



SAHLGRENSKA AKADEMIN
INSTITUTIONEN FÖR NEUROVETENSKAP OCH
FYSIOLOGI
ENHETEN FÖR AUDIOLOGI

BENLEDNINGSMÄTNING VID ANVÄNDANDE AV BYGEL OCH SOFTBAND

En jämförande studie av luft-ben-gap och
självupplevd komfort vid olika anläggningstryck

Författare:

Marcus Karlsson

Johan Vässmar

Examensarbete:	Självständigt vetenskapligt arbete i Audiologi, 15 hp
Program och kurs:	Audionomprogrammet, AUD620
Nivå:	Grundnivå
Termin/år:	Vt 2017
Handledare:	Tomas Tengstrand, Kim Kähäri
Examinator:	André Sadeghi
Rapport nr:	2017-010

Abstract

Uppsats/Examensarbete: Självständigt vetenskapligt arbete i Audiologi, 15 hp
Program och kurs: Audionomprogrammet, AUD620
Nivå: Grundnivå
Termin/år: Vt 2017
Handledare: Tomas Tengstrand, Kim Kähäri
Examinator: André Sadeghi
Rapport nr: 2017-010
Nyckelord: Benledningmätning, Bygel, Softband, Luft-ben-gap, Komfort

Syfte: Syftet med denna studie har varit att undersöka om det ses någon skillnad i mätresultat mellan bygel och softband samt om det finns någon skillnad i upplevd komfort.

Metod: Sjutton personer deltog i studien. Fastställning av bentrösklar utfördes med bentelefon B-71 vid användande av bygel P-3333 och två olika softband. Skillnad i luft-ben-gap mellan bygel och softband har undersökts för frekvenserna 0,5 till 4 kHz. Vid 2 kHz undersöktes också luft-ben-gap samt komfort vid olika tryck (3 N, 4 N, 5,4 N). Gradering av komfort gjordes för alla tryck på en modifierad Borg-skala.

Resultat: Det sågs en statistisk signifikant skillnad i mätresultat mellan softband och bygel vid alla frekvenser förutom 0,5 kHz. Softbandet fick sämre svar än luftledning vid alla frekvenser utom 1 kHz. Den största skillnaden i luft-ben-gap sågs vid 4 kHz med ett medelvärde på 5,27 dB till bygelns fördel. Deltagarna upplevde en större komfort vid användande av softband och lägre tryck gav högre komfortgradering.

Konklusion: Enligt denna studie kan det konstateras att det finns en statistisk signifikant skillnad i mätresultaten mellan bygel och softband men endast vid 4 kHz är denna skillnad kliniskt relevant. Ingen signifikant skillnad vid 2 kHz benledningströskel fanns vid de olika trycken hos softbandet. Ett softband kan vara ett bra verktyg till testbatteriet exempelvis när benledaren konstant flyttar på sig eller anomalier som försvårar placering av bygel. Ett softband framtaget för B-71 bör användas kliniskt.



**SAHLGRENKA ACADEMY
INSTITUTE OF NEUROSCIENCE AND
PHYSIOLOGY
DEPARTMENT OF AUDIOLOGY**

BONE CONDUCTION TESTING WITH THE USE OF HEADBAND AND SOFTBAND

A comparative study of air-bone-gaps and self-estimated comfort at different static force levels

Authors:

Marcus Karlsson

Johan Vässmar

Thesis:	Scientific thesis, 15 hp
Program and course:	Programme in Audiology, AUD620
Level:	First Cycle
Semester/year:	St 2017
Supervisor:	Tomas Tengstrand, Kim Kähäri
Examiner:	André Sadeghi
Report no:	2017-010

Abstract

Thesis: Scientific thesis, 15 hp
Program and course: Programme in Audiology, AUD620
Level: First Cycle
Semester/year: St 2017
Supervisor: Tomas Tengstrand, Kim Kähäri
Examiner: André Sadeghi
Report No: 2017-010
Keyword: Bone Conduction, Headband, Softband, Air-Bone-Gap, Comfort

- Purpose:** The purpose of this study was to investigate if there were any differences between bone conduction threshold testing results using headband and softband. Self-estimated comfort results were also investigated.
- Method:** Seventeen individuals participated in the study. Determination of bone conduction threshold was tested with bone vibrator B-71 with the use of headband P-3333 and two different softbands. The differences between air-bone-gaps for headband and softband were investigated for the frequencies 0,5 to 4 kHz. At 2 kHz, the air-bone gap and self-estimated comfort were investigated at different static force levels (3 N, 4 N, 5.4 N). Valuation of self-estimated comfort was done for all static force levels using a modified Borg-scale.
- Result:** Statistically significant differences were found for the test results between headband and softband at all frequencies except for 0.5 kHz. The bone conduction threshold using the softband had worse results than air conduction threshold at all frequencies except 1kHz. The biggest air-bone-gap difference was seen at 4 kHz with an average difference on 5.27 dB in favor of the headband. The participants experienced greater comfort using the softband and lowering the static force levels increased comfort ratings.
- Conclusion:** According to this study there is a statistically significant difference in the test results between the headband and the softband, although only at 4 kHz it can be considered clinically relevant. No significant difference was found for bone conduction thresholds between the static force levels tested with the softband at 2 kHz. Softband can be a good complement to the audiological test battery in situations where headband is subpar due to anomalies of the skull. A softband specifically designed for the B-71 bone vibrator is recommended to be used clinically.

Förord

Vi vill tacka våra handledare Tomas Tengstrand och Kim Kähäri för god handledning samt tacka hörselverksamheten på Sahlgrenska för utlåning av softband.

Arbetet har fördelats jämt mellan författarna.

Förkortningar

RETFL - Reference Equivalent Threshold Force Level

N - Newton

ISO - International Organization for Standardization

ICE - International Electrotechnical Commission

HL - Hearing Level

SL - Sensation Level

Innehållsförteckning

Inledning.....	1
Bakgrund	1
Tonaudiometri	1
Benledningsmätning.....	2
Vad är problemet?	6
Vad har gjorts för att försöka lösa problemet?	6
Komfort av bygel P-3333	7
Vad återstår att göra?.....	8
Syfte	8
Specifik frågeställning.....	8
Metod & Material	8
Undersökningsgrupp	8
Urvalskriterier	8
Bortfall	9
Begränsningar.....	9
Material	9
Undersökningsmetod.....	9
Undersökningsprocedur.....	10
Impedansmätningar	10
Psykoakustiska mätningar	10
Datainsamling, kvalitet.....	10
Databearbetning.....	11
Etiska överväganden.....	11
Resultat.....	11
Hörtröskelmätning.....	11
Komfort	18
Diskussion	19
Metoddiskussion.....	19
Resultatdiskussion.....	20
Hörtröskelmätning.....	20
Komfort	22
Klinisk relevans.....	23
Förslag på framtida studier.....	24
Hållbarhetsaspekter	24
Konklusion	25
Referenslista.....	26

Bilaga 1 - Bilder för metoddel.....	29
Bilaga 2 - Modifierad Borgskala.....	32

Inledning

Kliniskt har vi som audionomstudenter sett att de luft-ben-gap som uppstår ibland kan vara tveksamma då de ofta sker på samma frekvenser, främst vid 4 kHz. Detta har lett till att luft-ben-gap vid 4 kHz ibland förkastas på grund av att mätningen inte är tillförlitlig efter att vanliga åtgärder har gjorts, såsom justering för hopfallande hörselgångar. Vidare har vi även upplevt att det kan vara svårt att få bentelefonen på plats vid en benledningsmätning. Detta ligger till grund för varför vi har valt att göra denna studie som undersöker huruvida samma fenomen uppstår om ett softband, ett elastiskt band, används för att hålla fast bentelefonen istället för den traditionella bygeln P-3333 som används vid benledningsmätning i vanliga fall.

Bakgrund

Audiologisk diagnostik grundar sig oftast i psykoakustiska mätningar där patienten medverkar aktivt genom att reagera på auditiva stimuli. Lyssnaren kan ha olika uppgifter vid testen.

Dessa är detektion, diskrimination och identifikation. *Detektion* innebär att patienten skall kunna upptäcka när ett ljud finns närvarande, detta ligger till grund för fastställande av hörtrösklar. Vid *diskrimination* skall patienten kunna uppfatta skillnaden mellan två ljud, det kan t.ex. vara att skilja på tonhöjden hos två toner. *Identifikation* bygger på att patienten kan detektera och diskriminera men även identifiera ljud exempelvis att tolka talat språk (Svenska audiologiska metodboksgruppen [SAME], 2004). Tonaudiometriska test är en form av detektionstest som består av luftledd hörtröskelmätning med supra-aurala hörtelefoner eller instickstelefoner vid behov och benledd hörtröskelmätning med en vibrator/bentelefon. Dessa utförs efter standardiserade tester enligt ISO 8253 under standardiserade förhållanden med kalibrerad utrustning enligt IEC 60645 (Roeser, Valente, & Hosford-Dunn, 2007).

Tonaudiometri

Den vanligaste metoden som används vid fastställande av hörtrösklar är den modifierade Hughson-Westlake metoden. Det är en ascenderande metod vilket innebär att sökning av hörtröskel sker från en ohörbar nivå som ökas tills dess att nivån är hörbar för patienten. Testet startas med att en väl hörbar ton för den frekvens som skall testas presenteras under 1,5 sekunder därefter sänks nivån med 20 dB tills tonen ej längre uppfattas av patienten. Tonen

presenteras sedan i ökande styrka i 5 dB steg tills tonen hörs igen. Då sänks tonen med 10 dB och 5 dB höjning görs på nytt till svar erhålls igen. Hörtröskel fastställs där 50% av svaren erhålls. I praktiken innebär detta tre svar på samma nivå vid fem passager (Arlinger, 1979; SAME, 2004). Jerlvall & Arlinger (1986) jämförde den modifierade Hughson-Westlake metoden med 2 dB-steg istället för 5 dB-steg. De fann att det går att få mer precision i hörtrösklarna med 2 dB-steg men att det även tar längre tid att fastställa hörtrösklarna. Skillnaden mellan 2 dB och 5 dB-steg var ej signifikant vilket indikerar på att 5 dB-steg oftast är att föredra vid klinisk diagnostik.

