



T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SENSORİNÖRAL İŞİTME KAYIPLILARDA ŞİDDET ALGISI
(LOUDNESS PERCEPTION) VE KLİNİK OLARAK ÖLÇÜLEN ŞİDDET
ALGISININ OPTİMAL AMPLİFİKASYON İÇİN KULLANIMI**

103153
103153

ÖZLEM GEDİK

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ODYOLOJİ BİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç.Dr. Nevma MADANOĞLU

İSTANBUL - 2001 .

**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**



Bilimsel katkılarından dolayı Bilim Dalı Başkanımız Prof.Dr. Ferda Akdaş'a, danışmanım Doç.Dr. Nevma Madanoğlu'na; istatistiksel analizlerde yol gösteren Dr. Nural Bekiroğlu'na; tezimde kullandığım işitme cihazlarını temin eden Tek-Mak Makine Sanayi Ticaret A.Ş'e ve Gümaş A.Ş'e; her zaman yanımda olan annem Sengül Gedik'e ve babam Raşit Gedik'e teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	SAYFA NO
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	3
3. GİRİŞ ve AMAÇ	5
4. GENEL BİLGİLER	6
5. GEREÇ ve YÖNTEM	18
6. BULGULAR	27
7. TARTIŞMA ve SONUÇ	36
8. EK – 1	43
9. KAYNAKLAR	46
10. ÖZGEÇMİŞ	52

KISALTMALAR ve SİMGELER

AGC	: Automatic Gain Control (Otomatik Kazanç Kontrolü)
dB	: Desibel
DSL [i/o]	: Desired Sensation Level, input / output
Hz	: Hertz
HL	: Hearing Level (İşitme Seviyesi)
IHAFF	: Independent Hearing Aid Fitting Forum
IL	: Intensity Level (Şiddet Seviyesi)
I / O	: Input / Output (Girdi / Çıktı)
MB	: Megabyte
µPa	: Mikropaskal
NAL-NL1	: National Acoustic Laboratories, Non-Linear, version 1
NAL-R	: National Acoustic Laboratories, Revised
POGO	: Prescription of Gain and Output
SL	: Sensation Level (Duysal Seviye)
SPL	: Sound Pressure Level (Ses Basınç Seviyesi)
SSPL	: Saturation Sound Pressure Level
VIOLA	: Visual Input / Output Locator Algoritma
WDRC	: Wide Dynamic Range Compression (Geniş Dinamik Ranj Kompresyonu)
WDS	: Word Discrimination Score (Konuşmayı Anlama Skoru)

SÖZLÜK

Noah : Hi-Pro bağlantısıyla nonlineer işitme cihazı programlaması için kullanılan bilgisayar programı.

ŞEKİLLER ve TABLOLAR

i. Şekillerin Listesi:

ŞEKİL-1. İşitmenin Dinamik Ranjı

ŞEKİL-2. Ses Şiddetiyle Diferansiyel Eşik Arasındaki İlişki.

ŞEKİL-3. Şiddet Algısı Fonksiyonu: A) Normal işitme; B) 40 dB işitme kaybı, rekrütman (+); C) 40 dB işitme kaybı, rekrütman (-).

ŞEKİL-4. Lineer (Doğrusal) ve Nonlineer (Doğrusal Olmayan) Amplifikasyon.

ŞEKİL-5. İki Temel Çıktı Limitleme Stratejisi: Tepeyi kesme; Kompresyon.

ŞEKİL-6. Girdi ve Çıktı Kompresyonu

ŞEKİL-7. Analog Sinyalin Dijital Forma Çevrilmesi

ŞEKİL-8.a. Resound BT2-ES işitme cihazının uygulama ranjı

8.b. Viennatone Newtone işitme cihazının uygulama ranjı

ii. Resimlerin Listesi

RESİM-1. Noah BT2-ES uygulama programı

RESİM-2. Noah Viennatone uygulama programı

RESİM-3. NAL-NL1 formülünün uygulama programında devreye girebilmesi için 'non-lineer işitme cihazı kullanma deneyimi' seçeneğinin işaretlenmesi.

iii. Tabloların Listesi:

TABLO-1. Hasta Bilgileri

TABLO-2. Şiddet Algısının Kategorileri

TABLO-3. Aile Arasında ve Ufak Bir Grup İçinde Memnuniyet

TABLO-4. Toplantı Ortamında Memnuniyet

TABLO-5. Sosyal Aktiviteler Sırasında Memnuniyet

TABLO-6. Televizyon Seyrederken veya Radyo Dinlerken Memnuniyet

TABLO-7. Telefonda Konuşurken Memnuniyet

TABLO-8. Genel Memnuniyet

TABLO-9. En Beğenilen Özellikler

TABLO-10. Beğenilmeyen Özellikler

TABLO-11. Yapmak İstenilen Değişiklikler



ÖZET

Gelişen teknolojiyle beraber nonlineer işitme cihazlarının ortaya çıkması, lineer cihazlar için geliştirilmiş formüllerin yetersiz kalmasına neden olmuş ve çeşitli nonlineer işitme cihazı formülleri geliştirilmiştir.

Bu çalışmada hafif/orta derecede bilateral sensorinöral işitme kayıplı toplam 40 yetişkin hasta yer almıştır. Çalışma üç aşama halinde yapılmıştır. İlk aşamada, Contour Şiddet Algısı Testi (10) uygulanmış ve Contour verileri VIOLA (11) programına girilip hedef kazanç hesaplanarak Resound BT2-ES işitme cihazı programlanmıştır. Contour Testi ve VIOLA programı IHAF (64) protokolünün integral parçalarıdır. İkinci aşamada, Viennatone Newton işitme cihazı NAL-NL1 (17) prosedürüne uygun olarak hesaplanan hedef kazançta göre programlanmıştır. Üçüncü aşamada ise, her iki cihazı ayrı ayrı dörder hafta kullandıktan sonra hastaların memnuniyet dereceleri İşitme Cihazı Kullanıcıları İçin Değerlendirme Formu (HAUQ) (18) ile değerlendirilmiştir.

Hastaların aile ortamındaki ve ufak bir grup içindeki memnuniyetlerinde VIOLA formülüyle programlanan Resound BT2-ES ve NAL-NL1 formülüyle programlanan Viennatone Newton işitme cihazları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Toplantı ortamında, sosyal aktivitelerde, televizyon seyredirken, radyo dinlerken ve telefonda konuşurken NAL-NL1 formülü ile programlanan Viennatone Newton işitme cihazından memnuniyet daha fazla bulunmuştur.

Bu çalışmada, yaş ve işitme eğrisinin şekli memnuniyet sonuçlarını etkilememiştir.

Şiddet algısı normalizasyonunun nonlineer işitme cihazlar ile amplifikasyon sağlamada faydalı olduğu düşünülmektedir. Bu çalışmanın sonuçları, şiddet algısını işitme kaybının derecesine göre normal ya da normalin altında tutarak frekans spesifik normalizasyon yapan NAL-NL1 prosedürünün, VIOLA formülüne göre özellikle gürültülü ortamlarda konuşmayı ayırtetmede daha başarılı olduğunu göstermiştir. Ancak, optimal amplifikasyon için bir altın formül olmadığı görüşündeyiz. Her işitme kayıplı hasta ayrı bir birey olarak değerlendirilmeli ve genellemelere dayalı uygulamalardan kaçınılmalıdır.



SUMMARY

OPTIMAL AMPLIFICATION IN PATIENTS WITH SENSORI-NEURAL HEARING LOSS BY USING CLINICALLY MEASURED LOUDNESS PERCEPTION DATA

After the advent of nonlinear hearing aids, the formulas for linear devices has become inappropriate and this has led to the development of numerous prescriptive procedures for nonlinear hearing aids.

In this study, 40 adult patients with bilateral mild-to-moderate sensori-neural hearing loss were assessed. This study was performed in three steps. At the initial step the Contour Loudness Test (10) was administered and the Contour data were entered into the VIOLA (11) program which prescribes target values for Resound BT2-ES hearing aid. The Contour Test and VIOLA are the components of the IHAFF (64) protocol. At the second step the patients were fitted with Viennatone Newtone hearing aid by using NAL-NL1 (17) procedure which prescribes the target gain. Finally, after using each hearing aid for four weeks the patient satisfaction was assessed with Hearing Aid User's Questionnaire (HAUQ) (18).

There was no statistically significant difference between Resound BT2-ES (VIOLA) and Viennatone Newtone (NAL-NL1) for patient satisfaction in family environment and in small group conversation. On the other hand, the patient satisfaction for speech understanding in noisy environments, while talking on the phone, while watching TV and listening to the radio was significantly better with Viennatone Newtone (NAL-NL1).

In this study, age and hearing configuration did not influence the satisfaction scores.

It is believed that loudness normalization is useful for amplification with nonlinear hearing aids. The results of this study show that NAL-NL1 procedure which requires a different specific loudness pattern at each frequency is better for maximizing speech intelligibility, especially in noisy environments. However, there is no gold standard for optimal amplification. It should be kept in mind that individual needs of every patient with sensori-neural hearing loss should be considered in hearing aid fitting.



GİRİŞ ve AMAÇ

Gelişen teknoloji sayesinde işitme kayıplı hastaların ihtiyaçlarını daha iyi tespit edip, daha spesifik uygulamalar yapabiliyoruz. 1980'li yıllarda lineer cihazlar için geliştirilen uygulama prosedürleri, 1990'lı yıllarda nonlinear işitme cihazlarının ortaya çıkmasıyla yetersiz kalmış ve ihtiyacı karşılamak üzere yeni nonlinear formüller geliştirilmiştir.

Henüz klinik olarak çok yaygın kullanılmayan ve hala çalışmaları tüm dünyada devam eden nonlinear formüllerle ilgili hasta memnuniyetini değerlendiren alan çalışmalarının önemli olduğunu düşünüyoruz.

Nonlinear formüller genel olarak şiddet algısı normalizasyonu yaptıkları halde kendi aralarında farklılıklar göstermektedirler. Biz de bu çalışmamızda, farklı iki nonlinear işitme cihazı uygulama prosedürünü hasta memnuniyeti açısından değerlendirmeyi amaçladık.

İşitme kayıplı hastalar, günlük yaşam aktiviteleri sırasında gürültü düzeyi çok farklı ortamlarda bulunmaktadır. Bu çalışmada, VIOLA (11) formülüyle programlanan Resound BT2-ES ve NAL-NL1 (17) formülüyle programlanan Viennatone Newtone işitme cihazları ile çeşitli ortamlarda konuşmayı anlama açısından hasta memnuniyeti incelenmiştir.

GENEL BİLGİLER

Ses, havadaki moleküllerin çeşitli şekillerde hareket etmesi neticesi meydana gelen basınç değişikliklerinden oluşur (42). Genellikle ses kaynaklarının meydana getirdiği basınç değişiklikleri periyodiktir yani belli bir ritm içindedir (42).

Kulağımıza bir saniyede iletilen, sıkışıp gevşeyen molekül hareketinin sayısı sesin frekansını oluşturur (59). Sesin bir devri (cycle) ise havadaki maksimum sıkışma miktarı ile bir sonraki maksimum sıkışma miktarı arasındaki mesafedir (59). Bir ses dalgasının bir devri tamamlaması için geçen süreye periyod (period) denir (59). Ses frekansının birimi olan Hertz (Hz) ise bir saniyede meydana gelen devir sayısını ifade eder (59). Frekans lineer bir formda ifade edilmez, oktav (octave) aralıklarına bölünerek belirtilir (59). Bir oktav, belli bir frekansın iki katındaki frekans olarak tanımlanabilir (59). Örneğin, konvansiyonel odyometrede en düşük frekans 125 Hz olup oktav aralıkları da 250, 500, 1000, 2000, 4000, 8000'dir (59).

Sesin perdesini (pitch) sesin frekansı tayin eder (2). İnsan kulağı 20-20,000,000 Hz arası frekansları algılayabilir (2). Ses perdesi sesin psikolojik bir özelliğidir (2).

Birim alanda saniyede iletilen akustik enerji miktarına ses şiddeti denir (45). Şiddet birimi watt/cm^2 'dir (42). Ses şiddetinin absolut miktarını ölçmek mümkün olduğu halde işitmeyi ifade etmek için lineer bir birim kullanılmasının çok büyük sayıların ortaya çıkmasına ve bu nedenle de zorluklara neden olabileceği düşünülerek akustik şiddet seviyesinin ölçüm birimi olarak logaritmik ve dolayısıyla da nonlineer bir birim olan 'desibel' (dB) kullanılmaktadır (42). Desibel (dB) göreceli (relative) bir ölçüm birimi

olup, ölçülen ses şiddeti ile standart bir referans şiddet arasındaki oran olarak tanımlanabilir (42).

