



UNIVERSITEIT
GENT

Cursus

Basisbegrippen Audiologie 1

Gemeenschappelijk gedeelte Bachelor of Science in de logopedische en audiologische wetenschappen
Universiteit Gent

Titularis: Prof. Dr. Bart Vinck
Medelesgever: Dr. Sofie Degeest

 **FACULTEIT GENEESKUNDE EN
GEZONDHEIDSWETENSCHAPPEN**

INHOUD

Hoofdstuk 1: Geluid

1. Fysische kenmerken van geluid
 - 1.1 Algemene begrippen
 - 1.2 Geluidsgolven
2. Akoestische kenmerken van geluid
 - 2.1 Geluidsamplitude
 - 2.2 Decibels
 - 2.3 Frequentie
 - 2.4 Geprogrammeerde instructie
3. Psychoakoestische kenmerken
 - 3.1 Luidheid en aanverwante metingen
 - 3.2 Pitch

Hoofdstuk 2: Stemvorkproeven

1. Luchtgeleiding versus beengeleiding
 - 1.1 Beengeleidingsroutes
 - 1.2 Normaal gehoor versus gehoorverlies
2. Stemvorkproeven
 - 2.1 Soorten stemvorkproeven
 - 2.2 Praktische toepassing

Hoofdstuk 3: Tonaal liminaire audiometrie

1. Doel en principe van tonaal liminaire audiometrie
2. Apparatuur
 - 2.1 Kalibratie
3. Tonaal liminaire audiometrie - Werkwijze
 - 3.1 Inleidende procedures en instructies
 - 3.2 Drempelbepalingsprocedure
 - 3.3 Resultaten noteren
 - 3.4 Resultaten interpreteren
4. Klinische maskeren
 - 4.1 Transcranieel horen
 - 4.2 Wat is maskeren
 - 4.2.1 Types maskeerruis
 - 4.3 Maskeerprocedure
 - 4.3.1 Maskeerindicaties
 - 4.3.2 Maskeermethode
 - 4.4 Maskeeroefeningen

Hoofdstuk 4: Spraakaudiometrie

1. Doel en principe van spraakaudiometrie
2. Spraakmateriaal
 - 2.1 Linguïstische kenmerken
 - 2.2 Soorten spraakmateriaal
3. Spraakaudiometrie in stilte
 - 3.1 Wijze van aanbieden

- 3.2 Transducer
- 3.3 Spraakaudiometrie in stilte - werkwijze
 - 3.3.1 Inleidende procedures en instructies
 - 3.3.2 Starten met de afname
 - 3.3.3 Verder verloop van de test
 - 3.3.4 Scoringswijze
- 3.4 Maskeren
 - 3.4.1 Maskeerindicaties
 - 3.4.2 Maskeersignaal
 - 3.4.3 Maskeerniveau
- 3.5 Resultaten noteren
- 3.6. Resultaten interpreteren
 - 3.6.1 De normaalcurve
 - 3.6.2 Grootheden
 - 3.6.3 Kwalitatieve en kwantitatieve interpretatie
- 4. Spraakaudiometrie in ruis
 - 4.1. Wijze van aanbieden en transducer
 - 4.2. Spraakaudiometrie in ruis – werkwijze
 - 4.2.1 Traditionele methode
 - 4.2.2 Adaptieve methode

Hoofdstuk 5: Simulatietesten

- 1. Indicatoren
 - 1.1 Indicatoren in de niet-testsituatie
 - 1.2 Indicatoren in de testsituatie
- 2. Simulatietesten: subjectieve methoden
 - 2.1 Stenger Test
 - 2.2 Lombard Test
 - 2.3 Sensorineural Acuity Level (SAL-Test)
 - 2.4 De Stenger Test: Pure Tone Stenger Test

Hoofdstuk 6: Supraliminaire testbatterij

- 1. Luidheidbalanstests
 - 1.1. Werkwijze
 - 1.2 Resultaten noteren en interpreteren
- 2. Tone decaytest
 - 2.1 Werkwijze
 - 2.2 Resultaten noteren en interpreteren

Hoofdstuk 7: Admittantiemetrie en reflexmetingen

- 1. Klinische concepten: Tympanometrie
- 2. Klinische concepten: Wide Band Reflectance
- 3. Klinische concepten: Stapedius reflexregistratie.
- 4. Klinische concepten: Buis van Eustachiustesting

Hoofdstuk 8: Klinisch redeneren



UNIVERSITEIT
GENT

Cursus

Basisbegrippen Audiologie 1

Gemeenschappelijk gedeelte Bachelor of Science in de logopedische en audiologische wetenschappen
Universiteit Gent

Titularis: Prof. Dr. Bart Vinck
Medelesgever: Dr. Sofie Degeest

 **FACULTEIT GENEESKUNDE EN
GEZONDHEIDSWETENSCHAPPEN**

INHOUD

Hoofdstuk 1: Geluid

1. Fysische kenmerken van geluid
 - 1.1 Algemene begrippen
 - 1.2 Geluidsgolven
2. Akoestische kenmerken van geluid
 - 2.1 Geluidsamplitude
 - 2.2 Decibels
 - 2.3 Frequentie
 - 2.4 Geprogrammeerde instructie
3. Psychoakoestische kenmerken
 - 3.1 Luidheid en aanverwante metingen
 - 3.2 Pitch

Hoofdstuk 2: Stemvorkproeven

1. Luchtgeleiding versus beengeleiding
 - 1.1 Beengeleidingsroutes
 - 1.2 Normaal gehoor versus gehoorverlies
2. Stemvorkproeven
 - 2.1 Soorten stemvorkproeven
 - 2.2 Praktische toepassing

Hoofdstuk 3: Tonaal liminaire audiometrie

1. Doel en principe van tonaal liminaire audiometrie
2. Apparatuur
 - 2.1 Kalibratie
3. Tonaal liminaire audiometrie - Werkwijze
 - 3.1 Inleidende procedures en instructies
 - 3.2 Drempelbepalingsprocedure
 - 3.3 Resultaten noteren
 - 3.4 Resultaten interpreteren
4. Klinische maskeren
 - 4.1 Transcranieel horen
 - 4.2 Wat is maskeren
 - 4.2.1 Types maskeerruis
 - 4.3 Maskeerprocedure
 - 4.3.1 Maskeerindicaties
 - 4.3.2 Maskeermethode
 - 4.4. Maskeeroefeningen

Hoofdstuk 4: Spraakaudiometrie

1. Doel en principe van spraakaudiometrie
2. Spraakmateriaal
 - 2.1 Linguïstische kenmerken
 - 2.2 Soorten spraakmateriaal
3. Spraakaudiometrie in stilte
 - 3.1 Wijze van aanbieden
 - 3.2 Transducer
 - 3.3 Spraakaudiometrie in stilte - werkwijze
 - 3.3.1 Inleidende procedures en instructies
 - 3.3.2 Starten met de afname
 - 3.3.3 Verder verloop van de test
 - 3.3.4 Scoringswijze
 - 3.4 Maskeren
 - 3.4.1 Maskeerindicaties
 - 3.4.2 Maskeersignaal
 - 3.4.3 Maskeerniveau
 - 3.5 Resultaten noteren
 - 3.6. Resultaten interpreteren

- 3.6.1 De normaalcurve
- 3.6.2 Grootheden
- 3.6.3 Kwalitatieve en kwantitatieve interpretatie
- 4. Spraakaudiometrie in ruis
 - 4.1. Wijze van aanbieden en transducer
 - 4.2. Spraakaudiometrie in ruis – werkwijze
 - 4.2.1 Traditionele methode
 - 4.2.2 Adaptieve methode

Hoofdstuk 5: Simulatietesten

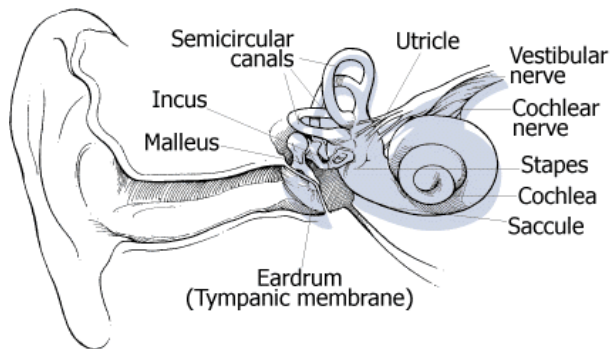
- 1. Indicatoren
 - 1.1 Indicatoren in de niet-testsituatie
 - 1.2 Indicatoren in de testsituatie
- 2. Simulatietesten: subjectieve methoden
 - 2.1 Stenger Test
 - 2.2 Lombard Test
 - 2.3 Sensorineural Acuity Level (SAL-Test)
 - 2.4 De Stenger Test: Pure Tone Stenger Test

Hoofdstuk 6: Supraliminaire testbatterij

- 1. Luidheidbalanstests
 - 1.1. Werkwijze
 - 1.2 Resultaten noteren en interpreteren
- 2. Tone decaytest
 - 2.1 Werkwijze
 - 2.2 Resultaten noteren en interpreteren

© Opleiding LAW Universiteit Gent

Inleiding



De term audiologie refereert naar die tak van de medische wetenschappen die zich bezig houdt met de studie van het horen en van het auditief stelsel. De audioloog heeft kennis van de ontwikkeling, de anatomie, de fysiologie en de pathologie van het auditief systeem. De audioloog houdt zich ook bezig met de psychologie en de rehabilitatie van de auditieve handicap.

Net zoals bij onze andere zintuigen, appreciëren wij slechts ten volle ons gehoor als we het verloren hebben. Met een normaal gehoor is men in staat om de omgeving akoestisch te scannen, alsook om verbaal te communiceren, naar muziek te luisteren en nog veel meer. Slechthorendheid of doofheid heeft een ernstige impact op het gedrag (vooral dan bij kinderen) en kan de oorzaak zijn van psychische stoornissen (eerder bij volwassenen).

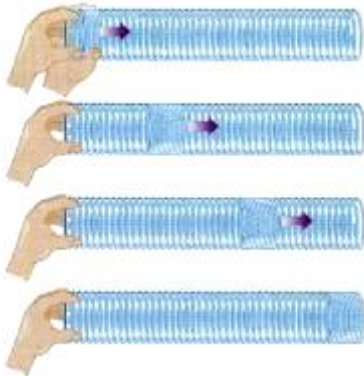
Er zijn tal van oorzaken mogelijk die aan de basis kunnen liggen van slechthorendheid of doofheid. Zoals: veroudering, lawaaiexpositie, ototoxische medicatie, erfelijke defecten, infectie, traumata en afwijkingen van vasculair, neuraal, skeletaal of immuunsysteem.

Hoofdstuk 1: Geluid

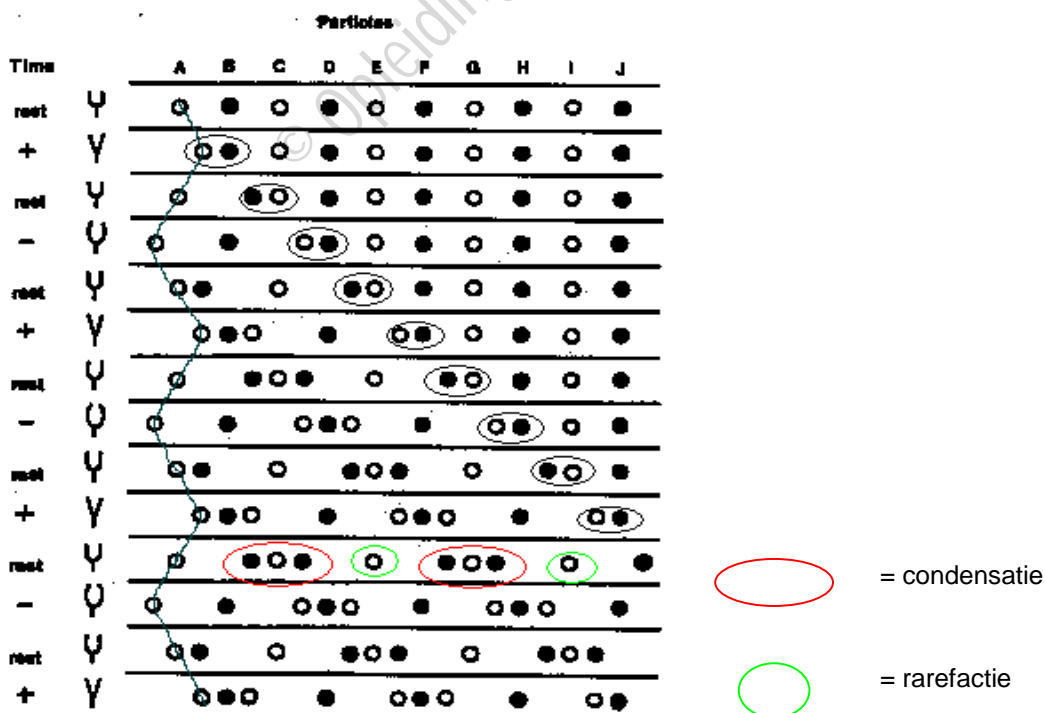
1. Fysische kenmerken van geluid

1.1 Algemene begrippen

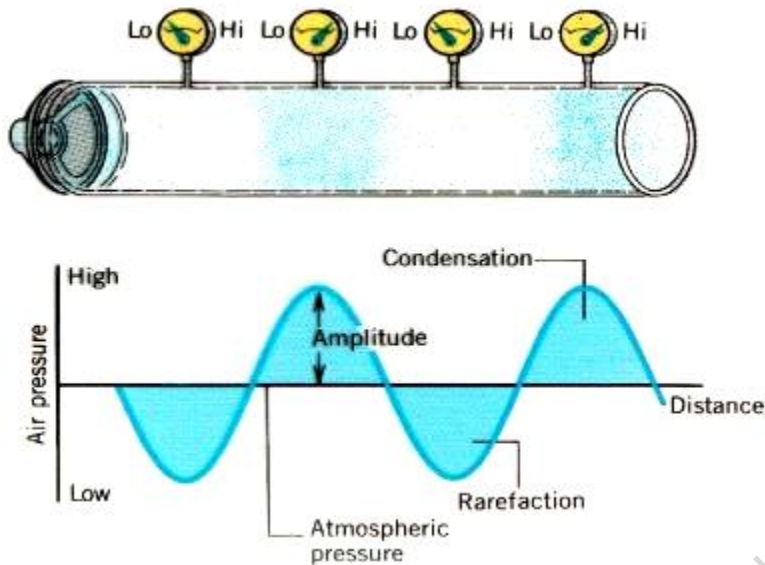
Geluid is een elastische vervorming van het propagatiemedium (vb lucht, water, ...) die gepaard gaat met een heen en weer bewegen van molecules (partikels). Deze beweging is gericht in de richting waarin het geluid zich voortplant. Geluid is dus een longitudinale golfbeweging die zich voortplant doorheen een bepaald medium (\leftrightarrow transversale golfbeweging).



Wanneer geluid zich voortplant in het propagatiemedium lucht zullen deze partikels trillen ten opzichte van hun middelpunt. Door dit heen en weer bewegen zullen deze moleculen op bepaalde plaatsen dichter bij elkaar komen te liggen, waardoor de luchtdruk hier lichtjes zal stijgen. Deze opeenhoping van luchtpartikels wordt condensatie genoemd. Daardoor zullen op andere plaatsen de luchtpartikels verder uit elkaar komen te liggen. Hierdoor krijg je een luchtdrukverlaging en dit wordt rarefactie genoemd.

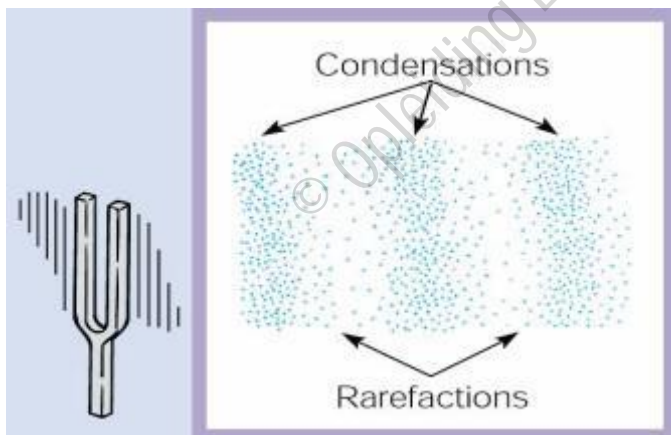


Tijdens een condensatie is de gemiddelde afstand tussen de gasmoleculen tijdelijk afgenomen en tijdens een rarefactie is deze tijdelijk toegenomen



De luchtdruk zal dus afwisselend stijgen en dalen. De luchtdeeltjes blijven wel op dezelfde plaats heen en weer bewegen, en op die manier wordt er energie verplaatst doorheen een medium en kan geluid zich dus voortplanten.

Vb. Een vibrerende stemvork produceert een serie van rarefacties en condensaties die zich longitudinaal in het medium voortplanten en zo het trommelvlies in beweging zetten.



1.2 Geluidsgolven

Geluid plant zich voort in de vorm van geluidsgolven. Een geluidsgolf wordt gekenmerkt door verschillende variabelen zoals de voortplantingsrichting, voortplantingssnelheid, golflengte, frequentie, fase en amplitude. Deze variabelen worden hieronder verder besproken.

a. Voortplantingsrichting

- bij longitudinale golven is de voortplantingsrichting parallel aan de richting van de stimulus
- bij transversale golven staat de voortplantingsrichting loodrecht op de richting van de stimulus (vb. touw)
- circulaire golven (vb. watergolf) hebben een longitudinale component, een transversale component en een circulaire component.

b. Voortplantingssnelheid

De snelheid van het geluid hangt af van het medium waarin het geluid zich voortplant. In onderstaande tabel worden enkele voorbeelden gegeven.

Medium	Snelheid v (m/s)
Lucht	343
Helium	965
Water	1482
Lood	1960
Staal	5960
graniet	6000

c. Golflengte

De golflengte (λ) wordt gedefinieerd als de afstand tussen twee opeenvolgende maxima en wordt weergegeven door de volgende formule:

$$v = \lambda \cdot f$$

Waarbij v staat voor de snelheid waarmee geluid zich voortplant (uitgedrukt in m/s) en waarbij f staat voor de frequentie van het geluid (uitgedrukt in Hertz). Het afleggen van deze afstand wordt ook wel 'cyclus' genoemd.

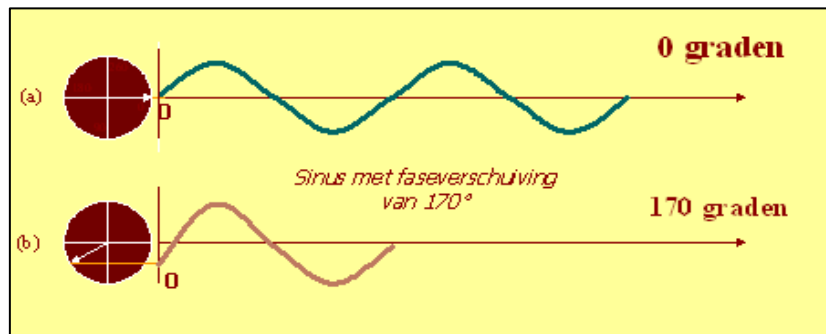
d. Frequentie en periode

De frequentie (f) is het aantal cycli per seconde dat afgelegd wordt door de geluidsgolf. De periode (T) is de tijd die nodig is om één cyclus af te leggen. Frequentie en periode verhouden zich tot elkaar als:

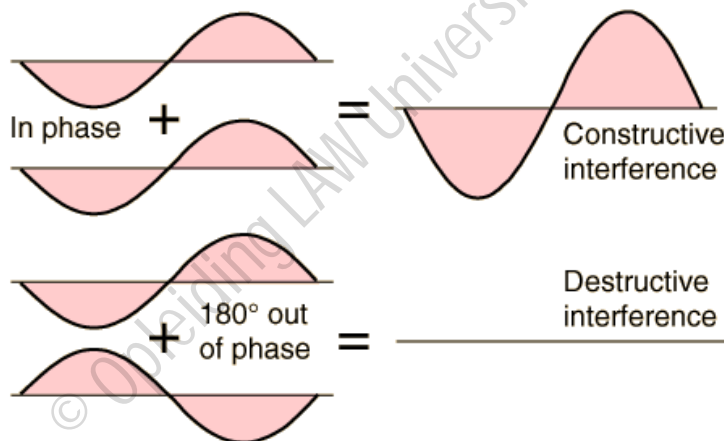
$$f = 1/T$$

e. Fase

De offset vanaf het punt 0 bepaalt de initiële fase van het signaal (= het startpunt op de Y-as). Zoals in onderstaande figuur te zien vertoont de tweede golf (sinus) een faseverschuiving van 170° ten opzichte van de bovenste golf (sinus).



Wanneer twee golven in fase zijn met elkaar of wanneer het verschil in golflengte een geheel veelvoud is van de golflengte, spreekt men van constructieve interferentie. Men spreekt van destructieve interferentie wanneer de golven een halve golflengte of een oneven veelvoud van een halve golflengte van elkaar verschillen.



f. Amplitude

De amplitude van een golf komt overeen met de grootte van de condensaties en rarefacties en is een maat voor de intensiteit van geluid.

Oefening geluidsgolven

Op een hoogte van 10m boven het wateroppervlak wordt een geluidspuls gegenereerd. De echo vanuit de bodem van het meer keert naar de bron terug 0.140 seconden later. Lucht en water temperatuur zijn 20° C. Hoe diep is het meer ?

Opmerking: Aangezien het geluid naar de bodem moet en terug, moet de afstand twee keer worden genomen en is de afstand tot de bodem slechts de helft van de af te leggen afstand.

Oplossing :

Snelheid in lucht = 343 m/s

Snelheid in water = 1482 m/s

$$v = \lambda \times f = \frac{\lambda}{T}$$

Tijd in lucht ($T = \lambda/v$) = 20(m)/343(m/s) = 0.058s
Totale tijd = 0.140s
Tijd in water = 0.140 – 0.058 = 0.082s
Tijd om de bodem te raken = 0.082/2 = 0.041s
Diepte meer ($\lambda = v \times T$) = 1482(m/s) x 0.041(s) = 60.8m

2. Akoestische kenmerken van geluid

2.1 Geluidsamplitude

De hoeveelheid geluid kan op verschillende manieren worden voorgesteld:

- als een geluidsvermogen (Watt)
- als een intensiteit of als energie uitgedrukt in vermogen per oppervlakte eenheid (Watt/m²)
- als geluidsdruk (Pascal)

a. Geluidsvermogen

Het geluidsvermogen is de totale hoeveelheid akoestische energie die per tijdseenheid door een geluidsbron wordt overgedragen aan de omgeving (uitgedrukt in Watt).

$$\text{Vermogen (W)} = \frac{E(\text{Joule})}{t(s)} \quad \text{waarbij Joule/s = Watt}$$

b. Geluidintensiteit

De hoeveelheid energie in de geluidsgolf wordt de geluidintensiteit genoemd.

De intensiteit of de hoeveelheid energie van een geluidsgolf is gelijk aan de snelheid waarmee de energie op een vlak, loodrecht op de voortplantingsrichting van de geluidsgolf, wordt overgedragen.

OF anders geformuleerd:

De intensiteit is de hoeveelheid energie die per tijdseenheid door een oppervlak passeert die loodrecht staat op de propagatierichting.

$$\begin{aligned}
 \text{Intensiteit (I)} &= \frac{\text{energie door oppervlak loodrecht op propagatierichting}}{\text{tijd} \times \text{oppervlak}} \\
 &= \frac{\Delta E (\text{Joule})}{\Delta t (s) \cdot S (m^2)} \\
 &= \frac{W (\text{Watt})}{S (m^2)}
 \end{aligned}$$

Bron	Intensiteit
Vallen van een naald	$1.0 \times 10^{-12} \text{ Watt/m}^2$
Ruisende bladeren	$1.0 \times 10^{-11} \text{ Watt/m}^2$
Fluisteren	$1.0 \times 10^{-10} \text{ Watt/m}^2$
Conversatie	$1.0 \times 10^{-6} \text{ Watt/m}^2$
Luide muziek	$1.0 \times 10^{-4} \text{ Watt/m}^2$
Hoorn	0.003 Watt/m^2
Roepen (1.5 m)	0.010 Watt/m^2
Rock concert	1 Watt/m^2
Roepen in het oor	1 Watt/m^2
Jet engine	100 Watt/m^2

c. Geluidsdruk

De drukvariatie in lucht die samenhangt met hoorbaar of onhoorbaar geluid. Een sterker geluid heeft een grotere maximale momentane druk dan een zwakker geluid.

Bron	Druk
Vallen van een naald	2×10^{-5}
Ruisende bladeren	6×10^{-5}
Conversatie	2×10^{-2}
Pijngrens	10^2

2.2. Decibels

Een decibel is een maat om de amplitude van twee verschillende geluiden met elkaar te vergelijken. De eenheid die oorspronkelijk werd gebruikt was de Bel (naar het werk van Alexander Graham Bell) en dit was het logaritme van de verhouding 10:1. Deze eenheid was echter te groot om echt handig te zijn en werd daardoor vervangen door een eenheid die een tiende van een bedroeg, namelijk de decibel (dB).

De decibel is geen absolute maat, maar een relatieve maat en is daardoor een dimensieloze eenheid. Het gaat hier meer bepaald om een ratio ten opzichte van een bepaalde referentiewaarde.

- De referentiewaarde voor intensiteit = 10^{-12} W/m^2 (1 pW/m²)
- De referentiewaarde voor vermogen = 10^{-12} W (1 pW)
- De referentiewaarde voor geluidsdruk = $2 \times 10^{-5} \text{ Pa}$ (20 μPa)

Om decibels te bestuderen is het belangrijk het concept van logaritmen te beheersen. Oefeningen met betrekking tot logaritmen kunnen teruggevonden in de geprogrammeerde instructie (2.4).

Log (A x B)	= log A + log B
Log (A / B)	= log A – log B
Log A ^B	= B log A
Log 10 ^A	= A
Log 1/A	= - log A

a. Decibel Intensity Level

dB IL als een formule

Om de intensiteit van geluiden met elkaar te vergelijken kunnen we gebruik maken van onderstaande formule. De intensiteit kan eender welke referentiewaarde aannemen, maar wanneer de referentiewaarde voor intensiteit gelijk is aan 10^{-12} W/m^2 spreken we van decibel intensity level (dB IL).

$$\text{Bel} = \log \frac{I}{I_{ref}}$$

$$\text{Decibel} = 10 \times \log \frac{I}{I_{ref}}$$

Oefening 1:

Bron	Intensiteit	Referentie-waarde	(I/I _{ref})	Resultaat* Decibel (dB)
Ruisende bladeren	1.0 x 10 ⁻¹¹ Watt/m ²	10 ⁻¹² W/m ²	10	10
Fluisteren	1.0 x 10 ⁻¹⁰ Watt/m ²		100	20
Conversatie	1.0 x 10 ⁻⁶ Watt/m ²		10 ⁶	60
Hoorn	0.003 Watt/m ²		3x10 ⁹	90.5
Roepen (1.5 m)	0.010 Watt/m ²		10 ¹⁰	100
Rock concert	1 Watt/m ²		10 ¹²	120
Jet engine	100 Watt/m ²		10 ¹⁴	140

* Volgens de formule: $\text{decibel} = 10 \times \log \frac{I}{I_{ref}}$

Oefening 2 :

Wat is het geluidsniveau in dB IL voor een geluid met een intensiteit van 5.0 x 10⁻⁶ watts/m²?

$$\begin{aligned} \text{decibel } (\beta) &= 10 \times \log \frac{I}{I_{ref}} = 10 \log \frac{5.0 \times 10^{-6}}{10^{-12}} \\ &= 10 \log (5.0 \times 10^6) \\ &= 10 (\log 5.0 + \log 10^6) \\ &= 10 (0.699 + 6) \\ &= 66.99 \text{ dB IL} \end{aligned}$$

Oefening 3 :

Hoeveel luider klinkt de 2000 Watt/m² Stereoketen dan de 20 Watt/m² stereoketen ?

$$\begin{aligned} I_1 &= 20 \text{ Watt/m}^2 \\ I_2 &= 2000 \text{ Watt/m}^2 \\ I_{ref} &= 10^{-12} \text{ Watt/m}^2 \end{aligned}$$

De intensiteiten dienen eerst omgezet te worden naar decibel om te zien hoeveel dB verschil er zit tussen de twee opgegeven intensiteiten.

$$\begin{aligned} \beta_1 &= 10 \log (I_1 / I_{ref}) = 10 (\log I_1 - \log I_{ref}) \\ \beta_2 &= 10 \log (I_2 / I_{ref}) = 10 (\log I_2 - \log I_{ref}) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Dus: } \beta_2 - \beta_1 &= 10 (\log I_2 - \log I_1) \\ &= 10 \log (I_2 / I_1) \\ &= 10 \log (2000 / 20) \\ &= 10 \log 100 \\ &= 20 \text{ dB} \end{aligned}$$

Dus de output in vermogen is 100 keer groter (2000 Watt/m² ten opzichte van 20 Watt/m²), terwijl het verschil in dB IL 20 bedraagt.

Oefening 4 :

Twee geluidsbronnen die elk 80 dB IL produceren staan naast elkaar. Wat is de totale geluidsintensiteit in dB IL? Opgelet: je mag decibels niet zomaar gaan optellen!

- Eerst decibels omzetten naar intensiteiten:

$$80 = 10 \times \log \frac{I}{10^{-12}}$$

$$I = 10^{-12} \times 10^8 = 10^{-4}$$

- Vervolgens intensiteiten optellen:

$$10^{-4} + 10^{-4} = 2 \times 10^{-4}$$

- Ten slotte de intensiteiten terug omzetten naar decibels:

$$\beta = 10 \times \log \frac{2 \times 10^{-4}}{10^{-12}}$$

$$\beta = 10 \log (2 \times 10^8)$$

$$\beta = 10 \times (\log 2 + \log 10^8)$$

$$\beta = 10 \times (0.3 + 8)$$

$$\beta = 83 \text{ dB IL}$$

Oefening 5 :

Wat is de intensiteit (in watt/m²) van een geluid met een geluidsniveau van 35 dB IL?

$$B = 10 \log \frac{I}{10^{-12}}$$

$$35 = 10 \log \frac{I}{10^{-12}}$$

$$3.5 = \log \frac{I}{10^{-12}}$$

$$10^{3.5} = \frac{I}{10^{-12}}$$

Dus:

$$I = 10^{3.5} \times 10^{-12}$$

$$I = 10^{0.5} \times 10^3 \times 10^{-12}$$

$$I = 3.16 \times 10^{-9} \text{ watt/m}^2$$

Opm. Extra oefeningen zijn te vinden in de appendix van deze cursus.

b. Decibel Sound Pressure Level

Tot hiertoe hebben we de dB IL (Intensional Level) gezien. Er wordt echter meer gebruik gemaakt van de dB SPL (Sound Pressure Level) die wordt uitgedrukt in termen van luchtdrukveranderingen. De dB SPL wordt ook gebruikt als basis voor audiometrie (zie hoofdstuk 3).

De variaties in luchtdruk die ons gehoor aankan gaan van zeer klein (20 micropascals [μPa] of 0.00002 Pa) tot zeer groot (100 Pascal).

dB SPL als een formule

De relatie tussen druk (p) en intensiteit (I) kan als volgt worden weergegeven:

$$I = p^2$$

De formule voor dB SPL kan dus als volgt worden afgeleid:

$$\text{dB IL} = 10 \log \frac{I}{I_{ref}}$$

$$\text{dB SPL} = 10 \log \frac{p^2}{p_{ref}^2}$$

$$\text{dB SPL} = 10 \log \left(\frac{p}{p_{ref}} \right)^2$$

$$\text{dB SPL} = 20 \log \frac{p}{p_{ref}}$$

De formule voor dB SPL is dus de volgende:

$$\text{dB SPL} = 20 \log \frac{p}{p_{ref}}$$

De referentiewaarde voor de dB SPL bedraagt 20 μPa of 2×10^{-5} Pa, terwijl de referentie voor dB IL gelijk was aan 10^{-12} watt/ m^2 .

Oefening 1 :

Een geluidsdruk van 1 Pa komt overeen met hoeveel dB SPL?

$$\begin{aligned} \text{dB SPL} &= 20 \log \frac{1}{2 \times 10^{-5}} \\ &= 20 \log \frac{10^5}{2} \\ &= 20 (\log 10^5 - \log 2) \\ &= 20 \times (5 - 0.3) \\ &= 94 \text{ dB SPL} \end{aligned}$$

Oefening 2:

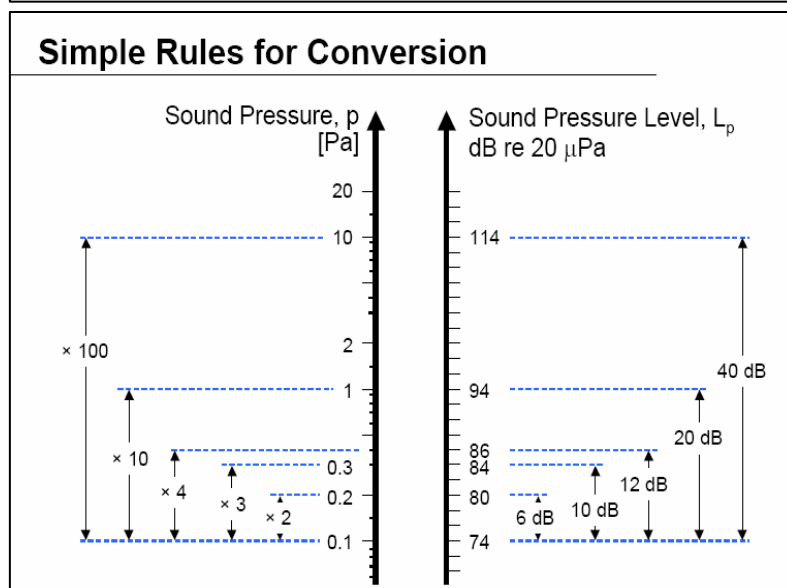
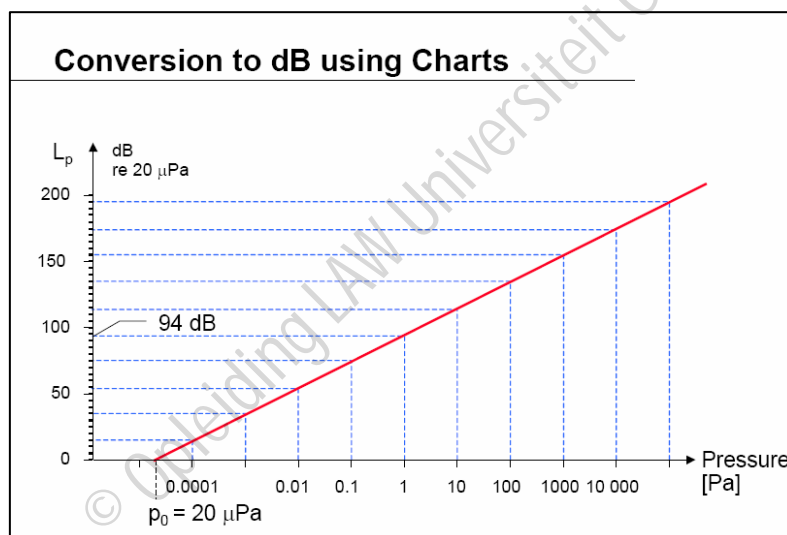
Een geluidsdruk van 31.7 Pa komt overeen met hoeveel dB SPL?

$$\begin{aligned} \text{dB SPL} &= 20 \log \frac{31.7}{2 \times 10^{-5}} \\ &= 20 \log (15.85 \times 10^5) \\ &= 20 \times (1.2 + 5) \\ &= 124 \text{ dB SPL} \end{aligned}$$

Grafische weergave:

De omzetting van geluidsdruk (in Pascal) naar dB SPL en omgekeerd kan ook aan de hand van een grafiek bepaald worden (zie onderstaande grafieken als voorbeeld).

In de eerste grafiek wordt de geluidsdruk in Pascal weergegeven op de x-as en de overeenkomstige dB SPL op de y-as. De tweede grafiek links de geluidsdruk in Pascal weer en rechts de overeenkomstige dB SPL.



2.3 Frequentie

Zoals hierboven werd beschreven kan de frequentie beschreven worden als het aantal cycli die een geluidsgolf binnen één seconde aflegt. Geluiden met een frequentie tussen 20 Hz en 20000 Hz zijn hoorbaar voor het menselijk oor. Een geluid met een frequentie van 20 Hz betekent dat de veranderingen van de druk 20 keer per seconden voorkomen, terwijl bij een frequentie van 20000 Hz de drukveranderingen 20000 keer per seconde voorkomen. Geluiden met een frequentie lager dan 20 Hz worden aangeduid als infrasone geluiden. Soms zijn infrasone geluiden nog wel fysiek waarneembaar (voelbaar). Boven 20000 Hz onderscheidt men ultrasone geluiden.

2.4. Geprogrammeerde instructie: logaritmen en de decibelschaal

	Om decibels te bestuderen is het belangrijk het concept van logaritmen te herhalen. Logaritmen zijn eigenlijk eenvoudige exponenten en je weet uiteraard wel wat een exponent is: in de expressie $10^2 = 100$, is 2 een exponent.
exponent	(1) In de expressie $10^2 = 100$, is de 2 een _____.
exponent	(2) We stelden dat het logaritme een ___ is.
logaritme	(3) Daarom is het getal 2 in de expressie $10^2 = 100$ zowel een exponent en een _____.
	De exponent of het logaritme boven het getal 10 vertelt hoe veel keer het getal tien in de vermenigvuldiging moet worden gebruikt. Dus, 10^2 betekent hetzelfde als 10×10 of 100.
vermenigvuldiging	(4) De expressie 10^3 betekent dat het nummer 10 drie keer in de _____ moet worden gebruikt.
tien vermenigvuldiging	(5) De expressie 10^4 betekent dat het getal _____ vier keer in de _____ moet worden gebruikt.
6	(6) De expressie 10^6 betekent dat het getal 10 zes maal moet worden gebruikt in de vermenigvuldiging.
10 10 10	(7) De expressie 10^3 betekent hetzelfde als _____ x _____ x _____, of 1000.
10 x 10 x 10 x 10 x 10 (of 100 000)	(8) De expressie 10^5 betekent hetzelfde als _____.
logaritme vermenigvuldiging	(9) In de expressie 10^5 wordt het getal 10 het grondtal genoemd, terwijl het getal 5 de exponent of ___ die je vertelt hoeveel keer het grondtal in de _____ moet worden gebruikt.
4	(10) In de expressie 4^3 en 10^3 zijn de exponenten gelijk (het getal drie) maar de grondtallen zijn _____ en 10 respectievelijk.