Benledningsmätning

Bentelefon är en elektromagnetisk vibrator som omvandlar elektromagnetisk energi till mekaniska vibrationer (Roeser et al., 2007). Den vanligast använda bentelefonen idag är RadioEar B-71. Bentelefonplaceringen är mindre preciserad än för den supra-aurala hörtelefonens placering över hörselgångsmynningen. Detta på grund av att skallen, hudfett, hårväxt med mera är unikt för varje individ men målsättningen är att placera bentelefonen på processus mastoideus bakom örat (SAME, 2004). McBride, Letowski, & Tran (2008) såg att olika placeringar på skallbenet med bentelefonen påverkade hörtrösklarna, där mastoidbenet var ett av de områden på skallen som fick lägst hörtröskelsmedelvärde. Bentelefonen hålls på plats med en bygel som skapar två tryckpunkter, bentelefonens platta mot benet bakom örat samt andra änden på bygeln som placeras i närheten av tinningen ovanför örat på motsatta sidan. På grund av detta kan tonens styrka variera i de fall där bentelefonen flyttas på grund av att patienten flyttar på den eller om den glider ur sin placering (SAME, 2004). Ett annat sätt att hålla bentelefonen på plats är att använda ett softband, det är ett elastiskt justerbart band med en tryckplatta. Det används dock inte i klinisk diagnostik med bentelefon B-71 i någon större utsträckning utan används främst när patienten skall prova en benförankrad hörapparat för första gången eller på små barn där operation inte är aktuellt.

Vid luftledd hörtröskelmätning skickas tonen via luften till trumhinnan för att sedan transporteras via mellanörat till innerörat. Vid benledd hörtröskelmätning placeras som nämnts en bentelefon mot processus mastoideus bakom örat som skickar tonen i form av vibrationer via skallbenet (Gelfand, 2009). Från skallbenet finns det flera olika sätt som tonen når innerörat. *Innerörekomponenten* innebär att vibrationen går direkt till cochlean via skallbenet, vilket sätter innerörats vätskesystem i rörelse och därmed aktiverar hårcellerna.

Mellanörekomponenten innebär att vibrationen i sig skapar en relativ vibration som sätter hörselbenen i gungning vilket skickar tonen vidare till innerörat. *Ytterörekomponenten* innebär att vibrationen också sätter den broskiga delen i hörselgången i rörelse vilket leder till ljudutstrålning i hörselgången och tonen når innerörat på samma sätt som vid luftledning (SAME, 2004). Benledda hörtrösklar ska säkerställas med kontralateralt maskeringsbrus på grund av skallbenets goda förmåga att leda ljud så att även motsatt inneröra kan höra tonen (SAME, 2004). Stenfelt & Goode (2005) har delat in dessa tre i fem komponenter.

Ljudtrycket i hörselgången (1). När benledaren vibrerar börjar skallen vibrera och skapar en rörelse som är relativ mot omgivningsluften och ett ljudtryck skapas, vibrationerna från benledaren påverkar på samma sätt hörselgångsväggarna och ett ljudtryck skapas i hörselgången. Detta ljud når cochlean via trumhinnan och mellanörat på samma sätt som luftburet ljud. Vid frekvenser över 1 kHz skapas dessa vibrationer i den beniga delen av hörselgången och vid frekvenser under 1 kHz i den broskiga delen. Ljudtrycket i hörselgången i ett normalt öra med öppen hörselgång är 10 dB lägre än tröskelnivån för benlett ljud (Stenfelt et al., 2005).

Hörselbenens tröghet (2). Hörselbenen i mellanörat sitter fast i de beniga väggarna med muskler och sensor och när skallen vibrerar i låga frekvenser gör dessa att benen rör sig i fas med skallvibrationerna. Men vid högre frekvenser så är tröghetskraften hos hörselbenen större än den kraft från sensor och muskler vilket gör att en relativ rörelse uppstår mellan den omgivande benkaviteten och mellanörebena. En relativ rörelse skapas hos stapesplattan vid det ovala fönstret som sätter vätskan i cochlean i rörelse (Stenfelt et al., 2005).

Trögheten hos vätskan i innerörat (3). När temporalbenet vibrerar sätts vätskan i innerörat i rörelse. Vätskan kan inte komprimeras och expanderas i ett slutet rum på grund av tröghetskrafter. I en normalt fungerande cochlea finns det minst två stycken öppningar som tillåter vätskan att röra på sig: Plattan vid ovala fönster och membranet i det runda fönstret. Det krävs också att det finns en tryckgradient mellan de två fönstren som skapar ett vätskeflöde mellan scala vestibuli och scala tympani vilket skapar en rörelsevåg på basilarmembranet. Förutom de ovannämnda fönstren finns det även andra öppningar in till cochlean som kan låta vätskan röra på sig. Dessa vägar inkluderar den cochleära akvedukten,

vestibulära akvedukten, nervfibrer, vener och mikrokanaler som är anslutna till cochlean (Stenfelt et al., 2005).

Kompression av cochlean (4) sker vid benlett stimuli. När den komprimeras buktar de två fönstren utåt som skapar en rörelse från scala vestibuli till scala tympani.

Volymskillnaden mellan scala tympani och scala vestibuli tvingar vätskan in till scala tympani (Stenfelt et al., 2005).

Trycköverföring från cerebrospinalvätska (5) har också identifierats som en faktor för benledd hörsel men Stenfelt kunde inte hitta några indikationer på att det har en signifikant påverkan på det benledda ljudet (Stenfelt et al., 2005).

Av dessa fem komponenter såg Stenfelt et al. (2005) att trögheten hos vätskan i innerörat är den viktigaste komponenten för uppfattningen av benlett ljud, följt av kompression/expansion av cochlean och trögheten hos mellanörebena, ljudtrycket i hörselgången dominerar benledningshörseln endast i låga frekvenser då örat är ockluderat.

Skalldämpningen vid benledningsmätning är så liten att ljudet från benledaren kan nå båda hörsnäckorna med samma styrka och därför behövs kontralateral maskering användas för att säkerställa vilket öra som hör ljudet. Dämpningen uppgår till ca 10 dB med stora individuella variationer (Nolan & Lyon, 1981). Enligt Stenfelt et al. (2005) är den *transkraniella dämpningen* mellan öronen 0 - 15 dB när bentelefonen placeras på mastoiden, därför är det nödvändigt att använda kontralateral maskering för att säkerställa att rätt öra testas.

Frekvensspecifikt smalbandigt brus ger bäst effekt. När kontralateral maskering används med instickstelefon uppstår dock problem med ocklusion på upp till 20 dB i de lägre frekvenserna upp till ca 1 kHz. Om instickstelefonen placeras så att den når och vidrör den beniga delen av hörselgången minskar ljudtrycket i hörselgången med 15 dB och ocklusionseffekten blir minimerad.

Det är även svårare att upptäcka ljud när ett maskeringsbrus används kontralateralt (Stenfelt et al., 2005). Det beror på att maskeringen i icke-test örat påverkar de centrala hörselbanorna, det vill säga *central maskering*, och förmågan att detektera ljud negativt. Robinson & Shipton (1982) såg i en studie att testörats hörtröskelnivå försämras i snitt med 0,1 dB för varje dB

som maskeringsbruset är över icke-test örats hörtröskel men att olika frekvenser påverkas olika mycket. En ökning på 5 dB av det kontralaterala maskeringsbruset försämrade hörtröskeln vid 250 Hz med 1,3 dB medan 4 kHz försämrades med 0,3 dB.

Skillnaden mellan luftledda hörtrösklar och benledda hörtrösklar kallas luft-ben-gap. Benledningströskeln kan vara 10 dB bättre eller sämre än lufttröskeln för att det skall anses normalt. Det är ett viktigt redskap för att diagnostisera mellanörats funktion och klassificera vilken typ av hörselnedsättning patienten har. Om en hörselnedsättning finns där luft-ben-gapet är inom ± 10 dB är det troligt att hörselnedsättningen är sensorineural, att hårcellerna i innerörat har blivit skadade, eller att signalen från cochlea till hörcentra i tinningsloben störs. Är luft-ben-gapet större än +10 dB indikerar det att hörselnedsättningen är konduktiv, att det finns någon form av ledningsfel i mellanörat (Roeser et al., 2007). Både sensorineural och konduktiv hörselnedsättning kan finnas samtidigt och kallas för kombinerad hörselnedsättning. Är bentröskeln 10 dB sämre än lufttröskeln anses det vara mätfel. Olika studier är oense om hur stor skillnaden mellan luft- och bentrösklar bör vara för att anses vara en konduktiv nedsättning. Det vedertagna idag är att ± 10 dB i skillnad anses vara inom en rimlig variation för normala hörtrösklar/sensorineural hörselnedsättning (SAME, 2004).

ISO 389-3:2016 säger att bentelefonen B71 bör tillämpa en kraft på $5,4 \text{ N} \pm 0,5 \text{ N}$ när den placeras på mastoiden. Toll, Emanuel, & Letowski (2011) såg att vid endast 32,5 % av fallen överensstämde med detta. Bygeln var ny och uppfyllde kalibreringsstandard och placerades enligt vanlig klinisk metod. De fick ett medelvärde på 6 N med värden varierande mellan 5,1 - 6,7 N. Ingen av testpersonerna hade ovanligt stort huvud och huvudomfånget på deltagarna var som ett genomsnittshuvud i storlek.

I en undersökning av små barn med bilateral medfödd hörselgångsatresi där operation inte är aktuellt på grund av låg ålder samt skallbenets tjocklek är en benledd hörapparat det effektiva hjälpmedlet. Tidigare har en traditionell stålbygel med ett konstant tryck på runt 5 N använts för att hålla hörapparaten på plats något som har gjort att denna apparat inte är så populär. I studien har denna bygel och ett softband som kan variera sitt tryck från 2 - 5 N jämförts. Det som upptäcktes var att lägre tryck inte hade någon större påverkan på utsignalen från benledaren vilket leder till att det är möjligt att uppnå en större komfort hos barnet.

Språkutvecklingen hos dessa barn sammanfaller med de som använder en bygel istället (Verhagen, Hol, Coppens-Schellekens, Snik, & Cremers, 2008).

