

PDA-basert instrument for måling av elektrodermal aktivitet

Børge Johnsen



Mastergradsoppgave ved Fysisk Institutt

UNIVERSITETET I OSLO

November 2009

Sammendrag

Denne oppgaven tar for seg utviklingen av et mobilt instrument som kan måle både potensial og konduktans simultant i huden. Teori om huden og måleprinsipper, design av instrumentet, labview-kode, testing og resultater vil bli gjennomgått.

Måleinstrumentet er bygget opp av to deler. En analog del som består av to kretskort som måler konduktans, suseptans og potensial i huden, og en PDA, sammen med et dataloggerkort, som benytter seg av labview til å prosessere signalene, presentere resultatene på skjermen, og samtidig lagre dataene på et minnekort.

Instrumentet fungerer ved at det tilkobles tre elektroder til huden. To av elektrodene benyttes som måleelektroder, mens den tredje fungerer som en referanseelektrode som gir en felles referanse til måleinstrumentet og huden som den måler på.

Konduktansen i huden blir målt ved at det sendes en konstant vekselstrøm på $125 \text{ nA}@24 \text{ Hz}$ inn i huden via den ene strømførende elektroden og til referanseelektroden. Spenningsfallet, som beskriver impedansen i huden, over de to måleelektrodene måles, og forsterkes opp av en instrumenteringsforsterker.

Den komplekse impedansen som blir målt i huden består av en realdel (resistans) og en imaginærdel (reaktans). Disse to verdiene blir beregnet ved hjelp av to fasefølsomme likerettere ved at de først blir likerettet i 0° og 90° og deretter integrert ved hjelp av lavpassfiltre. Disse to signalene blir så sendt til en PDA som bruker labview for matematisk å regne ut konduktansen. Suseptans blir beregnet i etterkant fra resistans og reaktans.

Potensialet i huden blir bestemt ved at spenningsforskjellen over de to måleelektrodene blir målt av den samme instrumenteringsforsterkeren, og forsterket opp slik at det er lett å prosessere signalet videre. Dette signalet inneholder også vekselspenningskomponenter, men disse blir fjernet ved lavpassfiltrering med en knekkfrekvens på 5 Hz . Dette gjør at kun potensialforandringene slipper gjennom.

Resistans-, reaktans- og potensialsignalene blir sendt til PDA'en som viser målingene av konduktans og potensial på skjermen i sanntid. Måleverdiene av resistans, reaktans, konduktans og potensial blir samtidig lagret til fil.

Forord

Arbeidet gjort i denne oppgaven ble til i perioden mellom januar 2008 til november 2009 under veiledning fra professor Ørjan G. Martinsen ved Fysisk Institutt, Universitetet i Oslo. I tillegg var jeg så heldig å få litt uoffisiell veiledning av professor Sverre Grimnes, også ved Fysisk Institutt, Universitetet i Oslo. Deres glødende engasjement innen feltet hudmåling har vært svært smittsomt, og veldig inspirerende.

Da jeg startet på mastergradsstudiet, hadde jeg en Bachelor i romteknologi fra Høgskolen i Narvik. Å ta steget fra design av drivstoffsystemer til amerikanske romferger og liknende, til emnet elektrodermal måling på huden, var derfor en stor og spennende utfordring for meg.

En rekke mennesker gjorde denne oppgaven både spennende og ikke minst mulig, slik at jeg klarte å lage et instrument som jeg håper kan gi bedre innsikt innen elektrodermal hudmåling. Først og fremst vil jeg gi en stor takk til E-laben og da spesielt Stein Lyng Nilsen, som i tillegg til å hjelpe meg med elektronikken i denne oppgaven også lot meg bruke fasilitetene på E-lab'en fritt, gjerne langt etter normal stengetid. Han har vært en stor inspirasjonskilde og en god støtte gjennom disse to årene.

Jeg vil videre takke mine medstudenter ved Fysisk Institutt, og da spesielt Tore André Bekkeng. Tusen takk for all støtten disse to årene, og for alle sene kvelder vi har hatt på romfysikk for å måle på instrumentet mitt sammen.

En stor takk skal også rettes til Kristian Lund ved Sonitor Technologies, og Christian Tronstad ved Rikshospitalet for stor hjelp til programmeringen i Labview.

Jeg vil også takke familien min som har støttet meg veldig i disse to årene. Spesielt bestefaren min, Ove Rolf Petersen vil jeg gi en stor takk.

Til sist vil jeg takke kjæresten min Stine Helmersen. Du er virkelig fantastisk, og har vært utrolig tålmodig med meg og hele tiden motivert meg til å jobbe videre med masteroppgaven selv om det gikk hardt utover det sosiale livet mitt.

Oslo, 23.oktober 2009

Børge Johnsen

Ordforklaringer

Immittans	fellesbetegnelse på impedans og admittans
Impedans	Z (kompleks motstand)
Resistans	R (realdel av impedans)
Reaktans	X (imaginærdel av impedans)
Admittans	Y (kompleks ledningsevne)
Konduktans	G (realdel av admittans)
Suseptans	B (imaginærdel av admittans)
Potensial	V
Eksogen	Måling av konduktans ved bruk av ekstern elektrisk kilde
Endogen	Måling av potensial uten bruk av ekstern elektrisk kilde
EDA	Electrodermal activity (elektrodermal aktivitet) – Endringer av hudens elektriske egenskaper generert av sentralnervesystemet
EDR	Electrodermal response (elektrodermal respons) – Raske forandringer av hudens elektriske egenskaper
EDL	Electrodermal level (elektrodermalt nivå) – Langsomme forandringer av hudens elektriske egenskaper
SC	Skin conductance
SCR	Skin conductance response
SCL	Skin conductance level
SP	Skin potential
SPR	Skin potential response
SPL	Skin potential level
SNS	Sentralnervesystemet
PNS	Det perifere nervesystem
PDA	Personal Digital Assistant
THD	Total Harmonic Distortion (total harmonisk forvrengning)
I_B	Input bias current (lekkstrøm)
FET	Field effect transistor
FFT	Fast Fourier transform
ADC	Analog to digital converter (analog til digital omformer)
DC	Direct current (likestrøm)
AC	Alternating current (vekselstrøm)
EMI	Electromagnetic interference (elektromagnetisk forstyrrelse)

Innholdsfortegnelse

1	Innledning	1
1.1	Bakgrunn og motivasjon.....	1
1.2	Mål med oppgaven	2
2	Teori.....	3
2.1	Huden.....	3
2.1.1	Hudens oppbygning.....	3
2.1.2	Svettekjertler.....	4
2.1.3	Terminologi og størrelser	5
2.1.4	Hudens ledningsevne	6
2.1.5	Forenklet elektrisk ekvivalentkrets av huden.....	8
2.1.6	Nervesystemet	9
2.1.7	Elektrodermal aktivitet (EDA).....	9
2.1.8	Elektrodermal respons (EDR) og nivå (EDL).....	10
2.1.9	EDA-modell.....	13
2.1.10	Ulinearitet i hudmålinger	14
2.1.11	Eksogene målemetoder på hud.....	15
2.1.12	Endogen målemetode på hud	19
2.1.13	Artefakter ved måling av EDA.....	20
2.2	Elektrodetori	21
2.2.1	Plassering av elektroder	21
2.2.2	Festing av elektroder.....	22
2.3	Elektronikk	23
2.3.1	Fasefølsom likeretter.....	23
2.3.2	Faseskifter	24
2.3.3	Linkwitz-Riley lavpassfilter	25
2.3.4	Wienbro-oscillator.....	26
3	Konsept	27
3.1	Forundersøkelser	27
3.1.1	Impedansmåling av håndflate	27
3.1.2	Valg av målefrekvens.....	29
3.1.3	Dynamikkområde	30
3.1.4	Elektrodeimpedans	30
3.2	Den valgte løsning	31
3.2.1	Potensialmåling	32
3.2.2	Impedansmåling	33
3.2.3	Den analoge delen.....	34
3.2.4	Den digitale delen	34
4	Måleinstrumentet, analog del.....	35
4.1	Elektronikkboks.....	35
4.2	Kretskort for måling av EDA	36
4.2.1	Oscillator	38
4.2.2	Forforsterker	39
4.2.3	Resistans, reaktans og potensial	40

4.2.4	Lavpassfiltrering	45
4.3	Strømforsyning	48
4.3.1	Batteri.....	49
4.3.2	Batterieliminatort.....	49
4.4	Elektroder	50
4.5	Elektrisk sikkerhet	51
4.6	Kretskortutlegg	52
4.6.1	Jordplan og linjestøy	52
4.6.2	Avkoblingskondensatorer.....	52
5	Måleinstrument, digital del	55
5.1	Dataloggerkort inklusiv adc.....	56
5.2	Labview	56
5.2.1	Seperasjon, filtrering og kalibrering	59
5.2.2	Beregning av konduktans	60
5.2.3	Lagring til fil.....	60
5.2.4	Brukergrensesnitt.....	62
6	Testing og kalibrering, analog del	65
6.1	Oscillator	65
6.1.1	Frekvens	65
6.1.2	Spenning ut	66
6.1.3	FFT-analyse.....	66
6.2	Forforsterker	67
6.3	Fasefølsomme likerettere med faseskiftere	68
6.4	Strømforsyning	69
6.4.1	Spenningsverdier.....	70
6.4.2	Elektromagnetisk forstyrrelse (EMI).....	70
6.5	Kalibrering av målesignalene	70
6.5.1	Resistans.....	71
6.5.2	Reaktans.....	72
6.5.3	Potensial.....	73
6.6	Tekniske spesifikasjoner.....	74
7	Måledata.....	75
7.1	Forsøket	75
7.2	Utdrag av enkeltresponser	82
8	Diskusjon	85
8.1	Måleinstrumentet	85
8.2	Måleresultatene.....	86
9	Konklusjon.....	89
9.1	Konklusjon.....	89
9.2	Fremtidige forbedringer.....	90
	Litteraturliste	91
	Appendiks A.....	95
A.1	Analogt målekort.....	96
A.2	Strømforsyning.....	104

Appendiks B	109
B.1 Skjema med informasjon til forsøkspersonene.....	110
B.2 Testprotokoll.....	111
B.3 Måledata	113
Appendiks C.....	124
Elektroder	124
Datakabel	124
Batterier 124	
Nettspenning	124
Instrument	124
Kalibrering.....	125
Appendiks D.....	127
D.1 Kalibrering.....	127
D.2 Måledata	128
Appendiks E	130
Gjennomgang av signalene i det analoge målekortet.....	130

Liste over figurer

Figur 2.1: Tverrsnitt av huden (Malmivuo et al., 1995).....	4
Figur 2.2: Bidrag av impedans fra levende vev i forhold til frekvens (Martinsen et al., 1999).7	
Figur 2.3: Konduktans (G) (sammenhengende linje) og kapasitans (CP) (stiplet linje) ved fylling av svetteporene (Grimnes, 1984).....	7
Figur 2.4: Forenklet elektrisk ekvivalentkrets av huden.....	8
Figur 2.5: Eksogen respons med parametre (Martin et al., 1980).....	11
Figur 2.6: SYDER koden. De tre elementære SPR kurvene; A, B og C med positivt og negativt fortegn. (Collet et al., 1996).....	12
Figur 2.7: Endogen respons av frykt og overraskelse (Collet et al., 1996).....	12
Figur 2.8: Forenklet elektrisk ekvivalent av huden (Malmivuo et al., 1995).....	14
Figur 2.9: Konstantstrømkrets og tilhørende serieekvivalent.....	16
Figur 2.10: Konstantspenningskrets og tilhørende parallelekivalent.....	17
Figur 2.11: Tre-elektrodesystem.....	18
Figur 2.12: Ekvivalentskjema til tre-elektrodesystemet.....	18
Figur 2.13: Fire-elektrodesystem.....	19
Figur 2.14: Endogen målemetode ved bruk av differanseforsterker.....	20
Figur 2.15: Anbefalt plassering av elektrodene ved måling av konduktans og potensial (Malmivuo et al., 1995).....	22
Figur 2.16: Fasefølsom likeretter.....	23
Figur 2.17: Faseskifter.....	25
Figur 2.18: 4. ordens Linkwitz-Riley lavpassfilter.....	25
Figur 2.19: Wienbro-oscillator.....	26
Figur 3.1: Gjennomsnittlig impedans målt i håndflaten vs. frekvens under en elektrode.....	28
Figur 3.2: Gjennomsnittlig faseforskjell i impedansmålingen vs. frekvens.....	28
Figur 3.3: Konduktans og suseptans i håndflaten vs. frekvens.....	29
Figur 3.4: Dynamikkområdet til konduktans vs. resistans.....	30
Figur 3.5: Impedansbidrag fra en enkelt elektrode vs. frekvens.....	31
Figur 3.6: Prinsippskisse for målekretsen for simultan måling av impedans og potensial.....	32
Figur 3.7: Hierarkisk oversikt til hele måleinstrumentet.....	33
Figur 3.8: Hierarkisk oversikt over den analoge delen av instrumentet.....	34
Figur 3.9: Hierarkisk oversikt over den digitale målekretsen.....	34
Figur 4.1: Måleinstrumentet.....	35
Figur 4.2: Oversikt over signalgangen i måleinstrumentet.....	36
Figur 4.3: Kretskortet for måling av EDR, overside.....	37
Figur 4.4: Kretskortet for måling av EDR, underside.....	37
Figur 4.5: Instrumenteringsforsterkeren.....	40
Figur 4.6: Fasefølsom likeretterkrets med faseskifter.....	41
Figur 4.7: Effektiv kobling når FET leder.....	42
Figur 4.8: Effektiv kobling når FET ikke leder.....	42
Figur 4.9: Likeretting av resistans.....	43
Figur 4.10: Likeretting av reaktans.....	44
Figur 4.11: Filterkarakteristikken til resistans- og reaktanskanalen, dB.....	45
Figur 4.12: Filterkarakteristikken til resistans- og reaktanskanalen, 1 V inn.....	46
Figur 4.13: Filterkarakteristikken til potensialfilteret, dB.....	47
Figur 4.14: Filterkarakteristikken til potensialfilteret, 1V inn.....	47
Figur 4.15: Oversikt over signalgangen i strømforsyningen.....	48

