

Akustisk analyse av snorking

Anders Torsteinbø

Master i elektronikk
Oppgaven levert: Juni 2007
Hovedveileder: Odd Kr. Pettersen, IET
Biveileder(e): Berg Tone, Sintef IKT

Oppgavetekst

Oppgaven går ut på å undersøke metoder og utstyr for akustisk analyse av snorking før og etter en snorkeoperasjon, eventuelt også om utstyret kan være med på å redusere snorkingen. En mulig løsning er å bruke en ørepropp til å registrere snorking. Opptakene som gjøres ved hjelp av proppen skal primært brukes til medisinsk analyse, men man vil også undersøke muligheten for å spille tilbake lyder som kan påvirke snorkingen.

Oppgaven gitt: 15. januar 2007

Hovedveileder: Odd Kr. Pettersen, IET

Forord

Denne rapporten er resultatet av masteroppgave i akustikk ved Institutt for elektronikk og telekommunikasjon på NTNU våren 2007, i samarbeid med SINTEF IKT.

Undertegnede ønsker å rette en stor takk til veileder Tone Berg og faglærer Odd K. Pettersen ved SINTEF IKT. En stor takk rettes også til Ketil Skjøstad og andre ansatte på øre-, nese-, halsavdelingen ved St. Olavs Hospital i Trondheim. Andre som har vært svært behjelpelige i prosessen er Øyvind Lervik, Bojana Gajic og Magne H. Johnsen ved IET NTNU, Asbjørn Mølmås ved teknisk verksted for IET NTNU, og Einar Vesterfjell ved GN Resound Stjørdal. En takk rettes også til alle frivillige som har stilt opp til forsøk.

Anders Torsteinbø,
Trondheim 24. juni 2007

Sammen drag

I denne oppgaven har i hovedsak to teorier blitt undersøkt :

- 1) er det mulig ved hjelp av ørepropper med høyttaler og mikrofon å detektere snorking og deretter spille tilbake lyder som får personen til å stoppe snorkingen, og
- 2) er det mulig å klassifisere ulike snorketyper ved hjelp av analysemetoder brukt i talegjenkjenning.

Først ble det utviklet og testet to forskjellige ørepropper som var behagelige å sove med. Den ene av de to ble brukt videre i arbeidet med å detektere og analysere snorkingen, og viste seg å fungere tilfredstillende.

Videre ble det utviklet en snorkedetektor basert på spektrale og temporale egenskaper ved snorking. Den er følsom for andre lyder enn snorking, slik at den gir mange feildeteksjoner. Bortsett fra dette, fanger den opp snorking slik man ønsket.

Neste forsøk gikk ut på å undersøke om forsøkspersonen sluttet å snorke når det ble spilt tilbake lyd i øreproppen. Det viste seg at personen reagerte best i startfasen av søvnen, og veldig dårlig ved dyp søvn. Personen begynte som regel å snorke igjen allerede etter 10-20 sekunder, slik at man kan slå fast at denne teorien ikke ga den ønskede effekten.

Tilslutt ble det undersøkt om det var mulig å klassifisere snorking. Frekvensspekteret viste ingen framtrædende særtrekk som gjorde det mulig å skille snorketyper. Derimot lot det seg gjøre å klassifisere to snorketyper ved å analysere refleksjonskoeffisientene fra LPC-analyse. I det materialet som ble testet, klarte algoritmen å klassifisere snorketypene korrekt for alle pasientene.

Dette arbeidet viser at akustisk analyse av snorking kan ha noe for seg i medisinsk diagnostisering. Det viser seg også at å gi lydstimulering til en person som snorker ikke hadde den ønskede effekten.

Innholdsfortegnelse

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1 | Innledning | 1 |
| 2 | Teori og bakgrunn | 3 |
| 2.1 | Snorking | 3 |
| 2.1.1 | Begrepet snorking | 3 |
| 2.1.2 | Verktøy for diagnostisering | 4 |
| 2.1.3 | Egenskaper ved snorking | 5 |
| 2.1.4 | Snorkedeteksjon | 7 |
| 2.2 | Akustiske analysemetoder | 7 |
| 2.2.1 | LPC analyse | 7 |
| 2.2.2 | Klassifisering | 8 |
| 2.3 | Ørepropper | 10 |
| 3 | Utstyr | 13 |
| 3.1 | Spesifikasjon | 13 |
| 3.2 | Ørepropper | 14 |
| 3.2.1 | Innkapsling for høyttaler og mikrofon | 17 |
| 3.2.2 | Design som er vurdert | 20 |
| 3.3 | Mikrofonforsterker | 22 |
| 3.4 | Program for snorkedeteksjon og logging | 25 |
| 3.4.1 | Programmeringsspråk | 25 |
| 3.4.2 | Nøkkelfunksjoner i programmet | 25 |
| 3.4.3 | Deteksjonsdelen | 27 |
| 3.4.4 | Responsdelen | 28 |
| 3.4.5 | Logging og statistikk | 30 |
| 3.4.6 | Opptaksdel | 30 |
| 4 | Målemetode og oppsett | 33 |
| 4.1 | Forsøk på personer | 33 |
| 4.1.1 | Komforttester | 33 |
| 4.1.2 | Programtest | 33 |
| 4.2 | Analyse av snorking | 36 |
| 4.2.1 | Frekvensanalyse | 36 |

| | | |
|----------|---------------------------------------|-----------|
| 4.2.2 | Klassifisering | 37 |
| 5 | Resultater og diskusjon | 39 |
| 5.1 | Komforttest av propper | 39 |
| 5.2 | Test av snorkedetektor | 41 |
| 5.2.1 | Deteksjonsrate | 41 |
| 5.2.2 | Respons på tilbakespilt lyd | 43 |
| 5.3 | Akustisk analyse | 45 |
| 5.3.1 | Frekvensanalyse | 45 |
| 5.3.2 | Klassifisering | 48 |
| 6 | Konklusjon | 53 |
| 6.1 | Videre arbeid | 54 |
| A | Spørreskjema | 57 |
| B | Konstruksjonstegninger | 59 |
| B.1 | Innkapsling for elektronikk | 59 |
| B.1.1 | Innkapsling til propp 1 | 59 |
| B.1.2 | Innkapsling til propp 2 | 61 |
| B.1.3 | Alternativ loddemetode | 62 |
| C | Mikrofonforsterker | 63 |
| C.1 | Mikrofonforsterker | 63 |
| C.2 | Kontaktoppsett | 64 |
| C.3 | Korreksjonstabeller | 65 |
| D | Vedlagt zip-fil | 67 |

Kapittel 1

Innledning

Snorking er et vanlig problem for mange, og alvorlig snorking med pustestopp kan medføre en helserisiko for den berørte. Det er vanlig å dele inn snorking i sosial snorking som ikke er alvorlig og kan stoppes ved å endre liggestilling, og alvorlig snorking som er relatert til andre faktorer som livsstil, fedme og anatomiske avvik. Opp gjennom tidene har det vært forsøkt å finne metoder for å stoppe snorking uten kirurgisk inngrep. Det kan være så enkelt som å få personen til å legge seg på siden eller magen ved hjelp av en finurlig innretning, til de mer avanserte metodene som drar kjeven fram for å hindre at tungen blokkerer luftveien, og nesemasker som gir et overtrykk i luftveiene for å hindre kollaps. Dette fungerer ikke for alle, og da er det bare kirurgisk inngrep som kan hjelpe. Det kreves da at man vet hvor inngrepet skal utføres. Systemet Reggie, som brukes på St. Olavs Hospital i Trondheim, finner ut hvor obstruksjonen oppstår ved å måle trykkforskjeller via en sonde i luftveiene. Dette er en invasiv metode som krever at det må plasseres måleutstyr i halsen til personen, som medfører ubehag for pasienten. Det er derfor ønskelig med en ikke-invasiv metode som gjør hele utredningen lettere, og akustisk snorkeanalyse er en slik metode. Det er tenkelig å bruke et akustisk analyseverktøy i forbindelse med selektering av pasienter i forkant av en mer omfattende polysomnografi. Pasienten kan da gjøre undersøkelsen hjemme. Dette vil også ha et økonomisk aspekt fordi det ikke er nødvendig å bruke like mye tid og arbeid på hver pasient.

Det finnes generelt sett lite litteratur og forskning som går på akustisk snorkeanalyse. Tidligere forskning har ikke gitt entydige resultater i analyse av ulike snorketyper, og det er derfor en problemstilling som det vil være interessant å dykke dypere i, og å prøve andre innfallsvinkler til.

Mye av arbeidet i denne oppgaven er basert på masteroppgaven

til Petter Haver [10] fra 2005. Her ble det samlet inn akustisk snorke-data fra 23 pasienter, og sammenliknet med målingene fra sonderregistreringssystemet Reggie. Det som kom fram i dette arbeidet var at det var vanskelig å finne klare forskjeller mellom ulike snorketyper, og det å bruke frekvensanalyse antakeligvis ikke var veien å gå. Det ble også brukt 1/3-oktavbåndsanalyse, men dette ga ikke god nok oppløsning. Når det gjelder måleutstyret som ble brukt, var det flere av pasientene som klaget på at øreproppene var ubehagelige å sove med.

For å ta dette et steg videre, har fokuset i denne oppgaven vært:

1. å utvikle en ørepropp som er behagelig å sove med, og som kan ta opp og spille av lyd.
2. å utvikle et program som kan detektere snorking, og skille ut uønskede lyder, samt gjøre opptak for senere analyse.
3. å studere om man kan få pasienten til å slutte å snorke, ved å spille forskjellige typer lyder tilbake til pasienten. Dette er tenkt brukt i forhold til sosiale snorkere.
4. å studere om analysemetoder brukt i taleforskning kan brukes til å klassifisere snorkelydene, i forbindelse med utredning av snorkepasienter.

Kapittel 2

Teori og bakgrunn

Dette kapitlet forklarer først hva snorking er og egenskaper ved snorking. Deretter diskuteres analysemetoder som kan være interessante å bruke på snorkelydene. Til slutt er det et avsnitt om ørepropper.

2.1 Snorking

2.1.1 Begrepet snorking

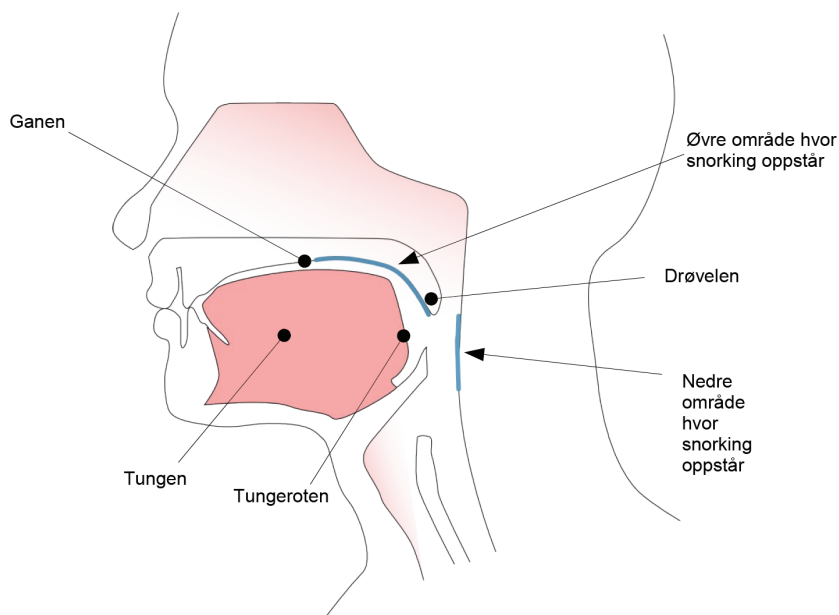
Snorking er et annet ord for en hel eller delvis blokkering av de øvre luftveiene som fører til at det produseres lyd. I hovedsak er det det myke vevet i ganen, drøvelen og tungen som kollapser og skaper vibrasjoner, Hoffstein [4], men alt løst vev i de øvre luftveiene, nesten helt ned til stemmebåndet, kan bidra til generering av snorkelyder. Ofte deles det inn i to typer snorking, Moerman [3], primær- og sekundær-snorking. Primær-snorking kan kalles sosial snorking, og er gjerne mer plagsom for andre enn en selv. Sekundær-snorking er mer alvorlig, og det bør gjøres en eller annen form for inngrep.

Tidligere forskning på snorkelyder er av varierende kvalitet. Det finnes ingen standard for utførelsen av målingene, slik at resultatene er avhengig av hvem som har gjort det, og hva som er vektlagt. Det er klart at det er forskjell mellom primær- og sekundær-snorking, men hva som er den konkrete forskjellen er inkonsistent per idag. Det finnes heller ikke et objektivi mål på hva som defineres som snorking, og dette er ønskelig for å sette diagnose. I dette arbeidet har snorking blitt definert som den lavfrekvente dirrelyden som oppstår når vev vibrerer, og høyfrekvente nasale lyder som kan minne om lydene fra en trompet. Det er ikke alltid at snorkingen er like sterk og framtrødende, men mer i grenselandet tungpust og hvesing. Slike svake snorkelyder er ikke definert som snorking i dette arbeidet, da man i første omgang ønsker å analysere lyder som er sterke og tydelige, og uten store variasjoner i frekvensinnhold

over tid.

2.1.2 Verktøy for diagnostisering

Ved St. Olavs Hospital bruker man sonderregistreringssystemet Reggie. Dette programmet registrerer hendelser av typen Apne¹, Hypopne², og Respiratory Effort, som knytter trykkforskjeller i spiserøret til hvor pustebegrensningen oppstår. Respiratory Effort (RE) deles inn i RE lav, RE høy eller RE mikset, alt etter om obstruksjonen er høyt i luftveiene eller lavt lengre nede i svelget, eller en kombinasjon av disse. Figur 2.1 viser hvor snorking vanligvis oppstår. Arbeidet til Haver [10] tar utgangspunkt i å studere snorkelydene som kombineres med hendelsene RE lav og RE høy, da det har vært lettest å finne snorking i disse intervallene. Apne og Hypopne vil ikke alltid komme samtidig med snorking, slik at å detektere et apne eller hypopne, antakeligvis må gjøres ved å måle respirasjon og oksygenmetning i blodet.



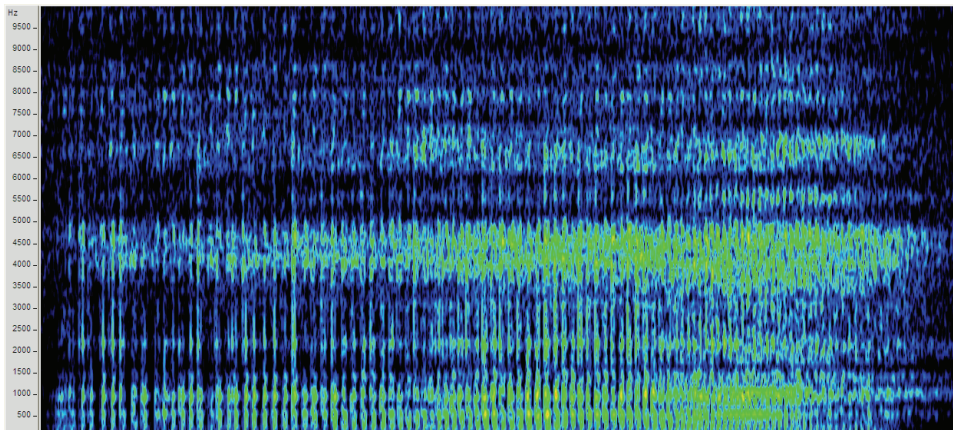
Figur 2.1: Illustrasjon av de øvre luftveiene som viser hvor snorking i hovedsak oppstår. Obstruksjoner i det øvre området registreres som RE høy, og det nedre området som RE lav. Disse områdene er markert med blå felt.

¹Apne: Pustebegrensning som varer over 10 sekunder, med reduksjon i luftflyt mellom 80-100%

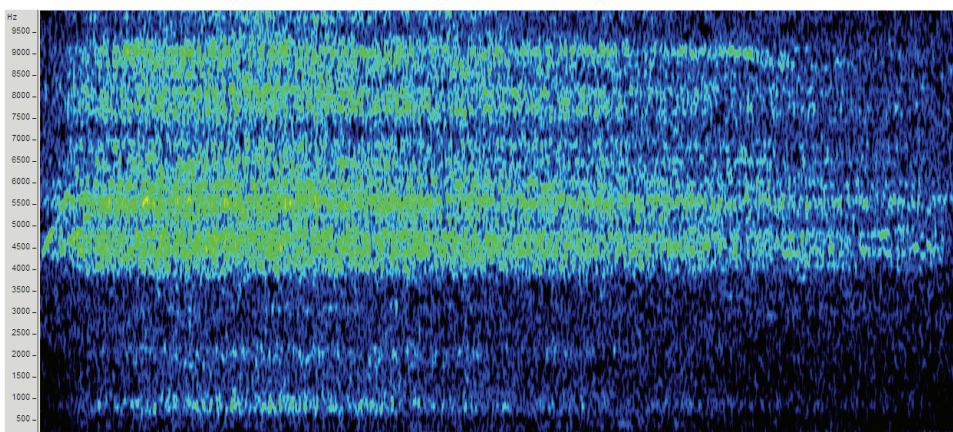
²Hypopne: Pustebegrensning som varer over 10 sekunder, med reduksjon i luftflyt mellom 50-80%

2.1.3 Egenskaper ved snorking

Varigheten til et snork er alt fra 0,1 - 4 sekunder, gjennomsnittlig rundt 1,5 - 2 sekunder. Vanlig respirasjonsfrekvens ligger på 14 pust/min, og for å estimere antall snork over en periode, kan man si at det er rundt 14 snork/min. Hvis det er snorking på både innpust og utpust vil dette tallet dobles. Frekvensspekteret til snorking er avhengig av mange faktorer, Moerman [3]. Den viktigste er kilden, altså hva som generer snorkelyden. Det kan være en eller flere kilder som virker samtidig. Kildens egenskaper som volum, masse og stivhet vil være bestemmende for fundamentalfrekvensen. Videre vil den anatomiske strukturen i luftveiene spille inn når det gjelder overtoner og forming av snorkelyden. Frekvensspekteret vil også være avhengig av om snorkingen kommer ved utpust eller innpust. Et spørsmål er hvor langt opp i frekvens man skal gå i innsamling av data. Snorkelydene er i hovedsak lavfrekvente, men det kan produseres overtoner opp til 10 kHz. Hovedtyngden av snorkelydene ligger under 5-6 kHz. Over dette er det i hovedsak pustelyder og hvesing. Et eksempel på en snorkelyd er gitt i spektrogrammet i Figur 2.2. Denne figuren viser tydelig at den lavfrekvente vibreringen oppstår ved hurtige variasjoner i amplitude fra svakt til sterkt, gitt av de vertikale linjene som danner et mønster. Signalet er stasjonært som betyr at det ikke er nødvendig å dele det inn i mindre deler under analyse, men hele snorket kan analyseres i en operasjon. For å se sammenheng mellom snorking og pusting er et spektrogram av vanlig pusting vist i Figur 2.3. Her er ikke toppene like sterke som for snorking, i tillegg til at det vertikale linjemønsteret er borte. Man ser de samme trendene som i snorkespektrogrammet, bare svakere, og med mindre lavfrekvent informasjon.



Figur 2.2: Spektrogram av et snork. Man ser tydelige toppe under 5 kHz. Den lavfrekvente vibreringen til snorking sees som de vertikale linjene.



Figur 2.3: Spektrogram av et pust. Her er det klare toppe over 4 kHz, og signalet er stasjonært. Man ser at det har mange likhetstrekk med snorkespektrogrammet, men det er mye svakere og har færre lavfrekvente komponenter, i tillegg til at det vertikale mønsteret uteblir.