Ljudutstrålning är en annan faktor som kan påverka uppfattningen av benlett ljud vid högre frekvenser med benledningsmätning. För att benledningsmätningen skall vara giltig krävs det att ljudutstrålningen från benledaren är minst 5 dB lägre än det benledda ljudet. Enligt IEC 177 standard bör ljudutstrålningen från benledaren ligga 10 dB under vibrationsljudet som når innerörat, detta är dock kriterier för tillverkarna och hade dessa uppfyllts hade det ej funnits några problem (Lightfoot, 1979). Vid benledningsmätning över 2 kHz och uppåt såg Lightfoot (1979) att ljudutstrålningen har så stor påverkan på hörtrösklarna att det ej går att dra några slutsatser om ett faktiskt luft-ben-gap existerar. Shipton, John, & Robinson (1980) som testade tre olika bentelefoner (B70A, B71, B72) fann att vid 3 & 4 kHz var ljudutstrålningen så stor att resultaten ej var tillförlitliga. Genom användning av en öronpropp i testörat vid 3 & 4 kHz där ocklusionseffekten är försumbar kan det undvikas att ljudutstrålningen från bentelefonen påverkar testresultatet i någon större utsträckning. Även Bell, Goodsell, & Thornton, (1980) kunde se att ljudutstrålningen från bentelefonen var större än vibrationssignalen vid 4 kHz och därför är det svårt att avgöra om det är ett luft-ben-gap eller inte.

Vad är problemet?

Ett välkänt problem vid hörtröskelmätning med bentelefon är att det ibland kan uppstå falska luft-ben-gap på vissa frekvenser, detta kan leda till en ökad risk för feldiagnostisering då en nedsättning förkastas på grund av systematiskt fel. Några orsaker till att falska luft-ben-gap uppstår kan vara ljudutstrålning från benledaren och hopfallande hörselgång (Lightfoot & Hughes, 1993; Margolis et al. 2013; Tate Maltby & Gaszczyk, 2015).

Vad har gjorts för att försöka lösa problemet?

Det har gjorts en del studier på ljudutstrålning från bentelefonen och de flesta har varit överens om att ljudutstrålningen är för hög vid främst 3 - 4 kHz. På senare tid har Tate Maltby et al. (2015) undersökt om det fortfarande finns ett behov av att ockludera testörat vid 4 kHz. Ingen signifikant skillnad rapporterades mellan mätning med ockluderat öra och öppet öra. De

anser därför att det inte längre är nödvändigt att ockludera testörat vid 4 kHz benledningmätning då ljudutstrålningen inte har någon signifikant skillnad på audiogrammet. Benledningströsklar skiljer sig från luftledningströsklar i olika utsträckning, faktorer som kan påverka alla frekvenser kan vara huvudstorlek och form, var bentelefonen placeras på mastoiden och benets densitet. Den största variationen ses dock vid 4 kHz och de är möjligt att dessa faktorer har en större påverkan på denna frekvens. Hörselnedsättningar utan några konduktiva element kan fortfarande visa ett luft-ben-gap på upp till 15 dB och vid 4 kHz upp till 30 dB.

Margolis et al. (2013) såg i en retrospektiv studie att luft-ben-gapet vid 4 kHz blir större med ökande luftledningströskel från 10,1 dB för personer med en hörtröskel för luft på 5 - 10 dB HL till 20,1 dB för personer med en lufttröskel större än 60 dB HL. Detta visar på att känsligheten i cochlean påverkar luft-ben-gapet hos personer med normal mellanörefunktion. Luft-ben-gapet som ofta uppstår vid 4 kHz skiljer sig mellan normalhörande och de som har en sensorineural hörselnedsättning. De drar slutsatsen att om RETFL skulle sänkas med 14,1 dB skulle luft-ben-gapet för personer med lufttrösklar större än 20 dB HL ligga omkring 0 dB. För personer med lufttrösklar bättre än 20 dB HL skulle det bli något sämre än 0 dB men inte ha någon klinisk påverkan (Margolis et al., 2013).

Komfort av bygel P-3333

Toll et al. (2011) gjorde en studie där de jämförde komforten och hur trycket från bentelefonen påverkade hörtrösklarna genom att använda den standardiserade bygeln P-3333 och ett läderband med justerbart tryck mellan 2,4 - 5,4 N. De undersökte dels om de fanns en skillnad i hörtrösklar men även komforten av de olika trycken från bentelefonen. Det fann ingen skillnad mellan benledningströsklar vid användning av P-3333 och läderbandet förutom vid 250 och 1000 Hz där trösklarna var något bättre med P-3333. Vid användning av P-3333 översteg trycket 5,4 N och deltagarna uppgav större obehag av denna än vid användning av läderband med 5,4 N. Det kan bero på att trycket sprids jämt över huvudet vid användning av ett justerbart band medan med P-3333 fokuseras kraften på mastoiden och tinningen. Genom att använda ett huvudband med ett tryck på 4,4 N eller lägre kan en god komfort uppnås för patienten utan att påverka hörtrösklarna i någon större utsträckning.

Vad återstår att göra?

Som Tate Maltby et al. (2015) såg kan hörselnedsättningar utan några konduktiva element fortfarande visa ett luft-ben-gap på upp till 15 dB och vid 4 kHz upp till 30 dB. Det är viktigt att försöka hitta källan till problemet men främst att uppmärksamma alla audionomer på att problemet existerar.

Syfte

Syftet med denna studie har varit att jämföra luft-ben-gap vid användning av hörtelefon TDH39 för luftmätning, bentelefon B-71 med traditionell bygel P-3333 och softband vid benledningsmätning samt jämföra deltagarnas upplevda komfort av bygel kontra softband.

Specifik frågeställning

- Finns det en skillnad mellan luft-ben-gap vid användande av bygel kontra softband?
- Finns det en skillnad i upplevd komfort vid användande av bygel kontra softband?

Metod & Material

Undersökningsgrupp

Sammanlagt 19 personer med förväntad normal hörsel blev inbjudna att delta i studien. Av dessa uppfyllde 17 personer de kriterier som satts för att få vara med i studien, 11 kvinnor 6 män med en medelålder på 29 år. Varje öra hos deltagarna har räknats som ett testobjekt.

Urvalskriterier

Rekrytering av deltagare har skett via muntlig kommunikation samt på sociala medier. Urvalet skulle ha likvärdiga hörtrösklar genomgående för att kunna jämföra resultat på ett adekvat sätt. Otskopi har utförts på alla deltagare för att utesluta vaxpropp. De hörselkriterier som krävdes för att delta i studien var hörtrösklar ≤ 20 dB HL bilateralt samt ett tympanogram med Typ A som resultat. Typ A definieras som mellanörekompans 0,3 - 1,7 mmho. Målet var att mäta på 15 - 20 vuxna individer som uppfyllde dessa kriterier.

Bortfall

I två fall där tympanometri visade annat resultat än A och där det var för mycket vax avbröts mätningen i samråd med deltagaren. Av de 17 återstående hade en deltagare Typ Ad på höger öra, det vill säga mellanörekompans över 1,7 mmho, därför togs resultat från detta öra inte med.

Begränsningar

Eftersom att detta var en tidsbegränsad studie kunde mätning med olika tryck ej ske vid alla frekvenser. Mätning med softband med ett tryck på 3, 4 & 5,4 N gjordes därför endast vid 2 kHz på höger öra. Fokus lades istället på att mäta benledda trösklar med softband på ett tryck som var så nära standardtrycket 5,4 N som möjligt.

Material

Hörtelefon TDH-39 användes för luftledningsmätning, benledare B71 med bygel P-3333 och softband från Oticon samt Cochlear användes vid benledningsmätning med kontralateralt maskeringsbrus från instickstelefon ER-3A. Cochlear benämns vidare som Softband (1) och Oticon som Softband (2). Sammanslagning av båda softbanden benämns som Softband (1+2). Audiometern som användes var Interacoustics Equinox AC440 som har kalibrerats efter ISO 389 och mätburarna efter ISO 8253-1 standard.

Undersökningsmetod

All placering av mätutrustning på deltagare gjordes av författare ett under uppsikt av författare två. Alla tester utfördes av författare två under uppsikt av författare ett som registrerade svar i ett Exceldokument. De deltagare som ej var audionomstudenter fick standardiserade instruktioner enligt SAME för alla tester som genomfördes och de som var audionomstudenter fick förenklade instruktioner (SAME, 1996). De psykoakustiska testerna genomfördes med ascenderande modifierad Hughson-Westlake metod med 2 dB-steg för frekvenserna 0,5, 1, 2, 3 och 4 kHz bilateralt. För att säkerställa att uppmätta luft-ben-gap inte berodde på någon avvikande mellanörefunktion genomfördes tympanometri på samtliga försökspersoner. Mätning av anläggningstrycket gjordes med en dynamometer där två gem fästs och bildade en hållare likt en gaffeltruck (Se Bilaga 1, Bild 3), avläsning av anläggningstryck registrerades då benledaren lättade från huvudet. Anläggningstrycket registrerades för både bygel och softband. Benledaren fästes med häftmassa på plastplattan som är avsedd för en benförankrad hörapparat (Se Bilaga 1, Bild 1, 2).

Undersökningsprocedur

Varje mätning startade med registrering av tympanogram bilateralt följt av fastställning av hörtrösklar för luft. Därefter genomfördes mätning av bentrösklar där varannan deltagare startade med softband och varannan med bygel. All fastställning av benledningströsklar gjordes med kontralateral maskering vid en sensationsnivå på 20 - 25 dB SL, vid de tillfällen en deltagare lateraliserade till fel öra höjdes maskeringen till 40 dB SL. Bruset höjdes aldrig mer än 40 dB HL. Mätning av trycket som bygeln och softbanden applicerade gjordes vid varje ny placering.

Impedansmätningar

Tympanometri genomfördes med (Interacoustics Titan) en bärton på 226 Hz och ett trycksvep från +200 till -400 daPa med en tätslutande probe.

Psykoakustiska mätningar

Luftledningsmätning med supra-aurala hörtelefoner TDH-39. Fastställning av hörtrösklar för luft med hörtelefoner som placeras så att högtalaren hamnar över hörselgångsmynningen.

