

İşitme Tarama Programlarında Kullanılan Odyolojik Cihazlar

Betül Karabudak¹

Özet

İşitme, yaşamın ilk yıllarında beyin plastisitesiyle doğrudan ilişkili temel bir duyuşal girdiyi oluşturmaktadır ve erken dönemde sağlanan işitsel uyarım, dil, iletişim ve bilişsel gelişimin nörobiyolojik temelini şekillendirmektedir. İşitme tarama testleri, tüm yaş gruplarında işitme sisteminin hızlı, objektif ve güvenilir biçimde değerlendirilmesini sağlayan temel klinik uygulamalardır. Bu testler, işitme kaybının erken dönemde saptanmasını kolaylaştırarak tanı ve müdahale süreçlerinin etkinliğini artırmaktadır. Bu süreç, biyomedikal mühendisliğin yoğun katkısıyla ilerlemektedir. Günümüzde tarama amaçlı kullanılan odyolojik sistemler; gelişmiş sensör teknolojileri, düşük gürültü üreten analog devre tasarımları, yüksek çözünürlüklü analog-dijital dönüştürücü, dijital sinyal işleme algoritmaları ve gömülü sistem mimarileri gibi biyomedikal mühendisliğin çok boyutlu bileşenlerinin entegre edilmesiyle çalışmaktadır. Bu teknolojik altyapı, ölçümlerin hem tekrarlanabilirliğini hem de klinik doğruluğunu artıran kritik bir temel sunmaktadır.

2.1. İŞİTME TARAMA PROGRAMLARINDA KULLANILAN ODYOLOJİK CİHAZLAR

2.1.1. Otoakustik Emisyonlar (Otoacoustic Emissions, OAE)

Otoakustik emisyonlar (OAE), kokleadaki dış tüylü hücrelerin aktif biyomekanik amplifikasyon süreçleri sonucunda ortaya çıkan ve kulak kanalı yönüne geri yansıyan düşük şiddette akustik sinyallerdir (Kemp, 1978; Young & Ng, 2023). Dış tüylü hücreler, elektromotilite adı verilen biyofiziksel bir özellik sayesinde gelen akustik uyarılara karşı aktif mekanik yanıt üretir. Bu yanıt, baziler membranın ilgili frekans bölgelerinde uyarana bağlı bir amplifikasyon oluşturur ve bu amplifikasyonun küçük bir bölümü

1 Öğr. Gör., Karabük Üniversitesi, Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, betulkarabudak@karabuk.edu.tr, 0000-0002-8266-4737

kokleanın girişine doğru ters yönde iletilerek kulak kanalında ölçülebilir hale gelir (Robles & Ruggero, 2001). Bu mekanizma, OAE'nin periferel işitme sisteminin bütünlüğünü hızlı, non-invaziv ve yüksek duyarlılık düzeyinde değerlendirebilmesini sağlayarak OAE'yi klinik tarama programlarında temel bir araç haline getirmiştir (Hall, 2016). Klinik uygulamalarda spontan ve uyarılmış olmak üzere iki ana OAE tipi öne çıkmaktadır. Uyarılmış emisyonlardan geçici uyaranla elde edilen OAE (TEOAE), klik veya chirp türü kısa süreli uyaranlarla 1-4 kHz aralığında oluşturulan yanıtların sinyal-gürültü oranına (SNR) göre değerlendirilmesine dayanır ve hafif-orta derecedeki sensörinöral işitme kayıplarını belirlemede yüksek duyarlılık sergiler (Çekiç, 2023). Distorsiyon ürünü OAE (DPOAE) ise kokleanın iki saf ses (f_1 , f_2) ile nonlineer uyarımı sonucu ortaya çıkan $2f_1-f_2$ gibi distorsiyon bileşenlerini frekans spesifik olarak kaydeder ve özellikle orta-yüksek frekanslarda dış tüylü hücrelerin fonksiyonunu yüksek frekans çözünürlüğüyle ortaya koyar (Çekiç, 2023; Prieve, 2000). Bir OAE ölçümü, uyarının kulak kanalına iletilmesi ile başlayıp elde edilen biyolojik yanıtların klinik açıdan yorumlanmasına kadar uzanan ardışık bir süreç içerir. Prob içerisindeki mini hoparlör, TEOAE için klik/chirp uyarılarını; DPOAE için ise iki birincil frekansın (f_1-f_2) oluşturduğu ton çiftlerini üretir. Kokleadaki dış tüylü hücre aktivitesinden kaynaklanarak geri yansıyan emisyon sinyalleri ise probda bulunan yüksek hassasiyetli mikrofon tarafından kaydedilir. Dijital ortama aktarılan bu sinyaller, gürültü azaltımı, zaman ortalaması, artefakt reddi ve frekans bileşenlerinin ayrıştırılması gibi dijital işleme aşamalarından geçirilir. Son olarak sinyal/gürültü oranı ve frekans bantlarındaki tekrarlanabilirlik analiz edilir; bu bulgulara dayanarak otomatik algoritmalar tarafından geçti/kaldı (pass/refer) kararı oluşturulur (Joint Committee on Infant Hearing (JCIH), 2019).