Figur 4.16: Strømforsyningen	48
Figur 4.17: Plassering av elektroder, slik det er gjort i oppgaven.....	50
Figur 4.18: Plassering av avkoblingskondensatorer som beskrevet av Grødal (1997). I (a) vil spenningsvariasjonen på Vcc være lik null, mens spenningsvariasjon vil forekomme på jord. I (b) vil spenningsvariasjonene forekomme på Vcc, mens jorden forholder seg ”ren”.....	53
Figur 5.1: Det analoge instrumentet koblet sammen med PDA'en og dataloggerkortet	55
Figur 5.2: Logikken til NI CF-6004	56
Figur 5.3: Flytdiagram til Labviewkoden	57
Figur 5.4: Hele hovedprogrammet med subVI'er	58
Figur 5.5: Separasjon, filtrering og kalibrering.....	59
Figur 5.6: Beregning av konduktans	60
Figur 5.7: Opprette fil til lagring av måldata.....	60
Figur 5.8: Lagring til fil.....	61
Figur 5.9: Brukergrensesnitt på PDA.....	62
Figur 5.10: Måleinstrumentet koblet til en forsøksperson. En av de tre elektrodene er festet på hånden på dorsal side, og vises ikke på bildet (se figur 4.17).....	63
Figur 6.1: Frekvenskarakteristikken til oscillatoren.....	65
Figur 6.2: Spenning ut fra oscillatoren.....	66
Figur 6.3: FFT-analyse av sinussignalet	67
Figur 6.4: FFT-analyse av signalet ut fra instrumenteringsforsterkeren.....	68
Figur 6.5: Faseskift etter faseskifter 90° (270°) i forhold til referansesignalet fra oscillatoren.....	69
Figur 6.6: Faseskift etter faseskifter 0° (180°) i forhold til referansesignalet fra oscillatoren ..	69
Figur 6.7: Lineariteten til resistanskanalen	71
Figur 6.8: Lineariteten til reaktanskanalen.....	72
Figur 6.9: Lineariteten til potensialkanalen.....	73
Figur 7.1: Forsøksperson 1	77
Figur 7.2: Forsøksperson 2.....	77
Figur 7.3: Forsøksperson 3.....	78
Figur 7.4: Forsøksperson 4.....	78
Figur 7.5: Forsøksperson 5.....	79
Figur 7.6: Forsøksperson 6.....	79
Figur 7.7: Forsøksperson 7.....	80
Figur 7.8: Forsøksperson 8.....	80
Figur 7.9: Forsøksperson 9.....	81
Figur 7.10: Forsøkspersoner 1-9: Gjennomsnitt av alle målingene som ble gjort	81
Figur 7.11: Tidsforsinkelse mellom konduktansrespons og suseptansrespons (dyp innånding)	82
Figur 7.12: Gjennomsnittsverdien av stimuliet for skremsel	83
Figur 7.13: Forskjell mellom konduktans- og potensialrespons (glede).....	84
Figur 7.14: Forskjell mellom konduktans- og potensialrespons (ubehag).....	84

Liste over tabeller

Tabell 1: Oversikt over maksimal lekkstrøm iht. IEC-60601-1	51
Tabell 2: Tekniske spesifikasjoner	74

1 Innledning

Denne oppgaven handler om utviklingen av et portabelt instrument som skulle kunne måle både konduktans og strømløs potensial i huden simultant på samme elektrode. Instrumentet er en videreføring av kretsen til Grimnes (2009b). Det har tidligere vært utviklet instrumenter som har målt konduktans (Martinsen, 1990, Christiansen, 2002), og også konduktans og potensial simultant (Montagu, 1958, Grimnes, 1982, Jabbari, 2006), men ikke et portabelt instrument som kunne gjøre dette. For mer historie om dette, se Grimnes (2009b). Ved å gjøre måleinstrumentet portabelt, muliggjøres måling av elektrodermal aktivitet (EDA) i andre situasjoner enn avgrenset til et laboratorium på grunn av store og tunge måleapparater.

Et av problemene med simultane målinger av konduktans og potensial tidligere, har vært avhengigheten av en datamaskin for prosessering av kontinuerlig måledata. I tillegg har man vært avhengig av en kommersiell lock-in forsterker, som er et stasjonært måleapparat på mange kg. Ved å konstruere en liten analog lock-in forsterker, samt bruke en PDA sammen med et dataloggerkort til logging av data, har vi kunnet realisere en portabel enhet for simultan måling av lavfrekvent ac-konduktans og strømløs potensial.

Ved bruk av EDA-målinger kan man finne ut en rekke ting ved kroppen, huden, og nervesystemet. Flere forskjellige sykdommer kan oppdages, slik som primær hyperhidrose, diabetes (sekundær hyperhidrose), cystisk fibrose og Ross syndrom. Andre områder som stressmåling, nevrologi og søvnmåling er bruksområder hvor monitorering av svetteaktivitet hos en pasient/forsøksperson kan være nyttig. I denne oppgaven skal det hovedsakelig handle om utviklingen av et portabelt måleinstrument som måler elektrodermal respons (EDR), men også noen målinger vil bli utført.

EDR er psykisk styrt svetteutskillelse i håndflatene og under fotsålene. EDR kan måles endogent eller eksogent. Eksogene målinger gjøres ved å måle konduktans ved dc eller lavfrekvent ac mellom to eller flere elektroder, og ved endogene målinger måles potensialet mellom to elektroder, for eksempel på håndflaten og underarmen

I denne oppgaven skal vi se hvordan konstruksjonen av et portabelt instrument for EDA-målinger har utartet seg. Vi skal se hvordan vi med bruk av tre elektroder har klart å konstruere et måleinstrument som måler både ac-konduktans og strømløs potensial simultant under samme elektrode.

1.1 Bakgrunn og motivasjon

Bioimpedansegruppen ved Fysisk institutt har drevet med hudmålinger i om lag 30 år. Siden den tid har gruppen bygd opp en god kunnskap om huden, og instrumentering for å måle på denne. Konduktansmålinger har lenge vært brukt til elektrodermale målinger på huden, men i de siste årene har også potensialmålinger blitt mer populært da denne typen målinger ser ut til å inneholde informasjon som ikke finnes i konduktansmålinger. Simultane målinger av lavfrekvent ac-konduktans og strømløs potensial på samme punkt omfatter et nytt og

spennende konsept, hvor de to målemetodene muligens kan komplementere hverandre (Grimnes, 2009b).

I de senere år har blant annet PDA'er og mobiltelefoner blitt så kraftige at det er mulig å flytte regnekraften fra de tradisjonelle datamaskinene, og over på mer portable apparater. Ved å eliminere bruken av en datamaskin kan man gjøre målinger av elektrodermal aktivitet i flere situasjoner enn bare stasjonært i et laboratorium eller lignende.

Det var derfor interessant å finne ut om det lot seg gjøre å utvikle et portabelt måleinstrument for EDR-målinger, som kunne både måle og logge data, og som ville fungere i andre sammenhenger enn bare stasjonært. Ved å kunne måle både lavfrekvent ac-konduktans og strømløs potensial simultant på samme punkt på huden ville det i så fall bli det første portable måleinstrumentet med disse egenskapene, og forhåpentligvis kunne gi svar på tidligere ubesvarte spørsmål innen EDR-målinger.

1.2 Mål med oppgaven

Målet med oppgaven var å konstruere et lite portabelt instrument for simultane målinger av lavfrekvent ac-konduktans og strømløs potensial på samme elektrode. Det skulle brukes en PDA sammen med et kommersielt dataloggerkort som kunne settes i PDA'en. Disse skulle logge dataene, og lagre disse enten på PDA'en eller på et minnekort. Instrumentet skulle også tilfredsstillere kravene i IEC 60601-1 standarden. Ellers ble det ikke satt noen krav til utformingen av instrumentet.

2 Teori

I teorikapitlet tar vi for oss blant annet bakgrunnsstoff om deler av huden og forskjellige teknikker brukt i elektronikken i måleinstrumentet. For å kunne forstå oppbygningen av måleinstrumentet og måleresultatene som har blitt gjort, er det viktig at enkelte aspekter ved huden er kjent. Også deler av elektronikken brukt i måleinstrumentet blir gjennomgått. Enkelte deler av elektronikken blir ikke forklart da det regnes med at leseren av denne oppgaven har en grunnleggende forståelse av elektronikk.

2.1 Huden

Huden er kroppens største organ og har mange viktige oppgaver som beskyttelse mot mekanisk og kjemisk påvirkning, væsketap, inntrenging av mikroorganismer, varmeregulering og sansing. I tillegg til at huden mottar mye informasjon fra utsiden via nervesystemet, kan man også plukke opp signaler fra huden. Huden kan fortelle mye om menneskets tilstand, både fysisk og psykisk, og flere apparater bruker huden som kommunikasjonsmiddel via ikke-invasive målemetoder. Via elektroder festet på huden kan man indirekte måle fysiske deler av kroppen som hjertets tilstand med elektrokardiografi (EKG) og hjernebølger med elektroencefalogram (EEG). Man kan også måle den psykiske tilstanden ved å måle svettekjertlenes aktivitet, noe som er mye brukt innen løgndetektering og ved utredning av psykisk tilstand.

2.1.1 Hudens oppbygning

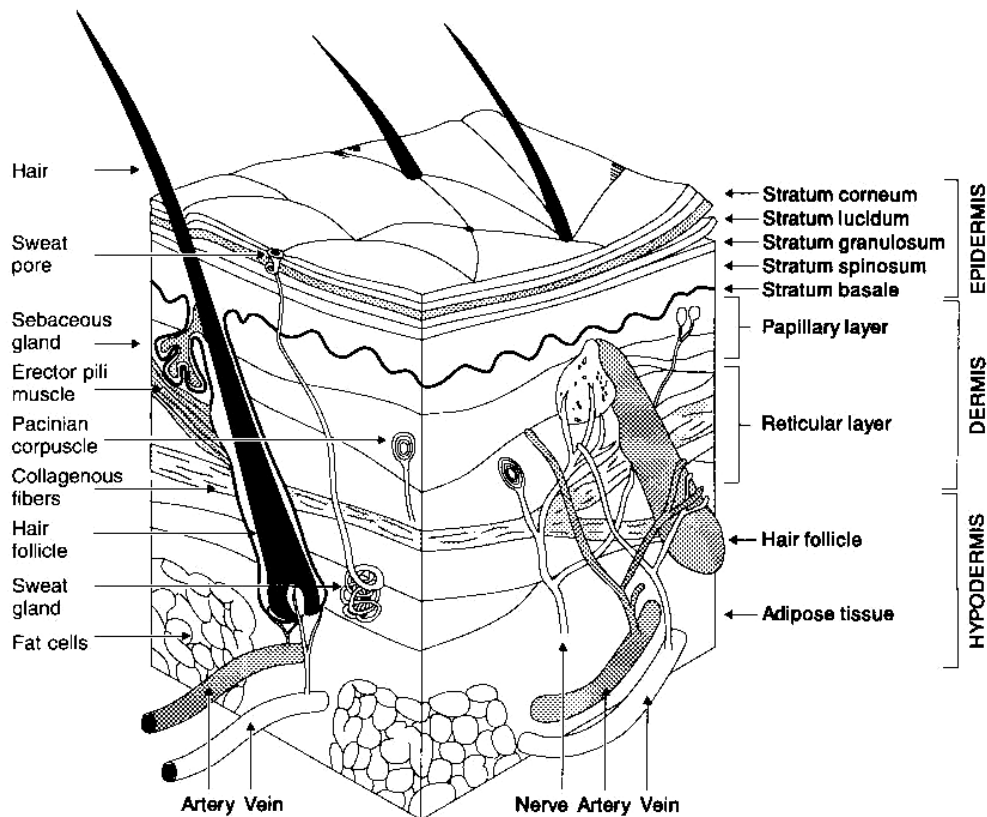
For å kunne forstå målemetoder på hud, er det viktig at vi først ser på oppbygningen av de forskjellige lagene i huden. Huden består av tre hovedlag: Overhuden (Epidermis), Lærhuden (Dermis) og Underhuden (Hypodermis eller Subcutis) (se figur 2.1).