Benledningsmätning med B-71 och bygel P-3333. Bygeln placerades så att så lite som möjligt av bygeln vidrörde skallen och främst bentelefonen och den andra kontaktpunkten vidrörde huvudet. Bentelefonen placerades på processus mastoideus och fästplattan vid motsatt sidas tinning, därefter mättes och registrerades trycket. Sedan genomfördes benledd tröskelmätning med kontralateral maskering. Samma procedur gjordes sedan vid andra örat.

Benledningsmätning med B-71 Softband. Softbandet placerades på mastoideus processus (bilaga 1, bild 4) och trycket kontrollerades samt justerades så nära 5.4 N som möjligt (bilaga 1, bild 5). Efter detta utfördes benledd tröskelmätning med kontralateral maskering. Därefter upprepades denna procedur på motsatta sidan. På varje deltagare testades även 2 kHz vid 3 N och 4 N anläggningstryck på höger öra.

Datainsamling, kvalitet

Deltagarna fick efter varje test värdera sin upplevelse av komfort för bygel och softband vid olika tryck på en modifierad version av Borgs CR-10 skala (Bilaga 2) på 0 till 10 där 0 står för inte alls bekvämt och 10 står för väldigt bekvämt (Borg, 1990). Varje deltagare värderade den upplevda komforten fyra gånger.

Databearbetning

Varje hörtröskel registrerades direkt i ett Exceldokument. Sammanställning av data gjordes i Excel och bearbetades i SPSS. Data har delats upp i antal öron för att få ett större undersökningsunderlag. I denna studie kallas alla skillnader mellan luft och benledningströsklar för luft-ben-gap oavsett storlek och riktning på skillnaden. Där bentröskeln är bättre än lufttröskeln har luft-ben-gapet fått ett positivt tal och där bentröskeln är sämre än lufttröskeln har luft-ben-gapet fått ett negativt tal. En jämförelse gjordes för att titta på storleken på luft-ben-gapet för både bygel och softband. Skillnaderna undersöktes vid varje enskild frekvens och storleken på luft-ben-gapet sammanställdes vid varje frekvens för alla deltagare. Ett konfidensintervall på 95 % har valts. Spridningsdiagram, Bland-Altmandiagram samt linjär regression har använts för att analysera och visualisera skillnaden i luft-ben-gap mellan softband och bygel. Wilcoxon teckenrangtest användes för att se om de fanns några skillnader i luft-ben-gap och ifall dessa var signifikanta. Graderingen av komfort analyserades med Wilcoxon teckenrangtest.

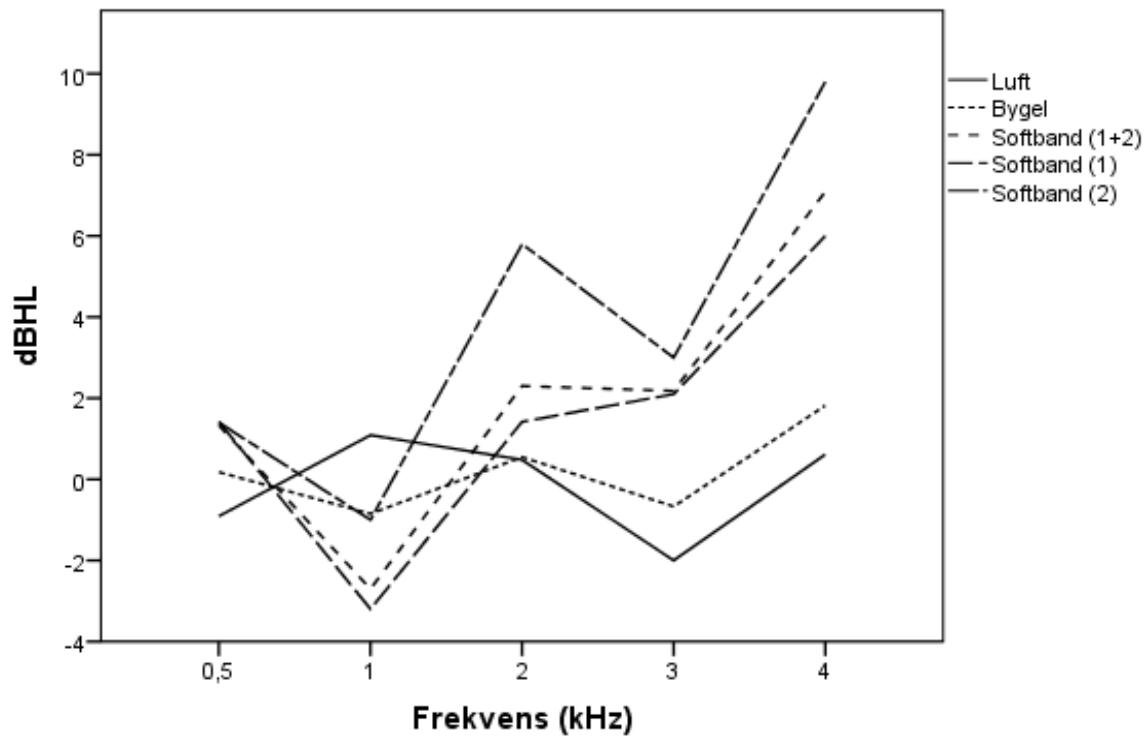
Etiska överväganden

Deltagande i undersökningen var frivilligt och deltagarna fick muntlig information om vad testet skulle innehålla samt vad som krävdes av dem. Varje deltagare kunde närsomhelst avbryta testet utan att uppge någon anledning för detta. Personuppgifter har hanterats enligt personuppgiftslagen (SFS 1998:204) och Offentlighets- och sekretesslagen (2009:400). All data behandlades anonymt. Artiklarna som valts är relevanta och berör ämnet.

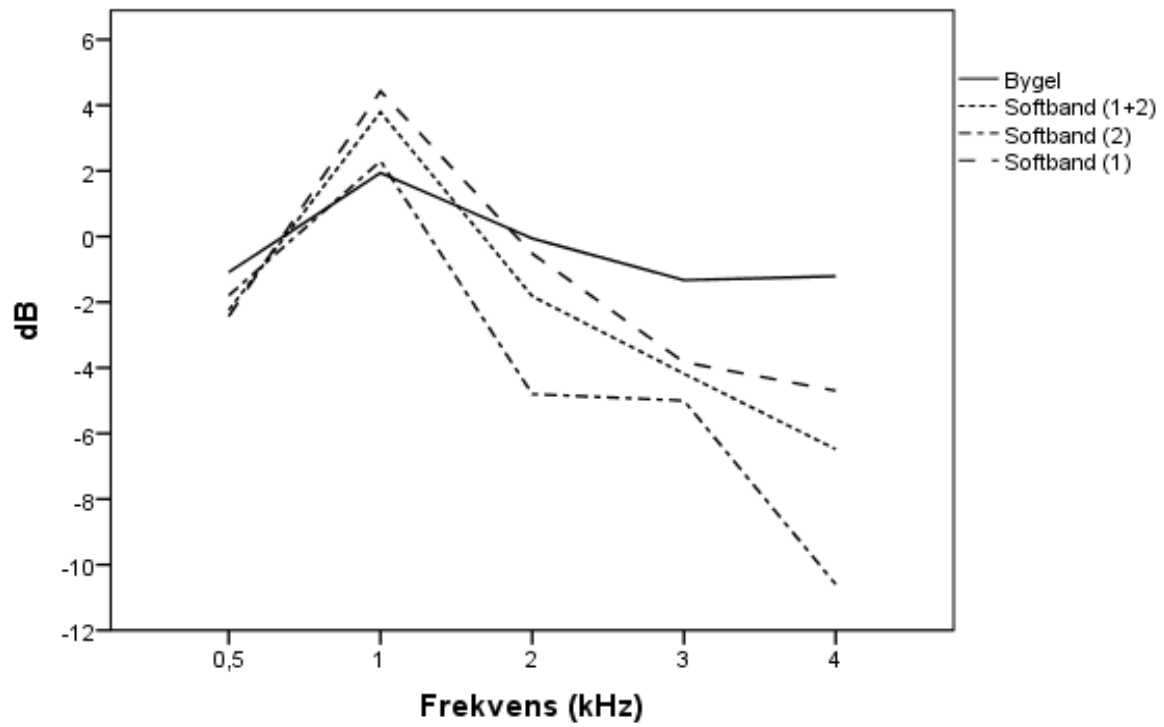
Resultat

Hörtröskelmätning

Medelvärde av hörtrösklar ses i figur 1. Medelvärde och median av luft-ben-gap presenteras tabell 1 och visualiseras i figur 2. Differensen i luft-ben-gap för bygeln skiljer <2 dB vid alla frekvenser. Differensen med softband (1+2) ligger nära 2 dB vid 0,5 kHz och 2 kHz, runt 4 dB vid 1 kHz och 3 kHz. I diskanten och främst vid 4 kHz ses en stor skillnad mellan softband och bygel, softband (2) ($Z = -2,777$, $p = 0,007$), softband (1) ($Z = -2,690$, $p = 0,007$). Vid sammanslagning av de två softbanden ses fortfarande den största skillnaden vid 4 kHz ($Z = -3,833$, $p < 0,001$).



Figur 1. Medelvärde för hörtrösklar som funktion av frekvens.

