, yağ bezleri ve modifiye ter bezi olan seruminoz bezler bulunur. Seruminoz bezler kahverengimsi, yarı katı bir yağ ve mum karışımı olan serumeni (kulak kiri) üreten, kıvrımlı tubuler bezlerdir. Dış kulak yolunun duvarı dış üçte birinde elastik kıkırdak ile desteklenirken, kanalın iç kısmına desteği temporal kemik verir (15).

DKY 1/3 dış kısmının cildi, kıl follikülleri, sebace glandlar ve serümen salgılayan modifiye apokrin glandlar gibi çeşitli adneksiyal yapılar içerir. DKY medial 2/3 kısmı adneksiyal yapılar açısından oldukça fakirdir ve periost üzerinde çok ince bir kat uzanır (16).

### 2.2.1.3. Timpanik Membran

Vertikal çapı 9-10 mm, horizontal çapı ise 8-9 mm'dir. Alt kısmı üste göre 5-6 mm daha medialde olan zarın ortalama kalınlığı 0.074 mm olarak hesaplanmıştır. En kalın bölüm yaklaşık 0.09 mm kalınlıkla annulusa yakın kısım ve ön-üst kadrandır. En ince bölüm ise yaklaşık 0.055 mm kalınlıkla arka-üst kadrandır. Zarın orta kısmında manubrium malleinin zarı yaptığı kabartıya stria mallearis adı verilir. Stria mallearisin üst ucunda prominentia mallearis adı verilen ve malleusun processus lateralisinin oluşturduğu bir çıkıntı mevcuttur. Prominentia mallearisten öne ve arkaya doğru ilerleyen plikalara plika mallearis anterior ve posterior denir. Bu plikaların üst kısmında kalan zar parçasına pars flaksida, alt kısmında kalan zar parçasına ise pars tensa adı verilir. Pars tensa'da umbodan başlayıp öne ve aşağı doğru olan üçgen şeklindeki parlak alana Politzer üçgeni (ışık üçgeni) denir (17,18). Timpanik membran dış yüzeyi ince bir epidermis tabakası ile, iç yüzeyi ise timpanik kavitenin epiteli ile devam eden tek katlı kübik epitelle örtülüdür. Timpanik membranın ön üst kadranı gevşek ve daha saydamdır, çünkü burada bağ dokusu tabakası daha incedir. Bu bölge Schrapnell membranı olarak bilinir .

Timpanik membran dıştan içe doğru üç tabakadan oluşur (17,18):

1–Kutanöz Tabaka: DKY'nu örten derinin devamıdır.

2–Fibröz Tabaka: Lamina propria adı da verilen bu tabaka radial ve sirküler tarzda seyreden liflerden yapılmıştır.

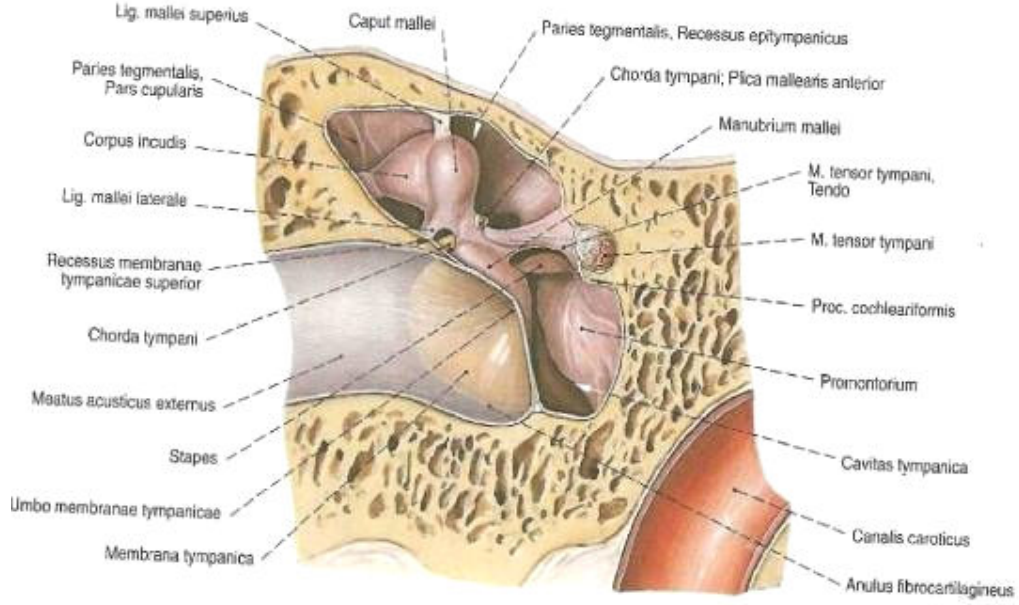
3–Mukozal tabaka: Cavum timpaniyi örten mukozanın devamıdır.

### 2.2.2. Orta Kulak

Orta kulak, timpanik membran ve iç kulak arasında yerleşmiş bir boşluktur. Tuba östaki aracılığı ile dış ortamla ve aditus yolu ile mastoidin havalı boşlukları ile bağlantılıdır (13).

Orta kulağın hacmi  $0.5 \text{ cm}^3$  olarak kabul edilmektedir. Düşey ve ön arka uzunlukları hemen hemen eşittir (yaklaşık 15 mm). Ancak, bu genişlikler her yerde aynı değildir. Bu nedenle, orta kulak boşluğu, şekli düzensiz bir dikdörtgenler prizmasını

andırır. Orta kulağın yüksekliği ön altta, karotid kanalın yaptığı tümsek yüzünden azalır. Önde östaki borusunun ağzında yüksekliği yaklaşık 7 mm iken; arkada aditus hizasında 15 mm'dir. Aynı şekilde, orta kulağın medio-lateral yöndeki genişliği de promontoryumun tümsekliği yüzünden altta daha azdır. Tegmen hizasında 7 mm olan genişlik, umbonun çöküntüsü ve promontoryumun çıkıntısı yüzünden altta 1.5 - 2 mm'ye kadar iner (13).



**Şekil 2:** Sağ orta kulak boşluğu, frontal kesitte önden bakış (20)

### 2.2.2.1. Orta kulağın duvarları:

Timpanik kavitenin üst duvarı ya da tegmen timpani, temporal lop durası altında yerleşmiş ince bir kemik tabakadır. İnkus ve malleusun asıcı ligamanları bu bölgeye yapışır (16).

Timpanik kavitenin ön duvarı, ya da protimpanum; petröz karotid arterin vertikal segmenti, östaki tüpü ve semikanalis m. tensör timpani tarafından oluşturulur (16,19).

Timpanik kavitenin medial duvarında (paries labyrinthicus) da birçok girintiler ve kabartılar vardır. Medial duvarın en önemli kabartısı, promontorium, yani kokleanın bazal turuna (basis cochlea) ait tümsektir. Promontorium, ponticulus denilen bir kemik köprü ile eminentia piramidalise bağlanır. Ponticulustan aşağıya doğru yuvarlak pencerenin (fenestra cochlea) arkasında vertikal olarak inen oluşum subiculum promontorii adını

alır. Timpanik kavite medial duvarındaki başlıca iki çukur; oval pencere nişi (fenestra vestibuli) ve yuvarlak pencere nişidir (fossula fenestra cochlea). Oval pencere nişinin hemen yukarısında n.fasialisin horizontal segmenti yer alır (16,19).

Boşluğun tabanı (paries jugularis), bulbus jugularisin üzerini örter. Tabanın arka tarafında processus styloideus kökünün oluşturduğu tümsek yer alır (16).

Arka duvar (paries mastoideus), orta kulak ile mastoid boşluk arasındaki duvardır. Orta kulak ile mastoid arasında yer alan bağlantıyı bu duvarda yer alan geçiş yolları sağlar. Arka duvarın üst parçasını (arka duvar ile üst duvarın birleştiği köşe) aditus ad antrum yapar. Buradan mastoid hücrelerin girişinde yer alan en büyük havalı boşluğa geçilir. Aditusun altında, oval pencere karşısında piramide benzetilen bir kemik çıkıntısı vardır. Buna eminentia pyramidalis denir. Eminentia pyramidalis içinde m. stapedius bulunur. Buradan çıkan tendon stapesin arka bacağı üstünde stapes boynuna, bazı yazarlara göre de stapesin başına yapışır. Eminentia pyramidalis, fasial sinirin ikinci parçası ile çok yakın komşuluk gösterir (13).

Arka duvarın dış kısmında apertura kanalikuli korda timpani denilen bir foramen bulunur. Bu delikten korda timpani orta kulak boşluğuna girer. Plica malleolaris posteriorun arkasında inkus uzun kolu ile manubrium arasından öne doğru seyredir. Korda timpani fossa inkudis ve lateral semisürküler arasında kalan bölgeye fasial reses denir. Bazı yazarlar buna posterior sinüs ya da suprapiramidal reses adını verirler. Burası fasial sinirin ikinci dirseği ile komşudur (13).

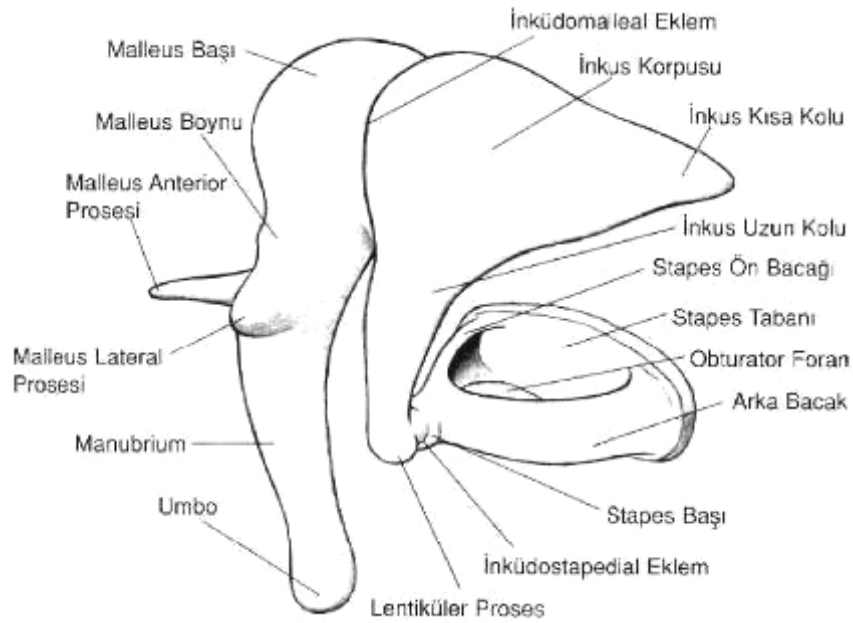
Arka duvarın ön kısmında önemli bir nokta da processus cochleariformis'tir. Bu nokta kronik otit cerrahisinde fasial sinirin tanınması bakımından son derece önemlidir. Processus cochleariformis malleusun boynunun hemen arkasında m. tensör timpaninin yapıştığı küçük bir çıkıntıdır. Fasial sinir horizontal parçası kokleriform proçesin hemen arkasından geçer. Malleus, çoğu kronik otit vakasında sağlam kaldığı için fasial sinirin belirlenmesinde işaret noktası olarak kullanılır (13).

Orta kulağın dış yan sınırını timpanik membran (TM) yapar. Bu membran eliptik ve hafifçe konik şekillidir. Bu koninin apeksinde; manubriumun, yani malleusun uzun çıkıntısının alt ucunu gösteren umbo yer alır. Erişkinde TM, dış kulak kanalının üst duvarı ile yaklaşık 140 derecelik bir açı yapar. Manubrium mallei, umbo ve lateral çıkıntı

üzerinde zara sıkıca yapışıktır. Malleusun lateral çıkıntısından başlayıp ön ve arka timpanik spinalara uzanan anterior ve posterior malleolar plika mevcuttur. Plikaların yukarısında kalan zar bölgesi pars flaksida (Schrapnell membranı); aşağısında kalan ise pars tensa adını alır. Pars tensanın periferik kenarı kalınlaşarak anulus fibrocartilagineus'u yapar. Bu halka TM'ı sulkus timpanikus denilen bir oluk içinde tutmaya yarar. Anulus ve sulkus timpanikus, pars tensanın tüm dış kenarı boyunca kesintisiz mevcut iken bunun hemen yukarısında yer alan ve pars flaksidanın yerinin tespit edilmesini sağlayan Rivinus çentiği bölgesinde bulunmaz (16).

### 2.2.2.2. Kemikçikler

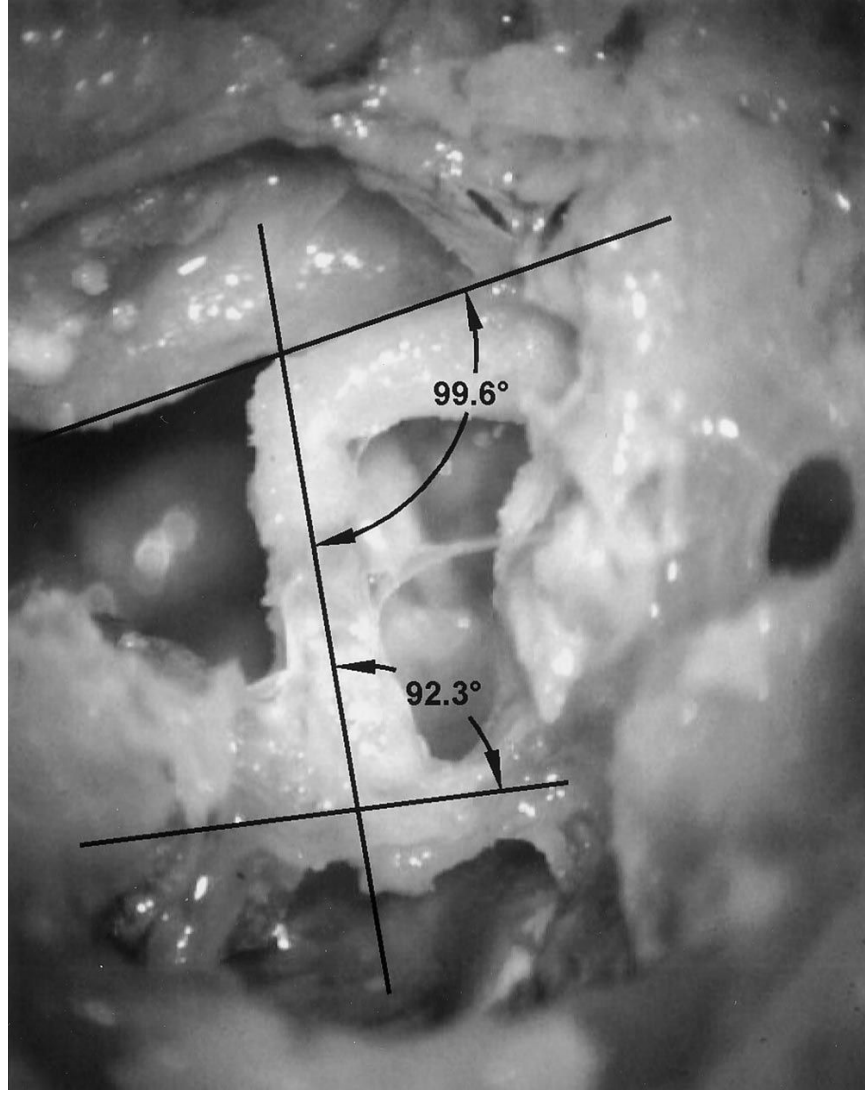
Orta kulak boşluğunda kulak zarı ve iç kulak arasında yer alan üç tane hareketli, küçük kemikçik vardır: Malleus, inkus ve stapes. Bunların en dışta ve büyük olanı malleus; en içte ve küçük olanı ise stapestir. Kemikçikler timpan boşluğunun üst ve arka kısmında yerleşmişlerdir. Birbirleri ile az oynar eklemler yaparlar ve bir zincir meydana getirirler. Bu zincir, kulak zarı ile iç kulak arasında ses titreşimlerini iletici bir rol oynarlar. Kemikçikler orta kulak boşluğuna ligamantöz bağlarla tutunurlar (Şekil-3) (13,19).



**Şekil 3:** Orta kulak kemikçikleri

Malleus; Kemikçiklerin en büyüğü ve dışta olanıdır. Fetal hayatın 4. ayında gelişmeye başlar ve 6. ayda kemikleşmeyi tamamlar. Manubrium, kaput, kollum, processus brevis/lateralis ve processus anterior olmak üzere beş kısımdan oluşur. Kaput attik boşluk içinde yerleşirken, kollum timpanik membranın pars flaksida kısmı arkasında uzanır. Manibrium ve capitulum arasında 130° açı vardır. Manubrium, timpanik membran içine gömülmüştür ve kulak zarı ile beraber titreşmektedir. Tunika propria lifleri için bir tutunma yeri vazifesi görür. Manubriumun ortalama uzunluğu 6.3 mm olarak bulunmuştur (13,77). Tensor timpani kası tendonu malleusun boynuna ve manibriumun üst ucunun medial yüzüne yapışır. Bu kas manibriumu mediale çekerek kulak zarı içe doğru çeker. Kaput üzerindeki eklem yüzeyi, inkus üzerindeki benzer bir yüzeye tokalanmak üzere çentiklenmiştir. Malleusun başı inkusun korpusu ile sinoviyal eklem yapar. Bu eklem dar bir boşluğu ve ince bir eklem ligamanı vardır. Malleus, yukarıda tegmene tutunan ligamentum mallei superius ve processus brevis tabanı ile Rivinus çentiği kenarı arasında yer alan ligamentum mallei lateralis aracılığıyla asılmış durumdadır (17,77).