2.1.1.1. Biyomedikal Cihaz Mimarisi

OAE cihazlarının mühendislik altyapısı, sensör tasarımı, düşük gürültülü analog devreler ve gelişmiş dijital işleme algoritmalarının bütünlük kullanıma dayanır. Prob sistemi, uyaran üreten mini hoparlörleri, düşük genlikli emisyon sinyallerini algılayan mikrofonu, akustik iletim tüplerini ve sızdırmazlığı sağlayan silikon uçları içerir. Probun kulak kanalına doğru yerleşimi, ölçümün güvenilirliği açısından temel bileşendir (Hall, 2016). Yeni nesil geniş bant uyaranlar, kokleadaki frekans-bağımlı gecikmeleri dengeleyerek emisyon genliğini artırmakta ve ölçüm süresini kısaltmaktadır. Mikrofon tarafından algılanan düşük düzeyli sinyaller, düşük gürültülü pre-amplifikatör ile yükseltilir ve 16-24 bit yüksek çözünürlüklü bir analog sayısal dönüştürücü ile dijital formata aktarılır. Sayısal sinyal işleme birimi, zaman

ortalaması, artefakt reddi, hızlı Fourier dönüşümü ve adaptif filtreleme gibi işlemleri gerçekleştirerek sinyalin tekrarlanabilir bileşenlerini güçlendirir (Wu vd., 2023). Modern cihazlarda makine öğrenimi tabanlı karar algoritmaları, özellikle gürültülü tarama ortamlarında geçti/kaldı kararının doğruluğunu artırmakta ve operatör bağımlılığını azaltmaktadır (JCIH, 2019).

2.1.2. İşitsel Beyinsapı Cevabı (Auditory Brainstem Response, ABR)

İşitsel Beyinsapı Cevabı (Auditory Brainstem Response, ABR), koklea, işitsel sinir ve beyinsapı boyunca oluşan senkronize elektrofizyolojik aktivitenin kafa derisine yerleştirilen yüzey elektrotları aracılığıyla kaydedilmesi ilkesine dayanmaktadır (Picton, 2010; Young vd., 2023). ABR, tarama düzeyinde hızlı bir nörofizyolojik değerlendirme sağlayarak işitsel yolun bütünlüğü hakkında doğrudan bilgi sunmaktadır. Kulağa verilen kısa süreli uyaranlar, işitsel sinir ve beyinsapı çekirdeklerinde milisaniye ölçeğinde eşzamanlı elektriksel yanıtlar oluşturur. Bu yanıtlar belirgin dalga kompleksleri olan I-V dalgaları şeklinde kaydedilerek analiz edilir (Burkard vd., 2007; Hall, 2007). Tarama amaçlı kullanılan ABR sistemleri, kaydedilen sinyalin istatistiksel varlığını değerlendiren otomatik algoritmalarla geçti/kaldı kararını verir (Stapells, 2000).