Tidligere forskning, Moerman [3], har slått fast at det er en klar forskjell mellom spekteret til primær- og sekundærnsorking. For primærnsorking er det en klar fundamental frekvens, og avtakende overharmoniske. For sekundærnsorking er det vanlig med en lav frekvenstopp og spredning av energien over hele spekteret slik at den er mer som hvit støy. Tidligere målinger på primærnsorking, Hoffstein [4], har vist en fundamental frekvens ved 600 Hz, og 3-5 overharmoniske med lavere amplitude.

I denne oppgaven brukes en øremikrofon til å gjøre opptak av snorkin-

gen. Opptak gjort i øregangen vil miste noe høyfrekvent informasjon som dempes av vev og beinstrukturer mellom luftveiene og øret. Fordelen med å bruke en mikrofon som er inne i øregangen er at lyd kvaliteten ikke varierer så mye med sovestilling, det vil si at man kan gjøre opptak selv om personen ligger på siden. Mikrofonen vil også være mindre i veien for pasienten. Data fra pasientene samlet i Haver [10] sitt arbeid har vist seg å variere noe i frekvenskarakteristikk gjennom kvelden de er tatt opp på. Dette kan komme av at proppen endrer plassering i øregangen når pasienten beveger seg, men det har antakeligvis liten innvirkning på senere analyse, da variasjonene er små.

2.1.4 Snorkedeteksjon

Tidligere forsøk med snorkedeteksjon er gjort både i tidsplanet og frekvensplanet. Liang [8] lavpassfiltrerte signalet med kuttfrekvens på 200 Hz, dette for å fjerne uønsket støy som kunne virke inn. For å detektere snorket ble nivåforskjeller i tidsdomenet og varigheten på lydsignalet analysert. Treffraten varierte fra 74–96%, litt avhengig av hvor høyt lydnivået var på snorket. Janè [9] tok i bruk et nevralt nettverk for å trene opp deteksjonsalgoritmen. Både spektrale og temporale særtrekk ble brukt, og resultatene viste en treffrate på 90 %. I denne oppgaven har det vært ønskelig å ta i bruk en enkel metode for deteksjon, som drar nytte av analyse både i frekvensplanet og tidsplanet. Denne er beskrevet mer nøyaktig i Kapittel 3.4.3.

2.2 Akustiske analysemetoder

Akustisk snorkeanalyse har til nå ikke gitt gode resultater. Det som har vært prøvd er i hovedsak frekvensanalyse. I dette arbeidet er det gjort frekvensanalyse og klassifisering av snorkelydene basert på LPC analyse. Videre presenteres prinsippene for LPC analyse og klassifisering.

2.2.1 LPC analyse

LPC³ analyse bygger på AR-prosessen⁴, Proakis [6], som er et lineært prediksjonsfilter for modellering av luftveiene, og beskrivelse av et talesignal. LPC analysen gir ut prediksjons-koeffisienter som brukes til å generere et all-pol filter, og det er dette filteret som er modellen for talekanalen.

³Linear Prediction Coefficients.

⁴Autoregressiv Prosess.

Videre kan LPC-analysen behandles på flere måter. Ved å plotte koeffisientene i frekvensplanet får man en glattet FFT der trendene i signalet, slik som karakteristiske frekvenstopper, er lettere å se. LPC analysens orden sier hvor mange poler som blir funnet i det analyserte signalet, og dette angir hvor god oppløsning spekteret gir. Snorking og tale har ulike egenskaper som går på at lydkilden er plassert forskjellig i luftveiene, og snorking er av en mer nasal karakter. Det er derfor noe usikkert om snorking kan beskrives som en autoregressiv posess. Det vil i utgangspunktet ikke være helt korrekt å bruke LPC analyse til snorkelyder, men allikevel interessant å undersøke hvilke resultater denne metoden gir.

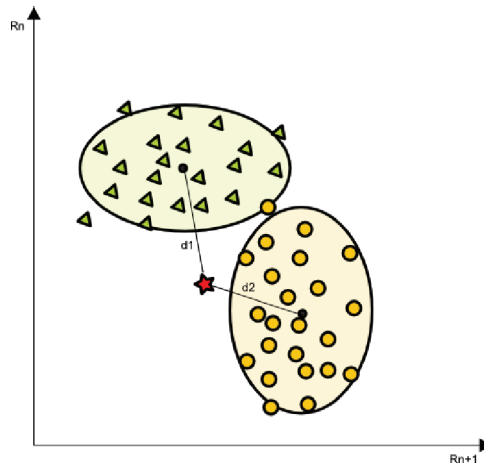
En annen måte å behandle LPC analysen på er å trekke ut refleksjonskoeffisienter. Fordelen med disse er at de er mer stabile enn prediksjonskoeffisientene, og de har verdier mellom -1 og 1 som er lettere å arbeide med. Refleksjonskoeffisienter brukes gjerne i klassifisering av tale, og det kan derfor være interessant å bruke de i forbindelse med klassifisering av snorking. En fysisk forklaring av refleksjonskoeffisienter er en modell av et rør, i dette tilfellet luftveiene. Røret kan deles opp i n antall stykker, gitt av orden n av prosessen, og hvert stykke har forskjellig tverrsnitt. En refleksjonskoeffisient med høy verdi betyr da at det er stor forskjell i tverrsnittene mellom to rørstykker ved siden av hverandre, slik at mye lyd blir sendt tilbake. En lav verdi forteller at tverrsnittet mellom rørstykkene er nesten like store.

2.2.2 Klassifisering

I klassifisering ønsker man å skille to eller flere datasett fra hverandre. Ved å sette inn et uklassifisert objekt i dataene kan man se hvilket datasett den ligger nærmest, ved å beregne avstandene mellom vektorene. Det finnes veldig mange forskjellige klassifiseringsprinsipper, og metoden som ønskes brukt må baseres på dataene som skal klassifisere. En enkel tilnærming til problemstillingen vil være å beregne middelveidi for et sett av vektorer for en klasse og middelveidien for en annen klasse. Se Figur 2.4. Ved å sette inn et uklassifisert punkt kan man beregne den euklidske avstanden til middelveidene,

$$d = \sqrt{(X - x_0)^2 + (Y - y_0)^2}, \quad (2.1)$$

hvor d er avstanden, (X, Y) er koordinatet til det uklassifiserte punktet, og (x_0, y_0) er koordinatet til den klassifiserte middelveidien. Klassen på det ukjente objektet tilhører da den klassen som ligger nærmest. Denne metoden er veldig enkel og forutsetter at dataene er normalfordelte med lite overlapping mellom klassene.



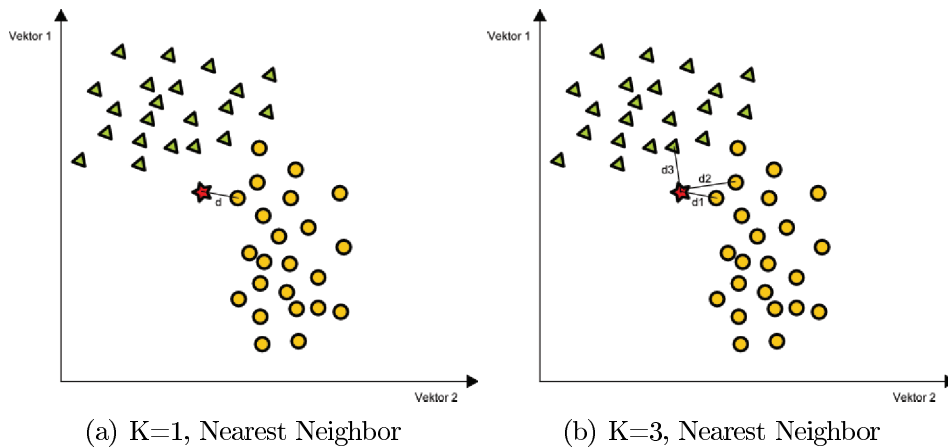
Figur 2.4: En klassifikator som finner minste avstand til middelvei for to klasser markert med trekanteder og sirkler, og et uklassifisert objekt markert med stjerne. Plottet er gitt av Refleksjonskoeffisient R_n som funksjon av R_{n+1} .

En annen metode som kalles *Nearest Neighbor Rule*, Duda [7], klassifiserer et ukjent punkt ved å finne ut hvilken klasse det nærmeste punktet tilhører. Da trenger ikke klassene å være normalfordelte, men kan være mer spredd og overlappende. En måte å gjøre dette på er ved å beregne den euklidiske avstanden mellom to vektorer,

$$d = \sqrt{\sum_{i=1}^m (\vec{y}_i - \vec{x}_i)^2}, \quad (2.2)$$

hvor d er distorsjonen, \vec{y} er en vektor for ukjent klasse, og \vec{x} er en vektor for kjent klasse, og m er antall elementer i vektoren. Ved å teste ett ukjent sett \vec{y} mot flere kjente sett, \vec{x} , kan deretter den minste distorsjonen d finnes, og hvilken klasse den tilhører, med konklusjon at det ukjente settet tilhører denne klassen. Algoritmen kan kjøres ved å se på avstanden til ett punkt, $K = 1$, eller til n punkter, $K = n$. For $K = n$ veies resultatene opp mot hverandre for å bestemme klassen. Figur 2.5 viser prinsippet for en Nearest Neighbor klassifikator med $K = 1$ og $K = 3$.

For å teste ytelsen til en klassifikator, tas utgangspunktet i verdier som allerede er klassifiserte. Ofte deles dataene i to sett, et referansesett og et treningssett, med fordeling 70% på referansesettet og 30% på treningssettet. Ved å kjøre dette gjennom forskjellige klassifiseringsalgoritmer beregnes antall treff og bom klassifikatoren hadde. Data som ikke er en del av referansesettet bør også sjekkes, for å beregne treffraten.

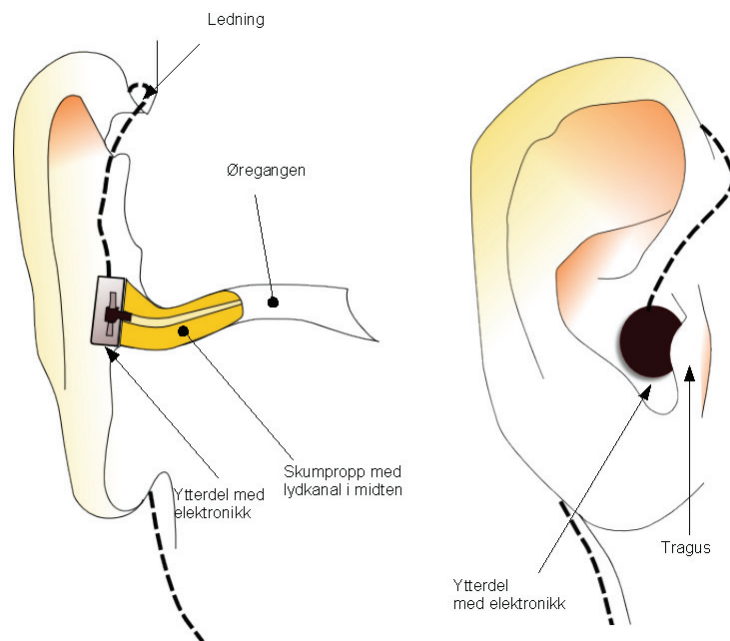


Figur 2.5: Prinsippet for en Nearest Neighbor klassifikator, som finner avstanden d_n mellom et uklassifisert punkt (stjerne) og et klassifisert punkt (sirkel/trekant). Den er vist både for avstanden til ett klassifisert punkt, $K = 1$ (a), og avstanden til tre klassifiserte punkt, $K = 3$ (b).

2.3 Ørepropper

Ørekanalen har en lengde på ca. 25 mm og en diameter på ca. 6 mm, Møller [1]. Ørekanalens form kan ha store individuelle variasjoner. Ørekanalen har ofte en oval form ytterst og mer sirkulær lengre inn, og den har gjerne en bøy. Skumproppen som brukes trenger inn cirka 15 mm i ørekanalen, og har en diameter på 10 mm. Det er ikke ønskelig at proppen går for langt inn i øret av to grunner. Den vil være vanskelig å sette inn av brukeren, og det stilles ingen krav til at proppen skal dempe bra. Dens funksjon er bare å holde på plass elektronikken i øret, når pasienten sover med utstyret. I tidligere snorkeanalyse har man tatt i bruk headsettet til QUIETPRO fra NACRE, men dette har vist seg å være ubehagelig å sove med på grunn av at det stikker for mye ut av ørene. Når hodet legges på siden vil proppen bli presset inn i øregangen, og dette er ubehagelig. For at det skal være behagelig å sove med proppen i øret, bør den ytre delen som inneholder mikrofon og høyttaler være noenlunde tilpasset ørets form. Det vil si at den er laget av et mykt materiale, for eksempel silikon, og at den har avrundede kanter. Utenfor ørekanalen finnes en liten hudflapp som heter *tragus*. Noe av ytterdelen på proppen blir liggende under *tragus*, slik at når man sover på siden med øret på puta, vil den komme i klem. Dette kan være vondt for enkelte, og er et aspekt som er viktig å kartlegge i tester på personer. En tynn plastslange brukes som lydkanal inne i skumproppen og sørger for at lyden går fritt gjennom. Denne slangen kan komme i

kontakt med den sensitive huden i øregangen, og vil være vondt. Ved å trekke tilbake slangen noen millimeter fra tuppen av proppen vil dette problemet muligens unngås. Ulempen med å plassere lydkanalen slik, er at skummet kan legge seg foran kanalen og dempe lydbølger slik at signalet blir svakere. Figur 2.6 viser en skisse av hvordan øreproppen med ytterdel er tenkt brukt.



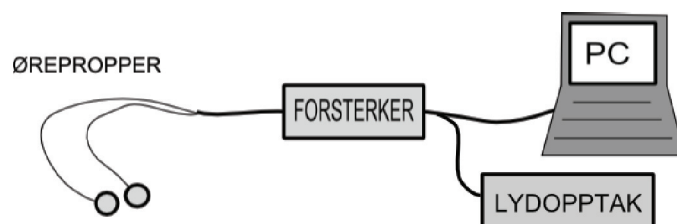
Figur 2.6: Ytterøret sett fra to vinkler. Dette er en skisse som viser hvordan øreproppen blir liggende i øregangen, og hvordan ytterdelen med høyttaler og mikrofon er plassert.

Fordelen med skumpropper er at skummet lett tilpasser seg ørekanalens form, og tetter ved å ekspandere. I tillegg finnes det spesialtilpassede silikonpropper som er formstøpte og passer perfekt i øregangen, men disse vil koste mye mer for brukeren. En omfattende test av ulike proppetyper ble utført i prosjektoppgaven *Hørsevern med MP3 og handsfree* [11]. Resultater fra disse forsøkene er grunnlag for propptypen valgt til dette arbeidet.

Kapittel 3

Utstyr

For å få gjort snorkeopptak, snorkedeteksjon og snorkanalyse kreves det en del verktøy, se Figur 3.1. Alle disse verktøyene ble utviklet fra bunnen av til denne oppgaven, og beskrives i dette kapitlet. Først forklares det hvordan de to øreproppene som ble brukt i forsøkene, og mikrofonforsterkeren ble laget. Deretter forklares det hvordan programvaren som detekterer og analyserer snorkingen fungerer.



Figur 3.1: Delene i forsøksoppsettet. Ørepropper til å ta opp og spille av lyd med, mikrofonforsterker for å øke lydnivået til mikrofonen, PC til deteksjon og analyse, og minidiscopptaker for å ta opp lyden.

3.1 Spesifikasjon

Nedenfor følger en liste over hvilke krav og forutsetninger som er satt i forhold til utstyret som er brukt, og utførelsen av målingene.

- Proppen skal brukes sammenhengende i 7-9 timer, og det stilles krav til komfort. Proppdemping kommer i andre rekke i dette stadiet. Hovedfokus er at proppen sitter i øregangen under hele brukstiden, og ikke faller ut når pasienten sover med den.
- Ytterdelen med mikrofon og høyttaler skal være så liten som mulig, slik at ubehaget med å bruke utstyret blir lite. For å gjøre

ytterdelen i proppen minst mulig, plasseres høyttaler i det ene øret og mikrofon i det andre. Dette gir mono-opptak, og responslyder i ett øre.

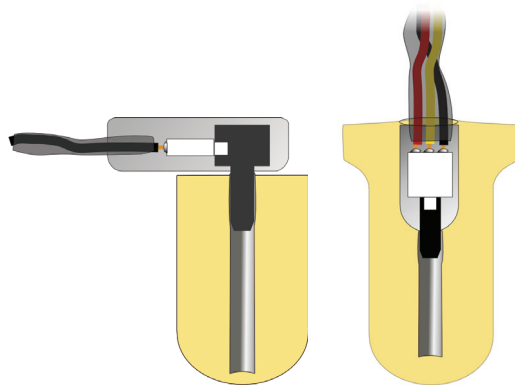
- Selve skumproppen skal være utskiftbar (engangs), og skal kunne festes på headsettet på samme måte som QUIETPRO til NACRE. Denne løsningen er valgt for å få testet utstyret på flest mulig personer.
- Koblingen mellom ørepropp og datamaskin skjer via en elektrisk kabel.
- Programmeringen er gjort i Labview, som er et høynivå programmeringsspråk med enkelte begrensninger. Denne løsningen er brukt fordi den er enkel, og den gir en pekepinn på hvordan problemet kan løses.
- Programvare kjøres fra en pc, og skal i denne omgang ikke implementeres i en mikrocontroller.
- Lydnivåer er ikke kalibrerte, men relative, fordi det ikke vil være nødvendig med kalibrerte nivåer til dette arbeidet.

3.2 Ørepropper

Det var mange forskjellige ideer for hvordan en ørepropp med høyttaler og mikrofon skulle utformes for å være behagelig å sove med. Etter flere vurderinger munnet det ut i to typer ørepropper som ble testet videre. Figur 3.2 viser en skisse av de to proppene. For propp 1 festes skumproppen på innkapslingen med elektronikk, og proppen er derfor kort. For propp 2 plasseres innkapslingen inne i selve skumproppen, derfor er skumproppen lenger.

Proppen som ble valgt som utgangspunkt for propp 1 og 2, var Howard Leight Max Lite, se Figur 3.3. Dette er en skumpropp i svært mykt skum, som lett tilpasser seg ørets form, og bruker lang tid på å ekspandere (cirka 30 sekund for tørr propp). Basert på erfaringer gjort i prosjektoppgaven [11], har denne proppen en dempeverdi på rundt 20 dB i området 63 - 2k Hz, og er behagelig i bruk over lengre tid, noe som er en ønskelig egenskap i denne sammenhengen.

Videre beskrives framgangsmåten for å lage propp 1 og propp 2.

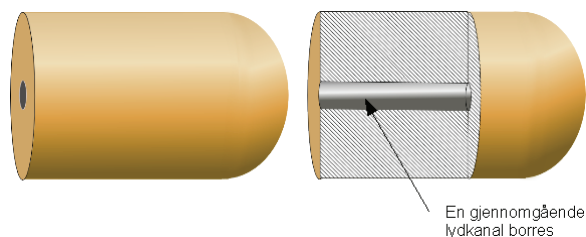


Figur 3.2: (Venstre) Snitt av propp 1, ytterdelen med elektronikk og skumproppen som er festet på. (Høyre) Snitt av propp 2, ytterdelen med elektronikk innfelt i selve skummet.

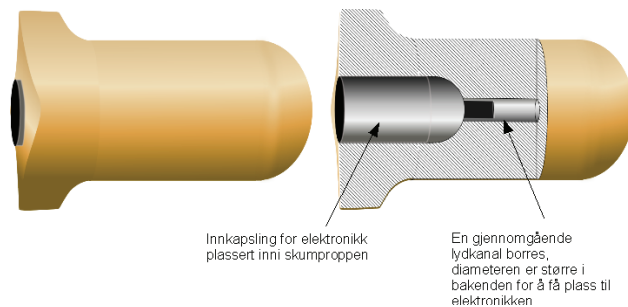


Figur 3.3: Howard Leight Max Lite er proppen brukt som utgangspunkt for propper tilpasset forsøkene.

