



# TECHNICAL AUDIOLOGY

Rapport TA Nr 95  
Januari 1980

HÖRAPPARATERS FREKVENSKURVOR: IEC-COUPLER,  
KEMAR, MÄNNISKA

Ulf Olsson

Rapport TA Nr 95  
Januari 1980

HÖRAPPARATERS FREKVENSKURVOR: IEC-COUPLER,  
KEMAR, MÄNNISKA

Ulf Olsson

Denna rapport bygger på ett examensarbete av  
författaren, utfört under hösten 1979 vid in-  
stitutionen för Teknisk Audiologi

Hela eller delar av denna rapport får endast  
citeras om källan angives

Institutionen för Teknisk Audiologi  
Karolinska Institutet  
KTH  
100 44 Stockholm

Tel: 08/11 66 60

## 1. Sammanfattning

När man tar upp frekvenskurvan för en hörapparat belastar man den med en akustisk impedans i form av en tryckkammare, coupler, som skall approximativt motsvara örats akustiska impedans. Två  $\text{cm}^3$  couplern enl IEC Publ. 126 utgör en mycket stark förenkling av örats akustiska egenskaper, speciellt vid högre frekvenser. Hörapparatmätningar sker dessutom med en konstgjord propp som är inkluderad i couplern enl IEC Publ. 126. Dalsgaard m fl har påvisat att frekvenskurvan för hörapparater kan förskjutas upp till  $\pm 10$  dB vid 3 kHz p g a individuella variationer vid handtillverkningen av proppar. Man bör därför tolka hörapparatens frekvenskurva med stor försiktighet.

Syftet med examensarbetet var att genom mätningar på 2  $\text{cm}^3$  coupler med hörapparaten fritt upphängd i fritt fält och earsimulator enl Zwislocki monterad i ett konsthuvud med torso placerad i fritt fält, samt på försökspersoner enl real ear-metoden och med ljudsond, presentera en frekvenskurva för hörapparater med angivande av ett osäkerhetsområde. På grund av tidsbrist tvingades mätningarna på försökspersoner att utgå.

Jämförelsen med 2  $\text{cm}^3$  couplern och earsimulatorn enligt Zwislocki får anstå tills vidare. Jag har gjort en sådan jämförelse i kurvform i rapporten, men i dagens läge är jag ej beredd att dra några slutsatser av detta. Orsakerna är två:

För det första har jag bara mätt upp till 5 kHz, vilket inte är tillräckligt för att påvisa några markanta skillnader. För det andra kan jag inte säga vilken betydelse proppen har för den lilla skillnad jag har fått fram i mina mätningar.

Mätningarna är avsedda att fortsätta under våren 1980 och jag hoppas då kunna rätta ut frågetecken till utropstecken.

Examensarbetet utvidgades till att även göra en jämförelse mellan tre olika mätmetoder för hörapparater.

Resultatet visar att reproducerbarheten mellan de tre mätmetoderna är mycket bra, framför allt vid lägre frekvenser.

## Innehållsförteckning

|       | sida                       |    |
|-------|----------------------------|----|
| 1     | Sammanfattning             | 1  |
| 2     | Innehållsförteckning       | 3  |
| 3     | Introduktion               | 5  |
| 3.1   | Kort historik, problematik | 5  |
| 3.2   | Examensarbetets omfattning | 6  |
| 3.3   | Val av hörapparater        | 8  |
| 3.4   | Liten ordlista             | 8  |
| 4     | Mätmetoder och uppkoppling | 9  |
| 4.1   | Mätstandard                | 9  |
| 4.2   | Ekofria rummet             | 11 |
| 4.3   | Olika mätsystem            | 12 |
| 4.3.1 | "B & K"                    | 14 |
| 4.3.2 | "Oticon"                   | 15 |
| 4.3.3 | NASP                       | 17 |
| 5     | 2 cm <sup>3</sup> coupler  | 19 |
| 5.1   | Konstruktion               | 19 |
| 5.2   | Mätresultat                | 20 |
| 5.2.1 | Hörapparat A               | 21 |
| 5.2.2 | Hörapparat B               | 23 |
| 5.2.3 | Hörapparat C               | 25 |
| 6.    | KEMAR                      | 27 |
| 6.1   | Konstruktion               | 27 |
| 6.2   | Praktiska mätningar        | 29 |
| 7     | Zwislockicouplern          | 35 |
| 7.1   | Konstruktion               | 35 |
| 7.2   | Mätresultat                | 37 |
| 7.2.1 | Hörapparat A               | 38 |
| 7.2.2 | Hörapparat B               | 39 |
| 7.2.3 | Hörapparat C               | 40 |

|                                                  | sida |
|--------------------------------------------------|------|
| 8 Jämförelse 2 cm <sup>3</sup> coupler och KEMAR | 41   |
| 8.1 Kommentar                                    | 41   |
| 8.1.1 Hörapparat A                               | 42   |
| 8.1.2 Hörapparat B                               | 43   |
| 8.1.3 Hörapparat C                               | 44   |
| 9 Litteraturreferenser                           | 45   |
| "-"                                              | 46   |
| Appendix                                         | 47   |

### 3 Introduktion

#### 3.1 Kort historik, problematik

När man tar upp frekvenskurvan för en hörapparat skall man belasta hörapparaten med en lämplig akustisk impedans. Redan 1942 började man i USA använda en  $2\text{ cm}^3$  coupler för hörapparatmätningar. Den nuvarande  $2\text{ cm}^3$  couplern blev internationellt standardiserad 1959. Från början fanns det två förslag. Dels ett amerikanskt, som blev antaget, och dels ett brittiskt förslag, som redovisas i Appendix. En intressant kuriositet värd att notera är att det brittiska förslaget fortfarande gäller som standard i Storbritannien.

Meningen var att  $2\text{ cm}^3$  couplern endast skulle användas under några år i avvaktan på någonting bättre. Men den har med smärre modifieringar hängt med ända fram till våra dagar.

$2\text{ cm}^3$  couplern är enkel att tillverka och har en väldefinierad kavitet. Reproducerbarheten mellan olika exemplar blir därför mycket god, och detta i förening med dess mångsidighet har bidragit till att den fortfarande finns kvar. Den passar utmärkt till rutinkontroller av olika slag, t ex produktionskontroll vid tillverkning av hörapparater.

Det finns emellertid en allvarlig nackdel med  $2\text{ cm}^3$  couplern. Överensstämmelse mellan örats och couplerns akustiska impedans är mindre bra vid högre frekvenser, dvs från cirka 1000 Hz.

Mätningar gjorda av Burkhard och Sachs om coupler visavi örat visar, att om man ritat upp en kurva utgörande skillnaden mellan örats och couplerns frekvenskurva, så skall kurvan vika av uppåt med ca 4.5 dB/oktav från 800 Hz.

Detta måste man ha i minnet när man utläser frekvenskurvor för hörapparater, och därför tolka kurvorna med stor försiktighet.

I början av 1970-talet utvecklades en earsimulator av dr. Josef Zwislocki vid Syracuse-universitetet. Denna earsimulator, i fortsättningen benämnd Zwislockicouplern, approximerar den akustiska impedansen i örongången och trumhinnan i ett normalöra mycket väl.

Zwislockicouplern ger teknikerna bättre möjligheter att ta reda på hörapparaternas akustiska egenskaper såsom man tror upplevs av hörapparatbärarna.

Meningen var att försöka få Zwislockicouplern antagen som standard jämsides med  $2\text{ cm}^3$  couplern, men så ser inte ut att bli fallet idag (hösten 1979).

Detta beror på Zwislockicouplerns komplicerade konstruktion, som medför svårigheter att uppnå tillräckligt god reproducerbarhet mellan olika exemplar vid tillverkningen. Arbete pågår dock inom IEC på att ta fram en förenklad version av en earsimulator.

Trots tillgången till Zwislockicouplern var man fortfarande inte nöjd. Om en människa placeras i ett ljudfält, uppstår ett diffraktionsmönster som orsakar tryckmaxima och -minima vid olika frekvenser.

Man efterlyste en konstgjord människa som mätobjekt, för att närmare studera dessa fenomen och dess inverkan vid olika hörapparatplaceringar.

Svaret kom i form av KEMAR, som står för Knowles Elec-  
tronic Manikin for Acoustic Research. KEMAR är en docka med huvud och överkropp vars dimensioner motsvarar en "medelmänniska", efter antropometriska data på vita män och kvinnor i USA.

### 3.2 Examensarbetets omfattning

Examensarbetet går ut på att göra jämförande mätningar mellan  $2\text{ cm}^3$  couplern och Zwislockicouplern för några hörapparater. Dessa mätningar skall sedan ställas i relation till mätningar på försökspersoner med samma hörapparater som ovan.



Syftet är att presentera en frekvenskurva för respektive hörapparat med angivande av ett osäkerhetsområde. Mätningar på försökspersonerna skall utföras enligt real ear-metoden samt med sondmätningar.

Vid real ear-metoden tar man först upp försökspersonens hörtröskelkurva utan hörapparat. Sedan sätter man på en hörapparat på försökspersonen och tar upp en ny hörtröskelkurva. Skillnaden mellan dessa båda kurvor utgör hörapparatens akustiska förstärkning. Dessa mätningar sker med hjälp av en ton- eller Békésyaudiometer. Vid sondmätning mäter man ljudtrycket vid proppmynningen med och utan hörapparat hos en försöksperson. Se fig. 3-1.

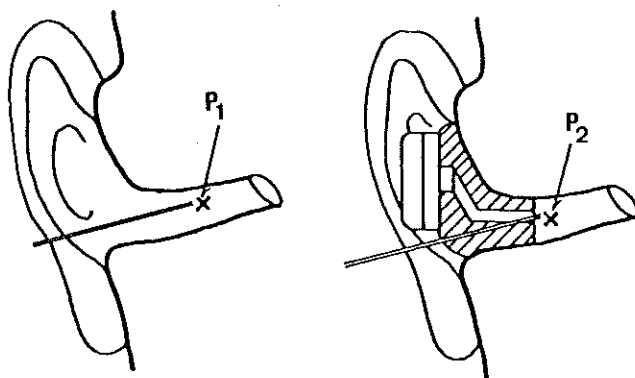


Fig. 3-1. Illustration visande principen för sondmätning med och utan hörapparat. Skillnaden mellan  $P_2$  och  $P_1$  brukar kallas för insertion gain.

Även här utgör skillnaden mellan dessa mätningar ett mått på hörapparatens akustiska förstärkning.

På grund av tidsbrist tvingades jag stryka mätningarna på försökspersoner. Sådana mätningar är dock avsedda att utföras under våren 1980.

Examensarbetet utvidgades till att även göra en studie av

tre olika mätsystem för hörapparatmätningar. Avsikten är att undersöka reproducerbarheten mellan de tre systemen.

Bertil Johansson, prefekt vid institutionen för Teknisk Audiologi, Karolinska institutet, har fungerat som handledare för detta examensarbete.

### 3.3 Val av hörapparater

Till detta examensarbete har min handledare valt ut tre huvudburna hörapparater av typen "bakom örat-apparater". I fortsättningen benämns de A, B och C.

Hörapparat A har en relativt flat amplitudkaraktistik över ett stort frekvensområde, B en toppig amplitudkaraktistik, medan C är en typisk högtonsapparat.

Volymkontrollerna på hörapparaterna har efter en del experiment ställts in så att hörapparaterna arbetar inom sitt linjära område. Tonkontrollerna på resp hörapparat har ställts i läge Normal, medan AGC har varit urkopplad på samtliga apparater utom för apparat C. C har nämligen AGC ständigt inkopplad vilket förorsakade mig lite problem vid mätningar med NASP, en av de tre mätmetoderna. Mer om detta i kap. 4.3.3.

### 3.4 Liten ordlista

Här nedan kommer förklaringar på ord och begrepp som används i denna rapport.

Akustiskt förstärkning - hörapparaten är fritt upphängd i fritt fält och ansluten till en coupler. Akustisk förstärkning är skillnaden mellan ljudtrycket i couplern och det ljudtryck som träffar hörapparatens mikrofon. Se även punkt 3.10 i IEC Publ. 118.

Coupler - en tryckkammare, bestående av en kavitet med bestämd form och volym avsedd för mätningar på hörapparater. Se även sid. 7 i IEC Publ. 126.

Earsimulator - en anordning som approximativt skall motsvara den akustiska impedansen och akustiska transmissions-egenskaper fram till trumhinnan hos ett "genomsnittsöra". I earsimulatorens ingår även en kalibrerad mikrofon som skall vara placerad så att ljudtrycket som träffar mikrofonen approximativt skall motsvara det ljudtryck som träffar trumhinnan i ett mänskligt öra.

KEMAR - ett produktnamn som betyder Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research. KEMAR är en docka med huvud och överkropp avsedd för bl a hörapparatmätningar.

Manikin - docka, i det här fallet KEMAR.

Manikin free-field frequency response - skillnaden mellan ljudtrycket vid earsimulatorns mikrofon med hörapparaten borttagen samt ljudtrycket i fritt fält med manikin borttagen.

Manikin free-field gain - skillnaden mellan ljudtrycket vid earsimulatorns mikrofon med hörapparaten påsatt på manikin samt ljudtrycket i fritt fält med manikin borttagen.

Manikin etymotic gain - skillnaden mellan ljudtrycket vid earsimulatorns mikrofon med hörapparaten påsatt på manikin samt ljudtrycket vid earsimulatorns mikrofon med hörapparaten borttagen.

Real-ear gain - hörtröskeln hos en försöksperson med och utan hörapparat.

#### 4 Mätmetoder och uppkoppling

##### 4.1 Mätstandard

När man mäter på hörapparater brukar man mäta enl IEC Publ. 118. Det är en mätstandard framtagen för att dels på bästa sätt mäta en hörapparats olika kvalitéer och dels för att mättekniker i olika länder skall kunna jämföra sina mätningar med varandra.

Jag skall här redogöra för de, ur min synpunkt sett, intressanta avsnitt i IEC Publ. 118.

