

DERLEME**KEMİKÇİK REKONSTRÜKSİYONUNDA
BİYUYUMLU MATERYALLER****BIOCOMPATIBLE MATERIALS IN OSSICULOPLASTY****Dr. Mustafa Asım ŞAFAK (*), Dr. Cavit ÖZERİ (*)**

K.B.B. ve Baş Boyun Cerrahisi Dergisi 2 : 247-253

ÖZET : 1960 larda kronik otit cerrahisindeki amaç kuru bir kavite oluşturmakken, bugün önemli olan iletim rekons-triksiyonudur. Ossiküloplasti için plastik, seramik, metal gibi pek çok biyoyumlu protezler denenmiştir. Klinikler arası ortak kriterlerin olmaması ve kronik otitin çeşitli patolojik etkileri nedeniyle, ossiküloplasti için hangi protezin üstün ol-duğuna karar verilmesini güçleştirir.

Anahtar Sözcükler : Ossiküloplasti: Biyoyumlu Materyaller: Kemikçik Replasman Protezleri

SUMMARY : While until 30 years ago, the sole objective otologic surgery for chronic ear disease was to eliminate otorrhea and make the ear safe, today, to reconstruct the conductive mechanism is the most important aim. Chronic ear surgery has stimulated a great deal of experimentation in the use of nonbiologic implantable materials. Some of the biocompatible materials used for ossicular reconstruction are a large variety of plastics, ceramics, metals, glass inomer cement, carbon-carbon and the combination of these, table 1. The hearing succes rates for ossicular reconstruction are generally reported in terms of closure of the air-bone gap just like as the succes rates for otosclerosis surgery. But the problems associated with reconstructed ears involved by chronic otitis media are quite different from those in patients suffering from otosclerosis. Normal auditory function requires the distribution of information from both cochleas. On the other hand the postoperative air threshold and the difference from those of other ear is more important than the air-bone gap of the operated ear for functional hearing. So it is difficult to say which of these prostheses possess superiority, in lack o/any consensus of reported succes rates.

Key Words: Ossiculoplasty; Biocompatible Materials; Ossicular Replacement Prosthesis

GİRİŞ

İşitme rekonstrüksiyonunda önemli aşamalardan biri kemikçik zincirin restorasyonudur. Ossiküloplas-ti için 30 yıldır kullanılan biyoyumlu protezlerin önemlilerini kısaca gözden geçireceğiz. (Tablo 1)

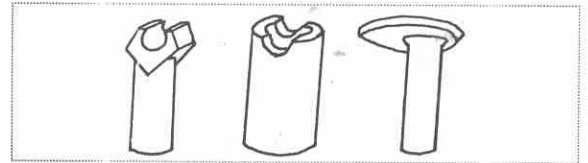
Tablo 1 : Kemikçik Rekonstrüksiyonunda Biyoyumlu Materyaller	
I. PLASTİKLER	A. Politetrafloroetilen (Teflon) B. Gözenekli plastikler; 1. Proplast 2. Pasti-Pore 3. Polisel C. Polyamid D. Silikon
II. SERAMİKLER	A. Biyo inert Seramikler 1. Alüminyum dioksit 2. Frialit B. Biyoaktif Seramikler 1. Cam seramikler 2. Kalsiyum fosfat
III. GLASS IONOMER CEMENT	
IV. METALLER	A. Titanyum B. Paslanmaz çelik tel C. Altın
V. KARBON-KARBON PROTEZLER	
VI. KOMBİNE PROTEZLER	

(*) S.B. Ankara. Hastanesi KBB Kliniği ANKARA

I. PLASTİKLER :**A) TEFLON :**

Poliyeten veya kompakt teflonun kulak cerrahi-sinde ilk kullanımı 1958'de Shea tarafından stapedek-tomi ile başlamıştır. İrius replasmanı için 1960'lı yıl-larda Harrison, Portman, Guilford, Sheeny, Siedeptop ve Brown tarafından poliyeten kullanımı başlatılmış-tır, (Tos 1993). Bu amaçla stapesin başına oturacak tüp şeklinde bir şaft ve zara veya malleus koluna yer-leşecek değişik şekilli platformlardan oluşan protezler geliştirildi, (şekil 1). TORP olarak kullanılan protezle-rin şaftları oluklu olmayıp boylan daha uzundur.

Bu protezler uzun dönemde önemli atılım reaksi-yonları göstermekteydi. Yaklaşık olarak ilk yıl sonun-da %30-50, üçüncü yıl sonunda %70 oranında protez atılımları gerçekleşince daha fazla kullanılmadılar.



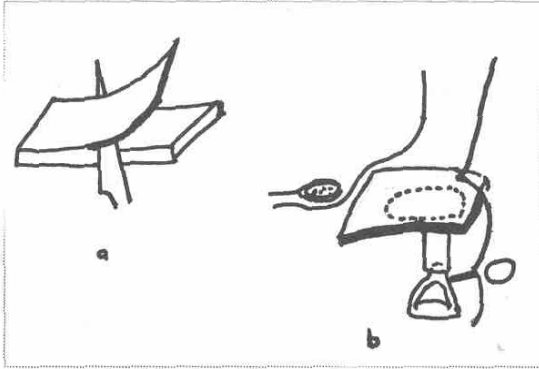
Şekil 1: a) Malleus boyununu ile stapes arasına yerleştirilir;
b) Malleus kolu ile stapes arasına yerleştirilen Kar-tush'un protezi;
c) Austin'in polisil protezi.