2.1.2.1. Biyomedikal Cihaz Mimarisi

ABR ölçümünün güvenilir biçimde gerçekleştirilebilmesi için elektrot sistemi, amplifikasyon ve filtreleme devreleri, analog-dijital dönüştürme birimi ve karar yazılımından oluşan bütünlüklü bir teknolojik mimariye dayanmaktadır (Chiappa, 1997; Hall, 2007). Yüzey elektrotlarının tek kullanımlık ve biyouyumlu olması; deri-elektrot temas empedansının 5 k Ω veya altında tutulması ve elektrotlar arasındaki empedans değerlerinin birbirine yakın olması, güvenilir ve düşük artefaktlı kayıt elde etmek için önerilmektedir (American Electroencephalographic Society, 1991; Hall, 2007). Koklear ve beyin sapı kaynaklı nöral yanıtların genliği nanovolt ile mikrovolt aralığında olduğundan, cihazlardaki diferansiyel amplifikatörler son derece düşük gürültü üreten devrelerden oluşturulur (Burkard vd., 2007). Bu amplifikasyon süreci, özellikle kas aktivitesi, elektriksel parazit ve ortam gürültüsü gibi sinyal dışı bileşenleri bastırmak amacıyla 100-3000 Hz aralığında çalışan bant geçiren filtrelerle desteklenir ve bu aralık klinik ABR uygulamalarında standart kabul edilmektedir (Belgin & Şahlı, 2016). Analog sinyal, yüksek örnekleme hızına sahip analog-dijital dönüştürücüler aracılığıyla dijital forma aktarılır. Dijital sinyal işleme modülü, ortalamaya dayalı gürültü azaltma yöntemleri, sinyalin

uyaranla zaman ilişkisini belirleyen korelasyon analizleri, sinyal varlığına yönelik istatistiksel testler ve dalga morfolojisinin doğrulanmasına yönelik algoritmalar içerir (Elberling & Wahlgreen, 1985). Modern ABR sistemleri, artefakt tespiti, otomatik tekrar ölçüm protokolleri ve yaşa özgü nöral iletim sürelerini dikkate alan modellerle desteklenmektedir (Eggermont & Don, 1980; Gorga vd., 1989). Tüm bu işlemler tamamlandıktan sonra karar yazılımı devreye girer ve sinyal-gürültü oranı, korelasyon katsayısı ve 5. dalga varlığını değerlendirerek otomatik bir tarama sonucu üretir (Polonenko & Maddox, 2019). Bu bütünleşik yaklaşım sayesinde operatör bağımlılığı azalmakta, ölçüm süresi kısalmakta ve klinik karar güvenilirliği artmaktadır.

2.1.3. Saf Ses Odyometri

Bireyin işitsel uyaranlara verdiği davranışsal yanıtlara dayanarak frekans-spesifik işitme eşiklerini belirleyen subjektif bir değerlendirme yöntemidir (Davies, 2016; Musiek vd., 2017;). Tarama amacıyla kullanıldığında özellikle okul çağı çocuklarında, gençlerde ve erişkin popülasyonunda kısa sürede uygulanabilen eşik taraması sağlar (Walker vd., 2013). Yöntem, ortam gürültüsünün kontrol edildiği koşullarda güvenilir sonuçlar vermesi ve işitme düzeyindeki hafif değişimlerinde ortaya koyabilmesi nedeniyle toplum düzeyinde yürütülen taramalarda sık tercih edilmektedir (Halloran vd., 2009; MacLennan-Smith vd., 2013).

2.1.3.1. Biyomedikal Cihaz Mimarisi

Saf ses odyometrisi için kullanılan cihazlar, düşük distorsiyonlu sinüzoidal uyaranlar üretebilen hassas bir ses jeneratörü, uluslararası standartlara göre kalibre edilmiş transdüserler ve dijital sinyal işleme biriminden oluşan bir yapıya sahiptir (Davies, 2016). Ses üretim modülü, ANSI S3.6 ve IEC 60645 kalibrasyon standartlarına uygun olarak belirli frekanslarda sabit ve kararlı sinyaller oluşturur (Valente vd., 1992). Odyometrik değerlendirmelerde kullanılan transdüserler; supra-aural TDH-39/49 kulaklıklar, insert tipi ER-3A referans kulaklıklar, kemik vibratörleri ve serbest alan hoparlörleri gibi klinik referans cihazları içerir. Bu transdüserlerin frekans tepkisi ve distorsiyon özellikleri, özellikle tarama ve eşik belirleme testlerinde ölçüm doğruluğunun temel belirleyicileri arasında yer almaktadır. (Clemis vd., 1986; Luks vd., 1989; Valente vd., 1992). Cihazın içinde yer alan sayısal sinyal işleme birimi, uyaran sinyaline rampalı geçişler ekleyerek istenmeyen klik artefaktlarını azaltır ve gerektiğinde maskeleye protokollerini dijital olarak kontrol eder (Gumus vd., 2016). Modern odyometrelerde kullanıcı arayüzü dokunmatik ekranlar üzerine taşınmıştır, cihaz yazılımı ise hasta yanıtlarının kaydedilmesini kolaylaştıran otomatik eşik bulma algoritmalarıyla desteklenmektedir (Poling