4	4	4	(11) Als $10^3 = 10 \times 10 \times 10$ betekent, dan moet 4^3 _____ x _____ x _____ betekenen.
10	6		(12) In de expressie 10^6 moet het getal _____ (hoeveel keer) _____ keer in de vermenigvuldiging worden gebruikt.
1 000 000			(13) Dus, $10^6 =$ (geheel getal) _____.
10 000			(14) Terwijl $10^4 =$ (geheel getal) _____.
3			(15) Het getal 1000 kan herschreven worden als $10^{\text{—}}$.
4	10		(16) Het logaritme in de expressie 10^4 is het getal _____, terwijl het grondtal _____ is.
100			(17) $10^2 =$ _____.
2			(18) Het logaritme van 100 is _____.
3			(19) $10^3 = 1000$, dat ook kan worden uitgedrukt als het logaritme van 1000 is _____.
4			(20) Het log van 10 000 is _____.
			Het is je misschien opgevallen dat wanneer het grondtal 10 is, de exponent je vertelt hoeveel nullen achter de één staan. Dus, bij 10^2 staan achter het getal 1 twee nullen, of 100. Bij de expressie 10^4 wordt het getal 1 gevolgd door vier nullen of 10 000.
			Bij het werken met decibels, is het gebruikte grondtal altijd 10. Wanneer we bijvoorbeeld vragen, "wat is het logaritme van 100," betekent dit, "wat is het logaritme van 100 met grondtal 10?"
9			(21) 10^9 is het getal 1 gevolgd door _____ nullen, of het geheel getal _____.
1 000 000 000			
10			(22) Bijgevolg $10^1 =$ _____ and $10^0 = 1$. ¹

1

Items 21 en 22 tonen je technieken om je te helpen onthouden dat het log van 1 gelijk is aan 0. Wiskundig is elk getal met een exponent 0 gelijk aan 1. Omdat : Bij vermenigvuldiging van exponenten zoals $10^4 \times 10^4$, moet je de exponenten optellen en krijg je 10^8 . Dit wordt uitgedrukt als

$$10^4 \times 10^4 = 10^{4+4} \text{ of } 10^8$$

Wanneer je die getallen deelt, moet je de exponenten aftrekken : $10^4/10^3 = 10^{4-3}$ or 10^1

Stel nu dat we een getal delen door zichzelf: $10^8/10^8$. Onafhankelijk van de grootte van de getallen, is het antwoord altijd gelijk aan 1. Zoals we stelden worden bij een deling de exponenten afgetrokken zodat $10^8/10^8 = 10^{8-8}$ of 10^0 ; maar, aangezien we 10^8 deelden door zichzelf en als resultaat 1 bekwamen, is het duidelijk dat 10^0 gelijk is aan 1 net zoals $10^8/10^8 = 1$.

1 0 0

logaritme

3
3

2
2

1
1

0
0

1

1

1

10 1

100 2

1000 3

1 0

Het is voor het decibel concept heel erg belangrijk te onthouden dat het logaritme van 1 gelijk is aan 0.

(23) $100 = \dots \cdot 10^{\dots} = 1$. Het log van 1 is \dots .

(24) het \dots van 1 is nul.

(25) Het log van 1000 is \dots . Dit is gelijk aan $10^{\dots} = 1000$.

(26) Het log van 100 is \dots . Dit is gelijk aan $10^{\dots} = 100$.

(27) Het log van 10 is \dots . Dit is gelijk aan $10^{\dots} = 10$.

(28) Het log van 1 is \dots . Dit is gelijk aan $10^{\dots} = 1$.

(29) Het log van \dots is nul

Een herhaling van het concept verhoudingen is noodzakelijk. Als we een getal delen door zichzelf, zoals in $198/198$, krijgen we een verhouding van 1. Als we 3456 door 3456 delen, krijgen we ook een ratio van 1. Als we 0.05 delen door 0.05 , krijgen we nog een ratio van 1.

(30) Als we 20 door 20 delen, bekomen we een ratio van \dots .

(31) Onafhankelijk de grootte van de getallen, is elk getal gedeeld door zichzelf gelijk aan \dots .

(32) $\frac{200}{20} = \dots$ of 10^{\dots} .

(33) $\frac{2000}{20} = \dots$ of 10^{\dots} .

(34) $\frac{20000}{20} = \dots$ of 10^{\dots} .

(35) $\frac{20}{20} = \dots$ of 10^{\dots} .

De decibel in metingen (met als referentie een geluidsvermogen) (dB IL)

Bestudeer de volgende vergelijking:

$$\text{dB IL} = 10 \times \log \frac{W_O}{W_R}$$

W_O = watt/cm² (outputvermogen), en

W_R = watt/cm² (referentievermogen).

output

(36) W_O = watt/cm² _____ vermogen, en

W_R = watt/cm² referentievermogen.

referentie

(37) W_O = watt/cm² _____ outputvermogen _____ terwijl

W_R = watt /cm² _____vermogen.

watt/cm² outputvermogen

(38) W_O = _____.

watt/cm² referentievermogen

(39) W_R = _____.

Om de vergelijking op te lossen, moet men eerst de numerieke waarde van $\frac{W_O}{W_R}$ berekenen. Dit is een ratio.

1000

(40) Als $W_O = 100$ en $W_R = 0.1$, dan is de ratio = _____.

1

(41) Als $W_O = 1000$ en $W_R = 1000$, dan is de ratio = _____.

Als je wiskundige achtergrond voldoende sterk is om vraag 42 op te lossen, kan je de vragen overslaan naar Item 54.

10⁴

(42) Als $W_O = 10^{-12}$ and $W_R = 10^{-16}$, dan is de verhouding $\frac{W_O}{W_R}$ gelijk aan 10 000 of _____.

Als je dit niet zelf kan beantwoorden, ga dan verder met het volgende; in het andere geval ga dan naar item 54.

Het getal 3 in 10^3 werd een logaritme of exponent genoemd, en betekent hoeveel keer je grondtal 10 als factor in een vermenigvuldiging moet gebruiken. Negatieve exponenten zoals -3 in 10^{-3} zeggen hoeveel keer je het grondtal moet gebruiken in een deling zoals : $10^3 = 10 \times 10 \times 10$ en

$$10^{-3} = 1/(10 \times 10 \times 10) \text{ of } 1/1000 \text{ of } 0.001.$$

$$\frac{1}{10 \times 10 \times 10 \times 10} = \frac{1}{10000} = 0.0001$$

(43) Als $10^4 = 10 \times 10 \times 10 \times 10$ betekent, dan betekent 10^{-4} _____.

Deze exponenten zijn een basis voor wat een wetenschappelijke notatie wordt genoemd.

Als 10^4 10 000 is, dan is $10^{-4} = \frac{1}{10000}$.

Herinner u dat bij de vermenigvuldiging van getallen zoals $10^4 \times 10^8$, je de exponenten moet optellen: 10^{4+8} , of 10^{12} .

Als je 10^8 moet delen door 10^3 zoals in de expressie $\frac{10^8}{10^3}$, moet je de exponenten aftrekken: 10^{8-3} , of 10^5 .

Probeer het volgende:

10^{10}

(44) $10^7 \times 10^3 = \underline{\hspace{2cm}}$

10^8

(45) $10^6 \times 10^2 = \underline{\hspace{2cm}}$.

10^5

(46) $10^8/10^3 = \underline{\hspace{2cm}}$.

Het volgende is een belangrijk item:

10^{-3}

(47) $\frac{10^8}{10^{11}} = \underline{\hspace{2cm}}$.

10^{-2}

(48) $\frac{10^3}{10^5} = \underline{\hspace{2cm}}$.

10^{-13}

(49) $\frac{10^4}{10^{17}} = \underline{\hspace{2cm}}$.

10^{-1}

(50) $\frac{10^{-8}}{10^{-7}} = \underline{\hspace{2cm}}$.

10^1

(51) $\frac{10^{-4}}{10^{-5}} = \underline{\hspace{2cm}}$.

Als je item 51 correct beantwoorde, weet je dat:

$(-4) - (-5) = (-4) + 5 = 1$.

10^4

(52) $\frac{10^{-5}}{10^{-9}} = \underline{\hspace{2cm}}$.

10^4

(53) $\frac{10^{-12}}{10^{-16}} = \underline{\hspace{2cm}}$.

Als je dit item correct beantwoorde, heb je nu item 42

begrepen. Herinner je dat we stelden dat: als $W_O = 10^{-12}$ and $W_R = 10^{-16}$, dat dan de ratio gelijk is aan 10^4 of 10 000.

Als je item 53 niet correct beantwoordde, gan dan terug naar Item 43 en begin opnieuw.

Herinner u dat : $\frac{W_O}{W_R} = \frac{10^{-12} \text{ watt / cm}^2}{10^{-16} \text{ watt / cm}^2}$, of 10 000.

10

(54) Vervolgens vermenigvuldigen we het logaritme van 10 000 met _____ zoals in $10 \times \log 10\,000$.

Herinner je dat als we getallen gebruiken zoals 10^4 of 10^2 , dan zijn de exponenten logaritmen; maar als we de getallen 10 000 of 100 gebruiken, moeten we hun logaritmen bepalen vooraleer we ze kunnen vermenigvuldigen met 10.

(55) Dus, wanneer

40

$W_O = 10^{-12}$ en $W_R = 10^{-16}$, is de output in dB met de opgegeven referentie gelijk aan $10 \times \log \frac{W_O}{W_R}$ of _____ dB

IL.

130

(56) Als W_O is 10^{-3} en de referentie is 10^{-16} watt/cm², dan is de output in dB met als opgegeven referentie gelijk aan _____ dB IL.

Fysici en ingenieurs hebben bepaald dat het referentie intensiteitsniveau gelijk is aan 10^{-16} watt/cm² bij het maken van Intensiteitsmetingen of *Intensity Level* metingen

1

(57) Als $W_O = 10^{-16}$ and W_R ook = 10^{-16} dan is de verhouding van W_O over W_R _____.

Dit is één van de belangrijkste elementen in deze instructie!

(58) Wanneer $W_O = W_R$ zoals in $W_O = 10^{-16}$ en $W_R = 10^{-16}$, is de verhouding van de referentiewaarde tot de output gelijk aan 1; maar het logaritme van 1 is nul, zodat de decibel output (met referentie) gelijk is aan _____ dB IL.

0

0

0

(59) Als de ratio tussen W_O and W_R gelijk is aan 1, en als we aannemen dat het log van 1 gelijk is aan _____, dan is de decibel out (met dezelfde referentie) ook gelijk aan _____ dB IL.

Dus, 0 dB betekent geen stilte, afwezigheid van geluid of geluidsvermogen. Het betekent ook niet dat het gaat over een heel klein vermogen. Het wil eenvoudigweg zeggen dat het outputvermogen van het systeem exact _____ is aan het

gelijk

1
0 0 0

outputvermogen

1
0
0

referentie

$10 \times \log \frac{W_O}{W_R}$
70

10^{-16}

30

referentiewaarde

referentievermogen waarmee de decibel meting werd uitgevoerd.

(60) Wanneer $W_O = W_R$, is de verhouding _____, het logaritme van 1 is _____, en $10 \times \text{_____} = \text{_____}$ dB IL.

(61) Bijvoorbeeld, als we als onze referentie (of W_R) de waarde 100 watt/cm², en W_O of _____ is ook 100

watt/cm², dan zal een ratio van $\frac{W_O}{W_R}$ gelijk zijn aan _____,

het logaritme van de ratio gelijk zijn aan _____, en de resulterende decibel output in verhouding tot deze nieuwe en verschillende referentie nog altijd _____ dB IL zijn.

Dus, zowel 10^{-16} watt/cm² of 100 watt/cm² kunnen allebei gelijk zijn aan 0 dB, als ze gekozen worden als referentiewaarde. Het is toegelaten elke waarde te kiezen als referentiepunt om dB meting te maken. Strict genomen is elke dB meting een decibel verschil met 0 of een dB verschil met de referentiewaarde op basis waarvan de meting gebeurde.

Het woord decibel alleen impliceert geen vaste dimensie aangezien de _____ op basis waarvan de meting gebeurde elke waarde kan zijn. Het is dus van het grootste belang dat de referentiewaarde wordt opgegeven, op basis waarvan de decibelwaarde werd bepaald. De meest gebruikte referentiewaarde voor intensiteitsmetingen is 10^{-16} watt/cm² of 10^{-12} watt/m². Decibels berekend volgens de formule $10 \times \log W_O/W_R$ worden uitgedrukt als dB IL of deciBels Intensity Level.

(63) Als je moet berekenen hoeveel dB een geluidsvermogen van 10^{-9} watt/cm² power zal genereren, dan moet de formule: _____ gebruikt worden, en zal als resultaat _____ dB IL re 10^{-16} watt/cm² geven.

(64) De meest gebruikte referentie van waaruit geluidsvermogen metingen worden uitgevoerd is _____ watt/cm².

(65) Maar, als de referentie 10^{-12} watt/cm² zou zijn, dan zou een 10^{-9} watt/cm² signaal slechts _____ dB IL zijn.

(66) Wat dus altijd van belang is bij het vermelden van decibels, is de opgave van een _____.

(67) Wanneer je dus dB IL of dB Intensity Level, ziet staan betekent dit gewoonlijk dat het gebruikte referentieniveau

10⁻¹⁶

_____ watt/cm² is.

Laat ons dan vanaf nu aannemen dat een referentieniveau van 10⁻¹⁶ watt/cm² gelijk is aan 0 dB IL (of Intensity Level).

120

(68) Als het outputvermogen gelijk is aan

10⁻⁴ watt/cm², dan is het dB IL = _____.

10

(69) Wanneer W_O = 10⁻¹⁵, dB IL = _____.

20

(70) Wanneer W_O = 10⁻¹⁴, dB IL = _____.

30

(71) Wanneer W_O = 10⁻¹³, dB IL = _____.

-20 (correct...min 20 dB IL)

(72) Wanneer W_O = 10⁻¹⁸, dB IL = _____.

Merk op dat wanneer het vermogen vermenigvuldigd wordt met 10, de dB output eenvoudig toeneemt met eenheden van 10. Dus het vermogen nodig om van 0 dB to 60 dB te komen is geen 60 eenheden groter dan 10⁻¹⁶ watt/cm², maar 10⁶ of 1 000 000 keer groter dan 10⁻¹⁶ watt/cm². Maak voor eigen gebruik een tabel zoals deze :

Intensiteitsmetingen (vermogen)

$$dB = 10 \times \log \frac{W_O}{W_R} \text{ waar } W_R = 10^{-16} \text{ watt/cm}^2$$

0.1

-1

-10

watt/cm ² (W _O) output	(W _O /W _R) Ratio	Log	dB IL
10 ⁻¹⁸	0.01	-2	-20
10 ⁻¹⁷	_____	_____	_____
10 ⁻¹⁶	1	0	0
10 ⁻¹⁵	10	1	10
10 ⁻¹⁴	100	2	20
10 ⁻¹³	1000	3	30
10 ⁻¹²	_____	_____	_____

10 000

4

40

Decibels met een drukreferentiewaarde (dB SPL)

In de akoestiek maken we vaker geluidsdrukmetingen dan geluidsvermogenmetingen zodat het van het grootste belang is te weten hoe we een vermogen moeten omzetten naar drukwaarden. Wetenschappers weten al vele jaren dat vermogen (watt) en druk (μPa) een speciale relatie hebben. Geluidsdruk ratios zijn proportioneel met de vierkantswortel van de corresponderende vermogen ratio's of anders gezegd

grondgetal

vermogen = druk²

(73) De exponent is een getal dat je vertelt hoeveel keer je het _____ gebruikt in de vermenigvuldiging.

10

(74) Als we uitgaan van dB (vermogen) = _____ x $\log \frac{W_O}{W_R}$,
en we stellen dat vermogen gelijk is aan druk in het kwadraat dan is

$$dB = 10 \log \frac{(P_O)^2}{(P_R)^2}$$

waarbij P_O nu een output drukwaarde is

en waarbij P_R een drukreferentiewaarde is

Wanneer we een getal kwadrateren, vermenigvuldigen we zijn logaritme met twee, en kunnen we de vergelijking herschrijven als :

$$dB \text{ SPL} = 10 \times 2 \times \log \frac{P_O}{P_R}$$

Bijgevolg is

20

$$(75) \text{ dB SPL} = \text{_____} \times \log \frac{P_O}{P_R}$$

Dit is de vergelijking voor het berekenen van dB met een drukreferentie niveau. We spreken van dB SPL (sound pressure level, geluidswisseldruk niveau).

log

$$(76) \text{ dB} = 20 \times \text{_____} \frac{P_O}{P_R},$$

waarbij P_O = output druk en P_R = referentiedruk niveau

20

$$(77) \text{ dB SPL (druk)} = \text{_____} \times \log \frac{P_O}{P_R}$$

referentiedrukwaarde

(78) In deze vergelijking is P_O = outputdrukwaarde van een hoofdtelefoon of luidspreker, terwijl P_R = _____.

referentiedrukwaarde

(79) P_O = outputdrukwaarde, terwijl P_R = _____.

outputdruk referentiedrukwaarde

(80) P_O = _____, terwijl P_R = _____ .

P _R	(81) Om de vergelijking op te lossen $dB = 20 \times \log \frac{P_O}{P_R}$, moeten we eerst de numerieke waarde berekenen van de verhouding uitgedrukt door P _O gedeeld door _____.
logaritme	(82) vervolgens moeten we het _____ berekenen van die waarde
ratio	(83) merk op dat we eerst het resultaat moeten vinden van de _____ uitgedrukt door $\frac{P_O}{P_R}$.
logaritme	(84) vervolgens moeten we het _____ berekenen van die waarde.
vermenigvuldiging	(85) De volgende stap is een _____ van het logaritme met 20.
P _R	(86) Als de ratio tussen P _O en P _R is 1, dat is wanneer P _O = _____, bekomen we een logaritme van _____.
0	
0	(87) als het logaritme 0 is, heeft de volledige vergelijking een waarde van _____ dB SPL bij gebruik van de drukreferentiewaarde.
gelijk	(88) we merken opnieuw op dat 0 dB SPL niet betekent dat er sprake is van stilte, afwezigheid van geluid of het zwakste niveau waarop geluid kan gehoord worden. 0 dB wil gewoon zeggen dat de output van de luidspreker of koptelefoon exact _____ is aan de referentiedruk die werd gekozen.
P ₀	(89) als we de verhouding van _____ tot P _R zouden veranderen naar een verhouding van 100, en aangezien het logaritme van 100 gelijk is aan _____, krijgen we $20 \times 2 =$ _____ dB SPL
2	
40	
3	(90) stel dat de outputdruk 1000 keer groter wordt dan de referentiedruk en aangezien $\log 1000 =$ _____, krijgen we _____ x 3 = 60 dB SPL.
20	
log	(91) stel dat de outputdruk 1 000 000 keer groter wordt dan de referentiedruk en aangezien _____ 1 000 000 = _____, dan is de resulterende dB waarde gelijk aan 120 dB SPL.
6	
	Uit praktische overweging gebruiken akoestische wetenschappers vaak 20 μPa (20 micro Pascal) als referentie voor het meten van geluidsdruk niveaus. De historische waarde was 0.0002 dyne/cm ² maar deze werd vervangen door 20 μPa. Maar in principe betekenen ze beide hetzelfde.

Vanaf nu zullen we gebruik maken van 20 μPa voor de drukmetingen en dB SPL als eenheid.

20

(92) geluidsdrukniveaumetingen in decibels zijn vaak gebaseerd op _____ μPa .

L

(93) Sound Pressure Level wordt afgekort als SP _____.

20 μPa

(94) dus, als je een wetenschappelijk artikel leest waarin de waarde 65 dB SPL voorkomt, betekent dit dat de referentie druk gelijk is aan _____.

S

(95) een geluidsignaal aan een intensiteit van 40 dB _____ PL heeft als referentie 20 μPa .

SPL

(96) dus, de afkorting (3 letters) _____ betekent Sound Pressure Level en geeft aan dat de referentie waarvoor de dB werd bepaald gelijk is aan _____. specified was _____.

20 μPa

watt

(97) herinner u dat 60 dB SPL als referentie 20 μPa heeft, terwijl 60 dB IL als referentie 10^{-16} _____ per cm^2 heeft.

Je hebt reeds een tabel gemaakt voor vermogenverhoudingen en decibelmetingen door gebruik te maken van de vergelijking $10 \times \log \frac{W_O}{W_R}$. Doe nu hetzelfde voor de drukratios door gebruik te maken van 20 μPa als referentie. We zullen reeds beginnen voor jou:

20

drukmetingen

20 μPa

(98) $\text{dB SPL} = \text{_____} \times \log \frac{P_O}{P_R}$, waarbij P_R gelijk is aan (getal) _____.

$\mu\text{Pa output}$ (P_O)	Drukratio (P_O/P_R)	Log	dB SPL
20	1	0	0
200	10	1	20
2000	100	2	40
20 000	1000	3	60

Je kunt gaan tot 140 dB. Wanneer je de tabel voor vermogenmetingen vergelijkt met tabel voor drukmetingen, merk dan op dat vermogen en druk constant in verhouding zijn ten opzichte van elkaar. Wanneer het vermogen vergroot

wordt met een factor 100, is er een 20 dB stijging, maar, een 100-voudige stijging in vermogen zorgt slechts voor een 10-voudige verhoging in druk aangezien vermogen = druk². Een 10-voudige drukstijging genereert een dB verschil van 20, net zoals een 100-voudige stijging in vermogen een zelfde verschil van 20 dB genereert. Dit is te wijten aan de relatie tussen vermogen en druk.

Korte herhaling:

Decibels zijn ratios uitgedrukt als logaritmische getallen, wat betekent dat we eerst goed met logaritmen moeten kunnen werken om decibels te verstaan.

3

(99) log van 1000 is _____.

3

(100) dit betekent dat om een numerieke waarde van 1000 te bekomen je het grondgetal (dat het getal 10 is) _____ maal moet vermenigvuldigen.

1

(101) log van 10 is _____.

1000

(102) log van _____ is 3

100

(103) log van _____ is 2.

10

(104) log van _____ is 1.

1

(105) _____ log van _____ is 0.

0.01

log van _____ is -2.

$$\#dB = 10 \log \frac{W_O}{W_R}$$

(106) wanneer we gebruik maken van een vermogenreferentie, zal onze vergelijking voor het bepalen van het aantal decibels gelijk zijn aan _____.

$$\#dB = 20 \log \frac{P_O}{P_R}$$

(107) wanneer we gebruik maken van een drukreferentie, zal onze vergelijking voor het bepalen van het aantal decibels gelijk zijn aan _____.

0

(108) wanneer $\frac{P_O}{P_R}$ gelijk is aan 1 (wanneer de outputdruk gelijk is aan de referentiedruk), hebben we een logaritmische waarde van _____.

Referentie

(109) 0 dB wordt bekomen wanneer de druk (of vermogen) output gelijk is aan druk (of vermogen) _____.

10⁻¹⁶

(110) bij metingen van akoestisch vermogen gebruiken we als referentiepunt _____ watt/cm².

(111) bij metingen van de geluidsdrukniveaus, wordt als

20

referentiedruk (P_R) gekozen _____ micro Pascal (μPa).

De decibel en zijn nut in de klinische audiometrie.

De decibel wordt altijd gemeten ten opzichte van een arbitraire referentie. Occasioneel zal je in de literatuur als referentiepunten dB re 1 microbar, of 1 Pa, of dB re 1 volt of 1 millivolt zien staan. Ze zijn allemaal verschillend van 20 μPa of van 10^{-16} watt/cm² en moeten ook zo geïnterpreteerd worden

We zullen nu nog een ander soort van decibelreferentie vermelden.

20⁻¹⁶ watt/cm²

(112) wanneer je dB IL ziet, weet je dat de referentie _____ is.

20 μPa

(113) wanneer je dB SPL ziet, weet je dat de referentie _____ is.

Hieronder zul je zien wat de dB Hearing Level of HL als referentie gebruikt.

Hearing Level

(114) dB HL betekent decibel H_____ L_____.

De decibel hearing level gebruikt als referentie de gevoeligheid van het normale menselijk oor op verschillende frequenties. Zoals je weet, heeft het menselijk oor meer geluidsdruk nodig om een toon van 250 Hz te horen dan om een toon van 1000 Hz te horen.

20

(115) De volgende tabel toont de geluidsdruk re _____ μPa nodig om de normale menselijke gehoordrempel te bereiken (volgens ANSI standaard S3.6-1996)

Frequentie en Sound Pressure Level Combinaties worden beschouwd als de Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Levels (RET SPLs) (dB re 20 μPa) voor supra-aurale hoofdtelefoons. Deze gegevens zijn van table 6 van de ANSI-S3.6-1996 standaard "SPECIFICATION FOR AUDIOMETERS"

Frequency	Supra-aural Earphone		
	TDH Type	TDH 39	TDH 49/50
Hz	IEC 318*	NBS 9A*	NBS 9A*
125	45.0	45.0	47.5
250	27.0	25.5	26.5
500	13.5	11.5	13.5
750	9.0	8.0	8.5
1000	7.5	7.0	7.5
1500	7.5	6.5	7.5
2000	9.0	9.0	11.0
3000	11.5	10.0	9.5
4000	12.0	9.5	10.5

6000	16.0	15.5	13.5
8000	15.5	13.0	13.0
Speech	20.0	19.5	20.0

*Coupler Type: The **IEC 318** type coupler approximates the impedance of the human external ear and therefore uses the same corrections for all TDH type earphones. The **NBS 9A** 6cc coupler does not approximate the impedance of the human external ear and therefore uses different corrections for different earphone types.

- 45.0 (116) deze tabel vertelt dat de normale luisteraar nood heeft aan _____ dB SPL om een 125 Hz toon te horen.
- 1000 of 1500 (117) Maar deze normale luisteraar heeft enkel 7.5 dB SPL nodig om een toon van _____ Hz te horen.
- 27.0 (118) De tabel toont aan dat er _____ dB SPL nodig is om de hypothetische gehoorsdrempel van onze normale luisteraar te horen op 250 Hz, maar dat er slechts _____ dB SPL nodig is om 4000 Hz te horen.
- 12.0
- meer (119) Je hebt dus (meer of minder?) _____ geluidsdruk nodig om een 250 Hz toon hoorbaar te maken dan een 1000 Hz toon.
- 19.5 (120) Het is logisch dat je meer geluidsdruk nodig hebt om een 250 Hz toon hoorbaar te maken. Meer bepaald, je hebt _____ dB meer geluidsdruk nodig dan om een 1000 Hz toon hoorbaar te maken.
- als je dacht dat 0 dB HL (dit is, 0 dB op de audiometer) betekent dat alle frequenties die de audiometer kan genereren hetzelfde geluidsdrukniveau hebben, dan was je fout.
- De tabel hierboven toont dat verschillende geluidsdrukken nodig zijn voor elke frequentie om de menselijke gehoordrempel te bereiken. De getallen in deze tabel zijn drukreferenties voor 0 dB HL or 0 dB Hearing Level. Dus, elk getal in de tabel komt overeen met 0 dB HL op de gespecificeerde frequentie. Wanneer je de output met 10 dB HL verhoogt, stijgt iedere drukoutput met 10 dB.
- 9.0 (121) als een audiometer gekalibreerd is met de ANSI S3.6-1996 standaard, en als hij op 2000 Hz, 0 dB HL, is ingesteld, ben je _____ dB SPL aan het genereren.
- SPL (of re 20 μ Pa) (122) als we op die 2000 Hz de HL knop verhogen tot 40 dB, ben je 49 dB _____ aan het genereren.
- 94.0 (123) als we op die 2000 Hz de HL knop ditmaal verhogen tot 85 dB, ben je _____ dB SPL aan het genereren.
- (124) wanneer je nu de hearing level knop op 85 dB laat staan en de frequentie verandert naar 500 Hz, ben je

98.5

_____ dB SPL aan het genereren.

10^{-16} watt/cm²

(125) Je hebt nu drie notaties geleerd die ons iets vertellen over de referentie waarmee decibels vaak worden uitgerekend. dB IL betekent dat de referentie _____ was.

20 μ Pa

(126) dB SPL betekent dat de referentie _____ was.

normale

(127) dB HL betekent dat de geluidsdruk nodig voor een _____ luisteraar om tonen op verschillende frequenties net te horen de referentie is. De geluidsdruk referentie voor 0 dB HL varieert met de _____.

frequentie

Hieronder volgen nog een aantal letters die vaak op een dB term volgen.

20

(128) Wanneer een persoon een hearing level heeft van 40 dB en je biedt hem een toon aan op 60 dB HL, krijgt hij een toon van _____ dB boven zijn drempel, of 20 dB Sensation Level (SL).

SL

(129) Dus, wanneer iemand een normaal gehoor heeft (0 dB HL op alle frequenties) zullen alle tonen op 20 dB HL gelijk zijn aan 20 dB _____.

30

(130) Maar als hij -10 dB HL hoort, zullen dezelfde 20 dB HL tonen voor hem op _____ dB SL liggen. Als hij een 60 dB HL verlies heeft, ligt de 20 dB HL toon op _____ SL.

-40 dB

Er is dus ook een decibel met als referentie het gehoor van een individu. Dit wordt dB sensation level, of dB SL genoemd.

(131) We hebben vier aangepaste afkortingen die volgen op de letters "dB" die we nog even herhalen.

10^{-16} watt/cm²

dB IL betekent dat de referentie _____ was.

20 μ Pa

dB SPL betekent dat de referentie _____ was.

normale

dB HL betekent dat de geluidsdruk nodig voor een _____ luisteraar om tonen op verschillende frequenties net te horen de referentie is. Deze referentie verandert met de _____ van de toon.

frequentie

patiënt

dB SL betekent dat de referentie de _____ zijn eigen drempel was.

The ANSI Standard voor nul Hearing Level

Meer recente studies hebben aangetoond dat de originele

ASA-1951 standaard te laks was en dat de oren van jonge luisteraars gevoeliger zijn dan de ASA standaard beweert. De ANSI S3.6-1996 schaal wordt nu als de medische wettelijke standaard in de VS gebruikt. De ANSI, ISO and ASA standards voor 0 *hearing level* worden hier naast elkaar getoond.

*Reference Equivalent Sound Pressure Levels
(0 dB Hearing Level)*

Frequency Hz	ANSI-1996	ISO-1964	ASA-1951
125	45.0	45.5	54.5
250	27.0	24.5	39.6
500	13.5	11.0	24.8
750	9.0		
1000	7.5	6.5	16.7
1500	7.5		
2000	9.0	8.5	17.0
3000	11.5		
4000	12.0	9.0	15.1
6000	16.0		
8000	15.5	9.5	21.0

NOTE: The above table is for your information only. It is very rare that you will ever see any reference to the older ISO and ASA standards.

Vb. 10 dB HL op 1000 Hz volgens de ASA 1951 standaard wordt genoteerd als 21 dB HL volgens de ANSI-1996 standaard en als 20 dB HL volgens de ISO-1964 standaard.

Je moet altijd weten volgens welke standaard jouw audiometer gekalibreerd is en dit noteren op het audiogram.

Luidheid en intensiteit.

Intensiteit is niet hetzelfde als luidheid. Een 125 Hz toon van 25 dB SPL heeft een waarneembare intensiteit re 20 μ Pa, maar wordt niet gehoord (geen luidheid) door de gemiddelde normale luisteraar.

Een 1000 Hz toon daarentegen van 25 dB SPL heeft zowel intensiteit als luidheid voor een normale luisteraar.

Je mag echter de decibel niet als een index voor luidheid beschouwen.

Luidheid groeit op een totale andere manier dan geluidsdruk. Andere manieren voor het meten van de luidheid (schatting van de grootte, soon, foon, ...) zijn nodig, en de decibel is daarvoor niet geschikt.

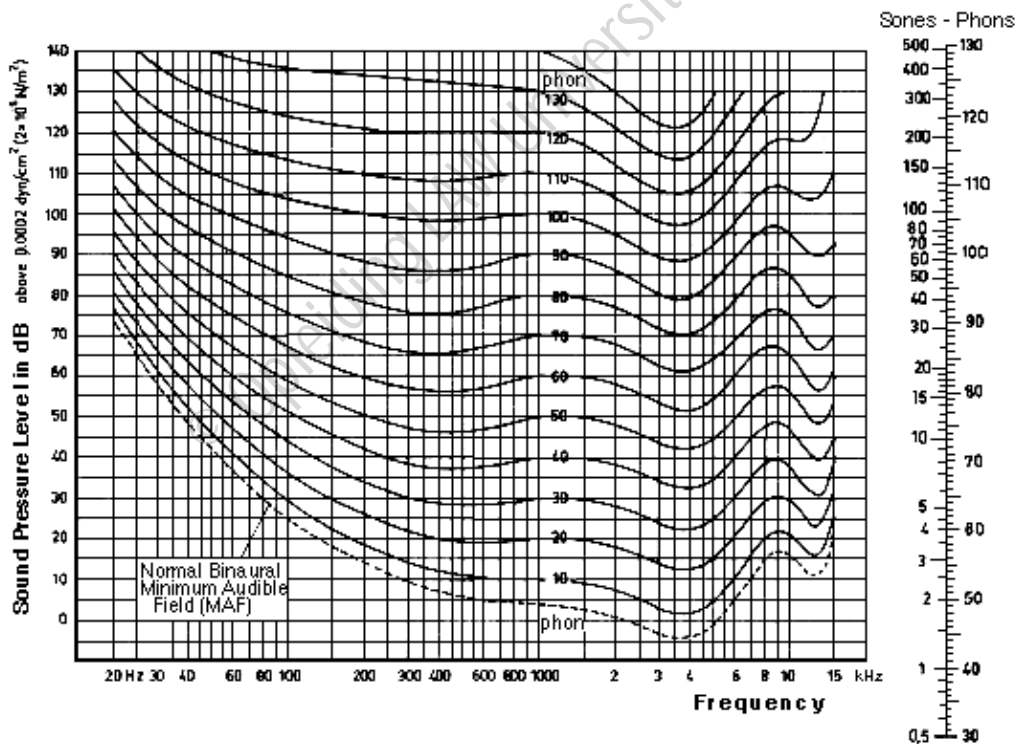
3 Psychoakoestische kenmerken van geluid

Psychofysica is de studie van de relatie tussen een fysische stimulus en de sensatie die bij een persoon wordt teweeggebracht. In het geval van de psychoakoestiek is de stimulus een akoestisch signaal en de sensatie is van auditieve aard.

3.1 Luidheid en aanverwante metingen

Als sterkte maat voor geluid werd de dB SPL ingevoerd. Hierbij werd het logaritme van de gemeten sterkte ten opzichte van een standaardgeluidsdruk van 2×10^{-5} Pa bepaald. Alhoewel er op deze manier fysisch gezien geen kritiek is, is gebleken dat er praktisch gezien enige bezwaren aan kleven. Voor verschillende doeleinden zijn daarom van deze dB SPL andere maten afgeleid, die elk binnen een bepaald toepassingsgebied voordelen bieden. Het nadeel van al deze maten is dat ze niet berekend worden ten opzichte van een vaste fysische referentie, maar ten opzichte van een referentiestrkte die op basis van subjectieve criteria tot stand is gekomen. Een aantal van deze maten zijn: dB HL, dB SL, foon, dB(A) en de soon.

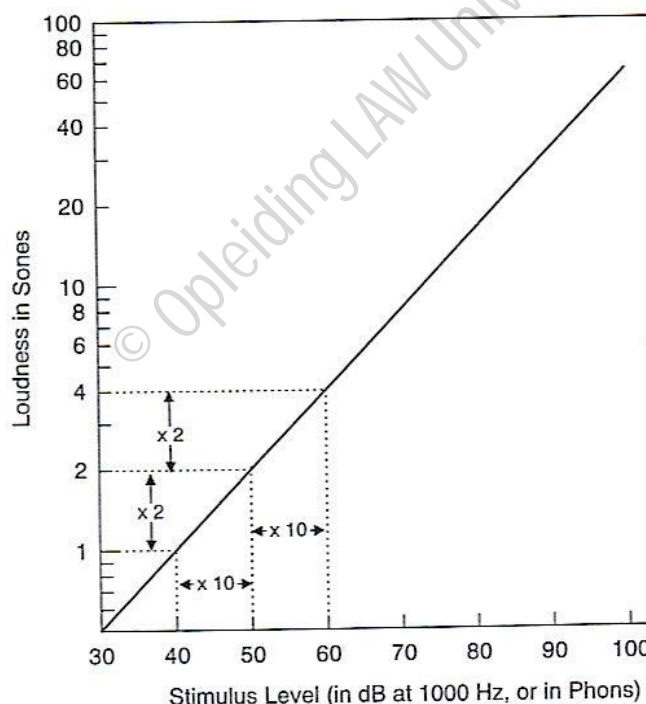
Luidheid is een subjectief, psychoakoestisch fenomeen, afhankelijk van de intensiteit en de frequentie van een geluid. In onderstaande figuur worden de resultaten weergegeven van een geluidsmatching experiment die bekomen werd bij een grote groep van proefpersonen tussen 18 en 25 jaar met een normaal gehoor.