B. GÖZENEKLİ PLASTİKLER;

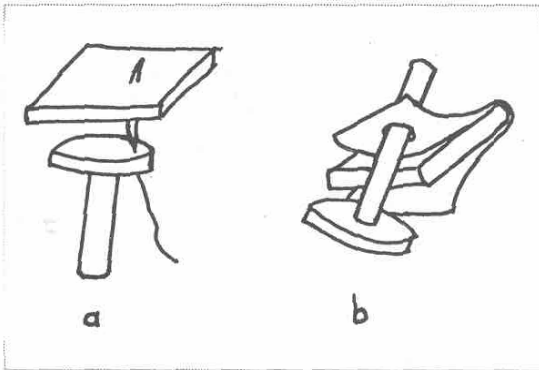
Gözenekli protezler proplast, Camlaştırılmış karbonlu teflon (Teflon plus vitrified carbon), Plasti-pore, Saf polietilen ve Polisel isimli plastik maddelerden geliştirildi. Asıl amaç çevre dokuların gözenekler içine doğru yayılmaları ve böylece biyolojik uyumluluğun artırılmasaydı. Plasti-pore, polietilen resin parçalarından elde edilir ve 20-30 mikron çaplı gözenekleri vardır. Proplast ise bir teflon florokarbon polimer olup, polytetrafluoreethylene olarak adlandırılır, gözenekleri 100-500 mikrondur. Plasti-pore göre daha yumuşak ve frajildir. Polisel de benzer özelliklere sahiptir ve protez çizgileri benzerdir, (şekil 1).

Frooiko (1984) gözenekli protezlerde mikroskopik destruksiyon gelişebildi! bildirirken, yüksek atılım oranına dikkat çekmiştir (PORP %37, TORP %38). Plasti-poreun atılım oranı proplastdan daha fazladır.

Sheehy (1970) gözenekli protezlerin atılımını önlemek için kartilaj interpozisyonunu ortaya atar. İnce bir dilim haline getirilen kartilaj greft, protezin platformu ile zar arasına konulur. (şekil 2). Kartilaj interpozisyonu kısmen başarılı olur ancak Jacson ve Blasscock (1983) kartilajın stabilitesini sağlamak için protez platformuna sütürasyonunu önerdiler, (şekil 3). Saraceno ve ark. (1978) ise perikondriumu eleve edilen bir kartilaj greft interpozisyonu tekniği kullandılar. (şekil 3).

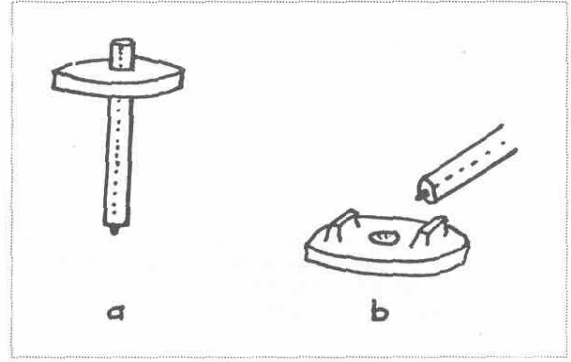


Şekil 2: a) Kartilajın inceltilmesi;
b) Sheehy yöntemiyle kartilaj interpozisyonu



Şekil 3: a) Jackson yöntemiyle kartilaj sütürasyonu;
b) Saraceno tekniği

Plosilden üretilen ve şaft kısmının ortasından geçen paslanmaz çelik tel sayesinde şekil verebilen TORP modelleri de vardır. Moretz platform kısmındaki çıkıntısı (peg-top) sayesinde kartilaj ile kolayca desteklenebilen ve ayrıca yine şaft kısmındaki çelik tel sayesinde şekillendirilebilen bir protez geliştirmiştir, (şekil 4). Şaft içindeki tel, şaftın ucundan 0,75 mm. kadar dışarı uzanır ve stapes tabanına çılan küçük bir deliğe yerleştirilerek stabilitesi sağlanabilir, (şekil 4). Ancak bu işlem enfekte olmayan seçilmiş vakalarda uygulanmalıdır.



Şekil 4: a) moretz'in peg-top modeli;
b) Çelik telin stapes tabanına yerleşmesi

Sauna ve ark. (1982) 6-24 aylık takipde kartilaj kullanılmayan protezlerde %15, kartilaj kullanma ile %2 atılım bildirdiler. Mair ve ark. (1989) ise ortalama 45 ay takip edilen 70 vakalık serilerinde kartilaj veya perikondrium interpozisyonu ile atılım oranlarının %75'den %20'e indiğini bildirdiler. Atılım reaksiyonlarının yaklaşık yarısının ilk iki yılda görüldüğü, bu nedenle uzun süreli yapılmayan takiplerle verilen oranların güvenilir olmadığı söylenir.

Silverstein ve ark. (1986) atılım oranlarını %5.5 olarak bildirirler ancak (akip süreleri vakaların sadece %20'sinde 24 ayın üzerindedir. Yine Brackman ve ark. (1984) atılım oranlarını %7 olarak bildirirlerken vakalarının 2/3'ü iki yıllık takibin altındadır. Ortalama 2-5 yıllık takip sonunda protez atılım oranlarını Barbighian (1985) %24; Austin (1985) %12; Sayth (1982) %12; Jackson ve ark. (1983) %10 olarak bildirmişlerdir.