İnkus, fetal hayatın 4. ayında gelişmeye başlar ve 6. ayında kemikleşmeyi tamamlar. Gövde ve iki adet (kısa ve uzun) koldan oluşur. İnkus gövdesi caput mallei ile eklem yapar ve onun yuvarlaklığına uyan bir çukurluk gösterir. Kısa kol yaklaşık 5 mm'dir. Horizontal olarak arkaya doğru gider. İnkus posterior ligament ile fossa inkudise, superior ligament ile epitimpanik resese tespit edilmiştir. Kısa kolun ucunda kıkırdak bir kısım bulunur. Uzun kol ise 7 mm uzunluğundadır. Her iki kol arasında yaklaşık 100 derecelik bir açı bulunur. Uzun kol, manubriumun arka ve iç tarafında ve hemen hemen ona paralel bir seyir izler. Ucunda processus lenticularis denilen ve stapes başı ile sinoviyal eklem yapan bir kısım vardır (13,19). Skinner ve arkadaşları 13 kadavra üzerinde yaptıkları çalışmasında inkudostapedial eklem açısını  $93.03^{\circ} \pm 8.27^{\circ}$  olarak tespit etmişlerdir (Şekil-4) (67).



**Şekil 4:** İnkudostapedial eklem açılanması (67 )

Stapes, ortalama 3.5 mm uzunluğunda ve 2.5 gr ağırlığındadır. Vücudun en küçük kemiğidir. Bir baş, iki bacak ve bir tabandan oluşur. Fetal hayatın 4. ayında kemikleşmeye başlar, 6. ayında kemikleşmesi tamamlanır. Taban oval pencereye oturur ve ligamantum annulare denilen bir bağ ile oval pencere kenarlarına yapışır. Tabanın orta kulak yüzü düzdür. Bazen konveks olabilir. Vestibuler yüzü ise genellikle konkavdır. Bacaklara gelince, ön bacak daha kavislidir. Arka bacak ise daha düzdür. Bacakların içe bakan kısımları olukludur. Bacaklar arasındaki açıklık foramen obturatorum adını alır ve bir membran ile örtülüdür (membrana obturatoria). Bacaklar üstte birbirleri ile birleşir ve arkusu tamamlarlar. Baş ve arkus arasında collum bulunur. Arka bacağın üst kısmında pürtüklü bir yüzey farkedilir. Buraya stapes kasının tendonu yapışır (13,77).



Kemikçikleri orta kulağa iki kas ve dört ligament bağlar. M. tensor timpani cavum timpaninin ön duvarındaki semicanalis musculi tensor timpaniye tutunarak başlar ve arkaya dış yana doğru uzanarak manubrium malleiye tutunur. Bu kasın siniri n.mandibularisin n. pterigoideus medialis dalından gelir ve kasıldığında kulak zarını gerer. Diğer kas ise piramidal eminente bulunan ve tendonu caput stapediusa tutunan m. stapediustur. Bu kasın siniri ise n. fasialisin dalı olan n. stapediustur. M. stapedius kasıldığında tabanı oval pencereden uzaklaştırır ve iç kulağa giden ses enerjisini azaltır. Dört bağdan üçü malleusa (anterior, süperior, lateral ligamentler), biri incusa (ligamentum posterior) yapışır (17,77).

### 2.2.3. İç Kulak

İç kulak petröz kemikte, kemik labirent içinde yerleşmiş nöromembranöz bir yapıdır. Anatomik olarak labirent terimi posterosüperior yerleşimli semisirküler kanalları, anteroinferior yerleşimli koklea ve vestibülü ifade etmektedir. Her biri yaklaşık 1 mm çapında olan üç kemik semisirküler kanalı (lateral, süperior, inferior) perilenf denen sıvı doldurur. Perilenf vestibül, kokleanın skala vestibülisi ve skala timpanisini de doldurmaktadır. Skala timpanideki perilenf yuvarlak pencere yakınlarından başlayan akuaduktus koklearis denilen ve çoğunlukla ağısı bir fibröz doku ile dolu olan kanal aracılığıyla subaraknoid boşluktaki serebrospinal sıvı ile ilişkidir (13,17,).

Vestibül yaklaşık olarak 4 mm çapında oval şekilli bir kavitedir. Timpanik kavitenin medialinde lokalize olmuştur. Timpanik kavite fenestra koklea ve vestibülü ile ilişkilidir (16,77).

Otik kapsül içinde iç kulağın esas yapısı olan otik labirenti çevreleyen periotik labirent vardır. Otik labirent, endolenf içeren ve birbirleriyle devamlılık halinde olan epitel ile döşeli bir takım tüpler ve boşluklar sisteminden oluşmuştur.

Otik labirent ayrı fonksiyonlara sahip birbirleriyle bağlantılı süperior parça (vestibüler labirent), inferior parça (koklea), endolenfatik duktus ve kese olmak üzere üç parçadan oluşmuştur (13,17).

Vestibüler otik labirent sakkulus, utrikulus ve semisirküler duktuslardan oluşur. Utriküler duktus, utrikulusun ön yüzünden ayrılır ve ön duvarın çevresinde arkaya

doğru kıvrılır. Utriküler duktus, sakkulustan gelen benzeri bir kanal (sakkuler duktus) ile birleşerek endolenfatik duktusu oluşturur. Endolenfatik duktus, vestibüler akuaduktus denilen kemik kanal içinde yerleşmiştir.

Vestibüler akuaduktusun terminal parçasında endolenfatik duktus genişler ve endolenfatik keseyi oluşturur. Endolenfatik kese kemik akuaduktusun içinde yerleşmiştir.

Endolenfatik duktusun distal eksternal parçası dereceli olarak düz hale gelir ve petröz kemiğin arka yüzünde, sigmoid sinüse çok yakın olarak durada sonlanır (13,17).

Sakkulus, utrikulusa benzer ama utrikulusdan daha küçüktür. Küçük bir duktus, sakkulusun duvarından ayrılarak vestibülün tabanında seyrederek koklear duktusa girer ve duktus reuniens olarak adlandırılır. Duktus reuniens koklea ile labirentin diğer kısımları arasındaki tek bağlantı yeridir (16,17).

Koklea iç kulağın işitme sistemi ile ilgili olan spiral şekilli, yaklaşık olarak 35 mm uzunluğunda, 5 mm yüksekliğinde, en geniş tabanında 9 mm çapında koni seklinde, iki tam  $\frac{3}{4}$  kıvrım yapmış yapıdır. Koklea skala vestibüli, skala media (duktus koklearis) ve skala timpani olarak üç bölümden oluşur (13,17).

Koklea, koklear kıvrımları ayırmaya yarayan modiulus denilen bir yapı ile desteklenir. Sekizinci sinirin işitsel parçasının fibrilleri modiulus içinde ve kemik spiral lamina içindeki küçük kanallar boyunca ilerleyerek tüylü hücrelerde sonlanırlar. Bu nöronların hücre görevleri spiral lamina tabanında modiulus boyunca gruplanarak spiral ganglionu oluşturur (13,17).

Koklear duktus (skala media) üçgen seklindedir. Skala media ile skala timpani arasındaki sınırı kemik spiral laminanın radial fibröz uzanımı olan baziller membran yapar. Baziller membranın yüzeyinde isitmenin end organı olan korti organı bulunur. Duktus koklearis ve skala vestibüli arasındaki sınırı ise iki hücre tabakasından oluşmuş reissner membranı yapar (13,17).

Skala timpani, yuvarlak pencere vasıtasıyla orta kulakla bağlantılıdır. Skala timpaninin sonu ile subaraknoid mesafe arasını bağlayan kemik pasaja “koklear akuaduktus” adı verilir. Bu akuaduktus, spinal sıvı ile perilenf arasındaki değişime izin

verir. Skala vestibüli ise direkt olarak vestibüle açılır. Skala vestibuli ile skala timpani arasındaki ilişkiyi sağlayan yapıya ise “helikotrema” adı verilir (13,17).

Korti organı destek hücreleri, tüylü hücreler ve tektoryal membran denilen jelatinöz bir yapıyı ihtiva eden kompleks bir yapıdır. Şekil 2’de iç kulak yapıları şematik olarak gösterilmiştir (13,17).

Tüylü hücreler, tek sıra iç tüylü hücreler ve 3-5 sıra dış tüylü hücreler şeklinde yerleşmişlerdir. İç ve dış tüylü hücreleri iç ve dış pillar hücreleri tonofibrilleri ile oluşturulan ters “V” şeklinde yapı ile ayrılmışlardır. Pillar hücreleri arasındaki mesafe korti tüneli olarak adlandırılır ve burada endolenften farklı bir sıvı olan kortilenf bulunur (13,17).

Tüylü hücreler falengeal hücreler tarafından desteklenmektedir. Diğer destek hücreleri hensen hücreleri, klaudius hücreleri ve sınır hücreleridir.

Tektoryal membran santral olarak limbus tarafından desteklenmektedir. Limbus kemik spiral lamina üzerine yaslanan kalın bir hücre tabakasıdır ve aynı zamanda reissner membranında tutunmasına yardımcı olur. Tektoryal membran serbest kenarında hensen hücrelerine sıkıca tutunarak tüylü hücrelerin silyalarını ihtiva eden tüylü hücreler ile tektoryal membran arasındaki bir mesafe oluşumunu sağlar (13,17).

Tüylü hücreler birkaç nöron tarafından innerve edilirler. Tüylü hücrelerde biri afferent, diğeri efferent fonksiyonundan sorumlu iki tip sinir sonlanması vardır. Bazende tek nöron birkaç tüylü hücreyi innerve etmek üzere bölünebilir. İç kulak içindeki alıcı organlar esas olarak aynı yapılardan oluşmuştur. Fakat her bir özel mekanik stimullara cevap verecek tarzda organize olmuşlardır (13,17).

Membranöz koklea, korti organını içerir. Utrikulus, semisirküler kanallar ve sakkulus ise durum ve hareket hissi reseptörlerini içermektedir. Duktus ve sakkus endolenfatikusun iç kulaktaki hidrolik basıncın düzenlenmesi ile ilgili oldukları düşünülmektedir (16).

Nöronlar kemik spiral laminanın kanalcıklarında ilerleyerek laminanın tabanında spiral ganglion hücreleri ile buluşurlar. Daha sonra aksonlar modiulusun merkezindeki

kanallar içinde ilerleyerek sekizinci sinirin isitsel parçasını oluşturlar. Bu fibrillerde iki koklear nukleus (dorsal ve ventral) bölgesinde, ponsa girerler (13,17).

Perilenfatik sıvı kimyasal ekstrasellüler sıvılarda olduğu gibi düşük potasyum ve yüksek sodyum konsantrasyonuna sahiptir. Endolenfatik sıvı ise hücre içi sıvı niteliğinde elektrolit yoğunluğuna sahiptir ve yüksek potasyum, düşük sodyum içerir (13).

Lawrence (78), insanda toplam  $78.3 \text{ mm}^3$  perilenf,  $2.76 \text{ mm}^3$  endolenf olduğunu bildirmiş ve iç kulak sıvılarının fonksiyonlarını şöyle sıralamıştır:

1. İç kulaktaki hücrelerin kanla ilişkisini sağlayarak hücrelere besin temin etmek ve onların katabolik ürünlerini uzaklaştırmak,

2. Enerji değişimi için uygun ortam sağlamak,

3. Titreşimleri stapes tabanından enerji değişimi yapan elemanlara iletmek,

4. Basıncın, sistem içinde dağılmasını sağlamak.

İç kulak sıvılarının kaynağı kesin belli değildir. Ancak büyük olasılıkla perilenf, beyin omurilik sıvısı filtrasyonu ile endolenf ise stria vaskularis ve vestibüler labirentinde bulunan dark hücrelerinden salgılanma ile oluşur. Baziller membran üzerindeki kan damarları kortilenfin kaynağı olarak kabul edilmektedir.

Kortilenf ve perilenf yüksek sodyum içermeleri nedeniyle birbirlerine benzemekle beraber, hem kaynaklarının farklı oluşu hem de perilenfin tüylü hücreleri için toksik oluşu bakımından birbirlerinden farklıdır (13,17 ).

### 2.3. İŞİTME FİZYOLOJİSİ

İşitme, dışardan gelen ses dalgalarının dış kulak, orta kulak ve iç kulak aracılığı ile beyin sapından geçip korteksteki işitme merkezi tarafından algılanmasıdır. İşitmenin meydana gelebilmesi için bir ses kaynağı, ses dalgalarını ileten bir ortam ve bunları algılayan reseptör organ kulak gereklidir (13,16).

Ses, bir enerji kaynağından yayılan titreşimlerin katı, sıvı ve gaz ortamlarda moleküllerin sıkışıp gevşemesiyle ortaya çıkan enerjidir. Bir saniyedeki titreşim sayısı o sesin frekansını verir. Ses dalgasının amplitüdü ise o sesin şiddetini oluşturur. Normal insan kulağı her titreşimi ses olarak algılayamaz. 20 ile 20000 Hz frekans arasındaki sesleri işitebilecek kabiliyettir (13). Ses dalgalarının hızı bulunduğu ortamın yoğunluğuyla ilişkilidir. En hızlı katı ortamlarda ilerler (3013 m/sn). Suda daha yavaş (1437 m/sn), havada ise sudakinin dörtte biri kadardır (344 m/sn) (16,76).

Desibel (dB) iki ses şiddetinin birbirine oranının logaritmik ifadesidir. Desibel lineerdir. Yani ses enerjisinin örneğin 5 dB'den 7 dB'e çıkmasındaki logaritmik artış, 1 dB'den 3 dB'e çıkmasındaki artıştan daha büyüktür. Desibel rölatif bir ölçüm şeklidir. Yani 0 dB ses olmadığı anlamına gelmez. Ses basınç seviyesi (SPL), işitme seviyesi (HL), hissetme seviyesi (SL) gibi birimlerle ifade edilir (76).

0 dB HL; normal kulağa sahip bir kişinin, herhangi bir frekansta verilen saf ses uyarılarının en az % 50'sini doğru alabildiği en düşük ses şiddeti seviyesidir. Normal insan kulağı her frekansda aynı hassasiyette olmadığından dB HL geliştirilmiştir. Örneğin insan kulağı 250 Hz'de 0 dB SPL şiddetindeki sesi duyamaz. Ancak sesin şiddeti 26,5 dB SPL şiddetine yükseltirse ses duyulabilir hale gelir. Bu 250 Hz için 26,5 SPL şiddetindeki ses için 0 dB HL anlamına gelir (76).

Sesin iç kulağa iletimi için; hareketli ve pozisyonu normal bir timpanik membran, normal bir kemik zincir ve bunların yanında orta ve dış kulak yolları arasında eşit hava basıncı gereklidir. Ses enerjisi kokleaya sadece orta kulak iletim mekanizmasıyla değil (hava iletimi), aynı zamanda ses alanında yerleşmiş ve vibrasyona uğrayan kafa kemikleri yoluyla da iletilir (kemik iletimi) (13,17).

Hava yolu iletiminde dış ortamdan gelen ses dalgalarının karşılaştığı ilk organ kulak kepçesidir. Kulak kepçesi, sesleri toplamaya ve dış kulak yoluna iletmeye yarar. Ayrıca yapı özelliği nedeniyle sesi süzme ve amplifiye etme görevi de vardır.

Dış kulak yolu (DKY), ses dalgalarını kulak zarına iletir. Ancak görevi sadece sesi iletmek değildir. Ses enerjisi aynı zamanda DKY'de amplifiye edilerek kulak zarına nakledilir. Bu durum dış kulak yolunun bir rezonatör olmasından kaynaklanır. Kulak yolunun rezonans frekansı olan 3000-4000 Hz'lerde bu amplifikasyon en yüksek seviyeye, özellikle 4000 Hz'de 120 dB'e ulaşır.

Timpanik membran sesin alıcısı ve transformatörüdür. Zar sesin geliş açısını değiştirerek her iki pencereye aynı anda ses iletimini engeller. Böylece faz farkının oluşmasına katkıda bulunmuş olur. Zarın en çok alt kısmı titreşmektedir. Annulus ile umbo titreşmemektedir. Ses zardaki fibröz tabaka yardımıyla manibrium malleide biriktirilir. Bu şekilde manibriuma iki kat arttırılmış olarak gelir. Buna tahtarevalli etkisi (catenary lever) denir (13,16).