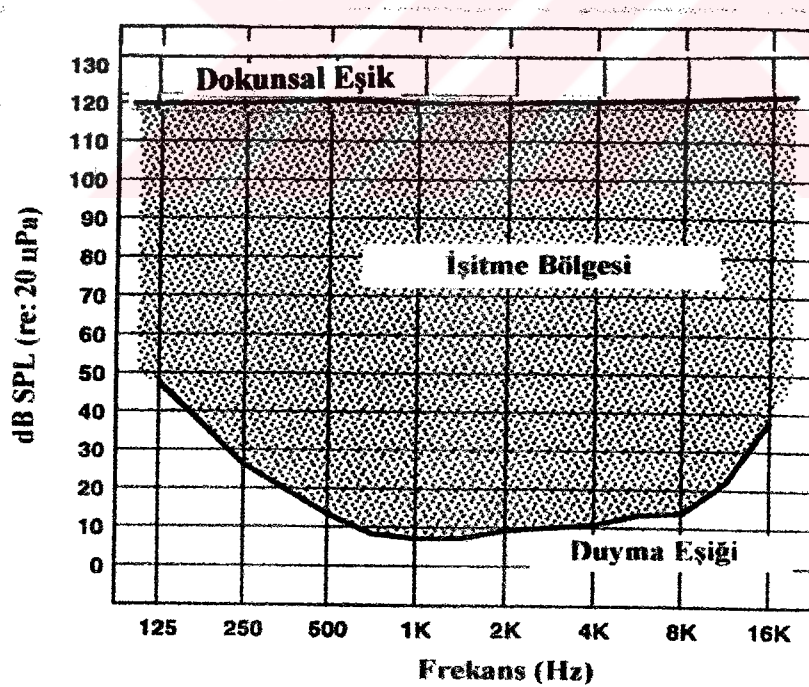
Desibel göreceli bir birim olduğu için bu terim kullanıldığı zaman mutlaka referans belirtilir (42). Ses şiddeti desibel olarak belirtilirken insan kulağının 1000 Hz'de duyabildiği en düşük ses şiddeti olan 10^{-16} watt/cm² referans alınır ve buna şiddet seviyesi (intensity level) (dB IL) denir (42). Referans ya da 'sıfır noktası' normal işitmeyi uyarabilen en düşük ses şiddeti olarak kabul edilirse buna işitme seviyesi (hearing level) (dB HL) denir (42). İşitme eşiğinin üzerindeki ses şiddeti miktarının desibel olarak belirtilmesine duysal seviye (sensation level) (dB SL) denir (42). Ses basınç seviyesi (sound pressure level) (dB SPL) desibel olarak ifade edilirken 20 mikropaskal (μPa) ses basıncı referans kabul edilir (42). 20 μPa, 10^{-16} watt/cm² şiddetindeki ses dalgasının havada meydana getirdiği basınç miktarıdır (42).

Şiddet, sesin fiziki bir özelliğidir ve objektif olarak ölçülebilir (2). Ses yüksekliği ise (loudness) tıpkı ses perdesi gibi sesin psikolojik bir özelliğidir (2). Genel olarak ses yüksekliği, ses şiddetinin algısal karşılığı olarak tanımlanır. Ancak, ses yüksekliğinin algılanmasında yani şiddet algısında (loudness perception), ses şiddetinin yanısıra sinyalin frekansı ve veriliş süresi de rol oynar (2). Yani ses şiddeti ile şiddet algısı eş anlamlı değildir. Şiddet algısı ses şiddetiyle aynı oranda artıp azalmayabilir (2). Ses şiddeti sabit kalırken şiddet algısı değişebilir (2).

Şiddet algısının psikolojik bir fenomen olarak incelenmesi modern psikoakustik biliminin başlangıcına kadar uzanır (2). Psikoakustik, sesin fiziksel özelliklerinin psikolojik karşılıklarını inceleyen bir bilim dalıdır (2). Şiddet algısı ile ilgili ilk çalışmaları E. H. Weber (1795-1878) yapmıştır (2). Weber, bir uyarının algılanabilen en ufak değişikliği ile uyarın arasında sabit bir oran olduğunu öne sürmüştür ve bu G. T. Fechner (1801-1887) tarafından Weber Yasası olarak adlandırılmıştır (2). Weber, ilk

alışmalarını dokunma duyusu ile yapmış, daha sonraları görme ve işitme duyularını incelemiştir (2). Kingsbury (37), Sabine (55), Fletcher ve Munson (21), Stevens ve Davis (61), Boring (5), Hirsh (27) ve Litter (41) de şiddet algısı ile ilgili çalışmalar yapmışlardır.

Absolut işitme eşiği (absolute threshold), verilen sinyalin % 50 oranda duyulabildiği en düşük seviyedir (59). Diferansiyel eşiğ (differential threshold) ise iki sinyal arasında farkedilebilen en ufak fiziksel değişikliktir (59). Ses yüksekliğinin absolut eşiği, duyulabilen en düşük ses yüksekliğidir ve bu seviye genel olarak işitme eşiğinin altı olarak belirtilir (59). Bunun aksine, çok yüksek şiddetteki sinyaller işitme duyusu olarak değil taktil duyusu olarak algılandığı için rahatsızlık eşiği (threshold of discomfort), dokunsal eşiğ (threshold of feeling) ya da ağrı eşiği (threshold of pain) olarak tanımlanırlar (Bkz. şekil - 1) (59).



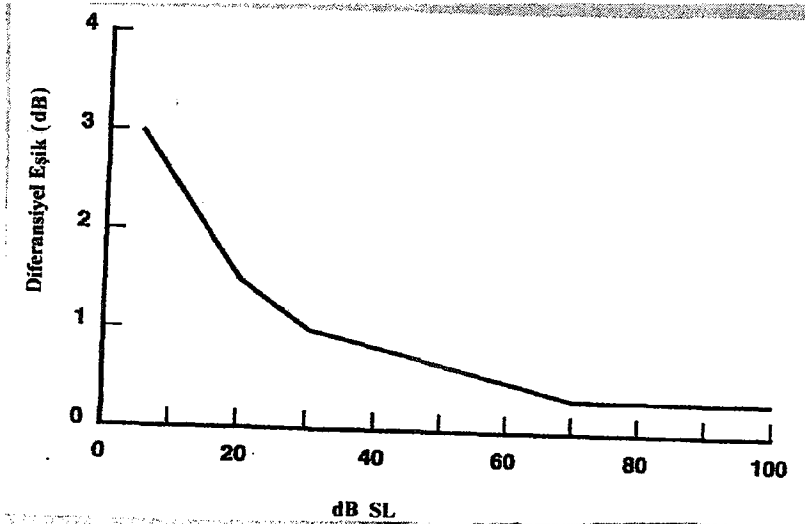
şEKİL – 1. İşitmenin Dinamik Ranjı (59).

İşitme eşiği ile rahatsızlık eşiği arasındaki alana işitmenin dinamik ranjı denir (2). Genel olarak 100 dB SPL üzerindeki seviyeler rahatsızlık verir (2). 120 dB SPL dokunsal eşik, 140 dB SPL ise ağır eşiği olarak kabul edilir (2).

İşitme sensitivitesi sinyalin frekansına göre değişiklik gösterir (2). Normal işitmesi olan bir insan orta frekanslara alçak ve yüksek frekanslardan daha hassastır (2). Buna ek olarak, yüksek frekanslara da alçak frekanslardan daha hassastır (2). Bu durum biyolojik olarak oldukça yararlıdır ve 'biyolojik koruma fonksiyonu' olarak adlandırılır (65). Eğer işitmemiz alçak frekanslara daha hassas olsaydı ayak seslerimizi gök gürlemesi gibi duyacaktık; yüksek frekanslara daha hassas olsaydı ise damarlarımızda akan kanın sesi bize yağmur gürültüsü gibi gelecekti (2).

Saf ses eşiklerinin ses basınç seviyesi (SPL) olarak bir grafik üzerinde belirtilmesiyle oluşan eğriye minimum işitme eğrisi (minimum audibility curve) denir (59). Bu eğrideki ses basınç seviyeleri (SPL), işitme seviyelerine (HL) çevrilirse klinikte kullanılan odyogram meydana gelir (59).

Şiddet algısındaki değişimler şiddetin logaritmik katlarıyla orantılıdır (59). Genel olarak, ses şiddetindeki her 10 dB'lik artış şiddet algısında iki kat değişikliğe neden olur (59). Şiddet algısı, alçak frekanslarda yüksek frekanslara göre daha hızlı artış gösterir (59). Şiddet algısı, eşik üstü işitme sensitivitesini ifade eder. Bu nedenle, duysal seviye ve diferansiyel eşik arasındaki ilişki şiddet algısında önem kazanır (Bkz. Şekil - 2) (59). Ses şiddeti değiştikçe şiddet algısı da değişir (59). Düşük şiddetteki sinyaller 'hafif sesler', daha şiddetli sinyaller ise 'yüksek sesler' olarak algılanırlar (59).



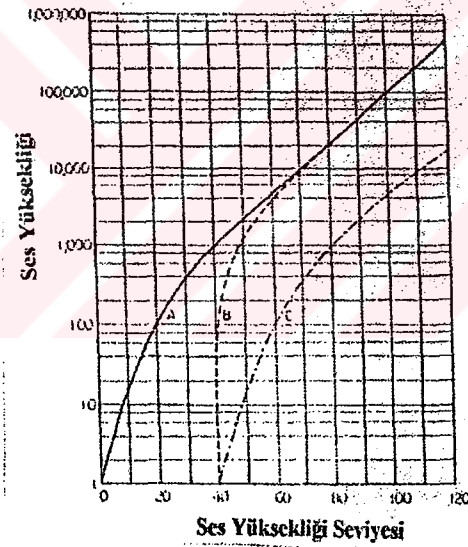
ŞEKİL – 2. Duysal Seviye ile Diferansiyel Eşik Arasındaki İlişki (59).

Şiddet algısının klinik olarak ölçümünde ses yüksekliği skalası (loudness scale) kullanılır (2). Stevens ve Davis (61), bu skalaların sonuçlarının fiziksel karşılıklarını incelemişlerdir. 1000 Hz'de 40 dB SL'deki ses yüksekliği 1 sone olarak kabul edilmiştir (2). Örneğin, şiddeti ne olursa olsun verilen sinyal bu referansa göre iki kat daha yüksek algılanıyorsa ses yüksekliği 2 sone'dur (2).

Ses yüksekliğinin birimi phon'dur. Phon bir eşitlik belirtir, sone gibi skalar bir birim değildir (2). Bir frekanstaki sinyalin phon olarak ses yüksekliği, 1000 Hz referans frekansındaki desibel cinsinden şiddet seviyesine eşittir (2). Başka bir deyişle, 1000 Hz referans frekansında 40 dB SL, 40 phon'a eşittir (2).

Normal işitmesi olan insanların şiddet algısı, ses yüksekliğindeki her ufak değişikliklerle artmaz (56). Ancak, koklear patolojilerde şiddet algısında hızlı ve anormal bir artış meydana gelir ve işitmenin dinamik ranjı daraldığı için rahatsızlık eşiği düşer (56). Bu fenomene rekrütman (recruitment) denir. İlk kez 1924'de Pohlman ve Kranz (52), günümüzde rekrütman terimiyle ifade ettiğimiz bu fenomenden bahsetmişlerdir. Daha sonraki yıllarda Fowler (22) unilateral sensorinöral işitme kayıplı hastalarda yaptığı

incelemelerde işitme kayıplı kulağın şiddet algısıyla sağlam kulağın şiddet algısını karşılaştırmış ve 1937 yılında ilk kez rekrütman terimini kullanmıştır. Metz (46), şiddet algısındaki hızlı artış eşik üstü seviyelerde meydana geldiğinden, rekrütman fenomeni olan kulakların akustik refleks eşiklerinin normal kulaklarla aynı işitme seviyelerinde olacağını öne sürmüştür. Daha sonraki yıllarda Alberti ve Kristensen (1), Jerger ve ark. (33), Kristensen ve Jebsen (39), Olsen ve ark. (50), Peterson ve Linden (51), Thomsen (63) gibi çeşitli araştırmacıların yaptıkları çalışmalar sonucunda genel olarak 60 dB SL'den daha düşük refleks eşiklerinin rekrütman fenomeniyle uyumlu olduğu sonucuna varılmış ve buna Metz Rekrütman denilmiştir (Bkz. Şekil – 3) (2).

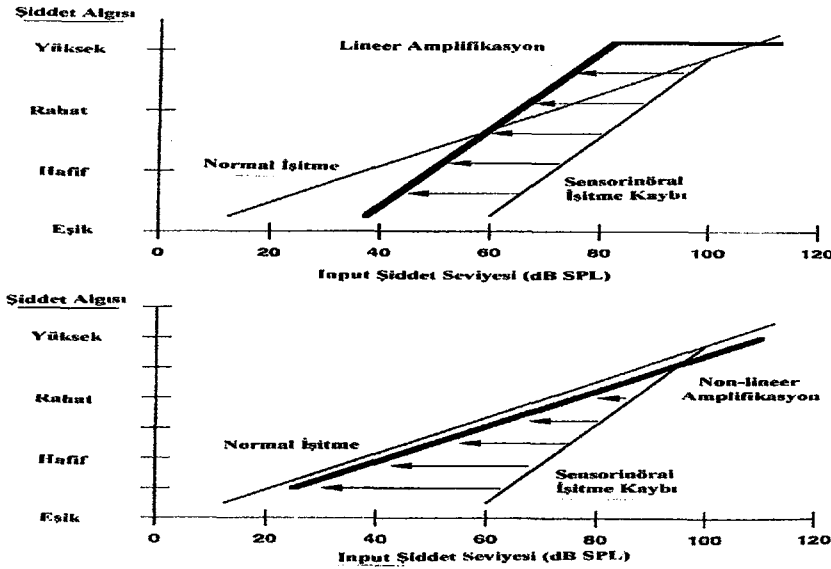


ŞEKİL - 3 . Şiddet Algısı Fonksiyonu: A) Normal işitme; B) 40 dB İşitme kaybı, rekrütman (+); C) 40 dB İşitme kaybı, rekrütman (-) (2).