Overhuden (Epidermis) er hudens ytterste lag og består av flere lag hornet overflatevev med flate celler. Overhuden har en tykkelse på mellom 0,01 mm til 1 mm der slitasjen er størst, og kan deles opp i fem lag. Disse lagene er i stigende rekkefølge: vekstlaget (stratum basale eller stratum germinativum), horncellelaget (stratum spinosum), kornlaget (stratum granulosum), det lyse laget (stratum lucidum) og hornhuden (stratum corneum).

De fire nederste lagene produserer nye celler i form av proteinet keratin, mens det øverste laget består av døde celler. Vekst er nødvendig på grunn av den stadige slitasjen som det ytterste laget påføres fra omgivelsene. Avskallingen fra stratum corneum erstattes av døde cellelag som tilføres fra de underliggende lagene. Når cellene beveger seg opp mot overflaten tørker de ut og blir skjellaktige. Det dannes hornflak som gjør at cellene ikke skilles fra hverandre. Dette gjør huden vanntett, og fungerer som et beskyttelseslag mot infeksjon. På grunn av at stratum corneum består av tørre celler, har den svært høy impedans i forhold til de dypere lagene i huden.

Lærhuden (Dermis) er et underliggende lag som er rikt forsynt med blodårer, og består av fast bindevev. Dette er det tykkeste laget med en tykkelse på 0,5 - 3 mm. Hårsekker, talgkjertler, nervevev og svettekjertler er noen av elementene som befinner seg i dette laget.

Underhuden (Hypodermis eller Subcutis) er det nederste hudlaget og består av løst bindevev. I dette laget forankres huden til underliggende vevsstruktur som muskler og bein. Det utvikler seg en viss mengde fettceller i dette laget og er også kjent som underhudsfettlaget. Dette fettlaget gir god varmeisolasjon, i tillegg til at det er kroppens viktigste fettlager.



Figur 2.1: Tverrsnitt av huden (Malmivuo et al., 1995)

2.1.2 Svettekjertler

Hele huden er perforert av svettekanaler som strekker seg fra svettekjertlene i lærhuden, og munner ut i porer i stratum corneum. Svettekjertler, *glandulae sudoriferae*, er fellesbetegnelsen på tre typer hudkjertler: ekkrine-, apokrine- og apoekkrine svettekjertler.

Ekkrine svettekjertler finnes i et antall på mellom 2 og 5 millioner fordelt med ulik tetthet over nesten hele kroppsoverflaten. Millington et al. (1983) gir disse gjennomsnittlige tallene av antall svettekjertler i huden per cm^2 på en voksen person: 233 i håndflaten, 620 under fotsålen, 360 i pannen, men bare 120 på lårene.

De ekkrine svettekjertlene ligger i lærhuden og har en lang trang kanal formet som et buktende rør som munner ut i hudens overflate. I denne oppgaven skal det i hovedsak konsentreres om de ekkrine svettekjertlene.

Apokrine svettekjertler finnes hovedsakelig i armhuler, anogenitalregionen, rundt navlen og brystvortene. Disse svettekjertlene er litt større enn ekkrine svettekjertler og trenger dypere ned i huden. Apokrine kjertler er styrt av frittflytende adrenalin, og har liten virkning på det elektrodermale fenomenet. (Scheidegger et al, 2004 og Boucsein, 1992).

Apoekkrine svettekjertler finnes i armhulene og ligner anatomisk på ekkrine kjertler. Den sekretoriske delen av kjertelen har områder som ligner den ekkrine kjertel, og andre områder som ligner den apokrine kjertel. Disse områdene er forbundet med hverandre. Den viktigste forskjellen i forhold til ekkrine svettekjertler, er at svettesekresjonen er opptil 10 ganger høyere i apoekkrine svettekjertler.

Svette inneholder vesentlig vann (99,5%), men også salter, urinstoffer og melkesyre. Dette gjør at svette leder elektrisk strøm. Når svetten utsondres gjennom svetteporene, forandres hudens elektriske ledningsevne. Hudens elektriske ledningsevne er begrenset av fyllingen av svettekjertlene samt fuktigheten i stratum corneum. Ved svetting/svetteaktivitet blir svettekanalene fylt med saltløsning, og om svetten når hudoverflaten, blir stratum corneum fuktet. Dette senker motstanden i stratum corneum, og som resultat vil strøm ledes bedre gjennom huden.

2.1.3 Terminologi og størrelser

Hudens elektriske egenskaper kan betraktes som en kompleks serieimpedans eller en kompleks parallelladmittans. Serieekvivalenten er en kombinasjon av resistans (R) og reaktans (X), mens parallellkvivalenten er en kombinasjon av konduktans (G) og suseptans (B). Vi får da følgende likninger:

$$\vec{Z} = \vec{R} + j \vec{X} \quad (\text{ impedans, } [\Omega], \text{ ohm })$$

$$\vec{R} = \text{Re} \left[\vec{Z} \right] = \frac{G}{G^2 + B^2} \quad (\text{ resistans, } [\Omega], \text{ ohm })$$

$$\vec{X} = \text{Im} \left[\vec{Z} \right] = \frac{-B}{G^2 + B^2} \quad (\text{ reaktans, } [\Omega], \text{ ohm })$$

$$\vec{Y} = \frac{1}{\vec{Z}} = \vec{G} + j \vec{B} \quad (\text{ admittans, } [S], \text{ siemens } \rightarrow 1/\Omega)$$

$$\vec{G} = \operatorname{Re}\left[\vec{Y}\right] = \frac{R}{R^2 + X^2} \quad (\text{konduktans, [S], siemens} \rightarrow 1/\Omega)$$

$$\vec{B} = \operatorname{Im}\left[\vec{Y}\right] = \frac{-X}{R^2 + X^2} \quad (\text{suseptans, [S], siemens} \rightarrow 1/\Omega)$$

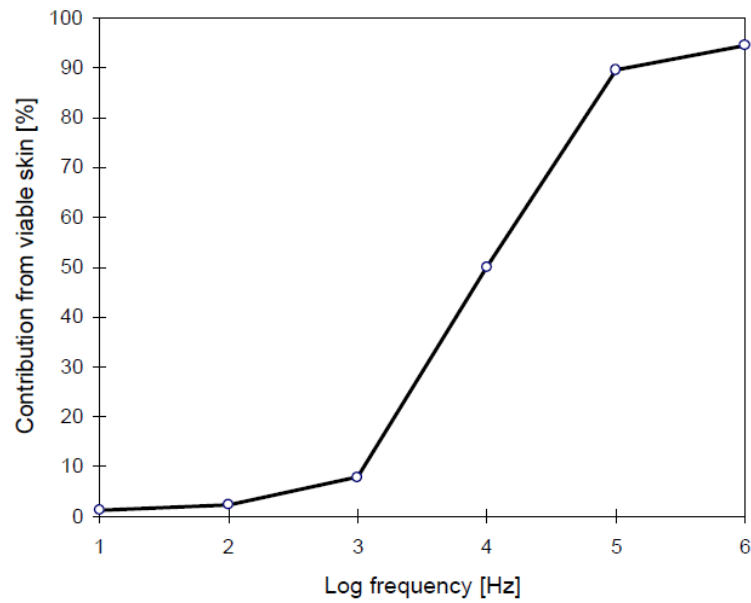
2.1.4 Hudens ledningsevne

Hudens impedans er frekvensavhengig. Ved lave frekvenser under 1 kHz reflekteres hudimpedansen hovedsaklig av stratum corneum, og ved høyere frekvenser av det levende vevet (Yamamoto et al., 1976, Martinsen et al., 1999). Dette representerer dog kun en "tommelfingerregel" fordi det fulle bildet kommer an på faktorer som fuktighet i stratum corneum, størrelsen på- og plasseringen av elektrodene som er brukt i målingene. Figur 2.2 viser hvor stor prosentandel det levende vevet bidrar med til den totale impedansen i forhold til frekvensen.

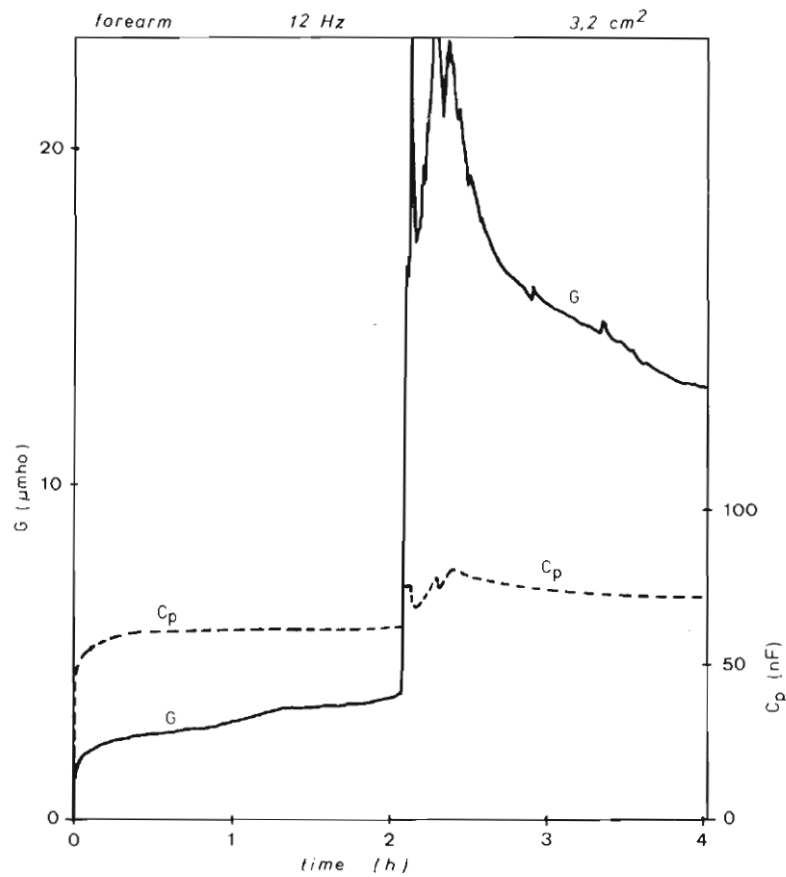
Ved svetteaktivitet forandrer impedansen i huden seg. Svetteporene fylles med svette (elektrolytt) opp til overflaten, og fukter også stratum corneum. En viktig faktor for strømledning er mobilitet av salter/ioner. Det at elektroder som er festet til huden kommer i kontakt med elektrolytten, i tillegg til at stratum corneum fuktes, gjør at konduktansen ved målinger øker. Det er viktig å understreke at ledningsevne i huden ikke er direkte relatert til svetteproduksjon eller fordampning av svette fra huden, men til svetteaktiviteten med fylling av svettekanalene og reabsorpsjonsprosessen (Tronstad et al., 2008). Reabsorpsjonsprosessen beskriver hvordan saltene i svetten blir tatt opp av kroppen ved at de blir absorbert gjennom membranen til svettekanalene. På denne måten minimerer kroppen tapet av salter. Jo større reabsorpsjon av salter gjennom svettekanalen, jo mindre ledningsevne i huden.

En dobling av admittansen i stratum corneum kan sees i løpet av få sekunder etter fylling av svettekanalene (Grimnes, 1982). Dette viser hvor viktig svetteutskillelsen er for ledningsevnen i huden. Dette kan vi også se i figur 2.3 som viser målinger gjort av Grimnes (1984). Her ser vi hvordan konduktansen plutselig øker når forsøkspersonen starter med en kort periode med fysisk aktivitet i form av knebøy.

Ved målinger med en sølvelektrode laget av tynn sølvtråd, viser Grimnes (1984) at både ac- og dc-strøm konsentreres til små avgrensede soner i huden. Områdene som hadde stor strømtetthet var stort sett sammenfallende med svetteporene. Dette indikerer at svettekanalene i huden i stor grad bestemmer hudimpedansen, med mengden elektrolytt i kanalene som avgjørende faktor. Grimnes' resultater viser videre at etter svettekanalene er fylt med elektrolytt, og elektrolytten trekker seg tilbake, henger det igjen en tynn film av elektrolytt i veggen på svettekanalene, og utover åpningen på poren i hudoverflaten. Dette vil også kunne gi endringer i ionetransporten. Fyllingen av svettekanalene øker konduktansen i stratum corneum, mens suseptansen bestemmes av fuktigheten til stratum corneum. Om svettenivået stiger så mye at svetten renner utover svetteporen på overflaten, vil svetten fukte stratum corneum, og vi vil se en økning i suseptansverdien i tillegg. Denne økningen vil komme etter en liten tidsforsinkelse etter at konduktansen øker (se også figur 7.11).