Ses enerjisinin bir gaz ortamından sıvı ortama iletilmesi belli bir oranda enerji kaybına yol açar. Havadan suya geçen ses enerjisi ortalama 30 dB kadar kayıp vermektedir. Sesin orta kulaktan iç kulağa transferinde de aynı ortamların bulunduğu, aynı enerji kaybının meydana geldiği bilinmektedir. Kemik zincir, sesin basınç transformasyonundan ve orta kulak (hava ortamı) ile iç kulak (sıvı ortamı) arasındaki impedans adaptasyonundan sorumludur. Akustik impedansı düşük olan hava ortamından, yüksek olan sıvı ortamına geçen sesin şiddeti azalır. Burada orta kulak, dış kulak yolundan iç kulağa geçen ses dalgalarında enerji azalmasını önlemek amacıyla impedans denkleştirme görevi üstlenir ve akustik enerjiyi Korti organına verimli bir şekilde aktarır. Başlıca mekanizmalar (13,16):

1- Malleus ve inkus arasındaki eklem, kaldıraç kanunlarına göre, malleus kolundaki enerjiyi inkus koluna 1.3 kat büyütür.

2- Kulak zarının titreşen bölümü ile stapes tabanı arasındaki oran, çeşitli araştırmacılara göre 1/15 ile 1/20 civarındadır (zarın titreşen alanı  $64 \text{ mm}^2$ , stapes tabanı ise  $3.2 \text{ mm}^2$  dir). Böylece kulak zarındaki ses enerjisi, kemikçik zincirinin kaldıraç etkisi ve zarın aktif bölgeleri ile stapes tabanı arasındaki farkın oluşturduğu hidrolik etki

sonucu, iç kulağa yaklaşık olarak 22 kat daha artırılmış olarak iletilir. Bu da yaklaşık olarak 30 dB'e tekabül eder.

3- Enerji kaybını karşılama konusunda diğer bir görüş ise; Helmholtz'un "Konik Kaldıraç Hipotezi"dir. Bu teoriye göre; sirküler ve radyal liflerden oluşan kulak zarı üzerine çarpan sesler, umbo'da toplanıp, 30 dB'lik bir amplifikasyona uğrarlar. Ancak bu görüş taraftar bulamamıştır (13,16).

Sesin kulak zarı, kemikçik zinciri, iç kulak sıvıları istikametinde ilerlemesi için gereken en önemli fizyolojik şartlardan biri; kulak zarının, DKY ve orta kulak tarafındaki atmosferik basınçlarının eşit olmasıdır. Kulak zarı, her iki tarafta eşit basınç olduğu zaman, en yüksek genişlikte titreşir. Daha kısa bir deyişle; en iyi ses iletimi, orta kulaktaki basıncın atmosfer basıncına eşit olması halinde gerçekleşir. Orta kulakta bu görevi östaki borusu üstlenmiştir. Östaki disfonksiyonlarında ve ani basınç değişikliklerinde ses iletimi bozulur. Mesela 100 mm<sup>3</sup>'lük su basıncı farkı olması halinde, 1000 Hz.'de 5 dB'lik bir işitme kaybı ortaya çıkar.

Sağlam bir kohlea'nın, çevresindeki kemik dokuların titreşmesi ile de uyarılabileceği bilinmektedir. Kemik yolu ile iletim için iki yol vardır; bunlardan biri, kafa kemiklerinin titreşiminin kohlear kapsülü titreştirmesi şeklindedir. Kafatası kemikleri, alçak frekanslarda önden arkaya doğru, yüksek frekanslarda ise her yöne doğru titreşmektedir. Perilenfatik hareketler titreşimle uyumlu tarzda oluşur.

İkinci yol ise osseo-timpanik yol dediğimiz kafa kemikleri titreşiminin orta kulak mekanizmasına yansımalarıdır. Kafatası kemiklerinin titreşmesi sonucu kokleanın direkt uyarılması yanında, koklea sekonder yollarla da uyarılmaktadır. Bu uyarı için 3 çeşit yol belirtilmiştir.

1- Titreşimler DKY duvarından kulak yoluna geçerek hava iletimine yol açar.

2- Timpanik kavitenin duvarlarını titreştirerek, meydana gelen ses dalgaları yuvarlak pencereyi uyarır.

3- DKY, timpanik boşluk ve annulus'u birlikte titreştirir.

Stapesin tabanı ile skala vestibuliye dolayısı ile kokleaya iletilen ses enerjisi ilk olarak perilenfi 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. Yani korti organındaki tüy hücrelerine gelen mekanik iletim dalgasının kimyasal veya elektriksel gerilimlere dönüştürülüp, işitme sinirine verilmesi hadisesidir. Bu dönüşüm, sesin perdesi, tını, faz ayrımı, şiddeti gibi fiziksel özelliklerinin kaybolmayacağı bir biçimde olur ve ses enerjisindeki bu özellikler, oluşacak elektriksel gerilimlerle şifrelenerek, santral sinir sistemine gönderilirler.

İç kulağın iletim mekanizması, oval pencereye kadar gelen titreşimlerin perilenfi bir pencereden diğerine doğru hareket ettirmesi şeklindedir. Ancak bu sıvıdaki titreşim, ses enerjisinin havada olduğu gibi moleküllerin sıkışması ve gevşemesi şeklinde değil, sıvı sütunlarının hareketi şeklinde olur. Bu pozisyonda gerçek anlamda bir ses dalgası olmaktan çıkmıştır. Kokleadaki ses dalgalarının yayılımı çeşitli teorilerle açıklanmaktadır (13,17).

Bekesy'ye göre, skalalardan herhangi birine uygulanan işitsel titreşimler basiller membranda yer değişimlerine yol açmaktadır, bu durum ilerleyen dalga teorisi olarak adlandırılmaktadır, bu dalga basiller membranın bazal ucundan başlayarak apekse doğru ilerler. Yayılma hem boyuna hem de enine yönlerdedir. Yine bu iletim dalgasının en büyük özelliği de amplitüdünün gittikçe artarak maksimuma ulaşması ve titreşimlerin daha sonra sönerek faz değiştirmesidir. En büyük titreşim bölgesinden sonra sıvılarda girdap hareketleri başlamaktadır. Bir başka önemli özellik ise bu dalgaların, basiler membran üzerinde en büyük titreşim yaptığı yerin her frekans için belirli bölgeler oluşudur (13,17).

İşitilebilen her frekans için basiler membran üzerinde değişmeyen "en büyük titreşim noktası" vardır. En büyük amplitüdle titreşen bölge, yüksek frekanslarda bazal bölgede, yani oval pencereye yakındır. İşitsel enerjinin frekansı düştükçe basiller membranın en çok titreşen bölgesi kokleanın tepesine yaklaşır. Basiler membran, bazal bölgede daha katı ve dar, apekse doğru gidildikçe esnek ve genişleyen bir yapıya sahiptir. Bu yapısal özelliğinden dolayı her frekans için ayrı bir maksimum titreşim bölgesine sahiptir (13,17).



Bekesy, yaptığı araştırma sonucunda bu bulgulara ek olarak en çok titreşen bölgedeki amplitüdün, uyarıcı ses şiddeti ile doğru orantılı olduğunu ileri sürmüştür. Basiler membranın hareketi ile tektorial membran ve tüy hücrelerinin uyarıldıkları ileri sürülmektedir (13,17).

İlerleyen dalga teorisi bugün için akla en yakın olan ve üzerinde pek çok araştırmacının uzlaştığı teoridir. Bunun dışında önemli teoriler ise; işitme hadisesini değişik şekillerde açıklamaktadır.

Helmholtz'un yer teorisine göre (1857); basiler membran ve üzerindeki korti organı aynı bir piyanonun telleri gibi rezonatördür. Yani gelen ses dalgalarının frekanslarına uygun bölgeler titreşerek uyarılır ve sesi algırlar. Basiler membranın bazal bölgesini yüksek frekansların, apeksinin ise alçak frekansların rezonatörü olduğu bu teori ile de ortaya atılmaktadır (13,17).

Rutterford'un (1880) frekans veya telefon teorisine göre; frekansların algılanması, işitme sinirinde impulsların meydana geliş sıklığına göre olmaktadır. Mesela 500 Hz.'lik bir sesin işitme sinirini 500 defa arka arkaya uyardığı belirtilmektedir. Halbuki işitme sinirindeki lifler saniyede en fazla 1000 defa uyarılabilmektedir. Farklı zamanlarda diğer sinir liflerinin senkronize çalışması düşürülürse, frekans teorisi ancak 5000 Hz'in altındaki sesler için geçerli olacaktır. Bu nedenle bu teori bugünkü bilgiler ışığında geçerliliğini kaybetmiştir (13,17).

Wever (1949)' in Volley (yaylım) teorisinde; yer ve frekans teorisi arasında bir ilişki kurulmaktadır. 5000 Hz'e kadar olan seslerin algılanması yaylım ateşi şeklindeki hızlı sinir impulslarının doğması ile izah edilmektedir. 5000 Hz'i geçen frekanslar için ise; yer teorisi ile izah edilmektedir (13,17).

Korti organının silialı hücreleri ses dalgalarının mekanik enerjisini biyoelektrik enerjiye çevirir. Bu transformasyon için gerekli enerji duyu hücrelerinin metabolizmaları ile sağlanır. Stria vaskularis endolenfi pozitif yükleyerek bir enerji kaynağı gibi davranmasını sağlar. Baziler membranın vibrasyonları, siliaların tektoryal membran tarafından senkron olarak titretilmelerine neden olur. Bu da hücre membranındaki elektrik direncinin değişimine ve silialı hücrelerin depolarizasyonuna yol açar. Silialı hücrelerin depolarizasyonu reseptör potansiyellerinde bir değişime neden olur. Bu

reseptör potansiyeli belli bir sınırı geçer geçmez afferent sinir lifinde bir aksiyon potansiyeli oluşturur. Kokleada meydana gelen impulslar koklear sinir ve santral nöral yollar tarafından işitme merkezine iletilir (13,17).

## 2.4. OSSİKÜLOPLASTİ

Kemikçik rekonstrüksiyon tedavilerinin ilk kullanımı stapes cerrahisiyle olmuştur. 1951'de Wullstein ve Zollner bu amaçla plastik maddelerle deneme yapıp başarısız olunca terk etmişlerdir (21). 1956'da Shea polietilen 90 kullanmıştır. 1957'de Hall ve Rytzner otogreft kemikçiklerin kullanıldığı ilk stapes cerrahisini yapmıştır (22). 1958'de Hough inkudostapedial eklem ayrılmalarında ilk olarak kortikal kemiği kullanmıştır (23). 1965'de Guilford (24) inkus transpozisyonunu tariflemiş, 1966 yılında House (25) homogreft kullanmıştır. 1967'de Whers şekillendirilmiş inkus kullanmıştır (26). Wullstein, otogreft inkus kullanımı ve bunu sunduğu sınıflama ile birlikte standardize etmiştir. Wullstein timpanoplasti sınıflaması (27);

**Tip 1 :** Sadece timpan zar defekti, kemikçik zincir normal; miringoplasti yapılır.

**Tip 2 :** Bir kemikçik eksik ya da kopuk/ayrık, tamir yapılabilir (örn. Bone cement) ya da yeniden pozisyonlandırma (inkus interpozisyonu)

**Tip 3 :** Sadece intakt ve mobil stapes mevcut

**Tip 4:** Kemikçik zinciri yok, sadece mobil footplate mevcut; fasya ile yuvarlak pencere korunur.

**Tip 5:** Sadece fikse footplate mevcut, fenestrasyon.

Ossiküloplastide değişik tekniklerin kullanımı, değişik özellikte protezlerin kullanımı, mevcut patolojinin hastadan hastaya değişiklik göstermesi uygulanacak ossiküloplastinin prognozu hakkında net bir sonucun belirlenmesini zorlaştırmaktadır. Bu sebeple Wullstein'nın (1956) ilk sınıflamasından beri bir çok hekim hastaların prognozunu etkileyebilecek faktörler üzerine çalışmalar yapmışlardır. Kemikçik zincirde yapılacak rekonstrüksiyonun biçimini defektin niteliği ve büyüklüğü belirlemektedir. Kemikçik zincirde rastlanan defektler, kemikçik zincirdeki durumun

saptanması ve postoperatif raporlamanın ve işitme sonuçlarının standart olarak ifade edilebilmesi amacıyla, Austin tarafından sınıflandırılmış, daha sonra bu sınıflandırma Kartush tarafından modifiye edilmiştir (Şekil 5) (28,29). Tablo 2' de sınıflama gösterilmektedir.

Austin/Kartush sınıflamasına göre kemikçik defektleri şöyle sınıflanmaktadır Şekil (5) (28).

**Austin /Kartush A:**

İnkus defekti sadece lentiküler prosese sınırlı ise rekonstrüksiyon seçenekleri şunlardır:

1. Parsiyel inkus replasman protezi,
2. Kemik çimentosu,
3. Otogreft veya homogreft şekillendirilmiş inkus interpozisyonu,
4. Otogreft şekillendirilmiş kortikal kemik interpozisyonu.

İnkustaki defekt daha büyükse yani uzun kol defekti varsa veya inkus hiç yoksa rekonstrüksiyon seçenekleri şunlardır:

1. Otogreft veya homogreft şekillendirilmiş inkus interpozisyonu,
2. İnkus replasman protezi (Şekil 5)
3. Kemik çimentosu,
4. Otogreft şekillendirilmiş kortikal kemik interpozisyonu,
5. Malleusun kulak zarından ayrılıp stapes başı üzerine rotasyonunun yapılması.

### **Austin /Kartush B:**

Hem inkus, hem stapes defekti söz konusu ise, yani sadece malleus varsa kemikçik zincir rekonstrüksiyonu için seçenekler şunlardır:

1. Ototreft veya homotreft şekillendirilmiş kemikçik interpozisyonu,
2. Total ossiküler replasman protezi.

Stapes tabanı yoksa veya fikse ise rekonstrüksiyon vestibül ile malleus veya kulak zarı arasında, stapes tabanı intakt ve mobil ise, yani defekt inkus ve stapes süperstrüktürünü ilgilendiriyorsa rekonstrüksiyon stapes tabanı ile malleus veya kulak zarı arasında yapılır.

### **Austin /Kartush C:**

Malleus ve inkus defektlerinde, yani intakt ve mobil bir stapes varlığında rekonstrüksiyon seçenekleri şunlardır:

1. Parsiyel ossiküler replasman protezi,
2. Ototreft veya homotreft şekillendirilmiş kemikçik interpozisyonu,
3. Homotreft timpano-ossiküler kompozit greft.

### **Austin /Kartush D:**

Her üç kemikçikte defekt varsa rekonstrüksiyon seçenekleri şunlardır:

1. Total ossiküler replasman protezi,
2. Ototreft veya homotreft şekillendirilmiş kemikçik interpozisyonu,
3. Homotreft timpano-ossiküler kompozit greft.

Stapes tabanı yoksa veya fikse ise rekonstrüksiyon vestibül ile kulak zarı arasında, sadece stapes tabanı intakt ve mobil ise rekonstrüksiyon stapes tabanı ile kulak zarı arasında yapılır.

**Austin /Kartush E:**

İnkudomalleal eklem veya malleus başı fiksasyonu varsa rekonstrüksiyon için seçenekler şunlardır:

1. Ototreft veya homotreft şekillendirilmiş kemikçik interpozisyonu,
2. Parsiyel ossiküler replasman protezi

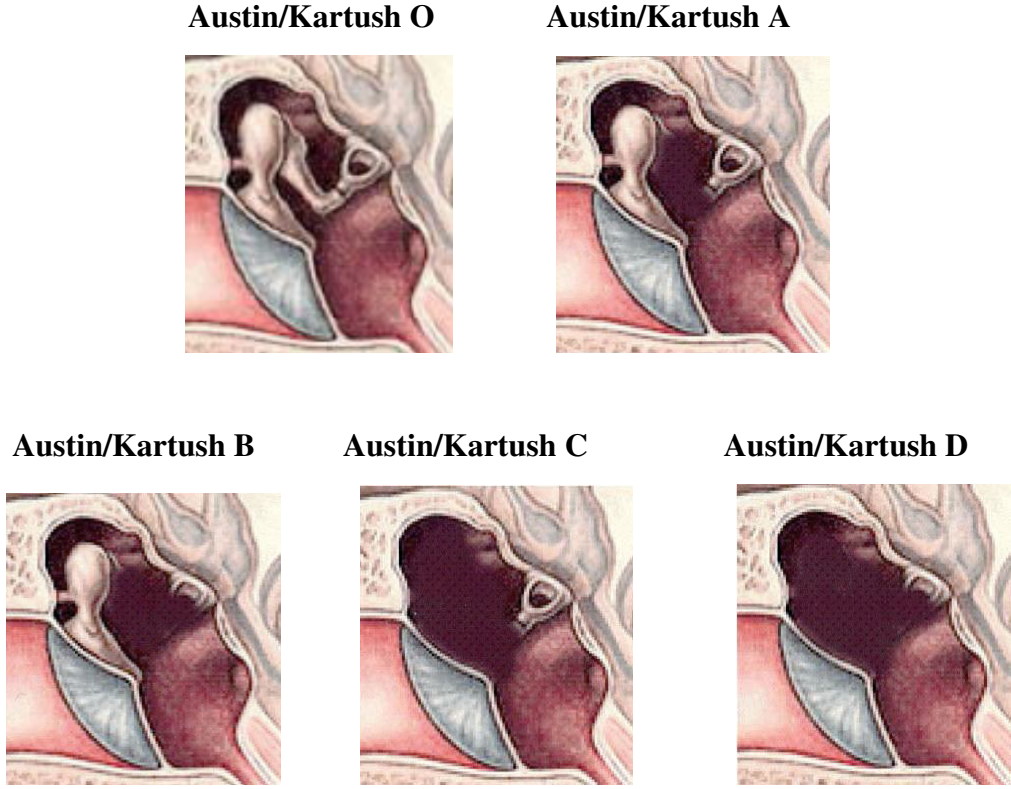
**Austin /Kartush F:**

İzole stapes ark defekti (fiske veya yoksa) varsa rekonstrüksiyon için seçenekler şunlardır:

1. Piston,
2. Total ossiküler replasman protezi,
3. Ototreft veya homotreft şekillendirilmiş kemikçik interpozisyonu,
4. Ototreft şekillendirilmiş kortikal kemik interpozisyonu

**Tablo 1:** Austin/Kartush sınıflamasına göre kemikçik defektleri

<b>SINIF</b>	<b>DEFEKT</b>
O	M + I + S +
A	M+ I – S +
B	M+ I - S -
C	M - I – S +
D	M - I – S -
E	Kemikçik başı fiksasyonu
F	Stapes fiksasyonu



**Şekil 5:** Austin/Kartush sınıflamasına göre ossiküler defektler

## 2.5. OSSİKÜLOPLASTİ MATERYALLERİ

Seçilecek materyalin işitme sonuçlarının iyi olması ilk şarttır. Bunun dışında biyoyararlanımı, şekil verilebilmesi, kullanım kolaylığı, temin edilebilirliği, maliyeti göz önüne alınmalıdır. Bu materyaller otogreft (kemikçik, kıkırdak), homogreft (kemikçik), ksenogreft (madrepora- mercan iskeleti), alloplast (sentetik maddeler) olabilir.