- 1) Alla tryckmätningar skall relateras till 20  $\mu$ Pa och och detta skrives dB SPL.
- 2) Mätningarna skall utföras i ett ekofritt rum, där ett fritt fält skall råda mellan 200 - 8000 Hz. Endast ett högtalarelement får användas, ty annars riskerar man att få olika strålningspunkter från en högtalares olika element.
- 3) Testpunkten är en punkt i ekofria rummet som man valt för att mäta ljudtrycket i fritt fält. I testpunkten skall följande krav vara uppfyllda. Högtalaren skall kunna lämna ett ljudtryck på 50 - 90 dB SPL. När substitutionsmetoden, (se nedan) används skall noggrannheten vara  $\pm 1$  dB över hela frekvensområdet. När jämförelsemetoden (se nedan) används skall noggrannheten vara  $\pm 1.5$  dB mellan 200 - 5000 Hz och  $\pm 3$  dB mellan 5000 - 8000 Hz. Testpunkten skall ligga mellan 0.5 - 1.5 m från högtalaren.
- 4) Referenspunkten är en punkt där man valt att placera hörapparaten vid mätningarna.
- 5) Vid substitutionsmätning sammanfaller test- och referenspunkten, som skall ligga på centrumlinjen genom talspolen.  
Först tar man upp högtalarens frekvenskurva i testpunkten. Sedan placerar man hörapparaten i referenspunkten (= testpunkten) och tar upp hörapparatens frekvenskurva. Från denna kurva subtraheras högtalarens frekvenskurva och man får då fram hörapparatens akustiska förstärkning som funktion av frekvensen. Substitutionsmätningen går snabbt och enkelt med digital teknik. Med analog teknik är denna metod tidskrävande.
6. Vid jämförelsemetoden försöker man placera test- och referenspunkten i ekofria rummet på ett sådant sätt att ljudtrycket i de båda punkterna är lika för alla frekvenser. Det inbördes avståndet mellan punkterna bör inte överstiga 6 - 12 cm. Det kan vara svårt att hitta två sådana punkter p g a högtalarens bristande symmetri. I testpunkten placeras kontrollmikrofonen,

som via mätutrustningen skall tillse att högtalaren lämnar konstant ljudtryck över hela frekvensområdet. I referenspunkten placeras hörapparaten med coupler. Med denna metod får man direkt fram det totala ljudtrycket som hörapparaten ger för olika nivåer.

7. Mätutrustningens noggrannhet från mikrofon till skrivare skall vara bättre än  $\pm 1.5$  dB.

#### 4.2 Ekofria rummet

Golv, väggar och tak är klädda med en ca 20 cm tjock matta och en meter långa kilar tillverkade av mineralull. Måtten i ekofria rummet innanför kilarna framgår av figuren nedan.

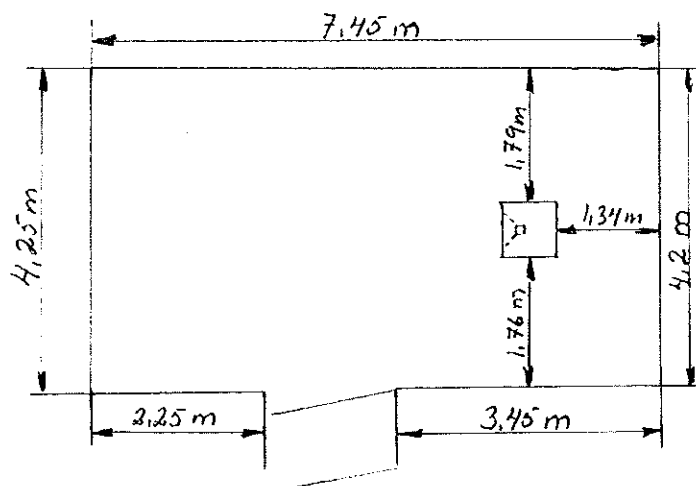


Fig. 4-1 Måtten i ekofria rummet med högtalare.

Höjden mellan kilarna är 2.34 m. Golvet består av järntrallar som ligger på järnbalkar ca 15 cm över kilarna. Högtalarelementet sitter i en kubisk låda med sidan 71 cm. Högtalarlådans placering i rummet framgår av figuren och höjden över järntrallarna är 79 cm. Kilarnas längd motsvarar en undre gränsfrekvens på 50 Hz. Rummets dimensioner är dock för små för fritt fält plan våg ner till 50 Hz. Störnivån i rummet uppmättes till 20 dB(A).

#### 4.3 Olika mätsystem

I examensarbetet ingår som ett delmoment att göra en jämförande studie mellan tre olika mätsystem, i fortsättning- en benämnd B & K, NASP samt Oticon.

B & K är den traditionella analoga mätmetoden enligt IEC 118 som har använts i flera decennier och fortfarande används. Detta system fordrar en mättekniker, som hela tiden är aktiv, dvs gör erforderliga inställningar på mätinstrumenten inför varje delmoment av mätprogrammet.

Oticon är ett mätpaket utvecklat av Oticon International A/S i Danmark, som tillverkar hörapparater. Oticon liknar B & K utom i ett avseende. I Oticon är mätteknikern ersatt av en dator som sköter om inställningarna på instrumenten, specialbyggda för detta mätpaket. Mätteknikern styr således hela mätproceduren via en terminal kopplad till datorn. I mätpaketet ingår alla typer av mätningar som beskrivs i IEC Publ. 118, kap. 6.

NASP är ett mätpaket utvecklat av institutionen för Teknisk audiologi vid Karolinska institutet. Med NASP har man datoriserat hela mätproceduren, dvs all signalbehandling sker i datorn. De enda yttre enheter som fordras är en effektförstärkare för att driva högtalaren samt en mikrofonförstärkare.

Gemensamt för alla tre systemen är att högtalaren lämnar ett konstant ljudtryck. Se fig. 4-1.

Först tar man upp högtalarens frekvenskurva vid en konstant insignal (nedre kurvan). Sedan låter man mätsystemen generera inversen till denna frekvenskurva och använder den som insignal till högtalaren (övre kurvan). Resultatet blir ett konstant ljudtryck över hela frekvensområdet (mittkurvan).

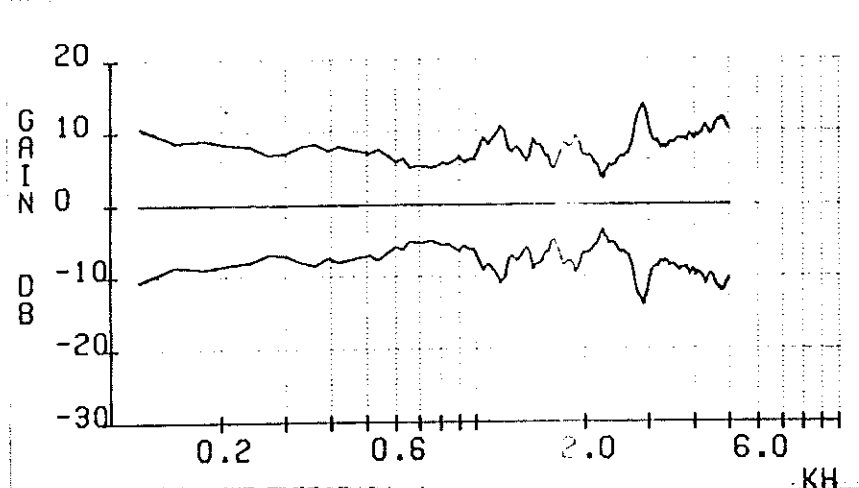


Fig. 4-2 Högtalarens frekvenskurva vid olika insignaler. Se vidare i texten.

Vid jämförelsen mellan de tre mätsystemen gick jag tillväga på följande sätt.

Först tog jag upp högtalarens referenskurva för Oticon och NASP med mätmikrofonen placerad i referenspunkten. Sedan placerades mätmikrofonen med coupler och hörapparat i referenspunkten och kontrollmikrofonen i testpunkten. Denna fick sedan stå orörd medan jag mätte med de tre olika mätsystemen. Denna mätuppsättning innebar att jag med B & K höll ljudtrycket konstant i testpunkten, och för Oticon resp NASP hölls ljudtrycket konstant i referenspunkten. Detta innebär att det i teorin kommer att bli en viss skillnad mellan å ena sidan B & K och å andra sidan Oticon resp NASP vid högre frekvenser p g a högtalarens bristande symmetri. Se fig. 4-3 och kap 4.1 punkt 6.

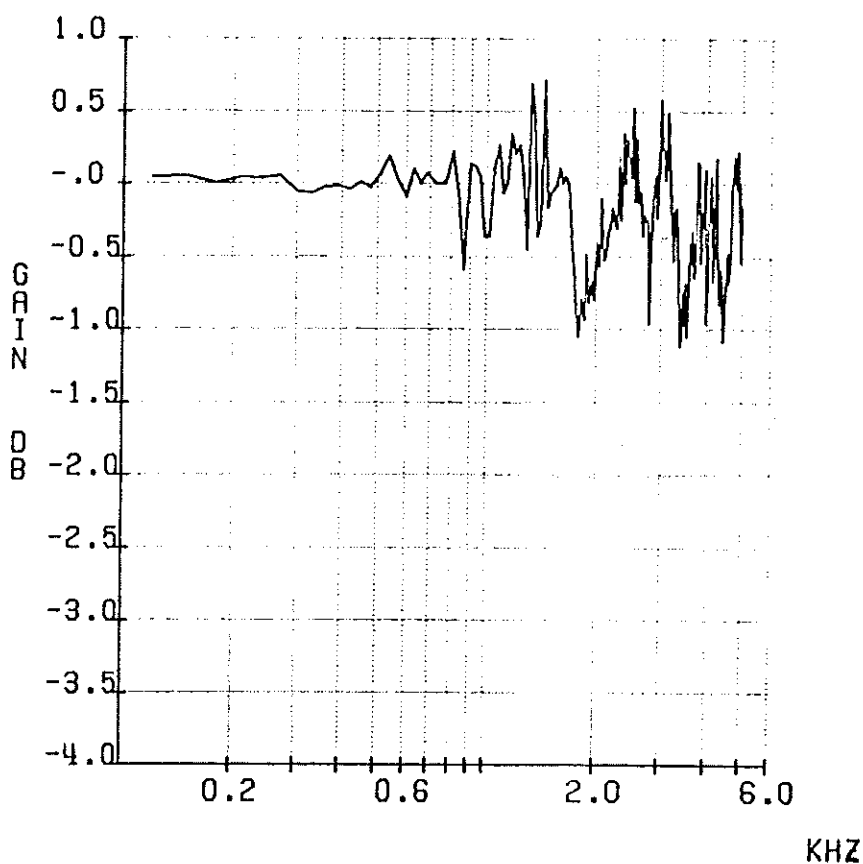


Fig. 4-3 Differensen mellan referens- och testpunkten i ekofria rummet.

Vid det fortsatta arbetet under våren 1980 kommer jag att göra om dessa mätningar och då använda mig av substitutionsmetoden även för B & K och på så sätt eliminera högtalaren som felkälla.

#### 4.3.1

#### B & K

Utrustningen består av en signalgenerator typ 1024 som via en Quad 303 S ger en sinussignal till högtalaren. För att hålla ljudtrycket från högtalaren konstant, används en frifältsmikrofon. Den ansluts via en mikrofonförstärkare



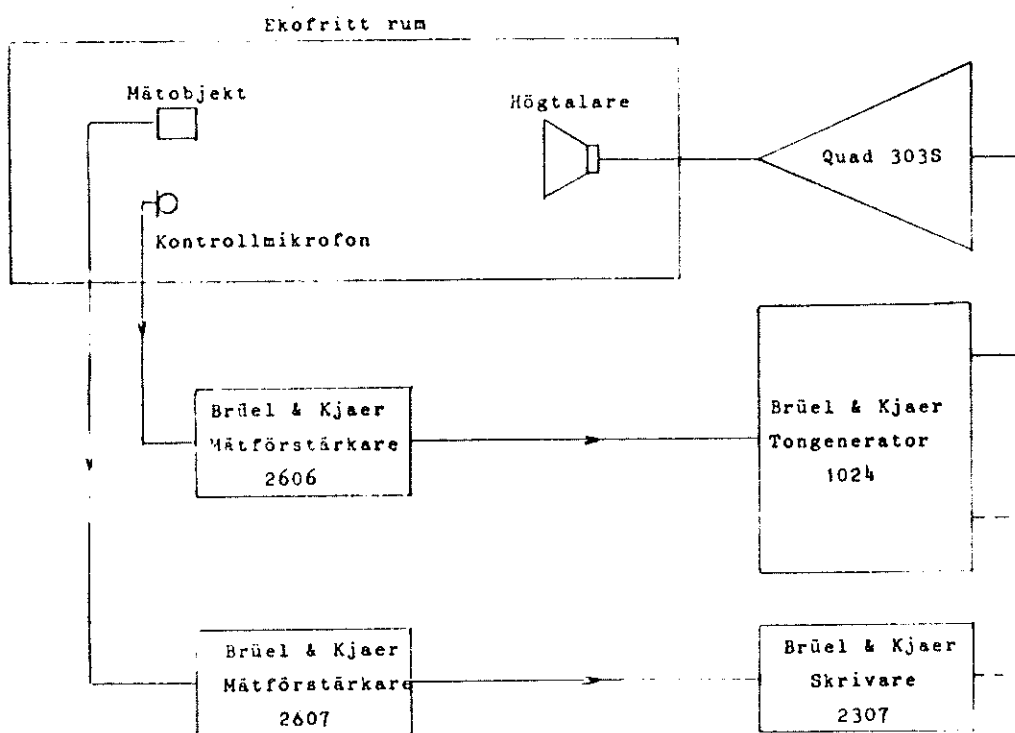


Fig. 4-4 Mätuppkoppling för B & K

till kompressoringången på signalgeneratoren. Mätmikrofonen är kopplad till en nivåskrivare 2307 via en mikrofonförstärkare 2607. Se fig. 4-4. För att kontrollera utsignalen från resp mikrofonförstärkare, utnyttjas ett tvåkanalsoscilloskop av fabrikat Tektronix typ RM 561 A. Den är dock ej inritad i figuren.

Mätuppkopplingen ovan används för att mäta enligt jämförelsemetoden med  $2 \text{ cm}^3$  couplern.

#### 4.3.2

#### "Oticon"

Mätpaketets yttre enheter består av en programmerbar funktionsgenerator Wavetek, modell 154, som via en elektronisk attenuator och en Quad 303 S är kopplad till högtalaren. Mätmikrofonen med tillhörande mikrofonförstärkare är kopplad till datorns A/D-omvandlare. Se fig. 4-5.

Den elektroniska attenuatorn och mikrofonförstärkaren är

specialbyggda för detta ändamål.

Datorn arbetar med 512 diskreta frekvenser i området 100-10000 Hz. Frekvensindelningen är logaritmisk.

Mätproceduren kan, efter kalibrering av densamma, i kort-het beskrivas så här:

Först tar man upp högtalarens frekvenskurva och inverterar den, såsom beskrivs i kap. 4.3. För att sedan erhålla ett konstant ljudtryck från högtalaren, ställer datorn in attenuatorn på ett lämpligt värde för varje frekvens.

I Oticons mätpaket finns alla mätprocedurer enligt IEC 118 inprogrammerade. Detta gör att Oticonpaketet är både enklare och snabbare än en konventionell analog mätutrustning.

En annan fördel med Oticon jämfört med NASP är att datorn behöver inte arbeta i realtid.

