



## Geçmişten Günümüze Koklear İmplant Elektrot Dizin Tasarımları Cochlear Implant Electrode Array Designs: From Past to Present

Asuman ALNIAÇIK\*

*\*Başkent Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Odyoloji Bölümü, Ankara, Türkiye*

### Özet

Koklear implantasyon çok ileri derecede işitme kaybı bulunan kişilerde, işitme duyumunu iyileştirmek için kullanılan etkili bir tedavi yöntemidir. Ses işlemcisi ve iletici bobin koklear implantın dış parçalarını, alıcı ve koklear dukt içine yerleştirilen elektrot dizini ise iç parçalarını oluşturur. Nöral yapılara elektrik uyarımın ulaştığı son terminal olan elektrot kontak alanları, elektrot dizini içinde yer alır. Bu derleme yazısında koklear implant sisteminin genel tarihsel gelişiminin yanı sıra elektrot dizinleri tasarlanırken anatomi-fizyoloji-psikoakustik-fizik bilgi ve kurallarına uygunluk açısından dikkat edilmesi gereken konular üzerinde durulmuştur.

**Anahtar Kelimeler:** İşitme, koklear implant, işitme kaybı, koklear implant elektrot

### Abstract

The cochlear implantation is an effective treatment to improve hearing in people with profound hearing loss. The external part consists of sound processor and transmitting coil, while the receiver and the electrode array inserted into the cochlear duct form the internal part. The electrode contact areas, the last terminal for electrical stimulation to the neural structures, are located within the electrode array. In this review, the design of electrode arrays is emphasized in terms of important anatomical, physiological, psycho-acoustical, and physical issues.

**Key words:** Hearing, cochlear implant, hearing loss, cochlear implant electrode

© 2019 Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Dergisi. Tüm Hakları Saklıdır.

## 1. Giriş

Koklear implantasyon, bilateral ileri/çok ileri derecede sensorinöral (SN) işitme kaybı bulunan kişilerde işitme duyumunu iyileştirmek için kullanılan etkili bir tedavi yöntemidir. Koklear implant kulak veya kafa üstüne yerleştirilen ses işlemcisi, deri altına yerleştirilen alıcı ve koklea içine yerleştirilen elektrotlar vasıtası ile işitme sinirini uyaran elektronik bir cihazdır. Sistem içinde ses işlemcisi ve iletici bobin dış parçalar; alıcı ve elektrot dizini ise iç parçalar olarak sınıflandırılır. Ses işlemcisi, çevresel akustik bilgiyi toplayarak elektrik akımına dönüştüren bir mikrofon ve bu elektrik akımı işitme yollarında işitme duyumu/algısını oluşturmak için kodlama özelliğine sahip iç devrelerden oluşur. Ses işlemcisinde kodlanan bilgi mastoid kemik üzerindeki kafa derisi altına yerleştirilen alıcıya, kodlanan ses bilgisini, bir çeşit anten görevi gören iletici bobin üzerinden radyo dalgaları vasıtası ile iletilir. Ses işlemcisinde uyarımın temporal ve konumsal örneklemini ihtiva eden işlenmiş sinyal, alıcı tarafından kodu çözülerek, koklea içindeki elektrot dizini üzerindeki elektrotlara gönderilir. Uyarımın frekans-şiddet-zamanlama ve konum bilgisine göre hangi elektrotların aktif hale getirileceği yine alıcı tarafından kontrol edilerek belirlenir. Koklea içindeki hasarlı tüylü hücreleri atlayan deşifre bilgi, Rosenthal's kanal içindeki rezidüel spiral ganglion liflerine ulaşarak işitme sinirinde aksiyon potansiyel oluşturur ve işitme yolları vasıtası ile beyine iletilir.

İşitme sisteminin elektriksel uyarım ile uyarılması 1800'lü yıllarda Allesandro Volta'nın yaklaşık 50 volt değerinde akım taşıyan iki metal çubuğu kendi kulak kanallarına değdirmesi ile başlamıştır (Volta, 1982). Eshraghi ve diğ., (2012) daha sonraki yıllarda iç kulak ve işitme sinirini farklı yöntemlerle; düz akım yerine alterne akım (Duchenne 1855), negatif polarite (Brenner 1868), sinüzoidal uyarım (Lundberg 1950) ile uyarılarak işitme duyumu oluşturulmaya çalışıldığını rapor etmişlerdir. "Wever ve Bray etkisi" olarak adlandırılan çalışmalarında Wever ve Bray (1930), ses uyarımı ile kokleadan elektrik potansiyel kaydetmeyi başarmışlardır. Elde edilen potansiyel kaynağının işitme siniri olduğu belirtilmiş ve işitme ile ilgili "telefon" teorisine atıf yapılarak, ses uyarımının işitme sinir "kablo"ları tarafından taşındığı rapor edilmiştir. Ancak bu çalışmada kaydedilen potansiyelin kaynağının koklear sinir yerine, uyarımın özelliklerini taklit eden ve kokleada dış tüy hücreleri tarafından üretilen koklear mikrofonikler olduğu anlaşılmıştır (Eshraghi ve diğ., 2012). Stevens (1937) voltaj değişikliklerine cevaben bazılar membran salınımı sonucunda oluşan ve "elektrofonik işitme" olarak adlandırılan mekanizma ile işitme duyumu yaratmak için koklear elementlerin elektrik uyarıma cevap verdiğini rapor etmiştir. Bu tarihten sonra koklear sinirin direkt uyarımına kadar, farklı çalışmalarda elektrofonik işitme mekanizması ile kısmi fonksiyon gösteren kokleaya sahip denekler

üzerinde çalışmalara devam edilmiştir (Eisen, 2014). İnsanlarda koklear sinirin direkt olarak uyarımı, Fransız araştırmacılar Djourno ve Eyries tarafından (1957) gerçekleştirilmiştir. "Mikro bobinaj" olarak adlandırılan bu sistem ilk implante edilebilir indüksiyon bobini olarak tarihte yerini almıştır. Başlangıçta hasta sadece "rulet çarkı" ve "kriket" sesi duyarken daha sonraları seslerin perdesini ayırt etmeye ve bazı kelimeleri tanımaya başlamıştır (Eisen, 2014). İmplantasyondan birkaç hafta sonra cihaz bozulmuş, başka bir hasta implante edilmiş ancak bu cihazda bozulduğu için Eyries projenin devam etmesini kabul etmemiş ve çalışmalar neredeyse başlar başlamaz sonlandırılmıştır (Eshraghi ve diğ., 2012). Bu tarihten sonra ise insanlarda implant uygulamaları ilk başlarda diğer otoloji ve işitme uzmanları tarafından "koklear implant ile sağlanan elektriksel uyarımın yeterli konuşma algısı yaratmayacağı" yönünde eleştirilmiştir. (Wilson ve Dorman, 2008). Ancak, 1961 yılında House ve Doyle tarafından; 1966 yılında Simmons ve ekibi tarafından, ve 1970'li yıllarda Michelson ve ekibi tarafından implant uygulamaları devam ettirilmiştir (Eshraghi ve diğ., 2012).

"Otological Society" tarafından 1973-1974 yılları arasında yapılan "Elektriksel Uyarım Hakkında İlk Uluslararası Konferans ve Nöral Protez Programları ile ilgili Üçüncü Çalıştay (Waltzman ve Roland, 2014) gibi bilimsel toplantılarda koklear implant uygulamaları ile ilgili belirsiz olan konular şu şekildedir: (a) Elektriksel uyarım koklea tarafından iletilen kompleks işitsel uyarıyı iletmede yetersiz kalacağı için "yararlı işitme" yaratamayabilir (Kiang ve Moxon, 1972). Bu durumda işitme kaybı sonrasında geride canlı kalan işitme sinir lifleri tonotopik uyarımı sağlayamayacaktır. İlk implant uygulamalarında elektrot yerleşimi daha çok kokleanın bazal kısmına yerleştirilecek şekilde sınırlıydı Bu nedenle tonotopik organizasyona göre sadece konuşma frekanslarının üstünde kalan yüksek frekanslı seslerin iletimi sağlanmaktaydı (Waltzman ve Ronald, 2014). (b) Kokleada gürülük algısı yaklaşık 100 dB civarında iken, elektriksel uyarımın dinamik ranjı ortalama 6 dB olduğu için bu durum normal gürülük algısını oluşturmaya yetmeyecektir (Kiang ve Moxon, 1972). (c) Koklear patoloji, sinir lif dejenerasyonuna sebep olduğu için elektrotun kokleaya yerleştirilmesi de kokleaya zarar verecek ve bu durum rezidüel sinir liflerinin de harabiyetine sebep olacaktır (Waltzman ve Ronald, 2014). Bu toplantılar sonucunda koklear implant araştırmacılarını ve onları destekleyen kuruluşları çalışmalarından vazgeçirmese de, sadece her iki kulağında da işitmesi tamamen olmayan yetişkinlere koklear implant uygulaması yapılmasına karar verilmiştir. Bu durum ilk koklear implant endikasyonlarının ortaya çıkması olarak da düşünülebilir. Ayrıca koklear implant sonrası başarı faktörünün sorgulanması için objektif bir değerlendirme yapılınca kadar tüm tek-kanallı koklear implant uygulamaları