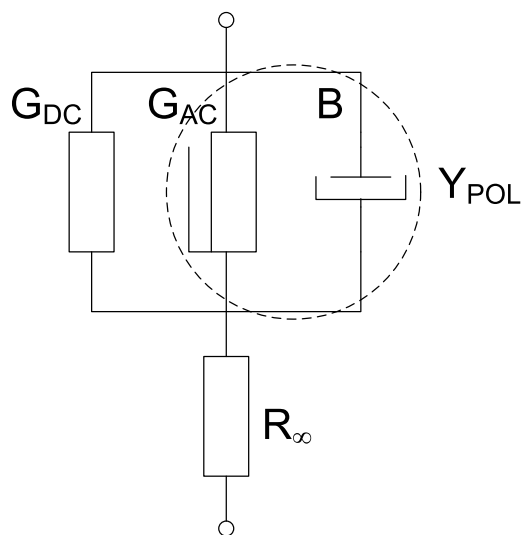
Figur 2.2: Bidrag av impedans fra levende vev i forhold til frekvens (Martinsen et al., 1999)



Figur 2.3: Konduktans (G) (sammenhengende linje) og kapasitans (CP) (stiplet linje) ved fylling av svetteporene (Grimnes, 1984)

2.1.5 Forenklet elektrisk ekvivalentkrets av huden

Figur 2.4 viser en forenklet elektrisk modell av huden. Den består av en parallellkobling mellom en resistans (G_{DC}) og et konstant faseelement bestående av en frekvensavhengig resistans (G_{AC}) og en polarisert kondensator (B) i parallell (Y_{POL}), som igjen er i serie med en resistans (R_{∞}). G_{DC} beskriver den ioniske dc-konduktansen i stratum corneum (svettekanalene pluss cellene i stratum corneum). Y_{POL} beskriver polarisasjonen og motstanden i cellemembranene i stratum corneum, hvorav G_{AC} beskriver det dielektriske tapet i stratum corneum, som er en variabel knyttet til fuktigheten i stratum corneum, og B beskriver suseptansen i huden (fuktigheten i stratum corneum). R_{∞} beskriver motstanden i den levende delen av vevet.



Figur 2.4: Forenklet elektrisk ekvivalentkrets av huden

Ved dc- eller lavfrekvent ac, vil det hovedsakelig være G_{DC} som måles, og bidraget fra det konstante faseelementet er lite. Men jo høyere frekvens som benyttes, jo høyere vil bidraget fra det konstante faseelementet være. (Se figur 3.3)

Cellemembraner har relativt høy kapasitans. Ved dc og lavfrekvent ac går strøm rundt cellene. Dette gjør at svettekanalene får en svært stor innvirkning på konduktansen gjennom huden. Ved høyere frekvenser går strømmen gjennom cellemembranene, og konduktansen øker selv om det ikke er svetteaktivitet.

Om man ønsker å måle bidraget fra svettekanalene (G_{DC}) i størst mulig grad, får man mest korrekte målinger ved bruk av så lav frekvens som mulig. Ved lav frekvens vil motstanden i den levende huden ligge på mellom 0,1-1 k Ω (Tregear, 1966).

2.1.6 Nervesystemet

Nervesystemet vårt består av sentralnervesystemet (SNS) og det perifere nervesystemet (PNS). SNS består av hjernen og ryggmargen, mens PNS består av nervene som kommer ut fra hjernen og ryggmargen, og som sprer seg utover i resten av kroppen. PNS kan videre deles opp i et sensorisk system og et motorisk system. Det sensoriske system sender nerveimpulser fra kroppens mange forskjellige sensorer til SNS, mens det motoriske system sender signaler fra SNS ut til kroppen. Det motoriske system kan videre deles inn i det autonome nervesystemet og det somatiske nervesystemet.

Det autonome nervesystemet betegner de delene av nervesystemet som regulerer organismens fundamentale livsprosesser som: kretsløp, åndedrett, fordøyelse og stoffskifte, kjertelvirksomhet etc. Det autonome systemet jobber selvstendig uten innflytelse fra viljen. Det somatiske nervesystemet har med sansing og bevegelser å gjøre. Det mottar informasjon fra de forskjellige sansene, bearbeider inntrykk og dirigerer organismens reaksjoner gjennom nerver til musklene. Det autonome og somatiske system fungerer ikke uavhengig av hverandre. De har begge sine overordnede senter i SNS. Via disse sentrene finner det sted en stadig vekselvirkning, og impulser fra det somatiske systemet ledsages gjerne av reaksjoner fra det autonome systemet. Sterk sinnsbevegelse er et eksempel på dette. Sinnsbevegelser leder gjerne til hjertebank, åndenød, rødme eller blekhet, klamme hender eller svetteutskillelse eller tåreflod som alle utløses av det autonome system.

2.1.7 Elektrodermal aktivitet (EDA)

Elektrodermal aktivitet (EDA) er kort forklart endring av hudens elektriske egenskaper styrt av SNS. Når en blir utsatt for fysiske eller psykiske stimuli, vil det komme en respons i form av økt svetteutskillelse. Svettekanalene representerer gode strømveier gjennom den høyohmige huden, og når disse fylles med svette gir det markante utslag i de elektriske egenskapene i huden. Elektrodermal aktivitet kan karakteriseres med to variable: hudens potensial og konduktans.

Håndflaten og fotsålene er områder med høy EDA, og er derfor utmerkede steder å måle på. Svetteaktiviteten i disse områdene er hovedsakelig psykisk og ikke termisk betinget (Kuno, 1956). I disse områdene er det også langt flere svettekjertler. Rothman (1954) forklarte at de elektriske egenskapene i håndflaten avhenger til en viss grad av termiske faktorer. Jänig et al. (1983) fant også at det foregår termisk betinget svetteaktivitet i håndflaten og fotsålene, men at dette kun skjedde ved høy omgivelsestemperatur.

Huden har forskjellige mekanismer for å regulere kroppstemperaturen, og vil blant annet øke svetteproduksjonen for å kjøle ned kroppen ved for stor varmeproduksjon. Denne prosessen står under innflytelse av det autonome nervesystemet, og for en god måling av EDA er det viktig å holde faktorer som omgivelsestemperatur og luftfuktighet innenfor gitte rammer, og så stabilt som mulig. Dette for å holde samme normal ledningsevne i huden konstant gjennom hele målingen da konduktansen til huden har en temperaturavhengighet på ca. 2% per grad Celsius (Martinsen et al., 1998).

Ettersom også det somatiske system har innvirkning på det autonome system, er det viktig at faktorer som lys, lyd og fysisk nærhet blir dempet i størst mulig grad.

2.1.8 Elektrodermal respons (EDR) og nivå (EDL)

Ved å gi en forsøksperson stimuli som for eksempel en høy lyd, eller sterkt lys, vil man kunne måle en rask forandring av hudens elektriske egenskaper. Dette omtales som elektrodermal respons (EDR). Psychogalvanic reflex (PGR), galvanic skin response (GSR) er to andre betegnelser på samme fenomen som EDR. Disse burde dog ikke benyttes, da de ikke beskriver måleprinsippene i tilstrekkelig grad (Schandry, 1989). EDL er langsomme forandringer av hudens elektriske egenskaper.

Ved EDR-målinger skiller man mellom stimulert- og spontan EDR. Stimulert EDR vises som en rask forandring i hudens elektriske egenskaper like etter at en stimulus som f.eks. lys eller lyd er gitt, mens spontan EDR vises som raske forandringer uten at forsøkspersonen påføres noen ytre stimuli. Det er to måter å måle/overvåke EDR og EDL: Eksogent, hvor konduktansen (SC) måles, og endogent, hvor potensial (SP) måles.

Man vet fortsatt ikke så mye om mekanismene bak potensialforandringene i huden, men blant annet reabsorpsjon av ioner, som natrium, fra svetten i svettekanalene kan tenkes at spiller en viktig rolle (Grimnes et al., 2008). I tillegg kan strømningspotensial medvirke til potensialforandring. Mobile ioner som for eksempel Cl^- eller Na^+ trekkes mot veggene i svettekanalene, da veggene har en positiv eller negativ ladning. Ved økt svetteaktivitet vil viskøse krefter trekke med seg ionene opp til overflaten, og dermed sette opp et negativt eller positivt potensial i forhold til et referansepunkt på et ikke aktivt område av huden

2.1.8.1 Eksogen målemetode

Ved eksogen målemetode måles ledningsevnen (konduktansen) i huden. Det sendes aktivt en strøm eller spenning fra en ekstern elektrisitetskilde gjennom elektrodene, og ved å måle forandringen i konduktansen, kan en overvåke den elektrodermale aktiviteten.

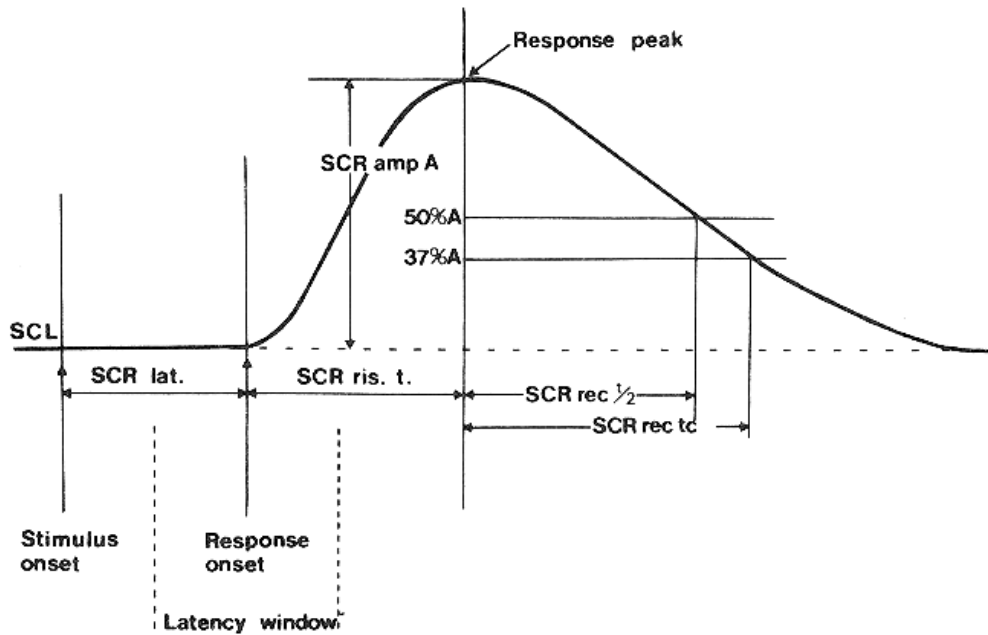
Man kan måle konduktansen på to forskjellige måter. Den ene metoden er å sende inn en konstant spenning og måle admittansen i huden, for så å trekke ut realdelen (konduktansen) av signalet.

$$\vec{Y} = \vec{G} + j \vec{B}$$

Den andre metoden er å måle impedansen ved å sende en lavfrekvent ac inn i huden og måle realdelen (resistans) og imaginærdelen (reaktans). Ved utregning får man konduktansen ved å bruke formelen:

$$\vec{G} = \text{Re} \left[\vec{Y} \right] = \frac{R}{R^2 + X^2}$$

I figur 2.5 vises en typisk kurveform av konduktansrespons i huden (SCR). Kurveformen for stimulert- og spontan SCR er lik, men responsen fra den stimulerede SCR-kurven er kraftigere. Ved stimuli vil det være en liten forsinkelse før vi ser en rask økning i konduktansen, før den når en topp og deretter avtar sakte tilbake til normalt nivå (SCL).