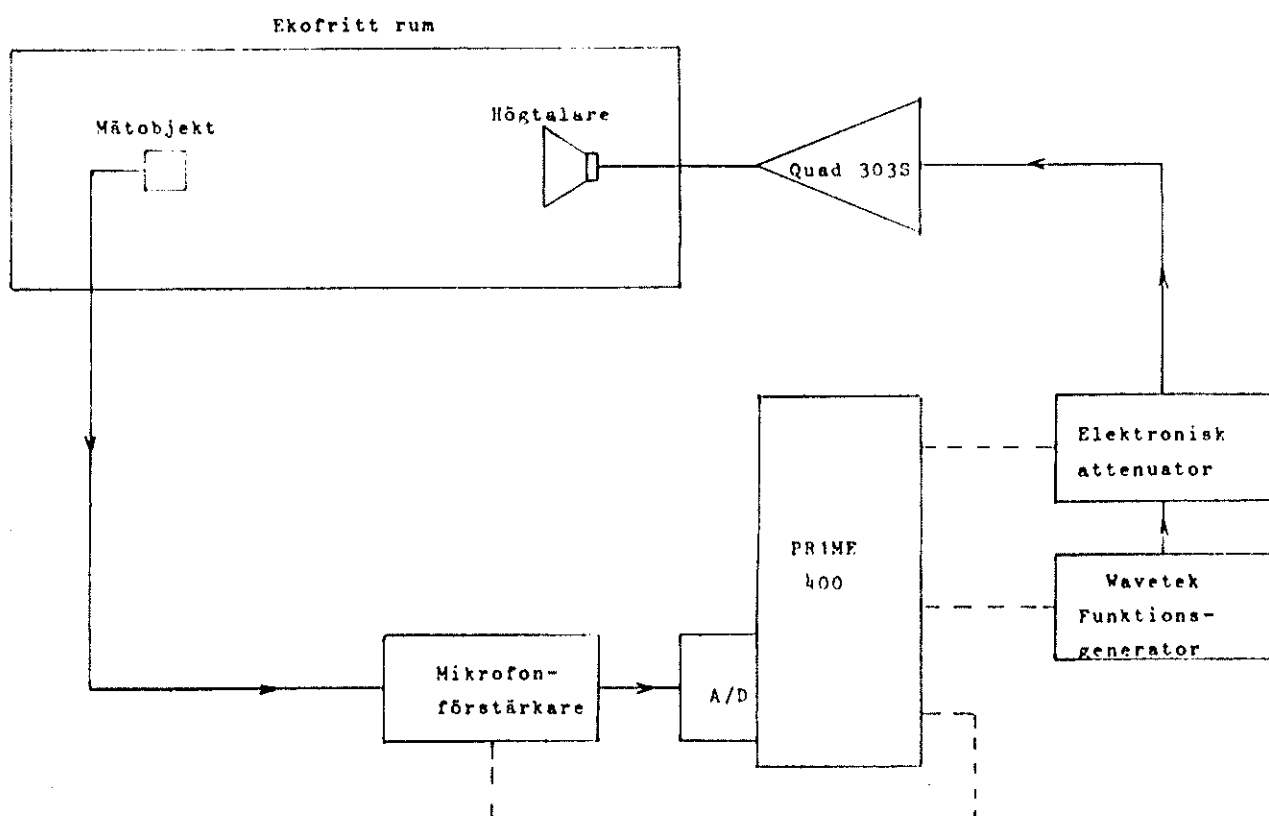


Fig. 4-5 Mätuppkoppling för Oticon.

## 4.3.3

## NASP

NASP, Network Analys and Synthesis Package, är ett mät-paket för att mäta frekvensfunktioner för linjära nätverk. Detta mätpaket har framtagits av institutionen för Teknisk Audiologi vid Karolinska Institutet. För att beskriva hur NASP fungerar, tar jag mig friheten att citera sidan 3 i rapporten TA nr 89 med titeln "Ett programpaket för mätning, syntes och analys av linjära tidskontinuerliga och tidsdiskreta system" av Åke Olofsson.

"Mätning av frekvensfunktioner utförs av NASP genom att en i datorn lagrad mätsignal läses ut via D/A-omvandlare samtidigt som svaret från mätobjektet läses in via A/D-omvandlare. Operatören kan specificera mätsignalens amplitudfunktion genom att bestämma ett antal brytfrekvenser och lutning i dB/oktav mellan dessa. I det normala fallet används dock konstant amplitudfunktion mellan en specificerad lägsta och högsta frekvens. Operatören väljer även om de olika delfrekvenserna skall ligga i fas eller om fasvinklarna skall slumpas. Möjlighet finns också att från skivminne läsa ned önskad frekvensfunktion. När mätsignalens spektrala egenskaper fastlagts, genereras tidssignalen genom invers FFT.

Då det sista samplet i mätsignalen lagts ut till mätobjektet, repeteras omgående signalen ett av operatören fastställt antal gånger. Svaret från mätobjektet medelvärdesbildas över perioderna, och på så sätt kan inverkan av brus och brum radikalt minskas. Då mätningen enligt ovan sker med en periodisk signal, ger fouriertransformering med FFT-algoritm rätt resultat på frekvensöverföringsfunktionen. Metoden är även optimal i brusreducerande mening då ju endast de frekvenser som kan analyseras med FFT förekommer i mätsignalen."

Mätuppkopplingen är, som framgår av fig. 4-6, mycket enkel. De enda yttre enheter som erfordras för mina mätningar är en effektförstärkare för att driva högtalaren samt en mikro-

fonförstärkare för att förstärka signalen till A/D-omvandlaren.

I NASP-paketet kan jag inte direkt studera om högtalaren ger en konstant amplitud ut från högtalaren vid en invers insignal, såsom beskrevs i kap. 4.3. Orsaken till detta inses lätt genom nedanstående exempel.

Först matar vi in en bandbegränsad periodisk signal med konstant amplitud och fouriertransformen  $F(f)$  till en högtalare med överföringsfunktionen  $H(f)$ . Utsignalen från högtalaren tas upp via en mikrofon.

Insignal =  $F(f)$   ---  Utsignal =  $F(f) \cdot H(f)$

NASP dividerar utsignalen med insignalen och presenterar resultatet på skärmen vid terminalen.

$$\text{Resultat} = \frac{\text{Utsignal}}{\text{Insignal}} = \frac{F(f) \cdot H(f)}{F(f)} = H(f)$$

I detta fall får vi högtalarens överföringsfunktion presenterad på skärmen.

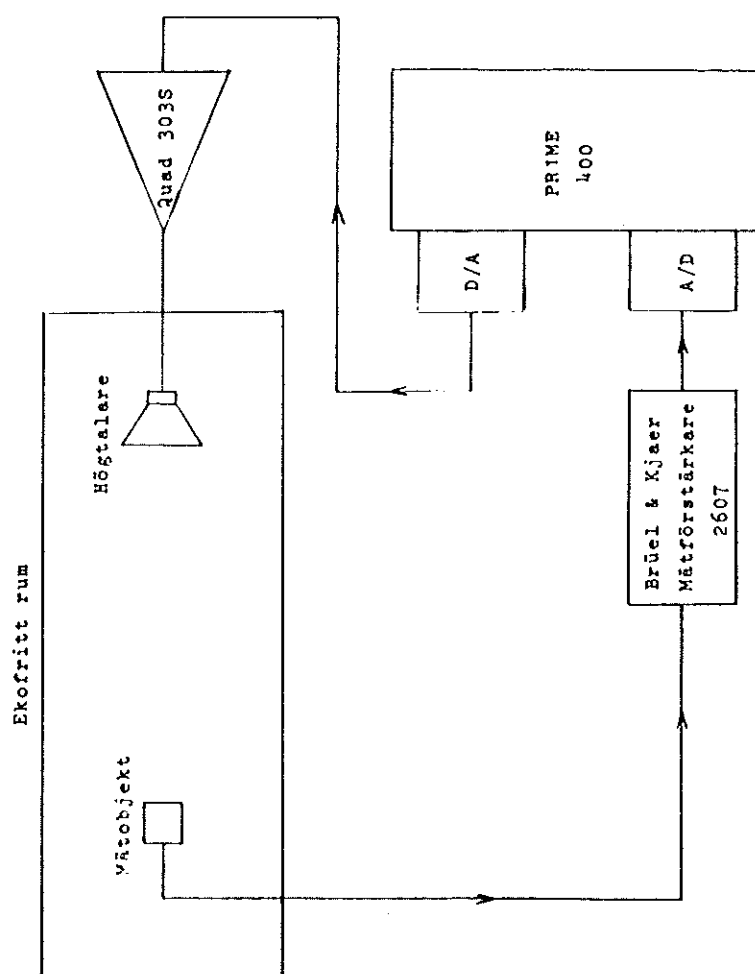
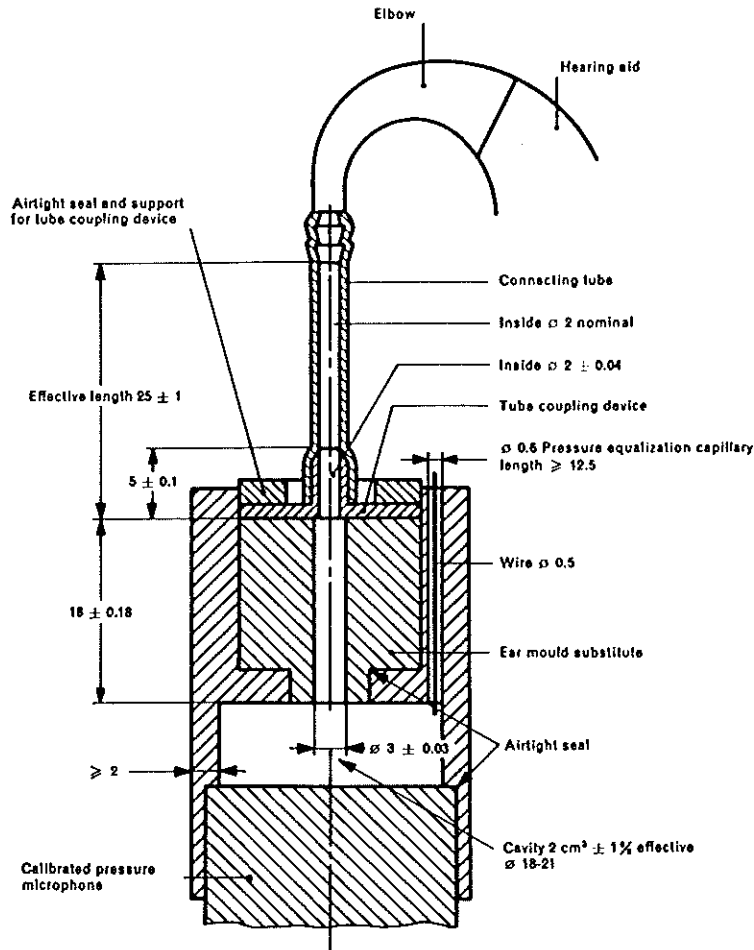


Fig. 4- 6 Mätuppkoppling för NASP





Notes 1. — This diagram is only intended as a schematic representation, illustrating the principle of construction.

2. — The effective length of the tubing and the inside diameters of both the tubing and the coupling device (which are to be equal) should be as shown above unless otherwise specified by the manufacturer in order to meet the average conditions found in practical use of a particular hearing aid.

Fig. 5-1 Coupler för hörapparater med slang enl IEC Publ.126.

## 5.2 Mätresultat

De jämförande mätningarna för de tre mätsystemen har jag valt att göra på  $2 \text{ cm}^3$  couplern. I tabell I redovisas mätvärdena för alla hörapparaterna.

Tabellen visar att det råder en mycket god överensstämmelse mellan de tre mätsystemen vid låga frekvenser. Vid högre frekvenser finns det en signifikant skillnad mellan NASP och Oticon/B & K, vilket förbryllar mig. Istället borde det ha blivit en signifikant skillnad mellan B & K och NASP/Oticon, såsom diskuterades i kap. 4.3.

Vid en diskussion med Bertil Johansson framkastade han en teori om att NASP utnyttjar en bandbegränsad periodisk signal som lastar ned hörtelefonen i hörapparaten mer än vad sinustonen gör. Denna teori hoppas jag kunna bekräfta eller dementera under de fortsatta mätningarna våren 1980.

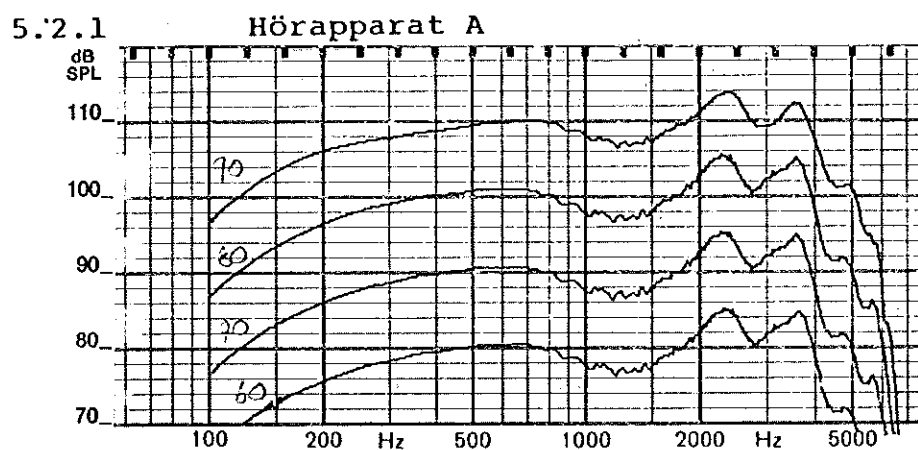
| Frekvens<br>Hz | Hörapparat A |      |        | Hörapparat B |      |        | Hörapparat C |       |        |
|----------------|--------------|------|--------|--------------|------|--------|--------------|-------|--------|
|                | B & K        | NASP | Oticon | B & K        | NASP | Oticon | B & K        | NASP  | Oticon |
| 200            | 16,0         | 15,9 | 15,9   | 8,5          | 8,9  | 8,0    | -20,5        |       |        |
| 500            | 20,0         | 20,7 | 20,6   | 18,0         | 18,9 | 18,0   | -15,0        |       |        |
| 700            | 20,5         | 20,7 | 20,7   | 28,5         | 28,9 | 28,5   | -10,5        | -11,1 |        |
| 1 000          | 17,5         | 18,0 | 17,9   | 23,0         | 23,7 | 23,0   | -5,5         | -4,9  | -5,5   |
| 2 000          | 22,0         | 21,5 | 22,3   | 23,0         | 22,9 | 23,0   | 12,0         | 10,7  | 12,0   |
| 3 000          | 22,0         | 20,7 | 21,2   | 28,0         | 27,4 | 27,5   | 9,5          | 8,1   | 9,0    |
| 4 000          | 19,0         | 17,4 | 18,6   | 24,0         | 21,8 | 23,0   | 10,5         | 10,0  | 11,0   |