Plastipor protez kullanan Brackman ve Sheehy (1979), hava-kemik aralığının 20 dB'in altına çekilme oranını %84 olarak bildirmişlerdir. Oysa işleme sonuçları da uzun dönemde değerlendirilmelidir. Toner ve ark. (1991) Plasti-pore protez (n=116) ve biyolojik materyal (n=97) kullanılan vakaların işleme sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Hava-kemik yolu açıklığının 10 dB'in altına indirilmesi 1. grupta %50, 2. grupta %72 iken, 5. yılda aynı oranlar sırasıyla %19 ve %51 bulunmuştur. Hick ve ark. (1978) ise postop. 2. ayda ortalama hava yolu işleme eşiği artışının 26.6 dB olduğunu, ancak 6-21. ay kontrollerde bunun 11.5 dB'e kadar düştüğünü bildirmişlerdir. Gözenekli protezlerle alınan işleme sonuçları tablo 2'de özetlenmiştir.

Tablo 2 : Gözenekli Protezlerle Alınan İşitme Sonuçları

Austin 1985 *		TORP - %63
Black 1977-1986 *	PORP - %64,	TORP - %54
Brackmann ve ark. 1984 *	PORP - %73,	TORP - %55
Colletti ve ark. 1987 *	PORP - %77,	TORP - %67
Emmett ve ark. 1986 *	PORP - %72,	TORP - %60
Gersdorff ve ark. 1986 *	PORP - %62,	TORP - %41
Jackson ve ark. 1983 *	PORP - %49,	TORP - %43
Mair ve ark. 1989. *	Toplam olarak	- %52
Paparella ve Jung, 1983 *	Toplam olarak	- %70
Portmann ve ark. 1984 **	Toplam olarak	- %57
Sanna ve ark. 1985 *2	PORP - %41,	
Silverstein ve ark. 1986 *	PORP - %77,	TORP - %67
Smyth 1982 ***	PORP - %64,	TORP - %59

* Hava-kemik açıklığının 20 dB'in altına çekilmesi
 ** Hava-kemik açıklığının 15 dB'in altına çekilmesi
 *** Hava-kemik açıklığının 10 dB'in altına çekilmesi

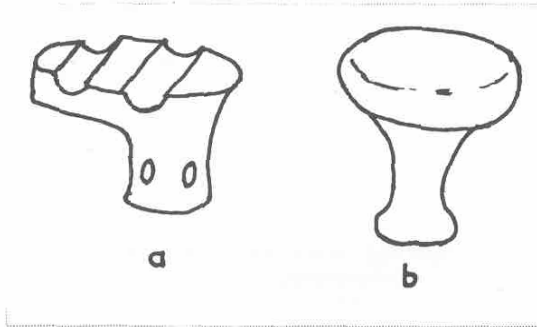
II. SERAMİKLER :

Organik olmayan kristal maddelerin 1000-1300 santigrad derecede yüksek basınç altında sıkıştırılmasıyla seramikler meydana gelir. Yapıları çok fragildir, biyolojik uyumu çok yüksektir ve toksik etkileri yoktur. Seramiklerin de 5-600 mikron arasında değişen gözenekli yapıları olabilir. 100 mikrondan büyük gözenekleri olan protezlerin içine doğru çevre kemik dokusu ilerleyebilmektedir. İmplant edildiğinde etrafı doku ve iyon dengesi kurup, çevre kemik dokusunun protez içine doğru ilerlemesine imkan tanıyan maddelerden üretilenleri biyoaktif seramikler olarak bilinir, diğerleri biyo inert seramiklerdir.

A) BİYOİNERT SERAMİKLER :

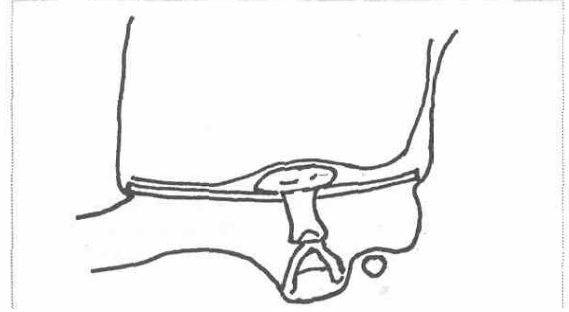
Alüminyum dioksit seramiği olan Frialit, Jahnke (1979) tarafından, Bioceram ise Yamamoto (1982) tarafından tanıtılmıştır.

Frialit protezlerin tüp şeklinde şaftları, olukları bulunan platformları vardır, (şekil 5). Postop 3. haftada protezin üzeri ince bir epitelle örtülür ve 4. haftada iyileşme hiçbir yabancı cisim reaksiyonu olmadan tamdır, (Liu 1990). Sert olan protezin stapes başına oturtulması ve stabilitesi problem olabileceği için, saft kısımlarının uçların çevre fibröz dokunun çabuk ilerlemesini sağlamak için delikler açılmıştır. Protezin içine doğru yayılan fibröz doku sayesinde stapes ile daha sıkı bir bağlantı gelişir.