vd., 2016; Walker vd., 2013). Bu bütünleşik mimari, odyolojik ölçümlerin standardizasyonu, tekrarlanabilirliği ve çevresel gürültüye karşı dayanıklılığı açısından kritik öneme sahiptir (Davies, 2016; Musiek vd., 2017).

2.1.4. Akustik İmmitans Ölçümleri

Akustik immitans ölçümleri, timpanometri ve akustik refleks değerlendirmelerini kapsayan ve orta kulak sisteminin mekanik iletim özelliklerini objektif biçimde analiz eden temel bir odyolojik yöntemdir. Bu yaklaşım, kulak zarının ve orta kulak yapıların ses enerjisine verdiği yanıtı değerlendirerek özellikle iletim tipi işitme kayıplarının erken saptanmasına olanak tanır. Tarama düzeyindeki uygulamalarda hızlı sonuç vermesi ve hasta iş birliği gerektirmemesi, yöntemin klinik etkinliğini artırmaktadır. Ölçüm mantığı, kulak kanalına kontrollü ve değişken hava basıncı uygulanması ve bu basınç değişimlerine karşı kulak zarı-orta kulak sisteminin akustik geçirgenliğinin ölçülmesine dayanır. Akustik immitans ölçümleri, timpanometri ve akustik refleks değerlendirmelerini kapsayan ve orta kulak sisteminin mekanik iletim özelliklerini objektif biçimde analiz eden temel bir odyolojik yöntemdir (Shanks & Shohet, 2009). Bu yaklaşım, kulak zarının ve orta kulak yapıların ses enerjisine verdiği yanıtı değerlendirerek özellikle iletim tipi işitme kayıplarının erken saptanmasına olanak tanır (Feldman, 1976; Wiley vd., 1987). Tarama düzeyindeki uygulamalarda hızlı sonuç vermesi ve hasta iş birliği gerektirmemesi, yöntemin klinik etkinliğini artırmaktadır (Nozza vd., 1992). Ölçüm mantığı, kulak kanalına kontrollü ve değişken hava basıncı uygulanması ve bu basınç değişimlerine karşı kulak zarı-orta kulak sisteminin akustik geçirgenliğinin ölçülmesine dayanır (Jerger, 1970).

2.1.4.1. Biyomedikal Cihaz Mimarisi

Akustik immitans cihazlarının biyomedikal altyapısı, prob ünitesi, basınç kontrol sistemi, akustik sensörler ve dijital sinyal işleme modülünden oluşan bütünleşik bir yapıya sahiptir (Hunter & Shahnaz, 2014). Prob, kulak kanalına uygulanan basıncı ileten bir hava pompası, sabit frekanslı prob ses üreten küçük bir hoparlör ve kulak zarından yansıyan akustik enerjiyi algılayan hassas bir mikrofondan oluşur (Shanks & Shohet, 2009). Bu yapı, sızdırmazlığı sağlayan silikon uçlarla tamamlanır ve doğru yerleşim ölçüm kalitesi için kritik önem taşır. Basınç kontrol sistemi, kulak kanalındaki basıncı belirli bir aralıkta otomatik olarak değiştirerek orta kulak mekanik yanıtının değerlendirilmesine olanak tanır (Feldman, 1976). Mikro-pompa ve basınç sensörleri, uygulanan basıncın doğruluğunu gerçek zamanlı olarak izler (Wiley vd., 1987). Hoparlör tarafından üretilen prob tonu kulak zarının

hareketine bağlı olarak değişime uğrar ve bu değişim mikrofon tarafından algılanarak düşük gürültülü bir pre-amplifikatör aracılığıyla güçlendirilir. Analog sinyal, yüksek çözünürlüklü bir analog-dijital dönüştürücü ile sayısallaştırılır ve dijital sinyal işleme birimi tarafından kompiyans, basınç ve akustik enerji ilişkisi hesaplanarak timpanogram oluşturulur (Hunter & Shahnaz, 2014). Modern cihazlarda artefakt reddi, gürültü azaltımı ve otomatik sınıflandırma algoritmaları ölçümlerin güvenilirliğini artırmakta; bu sayede tarama programlarında orta kulak patolojilerinin hızlı ve objektif biçimde değerlendirilmesi mümkün hale gelmektedir (Shanks & Shohet, 2009)