### 2.5.1. Otogreft Materyaller

Hastanın kendinden alınan materyallerdir. En önemli avantajı biyouyumlu olup atılım risklerinin olmamasıdır. Hastalık taşıma riski yoktur, her zaman elde edilebilir, ekstra ücret ödemeye gerek yoktur. Bu amaçla inkus veya malleusdan biri, kortikal kemik ve kıkırdak kullanılabilir.

İlk olarak Guilford (24) tarafından inkus transpozisyonu kullanılmıştır. Daha sonra Austin otogreft kemikçik kullanımıyla sağlam stapesi olan hastalarda iyi işitme sonuçları elde etmiştir. Jean Marquet (25) uzun dönem iyi işitme sonuçları için 'iki delik' tekniğini geliştirmiştir. İnkusa iki delik açıp interpozisyon yapmıştır.

Otogreft materyal olarak en sık inkus kullanılır. İnkustan sonra sırasıyla malleus, kortikal kemik ve kıkırdak kullanılır. İnkusun durumu interpozisyona müsait değilse veya tamamen yenmişse diğer seçenekler kullanılır. Ameliyat sırasında şekil verildiğinden ameliyat süresini uzatır. Otogreft kemik fiksasyona uğrayabilir. Görsel olarak görülmesi de otogreft kemik histopatolojik olarak enfeksiyon taşıyabilir. Özellikle kemikçikte makroskobik erozyon varsa veya kemikte yassı epitel varsa Austin'e göre otogreft kemikçik rekonstrüksiyonu önerilmemektedir (29). Buna karşın otogreft kemik veya kıkırdak her zaman temin edilebilir ve maddi anlamda problem teşkil etmez.

Histopatolojik olarak kemikçiklerde yüksek oranda osteit tespit edilmiştir. Mikroskobik incelemede bu oran %90'ın üzerine çıkmaktadır (30). Kıkırdak otogreft konkadan veya nazal septumdan alınabilir. Şekillendirilmesi zor ve zaman alır. Kıkırdak zamanla rezorbsiyona uğrar. Sert olmadığından iyi bir ses iletimi sağlayamaz. Enfeksiyon karşısında rezorbe olabilir. Kıkırdak hücreleri yüksek dejenerasyona sahip olduklarından ve rezorbsiyona uğradığından tavsiye edilmiyor (31,32). Steinbach çalışmasında kıkırdağın uzun dönemde rijiditesini kaybettiğini göstermiştir (33).

### **2.5.2. Homogreft Materyaller**

1966 yılında House ve ark'ları inkusun olmadığı durumlarda homogreft kullanmaya başlamışlardır (34). Wehrs şekillendirilmiş homogreft inkusu kullanmıştır ve başarılı sonuçlar bildirmiştir (35). Dezavantjları; hazırlanması, saklanması problemdir ve AIDS, Creutzfeld Jacob gibi hastalıkları taşıma riski vardır (36). Greft alınacak kişinin en azından HIV yönünden seronegatif olması gerekmektedir. Biyoyararlanımı çok iyidir, önemli bir reaksiyon gelişimi beklenmez, atılım oranı düşüktür. Lintchium otogreft ve homogreft inkusu kıyaslayıp histolojik olarak fark bulamamıştır.

Histopatolojik olarakta allogreft kemikte kemik rezorbsiyonu görülmemiştir (37).  
Önemli bir vücuttan atılım reaksiyonuna rastlanmamıştır (38).

### 2.5.3. Ksenogreftler

Madrepora iskeleti ossiküloplasti amacıyla kullanılmıştır. Porlardan zengin (porities) ve porlardan fakir (fungia) iki çeşidi vardır. Fungia türünde atılım daha az olmuştur. Klinik uygulamada yaklaşık % 8 atılım bildirilmiştir (39).

### 2.5.4. Sentetik Materyaller (Alloplast)

1950'lerde ilk olarak Shea (40) tarafından teflon piston kullanılarak ossiküloplasti yapılmıştır. 1950'lerin sonlarında Austin D (41) TORP kullanmıştır. PORP ise ilk defa James Sheehy tarafından kullanılmıştır. Causse JB (41) 1983'de zar temasıyla atılım çok olduğunda tepesi porous polietilen, şaftı teflon olan protez kullanmıştır. 1985'de Roger E Wehrs hidroksiapatit protezler geliştirdi.

### **Kemikçik Rekonstrüksiyonunda Kullanılan Sentetik Materyaller (42):**

#### 1) PLASTİKLER

- A) Politetrafloroetilen (Teflon)
- B) Gözenekli Plastikler
  - (a) Proplast
  - (b) Plasti-Pore
  - (c) Polisel

C) Polyamid

D) Silikon

#### 2) SERAMİKLER

- A) Biyo inert Seramikler
  - (a) Aluminyum dioksit
  - (b) Frialit
- B) Biyoaktif Seramikler
  - (a) Cam seramikler
  - (b) Kalsiyum fosfat

#### 3) METALLER

- A) Titanyum
- B) Paslanmaz Çelik Tel
- C) Altın

#### 4) KARBON-KARBON PROTEZLER

#### 5) KOMBİNE PROTEZLER



## 2.6. BİYOSERAMİKLER VE GLASS İYONOMER SEMENTLER

Biyomateryaller; polimerler, metaller, seramikler ve bunların kompozitlerinden hazırlanır. Polimerik biyomateryaller çok değişik şekillerde ve özelliklerde hazırlanabilmeleri, yüzey özelliklerinin modifiye edilebilmesi gibi pek çok avantaja sahiptirler.

Biyoseramikler doku ile etkileşimlerine göre biyoinert, biyoaktif ve biyobozunur seramikler olmak üzere üç ana gruba ayrılır. Biyoinert seramiklerin doku ile etkileşimleri mekanik bağ şeklindedir. Mekanik bağ biyoinert seramiğin dokuyu değiştirmeden doku ile bir arada bulunması anlamına gelmektedir. Biyoaktif seramikler kemikle ya da canlı organizmanın yumuşak dokusu ile kimyasal bağ yaparak etkileşirler. Biyobozunur seramikler ise biyolojik olarak bozularak zamanla doku ile yer değiştirir. Tablo 2’de biyoseramiklerin sınıflandırılmaları ve örnekleri görülmektedir (43).

**Tablo 2:** Biyoseramiklerin doku ile etkileşimlerine göre sınıflandırılmaları ve biyoseramik örnekleri

<b>Biyoseramik tipi</b>	<b>Doku ile etkileşimi</b>	<b>Biyoseramik Örnekleri</b>
Biyoinert	Mekanik bağ	Al, Zr, Ti oksitler
Biyoaktif	Kimyasal bağ yapar	HA, biyoaktif cam, Glass seramikler
Biyo bozunur	Yer değiştirir	TCP (Trikalsiyum fosfat)

(Tablo; Dubok V. A. ‘nın Metal Seramikleri Dergisi; Bioseramiklerin dünü bugünü ve yarını adlı makalesinden alınmıştır)

Bu sınıflandırmanın kesin sınırları yoktur. Glass iyonomer sementler de biyomateryaller içinde biyoaktif grupta yer alan klinik olarak yaygın kullanımı olan maddelerdendir.

### 2.6.1. Glass İyonomer Sement İçeriği Ve Formları

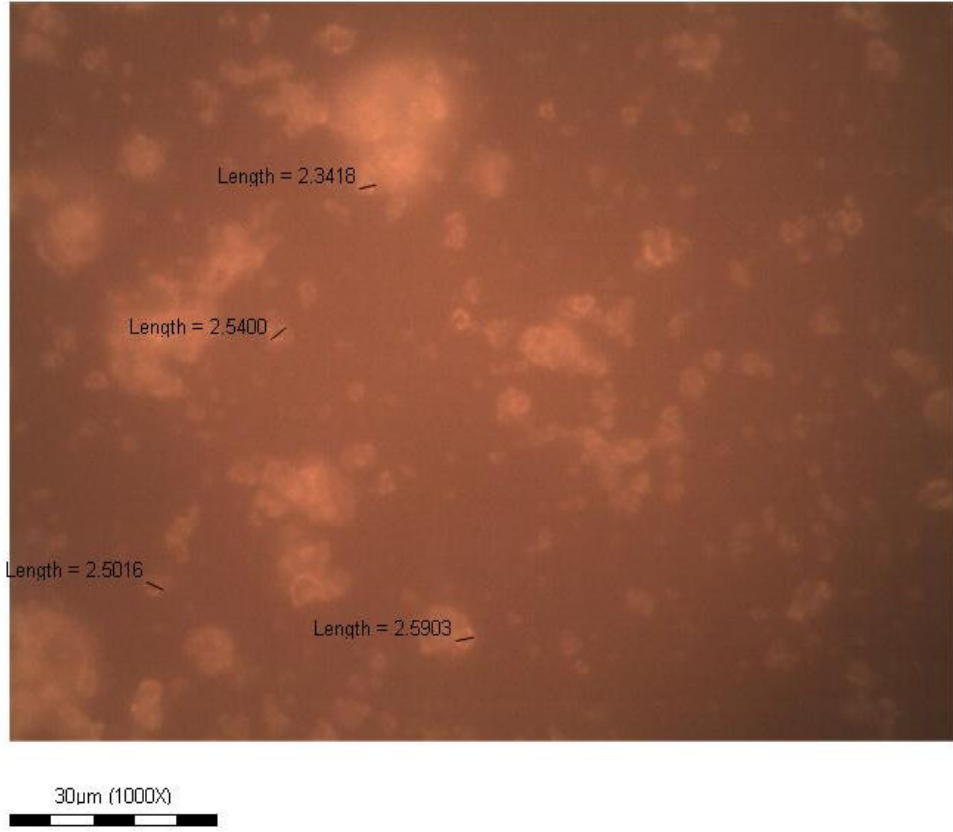
GİS ilk kez 1969 yılında Alan Wilson(44) tarafından (Devlet Kimya Laboratuvarı, Londra) geliştirilmiştir. Bulunmasını takiben Wilson (46) ve McLean (45) GİS'i dental dolgu materyali olarak kullanmaya başlanmıştır (1974). İlk kullanıma giren sementler iyonlaşabilen floro-alümino-silikat cam (glass) ve kopolimer akrilik asitin sulu solüsyonundan oluşmuştur. Zamanla yeni GİS ler geliştirilmiştir.

Glass iyonomerler, silikat cement ve polikarboksilat sementlerin hibridleridir. Bunun üretimindeki amaç esasında silikat sementlerin (translusensi ve florid salınımı) ve polikarboksilat sementlerin (diş yapısına kimyasal bağlanabilirlik ve dişin pulpa kısmına zarar vermeme) karakteristiklerini birleştiren tek bir sement formu oluşturmaktır.

#### **Genel içerik:**

**-Toz Kısım :** İyonlaşabilir kalsiyumfloroalüminosilikat cam (glass) partiküllerinden oluşur. Modern sement tozları (ağırlık olarak) %41,9 silikon dioksit, % 28,6 alüminyum oksit ve % 15,7 kalsiyum floridden oluşur. Ayrıca bileşimde % 12 alüminyum fosfat, % 8 alüminyum florid ve % 9 sodyum florid görülebilir.

Üretim aşamalarında toz haline getirilen karışımda çeşitli boyutlarda partiküller elde edilmiş, bunlar sementin kullanım alanına göre sınıflanmıştır. Optimal büyüklük genel olarak 13-19 mikron arasındadır. GİS'in toz partikül çapı yaklaşık 2,5 µm dur. Çalışmamızda kullandığımız GİS'in toz partiküllerinin ışık mikroskobisinde yapılan incelemesinde de partikül çapı 2 µm olarak heaslandı (Resim-1).



**Resim 1:** GİS partiküllerinin boyutları

Toz nihayetinde % 10 ile % 23 arasında, kalsiyum florid, sodyum florid ve alüminyum floridden açığa çıkan florid içeriğine sahiptir.

**-Likit kısım:** Sıvı kısım akrilik asitin kopolimer ve polimerlerinin sulu solüsyonudur. Kopolimer iki molekülden oluşan bir zincir olarak ifade edilebilir. Glass iyonomer sıvı kısmı için kopolimer, poliakrilik asit segmenti ve itakonik asit segmenti gibi bir molekül olabilir. Sement matriksinin yapısına katılan en önemli asit olan poliakrilik asite ek olarak üç başka asit daha bulunur. Bunların her biri GİS'lerin kimyasında ve kullanabilirliğinde önemli rol oynar.

Bunlardan **itaconic asit**, cam (glass) ve sıvı kısım arasındaki reaksiyon gücünü yükseltir. Ayrıca iki poliakrilik asit zinciri arasında hidrojen bağları kurulması sonucu meydana gelebilen, sıvının jel hale geçmesi olayını önler.

**Polimaleik asit** ise genellikle sıvı içinde bulunur. Poliakrilik asitten daha güçlüdür ve bu, sementin daha dayanıklı, neme daha az duyarlı olmasını sağlar. Bu asit

daha çok karboksil (-COOH) grubu içerir ve bu gruplar da daha hızlı polikarboksilat bağları kurulmasına neden olur. Bu sayede daha klasik, stabil ve estetik bir sement formu oluşur.

**Tartarik asit** de sıvı kısımda bulunan önemli bir bileşendir. Bu asit glass partiküllerinden salınan iyonlar ile kompleks oluşturarak polimer zincirlerinin lineer hale gelmeden birbirlerine bağlanmasını önler. Böylece sement daha güçlü ve daha dayanıklı olur. Tartarik asit glass iyonomer sementlerin kontrol edilebilir karakteristiklerinde önemli rolü olan bir bileşendir ve sementin dördüncü önemli bileşeni olarak ifade edilir (toz, poliasitler ve su ile birlikte).

#### Glass iyonomer sement (GİS) formları:

Su karışımı GİS'ler (Water-mixed): Toz halinde bulunur, distile su veya tartarik asit solusyonu ile sulandırılarak kullanılır.

Su karışımı olmayan GİS'ler: Poliasit içeren sıvılar halinde sunulur ve 6 hafta içinde poliakrilik asit zincirleri kendiliğinden oluşur.

Kombine sunulan glass iyonomer sementler bu iki tipin kombinasyonu şeklinde sıvı ve toz komponentler halinde sunulur. Fiziksel özellikleri, viskozitesi, raf ömrü iki formun arasındadır.

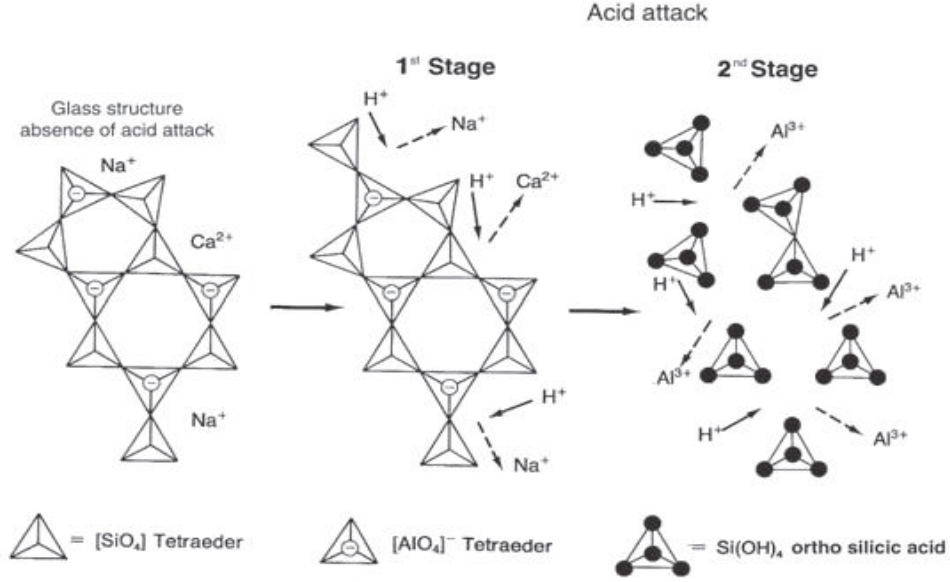
### **2.6.2. Glass İyonomer Sementlerin Fizikokimyasal Özellikleri**

#### **Kimyasal özellikler:**

Sıvı ve likit kısımların karıştırılması ile başlayan hazırlama reaksiyonu birbiri içine girmiş üç fazı içerir.