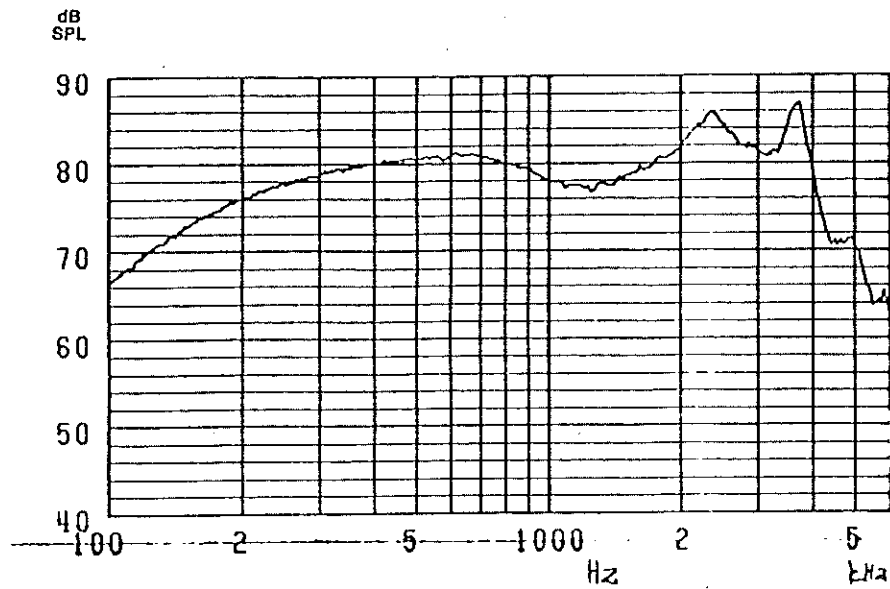
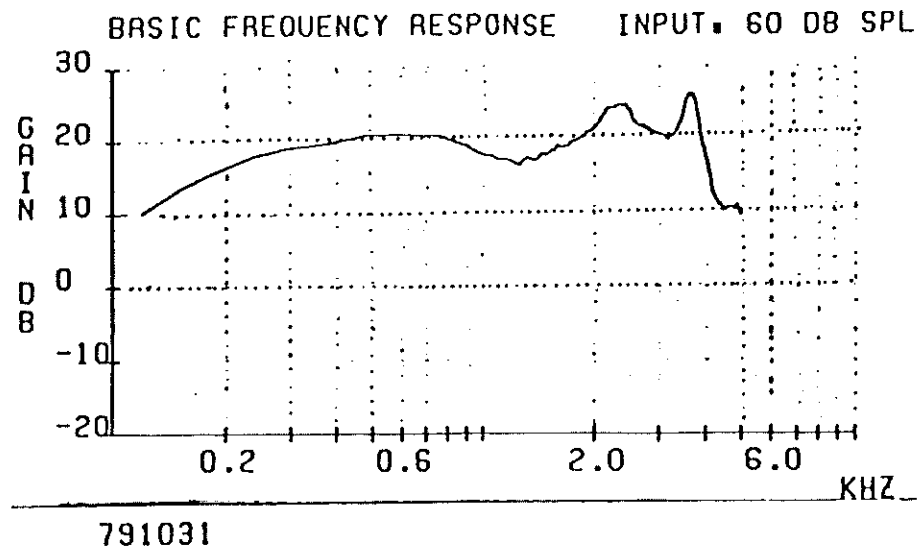
Tabell I Hörapparaternas akustiska förstärkning upptagna med de tre olika mätsystemen.

I följande avsnitt redovisas kurvor för varje hörapparat. Dessutom har jag gjort en variansanalys för varje hörapparat. Den visar att spridningen av data är genomgående mycket liten (medelkvadratsumman för residualen). Kurvorna presenteras i följande ordning:

B & K, NASP samt Oticon.

Insignalen är 60 dB SPL.

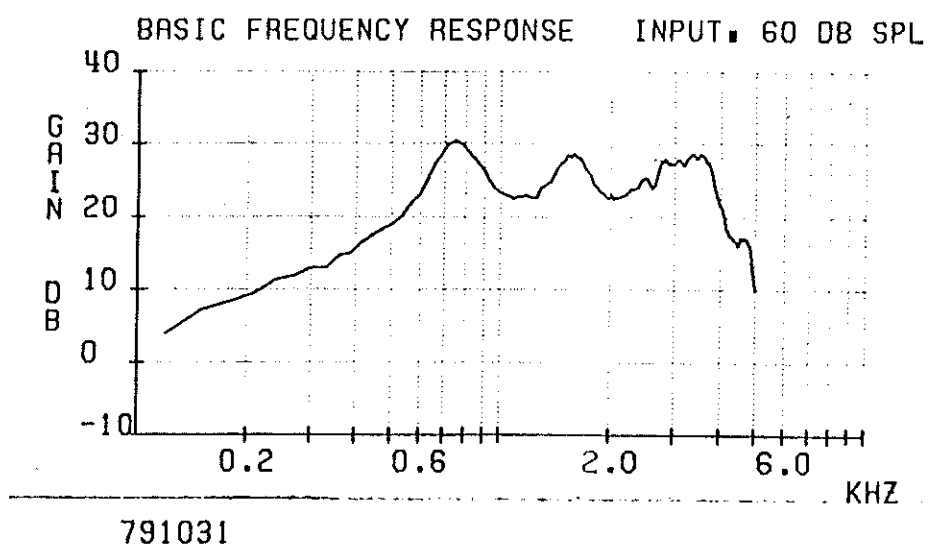
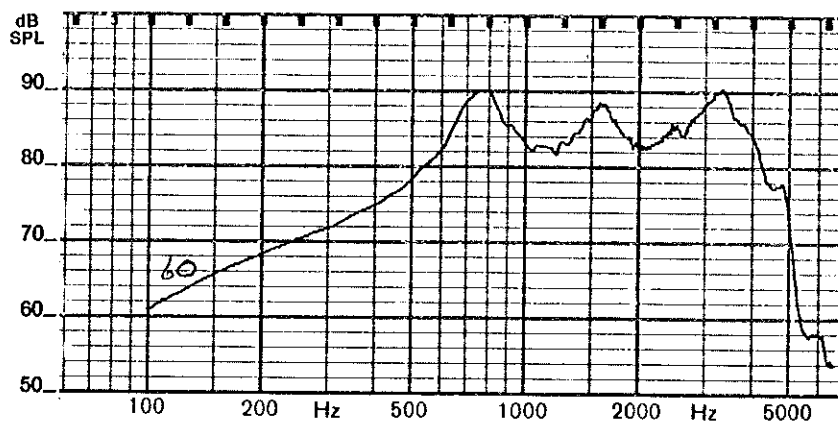


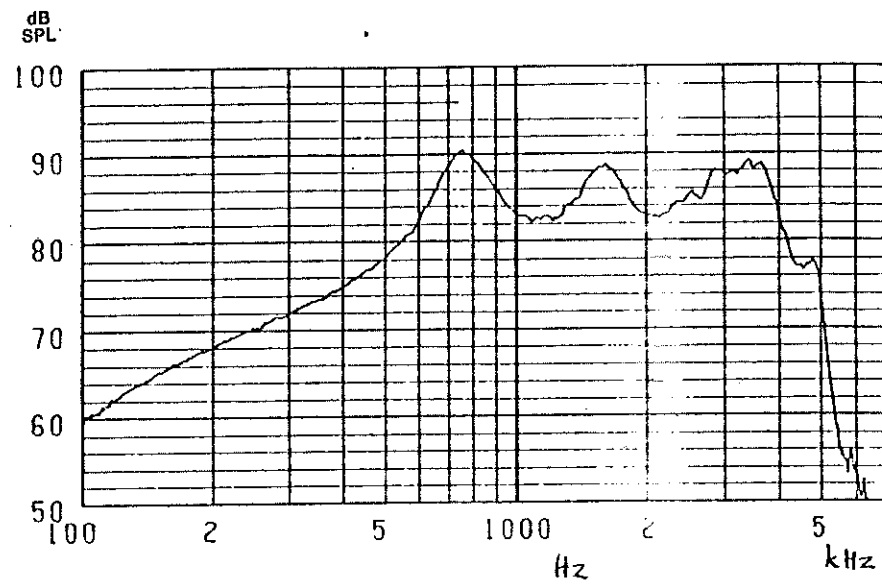


|                                            | Kvadrat- | Antal      | Medel-   |         |
|--------------------------------------------|----------|------------|----------|---------|
|                                            | summa    | frihetsgr. | kvadrat- | F       |
| Rad                                        | 81,3295  | 6          | 13,5549  | 57,7586 |
| Kolumn                                     | 0,5438   | 2          | 0,2719   | 1,1586  |
| Residual                                   | 2,8162   | 12         | 0,2347   |         |
| Medelvärde: 19,4952 Sigmaskattning: 0,4844 |          |            |          |         |



## 5.2.2 Hörapparat B

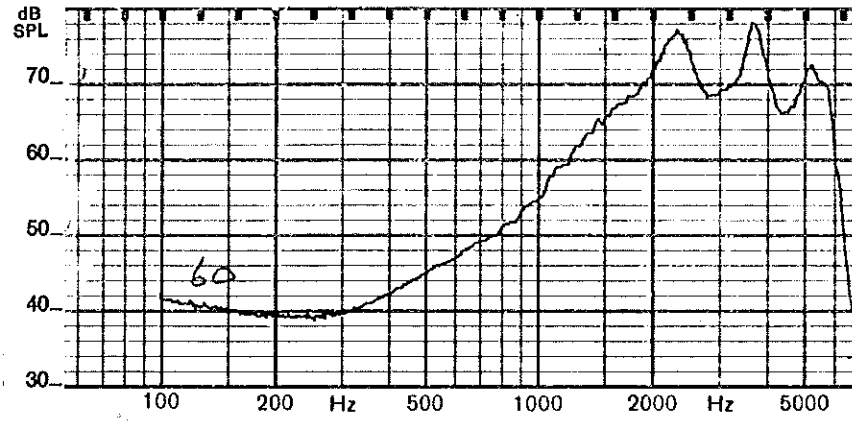




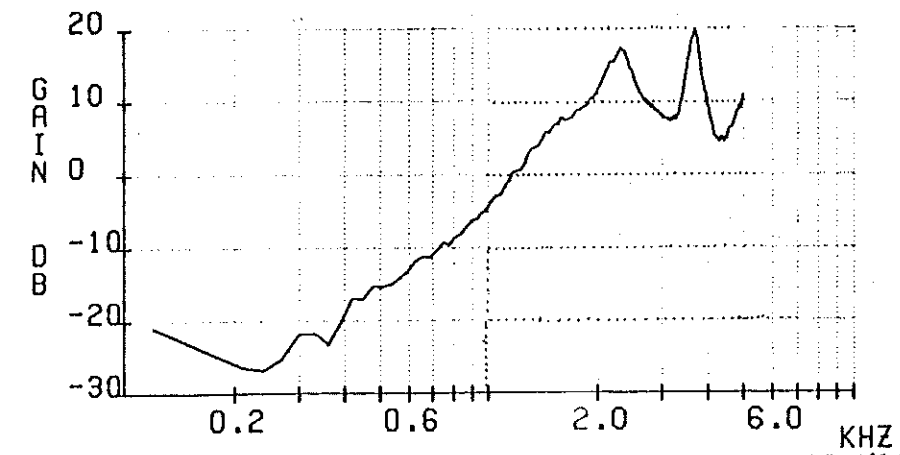
|                    | Kvadrat- | Antal                 | Medel-   |         |
|--------------------|----------|-----------------------|----------|---------|
|                    | summa    | frihetsgr.            | kvadrat- | F       |
| Rad                | 826,27   | 6                     | 137,712  | 445,371 |
| Kolumn             | 0,31     | 2                     | 0,155    | 0,501   |
| Residual           | 3,71     | 12                    | 0,309    |         |
| Medelvärde: 21,738 |          | Sigmaskattning: 0,556 |          |         |

## 5.2.3

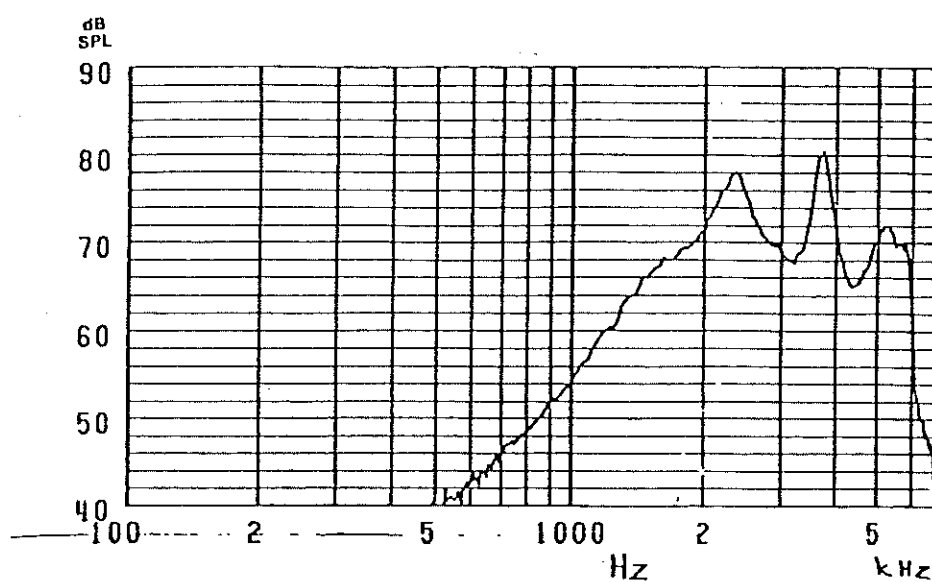
## Hörapparat C



BASIC FREQUENCY RESPONSE INPUT: 60 DB SPL



791031

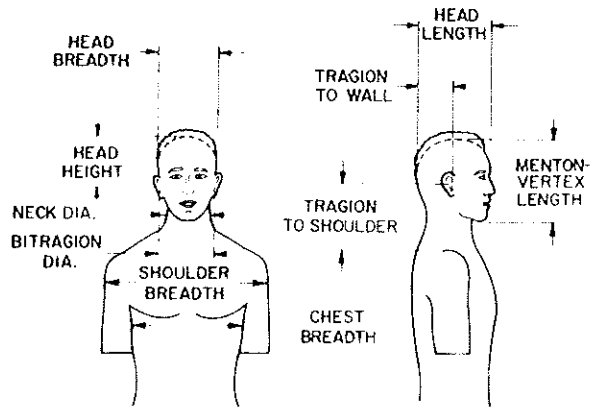


|             | Kvadrat- | Antal                 | Medel-   |         |
|-------------|----------|-----------------------|----------|---------|
|             | summa    | frihetsgr.            | kvadrat- | F       |
|             | summa    |                       | summa    |         |
| Rad         | 559,436  | 6                     | 186,479  | 640,575 |
| Kolumn      | 1,127    | 2                     | 0,563    | 1,935   |
| Residual    | 1,747    | 12                    | 0,291    |         |
| Medelvärde: | 6,408    | Sigmaskattning: 0,540 |          |         |

## 6.1

## Konstruktion

KEMAR, Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research, är en docka med huvud och överkropp. KEMAR är byggd efter antropometriska data på vita män och kvinnor i USA.



|                      | Median male | Median female | Average human | KEMAR             |
|----------------------|-------------|---------------|---------------|-------------------|
| Head breadth         | 15,5        | 14,7          | 15,1          | 15,2              |
| Head length          | 19,6        | 18,0          | 18,8          | 19,1              |
| Head height          | 13,0        | 13,0          | 13,0          | 12,5              |
| Bitragion diameter   | 14,2        | 13,5          | 13,85         | 14,3              |
| Tragion to wall      | 10,2        | 9,4           | 9,8           | 9,65              |
| Tragion to shoulder  | 18,8        | 16,3          | 17,55         | 17,5 <sup>a</sup> |
| Neck diameter        | 12,1        | 10,3          | 11,2          | 11,3              |
| Shoulder breadth     | 45,5        | 39,9          | 42,7          | 44,0              |
| Chest breadth        | 30,5        | 27,7          | 29,1          | 28,2              |
| Menton vertex length | 23,2        | 21,1          | 22,15         | 22,4              |

<sup>a</sup>Adjustable over  $\pm 1,27$  cm.