2.1.5. Sonuç

OAE, ABR, saf ses odyometrisi ve akustik immitans ölçümleri işitme sisteminin farklı düzeylerini objektif veya davranışsal olarak değerlendiren ve modern tarama protokollerinin bilimsel temelini oluşturan tamamlayıcı yöntemlerdir. Biyomedikal mühendisliği açısından bu yöntemler, ileri sensör tasarımları, düşük gürültülü analog devreler, adaptif dijital sinyal işleme teknikleri gibi mühendislik bileşenlerinin odyolojiye sağladığı önemli katkıları açık biçimde göstermektedir. Güncel literatür, özellikle OAE ve ABR sistemlerinde yapay zekâ tabanlı artefakt giderme, sinyal-gürültü oranında iyileştirme ve otomatik geçti/kaldı algoritmalarının ölçüm güvenilirliğini anlamlı düzeyde artırdığını vurgulamaktadır. Bu bütünlüştük mühendislik altyapısı, düşük genlikli biyosinyallerin doğru yakalanmasını, çevresel gürültünün etkin biçimde bastırılmasını ve işitme taramalarının hem klinik hem de toplum temelli uygulamalarda daha hızlı, standart ve yüksek doğrulukla yürütülmesini mümkün kılmaktadır. Sonuç olarak, işitme tarama yöntemleri yalnızca klinik birer ölçüm aracı değil, biyomedikal teknolojilerin sürekli gelişen mühendislik katkılarıyla güçlenen ve literatürde etkinliği geniş biçimde ortaya konmuş kritik tanısal bileşenler hâline gelmiştir.

Kaynakça

- American Electroencephalographic Society. (1991). American Electroencephalographic Society guidelines for standard electrode position nomenclature. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 8(2), 200-202.
- Belgin, E., & Şahlı, A. S. (2016). *Temel odyoloji*. Güneş Tıp Kitabevleri.
- Burkard, R. F., Eggermont, J. J., & Don, M. (Eds.). (2007). *Auditory evoked potentials: Basic principles and clinical application*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Chiappa, K. H. (1997). *Evoked potentials in clinical medicine* (3rd ed.). Lippincott-Raven.
- Clemis, J. D., Ballad, W. J., & Killion, M. C. (1986). Clinical use of an insert earphone. *Annals of Otolology, Rhinology & Laryngology*, 95(5), 520-524. DOI: 10.1177/000348948609500515
- Çekiş, Ş. (Ed.). (2023). *Odyolojiye giriş* (1. baskı). Ankara: Nobel Akademik Yayıncılık.
- Davies, R. A. (2016). Audiometry and other hearing tests. In *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 137, pp. 157-176). Elsevier. DOI: 10.1016/B978-0-444-63437-5.00011-X
- Eggermont, J. J., & Don, M. (1980). Analysis of the click-evoked brainstem potentials in humans using high-pass noise masking. *Journal of the Acoustical Society of America*, 68(6), 1671-1675. DOI: 10.1121/1.385199
- Elberling, C., & Wahlgreen, O. (1985). Estimation of auditory brainstem response by means of Bayesian inference. *Scandinavian Audiology*, 14(2), 89-96. DOI: 10.3109/01050398509045928
- Feldman, A. S. (1976). Tympanometry: application and interpretation. *Annals of Otolology, Rhinology & Laryngology*, 85, 202-208. DOI: 10.1177/00034894760850S238
- Gorga, M. P., Kaminski, J. R., Beauchaine, K. L., & Jesteadt, W. (1989). Auditory brainstem responses from children three months to three years of age: Normal patterns of response. *Journal of Speech and Hearing Research*, 32(2), 281-288. DOI: 10.1044/jshr.3202.281
- Gumus, N. M., Gumus, M., Unsal, S., Yuksel, M., & Gunduz, M. (2016). Examination of insert ear interaural attenuation values. *Clinical Investigative Medicine*, 39(6), 27507. DOI: 10.25011/cim.v39i6.27507
- Hall, J. W. (2007). *New handbook of auditory evoked responses*. Pearson.
- Hall, J. W. (2016). *Objective assessment of hearing*. Plural Publishing.
- Halloran, D. R., Hardin, J. M., & Wall, T. C. (2009). Validity of pure-tone hearing screening at well-child visits. *Archives of Pediatrics & Adolescent Medicine*, 163(2), 158-163. DOI: 10.1001/archpediatrics.163.2.158