durdurulmuştur (Eisen, 2014). On üç tek kanallı koklear implant kullanan yetişkin bireyde 1975 yılında Bilger raporu olarak adlandırılan odyolojik, psikoakustik ve vestibüler değerlendirilmelerin yapıldığı rapor yayınlanmıştır (Bilger, 1977). Bilger raporu ile tek kanallı koklear implant uygulamaları onaylandıktan sonra çok kanallı koklear implant uygulamaları başlamıştır. 1980'li yılların başlarına kadar House/3M tek kanallı implant modeli birçok hastada kullanılarak (Fretz ve Fravel, 1985), 1984 yılında Gıda ve İlaç İdaresi tarafından onay alınmıştır. Tek kanallı implantın yararlarının sınırlı olmasının anlaşılması ile 1978 yılında Clark ilk çok kanallı koklear implant sistemini kullanmıştır. Gıda ve İlaç İdaresi, Avusturalya kökenli Cochlear firmasına 1985 yılında çok kanallı; 1990 yılında da 2 yaşa kadar çocuklarda koklear implant sistemlerinin kullanımına onay vermiştir (Eisen, 2014). Advanced Bionics olarak isim değiştiren Clarion firması 1996 yılında, 1975 yılında Hochmairs tarafından geliştirilen tek kanallı implant sistemi, 1977'de de çok kanallı hale dönüştürülmüş, Avrupa'da yaygın kullanımı 1994 yılında başlamış, Medel firması bünyesi altında 2001 yılında Gıda ve İlaç Endüstrisi tarafından onay almıştır. Günümüzde Nucleus sistemi Cochlear Şirketi, HiRes sistemi Advanced Bionics Şirketi, Med-EL sistemi Medical Electronics Şirketi, Neuro sistemi ise Oticon-Medikal firması tarafından piyasada bulundurulmaktadır. Bu üretici firmalara ek olarak Nurotron 26 sistemi Çin Gıda ve İlaç Endüstrisi tarafından 2011 yılında onay almıştır (Zeng ve diğ., 2015).

Teknolojik gelişime bağlı olarak çok kanallı elektrot dizini ile birlikte, tonotopik organizasyonu sağlayan, konuşma uyarının temel frekansını ve harmoniklerini içeren ses işlemci algoritmalarının geliştirilmesi ile 1980'li yıllardan sonra çok kanallı koklear implantasyon çok ileri derecede sensorinöral işitme kayıplı çocuk ve yetişkinlerde güvenilir bir tedavi yöntemi olarak uygulanmaya başlanmıştır.

Son 50 yıllık süreç içerisinde koklear implant elektrot dizin tasarımlarının gelişiminde tek kanallı cihazlara göre, çok kanallı uyarımın konuşma performansını daha fazla iyileştirdiği, koklear modiolusa daha yakın elektrot yerleşiminin mekansal duyumu için daha yararlı olduğu, ve koklear yapılara en az zararı verecek şekilde skala timpani içine yerleştirilebilecek elektrot dizinlerinin tasarlanması gerekliliği ortaya çıkmıştır. Ayrıca ameliyat tekniklerinin geliştirilmesi, evrensel cerrahi tekniklerinin uygulanması, ameliyat sürelerinin kısalması da implant ve elektrot dizinlerinin gelişimine paralel bir gelişim süreci izlemiştir.

Günümüzde mevcut tüm koklear implant sistemleri dış ve iç parçaları, çalışma prensibi ve genel görünüş bakımından benzerlik gösterse de, sesi işleme ve işlenmiş bilgiyi alıcı ve koklea içindeki elektrot dizini içerisine gönderme yöntemleri bakımından farklılık göstermektedir. Ayrıca skala timpani içine yerleştirilmek üzere tasarlanan tüm elektrot dizinleri kullanım amaçlarına göre farklı boyut ve şekillerde olabilmektedir.

## Elektrot Tasarımlarını Etkileyen Temel Prensipler

American Speech Language and Hearing Association (ASHA) mevcut koklear implant sistemlerinin ortak özelliklerini belirlemiştir. ASHA (2004) raporuna göre tüm koklear implant sistemleri (a) çok kanallı uyarım yapabilen elektrot tasarımlarına sahiptir; (b) transküten iletişim kullanmaktadır; (c) telemetri ölçümleri yapılmaktadır; (d) farklı ses işleme stratejilerine sahiptirler; (e) ses işlemcisini programlamak için benzer yöntem kullanırlar; (f) birbirinden çok farklı olmayan maliyete sahiptir; (g) cihaz hatasına sahiptir ve firmalar bu hataları yıl sonunda kümülatif hasar oranı ve sebepleri olarak istatistiksel olarak açıklar; (h) garantilidir. Ayrıca tüm koklear implant üretici firmaları cihaz fonksiyonlarını geliştirmek için araştırma ve geliştirme çalışmalarına büyük önem verir.

## Elektrot Dizinin Uzunluğu

Tüm koklear implant sistemleri çok kanallı uyarım yapabilecek şekilde tasarlanan elektrot dizinine sahiptir. Yuvarlak pencere ya da cerrahi işlem sırasında yuvarlak pencerenin lateralinde açılan küçük delik olarak tanımlanan kokleostomi alanından koklea içine yerleştirilen elektrot dizini üzerinde spiral ganglion liflerine uyarım gönderen birden fazla kontak yeri (elektrot) bulunmaktadır. Elektrot sayıları ve bu kontak alanlarının yapılandırılması cihaz marka ve modeline göre farklılık gösterse bile, genel olarak elektrot dizinin uzunluğu kokleanın anatomik boyutları göz önüne alınarak tasarlanmıştır. Korti organının uzunluğu, koklear spiral eğrisi boyunca bazaldan apikal uca kadar olan mesafe olarak tanımlanmaktadır (Hardy, 1938). İnsan kokleası şekil, boyut ve kıvrım gibi anatomik özellikleri bakımından farklılık göstermektedir. Ancak, Koklear Kanal Uzunluğu (KKU) farklı araştırmacılar tarafından incelenmiş ve genel olarak ranjı 25-45 mm arasında rapor edilmiştir (Koch ve diğ., 2017; Erixon ve Rask-Andersen, 2013). KKU eskiden daha çok histolojik olarak direkt incelenirken, son yıllarda in - vivo 3 boyutlu yeniden yapılandırma yöntemleri ile ölçülmüştür. Hardy (1938), Lee (2010) ve Meng ve diğ. (2016) yaptıkları çalışmalarda KKU için ortalama ( $\bar{x}$ ) ve standart sapma (ss) değerlerini, sırası ile mm cinsinden  $\bar{x} \pm ss = 31.52 \pm 2,3$  (ranj: 25.26 – 35.45);  $30,8 \pm 2,6$  (ranj: 25,5 – 35,1);  $35,8 \pm 2,0$  (ranj= 30,7 – 42,2) olarak rapor etmişlerdir. Bu çalışmalar doğrultusunda elektrot dizinlerinin uzunluğu genel olarak kokleanın uzunluk ölçümlerine bağlı olarak ve içeriye yerleştirilebilecek elektrot sayısına göre farklılık gösterecek şekilde tasarlanmıştır. Elektrotun tipi kadar, değişken uzunlukta elektrotların üretilmesi, insan kokleasındaki varyasyonlara bağlı olarak kullanıcı kokleasının uzunluğunun belirlenmesi ve dolayısıyla, kullanıcı için uygun elektrot boyutunun seçilmesinde önemli rol oynamaktadır. Elektrot dizinin uzunluğu hem tüm kokleayı kapsayacak yerleşimi sağlamalı hem