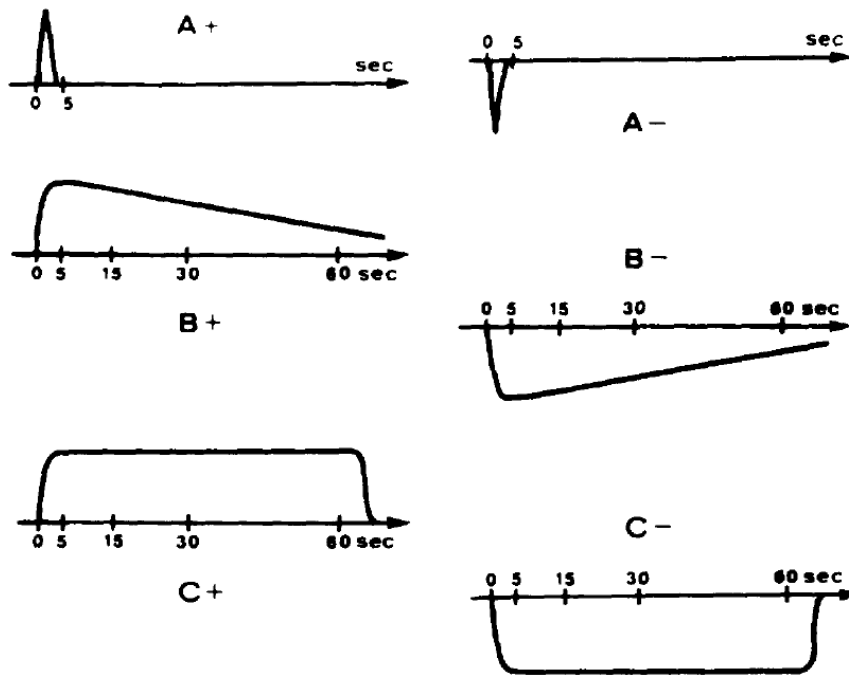


Figur 2.5: Eksogen respons med parametre (Martin et al., 1980)

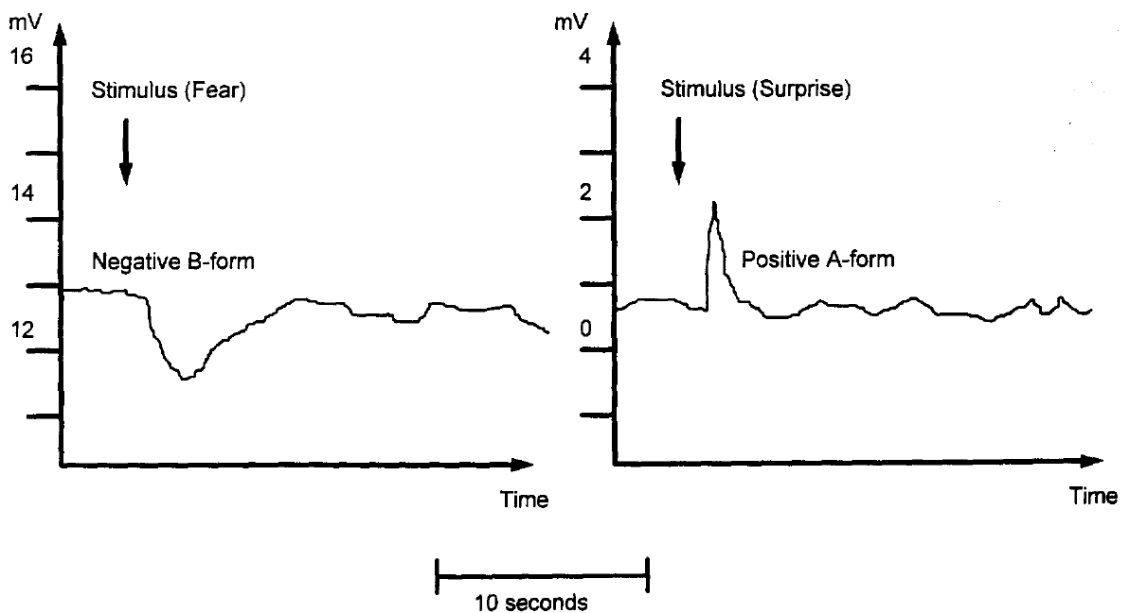
2.1.8.2 Endogen målemetode

Ved endogen målemetode måles potensialet mellom to områder på huden. Den ene elektroden plasseres i et område med høy EDA, og den andre (referanseelektroden) plasseres i et område med lav EDA. Her måles hudens egen elektriske aktivitet uten noen form for ekstern tilkobling av elektrisk strøm. Man vil da kunne plukke opp små forandringer i spenningsnivået, gjerne med en amplitude på $0 - \pm 20$ mV (Dittmar et al., 1991).

Ved potensialmålinger har vi andre kurveformer enn ved konduktansmålinger. Det finnes tre distinkte kurveformer ved potensialmålinger. Disse er beskrevet i den såkalte SYDER-koden, som er et dekodningssystem av endogene responser (SPR), som A, B og C (Collet et al., 1996) (se figur 2.6). Disse kan ha både positivt og negativt fortegn. Collet et al. (1996) gjorde forsøk om det var mulig å bruke blant annet potensialmålinger av huden for å kunne distingvere mellom forskjellige følelsesmessige responser. De fant ut at både frykt og overraskelse var lett å skille ut (se figur 2.7).



Figur 2.6: SYDER koden. De tre elementære SPR kurvene; A, B og C med positivt og negativt fortegn. (Collet et al., 1996)



Figur 2.7: Endogen respons av frykt og overraskelse (Collet et al., 1996)

2.1.9 EDA-modell

En elektrisk ekvivalent av huden ble ”utviklet” av Fowles (1974), og beskriver de forskjellige komponentene i huden, og innvirkningen de har på EDA-målinger. En litt forenklet modell er beskrevet i Malmivuo et al. (1995), og vist i figur 2.8. Den øverste delen av figuren representerer hudoverflaten, og den nederste delen representerer overgangen mellom dermis og hypodermis.

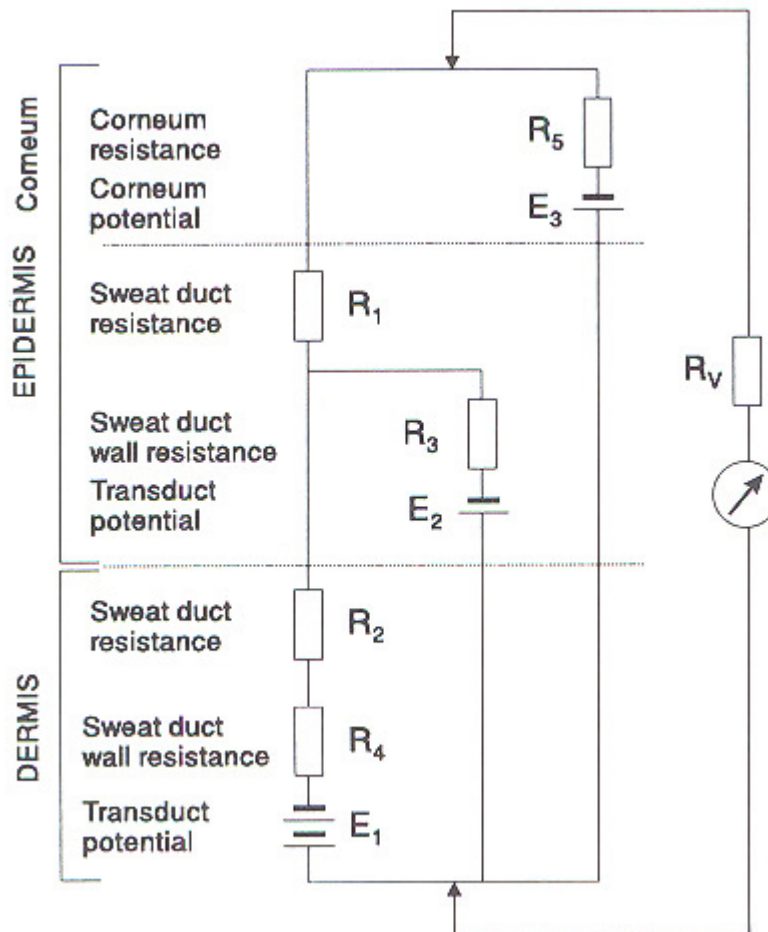
Modellen gir ikke full forklaring på EDR-fenomenet eller noen størrelser på de forskjellige elementene, men den hjelper oss i å forstå oppbygningen av huden, og hvilke elementer som virker inn på de elektrodermale responsene. Pilen på toppen av figuren representerer den aktive elektroden, mens pilen på bunn representerer referanseelektroden.

R_1 og R_2 representerer motstanden i svettekanalen, henholdsvis i epidermis og dermis. Når svettekanalen fylles med elektrolytt synker motstandene drastisk, og representerer da en stor strømleder. Fyllingen av svettekanalen vil da starte i dermis (R_2), og fortsette i epidermis (R_1). E_1 og R_4 representerer veggen i svettekanalen og overgangen fra vevet rundt svettekjertelen til elektrolytten i dermis. E_2 og R_3 representerer det samme, bare i epidermis. Potensialene E_1 og E_2 oppstår ved ulik ionekonsentrasjon i lumen og utenfor svettekanalen. Denne konsentrasjonen vil påvirkes av svetteproduksjon, noe som også vil øke det hydrostatiske trykket i svettekanalen og resultere i depolarisasjon i membranen til svettekanalen. Denne depolarisasjonen vil resultere i økt permeabilitet av ioner gjennom membranen, noe som fører til at R_3 og R_4 synker i verdi.

R_5 og E_3 representerer henholdsvis motstanden og potensialet til stratum corneum. Hvis svetten/elektrolytten når overflaten av huden, vil fuktighet diffundere inn i stratum corneum, og R_5 vil synke i verdi.

Ved en svetterespons vil svetten stige i svettekanalen, og R_2 vil gradvis synke i verdi.

Tidsintervallet fra stimulus til vi ser en respons i SCR er gitt av tiden det tar for at dette skal skje. Om responsen er liten, vil ikke svetten stige opp epidermis, og vi vil ikke se noe utslag i SCR. Ved større respons vil svetten stige høyere, noe som vil gjøre at også R_1 synker i verdi. Er responsen stor nok vil svetten/elektrolytten stige over svetteporen, noe som forårsaker en fukting av stratum corneum. Da vil R_5 gradvis synke i verdi, og vi vil se en økning i SCR og suseptansen. Ved potensialmålinger vil utslaget stort sett bestå i bidraget fra E_3 i stratum corneum, minus spenningsfallet over R_5 . Lave verdier av R_4 , R_2 og R_1 vil i tillegg føre til en større innflytelse fra E_1 .



Figur 2.8: Forenklet elektrisk ekvivalent av huden (Malmivuo et al., 1995)

2.1.10 Ulinearitet i hudmålinger

Ved eksogene hudmålinger vil målespenning og -strøm kunne påvirke måleresultatet. Det er derfor viktig å ta dette i betraktning ved valg av disse verdiene. Yamamoto et al. (1981) gjorde undersøkelser som viser hudadmittansens strøm- og frekvensavhengighet. Ved 10 Hz målefrekvens fant de at det lineære området har en øvre grense ved ca. $10 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ (litt avhengig av elektrode- og pastatype), og ved 100 Hz ca. $100 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ (effektivverdier). Dette er viktig å ta hensyn til ved eksogene målinger i hud med bruk av konstant strøm.

2.1.10.1 Elektrosmose

Ved elektroosmotisk effekt, transporteres vann aktivt fra de dypere lagene i huden og opp til overflaten ved negativt potensial på måleelektroden (Grimnes, 1983). Elektrosmose

forårsakes av viskøse krefter mellom mobile kationer ved kapillærveggene, og det kapillære væskevolum. De mobile kationene trekkes mot elektroden ved påsatt elektrisk felt. Denne ionetranporten kalles iontophorese. Den elektroosmotiske væskestrømmen gjennom et fylt kapillær er gitt ved formelen:

$$F = \frac{\zeta \epsilon I \rho}{4\pi \eta}$$

hvor ζ = elektrokinetisk potensial, ϵ = dielektrisitetskonstanten for væsken, I = total elektrisk strøm, ρ = væskens resistivitet og η = væskens viskositet (Grimnes, 1983).

Væsketransporten er altså proporsjonal med strømmen, men uavhengig av dimensjonene på kapillærene. En slik elektrolytttransport vil gi opphav til ulinearitet ved hudmålinger, og må derfor tas i betraktning ved valg av målespenning.

Elektroosmose i huden har i tillegg memristive egenskaper. Etter at en svettekanal blir fylt med svette, som deretter trekker seg tilbake, vil en konduktiv elektrolytisk film dekke den indre veggen til svettekanalen. Hvis et elektrisk felt blir påtrykt huden vil den mobile delen av den elektrolytiske filmen trekke på den fylte delen av svettekanalen. Det betyr at de elektriske egenskapene i svettekanalene er avhengig av historien til svettenivået i kanalene (Grimnes et al., 2009a)

2.1.11 Eksogene målemetoder på hud

Det er flere måter å måle impedans eller admittans i huden på. Teknikker benyttet for å måle de elektriske egenskapene til huden strekker seg fra enkle to-elektrodesystemer, til avanserte multielektrodesystemer. Metoden som blir benyttet er avhengig hvilke av hudens egenskaper som ønskes undersøkt.

De elektriske ekvivalentmodellene av huden beskriver en kompleks impedans eller admittans. For å kunne måle disse egenskapene i huden på en enkel måte, har man to muligheter. En kan påtrykke konstant spenning eller konstant strøm.

Valget av måleteknikk gjøres ut fra om komponentene som skal måles i huden ligger i parallell eller serie i den elektriske ekvivalentmodellen. De forskjellige metodene er klassifisert etter hvordan målingene blir utført.

2.1.11.1 To-elektrodesystem

Dette er en egnet metode for å måle immitans, hvor en bruker to elektroder i et enkelt oppsett. Det finnes to varianter av oppsettet: konstant strøm og konstant spenning. Når det påtrykkes en kjent strøm eller spenning, er det mulig å beregne henholdsvis impedansen eller admittansen i huden. En ulempe med denne målemetoden er at også elektrodeimpedansen vil inngå i målingene.

Konstant strøm (to-elektrode)

Om man ønsker å måle impedansen i huden, setter man opp en konstant strøm gjennom elektrodene, og betrakter huden som en seriekobling av elektrodens polarisasjonsimpedans, hudimpedansen og resistansen til det dypere vevet. Spenningsfallet over elektrodene forteller om hvor stor impedansen er. Ved å bruke et sinusformet signal kan man hente ut informasjon om fasen i tillegg til størrelsen på impedansen.