Rekrütman fenomeninin, retrokoklear/koklear patolojilerin ayırıcı tanısındaki rolüne ek olarak işitme cihazı uygulamalarında da önemi büyüktür. İşitme cihazı uygulamasında, cihazın kazanç (gain) ve frekans (frequency response) özelliklerine ek olarak işitmenin dinamik ranjı da çok önemlidir (59). Konvansiyonel işitme cihazlarının çoğunda dinamik ranj satürasyon seviyesiyle belirtilir. İşitme cihazı tarafından üretilen en yüksek

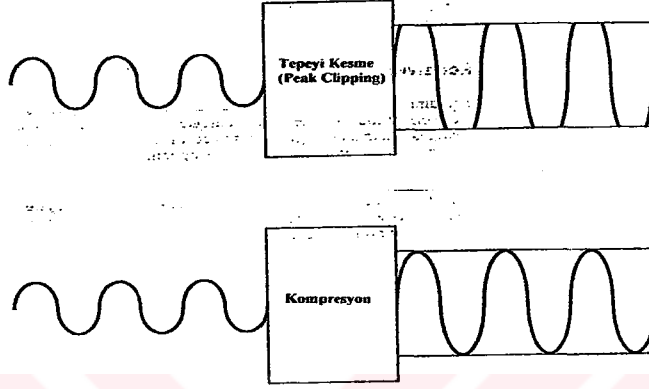
çıkış gücüne satürasyon seviyesi (SSPL) denir (59). Genel olarak, işitme cihazının rahatsız edecek kadar şiddetli sesler çıkarmaması için satürasyon seviyesinin ayarlanması gerektiği düşünülür (4, 14, 25, 49, 57, 66). Diğer bir deyişle, satürasyon seviyesi şiddet algısının rahatsızlık düzeyini (loudness discomfort level) geçmemelidir (35). Eğer işitme cihazı bu şekilde ayarlanmazsa, hastaların çoğu rahatsızlıklarını cihazın sesini kısarak gidermeye çalışırlar (57). Ancak volüm kontrol düğmesi genellikle satürasyon seviyesini etkilemediğinden esas sorun çözülmediği gibi bu işlem hastanın gerekenden az kazanç sağlamasına neden olur (35).

Sinyalin girdi (input) seviyesinden maksimum çıktı (output) seviyesine kadarki tüm ranj boyunca eşit derecede kazanç sağlayan yani girdi seviyesindeki bir değişikliğin çıktı seviyesinde de benzer bir değişikliğe neden olduğu işitme cihazlarına lineer (doğrusal) işitme cihazları denir (Bkz. Şekil - 4) (59). Girdi ve çıktı kazançları arasında birebir ilişki göstermeyen işitme cihazlarına ise nonlineer (doğrusal olmayan) işitme cihazları denir (Bkz. Şekil - 4) (59).



ŞEKİL - 4. Lineer ve Nonlineer Amplifikasyon (59).

Yüksek şiddetli seslerden rahatsızlığı ve iç kulakta akustik travmayı önlemek için işitme cihazında maksimum çıktı limitlemesi gereklidir (59). İki temel çıktı limitleme stratejisi vardır: tepeyi kesme (peak clipping) ve kompresyon (compression limiting) (Bkz. Şekil - 5) (59).



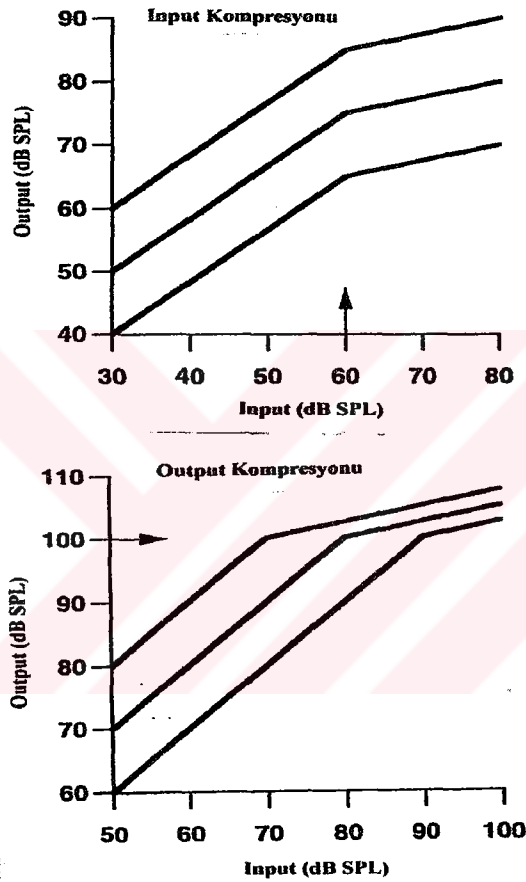
ŞEKİL - 5. İki Temel Çıktı Limitleme Stratejisi: Tepeyi kesme; Kompresyon (59).

Kompresyon, tepeyi kesme metoduna göre daha az distorsiyona neden olduğu için tercih edilir (59). İki tip kompresyon vardır: girdi ve çıktı kompresyonu (Bkz. Şekil - 6) (59).

Parsiyel dinamik ranj kompresyonu ya da diğer bir terimle otomatik kazanç kontrolü (automatic gain control, AGC) ve tepeyi kesme lineer işitme cihazlarında kullanılır (59). Bu metodlarda, girdi seviyesi belli bir noktaya geldiğinde kompresyon uygulanır ya da maksimum çıktı kesilir (59).

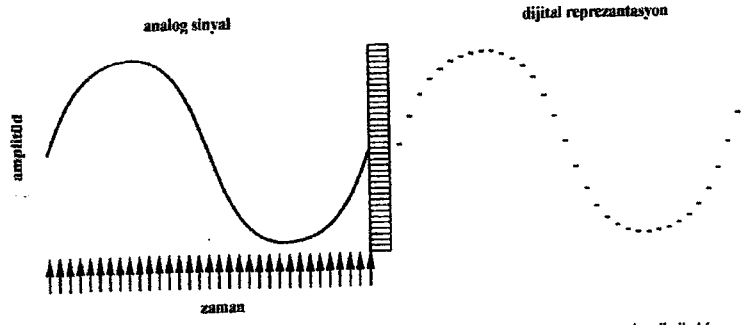
Nonlineer dinamik ranj kompresyonu ise genel olarak 'geniş dinamik ranj kompresyonu' (wide dynamic range compression, WDRC) olarak tanımlanır (61). Daha önce de belirtildiği gibi sensorinöral işitme kaybında dinamik ranj daralır. Örneğin, normal işitmeye sahip bir kişide dinamik ranj genelde 80-100 dB arasında olabildiği halde, herhangi bir frekansda 50 dB sensorinöral işitme kaybına sahip ve rahatsızlık seviyesi

100 dB olan bir hastada dinamik ranj 50 dB'e düşer. Geniş dinamik ranj kompresyonu (WDRC) özelliği ile hafif sesler işitilebilir seviyede; orta şiddetteki sesler rahat seviyede; yüksek sesler rahatsızlık vermeyecek yükseklikteki seviyede ayarlanır (28,40).



ŞEKİL – 6. *Input ve Output Kompresyonu (59).*

İşitme cihazların, sinyal işleme (signal processing) özellikleri de önemlidir (59). Üç tane ana sinyal işleme stratejisi vardır: analog, dijital kontrollü analog ve dijital (59). Analog sinyal işleme, lineer sistemlerde kullanılır (59). Dijital kontrollü analog ve dijital sistemler nonlineer cihazlarda kullanılırlar ve bilgisayar bağlantıları ile programlanırlar (Bkz. Şekil - 7) (59).



ŞEKİL - 7. Analog Sinyalin Dijital Forma Çevrilmesi (59).

Nonlineer işitme cihazlarının ortaya çıkmasıyla, sadece saf ses odyogramından elde edilen veriler kullanılarak yapılan işitme cihazı uygulamaları hastaların ihtiyaçlarını tam olarak karşılayamaz hale gelmiştir (36). İşitme cihazı uygulama protokollerinin çoğu konvansiyonel lineer cihazlar için geliştirilmiştir (62). Genellikle 'ortalama' konuşma spektrumuna ve 'ortalama' işitme kayıplarına dayanırlar (62). Yani 'ortalama' verilere dayandıkları için kişiye özel ihtiyaçları karşılamakta yetersiz kalırlar (62). Nonlineer işitme cihazı teknolojisinin ortaya çıkmasıyla işitme cihazı uygulama formülleri de yeni bir boyut kazanmıştır (62).

Lineer işitme cihazları için geliştirilmiş, NAL-R (6), POGO (43), Berger (3), MSU (9) formülleri 1980'li yılların sonlarından itibaren işitme cihazı seçiminde ve ayarlanmasında yaygın olarak kullanılmaya başlanmışlar (28) ve halen de kullanılmaktadırlar. Bu formüllerin temel amacı lineer cihazlarda 'ortalama' şiddetteki konuşmayı duyulabilir hale getirirken yüksek şiddetlerdeki seslerin rahatsızlık vermesini engellemektir (28). Ancak, geniş dinamik ranj kompresyonu (WDRC) özelliği olan nonlineer işitme cihazlarının amacı hafif sesleri işitilebilir seviyede; orta şiddetteki sesleri rahat seviyede; yüksek sesleri rahatsızlık vermeyecek yükseklikteki seviyede vererek normal şiddet algısını sağlamaktır (28, 40). Geniş dinamik ranj kompresyonlu (WDRC) cihazlarda bu amaca yönelik kompresyon oranı (compression ratio) ve kompresyon eşiği (compression

threshold) gibi ek özellikler bulunduğundan lineer sistemler için geliştirilmiş prosedürler yetersiz kalmaktadır (28, 40).

Son yıllarda bu yeni ihtiyaçları karşılamak amacıyla nonlinear sistemler için DSL [i/o] (Desired Sensation Level) (13), IHAF (Independent Hearing Aid Fitting Forum) (64), FIG6 (24), NAL-NL1 (National Acoustic Laboratories, Non-Linear, version 1) (17) gibi formüller geliştirilmiştir. Bu prosedürlerin hepsi bilgisayar desteklidir ve tek ya da birden fazla kanallı geniş dinamik ranj kompresyonlu (WDRC) cihazların programlanmasında kullanılırlar. Nonlinear metodların verdikleri hedef kazanç sadece tek girdi seviyesine dayanmaz ve bu hedefe en yakın seviyeye ulaşmak için uygun elektroakustik özellikler üzerinde değişiklikler yapılabilir (40). Ancak, her prosedür için uygulama zamanı, uygulama için gerekli ön bilgiler ve hedefin belirlenmesinde kullanılan stratejiler farklılık gösterir (40).

DSL [i/o] (Desired Sensation Level) (13) metodunun amacı normal ranjdaki ses girdisini hastanın rezidüel dinamik ranjına yerleştirmektir. Özellikle pediatrik hasta grubunu hedeflemesine rağmen her yaş grubundaki hastalar için kullanılabilir. Bağımsız bir bilgisayar programı olarak ya da bir işitme cihazı uygulama programı içinde kullanılmaktadır.

FIG6 (24) basit bir şiddet algısı normalizasyonuna dayanır. Gerekli olan tek bilgi işitme eşikleridir. Bağımsız bir bilgisayar programı olarak ya da bir işitme cihazı uygulama programı içinde kullanılmaktadır.

IHAF (Independent Hearing Aid Fitting Forum) (64) protokolü, dinamik ranjin şekillendirilmesine dayanan şiddet algısı normalizasyonu yapar. Contour Testi (10) uygulanarak elde edilen şiddet algısı verileri bilgisayar destekli bir program olan VIOLA (Visual Input/Output Locator Algorithm) (11) içinde kullanılır. Bağımsız bir bilgisayar programıdır, işitme cihazı uygulama programı içinde kullanılan bir versiyonu yoktur.

NAL-NL1 (National Acoustic Laboratories, Non-Linear, version 1) (17) amacı uygun şiddet algısı çerçevesinde konuşmanın maksimum ayıredilmesini sağlamaktır. Bağımsız bir bilgisayar programı olarak ya da bir işitme cihazı uygulama programı içinde kullanılmaktadır.

Bu çalışmada, NAL-NL1 (17) ile IHAFf protokolünün (64) integral parçaları olan Contour Testi (10) ve VIOLA (11) formülü kullanılmıştır ve bu metodlarla ilgili ayrıntılı bilgi gereç ve yöntem bölümünde verilecektir.



GEREÇ ve YÖNTEM

DENEKLER

Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Odyoloji Bilim Dalı'nda takip edilen 10 çok hafif (26-40 dB HL), 20 hafif (41-55 dB HL) ve 10 orta (55-70 dB HL) derecede bilateral sensorinöral işitme kayıplı toplam 40 yetişkin hasta çalışmada yer almıştır. Çalışmamızdaki hastaların 10 tanesi nonlineer, 30 tanesi ise lineer cihaz deneyimine sahiptir.

Cinsiyet faktörünü kontrol altına alabilmek için kadın, erkek sayılarının birbirine yakın olmasına dikkat edilmiş ve 21 kadın, 19 erkek hasta çalışmaya dahil edilmiştir. Hastalar, işitme eğrilerinin şekline göre düz (flat) ve eğimli (sloping) olmak üzere iki gruba ayrılmışlardır. Eğer iki oktav arasında 10 dB'den az fark varsa düz; iki oktav arasında 10 dB'in üzerinde fark varsa eğimli işitme eğrisi olarak kabul edilmiştir. Hastalar genç-orta yaş ve ileri yaş olmak üzere iki yaş grubuna ayrılarak incelenmişlerdir. Genç-orta yaş grubunun ranjı 21-48 yaş olup, ortalama 36.45 yaşdır ; ileri yaş grubunun ranjı 55-73 yaş olup ortalama 64.4 yaşdır. Her yaş grubunda 10 tane düz, 10 tane de eğimli işitme eğrisine sahip toplam 20 hasta incelenmiştir. Hastaların konuşmayı anlama skorları (word discrimination score, WDS) % 64 ile % 92 arasında olup genç-orta yaş grubunda ortalama % 82.8, ileri yaş grubunda ortalama % 78.8'dir. Hastaların yaş, cinsiyet, işitme eğrisi şekli, işitme kaybı derecesi ve konuşmayı anlama skoru (WDS) bilgileri Tablo - 1'de verilmiştir.