Propp 1 er den korte utgaven der bakkdelen av originalproppen er fjernet, se Figur 3.4. Det er satt inn en plastslange i midten av proppen for å slippe gjennom lyd. En ytterdel med høyttaler/mikrofon festes til denne slangen. Propp 2 er den lange utgaven, se Figur 3.5. Her er mikrofon/høyttaler plassert inne i selve proppen, omsluttet av skummet rundt.



Figur 3.4: Propp 1 er den korte utgaven av originalproppen. Bakkdelen er fjernet og en plastslange er satt inn. Figuren viser både hel form og snitt.



Figur 3.5: Propp 2 beholder den opprinnelige formen. Figuren viser både hel form og snitt. Høyttaler/mikrofon plasseres i bakenden av proppen.

For å lage propp 1 og propp 2 var det første steget å bore hull i midten av proppen, for å sette inn en tynn plastslange brukt som lydkanal. Først ble proppen plassert i vann en stund, slik at vannet fikk tid til å trekke inn i skummet. Dette gjør proppen lettere å arbeide med. Deretter ble den plassert et lite metallrør, se Figur 3.6, som igjen plasseres i en dreiebenk. Hullet dreies ut ved hjelp av et tynt rør som er skarpt i den ene enden. Ved å bruke vanlig borr vil skummet tvinne seg rundt borret. For å lage propp 1, måtte den fryses ned. Deretter ble bakenden kuttet av, slik at lengden på proppen ble 15 mm. Lydkanalen ble limt inn i hullet ved hjelp av superlim. Lydkanalen ble plassert 1-2 mm nedenfor tuppen av proppen. For propp 2 ble det boret et litt større hull i bakenden slik at det var plass til høyttaler/mikrofon-innkapslingen. Her henger lydkanalen fast på enden av innkapslingen, uten at den limes fast i selve proppen. Det som binder elektronikkinnkapslingen fast til proppen er det at skummet i proppen strammer rundt.



Figur 3.6: Skumproppen ble fylt med vann og plassert i denne metallsylinderen for at det skulle være lettere å bore et jevnt og rett hull gjennom proppen.

3.2.1 Innkapsling for høyttaler og mikrofon

For å kunne sove med en propp som har innebygget mikrofon og høyttaler, må elektronikken være svært liten. Etter å ha vurdert forskjellige typer mikrofoner og høyttalere, falt valget på Knowles Electronics på grunn av tidligere erfaringer¹ med disse. Mikrofonen er av typen TO-4611-12S, se Figur 3.7(a), og høyttaleren av typen FK-3451-12S, se Figur 3.7(b). Datablad for disse komponentene finnes i [14] og [15].



(a) Mikrofon TO-4611-12S

(b) Høyttaler FK-3451-12S

Figur 3.7: Bilde av mikrofon (a) og høyttaler (b).

Videre var det ønskelig at ytterdelen kunne skilles fra proppen slik at proppen kan byttes ut ved jevnlig bruk. For at elektronikkdelen skal være så liten som mulig ble det også besluttet at det skulle være mikrofon i det ene øret og høyttaler i det andre. For foreløpig testing holder det med opptak fra det ene øret. Pasienten vil også reagere selv om høyttaleren bare er i ett øre, og samtidig unngås problematikken med feedback i systemet.

Det måtte loddes på ledninger på både høyttaleren og mikrofonen. Det kreves høy presisjon for å lodde så små komponenter, og de er veldig temperatursensitive. I loddepunktet ble det brukt epoxy for å forsterke festet noe. Det ble lagt en kort krymp på ledningen fram mot loddepunktet. Etter endel forsøk viste det seg at det var dårlig strekkavlastning med denne loddemetoden, og det oppstod tretthetsbrudd på flere komponenter. En annen metode som vil være sterkere og tåle mer belastning er vist i Vedlegg B.1.3.

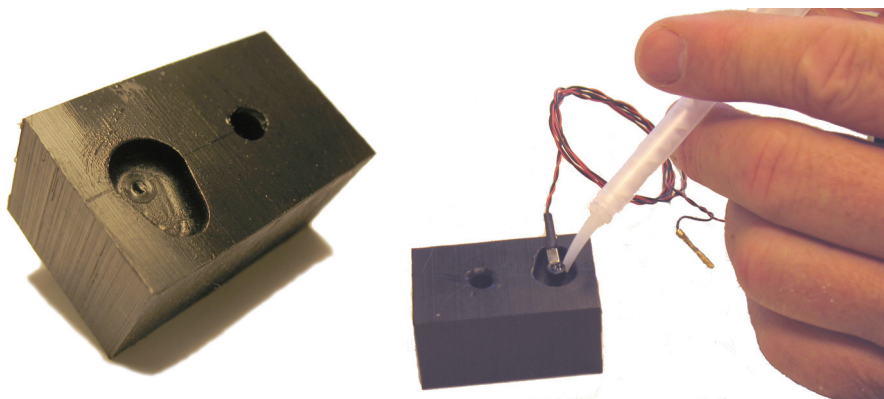
For å beskytte elektronikken under bruk, ble det besluttet at den måtte innkapsles. Materialet rundt elektronikken må være såpass mykt at man ikke får vondt i øret av det, men samtidig stiver av nok til at loddinger og andre svake punkt holder. På prototypen ble det brukt 2-komponentensilikon som herder iløpet av en halv time. Til proppene

¹Kontakt via Olav Kvaløy, SINTEF

brukt ved testing av komfort, ble limpistol-lim brukt på grunn av dens evne til å herde hurtig, og dens egenskaper som likner silikon med tanke på mykhet.

Det ble laget to typer innkapslinger, en for propp 1 og en for propp 2. Det var bare innkapslingen for propp 1 som ble videreutviklet til en fungerende prototype. Denne avgjørelsen ble tatt på grunn av at det var et begrenset antall mikrofoner og høyttalere tilgjengelig, og denne proppen var enklest å lage. Komforttestene viser at forskjellen mellom propp 1 og 2 er så små at betydningen for hvilken det lages prototype av er liten.

Det ble laget en form til å støpe innkapslingen av elektronikken for både propp 1 og 2. Formen ble frest ut i plastmateriale, se Figur 3.8. Her vises også hvordan elektronikken ble plassert i formen under støping. For å få en jevn overflate ble det klemt over et metallstykke på støpen. Etterpå ble kantene slipt ned slik at de ble rundere.



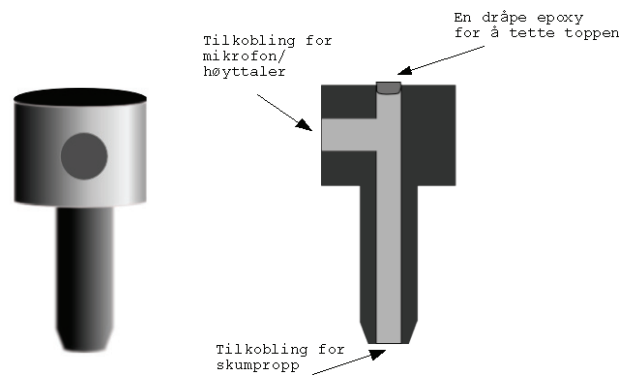
Figur 3.8: (Venstre) Støpeform med form til både propp 1 og propp 2 innkapsling. (Høyre) Støping utføres ved å plassere elektronikken oppi formen, og fylle opp med silikon.

Mikrofon/høyttaler kan ikke festes direkte på skumproppen, så det kreves et mellomledd. Det ble laget en plastkanal i hardplast som fungerer som en overgang. Overgangen som brukes til propp 1 er vist i Figur 3.9. Den har et hull hvor man setter inn mikrofon/høyttaler, og et hull som proppen kobles på. For å hindre at silikon trenger ned i selve kanalen ble det lagt på et tynt lag med epoxy på toppen. Mikrofon/høyttaler ble limt fast til denne overgangen med epoxy. Overgangen til propp 2 er vist i Figur 3.10, og den er litt enklere bygd opp enn for propp 1, men er noenlunde samme prinsipp.

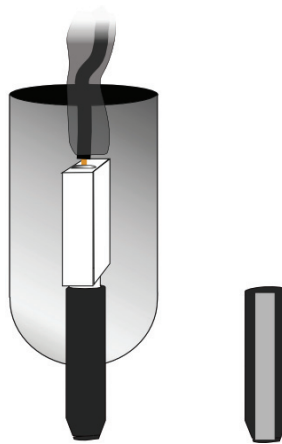
Den ferdigstøpte prototypen av propp 1 er vist i Figur 3.11.

Konstruksjonstegningene for alt som er laget i forbindelse med dette

prosjektet, er gjengitt i vedlegg B. Her finnes også tegningene for propp 2 slik det var tenkt at den skulle utformes som prototype.



Figur 3.9: (Venstre) Overgangen som ble brukt mellom høytaler/mikrofon og skumpropp. (Høyre) Snitt av overgangen som viser lydkanalene og tetting med epoxy.



Figur 3.10: Overgang brukt til propp 2. Den er vist satt sammen med mikrofon og innkapsling (Venstre), og alene som et snitt (Høyre).



Figur 3.11: Bilde av prototypen for propp 1 der mikrofonen er støpt inn.

Videre presenteres fire forskjellige design på ytterdeler som ble vurdert, men forkastet av ulike grunner.

3.2.2 Design som er vurdert

Nummer 1

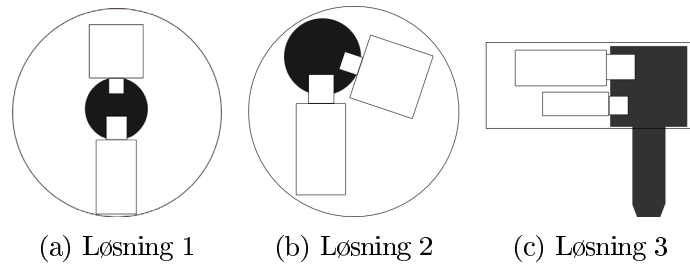
Her er det tenkt at det skal være både høyttaler og mikrofon i begge øreproppene. Innkapslingen er et skummateriale som brukes som dempemateriale i koffertene og lignende. Noen enkle tester med dette materialet har vært positive, og tilbakemeldingen er at det er behagelig i ytterøret under bruk. Figur 3.12 viser måter elektronikken kan plasseres i innkapslingen. Den ble forkastet på grunn av at elektronikken er veldig utsatt for ytre påkjenning, slik at den kan bli ødelagt. Det er heller ikke tatt hensyn til at loddingene vil stikke endel ut på enden av mikrofonen og høyttaleren, slik at den vil ta mer plass enn ønskelig.

Nummer 2

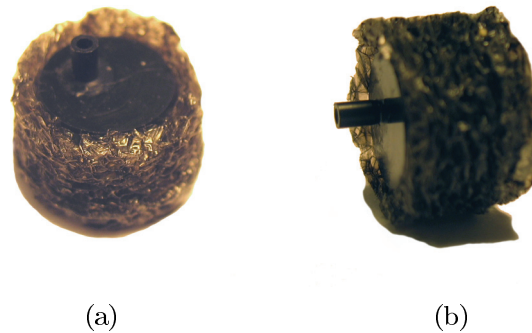
Denne bygger videre på nummer 1. Forskjellen er at mikrofon og høyttaler legges inne i et hardplastmateriale slik at de er totalt beskyttet mot ytre påkjenninger, se Figur 3.13. Lydkanalen er plassert ut til siden. Rundt innkapslingen legges et tynt lag med samme type skum som i nummer 1. Her er overgangen til skumproppen integrert i selve innkapslingen til elektronikken. Nummer 2 ble ikke tatt med videre fordi den var for stor.

Nummer 3

I denne løsningen var tanken å beskytte elektronikken med krympeplast, se Figur 3.14. På den måten ville det ta liten plass, og være

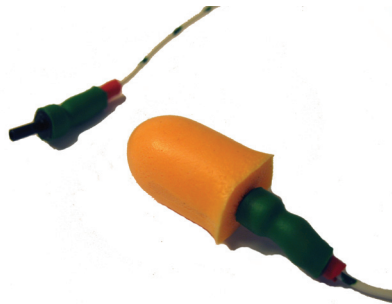


Figur 3.12: a) Løsning 1: Sett ovenfra, sentrert lydkanal med mikrofon og høyttaler på hver side. b) Løsning 2: Sett ovenfra, desentrert lydkanal med mikrofon og høyttaler vinklet inn mot denne. c) Løsning 3: Sett fra siden, desentrert lydkanal med høyttaler og mikrofon plassert over hverandre i høyden.



Figur 3.13: Løsning nummer 2 sett fra to forskjellige vinkler (a) og (b). Man kan se den harde innkapslingen med skummateriale rundt, som gjør den mer behagelig.

avrundet i hjørnene. Det viste seg imidlertid at den ble stikkende for langt ut, slik at den var ubehagelig å sove med på siden.



Figur 3.14: Bilde av løsning nummer 3. Her er krympeplast lagt rundt elektronikken og overgangen.

Nummer 4

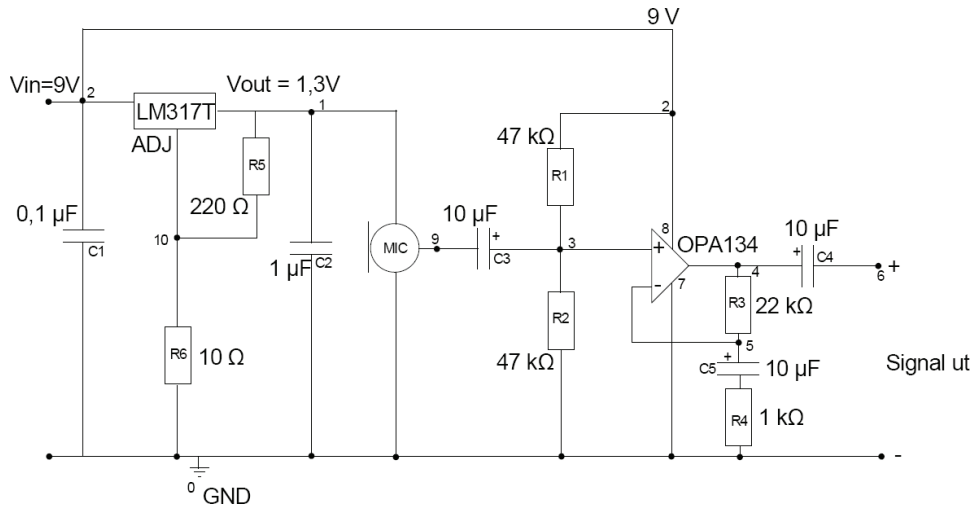
Den siste løsningen som ble vurdert var å ta i bruk en tilpasset silikonpropp, med plass til å sette inn høyttaler/mikrofon som en egen modul. Fordelene er at proppen passer veldig godt til personen som bruker den, og dette vil kunne øke komforten ved å sove med den. Det er lett å ta ut og sette inn elektronikkmodulen, og på den måten kan samme elektronikken brukes på flere personer. I tillegg vil silikonmaterialet gi god strekkavlastning til ledninger som kommer ut av proppen. Denne ble ikke testet fordi det ville blitt for omfattende å få støpt propper til alle forsøkspersonene.

3.3 Mikrofonforsterker

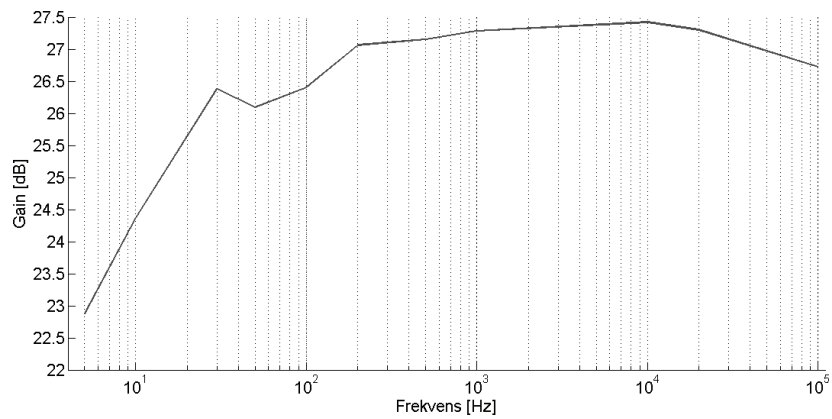
Det var behov for en krets som kunne gi fantommatting til mikrofonen, samt å forsterke opp signalet før det sendes til PCen. Mikrofonen som brukes er en elektretmikrofon, og den må settes opp med en spenning på 1,3 volt for å fungere. Det ble laget en enkel krets bestående av en fantommatte del, og en forsterkerdel. Spenningen til kretsen er en 9 volts spenningsforsyning. Ved å bruke spenningsregulatoren LM317T, kan man trekke ut 1,3 volt til mikrofonen og 9 volt til forsterkeren ved å justere på motstandene R_5 og R_6 . I forsterkeren ble opampen OPA134, som er en enkanals forsterker, brukt. Denne er støysvak, og anbefalt brukt i forbindelse med lyd. Kretsoppsettene til begge kretser er hentet fra internett, se referanse [12] og [13]. Ved å slå sammen disse to til en krets, får man kretsen i Figur 3.15. Kretsen gir en forsterking på 23 ganger, eller 27,7 dB. Forsterkingen er avhengig av frekvens, som vist i Figur 3.16. Forsterkerboksen med tilkobling til øreproppene, mikrofon- og høyttalertilkobling til PC, og strømkontakt er vist i Figur 3.17. Signalet til høyttaleren i øreproppen ble ikke endret på noe vis,

derfor er det bare laget en kobling mellom signalet fra PC utgangen til øreproppen.

Loddeskjema for veroboard og komponentoversikt er gjengitt i Vedlegg C.1. Pinneoppsett for ørepropptilkoblingen finnes i Vedlegg C.2.



Figur 3.15: Kretsskjema for mikrofonforsterkerkrets



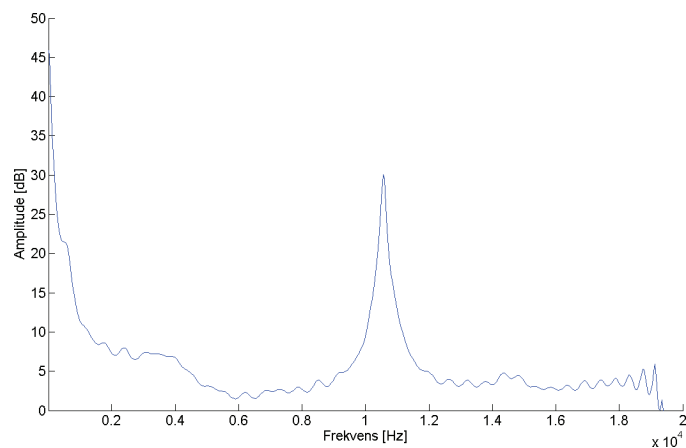
Figur 3.16: Graf som viser forsterking i decibel som funksjon av frekvens



Figur 3.17: Boksen som inneholdt mikrofonforsterkeren. Den har tilkobling til headset, mikrofon- og høyttalersignal til PC, og strømminntak.

Støy i kretsen

På grunn av at det benyttes en spenningskilde tilkoblet strømmettet, blir det støy i lydsignalet. Ved å bruke batterier unngås denne støyen. Figur 3.18 viser støyspekteret til kretsen. Det er en tydelig topp ved 10550 Hz. Toppen er utenfor frekvensområdet som benyttes til snorkeanalyse og snorkedeteksjon. Derfor er det besluttet at spenningskilden kan brukes for å unngå jevnlig batteriskift. Annen støy som lavfrekvent brumming er også observert når opptaksutstyret brukes i nærheten av ledninger som ikke er jordet. Kretsen er ikke skjermet mot slike elektromagnetiske felt, og bør unngås for ikke å ødelegge opptakene. Det vil være mulig å fjerne stasjonær støy ved signalbehandling i etterkant, men denne løsningen er ikke ønskelig da det medfører mye etterarbeid.