Sekil 5: a) 2. jenerasyon Frialit protez;
 b) CORP-P isimli Bioceram protez

Bioceram, Ceramic Ossiculer Replacement Protheses (CORP) olarak bilinir, (şekil 5). CORP - I olarak adlandırılan ve Bioceram'dan yapılan total protez modelleri de mevcuttur. Yamamoto (1982) implantasyon dan sonraki 9. ayda insanda kullanılan CORP - I modeli kendi damarsal yapıları olan ince bir epitele ile kaplandığını göstermiştir. Jahnke ve Plesler (1980) ve Reck (1981) 'de benzer bulgular rapor etmişlerdir. Yamamoto (1987) CORP'ya kanal wall down timpanoplastilerde de kullanılmaktadır. Önde anlaşılan etrafa gelip, arkada aditus ve antrumun kapalı olmasında bir yarık bulunan ince bir kartilaj ile orta kulak kısmen ayrılır, protezin başı yarıktan dışarıya çıkarılır ve kartilaj üzerine greft yayılır, (şekil 6). Bu metodla hava-kemik aralığının 10 dB'in altına çekilmesi 1. yıl sonunda %45 iken 3-4. yılın sonunda %42 olarak devam etmiştir. %8 vakada CORP atılımına rastlanmıştır.



Şekil 6: Yamamoto'nun Canal Wall Down timpanoplasti tekniğinde Bioceram protez

B) BİYOAKTİF SERAMİKLER :

1. Cam Seramikler, Silikon dioksitlen oluşur ve camın yapısına çok benzerler. Macor, Bioglas ve Ceravital cam seramikten üretilen protezlerin bilinenleridir.

Ceravitali tanıtan Reck (1984) olmuştur. Ceravital osteojenik reaksiyon geliştirerek platform kısım ile zar arasında fiksasyonu oluşturur ve stabilite kazanmış olur. Gersdorff (1986) bu reaksiyonu artırmak için platform kısmına kemik talaşı uygulamıştır. Protezin platform bölümü ile greft zar arasındaki fiksasyonu önleyebilecek kartilaj interpozisyonu gibi teknikler kontrendike sayılmaktadır. Ceravital protezler Reck (1984), Gersdorff (1986) ve Mervin (1986) tarafından arka duvar rekonstrüksiyonunda da kullanılmıştır.

Ceravitalin uzun dönem işitme sonuçları stabil ve tatminkardır. Reck ve Helms (1985) ile Smyth ve Patterson (1985) ceravital kullandıkları vakaların 5 yıla kadar olan takiplerinde hava-kemik aralığının 20 dB'in altına çekilmesi oranlarının yaklaşık civarında olup sabit kaldığını bildirdiler. Mangları ve Lindeman (1990) 6-36 ay takip ettikleri 112 vakalık serilerinde işitme sonuçları açısından Plasti-pore (n=56) ve Ceravital (n=56) protezler arasında fark bulamamışlardır. Ceravital protezle alınan işitme sonuçları toplu olarak tablo 3'de özetlenmiştir.

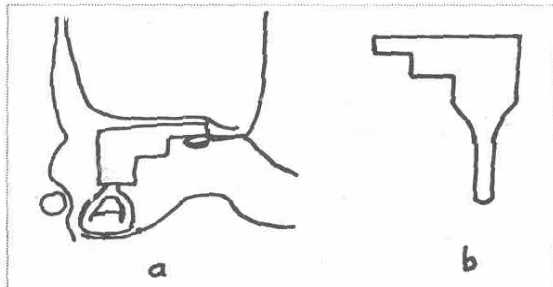
Austin (1985) ceravital için 1 yıl sonra %29 atılım

bildirirken homolog kemik interpozisyonu kullanmamıştır. Homolog kemik interpozisyonu ile ceravital protez kullanan Niparko ve ark. (1988) ortalama 2.9 yıl takiple %3 (n=37) atılım oranı bildirdiler. Benzer şekilde Portman (1984) %8, Babaighian (1985) %8 ve Gersdorff (1986) %4 oranında atılım reaksiyonları bildirmişlerdir.

Austin 1985 **	Tüm protezler için	%48
Barbighian 1985 **	Parsiyel p. %68, Total p.	%63
Blayne ve ark. 1986 **	Tüm protezler için	%70
Gersdorff ve ark. 86 *	Parsiyel p. %63, Total p.	%62
Niparko ve ark. 1988 *	Parsiyel p. %75, Total p.	%41
Portman ve ark. 1984 *	Parsiyel p. %68, Total p.	%64
Reck ve Helms 1985 *	Parsiyel p. %69, Total p.	%61
* Hava-kemik açıklığının 20 dB'in altına çekilmesi		
** Hava-kemik açıklığının 15 dB'in altına çekilmesi		

2. Kalsiyumfosfat seramikleri, önceleri Högset ve Bredberg (1986) tarafından kavite obliterasyonu için kullanılmıştır. Yavaş bir degradasyon gösterirken ve 12 ayda yeni kemik dokusu ile tamamen kaynaşmış olur. Kalsiyum biyoseramiklerinden Hidroksiapatitin mikroskobik yapısı canlı kemik dokusu ile aynı kompozisyona sahiptir. Hidroksiapatit protezler hem gözenekli, hem de dens olarak üretilebilir. Gözenekli olanları osteojenik aktivite nedeniyle arka duvar rekonstrüksiyon, kavite obliterasyonu için tercih edilir, Billitriksöyün (1990). Dens olanları ise aynen orta kulak kemikçikleri gibi davranır, çevre kemik doku ile osteojenik reaksiyona girmez ve dolayısıyla fiksasyon oluşturmaz.