Er wordt een referentietoon van 1000 Hz op een intensiteit van 40 dB SPL genomen. Op alle octaaffrequenties moet de luisteraar nu het intensiteitsniveau laten variëren tot het even luid klinkt als de referentietoon. Daarna kan men deze gelijke SPL niveaus plotten als functie van de frequentie, en al die verschillende waarden met een vlotte lijn verbinden. Al deze geluiden hebben hetzelfde luidheidsniveau. De bekomen curve wordt een **luidheidsniveau curve**, **gelijke luidheidscurve** of **Fletcher-Munson curve** genoemd. Bij de curve waar 40 opstaat, staat dit niet voor 40 dB. Het refereert namelijk naar het luidheidsniveau van de geluiden langs de curve; dwz dat alle SPL waarden op verschillende frequenties als even luid worden ervaren als een 1000 Hz referentietoon met een

intensiteit van 40 dB SPL. Om verwarring tussen luidheid en intensiteit te vermijden, wordt het luidheidsniveau van deze curve op 40 foon genomen. De foon is de eenheid van luidheidsniveau en wordt gedefinieerd als 'het aantal dB van de geluidsdruk van een 1000 Hz toon die door een gemiddelde waarnemer als even luid wordt ervaren als het aangeboden geluid'. Dergelijke curves worden ook wel **fooncurves** genoemd, vb. de 40 foon curve. Zoals in de figuur te zien is, verandert de vorm van de curves wanneer het luidheidsniveau wordt opgedreven. Voor zeer luide geluiden zien de curves er veel vlakker uit dan voor lagere niveaus en dit voornamelijk voor de lage frequenties. Op 120 foon en 140 foon wordt het geluid respectievelijk oncomfortabel en pijnlijk. Door het bij hoge en lage frequenties naar elkaar toelopen (convergeren) van de isofonen, is de afstand tussen de isofonen daar kleiner, en bedraagt dus minder dB, dan bij 1000 Hz; d.w.z. dat er bij hoge of lage frequenties een kleinere sterkte-toename nodig is om een bepaalde luidheidstoename tot gevolg te hebben dan bij 1000 Hz. De luidheidssensatie neemt dus bij hoge en lage frequenties sneller toe dan bij 1000 Hz. De foon is geen absolute maat voor de subjectieve luidheid, maar eerder een manier om de luidheid van verschillende geluiden met elkaar te vergelijken.

Fooncurves tonen gelijke luidheid relaties tussen verschillende geluiden maar ze tonen niet hoe luidheid gerelateerd is aan de intensiteit. Daarvoor is er een schaal nodig waar de luidheid als functie van de intensiteit wordt weergegeven, de **soonschaal** genoemd. De eenheid van luidheid wordt de soon genoemd. Eén soon wordt gelijk gesteld aan de luidheid van een 1000 Hz toon, aangeboden aan 40 dB SPL. Eén soon komt dus overeen met 40 foon, zoals ook onderstaande figuur te zien is. De soonschaal drukt de luidheid uit als ratios. Zoals op onderstaande grafiek te zien is komt een stijging van ongeveer 10 dB (of 10 foon) overeen met een verdubbeling van de luidheid en een vermindering van 10 dB komt overeen met een halvering van de luidheid.



De soonschaal wordt in de grafiek voorgesteld als een rechte lijn, en de beide assen zijn logaritmische verdeeld. De logaritmische schaal is duidelijk af te lezen op de Y-as, en is impliciet te zien op de X-as, omdat decibels eigenlijk logaritmische waarden zijn. Een rechte lijn op een log-log grafiek geeft een exponentiële relatie weer. De soonschaal wordt bekomen door aan de luisteraar te vragen om het luidheidsniveau van een te vergelijken toon aan te passen zodat hij als half zo luid of als dubbel zo luid als de 1 soon standaard wordt ervaren (1000 Hz, 40 dB SPL toon). De aangepaste te vergelijken

toon wordt nu als standaard gebruikt en er wordt een nieuwe te vergelijken toon aangeboden. Deze procedure wordt een aantal keer herhaald om op die manier een schaal te bekomen. De soonschaal is een volledig subjectieve schaal.

Opm. Aangezien op de frequentie 1000 Hz, dB SPL eigenlijk gelijk is aan dB in foon, zou de horizontale as ook in foon uitgedrukt kunnen worden.

De luidheid in soon (S), is gerelateerd aan het luidheidsniveau in foon (P) :

$$10 \log S = (P - 40) \log 2$$

of

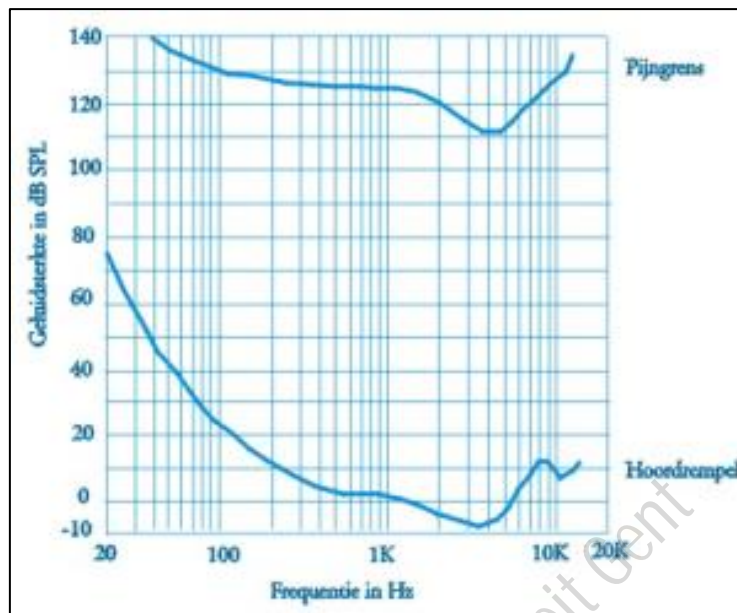
$$\log S = [(P - 40) / 10] \log 2$$

of

$$S = 2^{(P - 40) / 10}$$

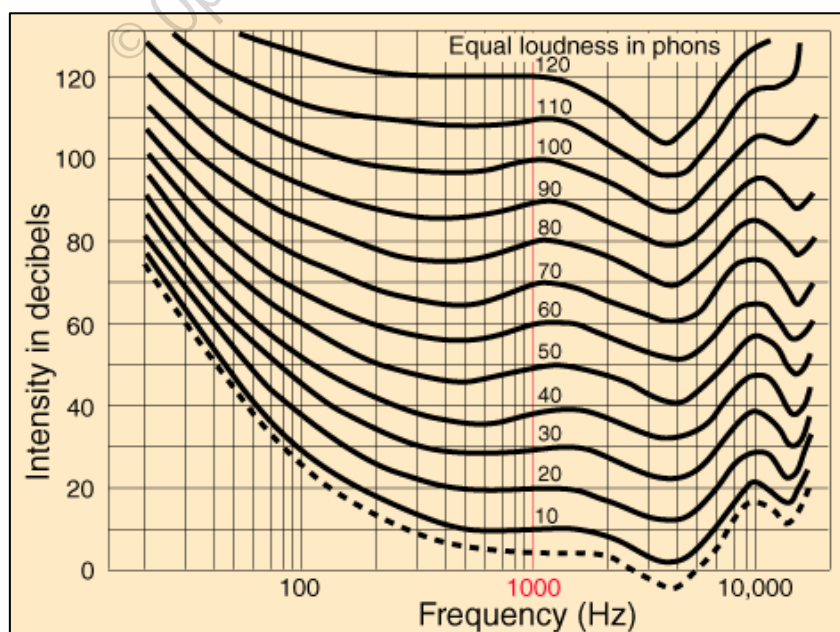
© Opleiding LAW Universiteit Gent

Het is mogelijk om in een grafiek waarin de sterkte als functie van de frequentie van een zuivere toon is uitgezet, een gebied aan te geven van hoorbare geluiden. We spreken in dit verband van de 'hoorspan'.



Aan de onderkant is de hoorspan begrensd door de **auditive drempel (gehoordrempel)**. Geluiden die zwakker zijn dan de gehoordrempel zijn onhoorbaar en vallen dus buiten de hoorspan.

De **gehoordrempel** kan gedefinieerd worden als "het minimum waarneembare intensiteitsniveau van een zuivere toon dat gedetecteerd kan worden op elke frequentie over het volledige bereik van het gehoor". De gemiddelde gehoordrempel voor normaal horenden is in onderstaande figuur te zien als de onderste stippelijijn. Het waarneembare geluidsniveau wordt uitgedrukt in **decibel Hearing Level (dB HL)**. Hiermee wordt aangegeven hoeveel dB de zuivere toon de normale drempelwaarde bij die frequentie overschrijdt.



Zoals op de figuur is af te lezen, wordt rond de frequentie 4000 Hz het laagste intensiteitsniveau afgelezen. De '4000 Hz-frequentie is de frequentie met de maximale sensitiviteit. Zowel bij frequenties lager en hoger dan 4000 Hz, zal men een krachtiger stimulus moeten aanbieden om die stimulus net te kunnen waarnemen. De gehoordrempel zal dus stijgen. Op de figuur is ook te zien dat de curve aan de kant van de lage frequenties minder steil is dan aan de kant van de hoge frequenties. Bij de hoge frequenties zal de drempel snel stijgen tot aan een cut off. Dit fenomeen is extreem leeftijdsgebonden.

Bij het bepalen van de gehoordrempel is het belangrijk een onderscheid te maken tussen MAF en MAP metingen:

- Minimum Audible Field (MAF) geeft het resultaat van het onderzoek naar de gehoordrempel van normaal horenden in functie van de frequentie van zuivere tonen gemeten in het vrije veld;
- Minimum Audible Pressure (MAP) geeft het resultaat van het onderzoek naar de gehoordrempel van normaal horenden in functie van de frequentie van zuivere tonen gemeten in het oorkanaal onder hoofdtelefoon.

MAF metingen geven een betere gevoeligheid dan MAP metingen en dit om twee redenen:

- de MAF metingen gebeuren bij binauraal horen, wat een verbetering van zo'n 3 dB geeft;
- bij MAF metingen draagt het uitwendig oor bij tot de versterking van hoofdzakelijk het 2 kHz tot 5 kHz gebied.

Aan de bovenkant is de hoorspan ook begrensd. Indien een geluid te hard is, wordt het niet meer als geluid waargenomen, maar als pijn ervaren. Deze grens heet de '**pijngrens**' en is in tegenstelling tot de gehoordrempel minder frequentieafhankelijk. Geluiden die boven de pijngrens vallen worden niet gehoord maar gevoeld en liggen daarom niet meer in de hoorspan. Deze pijndrempel ligt bij normaal horenden ongeveer rond de 140 dB SPL. De pijngrens wordt niet experimenteel vastgesteld. In een experiment is de praktische bovengrens het geluidsniveau waarop een geluid als onaangenaam ervaren wordt; men spreekt van de onaangenaamheidsgrens of het '**loudness discomfort level**' (LDL). Dit niveau heeft een waarde van ongeveer 120 dB SPL. Men moet er zich wel van bewust zijn dat zelfs voor een korte blootstelling aan geluiden onder de 100 dB, er blijvende gehoorschade kan optreden.

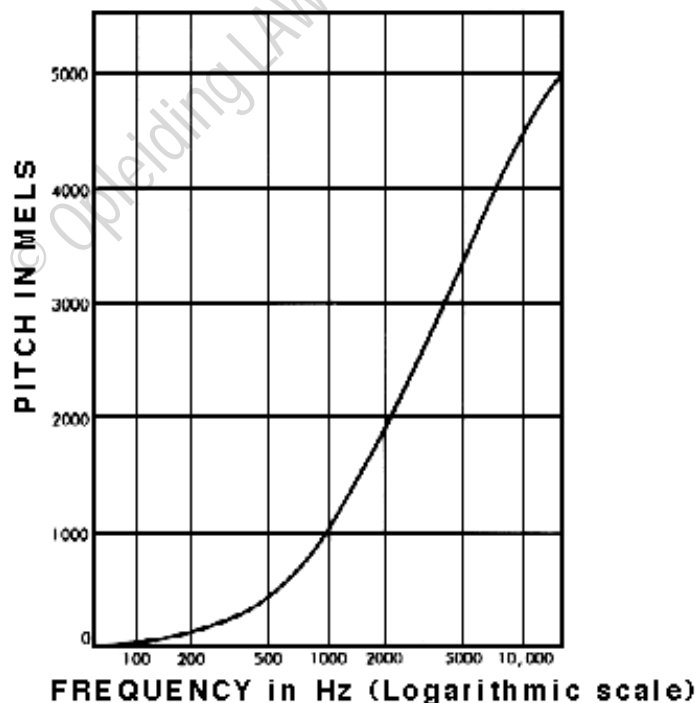
Een fenomeen waar men steeds bedachtzaam voor moet zijn is **recruitment** (zie hoofdstuk 6). Recruitment is een psychoakoestische dysfunctie die wordt geassocieerd met neurosensoriële, endocochleaire lesies. Recruitment betekent dat er een abnormale snelle luidheidsaangroei is in vergelijking met het opdrijven van de intensiteit van een stimulus. Hierdoor is er een veel steilere relatie tussen de luidheid en het dB SPL niveau. Bij recruitment ziet men ook een abnormaal klein verschil tussen de gehoordrempel (in dB HL) en het 'loudness discomfort level' (LDL).

3.2. Pitch

Het menselijk oor is niet even gevoelig voor alle frequenties. De standaardisofoonlijnen zoals weergegeven in bovenstaande figuren, illustreren de frequentieafhankelijkheid van de gevoeligheid van het menselijk gehoor. Algemeen kan men stellen dat het luidheidsniveau afneemt bij lage en zeer hoge frequenties, en maximaal is rond 4000 Hz. Bij heel hoge drukniveaus blijken tonen van verschillende frequentie meer gelijke luidheid te hebben, of m.a.w. de frequentieafhankelijkheid van het gehoor neemt af bij hogere drukniveaus.

Het fenomeen **pitch** of **toonhoogte** uit de psychofysica, komt in de psychoakoestiek overeen met het begrip **frequentie**. In het algemeen vertoont de pitch hoge correlatie met de frequentie. Maar in sommige omstandigheden verklaren de luisteraars een bepaalde toonhoogte waar te nemen, terwijl er geen energie aanwezig is op de frequentie die overeenstemt met de genoemde toonhoogte. De vaak bediscuteerde relatie van de frequentie tot de toonhoogte valt te voorspellen op basis van het encoderen van de frequentie uitgevoerd door de cochlea en de auditieve zenuwvezels, of met andere woorden op basis van de tonotopische of plaatsorganisatie van het auditief systeem. Het feit dat luisteraars toonhoogtes menen te percipiëren na het aanbieden van stimuli die nochtans geen energie bevatten op de frequenties die in werkelijkheid met deze toonhoogtes overeenstemmen, verklaart dat toonhoogte waarschijnlijk geëncodeerd wordt door aanvullende mechanismen naast de mechanismen die betrokken zijn bij de plaatstheorie van het horen.

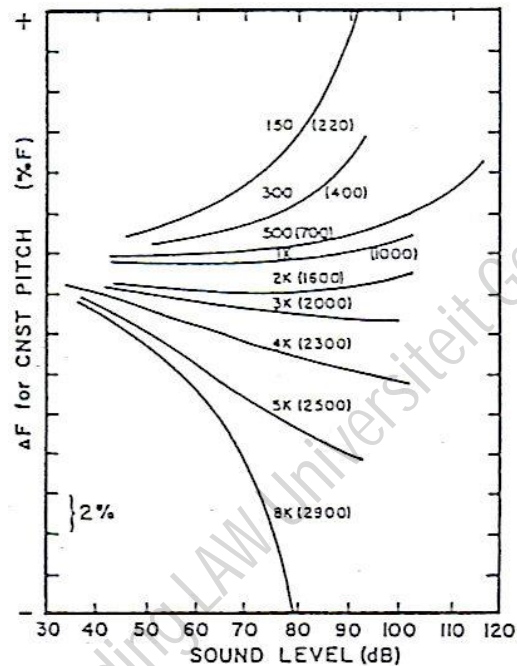
Net zoals de soonschaal de intensiteit en de luidheid aan elkaar linkt, wordt de relatie tussen toonhoogte en frequentie uitgedrukt in de **melschaal**, waarin de auditief waarneembare eenheid van toonhoogte gelijk is aan de **mel**. Het referentiepunt voor de melschaal is een 1000 Hz toon van 40 foon, die een toonhoogte heeft van 1000 mel. We zitten opnieuw met een ratioschaal, wat betekent dat 2000 mel twee keer zo hoog is als 1000 mel, en 500 mel half zo hoog is als 1000 mel.



De melschaal wordt op een subjectieve manier bepaald door aan de luisteraar te vragen dat hij moet aangeven wanneer de toon dubbel zo hoog en wanneer hij half zo hoog klinkt. De relatie tussen de frequentie en de toonhoogte heeft een s-achtige vorm, eerder dan een lineaire. Het frequentiebereik van 20 000 Hz is 'gecomprimeerd' in een toonhoogterange van slechts 3500 mel. Dit betekent dat een

verdubbeling van toonhoogte van 1000 naar 2000 mel overeenkomt met een verdrievoudiging van de frequentie van 1000 naar 3000 Hz. Je zou verwachten dat een verdubbeling van de toonhoogte van 2000 mel zou leiden tot een toonhoogte van 4000 mel, maar dit gebeurt niet. De maximum toonhoogte dat kan gehaald worden binnen het hoorbare frequentiebereik van 20 000 Hz is slechts 3500 mel. De melschaal is wel moeilijk te bepalen, waarschijnlijk te wijten aan de kwalitatieve eigenschappen van het subjectieve fenomeen pitch. Net zoals luidheid - die een subjectieve meting is - wordt geassocieerd met intensiteit, kan pitch geassocieerd worden met frequentie.

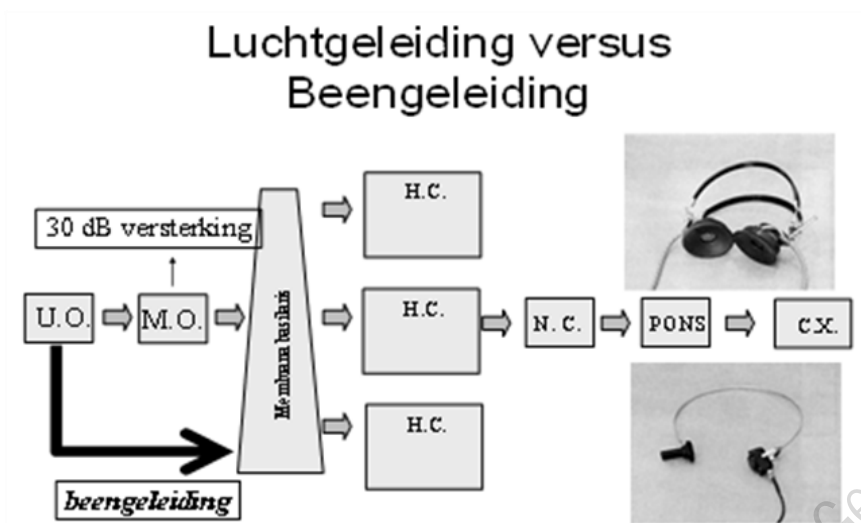
Behalve de frequentie speelt de intensiteit ook een determinerende rol in het bepalen van de toonhoogte. Dit is te zien in de zogenaamde gelijke toonhoogte contourgrafieken.



In deze figuur zie je op de Y-as het percentage van verandering van de aangeboden frequentie van de zuivere toon stimulus, nodig om een constante sensatie van toonhoogte te verkrijgen, en dit over alle intensiteiten.

Voorbeeld: om een constante toonhoogte van 700 mels te behouden over een intensiteitsmarge van 70 dB, moet de frequentie van de stimulus die deze toonhoogte uitlokt (500 Hz op lage intensiteiten) variëren met ongeveer 4 %. Voor frequenties boven de 2000 à 3000 Hz, veroorzaakt een stijging in intensiteit een stijging in toonhoogte. Omgekeerd krijg je een vermindering in toonhoogte bij lagere frequenties.

1 Luchtgeleiding versus Beengeleiding



Wanneer een geluid via de koptelefoon wordt aangeboden, spreekt men van **luchtgeleiding (LG)**. In ons oor wordt de drukvariatie omgezet in een beweging van het trommelvlies. De beweging van het trommelvlies wordt door de gehoorbeentjes overgebracht naar de vloeistof in de cochlea. De drempel die met behulp van de koptelefoon wordt bepaald, noemen we de luchtgeleidingsdrempel.

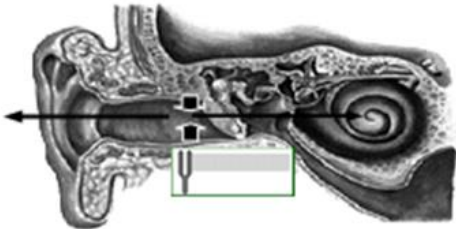
Als aan het oppervlak van de schedel, bv. achter het oor of op het voorhoofd, het bot in trilling wordt gebracht, door er de voet van een stemvork of een z.g. beengeleider tegenaan te plaatsen, wordt het weefsel door een dergelijk trillend object periodiek ingedrukt. Vanuit dat punt gaan de geluidstrillingen door het bot lopen. Als we op een punt in de schedel gaan meten, zullen we constateren dat er beurtelings compressie (hoge druk) en expansie (lage druk) optreedt; een holte op dat punt wordt beurtelings kleiner en groter. Bij een geluid die op dergelijke manier wordt aangeboden, spreekt men van **beengeleiding (BG)**.

1.1 Beengeleidingsroutes

Er zijn drie verschillende beengeleidingsroutes. Deze routes werden opgesteld door Jurgen Tonndorf bij katten.

a. Osseotympanische beengeleidingsroute

Osseotympanische BG

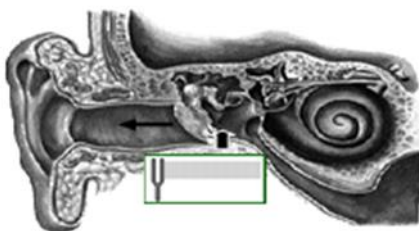


Een schedeltrilling veroorzaakt een vibratie van het benige, maar vooral van het kraakbenige gedeelte van de uitwendige gehoorgang. Deze vibratie resulteert in het ontstaan van geluidsgolven die zich via de beentjesketen van het middenoor voortplanten naar het binnenoor, waar ze door een verstoring van de perilymfe zorgen dat het basilair membraan uit zijn evenwichtstoestand wordt gebracht, wat op zijn beurt resulteert in een geluidssensatie.

De gehoorgang werkt als een hoogdoorlaatfilter. Het zijn vooral de hoge frequenties (> 1000 Hz) die het binnenoor bereiken, want de lage frequenties 'lekkert' naar buiten. Dit is tevens de verklaring van het 'occlusie-effect'. Occlusie-effect betekent dat wanneer een signaal met een frequentie onder de 1000 Hz via beengeleiding wordt aangeboden, dit signaal iets luider klinkt indien men het oor afsluit. De verklaring hiervoor is dat door het afsluiten van de gehoorgang de lage frequenties niet meer naar buiten kunnen lekken. Hierdoor is het geluidsniveau aan het trommelvlies hoger en het signaal dat in het binnenoor komt sterker.

b. Inertiële beengeleidingsroute

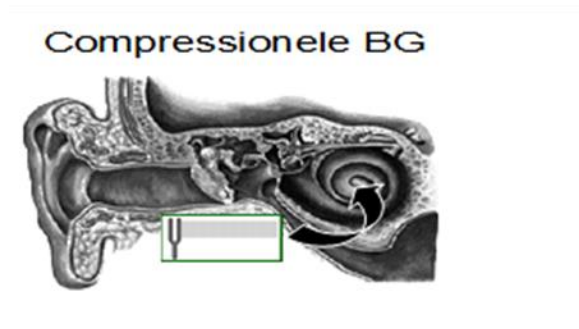
Inertiële BG



Een schedeltrilling veroorzaakt een trilling van de middenoorholte. Hierdoor zal ook de wand waar het ovale venster in vast zit beginnen te trillen, en dit terwijl de stapes niet beweegt. De beentjesketen, die aanvankelijk door inertie niet deelneemt aan de trilling, zal ervoor zorgen dat bij trilling van de middenoorholte, het ovale venster trilt. Zo ontstaat een verstoring in de perilymfe en zal het basilair membraan uit zijn evenwichtstoestand gebracht worden, en opnieuw een geluidssensatie veroorzaken. De inertiecomponent is het grootst voor frequenties onder de 800 Hz.

Via luchtgeleiding beweegt de beentjesketen, dus ook de stapes en blijft de cochlea onbeweeglijk. Hierdoor trillen het ovale en ronde venster, waardoor de perilymfe beweegt en hierdoor ook het basilair membraan. Via beengeleiding beweegt de beentjesketen, en dus ook de stapes, niet t.g.v. inertie, terwijl de wand tussen de middenoorholte en het binnenoortrilt. Hierdoor trillen ook het ovale en ronde venster en beweegt de perilymfe waardoor het basilair membraan beweegt. Dit is hetzelfde effect als wanneer de stapes beweegt.

c. Compressionele beengeleidingsroute



Een schedeltrilling veroorzaakt een vibratie van de benige cochlea, waardoor de benige cochlea lichtjes inkrimpt en uitzet. Hierdoor ontstaat een verstoring van de perilymfe. De elasticiteit van het ovale en het ronde venster verschilt onderling : de elasticiteit van het ronde venster is groter dan die van het ovale venster. Hierdoor gaat de perilymfe meer naar het ronde venster toe bewegen, waardoor het basilair membraan beweegt, wat resulteert in een auditieve sensatie. Het compressiemechanisme heeft de grootste invloed op frequenties boven de 1500 Hz.

Opmerking: In werkelijkheid is het horen via beengeleiding waarschijnlijk een combinatie van de drie hierboven vermelde routes. Wanneer een stimulus aangeboden wordt via beengeleiding, bereikt het geluid de beide cochleae ongeacht de plaatsing van de beentriller.

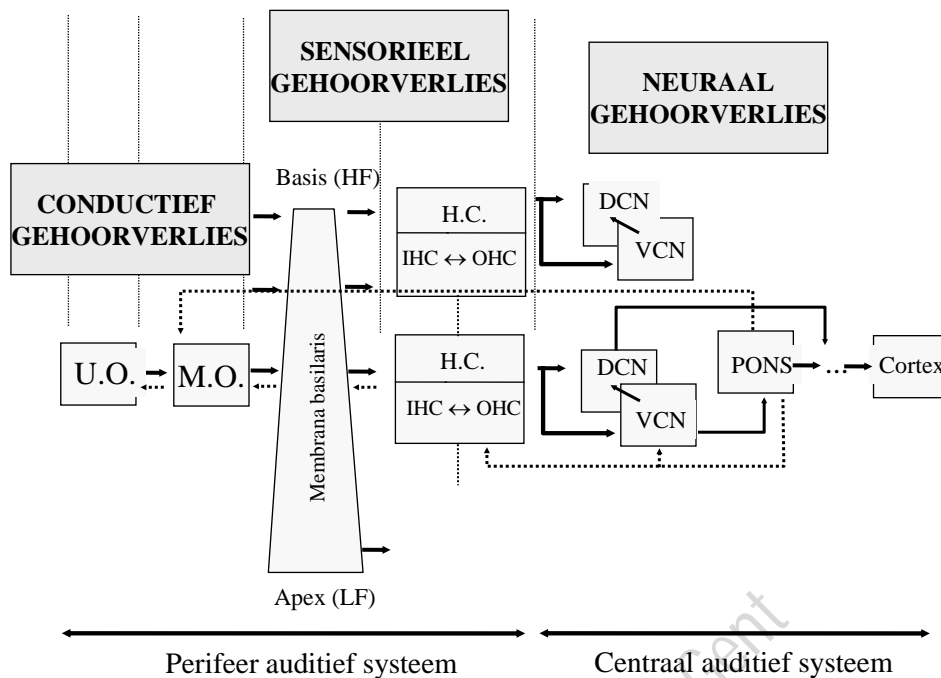
1.2 Normaal gehoor versus gehoorverlies

Wanneer zowel de luchtgeleidings- als de beengeleidingsdrempel normaal zijn, spreekt men van een **normaal** gehoor.

Als de beengeleidingsdrempels normaal zijn, maar de luchtgeleidingsdrempels daarentegen verhoogd zijn, spreekt men van een **conductief** of **geleidings** of **transmissie** verlies. Het probleem situeert zich ter hoogte van het uitwendig en/of middenoor. Het binnenoort (BG) is normaal. Het verschil tussen de drempel voor luchtgeleiding en beengeleiding wordt de air bone gap (ABG) genoemd. Bij een conductief verlies bedraagt de ABG minimum 15 dB en maximum 60 dB HL.

Wanneer zowel de lucht- als beengeleidingsdrempels quasi evenveel verhoogd zijn, spreekt men van een **neurosensorieel** verlies. Het probleem situeert zich nu in de cochlea of op de gehoorszenuw.

Wanneer zowel de lucht- als de beengeleidingsdrempels verhoogd zijn, waarbij de drempels voor luchtgeleiding beduidend slechter zijn dan die voor beengeleiding, spreekt men van een **gemengd** verlies. Het verschil tussen de drempel voor luchtgeleiding en beengeleiding wordt de air bone gap (ABG) genoemd.



Opmerking: De luchtgeleidingsdrempel kan per definitie nooit beter zijn dan de beengeleidingsdrempel, vermits zij in het beste geval samenvallen. Dit is in de praktijk echter niet altijd zo. De air bone gap kan nooit groter zijn dan 60 dB, vermits dit het maximale geleidingsverlies is dat een mechanisch probleem kan veroorzaken in het middenoor (of zelden het uitwendig oor).

2. Stemvorkproeven

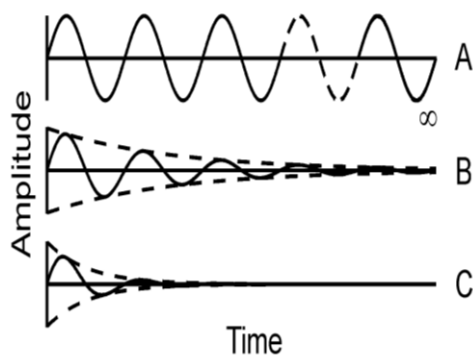
De stemvork werd in 1711 ontworpen door John Shore (trompetspeler in het orkest van Georg Friedrich Haendel), en werd gebruikt voor het afstemmen van muziekinstrumenten.

De stemvork is een eenvoudige mechanische, metalen oscillator, die, wanneer geactiveerd door een externe kracht, oscilleert volgens zijn eigen- of natuurlijke frequentie. Deze eigenfrequentie is niet afhankelijk van de amplitude van de vibratie of van de magnitude van de externe kracht, maar zij wordt bepaald door:

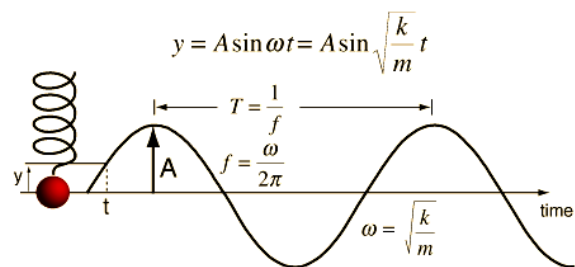
- de elasticiteitscoëfficiënt van het materiaal waaruit de stemvork gemaakt is → hoe minder elastisch, hoe hoger de eigenfrequentie;
- de massa van de stemvork → hoe groter de massa, hoe lager de eigenfrequentie.

De trillingsamplitude van trillende stemvorken vertoont een graduele afname in functie van de tijd. Dit fenomeen, aangeduid als demping (decay), resulteert uit de externe (luchtweerstand) en interne (kristalstructuur oscillator) frictie. De decay geeft aan met hoeveel dB/s de amplitude van de stemvork afneemt. (Vb. een stemvork met een eigen frequentie van 1024 Hz vertoont een decay van 1,6 dB/s.)

Gedempte trilling



Niet gedempte trilling



Vroeger bepaalde men het gehoor met behulp van de stemvorkproeven met als doel het bepalen van het letsel binnen het auditief systeem. (**acoumetrie**). Nu gebruikt men de stemvorkproeven ook nog wel, maar eerder om de plaats van het letsel te bepalen. Men beroept zich nu voornamelijk op de audiometrie, een gekwantificeerde vorm van stemvorkproeven om het gehoor te bepalen (Na WO II).

2.1 Soorten stemvorkproeven

a. Proef van Rinne

Bij de Rinne test wordt het horen via luchtgeleiding en beengeleiding met elkaar vergeleken en wordt elk oor afzonderlijk getest.

De stemvork wordt op het mastoïd van de patiënt geplaatst (met steel op mastoïd). Op dat moment gebeurt het horen van de toon via beengeleiding. Het bot van de schedel vibreert en de vibraties gaan naar het binnenoor.

Wanneer de patiënt de toon niet meer hoort wordt de stemvork voor de uitwendige gehoorgang geplaatst. De stimulus wordt nu via luchtgeleiding aangeboden. Dan vraag je of de patiënt de toon nog hoort.

Opmerking: De manier van toepassen van de proef van Rinne zoals hierboven beschreven is gebaseerd op vergelijking van duur. Even goed zou men een vergelijking van luidheid kunnen toepassen en aan de patiënt vragen of hij de aangeboden toon luider hoort voor de uitwendige gehoorgang of op het mastoïd.

Rinne : procedure



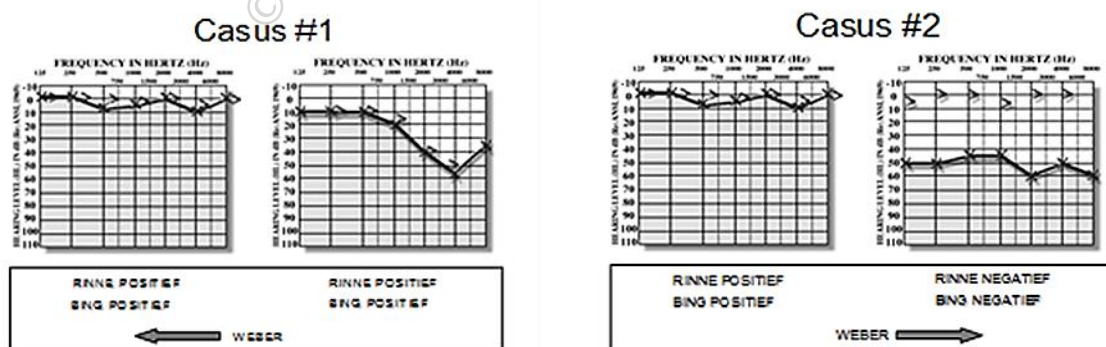
Interpretatie: positieve respons (patiënt hoort de toon nog/luid)
 ↳ Rinne is positief (LG > BG)

negatieve respons (patiënt hoort toon niet meer/stiller)
 ↳ Rinne is negatief (BG > LG)

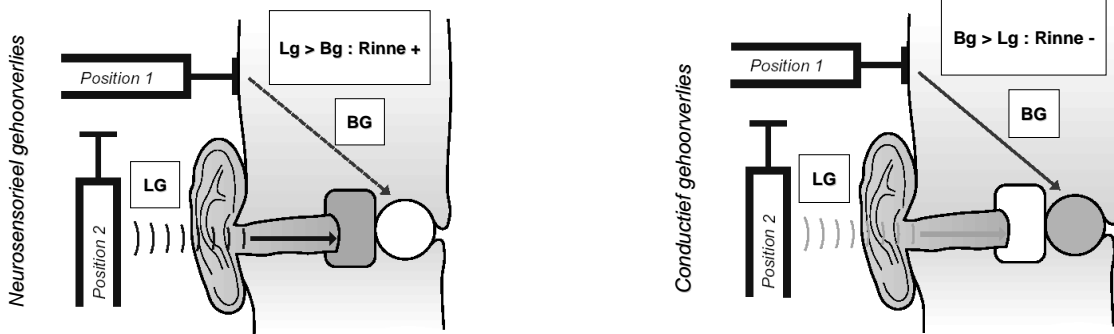
Wanneer is de Rinne positief of negatief?

+ :het middenoor heeft een versterkende functie van ongeveer 30 dB. Bij een **neurosensorieel** gehoorverlies is die versterkende component nog aanwezig en is de LG dus beter dan de BG (bij een normaal gehoor trouwens ook). Een toon aangeboden via LG duurt dus langer (is luider) dan een toon via BG.

- :bij een **conductieve component** valt die versterkende factor weg waardoor de patiënt de toon via LG niet meer (minder luid) waarneemt. Een toon aangeboden via BG duurt nu langer. (Het conductieve verlies vertoont een ABG van meer dan 15 dB)



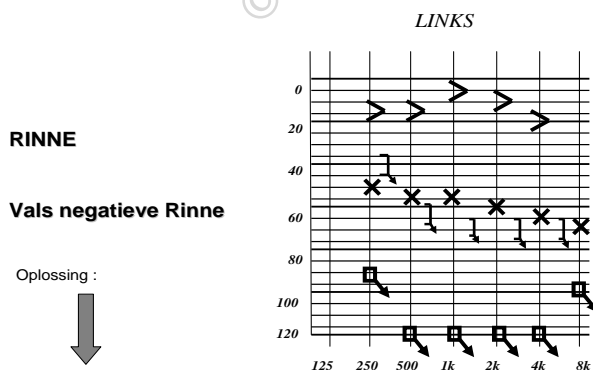
De Rinne test is dus gebaseerd op het gegeven dat LG meer efficiënt is dan BG. Daarom zal de stemvork luider (langer) klinken via luchtgeleiding dan via beengeleiding.