de derin yerleşimden kaynaklanan yerleşim travmasını en aza indirmelidir (Hochmair ve diğ., 2015; Venail ve diğ., 2015). Ayrıca lateral duvar, mid-skala veya Korti organına karşı elektrot yerleşimi için de farklı uzunluktaki elektrotlara ihtiyaç duyulmaktadır. KKV, kokleanın dış kemik (lateral duvar) kenarının bazilar membran (Escudé ve diğ., 2006; Würfel ve diğ., 2016) veya Korti Organında modiolus/iç duvar (Hardy, 1938; Kawano, Seldon, ve Clark, 1996) seviyesinden itibaren ölçülmektedir. Bu çalışmalarda KKV'nun, lateral duvar seviyesinden ölçüldüğünde, Korti organı seviyesindeki ölçümlere göre %10-%12 daha uzun olduğu tespit edilmiştir (Würfel ve diğ., 2016). Ayrıca özellikle standart düz elektrot dizininin kendisini bazilar membranın tam altına yerleştirdiği gösteren histolojik çalışmalar lateral duvar elektrot dizinin uzunluğunun doğru belirlenmesinde lateral duvar ve Korti organı seviyesinde daha hassas ölçümlerin yapılması gerektiğini göstermektedir (Dhanasingh, 2018). Günümüzde kokleanın boyutları ile ilgili çalışmalar, elektrotun fiziksel varlığından dolayı akustik işitmenin bozulmaması amacı ile rezidüel işitmenin korunmasına yönelik olarak devam etmektedir. Ayrıca farklı koklealarda, elektrot dizinini koklea içine yerleştirme derinliği hakkında daha doğru çalışmalar yapılabilmesi için kanal uzunluğunun daha kesin olarak belirlenmesi gerekliliği bulunmaktadır.

### **Çok Kanallı Uyarım**

Elektrot dizini içerisindeki kontak yeri olan elektrot sayısı farklı implant tasarımlarındaki en önemli değişkenlerden biridir. Tek kanallı cihazlar sadece bir kontak alanına sahip olduğu için kokleanın tonotopik organizasyonunu tam olarak oluşturamamaktadır. Teorik olarak, uyarım yapacak elektrot ve farklı uyarım alanlarının sayısı arttıkça, daha iyi frekans çözünürlüğü elde edilmektedir. Tek kanaldan uyarımın şiddet seviyeleri değiştirilse bile, çok kanallı uyarımla, tek kanallı uyarıma göre kullanıcı performansının, farklı çok kanallı sistemlerde (Taylor ve diğ., 1988); tek taraflı kullanıcılarda gürültü ortamında (Garnham ve diğ., 2002), bilateral kullanımda (Müller, Schon ve Helms, 2002); farklı ses işleme stratejilerinde (Kiefer ve diğ., 2001) her zaman daha iyi olduğu rapor edilmiştir.

Çok kanallı uyarım ile tek kanallı sistemlere göre kokleanın ötesinde tonotopik organizasyon yeniden sağlanmış ve kullanıcıların konuşma performanslarında artış elde edilmiştir. Ancak uyarımın yapıldığı tüm alanda, işitme kaybı sonrasında geride canlı kalan nöron sayısı ve kanallar arası etkileşim sonucu bir elektrottan spesifik nöron grubuna uyarım yapıldığında, bu elektrik uyarımın komşu nöronlara sıçraması-yayılması (uyarımın sıçraması-spread of excitation) frekans çözünürlüğünü/kodlamasını etkileyen önemli bir faktör olarak araştırmaların konusu haline gelmiştir.

İşitme kaybı sonrasında rezidüel nöronların işlevsel hale gelmesi ve işitsel deprivasyonun etkilerini tamamen olmasa bile en aza indirmek için bebek ve sözcük öncesi çocuklarda beyin plastisitesinin en yüksek olduğu kritik dönem içinde (hayatın ilk 3 yılı) (Kral ve Sharma, 2012; Sharma ve diğ. 2007) postlingual yetişkinlerde ise, implantlanma yaşı ve işitme kaybı başlama yaşı (Blamey ve diğ., 2013), işitsel deprivasyon süresi (Green ve diğ., 2007), santral-bilişsel fonksiyonlar (Friedland ve diğ., 2010) gibi faktörler göz önüne alınarak koklear implant endikasyon kriterleri ortaya çıkmıştır.

Bir elektrot dizini içine yerleştirilebilecek elektrot sayısı, tek bir kanaldan uyarıldığında örtüşen nöron sayısı ile sınırlıdır. Skala timpani içindeki perilemf oldukça iletici bir özelliğe sahip olduğu için, uyarım sıçramasını kontrol etmek oldukça zordur (Svrakic ve Roland, 2014). Uyarımın komşu bölgelere sıçramasını/yayılmasını önlemenin en iyi yolu, uyarım yapılan aktif elektrot ile, elektrik devre sistemini oluşturmak için kullanılan referans elektrot arasındaki mesafeyi mümkün olduğunca kısa tutup, sinir liflerine ulaşan elektrik akımı da mümkün olduğunca spesifik bir alan içinde gönderebilmektir. Elektrotlardan akım göndermek için "bipolar" (iki kutuplu), "monopolar" (tek kutuplu), tripolar (üçkutuplu) ve "common ground" (ortak alan) olmak üzere dört farklı elektrot konfigürasyonu oluşturulabilir. Bipolar ve tripolar konfigürasyonda aktif ve referans elektrotlar koklea içine yerleşen elektrotlardan seçilirken, monopolar uyarımda aktif elektrot koklear dizin içindeki elektrotlardan, referans elektrot ise koklea dışındaki alıcı (reciever) veya topraklama elektrotu arasında oluşturulur. "Common ground" yönteminde ise koklea içindeki uyarım gönderilecek elektrot aktif, diğer tüm koklear elektrotların hepsi referans elektrot olarak görev alır. Tüm sistem için harcanacak pil sarfiyatını azaltmak ve akımın komşu bölgelere yayılmasını engellemek amacı ile yapılan elektrot konfigürasyonu çalışmalarında bipolar ve monopolar elektrot konfigürasyonunun özellikle bipolar (Van den Honert ve Stypulkowski, 1987; Chatterjee ve diğ., 2006) ve daha sonra geliştirilen tripolar (Bierer ve Middlebrooks, 2002; Landsberger, Padilla, Srinivasan, 2012) stratejilerin uyarım saçılmasını azaltıldığı rapor edilmiştir. Kanallar arası etkileşim sadece sinir liflerinde istenmeyen elektrik akımının toplanmasına neden olmaktadır. Ayrıca ses işlemcisinin programlanması sonrasında nöral-algısal etkileşimlere sebep olup kullanıcının konuşmayı anlama performansında azalmaya sebep olmaktadır. Teorik olarak düşünüldüğünde, monopolar uyarımda aktif ve referans elektrotlar arasındaki mesafe, bipolar uyarımdaki mesafeye göre daha fazla olduğu için, daha fazla uyarım yayılması oluşmalıdır, bu durum kullanıcının konuşmayı anlama performansında azalmaya sebep olmaktadır. Ancak yapılan çalışmalar monopolar uyarım ile konuşmayı anlama performansının, bipolar

uyarımdaki performansa eşit hatta daha iyi olduğunu göstermiştir (Pfungst, Zwolan, Holloway, 1997; Morris ve Pfingst, 2000). Bipolar ve monopolar uyarım etkisini araştırdıkları çalışmalarında Pfingst ve diğ. (2001), elektrot konfigürasyonu ile uyarım lokasyonu (elektrotun bazal-apikal yerleşimi) arasında bir etkileşim olduğunu; kullanıcıların konuşmayı tanıma skorları üzerinde, elektrot konfigürasyonundan ziyade, uyarım yerinin daha etkili olduğunu rapor etmişlerdir. Bu çalışmalardan sonra, eşik ve rahat dinleme seviyelerinde monopolar uyarım ile bipolar uyarıma göre daha az akıma ihtiyaç duyulduğu için monopolar elektrot konfigürasyonu ses işlemcisinin programlanmasında daha fazla tercih edilmiştir.