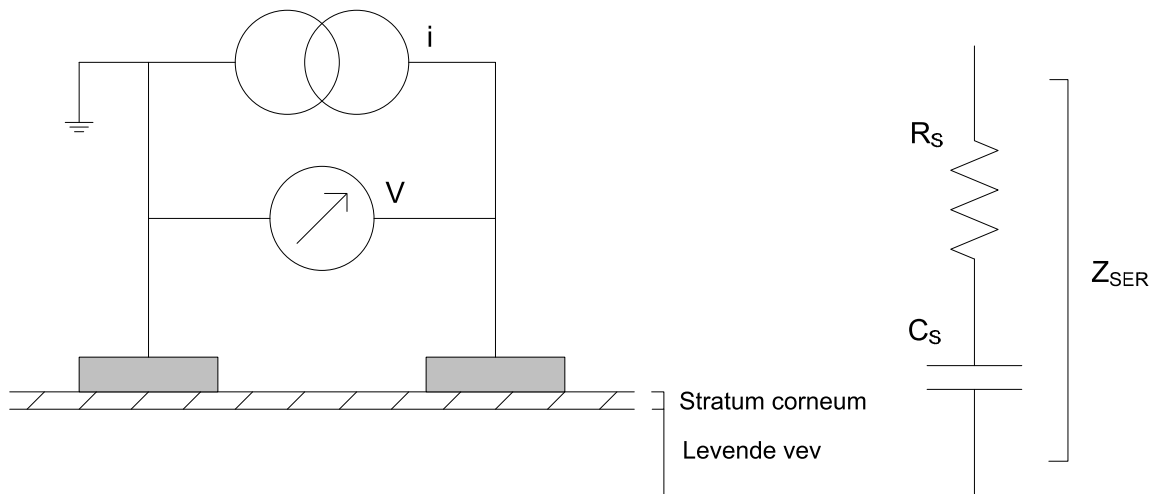
Totalimpedansen Z_{SER} blir da:

$$Z_{SER} = R_S + \frac{1}{j\omega C_S}$$

Og vi får en avlest spenning U :

$$U = Z_{SER}I = IR_S - j\frac{I}{\omega C_S}$$

Ved å benytte seg av to fasefølsomme likerettere kan man dekomponere den avleste spenningen i en realdel og en imaginærdel. Resistansen vil være direkte proporsjonal med realdelen av den avleste spenningen, og reaktansen vil være direkte proporsjonal med imaginærdelen av den avleste spenningen.



Figur 2.9: Konstantstrømkrets og tilhørende serieekvivalent

Konstant spenning (to-elektrode)

Om man ønsker å måle admittansen i huden, kan man sette opp en konstant spenning over elektrodene. Strømmen gjennom kretsen vil da være proporsjonal med den resulterende admittansen av komponenter som er fysisk parallellkoblet. Dette vil si svetteporenes konduktans, hudadmittans og elektrostatisk kapasitans.

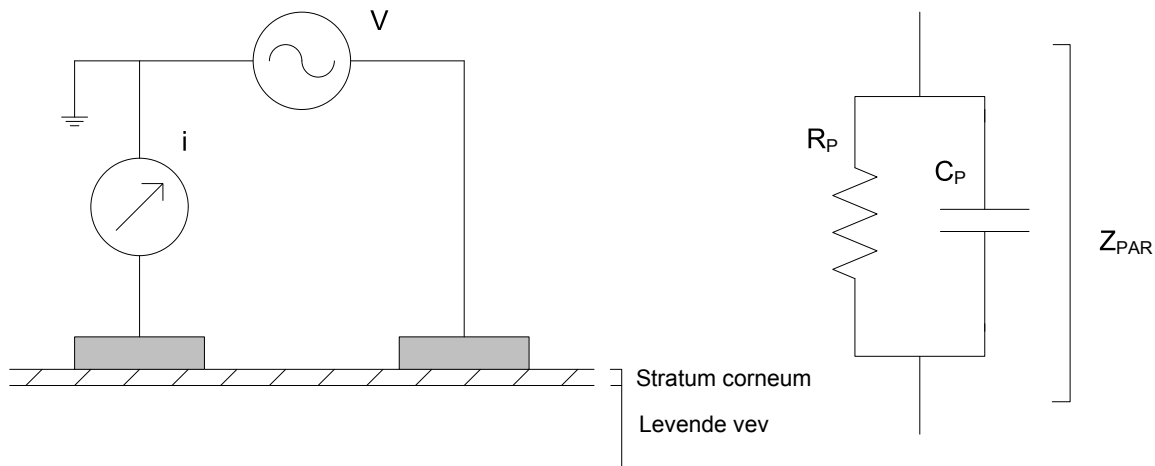
Totaladmittansen Y_{PAR} blir da:

$$Y_{PAR} = \frac{1}{R_p} + j\omega C_p$$

Og vi får en avlest strøm I :

$$I = UY_{PAR} = \frac{U}{R_p} + jU\omega C_p$$

Ved å benytte seg av en måleshunt og to fasefølsomme likerettere kan man dekomponere den avleste spenningen i en realdel og en imaginærdel. Konduktansen vil være direkte proporsjonal med realdelen av den avleste spenningen, og suseptansen vil være direkte proporsjonal med imaginærdelen av den avleste spenningen.



Figur 2.10: Konstantspenningskrets og tilhørende parallelekvivalent

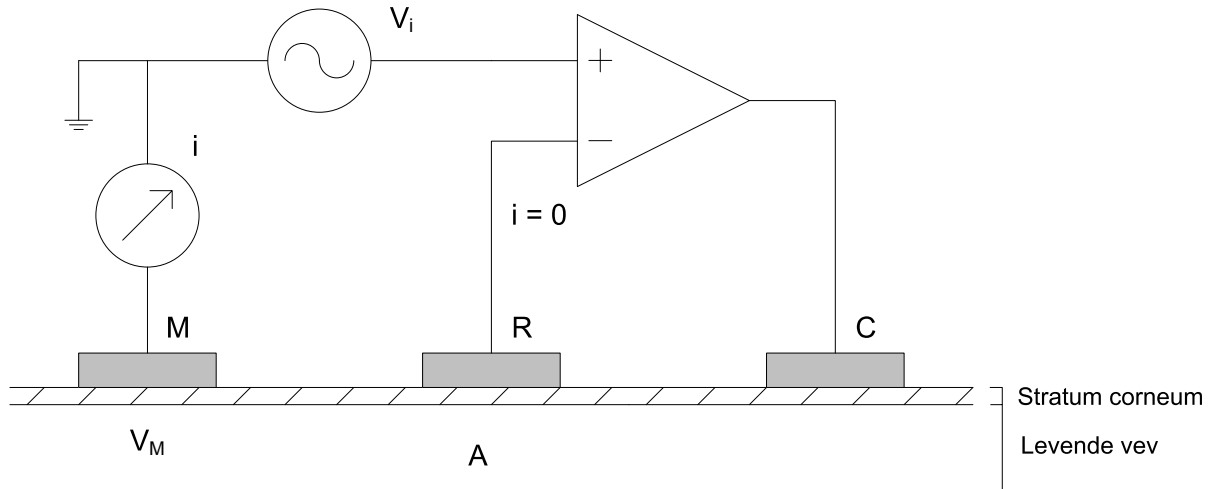
2.1.11.2 Tre-elektrodesystem

I et to-elektrodesystem vil det være vanskelig å vite hvor stort bidrag av den målte admittansen som ligger under hver av elektrodene. Ved å benytte seg av en tredje elektrode som en referanseelektrode (R) i negativ tilbakekobling til en op-amp kobling, kan man nøytralisere bidraget fra den strømførende elektrodene (C), og man vil kun måle admittansen under målelektroden (M).

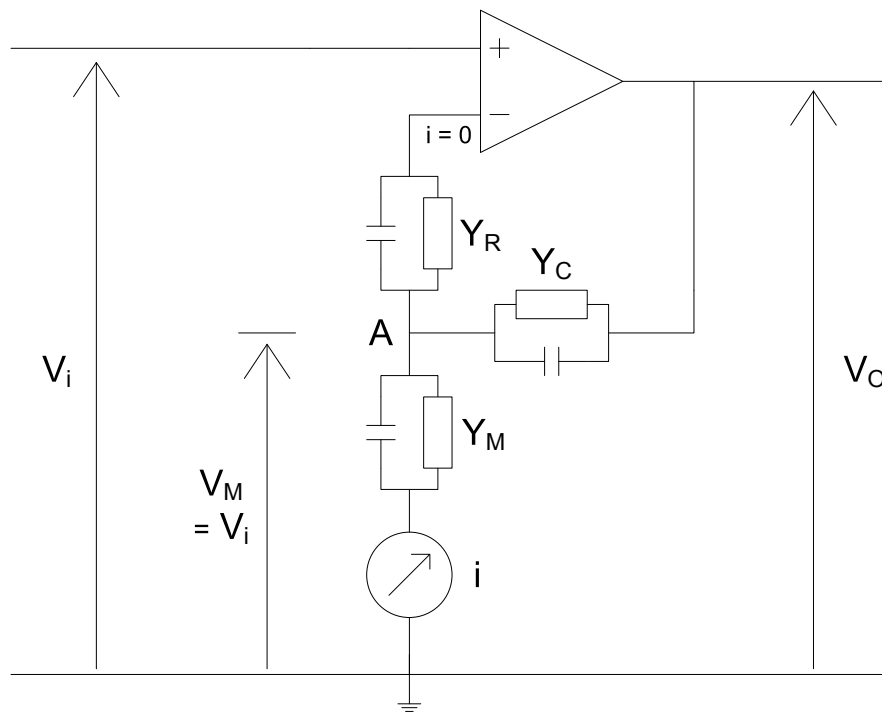
Denne er gitt ved:

$$Y = \frac{i}{V_i}$$

Figur 2.12 viser en ekvivalentkrets til 3-elektrodekreten i figur 2.11. Admittansen i stratum corneum under hver elektrode er beskrevet som Y_M , Y_C og Y_R . Impedansen til elektrodene er ikke tatt med i beregningen, da disse kun utgjør 1% av impedansen til stratum corneum (se måling i kapittel 3). På grunn av den høye inngangsmotstanden i op-ampen går det ikke strøm inn i R-elektroden, og all strømmen fra C-elektroden går gjennom M-elektroden. Dette gir at det ikke er noe spenningsfall over Y_R , og at målespenningen V_i ligger over Y_M . Ergo vil kun admittansen under M-elektroden bli målt.



Figur 2.11: Tre-elektrodesystem

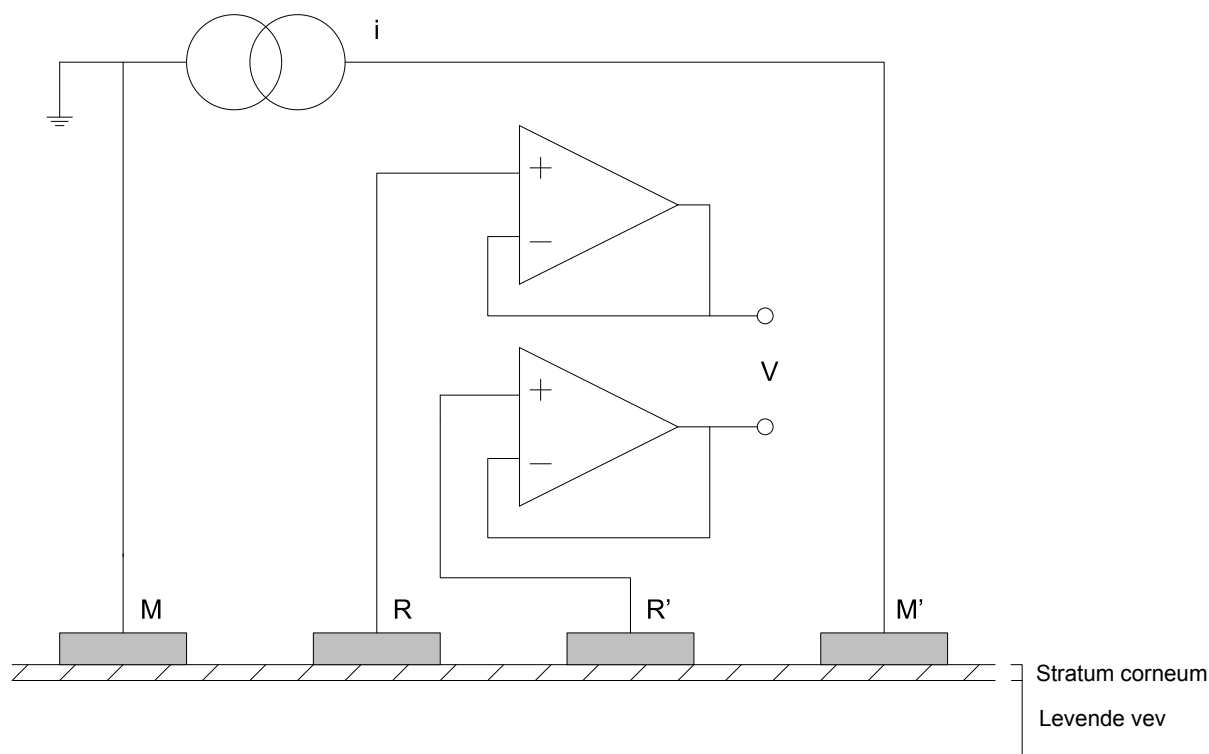


Figur 2.12: Ekvivalentskjema til tre-elektrodesystemet

2.1.11.3 Fire-elektrodesystem

Man kan også benytte seg av fire elektroder i samme måleoppsett. Hudens bidrag blir ikke målt med denne metoden, kun dypere lag, så denne metoden er derfor uegnet for elektrodermale målinger. Her vil en konstant strøm bli sendt over elektrodene M og M', og potensialet målt over de passive elektrodene R og R'. Immittansberegningen vil være avhengig av forholdet mellom eksitasjonsstrømmen gjennom elektrodene M og M', og spenningen målt over elektrodene R og R'.