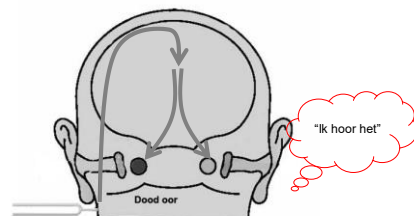
De Rinne test zal niet altijd een zuiver positieve of negatieve respons opleveren. Er bestaat ook zoiets als een neutrale Rinne, een vals negatieve Rinne en een vals positieve Rinne.

- **Neutrale Rinne** : wanneer je de stimulus via LG en BG ongeveer hetzelfde waarneemt. Dit komt voor bij kleine conductieve verliezen met een ABG kleiner dan 15 dB.
- **Vals negatieve Rinne** : wanneer je de stimulus langer hoort via BG dan via LG denk je aan een conductief verlies. MAAR dit kan eventueel wijzen op een ernstig unilateraal neurosensorieel gehoorverlies. Wanneer je de stimulus via BG aangeeft zal de patiënt melden de toon te horen, maar eigenlijk is het de contralaterale cochlea die voor deze geluidssensatie zorgt via het fenomeen van overhearen. Wordt het signaal via LG aangeboden, dan hoort de patiënt de toon minder luid en minder lang dan via BG.
- **Vals positieve Rinne** : wanneer je de stimulus beter hoort via LG dan via BG, denk je aan een normaal gehoor of een neurosensorieel verlies. MAAR dit kan ook wijzen op een licht gemengde stoornis.

Casus #3 : cave dood oor



Transcranieel overhearen



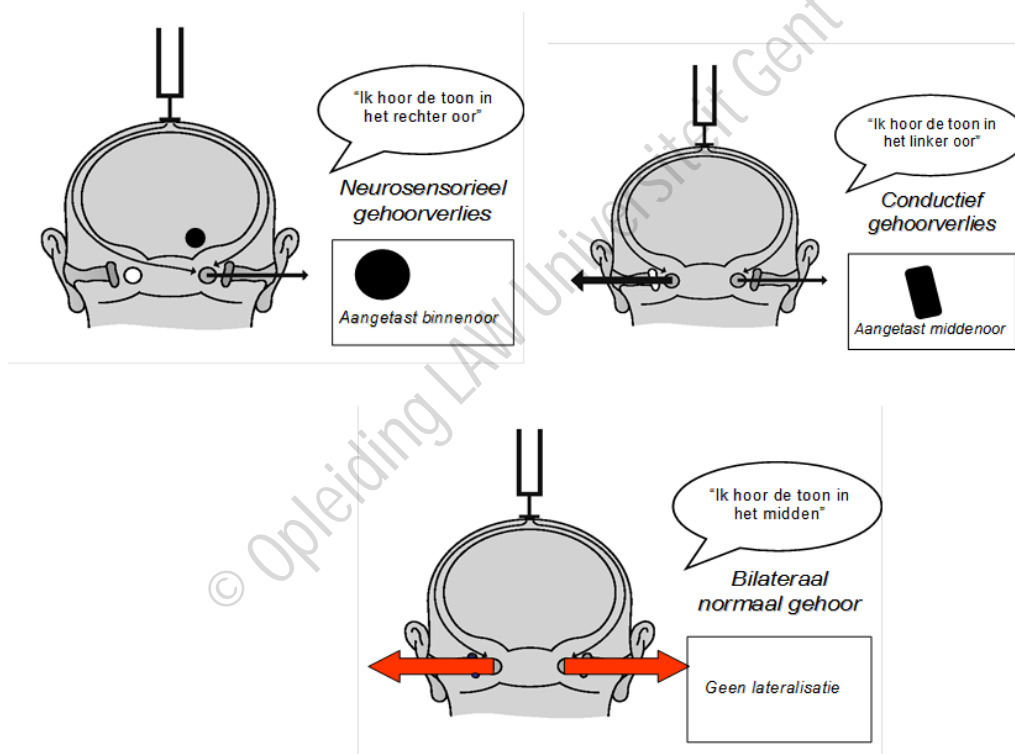
b. Proef van Weber

De Weber test kan worden gebruikt om te bepalen of een unilateraal gehoorverlies neurosensorieel of conductief is. Het is een lateralisatietest: de steel van de trillende stemvork wordt ergens op de middellijn van het hoofd geplaatst, zoals de neusrug, de tanden of de vertex. De patiënt wordt gevraagd aan te geven waar hij/zij de toon hoort. Het is van belang de patiënt te waarschuwen dat het mogelijk is dat hij/zij de toon hoort hetzij in het goede oor, hetzij in het slechte oor.

Opmerking: Deze test kan ook met de audiometer uitgevoerd worden, waarbij de beentriller op het voorhoofd wordt geplaatst. Men kan stimuleren aan een frequentie gaande van 250 Hz tot 4000 Hz en als intensiteitsniveau neemt men dat niveau waarop de patiënt de stemvork net kan horen.

Interpretatie: bij een **conductief** verlies lateraliseert de Weber naar het slechtste oor
bij een **neurosensorieel** verlies lateraliseert de Weber naar het beste oor

Opmerking: indien er sprake is van een symmetrisch gehoorverlies of van een bilateraal normaal gehoor, is er geen lateralisatie. De patiënt meent de toon in het midden te horen.



Verklaring van het Weber fenomeen

Basisprincipe: een beengeleidingssignaal bereikt de beide cochleas met eenzelfde geluidsintensiteit. De toon lateraliseert naar het beste oor in geval van een **neurosensorieel** gehoorverlies. Indien de geluidsintensiteit van het aangeboden BG signaal kleiner is (minder sterk) dan de auditieve BG drempel van het slechtste oor, zal de toon enkel in het betere oor gehoord worden. Indien een zelfde toon met een zelfde frequentie aangeboden wordt aan beide oren via beengeleiding, wordt die toon enkel gehoord in de beste cochlea = **Stengerprincipe**.

De toon lateraliseert naar het slechte oor in geval van een **conductieve** component.

- door obstructies in de uitwendige gehoorgang (vb. cerumenprop) treedt het occlusie-effect op
- door verhoging van de massa in het middenoor (vb. effusie, ossiculaire discontinuïteit, ...) verlaagt de resonantiefrequentie in het middenoor en zal de toon luider gehoord worden.
- faseverschuivingen van het BG signaal (veroorzaakt door fixaties of discontinuïteit van de ossiculaire keten) zorgen ervoor dat de toon eerder in het slechte oor dan in het goede oor wordt waargenomen.
- door de aanwezigheid van de middenoorpathologie, zal dit oor veel minder omgevingsgeluiden opvangen. De toon die voortgebracht wordt door de stemvork zal aan die kant via beengeleiding dus luider klinken dan aan de gezonde kant, omdat de gezonde kant bovendien ook de gewone omgevingsgeluiden opvangt.

c. Proef van Bing

De Bing test wordt gebruikt om te bepalen of bij het afsluiten van het oor van de patiënt al dan niet een occlusie-effect optreedt. De stemvork wordt op het mastoïd geplaatst en het oor van de patiënt wordt eerst opengelaten en daarna dichtgedrukt. De patiënt moet zeggen of dit al dan niet een verschil geeft. BG bij een gesloten oor wordt de absolute beengeleiding genoemd (A.BG) BG bij een open oor wordt de relatieve beengeleiding genoemd (R.BG)

Interpretatie: bij een **normaal** gehoor en bij een **neurosensorieel verlies** is de Bing positief. Je hoort het signaal beter met gesloten oor dan met open oor. (A.BG > R.BG)
bij een **conductief verlies** is de Bing negatief. Je hoort geen verschil tussen open en gesloten oor. (A.BG = R.BG)

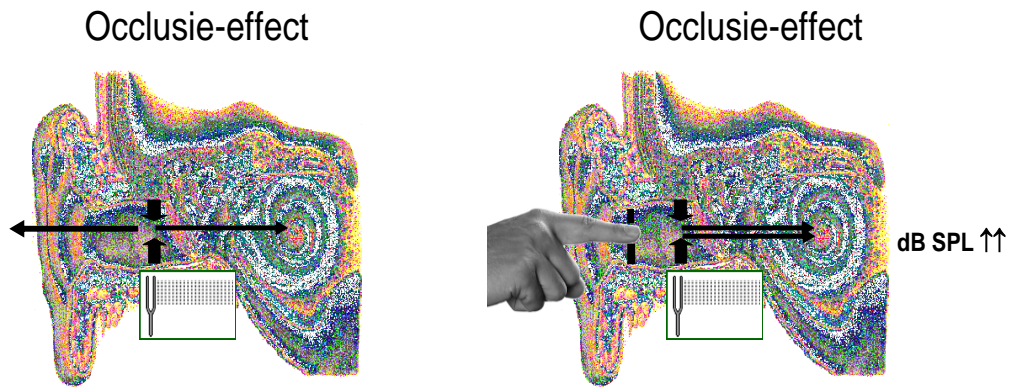
Verklaring van het Bing fenomeen

Wanneer beengeleidingssignalen aangeboden worden met het oor dicht, dan komen deze signalen veel sterker toe in de cochlea. Die versterking wordt het occlusie-effect genoemd en vindt zijn oorsprong in de osseotympanische beengeleidingsroute. In de uitwendige gehoorgang bevinden zich luchtpartikels. Trillingen van het bot brengen de luchtpartikels in beweging. Normaal heeft geluid twee voortplantingsrichtingen (naar binnen en naar buiten). Wanneer de uitwendige gehoorgang afgestopt wordt kan het geluid (enkel de lage frequenties) alleen naar binnen. Daardoor neemt de geluidsdruk toe en dus krijg je ook een toename van het aantal decibels. Het gevolg is dat de patiënt het geluid luider hoort, want het geluid kan niet meer weglekken uit het oor en de intensiteit wordt verhoogd doorgegeven aan de cochlea.

Opmerking:

De grootte van het occlusie-effect wordt simpelweg bepaald door de beengeleidingsdrempels bekomen met de oren geoccludeerd en die bekomen met de oren niet geoccludeerd met elkaar te vergelijken. Het occlusie-effect doet zich enkel voor op frequenties tot aan de 1000 Hz, en is het grootst voor de lagere frequenties. De grootte van het occlusie-effect varieert ook aanzienlijk tussen verschillende proefpersonen.

Sommigen menen dat het occlusie-effect kan verklaard worden door het buiten sluiten van het omgevingsgeluid; het natuurlijk maskeringseffect van de omgeving valt dan weg en elk geluid dat dan nog het binnenoor bereikt via BG zal dan luider bevonden worden. Andere onderzoekers, zoals Tonndorf trekken deze verklaring in twijfel. Tonndorf legt het verschil uit door het wegvallen van het hoogdoorlaat filtereffect van de uitwendige gehoorgang wanneer deze afgesloten wordt. Hoe dan ook, dit occlusie-effect is enkel aanwezig wanneer er een gezond middenoor bestaat.



d. Proef van Schwabach

Bij deze proef maakt men gebruik van de stemvork om de binnenoorfunctie van de onderzoeker te vergelijken met die van de te onderzoeken persoon. Hierbij wordt de aangeslagen stemvork voor het oor van de patiënt gehouden tot deze de toon niet meer hoort, waarna de onderzoeker de stemvork voor het eigen oor houdt. Indien de onderzoeker de toon nog hoort is zijn of haar gehoor beter dan dat van de patiënt.

2.2 Praktische toepassing

Acoumetrie: bepalen van het gehoor met behulp van de stemvorkproeven met als doel het bepalen van het letsel binnen het auditief systeem, vb. middenoor, binnenoor, ...

Met de stemvorkproeven is men niet in staat de graad van het gehoorverlies te bepalen, iets wat wel gedaan wordt in de **audiometrie**. De audiometrie tracht met behulp van gekalibreerde instrumenten een zo objectief en reproduceerbaar mogelijk beeld te krijgen van de gehoorfuncties van de patiënt (zie hoofdstuk 3).

Hoofdstuk 3: Tonaal liminaire audiometrie

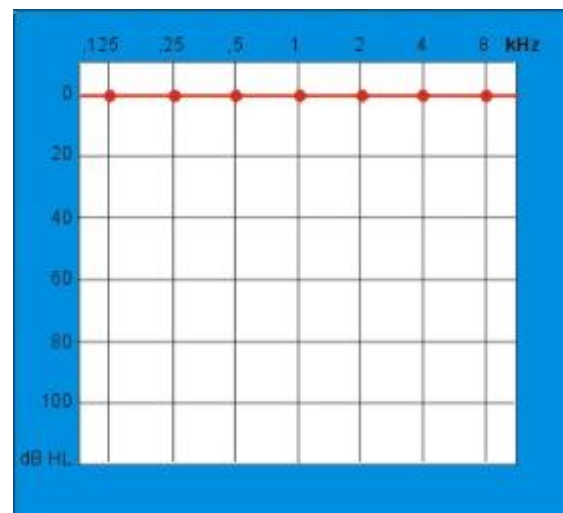
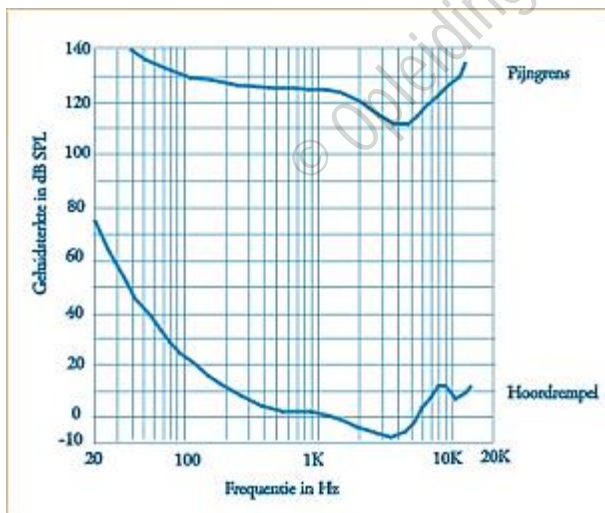
1. Doel en principe van tonaal liminaire audiometrie

In de audiometrie wordt een vergelijking gemaakt tussen de luchtgeleiding en de beengeleiding, net zoals met de proef van Rinne. Maar nu gaat men op zoek naar de uiteindelijke **gehoordrempels voor zuivere tonen** om zo een idee te krijgen van de **graad** van gehoorverlies. Je zou kunnen spreken van een gekwantificeerde Rinne test.

In de audiologische praktijk is de definitie van een gehoordrempel 'de zwakste zuivere toon die de patiënt nog net kan horen'.

Uit theoretisch standpunt is de definitie van een gehoordrempel 'de zwakste signaalintensiteit van een zuivere toon met een welbepaalde frequentie waarbij de persoon, in 50 % van het aantal aangeboden stimuli, dit signaal nog kan waarnemen'.

Op basis van de grafiek waarbij de geluidsdruk wordt weergegeven in functie van de toonhoogte (= frequentie), kan worden besloten dat de gevoeligheidscurve van het menselijk oor een soort U-vormige curve is met zijn beste waarde rond de middenfrequenties (1000 – 4000 Hz). Op de horizontale as staan de frequenties weergegeven in Hertz (Hz), op de verticale as de geluidssterkte (of geluidssterkte) in decibel (dB), vertrekkend van de minimale intensiteit die we nog net kunnen waarnemen (0 dB SPL stemt overeen met een geluidsdruk van 20 μ Pa). Deze grafiek staat bekend als de **curve van Wegel** of de **fysische grafiek** en is in de onderstaande linker figuur te zien als de linkse curve. Op vraag van medici werd afgestapt van de fysische grafiek en wordt in de praktijk vrijwel steeds gebruik gemaakt van een **klinische grafiek** (onderaan rechts te zien). Deze is ontstaan na wentelen van de fysische grafiek en het rechtlijnig maken van alle zogenoemd normaal horende punten langs boven op de grafiek. Bovendien wordt op de verticale as de geluidssterkte niet meer weergegeven in absolute dB's (dB SPL), maar in relatieve dB's (dB HL), waarbij de bovenste lijn van 0 dB de minimum gehoordrempelcurve weergeeft van een normaalhorende.



Hieronder wordt een korte herhaling gegeven van de belangrijkste types decibel nodig bij tonale liminaire audiometrie.

Decibel **Sound Pressure Level (SPL)** drukt een geluidsgrootte uit in dB in vergelijking met een fysische referentie, die 2×10^{-5} Pa bedraagt. Decibel **Hearing Level (HL)** duidt de grootte aan van een geluid vergeleken met de gemiddelde drempel van dat geluid voor een populatie van normaal horenden. Auditieve sensitiviteit verandert als functie van de frequentie van het geluid. 0 dB HL representeert een intensiteit die gelijk is aan de drempelsensitiviteit van het normaal oor op elke frequentie. Audiometers zijn gekalibreerd in dB HL, zodat elke dB waarde boven de 0 dB HL een afwijking ten opzichte van normale gehoordrempels vertegenwoordigt. Decibel **Sensation Level (SL)** verwijst naar de intensiteit van een geluid boven de drempel van een bepaald individu.

2. Apparatuur

Je kan de gehoordrempels meten aan de hand van :

- Tonale audiometrie: alleen op de octaaffrequenties 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000 en 8000 Hz wordt de gehoordrempel bepaald.
- Békésy-audiometrie: op alle frequenties wordt de drempel bepaald. Het gaat dus om een continue gehoormeting. Deze methode wordt niet zo vaak meer gebruikt.

Beide methodes maken gebruik van zuivere tonen als stimulus. Men kan zich nu afvragen waarom de stimulatie van het auditieve apparaat door middel van zuivere tonen het fundament uitmaakt van de audiometrie, terwijl wij in de dagelijkse luisteromstandigheden slechts zelden met dit soort van auditieve prikkeling worden geconfronteerd. Het antwoord hierop ligt vervat in het theorema van Fourier dat includeert dat iedere akoestische prikkel, ongeacht zijn complexiteit, geanalyseerd kan worden in een combinatie van zuivere sinusoiden. Daar het theorema van Fourier vanzelfsprekend ook geldt voor akoestische spraakstimuli, kan inzicht in het vermogen tot detectie/perceptie van sinusoidale stimuli getransporteerd worden naar de vermoedelijke impact van auditieve lesies op het (perifeer) receptief taalgebruik.

Bij het bepalen van de audiometrische drempels, worden twee metingen uitgevoerd :

- meting van de luchtgeleiding met de koptelefoon
- meting van de beengeleiding met de beentriller

2.1 Kalibratie



Kalibreren is noodzakelijk om er zeker van te zijn dat een audiometer een zuivere toon produceert op de gevraagde intensiteit en frequentie, dat het signaal enkel aanwezig is in de transducer waarvoor het signaal bestemd is, en dat het signaal geen distorsie of ongewenste ruisinterferentie vertoont.

Er zijn drie grote organisaties die instaan voor het vastleggen van standaardwaarden : ANSI (American National Standards Institute), IEC (International Electro-technical Commission) en ISO (International Standards Organization).

a. Koptelefoonkalibratie

Er zijn twee basismethodes voor het kalibreren van koptelefoons, namelijk de 'real ear' methode en de 'artificial ear' of 'coupler' methode.

Bij de 'real ear' kalibratie wordt het gehoor getest van een groep normaal horende personen en daarna worden de resultaten uitgemiddeld en wordt er voor elke frequentie gecontroleerd of het gemiddelde gehoor van deze groep mensen rond de 0 gelegen was. Alhoewel dit een redelijk betrouwbare kalibratie kan opleveren wanneer een heel grote groep proefpersonen wordt gebruikt, wordt deze methode toch niet aangeraden. Om de procedure correct uit te voeren, zou de proefgroep moeten bestaan uit ten minste 25 jonge (18 tot 25 jaar) otologisch normaal horende volwassenen. Een andere mogelijkheid van 'real ear' kalibratie is de output van een koptelefoon te vergelijken met de output van een reeds correct gekalibreerde koptelefoon.

De meest gebruikte methode echter is de 'artificial ear' of de 'coupler' methode. Hiervoor moet men beschikken over:

- een sonometer (geluidsniveaumeter) voor de metingen in dB SPL
- een kunstoor die het oor van de patiënt simuleert. Een kunstoor (coupler) is een elektrische apparaat dat een caviteit omvat van 6 cc (cm³). Die 6 cc komt in werkelijkheid overeen met het volume aanwezig tussen het trommelvlies van de patiënt en het membraan van de koptelefoon.
- Een gevoelige microfoon om de geluidsniveaus te kunnen registreren.

Er wordt een geluid in dB HL aangeboden via de koptelefoon en dit geluid wordt opgevangen in een kunstoor. Een toon van 0 dB HL geven lukt niet door de aanwezigheid van omgevingsgeruis. Er moet dus met hogere dB HL waarden gewerkt worden. De koptelefoon wordt op de coupler geplaatst met daarboven een gewichtje van 500 gram om de druk van de koptelefoon op het hoofd na te bootsen. Het aangeboden geluid wordt opgevangen door een gevoelige microfoon die op zijn beurt het geluid zal doorsturen naar de sonometer. De sonometer geeft dan de dB SPL niveaus weer en de afgelezen dB SPL waarden worden dan vergeleken met de normaalwaarden. De output wordt uitgedrukt in dB SPL *re 20 μPa*.

De onderstaande tabel toont de standaardwaarden van de kalibratie van een audiometer volgens de ISO en de ANSI normen en bij dit laatste voor twee types van koptelefoon. Wanneer de output van de koptelefoon wordt bekomen, kan die vergeleken worden met een standaard om te bepalen of de koptelefoon goed gekalibreerd is.

Correctietabel							
125	250	500	1000	2000	4000	8000	Frequentie in Hz
42.8	24.5	10.1	7.2	9.5	8.3	15.3	Normale drempel in dB _{re: 20 μPa} (ISO '69 ; TDH 39)
45	25.5	11.5	7	9	9.5	13	Normale drempel in dB _{re: 20 μPa} (ANSI '69 ; TDH 39)
47.5	26.5	13.5	7.5	11	10.5	13	Normale drempel in dB _{re: 20 μPa} (ANSI '69 ; TDH 49)

De isonorm zegt dat de afwijking ten opzichte van de standaardwaarde ± 3 dB mag bedragen. Wanneer de 3 dB marge wordt overschreden zijn er drie mogelijkheden :

- de interne instellingen kunnen aangepast worden zodat de output van de audiometer weer conform is aan de kalibratie.
- het uitvoeren van een biologische ijking of 'real ear'kalibratie. (zie hoger)

- er kan ook gebruik gemaakt worden van een correctietabel, die aangeeft hoe de testresultaten dienen aangepast te worden alvorens ze worden opgemeten. Wanneer de gemeten dB SPL waarde te hoog ligt, moet men op het audiogram een slechter resultaat optekenen dan men heeft gevonden. Omgekeerd dient een beter resultaat op het audiogram gezet worden indien de gemeten dB SPL waarde te laag ligt. Aangezien men bij het bepalen van drempels in stappen van 5 dB werkt, zal men analoog in de correctietabel werken met +5 en -5 ter correctie van respectievelijk te hoge en te lage dB SPL waarden.

Extra informatie:

Het principe gaat als volgt:

Als men de audiometer instelt op 45 dB HL veroorzaakt dit een geluid dat uit de koptelefoon komt met een SPL niveau dat exact overeenkomt met 45 dB HL. Wanneer je de attenuator van de audiometer 5 dB verandert, betekent dit dat ook het SPL niveau met 5 dB zal veranderen. Het is echter zo dat onze actuele auditieve gevoeligheid in dB SPL (dB SPL re: 2×10^{-5} Pa) niet hetzelfde is op elke frequentie. Zoals af te lezen in onderstaande tabel heeft de gemiddelde normaal horende persoon 26.5 dB SPL nodig om juist een toon van 250 Hz te kunnen horen, maar slechts 7.5 dB SPL om juist een toon van 1000 Hz te kunnen horen (volgens de ANSI '69-norm). In onderstaande tabel worden de 'normale referentieniveaus' weergegeven, omdat zij de fysische intensiteiten zijn die een normaal horende persoon nodig heeft om de gehoordrempel te bereiken. De verschillende intensiteiten in dB SPL hebben allemaal hetzelfde geluidsniveau. Elk van deze dB SPL drempels komt dus overeen met een geluidsniveau (in dB HL) van 0 dB (0 dB HL).

De audiometer geeft de geluidsniveaus in dB HL, en alle referentiewaarden te zien in de onderstaande tabel zijn ingebouwd in het audiometercircuit. Wanneer de tester de attenuator van de audiometer instelt op om het even welk niveau in dB HL, voegt de audiometer automatisch de referentiewaarde toe die nodig is om de overeenstemmende fysische intensiteit te produceren. Wanneer bijvoorbeeld de frequentie wordt ingesteld op 1000 Hz (waar de referentiewaarde 7.5 dB SPL bedraagt) veroorzaakt een attenuatorsetting van 0 dB HL een toon die door de audiometer wordt geproduceert van: $0 + 7.5 = 7.5$ dB SPL die dan kan gemeten worden aan de hand van een sonometer. Wanneer de frequentie wordt ingesteld op 1000 Hz en 55 dB HL, dan komt dit overeen met een fysische intensiteit van $55 + 7.5 = 62.5$ dB SPL. Voor een frequentie van 500 Hz (referentiewaarde van 13.5 dB SPL) komt 0 dB HL komt overeen met 13.5 dB SPL en 65 dB HL met $65 + 13.5 = 78.5$ dB SPL.

b. Beentrillerkalibratie

De oorspronkelijke methode om een beentriller te kalibreren was met de 'real ear' methode (LG goed gekalibreerd en veronderstelling dat bij normaalhorenden LG gelijk is aan BG). De te verkiezen methode voor het kalibreren van beentrillers, namelijk de 'artificial ear' methode, veronderstelt de aanwezigheid van een kunstmatig mastoid. Voor het uitvoeren van deze 'artificial ear' methode moet men beschikken over:

- Een kunstoor. In dit geval spreekt men van een kunstmastoïd aangezien in plaats van een nabootsing van het oor de schedel die moet gesimuleerd worden. Een kunstmastoïd is een blokvormig toestel met leder erboven om de huid na te bootsen. Hierop wordt de beentriller geplaatst met opnieuw een gewicht erop om de druk van de diadeem te evenaren.
- Een sonometer
- Een gevoelige microfoon. Het gaat eigenlijk om een trillingsdetectiesysteem dat in het kunstmastoïd wordt aangebracht.

Er wordt een geluid aangeboden via de beentriller en dit geluid wordt door het trillingsdetectiesysteem opgevangen, dat op zijn beurt het geluid doorgeeft aan de sonometer.

Ook voor de normale beengeleidingsdrempels zijn normtabellen beschikbaar. De beengeleidingskalibratie is echter zeer complex ondermeer omdat die normtabellen uitgedrukt zijn in $\text{dB}_{\text{re: } 1 \mu\text{N}}$, wat de eenheid van kracht is. De sonometer moet dus ook in die eenheden afgesteld worden. Indien men niet beschikt over een kunstmastoid kan men opnieuw overschakelen op een biologische ijking. Men kan ook aan logische deductie doen en overgaan tot een subjectieve meting: als de luchtgeleiding geijkt is, dan moet de beengeleiding met de luchtgeleiding samenvallen bij alle proefpersonen zonder middenoorpathologie. De werkwijze van deze methode is als volgt: eerst worden de LG-drempels bepaald met een gekalibreerde audiometer. Vervolgens worden de BG-drempels bepaald. Het verschil tussen de LG-drempels en de BG-drempels is de hoeveelheid dB dat de beengeleidingsdrempel moet aangepast worden om de correcte beengeleidingsdrempel aan te geven.

3. Tonaal liminaire audiometrie - Werkwijze

3.1 Inleidende procedures en instructies

a. Instructies

De patiënt(e) wordt geïnstrueerd te reageren op een stimulus (lage tot hoge tonen). Dit kan gebeuren aan de hand van een knop, een verbale respons of het opsteken van de hand. Bij alle responsstrategieën kan het oor waarin de stimulus werd gehoord, worden aangegeven. Het geven van een verbale respons is niet aangewezen. Belangrijk is aan te geven dat de patiënt(e) moet reageren op elke minimaal hoorbare stimulus, en dit van zodra de stimulus wordt gehoord. De patiënt(e) mag niet langer reageren wanneer de stimulus niet meer wordt gehoord. Laat de patiënt(e) de kans eventuele vragen m.b.t. de instructies te stellen. Dit kan alleen de betrouwbaarheid van de testafname verhogen.

Patiënt(e) gebonden variabelen zoals motivatie, alertheid en vertrouwdheid met de test, beïnvloeden de betrouwbaarheid van de drempels en dienen dus in rekening te worden gebracht. Pas de instructies ook aan volgens de leeftijd of algemene toestand van de patiënt.

b. Plaatsen van de hoofdtelefoon en beengeleider

Bij het plaatsen van de hoofdtelefoon moet de universele kleurencode worden gerespecteerd: rood voor het rechteroor, blauw voor het linkeroor. Een hoofdtelefoon is gekalibreerd met een specifieke audiometer en mag dus niet zomaar tussen audiometers worden verwisseld. Volgende aspecten kunnen een goede plaatsing belemmeren: een bril, oorknoppen, veel haar, een pruik, een hoofddoek, excessieve kaakbewegingen (bv. kauwgom). Controleer eveneens of de patiënt(e) geen hoortoestellen draagt, en verwijder deze indien aanwezig. Geef wel de instructies aan de patiënt(e) wanneer hij/ zij het hoortoestel nog draagt.

Zorg voor een goede afsluiting van de gehoorgang, waarbij het membraan van de hoofdtelefoon ter hoogte van de ingang van de gehoorgang moet worden geplaatst. Controleer de toegankelijkheid van de gehoorgang. Een collaps van de gehoorgang kan zich voordoen wanneer het kraakbenig deel van de oorschelp en de gehoorgang de opening van de gehoorgang afsluit door de plaatsing van de hoofdtelefoon. Dit resulteert in een schijnbaar hoogfrequent conductief gehoorverlies en slechte test-retest betrouwbaarheid. In dit geval is het gebruik van inserts meer aangewezen.

De beengeleider moet op het mastoid worden geplaatst, zonder contact te maken met de oorschelp. Verwijder overtollig haar, en ga steeds de correcte plaatsing van de beengeleider tijdens de testafname na. Geef aan dat de patiënt(e) bij verschuiving van de beentriller dit moet melden. Indien maskeren van de beengeleiding noodzakelijk is (zie 3.4 – klinisch maskeren), bevindt de beentriller zich ter hoogte van het mastoid van het testoor, en de hoofdtelefoon wordt enkel ter hoogte van het niet-testoor geplaatst. Het plaatsen van een hoofdtelefoon ter hoogte van het testoor zou een occlusie-effect veroorzaken.

3.2 Drempelbepalingsprocedure

De gehoordrempels worden bepaald aan de hand van de **Hughson-Westlake techniek**. Deze techniek bestaat uit drie verschillende fasen.

- Familiarisatiefase (supraliminaire zone)

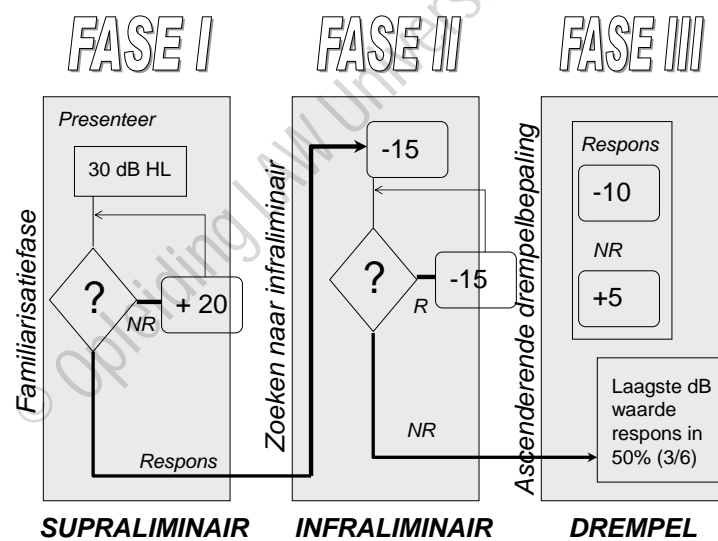
De patiënt wordt vertrouwd gemaakt met de stimulus die hem zal worden aangeboden. Je zet de audiometer op 30 dB HL op een frequentie van 1000 Hz. Je biedt de toon aan en je vraagt aan de patiënt of hij/zij het hoort. Indien de patiënt niet reageert laat je de intensiteit telkens met 20 dB toenemen tot de toon wel gehoord wordt. Als de patiënt niet reageert kan het zijn dat de koptelefoon niet goed opstaat, of de audiometer niet goed werkt. De patiënt kan ook slechthorend zijn of aan het simuleren zijn.

- Infraliminaire zone

Nu wordt de intensiteit in stappen van 15 dB verminderd tot de patiënt de toon niet meer hoort.

- Drempelbepalingsprocedure

Als de patiënt de toon niet meer hoort verhoog je de intensiteit met 5 dB. Als de toon wel wordt gehoord, laat je de intensiteit 10 dB dalen. Deze procedure van + 5 dB als de toon wordt gehoord en – 10 dB bij het niet meer horen van de toon blijf je herhalen tot er drie maal positief wordt gereageerd op eenzelfde intensiteit. Deze intensiteit komt dan overeen met de gehoordrempel (in dB HL).



Voorbeeld: Drempelbepaling bij een patiënt met een gehoorverlies van 65 dB HL.

FASE I: je biedt 30 dB aan → geen respons → 50 dB → geen respons → 70 dB → respons

FASE II: 70 dB – 15 dB = 55 dB → geen respons

FASE III: + 5 dB dus 60 dB aanbieden → geen respons → 65 dB → geen respons → **70 dB** → respons → 60 dB → geen respons → **65 dB** → respons → 55 dB → geen respons → 60 dB → geen respons → **65 dB** → respons → 55 dB → geen respons → 60 dB → geen respons → **65 dB** → respons → 60 dB → geen respons → **65 dB** → respons

De patiënt heeft drie maal gereageerd op 65 dB HL, dus die waarde wordt als gehoordrempel genomen.

Voor het meten van de **luchtgeleidingsdrempels** wordt gestart op 1000 Hz, daar dit een frequentie is die door de meeste patiënten goed waargenomen wordt en eveneens een frequentie is waarop de gevonden gehoordrempels betrouwbaar zijn. Dan volgen de hogere octaaffrequenties 2000, 4000 en 8000 Hz. Daarna wordt opnieuw 1000 Hz getest om dan door te gaan naar de lagere octaaffrequenties 500, 250 en 125 Hz. De lage frequenties worden laatst getest, want de gehoorzenuw raakt sneller vermoeid door lage tonen. Indien er abrupte veranderingen (≥ 20 dB HL) voorkomen in de auditieve sensitiviteit tussen de verschillende octaaffrequenties, moeten de halve octaaffrequenties best ook getest worden (750, 1500, 3000 en 6000 Hz). Wanneer men de luchtgeleidingsdrempels bepaald moeten beide oren zeker getest worden. Men start altijd met het beste oor (informatie die men bekomt door het te vragen aan de patiënt of door de stemvorkproeven toe te passen). Indien er twijfel is omtrent het beste oor, dient men de drempel te bepalen op 1000 Hz voor zowel het linker als het rechter oor en dit dan met elkaar vergelijken om de beste kant te bepalen.

Voor de **beengeleidingsdrempels** wordt dezelfde procedure gestart, met dat verschil dat de frequenties 125 Hz en 8000 Hz niet getest worden, omdat de beentriller deze frequenties niet aankan. Beentrillers zijn ook beperkt in output qua intensiteit, afhankelijk van de geteste frequentie. Vooral bij de lage frequenties zijn de hoogste waarden beperkt en bestaat er een kans dat de patiënt aangeeft de toon te horen, maar dat dit echter een vibratiele sensatie is, eerder dan een auditieve. De tester dient dus de output van de beentriller goed in acht te nemen, en de patiënt – zeker op de laagste frequenties – te vragen of hij/zij de toon heeft gehoord of eerder heeft gevoeld.

Voor de beengeleiding heeft men eigenlijk genoeg aan één meting. Op basis van het Stengerprincipe weten we dat steeds de beste cochlea wordt gemeten ongeacht of de beengeleider op het linker- of het rechtermastoïd wordt geplaatst.

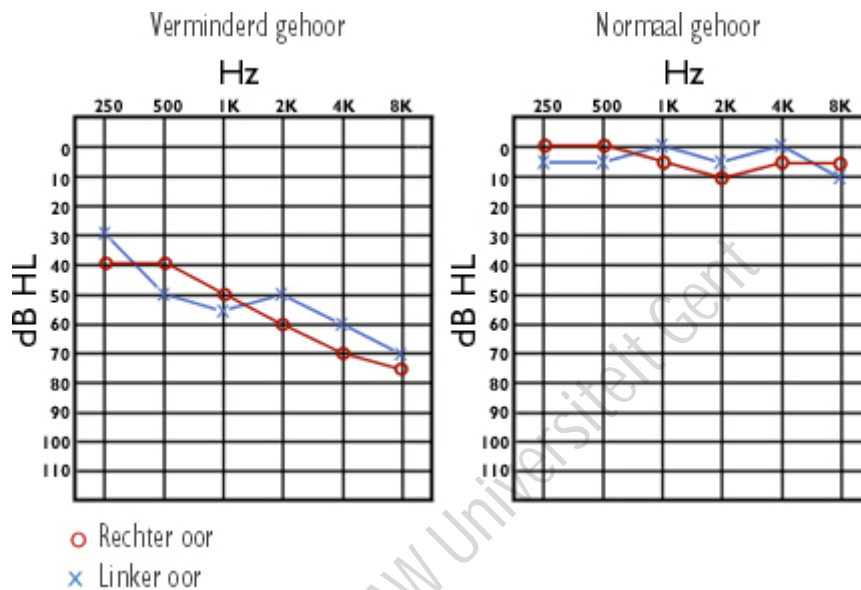
Zowel bij het bepalen van de luchtgeleidingsdrempels als de beengeleidingsdrempels kunnen de signalen continu worden aangeboden. De frequentie en intensiteit van het signaal wordt tijdens de aanbieding van het signaal gewijzigd. De signalen kunnen ook onderbroken worden aangeboden. De frequentie en intensiteit van het signaal wordt dan alleen gewijzigd wanneer niet gestimuleerd wordt, zodat de patiënt dit niet opmerkt. Gedurende de drempelbepaling moet men er op letten dat de signalen niet voortdurend aan een zelfde ritme worden aangeboden. Stimuli die met een vast ritme worden aangeboden zijn voorspelbaar voor de patiënt(e) en geven aanleiding tot vals positieve resultaten.