### **Elektrot Dizininin Konumsal Yerleşimi, Yerleşim Derinliği ve Koklear Travma**

İdeal bir koklear implant elektrot tasarımı hem hassas intrakoklear yapılara, hem de elektrot dizininin kendisine zarar vermeyecek şekilde yerleşim özelliğine sahip olmalıdır. Ayrıca, elektrot tipine bağlı olarak modiolus veya bazilar membran altına en yakın yerleşimi sağlamalı; tüm elektrot kontak alanları koklea içine yerleştirilebilecek şekilde tasarlanmalı ve revizyon cerrahisi gerektiğinde kolaylıkla (eksplantasyon) çıkarılabilmelidir (Dhanasingh ve Jolly, 2017).

Tüm koklear implant üreticileri, koklear elektrot yerleşiminin skala timpani içinde olması konusunda hem fikirdirler (Black ve Clark, 1980; Hochmair ve Hochmair-Desoyer, 1983, Eddington, 1980). Skala timpani içine yerleştirilen elektrotlar ile, skala vestibüli yerleşimine göre daha iyi işitme performansı (Aschendorff ve diğ., 2007; Finley ve Skinner, 2008); daha az postoperatif vertigo şikayeti olduğu (Todt, Basta ve Ernst, 2008), rezidüel işitmenin daha iyi korunduğu (Briggs ve diğ., 2006) rapor edilmiştir.

Koklear implant öncüleri, elektrotları koklea içine yerleştirirken genellikle yuvarlak pencereden veya pencere yakınındaki bir açıklıktan içeri itmeyi tercih etmişlerdir. Günümüzde bu iki elektrot yerleştirme tekniği yuvarlak pencere yaklaşımı ve kokleostomi yaklaşımı olarak isimlendirilmektedir. Yüksek frekans işitme kaybı için koklear implant, alçak frekans kaybı için işitme cihazının birleştirildiği elektro-akustik uyarım çalışmalarında, rezidüel işitmenin korunması için en az travma yaratan elektrot itme yöntemi araştırılmıştır. James ve diğ. (2006) kısa veya uzun elektrot kullanımında ve tercih edilen elektrot yerleşiminin bazal travmaya sebep olmaması gerektiğini belirtmiştir. Yuvarlak pencerenin varlığı daha rahat gözlendiği için elektrotu içeri itme yerinin bulunması bakımından yuvarlak pencere yaklaşımı güvenilir ve travmatik olmayan bir yaklaşımdır (Roland, Wright ve Isaacson, 2007; Adunka ve diğ., 2004). Ancak yerleşim esnasında skala timpani duvarına elektrotun değmemesi için yuvarlak pencere yüzeyinden oblik/anterior açı ile elektrotları itmek gereklidir (Mangus ve diğ., 2012) Kokleanın karmaşık “kanca”



yapısına rahat yerleşim sağlamak ve skala timpani içine uygun açı ile elektrotları itebilmek için ise kokleostomi yöntemi tercih edilmektedir (Mangus ve diğ., 2012). Kokleostomi yeri bulunurken kemik turlamanın neden olduğu yaklaşık 130 dB gürültü şiddet seviyesinin koklear ve üst yapılarda akustik travma yaratabileceği de belirtilmektedir (Pau ve ark., 2007). Ancak her iki teknik ile postoperatif akustik rezidüel işitmenin korunduğu rapor edilmiştir. (Adunka ve diğ., 2104; Brigss ve diğ., 2006).

Koklea içine yerleştirilen elektrot dizininin uzunluğuna bağlı olarak tüm bazal-apikal alanı kapsamı gerekliliği konusunda da çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. Koklea içine elektrot dizinini yerleştirme derinliği elektrot dizininin ve koklear kanalın (koklear akuedukt) uzunluğuna bağlıdır. Elektrot dizininin tamamının koklea içine yerleştirilmesi ise yuvarlak pencerenin yerleşim açısına (Fujita ve diğ., 2016), intrakoklear anatomik farklılıklara (Pelosi ve diğ., 2013) ve oblitere koklea (Gantz ve diğ., 1988) durumuna göre değişiklik gösterir. Kokleanın tonotopik organizasyonu temel alınarak yerleştirilen elektrot dizini ile alçak frekans bilgisini iletmek, sabit uyarım oranları (saniyede 250 Hz., 500 Hz. veya 1000 Hz. gibi uyarım oranlarında işitme sinirini birim sürede uyarma) ve sınırlı yerleştirme derinliği nedeni ile oldukça sınırlıdır. "Rosenthal's kanal" içinde spiral ganglion hücrelerinin kokleanın ilk 25 mm'lik kısmı içinde spiral laminaya yakın olduğu için (Marsh ve diğ., 1993) modiolusa yakın yerleşimin yeterli olduğunu gösteren mevcut koklear implant sistemlerinde, düz-lateral duvar yerleşimli, kıvrımlı ve mid skala elektrot dizinleri ortalama 390–450° (Frisch ve diğ., 2015; Briggs ve diğ., 2011) ile koklea içine yerleştirilirken; spiral ganglion hücrelerinin, kokleanın 1,75 turuna kadar uzanan "Rosenthal kanal" içinde dağıldığını bu nedenle düz-lateral elektrotların yerleşim açısının daha geniş olması (yaklaşık 720°'lik açığa kadar) gerektiğini savunan çalışmalar da bulunmaktadır (Dhanasingh ve Jolly, 2017). Derine yerleştirmeye uygun uzun ve esnek elektrotların kullanılmasının, doğru tonotopik organizasyonu oluşturarak, alçak frekans bilgisine tam olarak ulaşıldığını, kokleanın daha geniş bir alanının uyarıldığını, elektrotların kontak alanlarının birbirine daha uzak olması nedeni ile kısmi de olsa kanal etkileşimin azaltıldığını, bu durumda kullanıcıların konuşmayı anlama ve müzik algısı performansında artışa sebep olduğunu rapor eden çalışmalar bulunmaktadır (Hochmair ve diğ., 2003; Gani ve diğ., 2007; Hochmair ve diğ., 2015). Öte yandan elektrot dizini çok dar olan kokleanın derinine yerleştirildiğinde, alçak frekanslı sesleri algılama yeteneğinin artmadığını; aksine gürültünün alçak frekanslı karakteristiğinden dolayı işitme ve konuşma ile ilgili performans sonuçlarının sıklıkla daha olumsuz etkilendiğini, kokleadaki hassas yapıların zarar görme riskinin arttığını, geride kalan alçak frekanslı rezidüel işitmenin de geri döndürülemez şekilde kaybedilmesine yol açabileceğini gösteren

çalışmalar da bulunmaktadır (Venail ve diğ., 2015; Yukawa ve diğ., 2004) Kullanıcıların konuşma performansları ve elektrot yerleşim derinliği arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalarda, her iki durum arasında anlamlı korelasyon olduğunu gösteren (Başkent ve Shannon, 2005) çalışmaların yanı sıra, konuşmayı tanıma skoru ve elektrot yerleşim derinliği arasında ilişki olmadığını (Lee, Nadol ve Eddington, 2010) gösteren çalışmalar da bulunmaktadır.