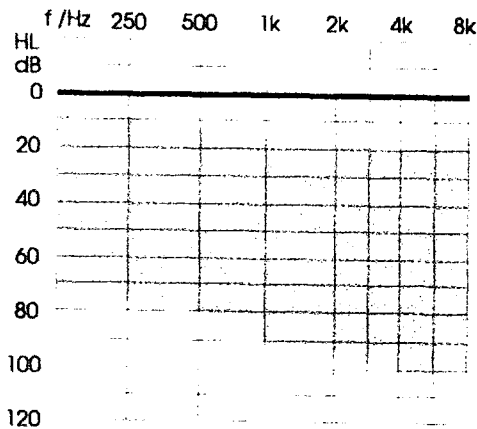
TABLO - 1. Hasta Bilgileri

HASTA	YAŞ	CİNSİYET	EĞRİ	DERECE	WDS (%)
1	59	ERKEK	DÜZ	HAFİF	84
2	57	ERKEK	DÜZ	Ç.HAFİF	88
3	70	KADIN	DÜZ	ORTA	80
4	58	ERKEK	DÜZ	Ç.HAFİF	92
5	73	ERKEK	DÜZ	ORTA	68
6	73	KADIN	DÜZ	ORTA	64
7	73	KADIN	DÜZ	HAFİF	80
8	58	KADIN	DÜZ	Ç.HAFİF	80
9	64	KADIN	DÜZ	HAFİF	88
10	80	KADIN	DÜZ	HAFİF	80
11	61	KADIN	EĞİMLİ	HAFİF	76
12	58	ERKEK	EĞİMLİ	Ç.HAFİF	88
13	65	KADIN	EĞİMLİ	HAFİF	72
14	68	KADIN	EĞİMLİ	ORTA	72
15	70	KADIN	EĞİMLİ	HAFİF	68
16	55	KADIN	EĞİMLİ	HAFİF	76
17	65	ERKEK	EĞİMLİ	ORTA	64
18	63	ERKEK	EĞİMLİ	Ç.HAFİF	84
19	62	ERKEK	EĞİMLİ	HAFİF	80
20	56	KADIN	EĞİMLİ	Ç.HAFİF	92
21	31	ERKEK	DÜZ	HAFİF	88
22	37	ERKEK	DÜZ	ORTA	72
23	44	ERKEK	DÜZ	HAFİF	84
24	38	KADIN	DÜZ	Ç.HAFİF	88
25	28	KADIN	DÜZ	Ç.HAFİF	92
26	48	KADIN	DÜZ	HAFİF	80
27	35	ERKEK	DÜZ	HAFİF	92
28	37	ERKEK	DÜZ	ORTA	88
29	45	KADIN	DÜZ	ORTA	72
30	21	KADIN	DÜZ	ORTA	68
31	41	KADIN	EĞİMLİ	Ç.HAFİF	80
32	37	ERKEK	EĞİMLİ	HAFİF	80
33	41	ERKEK	EĞİMLİ	ORTA	76
34	32	ERKEK	EĞİMLİ	HAFİF	84
35	32	ERKEK	EĞİMLİ	HAFİF	84
36	48	KADIN	EĞİMLİ	HAFİF	80
37	45	KADIN	EĞİMLİ	HAFİF	84
38	26	KADIN	EĞİMLİ	HAFİF	92
39	36	ERKEK	EĞİMLİ	HAFİF	84
40	27	ERKEK	EĞİMLİ	Ç.HAFİF	88

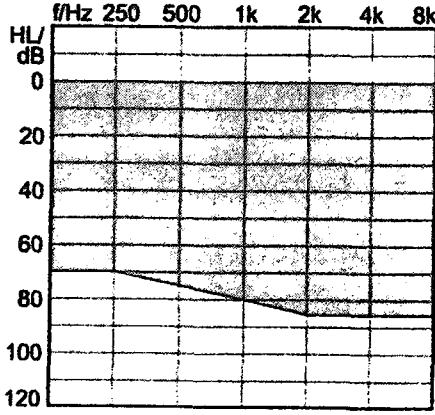
Ç. Hafif = Çok Hafif, WDS: Konuşmayı Anlama Skoru.

Çalışma üç aşama halinde yapılmıştır. İlk aşamada IHAFİ protokolü (64) içinde yer alan Contour Testi (10) ve VIOLA (Visual Input/Output Locator Algorithm) (11) programı kullanılmıştır. İkinci aşamada ise NAL-NL1 (National Acoustic Laboratories, Non-Linear 1) (17) prosedürü kullanılarak işitme cihazı uygulaması yapılmıştır. NAL-NL1 programı Viennatone Newtonone cihazının kendi uygulama programı içinde mevcuttur. VIOLA ise bağımsız bir bilgisayar programıdır. Üçüncü aşamada ise, her iki cihaz hastalara ayrı ayrı dörder hafta kullandırıldıktan sonra memnuniyet dereceleri İşitme Cihazı Kullanıcıları İçin Değerlendirme Formu (Bkz. Ek-1) ile değerlendirilmiştir. Bu değerlendirme formu, Dillon ve ark.'nın (18) hazırladığı HAUQ (Hearing Aid User's Questionnaire) türkçeleştirilerek hazırlanmıştır.

Bu çalışmada iki tane kulak arkası nonlineer işitme cihazı kullanılmıştır. IHAFİ protokolü için Resound BT2-ES işitme cihazı; NAL-NL1 için ise Viennatone Newtonone işitme cihazı kullanılmıştır. Hastalar her iki cihazı da uygun kulak kalıbıyla unilateral (tek kulakta) olarak kullanmışlardır. Resound BT2-ES ve Viennatone Newtonone işitme cihazlarının uygulanabileceği işitme kaybı derecelerinin ranjı şekil 8.a. ve 8.b.'de verilmiştir.



ŞEKİL 8.a. Resound BT2-ES işitme cihazının uygulama ranjı



ŞEKİL 8.b. Viennatone Newton işitme cihazının uygulama ranjı

İlk aşamada, Contour Testi ile her hastanın şiddet algısı klinik olarak ölçülmüştür. Elde edilen bu şiddet algısı verileri, işitme eşikleri ve Resound BT2-ES işitme cihazının katalog bilgileri VIOLA programına girilmiştir. Resound BT2-ES işitme cihazı, VIOLA programının önerdiği hedef kazanca uygun olarak Noah Resound işitme cihazı uygulama programında programlanmış ve cihaz 4 hafta kullanılmak üzere hastalara verilmiştir. Hastalar dört hafta kullanma süresi sonunda cihazı kliniğimize geri getirmişlerdir.

İkinci aşamada hastalara herhangi bir ön test yapılmaksızın Viennatone Newton işitme cihazı NAL-NL1 formülünün verdiği hedeflere uygun olarak Noah Viennatone işitme cihazı uygulama programında programlanmıştır. NAL-NL1, cihazın uygulama programı içinde mevcut olduğundan sadece hastanın odyogramı, yaşı, cinsiyeti programa girilerek hedefler belirlenmiştir. Bu işlem sonunda cihaz, dört hafta kullanılmak üzere hastalara verilmiştir. Hastalar 4 hafta kullanma süresi sonunda cihazı kliniğimize geri getirmişlerdir.

Üçüncü aşamada ise hastaların farklı metodlarla programlanmış iki cihazdan memnuniyet dereceleri İşitme Cihazı Kullanıcıları İçin Değerlendirme Formu ile ayrı ayrı tespit edilmiştir.

IHAFF (64)

Bu çalışmada IHAFF protokolünün integral parçalarından Contour Testi (10) ve VIOLA (11) programı kullanılmıştır.

1. Contour Testi (10)

Contour Testi, AC-40 saf ses odyometrisi kullanılarak ER-3A insert kulaklık ile ses izolasyonlu odada (IAC) yapılmıştır. Teste başlamadan önce her hastaya standart sözcüklerden oluşan aşağıdaki talimat verilmiştir:

'Bu testin amacı farklı şiddetlerdeki sesleri nasıl algıladığınızı ölçmektir. Şiddeti artan ve azalan sesler duyacaksınız. Kendinizi radyo dinliyormuş gibi düşünün. Duyduğunuz her sesi elinizdeki skalada bulunan yedi kategoriden hangisinin en iyi tanımladığını söyleyin. Unutmayın ki, 'rahatsız edici yükseklikte' olan sesler hangi ruh halinde olursanız olun asla o şiddette radyo ya da müzik dinlemeye dayanamayacağınız seviyedir'

Talimat verildikten sonra test işlemine geçilmiştir. Teste işitme eşiğinin 5 dB üzerinden başlanarak frekans spesifik modülasyonlu tonlar (warble tone) kesikli olarak 5'er dB yükseltilerek verilmiştir. Hastanın, verilen uyararı elindeki yedi kategorilik skalaya (Bkz. Tablo - 2) göre tanımlaması istenmiştir.

TABLO - 2. Şiddet Algısının Kategorileri

7. RAHATSIZ EDİCİ YÜKSEKLİKTE
6. YÜKSEK AMA DAYANILABİLİR
5. RAHAT AMA BİRAZ YÜKSEK
4. RAHAT
3. RAHAT AMA BİRAZ HAFİF
2. HAFİF
1. ÇOK HAFİF

Şiddet algısı Contour Testi ile bir alçak frekansa (500 Hz) ve bir de yüksek frekansa (3000 Hz) ölçülmüştür.

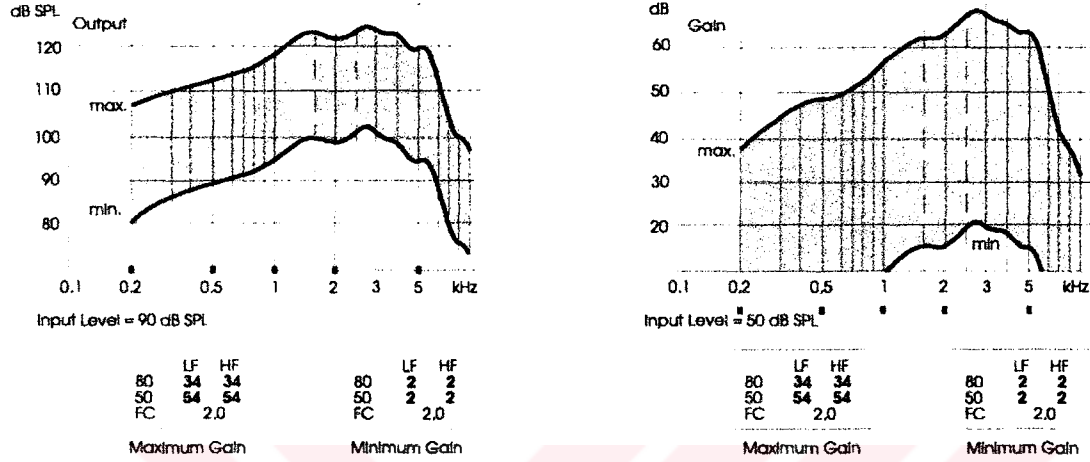
VIOLA (Visual Input/Output Locator Algoritm) (11)

VIOLA, 32-bit Microsoft Windows 95/98 sisteminde çalışan bir bilgisayar programıdır. Program ve ilgili dosyaların tümü için en az 1 MB'lık boş hard disk alanı gereklidir. VIOLA, Contour testi kullanılarak ölçülen şiddet algısı ile hafif, orta ve yüksek konuşma seslerinin şiddet algısı arasında bağlantı kurarak hedef bir I/O (girdi/çıkış) fonksiyonu belirler ve bunu grafiksel olarak gösterir.

VIOLA programı dört bölümden oluşur:

1. Hasta Bilgileri (Patient Information) : Hastanın adı-soyadı, dosya numarası, doğum tarihi ve varsa hasta hakkındaki yorumlar bu bölüme kaydedilir.
2. Contour Verileri (Contour Data) : Contour testinden elde edilmiş şiddet algısı verileri kaydedilir.
3. İşitme Cihazı Bilgileri (Hearing Aid Database) : İşitme cihazının katalog bilgileri (kazancı, kompresyon eşiği, kompresyon oranı, maksimum çıkışı) kaydedilir.
4. I/O Eğrileri (I/O Curves) : İşitme cihazının katalog bilgilerine ve hastanın şiddet algısı verilerine göre 500 Hz ve 3000 Hz'deki I/O fonksiyonu program tarafından belirlenir ve grafiksel olarak gösterilir. Sayfanın üst bölümünde bulunan tabloda ise programın cihaz için önerdiği kazanç, kompresyon eşiği, kompresyon oranı ve maksimum çıkış verilir. Amaç cihaz parametrelerinin VIOLA ile belirlenen hedefe en yakın seviyeye gelmesini sağlamaktır. Eğrilerin birebir çakışması şart değildir, amaç cihazın özelliklerinin elverdiği ölçüde hedefe en yakın seviyeye ulaşmaktır.