**-Faz 1:** Sıvı ve toz karıştırıldığı zaman, poliakrilik asidin suda iyonizasyonu ile hidrojen iyonları oluşur. Oluşan bu iyonlar glass (cam) partiküllerinin periferlerine saldırarak buralardan kalsiyum, alüminyum ve florid salınımına neden olurlar ve glass partiküllerini içine alan silika bazlı hidrojel bir formasyon oluşur. Bu fazda asit baz nötralizasyon süreci devam ederken yaklaşık 1.6 olan düşük başlangıç pH değeri 5 dakika içinde 4.0'ün üzerine çıkar.

- **Faz 2:** Reaksiyonun ikinci fazında  $Ca^{+2}$  ve  $Al^{+3}$  iyonları hidrojel silikadan aköz sement içine göç ederler ve burada pH artışı ile polütuzlar (özellikle polikarboksilat tuzları) olarak çökerler (Şekil; 6 ).



**Şekil 6:** Faz 2 reaksiyonları (75)

Polikarboksilatlar iyonik olarak polianyon zincirleri oluşturup sementin daha sert olmasına neden olurlar. Kalsiyum polikarboksilatlar çeşitli nedenlerden dolayı ilk oluşan formdur. Bunun nedenleri;

a- Hidrojen iyonları etkisiyle daha yüksek miktarlarda salınırlar çünkü hidrojen atağı daha çok glass partiküllerinin kalsiyumdan zengin bölgelerinde görülür.

b- Kalsiyum iyonları trivalent olmaktan çok bivalenttir bu da onların aköz sement içine migrasyonunun daha hızlı olmasına yol açar.

c- Kalsiyum katyonları alüminyum katyonları gibi florid iyonları ile stabil kompleksler oluşturmazlar.

Bu şu anlama gelir ki kalsiyum iyonları, polianyon bağları oluşturmak için daha hazır halde ve daha yeteneklidirler.

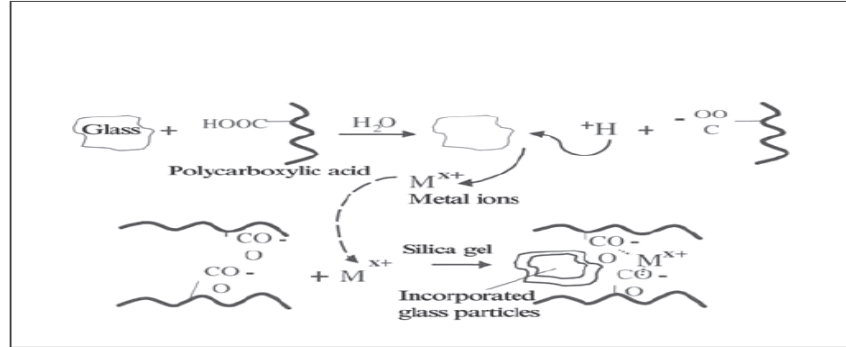
Kalsiyum polikarboksilatlar ilk 5 dakikada oluşurken daha güçlü ve daha stabil alüminyum polikarboksilatlar 24 saatte oluşurlar. Sonuç olarak bu sement başlangıçta daha zayıf fiziksel özelliklere sahipken özellikle alüminyum polikarboksilatlar oluşurken ilk 24 saat içinde daha güçlü fiziksel yapıya kavuşur.

Florid iyonları da başlangıçta, matriks içinde hazır bekleyen fakat matriks-şekillenmesi aşamasında yer almayan kalsiyum ve alüminyum iyonları ile birlikte glass partiküllerinden salınır (47).

- **Faz 3:** İleriki zamanlarda sementin fiziksel özelliklerinde gelişime yol açan silika bazlı hidrojel ve polikarboksilatların yavaş hidrasyonu olayı görülür. Bu fazdaki reaksiyon aylarca devam edebilir.

Sementin fiziksel özellikleri ve reaksiyonun tamamlanması sürecinin çok uzun sürmesi nedeniyle, bu reaksiyonun klinik olarak önemli iki sonucu görülür:

Bunlar sementin nemle temasa hassas oluşu ve kuruluğa hassas oluşudur. GIS hazırlanmasında gerçekleşen reaksiyonlar şekil 7' de şematize edilmiştir.



Şekil 7: GIS hazırlanmasında kimyasal reaksiyonlar

### **Fiziksel Özellikler:**

GİSler orta derecede sert, kırılğan, yüksek basınç gücüne sahip fakat eğilmeye uygun olmayan, aşınmaya dirençli materyaller olarak tanımlanabilir.

Fiziksel özellikleri yavaş gelişir, örneğin basınç gücünün tip 2 GİS bir yıldan uzun bir periyotta arttığı gösterilmiştir. (48)

- GİS nemli ortamda genişleme gösterirken , kuru ortamda ralırlar(48).

- GİS iyi bir renk sabitliği gösterirler.

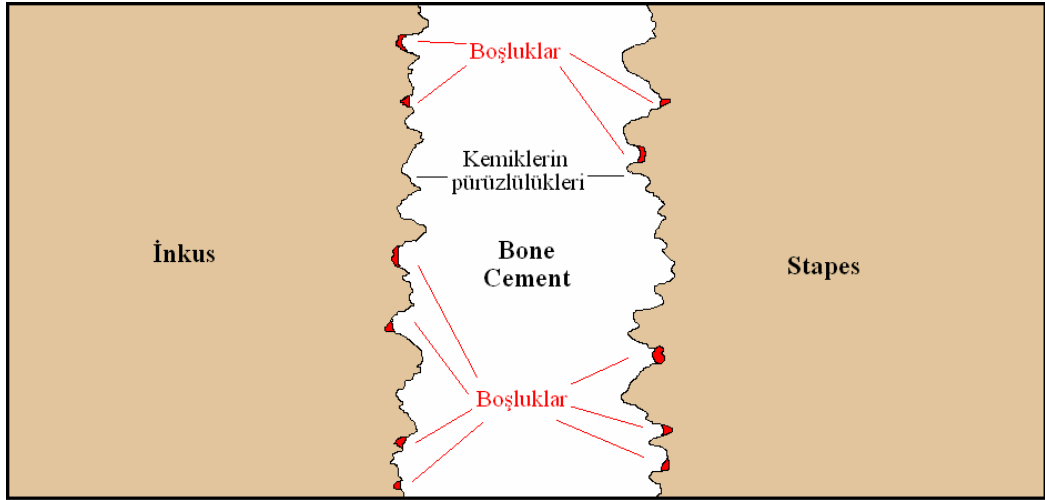
GİS' in termal genişleme katsayısı diş yapısı için 0.8 iken termal difüzyon özelliği dentin ile yaklaşık olarak aynıdır.

Gerilme gücü sıkıştırılma gücünün sadece 1/10 'u kadardır. Yani sıkıştırılmaya daha dayanıklı iken gerilmeye daha hassastır.

Tabaka kalınlığı tip 1 GİS için 18 ile 23 mikron arasında olarak kabul edilmiştir (49).

İyonları ile sementin karboksil gruplarının yer değiştirerek, hidroksiapatitin kalsiyum iyonları ile iyonik bağlar oluşturması şeklinde tariflenen bu mekanizmayı desteklemektedir (57).

Yapışmanın etkisini kuvvetlendirmek için GİS'in kemik ile arasında kimyasal bir bağlantı oluşturmasının haricinde mekanik kenetlenme sağlaması da önemlidir. Mekanik kenetlenme, GİS'in kemiklerin yüzeyindeki gözeneklere veya girintilere girmesiyle oluşmaktadır. Şekil 8' de gösterildiği gibi inkus ve stapes arasında kemiklerin doğası gereği sahip olduğu yüzey pürüzlülüğü dolayısıyla yüzeylerinde var olan ince girinti ve çıkıntılara yapıştırıcının dolması yapışmanın etkisi artmaktadır. Burada önemli olan husus yapıştırıcının, bu ince girintilere girebilmesini sağlayacak kadar yüksek akıcılıkta yani düşük viskozitede olmasıdır. Aksi halde şekilde görüleceği üzere kemik yüzeyindeki gözenekler yapıştırıcı tarafından doldurulamayacak ve bu noktalarda yapıştırıcı ile kemik arasında ara yüzey oluşmayacağından boşluklar oluşacaktır. Bu boşlukların büyüklüklerinin ve miktarlarının fazlalığı, yapıştırmanın etkisini büyük ölçüde azalmasına sebep olabilir (70).



**Şekil 8:** İnkus ve stapes yüzeyleri arası bone cement uygulaması sonucu oluşan arayüzey kesitinin şematik görüntüsü.

### 2.6.3. Glass İyonomer Sementlerin Hazırlanma Süreci ve Kullanımı

Sement hidrojel bir matriks içinde inorganik alüminoflorosilikat içeren bir hibrid kompozit materyaldir (48, 50, 51). İki komponentli hibrid materyal asit baz nötralizasyonu sonucu oluşur. Bu reaksiyonda bir baz olan alüminoflorosilikat bir asit olan polialkenoik asit ile reaksiyona girer. Glass partiküllerinin polimaleinat ile sarılması stabiliteyi artırır ve tam olarak matür bir karışım yaklaşık 7 ile 15 dakika arasında oluşur. Monomerler, polimer granüllerini etkileyerek granüllerin polimerizasyonunu artırır. Bu aşamada, farklı GİS tiplerinde boyutu değişmekle birlikte, yaklaşık 13 ile 70 mikron çapında olan küre halindeki sement parçacıklarının yapışkanlığı artar. Karışım başlangıçta akışkandır, daha sonra krem kıvamına gelir ve sonuçta katılaşır donar. Egzotermik bu reaksiyon hacim ve dağılıma bağlı olarak göre 65°C ye varan yüksek ısılar ortaya çıkarır. Ekzotermik reaksiyon polimerizasyonla daha da artar. Bazen sıcaklık artışının kontrolü zor olabilir. Ancak yine de hızlı donmasına rağmen, donma esnasında 600 ile 1000 derece arasında ısı açığa çıkaran diğer iyonomer çimentolardan daha az ekzotermiktir (48,51,52).

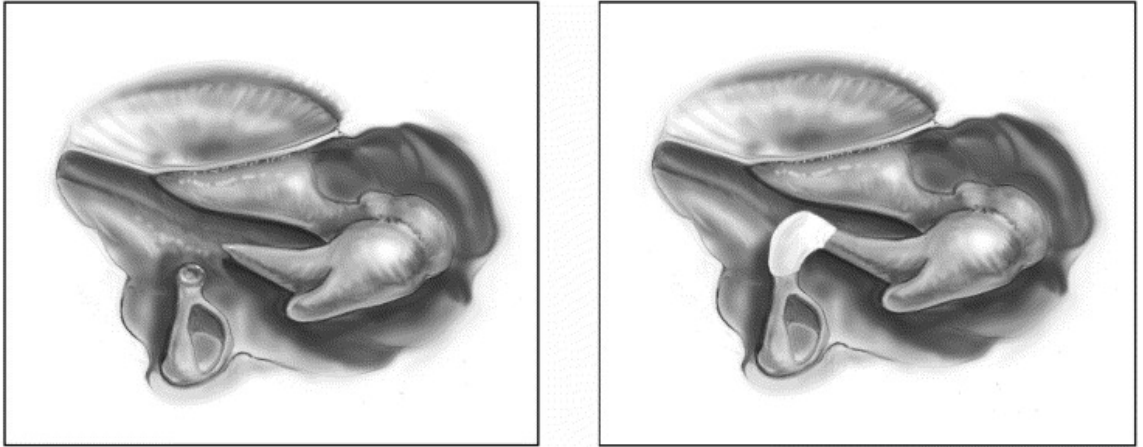
Çimento; kemik, metal, hidroksilapatit ve katılaşmış çimentoya direkt olarak yapışabilir. Hazırlama reaksiyonu tamamlandığında kemik çimentoya elmas tur ile şekil verilebilir, su ile yıkanabilir. Materyal etrafındaki sıvılara geçirgenliğini ve hassasiyetini



kaybeder. Bu özelliğinden dolayı orta kulak cerrahisi için uygun bir materyaldir (50, 53, 54, 58, 59).

Hazırlama işlemi esnasında bir miktar alüminyumsilikat tozu lam üzerine konur ve tozun üzerine birkaç damla polialkenoik asit damlatılır. Bir elevatörle yaklaşık 60 saniye karıştırılır ve böylece iyonmerik kemik çimentosu oluşturulur. Ortama ısı veren reaksiyon karıştırma esnasında yüksek sıcaklıklara ulaştığından mikrobiyolojik bir ortam oluşumuna izin vermez. Bu işlemi takip eden 5-7 dakika içerisinde kemik çimento istenilen yere bir pik yardımıyla uygulanır, çimento uygulanacağı sahaya donmadan önce ulaştırılmalıdır, onarım için gereken çimento miktarı çok azdır. Kemik çimento ıslak ortamlarda da kullanılabilir fakat sertleşene kadar geçen yaklaşık 7 dakika boyunca kuru bir ortamda beklenmesi gerekmektedir. Bu süre içinde toksik olabilen iyon salınımı giderek azalır. Çimento uygulanacak yüzeydeki mukozal membranlar veya yumuşak dokular bölgeden uzaklaştırılır. Kemik çimento istenmeyen bir sahaya uygulanırsa veya damlarsa, aspiratör veya pik yardımıyla uzaklaştırılabilir, bunun dışında tam olarak sertleştikten sonra da pik veya hook yardımıyla çıkarılabilir.

GİS sıklıkla inkudostapesial eklem kopukluklarında bağlantının sağlanması için kullanılır Şekil-9 da defekt onarımı şematize edilmiştir.



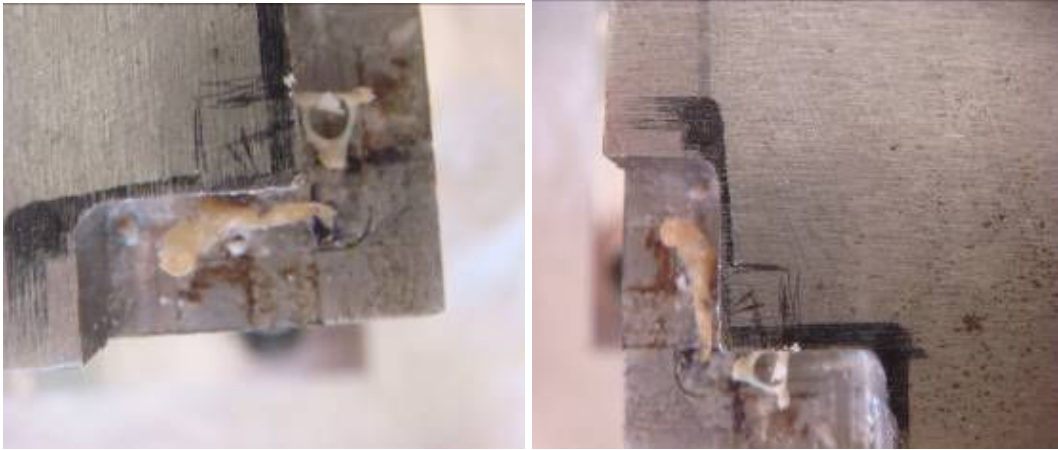
**Şekil 9:** GİS ile inkus uzun kolu defektinin onarımı (sol kulak)(74)

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. DENEYSEL ÇALIŞMA

İstanbul üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Anatomi Bilim Dalı'nda, kadavra diseksiyonu sırasında çıkarılan 15 adet inkus ve 15 adet stapes çalışma için kullanıldı.

Kemikçikler uygun eklem yüzeyleri birbirine bakacak şekilde Yıldız Teknik Üniversitesi Metaluji ve Malzeme Mühendisliği Laboratuvarı'nda soğuk iş takım çeliği (cold worked tool steels 2080) nden yapılmış bir master blok üzerinde yerleştirildi. Bu master blok sayesinde 91 derece açı tüm deneylerde sabit olacak şekilde sağlandı. Master blok 2 taraflı olup sağ ve sol taraf için aynı doğal anatomiye uygun olarak deneysel açılanma sağlandı (Resim- 2). Master blokta uygun destekler kullanılarak sementin boyu 1,0 ve 2,0 mm olarak 2 ayrı deney kategorisi oluşturacak şekilde sabit olarak ayarlandı.



**Resim 2:** Kemikçiklerin masterblok üzerine yerleştirilmesi.

Laboratuar ortamı ısısı klimatize koşullarda  $18\pm 2$  derecede sabit tutuldu. Bone cement olarak 3M™ ESPE™ Ketac™-Cem Radiopaque Permanent Glass Ionomer Luting Cement (33 g toz ve 12 ml likid) kullanıldı. Likid ve toz lam üzerinde iğne ucu yardımıyla istenen kıvama gelinceye kadar yaklaşık 60 saniye karıştırıldı.