Figur 3.18: Figuren viser frekvensspekteret til støyen i kretsen ved spenningskilde tilkoblet nettspenning. Toppen ved 10550 Hz er sjenerende, men vil ikke ødelegge opptakene av snorking.

3.4 Program for snorkedeteksjon og logging

For å detektere snorkelyd og gjøre opptak og analyse av den, ble det laget et program i Labview som kunne ta seg av denne oppgaven. Programmet kjøres på en vanlig PC, og kobles til resten av systemet via mikrofon- og hodetelefonportene.

3.4.1 Programmeringsspråk

National Instruments LabVIEW 8.2 ble valgt som programmeringsmiljø. Labview er et høynivå grafisk programmeringsspråk der alle kommandoer og handlinger er laget som bokser med input og output. Boksene kobles sammen med virtuelle ledninger, og sammen fungerer de som et program. Det er oversiktlig og lett i bruk, sett i forhold til tekstlig programmering. Begrensningene i LabVIEW er at man låser seg til det biblioteket av funksjoner som finnes, men i dette arbeidet vil det være tilstrekkelig.

3.4.2 Nøkkelfunksjoner i programmet

Nedenfor følger en liste over de funksjonene som er blitt implementert i programmet.

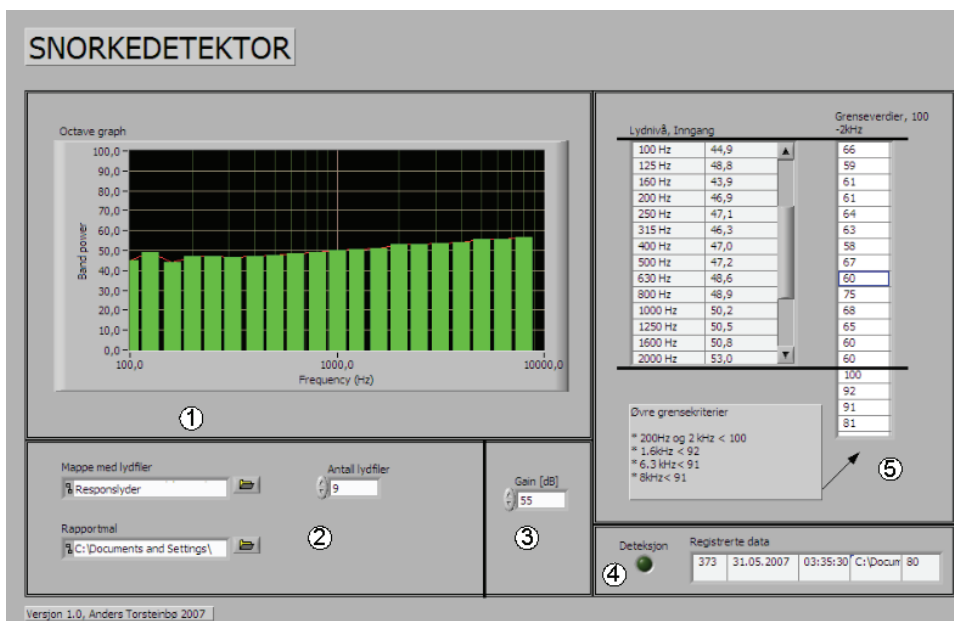
- Detektere snorkelyd, og skille ut andre uønskede lyder. Dette gjøres i både frekvensplanet og tidsplanet.
- Ved deteksjon spilles en lyd tilbake som skal forsøke å stoppe snorkingen. Den plukkes ut fra et bibliotek av ulike lyder.
- Tidspunkt for deteksjon, tilbakespilt lyd og 1/3-oktavnivåverdier logges i en Excel-fil.
- Frekvensspekteret presenteres som 1/3-oktavnivåverdier mellom 100Hz-8kHz.

Figur 3.19 viser et skjermbilde av deteksjonsprogrammet. Her kan det foretas justeringer på deteksjonsgrensene, hvilke lydfiler som skal spilles tilbake til øreproppen og mulighet for å overvåke hva som logges til Excel. Når programmet er startet vil det analysere lyder fra mikrofonen helt til det blir stoppet av brukeren. Lydopptak av forsøket gjøres eksternt på minidisc og synkroniseres med loggfilen i etterkant.

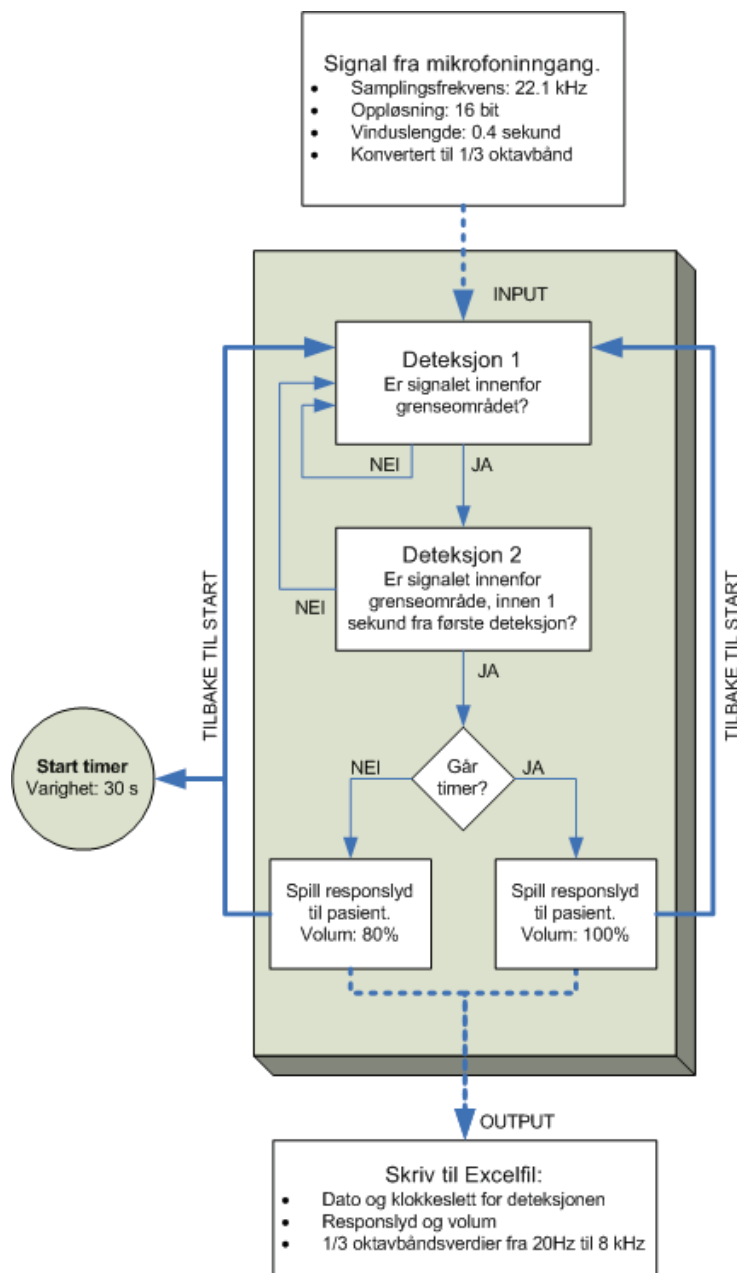
Et flytdiagram for programmet vises i Figur 3.20. Kort forklart fungerer programmet ved at lydsignalet først analyseres for å se om det er innenfor grenseområdet for snorking. Det kreves en dobbelt deteksjon for at det skal godkjennes som et snork. Ved deteksjon spilles det først

av en lyd på volum 80%. Hvis det innen 30 sekunder etter første deteksjon kommer en ny deteksjon, vil en lyd spilles tilbake med volum 100%. Alt logges tilslutt i et Excelark. Programfilene som ble utviklet finnes i Vedlegg D.

Videre presenteres de forskjellige delene programmet består av.



Figur 3.19: Skjerm bilde av snorkedetektorprogrammet. (1) Realtime lydnivåer i 1/3 oktavnivåer fra 100 Hz - 8 kHz. (2) Felt hvor man definerer mappe med responslyder og Excelfil som brukes til å generere rapport. (3) Mulighet for å justere volumet på inngangen opp og ned. (4) Felt som viser deteksjon, og hva som blir skrevet til loggfil. (5) Felt for justering av grensenivåer for deteksjon.



Figur 3.20: Flyttdiagram for deteksjonsprogrammet.

3.4.3 Deteksjonsdelen

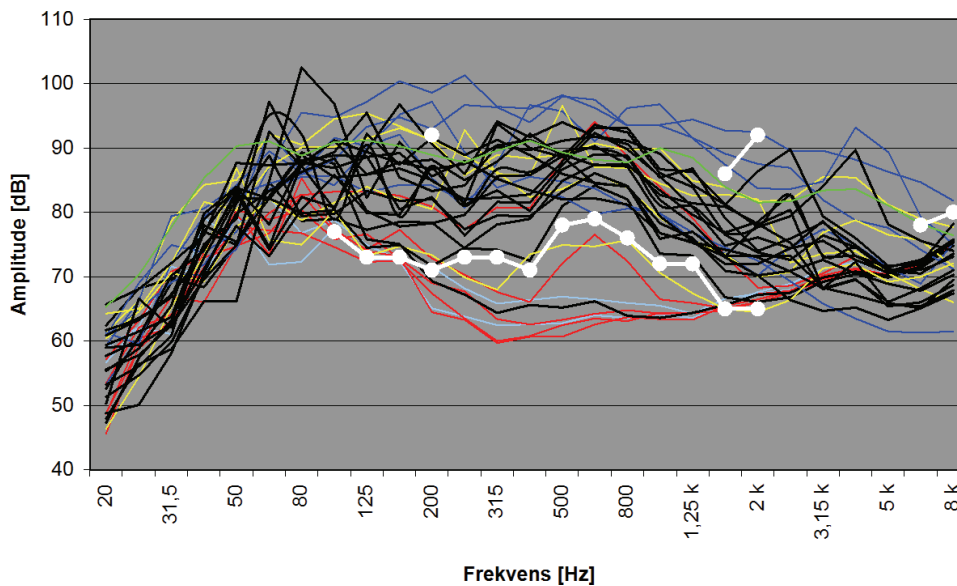
Snorkedeteksjon i dette programmet gjøres i frekvensplanet og i tidspanet. Snorkingen detekteres når den er innenfor et gitt grenseområde i frekvens. Det foretas en 1/3 oktavbåndsanalyse i området fra 100 Hz – 8 kHz, fordi det finnes nok informasjon her til å skille snorking fra andre lyder. Programmet analyserer signalutsnitt med varighet

på 0,4 sekund. Dette gjør at hurtige variasjoner midles ut, og stasjonær lyd plukkes bedre ut. For å øke treffsikkerheten i forhold til impulslyder og annen ustasjonær støy, ble det lagt inn en funksjon i tidspanet som sier at det må være en dobbeltdeteksjon for at den skal godkjennes som et snork, og den andre deteksjonen må intrefte innen 1 sekund etter den første. Dette medfører at veldig korte snork ikke blir detektert, men dette er ikke noe stort problem da de fleste snork varer mellom 1,5-2 sekunder. For å trene detektoren ble det brukt en rekke snorkelyder innsamlet i arbeidet til Haver [10]. Ved å manuelt stille inn grenseverdiene for 1/3-oktavbåndene i analyseområdet, kom det fram en grenseverdi som detekterte snorking hos alle. Verdiene ble brukt som utgangspunkt til videre forsøk, og justert for andre forsøkspersoner. Minidiskkomprimeringen endret frekvensresponsen noe, slik at dette måtte korrigeres for. Korreksjonsverdiene er gjengitt i Vedlegg C.3.

Utfordringen med detektoren var å skille snorking fra andre lyder som forsøkspersonen laget, dette være seg bevegelse, hosting, tungpust, tale og lignende. som ikke var ønskelig å detektere. En metode for å luke ut disse var å sette inn en øvre grense for deteksjon, og det vil da bli færre feildeteksjoner. Figur 3.21 viser et eksempel på hvordan grenseverdiene fanger opp snorking. Alle lyder som ligger mellom nedre og øvre grense detekteres. Svak snorking blir ikke detektert. Det er også uønskede lyder som ligger innenfor grensene. Ved å kreve en dobbeltdeteksjon fjerner man noen av disse lydene, men ikke alle. Hvis nivåene justeres for den enkelte bruker kan det lages en ganske god detektor, men dersom detektoren skal fungere for mange personer, må det inngås kompromiss på deteksjonsprosent på grunn av variasjon i snorkespekteret mellom personene.

3.4.4 Responsdelen

Selv om man sover vil underbevisstheten være i stand til å oppfatte ekstern stimuli, Kryger [5]. Responstiden blir gradvis lengre og responsen dårligere etterhvert som personen faller i dypere søvn. Ved dyp søvn er det altså svært vanskelig å få reaksjon på stimuli. Forskning viser også at meningsfull stimuli der navnet til personen, eller andre personlig relaterte lyder blir brukt, gjør at personen reagerer lettere enn for lyd som ikke har noe verdi for personen. Dette fenomenet testes i programmet. Ved deteksjon av et snork spilles det av et kort lydklipp med en talemelding eller lignende, som skal få personen til å stoppe snorkingen. Det er ikke ønskelig at personen skal våkne av lydene, men oppfatte beskjedene i underbevisstheten og endre sovestilling. Varigheten på lydklippene er mellom 4-7 sekunder. Forskjellige lydklipp som skal testes ut, plasseres i en katalog. Ved deteksjon plukkes en tilfeldig av disse



Figur 3.21: Detektornivå i frekvensplanet. De hvite punktene og linjene representerer øvre og nedre grensenivå. Alt innenfor grensenivået detekteres. De svarte linjene er snorking, og de fargede linjene er andre lyder som man ikke ønsker å detektere.

lydene ut, og spilles tilbake til pasienten. Man begynner litt forsiktig, og spiller av den første lyden ved 80% lydstyrke. Hvis det detekteres et nytt snork innen 30 sekund fra den første deteksjonen, vil en ny tilfeldig lyd spilles av, men denne gangen ved 100% lydstyrke, for kanskje å få bedre reaksjon hos pasienten. 100% lydstyrke tilsvarer vanlig tale mellom to personer som sitter ved siden av hverandre, og er ikke ubehagelig høyt. Det er testet ut fire kategorier med responslyder. Det brukes lyder av personlig og upersonlig karakter, for å se om dette innvirkning på reaksjonen til personen.

1. Talemeldinger: Her er det brukt talemeldinger som går direkte på å få personen til å snu seg, eller slutte å snorke. Her er det brukt både mannlige og kvinnelige meldinger.
2. Musikk: to korte musikklydklipp.
3. Snorking: to typer snorkelyder spilles tilbake til pasienten.
4. Andre lyder: Smatting.

Det som vil være interessant å undersøke er hva slags lyder og lydstyrke som gir best utslag, og hvor lenge det går fra forsøkspersonen har reagert på responslyden, til snorkingen begynner igjen.

3.4.5 Logging og statistikk

Viktig informasjon samles i et Excelark for senere bruk. Det som logges er dato og klokkeslett for hvert detekterte snork, responslyd som spilles tilbake og lydstyrken på denne lyden. 1/3-oktavnivåverdier logges for å ha muligheten til å se hvilke lyder som slår ut på detektoren, og eventuelt endre innstillingene på detektoren for å hindre feildeteksjoner. Ved å sammenlikne dataene som er logget med lydopptaket av forsøket, finnes treffrate og antall feildeteksjoner til detektoren. Hva som gir feildeteksjoner kan også finnes ut, samt hvilke responslyder personen reagerer best på. Figur 3.22 viser et skjermbilde av loggfilen.