Kokleanın anatomik varyasyonlarına uygun farklı uzunlukta elektrotların, koklea içine farklı açılarla ve kısa-uzun mesafede yerleştirilmesi üç farklı tipte elektrot dizin tipinin tasarlanmasına sebep olmuştur. İlk elektrot dizaynları bazılar membran altında medial duvara daha uzak, lateral duvara daha yakın duran düz standart elektrotlar (Lateral duvar elektrot) iken, modiolusa yakın yerleşimin frekans çözünürlüğünü artırması, daha spesifik nöron grubuna uyarım yapılmasını sağlayarak uyarımın komşu nöron gruplarına yayılmasını/saçılmasını önlemesi nedeni ile "Perimodiolar" olarak adlandırılan kıvrımlı elektrot tasarımları da güvenilir şekilde kullanılmaya başlanmıştır (Tykocinski ve diğ., 2001; Hughes ve Abbas, 2006). Kokleaya yerleştirme öncesinde düz konumda bulunan perimodiolar elektrot, cerrahi işlem esnasında elektrotu içeri iterken, stilet adı verilen bir mekanizma ile içerde kıvrılarak kokleanın kıvrımlı şeklini alır. Bu sayede koklear kanalın medial duvarına dolayısı ile işitme sinir liflerine daha yakın yerleşim sağlanır. Kıvrımlı elektrot dizini ile daha düşük seviyede elektrik akım gücü ile günlük algısının oluşturulduğu (Cohen, Saunders ve Clark, 2001; Tykocinski ve ark., 2001), hem yuvarlak pencere hem de kokleostomi yaklaşımı ile travmatik olmayan elektrot yerleşimi sağlandığı (Briggs ve diğ., 2006) rapor edilmiştir. Ancak Souter ve diğ., (2011) yuvarlak pencere yaklaşımında, yuvarlak pencerenin anterio-inferior kısmındaki engel nedeni ile skala timpani yerleşiminin zorlaştığını ve bu durumun intrakoklear yapılara zarar verebileceğini belirtmişlerdir. Konuşmayı anlama skorları bakımından düz elektrot ve kıvrımlı elektrot arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmadığı gibi (Fitzgerald ve diğ., 2007), kelime ve cümle anlama skorlarının düz elektrot tipine göre, kıvrımlı elektrot ile daha yüksek elde edildiği de rapor edilmiştir (Aschendorff ve diğ., 2007; Bacciu ve diğ., 2004). Ayrıca konuşma performansının tüm elektrotların içeri yerleşmesi (full insertion) ile ilişkili olduğu da tespit edilmiştir (Bacciu ve diğ., 2004). Spiral ganglion hücrelerine yakın yerleşim ve uyarımın komşu nöronlara yayılmasını engellemek amacı ile kıvrımlı elektrotlar, daha önceleri elektrot kontak alanının tüm çevresinden uyarım verilecek (full banded) şekilde, daha sonraki tasarımlarda ise elektrot dizinin sadece medial duvara bakan elektrot kontak alanlarından (half banded) uyarım gönderilecek şekilde tasarlanmıştır.

Lateral duvar ve kıvrımlı elektrot tasarımlarının dışında üçüncü tip elektrot tasarımı da hem perimodiolar hem de lateral duvar elektrotlarının teorik avantajlarını sağlayacak şekilde tasarlanmış "Mid-skala" elektrotlarıdır. Adından da anlaşılacağı üzere kıvrımlı mid-skala elektrotları skala timpaninin tam ortasına yerleştirilecek şekilde tasarlanmıştır. Bu tasarımda, teorik olarak modiolusa dolayısı ile işitme sinir liflerine yakın yerleştirme sağlanırken hassas koklear yapılarla da fiziksel temas bulunmadığı için travma yapmayacak mesafede elektrot yerleştirilmesi hedeflenmiştir. Boyle (2016) ve Hassepas ve diğ., (2014) mid-skala elektrotlarının hem kokleostomi hem de yuvarlak pencere yaklaşımı ile travmaya neden olmadığını belirtmişlerdir.

### **Koklear Malformasyonlar İçin Kullanılan Elektrot Tasarımları**

Genel olarak, orijinal elektrot tasarımları normal insan kokleasına göre yapılmıştır. Ancak koklear malformasyonu olan koklear implant kullanıcıları için elektrot tasarımlarında da gerekli düzenlemeler ve değişiklikler üretici firmalar tarafından sağlanmaktadır. Sennaroğlu ve Saatci (2002) koklear malformasyonları, kokleanın tamamen olmaması (koklear aplazi), koklea içinde kemik formasyon (ossifiye koklea), ortak kavite olarak adlandırılan vestibüler yapılarla birleşmiş kistik görümlü koklea, küçük koklea (koklear hipoplazi), ve kokleanın bazal turunun olmaması (tamamlanmamış partiyon I ve II), kokleanın bazal 1.5 kıvrımının görüldüğü Mondini deformasyonu olarak gelişimsel bozukluğun olduğu gestasyon haftasına göre sınıflandırmışlardır. Ortak kavite probleminde nöral yapılar daha çok kavitenin duvarı boyunca yer aldığı için (Graham ve diğ., 2000), standart-düz lateral duvar elektrotlar ortak kavite malformasyonunda daha fazla tercih sebebidir. Tamamlanmamış partiyon ve Mondini deformasyonlarında ise yine düz elektrotların yanı sıra kokleanın bazal ve orta kısmına kadar gelen kısa elektrot tasarımları da rahatlık sağlamaktadır. Kokleanın ossifiye olduğu durumlarda ise, ossifikasyon yerine bağlı olarak, kısa (Bauer ve diğ., 2004) veya çift/ayrık (Roland ve diğ., 2008) elektrot dizini olarak adlandırılan bir kısa ve bir uzun elektrot dizininden oluşan elektrot tasarımları kullanılmaktadır. Koklear malformasyonu olan kullanıcılarda internal akustik kanal da çoğunlukla genişlemiş olacağı için elektrotun içeriye çok fazla itilip, internal akustik kanal içine girmemesine dikkat edilmelidir. Bu nedenle özellikle genişlemiş internal akustik kanal problemi olan kullanıcılarda elektrot uzunluğu önemlidir. Malforme koklealarda önemli bir problem de Serebrospinal sıvının kaçıdır (Gusher). Özellikle Geniş Vestibüler Akuedukt malformasyonunda "gusher" çok sık görülen bir durumdur. Bu tür durumlar için elektrot dizininin koklea içine girmeye başladığı yere denk gelecek şekilde elektrot kablosu üzerine mantar tipinde bir tıkaç yerleştirilmesi (Sennaroglu ve diğ.,

2014) oldukça etkili bir çözümdür. Koklea ve/veya işitme sinirinin olmadığı durumlarda ise İşitsel Beyinsapı İmplantları tercih edilmektedir.

### **Rezidüel İşitmenin Korunması ve Elektrot Tasarımları**

Skala timpaninin içine zarar vermeden elektrotların tam olarak yerleştirilmesi ile hassas koklear yapıların dolayısı ile rezidüel işitmenin korunmasına yönelik çalışmalar, elektrik ve akustik uyarının birleştirilmesi fikrinin doğmasına sebep olmuştur. Akustik enerji ile rezidüel işitmenin kullanılması, elektrik enerjisi ile kokleada işitme kaybı ve/veya ölü alan (dead region) olan bölgelerin uyarılması kullanıcıların konuşmayı anlama performansında olumlu etki yaratmıştır (Irving ve diğ., 2014). Bu nedenle “Elektro-Akustik Stimulasyon (EAS)” sağlayan koklear implant sistemlerinde ses işlemcisi hem alçak frekans rezidüel işitmenin kullanılmasını sağlayan işitme cihazı hem de yüksek frekans işitme kaybı için elektrik uyarımı sağlayan tipik koklear implant sistemini bir araya getiren bir tasarıma sahiptir. Elektroakustik uyarımın birleştirilmesi ile sessiz ve gürültülü ortamlarda kullanıcıların konuşmayı anlama skorlarında artışa sebep olmakla birlikte, perde algısında iyileşmeye sebep olduğu için melodi ve müzik algısı ile performanslarında da artış sağlamıştır (El Fata ve diğ., 2009).

Kokleanın hassas yapılarının ve rezidüel işitmenin korunması amacı ile kısa elektrot dizinleri geliştirilmiştir. Spiral ganglion hücrelerinin en apikal kısımda olanları, kokleanın 13.7–16.00 mm'lik kısmında yer almaktadır. Kısa elektrot tasarımları da en apikal bölgedeki bu spiral ganglion hücrelerine ulaşamadıkları için, hem bu apikal alana zarar vermemekte hem de elektrik ve akustik uyarımın birleştirilmesine olanak sağlamaktadır (Boyd, 2011).

Elektrotların yerleştirilmesi sırasında koklear kemik üzerinde turlama yapılması da hem hassas yapılara zarar vermekte hem de akustik travmaya sebep olabilmektedir (Pau ve ark., 2007). Rezidüel işitmenin ve koklear yapıların korunması amacı ile turlama süresinin azaltılması gereklidir. Bu nedenle koklear implant firmaları tarafından geliştirilen ince elektrot tasarımları da daha küçük kokleostomi deliğinin açılmasına imkân vermiştir (Waltzman ve Roland, 2014).

### **Enfeksiyon Riski**

Orta kulaktan kokleaya doğru gelişen enfeksiyon riskini azaltmanın en önemli iki yolu, elektrot yerleşiminden sonra kokleostomi alanını kapatıcı özelliği olan materyaller ile tıkmak ve pnömokok aşılama yapmaktır. Özellikle kas, fasya, Teflon, ve Dacron gibi kapatıcı materyaller, orta kulaktan iç kulağa kokleostomi alanı yolu ile geçen Stafilokok piyojen ve aureusun neden olduğu enfeksiyonların

önlenmesinde kullanılmaktadır. Fasyal greft ise en az inflametuar ve enfeksiyondan en fazla koruyan materyal olarak rapor edilmiştir (Waltzman ve Roland, 2014).