Bu işlemler tamamlandıktan sonra Noah Resound BT2-ES uygulama programına girilerek cihaz VIOLA formülünün önerdiği kazançca uygun olarak programlanmıştır (Bkz. Resim - 1).

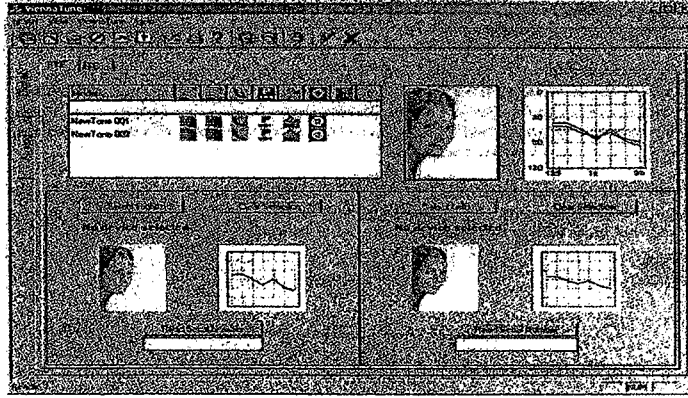


RESİM - 1. Noah Resound BT2-ES uygulama programı

NAL-NL1 (National Acoustic Laboratories, Non-Linear 1) (17)

NAL-NL1 prosedürünün amacı, kompresyon eşiğinin üzerindeki her girdi seviyesi için konuşma sesinin yüksekliğini normal bir insanın algıladığı seviyenin üzerine çıkmayacak şekilde ayarlayarak konuşmayı anlamayı maksimuma çıkarmaktır. Dolayısıyla kazanç - frekans fonksiyonu da girdi seviyesine göre değişmektedir.

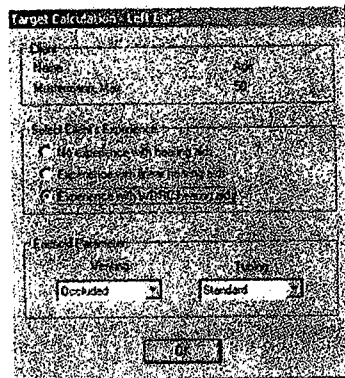
NAL-NL1 prosedürü için, IHAFf protokolü gibi herhangi bir ön test gerekmemektedir. NAL-NL1, bu çalışmada kullanılan Viennatone Newton işitme cihazının Noah içindeki Viennatone uygulama programında mevcuttur. Hastanın adı, soyadı, doğum tarihi, cinsiyeti, odyogramı Noah'a girildikten sonra Viennatone uygulama programı seçilerek cihaz NAL-NL1 prosedürünün önerdiği hedef kazançca uygun olarak programlanmıştır (Bkz. Resim - 2).



50	5	23	32	24
50	24	42	51	43
50	1.9	1.4	1.8	1.1
Charge	1	2	3	4
on	2	3	4	5

RESİM - 2. Noah Viennatune uygulama programı

NAL-NL1 formülünün uygulama programında devreye girebilmesi için 'nonlinear işitme cihazı kullanma deneyimi' şart gösterilmiştir. Çalışmaya katılan hastaların büyük çoğunluğu (30 kişi) daha önceden lineer cihaz kullanıcısı olduğu için ilk aşamada verilen Resound BT2-ES işitme cihazını dört hafta kullanmak suretiyle NAL-NL1 uygulamasına geçilmeden önce hastalar nonlinear cihaz deneyimi kazandırılmıştır (Bkz. Resim – 3).



RESİM - 3. NAL-NL1 formülünün uygulama programında devreye girebilmesi için 'nonlinear işitme cihazı kullanma deneyimi' seçeneğinin işaretlenmesi.

İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Hasta memnuniyet derecesi, İşitme Cihazı Kullanıcıları İçin Değerlendirme Formu (Hearing Aid User's Questionnaire) (HAUQ) (18) ile değerlendirilmiştir.

Bu anketteki ikinci sorunun tüm alt gruplarında (a, b, c, d, e, f) memnuniyetin ifadesi çok şık içerdiği için, VIOLA (11) formülü kullanılarak programlanan Resound BT2-ES ile NAL-NL1 (17) prosedürü kullanılarak programlanan Viennatone Newton işitme cihazlarından memnuniyetin karşılaştırılmasında Wilcoxon Sıralı İşaret Testi (Wilcoxon Signed Ranks Test) kullanılmıştır.

Üçüncü sorunun tüm alt gruplarında (a, b, c, d, e, f, g), dördüncü ve beşinci sorularda ise memnuniyetin ifadesi iki şık içerdiğinden farklı formüllerle programlanan iki cihazın karşılaştırılmasında McNemar testi kullanılmıştır. Dördüncü soru 'çok memnunum', 'memnunum', 'memnun değilim' ve 'hiç memnun değilim' şeklinde dört şıktan oluştuğu halde bu çalışmadaki hastaların cevaplarının sadece iki şıkta ('çok memnunum' ve 'memnunum') kümeleşmesi nedeniyle McNemar testi kullanılmıştır.

Her iki cihazdaki memnuniyet sonuçlarının yaş ve işitme konfigürasyonuna göre karşılaştırılması T-Test ile yapılmıştır.

Bir, altı, yedi ve sekiz numaralı sorulara verilen cevaplar yüzde (%) ile ifade edilmiştir ve iki cihaz arasında karşılaştırma yapılmamıştır.

BULGULAR

Çalışmamıza katılan 40 hafif/orta derecede sensorinöral işitme kayıplı hasta, Resound BT2-ES ve Viennatone Newtonone işitme cihazlarını dörder hafta kullandıktan sonra memnuniyet dereceleri İşitme Cihazı Kullanıcıları İçin Değerlendirme Formu (Hearing Aid User's Questionnaire) (HAUQ) (18) ile değerlendirilmiş ve iki cihaz arasında karşılaştırma yapılmıştır.

Hastaların büyük çoğunluğu (32 hasta, % 80) her iki cihazı da (Resound BT2-ES ve Viennatone Newtonone) günde 8 saat veya daha fazla; geri kalan 8 hasta (% 20) ise 4-8 saat arası kullandıklarını ifade etmişlerdir.

Hastaların günlük yaşantılarında (aile ortamında, ufak grup içinde, toplantılarda, sosyal aktivitelerde, televizyon seyrederken, radyo dinlerken, telefonda konuşurken) konuşmayı anlama açısından memnuniyet dereceleri (çok memnunum, biraz memnunum, hiç memnun değilim, ihtiyaç hissetmedim) değerlendirilmiş ve karşılaştırma yapılmıştır.

Hastaların % 95'i (38 hasta) aile ortamında ve ufak bir grup içinde bulunduklarında, VIOLA (11) formülü ile programlanan Resound BT2-ES ve NAL-NL1 (17) prosedürü ile programlanan Viennatone Newtonone işitme cihazlarının ikisinden de 'çok memnun' olduklarını belirtmişlerdir. Hastaların % 5'i (2 hasta) ise 'biraz memnun' olduklarını ifade etmişlerdir. Bu iki ortamda, farklı formüllerle programlanan iki cihazdan da 'hiç memnun olmadığını' ya da 'cihaza ihtiyaç hissetmediğini' söyleyen hasta yoktur. Bu sonuçlar doğrultusunda, aile ortamındaki ve ufak bir grup içindeki memnuniyet açısından VIOLA formülü ile programlanan Resound BT2-ES ve NAL-NL1 prosedürü ile programlanan Viennatone Newtonone

işitme cihazları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Bkz. Tablo - 3).

TABLO - 3. Aile Arasında ve Ufak Bir Grup İçinde Memnuniyet

Memnuniyet	NEWTONE (NAL-NL1)	BT2-ES (VIOLA)
Çok	% 95 (38 hasta)	% 95 (38 hasta)
Biraz	% 5 (2 hasta)	% 5 (2 hasta)
Hiç	–	–
İhtiyaç hissetmedim	–	–

Toplantı ortamında, hastaların % 85'i (34 hasta) NAL-NL1 prosedürüyle programlanan Viennatone Newton'dan 'çok memnun' olduklarını, % 15'i (6 hasta) 'biraz memnun' olduklarını belirtmişlerdir. VIOLA formülü ile programlanan Resound BT2-ES cihazından ise hastaların % 32.5'i (13 hasta) 'çok memnun' olduklarını, % 67.5'i (27 hasta) 'biraz memnun' olduklarını belirtmişlerdir. Toplantı ortamında, farklı formüllerle programlanan iki cihazdan da 'hiç memnun olmadığını' ya da 'cihaza ihtiyaç hissetmediğini' söyleyen hasta yoktur. Bu sonuçlara göre, hastaların toplantı ortamında NAL-NL1 prosedürü ile programlanan Viennatone Newton işitme cihazından memnuniyetleri daha fazladır ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.0001$) (Bkz. Tablo - 4).

TABLO - 4. Toplantı Ortamında Memnuniyet

Memnuniyet	NEWTONE (NAL-NL1)	BT2-ES (VIOLA)
Çok	% 85 (34 hasta)	% 32.5 (13 hasta)
Biraz	% 15 (6 hasta)	% 67.5 (27 hasta)
Hiç	–	–
İhtiyaç hissetmedim	–	–

Sosyal aktivitelerde, hastaların % 77.5'i (31 hasta) NAL-NL1 prosedürü ile programlanan Viennatone Newton'dan 'çok memnun' olduklarını, % 22.5'i (9 hasta) 'biraz memnun' olduklarını belirtmişlerdir. VIOLA formülü ile programlanan Resound BT2-ES cihazından ise hastaların % 50'si (20 hasta) 'çok memnun' olduklarını, % 50'si (20 hasta) 'biraz memnun' olduklarını belirtmişlerdir. Sosyal aktiviteler sırasında, farklı formüllerle programlanan iki cihazdan da 'hiç memnun olmadığını' ya da 'cihaza ihtiyaç hissetmediğini' ifade eden hasta yoktur. Bu sonuçlara göre, hastaların sosyal aktiviteler sırasında bulundukları ortamlarda NAL-NL1 prosedürü ile programlanan Viennatone Newton işitme cihazından memnuniyetleri daha fazladır ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.005$) (Bkz. Tablo -5).

TABLO - 5. Sosyal Aktiviteler Sırasında Memnuniyet

Memnuniyet	NEWTONE (NAL-NL1)	BT2-ES (VIOLA)
Çok	% 77.5 (31 hasta)	% 50 (20 hasta)
Biraz	% 22.5 (9 hasta)	% 50 (20 hasta)
Hiç	—	—
İhtiyaç hissetmedim	—	—

Televizyon seyrederken ve radyo dinlerken, hastaların % 92.5'i (37 hasta) NAL-NL1 prosedürüyle programlanan Viennatone Newton'dan 'çok memnun' olduklarını, % 7.5'i (3 hasta) 'biraz memnun' olduklarını belirtmişlerdir. Viennatone Newton işitme cihazından 'hiç memnun olmadığını' ifade eden hasta yoktur. VIOLA formülü ile programlanan Resound BT2-ES cihazından ise hastaların % 17.5'i (7 hasta) 'çok memnun' olduklarını, % 77.5'i (31 hasta) 'biraz memnun' olduklarını ve % 5'i (2 hasta) 'hiç memnun olmadıklarını' belirtmişlerdir. Televizyon seyrederken veya radyo dinlerken her iki cihaza da 'ihtiyaç hissetmediğini' söyleyen hasta yoktur. Bu sonuçlara göre, hastaların televizyon

seyrederken veya radyo dinlerken NAL-NL1 prosedürüyle programlanan Viennatone Newtonone işitme cihazından memnuniyetleri daha fazladır ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.0001$) (Bkz. Tablo - 6).

TABLO - 6. Televizyon Seyrederken veya Radyo Dinlerken Memnuniyet

Memnuniyet	NEWTONE (NAL-NL1)	BT2-ES (VIOLA)
Çok	% 92.5 (37 hasta)	% 17.5 (7 hasta)
Biraz	% 7.5 (3 hasta)	% 77.5 (31 hasta)
Hiç	—	% 5 (2 hasta)
İhtiyaç hissetmedim	—	—

Telefonda konuşurken, hastaların % 77.5'i (31 hasta) NAL-NL1 prosedürüyle programlanan Viennatone Newtonone'dan 'çok memnun' olduklarını, % 17.5'i (7 hasta) 'biraz memnun' olduklarını ve % 5'i (2 hasta) 'cihaza ihtiyaç duymadıklarını' belirtmişlerdir. Viennatone Newtonone işitme cihazından 'hiç memnun olmadığını' söyleyen hasta yoktur. VIOLA formülü ile programlanan Resound BT2-ES cihazından ise hastaların % 7.5'i (3 hasta) 'çok memnun' olduklarını, % 67.5'i (27 hasta) 'biraz memnun' olduklarını, % 20'si (8 hasta) 'hiç memnun olmadıklarını' ve % 5'i (2 hasta) 'cihaza ihtiyaç duymadıklarını', 'telefonda diğer kulaklarıyla konuştuklarını' belirtmişlerdir. Bu sonuçlara göre, hastaların telefonda konuşurken NAL-NL1 prosedürü ile programlanan Viennatone Newtonone işitme cihazından memnuniyetleri daha fazladır ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.0001$) (Bkz. Tablo - 7).