| A | B | C | D | E | F | G | H | I | J | K | L | M | N | O | P | Q | R | S | T | |
|--------|------------|----------|-------------------|-------|-------|-------|---------|-------|-------|-------|-------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|----|
| Nummer | Dato | Klokke | Tilbakespillt lyd | Volum | 20 Hz | 25 Hz | 31.5 Hz | 40 Hz | 50 Hz | 63 Hz | 80 Hz | 100 Hz | 125 Hz | 160 Hz | 200 Hz | 250 Hz | 315 Hz | 400 Hz | 500 Hz | |
| 1 | 12.06.2007 | 22:11:33 | C:\Documents ar | 80 | -7,5 | -1,1 | 1,9 | 2,3 | 6,4 | 8,4 | 7,3 | 9,8 | 9 | 9,1 | 11,6 | 9,9 | 12,4 | 13 | 12 | |
| 2 | 12.06.2007 | 22:12:14 | C:\Documents ar | 80 | -5,6 | -3,9 | -1,9 | 2,1 | 4,3 | 3,9 | 9 | 9,5 | 10,1 | 10,3 | 9,9 | 11,2 | 12,3 | 12,2 | | |
| 3 | 12.06.2007 | 22:13:02 | C:\Documents ar | 80 | -10,2 | -6,4 | 4,7 | 3,3 | 7,3 | 8 | 9,4 | 11 | 9,2 | 8,6 | 10,8 | 12 | 11,9 | 12,5 | 13 | |
| 4 | 12.06.2007 | 22:14:34 | C:\Documents ar | 80 | -4,3 | -5 | 0,3 | 1,2 | 6,6 | 7,3 | 8,6 | 10 | 8,2 | 8,1 | 10,4 | 10,6 | 12,4 | 11,1 | 11 | |
| 5 | 12.06.2007 | 22:17:57 | C:\Documents ar | 80 | -2,5 | -6 | 1,6 | 4,6 | 6,3 | 4,5 | 8,1 | 11,8 | 8,8 | 7,4 | 10,2 | 11,7 | 11,2 | 13,2 | | |
| 6 | 12.06.2007 | 22:23:25 | C:\Documents ar | 80 | -3,3 | 1,7 | -2,8 | 2,5 | 1,2 | 8,3 | 6,8 | 9,3 | 8,1 | 9,6 | 11,5 | 10,8 | 11,9 | 12,7 | 14 | |
| 7 | 12.06.2007 | 22:24:50 | C:\Documents ar | 80 | -4,4 | -0,8 | -1,6 | 2,6 | 5,4 | 3,8 | 5 | 11,3 | 10 | 11,3 | 13,4 | 13,4 | 15,4 | 15,4 | 12,7 | 14 |
| 8 | 12.06.2007 | 22:25:09 | C:\Documents ar | 100 | -0,8 | 2,6 | 0,8 | 1,9 | 3 | 7,1 | 9,2 | 9,7 | 10,3 | 9,9 | 11,9 | 9,1 | 11,8 | 11,7 | 15 | |
| 9 | 12.06.2007 | 22:25:38 | C:\Documents ar | 80 | 0,5 | -1,2 | -0,8 | 2,5 | 6,1 | 5,3 | 6,3 | 9,5 | 8,7 | 9,9 | 10,2 | 10,8 | 12,7 | 12,5 | 12 | |
| 10 | 12.06.2007 | 22:26:53 | C:\Documents ar | 80 | 2,4 | 4,3 | 3,8 | 4,3 | 5,6 | 7,3 | 7,9 | 12,7 | 12,1 | 10,8 | 10,3 | 12,3 | 12,4 | 12,2 | 15 | |
| 11 | 12.06.2007 | 22:29:06 | C:\Documents ar | 80 | -8 | 2,8 | 2,7 | 2,8 | 5,6 | 6,4 | 8,3 | 10,4 | 11,8 | 10,6 | 11,1 | 10,4 | 11 | 12 | 13 | |
| 12 | 12.06.2007 | 22:35:26 | C:\Documents ar | 80 | -4 | -1,4 | 1 | 3,6 | 6 | 0,4 | 7,1 | 9,2 | 10,1 | 10,3 | 11,9 | 11,8 | 11,8 | 12,4 | 12 | |
| 13 | 12.06.2007 | 22:36:00 | C:\Documents ar | 80 | -8,2 | -4 | 2,7 | 3 | 6,8 | 7,2 | 10 | 9,6 | 8,7 | 10,2 | 10 | 11,2 | 11,8 | 12 | | |
| 14 | 12.06.2007 | 22:36:17 | C:\Documents ar | 100 | 3,4 | 3,1 | 6 | 4,4 | 6,6 | 7,1 | 7,8 | 10,4 | 10,1 | 9,1 | 10,5 | 9,8 | 12,3 | 12,5 | 11 | |
| 15 | 12.06.2007 | 22:40:23 | C:\Documents ar | 80 | -1,3 | 2 | -3,5 | 0,7 | 0,2 | 3,3 | 7,9 | 9,9 | 10,8 | 11,6 | 9,8 | 10,2 | 11,6 | 11,7 | 11 | |
| 16 | 12.06.2007 | 22:41:40 | C:\Documents ar | 80 | 0 | -0,6 | 4,4 | 3,9 | 2,4 | 2,7 | 7,3 | 10,9 | 8,8 | 9,2 | 11,1 | 12,5 | 10,3 | 13 | 12 | |
| 17 | 12.06.2007 | 22:43:47 | C:\Documents ar | 80 | -12,9 | 0,6 | 1,6 | 1,4 | 4,8 | 5,8 | 8,9 | 9,7 | 8,3 | 8,9 | 10,1 | 12,4 | 11,5 | 12,8 | 14 | |
| 18 | 12.06.2007 | 22:45:16 | C:\Documents ar | 80 | -10,4 | -4,2 | -1,7 | 3,4 | 3,1 | 5,7 | 7,3 | 9,3 | 7,4 | 9,9 | 11 | 10,8 | 11,8 | 12,4 | 12 | |
| 19 | 12.06.2007 | 22:47:51 | C:\Documents ar | 80 | 0,4 | 1,8 | 4 | 4,1 | 7,6 | 7,3 | 6,7 | 9,6 | 8 | 9,7 | 10,1 | 11 | 11,5 | 11,9 | 12 | |
| 20 | 12.06.2007 | 22:48:15 | C:\Documents ar | 80 | -8,2 | 0,7 | 0,2 | 0,2 | 2,8 | 7,2 | 8,3 | 11,7 | 8,9 | 9,4 | 12,9 | 10,6 | 12,3 | 12,3 | 15 | |
| 21 | 12.06.2007 | 22:49:45 | C:\Documents ar | 80 | 2,2 | 3,4 | 1,7 | 4,7 | 6 | 4,7 | 6,9 | 10,5 | 7,7 | 10,9 | 12,1 | 10,4 | 11,9 | 13,2 | 12 | |
| 22 | 12.06.2007 | 22:50:53 | C:\Documents ar | 80 | -2,4 | -2,9 | -2,1 | -1,7 | 3,7 | 5,4 | 7,3 | 9 | 9,1 | 9,2 | 11,8 | 11,4 | 10,3 | 12,7 | 13 | |
| 23 | 12.06.2007 | 22:51:29 | C:\Documents ar | 80 | -3,7 | 1,3 | -1,8 | 7 | 6 | 4,7 | 4,4 | 10,5 | 8,9 | 9,5 | 12,1 | 12,1 | 12,7 | 13,3 | 12 | |
| 24 | 12.06.2007 | 22:51:46 | C:\Documents ar | 100 | -1,3 | 2 | 2 | 2,4 | 7,3 | 6,1 | 8,7 | 10,3 | 7 | 10,5 | 10,1 | 11,5 | 10,9 | 11,8 | 12 | |
| 25 | 12.06.2007 | 22:52:27 | C:\Documents ar | 80 | -1,3 | -7,2 | 4,1 | 6,4 | 5,9 | 10,5 | 7,6 | 9,1 | 9,5 | 13 | 10,7 | 10,3 | 10,3 | 12,5 | 12 | |
| 26 | 12.06.2007 | 22:54:49 | C:\Documents ar | 80 | -7,6 | -3,5 | 0,3 | 1,6 | 5,9 | 7 | 7,1 | 9,9 | 8,2 | 9,6 | 11,5 | 11,9 | 10,5 | 11,1 | 12 | |
| 27 | 12.06.2007 | 22:55:00 | C:\Documents ar | 80 | -4,1 | -3,8 | 4,5 | -0,5 | 8,6 | 4,6 | 5,5 | 9,8 | 7,5 | 9,4 | 10,2 | 11,3 | 12,3 | 11,7 | 12 | |
| 28 | 12.06.2007 | 22:55:48 | C:\Documents ar | 80 | -3,5 | -3,8 | 0,2 | 4,8 | 2,6 | 5,6 | 6 | 9,1 | 9,7 | 9,5 | 11 | 11 | 11,1 | 13,3 | 15 | |
| 29 | 12.06.2007 | 22:56:54 | C:\Documents ar | 80 | -4,1 | -0,3 | -2,5 | -2,7 | 4,1 | 5,7 | 5,6 | 9 | 8,7 | 10,1 | 8,7 | 11,7 | 13,1 | 12,1 | 14 | |

Figur 3.22: Skjermbilde fra loggfilen i Excel. Helt til venstre logges tidspunkt og dato, samt tilbakespillt lyd og volum. Til høyre logges det detekterte frekvensspekteret i 1/3 oktavnivå fra 20 Hz til 8 kHz.

3.4.6 Opptaksdel

I utgangspunktet var det tenkt at opptak av måleperioden skulle gjøres parallelt med snorkedeteksjonen i dataprogrammet, men det var vanskelig å få opptaksfunksjonen i programmet til å fungere tilfredstillende når den kjørte parallelt med detektoren. PCen var ikke hurtig nok, slik at det oppstod forsinkelser i lydopptaket og hull på flere sekunder mellom opptakene. Dette ville igjen gitt problemer når opptaket skulle synkroniseres med loggfilen i etterkant, og medført tap av viktig analysedata. Det som ble løsningen var å bruke samme metode som i Haver [10] sitt

arbeid, eksternt opptak på MiniDisc. I etterkant må lydfilene fra Mini-Discen importeres over på PCen, og analyseres her. For å synkronisere lydopptaket med loggfilen er det viktig å si høyt i starten av opptaket når snorkedetektorprogrammet startes. Da kan denne tidsdifferansen justeres for i loggfilen i etterkant.

Kapittel 4

Målemetode og oppsett

4.1 Forsøk på personer

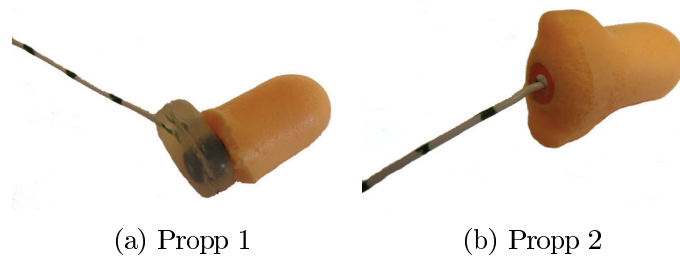
4.1.1 Komforttester

Det er uvisst hvilken av propp 1 og propp 2 som gir best komfort for brukeren, og det ble valgt å teste disse proppene på flere personer for å se hvilken som pekte seg ut. Komforttestene ble gjort på ansatte ved St. Olavs Hospital og andre frivillige. Hver propp ble testet på 7 forskjellige personer som hadde en gjennomsnittlig form og størrelse på øregangen. Da proppen er av størrelse *one size fits most*, ble testene gjort på gjennomsnittlige personer. Det var ønskelig at proppen skulle brukes hele natten for å få mest mulig realistisk testresultat. Det var også et krav at testpersonen måtte ha minst ett døgn mellom hver propptest for å hindre at problemer fra en propp ble med videre i testingen. Det ble gitt en instruks for hvordan proppen skulle settes inn, men det ble ikke foretatt kontroll på om proppen var satt inn korrekt under forsøket. Det ble laget et spørreskjema som skulle fylles ut i etterkant, se Vedlegg A. Resultatene fra disse forsøkene ble samlet og satt opp mot hverandre for hver propp.

Det var ønskelig å finne ut hvilken propp som var mest behagelig før det ble laget en prototype, derfor var proppene som ble testet uten mikrofon og høyttaler. De testede proppene ble utformet til å være mest mulig lik det ferdige produktet, se Figur 4.1, men noen avvik var det allikevel. For propp 1 er ytterdelen omtrent 1 mm tykkere enn for prototypen, men dette har antakeligvis hatt lite innvirkning på resultatene.

4.1.2 Programtest

I denne testen ønsket man å finne ut hvor god snorkedetektoren var til å detektere snorking, og til å finne ut hvordan personen reagerte

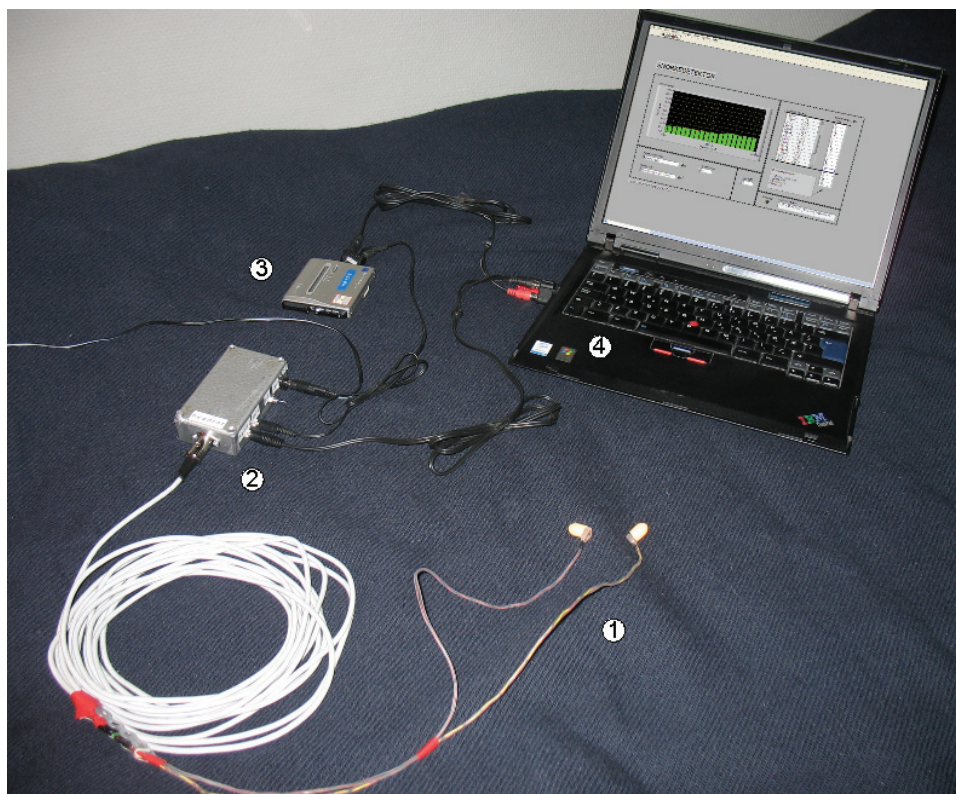


Figur 4.1: a) Testversjon av propp 1. b) Testversjonen av propp 2.

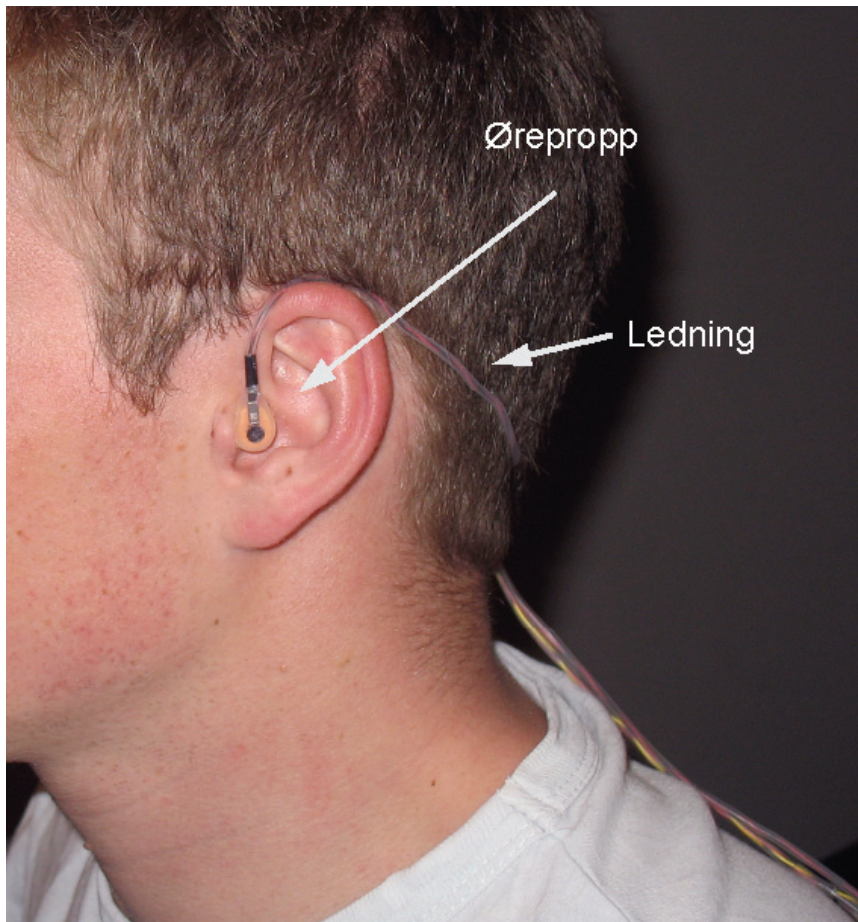
på tilbakespilt lyd. Responsdelen er i hovedsak tiltenkt sosiale snorkere som stopper å snorke ved ytre stimulanse. For snorkere med sekundær-snorking vil dette antakeligvis ha liten effekt da de fortsetter å snorke uansett hvor mye stimulanse de får. Programmet ble testet på kun én sovende person gjennom deler av en natt. Forsøket ble gjentatt 4 ganger, og det ble gjort forbedringer på deteksjonsnivåene underveis. Forsøkspersonen er en kvinne og en primær-snorker. Hun snorker mest ved tette luftveier og når hun ligger på ryggen. Forsøkene ble gjort hjemme hos forsøkspersonen. Proppene ble satt inn under observasjon, for å se at de var korrekt plassert i øret. Deretter ble opptaket startet. Etter forsøket ble opptaket fra minidiscen overført til PCen, og sjekket mot de registreringene som ble logget av programmet. Korrekte deteksjoner og feildeteksjoner ble notert, samt om personen reagerte på responsen fra programmet. Kravet til at det skal telle som en reaksjon fra pasienten er at det går mer enn 10 sekunder til neste registrerte snork, eventuelt at man kan høre at personen snur seg eller beveger seg. Det ble også registrert hvilken type responslyd som virket best, og hvilket lydvolume som fungerte best. Lydmeldingene som ble spilt av var lest inn av en mann og en kvinne. Kvinnestemmen tilhører forsøkspersonen selv. Mannsstemmen er en bekjent av forsøkspersonen. Dette har blitt gjort for å undersøke om det vil ha bedre effekt, siden dette er kjente stemmer for forsøkspersonen.

Da det oppstod feil med øreproppene laget i dette arbeidet, måtte alternative metoder for å få testet ut programmet tas i bruk. Løsningen ble headsettet fra forsøkene til Haver [10], og modifisere dette noe slik at man fikk mikrofon i det ene øret og høyttaler i det andre. Dette utstyret hadde mindre internstøy og annen frekvensrespons slik at det måtte gjøres justeringer på grensenivåene for deteksjon. Det alternative utstyret ble brukt for måling 2-4. Dette utstyret er mer ubehagelig å sove på siden med, slik at dette kan være med å påvirke resultatene.

Figur 4.2 viser bestanddelene av måleutstyret, og hvordan det ble satt opp. Figur 4.3 viser hvordan øreproppen med ledninger ble plassert på forsøkspersonen.



Figur 4.2: Måleoppsett for snorkedetektoren. I bildet vises øreproppene(1), mikrofonforsterker(2), minidiscopptaker(3) og PC(4).



Figur 4.3: Bildet viser øreproppen korrekt plassert i øret. Ledningene fra begge ørene går over øret og bak hodet, der de samles og går videre til forsterkerboksen.

4.2 Analyse av snorking

Det ble skrevet programmer i Matlab for analyse av snorking. Begge tar utgangspunkt i LPC analyse, men betrakter dataene på to måter. Den ene ser på spektrale variasjoner i frekvensspekteret som kan brukes til å skille snorketyper fra hverandre. Den andre prøver å klassifisere dataene ved hjelp av refleksjonskoeffisientene fra LPC analysen. Alle programfilene finnes i Vedlegg D.

4.2.1 Frekvensanalyse

Snorking fra 16 av pasientene fra Haver [10] sine målinger ble analysert. Utsnitt relatert til hendelsene RE høy og RE lav ble funnet, og materialet som ble analysert består av 15 RE høy og 16 RE lav datasett.

Snorkedata ble organisert og analysert på følgende måte:

- For hver pasient ble det samlet inn snorkeutsnitt som var tilknyttet RE høy eller RE lav. Disse ble plassert i samme katalog.
- Antall snorkeutsnitt samlet inn for hver hendelse og hver pasient varierte fra mellom 2–70. Hvert snorkeutsnitt tar med hele snorkets varighet (1-3 sekunder).
- Snork ble samlet inn fra forskjellige tidspunkt i løpet av natten for å få med variasjonene som kan oppstå.
- I enkelte tilfeller var det flere typer snork fra en pasient som hørtes helt forskjellige ut, selv om de var knyttet til samme hendelse. Disse ble plassert i forskjellige underkataloger.
- Snork som plukkes ut til analyse må først og fremst tilfredstille de krav som er satt til snorking i Kapittel 2.1.1, og være noe framtreddende i spektrogrammet uten store frekvensvariasjoner over tid.
- Det foretas en midling av frekvensspekteret til snorkelydene fra hver pasient. Disse midlede spektrene sammenliknes.
- En toppdetektor kjøres på kurvene for å finne karakteristiske topper, og se etter mønster som kan brukes i klassifiseringen.

Analyseprogrammet, se Vedlegg D, analyserer alle snorkelyder i en gitt katalog, og returnerer en glattet FFT og deteksjon av topper. LPC analyse gir ikke god frekvensoppløsning under 1kHz når man har lavt ordens filter og samplingsfrekvens på 44,1kHz. Siden frekvensspekteret til snorkelyder har mye lavfrekvente komponenter, må oppløsningen forbedres. En enkel måte å løse dette problemet på er å endre samplingsfrekvensen til en lavere verdi, og øke AR prosessens orden. Derfor ble signalet samlet ned til 14 kHz og sendt gjennom en AR-prosess av orden 80, basert på Burg metoden. Dette gir en glattet FFT med god oppløsning ned til 200 Hz. Under dette er toppene usikre. Når alle filene i katalogen er analysert, midles frekvensresponsen for alle filene, slik at man ender opp med en frekvenskurve per pasient. Tilslutt kjøres signalet gjennom en topp-detektor som markerer toppene i signalet. Denne plukker ut alle topper i kurven, men krever en minimumsavstand mellom toppene på 10 samples.

4.2.2 Klassifisering

Refleksjonskoeffisientene fra LPC analysen ble organisert i to variabler, og det var omtrent 400 snork klassifisert som RE lav, og 400 som RE

høy. Dette ble igjen delt inn i et referansesett og et treningssett, med fordeling 65% og 35%. Først ble det undersøkt hvor god klassifisering middleverdiklassifikatoren ga, på refleksjonskoeffisientene. Dette er gjort ved å plote refleksjonskoeffisienten R_1 mot R_2 . Deretter beregnes middelveidien for de to klassene. Treningssettet kjøres opp mot referansesettet og gir ytelsen til klassifikatoren.