Cilt enfeksiyonlarının orta kulaktan iç kulağa doğru ilerlemesi koklear implantın çıkartılmasına kadar gidebilen ciddi problemlere sebep olabilmektedir. Elektrot dizinine uyarımın radyo frekans dalgaları ile iletildiği transküten tasarımlarda cilt enfeksiyonu riski azaltılmıştır (Waltzman ve Roland, 2014). Ancak bu tarz bir sistemde alıcı ve iletilen bobin üzerindeki mıknatıslar vasıtası ile iç ve dış parçaların birbiri ile bağlantı kurması sağlanır. Bir çok koklear implant sisteminde, alıcı üstündeki mıknatısın yerinden çıkarması için 1.5 Tesla manyetik rezonans görüntüleme kullanıcı kafasının sıkı bir bandajlama yöntemi ile sarılması gereklidir. Görüntüleme kalitesinin bozulmaması ve mıknatısın yerinden çıkma ihtimali çok yüksek olduğu için 3.0 Tesla üzerindeki görüntüleme ise alıcı üzerindeki mıknatısın operasyon ile çıkarılması gereklidir. Günümüzde ME-DEL firması 3.0 Tesla' ya kadar mıknatıs çıkarılmasına gerek duymayan koklear implant sistemi geliştirmiştir (ME-DEL, 2019).

### **Pil Sarfiyatının Azaltılması**

Elektrot dizininin modiolusa yakın yerleşimi ve elektrot kontak alanların uyarılması için koklea dışındaki bir elektrot ile eşleşme yapılarak akımın gönderildiği monopolar uyarım tekniği koklear implantın çalışması için gerekli olan enerji ihtiyacını azaltmaktadır. Ayrıca monopolar uyarım ile bireysel elektrotlar arasındaki eşik farkı azalmakta bu durumda ses işlemcisinin daha rahat programlanmasına olanak sağlamaktadır (Pfungst, Xu ve Thompson, 2004). Ayrıca monopolar bipolar, tripolar elektrot uyarım konfigürasyonlarının hepsi benzer konuşma performansı sağlamaktadır (Zwolan ve diğ., 1999).

### **Güvenilirlik ve Sağlamlık**

Üstü silikon elastomer ile kaplı alıcı ve elektrot dizininin sağlam ve dayanıklı olması gerekir. Zaman içinde tekrarlayan küçük hareketlenmelerle baş edebilmesi, metal yorgunluğa bağlı olarak tellerinin zarar görmemesi, kopmaması gerekir. Özellikle çok hassas olan alıcı ve elektrot dizininin birleşim noktasının uzun süreli kullanımda daha dayanıklı olması için teller daha uzun ve spiral şeklinde tasarlanmıştır (Cooper ve Craddock, 2006).

Elektrot dizini içindeki elektrot kontak alanlarını birbirine bağlayan tel düzenin konfigürasyonu, metal yoğunluğu ve silikon elastomerin sağladığı desteğin sertliği elektrot dizininin sıkı veya esnek olmasını sağlayan temel faktörlerdir (Dhanasingh ve Jolly, 2017). Genel olarak tüm firmalar kokleaya elektrot dizininin yerleştirme esnasında belirli derecede kuvvet uygulaması ve elektrotun yerleşim esnasında kırılmasını ve

bükülmesini engellemek amacı ile elektrot dizinindeki telleri elektrot dizinini belirli bir form halinde tutacak şekilde belirli bir sertlikte yapılandırmışlardır. Ayrıca bazı elektrot tasarımlarında da bazal “kızak” (stiffener) metal şerit kullanılmaktadır (Cochlear Limited, 2014). MED-EL firması ise elektrotlar arasındaki tel yerleşiminin daha esnek olması gerektiğini, bu sayede elektrot içeri itilirken uygulanan kuvvetin tüm elektrot dizini boyunca eşit dağılacığını ve çevredeki yapılara zarar vermeden elektrotun daha rahat yerleştirileceğini rapor etmektedirler (MED-EL, 2014).

Elektrotlardan giden elektrik akım, elektrot aşınmasına, toksik madde üremesine ve nöral yapısal hasarlara sebep olabilecek düz akım şiddetinin azaltılması için dengeli bir şekilde verilmez. Kısa devre veya kapasitör kullanmak elektrik akımının dengelenmesini sağlar. Belirli bir alandan geçen akım miktarı olarak tanımlanan akım yoğunluğunun düşük olması gerekir. Aynı miktarda akım yoğunluğu, dar bir alanda, geniş bir alana göre daha fazla olacaktır. Akım yoğunluğu çok fazla olursa, elektrolit değişikliğine bağlı olarak gaz ve toksik madde ortaya çıkar. Elektrot kontak alanının çok küçük olması, akım yoğunluğunun fazla olmasına sebep olur. Bu nedenle elektrot dizini içindeki elektrot kontak alanları da belirli boyutları sağlamalıdır (Cooper ve Craddock, 2006)

## Telemetri

Elektrot kontak alanlarının nöral yapılarla iletişim bilgisi, hem aktif elektrottan ölçülen voltajın yeterli uyarım sağladığını, hem de nöral yapıda oluşan bileşik aksiyon potansiyelin oluşup oluşmadığı bilgisinin değerlendirilmesinde kullanılır. Böylelikle hem elektrot dizini içindeki bireysel kontak alanlarının, hem de koklea-dışı elektrotların düzgün çalışıp çalışmadığı anlaşılır. İşitme sinirinden bileşik aksiyon potansiyel cevaplarının elde edilmesi hem işitme sinirinin fonksiyonel olduğunu, hem de tüm koklear implant sisteminin düzgün çalıştığını gösterir. Bileşik aksiyon potansiyel kayıtları ayrıca uyarımın komşu bölgelere yayılmasının ölçülmesinde ve programlama da eşik/maksimum uyarım seviyelerinin tahmine edilmesinde de bir yöntem olarak kullanılabilir.

## 2. Sonuç

Kokleanın anatomik yapısına, tonotopik organizasyona ve intrakoklear yerleşime uygun, koklea ve çevresindeki hassas yapılara zarar vermeyen, elektrik uyarımı yeterli ve güvenilir bir şekilde ileten, pil sarfiyatını azaltan elektrot dizinlerinin tasarlanması koklear implant kullanıcılarının konuşma performanslarında dolayısı ile yaşam kalitelerinin artmasında önemli rol oynamıştır. Ancak koklear implant sistemi bir bütün olarak düşünüldüğünde elektrot dizin tasarımları yanında ses işlemcilerinde ve ses işleme

stratejilerindeki gelişmeler de kullanıcıların işitme ve konuşma problemlerini gidermeye/en aza indirmeye yönelik bir gelişme süreci izlemiştir.

## Kaynaklar

- Adunka, O., Unkelbach, M. H., Mack, M., Hambek, M., Gstoettner, W., & Kiefer, J. (2004). Cochlear implantation via the round window membrane minimizes trauma to cochlear structures: a histologically controlled insertion study. *Acta oto-laryngologica*, 124(7), 807-812.
- Adunka, O. F., Dillon, M. T., Adunka, M. C., King, E. R., Pillsbury, H. C., & Buchman, C. A. (2014). Cochleostomy versus round window insertions: influence on functional outcomes in electric-acoustic stimulation of the auditory system. *Otology & Neurotology*, 35(4), 613-618.
- American Speech-Language-Hearing Association. (2004). *Cochlear implants* [Technical Report]. Available from [www.asha.org/policy](http://www.asha.org/policy).doi:10.1044/policy.TR2004-00041.
- Aschendorff, A., Kromeier, J., Klenzner, T., & Laszig, R. (2007). Quality control after insertion of the nucleus contour and contour advance electrode in adults. *Ear and hearing*, 28(2), 75S-79S.
- Bacciu, A., Pasanisi, E., Vincenti, V., Guida, M., Barbot, A., Berghenti, M., & Bacciu, S. (2004). Comparison of speech perception performance between the Nucleus 24 and Nucleus 24 Contour cochlear implant systems. *Acta oto-laryngologica*, 124(10), 1155-1158.
- Başkent, D., & Shannon, R. V. (2005). Interactions between cochlear implant electrode insertion depth and frequency-place mapping. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 117(3), 1405-1416.
- Bauer, P. W., & Roland, P. S. (2004). Clinical results with the Med-El compressed and split arrays in the United States. *The Laryngoscope*, 114(3), 428-433.
- Black, R. C., & Clark, G. M. (1980). Differential electrical excitation of the auditory nerve. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 67(3), 868-874.
- Bierer, J. A., & Middlebrooks, J. C. (2002). Auditory cortical images of cochlear-implant stimuli: dependence on electrode configuration. *Journal of Neurophysiology*, 87(1), 478-492.
- Bilger, R. C., Black, F. O., Hopkinson, N. T., & Myers, E. N. (1977). Implanted auditory prosthesis: an evaluation of subjects presently fitted with cochlear implants. Transactions. Section on Otolaryngology. *American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology*, 84(4 Pt 1), ORL.