Fig. 6.1 Figur plus tabell som visar måtten hos medelmänniskan och KEMAR.

För att få en uppfattning om spridningen av antropometriska data i olika länder kan nedanstående tabell vara av ett visst intresse.

|                 | Storbritannien | Turkiet | Grekland | Italien |
|-----------------|----------------|---------|----------|---------|
| Bitragion diam. | 13.7           | 14.5    | 14.5     | 14.5    |
| Head breadth    | 15.7           | 15.7    | 15.4     | 15.4    |

Tabell II. Antropometriska data på manlig militär personal

Örats uppbyggnad är baserad på Zwislockicouplern, som beskrivs i nästa kapitel.

Ytteröröronen är också gjorda efter mått från medelmänniskan. Shaw m fl har visat den stora inverkan conchans storlek, utformning och orientering har på den akustiska förstärkningen/dämpningen vid olika frekvenser. Detta gör det svårt, ja

omöjligt att utforma ett "medelytteröra" som är gångbart över hela världen. Shaw arbetar dock på att ta fram en "mätpinna" dvs ett konstgjort ytteröra för mätningar. Enligt uppgifter från Shaw tar det dock många år innan han blir färdig med detta.

KEMAR är tillverkad av glasfiberarmerad plast. Huvudet är löstagbart och kan vridas runt halsen. Två halsringar kan läggas dit så att avståndet axlar - öronen kan varieras med  $2 \times 1.27 \text{ cm} = 2.54 \text{ cm}$ . Detta är av betydelse för ljudets reflexion från axel- och bröstparti till öronen.

Ytteröronen är tillverkade av silikongummi. Institutionens KEMAR har två par ytteröron med olika storlekar.



Fig. 6-2 Fotografi av KEMAR med en peruk.

## 6.2 Praktiska mätningar

I litteraturen finns beskrivet två olika definitioner på förstärkning, manikin free-field gain och manikin etymotic gain. Se kap. 3.4.

Av dessa båda metoder är manikin free-field gain att föredra eftersom den avbildar verkligheten bäst. När man sätter in en hörapparat med propp på en människa eller KEMAR, så "kopplar" man bort hörselgången. Kvar blir ju bara en liten luftvolym i proppen, samt mellan proppen och trumhinnan. Detta tar man inte alls hänsyn till när man mäter enligt manikin etymotic gain.

De inledande mätningarna på KEMAR gav mig många gråa hårstrån. En upptagning av KEMARs frekvenskurva för vänster öra avslöjade några märkliga dippar i området 800 - 1000 Hz.

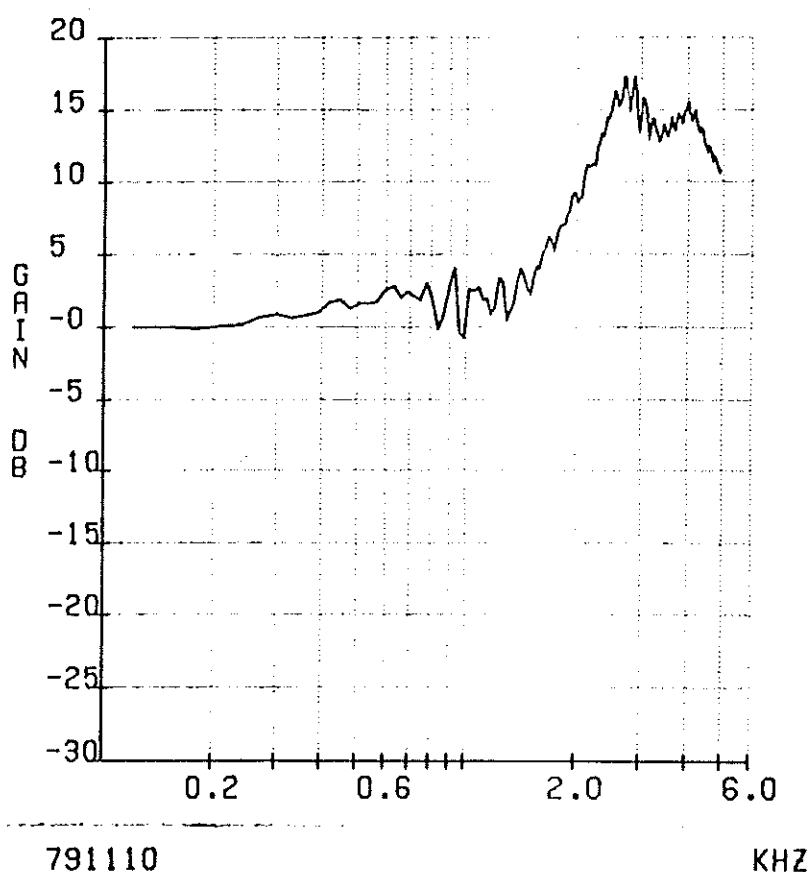


Fig. 6-3 Manikin free-field frequency response för vänstra stora örat på KEMAR. Observera dipparna.

Motsvarande dippar stod inte att finna för högra örat.

Efter mycket (blod), svett och tårar samt långa diskussioner med min handledare och de övriga grabbarna på institutionen, kom vi fram till att det var en akustisk läcka mellan ytterörat och couplern. Efter att ha tätat med modellerade lyckades jag eliminera dipparna nästan helt.

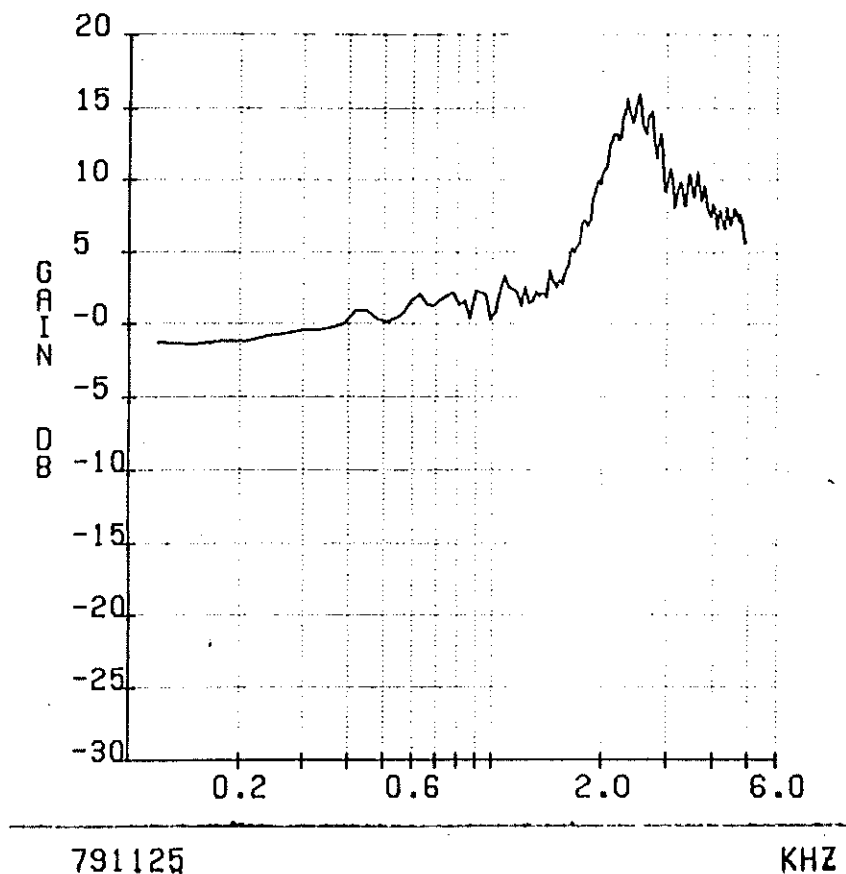


Fig. 6-4 Manikin free-field frequency response för vänstra, stora örat på KEMAR efter tätningen med modellerade.

Jag misstänker att de kvarvarande dipparna beror på resonanser i plåten som Zwislockicouplern är monterad på. Se fig. 7-2. Under de fortsatta mätningarna våren 1980 skall jag undersöka om så är fallet.



För att kunna mäta på KEMAR med hörapparater lät vi gjuta upp två par öronproppar, ett par för vardera storleken.

De första mätningarna med hörapparater visade att det dessutom fanns en akustisk läcka mellan proppen och det lilla ytterörat.

Genom att även lägga på lite modeller på proppen fick jag en god tätning mot ytterörat. Se fig. 6-5 och 6-6.

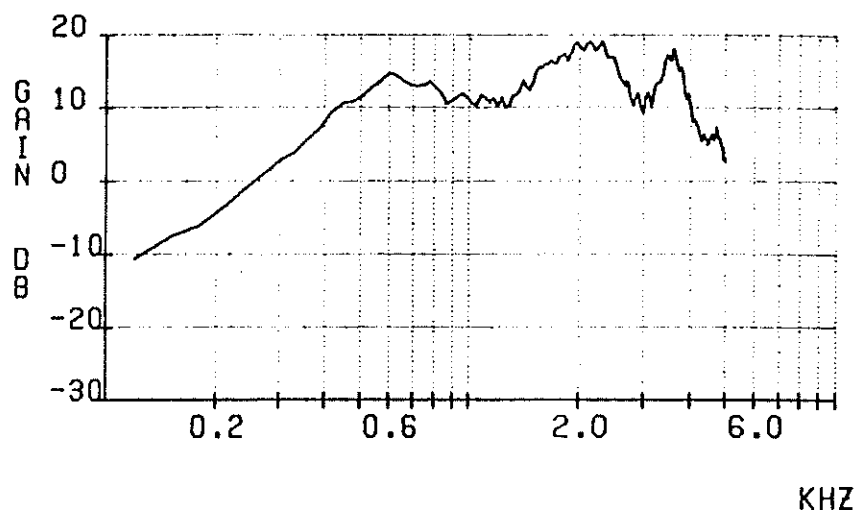


Fig. 6-5 Manikin free-field gain för hörapparat A med KEMARs högra lilla öra. Observera den kraftiga basavskärningen jämfört med 6-6.

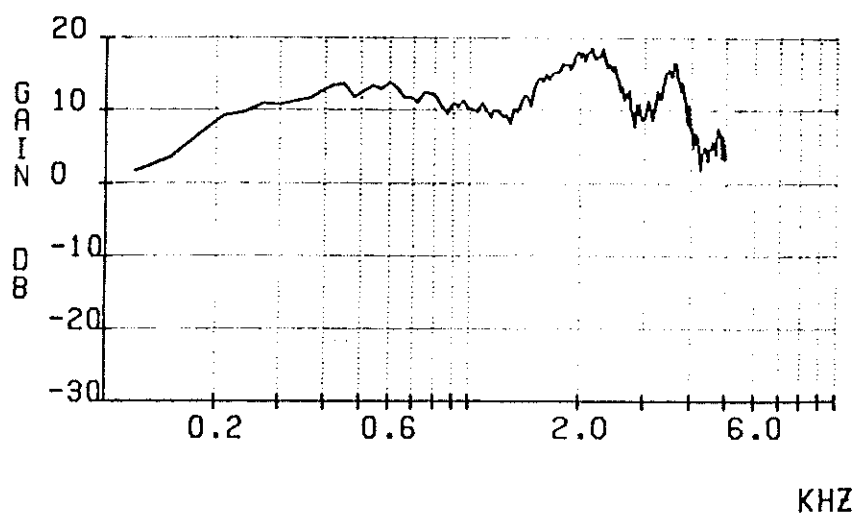


Fig. 6-6 Manikin free-field gain för hörapparat A med KEMARs högra lilla öra samt tätning med modeller. Basavskärningen har försvunnit.

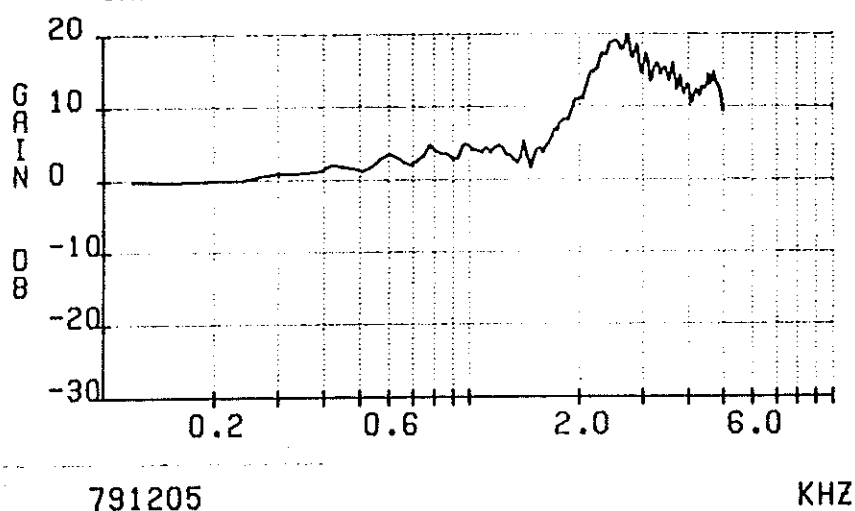
Vid mätningarna med KEMAR var den försedd med en halsring. För övrigt var den helt bar.

Nedan följer sex kurvor. De två första visar manikin free-field frequency response för stora resp lilla örat på KEMARs högra sida. De stämmer tillfredsställande jämfört med litteraturen (E.A.G. Shaw, 1974).

Följande två kurvor visar skillnaden mellan stora och lilla örat för resp sida på KEMAR. De sista två kurvorna visar skillnaden mellan vänstra och högra sidan för resp öronstorlek.