Extra informatie: Naast het enkel testen van de octaaffrequenties is er nog een andere mogelijkheid voor het bepalen van de gehoordrempels, namelijk aan de hand van de methode volgens Békésy. Deze methode wordt echter zelden nog gebruikt. Hierbij worden alle frequenties getest en dit kan op twee manieren gebeuren.

- **Sweep frequency audiometrie**, waarbij de frequenties voortdurend worden overlopen van hoog naar laag en dan opnieuw naar hoog en zo verder. Tegelijk wordt de intensiteit voortdurend gevarieerd. De patiënt heeft een knop in zijn handen en de intensiteit wordt opgedreven tot de patiënt op de knop duwt dat hij de toon hoort. Dan wordt de intensiteit gedaald tot de patiënt de knop weer loslaat wat betekent dat hij de toon niet meer hoort en wordt de intensiteit weer opgedreven. Deze procedure wordt herhaald tot de drempel is gevonden.
- **Fixed frequency audiometrie**, waarbij het procedure van de intensiteit op dezelfde manier wordt overlopen, maar dit enkel op één bepaalde frequentie. Nadat de drempel op die frequentie wordt bepaald, wordt hetzelfde herhaald op de andere frequenties.

3.3. Resultaten noteren

De gehoordrempels bepaald via de Hughson-Westlake techniek worden weergegeven op een **audiogram** (zie onderstaande figuur). De frequentie die op de abscis wordt voorgesteld is uitgedrukt in een logaritmische schaal en gaat van 125 Hz tot 8000 Hz. De octaven vertonen allemaal dezelfde afstand. Dit betekent dat de afstand die overeenkomt met een verdubbeling van de frequentie altijd dezelfde is. (vb. van 125 tot 250 Hz is een zelfde afstand als van 1000 tot 2000 Hz). De intensiteit daarentegen wordt via een lineaire schaal uitgedrukt en is weergegeveb op de ordinaat. De intensiteit wordt uitgedrukt in dB HL en gaat van -10 dB HL tot een maximum van 120 dB HL.



Voor de notitie van respectievelijk lucht- en beengeleidingsdrempels links en rechts geldt een conventie omtrent de symbolen.

- ongemaskeerde symbolen :
 - luchtgeleiding van het linker oor x
 - luchtgeleiding van het rechter oor 0
 - beengeleiding van het linker oor >
 - beengeleiding van het rechter oor <

- gemaskeerde symbolen :
 - luchtgeleiding van het linker oor □
 - luchtgeleiding van het rechter oor Δ
 - beengeleiding van het linker oor]
 - beengeleiding van het rechter oor [

3.4 Resultaten interpreteren

Zodra de lucht- en beengeleidingsdrempels bepaald zijn voor het linker- en het rechteroor kan men uitmaken of we te maken hebben met een normaal gehoor of een gehoor verlies.

De interpretatie van de gehoordrempels kan gebeuren op basis van volgende parameters:

- Aard of type gehoorverlies
- Ernst of graad van het gehoorverlies
- Symmetrie van het gehoorverlies
- Configuratie van het gehoorverlies

a. Aard of type gehoorverlies

Volgende types gehoorverlies kunnen worden onderscheiden:

- Normaal gehoor: $LG \leq 20$ dB HL
- Conductief gehoorverlies: $LG > 20$ dB HL én $ABG \geq 15$ dB HL
- Neurosensorieel gehoorverlies: $LG > 20$ dB HL én $ABG < 15$ dB HL
- Gemengd gehoorverlies: $LG > 20$ dB HL én $ABG \geq 15$ dB HL én $BG > 20$ dB HL

b. Ernst of graad van het gehoorverlies

De graad van het gehoorverlies vertelt ons iets over de grootte van het gehoorverlies en kan op verschillende manieren berekend worden. De meest gekende manier is op basis van de **Fletcher Index (FI)** of ook wel **Pure Tone Average (PTA)** genoemd. De PTA is het gemiddelde van de luchtgeleidingsdrempels gevonden op 500, 1000 en 2000 Hz. Op basis van de PTA werden verschillende classificaties ontwikkeld om te graad van het gehoorverlies in te delen.

Voorbeeld van een classificatiesysteem (ANSI – 2004):

PTA ≤ 15	normaal gehoor
PTA 16-25	licht gehoorverlies
PTA 26-40	mild gehoorverlies
PTA 41-55	matig gehoorverlies
PTA 56-70	matig tot ernstig gehoorverlies
PTA 71-90	ernstig gehoorverlies
PTA ≥ 90	diep gehoorverlies
PTA 140 dB	pijnlijk

c. Symmetrie van het gehoorverlies

Bij de interpretatie van get audiogram is het belangrijk om de gehoordrempels van het linker- en rechteroor met elkaar te vergelijken en na te gaan of deze van elkaar verschillen. Men spreekt van een **asymmetrisch gehoor** indien het verschil in PTA tussen het linker- en rechteroor ≥ 20 dB HL bedraagt én indien op minstens 2 octaaffrequenties het verschil tussen linker- en rechteroor minstens 10 dB HL bedraagt.

d. Configuratie van het gehoorverlies

De configuratie verwijst naar de vorm van het audiogram of het patroon van de gehoordrempels over de verschillende frequenties. Er kunnen verschillende audiometrische configuraties onderscheiden worden (zie onderstaande figuur). Bij het interpreteren en beschrijven van een audiogram is het steeds van belang om de audiometrische configuratie weer te geven.

Flat	Little or no change in thresholds (+ or -20 dB) across frequencies.		Vlak
Sloping	As frequency increases, the degree of hearing loss increases.		Dalend
Rising	As frequency increases, the degree of hearing loss decreases.		Oplopend
Precipitous	Very sharp increase in the hearing loss between octaves.		Ski-slope
Scoop or trough shape	The greatest hearing loss is present in the mid-frequencies, and hearing sensitivity is better in the low and high frequencies.		Cookie-bite
Inverted scoop or trough shape	The greatest hearing loss is in the low and high frequencies, and hearing sensitivity is better in the mid frequencies.		Inverted cookie-bite
High frequency	The hearing loss is limited to the frequencies above the speech range (2000-3000 Hz).		Hoogfrequent
Fragmentary	Thresholds are recorded only for low frequencies, and they are in the severe-to-profound range.		Fragmentair
4000-6000 Hz notch	Hearing is within normal limits through 3000 Hz and a sharp drop is seen in the 4000-6000 Hz range, with improved thresholds at 8000 Hz.		Notched/ (lawaaidip)

4 Klinisch maskeren

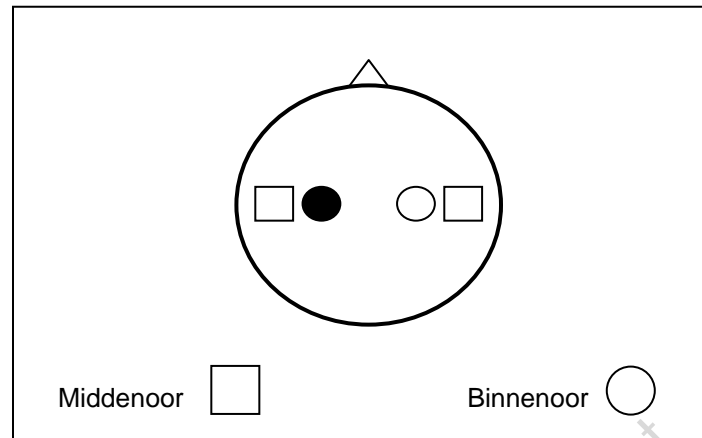
4.1 Transcranieel horen

Het lijkt een evidente uitspraak te zijn, te stellen dat geluiden aangeboden aan het rechter oor door het rechter oor zullen worden gehoord en dat geluiden gepresenteerd aan het linker oor slechts door het linker oor worden waargenomen. Deze uitspraak is echter niet noodzakelijk waar. Integendeel, het komt frequent voor dat geluiden aangeboden aan één oor het contralaterale oor bereiken. Dit fenomeen wordt **signal cross-over** genoemd. Wanneer het geluid aangeboden aan het ipsilaterale oor wordt gehoord in het contralaterale oor, nadat signal cross-over heeft plaatsgevonden spreekt men van **overhoren**. Overhoren kan leiden tot een verkeerd beeld van de auditieve mogelijkheden van de patiënt. Het is dus belangrijk om als onderzoeker steeds de vraag stellen of er geen gevaar is voor het fenomeen overhoren.

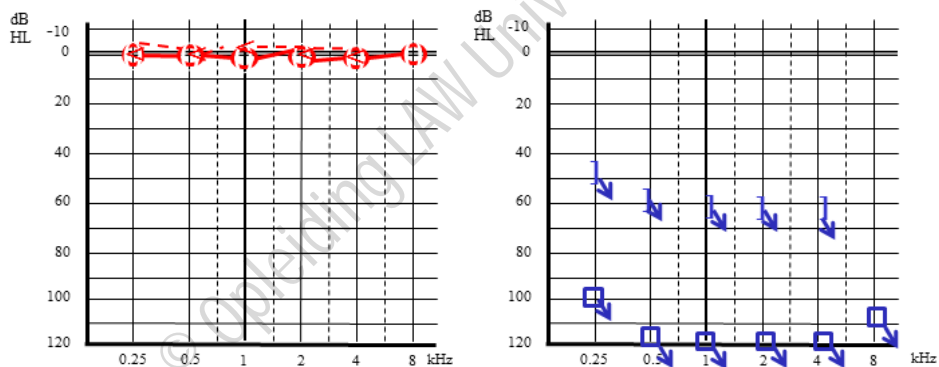
Om verwarring in de terminologie te voorkomen is het de gewoonte om het oor dat wordt getest het "test-oor" (TO) te noemen en het contralaterale oor op dat moment het "niet test-oor" (NTO).

Het fenomeen signal cross-over en overhoren kan worden verduidelijkt aan de hand van de volgende casus.

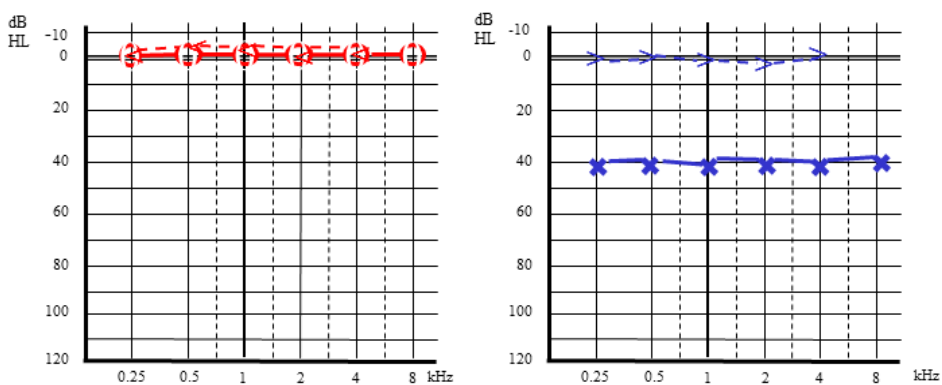
Stel: we weten vooraf dat het rechteroor van een patiënt normaal is en dat het linkeroor volledig doof is. We kunnen deze situatie schematisch als volgt voorstellen:



Voor het rechter oor zouden we lucht- en beengeleidingsdrempels verwachten tussen 0-10 dB HL en "No response" symbolen voor de lucht- en beengeleidingsdrempels van het linkeroor ter hoogte van de maximale outputniveaus van de audiometer. Onderstaande figuur toont een dergelijk te verwachten audiogram.



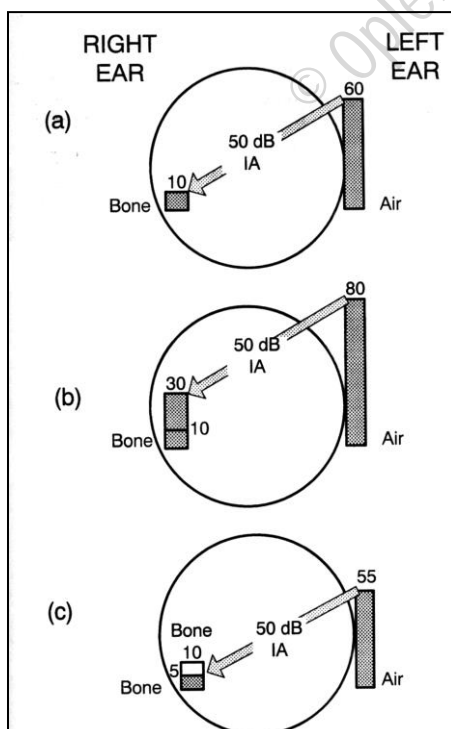
Het bekomen audiogram is echter helemaal niet gelijk aan deze figuur maar zal eerder een vorm aannemen zoals hieronder afgebeeld.



Als we het bekomen audiogram grondig bekijken, dan zien we de lucht- en beengeleidingsdrempels van het rechter oor liggen op de te verwachten niveaus, terwijl de linker luchtgeleidingsdrempels tussen 40-60 dB HL gelegen zijn en de linker beengeleidingsdrempels gelijk zijn aan die van het rechter oor. Hoe kan dit als we weten dat het linker oor volledig doof is?

Dit fenomeen kan verklaard worden door het **overhoren** van de lucht- en beengeleidingsstimuli. Laat ons eerst dit probleem verklaren voor de gevonden luchtgeleidingdrempels. Aangezien de patiënt in zijn linkeroor niets hoort, zullen de luchtgeleidingsstimuli tijdens audiometrie in dat oor steeds met hogere intensiteiten gepresenteerd dienen te worden. Uiteindelijk zal de intensiteit van de toon, die aangeboden wordt aan het doof oor, zo luid worden dat deze kan worden gehoord door de cochlea van het contralaterale oor (= "overhoren"). Op dat moment zal de patiënt een respons geven en zeggen dat hij/zij de toon hoort. Met andere woorden, de respons van de patiënt is het gevolg van het horen van de luchtgeleidingsstimuli in het niet-testoor die werden aangeboden aan het doof oor (het testoor). Bijgevolg zijn alle linker luchtgeleidingsdrempels in bovenstaande figuur (bekomen audiogram) te wijten aan overhoren en worden deze drempels "**schaduwdrempels**" genoemd. Beschouwen we de gevonden beengeleidingsdrempels, dan is duidelijk te zien hoe de linker- en rechterbeengeleidingsdrempels aan mekaar gelijk zijn, ook al is het rechter oor volledig normaal en het linker oor volledig doof. De implicatie hiervan is dat het beengeleidingssignaal aangeboden aan het linker oor, waargenomen wordt door het rechter oor. Dit kan verklaard worden doordat een beengeleidingssignaal afgeleverd via een beentriller, geplaatst op de schedel, ongeveer in gelijke mate de beide cochlea's stimuleert (=Stengerprincipe).

Opdat een toon in het niet-testoor zou kunnen worden gehoord, moet het mogelijk zijn dat een dergelijk signaal, dat aan één oor werd aangeboden, via een transcraniële route in het andere oor terecht kan komen (= "signal cross-over"). De intensiteit waarmee het signaal aangeboden in het testoor terecht komt in het niet-testoor is kleiner dan dat van het oorspronkelijk signaal, omdat het een bepaalde hoeveelheid energie kost om het signaal transcranieel te geleiden. Het aantal dB die verloren gaan tijdens dit proces van transcranieel horen wordt de **interaurale attenuatie (IA)** genoemd. Overhoren zal alleen maar optreden wanneer het signaal, dat via cross-over het contralaterale oor bereikt heeft, kan worden gehoord. Het verschil tussen beide fenomenen wordt duidelijk door het onderstaande voorbeeld.



De drie situaties in de linker figuur tonen aan dat de toon in de contralaterale cochlea (=rechteroor) voor de frequentie 1000 Hz en voor luchtgeleiding, steeds met 50 dB verzwakking aankomt (=IA):

- (a) $60 - 50 = 10 \text{ dB HL}$
- (b) $80 - 50 = 30 \text{ dB HL}$
- (c) $55 - 50 = 5 \text{ dB HL}$

Laat ons niet vergeten dat de reële beengeleidingsdrempel van het rechter oor 10 dB HL is (cfr. supra).

In situatie (a) komt de toon in het rechteroor aan met een intensiteit gelijk aan de beengeleidingsdrempel ($60-50=10 \text{ dB HL}$). Voor de patiënt heeft de toon een intensiteit van 0 dB SL ($10-10=0 \text{ dB SL}$), en wordt dus door de patient net gehoord.

In situatie (b) komt de toon in het rechteroor aan met een intensiteit van 30 dB HL ($80-50=30 \text{ dB HL}$) en dus een sensation level van 20 dB SL ($30-10=20 \text{ dB SL}$), zijnde 20 dB boven de drempel van de rechtercochlea.

Beide situaties (a) en (b) geven aanleiding tot cross-over en overhoren. Met andere woorden, de patient zal in beide gevallen aangeven dat hij/zij de toon hoort.

In situatie (c) echter komt de toon in het rechteroor aan met een intensiteit van slechts 5 dB (55-50=5 dB HL), wat overeenkomt met een sensation level van - 5 dB SL (5-10=-5 dB SL) en dus onder de drempel van dit binnenoor gelegen is. De patient zal in dit geval geen tonale waarneming hebben.

De waarden voor **interaurale attenuatie tijdens luchtgeleidingsmetingen** hangen af van drie verschillende factoren: (1) Intersubject variabiliteit, (2) Frequentie van het testsignaal en (3) Type koptelefoon. De factor intersubject variabiliteit hoeft ons niet te verwonderen, aangezien het bekend is dat de grootte van de interaurale attenuatie toeneemt wanneer de oppervlakte van het hoofd afneemt. Verder hangt de hoeveelheid getransporteerde geluidsenergie af van ondermeer de dikte van de schedel en de densiteit van het schedelbot.

Onderstaande tabel geeft een lijst van gemiddelde interaurale attenuaties voor luchtgeleidingssignalen en voor frequenties tussen 250 en 8000 Hz, wanneer gebruik gemaakt wordt van een koptelefoon.

Study	Transducer		Frequency (Hz)							Mean	
			250	500	1000	2000	3000	4000	6000		8000
Chaiklin, 1967	TDH-39	Mean	51	59	69	61	68	70	65	57	62.5
		Range	44-58	54-65	57-66	55-72	56-72	61-85	56-76	51-69	
Coles & Priede, 1970	NA	Mean	61	63	63	63		68			63.6
		Range	50-80	45-80	40-80	45-75		50-85			
Killion et al, 1985	TDH-39	Mean	50	60	60	60	60	65			59.1
		Range	45-65	52-65	52-65	50-68	50-68	52-74			
Liden et al, 1959	NA	Mean	58	60	57	60		61		63	59.2
		Range	45-75	50-70	45-70	45-75		45-75		45-80	
Sklare & Denenberg, 1987	TDH-49	Mean	54	59	62	58	57	65	65		60.0
		Range	—	45-60	45-75	60-65	45-70	45-70	60-75	50-80	
Zwislocki, 1953	NA	Mean	45	50	55	60		65			55.0
		Overall	—	—	—	—	—	—	—	—	
		Mean	55	59	61	60	62	66	65	60	

Zoals kan worden afgelezen, liggen de gemiddelde waarden tussen 45-70 dB voor de octaaffrequenties tussen 250-8000 Hz met een spreiding tussen 40-80 dB, en dit wanneer gebruik wordt gemaakt van supra-aurale koptelefoons. De kleinste waarde voor de interaurale attenuatie (luchtgeleiding) is dus **40 dB**.

Wanneer gebruik wordt gemaakt van insert koptelefoons zullen andere waarden voor de IA terug worden gevonden. Onderstaande tabel toont deze waarden voor frequenties tussen 250 en 6000 Hz.

Study	Frequency							Mean
	250	500	1000	2000	3000	4000	6000	
Killion et al, 1985	95	85	70	75	80			81
Konig, 1962	95	90	83	75	80	82	70	82
Sklare & Denenberg, 1987	100	94+	81	71	69	77	75+	81+

Zoals blijkt zijn de waarden van de interaurale attenuatie veel hoger en kenmerken ze zich door een spreiding van 70-100 dB, met gemiddelde waarden tussen 80-82 dB. De grotere interaurale attenuatie zal, zoals later zal blijken, een gunstige invloed hebben tijdens het klinische maskeren.

Vanuit het standpunt van overhoren kunnen we stellen dat er geen **interaurale attenuatie** is voor **beengeleiding** ($IA_{BG} = 0 \text{ dB}$). Dus, de rechter- en linkerbeengeleidingsdrempels zijn in ons voorbeeld aan mekaar gelijk omdat ze beide afkomstig zijn van de beste cochlea (i.e. het rechter oor). We dienen wel op te merken dat er een verschil moet worden gemaakt tussen de frontale plaatsing van de beentriller en de meer gebruikelijke mastoidale plaatsing van de beentriller. De IA van 0 dB voor BG-stimuli geldt vooral voor frontale beengeleidingsstimuli. Voor mastoidaal afgeleverde BG-stimuli geldt een grotere variabiliteit tussen patiënten onderling en tussen de verschillende testfrequenties met name:



Dus voor hogere frequenties (2000-4000 Hz) geldt dat men tussen patiënten onderling een interaurale attenuatie voor BG tussen 0-15 dB terug kan vinden.

4.2 Wat is maskeren?

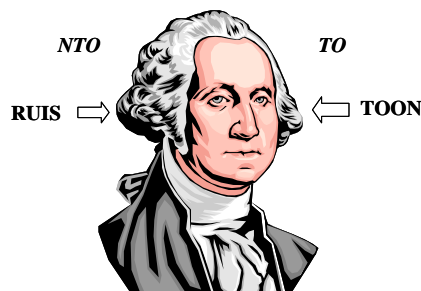
Eenvoudig gesteld kan maskeren gezien worden als de situatie wanneer één geluid (de maskeerder) een ander geluid (primair auditief signaal) onhoorbaar maakt.

Een meer nauwkeurige definitie :

“The process by which the threshold of hearing for one sound is raised by the presence of another (masking) sound [and] the amount by which the threshold of hearing for one sound is raised by the presence of another (masking) sound expressed in decibels”

In het alledaagse leven komen we voortdurend in contact met dergelijke maskeersituaties. Maskeren resulteert dan uit de aanwezigheid van achtergrondgeruis. Dit maskerend geluid interfereert met onze dagelijkse activiteiten en is dus ongewenst. In een klinische setting echter, tijdens audiometrie, wordt maskeren intentioneel toegepast in het NTO teneinde het bovenvermeld fenomeen van overhoren of transcranieel horen te vermijden.

Klinisch maskeren impliceert een techniek om overhoren tegen te gaan. Er wordt maskeerruis in het niet-testoor aangeboden om op een betrouwbare manier (d.w.z. zonder risico op overhoren) de auditieve sensibiliteit van het testoor te kunnen bepalen.



Bovendien wordt de ruis in het niet-testoor altijd via luchtgeleiding aangeboden, onafhankelijk of het testoor via lucht- of beengeleiding wordt gemeten.

De betekenis is voor iedereen duidelijk wanneer een audioloog stelt dat hij/zij de linker beengeleiding opnieuw zal testen met maskeerruis in het rechteroor. Spijtig genoeg is de maskeerterminologie over het algemeen in een meer telegrafische stijl geformuleerd, zodat dit vaak leidt tot verwarring en ambiguïteiten.

Daarom enkele typische formuleringen:

- “ongemaskeerde luchtgeleiding” = luchtgeleiding zonder toepassing van contralaterale maskering
- “ongemaskeerde beengeleiding” = beengeleiding zonder toepassing van contralaterale maskering
- “gemaskeerde luchtgeleiding links” = bepalen van de LG-drempel van het linkeroor met toepassing van contralaterale maskeerruis (d.i. rechteroor)
- “gemaskeerde beengeleiding links” = bepalen van de BG-drempel van het linkeroor met toepassing van contralaterale maskeerruis (d.i. rechter oor)

4.2.1 Types maskeerruis

Welk type van ruis men moet geven aan het niet test oor is in belangrijke mate afhankelijk van het testsignaal dat dient te worden gemaskeerd (lees onhoorbaar gemaakt). Als dit signaal zich kenmerkt door een breed frequentiespectrum, zoals bijvoorbeeld spraak, dan moet ook de maskeerder een breed frequentiespectrum bezitten. Zo zal men voor spraakaudiometrie frequent witte ruis, roze ruis of andere breedbandige ruisconfiguraties hanteren.

Zuivere tonen kunnen ook door een breedbandruis worden gemaskeerd, maar dit is in het geheel niet wenselijk. Het is gekend dat bij het maskeren van een zuivere toon met breedbandruis, slechts een beperkte set van frequentiecomponenten van deze breedbandruis effectief bijdragen tot het maskeren ervan. Deze beperkte band werd de kritieke band genoemd. De frequenties die boven en onder deze kritieke band gelegen zijn, helpen niet in het maskeren van de toon, maar vergroten wel de subjectieve luidheid van de maskeerruis. Bijgevolg is een breedbandruis een slechte keuze voor het maskeren, aangezien deze inefficiënt is en te luid.

Extra informatie:

Oorspronkelijk is het begrip ‘kritieke band’ ontleend aan het verschijnsel ‘maskering’. Het is al betrekkelijk lang bekend dat een relatief zwakke toon, die we de ‘testtoon’ zullen noemen, door een relatief sterke toon, die we de ‘maskeerder’ noemen, onhoorbaar gemaakt kan worden. Een voorwaarde daarvoor is dat de twee tonen niet teveel in frequentie mogen verschillen. Op een andere manier geformuleerd: de drempel van een testtoon wordt door een maskeerder verhoogd indien de maskeerder en testtoon weinig in frequentie verschillen.

Fletcher formuleerde in 1940 een tweetal werkhypothesen over de ‘kritieke band’ (een term die toen voor het eerst werd gebruikt) waarin werd aangenomen dat:

- een toon alleen gemaskeerd kan worden door een ander signaal (maskeersignaal) dat in een smalle frequentieband rondom de testtoonband aanwezig is: de kritieke band. Signalen buiten de kritieke band hebben geen maskerende invloed.
- als ruis een toon juist maskeert is het geluidsniveau van de maskeerruis binnen de kritieke band gelijk aan dat van de testtoon.

De hierboven beschreven verschijnselen lijken er op te wijzen dat de menselijke waarneming alle signalen die binnen een kritieke band vallen niet van elkaar kan scheiden, en dus als één geheel verwerkt.

De veronderstelling dat alle signalen die binnen een kritieke band vallen, als één geheel door het waarnemingsmechanisme worden verwerkt wordt bevestigd door de luidheidswaarneming van samengestelde geluiden. Als een aantal zuivere tonen binnen een kritieke band ligt is de luidheidssensatie die ze teweegbrengen, kleiner dan wanneer dezelfde tonen over een groter frequentiegebied verspreid liggen, m.a.w. als ze zich over meer dan één kritieke band verdelen. Als men een (of meer) van de tonen zodanig in frequentie verschuift dat deze niet buiten de kritieke band komen, blijft de luidheid gelijk. Indien een (of meer) van de tonen bij zo'n verschuiving buiten de kritieke band vallen, dan neemt de luidheid toe. Dit is te verklaren door aan te nemen dat de luidheid van samengestelde geluiden tot stand komt door binnen een kritieke band alle signalen samen te nemen. Dit past in de veronderstelling dat een samengesteld geluid binnen een kritieke band niet in deelcomponenten is waar te nemen. De totale luidheid van het complex wordt verkregen door de luidheden van alle kritieke banden bij elkaar op te tellen. De luidheid wordt daarom per kritieke band bepaald en pas daarna gesommeerd.

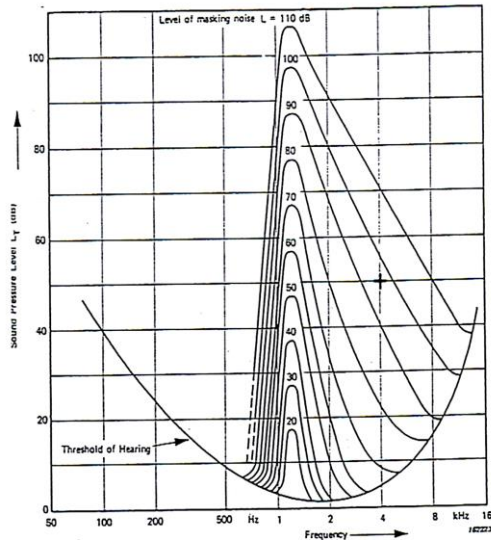
Uit experimenten is gebleken dat op het frequentiegebied dat voor de mens de meest nuttige informatie bevat (tussen 100 en 6000 Hz), ongeveer 18 op elkaar aansluitende kritieke banden passen. In modellen van het gehoor wordt op grond hiervan het frequentie-analyserend mechanisme wel voorgesteld door 18 filters, die elk 1/3 octaaf breed zijn (terstfilters). Vooral voor het hoge gedeelte van het bestreken gebied zijn deze filters wat aan de brede kant; voor praktische toepassingen voldoet de benadering echter goed.

Het begrip 'kritieke band' heeft dus betrekking op een van de meest essentiële eigenschappen van het gehoor. Bij de verwerking van geluid verdeelt het gehoor de frequentiewereld in kleine stukjes. De inhoud van elk van die stukjes worden als één geheel verder verwerkt. Bij cochleaire verliezen is de kritieke band meestal breder dan bij een normaal gehoor. Het analyserend vermogen bij gehoorverliezen is daarom slechter dan bij een normaalhorend oor. Dagdagelijks worden mensen zelden blootgesteld aan een geïsoleerd geluid. Het geluid waarin men geïnteresseerd is, komt meestal samen voor met verschillende andere geluiden, die men als achtergrondlawaai omschrijft. Het opvangen van geluid, en meer bepaald het correct identificeren van spraak, kan dus vervormd of gemaskeerd worden wanneer de spectrale componenten van het achtergrondlawaai voldoende luid zijn in vergelijking met het akoestische doelsignaal. Maskeren is de interferentie met de mogelijkheid tot horen van een signaal door de aanwezigheid van een tweede geluid (de masker). Maw, een signaal dat normaal hoorbaar zou zijn is nu onhoorbaar geworden door de aanwezigheid van het maskerend geluid. Door de aanwezigheid zal een drempel verhoogd zijn, en men spreekt van een drempelverschuiwing. De grootte van de drempelverschuiwing toont de hoeveelheid maskering dat werd veroorzaakt door het geluid. De frequentie en de intensiteit van de maskeerder bepalen welke signalen het zal maskeren en hoeveel maskering het zal veroorzaken. Wanneer we het effect van de frequentie van een maskeerder willen zien, moet die maskeerder een smalbandruis of een zuivere toon zijn.

Kenmerken van maskeren :

- Smalbandruis vertoont een groter maskeereffect dan een zuivere toon van dezelfde intensiteit en gelegen rond dezelfde centerfrequentie.
- Bij lage geluidsniveaus is het maskeren beperkt tot een vrij smalle zone rond de centerfrequentie van het maskerend geluid. Bij toenemende sterkte van de maskeerder, vergroot het gemaskeerde frequentiegebied.
- Het maskerend effect is groter op frequenties in de buurt van de frequentie van de maskeerder dan op verder gelegen frequenties.
- Het maskeerpatroon geproduceerd door een maskeerder met een lage intensiteit, is smal en voornamelijk symmetrisch rond de centerfrequentie. Wanneer de intensiteit van de maskeerder wordt opgedreven, zal het gebied van de frequenties die gemaskeerd worden breder worden en breidt zich asymmetrisch uit naar de hoger gelegen frequenties. Een maskeersignaal van 1000 Hz

bijvoorbeeld is in staat om frequenties hoger dan 1000 Hz te maskeren, maar is niet in staat om lager gelegen frequenties te maskeren. Een gevolg hiervan is dat de maskeerpatronen bij lage frequenties veel breder zijn dan bij hoge frequenties, door het bijkomend maskeren van de hoger gelegen frequenties. Het fenomeen dat maskering zich uitbreidt naar frequenties die hoger zijn gelegen dan de maskeerfrequentie, maar niet naar lager gelegen frequenties, wordt **upward spread of masking** genoemd.



Overzicht van de verschillende vormen van maskeerruis

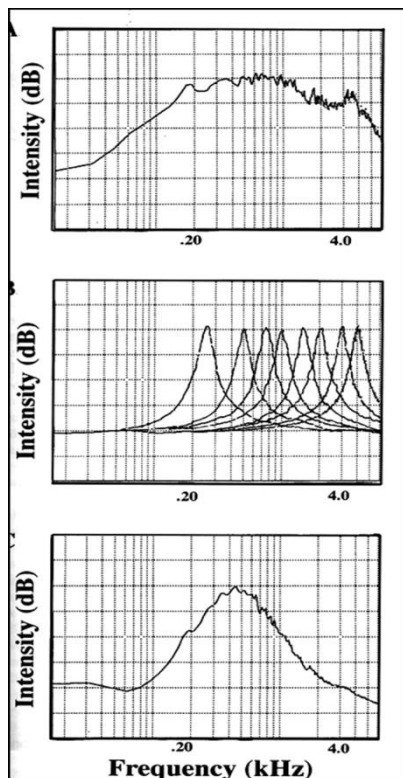
Zoals hierboven reeds aangehaald, hangt de effectiviteit en efficiëntie van een maskeersignaal bijna geheel af van de kritieke bandbreedte. De bedoeling is immers teststimuli te maskeren met een minimum aan energie in het maskeersignaal. Drie verschillende types ruis zijn beschikbaar op de meeste klinische audiometers

- a. breedband of witte ruis
- b. smalbandruis of narrow band noise (NBN)
- c. speech noise (SN)

Elk van deze ruistypes kan efficiënt een variëteit van teststimuli maskeren op voorwaarde dat een geschikte intensiteit wordt gekozen. Het is echter te verkiezen, dat men een ruistype selecteert waarvan het spectrum het nauwst aanleunt bij de spectrale samenstelling van de teststimulus zelf.

Als algemene regel kan gesteld worden:

“The most efficient masker produces the greatest threshold shift with the least amount of energy”



Witte ruis

Smalbandruis

Speech noise

a. Witte ruis

Breedbandruis of witte ruis verwijst naar maskeersignalen met een brede frequentiesamenstelling in de range van 100 tot 10.000 Hz met ongeveer gelijke intensiteiten. Het is echter duidelijk uit bovenstaande figuur dat men slechts een vlakke frequentierespons heeft tussen 200 en 6000 Hz. De energie zal drastisch gereduceerd worden in het frequentiegebied boven en onder 200 en 6000 Hz. Deze reductie wordt veroorzaakt door een beperking in de frequentierespons van de koptelefoon.

b. Smalbandruis

Smalbandruis of narrow band noise (NBN) is een vorm van gefilterde witte ruis. De witte ruis wordt via een banddoorlaatfilter gestuurd teneinde een bepaalde smalle frequentieband te bekomen. Smalbandruissignalen, gebruikt tijdens audiometrie, kunnen verschillende bandbreedtes hebben van ongeveer $1/3$ octaaf, $1/2$ octaaf of andere bandbreedtes en kunnen ook verschillen in hun roll-off rate (= steilheid van de flanken van filterkarakteristiek).

Als een NBN gecentreerd rond de frequentie 1000 Hz wordt gebruikt, noemen we dit een 1000 Hz NBN, een NBN gecentreerd rond de frequentie 2000 Hz, wordt een 2000 Hz NBN genoemd, enz. Het gebruik van NBN tijdens audiometrie en meer bepaald tijdens het klinisch maskeren verhoogt de efficiëntie van het maskeersignaal, d.i. er is minder energie nodig om een hoge graad van efficiëntie te bekomen.

c. Speech noise

Speech noise is een type van smalbandruis, waarvan de center frequenties gelegen zijn in de spraakregio (300-3000 Hz).

Notatie maskeersignalen

De dB notatie die voor maskeersignalen wordt gebruikt is de dB EML (effective masking level). Wanneer de audiometer ingesteld wordt om een zuivere toon van 1000 Hz te produceren, dan betekent een uitlezing van "50" op de attenuator dat een zuivere toon van 1000 Hz met een intensiteit van 50 dB HL aan de patiënt zal worden gegeven. Als de patiënt deze toon hoort, dan weten we dat zijn/haar gehoordrempel gelijk is of kleiner is aan 50 dB HL.

Wanneer we de input selector van de audiometer veranderen van een zuivere toon naar NBN dan zullen de meeste audiometers een smalbandruis met een centrale frequentie van 1000 Hz produceren op een intensiteit van 50 dB HL. Dit betekent dat de smalbandruis een niveau heeft dat vergelijkbaar is met een 1000 Hz zuivere toon van 50 dB HL. Als de patiënt dit kan horen dan weten we dat zijn/haar NBN drempel gelijk is of kleiner is aan deze 50 dB HL.

Wanneer we echter een zuivere toon van 1000 Hz met een intensiteit van 50 dB HL wensen te maskeren, zouden we kunnen denken dat dit zonder meer zou kunnen met een NBN van 1000 Hz en 50 dB HL. Dit kan echter niet, omdat deze ruis te zwak zou zijn om de toon effectief te maskeren. De ruis moet dus een hogere intensiteit hebben om een voldoende maskeereffect te realiseren.