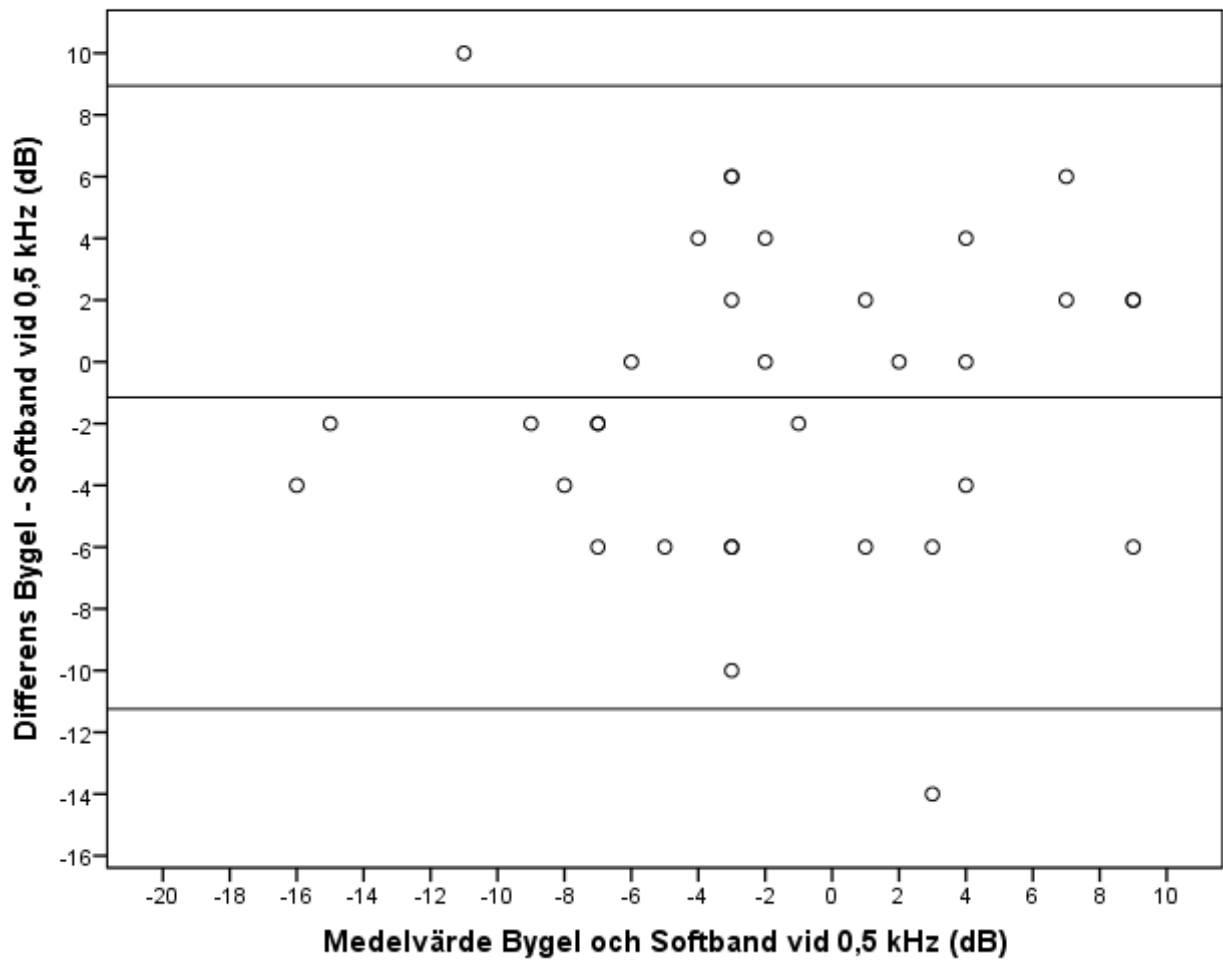


Figur 2. Medelvärde för luft-ben-gap som funktion av frekvens

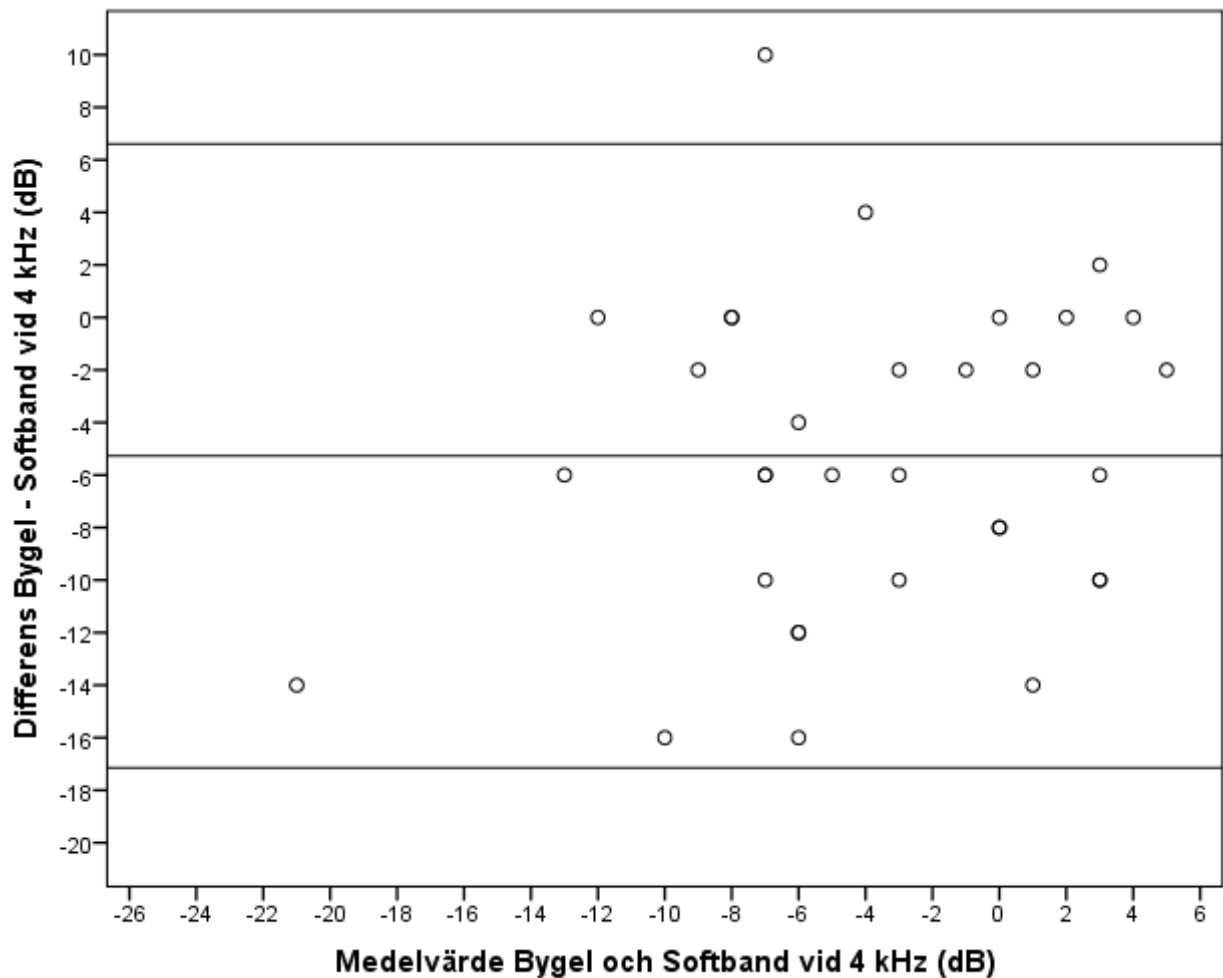
Tabell 1. Sammanställning av storlek på luft-ben-gap där positiva tal är bättre än luftröskeln och negativa tal är sämre än luftröskeln. Två olika fabrikat av softband har använts. 23 öron har mätts med softband (1) och 10 öron har mätts med softband (2). Softband (1+2) är sammanslagning av resultaten från de båda softbanden.

		0,5 kHz	1 kHz	2 kHz	3 kHz	4 kHz
Bygel	Antal	33	33	33	33	33
	Medelvärde	-1,09	1,94	-,06	-1,33	-1,21
	Median	,00	2,00	,00	,00	,00
	Minimum	-16	-12	-16	-22	-14
	Maximum	12	12	10	8	8
Softband (1)	Antal	23	23	23	23	23
	Medelvärde	-2,43	4,43	-,52	-3,83	-4,70
	Median	-2,00	6,00	,00	-2,00	-4,00
	Minimum	-18	-10	-10	-14	-18
	Maximum	10	10	10	2	4
Softband (2)	Antal	10	10	10	10	10
	Medelvärde	-1,80	2,30	-4,80	-5,00	-10,60
	Median	-2,00	2,00	-4,00	-4,00	-11,00
	Minimum	-8	-8	-14	-24	-28
	Maximum	6	12	4	2	0
Softband (1+2)	Antal	33	33	33	33	33
	Medelvärde	-2,24	3,79	-1,82	-4,18	-6,48
	Median	-2,00	6,00	-2,00	-4,00	-6,00
	Minimum	-18	-10	-14	-24	-28
	Maximum	10	12	10	2	4

Wilcoxon teckenrangtest visar att luft-ben-gapet vid användande av softband är statistiskt signifikant skiljt från bygelns vid 1 kHz ($Z = -2,356$, $p = 0,018$), 2 kHz ($Z = -2,162$, $p = 0,031$), 3 kHz ($Z = -2,749$, $p = 0,006$) och 4 kHz ($Z = -3,833$, $p < 0,001$). Vid 0,5 kHz fanns ingen statistisk signifikans. I Bland-Altmandiagram (figur 3 & 4) som visar överensstämmelse mellan mätmetoderna ses att medelvärdet för differensen mellan bygel och softbandets luft-ben-gap skiljer sig till bygelns fördel vid alla frekvenser utom 1 kHz, där det skiljer sig till softbandets fördel. Bland-Altmandiagram visar även ett samstämmighetsintervall (95 %) med en undre och övre gräns för 0,5 kHz (-11,24; 8,9) och för 4 kHz (-17,14; 6,60).