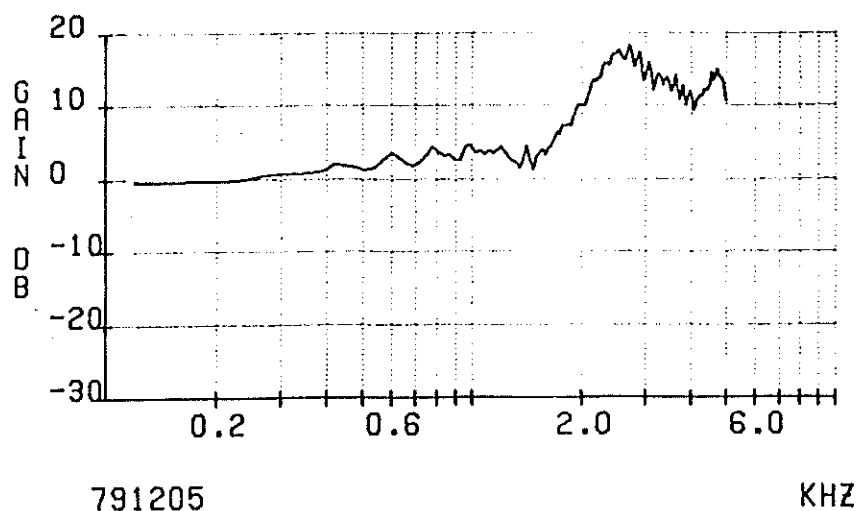
FREQUENCY RESPONSE FROM THE BIG.  
RIGHT HAND SIDE EAR ON KEMAR

INPUT: 70 DB SPL



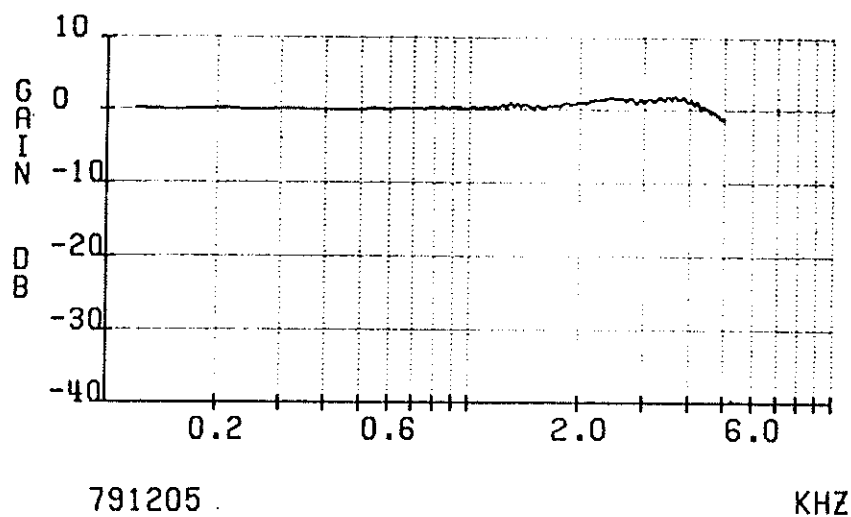
FREQUENCY RESPONSE FROM THE SMALL.  
RIGHT HAND SIDE EAR ON KEMAR

INPUT: 70 DB SPL



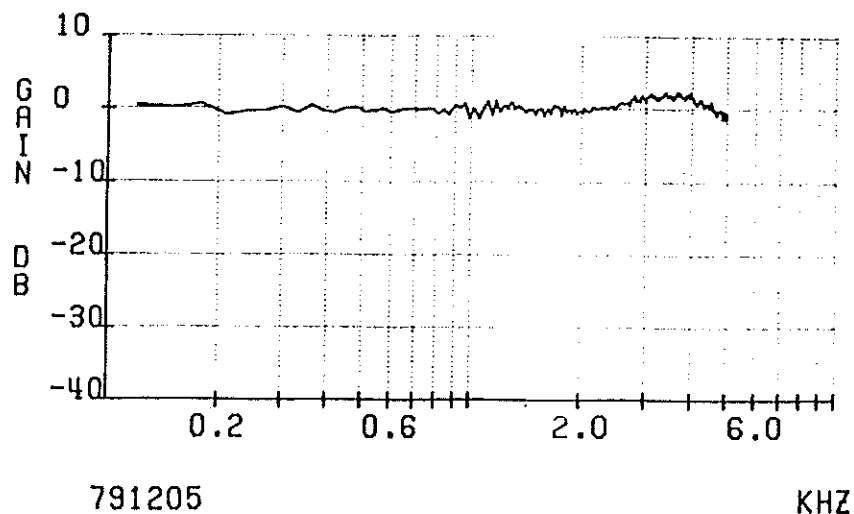
DIFFERENCE BETWEEN BIG AND SMALL EAR  
ON THE RIGHT HAND SIDE OF KEMAR

INPUT: 70 DB SPL



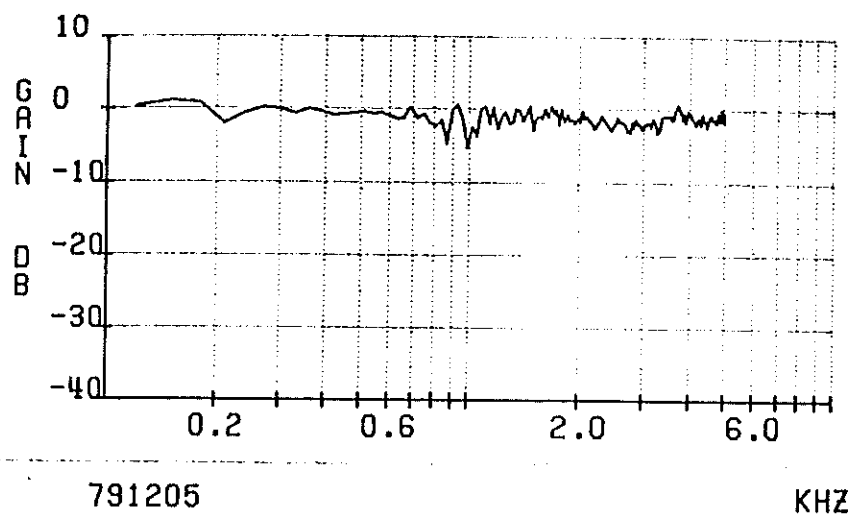
DIFFERENCE BETWEEN BIG AND SMALL EAR  
ON THE LEFT HAND SIDE OF KEMAR

INPUT: 70 DB SPL



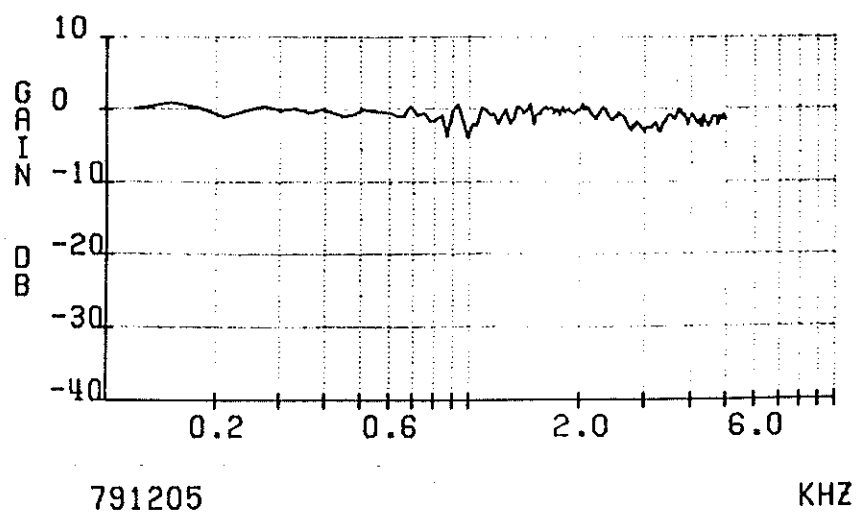
DIFFERENCE BETWEEN LEFT AND RIGHT  
HAND SIDE ON KEMAR FOR THE BIG EAR

INPUT: 70 DB



DIFFERENCE BETWEEN LEFT AND RIGHT  
HAND SIDE ON KEMAR FOR THE SMALL EAR

INPUT: 70 DB SP



## 7.1

## Konstruktion

Zwislockicouplern består av en cylindrisk kavitet med diameter 7.5 mm. Detta är samma mått som hos en medelmänniska. Det finns fyra stycken sidobranscher placerade runt den cylindriska kaviteten, nära mikrofonen. Branschernas uppgift är att efterlikna impedansvariationerna som funktion av frekvensen, såsom det har observerats i det mänskliga örat.

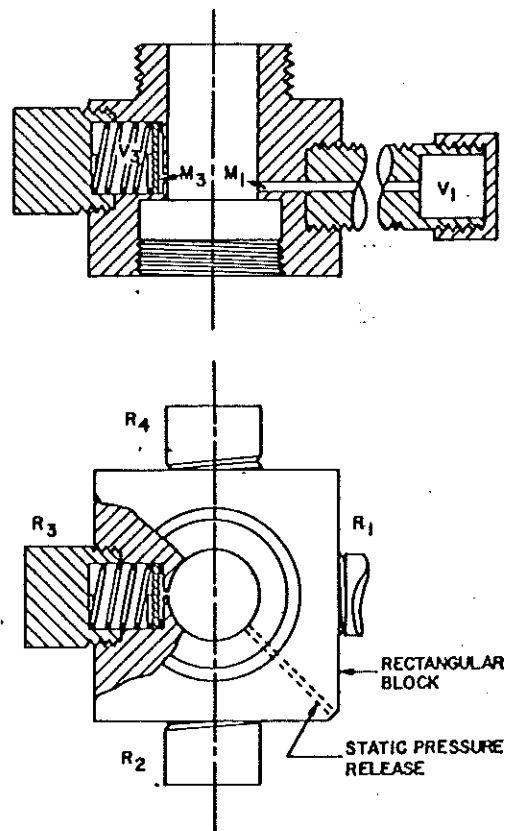


Fig. 7-1 Schematisk ritning av Zwislocki-couplern.  $R_1 - R_4$  är sidobranscher.

Figur 7-2 visar insidan av KEMAR:s huvud med Zwislockicouplern monterad. Som mikrofon används B&K  $\frac{1}{2}$ " - mikrofon med en flexibel  $90^{\circ}$  - adaptor.

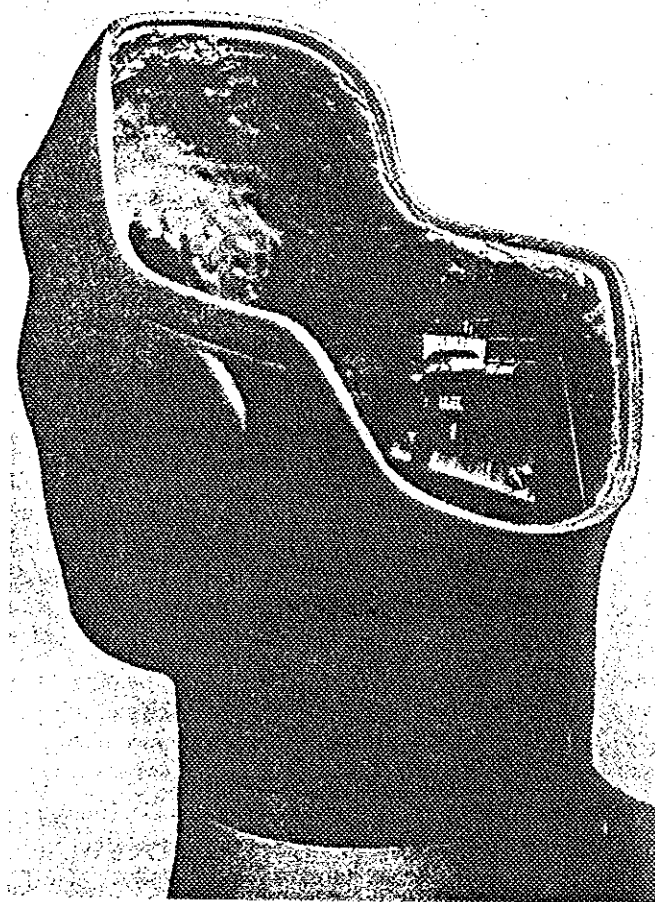


Fig. 7-2 Foto visande KEMAR:s insida

## 7.2 Mätresultat

I de följande avsnitten presenteras mätresultaten för varje hörapparat.

Förutom den i föregående kapitlet omtalade dippen, finns det ingen signifikant skillnad mellan högra och vänstra sidan på KEMAR. Jag har därför valt att presentera hörapparatkurvorna upptagna med det högra stora örat.

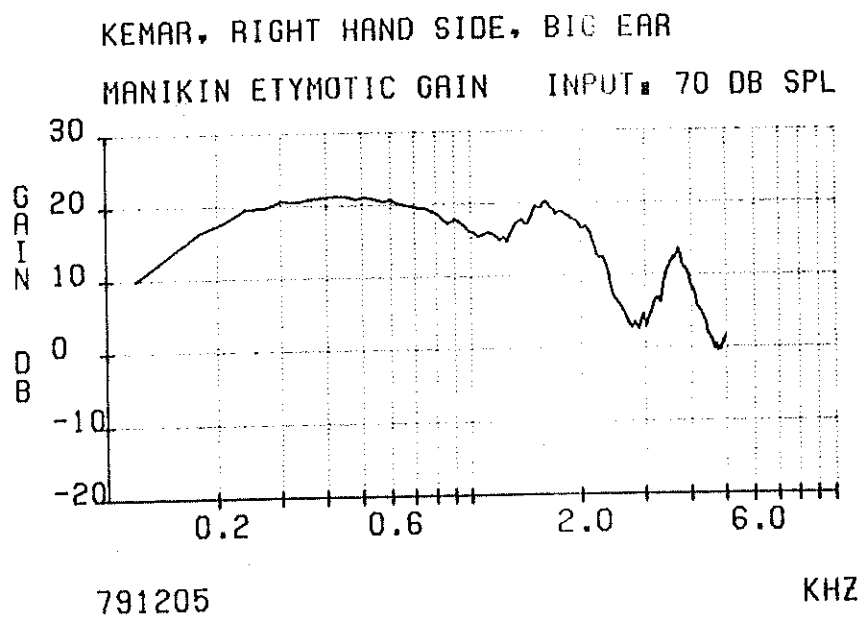
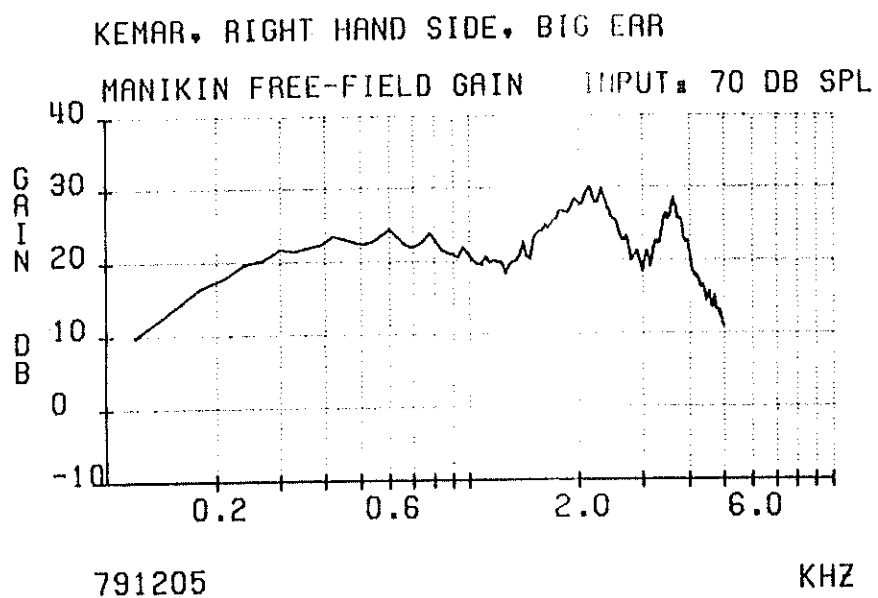
För varje hörapparat presenteras två kurvor. Den ena visar manikin free-field gain medan den andra visar manikin etymotic gain. Insignalen är 60 dB SPL.