Ved denne målemetoden vil man langt på vei unngå bidrag fra elektrodepolarisasjon. Det er likevel visse ulemper med dette oppsettet. Soner med negativ sensitivitet kan introdusere store målefeil ved måling på heterogene materialer. I tillegg kan de passive elektrodene ha en common mode-spenning over seg som også vil introdusere feil i målingene (Grimnes et al., 2006).



Figur 2.13: Fire-elektrodesystem

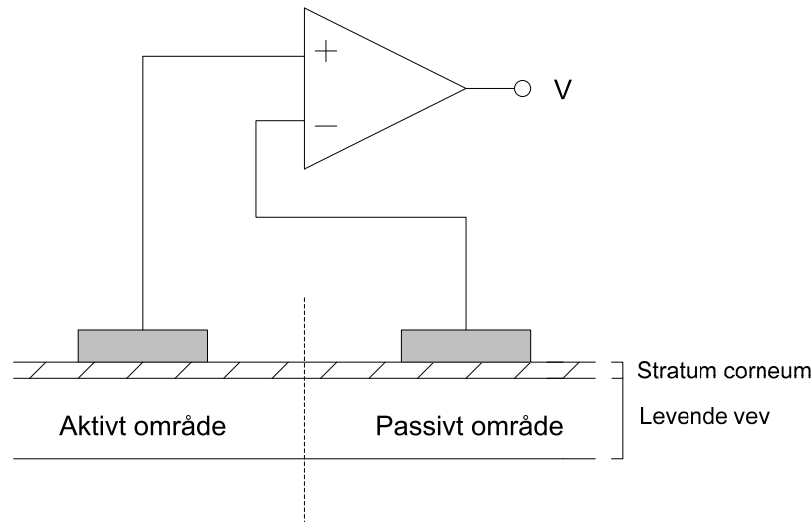
2.1.12 Endogen målemetode på hud

Ved endogen målemetode på hud, plukkes potensial i huden opp vha. en differanseforsterker. Et viktig aspekt ved utvelgelse av differanseforsterker er at den må ha høyohmige innganger med lav lekkstrøm fra inngangene (I_B). Den ene elektroden plasseres i et aktivt område i håndflaten, mens den andre elektroden plasseres i et mindre aktivt område, som for eksempel underarmen.

Vi får da en avlest spenning U:

$$U_{pot} = G(U_+ - U_-)$$

En stor fordel med denne målemetoden er at man unngår elektrodepolarisasjon, ettersom det ikke sendes noe strøm gjennom elektrodene.



Figur 2.14: Endogen målemetode ved bruk av differanseforsterker

2.1.13 Artefakter ved måling av EDA

Ved målinger av levende vev som huden vil det kunne oppstå usikkerhetsmomenter ved måleresultatene. Under er det listet opp noen relevante feilkilder:

- Mekanisk press eller draging av elektrodene
- Kroppsbevegelser
- Elektronisk støy fra kretskort
- Elektronisk støy fra lysnettet
- Respirasjon
- Ujevn omgivelsestemperatur
- Uforutsette stimuli av lys og lyd
- Smerter

Det er to måter å unngå artefakter på. Den ene måten er å unngå støykilder. I tillegg bør forsøkspersonen sitte i en behagelig stilling, slik at uønskede kroppsbevegelser holdes til et minimum. Ledningene til elektrodene bør tapes til armen for å unngå draging, og dermed mekanisk påvirkning på elektrodene.

Den andre måten er å korrigere for støy og uønskede signaler i kretskortet eller i programvaren. Høyfrekvente feilkilder kan fjernes med et lavpassfilter. Ved EDA-målinger er

det anbefalt å ha et lavpassfilter med knekkfrekvens på 5 Hz for å fjerne støy, men samtidig la måledataene gå uhindret gjennom (Schmidt et al., 2000).

2.2 Elektrodeteori

For å kunne overføre elektriske signaler fra huden og til instrumentet trenger man et overgangsledd. Dette er fordi ladningsbærere i huden og i elektriske ledninger ikke er de samme. Mens det i elektriske ledninger er elektroner som står for ladningsbæringen, er det ioner i huden. Ved bruk av en metallplate innkapslet i ionisk materie, fungerer elektroden som et overgangsledd, og det er i overgangen mellom metallet og den ioniske materien at den elektriske overføringen finner sted.

Elektrodene gjør altså om kroppens strøm av ioner til en strøm av elektroner, som igjen kan avleses av måleinstrumentet. Ved valg av elektroder for EDA-målinger, er det viktig å velge en elektrode med en ionisk materie som er isotonisk, dvs. ha samme ionekonsentrasjon som svette. Dette minimerer vekselvirkninger mellom hud og elektrode (Boucsein, 1992).

2.2.1 Plassering av elektroder

Ved eksogene målinger plasseres elektrodene på to aktive steder som på fingrene (phalanges), eller i håndflaten på thenar og hypothenar. Ved endogene målinger plasseres den ene elektroden i et aktivt område som mellomleddet på en av fingrene (medial phalanx), eller i håndflaten (hypothenar), og den andre i et passivt område som underarmen (se figur 2.15).

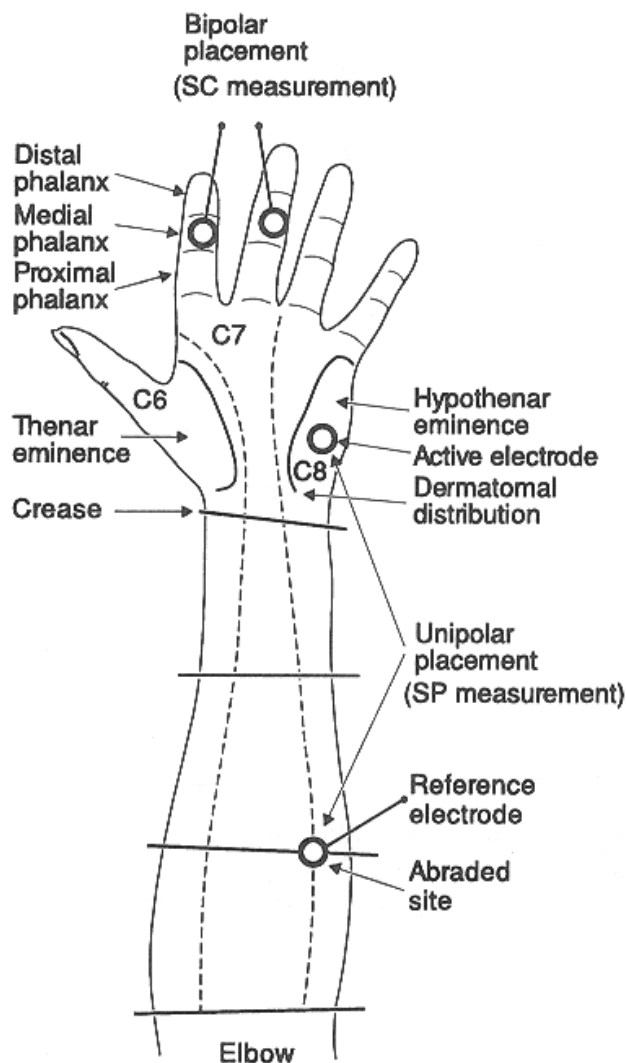
Ved plassering på fingrene, vil fingertuppene (distal phalanges) gi større utslag i SCR- og SPR-amplitudene enn ved plassering i mellomleddet (medial phalanges) (Scerbo et al., 1992). Det er likevel anbefalt å plassere elektrodene på mellomleddet, da det vil være bedre feste for elektrodene, i tillegg til at det er mindre sannsynlighet for arrdannelse der.

Plassering i håndflaten har flere fordeler i forhold til plassering på fingrene. SCR- og SPR-amplitudene vil være litt høyere, i tillegg til at det vil være bedre feste for elektrodene.

I tillegg bør elektrodene plasseres på den ikke-dominante hånden. Dette er fordi det er mindre sannsynlig at pasienten/forsøkspersonen vil røre på denne hånden og skape bevegelsesstøy. Dessuten gir dette pasienten mulighet til å bruke den dominante hånden til skriving eller annen aktivitet.

Venables og Christie (1980) lister opp disse grunnene for å bruke håndflaten eller innsiden av fingrene til EDA-målinger:

- (1) Elektrodene kan lett festes, og disse stedene er lite sannsynlig at forsøkspersonen/pasienten vil røre på og skape bevegelsesstøy
- (2) Det er tilstrekkelig område for festing av elektrodene
- (3) Områdene er relativt fri for arr(dannelse)
- (4) Områdene har høy elektrodermal aktivitet



Figur 2.15: Anbefalt plassering av elektrodene ved måling av konduktans og potensial (Malmivuo et al., 1995)

2.2.2 Festing av elektroder

Før festing av elektrodene på huden bør ikke huden forbehandles på noen måte, med mindre pasienten har veldig uren hud. I disse tilfellene kan huden renses med litt alkohol, slik at elektrodene får bedre feste (Boucsein, 1992).

Etter festing av elektrodene bør man vente i minst 10 minutter, men helst 15-20 minutter før man foretar EDA-målinger (Boucsein, 1992). Dette er for at drift av SCL-nivået skal få tid til å stabilisere seg fra tilpassingen av hud-elektrode-overgangen, slik at man får så nøyaktige målinger som mulig. Etter at elektrodene er festet til huden, bør også ledningen fra elektrodene festes med en tape på armen på en måte som forhindrer at det blir noen mekanisk påvirkning av elektrodene fra draging i ledningene, eller at man for eksempel strammer håndleddet. Dette vil produsere såkalte Ebbecke-bølger som vil vises som støy i målingene (Boucsein, 1992).

2.3 Elektronikk

For å måle på hud er det viktig å ha en så god elektronikk som mulig, med lavest mulig støy og påvirkninger utenfra. I denne delen er det beskrevet litt om teorien bak noen av prinsippene som er benyttet i måleinstrumentet i denne oppgaven.

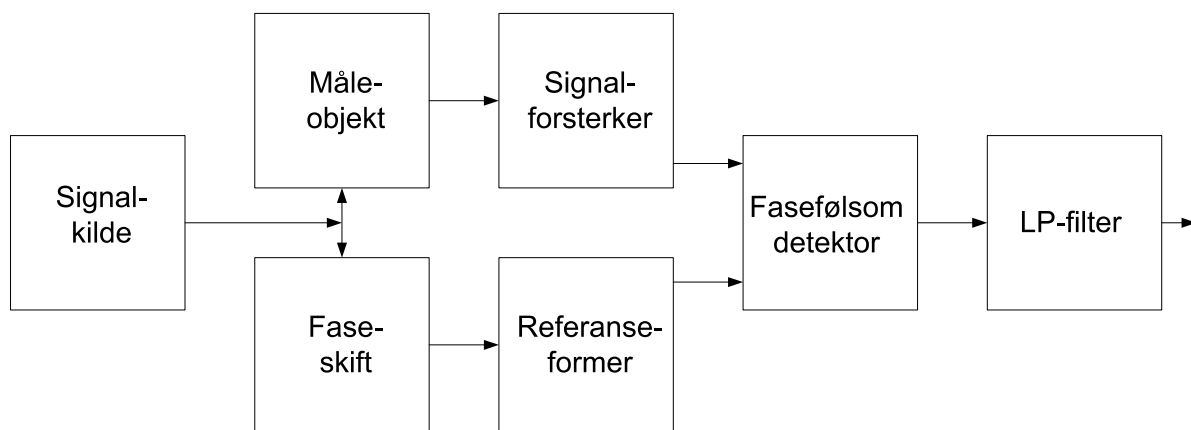
2.3.1 Fasefølsom likeretter

Støy og andre uønskede signaler er alltid med på å begrense følsomheten ved ulike målinger. Når støyen blir tilnærmet like stor som, eller overstiger målesignalet, er fasefølsom deteksjon en veldig god metode for å grave fram signalet fra støyen.

Måten den oppnår dette på er å fungere som et smalt båndpassfilter som fjerner mye av den uønskede støyen, samtidig som det ønskede signalet slippes igjennom for videre måling.

I figur 2.16 ser vi prinsippet til en fasefølsom likeretter. Et signal sendes inn i et måleobjekt, og responsen derfra forsterkes opp og sendes inn på kretsens signalkanal. Samtidig sendes signalet inn i kretsens referansekanal. I referansekanalen bestemmes fasen mellom de to signalene som sendes inn på den fasefølsomme detektoren.