Hastaların NAL-NL1 prosedürüyle programlanan Viennatone Newtonone ve VIOLA formülü ile programlanan Resound BT2-ES işitme cihazlarıyla ilgili ortaya çıkabilecek problemler (takip çıkarmada zorluk, kontrol düğmelerini kullanmakta zorluk, geri besleme nedeniyle düdük sesi çıkması, kalıp rahatsızlığı, cihazın yüksek sesleri dayanılmaz hale

getirmesi, kendi sesinin yankı yapması, kullanımda başkalarının yardımına ihtiyaç duyulması) değerlendirilmiştir. Tüm hastalar (40 hasta, % 100) yukarıda belirtilen problemlere 'hayır' cevabı vermişlerdir ve karşılaşılan problemler açısından değişik formüllerle programlanan iki cihaz arasında bir fark bulunmamıştır (hayır cevabında kümeleşme olduğu olduğu için p hesaplanamadı).

TABLO – 7. Telefonda Konuşurken Memnuniyet

Memnuniyet	NEWTONE (NAL-NL1)	BT2-ES (VIOLA)
Çok	% 77.5 (31 hasta)	% 7.5 (3 hasta)
Biraz	% 17.5 (7 hasta)	% 67.5 (27 hasta)
Hiç	–	% 20 (8 hasta)
İhtiyaç hissetmedim	% 5 (2 hasta)	% 5 (2 hasta)

Hastaların NAL-NL1 prosedürüyle programlanan Viennatone Newton ve VIOLA formülü ile programlanan Resound BT2-ES işitme cihazlarından 'genel memnuniyeti' (çok memnunum, memnunum, memnun değilim, hiç memnun değilim) değerlendirilmiştir. Hastaların % 92.5'i (37 hasta) Viennatone Newton'dan 'çok memnun' olduklarını, % 7.5'i (3 hasta) 'memnun' olduklarını belirtmişlerdir. Resound BT2-ES cihazından ise hastaların % 7.5'i (7 hasta) 'çok memnun' olduklarını, % 92.5'i (37 hasta) 'memnun' olduklarını belirtmişlerdir. Her iki cihazdan da 'memnun olmadığını' ya da 'hiç memnun olmadığını' söyleyen hasta yoktur. Bu sonuçlara göre, hastaların NAL-NL1 prosedürüyle programlanan Viennatone Newton işitme cihazından 'genel memnuniyetleri' daha fazladır ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.0001$) (Bkz. Tablo - 8).

TABLO - 8. Genel Memnuniyet

Memnuniyet	NEWTONE (NAL-NL1)	BT2-ES (VIOLA)
Çok memnun	% 92.5 (37 hasta)	% 7.5 (3 hasta)
Memnun	% 7.5 (3 hasta)	% 92.5 (37 hasta)
Memnun değil	—	—
Hiç memnun değil	—	—

Cihazları kullanırken odyoloji uzmanıyla acilen görüşme ihtiyacı duyup duymadıkları sorusuna hastaların tümü (40 hasta, % 100) 'hayır ihtiyaç duymadık' cevabı vermişlerdir ve değişik formüllerle programlanan iki cihaz arasında bir fark bulunmamıştır (hayır cevabında kümeleşme olduğu olduğu için p hesaplanamadı).

Hastalara işitme cihazlarıyla ilgili 'en çok beğendikleri' ve 'hiç beğenmedikleri' özellikler ve 'cihazlarda yapmak isteyecekleri değişiklikler' sorulmuştur. Bu sorulara verilen cevaplar, NAL-NL1 prosedürüyle programlanan Viennatone Newton ve VIOLA formülü ile programlanan Resound BT2-ES için farklı olduğundan iki cihaz arasında karşılaştırma yapılmamıştır ve cevaplar yüzde (%) olarak ifade edilmiştir. Benzer cevaplar biraraya toplanarak tek bir cevap olarak kodlanmıştır.

NAL-NL1 prosedürü ile programlanan Viennatone Newton işitme cihazında 'en çok beğenilen özellik' sorulduğunda hastaların % 92.5'i (37 hasta) 'özellikle gürültülü ortam için ayrı program olmasının konuşmanın ayırtedilmesinde çok yardımcı olduğunu' belirtmişlerdir. 3 hasta (% 7.5) Viennatone Newton için bu soruda yorum yapmamıştır. VIOLA formülü ile programlanan Resound BT2-ES için ise hastaların % 72.5'i (29 hasta) en beğendikleri özelliğin 'yüksek sesin rahatsız etmemesi' olduğunu ifade etmişlerdir. 11 hasta (% 27.5) Resound BT2-ES için bu soruda yorum yapmamıştır. (Bkz. Tablo - 9).

TABLO - 9. En Beğenilen Özellikler

En Beğenilen Özellik	NEWTONE (NAL-NL1)	BT2-ES (VIOLA)
Özellikle gürültüde konuşmanın daha iyi anlaşılması	% 92.5 (37 hasta)	—
Yüksek sestən rahatsız olmama	—	% 72.5 (29 hasta)
Yorum yok	% 7.5 (3 hasta)	% 27.5 (11 hasta)

Cihazlarda ‘beğenmedikleri özellik’ sorulduğunda NAL-NL1 prosedürüyle programlanan Viennatone Newton için hastaların % 7.5’i (3 hasta) ‘volüm kontrol düğmesi olmaması’ cevabını vermişlerdir. 37 hasta (% 92.5) Viennatone Newton cihazında ‘beğenmedikleri özellik bulunmadığını’ belirtmişlerdir. VIOLA formülü ile programlanan Resound BT2-ES için hastaların % 32.5’i (13 hasta) ‘gürültü için ayrı program ve telefon düğmesi olmaması’, % 22.5’i (9 hasta) ‘volüm kontrol düğmesi olmaması’, % 15’i (6 hasta) sadece ‘telefon düğmesi olmaması’ cevabını vermişlerdir. 12 hasta (% 30) Resound BT2-ES cihazında ‘beğenmedikleri özellik bulunmadığını’ belirtmişlerdir. (Bkz. Tablo - 10).

TABLO - 10. Beğenilmeyen Özellikler

Beğenilmeyen Özellik	NEWTONE (NAL-NL1)	BT2-ES (VIOLA)
Volüm kontrol düğmesi olmaması	% 7.5 (3 hasta)	% 22.5 (9 hasta)
Ayrı gürültü programı ve telefon düğmesi olmaması	—	% 32.5 (13 hasta)
Sadece telefon düğmesi bulunmaması	—	% 15 (6 hasta)
Yok	% 92.5 (37 hasta)	% 30 (12 hasta)

Hastalara, 'cihazlarda yapmak istedikleri değişiklikler' sorulduğunda NAL-NL1 prosedürüyle programlanan Viennatone Newton için hastaların % 12.5'i (5 hasta) 'programların değişik ortamlarda otomatik değişmesi', % 7.5'i (3 hasta) 'müzik dinleme programı olması', % 7.5'i (3 hasta) 'volüm kontrol düğmesi olması' cevabını vermişlerdir. Hastaların % 72.5'i (29 hasta) Viennatone Newton işitme cihazında 'herhangi bir değişiklik yapmaya ihtiyaç duymadıklarını' belirtmişlerdir. VIOLA formülü ile programlanan Resound BT2-ES için ise hastaların % 77.5'i (31 hasta) 'gürültülü ortam için ayrı program ve telefon düğmesi eklemek isteyeceklerini' belirtmişlerdir. Hastaların % 22.5'i (9 hasta) ise 'volüm kontrol düğmesi olmasını' tercih ettiklerini ifade etmişlerdir. (Bkz. Tablo -11).

TABLO - 11. Yapmak İstenilen Değişiklikler

Yapmak İstenilen Değişiklikler	NEWTONE (NAL-NL1)	BT2-ES (VIOLA)
Volüm kontrol düğmesi olması	% 7.5 (3 hasta)	% 22.5 (9 hasta)
Gürültü programı olması ve telefon düğmesi bulunması	—	% 77.5 (31 hasta)
Programların ortama göre otomatik değişmesi	% 12.5 (5 hasta)	—
Müzik programı olması	% 7.5 (3 hasta)	—
Yok	% 72.5 (29 hasta)	—

Bu çalışmada yaşı ve işitme eğrisinin şeklinin hasta memnuniyetine istatistiksel olarak anlamlı etkisi olmadığı saptanmıştır ($p > 0.05$).

TARTIŞMA ve SONUÇ

Gelişen teknolojiyle beraber nonlinear işitme cihazlarının ortaya çıkması, lineer cihazlar için geliştirilmiş formüllerin yetersiz kalmasına neden olmuş ve çeşitli nonlinear işitme cihazı formülleri geliştirilmiştir.

Bu çalışmada, aile ortamı gibi alışık olunan ortamlarda ve ufak grup içi gibi gürültüsü fazla olmayan mekanlarda hasta memnuniyeti, VIOLA (11) formülü ile programlanan Resound BT2-ES ve NAL-NL1 (17) prosedürü ile programlanan Viennatone Newton işitme cihazları arasında farklılık göstermemiştir. Ancak, hastalarımızın istatistiksel olarak anlamlı çoğunluğu toplantı ve alışveriş merkezleri gibi gürültünün fazla olduğu ortamlarda NAL-NL1 prosedürü ile programlanan Viennatone Newton işitme cihazından daha memnun olduklarını ifade etmişlerdir.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlara göre, özellikle gürültülü ortamlarda konuşmanın ayırdilmesinde NAL-NL1 prosedürünün, VIOLA formülünden daha etkili olduğunu düşünüyoruz.

IHAFF, Contour Testi ile klinik olarak ölçülen şiddet algısı verilerinin VIOLA programında kullanılması ile tüm frekans ranjında şiddet algısı normalizasyonu yapan bir protokoldür (7). NAL-NL1 ise şiddet algısını işitme kaybının derecesine göre normal veya normalin altında değerlendirerek frekans spesifik normalizasyon yapan bir prosedürdür (7). Byrne ve ark. (7), NAL-NL1 prosedürünün bu özelliğinin konuşmanın anlaşılmasını arttırdığını ve doğal konuşma kalitesini daha iyi koruduğunu ileri sürmüşlerdir. Humes (29), hastanın amplifikasyondan memnuniyetinin ses kalitesine bağlı olduğunu vurgulamıştır. Rickets (53), çeşitli nonlinear formüllerin konuşmayı anlama skorlarına etkisini incelemiş ve klinik olarak ölçülen şiddet algısı verileri ile normalizasyon yapan VIOLA gibi formüllerin

özellikle gürültüde daha başarısız olduğunu belirtmiştir. Bizim çalışmamızdaki hastalar da özellikle gürültülü ortamlarda NAL-NL1 prosedürüyle programlanan Viennatone Newtonone işitme cihazıyla konuşmayı daha iyi ayırdettiklerini ifade etmişlerdir.

Çalışmamızda, NAL-NL1 prosedürünün VIOLA formülüne göre alçak frekanslarda daha az kazanç verdiği ve kompresyon oranlarının da daha düşük olduğu gözlenmiştir. Rickets (53), Rickets ve Van Vliet (54), Lindley ve Palmer (40) yaptıkları çalışmalarda, DSL ve Fig6 gibi diğer nonlinear formüllerle IHAFf protokolünü karşılaştırmışlar ve diğer formüllere göre daha fazla alçak frekans kazancı verdiği sonucuna varmışlardır. Byrne ve ark. (7) da NAL-NL1'in, diğer nonlinear formüllere göre alçak frekanslarda en az kazanç veren prosedür olduğunu belirtmişlerdir. Biz de Viennatone Newtonone işitme cihazından memnuniyetin özellikle gürültülü ortamlarda daha fazla olmasını, NAL-NL1 prosedürünün daha az alçak frekans kazancı vererek çevre gürültüsünü bastırmasından kaynaklanmış olabileceğini düşünüyoruz. Buna ek olarak, Viennatone Newtonone işitme cihazında NAL-NL1 prosedürüne uygun ayrı bir gürültü programı mevcuttur. Bu ikinci programın özelliği, gürültülü ortamda konuşmanın daha iyi anlaşılmasını sağlamak için daha az alçak frekans kazancı verilmesidir. Hastalar, Viennatone Newtonone işitme cihazı üzerinde bulunan program düğmelerini kullanarak bulundukları ortama göre istedikleri programı seçme imkanı bulmuşlardır. Bu şekilde ayrı bir gürültü programı olmasının da hasta memnuniyetini arttıran bir faktör olduğu görüşündeyiz. Nitekim, çalışmamıza katılan hastaların %92.5'i en beğendikleri özelliğin cihazın iki programlı olması olduğunu ve %77.5'i de Resound BT2-ES cihazında da bu özelliğin olmasını istediklerini belirtmişlerdir. Hatta hastaların %12.5'i bu programların farklı ortamlara uyum sağlayacak şekilde otomatik değişmesini tercih ettiklerini ifade etmişlerdir.

Bizim çalışmamızda, işitme eğrisi şeklinin düz ya da eğimli olması hasta memnuniyetini etkilememiştir. VIOLA, işitme eğrisinin şeklini gözönünde bulundurmaksızın şiddet algısı normalizasyonu formülünü tüm frekanslarda uygulamaktadır. NAL-NL1 ise işitme eğrisinin şekline göre frekans spesifik formül uygulamaktadır. Byrne ve ark. (7), NAL-NL1 ve VIOLA formüllerinin verdiği hedef kazançları değişik şekillerdeki işitme eğrilerine göre incelemişler ve NAL-NL1 prosedürünün, işitme eğrisinin şeklinin düz ya da eğimli olmasına göre farklı kazanç verdiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada işitme eğrilerinin şeklinden bağımsız olarak hastaların genel memnuniyetlerinin NAL-NL1 prosedürü ile programlanan Viennatone Newton işitme cihazı ile daha fazla olması bu özelliğe bağlı olabilir.