Grote (1990) 120 vakada arka duvar, 170 vakada kemikçik protezlerini kullanıp ortalama 5 yıl takip etmiştir. Kemikçik protezlerinin malleus ile ilişkide olan platform kısmını malleusun kolu ile zar arasına açılan kanala yerleştirmiştir. "L" şeklinde total modelleri de mevcuttur, (şekil 7). Malleusu olan vakalarında hava-kemik aralığının 20 dB'in altına çekilme oranlarını parsiyel protezler için %83, total protezler için %76 olarak bildirirken, hiçbir vakada atılım reaksiyonu görülmemiştir. Malleus kolunun olmadığı 18 vakada total protezini zar ile stapes tabanı arasında kullanmış ve aynı oran %41 iken, 2 vakada atılım görülmüştür.



Şekil 7: a) Grote'un hidroksiapatit protezinin kullanılışı;
b) Grote'un "L" şekilli hidroksiapatit total protezi

Wehrs'in platformu çift çentikli olan hidroksiapatit protezi malleusun yerleşimine göre kullanma rahatlığı getirir. Wehrs (1991) 3 yıllık bir çalışmada (n=86) hava-kemik aralığının 20 dB'in altına çekilme oranlarını parsiyel protezler için %85, total protezler için %65 olarak bildirdi.

Black (1991) platformu hidroksiapatitden ve şaft kısmı değiştirilebilen floroplastikden protezini 200 vaka kullanmıştır. Preoperatif değerlendirmede kuru ve hafif nemli orta kulağı olan vakaları az riskli grup, enfekte kulakları riskli grup olarak ayırarak 6-30 aylık bir takiple sonuçlarını yayınlamıştır. Az riskli grupta hava-kemik aralığının 20 dB'in altına çekilme oranı %85 iken, riskli grupta %55 bulunmuştur (bütün vakalar için %69). Atılım reaksiyonlarının tümü ilk 6 hafta içinde görülmüş ve oranlar az riskli grupta %5, tüm hastalar için de %7 bulunmuştur. Parsiyel ve total protez kullanılan vakalar arasında istatistiki fark bulunmamıştır. Goldenberg (1990) ise platformu hidroksiapatit, şaft kısmı plastipore olan protezini kullanmıştır. Total modellerinde şaft kısmının içine çelik bir tel yerleştirilmiştir ve malleusun durumuna göre değişken açılar verilebilmektedir, 1 yıllık takip ettiği vakalarda %3 atılım reaksiyonu bildirmiştir. Black (1987) platformu hidroksiapatit ve şaft kısmı içinde çelik tel bulunan floroplastik protezlerini kullanmıştır. Apoeram adındaki tamamı hidroksiapatit protezleri ise Yanagihara (1988) geliştirmiştir.

Applebaum (1990), inkuş uzun kolu defektleri için hidroksiapatit'ten geliştirdiği protezini 6 vaka üzerinde kullanarak ortalama 14 ay takiple 2 vakasında hava-kemik aralığının tamamen kapandığını, 2 vakasında ise 15 dB'in altına çekildiğini bildirir.

III. İYONİZE CAMLI MACUN (GLASS IONOMER CEMENT - GIC) :

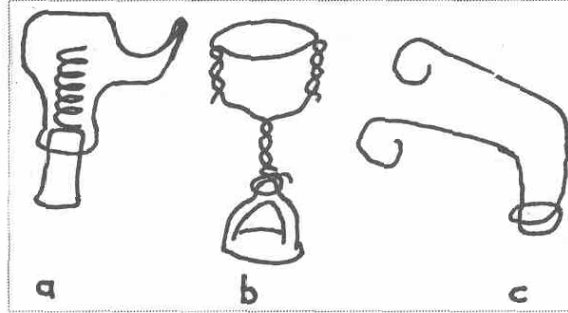
GIC, cam tozlarının poliakrilik asit ile reaksiyonundan oluşur. Asıl maddesini kalsiyum aliminositat cam oluşturur, otolojik cerrahide "lonos" adıyla arka duvar rekonstrüksiyonu, mastoid obliterasyonu ve kohlear implantların fikse edilmesinde kullanılmaktadır, (Babighian 1992). GIC bir karışımı halinde operasyon anında hazırlanıp, defektli kemikçikler arasına konulup şekil verilerek zincir iletiminin kurulmasında, dış kulak yolu veya lateral attik duvar defektlerinin sıvanarak onarılmasında kullanılabilir, (Babighian 1992). Diğer yandan doğrudan bu maddeden yapılmış fabrikasyon kemikçik protezleri de mevcuttur. Kısa zamanda mukoza ile örtülür, toksik reaksiyonu yoktur, resorbe olmaz. Ancak işitme sonuçları ile ilgili yeterli çalışmalar yoktur. 90 vakalık bir serinin kısa dönem takiplerinde atılım izlenmemiştir, (Geyer ve Helms 1990).

IV. METALLER :

İlk kez Gerlach ve Palva işitme rekonstrüksiyonu için çelik tel kullanmışlardır. Hüttenbrink (1992) ses iletiminde tel protezlerin çok iyi sonuçlarını bildirmiştir.

A) TİTANYUM PROTEZLER :

Magnan, boyu ayarlanabilen yaylı bir düzeneğe sahip "Audio-fit" isimli titanyum protezini geliştirmiştir, (şekil 8). Babighian (1992), ise bu protezi modifiye etmiştir.



Şekil 8: a) Magnan ve Babighian'ın protez modeli;
b) Gerlach'ın tel sepet protezinin uygulaması;
c) Palva'nın tel protezi

Schuring ve ark. (1987) lentiküler proses defektlerinde inkusun erode olan uzun koluna takılan ve doğrudan stapes tabanına ulaşan titanyumdan yapılan ve Lippy'nin modifiye ettiği Robinson protezi kullanmışlardır. 6. ayda hava-kemik aralığının 20 dB'in altına çekilme oranı %91'dir.