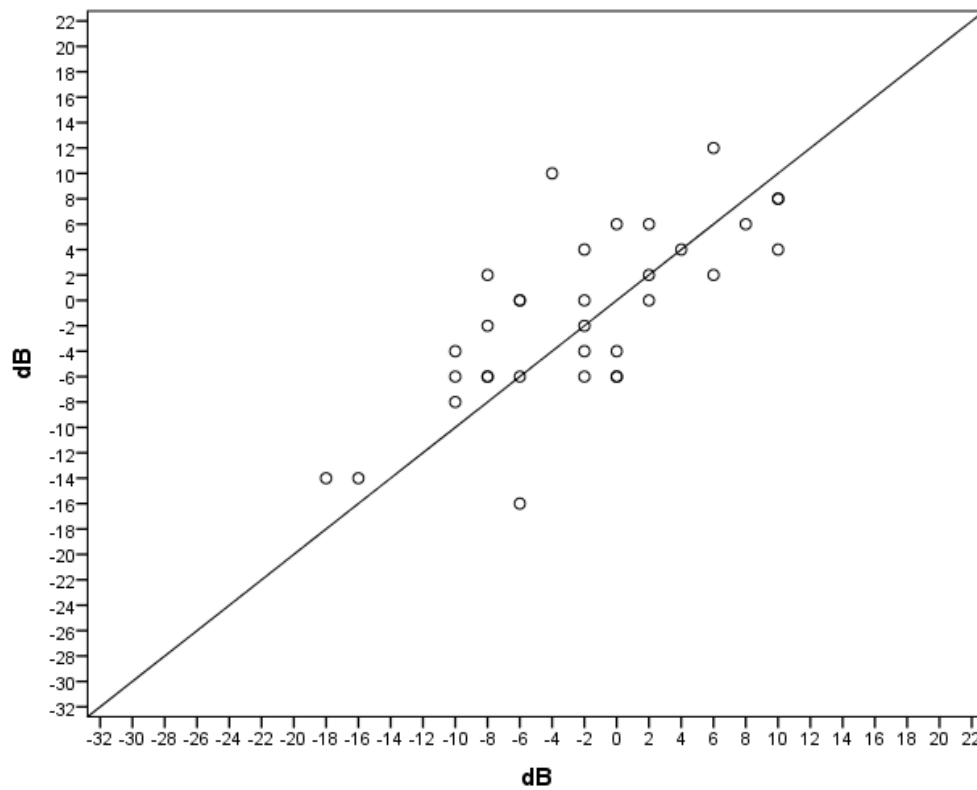
Figur 3. Bland-Altmandiagram som visar sambandet mellan softband (1+2) och bygel vid 500 Hz. Y-axeln visar differensen mellan mätmetoderna och X-axeln visar det sammanslagna medelvärdet för bygel och softband (1+2). Mittlinjen visar medeldifferensen mellan de två mätmetoderna. Den övre och undre linjen visar ett 95 % samstämmighetsintervall. När värdet enbart är negativt eller positivt på X & Y-axeln har bygeln ett mindre luft-ben-gap än softband (1+2). När värdet på X-axeln är positivt och värdet på Y-axeln är negativt eller tvärtom har bygeln ett större luft-ben-gap än softband (1+2).



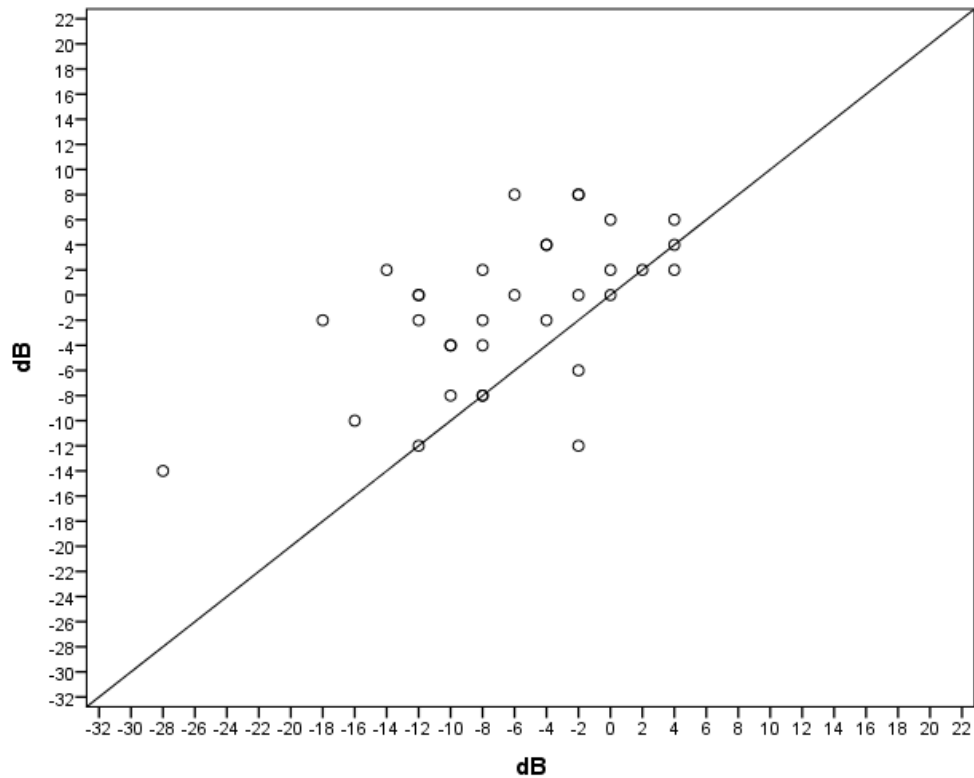
Figur 4. Bland-Altmandiagram som visar sambandet mellan softband (1+2) och bygel vid 4000 Hz. Y-axeln visar differensen mellan mätmetoderna och X-axeln visar det sammanslagna medelvärdet för bygel och softband (1+2). Mittlinjen visar medeldifferensen mellan de två mätmetoderna. Den övre och undre linjen visar ett 95 % samstämmighetsintervall. När värdet enbart är negativt eller positivt på X & Y-axeln har bygeln ett mindre luft-ben-gap än softband (1+2). När värdet på X-axeln är positivt och värdet på Y-axeln är negativt eller tvärtom har bygeln ett större luft-ben-gap än softband (1+2).

Vid justering av softband för olika tryck sågs att mellan 3 - 5 N krävdes en förändring i längd på båda softbanden med ungefär 2 cm per N. Runt 5,4 N var det en mindre förändring som krävdes för att öka trycket, där ~0,5 cm förändring i längd motsvarade 1 N. Omkring 60 % av deltagarna lateraliserade till motsatta örat med kontralateralt maskeringsbrus på 25 dB SL. Efter justering av maskeringsnivå där nivån höjdes upp till 40 dB HL lateraliserade de flesta till testörat men 8 % lateraliserade fortfarande till motsatta örat vid 0,5 kHz och 1 kHz.

Det kan ses en viss korrelation på spridningsdiagrammen (figur 5 & 6), softbandet har fått fler negativa luft-ben-gap vid 0,5 kHz än positiva medan det för bygeln är ganska jämt fördelat. Vid 4 kHz är det ännu fler negativa luft-ben-gap för softbandet.



Figur 5. Spridningsdiagram visar luft-ben-gap för 0,5 kHz Bygel som funktion av Softband (1+2)



Figur 6. Spridningsdiagram visar luft-ben-gap för 4 kHz Bygel som funktion av Softband (1+2)

I tabell 2 visas medelvärde, median och min/maxvärde för luft-ben-gapet vid 2 kHz vid olika tryck samt vid användande av bygel. Wilcoxon teckenrangtest visade att det inte fanns någon signifikant skillnad i hörrösklar vid jämförande av olika tryck med softband. Vid jämförande med bygel sågs signifikant bättre svar för bygel än för softband vid samtliga tryck (Softband (5N) $Z = -2,25$, $p = 0,024$; Softband (4N) $Z = -2,79$, $p = 0,005$; Softband (3N) $Z = -2,55$, $p = 0,011$).

Tabell 2. Tabellen visar data för luft-ben-gap vid 2 kHz på höger öra vid mätningar med varierande tryck. De varierande anläggningstrycken var 5,4 N (Newton), 4 N och 3 N.

	Antal	Medelvärde	Median	Std. Avvikelse	Minimum	Maximum
Bygel	16	1,25	3	6,06	-10	10
Softband 5,4 N	16	-1,50	2	7,43	-14	10
Softband 4 N	16	-1,50	-2	6,09	-16	12
Softband 3 N	16	-2,88	-2	4,84	-14	4

Komfort

Sammanställning av medelvärde och median för gradering av komfort presenteras i tabell 3. Medelvärde för trycket som applicerades med bygel var 4,95 N där variationen var 4,5 - 5,8 N. Deltagare som testades med softband (2) gav överlag högre poäng i bekvämlighetsgrad för bygel och 5,4 N tryck än deltagare som testades med softband (1).

Tabell 3. Sammanställning av gradering för upplevd komfort enligt borgskalan. 0 är inte alls bekvämt och 10 är väldigt bekvämt. De varierande anläggningstrycken var 5,4 N (Newton), 4 N och 3 N. Bygeln är indelad baserat på vilket softband deltagaren har testats med, där bygel 1 har testats av samma deltagare som testats med softband (1) och Bygel (2) har testats av samma deltagare som testats med softband (2).

	Antal	Medelvärde	Percentil 25	Median	Percentil 75	Std. Avvikelse
Bygel (1)	12	5,08	4,00	5,00	6,00	1,56
Softband (1) 5,4 N	12	6,42	5,50	7,00	7,00	1,44
Softband (1) 4 N	12	7,08	6,50	8,00	8,00	1,38
Softband (1) 3 N	12	7,58	7,00	8,00	8,50	1,51
Bygel (2)	5	7,60	7,00	8,00	9,00	1,67
Softband (2) 5,4 N	5	7,20	6,00	8,00	8,00	1,64
Softband (2) 4 N	5	6,80	6,00	8,00	8,00	1,79
Softband (2) 3 N	5	7,20	6,00	8,00	9,00	2,17

Vid Wilcoxon teckenrangtest visade *softband (1)* på en signifikant större bekvämlighetsgrad i jämförelse med bygel (Softband (5,4N) $Z = -2,06$, $p = 0,04$; Softband (4N) $Z = -2,61$, $p = 0,009$; Softband (3N) $Z = -2,83$, $p = 0,005$). Softband med 4 N visade signifikant större bekvämlighetsgrad i jämförelse med softband med 5,4 N ($Z = -2,53$, $p = 0,011$). Softband med 3 N visade signifikant större bekvämlighetsgrad i jämförelse med softband med 4 N ($Z = -2,12$, $p = 0,034$).

Softband (2) visade endast signifikant skillnad för softband 4N mot bygel ($Z = -2$, $p = 0,046$) gällande bekvämlighetsgrad. Vid sammanslagning av softband som en grupp visade det på signifikant större bekvämlighetsgrad än bygel vid 4 N ($Z = -2,07$, $p = 0,038$), 3 N ($Z = -2,84$, $p = 0,004$). Softband 3 N hade signifikant högre bekvämlighetsgrad än softband 5,4 N ($Z = -2,58$, $p = 0,010$) och softband 4 N ($Z = -2,53$, $p = 0,011$).