Aynı kişi tarafından düzeneğe yerleştirilen inkus ve stapes başı arasındaki aralığa hazırlanan GİS karışımı, damla damla düz pik (Aesculap straight 160 mm, 6 ¼) yardımıyla yerleştirildi. İlk damla konduktan sonra birkaç dakika beklenerek ikinci damla uygulanarak 1 ve 2 mm.lik boşluklar dolduruldu. Kemik çimento kuruduktan sonra düzenekten inkus ve stapes çıkarıldı. Yapıştırıcı geometrisinin ölçümleri çap ve boy olarak 0.01 mm hassasiyetinde digital clipper (Mitutoyo digimatic caliper (UK) 500-151U-CD-15C) ile ölçüldü (Resim-3 ).



**Resim 3:** Bone cement ile bağlantının sağlanması ve düzenekten çıkarılması

### 3.2. BASMA DENEYİ

Basma testi masaüstü tipi tek kolonlu bir test sistemi olan Instron 3340 modeli cihazda gerçekleştirildi (Resim-4) Instron' un 3340 modeli, gücün 5 kN'den az olması ve beklenen en yüksek yükleme değeri 50 N civarlarında olacağı düşünüldüğünden tercih edildi.

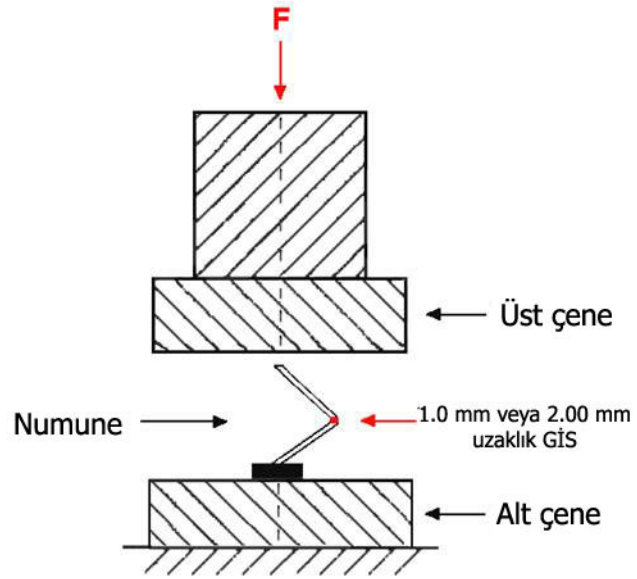


**Resim 4:** Instron 3340 Tek Kolonlu Test Sistemi.

Basma testine başlamadan hazırlanan kemikçiklere normal kulak anatomisine benzer şekilde pozisyon verildi. Bunun için stapes tabanı instron cihazının alt çenesine yerleştirilen polyester reçine üzerine yerleştirildi. Üst basma çenesinin serbest olarak inkusa temas etmesi sağlanarak tek eksenli basma koşulları oluşturuldu (Resim-5-Şekil-10).



**Resim 5:** Kemikçiklerin düzeneğe yerleştirilmesi



**Şekil 10:** İnkus ve stapes üzerine uygulanan kuvvetin şematik görüntüsü



**Resim 6:** Bağlantının koptuğu an

Çarpraz başlıklar arasındaki hız 0.5 mm/dak olacak şekilde ayarlandı ve bütün deney süresince sabit tutuldu. Her 2 grupta 15 inkuş ve stapes kemikçığı olmak üzere toplam 30 adet numune deneye tabii tutuldu. Basma kuvveti bağlantının koptuğu ana kadar devam edildi. Kopma olduktan sonra deney sonlandırıldı (Resim-6). Deney sırasında numunenin kırılma anındaki yükü maksimum yük olarak saptandı. Buradan kesit alanına bölünerek bağlantı noktasının dayancı MPa olarak elde edildi. Basma deneyi çıktıları maksimum basma yükü ve basma dayancı olarak saptandı. Basma dayancı maksimum yükün GİS'in kesit alanına bölümüyle bulundu. Kesit alanı  $A=\pi.D^2/4$  eşitliği ile elde edildi. Her iki gruptaki (1 mm ve 2 mm uzaklıktaki) kalınlıklar ve maksimum kompresyon kuvvetleri belirlendi ve istatistiksel olarak kıyaslandı.

Bağlantı koptuktan sonra kemikçikler cihazdan çıkarıldı. Kırılma noktaları herhangi bir dış etkiye maruz kalmadan kırık yüzey görüntüsü için Scanning electron microscop SEM (Jeol JSM 5410 LV) da incelendi. Numune tipi ve yüklemeye oluşan farklı kırık yüzeyler resmi çekildi .

### **3.3. İSTATİSTİKSEL YÖNTEM:**

Her iki gruba yapılan dağılım testi (denek sayısı az olduğu için Shapiro-Wilks normalite testi uygulanmıştır) sonucu deneklerin dağılımı normal bulunmuştur ( $p>0.05$ ). Bu sebeple parametrik çalışılmış ve gruplar arası bağımsız t testi (student t, independent samples t test) kullanılmıştır.

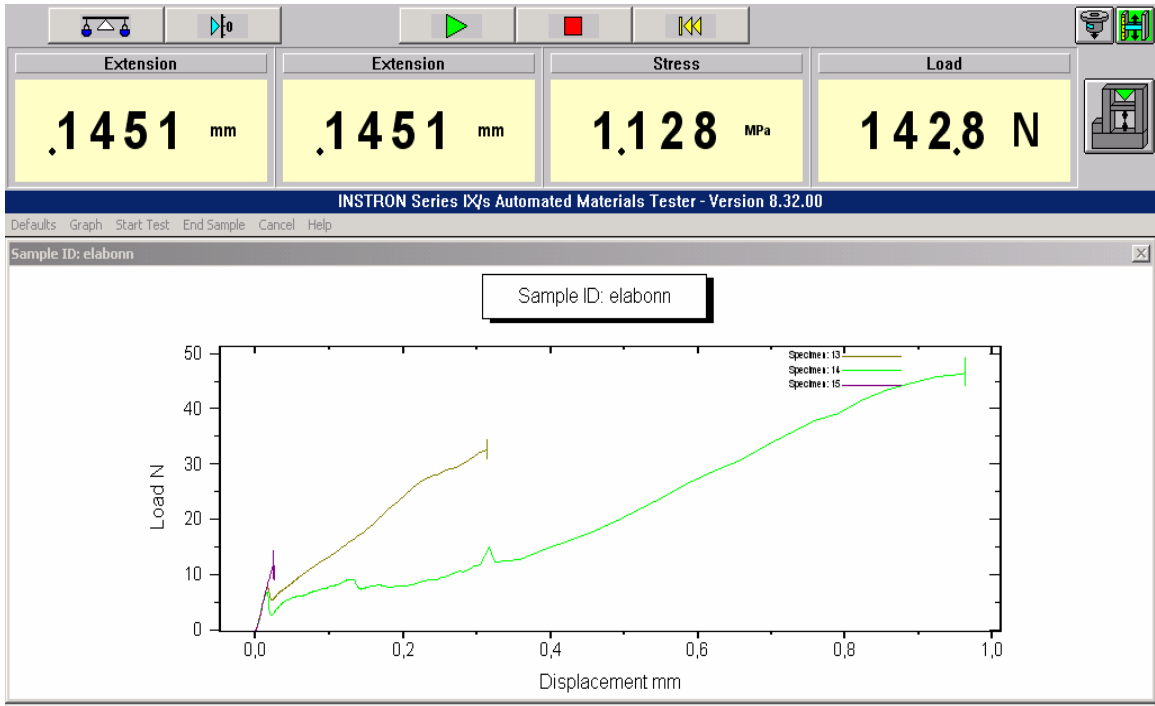
## 4. BULGULAR

Çalışmada her bir grup için 15 toplamda 30 deney yapıldı. Ancak bazı deneylerde sayısal olarak basma deneyi sonuçlarında sapmalar meydana geldi, her bir grupta hazırlanmış bulunan 15 numuneden 1.grup için 6, 2.grup için 6 numune değerlendirme dışı bırakıldı. Geri kalan her gruptan bone cemetten kırılma gösteren 9 numune çalışmaya dahil edildi.

Sapmalar GİS ile kemik ara yüzeyinde kırılmaların görsel olarak görülmesiyle saptandı ve bu değerler çalışma dışı bırakıldı. Sapmalar sayısal olarak görülebileceği gibi kırık yüzey analizleri ile de desteklendi (Resim-7, Şekil 11). Kemik-GİS ara yüzeyindeki yapışma problemleri sebebiyle ortaya çıkan sapmaları gösteren numunelerin görselleştirilmesi için SEM kırık yüzeyi fotoğrafları çekildi.



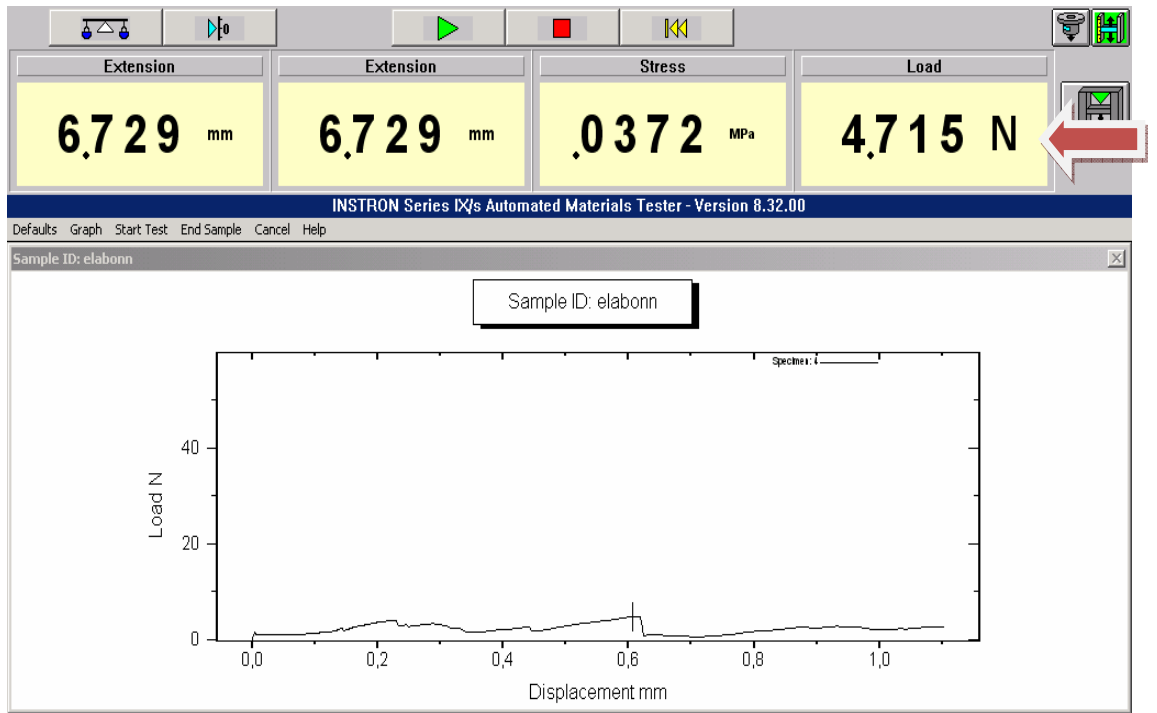
**Resim 7:** Ara yüzey ayrılmanın olduğu deney ve SEM fotoğrafı (yetersiz bağlantı)



**Şekil 11:** Sapma gösteren deneyin ekran görüntüsü



Çalışmada F max yerine basma dayancı değerleri kıyaslandı. Basma dayancı  $R_{max} \text{ N/mm}^2 = \text{MPa}$  formülüyle hesaplandı. Sonuçların mukayeseli olarak dayanç ile değerlendirilmesi daha uygun olacağı için kuvvet yerine dayancın seçilmesine karar verildi. Zira dayanç kuvvetin etki ettiği alana bölünmesi ile saptandığından elde edilen değerler GİS'in geometrisinden bağımsız olarak elde edildi. Tablo 3'de iki kemik arası mesafenin 1 mm tutulup yapıştırmanın bu mesafede gerçekleştiği Grup 1 ve iki kemik arası mesafenin 2 mm' ye artırılıp bu mesafede yapıştırmanın yapıldığı Grup 2 türü numunelerin basma testine ait verileri ve bu verilerden hesaplanan basma dayanımı değerleri görülmektedir (şekil 12).



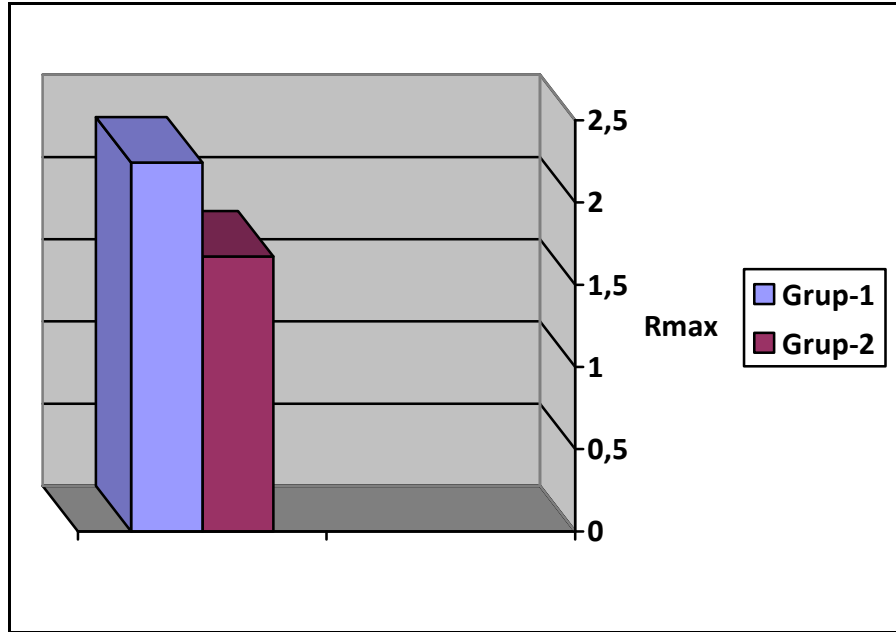
**Şekil 12:** Basma testinin ekran görüntüsü

(Ekranda okla gösterilen kutucukta ölçülen maksimum güç görülmektedir.)

**Tablo 3:** Grup 1 ve 2' ye ait basma testi sonuçları.

Grup1		
Fmax (N)	D (mm)	Rmax (Mpa)
3,838	1,74	1,61
4,346	1,9	1,53
4,473	1,8	1,75
4,621	1,76	1,9
4,715	1,69	2,1
4,998	1,65	2,33
5,53	1,59	2,78
6,406	1,5	3,62
9,858	2,21	2,57

Grup2		
Fmax (N)	D (mm)	Rmax (Mpa)
2,23	1,65	1,04
3,97	1,96	1,31
5,63	2	1,79
5,7	2,03	1,76
6,21	2,12	1,76
6,63	2,36	1,51
8,39	2,5	1,71
9,56	2,21	2,49
10,46	2,82	1,67



**Grafik 1:** Grup 1 ve 2 için basma testi sonucu

Basma testi sonuçları Tablo;3' de gösterildiği gibi bulundu. Yapılan hesaplamalarda grup 1 için Fmax 5.4217 N, grup 2 için 6.5311 N, çap grup 1 için 1.76 mm, grup 2 için 2.18 mm bulundu. Rmax değeri grup 1 için 2.2433 Mpa, grup 2 için 1.6711 Mpa olarak bulundu. Rmax değerleri grafik-1' de gösterildi. Her iki grup arasında F max açısından anlamlı bir fark tespit edilmedi ( $p= 0.312$ ), grup 2' de kalınlık değeri istatistiksel olarak anlamlı derecede 1.grup deneklerine göre yüksek bulundu

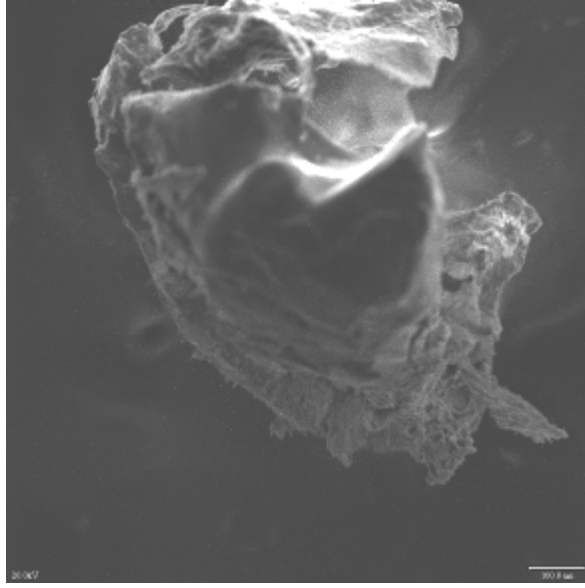
( $p=0.006$ ), grup 1’de Rmax parametresi istatistiksel olarak anlamlı derecede 2.grupdan yüksek bulundu ( $p=0.042$ ) .