B) ÇELİK TEL PROTEZLER :

Gerlach 1971'de iki çelik telin birbiri üzerine sarılmasıyla zar ile stapes arasında yerleştirilebilen "Tel Sepet" protezini kullanmıştır, sonuçları tatminkardır, (şekil 8).

Palva 1963'de 169 hastada iki veya üç bacaklı tel protezlerini kullanmıştır, (şekil 8). Protez stapesin başına oturtulduktan sonra bacaklar malleusun altına, üstteki ağzına ve hipotimpanuma doğru uzatılır, 1 yıllık takiple atılım oranı %8 olarak bildirilmiştir. Protezin etrafında toplanan keratin debrisler nedeniyle 2 yılda bir değiştirilmesi önerilmektedir.

Sheey 1965'de bir ucu malleusun koluna sarılıp, diğer ucu stapes başına oturtulan IRP (Incus Replacement Protheses) adında tel protezini kullanmış ve Hüttenbrink'In modifikasyonları olmuştur.

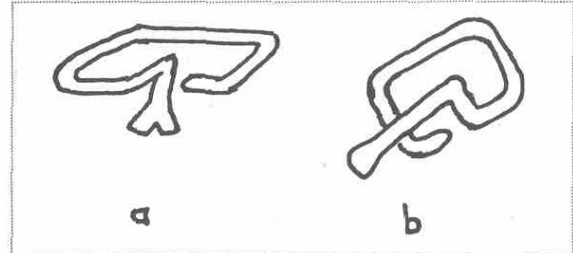
C) ALTIN PROTEZLER :

Altın biyolojik uyumluluğu olan, stabil, iyi tolere edilen ve şekil verilmesi kolay olan bir maddedir. Pulsakar ve Steinbach (1991), altından yapılan "Anten" (total) ve "Çan" (parsiyel) protez olarak adlandırılan protezlerini kullandılar, (şekil 9). 40 vakalıklı bir serinin 9-30 aylık takiplerinde ortalama işitme artışı 40 dB, atılım oranı ise %5 olarak bildirilmiştir.

V. KARBON - KARBON :

Karbon-karbon, fenol reçinesiyle doyurulmuş karbon liflerinin bir çeşit saten örgüsüyle bir araya getirilip, preslenmesiyle oluşturulur. Mikrofon teknolojisinde de kullanılan karbonun ses enerjisini çok iyi ilettiği bilinmektedir. Birkaç santimetrelik plakalar ha-

linde üretilip, şekli verilerek hem dış kulak yolu, hem kemikçik rekonstrüksiyonu için kullanılabilir. Podoshin (1988) 9-15 aylık takiple, hava-kemik aralığının 20 dB'in altına çekilme oranını %66,6 (n=24) olarak bildirdiler. Bu oran sadece parsiyel protezler için daha başarılıdır (%86,4).



Şekil 9: Altından yapılan a-Çan protez;
b) Anten protez

VI. KOMBİNE PROTEZLER :

İşitme rekonstrüksiyonunda kullanılan protezin greft zardan dışarı atılmaması ve orta kulakta etraf dokulara fiks olmaması istenen özelliklerden sadece ikisidir. Bazı biyoyumlu protezlerin atılım reaksiyonu göstermesi ve bazı oto veya homogrefflerin fiksasyon geliştirmesi nedeniyle, platform kısımları kartilaj yada kemik olan, shaft kısımları biyolojik materyal olan çok sayıda kombine protezler de geliştirilmiştir. Harrison kortikal kemik ile polietileni, Smyth septal kartilaj ile çelik teli; Schobel perikondriyumlu tragus karilajı ile plasti-poru, Bauer (1988) kemik ile poliseli kombine ederek kullanmışlardır. Ancak sonuçları diğer yöntemlerden farklı değildir (Tos 1993).

SONUÇ :

Timpanoplastide işitme rekonstrüksiyonunun başarısı için genel olarak kabul edilen üç şart vardır;

1. Operasyon sonunda greft zar normal yerinde ve mobil olmalıdır.
2. Orta kulak basıncı ve mukus klirensi normal olmalıdır.
3. Etkili bir ses iletim mekanizması olmalıdır, Toner (1991).

Ancak genellikle hasta açısından önemli olan işitme fonksiyonunun rekonstrüksiyonudur. Bu durumun otoskleroz cerrahisi işitme sonuçları gibi, sadece hava-kemik aralıklarına bakılması şeklinde değerlendirilmesi pek doğru değildir. Çünkü kronik otit olgularında zar da, orta kulak mukozasında, orta kulak havalanmasında, kemikçik zincirde ve kohlear fonksiyonda çeşitli derecelerde kayıplar vardır. Halbuki otosklerozda yalnızca iletim bozukluğu söz konusudur, (Smyth 1985). Öte yandan önemli olan tek kulaktan işitme değil iki kulaktan işiterek, ortamın doğal haliyle algılanmasıdır. Bu yüzden fonksiyonel sonuçları hastanın daha iyi olan kulağının işitmesiyle karşılaştırılarak yapılmalıdır, (Toner 1991). Brovning ve ark. (1991) İşitme sonuçlarının değerlendirilmesinde fonksiyonel başarı-

yi, opere edilen kulağın hava yolu eşliğinin 500-4000 Hz frekanslarında 30 dB'in altına indirilmesi veya daha iyi olan kulakla arasındaki farkın 15 dB'in altına indirilmesi şeklinde ele alınmıştır.