Diskussion

Metoddiskussion

På grund av tidsbegränsning lades fokus på att mäta vid ett tryck som var 5,4 N och endast ändra trycket vid 2 kHz på höger öra. Det går inte att dra några slutsatser om hur olika tryck påverkar en hel benledningmätning. Vad som dock kan ses av att ha justerat till olika tryck är att hörtrösklarna inte skiljer sig signifikant när trycket ändras vid 2 kHz, vilket kan tala för att det inte heller gör det för andra frekvenser. Detta kan styrkas av det som Toll et al. (2011) rapporterade i sin studie, de fann inte någon större skillnad mellan hörtrösklar vid olika frekvenser när de ändrade trycket från softbandet. Teoretiskt skulle detta kunna medföra att det anläggningstryck som appliceras med softband i kliniskt arbete inte behöver vara exakt 5,4 N utan kan skilja sig ett par N då skillnaden i luft-ben-gap är så pass liten att det inte är kliniskt relevant.

Uppdelning av mätuppgifter gjordes för att minimera individuella skillnader. På detta sätt minskar risken för att mätmetod och placering av benledare och hörtelefon varierar. Det kan finnas en risk att systematiskt fel uppstår på grund av denna uppdelning och det är därför varje moment har övervakats av den författare som inte utfört momentet. Varje moment testades även innan studien började för att kolla tidsåtgång, teknik och för att öva på utförandet. Uppdelningen av moment skedde slumpvis mellan författarna.

Varje mätning tog ungefär en timme, vilket kan ha påverkat resultatet negativt då deltagare eventuellt kan ha blivit trötta. Vår upplevelse med att mäta med 2 dB-steg var att det tog längre tid än våra tidigare erfarenheter från praktik där mätning har skett i 5 dB-steg. Detta på grund av att tröskelbestämning tog längre tid än vanligt då fler svar vid olika nivåer erhöles och det var svårt att få 3 av 5 vid samma nivå. Ofta fick en väl hörbar ton ges efter några tröskelpassager eftersom svar getts vid många närliggande nivåer. Dock var 2 dB-steg bra för att öka upplösningen på data och för att finna eventuella skillnader.

Användandet av kontralateral maskering kan ha bidragit till *central maskering* som påverkat resultaten negativt över alla frekvenser. Det skulle kunna vara orsaken till att de flesta

frekvenserna har fått negativa luft-ben-gap. Dock är det nog ingen förklaring till det stora negativa luft-ben-gapet vid 4 kHz då Robinson et al. (1982) rapporterade att vid 4 kHz försämrades hörtröskeln med 0,3 dB per 5 dB ökning av maskeringsbruset.

Resultatdiskussion

Resultatet från studien visar på en skillnad mellan luft-ben-gapet som bygeln och softbandet producerar. Softbandet får sämre svar än bygeln jämfört med luft, det vill säga negativa luft-ben-gap vid 2 - 4 kHz. Olika parametrar har testats, såsom vänster och höger öra var för sig men inga skillnader upptäcktes och därför presenteras endast resultaten för alla öron.

Vid benledningmätning bör benledningströskel inte vara <10 dB än lufttröskeln. Detta förekommer dock vid vissa frekvenser även vid kliniskt arbete och därför har dessa svar även tagits med i denna studie. Avvikelser har funnits vid alla tester. Stor variation har setts individuellt. Vid benledningmätning med softband har svar getts vid så lågt som -28 dB under lufttröskeln och med bygel -22 dB. Ungefär hälften av alla testöron har haft någon frekvens där svar har getts på -10 dB HL vilket gör att en slags golveffekt uppstår som gör att större positiva luft-ben-gap eventuellt kan ha missats.

Hörtröskelmätning

Statistiskt har det setts en signifikant skillnad mellan bygel och softband vid mätning av benledningströsklar med B-71 vid alla frekvenser förutom 0,5 kHz. Eftersom testgruppen är relativt liten är det riskabelt att dra några större slutsatser från detta. De p-värden som erhållits är naturligtvis sanna för denna data, men påverkas i större utsträckning av outliers. De kan ändå vara en indikation på hur resultatet i en större population skulle kunna se ut. Storleken på skillnaden mellan bygel och softband har varierat mellan de olika frekvenserna, den största skillnaden har dock funnits vid 4 kHz. Toll et al. (2011) rapporterade att skillnaden mellan softband och bygel var inom 2 dB vid alla frekvenser utom 0,25 och 1 kHz där skillnaden var 5,7 och 3,1 dB bättre med softband. I vår studie har liknande resultat erhållits vid 1 kHz där softbandet har gett bättre trösklar än bygeln.

Skillnaderna har varit i storleken 1 dB upp till 5 dB i medelvärde mellan de två mätinstrumenten. Vad detta har för klinisk relevans är svår att uttala sig om, men eftersom det kliniskt mäts i 5 dB-steg skulle det inte alltid upptäckas. Mätningen med softband ger ett godkänt resultat enligt den standard som finns som säger att benledningströskeln bör hamna ± 10 dB från lufttröskeln, vilket kan antyda på att det inte finns någon klinisk negativ påverkan av att använda softband.

Det förekommer idag ganska ofta i kliniskt arbete att 4 kHz benledningströskel blir bättre än förväntat. Margolis et al. (2013) rapporterade att normalhörande personer i medelvärde har ett positivt luft-ben-gap på 10,6 dB. Resultatet från vår studie kan inte bekräfta detta utan har visat på negativa luft-ben-gap, framförallt med softband. Benledningsmätningen var någon eller några dB sämre än lufttröskeln vid alla frekvenser utom 1 kHz oavsett om softband eller bygel användes vilket kan bero på central maskering. För bygeln låg medeldifferensen från luft inom 2 dB vid alla frekvenser och det är möjligt att det skulle ligga närmare 0 dB utan kontralateral maskering. Vid användande av softband är medeldifferensen dock så hög som -6,48 dB vid 4 kHz och runt -4 dB vid 3 kHz vilket troligtvis beror på något annat än central maskering. Om det är så att häftmassan absorberar vibrationer kan det vara en bidragande faktor till det sämre resultatet. Möjligtvis påverkas även bentelefonens egenskaper att producera korrekt vibrationer när baksidan av bentelefonen är täckt.

Även i Bland-Altmandiagrammen ses en skillnad mellan bygel och softband där de flesta luft-ben-gapen är negativa. Stora samstämmighetsintervall ses vilket indikerar på en stor variation. Detta går i linje med Stenfelt et al. (2005), om att ljudets väg till cochlea via skallen påverkas av många olika faktorer och att det kan vara anledningen till den stora variationen som ses. Stenfelt (2012) skriver om att vibrationerna kan ledas åt olika håll i skallbenet vilket också kan orsaka försämring. Omplaceringar av benledare kontrollerades vid varje mätning där något upplevdes vara utanför det förväntade svaret (där förväntat svar var ± 10 dB), utifall benledaren vikt sig så att hela plattan inte satt mot huvudet eller dylikt. Stenfelt et al. (2005) menar att de antiresonanser som finns i huvudet kan dämpa ljud med upp till 20 dB i smala frekvensband, dock skrivs det inte i vilka frekvenser detta kan uppstå. Sett utifrån data som har samlats in skulle det kunna vara en förklaring på individnivå där vissa

testpersoner har fått stora negativa luft-ben-gap vid vissa frekvenser. Det är dock inte troligt att det är orsaken till att resultatet vid 4 kHz för softband fått stora negativa luft-ben-gap då det rimligtvis även borde påverkat bygelns i samma utsträckning.

När jämförelse gjordes för de olika trycken vid 2 kHz gav bygelns signifikant bättre benledningströsklar än softband vid alla tryck. Dock är skillnaden så pass liten att det är tveksamt om det skulle finnas någon klinisk påverkan. Ingen skillnad fanns mellan de olika trycken hos softbandet. Detta är något som kan ha en betydelse ifall softband skulle börja användas kliniskt då det ej verkar ha någon betydelse om anläggningstrycket är 2,4 N lägre än det rekommenderade 5,4 N. Dock, för att softband ska kunna användas i daglig benledningsmätning krävs det att någon tillverkare tar fram ett softband som är avsett för att användas vid klinisk benledningsmätning med B-71 och det bör även finnas en tidseffektiv metod som säkerställer att adekvat anläggningstryck ges.

Komfort

Trycket som bygel P-3333 skall applicera är $5,4 \pm 0,5$ N, bygelns som användes i denna studie applicerade ett tryck på 4,95 N med en varians på 4,5 - 5,8 N. Toll et al. (2011) såg i sin studie att trycket från bygelns varierade mellan 5,1 - 6,7 N med ett medelvärde 6 N. Det fanns ej tillgång till en helt ny bygel som Toll et al. (2011) hade i deras studie vilket skulle kunna vara en orsak till att det skiljer så pass mycket i tryck då bygelns tryck möjligtvis degraderas över tid på grund av slitage. Ingen deltagare hade någon avvikande huvudform och storlek enligt vår uppfattning som skulle kunna påverka bygelns tryck över huvudet.

Softband (1) visade sig vara signifikant bekvämare än bygel vid alla tryck, ju lägre trycket från softbandet var desto högre grad av komfort gavs. Vid mätning med Softband (2) sågs endast en signifikant förbättring av bekvämlighetsgrad mot bygel när trycket var 4N. Vad denna skillnad beror på kan vara att softband (2) ej var möjligt att öppna upp utan var tvunget att träs över huvudet, något som gjorde processen mer obekväm för deltagarna och även gjorde det betydligt krångligare att få bentelefonen på plats på ett adekvat sätt. Softband (1) som gick att öppna och knäppa ihop under placering av bentelefonen var mycket enklare och snabbare att få på plats på deltagarna. Det moment som tog längst tid för båda var dock att

hitta rätt tryck för softbanden. Till att börja med fick vi testa oss fram genom att spänna åt lite åt gången samtidigt som anläggningstrycket mättes. Detta moment tog mycket av tiden av mätningen vilket kliniskt förmodligen inte är befogat sett ur ett tidsperspektiv.

När data sammanslogs från softband (1) och (2) sågs en signifikant förbättring av upplevd komfort mot bygel vid trycket 3 N och 4 N. Anledningen till att det inte ses någon förbättring när trycket från softbandet var 5,4 N kan vara att det i många fall faktiskt översteg det tryck som vår bygel applicerade. Vår teori är att själva processen att få på softbandet är jobbigare för deltagarna vilket leder till att betyget i vissa fall blir lägre, detta är även något som några deltagare muntligt bekräftade när de graderade komfort på borgskalan.