**Tablo 4:** Gruplar arası sonuçların istatistiksel karşılaştırılması

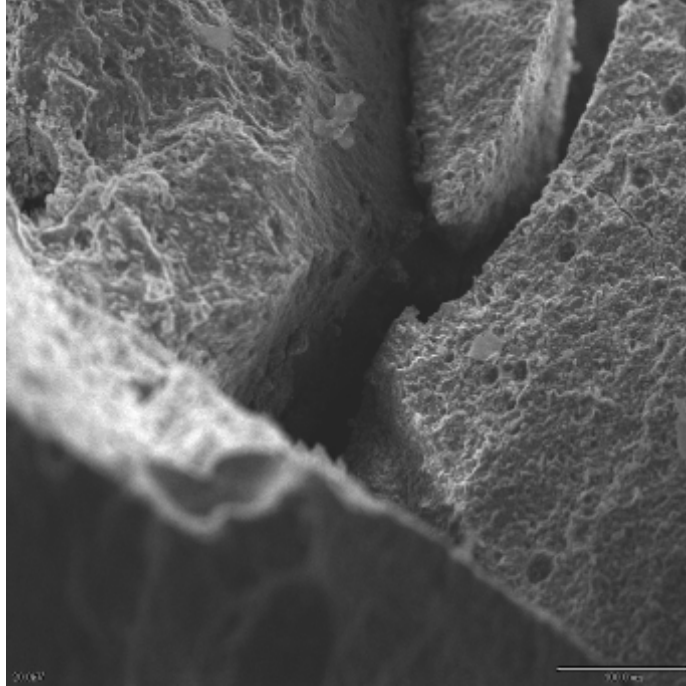
	<b>Grup</b>	<b>N</b>	<b>Mean</b>	<b>Std. Deviation</b>
Fmax	grup 1	9	5,4217	1,82115
	grup 2	9	6,5311	2,61582
D	grup 1	9	1,7600	,20543
	grup 2	9	2,1833	,34150
Rmax	grup 1	9	2,2433	,66981
	grup 2	9	1,6711	,39634

Yüzdesel olarak Grup 1 numunelerinin basma dayancına göre grup 2 numunelerin basma dayancının %25,5 azaldığı saptanmıştır. Bu da gevrek kırılma davranışı gösteren GIS’in tek eksenli ancak 91 derece açı ile bağlantı noktasının grup 1 de grup 2’ye göre %25.5 daha fazla eğme+basma bileşik gerilmesine karşı koyduğu anlamında yorumlandı.

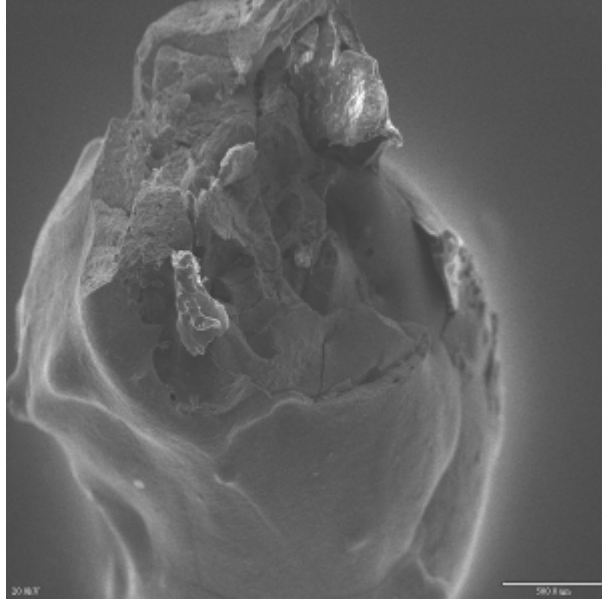
1.grup numunelerde 100 büyütmede elde edilen kırık yüzey resmi resim-8’de gösterilmiştir. Buradaki kırılmanın GIS’ den olduğu ve gevrek kırılma gösterdiği anlaşılmıştır. Aynı noktanın 200 büyütmedeki başka bir görüntüsüyle de gevrek kırılmanın olduğu açıkça izlenmektedir (Resim;9). 2 mm numunelerde daha düşük dayanım değerlerin elde edilmesi kırık yüzeyi analizlerinden de görülmüştür (Resim; 10). Şekilde çok parçalı kırılma mevcuttur (Resim;11).



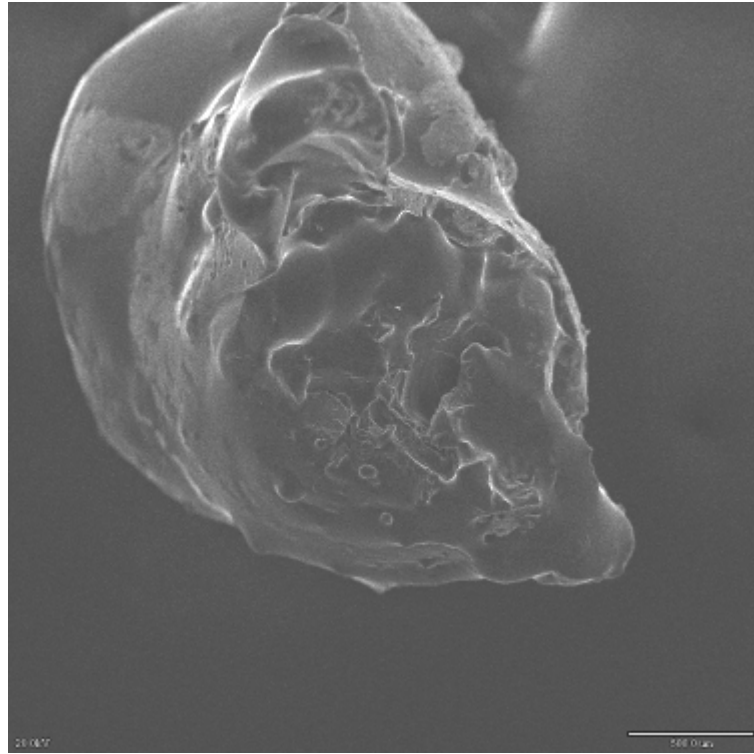
**Resim 8 :** Grup-1’de kırılma yüzeyinin büyütülmüş görünümü.



**Resim 9:** Bone cemetin gevrek kırılması



**Resim 10:** 2. Grupta bone cementten gevrek kırılma



**Resim 11:** Çok parçalı kırılma

## 5. TARTIŞMA

Günümüzde orta kulakta işitmenin restorasyonu amacıyla otojen kemik ve kartilaj homogreftler, plastik, seramik, metal gibi maddelerden üretilen protezler yaygın olarak kullanılmaktadır. En iyi implantasyon materyalleri otojen kaynaklı olanlardır. Ancak her zaman implantasyon materyali otojen kaynaktan temin edilemeyebilir. Bu durumda çeşitli metaller, polimerler, plastikler, florokarbonlar ve seramikler implant olarak kullanılabilir. Protezin dislokasyonu, ossiküler interpozisyonda stabil kalamamaları, biyo uyumsuzluk nedeniyle alınma ve atılma riski bu materyallerin olumsuz özelliklerindedir (27,31,32).

Buna karşın GİS'ler kolay uygulanır ve biyouyumlu kabul edilmesi nedeniyle ossikuloplasti sırasında çok sık olarak kullanılmaya başlanmıştır (2,3,4). GİS ilk kez 1969 yılında Alan Wilson (44) tarafından geliştirilmiştir. Wilson (46) ve McLean (45) GİS'i dental dolgu materyali olarak kullanmaya başlanmıştır. Kullanıma giren sementler iyonlaşabilen floro-alümino-silikat cam (glass) ve kopolimer akrilik asitin sulu solüsyonundan oluşmuştur. Glass iyonomerler, silikat cement ve polikarboksilat sementlerin hibridleridir. Bunun üretimindeki amaç esasında silikat sementlerin (translusensi ve florid salınımı) ve polikarboksilat sementlerin (diş yapısına kimyasal bağlanabilirlik ve disin pulpa kısmına zarar vermeme) karakteristiklerini birleştiren tek bir sement formu oluşturmaktır. GİS' ler mine ve dentine doğrudan bağlanma kabiliyetleri, uzun süreli flor salınımları ve kolay uygulanmaları gibi sebeplerle uzun yıllar diş hekimleri tarafından kullanılmış, yaygın kabul görmüşler (60). Diş

hekimliğinde kullanım rahatlığı sağlamaları, toksisite göstermemeleri, nispeten ucuz olmaları nedeniyle tıbbın diğer dallarının da ilgisini çekmiştir. GiS'ler dokuya, metale, hidroksiapatite ve donmuş çimentoya iyi adezyon özelliğine sahiptir. Bükülebilir, şekillendirilebilir ve operasyon sırasında turlanabilirler. Bu özelliklerinden dolayı ortopedi, beyin cerrahisi, kulak burun boğaz, plastik cerrahi alanlarında giderek artan sıklıkta kullanılmaya başlanmıştır. Diz, kalça eklemi değişimi, çenenin yeniden yapılandırılması, çene kemiğinin sabitleştirilmesi, diş dolgu materyali, omurga kemiği füzyonu, orta kulak kemikçiklerinin rekonstrüksiyonu ve dış kulak yolu rekonstrüksiyonu gibi birçok durumda kemik dolgu maddesi olarak bone cement kullanılmaktadır (1,2,3,4,8,9).

GiS'lerin kullanım özelliklerindeki kolaylıklar ve üstünlükler kulak burun boğaz alanında da ilgi çekmiş ve bir çok kulak burun boğaz kliniğinde çeşitli endikasyonlarla sık kullanılır olmuşlardır. Geyer (61) ve Helms (61) ve Babighian (56) , GiS'i kulak cerrahisinde ilk olarak kullanan belli başlı otologlardır. Bu materyal günümüzde; ossikuloласти amacıyla, akustik nörinom cerrahisi sonrası temporal kemik petroz apeksinde oluşan defektlerin kapatılmasında, kraniyal defektlerin rekonstrüksiyonunda, açık kavite timpanoplastilerde kavite obliterasyonunda, DKY arka duvar rekonstrüksiyonunda, stapes ameliyatlarında ve koklear implant gibi biyomekanik cihaz fiksasyonlarında kullanılmaktadır.

Kronik enfeksiyonda ortaya çıkan kemikçik nekrozunda en fazla etkilenen, beslenmesi daha kötü olan incus uzun koludur. Bu durumda inkudo stapediale eklemden ayrılma olur. İnkus uzun kolundan sonra stapes suprastruktürü ve manibrium malleide nekroz olur. En son inkus ve malleus kaputu ile stapes tabanı nekroze olur (8,9,65,69). İnkus uzun kolu erezyonlarında işitme rekonstrüksiyonu için bir çok yöntem ve bu yöntemler sırasında kullanılan materyaller tarif edilmiştir. PORP ve TORP gibi protezlerin kullanıma girmesi ossikuloplastide önemli bir devrim olmuştur. Defektli inkusu by-pass veya replase eden PORP veya TORP kullanımı yerine daha sınırlı inkus defektinin olduğu durumlarda inkusu stapesle tekrar ilişkilmesini sağlayan, normal anatomiye uygun, kolay uygulanan ve biyouyumlu kabul edilen bone-cement kullanımı daha sıklıkla tercih edilmeye başlanmıştır (2,3,4,62). GiS'ler, iyi akustik enerji iletimi ve protez kullanımında görülen zayıf bağlantı probleminin olmaması gibi avantajları ile birlikte kemikçik zincirde sağlam bir devamlılık sağlamaktadır. Çimento kullanılan

olgularda yüksek frekanslarda elde edilen kazanç, malzemenin vibrasyon özelliği ile ilgilidir (2).

GİS'in otolojide kullanılmaya başlanmasıyla birçok klinik çalışma yapılmıştır ancak GİS'in otolojide güvenilirliği ve dayanımı ile deneysel çalışma mevcut değildir. Yapılan klinik çalışmalarda sıklıkla postoperatif klinik gözlemlerle değerlendirmiştir. Postoperatif başarıyı gösteren hava-kemik yolu gap'i postoperatif orta kulak ventilasyonu ve anormal yumuşak doku infeksiyonundan da etkilendiği için sadece rekonstrikte olan ossikuler zincirin fonksiyonunu gösteremez.

Yapılan klinik çalışmalarda Brask'ın çalışmasında inkus uzun kolunun defektinin değerlendirildiği 22 vakanın postoperatif ortalama air-bone gap'inin 20 dB (%)'nin altında olma oranı %81.3 olarak belirtilmiştir (63). Babu ve Seidman (2), timpanoplasti ile birlikte mastoidektomi operasyonu yaptıkları 264 kronik süperatif otitis media hastasının 18'inde hidroksiapatit kemik çimento kullandıklarını bildirmişlerdir. Operasyon sonrası hava- kemik yolunda anlamlı düzelme elde etmişler. Elsheikh ve ark. (64), 62 hastada toplam 82 kulağa hidroksiapatit kemik çimento kullandıklarını bildirmişlerdir. Çalışmalarında kontrol grubunu plastipore parsiyel ossiküler replasman protezi kullandıkları 20 hasta oluşturmuştur. Postoperatif olarak, hidroksiapatit kemik çimento kullanılan hasta grubunda kontrol grubuna göre anlamlı derecede daha iyi hava-kemik yolu ortalamaları elde ettiklerini bildirmişlerdir. Feghali ve ark. (65), 1998'de sundukları çalışmalarında, 9 hastada glass iyonomer kemik çimento kullandıklarını ve postop saf ses odyometrisi ortalamalarında preoperatiflere göre önemli ölçüde düzelme tespit ettiklerini rapor ettiler.

Beyazıd ve ark.ları (3) tarafından inkudostapedial (IS) ve malleusla stapes (MS) arası onarımında bone-cementin başarıları 78.6.1% and 87.5% başarı oranı bildirmişlerdir. Bu çalışmada uzunluk ölçülmesi de IS ve MS onarımının sonuçlarının istatistiksel olarak birbirinden farklı olmadığı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda ise uzunluğun artmasıyla GİS'in kırılabilirliğinin daha arttığı gözlemlendi. Çalışmamızda 2 mm uzunluktaki bone cement kırılabilirliğinin 1 mm ye göre %25,5 daha kırılabilir olduğu saptandı. Bu sebeple uzunluk farkının da başarıyı etkileyen kriterlerden olduğunu düşünmekteyiz.



Beyazıt ve arkadaşları çalışmalarında, başarısızlık sebepleri arasında timpanomaetal flepi kapatırken ve DKY'na tamponlama yapılırken uygulanan kuvvetin bone-cementin kırılmasını arttırabildiğini belirtmişlerdir. Aynı çalışmada operasyon sonrasında özellikle malleusla stapes arasına yapılan bone cement onarımının temporal adele fasyası veya kartilaj yerleştirdikten sonra uygulanması gerektiği yapılan yanlış manipülasyon sonrasında kemikçik zincirle iletilen basıncın SNİK, tinnitus ve vertigoya yol açabileceği ileri sürülmüştür. Bu sebeple zar veya spongostan yerleştirdikten sonra kemikçik zincir onarımının yapılması gerektiği bu yazıda önerilmiştir.

Deneyisel oluşturduğumuz düzenekte inkus-malleus onarımındaki GIS'in maruz kaldığı kuvvet ortalama grup 1 de 7,25 N, grup 2 de 6,53 N olarak bulundu. Kemikçik zincirin sesin kulak zarına çarpmasıyla oluşan ses basıncının iç kulağa yansıtılma maruz kaldığı kuvvet bizim çalışmamızda ortaya çıkan değerlerin altındadır. Fakat skuba dalıcıları, pilotlarda veya yüksek gürültülü ortamda çalışanlarda ses basıncının artması ve kemikçik zincirin taşıdığı yük artabilir. Bu durumda GIS ile osikuloplasti yapılmış kulaklarda artmış basınca GIS'in dayanma gücü yeterli gelmeyebilir. Normal kulak fizyolojisinde stapedial tendon, kemikçiklerin ligamentleri, oval ve yuvarlak pencere, iç kulak sıvısal ortamı gibi enerjiye modifiye eden sistemler bulunmaktadır. Bizim invitro çalışmamızda ise kemikçik zincir sert bir zemin üzerine oturtulduğu ve diğer yukarıda belirtilen enerjiyi modifiye eden sistemler olmadığı için uygulanan enerjide herhangi bir kayıp olmaksızın GIS'in dayanımı objektif olarak tespit edilebilmiştir.

GIS ile yapılan osikuloplastinin başarısına reaksiyon sırasındaki kimyasal ve fiziksel birçok faktör etki göstermektedir. Bu faktörler arasında ısı ve toz partikül çapı ve toz/sıvı miktarı belirtilmiştir (3). Otolojik cerrahide bu faktörlerden ısı değişikliği önemlidir. Biz çalışmamızda ısı etkisini standartize etmek için deneyleri ameliyathane koşullarına benzer klimatize ortamda 18°C de yaptık. GIS hazırlanması esnasındaki hatalar erken dönem işitme kaybının sebebi olabilir. Erken dönemde işitme rekonstrüksiyonundaki başarısızlığını şu sebeplerle açıklayabiliriz; çimento karışımının uygun olmayan hazırlanması ile azalmış sertlik ve katılık, çimentonun katılaşmasından evvel operasyonun sonlandırılması, timponlanırken çimento köprüsünün kırılması sayılabilir (3). Çalışmamızda aynı kişi tarafından sement ve toz karışımı hazırlanıp

uygun kıvama getirildi. Donma işlemi prospektusda tarif edilen sürede tamamlandıktan sonra basma işlemine başlandı.