Smyth ve Patterson (1985), tympanoskleroz veya stapes süperstrüktürünün olmadığı vakalarda işitme cihazlarıyla rehabilitasyonun daha etkili olacağını; kemikçik rekonstrüksiyonlarındaki başarının 10-15 yıllık bir takiple azaldığını; fonksiyonel işitmede asıl önemli olanın hastanın iki kulağıyla birlikte aşağı yukarı eşit duymasını sağlamak olduğunu bildirmektedir. Hangi tip kemikçik rekonstrüksiyonunun daha iyi olduğunu karşılaştıracak ortak bir konsensusa henüz ulaşılamamıştır.

Yazışma Adresi : Dr. Mustafa Asım ŞAFAK
100. Yıl Öncü Sitesi C Blok 94. Sokak
No ; 11 /39 Karakusunlar/ANKARA

KAYNAKLAR

- APPLEBAUM EL : Incudostapedial joint prosthesis, 1990 Catalog supplement, Smith & Nephew, Minneapolis : Richards Company, 1990.
- AUSTIN DF : Reporting results in tympanoplasty. Am J Otol 6 : 85-8, 1985.
- DABIGHIAN G. : Bioactive ceramics versus proplast implants in ossicularplasty. Am J Otol 6/4:285-90, 1985.
- BABIGHIAN G. : Use of a glass inomer cement in otological surgery. J Laryngol Otol 106 : 1-6, 1992.
- BAUER M. : Polycel-bone composite drum to footplate columella. Otolaryngol Head Neck Surg 98 : 305-9, 1988
- BILITTERSWIJK CA, GROTE J J. ; Biocompatibility of clinically applied hydroxylapatite ceramic. Annoton Khinol Laryngol 99 : 3 - 11, 1990
- BLACK B. : Development of ti new TORP/PORP. J Otolaryngol Soc: Austral 6 : 58-9, 1987.
- BLACK B. : A universal ossicular replacement rosthesis : clinical trials of 152 cases. Otolaryngol head Neck Surg 104/2; 210-8, 1991
- BLAYNEY AW, BEMEAR JP, WILLIAMS KK, PORTMANN M. : Ceravital in ossiculoplasty : experimental studies and early clinical results. J Laryngol Otol 100:1359-66, 1986,
- BRACKMAN DE, SHEEHY JL, Luxford WM. TORPs and PORPs in tympanoplasty : a review 1042 operations. Otolaryngol Head Neck Surg 92 : 32-7 , 1984
- BRACKMAN DE, SHEEHY JL : Tympanoplasty : TORPs and PORPs. Laryngoscope 89 : 108-14, 1986,
- BROWNING GG. : Clinical Otology and Audiology. Butterworths, London. p. 181. 1986.
- COLLETTI V, FIORINO KG, SITTONI V. : Minisculptured ossicle grafts vs. implants : long-term reults. Am J Otol 8: 553-9, 1987.
- EMMETT JR, SHEA JJ, MORETZ WH, Long-term experience with biocompatible ossicular implants. Otolaryngol Head Neck Surg 94 ; 611-6, 1986.
- FROOTKO NJ. Failed ossiculoplasty using porous polyethylene prostheses - Plastipore. J Laryngol Otol 98 : 121-6 1984
- GERSDORFF MVH, MAISIN JP, MUNTING E. : Comparative study of the clinical results obtained by means of" plastipore and ceramic ossicular prosthesis and bone allografts. Am J Otolaryngol 4 O 294-7. 1986.
- GEYER G, HELMS J. : Reconstructive measures in middle ear and mastoid using a bioompatible cement : preliminary clinical experience. Clinical implant materials, Heinke G. Soltesz ü, Lee AJC. eds. Amsterdam : Elsevier. p. 529. 1990
- GOLDENBERG RA. : Hydroxyapatite ossicular replacement prostheses : a four-year experience. Otolaryngol Heed Neck Surg 106 ; 261-9, 1990
- GROTE JJ. Reconstruction of the middle ear- with hydroxylapatite implants : long-term results. Anna Otol Rhinol Laryngol 99 (Suppl) : 12-6, 1990
- HICKSGW, WRIGHTWJ WR, WRIGHT WJ. : Use of plastipore for ossicular chain reconstruction : an evaluation. Laryngoscope 88 : 1024-33, 1978
- HOGSET O, BREDBERG G, PLATER OF PARIS, ; Thermal properties and biocompatibility. A study of an alternative implant material for ear surgery. Acta Otolaryngol 101:445-52, 1986
- HUTTENBRINK KB. : Vorschlage zur verbesserung der akustischen qualilasyon mittelohrprosthcsen. Arch Otorhinolaryngol (Suppl 2) : 328 - 9, 192
- JACKSON CG, GLASSCOCK ME, SCHWABER MK, NISSEN AJ, CHRISTIANSEN SG, SMITH PG. Ossicular chain reconstruction : the TORP and POKPN in chronic ear disease. Laryngoscope 93 : 981-8, 1983
- JAHNKE K, PLESTER D, HEIMKE G. : Aluminiumoxid-Keramik, ein bioinertes material für die mittelohrheirurgie. Arch Otorhinolaryngol 223:37-6. 1979
- JAHNKE K, PLESTER D. : Keramik - implantate in der mittelohrheirurgie. UND 28 : 109-1 14, 1980.
- LIU Y. : Scanning elektron microscopic study of the reaction of cerami es implant in middle ear. Chung Ilua Erh Pi Yen Hou Ko Tsa Chih. 25 (5) : 283 - 5, 1990
- MAIR IWS, PEDERSEN S, LUKLI E. : Audiometric results of TORP and PORP middle ear reconstruction. Anne Otol Rhiuol Laryngol 98 : 429 - 33, 1989
- MANGHAM CA, ROGER CL. : Ceravital versus plastipore in tympanoplasty: a randomized prospective trial. Ann Otol Rhinol Laryngol 99 12 Pt, 1) : 112-6, 1990
- MERWIN G. : Bioglass middle ear prosthesis : preliminary report. Ann Otol Rihinol Laryngol 95 : 78-82, 1986
- NIPARKO, JK KEMINK JL, GRAHAM MD, KARTUSH JM. : Bioactive glass ceramic in ossicular reconstruction : a preliminary report, Laryngoscope 98 (H Pt. 1) : 822-R, 1988
- PAPARELLA MM, JUNG TTK. : Intact bridge tympanomostoidectomy. J Laryngol Otol 97 : 579 - 85, 1983.
- PODOSHIN L, FRADIS M, GERTNER R. : Carbon-carbon middle ear prosthesis : e preliminary clinical humen trial report, Otolarngol Head Neck Surg. 99 (3) : 278 -fil. 1988
- PORTMAN M, BEBEARY J, BAGOT DM ve ark, Compactive study of different ossicular prostheses in tympanoplasty. Biomaterials in otology, G rot h J, cd. Martinus Nyhoff Publishers : Boston p. 112-34, 1984
- PULSAKAR AG, STEINBACH E. : Gold implants in middle ear reconstruction surgery. Transplants and implants in otology, Yanagihara N, Suzuki J, eds. Amsterdam : Kugler. vol.2,p.III-3. 1991
- RECK R. TISSUE REACTIONS TO GLASS CERAMICS IN THE MIDDLE EAR, CLIN OTOLARNGOL 6 : 63-5, 1981.
- RECK R. Bioctive glass ceramics in ear surgery, animal studies &clinical results. Laryngoscope 94 Suppl 1984
- RECK R. : Clinical findigns in cholesteatomatous surgery Cholesteatoma and mastoid surgery. Jos M. Thomsen J, Peiterscn E. eds. Amsterdam : Kugler. p. 1169-81. 1989
- TIECK R, HELMS J. : The bioactive glass ceramic ceravital in ear surciy : 5 years experience. Am J Otol 6 : 280 - 3, 1985
- SANMA M, GAMOLETTE R, MAGNANI M. ve ark. : Enhanced biofunctionality of plastipore ossicular prosthesis with the use of homologous cartilage. Am J Otol 40 138 -41, 1982
- SANNA M, GAMOLETTI R, SCANOELLA.RI R. ve ark. Autologous fitted incus vs. plastipore PORP in ossicular chain reconstruction J Laryngol Otol 99 : 137-41. 1985
- SARACENO AÇ, GRAY WC, BLANCHARD CL. : Use of tragal cartilage with the total ossicular replacement prosthesis.