Deretter ble en K-Nearest Neighbor algoritme med $K = 1$ og $K = 3$ testet ut. Først må man finne ut hvor mange refleksjonskoeffisienter som skal brukes av de 80 som er til rådighet. Ytelsen ble beregnet for alle koeffisientene fra orden $n = 1, \dots, 80$ og ga ut det antall koeffisienter som ga høyest ytelse for både klasse RE høy og klasse RE lav. $K = 1$ hadde høyest ytelse ved orden $n = 43$, og $K = 3$ hadde høyest ytelse ved orden $n = 16$. Disse verdiene ble brukt videre for klassifisering av ukjente data.

For å teste klassifikatorens ytelse kjørte man først treningssettet opp mot referansesettet, og målte antall korrekte klassifiseringer. Deretter ble en annen kjent klasse som ikke var en del av referansesettet testet for å se hvor god klassifisering den ga. Tilslutt ble det gjort klassifisering på snorkeopptak fra dette arbeidet, for å sjekke hvor god klassifikatoren var.

Kapittel 5

Resultater og diskusjon

Her presenteres resultatene av proppkomforttestene, snorkedetektorforsøk med tilbakespilling av lyder til ørepropp, og snorkeanalyse.

5.1 Komforttest av propper

Propp 1 og propp 2 er testet av 7 personer med en gjennomsnittlig testtid på 5,4 timer. Pasientene rangerte ulike typer ubehag på en skala fra 1 til 10 der 1 er *ingen ubehag* og 10 er *svært ubehagelig*. De ble også bedt om å gi kommentarer til dette. Figur 5.1 viser middelerverdier for ubehag, med ett standardavvik.

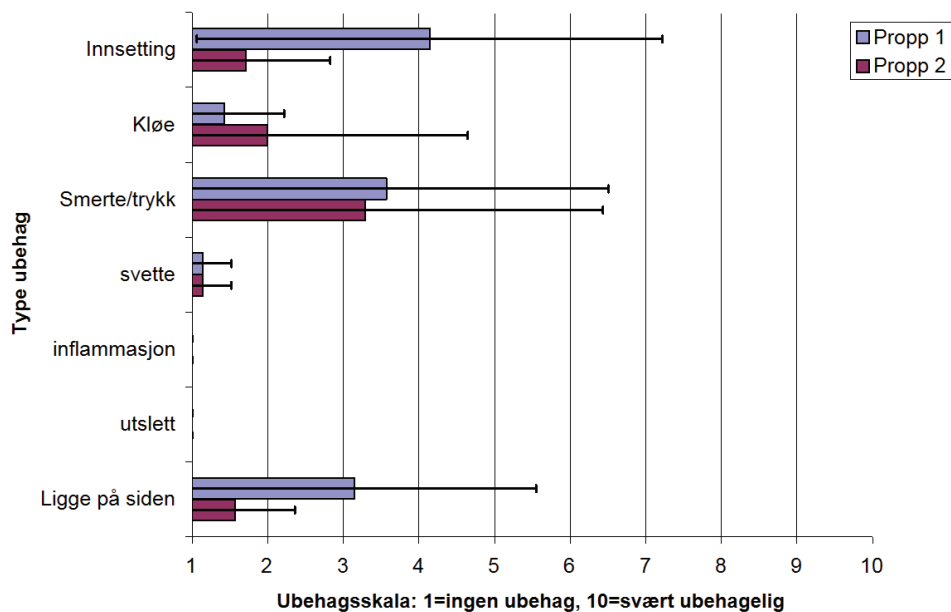
På spørsmål om ledningen mellom ørepropp og datamaskin er til hinder ved bruk, sier ingen at den er i veien. For begge proppene ønsker seks personer å bruke den igjen, og en sier at den ikke fungerer bra nok.

Kommentarer som er gitt på Propp 1: Kjente stikking i øret på grunn av at lydkanalen i proppen kom i kontakt med huden i øregangen. Enkelte fikk ikke satt inn proppen langt nok på grunn av dette ubehaget, og da falt proppen ut. Enkelte merket også ubehag ved å ligge på siden.

Kommentarene som er gitt på Propp 2: Flere av testpersonene sier at denne proppen er mer behagelig å bruke, da den virker mykere. Enkelte kommenterer at det gjør vondt å sove med hodet på siden, og at den trykker veldig mye.

Diskusjon av resultatene

Figur 5.1 viser at det er forskjell mellom propp 1 og propp 2. Det er allikevel vanskelig å si at den ene proppen er veldig mye bedre enn den andre basert på disse resultatene, da det varierer hvilke ubehag som gir utslag. Propp 2 er bedre ved innsetting, og bedre å ligge på



Figur 5.1: Middelverdier for ulike ubehag, med spredningen i resultatet vist med ett standardavvik.

siden med, mens propp 1 er marginalt bedre når det gjelder kløe. Når det gjelder svette, inflammasjon og utslett gir propp 1 og 2 det samme resultatet. Spredningen i enkelte resultater er svært stor og dette vises i standardavviket. Ut i fra skalaen betyr verdier i området 5-6 middels ubehagelig. Ingen av middelverdiene er noe særlig høyere enn 4 slik at ubehagene som oppleves ikke nødvendigvis er så veldig store.

Opplagte feilkilder er at personene selv har vært ansvarlige for å sette inn øreproppene, og dette kan ha blitt gjort feil, slik at det har blitt mer ubehagelig enn nødvendig. Dette og variasjon i form og størrelse på øregangene har antakeligvis gitt den store spredningen for enkelte av resultatene. Rangeringen fra 1 til 10 har en subjektiv faktor, og kan tolkes ulikt fra person til person, men det gir ihvertfall en pekepinn om graden av ubehag. Proppene er ikke hundre prosent lik prototypene. Prototypen av propp 1 er tynnere enn den som er testet her, og propp 2 vil ha en ledning som stikker mer ut enn på testversjonen, slik at det vil være vanskeligere å ligge på siden med den. I etterkant av målingene har propp 1 blitt forbedret ved at lydkanalen er trukket litt lenger inn i proppen, slik at den ikke kommer så lett i kontakt med huden i øregangen. Det finnes ingen målinger på at dette har gitt en forbedring, men det antas at det vil være mindre ubehagelig å sette proppen inn i øret etter denne endringen. Det er også variasjoner i proppene som ble testet, fordi hver propp er håndlaget. For enkelte propper er hul-

let i midten større, og da kommer lydkanalen lettere i kontakt med øregangen.

5.2 Test av snorkedetektor

5.2.1 Deteksjonsrate

Forsøket med programmet ble utført over fire netter på én person. I Tabell 5.1 er det en oversikt over antall snorkedeteksjoner og feildeteksjoner fra hvert forsøk. Treffraten beregnes ut fra et estimert snorketall for hele testperioden. Feildeteksjonene er uønskede lyder som har slått inn på detektoren, og beregnes ved å ta antall feildeteksjoner delt på totalt antall deteksjoner. En oversikt over hvilke lyder som gir prosentvis størst antall feildeteksjoner er vist i Tabell 5.2. I Tabell 5.3 vises grensenivåene som ga færrest feildeteksjoner, samtidig som den fanget opp snorkelyder bra.

Tabell 5.1: Oversikt over treffrate og feilrate til detektoren ved forsøkene.

| Test | Varighet | Estimert antall snork | Detekterte snork | Feil-deteksjoner | Treffrate | Feilrate |
|------|----------|-----------------------|------------------|------------------|-----------|----------|
| 1 | 4 t | 2800 | 418 | 107 | 14,90 % | 20,40 % |
| 2 | 4 t | 800 | 275 | 97 | 34,30 % | 26,10 % |
| 3 | 2:45 t | 600 | 77 | 65 | 12,80 % | 45,80 % |
| 4 | 2:15 t | 2000 | 184 | 45 | 9,2 % | 19,7 % |

Tabell 5.2: Prosentvis fordeling av hendelser som ga feildeteksjoner.

| Hendelse | Bevegelse | Tungpust | Tale | Svelgelyder | Host/kremt | Eksternt |
|----------|-----------|----------|------|-------------|------------|----------|
| Prosent | 63,4 | 24,8 | 5,1 | 3,8 | 0,6 | 0,3 |

Tabell 5.3: Øvre og nedre grensenivå for 1/3 oktavbånd fra 100 Hz til 8 kHz.

| | | | | | | | |
|--------------|---------|---------|----------|---------|---------|----------|---------|
| 1/3 okt bånd | 100 Hz | 125 Hz | 160 Hz | 200 Hz | 250 Hz | 315 Hz | |
| Øvre grense | - | - | - | 45 | - | - | |
| Nedre grense | 9 | 8 | 10 | 10 | 9 | 8 | |
| | 400 Hz | 500 Hz | 630 Hz | 800 Hz | 1 kHz | 1.25 kHz | 1.6 kHz |
| | - | - | - | - | - | - | 31 |
| | 8 | 12 | 12 | 13 | 12 | 9 | 5 |
| | 2.0 kHz | 2.5 kHz | 3.15 kHz | 4.0 kHz | 5.0 kHz | 6.3 kHz | 8.0 kHz |
| | 45 | - | - | - | - | 15 | 12 |
| | 5 | - | - | - | - | - | - |

Diskusjon av resultatene

For forsøk 1 ble øreproppene utviklet til dette arbeidet brukt. Disse ble ødelagt underveis slik at forsøk 2-4 er målt med annet headset. Dette headsettet hadde en annerledes frekvensrespons og alle deteksjonsgrenser måtte endres ved overgang til dette systemet.

Tabell 5.1 viser at det er få deteksjoner i forhold til det estimerte snorkeantallet. Estimater er gjort på grunnlag av pustefrekvens, og omtrent antall minutter som det snorkes over. I enkelte tilfeller kan det være veldig svak snorking, slik at det estimerte tallet ikke forteller hele sannheten. Det viste seg å være vanskelig å få antall feildeteksjoner til å bli mindre. Algoritmen som er brukt er noe enkel i oppbygging, og det burde ha vært flere kriterier som måtte oppfylles for å godkjenne en snorkelyd. På den måten kunne antall feildeteksjoner fra Tabell 5.2 vært mindre, og da spesielt for bevegelsesstøy og tungpust.

Det ble testet flere grensenivåer for detektoren. I første omgang ble grensenivåene basert på snorkedata til Haver [10], men det viste seg at de ble for generelle da man måtte gjøre kompromiss for at nivåene skulle fange opp mest mulig snorking. Dette medførte også at veldig mye annen lyd ble detektert, noe som ikke var ønskelig. Ved å trene opp detektoren basert på lydopptak må det også tas hensyn til variasjoner i spekteret på grunn av mindidisc-komprimeringen og signalbehandlingen. Det ble forsøkt å justere disse nivåene slik at de ble like, men det var vanskelig å få det til å bli bra nok. Det ble besluttet at grensenivåene måtte spesialtilpasses til den som snorker. 1/3-oktavbåndspsektrene som ble logget, ble brukt til å gjøre forbedringer av algoritmen til neste forsøk. Under etteranalysen av lydfilene, var det merkbart at feildeteksjonene ble færre, selv om det ikke kommer så godt fram i Tabell 5.1. Når det gjelder grensenivåene i Tabell 5.3 er de basert på headsettet brukt i Haver [10] sitt arbeid.

En opplagt feilkilde vil være at det kun er brukt én person i forsøkene. I utgangspunktet var det ønskelig å få testet programmet på flere personer, men da det var vanskelig å få tak i nok forsøkspersoner, ble det besluttet å heller konsentrere seg om én person, og gjøre flere målinger.

5.2.2 Respons på tilbakespilt lyd

Denne delen tar for seg resultatene fra responsdelen i programmet. Tabell 5.4 viser antall ganger det har blitt detektert snorking, spilt av en lydmelding tilbake i øreproppen, og hvor mange ganger personen har reagert på disse lydene. Totalt for alle testene reagerte pasienten i 10,6% av tilfellene. Tabell 5.5 viser antall reaksjoner fordelt på de forskjellige responslydene som ble testet, og hvilket volum de ble spilt av med. Når det gjelder reaksjoner i forhold til det å skru opp volumet, reagerte personen på 29% av lydene med volum på 80%, og 71% for volum 100%.

Kommentarer fra forsøkspersonen er at søvnen blir mer oppstykket enn ved normal søvn, slik at det går ut over søvnkvaliteten. Allikevel kan ikke personen huske å ha hørt noe særlig, selv om det har blitt spilt av veldig mange lyder.

Tabell 5.4: En tabell over antall tilbakespilte lyder, og antall ganger forsøkspersonen reagerte på responslyden.

| Test nr | Antall tilbakespilte lyder | Antall reaksjoner fra pasient |
|---------|----------------------------|-------------------------------|
| 1 | 418 | 28 |
| 2 | 275 | 30 |
| 3 | 77 | 16 |
| 4 | 184 | 27 |

Diskusjon av resultater

Når det gjelder antall reaksjoner fra pasienten henger dette sammen med hvor dypt pasienten sov under forsøkene. Dette varierte noe fra gang til gang, og dette viser det estimerte snorkeantallet presentert i Tabell 5.1 der det er tydelig at søvnen har vært dypere de nettene det er mye snorking. Det kan virke som om antall reaksjoner er omvendt proporsjonalt med antall registrerte snork, slik at hvis det er mye snorking, sover personen dypere og reagerer mindre på responslydene. Det virker også som at det periodevis er få eller mange reaksjoner, og dette kan henge sammen med søvnrytmen som varierer gjennom natten. Alle responslydene som ble testet fungerte mer eller mindre like bra, med unntak av talemelding nr 6 fra toppen i Tabell 5.5. Antall ganger denne

Tabell 5.5: Tabell som viser antall reaksjoner fra pasienten på ulike responslyder. Verdiene er samlet fra alle de 4 forsøkene. *K* markerer at det er kvinnestemme og *M* at det er mannstemme.

| Type lyd | Volum 80 | volum 100 |
|------------------------------|----------|-----------|
| Du snorker"(K) | 0 | 0 |
| Legg deg på siden"(K) | 3 | 6 |
| Snu deg, du snorker"(K) | 4 | 7 |
| Nå må du slutte å snorke"(K) | 3 | 5 |
| Du snorker"(M) | 1 | 9 |
| Legg deg på siden"(M) | 3 | 17 |
| Smatting | 6 | 5 |
| snorkelyd 1 | 0 | 8 |
| snorkelyd 2 | 3 | 6 |
| musikkklipp 1 | 5 | 6 |
| musikkklipp 2 | 1 | 3 |

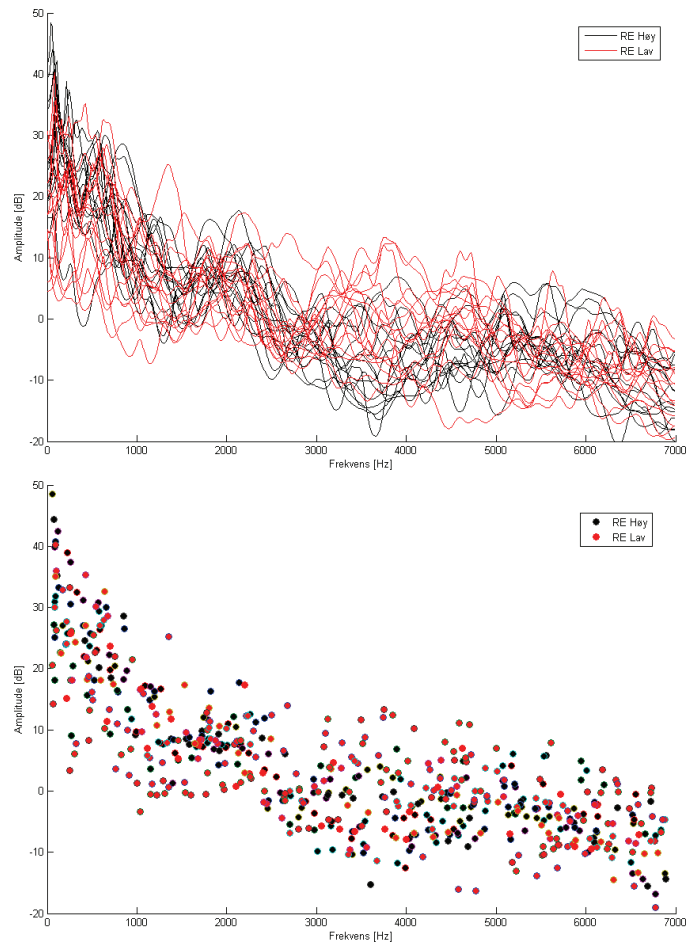
lyden ble spilt av er muligens ujevnt fordelt, da den ble spilt av veldig mange ganger i test 1. Ellers ga den første talemeldingen aldri reaksjoner hos personen selv om den ble spilt av mange ganger. Musikkklipp 2 fungerte heller ikke så bra, men dette kan også være tilfeldigheter, og henge sammen med fordelingen av lydfilene som spilles av.

Når det gjelder varigheten på opphold i snorkingen etter en reaksjon, gikk det som regel ikke mer enn 10-15 sekunder før snorkingen begynte igjen. I noen få tilfeller varte den i flere minutter, eller fikk personen til å ligge våken i en lengre periode. Personen følte selv at søvnkvaliteten ble dårligere av å bruke utstyret. Dette kommer blant annet av at responslyder spilles av ved feildeteksjoner, og da gjerne mens personen er våken. Dette gjør igjen at det blir vanskelig å sove. En annen faktor som spiller inn er at personen ikke er så vant med å bruke utstyret, og da oppleves det som mer ubehagelig enn om det hadde vært brukt over en lengre periode. Det at det i forsøk 2-4 ble brukt et annet headset som er mer ubehagelig i bruk, har nok også vært med på å gi dårligere søvnkvalitet.

5.3 Akustisk analyse

5.3.1 Frekvensanalyse

Første innfallsvinkel for å finne noe som kunne skille obstruksjonene RE lav og RE høy fra hverandre, var å studere frekvensspekteret til snorketypene. Figur 5.2 viser et plott med glattede FFT kurver basert på LPC analysen. Her representerer hver kurve midling av snorking for en pasient. Røde kurver er snorking klassifisert som RE lav, og svarte som RE høy. Det nederste plottet i samme figur viser hvor toppene er, markert med prikker. Ut i fra dette materialet er det vanskelig å se noen forskjell i hele tatt. Det kan være tendenser til at RE lav har noen høyere toppe enn RE høy i området 4 kHz - 6 kHz, men det er ikke nok informasjon her til å trekke noen konklusjon. Her må man gå litt nærmere inn på problemet og se på enkelttilfeller. Det viste seg at pasient 7, 9 og 11 hadde snorking klassifisert som både RE høy og lav. En sammenlikning av disse to klassene for hver pasient er presentert i de tre plottene i Figur 5.3. For pasient 7 er det forskjell mellom RE lav og høy fra rundt 1,5 kHz og utover. For pasient 9 og 11 er det veldig liten forskjell på RE høy og lav.