Klinisk relevans

Vad som är kliniskt relevant eller inte kan diskuteras. Utgångspunkten har varit att när skillnaden i luft-ben-gap är mindre än 5 dB blir den i vissa fall svår att upptäcka vid mätning i 5 dB-steg. Test-retest för benledningmätning är 10 dB vilket gör att det finns utrymme för variation mellan mätningar och det skulle därför vara av intresse att vid ett senare tillfälle utföra dessa mätningar igen (SAME, 2004). De skillnader som hittats i studien är såpass små vid alla frekvenser förutom 4 kHz att det troligtvis inte skulle påverka resultatet vid en benledningmätning. Vid 4 kHz är skillnaden större än 5 dB vilket kan ha en klinisk påverkan. Ny RETFL krävs därför vid klinisk användning av softband. För att hitta rätt RETFL krävs ett större underlag, därför behöver fler liknande tester utföras. Möjligtvis skulle även ett softband förenkla kontralateral maskering med hörtelefon då risken att bygeln flyttas av hörtelefonen undviks.

Tills dess att ett softband som är avsett för att mäta benledningströsklar kliniskt tas fram där placeringen är lättare än i dagsläget är nog enkelheten i att placera bygeln övervinner den ökade komforten som kan uppnås med ett softband. Dock bör möjligheten att använda softband finnas och användas vid de tillfällen bygeln inte går att placera på grund av olika faktorer.

Falsa luft-ben-gap kan få konsekvenser för en hörselrehabilitering då vissa preskriptionsmetoder tar hänsyn till benledningströsklar och om dessa inte är sanna får patienten eventuellt felaktig förstärkning på grund av detta.

Förslag på framtida studier

För att hitta rätt kalibreringsvärden krävs ett större underlag, därför behövs fler liknande tester utföras. Framtida studier bör undersöka benledningströsklar med olika tryck för alla frekvenser för att se eventuella skillnader när trycket förändras. Det bör även finnas en avsedd kontaktyta där B-71 eller annan benledare som används kan fästas. Ifall ett softband utvecklas som är specifikt framtaget för att användas vid benledningsmätning skulle detta kunna leda till högre komfort hos patienterna. Det problem som upplevdes som störst under denna studie var att få softbandet på plats. En idé för ett kliniskt softband skulle kunna vara ett softband med kardborreband som skulle göra det lättare att få på plats och även enkelt kunna justera anläggningstrycket. Även liknande tester på personer med sensorineural hörselnedsättning skulle vara intressant att göra.

Hållbarhetsaspekter

Efter EU-direktivet RoHS 2011/65/EU som reglerar användandet av farliga ämnen vid produktion av elektriska och elektroniska produkter och som gick i kraft i juli 2014 görs idag B-71 utan bly och har beteckningen B-71W (European Union/Commission Legislative, 2011). Den presterar identiskt med B71 och följer ISO standard för audiometriska tester¹. När en bentelefon behöver bytas ut på en verksamhet bör det eftersträvas att ersätta den gamla med en ny, blyfri version. Den gamla bör omhändertas av lämplig myndighet för omhändertagande av farliga ämnen. Det softband som finns framtaget för att användas med B-71 benledare är ett engångssoftband. Kostnaden för att använda softband som enbart kan användas en gång, på grund av hygienskäl, istället för bygel blir förmodligen väldigt stor för verksamheter.

¹ RadioEar. (u.å). B71W Produktblad. Hämtad 2016-09-28, från http://www.radioear.us/pdfs/RE_B71W_R2016.pdf

Konklusion

Enligt denna studie kan det konstateras att det finns en statistisk signifikant skillnad i mätresultaten mellan bygel och softband men endast vid 4 kHz är denna skillnad kliniskt relevant. Både bygel och softband har fått negativa luft-ben-gap på alla frekvenser förutom 1 kHz. Softband gav i medelvärde ett större negativt luft-ben-gap än bygel. Det har också kunnat fastställas att högre komfort uppnås vid användande av softband samt att lägre anläggningstryck från softbandet ökar komforten. Ingen signifikant skillnad vid 2 kHz benledningströskel fanns mellan de olika trycken hos softbandet. Eftersom det idag inte finns något softband på de kliniker vi varit på som är framtaget för att mäta benledningströsklar är det svårt att applicera detta på en klinisk nivå. Ett softband kan vara ett bra verktyg till testbatteriet i vissa situationer, exempelvis när benledaren konstant flyttar på sig eller vid kraniala anomalier som försvårar placering av bygel. Fler undersökningar bör dock göras för att undersöka eventuella skillnader. Ett softband anpassat för benledningsmätning med B-71 måste tas fram för att det skall kunna användas i det diagnostiska testbatteriet. B-71 bör kunna fästas på softbandet på ett enkelt sätt och så att det inte lossnar. Trycket skall kunna justeras och säkerställas utan externa hjälpmedel såsom dynamometer.

Referenslista

- Arlinger, S. D. (1979). Comparison of ascending and bracketing methods in pure tone audiometry. A multi-laboratory study. *SCANDINAVIAN AUDIOLOGY*, 8(4), 247.
- Bell, I., Goodsell, S., & Thornton, A. R. D. (1980). A Brief Communication on Bone Conduction Artefacts. *British Journal of Audiology*, 14(3), 73-75.
doi:10.3109/03005368009078905
- Borg, G. (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 16 Suppl 1, 55.
- European Union/Commission Legislative, D. (2011). DIRECTIVE OF THE EUROPEAN PARLIAMENT AND OF THE COUNCIL on the restriction of the use of certain hazardous substances in electrical and electronic equipment.
- Gelfand, S. A. (2009). *Essentials of audiology* (Vol. 3.). New York: Thieme.
- Jerlvall, L., & Arlinger, S. (1986). A comparison of 2-dB and 5-dB step size in pure-tone audiometry. *SCANDINAVIAN AUDIOLOGY*, 15(1), 51.
- Lightfoot, G. R. (1979). Air-Borne Radiation from Bone Conduction Transducers. *British Journal of Audiology*, 13(2), 53-56. doi:10.3109/03005367909078877
- Lightfoot, G. R., & Hughes, J. B. (1993). Bone conduction errors at high frequencies: implications for clinical and medico-legal practice. *The Journal of Laryngology and Otology*, 107(4), 305-308. doi:10.1017/S0022215100122881
- Margolis, R. H., Eikelboom, R. H., Johnson, C., Ginter, S. M., Swanepoel, D. W., & Moore, B. C. J. (2013). False air-bone gaps at 4 kHz in listeners with normal hearing and sensorineural hearing loss. *International Journal of Audiology*, 2013, Vol.52(8), p.526-532, 52(8), 526-532. doi:10.3109/14992027.2013.792437

- McBride, M., Letowski, T., & Tran, P. (2008). Bone conduction reception: Head sensitivity mapping. *Ergonomics*, *51*(5), 702-718. doi:10.1080/00140130701747509
- Nolan, M., & Lyon, D. J. (1981). Transcranial attenuation in bone conduction audiometry. *The Journal of Laryngology & Otology*, *95*(6), 597-608.
doi:10.1017/S0022215100091155
- Robinson, D. W., & Shipton, M. S. (1982). A standard determination of paired air- and bone-conduction thresholds under different masking noise conditions. *Audiology : official organ of the International Society of Audiology*, *21*(1), 61.
- Roeser, R. J., Valente, M., & Hosford-Dunn, H. (2007). *Audiology: diagnosis* (Vol. 2.). New York: Thieme.
- Shipton, M. S., John, A. J., & Robinson, D. W. (1980). Air-Radiated Sound from Bone Vibration Transducers and Its Implications for Bone Conduction Audiometry. *British Journal of Audiology*, *14*(3), 86-99. doi:10.3109/03005368009078908
- Stenfelt, L. S., & Goode, L. R. (2005). Bone-Conducted Sound: Physiological and Clinical Aspects. *Otology & Neurotology*, *26*(6), 1245-1261.
doi:10.1097/01.mao.0000187236.10842.d5
- Stenfelt, S. (2012). Transcranial attenuation of bone-conducted sound when stimulation is at the mastoid and at the bone conduction hearing aid position. *Otol Neurotol*, *33*(2), 105-114. doi:10.1097/MAO.0b013e31823e28ab
- Svenska audiologiska metodboksgruppen [SAME]. (2004). *Handbok i hörselmätning*. Bromma: SAME och C A Tegnér AB.
- Svenska audiologiska metodboksgruppen [SAME]. (1996). *Metodbok i praktisk hörselmätning*. Bromma: SAME och C A Tegnér AB.

- Tate Maltby, M., & Gaszczyk, D. (2015). Is it necessary to occlude the ear in bone-conduction testing at 4 kHz, in order to prevent air-borne radiation affecting the results? *Int J Audiol*, 54(12), 918. doi:10.3109/14992027.2015.1086029
- Toll, L. E., Emanuel, D. C., & Letowski, T. (2011). Effect of static force on bone conduction hearing thresholds and comfort. *Int J Audiol*, 50(9), 632-635.
doi:10.3109/14992027.2011.568013
- Verhagen, C. V. M., Hol, M. K. S., Coppens-Schellekens, W., Snik, A. F. M., & Cremers, C. W. R. J. (2008). The Baha Softband: A new treatment for young children with bilateral congenital aural atresia. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 72(10), 1455-1459.
doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.ijporl.2008.06.009

Bilaga 1 - Bilder för metoddel

Bild 1



Bild 2



Bild 3



Bild 4



Bild 5



Bilaga 2 - Modifierad Borgskala

Komfort

Ålder _____

(Borg, 1990)

Gradera komforten för varje mätning genom att sätta ett kryss på skalan 0-10.

Benledning med bygel

Inte alls bekväm

Väldigt bekväm

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

Benledning med softband standard

Inte alls bekväm

Väldigt bekväm

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

Benledning med softband Tryck 1

Inte alls bekväm

Väldigt bekväm

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

Benledning med softband Tryck 2

Inte alls bekväm

Väldigt bekväm

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

Benledning med softband Tryck 3

Inte alls bekväm

Väldigt bekväm

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----