Omwille van deze situatie is het nodig dat de clinicus voor zijn audiometrische apparatuur de typische maskeerparameters bepaalt. Hij/zij moet bepalen wat het verschil is in decibels tussen het geluidsniveau van een zuivere toon en de hoeveelheid decibels dat nodig is om deze zuivere toon net te maskeren. Dit verschil wordt het effectief maskeerniveau of **effective masking level (EML)** genoemd, maar wordt beter de minimum effective masking correction (MEMC) genoemd, omdat het de correctie is die moet worden opgeteld bij het geluidsniveau van de zuivere toon om te komen tot het minimum ruisniveau dat een effectieve maskering van de zuivere toon zal realiseren. Zo kan men bijvoorbeeld stellen dat men 55 dB HL nodig heeft om met een NBN een toon van 50 dB HL te maskeren. Dit betekent dat de ruis 5 dB sterker moet zijn dan de toon, dus de EML waarde bedraagt hier 5 dB.

© Opleiding LAW Universiteit Utrecht

4.3 Maskeerprocedure

4.3.1 Maskeerindicaties

In wat volgt wordt besproken wanneer gemaskeerd dient te worden bij het bepalen van zowel de luchtgeleidingsdrempels als de beengeleidingsdrempels.

Teneinde de verschillende maskeerindicaties voor zowel lucht- als beengeleiding te kunnen begrijpen, introduceren we een set van symbolen die toelaten een aantal globale regels op te stellen:

A	Luchtgeleidingsdrempel van het testoor
B	Luchtgeleidingsdrempel van het niet-testoor
α	Beengeleidingsdrempel van het testoor
β	Beengeleidingsdrempel van het niet-testoor

Bij het opstellen van de maskeerindicaties voor zowel lucht- als beengeleiding gaan we uit van de kleinst waargenomen interaurale attenuatie (cfr supra), tenzij anders vermeld. De kleinst waargenomen IA voor luchtgeleiding wordt gelijkgesteld aan 40 dB en voor beengeleiding aan 0 dB.

a. Maskeerindicatie luchtgeleiding

De indicatie voor het maskeren van de luchtgeleiding (= verificatie van de ongemaskeerde luchtgeleidingsdrempel door de introductie van contralaterale maskeerruis) is functie van drie verschillende parameters:

1. Het geluidsniveau (in dB HL) aangeboden aan het testoor
2. De grootte van de interaurale attenuatie in dB, wat bepaald hoeveel van de geluidsstimulus via cross-over de contralaterale cochlea bereikt
3. De reële beengeleidingsdrempel van het niet-testoor (β), wat bepaald of er overhoren optreedt of niet (Onderscheid cross-over & overhoren)

We dienen onmiddellijk op te merken dat de 3^e parameter tijdens de klinische meting onbekend is. Aangezien we de reële beengeleidingsdrempels dienen te kennen, is het te verkiezen eerst te maskeren voor beengeleiding, en vervolgens voor luchtgeleiding. Dit impliceert ook dat we vooraf de ongemaskeerde lucht- en beengeleidingsdrempels dienen te bepalen.

We kunnen dan ook de volgende regel formuleren voor de **maskeerindicatie voor luchtgeleiding**:

$$A - \beta \geq 40 \text{ dB}$$

In woorden: Als het verschil tussen de luchtgeleiding van het testoor en de beengeleiding van het niet-testoor groter is of gelijk aan de kleinst waargenomen interaurale attenuatie, dan dient er gemaskeerd te worden voor de luchtgeleiding.

Dit verschil dient uiteraard voor elke individuele frequentie afzonderlijk te worden berekend.

b. Maskeerindicatie beengeleiding

Beengeleidingsdrempels dienen geverifieerd te worden met contralaterale maskeerruis van zodra in het testoor een air-bone gap bestaat die groter is dan 10 dB:

$$A - \alpha > 10 \text{ dB}$$

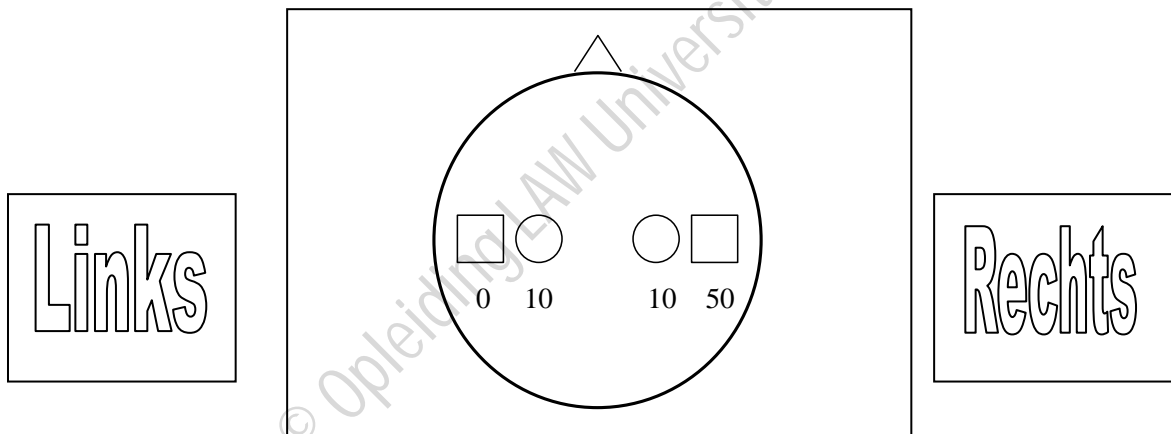
In woorden: Als het verschil tussen de luchtgeleiding van het testoor en de beengeleiding van het testoor groter is dan 10 dB, dan dient er gemaskeerd te worden voor de beengeleiding.

Dit verschil dient, net zoals voor luchtgeleiding, voor elke frequentie afzonderlijk te worden berekend.

De maskeerindicaties voor luchtgeleiding en beengeleiding worden hieronder geïllustreerd aan de hand van een voorbeeld.

Voorbeeld:

Reële drempelsituatie op de frequentie 500 Hz (gegeven)



Lg Links	Bg Links	Lg Rechts	Bg Rechts
10	10	60	10

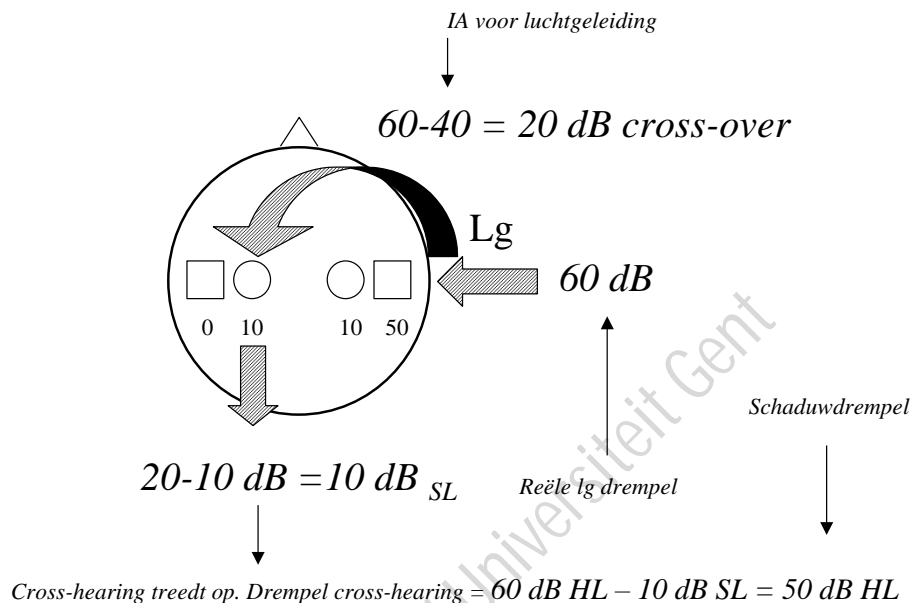
De interaurale attenuatie voor luchtgeleiding (IA_{LG}) = 40 dB

De Interaurale attenuatie voor beengeleiding (IA_{BG}) = 0 dB

Ligging schaduwrempels (te berekenen)

Lg Links	Bg Links	Lg Rechts	Bg Rechts
10	10	50	10

Om de schaduwrempels te berekenen vanuit de gegeven reële drempelinformatie kan men de volgende methode gebruiken (hieronder geïllustreerd voor de luchtgeleiding rechts):



Neem volgende stappen:

1. Bereken de cross-over in dB HL :
Maak het verschil tussen de reële BG- of LG-drempel en de IA voor BG of LG: het resultaat is de cross-over in dB HL (hier : $60-40 = 20 \text{ dB HL}$)
2. Bereken het sensation level in het niet-test oor :
Maak het verschil tussen de cross-over (dB HL) en de beste reële BG-drempel (dB HL) (hier : $20 - 10 = 10 \text{ dB SL}$)
3. Bereken de schaduwrempel :
Maak het verschil tussen de reële BG- of LGdrempel en het sensation level (hier : $60 - 10 = 50 \text{ dB HL}$)

Maskeerindicatie

Wanneer we de schaduwrempels berekend hebben uit de gegeven reële drempelsituatie, kunnen vervolgens de maskeerindicaties nagaan worden. De maskeerindicaties worden dus altijd nagegaan o.b.v. de schaduwrempels.

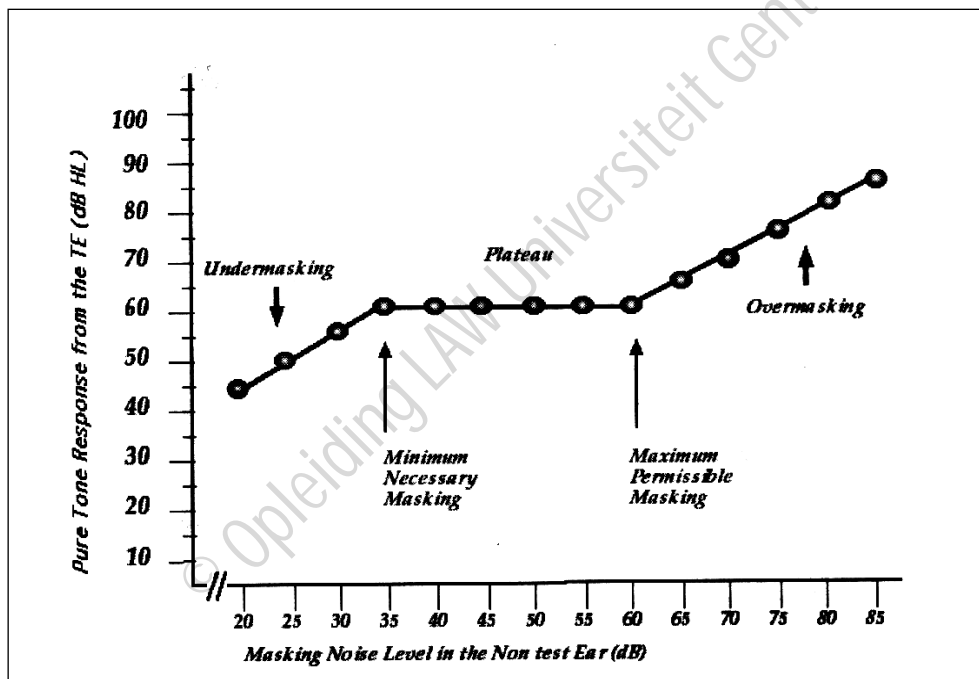
Lg links: $10 - 10 = 0$ ($< 40 \text{ dB}$): geen maskeerindicatie
Lg rechts: $50 - 10 = 40$ ($\geq 40 \text{ dB}$): wel maskeerindicatie
Bg links: $10 - 10 = 0$ ($< 10 \text{ dB}$): geen maskeerindicatie
Bg rechts: $50 - 10 = 40$ ($> 10 \text{ dB}$): wel maskeerindicatie

4.3.2 Maskeermethode

Over de jaren heen werden verschillende psychoakoestische maskeerprocedures ontwikkeld, waarvan de bekendste en meest toegepaste **de maskeermethode van Hood** is.

Deze methode geeft een duidelijke definitie van drie belangrijke maskeerniveaus :

- De minimale ruisintensiteit om cross-over te voorkomen (= startniveau van de maskeerruis)
- Het plateau (reeks van ruisniveaus die correleren met de reële drempel)
- Het maximum toelaatbaar ruisniveau, waarboven overmaskeren optreedt



a. De minimum maskeerintensiteit of het initieel maskeerniveau

Wanneer we op basis van de hoger vermelde maskeerindicaties besloten hebben tot maskeren dienen we te bepalen hoeveel maskeerruis we nodig hebben. De meest gebruikte methode is de "initial masking method" van Martin. Het is duidelijk dat de intensiteit van de toegepaste ruis voldoende sterk moet zijn om de testtoon in het niet-testoor onhoorbaar te maken.

Minimum maskeerintensiteit bij luchtgeleidingsmetingen

De minimummaskeerintensiteit bij luchtgeleidingsmetingen wordt bepaald door de luchtgeleidingsdrempel van het niet-testoor en een safety factor van 5 dB. Deze safety factor zorgt ervoor dat de intensiteit van de maskeerruis voldoende sterk is om de testtoon in het niet-testoor onhoorbaar te maken.

$$\text{Minimum Maskeerniveau (startniveau)} = B + 5 \text{ dB}$$

Minimum maskeerintensiteit bij beengeleidingsmetingen

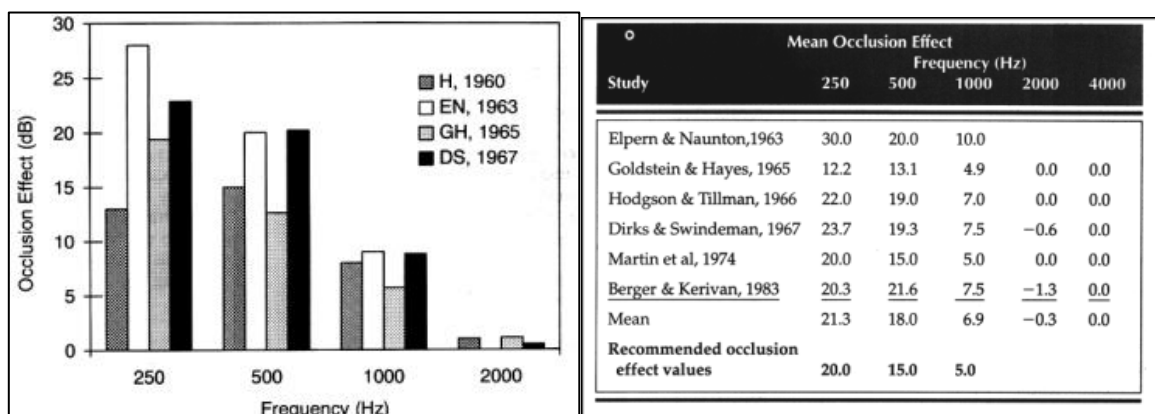
Voor het maskeren van beengeleiding geldt een analoge redenering als die voor de luchtgeleiding, met die uitzondering dat hier in een aantal gevallen ook een correctie voor het **occlusie-effect** moet worden toegepast.

Het occlusie-effect kan als volgt verklaard worden:

De hoger geciteerde waarden voor de IA zijn gebaseerd op de veronderstelling dat de oorschelpen niet bedekt zijn door een koptelefoon wanneer de beengeleiding wordt gemeten. De bekomen beengeleidingsdrempels worden dan ook de zgn. niet-geocludeerde beengeleidingsdrempels genoemd. Geocludeerde beengeleidingsdrempels daarentegen zijn bepaald met één of beide oren afgedekt door een koptelefoon.

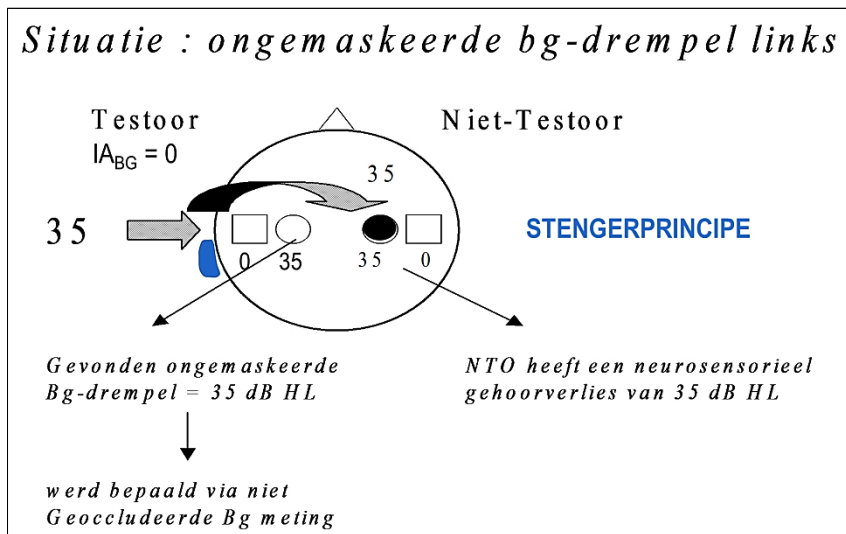
Bij occlusie van de oorschelp zal een beengeleidingssignaal sterker in de cochlea aankomen in vergelijking met de niet geocludeerde toestand, een situatie die makkelijk te demonstreren valt met de stemvorproef van Bing. De relatieve versterking wordt het occlusie-effect genoemd. Bijgevolg zullen geocludeerde beengeleidingsdrempels lager (=beter) zijn dan hun niet-geocludeerde varianten. Een occlusie-effect treedt op wanneer het kraakbeenderig deel van gehoorgang afgesloten is, maar niet wanneer het beenderig gedeelte wordt geobstrueerd. Het treedt ook niet op wanneer er sprake is van een conductief gehoorverlies.

De grootte van het occlusie-effect kan simpelweg berekend worden door een verschil te maken tussen de geocludeerde en de niet-geocludeerde BG drempels. Onderstaande figuur en tabel tonen de gemiddelde grootte van het occlusie-effect voor verschillende frequenties. Het occlusie-effect treedt vooral op voor de lagere frequenties en dit tot 1000 Hz.



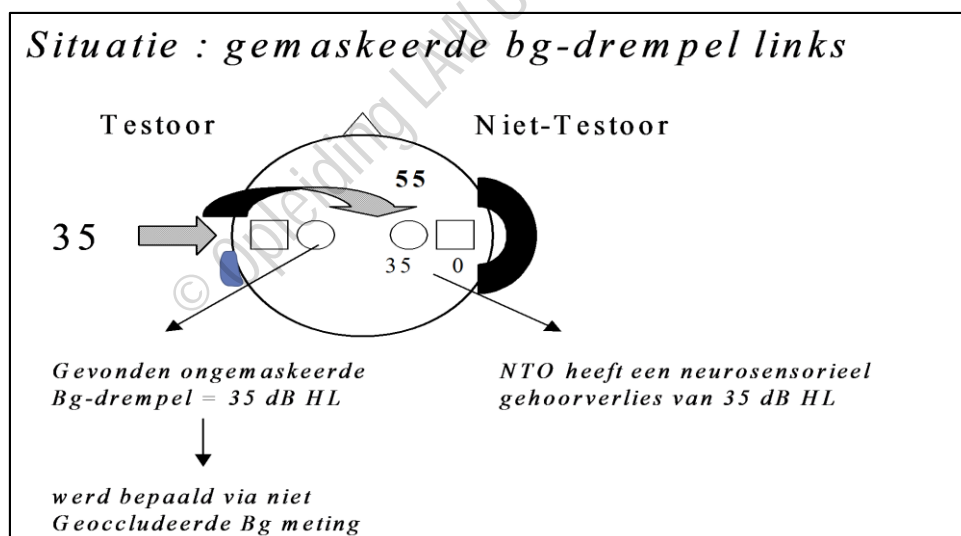
Aangezien het occlusie-effect een belangrijke rol kan spelen tijdens bepaling van de BG-drempels, is het aan te raden het testoor niet te occluderen tijdens de BG-metingen en dus alleen tijdens maskering het NTO af te dekken met de koptelefoon.

De noodzaak om te corrigeren voor het occlusie-effect mag blijken uit onderstaand voorbeeld:



Aangezien deze ongemaskeerde BG-meting werd bepaald zonder plaatsing van een ipsilaterale noch contralaterale koptelefoon, arriveert de BG-stimulus van 35 dB in beide cochlea's als 35 dB HL. Wanneer we de beengeleiding echter hertesten met plaatsing van een contralaterale koptelefoon, zal door het feit dat het NTO een neurosensorieel gehoorverlies heeft, een occlusie-effect (OE) optreden, dat hier (stel voor de frequentie 250 Hz) gezet wordt op 20 dB HL.

Onderstaand schema illustreert wat er gebeurt:



Het testsignaal van 35 dB HL zal in de contralaterale cochlea, ten gevolge van de plaatsing van de contralaterale koptelefoon, relatief versterkt worden tot 55 dB HL.

Wat zijn in dit geval de consequenties voor het maskeren?

Wanneer de algemene regel voor het startniveau wordt toegepast, krijgen we volgende berekening :

$$\text{Minimum Maskeerniveau (startniveau)} = B + 5 \text{ dB} = 35 \text{ dB} + 5 = \mathbf{40 \text{ dB EML}}$$

Dit niveau van 40 dB EML ruis zal niet effectief zijn om het cross-over geoccludeerde BG signaal van 55 dB HL te maskeren. Teneinde deze situatie te vermijden dient de formule voor het berekenen van het startniveau van de ruis aangepast te worden met een correctie voor het occlusie-effect:

$$\text{Minimum Maskeerniveau (startniveau)} = B + 5 \text{ dB} + OA$$

Deze correctiefactor voor het occlusie-effect is zoals eerder beschreven frequentieafhankelijk :

250 Hz	20 dB
500 Hz	15 dB
1000 Hz	5 dB
> 1000 Hz	Geen occlusie

Bijgevolg zal in ons voorbeeld het startniveau van de ruis $35 + 5 + 20 = 60 \text{ dB EML}$ bedragen.

b. Plateau

De procedure van de plateau methode van Hood is geldig voor zowel luchtgeleidings- als beengeleidingsmetingen en verloopt als volgt:

1. Presenteer de ongemaskeerde LG/BG-drempel aan het testoor en presenteer contralaterale ruis m.b.v. de koptelefoon met een intensiteit gelijk aan het berekende startniveau ($B + 5 + (OE)$).
2. Evalueer de respons van de patiënt:

Geen respons :

Verhoog de toonintensiteit met 5 dB en presenteer ruis en toon opnieuw

Wel respons :

Verhoog de ruisintensiteit met 5 dB en presenteer ruis en toon opnieuw

3. Doe dit tot men een plateau bereikt, d.w.z. een situatie waar men drie maal de ruis met 5 dB heeft verhoogd, zonder dat de toonintensiteit moet worden aangepast.
4. Noteer de gemaskeerde LG/BG drempel op het audiogram.

Wanneer de procedure om het plateau te bepalen is afgerond, dient de gevonden plateau breedte geëvalueerd te worden. De breedte van het plateau is een maat voor de betrouwbaarheid van de gevonden gemaskeerde drempel. Klinisch wordt een minimumbreedte van 15 dB gehanteerd (= 3 opeenvolgende verhogingen van 5 dB ruis) om een gemaskeerde drempel als valide te beschouwen. Bovendien kan een zeer smal plateau of geen plateau aanleiding geven tot het niet kunnen bepalen van een gemaskeerde drempel (= maskeerdilemma).

De breedte van het maskeerplateau is in functie van twee factoren:

1. Het startniveau van de ruis
2. De grootte van de interaurale attenuatie voor luchtgeleiding

Het startniveau van de ruis is afhankelijk van de luchtgeleidingsdrempel in het niet-testoor ($B+5+(OE)$). Dit impliceert dat wanneer in het niet-testoor een conductieve pathologie bestaat het plateau zal versmallen. Hoe groter de air-bone gap, hoe smaller het plateau zal zijn. Indien beide oren een conductieve component hebben wordt de situatie in sommige gevallen problematisch en kan zich een maskeerdilemma stellen (zie verder). Bij middenoorproblemen zal de luchtgeleidingsdrempel van het niet-testoor immers groter worden en zal dus het startniveau verhogen, met een vernauwing van het plateau tot gevolg. Een tweede factor die bepalend is voor de plateau breedte, is de interaurale attenuatie, omdat deze bepalend is voor het risico op overmaskeren (zie verder).

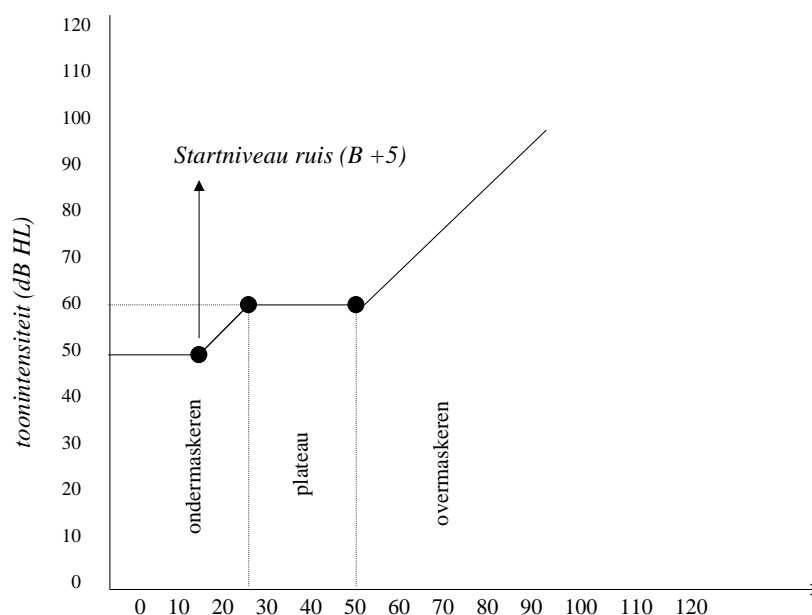
We kunnen dus stellen dat het plateau smaller zal worden als:

3. de Interaurale attenuatie kleiner wordt
4. de beengeleidingsdrempel van het testoor beter is
5. de luchtgeleidingsdrempel van het niet-testoor slechter is
6. het occlusie-effect groter wordt

(1) en (2) hebben invloed op de overmaskeergrens, (3) en (4) beïnvloeden het startniveau van de maskeerruis.

Opmerking:

Indien de intensiteit van de maskeerruis niet hoog genoeg is blijft de patiënt de toon horen in het niet-testoor. Bijgevolg kan geen plateau bepaald worden en spreekt men van **ondermaskeren**.



c. Overmaskeren en het maximum maskeerniveau

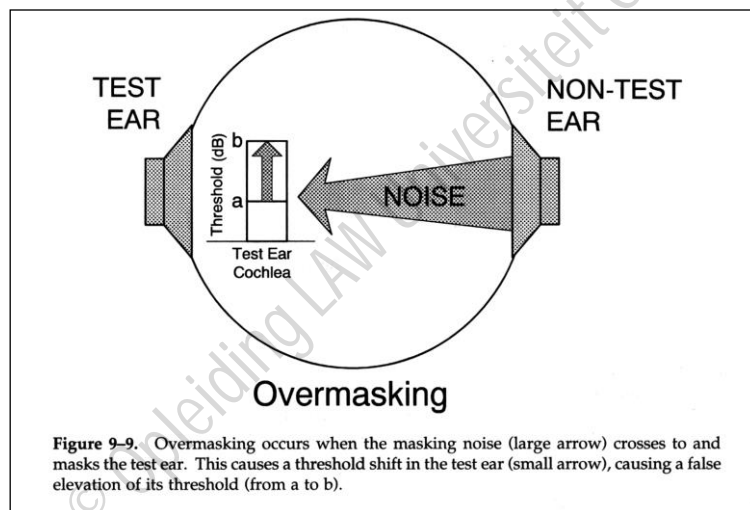
Overmaskeren treedt op wanneer zoveel ruis aan het niet-testoor wordt aangeboden zodat cross-over naar het testoor optreedt en het testoor zelf gaat maskeren. In anderen woorden, de ruis die als bedoeling had de waarneming van de toon in het NTO te verhinderen, verhindert ook het TO om de tonale stimulus waar te nemen. Dit veroorzaakt een verhoging van de tonale drempels en resulteert in valse waarden, waarbij geen plateau meer kan worden teruggevonden.

Om het risico op overmaskeren in te schatten zijn twee factoren van belang :

1. De grootte van de interaurale attenuatie voor luchtgeleiding (**IA**)
2. De gevoeligheid van de ipsilaterale cochlea (**α**)

In een formule:

$$\text{Overmaskeergrens} = \text{IA}_{\text{LG}} + \alpha$$



Hoofdstuk 4: Spraaudiometrie

1. Doel en principe van spraaudiometrie

In het dagelijkse leven komen we voortdurend in contact met verschillende geluiden:

1. Zuivere tonen



2. Complexe geluiden zoals spraak



Wanneer een spraaksignaal wordt aangeboden is het belangrijk dat het signaal enerzijds wordt gehoord, maar anderzijds dat dit signaal ook wordt verstaan. Wanneer een persoon minder goed hoort zal het dus belangrijk zijn om na te gaan hoe goed zuivere tonen kunnen waargenomen worden, maar zal het daarnaast ook belangrijk zijn om het spraakverstaan te evalueren en dit al dan niet in aanwezigheid van achtergrondlawaai. Het meten van het verstaan van spraak betreft het onderscheidend (discriminerend) vermogen van het gehoor, d.w.z. de mate waarin een persoon in staat is om spraakklanken van elkaar te onderscheiden. Naast de tonale audiometrie is er dus ook nood aan een test waarbij spraaksignalen aangeboden worden als testsignaal. Deze test wordt omschreven als “**spraakaudiometrie**”. Wanneer spraaksignalen worden afgenomen in de aanwezigheid van achtergrondruis, spreekt men van “**spraakaudiometrie in ruis**”. Indien geen achtergrondruis wordt gebruikt, spreekt men van “**spraakaudiometrie in stilte**”.

Spraakaudiometrie heeft dus als doel:

- Informatie verkrijgen over welke spraakklanken een persoon nog kan onderscheiden
- Informatie verkrijgen over hoe een persoon nog kan functioneren/communiceren in het dagelijkse leven
- Informatie verkrijgen over de plaats van het letsel binnen het auditief systeem
- Informatie verkrijgen die als controle kan dienen op het tonale audiogram
- Informatie in medico-legale situaties (vb. om simulanten of aggraving aan te tonen)
- Om de mate van sociale handicap vast te stellen (toekennen van een invaliditeitspercentage)
- Om het nut van therapeutische procedures te bepalen (hoorapparateselectie, hoortraining, spraakafzientraining,...)

2. Spraakmateriaal

Bij het afnemen van spraakaudiometrie, al dan niet in de aanwezigheid van achtergrond ruis, kan men gebruik maken van verschillende soorten spraakmateriaal. Hieronder worden de belangrijkste aspecten met betrekking tot het gebruikte spraakmateriaal besproken.

2.1 Linguïstische kenmerken

De linguïstische kenmerken van het gebruikte spraakmateriaal bepalen in belangrijke mate de moeilijkheidsgraad van spraakverstaan. Hieronder worden de belangrijkste factoren aangehaald en uitgewerkt.

- **Redundantie:** Bij een boodschap is dat deel redundant dat weggelaten kan worden zonder dat er informatie verloren gaat, dus zodat de volledige boodschap nog kan afgeleid worden uit wat overblijft. Er wordt een onderscheid gemaakt tussen intrinsieke en extrinsieke redundantie. Extrinsieke redundantie is vervat in de taal zelf: de inhoud van de gesproken taal, grammatica... Intrinsieke redundantie houdt verband met het geheugen en met de nog grotendeels onbekende banen in het centraal auditief stelsel via dewelke spraakverwerking gebeurt. Deze circuits kunnen uitvallen door bepaalde neurologische aandoeningen. Hoe meer de patiënt op mentaal vlak actief is en/of hoe beter zijn kennis van de taal, hoe minder redundant het spraakmateriaal mag zijn. Stel dat we werken met zinnen, dan verkrijgen we contextuele verwijzingen en hints die de redundantie vergroten en dus het spraakverstaan vergemakkelijken, dit in tegenstelling tot bijvoorbeeld het gebruik van nonsenssyllaben.
- **Vocabularium en woordbekendheid:** Woorden worden uiteraard beter en sneller begrepen indien ze deel uitmaken van het routine-vocabularium van de proefpersoon. Dit verklaart waarom de score voor monosyllabische cijfers zo hoog is. Patiënten scoren beter wanneer ze de lijst met te verwachten woorden mogen inkijken. Fonemen worden beter en sneller geïdentificeerd wanneer ze deel uitmaken van een betekenisvolle zin dan wanneer ze deel uitmaken van geïsoleerde woorden.
- **Gesloten versus open spraakset:** Een open set betekent dat de patiënt niet weet welk spraakmateriaal hij kan verwachten. In een gesloten set daarentegen hoeft hij niet te kiezen uit het hele taalpatrimonium. Men werkt er met meerkeuzemogelijkheden, de patiënt moet bijvoorbeeld het juiste woord uit vier mogelijkheden kiezen. Uit onderzoek blijkt dat we bij normaalhorenden een beter resultaat bekomen in gesloten set. Bij oudere personen is dit niet het geval. Een mogelijke oorzaak zou de fonemische regressie kunnen zijn die samengaat met het verouderingsproces. Fonemische regressie wordt gedefinieerd als het verminderen van de verstaanbaarheid waarbij men toch een relatief normaal gehoor heeft.

2.2 Soorten spraakmateriaal

Er zijn verschillende soorten spraakmateriaal mogelijk die zowel gebruikt worden bij spraakaudiometrie in stilte als spraakaudiometrie in ruis:

Spraakmateriaal			Voorbeeld van spraaklijsten
Type	Wat?	Omschrijving	
Volwassenen			
Cijfermateriaal	Eén-, twee- en drielettergrepige woorden (=cijfers)		<ul style="list-style-type: none"> • LINT
Woordenlijsten	Monosyllabisch lijsten (= éénlettergrepige woorden)	Woorden bestaande uit 3 fonemen (=klanken): <ul style="list-style-type: none"> • Vb. Bus, Het, Kat,... 	<ul style="list-style-type: none"> • Brugse Lijst • NVA-lijst
	Spondee-woordenlijsten lijsten (=tweelettergrepige woorden)	Een spondee is een woord bestaande uit twee verschillende lettergrepen, waarbij op geen van beide de klemtoon valt: <ul style="list-style-type: none"> • Vb. Voordeur 	<ul style="list-style-type: none"> • BLU-lijst
Zinnen	Inhoudelijke zinnen	Zinnen die inhoudelijk een correcte betekenis hebben: <ul style="list-style-type: none"> • Vb. Zijn broek is gescheurd 	<ul style="list-style-type: none"> • LIST
	Synthetische zinnen	Zinnen die grammaticaal correct zijn samengesteld maar die geen enkele betekenis hebben: <ul style="list-style-type: none"> • Vb. De vuilnisbak ziet de waarheid 	<ul style="list-style-type: none"> • Weinig gebruikt
Kinderen			
Woordenlijst	Woorden en beelden vergelijken		<ul style="list-style-type: none"> • De Göttinger-lijst I en II

Voorbeelden van gestandaardiseerde spraaklijsten :

- Leuven Intelligibility Number Test (LINT)

Deze lijst bestaan uit getallen van 1 tot en met 100 ingesproken door vier geoefende sprekers, (2 mannelijke en 2 vrouwelijk). Elk "tental" komt slechts eenmaal voor per lijst (vb. 21 en 23 niet samen). Ook per "eenheid" niet meer dan 1x per lijst (vb. 56 niet samen met 86, 7 niet samen met 4).

- De Brugse lijst

Deze lijst werd opgebouwd in 1969 als Nederlandstalige tegenpool van de Franse cochleaire lijsten van Lafon. In 1989 werd de lijst volledig herwerkt en aangepast aan het hedendaagse taalgebruik. De lijst bestaat uit 20 deellijsten van elk 17 éénlettergrepige CVC woorden, waarbij C een medeklinker (consonant) voorstelt en V een klinker (vocaal) (vb. rit). Er wordt hierbij een foneemscore gehanteerd. Een foneem is een term uit de fonologie die verwijst naar een verzameling klanken die allemaal dezelfde betekenis onderscheidende functie hebben. Het woord "rit", bijvoorbeeld, bestaat uit 3 fonemen. Bijgevolg krijgt elk correct herhaalde foneem een score.

1	2
koop	haai
ruis	rit
bon	zool
leuk	wijk
tip	naad
wek	hoes
hoop	deun
leem	rijp
zang	maai
wol	lik
moet	noch
bijl	reep
neer	lel
zaak	sas
duur	tof
koel	bil
vaar	pook

Illustratie: voorbeeld uit de Brugse Lijst.

- De NVA-lijst (Nederlandse Vereniging voor Audiologie)

Deze lijst bestaat uit 15 deellijsten van elk 11 éénlettergrepige woorden, waarbij elke lijst wordt voorafgegaan door een 'aanloopwoord'. De woorden hebben allemaal een CVC structuur (vb. vuur). Bij deze lijst wordt een foneemscore gehanteerd. Er zijn dus elf woorden van telkens 3 fonemen in één lijst.

7	8
vuur	beer
feit	zeef
bof	boei
luis	kam
ziek	wiel
ging	fijn
map	lek
teen	hout
kooi	doos
heg	gong
doel	tip
naam	maag

Illustratie: voorbeeld uit de NVA-Lijst.

- De B.L.U.-lijst (Brugge-Leuven-Utrecht)

Deze lijst bestaat uit 15 deellijsten van elk 10 tweelettergrepige woorden. Elk woord is een samengesteld woord van het type CVCCVC, waarbij C een medeklinker (consonant) voorstelt en V een klinker (vocaal) (vb. voordeur). Bij deze lijst wordt er een woordscore gehanteerd (juist of fout). Een gedeeltelijk correct woord wordt dus niet als juist aangerekend.