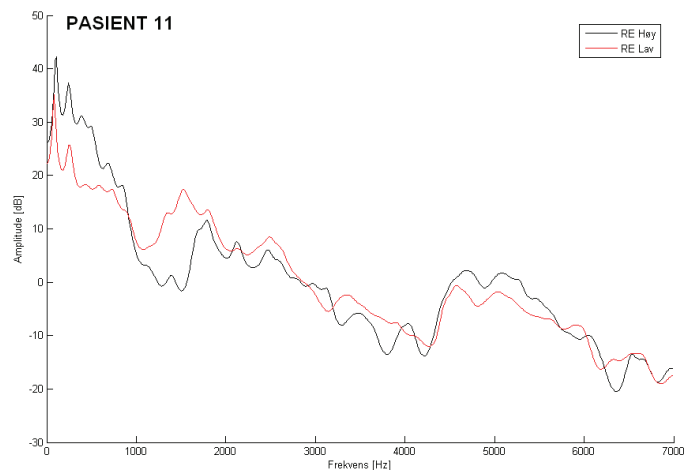
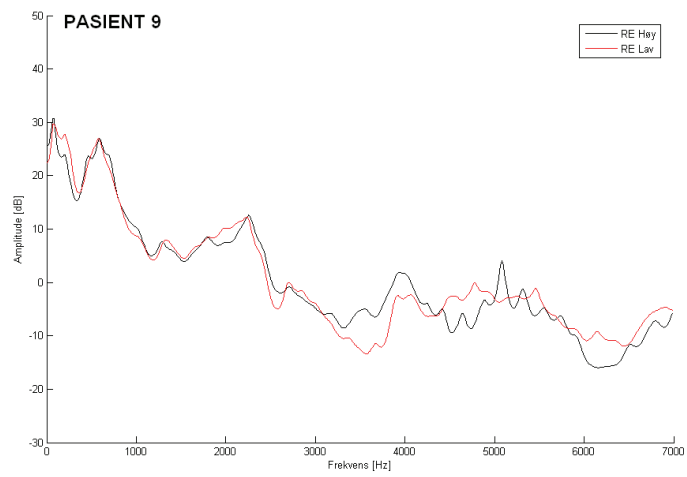
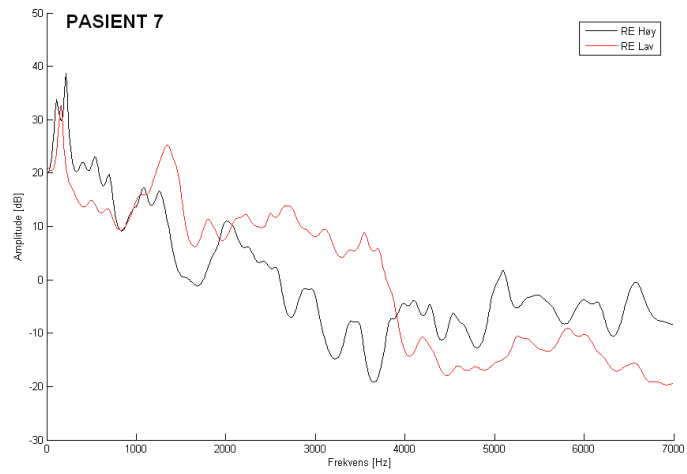


Figur 5.2: (Øverst) Glattet FFT av alle pasientene, rød representerer RE lav og svart RE høy. (Nederst) Karakteristiske topper for alle pasientene, rød representerer RE lav og svart RE høy.

Diskusjon av resultatene

Det er tydelig at frekvensspekteret ikke gir noe særlig fornuftig informasjon her. Det er veldig overlappende kurver, og ingen frekvenstopper som stikker seg mer ut enn andre. Ved å lytte på lydfile klassifisert som RE høy og RE lav av programmet Reggie, vil disse lydene i flere tilfeller høres helt like ut. Man kan spørre seg om hvor stor nøyaktighet systemet Reggie har, og om det eventuelt kan ha gjort feilklassifiseringer. Programmet skal visstnok være av de beste sonderregistreringssystemene, og nøyaktigheten svært høy hvis utstyret er satt opp korrekt. Det er altså ingen indikasjoner fra leverandør på at Reggie har klassifisert feil, og da må det antas at lydfilene analysert her er korrekt klassifisert i utgangspunktet.

Da det ikke er noen klare spektrale forskjeller er spørsmålet om det



Figur 5.3: RE Høy og Lav sammenlikning for pasient 7 (Øverst), pasient 9 (Midten) og pasient 11 (Nederst)

kan være noen mønster som stikker seg fram ved å analysere refleksjonskoeffisientene fra LPC analysen.

5.3.2 Klassifisering

Først ble middelverdiklassifikatoren testet ut. Dette ble gjort for R_1 som funksjon av R_2 , og er plottet i Figur 5.4. Treffprosenten var 92% for RE høy og 43% for RE lav.

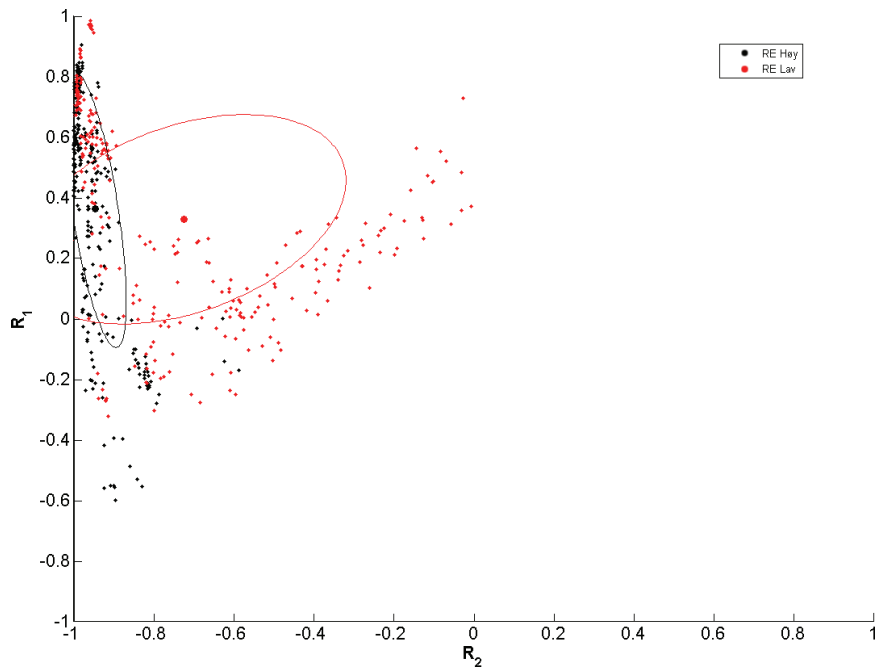
Deretter ble det kjørt ytelsestester på Nearest Neighbor klassifikatoren. En sammenlikning av klassifikator med $K = 1$ og $K = 3$ finnes for klasse RE høy i Figur 5.5, og for klasse RE lav i Figur 5.6. Her vises ytelsen for datasett fra hver pasient. For enkelte pasienter finnes det flere datasett, og dette er fordi snorkelyder med lik akustisk karakter har blitt samlet i samme datasett.

Etter dette ble det kjørt en test med et sett som ikke var brukt i referansesettet, men med kjent klasse. Dette settet bestod av 29 snorkelyder, og alle lydene ble klassifisert i rett kategori, RE høy. Med andre ord en treff på 100%.

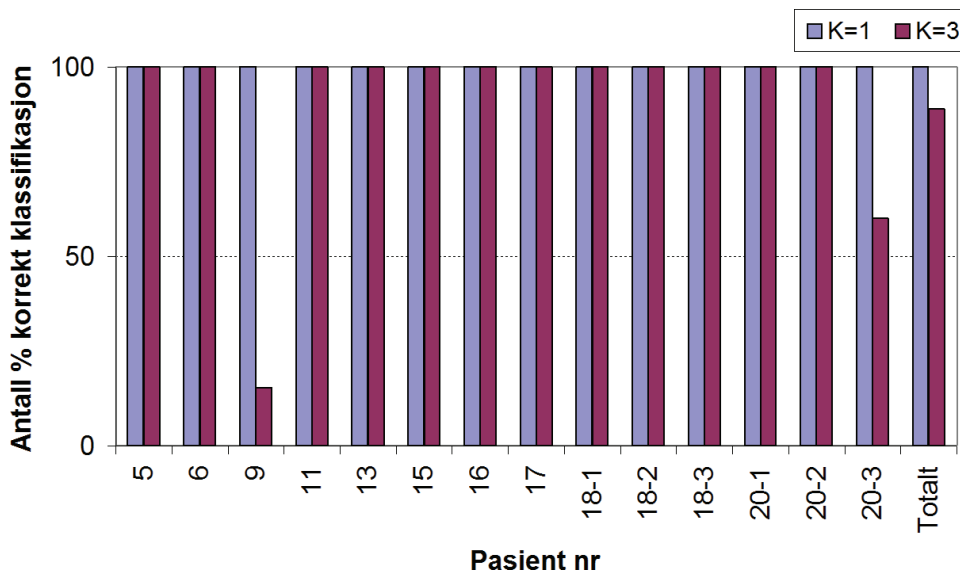
Det siste forsøket gikk ut på å klassifisere uklassifiserte data. Det var interessant å sjekke om treffprosenten var like høy i dette tilfellet som for ytelsestestene. Lydfilene ble hentet fra opptakene gjort på forsøkspersonen i forbindelse med testing av snorkedetektoren, og de ble hentet fra forsøk 2 og 4. Deretter ble det samlet inn 41 snorkelyder fra forsøk 2, og 32 fra forsøk 4. Disse ble analysert hver for seg, for både $K = 1$ og $K = 2$. Resultatene er gjengitt i Tabell 5.6.

Tabell 5.6: Tabell for resultatene fra klassifiseringen av uklassifisert objekt. begge datasettene er klassifisert som RE lav.

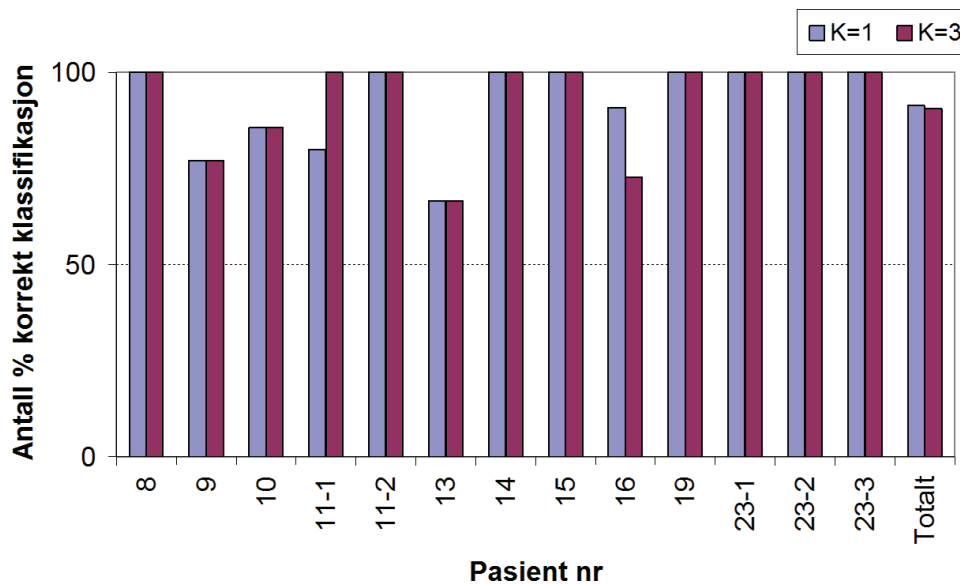
| Forsøk | $K = 1$ | $K = 3$ |
|--------|--------------|---------------|
| 2 | 100% RE lav | 75,6% RE lav |
| 4 | 78,1% RE lav | 96,9 % RE lav |



Figur 5.4: Middelveidklassifikator basert på refleksjonskoeffisient R_1 plottet mot R_2 . Sirkelen angir et standardavvik for middelveid angitt med stor prikk. Det er tydelig at dataene ikke er normalfordelte.



Figur 5.5: Klasse RE høy. Sammenlikning av klassifikator med $K = 1$ og $K = 3$.



Figur 5.6: Klasse RE lav. Sammenlikning av klassifikator med $K = 1$ og $K = 3$.

Diskusjon av resultatene

Det viste seg at å ta i bruk den enkle metoden der man beregner middelverdi for et datasett og finner avstanden til den ukjente vektoren var en dårlig metode til dette materialet. De to klassene er absolutt ikke normalfordelte, og de er sterkt overlappende, slik at denne metoden vil gi høyst usikre resultater. Fordelingen av punktene til klassene i Figur 5.4 viser at RE lav har veldig spredde punkter, mens RE høy har punktene samlet mer i ett område. Dette kan være grunnen til den høye treffprosenten for RE høy, og den lave for RE lav.

For Nearest Neighbor klassifikatoren var det bedre resultater. Det viste seg at $K = 1$ ga bedre resultater enn $K = 3$, slik at det i senere analyse vil være mest interessant å bruke $K = 1$. Av en eller annen grunn var det vanskeligere å klassifisere RE lav enn RE høy. Det er mulig at RE lav er fordelt på en slik måte at enkelte punkter ligger blandet med RE høy, og andre punkter ligger utenfor. Antall lydfiler som er brukt i treningssettet for klassifikatoren har for enkelte pasienter bestått av veldig få filer. Dette gir veldig usikre resultater, og man bør ha i størrelsesorden 30-40 lydfiler for å få sikrere resultater.

Klassifiseringen av de ukjente dataene var ganske klare for $K = 1$. Man vet ikke om dette er korrekt klassifisering, men basert på resultatene fra treningen er det høy sannsynlighet for at dette stemmer.

Det har vist seg at klassifikatoren har gitt forholdsvis bra resultater i forhold til hva man vil kunne anta basert på dataene. Nearest Neighbor

metoden er et relativt enkelt prinsipp, slik at man kan spørre seg om alt er gjort riktig. Det er tidligere vist at frekvensresponsen for to ulike klasser kan se tilnærmet lik ut. Programmet i seg selv er sjekket grundig for å unngå at det er gjort en feil som gir dette resultatet. Hva som kan være årsaken til at klassifiseringen var så bra er ikke diskutert mer her, men er noe som bør studeres i videre arbeid.

Kapittel 6

Konklusjon

Konklusjonen i dette arbeidet tar utgangspunkt i de fire målene som ble presentert i innledningen til rapporten.

Det første ønsket var å utvikle en propp som var behagelig å sove med. Det ble gjort tester på to propper, og basert på tilbakemeldingene fra forsøkspersonene, var begge proppene behagelige å sove med. Basert på resultatene var proppene mer eller mindre sidestilte når det gjaldt komfort, og vanskelige å skille fra hverandre. Det lot seg gjøre å lage en ørepropp med høyttaler og mikrofon som tilfredstilte de kravene som var satt for en ørepropp til å sove med.

Det andre punktet gikk ut på å utvikle et program som kunne detektere snorking, logge dette og spille tilbake lyder i øreproppen til pasienten. Imidlertid viste forsøkene at deteksjonsalgoritmen som ble testet ikke fungerte optimalt til å luke vekk uønskede lyder som bevegelsesstøy, tungpusting og tale. Likevel var antall korrekte deteksjoner nok til at det var mulig å få kvantitative resultater fra responsdelen av programmet, som er neste punkt.

Teorien om mulighet for å stoppe snorking hos sosiale snorkere ved å spille tilbake lyd i øreproppen, holdt ikke helt mål. Forsøkspersonen reagerte bare et fåtall av gangene, og tiden det tok fra personen hadde reagert til snorkingen startet igjen var som regel ikke mer enn 10-20 sekunder. Spørsmålet blir da hvilken praktisk betydning dette kan ha.

I det siste punktet var ønsket å undersøke om det var mulig å klassifisere snorking. Det lot seg gjøre i aller høyeste grad ved å ta i bruk en Nearest Neighbor klassifikator som analyserte refleksjonskoeffisientene fra LPC analysen av lydsignalet. Dette viser at obstruksjonen i luftveiene faktisk kan finnes basert på akustisk snorkeanalyse.

6.1 Videre arbeid

Øreproppene som ble brukt var behagelige i bruk, men viste seg å være veldig skjøre, og ble ødelagt etter kort tids bruk. I en videreføring av arbeidet må elektronikken loddas annerledes. Det bør også festes på ledninger som er mykere og mer fleksible, slik at belastningen på svake punkter minskes.

Når det gjelder deteksjonsalgoritmen, så viste den seg å være noe dårlig i forhold til å skille ut andre lyder fra snorking. Her må det undersøkes om ved å se på større deler av frekvensspekteret, eller ved å legge inn flere betingelser i algoritmen, kan klare å senke antall feildeteksjoner.

Et utvidet forsøk på flere personer for å samle inn mer statistikk på reaksjoner fra responslydene, bør utføres. Responsalgoritmen er veldig enkel i oppbygging, og det kunne vært interessant å få laget et program med mer logikk i forhold til hvilke lyder som ble spilt av. Det kunne ha vært ett sett med forsiktige og behagelige lyder ved lite snorking, og ett med ubehagelige og sterke lyder når personen ikke stopper å snorke. Volumet på lydene kunne ha økt gradvis til personen slutter å snorke. Systemet kunne også ha vært slik at etter lengre tids forsøk på å stoppe snorkingen, kunne ha skrudd seg av automatisk når det ikke fungerer.

Nearest Neighbor Klassifikatoren bør undersøkes mer nøyaktig, for å se at det ikke er gjort feil som gir slike høye treffrater. Referansesettet bør utvides, og det må kjøres flere tester på snorkelyder av kjent klasse som ikke er en del av referansesettet. En slik klassifikator kan også implementeres i deteksjonsprogrammet, slik at det kan utføres real-time analyse av snorking, og logging av hvilken type obstruksjon som detekteres.

Programmet bør også utvides til å ta for seg flere klasser enn bare RE lav og RE høy. Det hadde vært interessant å undersøke om det lar seg gjøre å registrere apne ved å måle når det ikke er noe signal på mikrofonen, og eventuelt også kombinere dette med måling av oksygenmetningen i blodet.

Referanser

- [1] Aage R. Møller, *Hearing. Anatomy, Physiology, and Disorders of the Auditory System*. Second Edition, Academic Press, 2006
- [2] David N. F. Fairbanks, Samuel A. Mickelson, B. Tucker Woodson, *Snoring and Obstructive Sleep Apnea*. Third Edition, Lippincott Williams & Wilkins, 2003
- [3] M. Moerman, M. De Meyer, D. Pevernagie, *Acoustic analysis of snoring: review of literature*. Acta oto-rhino-laryngologica belg. 2002, 56, 113-115.
- [4] Victor Hoffstein *Snoring, reviews*. Chest 1996; 109:201-222.
- [5] Meir H. Kryger, Thomas Roth, William C. Dement, *Principles and Practice of Sleep Medicine*. Fourth Edition, Elsevier Saunders, 2005, p. 16.
- [6] John G. Proakis, Dimitris G. Manolakis, *Digital Signal Processing, Principles, Algorithms, and Applications*. Third Edition, Prentice-Hall, Inc. 1996.
- [7] Richard O. Duda, Peter E. Hart, David G. Stork, *Pattern Classification*. Second Edition, John Wiley & Sons, Inc, 2001.
- [8] Y.L. Hsu, M.C. Chen, C.M. Cheng, C.H. Wu, *Development of a portable device for home monitoring of snoring*. Department of Mechanical Engineering, Yuan Ze University, Chungli, Taiwan. Biomed Eng Appl Basis Comm, 2005(August); 17: 176-180.
- [9] Raimon Janè, Jordi Solà-Soler, Josè Antonio Fiz, Josep Morera, *Automatic Detection of Snoring Signals: Validation with Simple Snorers and OSAS Patients*. Proceedings of the 22d Annual EMBS International Conference, July 23-28,2000, Chicago IL.
- [10] Petter A. Haver, *Snorkeanalyse ved bruk av øremikrofoner*. Masteroppgave NTNU, vår 2005

- [11] Anders Torsteinbø, *Hørselvern med MP3 og handsfree*.
Prosjektoppgave NTNU, høst 2006
- [12] http://www.zen22142.zen.co.uk/Circuits/Audio/lf071_mic.htm.
Sist besøkt: 08.04.07
- [13] <http://cache.national.com/ds/LM/LM117.pdf>.
Sist besøkt: 08.04.07
- [14] <http://www.knowleselectronics.com/images/products/pdf/Thin%20Mic%20data%20sheet%20-%20Issue%2003.pdf>.
Sist besøkt: 01.05.07
- [15] <http://www.knowleselectronics.com/images/products/pdf/FK%20receiver%20data%20sheet%20-%20Issue%2001.pdf>.
Sist besøkt: 01.05.07
- [16] <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/loadFile.do?objectId=4705&objectType=File>.
Sist besøkt: 24.06.07
- [17] <http://www.ee.ic.ac.uk/hp/staff/dmb/voicebox/voicebox.html>.
Sist besøkt: 24.06.07

Vedlegg A

Spørreskjema

Fyll ut for spørsmålene nedenfor. Kom gjerne med utfyllende kommentarer hvis det er ting du ønsker å påpeke.