- sis. Arch Otolaryngol 104:213-4, 1978
42. SCHURING AG, LIPPY WH, RIZER FM, WARREN DH. : Reconstructing the absent lenticular process. Laryngoscope 97 ; 1149 - 50. 1987
 43. SHEA JJ, HOMS Y CA. ; The use of proplast in otologic surgery. Laryngoscope 84 : 1835 - 45, 1974.
 44. SHEEHY JL. : Tympanoplasty with mastoidectomy : a re-evaluation. laryngoscope 80 : 1212-30, 1970.
 45. SILVERSTEIN H, MeDANIEL AB, LICHTENSTEIN R. : A comparison of PORP, TORP and incus homograft for ossicular reconstruction in chronic ear surgery. Laryngoscope 96 : 159 - 65, 1986
 46. SMYTH GDL . : Five-year report on partial ossicular replacement prostheses and total ossicular replacement prostheses. Otolaryngol Had Neck Surg 90 : 34-6, 1982
 47. SMYTH GDL, PATTERSON CC. : Results of middle ear reconstruction : do patients and surgeons agree? An J Otol 6 : 276 - 9 1985
 48. TONERJG, SMYTH GDL, KERR AG. : Realities in ossiculoplasty. J Laryngol Otol 105 (7) : 529-33, 1991.
 49. TOS M. MANDAL OF MIDDLE EAR SURGERY. Georg Thieme Verlag. Stuttgart : NewYork, 1993.
 50. WEHRS RE. : Hearing results with incus and incus stapes prostheses of hydroxylapatite. Laryngoscope 101:555-6. 1991
 51. YAMAMOTO E. : Alumina-ceramics (Bioceram as columella mateals in cossicular reconstruction. PRACT Otol 74 : 2731-8 1982
 52. YAMAMOTO E, IWANAGA M. : Soft tissue reaction to ceramic ossicular replacement prosthesis. J Laryngol Otol 101 (9) : 897 -904, 1987
 53. YANAGIHARA N, SAIKI T, YAMANAKA E, GYO K. : Use of hydroxyapatite in ossiculoplasty. Transplants and implants in otology, Babighian G, Veldman JE. eds. Amsterdam : Kugler. 277 - 384. 1988