1	2
voordeur	dakgoot
grasveld	renbaan
schaakbord	scheermes
werkdag	rashond
bouwjaar	voetbal
handdoek	trompet
leeftijd	graanschuur
fruitschaal	rookwolk
buurman	weerman
voertuig	driehoek

Illustratie: voorbeeld uit de BLU-Lijst.

- Leuven Intelligibility Sentence Test (LIST)

Deze lijst bestaat uit een samenstelling van 730 zinnen die representatief zijn voor conversatiespraak. De zinnen zijn niet te redundant (geen spreekwoorden of gezegden) met een structuur en onderwerp die gemakkelijk te begrijpen zijn. De zinnen beschrijven telkens situaties die iedereen vertrouwd voorkomen. Elke zin wordt door minstens twee kernwoorden gekarakteriseerd, die naar betekenis logisch aan elkaar gerelateerd zijn (vb. Op het feest werd gedanst).

1. Zijn broek is gescheurd.
2. Het personeel kreeg opslag.
3. Veel vluchten zijn volgeboekt.
4. Het dak lekt als het erg regent.
5. In de praktijk werkt het anders.
6. De dokter schreef een medisch attest.
7. De conducteur controleert de kaartjes.
8. De gemeenteraad vergadert elke week.
9. Bij de brand kwamen gevaarlijke gassen vrij.
10. De minister heeft steekpenningen aangenomen.

Illustratie: voorbeeld uit de LIST.

- De Göttinger-lijst I en II

De Göttinger-lijst I is bestemd voor kinderen van 3 à 4 jaar, de lijst II voor kinderen van 5 à 6 jaar. Het betreft hier eigenlijk een woord/beeld gehoortest, waarbij het kind het aangeboden woord niet moet nazeggen, maar enkel de passende afbeelding uit 4 tekeningen aanduiden. Beide lijsten bestaan uit 10 deellijsten van elk 10 woorden. Er wordt een woordscore gehanteerd (juist of fout), dus een score per correct geïdentificeerd woord.

53	54
maan	mand
vlieg	teen
muis	vaas
rook	mes
kam	beer
ster	noot
mand	trui
vlees	soep
boot	vlag
vaas	brief



Illustratie: voorbeeld uit de Göttingerlijst.

3. Spraakaudiometrie in stilte

In dit onderdeel wordt een overzicht gegeven van de belangrijkste parameters die men kan variëren bij spraakaudiometrie in stilte.

3.1 Wijze van aanbieden

Bij de wijze van stimuleren kan men kiezen tussen op CD of digitaal opgenomen woordenlijsten of het zelf inspreken van het materiaal via een microfoon. Uit recent onderzoek is gebleken dat er geen significante verschillen bestaan qua spraakdiscriminatiescores tussen vooraf opgenomen spraak en rechtstreeks ingesproken items. Het voordeel van vooraf opgenomen spraak is dat het signaal makkelijker te kalibreren en te standaardiseren is. Nadelen van deze techniek zijn dan weer dat we onmogelijk het materiaal kunnen aanpassen aan de individuele patiënt, zoals bijvoorbeeld het tijdsinterval tussen twee opeenvolgende items wat vergroten. Dat kan uiteraard wel wanneer we het materiaal zelf inspreken.

3.2 Transducer

Het materiaal kan uitgezonden worden door een koptelefoon, vrije-veldluidsprekers of een beentriller. In praktijk wordt voor monaurale testsituaties (=per oor afzonderlijk) vooral via koptelefoon gewerkt. Vrije-veldspraakaudiometrie kan bijvoorbeeld gebruikt worden bij het testen van spraakverstaan met gehoorprothesen. Het gebruik van een beentriller is minder gebruikelijk. Alhoewel beentrillers een beperkter frequentiebereik hebben dan koptelefoons, blijken deze resultaten toch vergelijkbaar met klassieke luchtgeleidingspraakaudiometrie.

3.3 Spraakaudiometrie in stilte - werkwijze

3.3.1 Inleidende procedures en instructies

Het is belangrijk de patiënt goed te informeren over het soort spraakmateriaal (woorden, zinnen,...) dat hij te horen zal krijgen en uiteraard ook wat van hem verwacht wordt. Bij een spraakdetectietest zal enkel moeten aangegeven worden wanneer het aangeboden item gehoord wordt, en bij de meer courante spraakverstaanbaarheidstesten moet het item effectief herhaald worden. Verder zal men de patiënt vertellen dat de items in eerste instantie op een goed hoorbaar niveau zullen worden aangeboden dat geleidelijk zal verstillen. Benadruk dat het aangewezen is steeds een antwoord te geven, ook al moet de patiënt in bepaalde gevallen echt raden. Ten slotte kunnen ter illustratie een aantal voorbeeld-items worden opgesomd.

3.3.2 Starten met de afname

Net zoals bij tonale audiometrie start men bij spraakaudiometrie in principe met het beste oor. De beginintensiteit wordt ingesteld op een niveau gelijk aan de gemiddelde luchtgeleidingsdrempel op de frequenties 500, 1000 en 2000 Hz (PTA) verhoogd met 20 à 30 dB.

In formulevorm:

$$PTA_{LG\ TO} + 20 \text{ à } 30 \text{ dB}$$

3.3.3 Verder verloop van de test

Spraakaudiometrie kan afgenomen worden volgens verschillende methodes:

- de stijgende methode (vertrekkend van een infraliminaire stimulus wordt het geluid versterkt tot de patiënt het geluid hoort)
- de dalende methode (vertrekkend van een supraliminaire stimulus wordt het geluid verzwakt tot de patiënt het geluid niet meer hoort)
- de combinatiemethode (een combinatie van de stijgende en dalende methode)

In praktijk wordt in de meeste gevallen de combinatie van de stijgende en dalende methode toegepast, gevolgd door de dalende methode. Deze laatste techniek is vooral aangewezen bij oudere patiënten en bij kinderen. De stijgende methode wordt eerder zelden gehanteerd.

Een voorgestelde **combinatiemethode** gaat als volgt:

- Start met het beste oor, daarna het slechtste oor met eventueel maskeren van het goede oor.
- Beginintensiteit:
 - Gemiddelde luchtgeleidingsdrempel TO op 500, 1000 en 2000 Hz (PTA) + 20 à 30 dB.
 - Wanneer bij deze beginintensiteit geen 100% spraakverstaan wordt bereikt dan dient de intensiteit verhoogd te worden in stappen van 10 dB tot 100% spraakverstaan gehaald wordt. Begin bij elke nieuwe intensiteit ook steeds een nieuwe deellijst.
- Vervolgens wordt de intensiteit verminderd in stappen van 10 dB tot er duidelijk minder dan 50% spraakverstaan is. Ook hier wordt bij elke nieuwe intensiteit een nieuwe deellijst gebruikt.
- Ten slotte moet nagegaan worden of er regressie optreedt. Regressie is het terug afnemen van de spraakverstaanbaarheid op hogere intensiteiten. Regressie kan men dus nagaan door de intensiteit op te drijven boven het niveau van de maximale spraakverstaanbaarheid.

3.3.4 Scoringswijze

De scoringswijze zal afhangen van het gebruikte spraakmateriaal en het doel van de test. Mogelijke scoringswijzen zijn onder meer woordscores, lettergreepcores en foneemcores. Bij deze drie technieken worden respectievelijk scores toegekend per correct geïdentificeerd woord, lettergreep of foneem.

3.4 Maskeren

Net zoals bij tonale audiometrie moet men bij spraakaudiometrie bedachtzaam zijn op het optreden van overhoren.

3.4.1 Maskeerindicaties

Bij spraakaudiometrie worden supraliminaire signalen (=boven de gehoordrempel) aangeboden waardoor de kans op overhoren verhoogt. Dit impliceert dat men niet alleen moet rekening houden met de drempels van het niet-testoor, maar ook met de intensiteit van het aangeboden signaal. Op basis van deze gegevens kan worden gesteld dat men moet maskeren wanneer het verschil tussen de intensiteit van het aangeboden spraaksignaal (I in dB HL) en de interaurale attenuatie voor luchtgeleiding ($I_{ALG} = 40$ dB) groter is dan de gemiddelde beengeleidingsdrempel op 500, 1000 en 2000 Hz van het niet testoor (BG_{NTO}) bepaald via tonale audiometrie. In onderstaande tabel wordt een voorbeeld uitgewerkt.

In formulevorm:

$$I - 40 > BG_{NTO,500,1000,2000 \text{ Hz}}$$

Voorbeeld nagaan maskeerindicatie:

	Intensiteit aangeboden spraaksignaal in TO	IA LG	BG-drempels NTO
Vb1	70 dB HL	40 dB	500 Hz: 10 dB HL 1000 Hz: 0 dB HL 2000 Hz: 5 dB HL Gemiddelde BG-drempel: (10+0+5) / 3 = 5 dB
	I - 40 > BG _{NTO 500,1000,2000 Hz} = 70 - 40 = 30 → 30 > 5 dB (BG _{NTO}) → Hier moet men dus <u>maskeren!</u>		
Vb2	40 dB HL	40 dB	500 Hz: 10 dB HL 1000 Hz: 0 dB HL 2000 Hz: 5 dB HL Gemiddelde BG-drempel: (10+0+5) / 3 = 5 dB
	I - 40 > BG _{NTO 500,1000,2000 Hz} = 40 - 40 = 0 → 0 < 5 dB (BG _{NTO}) → Hier moet men dus <u>niet maskeren!</u>		

3.4.2 Maskeersignaal

De meest efficiënte manier om spraak te maskeren, is het aanbieden van spraakruis. Deze ruis heeft een nagenoeg gelijke maskering in het frequentiegebied van 250 Hz tot 4000 Hz. Niet alle audiometers zijn echter in staat om spraakruis te genereren, waardoor in die gevallen gebruik wordt gemaakt van witte ruis (=breedbandruis).

3.4.3 Maskeerniveau

In het verleden werden verschillende methodes voorgesteld om het effectieve maskeerniveau (EML) te bepalen. In de klinische setting volstaat de volgende vuistregel: het EML is gelijk aan het verschil tussen de intensiteit van het spraaksignaal (I) en de interaurale attenuatie voor luchtgeleiding (IALG = 40 dB) plus de gemiddelde air-bone gap op 500, 1000 en 2000 Hz van het niet-testoor (ABG_{NTO}), bepaald via tonale audiometrie.

In formulevorm:

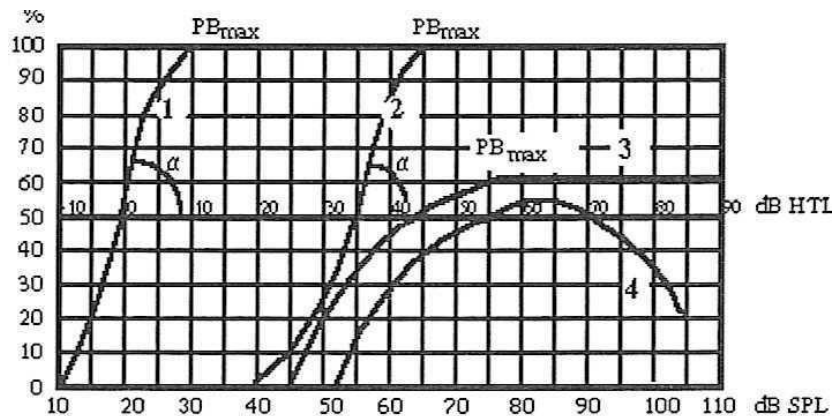
$$EML = I - IALG + ABG_{NTO,500,1000,2000\text{ Hz}}$$

Voorbeeld berekenen startintensiteit:

Intensiteit aangeboden spraaksignaal in TO	IA LG	ABG NTO (= LG - BG)
70 dB HL	40 dB	500 Hz: 10 dB HL 1000 Hz: 10 dB HL 2000 Hz: 10 dB HL Gemiddelde ABG: (10+10+10) / 3 = 10 dB
EML = I - IALG + ABG _{NTO500,1000,2000Hz} : 70 - 40 + 10 = 40 dB		

3.5 Resultaten noteren

Standaard worden de resultaten van spraakaudiometrie uitgezet op een **spraakaudiogram**.



Illustratie: spraakaudiogram.

De grafiek toont op de x-as een schaal geijkt in dB SPL (fysische schaal) en een schaal geijkt in dB HL (klinische, fysiologische schaal). Op de y-as wordt het percentage correct herhaalde testitems weergegeven. Het percentage correct herhaalde items (y-as) wordt dan uitgezet in functie van het aangeboden intensiteitsniveau (fysische schaal op de x-as). Op die manier krijg je een spraakverstaanbaarheidscurve. Wanneer spraak binauraal (=aan twee oren tegelijk) wordt aangeboden, ligt de curve steeds enkele dBs meer naar links ten gevolge van binaurale luidheidssomatie en andere fenomenen die in het centraal auditief stelsel plaatsvinden. Binaurale luidheidssomatie betekent dat de luidheid toeneemt wanneer eenzelfde klank tegelijkertijd beide oren wordt aangeboden.

De gehanteerde symbolen zijn weergegeven in de volgende tabel:

Symbol	Betekenis
X	Links ongemaskeerd
□	Links gemaskeerd
O	Rechts ongemaskeerd
Δ	Rechts gemaskeerd
><	Binauraal (vb. wanneer meting in vrije veld)

3.6. Resultaten interpreteren

3.6.1 De normaalcurve

Op bovenstaande spraakaudiogram is ook een normaalcurve te zien, die bekomen wordt door het testen van een populatie normaal horende individuen a.d.h.v. een welbepaalde spraaklijst (curve 1). Op deze manier kunnen de prestaties van de patiënt beoordeeld worden door deze te vergelijken met een normaalcurve. De normaalcurve voor een spraaklijst wordt empirisch bepaald door de ontwerpers van de lijst met spraakmateriaal, waardoor de ligging van de curve afhangt van de aard van het aangeboden spraakmateriaal. De audiometer wordt zo geijkt dat het geluidsdrumniveau waarbij een normaalhorende de helft van het aangeboden materiaal verstaat (=de spraakverstaanbaarheidsdrempel) overeenkomt met 0 dB HL. Bij de normaal horende populatie ligt de 50% spraakverstaanbaarheidsdrempel per definitie dus op 0 dB HL.

Uiteraard is het essentieel dat de normaalcurve wel degelijk de prestaties van een normaalhorende weergeeft in de klinische setting waarin het spraakaudiogram van de patiënt wordt afgenomen. Dit is echter niet gegarandeerd omdat de normaalcurve steeds wordt opgesteld in bepaalde akoestische omstandigheden en met specifieke audiometers en koptelefoons. Het verschil met de klinische setting kan zodanig zijn dat de prestaties van de patiënten eigenlijk niet kunnen vergeleken worden met de normaalcurve. Wanneer dit het geval is, zal men onvermijdelijk het spraakaudiogram van de patiënt fout evalueren en dus verkeerde conclusies trekken omtrent een eventueel gehoorverlies. Men kan dit vermijden door niet blindelings te vertrouwen op de gegeven normaalcurve, maar door biologisch te kijken. Dat houdt in dat men bij een voldoende grote groep normaalhorenden een spraakaudiogram afneemt in dezelfde setting als waarin de audiogrammen van patiënten worden afgenomen (1).

3.6.2 Grootheden

Dit luik geeft een overzicht van de verschillende grootheden die worden gebruikt om het opgestelde spraakaudiogram te kwantificeren. Er wordt een onderscheid gemaakt tussen de grootheden die onmiddellijk bepaald worden tijdens de test en afgeleide grootheden die achteraf kunnen berekend worden.

a. Gemeten grootheden

- **Spraakdetectiedrempel**

De spraakdetectiedrempel (SDD) is het intensiteitsniveau waarbij 50% van het aangeboden spraakmateriaal gehoord wordt, maar niet verstaan. Synoniemen voor de SDD zijn o.a. de Speech Detection Threshold (SDT) of het Speech Reference Level (SRL).

- **Spraakverstaanbaarheidsdrempel**

De spraakverstaanbaarheidsdrempel (SVD) is het intensiteitsniveau waarbij 50% van het aangeboden materiaal correct herhaald kan worden. Per definitie wordt het begrip SVD enkel voor tweelettergrepige woordenlijsten gebruikt, maar in de klinische praktijk wordt de SVD ook voor andere spraaklijsten gebruikt (o.a. monosyllabische woordenlijsten). Synoniemen voor de SVD zijn o.a. de Speech Reception Threshold (SRT), of de Spondee Threshold (ST).

- **Maximale discriminatiescore**

De maximale discriminatiescore is de maximale score (in %) van een proefpersoon. Synoniemen zijn o.a. de Maximum Discrimination Score (MDS) of de PBmax.

b. Afgeleide grootheden

- **Discriminatieverlies**

Het discriminatieverlies is het verschil tussen de maximale discriminatiescore en 100%.

- **Gevoeligheidsverlies**

Het gevoeligheidsverlies toont aan in welke mate de spraakverstaanbaarheidsdrempel naar rechts is opgeschoven op de 50% - lijn ten opzichte van de normaalcurve (=de klinische, fysiologische schaal op de x-as van het spraakaudiogram, in dB HL).

- **Helling in het 50% punt**

De helling in het 50% punt wordt ook bekeken. Bij zuivere geleidingsverliezen is de helling gelijk aan of iets groter dan die van de normaalcurve. Bij neurosensoriële aandoeningen wordt de hoek α kleiner en komt de curve dus schuiner te liggen. De helling van de curve hangt ook af van het gebruikte spraakmateriaal. Hoe makkelijker het spraakmateriaal, bijvoorbeeld door de aanwezigheid van veel redundante informatie, hoe steiler de curve zal liggen.

- Vorm van de vocale curve

De gevonden S-vormige curve kan parallel lopen met de normaalcurve, maar kan hiervan ook afwijken (o.a. steiler lopen). De curve kan een maximum bereiken en dan afplatten tot een zogenaamd plateau. Het percentage spraakverstaan stijgt dan niet meer ondanks het toenemen van de stimulusintensiteit. Er kan echter ook een afname van de spraakverstaanbaarheid optreden bij een toenemende stimulusintensiteit (=regressie). Wanneer deze regressie uitgesproken is, dan spreekt men van "roll-over" (zie 3.6.3).

- Indice de Capacité Auditive

We kunnen pogen om het resultaat van het spraakaudiogram weer te geven in één cijfer. Een mogelijke index hiervoor is de "Indice de Capacité Auditive" (I.C.A.) (in %). De I.C.A. wordt bepaald door het gemiddelde van de percentages spraakverstaan bij intensiteitsniveaus van 40 dB, 55 dB en 70 dB (onder koptelefoon). Het percentage spraakverstaan kan me steeds aflezen op de y-as van het spraakaudiogram.

$$= I.C.A. \frac{\% (40 \text{ dB}) + \% (55 \text{ dB}) + \% (70 \text{ dB})}{3}$$

Wanneer men via vrije veld werkt, gebruikt men 30 dB, 45 dB en 60 dB.

$$= I.C.A. \frac{\% (30 \text{ dB}) + \% (45 \text{ dB}) + \% (60 \text{ dB})}{3}$$

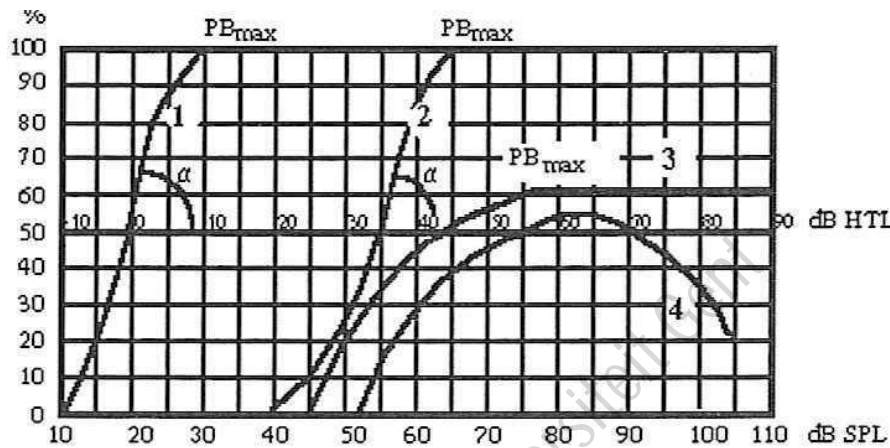
3.6.3 Kwalitatieve en kwantitatieve interpretatie

De interpretatie van het spraakaudiogram kan op twee manieren gebeuren:

- Kwantitatief: de spraakverstaanbaarheidsdrempel (SVD) die bekomen wordt bij een bepaalde patiënt, wordt vergeleken met de referentie spraakverstaanbaarheidsdrempel van normaalhorenden (deze referentie spraakverstaanbaarheidsdrempel wordt meegegeven door de ontwerper van de spraaklijst in kwestie). Het verschil tussen beiden wordt weergegeven in dB.
- Kwalitatief aan de hand van de vorm van de curves (zie illustratie onderaan):
 - **Normaal gehoor** (curve 1): het 50% punt (SVD) ligt op 0 dB HL. Er wordt een maximale spraakverstaanbaarheid van 100% bereikt.
 - **Zuiver conductief verlies** (curve 2): er is een parallelle verschuiving ten opzichte van de normaalcurve, waarvan de grootte afhankelijk is van de grootte van het gehoorverlies. De 100% spraakverstaanbaarheid wordt altijd bereikt. De hoek α is even groot als die van de normaalcurve en kan soms zelfs groter zijn, wat overeenkomt met een steilere curve. De curve buigt niet terug nadat het maximum bereikt is (geen regressie).
 - **Zuiver neurosensorieel endocochleair verlies** (curve 3):
 - Bij zeer lichte verliezen verloopt de curve in het algemeen nog parallel met de normaalcurve (hoek α gelijk met normaalcurve). Er wordt nog 100% spraakverstaanbaarheid bekomen, weliswaar op een verhoogde stimulusintensiteit.
 - Bij matige verliezen (vnl. in de hoge frequenties, zoals bij presbycusis) verloopt de curve schuiner (hoek α wordt kleiner) en is er een afvlakking van de curve (plateau). Omwille van distorsies in de frequentieontvangst wordt geen 100% spraakverstaanbaarheid meer bekomen. Bijgevolg is er een discriminatieverlies, maar dit verlies is meestal niet groter dan 30%.
 - Bij ernstige verliezen wordt opnieuw geen 100% spraakverstaanbaarheid bekomen en is er opnieuw een plateau te zien. Wanneer de intensiteit van het signaal verder opgedreven

wordt, zal de spraakverstaanbaarheid zelfs een beetje achteruitgaan, iets wat regressie wordt genoemd en het gevolg is van de aanwezigheid van recruitment². De patiënt zal in deze gevallen meestal melding maken van een onaangenaam luidheidsniveau of zelfs pijn.

- **Zuiver neurosensorieel retrocochleair verlies** (curve 4): de curve verloopt schuiner (hoek α wordt kleiner) en er wordt nooit 100% spraakverstaanbaarheid bereikt. Bijgevolg is er bij dit type gehoorverlies altijd een discriminatieverlies van 30% of meer. Dit type gehoorverlies kenmerkt zich ook door het optreden van regressie. In de meeste gevallen is de regressie zelfs sterk uitgesproken, wat aangeduid wordt als “roll-over”.



Illustratie: enkele typische curven.

Er zijn nog enkele zaken waar je dient op te letten bij het interpreteren van een spraakaudiogram. Carhart (1948) heeft namelijk aangetoond op een groep van 1105 patiënten met gehoorverlies dat de spraakverstaanbaarheidsdrempel goed overeenkomt met het gemiddeld verlies op 500, 1000 en 2000 Hz (PTA) bepaald via tonale audiometrie. In deze zin vormt de spraakaudiometrie een controle op de tonale audiometrie. Indien er een groot verschil is tussen het gevoeligheidsverlies op het spraakaudiogram en de PTA op het tonaal audiogram, kan dit op een aantal dingen wijzen:

- Is het gevoeligheidsverlies groter dan verwacht moet je bedacht zijn op een retrocochleaire pathologie, een foutieve meting of een simulant (een simulant is iemand die een gehoorverlies simuleert).
- Indien het gevoeligheidsverlies kleiner is dan verwacht kan je met een simulant te maken hebben of eventueel met een foutieve meting.

² Recruitment wordt gedefinieerd als een abnormaal versnelde toename van de luidheid. Hierbij gaan personen aangeven dat geluiden snel als te hard worden ervaren. Deze abnormaal sterke toename van de luidheid wordt mede veroorzaakt doordat geluiden vervormd klinken (distorsie), wat uiteraard ook een effect zal hebben op het spraakverstaan.

4. Spraakaudiometrie in ruis

Het mag duidelijk zijn dat spraakaudiometrie in stilte een grote vereenvoudiging is van spraakverstaan in het dagelijkse leven waar altijd achtergrondlawaai aanwezig is. Om deze tekortkoming weg te werken, werden verschillende spraakaudiometrische testen in ruis ontwikkeld. Spraakaudiometrie in ruis is in die zin complementair aan spraakaudiometrie in stilte.

Een belangrijke term die in de praktijk gehanteerd wordt bij het afnemen van spraakaudiometrie in ruis is de **signaal-ruis verhouding** (signal-to-noise ratio of SNR). De SNR geeft de relatieve intensiteit aan van het spraaksignaal ten opzichte van de intensiteit van de aangeboden ruis en wordt uitgedrukt in dB. Indien de intensiteit van het spraaksignaal gelijk is aan de intensiteit van de ruis spreken we van een SNR van 0 dB. Wanneer de intensiteit van het spraaksignaal bijvoorbeeld 10 dB sterker is dan de intensiteit van de ruis, is de SNR +10 dB. Omgekeerd is de SNR -10 dB wanneer het spraaksignaal 10 dB minder sterk is dan de intensiteit van de ruis.

4.1. Wijze van aanbieden en transducer

De wijze van aanbieden en de gebruikte transducer zijn dezelfde als beschreven bij spraakaudiometrie in stilte (zie 4.4.1 en 4.4.2).

Indien men spraakaudiometrie in ruis hanteert in kader van hoortoestelaanpassing dienen volgens de nieuwe RIZIV reglementering (het koninklijk besluit van 26 mei 2015, verschenen in het Belgisch Staatsblad van 5 juni 2015), spraak en ruis uit dezelfde luidspreker te komen (of dezelfde zijde van de koptelefoon). Spraakaudiometrie in ruis in kader van hoortoestelaanpassing zal uitgebreid aan bod komen binnen het opleidingsonderdeel prothetische audiologie.

4.2. Spraakaudiometrie in ruis - werkwijze

Spraakaudiometrie in ruis kan op verschillende manieren afgenomen worden. Algemeen kunnen we twee methodes onderscheiden, namelijk de **traditionele methode** en de **adaptieve methode**. Er dient hierbij opgemerkt te worden dat de gebruikte procedure enigszins kan verschillen naargelang het gebruikte spraakmateriaal.

4.2.1 Traditionele methode

Traditioneel gebruikt men een vaste ruisbron en presenteert men de spraaklijsten op verschillende intensiteiten tot men het 50%-punt (spraakverstaanbaarheidsdrempel) gevonden heeft. Men presenteert meerdere spraaklijsten en noteert het percentage correcte antwoorden. De doelstelling is om zo dicht mogelijk rond het 50%-resultaat te eindigen.

Het nadeel van deze procedure is dat ze heel tijdsintensief is en dat je veel lijsten nodig hebt, zodat er een leereffect optreedt dat nadelig kan zijn voor de betrouwbaarheid van de procedure.

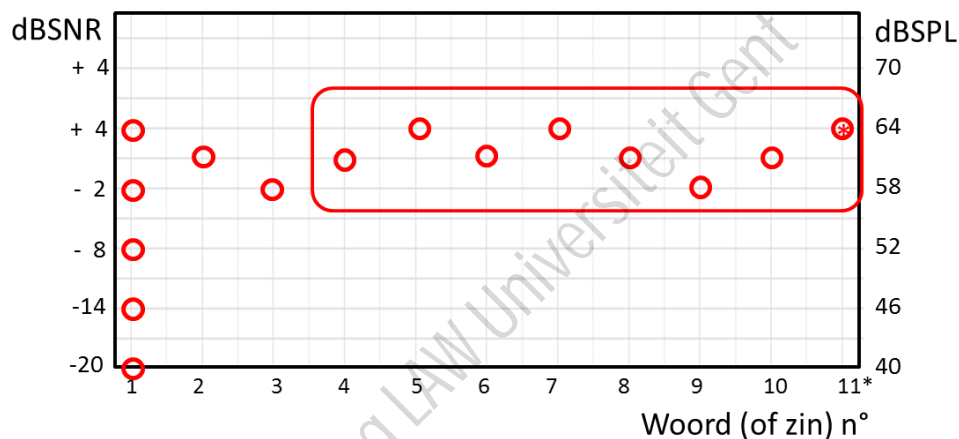
4.2.2 Adaptieve methode

Om de nadelen van de traditionele methode te vermijden kan men gebruik maken van de adaptieve procedure. Deze methode wordt meestal gehanteerd in de klinische praktijk. Hierbij is de intensiteit van de ruis constant en zal de intensiteit van het spraaksignaal aangepast worden, afhankelijk van het antwoord van de proefpersoon. Deze procedure is veel sneller en men heeft maar één lijst nodig om het 50%-punt te vinden.

De intensiteit van de ruis wordt, zoals hierboven vermeld, op een constante intensiteit aangeboden. Het ruisniveau kan verschillende waarden aannemen, waarbij typisch gebruikte ruisniveaus gelijk zijn

aan 50, 60, 65 of 70 dB SPL. Het is belangrijk steeds te noteren welk ruisniveau er werd ingesteld. In de klinische praktijk wordt vaak gebruikt gemaakt van een vast ruisniveau van 65 dB SPL. In het geval van spraak-in-ruis testen in kader van een mogelijke hoortoestelaanpassing dient de ruis op een vaste luidheid van 60 dB SPL aangeboden te worden (RIZIV, 2015-bijlage 2).

Een voorbeeld van een mogelijke procedure gaat als volgt: typisch start men bij de adaptieve methode op een negatieve signaal-ruis verhouding (vb. -20 dB). Het eerste woord (of zin) wordt aangeboden en er wordt nagegaan of de patiënt dit woord (of zin) kan herhalen. Indien de patiënt niet correct kan herhalen, wordt het woord (of zin) herhaaldelijk aangeboden met een toenemende intensiteit (stappen van 6 dB SPL) tot dit woord (of zin) de eerste keer correct herhaald wordt. Bij de volgende woorden (of zinnen) zal men de intensiteit verhogen (met 3 dB) als het woord (of zin) fout is nagezegd en verlagen (met 3 dB) als het woord (of zin) correct is nagezegd. De score voor het laatste woord (of zin) wordt meegenomen door een 11^{de} presentatieniveau te noteren (er zijn echter maar 10 woorden per lijst, dus het laatste woord/zin is fictief). Onderstaande figuur geeft een grafische voorstelling van de adaptieve procedure wanneer gebruik gemaakt wordt van de BLU-lijst.



Zoals te zien in deze figuur is "1" het eerste woord van de BLU lijst "11" het niveau waarop een 11^{de} woord (=een fictief woord) zou aangeboden worden. De uiteindelijke SRT wordt berekend door het gemiddelde van de intensiteiten van de laatste 8 woorden.

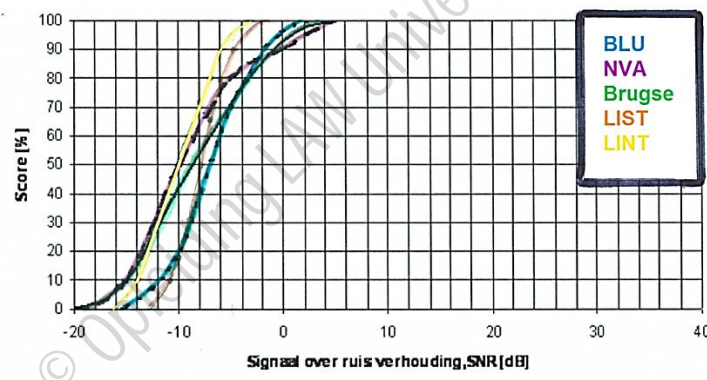
Opmerking: ongeacht de gebruikte procedure, dient men er rekening mee te houden dat de proefpersoon eerst moet wennen aan de opdracht en dat de eerste lijst significant slechtere resultaten zal geven. Een proeflijst is voldoende om dit op te lossen.

Op basis van bovenstaande adaptieve procedure werden verschillende spraak-in-ruis tests ontwikkeld. Zoals je zal kunnen lezen werden deze tests ontwikkeld op basis van de gestandaardiseerde spraaklijsten beschreven in 2.2.

Onderstaande tabel geeft een overzicht van de spraaklijsten die gevalideerd zijn voor spraakaudiometrie in ruis en beschikbaar zijn in het Nederlands.

Lijst	Norm	
	SNR	Helling
BLU	-7.0 dB	10.1 % / dB
NVA	-8.4 dB	5.6 % / dB
Brugse	-9.1 dB	5.5 % / dB
LIST	-7.6 dB	15% / dB
LINT	-9.5 dB	11.6% / dB

De helling van de curve geeft informatie over de redundantie van de spraakstimuli (zie onderstaande figuur). De helling van de curve is de steilheid rond de SRT. Hoe steiler, hoe homogener het spraakmateriaal. Hoe vlakker, hoe meer het spraakmateriaal zal variëren en dus moeilijker of makkelijker zal worden verstaan (Bosman, 1989). Hoogredundant spraakmateriaal (vb. zinnen, spondeeën of cijfers) zal een steilere helling veroorzaken dan laagredundant spraakmateriaal (vb. woorden) (Lyregaard, 1987). Op basis hiervan blijkt dat voor het Vlaams materiaal men best de BLU, LIST of LINT lijst kan gebruiken. Deze test worden hieronder uitvoeriger besproken.



a. BLU lijst (NL)

Deze lijst is eveneens genormeerd voor spraak in ruis. De lijst bestaat uit 15 deellijsten met telkens 10 spondeeën per lijst, waarbij elke lettergreep van het spondee een bestaand woord is. Er wordt gebruik gemaakt van een **adaptieve methode** (zie supra). De test wordt uitgevoerd in **vrij veld**. De uiteindelijke SRT wordt berekend door het gemiddelde van de intensiteiten van de laatste 8 woorden.

b. LIST (NL)

De LIST test ('Leuven Intelligibility Sentence Test') is eveneens ontwikkeld voor spraak in ruis. Zoals hierboven beschreven is de LIST is ontwikkeld door Van Wieringen en medewerkers in 2005. Elke zin wordt gekarakteriseerd door minstens twee kernwoorden, die naar betekenis aan elkaar gerelateerd zijn, zoals 'Op het feest werd gedanst'. Deze kernwoorden moeten worden nagezegd.

Bij de meting in ruis is het ruisniveau 65 dB SPL (continue ruis). Het spectrum van de ruis is hetzelfde als het gemiddelde spectrum van de spraak. Het beginniveau van de spraak is 55 dB SPL. Dit laatste niveau wordt stapsgewijs verhoogd tot de zin correct herhaald wordt. Vervolgens wordt in stappen van 2 dB de signaal-ruis verhouding gevarieerd, naargelang de respons van de luisteraar. De SRT is het gemiddelde van de intensiteit van de laatste 6 aangeboden zinnen + volgende fictieve zin.

c. LINT (NL)

Ook de LINT test ('Leuven Intelligibility Number Test') werd ontwikkeld voor spraak in ruis. Deze test werd eveneens ontwikkeld door van Wieringen en medewerkers in 2005. Het spraakmateriaal bestaat uit de getallen 1 tot en met 100. De test is te gebruiken bij mensen met een laag scholingsniveau of met een lichte cognitieve beperking. De test kan ook toegepast worden bij mensen met een cochleair implantaat (CI).

Bij de meting in ruis is het ruisniveau 65 dB SPL (continue ruis). Het spectrum van de ruis is hetzelfde als het gemiddelde spectrum van de spraak. Het beginniveau van de spraak is 55 dB SPL. Dit laatste niveau wordt stapsgewijs verhoogd tot de getallen correct herhaald wordt. Vervolgens wordt in stappen van 2 dB de signaal-ruis verhouding gevarieerd, naargelang de respons van de luisteraar. De SRT is het gemiddelde van de intensiteit van de laatste 6 aangeboden getallen + volgende fictieve getallen.

Een laatste spraak-in-ruis test werd vrij recent ontwikkeld en is beschikbaar in verschillende talen. Deze test werd ontwikkeld door Jansen et al. (2010) en maakt gebruik van cijfers als spraakmateriaal. Deze test is de **Digit Triplet Test**.

d. Digit triplet test

De digit triplet test is een recent ontwikkelde test om spraakverstaan in ruis te meten. Bij deze procedure zal de proefpersoon drie cijfers horen en dient deze nadien op een klavier in te toetsen. Het grote voordeel van deze procedure is dat deze test automatisch de score zal weergeven, zonder de noodzakelijke tussenkomst van een audioloog of onderzoeker. Afhankelijk van de correctheid van het antwoord zal het niveau van de aangeboden cijfers stijgen of dalen zoals beschreven bij de adaptieve procedure.



Digit Triplet Test	Norm	
	SNR	Helling
Nederlands	-16.0 dB	11.2 % / dB
Duits	-9.3 dB	19.6 % / dB
Frans	-10.5 dB	27.1 % / dB
Engels (UK)	-10.5 dB	19,4% / dB
Pools	-9.4 dB	19.7% / dB

Referenties

- (1) Bockstael, A. & Corthals, P. (2004) Stappenplan voor het opstellen van een biologisch geijkte normaalcurve. Tijdschrift voor logopedie en audiologie, 34(4), 112-119.
- (2) Damman, W. (1993). Spraakaudiometrie in de praktijk. Tijdschrift voor logopedie en audiologie, 23(1),15-38.
- (3) Forton, G. & Depuydt, B. (1997). Praktische audiologie en audiometrie. Leuven: Garant.
- (4) RIZIV – omzendbrief voor audiciens (2015) – bijlage 12

Hoofdstuk 5: Simulatietesten

Het professioneel functioneren van een klinisch audioloog zou er een stuk eenvoudiger op worden als alle patiënten betrouwbaar en consistent zouden reageren tijdens de klinische setting. De realiteit toont ons echter frequent aan dat ideale eigenschappen als coöperatie en responsconsistentie vaak niet aanwezig zijn omwille van verschillende redenen.