Byrne ve ark. (7), NAL-NL1 prosedürünün hafif-orta derecede işitme kayıplarında uç frekanslar haricinde şiddet algısı normalizasyonu yaptığını belirtmişlerdir. Moore ve Glasberg (48) de frekans ranjı boyunca değişik ve daha spesifik şiddet algısı normalizasyonu yapılmasını önermişlerdir. Byrne ve ark. (7), yüksek frekanslara doğru artan işitme kayıplarında 4 KHz sonrasında çok fazla kazanç vermenin koklear distorsiyon nedeniyle konuşmanın ayırdedilmesine ek bir katkıda bulunmayacağını ifade etmişlerdir. Ayrıca, bu tip bir işitme kaybında en fazla kayıp yüksek frekanslarda olacağından ve dinamik ranj en fazla bu bölgede azalacağından kompresyon uygulanması gerektiğini belirtmişlerdir. Yüksek şiddet seviyelerinde şiddet algısı eğrisi düzleşeceğinden şiddet algısı ölçümleriyle geliştirilmiş bir formülle yüksek frekanslara daha fazla kompresyon uygulamak mümkün değildir (7). NAL-NL1, 2500 Hz üzerindeki frekanslardaki kazancı 2500 Hz seviyesinde veya daha az sağlamaktadır (7). Diğer nonlinear formüller ise yüksek frekanslardaki işitme kaybı derecesini gözönünde bulundurmadan 4 KHz sonrasında da fazla kazanç vermektedirler (7). Çalışmamızdaki eğimli işitme kaybı konfigürasyonuna sahip hastaların büyük çoğunluğu NAL-NL1 prosedürü ile programlanan cihaz ile konuşmayı daha iyi ayırdettiklerini

belirtmişlerdir. Bizim sonuçlarımız da yukarda belittiğimiz çalışmaları destekler niteliktedir.

NAL-NL1 prosedürünün çok kanallı işitme cihazlarına uyumlu olması da hasta memnuniyetini etkileyen bir faktördür. Byrne ve ark. (7) da yaptıkları çalışmada NAL-NL1 prosedürünün çok kanallı işitme cihazlarında her frekansdaki işitme eşiğine uygun kazanç verdiğini ve bunun konuşmanın daha iyi ayırdedilmesini sağladığını belirtmişlerdir.

Çalışmamıza katılan hastaların istatistiksel olarak anlamlı çoğunluğu televizyon seyredirken ve radyo dinlerken de NAL-NL1 prosedürü ile programlanan Viennatone Newton işitme cihazı ile konuşmayı daha iyi ayırdettiklerini belirtmişlerdir. NAL-NL1 prosedürünün daha az alçak frekans kazancı vererek çevre gürültüsünü bastırması nedeniyle bu sonucun elde edildiği görüşündeyiz. Ancak, bu konuda daha fazla araştırma yapılmasının faydalı olacağını düşünüyoruz.

Dillon ve ark. (18), Cox ve Alexander (12) yaptıkları çalışmalarda işitme kayıplı hastaların cihazla telefonda konuşmadaki memnuniyet derecelerinin çok değişken olduğunu belirtmişlerdir. Hosford-Dunn ve Halpern (30, 31) hastaların işitme cihazından memnuniyet derecelerinin cihazla telefonda konuşma işleminden ayrı değerlendirilmesi gerektiğini savunmuşlardır. Hastalarımız, telefonda konuşurken NAL-NL1 prosedürü ile programlanan Viennatone Newton işitme cihazından daha memnun kaldıklarını belirtmişlerdir. Biz bunun NAL-NL1 prosedüründen çok Viennatone Newton işitme cihazının ayrı bir telefon düğmesi olmasından kaynaklandığını düşünüyoruz. Resound BT2-ES cihazında ayrı bir telefon düğmesi bulunmamaktadır ve bu nedenle hastalar telefonda konuşurken de varolan tek programı kullanmışlardır. Hastalarımızın % 72.5'i Resound BT2-ES cihazında da ayrı bir telefon düğmesi olmasını tercih ettiklerini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızdaki 40 hastadan 2 tanesi de telefonda konuşurken cihazdan faydalanma ihtiyacı duymadıklarını, işitmesi daha iyi

olan kulak ile konuşmayı tercih ettiklerini ifade etmişlerdir. Biz de bu nedenle cihazlardaki telefon özelliği ile ilgili ayrı bir çalışma yapılmasının faydalı olacağını düşünüyoruz.

Çalışmamızdaki hastalar genç-orta ve ileri yaş olmak üzere iki gruba ayrılarak incelenmişler ancak bu iki grubun memnuniyet sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Kriskos ve ark. (38), Gatehouse (23), Stach ve ark (58) ileri yaşlarda santral işitsel fonksiyonun bozulması nedeniyle işitme cihazı sonuçlarının gençlere göre daha kötü olduğunu belirtmişlerdir. Welz-Müller ve Stephan (67), Meredith ve Stephens (47), Evenhuis (20), Cohn (8) ileri yaşta genel sağlık durumunun bozulmasının, mobilitenin azalmasının ve sosyal izolasyonun işitme cihazı ile başarıyı azalttığını öne sürmüşlerdir. Bu çalışmacıların aksine Dillon (15) yaptığı çalışmada yaşın memnuniyeti etkileyen bir faktör olmadığı sonucuna varmıştır. Genel sağlık durumu bozuk, demans gibi nörolojik problemi olan ve düşük konuşma skoruna sahip ileri yaştaki hastalar yüksek kooperasyon gerektiren Contour Şiddet Algısı Testi'nde güvenilir cevap veremeyecekleri için çalışmamıza dahil edilmemişlerdir. İleri yaş grubundaki hastaların şiddet algısı testine koopere olmaları zaman zaman daha fazla vakit almış fakat bu memnuniyet sonuçlarını etkilememiştir.

VIOLA ve NAL-NL1 metodlarının uygulama farklılıklarından kaynaklanan avantajlarından ve dezavantajlarından bahsetmenin özellikle uygulamayı yapan odyoloji uzmanı açısından önemli olduğu kanısındayız.

IHAFF, uygulaması zaman alan bir protokoldür. VIOLA programının uygun kazancı hesaplayabilmesi için iki frekansda Contour Testi ile klinik olarak ölçülmüş şiddet algısı verileri gereklidir. Contour Testi (10), ScalAdapt (35) gibi klinik şiddet algısı testleri yüksek hasta kooperasyonu gerektirmektedir. Bu, özellikle sosyo-kültürel düzeyi düşük hastalarda uygulamayı zorlaştırmakta ve daha fazla vakit kaybına neden

olmaktadır. Teste başlamadan önce standart sözcüklerden oluşan bir talimat verilmeli ve bir iki deneme yapıp hastanın verilen talimatı iyice anladığından emin olduktan sonra teste geçilmelidir. İlk bakışta uygulaması kolay bir test gibi görünmesine rağmen hastaların artan şiddet düzeyini nasıl algıladıklarını doğru olarak ifade etmeleri her zaman çok basit olmamaktadır. Bizim çalışmamıza katılan hastaların sosyo-kültürel seviyesi çok düşük olmadığı halde nadir de olsa uygulamada zorluklar olmuş, özellikle ileri yaş grubundaki hastalarda talimatın birkaç kez tekrarlanması gerekmiştir. Bu da testin daha fazla zaman almasına neden olmuştur. Nonlineer formüller hakkında çalışmalar yapmış olan çeşitli araştırmacılar (7, 36) da IHAFF protokolünün zaman alan bir metod olduğu konusunda bizimle hemfikirdirler.

NAL-NL1 ise herhangi bir ön test gerektirmediği için uygulaması daha kısa sürede biten ve yüksek hasta kooperasyonu gerektirmeyen bir prosedürdür. Bizim düşüncemize göre bu özelliği uygulamada kolaylık sağlamaktadır.

Dillon (16), hasta memnuniyetinin değerlendirilmesinin cihazdan ne kadar fayda sağlandığının iyi bir göstergesi olduğunu ifade etmiştir. Bryne ve ark. (7), nonlineer formüllerle ilgili laboratuvar çalışmalarının hasta memnuniyetini ölçen alan çalışmalarıyla desteklenmesi gerektiğini belirtmişlerdir. İşitme kayıplı hastalar da herkes gibi günlük yaşam aktiviteleri sırasında birçok farklı ortamda bulunmaktadır. Bu farklı çevresel koşulların çoğu ideal sinyal-gürültü oranına sahip değildir ve bu nedenle özellikle gürültülü ortamlarda işitme kayıplı hastalar tarafından konuşmanın anlaşılması oldukça güçleşmektedir. Hangi formülün hastalar tarafından daha fazla tercih edildiğinin saptanmasının rutin klinik uygulamalarda kolaylık sağlayacağını düşünüyoruz. Bildiğimiz kadarıyla, bu çalışma NAL-NL1 formülünün hasta memnuniyeti açısından değerlendirildiği literatürdeki ilk alan çalışmasıdır.

faydalı olduğunu düşünüyörüz. VIOLA formülü, klinik olarak ölçülen şiddet algısı verilerine dayanarak tüm frekans ranjında şiddet algısı normalizasyonu yapmaktadır. Ancak, şiddet algısını işitme kaybının derecesine göre normal veya normalin altında tutarak frekans spesifik normalizasyon yapan NAL-NL1 prosedürü, VIOLA formülüne göre özellikle gürültülü ortamlarda konuşmayı ayırdetmede daha başarılı bulunmuştur.

Rekrütman fenomeni olan sensorinöral işitme kayıplı hastalarda yüksek şiddet seviyelerinde şiddet algısı eğrisi düzleşir. O nedenle, şiddet algısı ölçümleriyle geliştirilmiş bir formül gerekli kompresyonu uygulamakta yetersiz kalır. Bu çalışmanın sonuçları, klinik olarak ölçülen şiddet algısı verileri ile nonlinear işitme cihazı uygulamasının özellikle gürültülü ortamda konuşmanın anlaşılmasında yetersiz kaldığını göstermiştir.

Ancak, optimal amplifikasyon için tek bir altın formül olmadığı görüşündeyiz. Her işitme kayıplı hasta ayrı bir birey olarak değerlendirilmeli ve genellemelere dayalı uygulamalardan kaçınılmalıdır.

EK – 1

HAUQ
İŞİTME CİHAZI KULLANICILARI İÇİN DEĞERLENDİRME
FORMU
(Hearing Aid User's Questionnaire)

Ad-Soyad : Tarih :
Telefon :
Adres :

LÜTFEN HER SORU İÇİN EN UYGUN CEVABI İŞARETLEYİNİZ.

Soru 1. İşitme cihazını ortalama ne kadar süre kullanıyorsunuz?

- Günde 8 saat veya üstü
Günde 4-8 saat arası
Günde 1-4 saat arası
Ara sıra (günde 1 saatten az,
ancak haftada 1 saatten fazla)
Nadiren (haftada 1 saatten az)
Hiç kullanmadım
(Hiç kullanmadıysanız lütfen nedenini belirtiniz)

Soru 2. Aşağıdaki durumlarda işitme cihazı size ne kadar yardımcı oldu?

	<u>Çok</u>	<u>Biraz</u>	<u>Hiç</u>	<u>İhtiyaç</u> <u>Hissetmedim</u>
a)Aile				
b) Ufak grup içinde				

c)Toplantılar				
d)Sosyal aktiviteler				
e)Televizyon / radyo				
f)Telefon				

Soru 3. İşitme cihazı ile ilgili problemler.....

	<u>Evet</u>	<u>Hayır</u>
a)İşitme cihazını takıp çıkarmada zorluk oldu mu?		
b)İşitme cihazının kontrol düğmelerini kullanmakta zorluk çektiniz mi?		
c)İşitme cihazı kulağınızdayken ötme yaptı mı?		
d)İşitme cihazı ya da kalıp kulağınızı rahatsız etti mi?		
e)İşitme cihazı ani yüksek sesleri dayanılmaz hale getirdi mi?		
f)Kendi sesiniz yankı yapıp sizi rahatsız etti mi?		
g)Başka kişiler işitme cihazınızı takıp çıkarmanıza ya da kontrol düğmelerini kullanmanıza yardımcı oldu mu?		

Soru 4. İşitme cihazından memnuniyetinizi nasıl tanımlarsınız?

Çok memnunum

Memnunum

Memnun değilim

Hiç memnun değilim

Soru 5. Odyoloji uzmanınızla acilen görüşme ihtiyacı duydunuz mu?

Evet

Hayır

Soru 6. İşitme cihazı ile ilgili en çok beğendiğiniz özellik nedir?

.....

Soru 7. İşitme cihazıyla ilgili beğenmediğiniz özellik nedir?

.....

Soru 8. İşitme cihazında yapmak istediğiniz değişiklikler nelerdir?

.....