Çalışmada standartizasyonu sağlamak için aynı kişi tarafından GİS karışımı hazırlansa da her 2 grup için yapışma ara yüzeyinin yüzey pürüzlülüğü saptanmadığından ara yüzey bağlantıları netleştirilememiştir.

Yüzeyin dik kesidinde önemli parametre aritmetik ortalama yüzey pürüzlülüğüdür. Yapışma veya ara yüzey bağlantıları doğrudan yüzey pürüzlülüğüne ve ara yüzeydeki kan, fibröz doku, ortam ısısı gibi diğer etkenlere bağlıdır (70). İn vitro çalışmada, diğer ara yüzey etkenlerin etkisi yoktur. Kemikleri üzerindeki fazla miktarda yüzey pürüzlülüğü yapışmanın gerçekleşeceği yüzey alanının artmasına sebep olarak yapışmanın daha geniş alanda gerçekleşmesine ve dolayısıyla daha iyi yapışmasını sağlamaktadır. Fakat bu çalışmada sağlıklı kişilerden alınmış inkus ve stapesin yüzey pürüzlülüğü bilinmediğinden bu etken kullanılmamıştır.

Brask'ın çalışmasında (63) GİS ile onarımın 2 mm.ye kadar olan defektlerde tek başına kullanıldığı ve 2 mmden daha büyük olan defektlerde platinum wire prothesisin GİS ile kombine edildiği belirtilmiştir. Bu sebeple çalışmamızda 2 mm nin altındaki defektlerde saf GİS'in kullanımı araştırıldı.

Skinner ve arklarının çalışmasında inkudostapedial eklem açısı ortalama  $93.03^{\circ} \pm 8.27^{\circ}$  olarak verilmiştir (67). Bizim çalışmamızda da inkudostapedial eklem açısı 91 derecede sabit tutulmuştur. GİS üzerine gelen yükleme doğrudan basma olmayıp 91 derece yapışma konumu nedeniyle eğme+basma bileşik gerilmesi şeklindedir. Bu yükleme ile görülen kırılma biçimi tümüyle gevrek kırılmadır.

Gevrek kırılma metalsel malzemelerde tek veya birkaç parçalı, seramik esaslı malzemelerde ise çok parçalıdır. Deneyde kullanılan GİS'lerde kırılma çok parçalı olarak gözlenmiştir. İzlenen bu durum deney sırasında da hiç veya çok az esneme olması sebebiyle olmaktadır (70).

## 6. SONUÇ

İnkudostapedial eklem onarımında 1mm' lik defekt ile kıyaslandığında 2 mm'lik defektlerde GİS' in kırılma oranı %25,5 oranında artmaktadır. Bu sebeple osikuloplasti sırasında GİS seçiminin kısa defektlerde daha etkili olacağını düşünmekteyiz.

## 7. KAYNAKLAR

1. Joela. Goebel, FACS and Abraham Joacb. Use of Mimix hydroxyapatite bone cement for difficult ossicular reconstruction. *Otolaryngology- Head and Neck Surgery* . Volume 132,issue 5, May 2005, 727-734.
2. Babu S, Seidman MD, Ossicular reconstruction using bone cement. *Otol Neurotol*. Mar2004;25:98-101.
3. Y. A. Bayazit, E. Ozer, M. Kanlikama. Incudostapedial rebridging ossiculoplasty with bone cement. *Otol Neurotol*. 2005; 26:364–367.
4. Rondini-Gilli E, Grayeli AB, Borges Crosara PF, El Garem H, Mosnier I, Bouccara D, Sterkers O. Ossiculoplasty with total hydroxylapatite prostheses anatomical and functional outcomes. *Otol Neurotol*. 2003;24:543-7.
5. Tas C. A. Cüneyt , 2007. Ortopedik ve Dental Kalsiyum Fosfat Çimentoları. *Günce Dergisi*. 2007;36:23-25, .
6. G. P. Tartaro, S. D'Amato, A. Itro, G. Carotenuto, A. Gallo and L.Nicoliaais, .*Mater.Sci.:Mater.Med*. 1996;7:431.
7. S.Stea, M.Cervellati, D.Cavedagna, L.Savarino, E. Cenni and A.Pizzoferrato, J. *Mater. Sci.: Mater. Med*. 1998;9:141.
8. Muller J, Geyer G, Helms J. Restoration of sound transmission in the middle ear by reconstruction of the ossicular chain in its physiologic position. Results of incus reconstruction with ionomer cement. *Laryngorhinootologie* 1994;73: 160–3.
9. Mikaelian DO. Perichondrial-cartilage island graft in one stage tympano-ossiculoplasty. *Laryngoscope* 1986;96:237-9.

10. Som PM, Curtin HD. Head and Neck Imaging. 4th edition. St.Louis: Mosby Inc; 2003;150-152.
11. Haaga JR, Lanzieri CF, Gilkeson RC. CT and MR Imaging of the Whole Body. 4th edition. St.Louis: Mosby Inc; 2003;206-220.
12. Burgener FA, Kormano M. Differential Diagnosis in Computed Tomography. New York: Thieme Medical Publishers; 1996;152-160.
13. Akyıldız N. Kulak Hastalıkları ve Mikrocerrahisi. 1. Cilt. Ankara: Bilimsel Tıp Yayınevi; 1998;15-150.
14. Akyıldız N. Kronik Otit Cerrahisi Timpanoplasti. 1. Cilt. Ankara: Bilimsel Tıp Yayınevi ; 2002;14-142.
15. Daniel I. Chho, Gresham T.Richter. Development of the Ear. In James B. Snow JR, P.Ashley Wackym,eds. Ballenger's Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery. 2009: 17-27.
16. Santi PA, Mancini P. Cochlear anatomy and central auditory pathways. In: Cummings SW,Frederickson JM, Harker LA, Krause CJ, Schuller DE, eds. Otolaryngology Head Neck Surgery. Fourth edition, 2005: 3373-3401.
17. Brenda L.Lonsbury Martin, Glen K. Martin, Maureen T. Hannley. Physiology of teh Auditory and Vestibular Syastems . In James B. Snow JR, P.Ashley Wackym,eds. Ballenger's Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery. 2009:45-79.
18. Dew LA, Shelton C. Complications of temporal bone infection. In: CummingsCW, Fredericson JM, Harker LA et al , eds. Otolaryngol Head and Neck Surgery, ed. 3 St Louis: Mosby Year Book; 1998. p.3047-73.
19. Ulug T. Temporal Kemik Cerrahisi Atlas. Istanbul: A4 Ofset Yayınları; 2002; 4-55.
20. Putz R, Pabst R. Sobotta İnsan Anatomisi Atlası. 1. Cilt. Münih: Urban&Schwarzenberg; 1993;40.
21. Frootko NJ: Recontruction of the middle ear. In Booth JB ed. Scott-Brown's otolaryngology, Butterworth, Vol 3,1997;pp:3/11/1-3/11/30.
22. McGee M. Non-Ossicle Homogreft Bone Prostheses İn The Middle Ear. American Laryngological Rhinological and Otological Society, Supplement No:51. The Laryngoscope 1990;100(2):1-10.
23. Hough JVD. İncudostapedial joint seperation: etiology, treatment and significance. Laryngoscope.1959;69:644-664.
24. Guilford F: Respositioning of the incus. Laryngoscope. 1965;75:236-242.

25. Varabeke SJ, Govaerts PJ, Offeciers FE: The "Two Hole" Ossiculoplasty Technique. *Laryngoscope* 1996;100: 507-510.
26. Wehrs RE. Results of homografts in middle ear surgery. *Laryngoscope* 1976;88:808-15.
27. McGee M, Hough JVD. Ossiculoplasty. *Otolaryngol Clin North Am* 1999;32(3):471-488.
28. Kartush JM. Ossicular chain reconstruction. *The Otolaryngologic Clinics Of North America*.1994;27(4):689-715.
29. Austin DF. Ossicular reconstruction. *Archives of Otolaryngology*. 1971;94: 525-535.
30. Grippaudo M. Hystopathological studies of the ossicles in chronic otitis media. *Journal of Laryngology and Otology*. 1958;72:177-189.
31. Yamamoto E, Iwanaga M, Fukumoto M. Histologic study of homograft cartilages implanted in the middle ear. *Otolaryngol Head and Neck Surg*. 1988;98:546-551.
32. Belal A Jr, Sana M, Gamoletti R. Pathology as it relates to ear surgery. V. Ossiculoplasty. *J.Laryngol Otol*. 1984;98:229-240.
33. Steinbach E, Pulsakar A. Long term histological fate of cartilage in ossicular reconstruction *J.Laryngol Otol*. 1981;95:1031-1039.
34. Treace HT. Biomaterials in ossiculoplasty and history of development of prostheses for ossiculoplasty. *Otolaryngologic Clinics of North America*. 1994;27(4):655-662.
35. Heinemann GF. Middle ear ossicles. *Acta Otolaryngocol Belg*. 1991;45: 88-91.
36. Glasscock ME, Jackson CJ, Knox GW. Can acquired immunodeficiency syndrome and Creutzfeldt-Jacob disease be transmitted via otologic homografts. *Arch Otol Laryngol Head Neck Surg*.1988;114:12-52.
37. Gersdorf M, Vilian J, Maisin JP, Muntig E, Delloye C. Bone allografts in reconstructive middleear surgery. *Arch Otolryngol*. 1982;246:485-488.
38. Gersdorff M, Maisin JP, Muntig E. Comparative study of the clinical results obtained by means ofplastipore and ceramic ossicular prothesis and bone allografts. *Am J Otol*. 1986;7:294-297.
39. Robier A, Geofroy Ph, Pandraud L, Beutter P. Madrepor skeleton in ossicular chain reconstruction. *Transplants and implants in otology*. Babighian G, Veldman JE. (eds) Kugler & Ghedini Amsterdam-Berkeley –Milano, 1988; 285-286.

40. Shea JJ. Tympanoplasty in chronic right otitis media: a case report. *Memphis Med* 1958;33:271-275.
41. Treace HT. Biomaterials in Ossiculoplasty and History of Development of Prostheses for Ossiculoplasty. *Otolaryngologic Clinics of North America*. 1994;27(4):655-662.
42. Şafak MA, Özeri C. Kemikçik Rekonstrüksiyonunda Biyouyumlu Materyaller. *KBB ve Bas Boyun Cerrahisi Dergisi*. 1994; 2:247-53.
43. Dubok, V. A. Bioceramics-Yesterday, Today, Tomorrow. *Powder Metallurgy and Metal Ceramics*, 2000: 39; 381-392.
44. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J* 1972;132:133-135.
45. Wilson A.D., McLean JW. *Glass-Ionomer Cement*. Chicago: Quintessence Publishing. 1998;10:131-99.
46. J.W.Mc Lean and A.D.Wilson, *Br.Dent.J.* 1974;136:269-270.
47. Savarino L, Cervellati M, Stea S, Cavedagna D, Donati ME, Pizzoferrato A, Visentin M. In vitro investigation of aluminum and fluoride release from compomers, conventional and resin-modified glass-ionomer cements: a standardized approach.*J Biomater Sci Polym Ed*. 2000;11:289-300.
48. Funk, Michael J. , Litsky, Alan S. , 1997. Effect of Cement Modulus on the Hear Properties of the Bone - Cement İnterface. *Biomaterials*. 1998;19:1561-1567.
49. Serbetçi K., Orhun S., Korkusuz F., Hasırcı N. Hidroksi Apatit İçeren Kemik Çimentosunun İn-Vivo Biyouyumluluğu. *Journal Of Arthroplasty & Arthroscopic Surgery*. 2002;13: 259-263.
50. Yang JM, Lu CS, Hsu YG, Shih CH.Mechanical properties of acrylic bone cement containing PMMA-SiO<sub>2</sub> hybrid solgel material.*J Biomed Mater Res* 1997;38: 143-54.
51. Pascual, B. Gurruchaga, M. Ginebra, M.P. Gil, F.J. , Planell, J.A. , Goni, I. ,1998. Influence of the Modification of P/L Ratio on a New Formulation of Acrylic Bone Cement. *Biomaterials*.20(1999):465-474.
52. Weam F.,M., Masahiko, K., Shuichi, S., Masaki, K.,Masashi, N., Satoru, Y., Takashi, N., 1999. Biological and Mechanical Properties of PMMA- Based Bioactive Bone Cement. *Biomaterials*.21(2000):2137-2146.
53. Kupperman D, Tange RA. Long - term results of glass iyonomer cement, Ionocem, in the middle ear of the rat. *Acta otorhinolaryngol Belg* 1997;51:27-30.
54. Geyer G, Helms J. Plastischer Verschluss Knöcherner Schadelücken mit einem ionomeren Knochenersatzmaterial. *Otolaryngol Nova* 1992;2:99-104.

55. Geyer G, Helms J. Reconstruction of the posterior auditory canal wall and obliteration of the mastoid cavity using glass ionomer cement. In: Yanagihara N, Suzuki JL, eds. *Transplant and Implants in otology*. edn 2. Amsterdam: Kugler, 1992:165-170.
56. Babighian G. Use of a glass ionomer cement in otological surgery: a preliminary report. *J Laryngol Otol* 1992;106:954-956.
57. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res* 2000;79:709-714.
58. Kupperman D, MD; Rinze A. Tange, MD, PhD. Ionomeric cement in the human middle ear cavity: Long term results of 23 cases. *Laryngoscope*,2001;111:306-309.
59. Sasanaluckit P, Albustany KR, Doherty PJ, Williams DF. Biocompatibility of glass ionomer cements. *Biomaterials* 1993;14:906-916.
60. Küçükkesmen HC, Küçükkesmen Ç, Öztas DD, Kaplan R. Farklı Tiplerdeki Geleneksel Ve Rezin-Modifiye Cam İyonomer Simanların Su Emilimi Ve Suda Çözünürlüğü. *A.Ü. Dis Hek. Fak. Derg.* 2005; 32:25-34.
61. Geyer G, Helms J. Reconstruction of the posterior auditory canal wall and obliteration of the mastoid cavity using glass ionomer cement. In: Yanagihara N, Suzuki JL, eds. *Transplant and Implants in otology*. edn 2. Amsterdam: Kugler, 1992:165-170.
62. Nakamura T., *Bioceramics in Orthopedic Surgery*. Elsevier Science Ltd, Pergamon, 1996:31-32.
63. Brask T. Reconstruction of the Ossicular Chain in the Middle Ear With Glass Ionomer Cement. *Laryngoscope* 1999; 109:573-6.
64. Elsheikh MN, Elsherief H, Elsherief S. Use of Hydroxyapatite Bone Cement for Rebridging the Incus. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2006; 132:196-9.
65. Feghali JG, Barrs DS, Beatty CW, et al. Bone cement reconstruction of the ossicular chain: A preliminary report. *Laryngoscope* 1998; 108:829–36.
66. Schuknecht H.F, Gulya A.J. *Anatomy of the temporal bone with surgical implications*. London: Lea&Febieger, 1986:291-301.
67. Margaret Skinner, Carlo Honrado, Mukesh Prasad, H. Nelson Kent, Samuel H. Selesnick, *The Incudostapedial Joint Angle: Implications for Stapes Surgery Prosthesis Selection and Crimping*. *Laryngoscope*, 113:2003;647– 653.
68. Chole RA. Cronic otitis media , mastoiditis and petrositis. In: Cummings CW, Fredrickson JM,Schuller DE eds. *Otolaryngology- Head and Neck surgery*, Mosby Year Book Volum-4, 1993:2823-37.



69. William D. Callister, Jr., *Materials Science and Engineering: An Introduction* 7th Edition, John Wiley & Sons, Inc, 2007; 208-214.
70. Buddy D. Ratner, Allan S. Hoffman, Frederick J. Schoen, Jack E. Lemons, *Biomaterials science: An Introduction to Materials in Medicine* 2nd Edition, Elsevier Inc, 2004;573-580.
71. Howard Kuhn, Dana Medlin, *ASM Handbook-Volume 8: Mechanical Testing and Evaluation*, ASM Handbook Committee, 2000; 390-398
72. ASTM E 9, *Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature*, 2000 ;110-117.
73. ASTM D 695, *Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics*, 2002;156-179.
74. Goebel JA, Jacob A. Use of Mimix hydroxyapatite bone cement for difficult ossicular reconstruction. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2005 May;132:727-34.
75. A.D. Wilson, J.W. McLean “Glasionomere”, Quintessenz Verlag 1988; 37.
76. Lee KJ. *Essential Otolaringoloji: Baş ve Boyun Cerrahisi*. Baskı 4 Güneş kitabevi. İstanbul.2004;8:24-26.
77. Richard R. Gacek. *Anatomy of the Auditory and Vestibular Systems*. In James B. Snow JR, P.Ashley Wackym,eds. *Ballenger’s Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery*. 2009:1-15.
78. Lawrence M. *Inner ear physiology*. In: Paparella MM, Shumrick DA, eds. *Otolaryngology*, Philadelphia: Saunders, 1980: 216-240.