- Hunter, L. L., & Shahnaz, N. (2014). Acoustic immittance measures: Basic and advanced practice. In *Handbook of Clinical Audiology* (7th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- JCIH (Joint Committee on Infant Hearing). (2019). Year 2019 position statement: Principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. *Journal of Early Hearing Detection and Intervention*, 4(2), 1-44. DOI: 10.15142/fptk-b748
- Jerger, J. (1970). Clinical experience with impedance audiometry. *Archives of Otolaryngology*, 92(4), 311-324. DOI: 10.1001/archotol.1970.04310040005002
- Kemp, D. T. (1978). Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 64(5), 1386-1391. DOI: 10.1121/1.382104
- Luks, S. B., Borton, T. E., & Nolen, B. L. (1989). Insert earphones for audiometry: Applications, advantages, and limitations. *Entechnology*, 21-2.
- MacLennan-Smith, E., Swanepoel, D. W., & Hall, J. W. (2013). Validity of diagnostic pure-tone audiometry without a sound-treated environment in older adults. *International Journal of Audiology*, 52(2), 66-73. DOI: 10.3109/14992027.2012.736692
- Musiek, F. E., Shinn, J., Chermak, G. D., & Bamio, D. E. (2017). Perspectives on the pure-tone audiogram. *Journal of the American Academy of Audiology*, 28(7), 655-671. DOI: 10.3766/jaaa.16061
- Nozza, R. J., Bluestone, C. D., Kardatzke, D., & Bachman, R. (1994). Identification of middle ear effusion in children by aural acoustic admittance and otoscopy. *Ear and Hearing*, 15(4), 310-323. DOI: 10.1097/00003446-199408000-00005
- Picton, T. W. (2010). *Human auditory evoked potentials*. Plural Publishing.
- Poling, G. L., Kunnel, T. J., & Dhar, S. (2016). Comparing the Accuracy and Speed of Manual and Tracking Methods of Measuring Hearing Thresholds. *Ear and Hearing*, 37(5), e336-e340. DOI: 10.1097/AUD.0000000000000317
- Polonenko, M. J., & Maddox, R. K. (2019). The parallel auditory brainstem response. *Trends in Hearing*, 23. DOI: 10.1177/2331216519871395
- Robles, L., & Ruggero, M. A. (2001). Mechanics of the mammalian cochlea. *Physiological Reviews*, 81(3), 1305-1352. DOI: 10.1152/physrev.2001.81.3.1305
- Shanks, J. E., & Shohet, J. A. (2009). Tympanometry in clinical practice. In *Handbook of Clinical Audiology* (6th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Stapells, D. R. (2000). Threshold estimation by the tone-evoked auditory brainstem response: A literature meta-analysis. *Journal of Speech-Language Pathology and Audiology*, 24(2), 74-83.

- Valente, M., Valente, M., & Goebel, J. (1992). High-frequency thresholds: circumaural earphone versus insert earphone. *Journal of the American Academy of Audiology*, 3(6).
- Walker, J. J., Cleveland, L. M., Davis, J. L., & Seales, J. S. (2013). Audiometry screening and interpretation. *American Family Physician*, 87(1), 41-47.
- Wiley, T. L., Stoppenbach, D. T., Feldman, A. S., & Green, J. D. (1987). Acoustic immittance measures in normal ears. *Journal of Speech and Hearing Research*, 30(2), 161-170. DOI: 10.1044/jshr.3002.161
- Young, A., & Ng, M. (2023). Otoacoustic emissions. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.
- Young, A., Cornejo, J., & Spinner, A. (2023). Auditory brainstem response. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.