- Blamey, P., Artieres, F., Başkent, D., Bergeron, F., Beynon, A., Burke, E., ... & Govaerts, P. J. (2013). Factors affecting auditory performance of post linguistically deaf adults using cochlear implants: an update with 2251 patients. *Audiology and Neurotology*, 18(1), 36-47.
- Boyd, P. J. (2011). Potential benefits from deeply inserted cochlear implant electrodes. *Ear and hearing*, 32(4), 411-427.
- Boyle, P. J. (2016). The rationale for a mid-scala electrode array. *European annals of otorhinolaryngology, head and neck diseases*, 133, S61-S62.
- Briggs, R. J., Tykocinski, M., Xu, J., Risi, F., Svehla, M., Cowan, R., ... & Lenarz, T. (2006). Comparison of round window and cochleostomy approaches with a prototype hearing preservation electrode. *Audiology and Neurotology*, 11(Suppl. 1), 42-48.
- Briggs, R. J., Tykocinski, M., Lazsig, R., Aschendorff, A., Lenarz, T., Stöver, T., ... & Wright, C. G. (2011). Development and evaluation of the modiolar research array—multi-center collaborative study in human temporal bones. *Cochlear implants international*, 12(3), 129-139.
- Chatterjee, M., Galvin, J. J., Fu, Q. J., & Shannon, R. V. (2006). Effects of stimulation mode, level and location on forward-masked excitation patterns in cochlear implant patients. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 7(1), 15-25.
- Cochlear Limited, 2014. *Cochlear Nucleus CI422 with Slim Straight* [Online] Available at: <http://www.cochlear.com>
- Cohen, L. T., Saunders, E., & Clark, G. M. (2001). Psychophysics of a prototype peri-modiolar cochlear implant electrode array. *Hearing research*, 155(1-2), 63-81.
- Cooper, H., & Craddock, L. (2006). *Cochlear implants: a practical guide*. John Wiley & Sons.
- Dhanasingh, A., & Jolly, C. (2017). An overview of cochlear implant electrode array designs. *Hearing research*, 356, 93-103.
- Dhanasingh, A. (2018). Cochlear duct length along the outer wall vs organ of corti: Which one is relevant for the electrode array length selection and frequency mapping using Greenwood function?. *World Journal of Otorhinolaryngology-Head and Neck Surgery*.
- Djourno, A., & Eyries, C. (1957). Auditory prosthesis by means of a distant electrical stimulation of the sensory nerve with the use of an in dwelt coiling. *La Presse Médicale*, 65(63), 1417-1417.



- Eddington, D. K. (1980). Speech discrimination in deaf subjects with cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 68(3), 885-891.
- Eisen, M. D. (2009). The history of cochlear implants. Cochlear implants: Principles and practices, 89-93.
- El Fata, F., James, C. J., Laborde, M. L., & Fraysse, B. (2009). How much residual hearing is 'useful' for music perception with cochlear implants?. *Audiology and Neurotology*, 14(Suppl. 1), 14-21.
- Erixon, E., & Rask-Andersen, H. (2013). How to predict cochlear length before cochlear implantation surgery. *Acta oto-laryngologica*, 133(12), 1258-1265.
- Escudé, B., James, C., Deguine, O., Cochard, N., Eter, E., & Fraysse, B. (2006). The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes. *Audiology and Neurotology*, 11(Suppl. 1), 27-33.
- Eshraghi, A. A., Nazarian, R., Telischi, F. F., Rajguru, S. M., Truy, E., & Gupta, C. (2012). The cochlear implant: historical aspects and future prospects. *The Anatomical Record: Advances in Integrative Anatomy and Evolutionary Biology*, 295(11), 1967-1980.
- Fujita, T., Shin, J. E., Cunnane, M., Fujita, K., Henein, S., Psaltis, D., & Stankovic, K. M. (2016). Surgical Anatomy of the Human Round Window Region: Implication for Cochlear Endoscopy through the External Auditory Canal. *Otology & Neurotology*, 37(8), 1189-1194.
- Finley, C. C., & Skinner, M. W. (2008). Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes. *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 29(7), 920.
- Fitzgerald, M. B., Shapiro, W. H., McDonald, P. D., Neuburger, H. S., Ashburn-Reed, S., Immerman, S., ... & Svirsky, M. A. (2007). The effect of perimodiolar placement on speech perception and frequency discrimination by cochlear implant users. *Acta oto-laryngologica*, 127(4), 378-383.
- Fretz, R. J., & Fravel, R. P. (1985). Design and function: A physical and electrical description of the 3M House cochlear implant system. *Ear and Hearing*, 6(3 Suppl), 14S-19S.
- Friedland, D. R., Runge-Samuelson, C., Baig, H., & Jensen, J. (2010). Case-control analysis of cochlear implant performance in elderly patients. *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 136(5), 432-438.

- Frisch, C. D., Carlson, M. L., Lane, J. I., & Driscoll, C. L. (2015). Evaluation of a new mid-scala cochlear implant electrode using microcomputed tomography. *The Laryngoscope*, 125(12), 2778-2783.
- Gani, M., Valentini, G., Sigrist, A., Kós, M. I., & Boëx, C. (2007). Implications of deep electrode insertion on cochlear implant fitting. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 8(1), 69-83.
- Gantz, B. J., McCabe, B. F., & Tyler, R. S. (1988). Use of multichannel cochlear implants in obstructed and obliterated cochleas. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*, 98(1), 72-81.
- Garnham, C., O'driscoll, M., Ramsden, R., & Saeed, S. (2002). Speech understanding in noise with a Med-El COMBI 40+ cochlear implant using reduced channel sets. *Ear and hearing*, 23(6), 540-552.
- Green, K. M., Bhatt, Y. M., Mawman, D. J., O'Driscoll, M. P., Saeed, S. R., Ramsden, R. T., & Green, M. W. (2007). Predictors of audiological outcome following cochlear implantation in adults. *Cochlear Implants International*, 8(1), 1-11.
- Hardy, M. (1938). The length of the organ of Corti in man. *American Journal of Anatomy*, 62(2), 291-311.
- Hassepass, F., Bulla, S., Maier, W., Laszig, R., Arndt, S., Beck, R., ... & Aschendorff, A. (2014). The new mid-scala electrode array: a radiologic and histologic study in human temporal bones. *Otology & Neurotology*, 35(8), 1415-1420.
- Hochmair, E. S., & Hochmair-Desoyer, I. J. (1983). Percepts elicited by different speech-coding strategies. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 405(1), 268-279.
- Hochmair, I., Hochmair, E., Nopp, P., Waller, M., & Jolly, C. (2015). Deep electrode insertion and sound coding in cochlear implants. *Hearing research*, 322, 14-23.
- Hughes, M. L., & Abbas, P. J. (2006). Electrophysiologic channel interaction, electrode pitch ranking, and behavioral threshold in straight versus perimodiolar cochlear implant electrode arrays. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 119(3), 1538-1547.
- Irving, S., Gillespie, L., Richardson, R., Rowe, D., Fallon, J. B., & Wise, A. K. (2014). Electroacoustic stimulation: now and into the future. *BioMed research international*.
- James, C. J., Fraysse, B., Deguine, O., Lenarz, T., Mawman, D., Ramos, Á., ... & Sterkers, O. (2006). Combined electroacoustic stimulation in conventional candidates for cochlear implantation. *Audiology and Neurotology*, 11(Suppl. 1), 57-62.