- **Navn (Initialer eller lignende):**
- **Type øregang(diameter, form (Høyre og Venstre)):**
- **Type ørepropp som ble testet:**
- **Hvor lenge ble proppen testet (timer):**
- **Hvordan var det å sette inn øreproppen (ubehag?):**

Ingen ubehag *Noe ubehag* *Svært ubehagelig*
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Kommentarer:

- **Følte du ubehag av skumproppen som er inne i øregangen? I så fall hvilken**

| | <i>Ingen ubehag</i> | | | <i>Noe ubehag</i> | | | | <i>Svært ubehagelig</i> | | |
|---------------------|---------------------|---|---|-------------------|---|---|---|-------------------------|---|----|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
| <i>kløe</i> | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
| <i>smerte/trykk</i> | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
| <i>svette</i> | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
| <i>inflammasjon</i> | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
| <i>utslett</i> | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |

Annet:

- **Eventuelt: Når opptrådte ubehaget (i timer):**

- **Føles det ubehagelig å ligge med hodet på siden med øreproppen i?:**

Ingen ubehag *Noe ubehag* *Svært ubehagelig*
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Kommentarer:

- **Sov du kontinuerlig med proppen i? Hvis ikke, var det da på grunn av ubehag?:**

- **Var øreproppens ledning til hinder under testen?:**

- **Er dette en propp du ville ha sovet med? Hvis ikke, hva kunne ha vært bedre?**

- **Andre kommentarer:**

Takk for at du tok deg tid til å teste proppene.

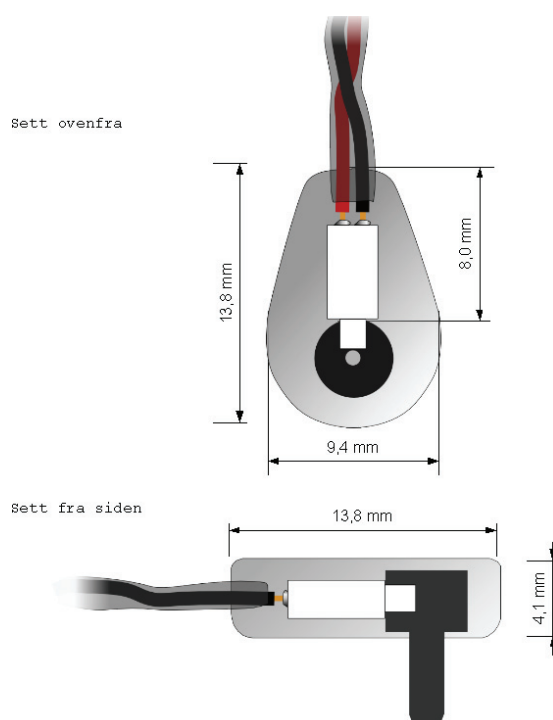
Vedlegg B

Konstruksjonstegninger

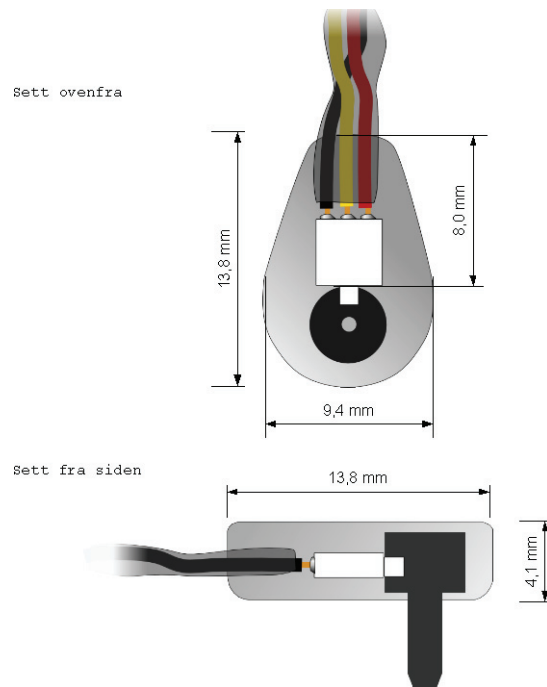
I dette vedlegget presenteres konstruksjonstegninger brukt i forbindelse med oppgaven.

B.1 Innkapsling for elektronikk

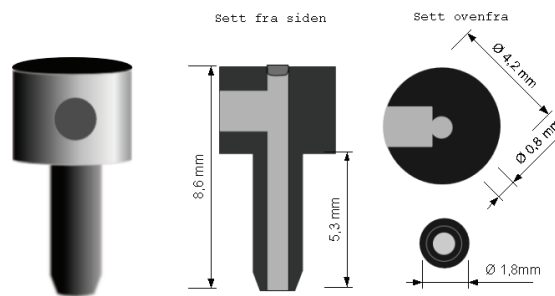
B.1.1 Innkapsling til propp 1



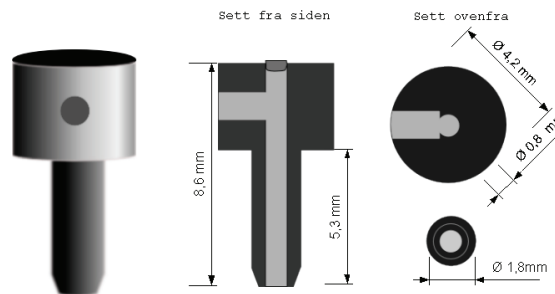
Figur B.1: Innkapsling til propp 1, høyttaler.



Figur B.2: Innkapsling til propp 1, mikrofon.

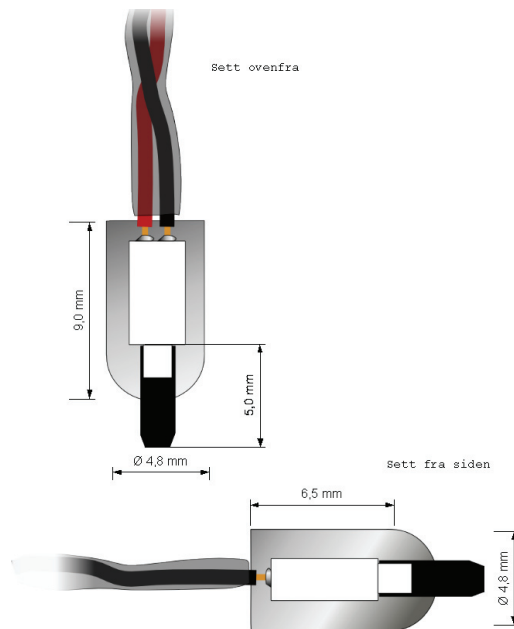


Figur B.3: Overgang mellom skumpropp og høyttaler for propp 1.

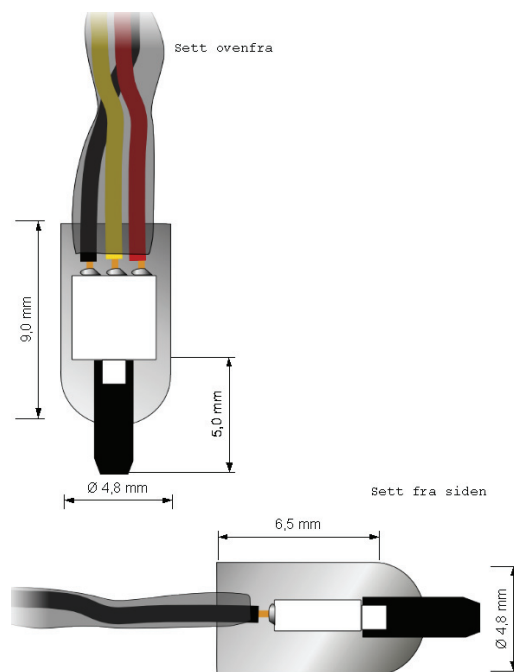


Figur B.4: Overgang mellom skumpropp og mikrofon for propp 1.

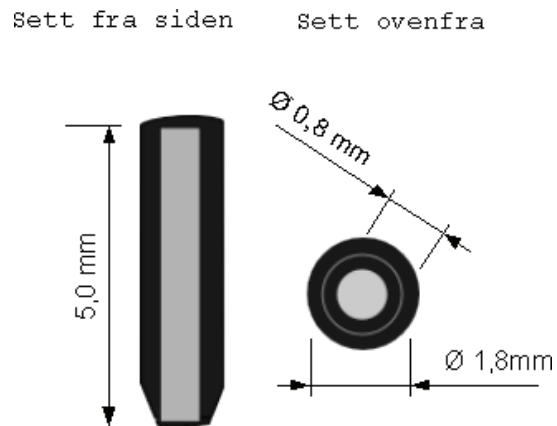
B.1.2 Innkapsling til propp 2



Figur B.5: Innkapsling til propp 2, høyttaler.

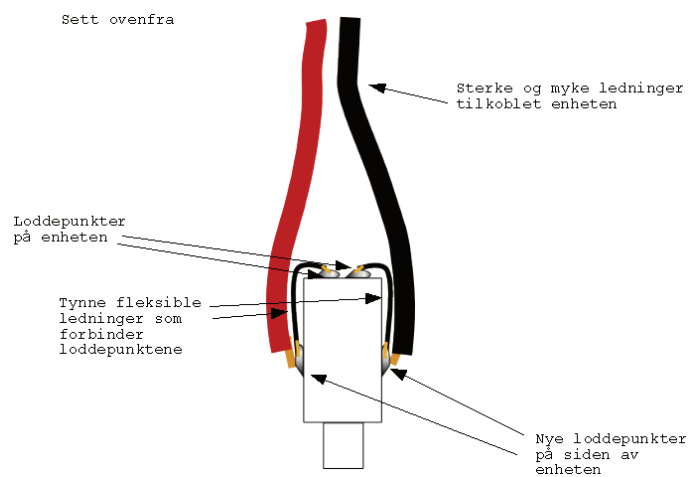


Figur B.6: Innkapsling til propp 2, mikrofon.



Figur B.7: Overgang mellom skumpropp og høyttaler/mikrofon for propp 2.

B.1.3 Alternativ loddemetode



Figur B.8: Her vises en alternativ måte å lodde opp høyttaler/mikrofon på som antakeligvis vil være sterkere enn metoden brukt i dette arbeidet.

Vedlegg C

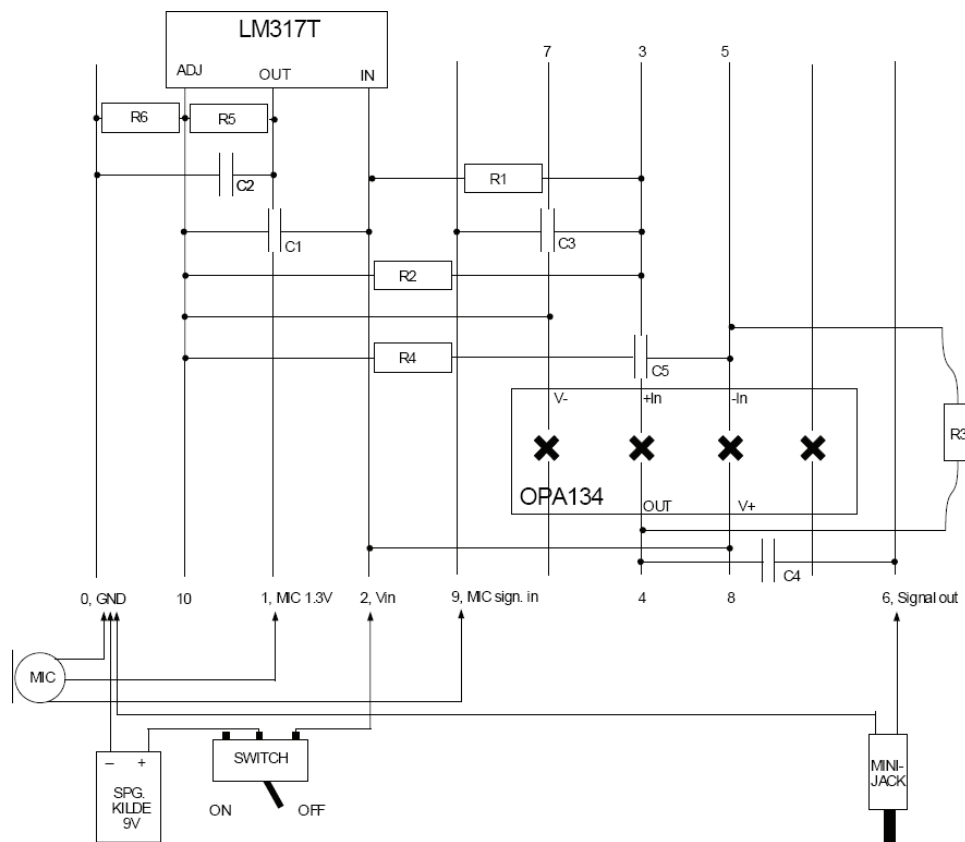
Mikrofonforsterker

C.1 Mikrofonforsterker

Her presenteres en liste over komponentene som ble brukt i Tabell C.1, og loddeoppsett for veroboardkretsen i Figur C.1

Tabell C.1: Tabell over komponentene som ble brukt i mikrofonforsterkeren.

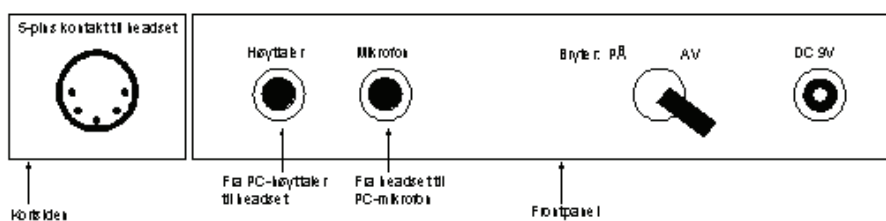
| Komponenter | Type | Verdi |
|--------------------|--------|-------------|
| Spenningsregulator | LM317T | |
| Opamp | OPA134 | |
| Motstand | R1 | $47k\Omega$ |
| Motstand | R2 | $47k\Omega$ |
| Motstand | R3 | $22k\Omega$ |
| Motstand | R4 | $1k\Omega$ |
| Motstand | R5 | 220Ω |
| Motstand | R6 | 10Ω |
| Kondensator | C1 | $100nF$ |
| Kondensator | C2 | $1\mu F$ |
| Kondensator | C3 | $10\mu F$ |
| Kondensator | C4 | $10\mu F$ |
| Kondensator | C5 | $10\mu F$ |



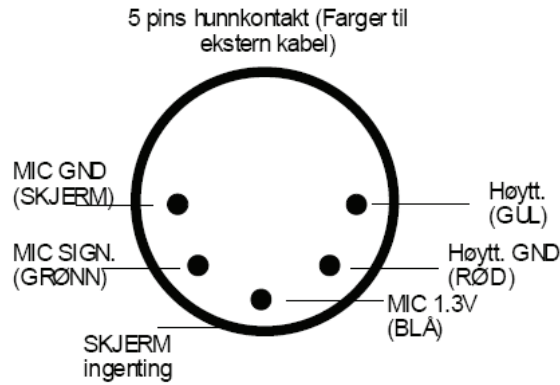
Figur C.1: Loddeskjema for veroboard.

C.2 Kontaktoppsett

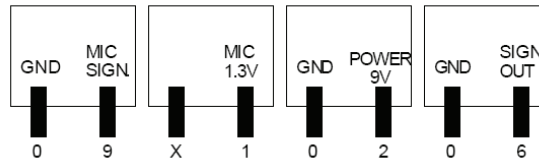
Figur C.2 viser hvordan forsterkerboksen kobles opp. Figur C.3 viser pinneoppsett for ledningen brukt til øreproppene. Figur C.4 viser kontaktoppsett for å koble seg inn på veroboardet.



Figur C.2: Tilkoblingsoppsett for forsterkerboksen



Figur C.3: Kontakt til øreproppedledning. Egendefinerte pinner.



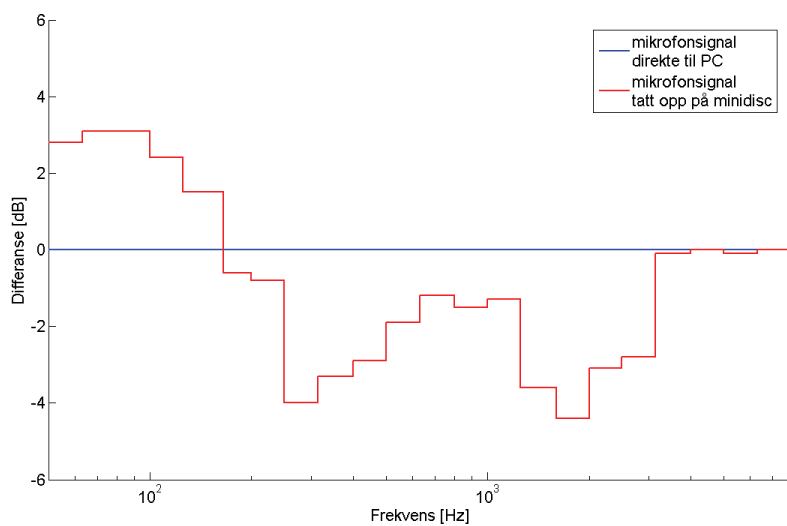
Figur C.4: Kontaktoppsett på veroboardet mot eksterne tilkoblinger.

C.3 Korreksjonstabeller

Her vises korreksjonen som må gjøres ved analyse av minidiscopptak. Figur C.5 viser differansen grafisk, og verdiene er presentert i Tabell C.2.

Tabell C.2: Tabell for korreksjon av opptak gjort med minidisc ved etteranalyse.

| | | | | | | | |
|-----------------|------|------|------|------|------|------|------|
| Okt.bånd [Hz] | 50 | 63 | 80 | 100 | 125 | 165 | 200 |
| Korreksjon [dB] | -2,8 | -3,1 | -3,1 | -2,4 | -1,5 | 0,6 | 0,8 |
| | 250 | 315 | 400 | 500 | 630 | 800 | 1000 |
| | 4 | 3,3 | 2,9 | 1,9 | 1,2 | 1,5 | 1,3 |
| | 1600 | 2000 | 2500 | 3150 | 4000 | 5000 | 6300 |
| | 4,4 | 3,1 | 2,8 | 0,1 | 0 | 0,1 | 0 |



Figur C.5: Differanse mellom signal fra mikrofon direkte til PC, satt som 0 dB, og signal fra mikrofon tatt opp på minidisc.

Vedlegg D

Vedlagt zip-fil

I den vedlagte zip filen *vedleggD_master_AT07.zip* finnes følgende data:

- Programvare *Snorkedetektor 1.0* LabView program
 - Snorkedetektor.vi (hovedprogrammet for snorkedeteksjon)
 - RNDNMB(sub).vi (delprogram)
 - Reportgenerator(SubVI).vi (delprogram)
 - limittester.vi (delprogram)
 - Rapportmal.xls
- Analyseprogram skrevet i MatLab.
 - LPCanalyse.m
 - 1NN.m
 - 3NN.m
 - middelklassifikator.m
 - error_ellipse.m, hentet fra [16].
 - findpeaks.m, hentet fra [17].
 - uklassifisert.mat
 - ReflK.mat
 - Refleksjonskoeffisienter.xls
- Les meg.txt, Oversikt over alle filene.