På grund av tidsbrist har jag valt att enbart mäta med NASP.

Observera den kraftiga dämpningen av kurvan för manikin etymotic gain vid ca 3 kHz jämfört med manikin free-field gain för alla hörapparaterna.

## 7.2.1

## Hörapparat A



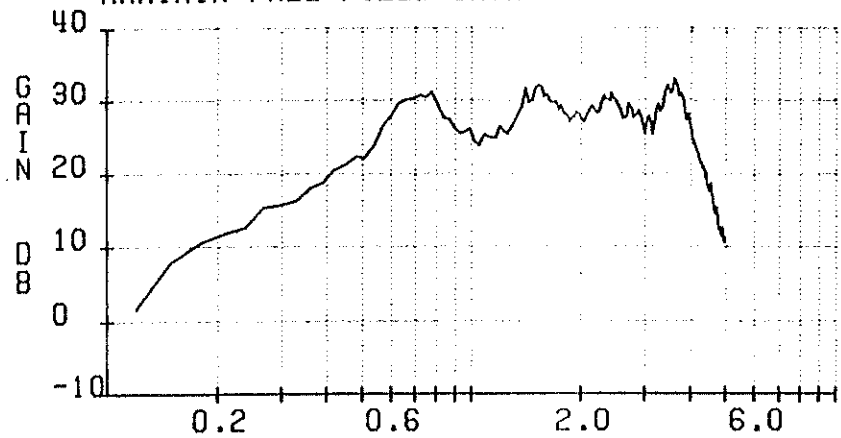


## 7.2.2

## Hörapparat B

KEMAR, RIGHT HAND SIDE, BIG EAR

MANIKIN FREE-FIELD GAIN INPUT: 70 DB SPL

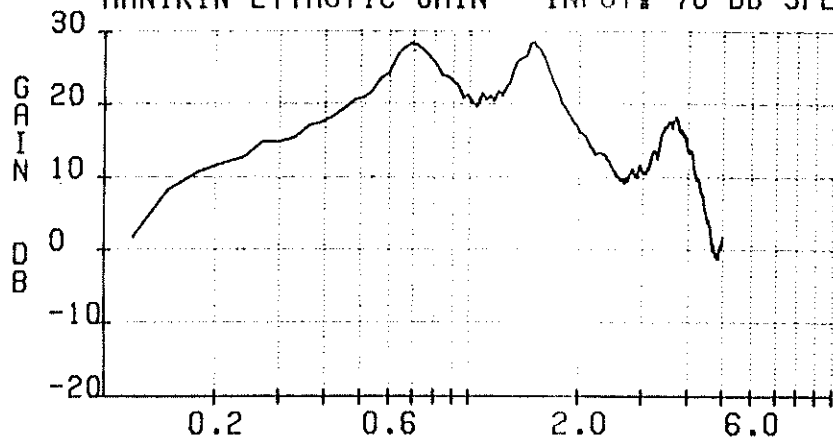


791205

KHZ

KEMAR, RIGHT HAND SIDE, BIG EAR

MANIKIN ETYMOTIC GAIN INPUT: 70 DB SPL



791205

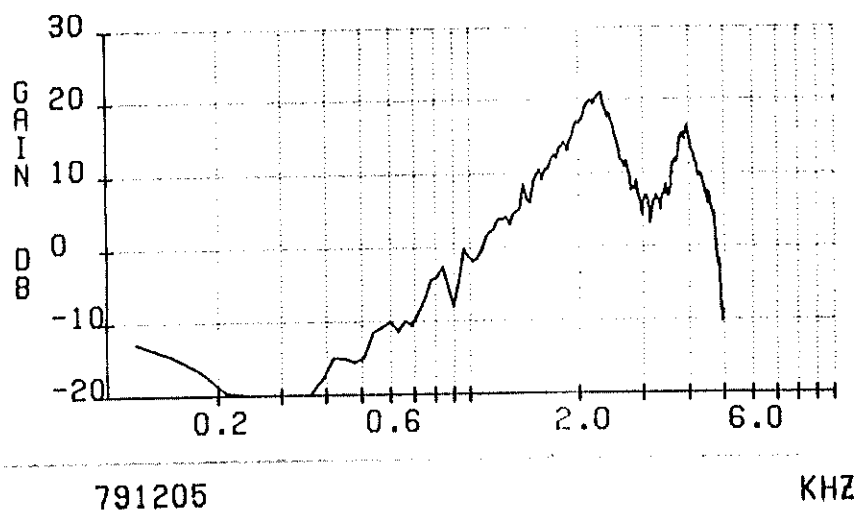
KHZ

## 7.2.3

## Hörapparat C

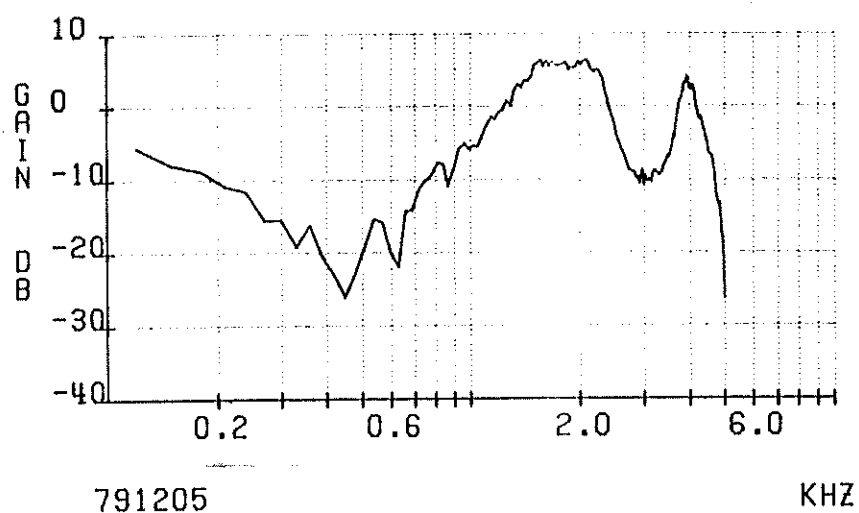
KEMAR, RIGHT HAND SIDE, BIG EAR

MANIKIN FREE-FIELD GAIN INPUT: 70 DB SPL



KEMAR, RIGHT HAND SIDE, BIG EAR

MANIKIN ETYMOTIC GAIN INPUT: 70 DB SPL



Fotnot: Distorsion i basområdet p g a intermodulation mellan i mätsignalen ingående frekvenser förorsakade av hörapparatens AGC. Se vidare kap. 4.3.3.

## 8.1

## Kommentar

Nedan följer ett antal kurvor som visar skillnaden mellan  $2\text{ cm}^3$  couplern och KEMAR.

För varje hörapparat presenteras två kurvor. Den ena visar skillnaden mellan  $2\text{ cm}^3$  couplern och manikin free-field gain för KEMAR. Den andra kurvan visar skillnaden mellan  $2\text{ cm}^3$  couplern och manikin etymotic gain för KEMAR. Värt att observera är den kraftiga dämpningen som blir vid manikin etymotic gain.

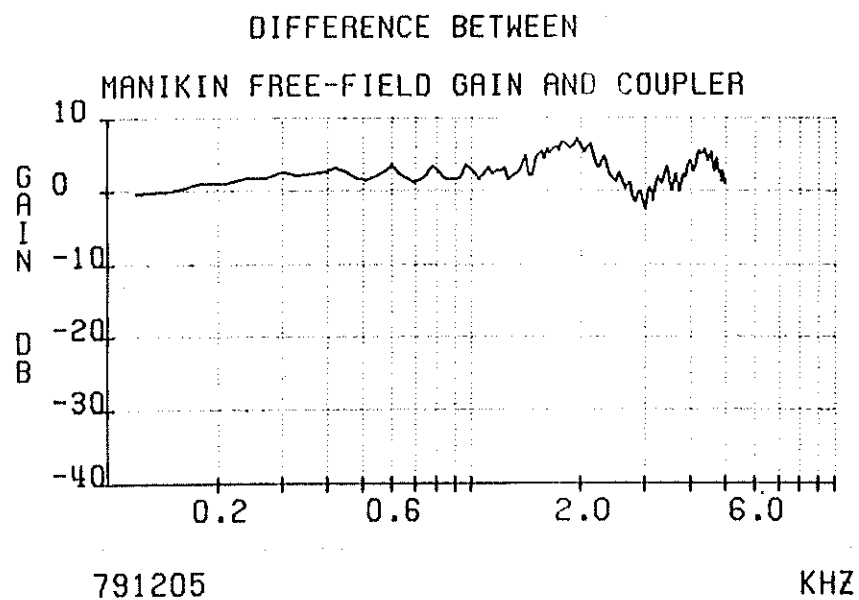
Vid jämförelse med ljudtrycket i fritt fält uppvisar örat en höjning på ca 20 dB vid 3 kHz. Vid manikin etymotic gain håller man ljudtrycket konstant vid trumhinnan. Detta får till följd att ljudtrycket ut från högtalaren sjunker i motsvarande takt som förstärkningen i örat ökar, och vice versa.

Några slutsatser på grundval av dessa kurvor kan ej göras, då alltför få mätningar har gjorts. Fortsatta mätningar skall dock utföras under våren 1980.