- Kawano, A., Seldon, H. L., & Clark, G. M. (1996). Computer-aided three-dimensional reconstruction in human cochlear maps: measurement of the lengths of organ of Corti, outer wall, inner wall, and Rosenthal's canal. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 105(9), 701-709.
- Kiang, N. Y., & Moxon, E. C. (1972). Physiological considerations in artificial stimulation of the inner ear. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 81(5), 714-730.
- Kiefer, J., Hohl, S., Stürzebecher, E., Pfennigdorff, T., & Gstöettner, W. (2001). Comparison of Speech Recognition with Different Speech Coding Strategies (SPEAK, CIS, and ACE) and Their Relationship to Telemetric Measures of Compound Action Potentials in the Nucleus CI 24M Cochlear Implant System: Comparación del reconocimiento del lenguaje utilizando diferentes estrategias (SPEAK, CIS y ACE) y su relación con mediciones telemétricas de potenciales de acción compuestos, con el sistema de implante coclear nucleus CI24M. *Audiology*, 40(1), 32-42.
- Koch, R. W., Ladak, H. M., Elfarnawany, M., & Agrawal, S. K. (2017). Measuring cochlear duct length—a historical analysis of methods and results. *Journal of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 46(1), 19.
- Kral, A., & Sharma, A. (2012). Developmental neuroplasticity after cochlear implantation. *Trends in neurosciences*, 35(2), 111-122.
- Landsberger, D. M., Padilla, M., & Srinivasan, A. G. (2012). Reducing current spread using current focusing in cochlear implant users. *Hearing research*, 284(1-2), 16-24.
- Lee, J., Nadol Jr, J. B., & Eddington, D. K. (2010). Depth of electrode insertion and postoperative performance in humans with cochlear implants: a histopathologic study. *Audiology and Neurotology*, 15(5), 323-331.
- Mangus, B., Rivas, A., Tsai, B. S., Haynes, D. S., & Roland, J. T. (2012). Surgical techniques in cochlear implants. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 45(1), 69-80.
- Marsh, M. A., Xu, J., Blamey, P. J., Whitford, L. A., Xu, S. A., Silverman, J. M., & Clark, G. (1993). Radiologic evaluation of multichannel intracochlear implant insertion depth. *Scientific publications*, vol. 7, 1992-1993 no. 469.
- MED-EL, 2014. *Electrode arrays: designed for atraumatic implantation providing superior hearing performance* [Online] Available at: <http://s3.medel.com/pdf/21617.pdf>.
- ME-DEL, 2019. <https://www.medel.com/hearing-solutions/cochlear-implants>.

- Meng, J., Li, S., Zhang, F., Li, Q., & Qin, Z. (2016). Cochlear size and shape variability and implications in cochlear implantation surgery. *Otology & Neurotology*, 37(9), 1307-1313.
- Morris, D. J., & Pfungst, B. E. (2000). Effects of electrode configuration and stimulus level on rate and level discrimination with cochlear implants. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 1(3), 211-223.
- Müller, J., Schon, F., & Helms, J. (2002). Speech understanding in quiet and noise in bilateral users of the MED-EL COMBI 40/40+ cochlear implant system. *Ear and hearing*, 23(3), 198-206.
- Pau, H. W., Just, T., Bornitz, M., Lasurashvili, N., & Zahnert, T. (2007). Noise exposure of the inner ear during drilling a cochleostomy for cochlear implantation. *The Laryngoscope*, 117(3), 535-540.
- Pelosi, S., Noble, J. H., Dawant, B. M., & Labadie, R. F. (2013). Analysis of inter-subject variations in intracochlear and middle ear surface anatomy for cochlear implantation. *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 34(9).
- Pfungst, B. E., Zwolan, T. A., & Holloway, L. A. (1997). Effects of stimulus configuration on psychophysical operating levels and on speech recognition with cochlear implants. *Hearing research*, 112(1-2), 247-260.
- Pfungst, B. E., Franck, K. H., Xu, L., Bauer, E. M., & Zwolan, T. A. (2001). Effects of electrode configuration and place of stimulation on speech perception with cochlear prostheses. *JARO- Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 2(2), 87-103.
- Pfungst, B. E., Xu, L., & Thompson, C. S. (2004). Across-site threshold variation in cochlear implants: Relation to speech recognition. *Audiology and Neurotology*, 9(6), 341-352.
- Roland, P. S., Wright, C. G., & Isaacson, B. (2007). Cochlear implant electrode insertion: the round window revisited. *The Laryngoscope*, 117(8), 1397-1402.
- Roland Jr, J. T., Coelho, D. H., Pantelides, H., & Waltzman, S. B. (2008). Partial and double-array implantation of the ossified cochlea. *Otology & Neurotology*, 29(8), 1068-1075
- Sharma, A., Gilley, P. M., Dorman, M. F., & Baldwin, R. (2007). Deprivation-induced cortical reorganization in children with cochlear implants. *International journal of audiology*, 46(9), 494-499.

- Sennaroglu, L., & Saatci, I. (2002). A new classification for cochleovestibular malformations. *The Laryngoscope*, 112(12), 2230-2241.
- Sennaroğlu, L., Atay, G., & Bajin, M. D. (2014). A new cochlear implant electrode with a “cork”-type stopper for inner ear malformations. *Auris Nasus Larynx*, 41(4), 331-336.
- Souter, M. A., Briggs, R. J., Wright, C. G., & Roland, P. S. (2011). Round window insertion of precurved perimodiolar electrode arrays: how successful is it?. *Otology & Neurotology*, 32(1), 58-63.
- Stevens, S. S. (1937). On hearing by electrical stimulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 8(3), 191-195.
- Svrakic, M., & Roland, T. J. (2014). The History of Cochlear Implant Electrode Design Waltzman, S. B., & Roland, J. T. (Eds.). *Cochlear implants*. Thieme.108-117.
- Tykocinski, M., Saunders, E., Cohen, L. T., Treaba, C., Briggs, R. J., Gibson, P., ... & Cowan, R. S. (2001). The contour electrode array: safety study and initial patient trials of a new perimodiolar design. *Otology & neurotology*, 22(1), 33-41.
- Todt, I., Basta, D., & Ernst, A. (2008). Does the surgical approach in cochlear implantation influence the occurrence of postoperative vertigo?. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*, 138(1), 8-12.
- Tyler, R. S., Abbas, P., Tye-Murray, N., Gantz, B. J., Knutson, J. F., McCabe, B. F., ... & Kuk, F. (1988). Evaluation of five different cochlear implant designs: audiologic assessment and predictors of performance. *The Laryngoscope*, 98(10), 1100-1106.
- Van den Honert, C., & Stypulkowski, P. H. (1987). Single fiber mapping of spatial excitation patterns in the electrically stimulated auditory nerve. *Hearing research*, 29(2-3), 195-206.
- Venail, F., Mathiolon, C., De Champfleury, S. M., Piron, J. P., Sicard, M., Villemus, F., ... & Uziel, A. (2015). Effects of electrode array length on frequency-place mismatch and speech perception with cochlear implants. *Audiology and Neurotology*, 20(2), 102-111.
- Volta, A. (1982). Historical records documenting the first galvanic battery, “The Volta Column”. Circa 1800. *Asimov’s Biographical Encyclopedia of Science and Technology*.
- Waltzman, S. B., & Roland, J. T. (Eds.). (2011). *Cochlear implants*. Thieme.

- Wever, E. G., & Bray, C. W. (1930). The nature of acoustic response: The relation between sound frequency and frequency of impulses in the auditory nerve. *Journal of experimental psychology*, 13(5), 373.
- Wilson, B. S., & Dorman, M. F. (2008). Cochlear implants: a remarkable past and a brilliant future. *Hearing research*, 242(1-2), 3-21.
- Würfel, W., Lanfermann, H., Lenarz, T., & Majdani, O. (2014). Cochlear length determination using Cone Beam Computed Tomography in a clinical setting. *Hearing Research*, 316, 65-72.
- Zeng, F. G., Rebscher, S. J., Fu, Q. J., Chen, H., Sun, X., Yin, L., ... & Yang, B. (2015). Development and evaluation of the Nurotron 26-electrode cochlear implant system. *Hearing research*, 322, 188-199.
- Zwolan, T. A., Kileny, P. R., Ashbaugh, C., & Telian, S. A. (1996). Patient performance with the Cochlear Corporation" 20+ 2" implant: bipolar versus monopolar activation. *The American journal of otology*, 17(5), 717-723.