Voor gehoorverliezen die niet uitsluitend kunnen worden verklaard op basis van een pathologie gelegen in het auditieve systeem vindt men in de audiologische literatuur een diversiteit aan termen terug. Een vaak gebruikte term is **aggraveren of simuleren**, wat verwijst naar het opzettelijk, bewust misleiden van de onderzoeker.

De prevalentie van gesimuleerd gehoorverlies bij kinderen tussen 6 en 17 jaar wordt geschat op 7%. De factoren die bij deze subgroep aanleiding geven tot simulatie is totaal verschillend van deze bij de volwassenen. Zo wenden kinderen soms een auditieve handicap voor om aandacht te trekken van hun omgeving, of om de aandacht af te leiden, bijvoorbeeld van slechte schoolresultaten.

De prevalentie van gesimuleerd gehoorverlies in de totale volwassen populatie kan geschat worden op een waarde gelegen tussen de 1-5% (Kinstler, 1973). Bij volwassenen kunnen verschillende factoren een persoon ertoe bewegen een gehoorverlies voor te wenden of een bestaand gehoorverlies te aggraveren. Deze factoren kunnen ruwweg opgedeeld worden in volgende categorieën:

- Financieel winstbejag
 - (Arbeids)ongevallen
 - Lawaaitraumata in industriële context
- Psychosociale factoren
 - Compensatie voor mislukking carrière
 - Compensatie voor slecht huwelijk
 - Compensatie voor gebrek aan succes,

1. Indicatoren

De taak van de audioloog bestaat erin het gesimuleerd gehoorverlies te identificeren en indien mogelijk de reële auditieve gevoeligheid te achterhalen.

1.1 Indicatoren in de niet-testsituatie

Los van de audiologische testbatterij kunnen verschillende factoren met een gesimuleerd gehoorverlies worden geassocieerd. Het is duidelijk dat deze factoren op zich geen diagnostische waarde hebben, maar toch de alertheid van de onderzoeker voor een potentieel gesimuleerd gehoorverlies moeten verhogen.

- De verwijzende instantie

Het klinkt meer dan aannemelijk dat de prevalentie van non-organisch (simuleren/aggraveren) gehoorverlies significant hoger is bij patiënten, verwezen in het kader van een juridische expertise, dan bij patiënten die autonoom de neus-keel-oorarts consulteren of door een huisarts voor verdere evaluatie doorgestuurd worden.

- Typische gedragskenmerken tijdens afname van de anamnese

Hieronder worden enkele gedragskenmerken opgesomd die op zichzelf geen bewijs vormen voor non-organiciteit, maar die in associatie met andere onderzoeksgegevens als argumenten kunnen worden aangewend.

- Overdreven spraakafzien
- Overdreven het hoofd draaien in de richting van de geluidsbron
- Manifest de noodzaak uiten te communiceren via de geschreven taal
- Het eigen hoortoestel niet kunnen hanteren
- Dragen van een hoortoestel waarvan de batterij leeg is
- Duidelijke tekenen van angst en nervositeit
- Discrepantie tussen otologische anamnese en spraak-en taalperformantie

1.2 Indicatoren in de testsituatie

Ook in de onderzoekssituatie kan men verschillende indicatoren aantreffen.

- Gebrek aan inter-testovereenstemming

Een lage test-retest correlatie vormt een goede indicatie voor een gesimuleerd gehoorverlies. De mate van inter-testovereenstemming wordt nagegaan door een bepaalde meting (vb. het tonaal liminair audiogram) op een ander tijdstip binnen dezelfde testsituatie te herhalen.

Ook bij organische verliezen en normaalhorende individuen bestaat er een zekere variabiliteit tussen verschillende onderzoeksresultaten. De grootteorde hiervan bedraagt echter slechts ± 5 dB. (Carhart & Jerger, 1959). Bij gesimuleerde gehoorverliezen daarentegen is de spreiding van meetresultaten veel groter.

- Ligging van de beengeleidingsdrempels

Een andere potentiële indicator voor gesimuleerde gehoorverliezen is de ligging van de beengeleidingsdrempels ten opzichte van de luchtgeleidingsdrempels. Fysiologisch is de beengeleiding van nature een minder optimale route voor auditieve perceptie, wat zich ook als dusdanig manifesteert in de resultaten van de stemvorkproef van Rinne. Audiometrisch kunnen in theorie de beengeleidingsdrempels niet slechter zijn dan de luchtgeleidingsdrempels. Immers door verschillende factoren, zoals kalibratiefouten, plaatsing van de beentriller kunnen voor de beengeleiding soms iets slechtere drempels worden aangetroffen. We kunnen dan ook stellen dat wanneer de beengeleidingsdrempels in negatieve zin 20 dB of meer afwijken van de luchtgeleidingsdrempels, de onderzoeker dit als een potentieel teken voor simulatie dient te interpreteren.

- Audiologische configuratie

Lange tijd werd ook de vorm van het audiogram suggestief geacht voor simulatie. Cookie-Bite en vlakke audiogrammen werden vaak geassocieerd met non-organiciteit, doch uit verschillende studies blijkt dat de prevalentie in de groep van gesimuleerde gehoorverliezen zeer laag is.

2. Simulatietesten: subjectieve methoden

Binnen de **subjectieve testbatterij** zijn er verschillende mogelijkheden om gesimuleerd gehoorverlies op te sporen. Om simulanten op te sporen wordt echter de dag van vandaag gebruik gemaakt van een objectieve testbatterij (vb. otoakoestische emissies, auditief geëvoerde potentialen, enz.) Deze objectieve technieken zullen worden behandeld in andere opleidingsonderdelen.

We kunnen de subjectieve technieken als volgt indelen :

Procedures die enkel de aanwezigheid testen van gesimuleerd gehoorverlies

- Stenger Test
- Lombard Test
- Sensorineural Acuity Level Test (SAL)

Procedures die trachten een estimatie te maken van de reële drempels

- Pure Tone Stenger

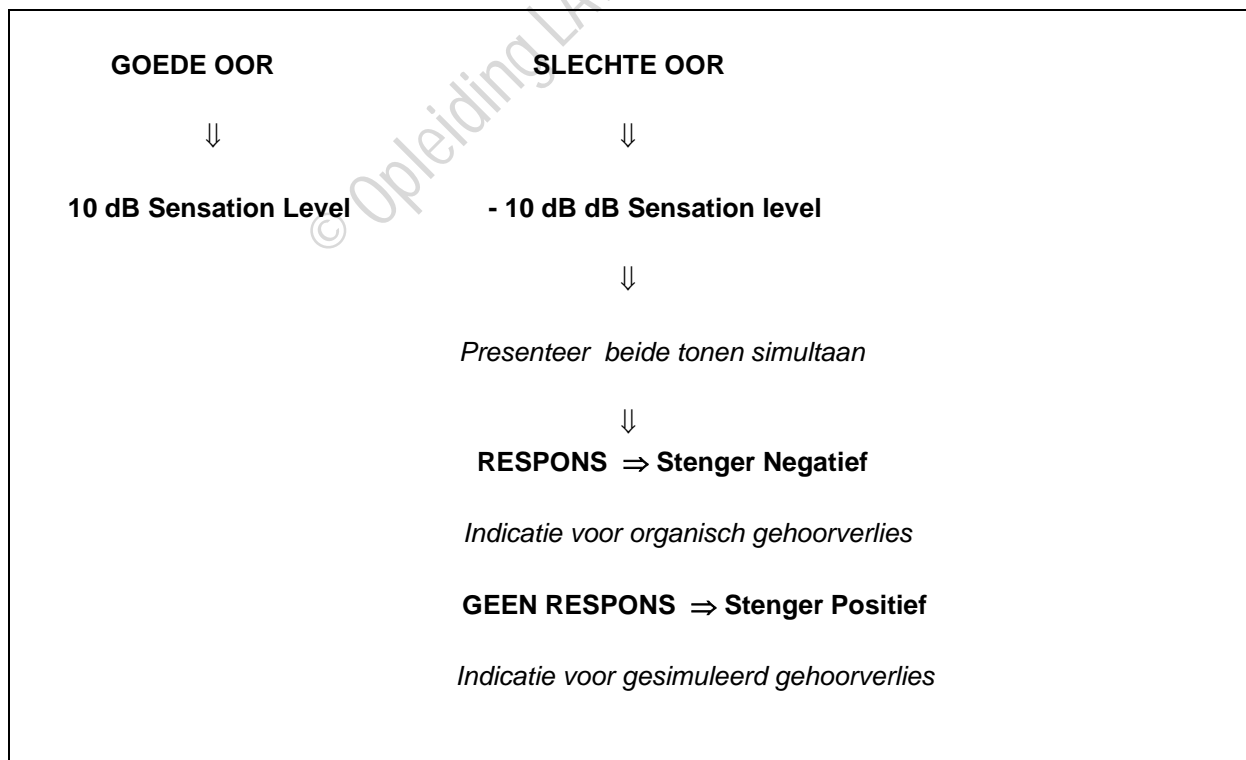
2.1 Stenger Test

De Stenger test is gebaseerd op het Stenger principe, dat zich als volgt laat omschrijven. Wanneer twee tonen van eenzelfde frequentie, maar met een verschillende intensiteit, simultaan worden aangeboden in beide oren, wordt slechts de luidste van de twee waargenomen.

Instructies voor de patiënt

Voor de Stenger test worden dezelfde instructies als voor de klassieke tonaal liminaire audiometrie gehanteerd. De patiënt dient bij het minste geluid dat hij hoort de onderzoeker te signaleren.

Beschrijving van de procedure



Voorbeeld:

Stel, een patiënt simuleert een gehoorverlies rechts van 60 dB HL (terwijl de reële drempel op 20 dB HL ligt). Links heeft hij een normaal gehoor met een drempel van 0 dB HL. Volgens de Stenger test bieden we een toon aan van 10 dB SL aan het goede oor (links) en tegelijk een toon van eenzelfde frequentie met een intensiteit van -10 dB SL aan het slechte oor (rechts). Wanneer het hier over een daadwerkelijk gehoorverlies gaat zal de patiënt de toon op -10 dB SL niet horen en zal hij melden de toon te horen in het andere oor, namelijk de toon aangeboden op 10 dB SL. Indien het gaat om een simulant zal deze de toon op -10 dB SL wel horen in zijn rechteroor gezien de toon hier aangeboden wordt op 50 dB HL (= 10 dB lager dan zijn gesimuleerde drempel van 60 dB HL). Aangezien de reële drempel van het rechteroor 20 dB HL bedraagt zal de patiënt deze toon dus horen. De simulant zal echter niet willen toegeven dat hij deze toon hoort in zijn "slechte" oor en zal dus melden niets te horen. Dit resultaat wordt een positieve Stenger test genoemd.

De voorwaarde om deze test te doen slagen is dat het verschil tussen de drempel van het goede oor en de gesimuleerde drempel van het slechte oor minstens 20 dB HL bedraagt.

2.2 Lombard Test

De Lombard Test is gebaseerd op de Lombard Voice Reflex. Deze reflex heeft als eigenschap dat de stemintensiteit zich wijzigt onder invloed van achtergrondlawaai (Lombard, 1911): de auditieve feedback. Personen met gehoorverlies gaan luider spreken omwille van een verminderde auditieve feedback die het gevolg is van het gehoorverlies op zich. Ook normaalhorende individuen vertonen een toename van de stemintensiteit wanneer het auditieve feedbackmechanisme wordt uitgeschakeld door omgevingslawaai.

De Lombard Test werd op basis van dit gegeven ontwikkeld en bestaat uit het onverwachts aanbieden van een hoeveelheid ruis aan de luidop lezende patiënt. De ruis wordt hetzij simultaan, hetzij alternerend (successief) in beide oren aangeboden. Men kan een gesimuleerd gehoorverlies vermoeden, wanneer een toename van de stemintensiteit wordt vastgesteld.

De Lombard test is geen populaire simulatietest geworden, mede omwille van de volgende redenen:

- De test doet geen estimatie van de reële auditieve gevoeligheid
- Er is een grote inter- en intratestvariabiliteit
- Sommige individuen met gesimuleerde gehoorverliezen vertonen de reflex niet

2.3 Sensorineural Acuity Level (SAL-Test)

De SAL-Test werd door Jerger & Tillman (1960) ontwikkeld als een alternatieve beengeleidingstest. Hierbij wordt de hoeveelheid ruis bepaald - aangeboden via de beentriller - die nodig is om een verschuiving van de luchtgeleidingsdrempels te veroorzaken. Bij de SAL-test wordt de patiënt met breedbandruis via een frontaal geplaatste beentriller gestimuleerd. De luchtgeleidingsdrempels worden vervolgens bepaald met en zonder deze frontale beengeleidingsmaskeerruis. Het verschil tussen deze bekomen luchtgeleidingsdrempels met en zonder beengeleidingsmaskeerruis staat bekend als de SAL-shift voor deze individuele patiënt. De gemiddelde SAL-shift voor een groep normaalhorenden verminderd met de individuele SAL-shift levert de uiteindelijke SAL-drempel op. Indien zo een groep bijvoorbeeld een gemiddelde shift in luchtgeleidingsdrempels vertoont van 50 dB, dan heeft een individu dat een shift van 45 dB heeft een SAL-score van 5 dB.

Opmerking: De SAL-test wordt dus toegepast om de reële beengeleidingsdrempels te bepalen indien een plateau werd bekomen (zie verder maskeren). Een voorwaarde hierbij is wel dat de luchtgeleidingsdrempels betrouwbaar moeten zijn.

2.4 De Stenger Test: Pure Tone Stenger Test

Voor het principe van deze test verwijzen naar de uiteenzetting onder 2.1. De beschrijving van deze test hier beperkt zich tot een overzicht van de procedure om de reële auditieve drempels te achterhalen. Hieronder wordt deze procedure schematisch voorgesteld.



Deze procedure kunnen we als volgt woordelijk omschrijven. Het beste oor wordt gestimuleerd met een zuivere toon met een stimulusintensiteit van 10 dB Sensation Level (=10 dB sterker dan de gehoordrempel = supraliminaire). Aan het slechtste oor wordt daarentegen een zuivere toon met een intensiteit van 0 dB HL aangeboden. Aangezien de stimulus in het beste oor 10 dB boven de gehoordrempel gelegen is dient de patiënt te reageren. Als de patiënt antwoordt, verhoogt men de stimulus in het slechte oor in stappen van 5 dB HL tot de patiënt niet meer reageert. Aangezien het beste oor nog steeds supraliminaire wordt gestimuleerd en de patiënt geen respons meer geeft, impliceert dit dat de toon in het slechtste oor wordt waargenomen. Deze situatie karakteriseert patiënten met een gesimuleerd gehoorverlies, want hij/zij zal niet willen toegeven dat de toon gehoord wordt in het slechtste, dus gesimuleerde, oor. Het contralaterale intensiteitsniveau waarop deze wijziging in responsgedrag plaatsvindt wordt het Minimale Contralaterale Interferentieniveau (MCIL) genoemd. Uit empirisch onderzoek is gebleken dat het MCIL-niveau tot op 20 dB van de echte auditieve drempel gelegen is.

Hoofdstuk 6: Supraliminaire testbatterij

Bij het afnemen van een gehoortest is het de bedoeling meer informatie te weten te komen over de aard en de graad van het gehoorverlies. In het geval van een neurosensorieel gehoorverlies, is het noodzakelijk een verder onderscheid te maken tussen endocochleaire en retrocochleaire pathologie. Dit kan gebeuren aan de hand van supraliminaire tests. Supraliminaire tests worden - zoals de naam al aangeeft - afgenomen op een luidheidsniveau dat boven de gehoordrempel ligt.

1. Luidheidbalanstests

1.1. Werkwijze

Luidheidbalanstechieken werden voor het eerst ontwikkeld door Edmund Fowler (1936) met als doel een vergelijking te maken tussen de luidheidsaangroei in normale versus abnormale oren. De term **recruitment** werd door **Fowler** voor het eerst gebruikt in 1937. Recruitment kan optreden wanneer er een neurosensorieel gehoorverlies bestaat en wordt gedefinieerd als "een abnormale luidheidsaangroei in vergelijking met de toename van het intensiteitsniveau voor supraliminaire signalen". De patiënt zal abnormaal gevoelig zijn voor kleine luidheidsvariaties, ondanks zijn verhoogde gehoordrempel. Geluiden kunnen op die manier zeer snel als onaangenaam ervaren worden. Het dynamisch bereik tussen gehoordrempel en de drempel waarop geluid als onaangenaam wordt ervaren (ook wel dynamic range of hoorspan genoemd) is sterk ingekrompen. Voor de patiënt met een neurosensorieel gehoorverlies komt het erop neer dat hij stille geluiden niet hoort aangezien de intensiteit van deze geluiden onder de gehoordrempels ligt. Voor geluiden met een intensiteit boven de gehoordrempel daarentegen wordt een kleine toename van de akoestische energie door de patiënt als een grote luidheidstoename ervaren.

Voorbeeld: stel een individu met aan het goede oor een drempel van 5 dB HL en aan het slechte een drempel van 45 dB HL, beiden op een frequentie van 1000 Hz. Deze beide tonen worden als even luid aangegeven door de patiënt, aangezien beiden de gehoordrempels zijn. Wanneer nu het niveau in het goede oor opgedreven wordt tot 70 dB HL ($70-5=65$ dB SL) en een niveau van 70 dB HL in het slechte oor ($70-45=25$ dB SL) als even luid wordt aangegeven, dan spreekt men van een abnormale luidheidsaangroei of recruitment. In het slechte oor diende het intensiteitsniveau slechts met 25 dB SL boven de drempel opgedreven te worden om een even luide geluidsensatie te bekomen als een signaal van 65 dB SL in het goede oor.

Een veel gebruikte luidheidbalansprocedure is de **ABLB-test** (alternerende binaurale luidheidbalanstest). Fowlers ABLB-techniek wordt gebruikt bij unilaterale verliezen. Bij deze techniek wordt de luidheidsaangroei vergeleken tussen beide oren en dit op dezelfde frequentie. De intensiteit wordt hierbij constant gehouden in het ene oor (= referentieoor), terwijl de intensiteit in het andere oor gevarieerd wordt tot de luisteraar aangeeft de beide tonen als even luid te ervaren. Het referentieoor is in de meeste gevallen het beste oor.

Aan de luisteraar wordt gevraagd om te vertellen of de gevarieerde toon "zachter", "luider" of "gelijk" is qua luidheid aan dat van de referentietoon. Om moeilijkheden te vermijden geeft men best eerst een toon die zeker luider is dan de referentietoon, en daarna een die zeker stiller is. Men herhaalt nu de procedure, maar de luidere toon wordt verminderd met 5 dB en de stillere toon wordt 5 dB luider dan de eerste toon. Men sluit op die manier als het ware het punt van gelijke luidheid in. Meestal wordt een toon van 1000 Hz of 2000 Hz gebruikt, ofwel die frequentie waar het gehoorverlies het grootst is, omdat op die frequentie de kans op recruitment het grootst is.

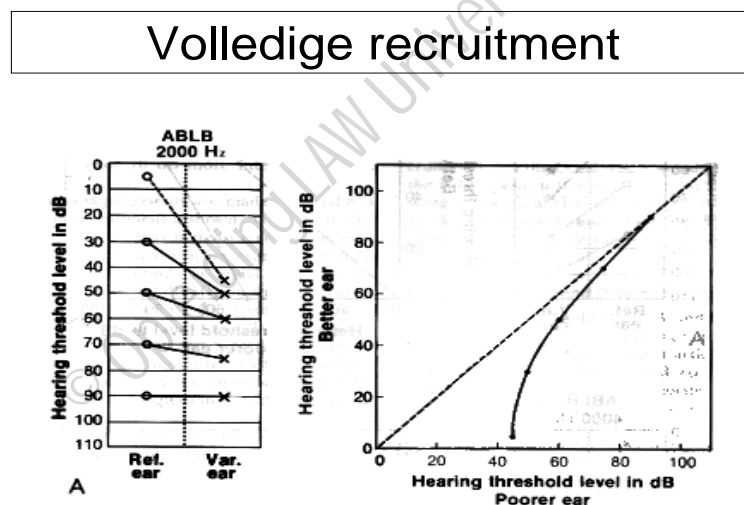
1.2 Resultaten noteren en interpreteren

Er zijn twee methodes om de resultaten van luidheidbalanstests voor te stellen. Het ene is een **ladderdiagram of Fowlerdiagram**, waar punten van gelijke luidheid in het linker en rechter oor met elkaar verbonden worden. Een tweede mogelijkheid is de weergave in grafiekvorm, wat een **Steinberg-Gardner plot (XY-diagram)** wordt genoemd. Men zet het goede oor in ordinaat (=referentie) en het slechte oor in abscis. De normale situatie wordt weergegeven door de 45° diagonaal (zie onderstaande figuren). Hieronder wordt een overzicht gegeven van de verschillende mogelijke resultaten.

- Volledige recruitment

Op het Fowlerdiagram is duidelijk te zien dat het dynamisch bereik in het slechte oor sterk is samengeperst. Wanneer op het Fowlerdiagram vanaf een bepaalde stimulusintensiteit een horizontale lijn wordt opgetekend, spreekt men van volledige recruitment. Op het XY-diagram zal de kromme vanaf een bepaalde intensiteit (in onderstaande figuur 90 dB HL) de 45° rechte gaan raken.

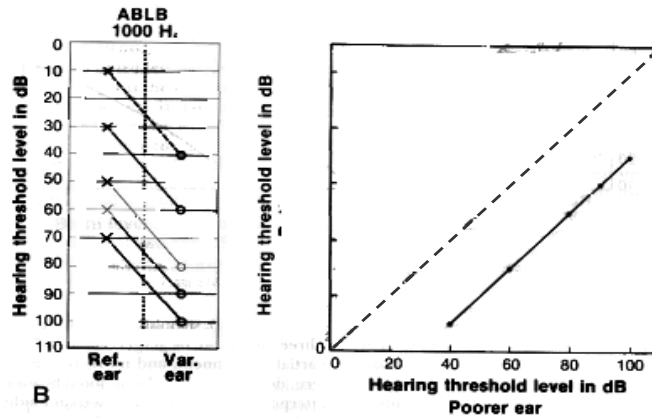
Opmerking: Enkele malen kan het gebeuren dat de luidheidsaangroei in het aangetaste oor zo sterk is dat vanaf een bepaald niveau de toon luider lijkt dan in het gezonde oor en dit voor eenzelfde dB HL waarde. Men spreekt dan van hyperrecruitment, waarbij het aangetaste oor gevoeliger is voor sterke geluiden dan het normale oor. Een signaal van bijvoorbeeld 100 dB HL langs de aangetaste kant gaat even luid klinken als een signaal van 110 dB HL aan de gezonde kant. Op het XY-diagram kruist de kromme dan de 45° diagonaal.



- Geen recruitment

Wanneer er geen recruitment is, zal men geen abnormale luidheidsaangroei krijgen. De luidheidssensaties in beide oren zijn gelijk. Op het Fowlerdiagram is te zien dat de lijnen parallel met elkaar verlopen en op de grafiek loopt de curve eveneens parallel aan de 45° curve.

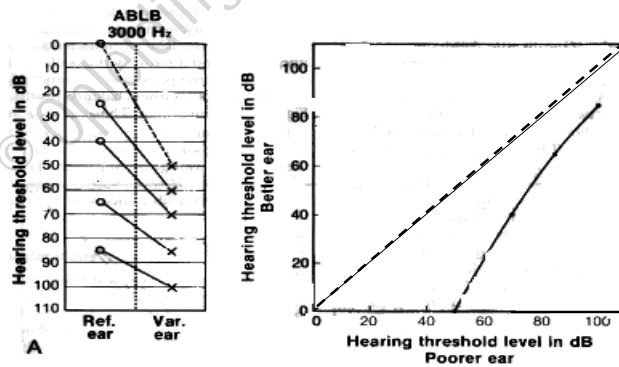
Geen recruitment



- **Partiële recruitment**

Partiële recruitment doet zich voor wanneer de luidheid in het aangetaste oor vlugger stijgt dan in het niet aangetaste oor, zonder dat men kan spreken van volledige recruitment. De lijnen op het Fowlerdiagram convergeren lichtjes en er wordt nooit een horizontale opgetekend. Op het XY-diagram zien we dat de curve de 45° curve nooit raakt, maar wel de neiging heeft om er vanaf een bepaald punt parallel mee te verlopen.

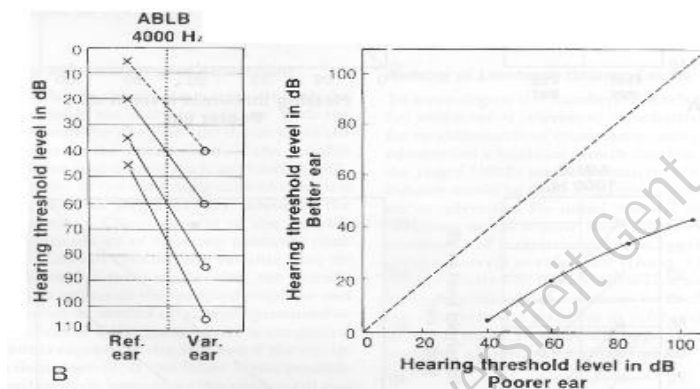
Partiële Recruitment



- Decruitment

Decruitment komt minder frequent voor dan de vorige patronen. Men kan dit patroon zien bij retrocochleaire pathologieën. Bij dergelijke stoornissen kan er pathologische toondaling of “tone decay” aanwezig zijn: de luidheidsaangroei in het aangetaste oor kan in dat geval kleiner uitvallen dan in het gezonde oor. Zelfs erg intense signalen zullen dan geen sterke luidheidsensatie teweeg brengen aan de pathologische kant. Dit is dan negatieve recruitment of decruitment, wat zich uit als een duidelijke divergentie van de lijnen op het Fowlerdiagram. Op het XY-diagram zien we de kromme duidelijk wegbuigen van de 45° curve.

Decruitment



Opmerking: In het algemeen wordt aangenomen dat recruitment zich voordoet bij endocochleaire pathologieën en decruitment eerder bij retrocochleaire pathologieën. Deze veronderstelling moet wel met enige voorzichtigheid bekeken worden. Een endocochleair letsel veroorzaakt niet altijd recruitment, en recruitment kan zich daarenboven ook voordoen bij een retrocochleaire pathologie. Dit laatste kan men zien in die gevallen waar een retrocochleaire pathologie er de oorzaak van is dat de cochlea slecht functioneert. Een acusticusneurinoom is een goedaardige tumor van de zenuwschede. Deze tumor begint meestal ter hoogte van de zenuwschede van de Nervus Vestibularis inferior. Deze zenuw bevindt zich – samen met de Nervus Cochlearis, de Nervus Vestibularis superior en de Nervus Facialis – samen in een beenderig kanaal van het rotsbeen, met name de meatus acusticus internus. Een tumor die daar ergens gelegen is, zal dus langzaam deze zenuwen gaan samendrukken met als gevolg dat er uiteindelijk een neurosensorieel gehoorverlies gaat optreden met retrocochleaire karakteristieken. De bloedvoorziening van de cochlea echter wordt gedeeltelijk verzorgd door een bloedvat dat ook in de meatus acusticus internus loopt. De kans bestaat dus dat de bloedvoorziening van de cochlea in het gedrang komt vooraleer de gehoorzenuw voldoende wordt samengedrukt om een gehoorverlies te geven. Het gevolg hiervan is een audiometrisch beeld van een endocochleaire uitval, terwijl de oorzaak van de cochleaire dysfunctie toch duidelijk retrocochleair gelegen is.

2. Tone decaytest

2.1 Werkwijze

De tone decaytest is geen test voor het opsporen van recruitment, wel voor het opsporen van pathologische toondaling. **Tone decay** kan gedefinieerd worden als “het progressief toenemen van de gehoordrempel in aanwezigheid van een hoorbaar continu signaal”.

De testpersoon krijgt een continue toon aangeboden en hij/zij zal die toon na verloop van tijd minder luid of zelfs helemaal niet meer horen. Alhoewel adaptatie op zich een normaal fenomeen is, dient de audioloog zich ervan bewust te zijn dat extreme adaptatie bepaalde pathologieën kan reflecteren, zoals bijvoorbeeld brughoektumoren. Normaal horenden en personen met een conductieve pathologie hebben normaal gezien geen of toch zeer weinig tone decay. Cochleaire verliezen kunnen verschillende graden van tone decay vertonen die kunnen oplopen tot ongeveer 30 dB. Excessieve tone decay van 35 dB of meer wordt geassocieerd met retrocochleaire aandoeningen. Men spreekt in dat geval van **pathologische tone decay of pathologische adaptatie**. Dus wanneer een tone decaytest gezien wordt als een test om retrocochleaire pathologieën op te sporen, dan wordt een tone decay van 30 dB of minder geïnterpreteerd als zijnde ‘negatief’ en een tone decay van meer dan 30 dB of meer als ‘positief’.

De hoeveelheid tone decay in dB wordt bepaald aan de hand van het verschil tussen de initiële drempel en de drempel waarop de test wordt beëindigd. Bij het onderbreken van de stimulus treedt doorgaans een snelle recuperatie naar de normale situatie op.

Opmerking: Men moet een onderscheid maken tussen **adaptatie** en vermoeibaarheid (**fatigue**). Adaptatie treedt op terwijl het signaal nog aangeboden wordt, dus perstimulatorisch. Vermoeibaarheid van de gehoorschenuw is een fenomeen dat optreedt na een langdurig verblijf in een lawaaierige omgeving, dus poststimulatorisch. De gehoorschenuw presteert dan gedurende enige tijd minder goed tengevolge van de overdreven stimulatie.

Er zijn verschillende methodes om de tone decay te bepalen.

a. De tone decaytest van Carhart (1957)

De test wordt gestart met een continue toon op een geluidsniveau onder de drempel en dan wordt de intensiteit telkens – zonder onderbreken – met 5 dB HL opgedreven tot de patiënt reageert. Van zodra de patiënt de toon langer dan een minuut blijft horen, is er geen sprake van pathologische tone decay. Indien de toon korter dan een minuut wordt gehoord, wordt de intensiteit met 5 dB HL verhoogd en wordt er opnieuw getimed hoelang de toon wordt gehoord, en dit alles zonder de stimulus te onderbreken. Noteer hoelang de patiënt de toon blijft horen op elk intensiteitsniveau. Dit wordt herhaald tot de patiënt de toon langer dan een minuut blijft horen op een bepaald niveau of tot de maximum output van de audiometer wordt bereikt. Van zodra men de intensiteit al met 30 dB HL heeft verhoogd, mag er gestopt worden omdat het dan wel duidelijk is dat er sprake is van pathologische tone decay.

b. Rosenbergs “1 minuut modificatie” van de Carhart-test (1958)

Het grote verschil met de Carhart-test is de tijdsduur. De methode is praktisch dezelfde, met dat verschil dat wanneer de toon niet meer gehoord wordt, de intensiteit – zonder de stimulus te onderbreken – met 5 dB wordt verhoogd. En dit alles terwijl men de chronometer laat lopen tot men 1 minuut lang heeft getest. Vervolgens wordt genoteerd hoeveel dB er in totaal verhoogd werd binnen deze minuut.

2.2 Resultaten noteren en interpreteren

De tone decaytest is een sterk diagnostische procedure voor retrocochleaire pathologieën. Men mag dergelijke diagnose natuurlijk niet stellen enkel en alleen aan de hand van een tone decaytest. De bedoeling van deze tests is om mensen met vermoeden van retrocochleaire aandoening te identificeren.

Rosenberg ontwierp een klinisch bruikbare classificatie gebaseerd op het aantal dB tone decay die optrad bij het toepassen van zijn procedure.

- 0 – 5 dB = normaal
- 10 – 15 dB = lichte tone decay
- 20 – 25 dB = matige tone decay
- ≥ 30 dB = uitgesproken tone decay

Lichte tot matige tone decay zou vooral voorkomen bij endocochleaire pathologieën, terwijl uitgesproken tone decay bijna altijd een retrocochleaire pathologie suggereert. Er is wel geen uitgesproken systeem van classificatie. Er bestaat wel een grote eensgezindheid dat een kritisch punt in het onderscheid tussen endocochleaire en retrocochleaire pathologie optreedt wanneer er meer dan 30 dB tone decay optreedt. Hieruit mag wel niet geconcludeerd worden dat iedereen met een tone decay van meer dan 30 dB een retrocochleaire pathologie heeft, of omgekeerd dat iedereen met een lagere tone decay geen dergelijke pathologie heeft. Hoe groter de tone decay, en hoe meer frequenties die betrokken zijn, hoe groter de kans op een retrocochleaire pathologie. In de meeste gevallen wordt de abnormale tone decay gevonden aan dezelfde kant als het letsel. Het kan echter ook wel eens voorvallen dat een tumor aan een bepaalde kant geassocieerd wordt met symptomen in het contralaterale oor.

Abnormale tone decay kan ook veroorzaakt worden door neurale degeneratie, ontstekingen, traumata en ruimteinnemende letstels, zoals tumoren, die op de gehoorzenuw drukken.

Opmerking: Door de opkomst van de auditief geëvokeerde potentialen, CT-scan en MRI – die veel effectiever zijn in het opsporen van retrocochleaire pathologieën – is het gebruik van de tone decaytest sterk gedaald. Toch blijft deze test interessant omdat het met een standaard audiometer kan gemeten worden.

Appendix: OEFENINGEN

1. converteer de volgende intensiteitsverhoudingen naar decibels

- 1:1
- 4:1
- 1:8
- 200:1
- 60:1
- $2.45 \times 10^0:1$
- $2.45 \times 10^1/10^{-12}:1$

2. converteer de volgende decibels naar intensiteitsverhoudingen

- 10
- 70
- 6
- 29
- -30
- -23
- 62
- 12.6

3. Bereken dB IL re: 10^{-12} watt/m² voor elk van de volgende waarden van geluidsintensiteit (I_x).

- 10^{-10}
- 4×10^{-8}
- 0.5×10^{-2}
- 0.25×10^{-12}
- 1.4×10^{-4}
- 2.8×10^{-4}
- 1.65×10^{-6}

4. Bereken geluidsintensiteit (I_x) in watt/m² voor elk van de volgende waarden van dB IL re: 10^{-12} watt/m².

- 0
- 40
- 23
- 49
- -20
- -6
- -26
- 73
- 24.2
- 47

5. Zet elk van de volgende drukverhoudingen om in decibels.

- 10:1
- 2:1
- 5:1
- 1:3
- 1:8
- 40:1
- $10^{-4}:1$
- $(10^{-4})/(2 \times 10^{-4}):1$

6. Zet elk van de volgende decibels om in drukverhoudingen

- 0
- 80
- -6
- 72
- 44
- 5.5

7. Bereken dB SPL re: 20 μ Pa voor elk van de volgende geluidsdrukwaarden (p_x) in μ Pa.

- 2×10^2
- 10^5
- 2×10^0
- 1.05×10^6
- 0.5×10^5
- 4.25×10^5

8. Bereken geluidsdrukkniveau (p_x) in μ Pa voor elk van de volgende waarden van dB SPL re: 20 μ Pa.

- 0
- -6
- 50
- 34
- 16.8
- -8

9. Bereken het geluidsdrukkniveau dat resulteert uit het combineren van de volgende ongecorrleerde geluidsbronnen waarvan de levels in dB SPL worden gegeven.

- 20 + 20
- 46.2 + 46.2
- 30 + 30 + 30
- 60 + 70
- 60 + 66
- 60 + 70 + 80

10. Bereken de totale intensiteit in watt/m^2 die resulteert uit het combineren van de volgende intensiteiten van ongecorreleerde bronnen.

- $10^{-6} + 10^{-6}$
- $2 \times 10^{-6} + 5 \times 10^{-6}$
- $2 \times 10^{-6} + 3 \times 10^{-5}$

11. Bereken het intensiteitsniveau re: $10^{-12} \text{ watt/m}^2$ dat resulteert uit het combineren van de intensiteiten uit de vorige oefening.

© Opleiding LAW Universiteit Gent

Oplossingen

1. 0 ; 6 ; -9 ; 23 ; 17.8 ; 3.9 ; 133.9
2. 10^1 ; 10^7 ; 4 ; 8×10^2 ; 10^{-3} ; 5×10^{-3} ; 1.58×10^6 ; 1.82×10^1
3. 20 ; 46 ; 97 ; -6 ; 81.5 ; 84.5 ; 62.2
4. 10^{-12} ; 10^{-8} ; 2×10^{-10} ; 8×10^{-8} ; 1.00×10^{-14} ; 2.50×10^{-13} ; 0.25×10^{-14} ; 2.00×10^{-5} ; 2.63×10^{-10} ; 5.00×10^{-8}
5. 20 ; 6 ; 14 ; -9.5 ; -18 ; 32 ; -80 ; -6
6. 10^0 ; 10^4 ; 0.5 ; 4×10^3 ; 1.58×10^2 ; 1.88×10^0
7. 20 ; 74 ; -20 ; 94.4 ; 68 ; 86.6
8. 2×10^1 ; 10^1 ; 6.32×10^3 ; 10^3 ; 1.38×10^2 ; 7.96×10^0
9. 23 ; 49.2 ; 34.8 ; 70.4 ; 67 ; 80.5
10. 2×10^{-6} ; 7×10^{-6} ; 3.2×10^{-5}
11. 63 ; 68.5 ; 75.1

© Opleiding LAW Universiteit Gent