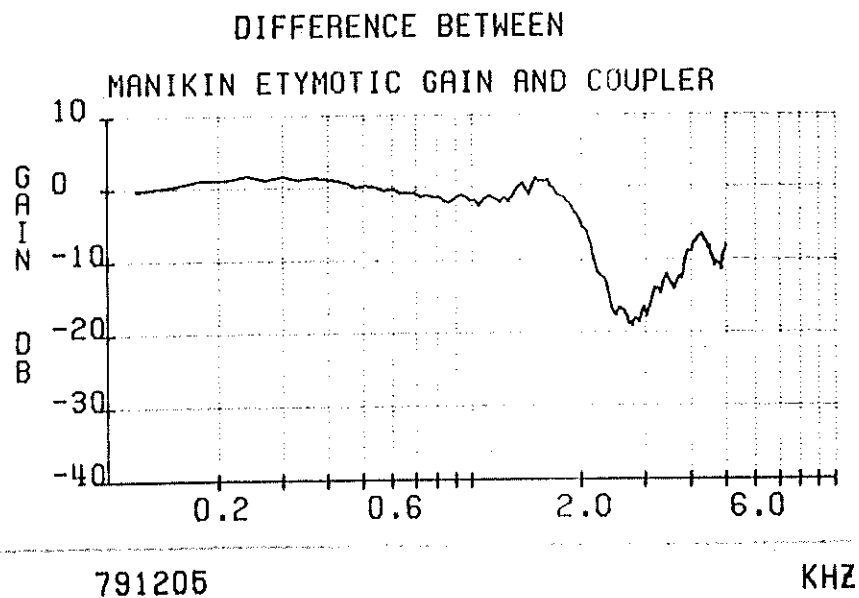
8.1.1

Hörapparat A

KEMAR, RIGHT HAND SIDE, BIG EAR



KEMAR, RIGHT HAND SIDE, BIG EAR



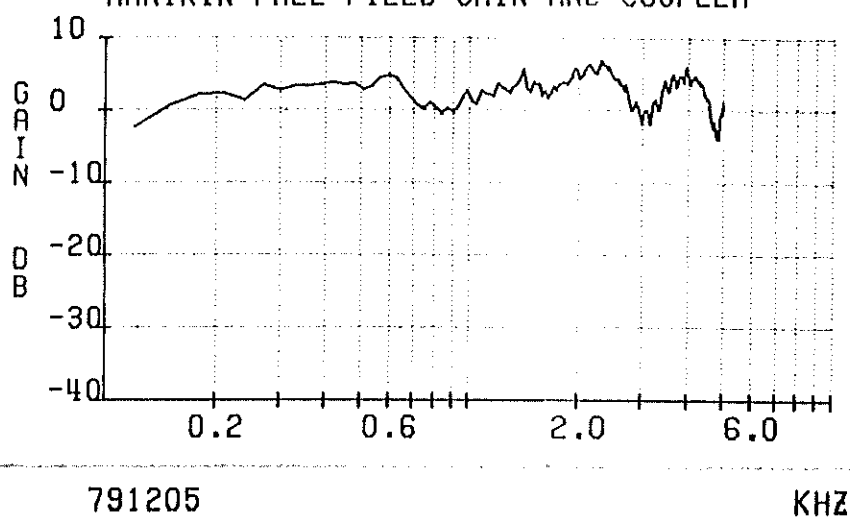
8.1.2

Hörapparat B

KEMAR, RIGHT HAND SIDE, BIG EAR

DIFFERENCE BETWEEN

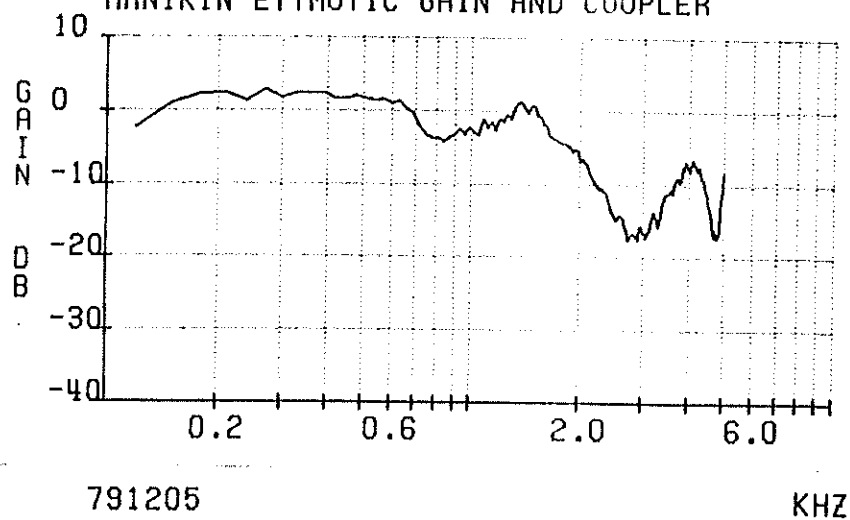
MANIKIN FREE-FIELD GAIN AND COUPLER



KEMAR, RIGHT HAND SIDE, BIG EAR

DIFFERENCE BETWEEN

MANIKIN ETYMOLOGIC GAIN AND COUPLER

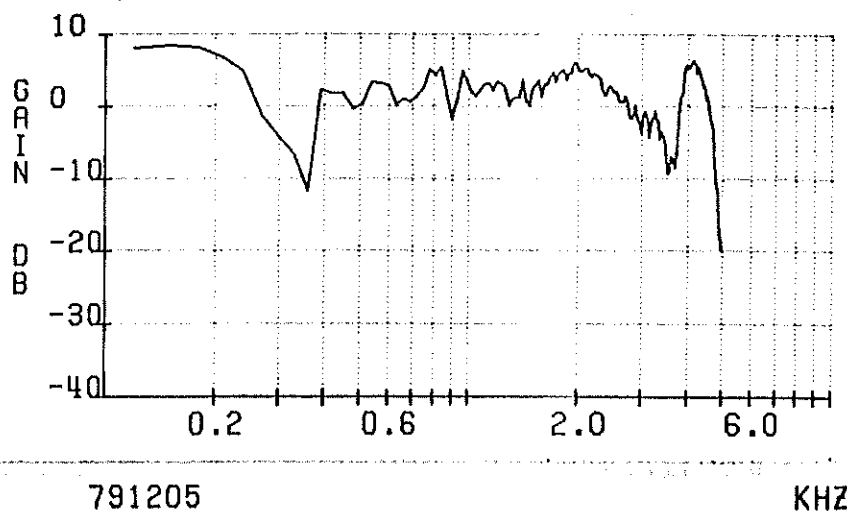


## 8.1.3

## Hörapparat C

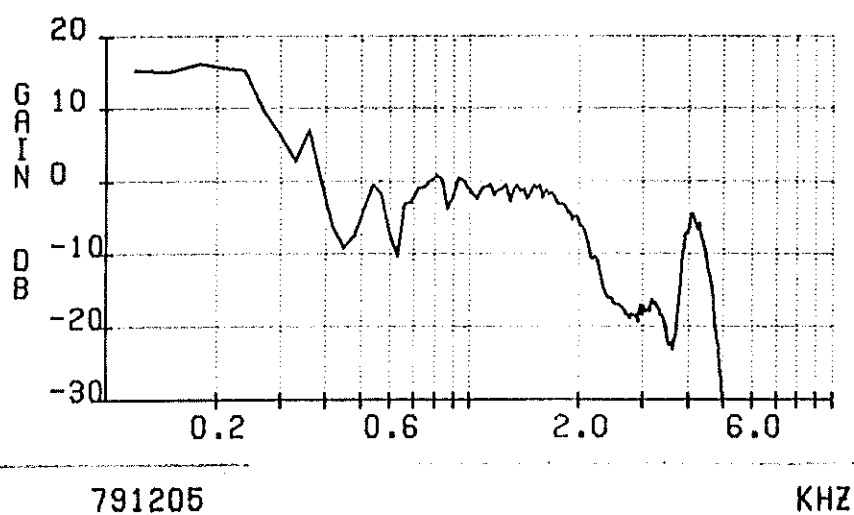
KEMAR, RIGHT HAND SIDE, BIG EAR

DIFFERENCE BETWEEN  
MANIKIN FREE-FIELD GAIN AND COUPLER



KEMAR, RIGHT HAND SIDE, BIG EAR

DIFFERENCE BETWEEN  
MANIKIN ETYMOTIC GAIN AND COUPLER



Fotnot: Distorsion i basområdet p g a intermodulation mellan i mätsignalen ingående frekvenser förorsakade av hörapparatens AGC. Se vidare kap. 4.3.3.

## 9. Litteraturreferenser

- Kinsler-Frey  
Burkhard and Sachs  
Fundamentals of acoustics  
Anthropometric manikin for  
acoustic research.  
J. Acoust. Soc. Am., Vol. 58  
No. 1, July 1975.
- Burkhard and Sachs  
Earphone pressure response in  
ears and coupler.  
Report No. 20021-2 Knowles Elec-  
tronics Inc.
- Dalsgaard m fl  
Seventh International Danavox  
Symposium: Earmoulds and asso-  
ciated problems.
- Olofsson, Åke  
Mätning av amplitud- och faskur-  
vor för hörapparater med hjälp  
av minidator.  
Rapport TA nr 79, Karolinska  
institutet, Teknisk Audiologi,  
Stockholm.
- Olofsson, Åke  
Ett programpaket för mätning,  
syntes och analys av linjära  
tidskontinuerliga och tidsdis-  
kreta system.  
Rapport TA 89, Karolinska insti-  
tutet, Teknisk Audiologi, Stock-  
holm.
- Shaw, E.A.G.  
Transformation of sound pressure  
level from the free-field to the  
eardrum in the horizontal plane.  
J. Acoust. Soc. m., Vol. 56, No.  
6, Dec. 1974.
- Zwislocki, J.J.  
An acoustic coupler for ear-pho-  
ne calibration.  
Rep. LSC-S-7, Lab Sensory Com-  
mun., Syracuse U. (1970).
- Zwislocki, J.J.  
An ear-like coupler for ear-pho-  
ne calibration.  
Rep. LSC-S-9, Lab Sensory Com-  
mun., Syracuse U. (1971).
- Appendix, Bil. 1  
Hearing Aids and Audiometers.  
Med. Res. Council, No. 261,  
(1947), Storbritannien.

IEC Publ. 118  
(under revision)

Recommended methods for measurements of the electro-acoustical characteristics of hearing aids. International Electrotechnical Commission, Genève, Schweiz (1959).

IEC Publ. 126

IEC reference coupler for the measurement of hearing aids using earphones coupled to the ear by means of ear inserts (1973).



## APPENDIX

## A SIMPLE OBJECTIVE METHOD OF TESTING THE PERFORMANCE OF HEARING AIDS (EXCLUDING THOSE HAVING CARBON MICROPHONES)

The method of test described in this appendix is designed to require the minimum of apparatus and to be capable of being performed by all manufacturers.

*Apparatus required*

- (i) *Artificial ear*.—This consists of a cavity in a hard material (e.g. brass, "Bakelite", etc.), having either of the alternative dimensions shown in Fig 15. Acoustical resistances, in the form of two metal tubes each of 0.63 cm. inside diameter and 450 cm. long, lead from the cavity. Resonance in the tubes is damped by pulling in strands of darning wool. When in use, the probe tube microphone is inserted as indicated in Fig. 15, and is sealed in by grease or "Plasticine".
- (ii) *Probe tube microphone*.—This should consist of a sensitive microphone, preferably moving coil (the capsule of a Standard Telephone and Cables microphone Type 4021A is suitable), to which has been attached a probe tube of the approximate dimensions shown in Fig. 16. The sensitivity should not vary suddenly with frequency, but a very uniform sensitivity is not necessary.  
For the determination of the amplification/frequency characteristic of a hearing aid no calibration is necessary, but a calibration at 750 c/s (which could be provided by the National Physical Laboratory) is necessary for the tests described on pp. 42 and 43.
- (iii) *Amplifier for probe tube microphone*.—This should produce at least 0.2 volts across its output load of, say, 600 ohms when the microphone is in a sound field of 1 dyne/cm.<sup>2</sup> at 750 c/s.
- (iv) *A.C. voltmeter for measuring output of amplifier*.—This should have a high input impedance and be capable of reading to 0.01 volts, with a uniform sensitivity from 200 to 4,000 c/s. This instrument should be calibrated accurately and should be free from poling error.
- (v) *Oscillator and loudspeaker*.—These are required for the generation of the test tones applied to the microphone of the hearing aid under examination. They should possess reasonably uniform frequency characteristics, and must be capable of providing an acoustic pressure of 2 dynes/cm.<sup>2</sup> at the surface of the microphone at 750 c/s without overloading the output stage of the oscillator.

*Method of testing the overall acoustical amplification of a hearing aid*

The microphone of the aid is set up facing the loudspeaker. The probe microphone is placed with the end of the probe situated on a line joining the axes of the microphone and loudspeaker, and close to the surface of the microphone.

The oscillator is set to any desired frequency and adjusted so that the sound pressure is such that the aid is well below the overload point; the output of the probe microphone amplifier is measured by means of the A.C. voltmeter. Without altering the output from the loudspeaker, the probe microphone is transferred to the artificial ear, to which the receiver of the aid has been sealed by means of "Plasticine", and the output from the probe microphone amplifier

again measured. (It will clearly be convenient if two probe tube microphones are constructed and their sensitivities compared at the frequencies to be used in the test. Both microphones can then be used, thus avoiding moving the single microphone for each reading.)

The ratio of these two outputs expressed in decibels gives the amplification of the hearing aid in terms of the sound pressure on the microphone of the aid and

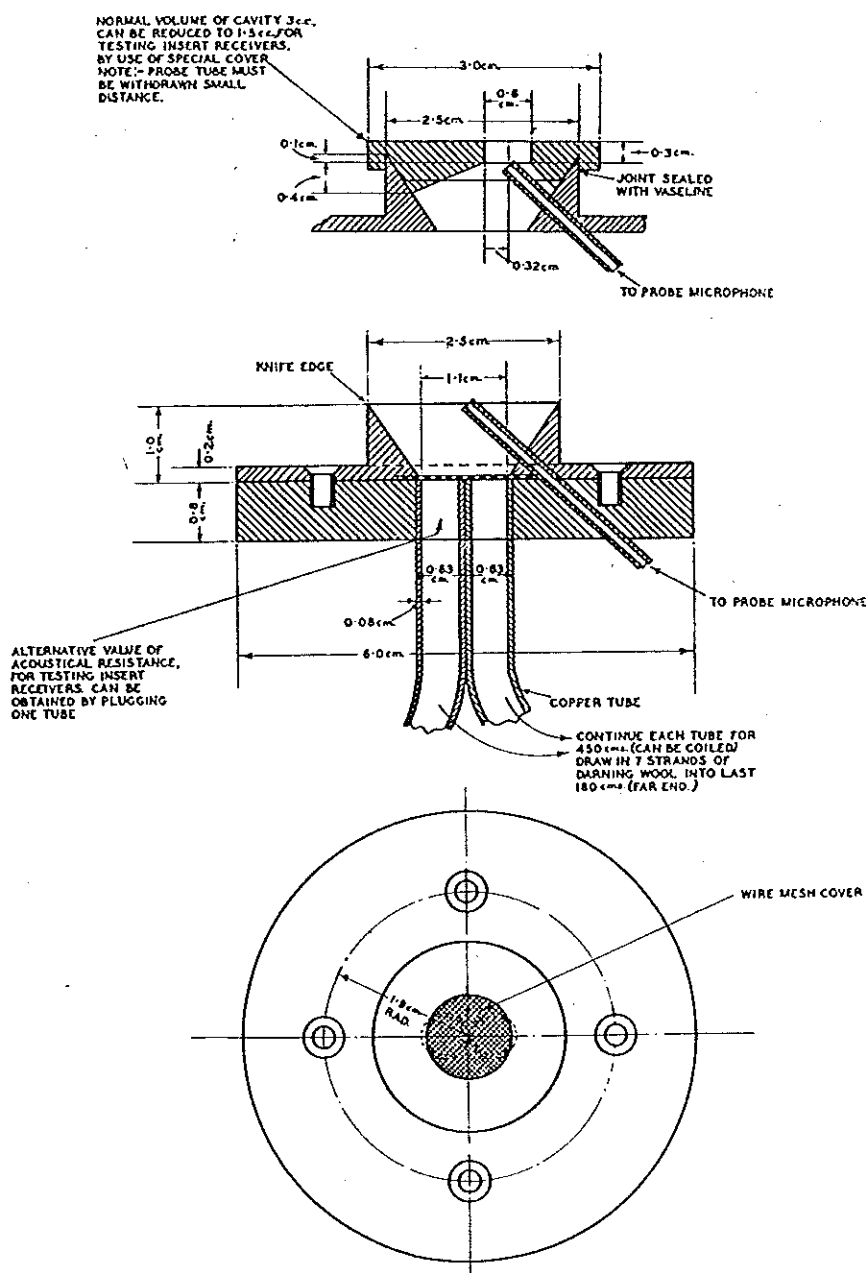


FIG. 15.—Sections of artificial ears used for testing the performance of hearing aids.

(82707)

D

that set up by the receiver of the aid at the opening of the artificial ear. This value of gain is not the same as the overall acoustical amplification as defined in Appendix IV (p. 43); for this two corrections are required.

(i) The sound pressure measured at the face of the microphone must be corrected for the obstructing effect introduced by the microphone of the hearing aid, and thus be transformed to an "unobstructed" value. The correction necessary can usually be calculated with a sufficient degree of accuracy

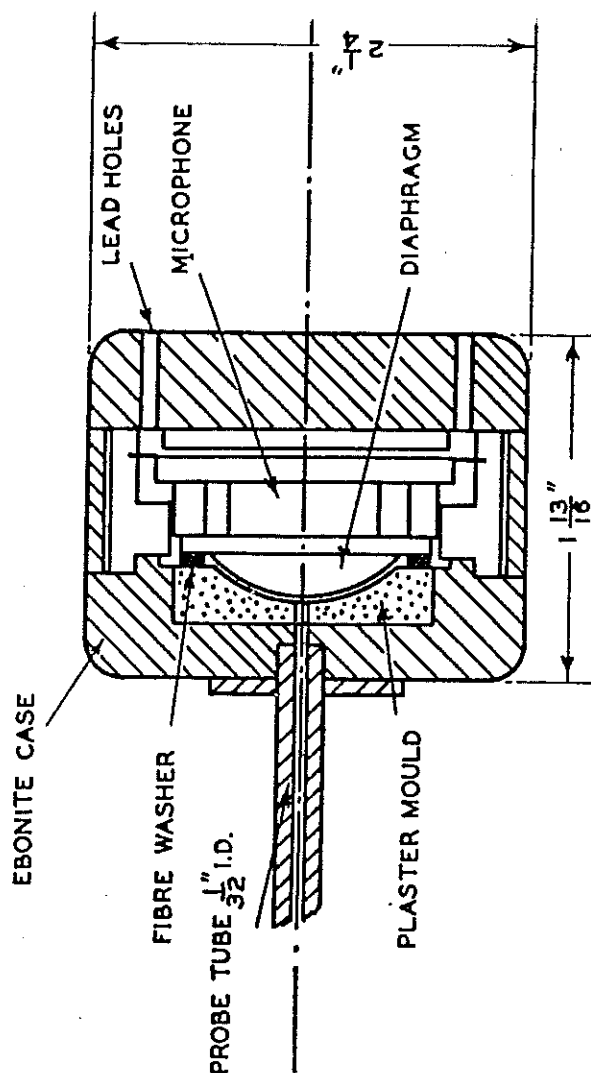


FIG. 16.—Probe tube microphone.

for an approximate test. A small hearing aid may be expected to cause an increase in sound pressure—by its obstructing effect—of about 6-8 db for all frequencies above about 2,500 c/s.

(ii) This new value of unobstructed sound pressure must be corrected to take account of the obstructing effect due to the head of a listener (see p. 43). The effect of any sound leakage past the earcap under conditions of actual use should also be borne in mind.