KAYNAKLAR

1. Alberti P., Kristensen R.: The Clinical Application of Impedance Audiometry. *Laryngoscope*, 80: 735-746, 1970.
2. Bauer B.B.: Loudness. Ed: Gerber S.E., *Introductory Hearing Science: Physical and Physiological Concepts*. S.151-171, W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1974.
3. Berger K.W., Hagberg E.N., Rane L.Y.: *Prescription of Hearing Aids: Rationale, Procedures and Results*. Herald, Kent OH, 1977.
4. Bentler R.A., Pavlovic C.V.: Comparison of Discomfort Levels Obtained with Pure Tones and Multitone Complexes. *J. Acoust. Soc. Am.*, 86: 127-132, 1989.
5. Boring E.G.: *History of Experimental Psychology*. Appleton-Century-Crofts, New York, 1950.
6. Byrne D., Dillon H.: The National Acoustic Laboratories' (NAL) New Procedure for Selecting the Gain and Frequency Response of a Hearing Aid. *Ear & Hearing*, 7: 257-265, 1986.
7. Byrne D., Dillon H., Ching T., Katsch R., Keidser G: NAL-NL1 Procedure for Fitting Nonlinear Hearing Aids: Characteristics and Comparisons with Other Procedures. *J. Am. Acad. Audiol.*, 12: 37-51, 2001.
8. Cohn E.S.: Hearing Loss with Aging: Presbycusis. *Clin. Geriatr. Med.*, 15: 145-161, 1999.
9. Cox R.M.: The MSUv3 Hearing Instrument Prescription Procedure. *Hearing Instruments*, 39(1): 6-10, 1988.
10. Cox R.M., Alexander G.C., Taylor I.M., Gray G.A: The Contour Test of Loudness Perception. *Ear & Hearing*, 18: 388-400, 1997.
11. Cox R.M, Flamme G.A: Accuracy of Predicted Ear Canal Speech Levels Using the VIOLA Input/Output-Based Fitting Strategy. *Ear & Hearing*, 19: 139-148, 1998.

12. Cox R.M., Alexander G.C.: Hearing Satisfaction In Daily Life: the SADL Scale. *Ear & Hearing*, 20: 306-320, 1999.
13. Cornelisse L.E., Seewald R.C., Jamieson D.G.: Wide Dynamic Range Compression Hearing Aids: The DSL [i/o] Approach. *Hearing J.*, 47(10): 23-29, 1994.
14. Dillon H., Chew R., Deans M.: Loudness Discomfort Level Measurements and Their Implications for the Design and Fitting of Hearing Aids. *Austr. J. Audiol.*, 2: 73-79, 1984.
15. Dillon H.: Shortened Hearing Aid Performance Inventory for the Elderly (Shapie): A Statistical Approach. *Australian J. Audiol.*, 16: 37-48, 1994.
16. Dillon H., James A., Ginis J.: Client Oriented Scale of Improvement (COSI) and Its Relationship to Several Other Measures of Benefit and Satisfaction Provided by Hearing Aids. *J. Am. Acad. Audiol.*, 8: 27-43, 1997.
17. Dillon H.: NAL-NL1: A New Prescriptive Fitting Procedure for Non-Linear Hearing Aids. *Hearing J.*, 52(4): 10-16, 1999.
18. Dillon H., Birtles G., Lovegrove R.: Measuring the Outcomes of a National rehabilitation Program: Normative Data for the Client Oriented Scale of Improvement (COSI) and the Hearing Aid User's Questionnaire (HAUQ). *J. Am. Acad. Audiol.*, 10: 67-79, 1999.
19. Dillon H., So M.: Incentives and Obstacles to the Routine Use of Outcomes Measures by Clinicians. *Ear & Hearing*, 21: 2S-6S, 2000.
20. Evenhuis H.M.: Medical Aspects of Ageing in a Population With Intellectual Disability: II. Hearing Impairment. *J. Intellect. Disabil. Res.*, 39: 27-33, 1995.
21. Fletcher H., Munson W.A.: Loudness, Its Definition, Measurement and Calculation. *J. Acoust. Soc. Am.*, 5: 82-108, 1933.
22. Fowler E.P.: The Diagnosis of Diseases of the Neural Mechanism of Hearing by the Aid of Sounds Well Above Threshold. *Trans. Am. Otol. Soc.*, 27: 207-219, 1937.
23. Gatehouse S.: Factors That Influence the Benefit From Amplification In the Elderly. *Acta Otolaryngol.* 47 (Suppl.): 262-268, 1990.

- 24. Gittles T.C., Niquette P.T.: Fig6 in Ten. The Hearing Review, 2(10): 28-30, 1995.**
- 25. Hawkins D.B.: Loudness Discomfort Levels: A Clinical Procedure for Hearing Aid Evaluations. J. Speech Hear. Disord., 45: 3-15, 1980.**
- 26. Hellman R.P.: Cross-Modality Matching: A Tool for measuring Loudness in Sensori-neural Impairment. Ear & Hearing, 20: 193-213, 1999.**
- 27. Hirsh I.J.: The Measurement of Hearing. McGraw Hill Book Co., New York, 1952.**
- 28. Humes L.: Evolution of Prescriptive Fitting Approaches. Am. J. Audiol., 5: 19-23, 1996.**
- 29. Humes L.: An Evaluation of Several Rationals for Selecting Hearing Aid Gain. J. Speech Hear. Disord., 51: 272-281, 1999.**
- 30. Hossford-Dunn H., Halpern J.: Clinical Application of the Satisfaction with Amplification in Daily Life Scale in Private Practice I: Statistical, Content, and Factorial Validity. J. Am. Acad. Audiol., 11: 523-539, 2000.**
- 31. Hossford-Dunn H., Halpern J.: Clinical Application of the SADL Scale in Private Practice II: Predictive Validity of Fitting Variables. J. Am. Acad. Audiol., 12: 15-36, 2001.**
- 32. Israelsson B., Sandh A., Leijon A.: Loudness Discomfort Levels and Saturation Levels in Hearing Aids Prescribed for Young Persons. Scand. Audiol., 24: 257-264, 1995.**
- 33. Jerger J., Harford E., Clemis J., Alford B.: The Acoustic Reflex in Eighth Nerve Disorders. Arch. Otolaryngol., 99: 409-413, 1974.**
- 34. Jerram J.C.K., Purdy S.C.: Technology, Expectations, and Adjustment to Hearing Loss: Predictors of Hearing Aid Outcome. J. Am. Acad. Audiol., 12: 64-79, 2001.**
- 35. Kiessling J., Schubert M., Archut A.: Adaptive Fitting of Hearing Instruments by Category Loudness Scaling (ScalAdapt). Scand. Audiol., 25: 153-160, 1996.**
- 36. Kiessling J., Pfreimer C., Dyrllung O.: Clinical Evaluation of Three Different Loudness Scaling Protocols. Scand. Audiol., 26: 117-121, 1997.**

- 37. Kingsbury B.A.:** A Direct Comparison of the Loudness of Pure Tones. *Physical Review*, 29: 588-600, 1927.
- 38. Krikos P.B., Lesner S.A., Sandridge S.A., Yanke R.B.:** Percieved Benefits of Amplification as a Function of Central Auditory Status in the Elderly. *Ear & Hearing*, 8: 337-342, 1987.
- 39. Kristensen H.K., Jebsen O.:** Recruitment in Otoneurological Diagnostics. *Acta Otolaryngol.*, 42: 553-560, 1952.
- 40. Lindley G.A., Palmer C.V.:** Fitting Dynamic Range Compression Hearing Aids: DSL [i/o], the IHAFF Protocol, and FIG6. *Am. J. Audiol.*, 6: 19-28, 1997.
- 41. Littler T.S.:** *The Physics of the Ear.* The Macmillan Co., New York, 1965.
- 42. Martin F.N.:** *Introduction to Audiology.* 3. Basım, s. 14-59, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1986.
- 43. McCandless G.A., Lyregaard P.E.:** Prescription of Gain / Output (POGO) for Hearing Aids. *Hearing Instruments*, 35(1): 16-21, 1983.
- 44. McDermott H.J., Dean M.R., Dillon H.:** Control of Hearing Aid Saturated Sound Pressure Level by Frequency Shaped Output Compression Limiting. *Scand. Audiol.*, 28: 27-38, 1999.
- 45. Mendel L.L., Danhauer J.L., Singh S.:** *Pocket Dictionary of Audiology.* Singular Publishing Group, San Diego, 1999.
- 46. Metz O.:** Threshold of Reflex Contraction of Muscles of the Middle Ear and Recruitment of Loudness. *Arch. Otolaryngol.*, 55: 536-543, 1952.
- 47. Meredith R., Stephens D.:** In-the-ear or Behind-the-ear Hearing Aids in the Elderly. *Scand. Audiol.*, 22: 211-216, 1993.
- 48. Moore B., Glasberg B.:** Use of a Loudness Model for Hearing Aid Fitting. I. Linear Hearing Aids. *Br. J. Audiol.*, 32: 317-327, 1998.
- 49. Mueller H.G., Bentler R.A.:** Measurements of TD: How Loud is Allowed? *Hearing J.*, 47(1): 42-44, 1994.
- 50. Olsen W.O., Noffsinger D., Kurdziel S.:** Acoustic Reflex and Reflex Decay. *Arch. Otolaryngol.*, 101: 622-625, 1975.

- 51. Peterson J.L., Linden G.: Some Static Characteristics of the Stapedial Muscle Reflex. *Int. Audiol.*, 11: 97-114, 1972.**
- 52. Pohlman A.G., Kranz F.W.: Binaural Minimum Audition in a Subject with Ranges of Deficient Acuity. *Proc. Soc. Exp. Biol. Med.*, 20: 335-337, 1924.**
- 53. Rickets T.A.: Fitting Hearing Aids to Individual Loudness-Perception Measures. *Ear & Hearing*, 17: 124-132, 1996.**
- 54. Rickets T.A., Van Vliet D.: Updating Our Fitting Strategies Given New Technology. *Am. J. Audiol.*, 5: 29-35, 1996.**
- 55. Sabine W.C.: Sense of Loudness. *Collected Papers on Acoustics*: Mass Harvard University Press, Cambridge, 1923.**
- 56. Sanders J.W.: Recruitment. Ed: Rintelmann W.F., *Hearing Assessment*. S.261-280, University Park Press, Baltimore, 1979.**
- 57. Skinner M.W: *Hearing Aid Evaluation*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, N.J., 1988.**
- 58. Stach B.A., Loisel L.H., Jerger J.F.: Special Hearing Aid Considerations in Elderly Patients with Auditory Processing Disorders. *Ear & Hearing* 12 (Suppl): 131S-138S, 1991.**
- 59. Stach B.A., *Clinical Audiology*. s:72-82, s:480-487, Singular Publishing Group, San Diego, 1998.**
- 60. Stelmachowicz P.G., Dalzell S., Peterson D., Kopun J., Lewis D.L., Hoover B.E.: A Comparison of Threshold-Based Fitting Strategies for Nonlinear Hearing Aids. *Ear & Hearing*, 19: 131-138, 1998.**
- 61. Stevens S.S., Davis H.: *Hearing, Its Psychology and Physiology*. John Wiley&Sons, New York, 1938.**
- 62. Stypulkowski P.H.: Fitting Strategies for Multiple-Memory Programmable Hearing Instruments. *Am. J. Audiol.*, 19-28, 1993.**
- 63. Thomsen K.A.: The Metz Recruitment Test and a Comparison with the Fowler Method. *Acta Otolaryngol.*, 45: 544-552, 1955.**
- 64. Valente M., Van Vliet D.: The Independent Hearing Aid Fitting Forum (IHAFF) Protocol. *Trends in Amplification*, 2(1): 7-11, 1997.**

65. Von Békésy G.: Experiments in Hearing. McGraw Hill Book Co., New York, 1960.
66. Walker G., Dillon H., Byrne D., Christen R.: The Use of Loudness Discomfort Levels for Selecting the Maximum Output of Hearing Aids. Austr. J. Audiol., 1: 23-32, 1984.
67. Welz-Muller K., Stephan K.: The Benefit of Hearing Aids: Influence of Hearing Loss and Age. Scand. Audiol., 15: 115-119, 1986.



ÖZGEÇMİŞ

ÖZLEM GEDİK

Doğum Tarihi : 18.03.1975
Adres : Ataköy 9. Kısım, E3/A Blok, D:2, İstanbul.
Telefon : 05323645314 (cep); 02125593120 (ev)
E-mail : ozlemgedik@yahoo.com

Eğitim:

*Ekim, 1998 – Ağustos, 2001

Yüksek Lisans

Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Odyoloji Bilim Dalı

*Ekim, 1993 – Haziran, 1998

İstanbul Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon

*Eylül, 1987 – Haziran, 1993

Beyoğlu Anadolu Lisesi

Yabancı Dil:

İngilizce (Çok iyi derecede)

Fransızca (Orta derecede)

Katıldığı Bilimsel Toplantılar:

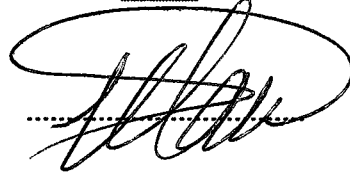
- Cochlear Implant Update and Temporal Bone Workshop. İstanbul, Türkiye, 22-25 Nisan 2001.
- Oticon Human Link Conference. Ft. Lauderdale, Florida, A.B.D, 3-6 Kasım 2000.
- Eriksholm Summer Camp for Young Audiologists. Kopenhag, Danimarka, 11-15 Ağustos 1999.

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

Yüksek Lisans öğrencisi Özlem GEDİK'in, çalışması jürimiz tarafından Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Bilim Dalı Yüksek Lisans tezi olarak uygun görülmüştür.

İMZA

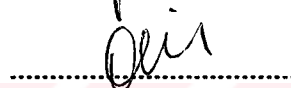
Tez Danışmanı : Doç.Dr.Nevma MADANOĞLU
Üniversitesi : Marmara



Üye : Prof.Dr.Ferda AKDAŞ
Üniversitesi : Marmara



Üye : Prof.Dr.Önder UŞ
Üniversitesi : Marmara



ONAY

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 29/..8.. / 2001 tarih ve2....
sayılı kararıyla onaylanmıştır.



Prof.Dr. Sevim ROLLAS
Müdür

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