Den fasefølsomme detektoren er den sentrale enheten. Her foretas en fasefølsom likeretting. Virkemåten er i prinsippet en multiplikasjon mellom det målte signalet og referansesignalet. Dette betyr at alle komponenter av det målte signalet som ikke er av samme frekvens og fase som referansesignalet blir undertrykt. Når signalet har samme frekvens som referansesignalet, vil resultatet være et likerettet signal som er proporsjonalt med amplituden på det målte signalet, og cosinus til faseforskjellen mellom dem. Ved å justere fasen på referansesignalet, slik at den stemmer overens med det målte signalet, kan man på denne måten undertrykke støy med mange størrelsesordener. Det likerettede signalet blir så sendt gjennom et lavpassfilter, hvor resultatet vil bli et dc-signal lik den integrerte verdien til det likerettede signalet.



Figur 2.16: Fasefølsom likeretter

Sett at referansesignalet blir gjort om til en firkantpuls. Dette signalet vil da ha en grunnfrekvens ω_r og alle odde harmoniske. Signalet er da gitt ved:

$$V_r = \frac{4}{\pi} \sum \frac{1}{n} \sin(n\omega_r t) \quad n=1,3,5,\dots$$

Vi antar at det målte signalet har en ren sinusform med frekvens ω_s . Det målte signalets amplitude inn på detektoren kalles S. Det målte signalet er da gitt ved:

$$V_s = S \sin(\omega_s t)$$

Fasevinkelen mellom de to signalene er definert som ϕ . Resultantsignalet ut fra detektoren er da gitt ved:

$$V_o = \frac{4}{\pi} \sum \frac{S}{n} \sin(\omega_s t) \sin(n\omega_r t + \phi) = \frac{2}{\pi} \sum \frac{S}{n} [\cos((\omega_s - n\omega_r)t - \phi) - \cos((\omega_s + n\omega_r)t + \phi)]$$

På grunn av lavpassfilteret kan vi se bort fra ledd med summen av frekvensene. Videre kan vi se bort fra alle høyere harmoniske når ω_s og ω_r er omtrent like store. Likningen kan da skrives slik:

$$V_o = 2 \frac{S}{\pi} [\cos \phi \cos(\omega_s - \omega_r)t + \sin \phi \sin(\omega_s - \omega_r)t]$$

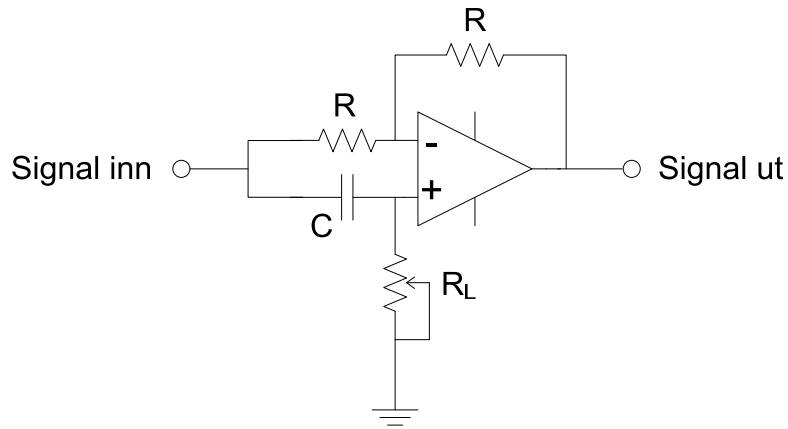
Når $\omega_s = \omega_r$ fås:

$$V_o = 2 \frac{S}{\pi} \cos \phi$$

2.3.2 Faseskifter

I de fleste kretser vil det oppstå fasefeil på grunn av kondensatorer, spoler og lignende. For å sørge for at et signal er i korrekt fase, kan man bruke en faseskifter (se figur 2.17). Dette er en krets som fungerer som en virtuell spole, og ved hjelp av pot-meteret (R_L) kan man justere fasevinkelen til et signal fra 0° - 100° . Denne kretsen brukes i oppgaven til å justere fasen til referansesignalet til den fasefølsomme likeretteren. Ved bruk av faseskiftere dannes to nye referansesignaler, et på 0° , og et på 90° . Dette muliggjør måling av både resistans og reaktans (se kapittel 4). Induktansverdien følger av formelen:

$$L = R_L RC$$



Figur 2.17: Faseskifter

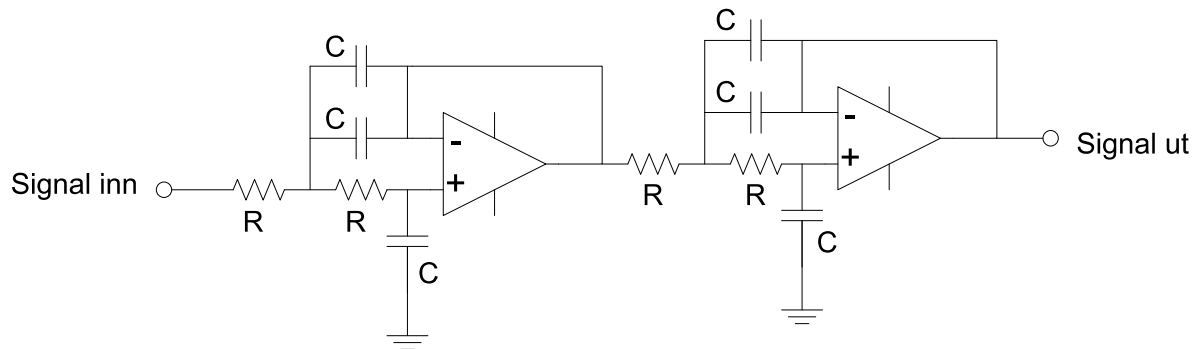
2.3.3 Linkwitz-Riley lavpassfilter

Et Linkwitz-Riley lavpassfilter er i realitet det samme som et Sallen-Key lavpassfilter, bare uten de to motstandene som utgjør spenningsdeleren i den negative tilbakekoblingen til op-ampen. Ved å ekskludere de to motstandene, vil op-ampen fungere som en spenningsfølger og få en forsterkning (A_{cl}) = 1. Det eneste man da trenger å tenke på er RC-leddene i forkant som bestemmer knekkfrekvensen til filteret. Knekkfrekvensen for et Linkwitz-Riley filter ligger 6 dB ned, mot 3 dB ned som er vanlig å regne med. Knekkfrekvensen, 6dB ned, er:

$$\omega_{C,-6dB} = \frac{1}{R\sqrt{C_1 C_2}}$$

eller

$$f_{C,-6dB} = \frac{1}{2\pi R\sqrt{C_1 C_2}}$$



Figur 2.18: 4. ordens Linkwitz-Riley lavpassfilter

2.3.4 Wienbro-oscillator

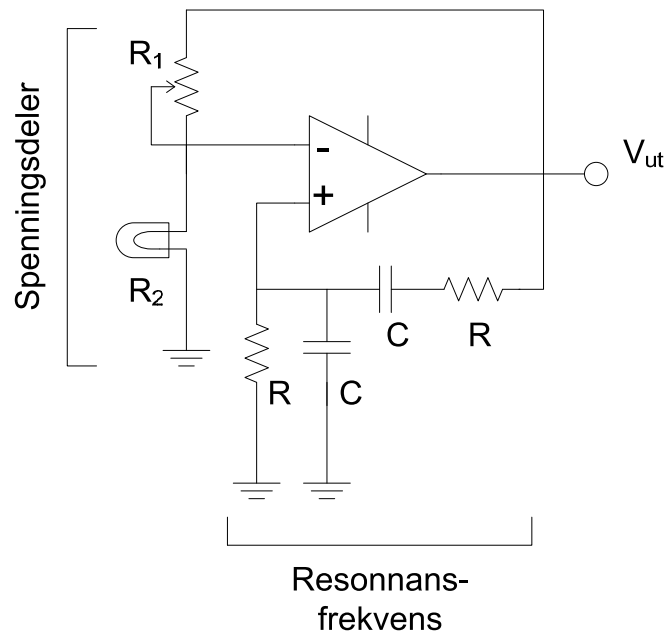
En wienbro-oscillator er en elektronisk krets som genererer sinusbølger med svært lav forvrengning. Resonansfrekvensen som produseres bestemmes av:

$$f_r = \frac{1}{2\pi RC}$$

En enkel måte å senke forvrengningen til oscillatoren ytterligere, er å stabilisere amplituden ved å bytte ut motstanden i R_2 med en glødepære. I likhet med en termistor, øker motstanden i en glødepære med temperaturen.

Glødeelementer er sorte legemer, og følger derfor Stefan Boltzmann's lov som sier at den utstrålte effekten er proporsjonal med temperaturen opphøyd i fjerde potens ($j=\sigma T^4$). Dette gir at motstanden i pæren øker i langt større grad enn amplituden ut av op-ampen.

Ved for stor forsterkning økes vekselstrømmen i glødepæren. Dette gjør at glødetrådens temperatur stiger, og motstanden øker, noe som gir større spenningsfall over pæren i forhold til R_1 . Lavere spenningsfall over R_1 gir høyere spenning inn i minusinngangen inn til op-ampen, og amplituden reduseres. Det motsatte skjer ved for lav forsterkning. Denne dynamiske negative tilbakekoblingen gjør at signalet stabiliseres og man oppnår svært lav harmonisk forvrengning.



Figur 2.19: Wienbro-oscillator

3 Konsept

I kapittel 3 skal vi se på forundersøkelser, den valgte løsning av problemstillingen og gi en kort innføring av de forskjellige delene måleinstrumentet er bygget opp av.

3.1 Forundersøkelser

Før instrumentet kunne konstrueres, måtte en del forundersøkelser gjøres. Under vil vi gå gjennom flere aspekter ved hudmålinger som gjorde at vi på best mulig måte kunne lage et så nøyaktig måleinstrument som mulig.

3.1.1 Impedansmåling av håndflate

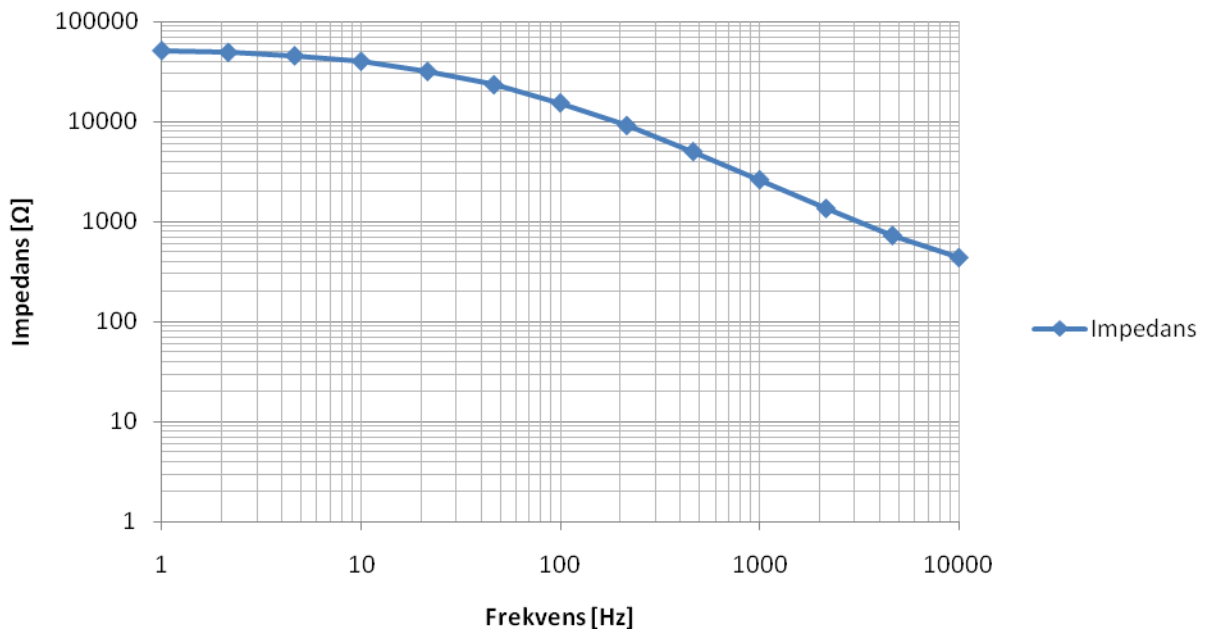
Før et måleinstrument som skulle måle konduktans (G), indirekte via impedans (Z), i håndflaten kunne konstrueres, var vi først nødt til å finne ut om det var en betydelig faseforskjell i impedansen i huden. Realdelen, resistans, er 0° faseforskjøvet, og imaginærdelen, reaktans, er 90° faseforskjøvet. Ved å sjekke faseskift, kunne vi se bidraget til reaktans i impedansmålinger i huden. Om det var betydelig faseskift i målingene, var en fasefølsom likeretter som målte reaktans (X), i tillegg til resistans (R), nødt til å konstrueres i måleinstrumentet.

Dette er gitt av formelen:
$$\vec{G} = \frac{R}{R^2 + X^2}$$

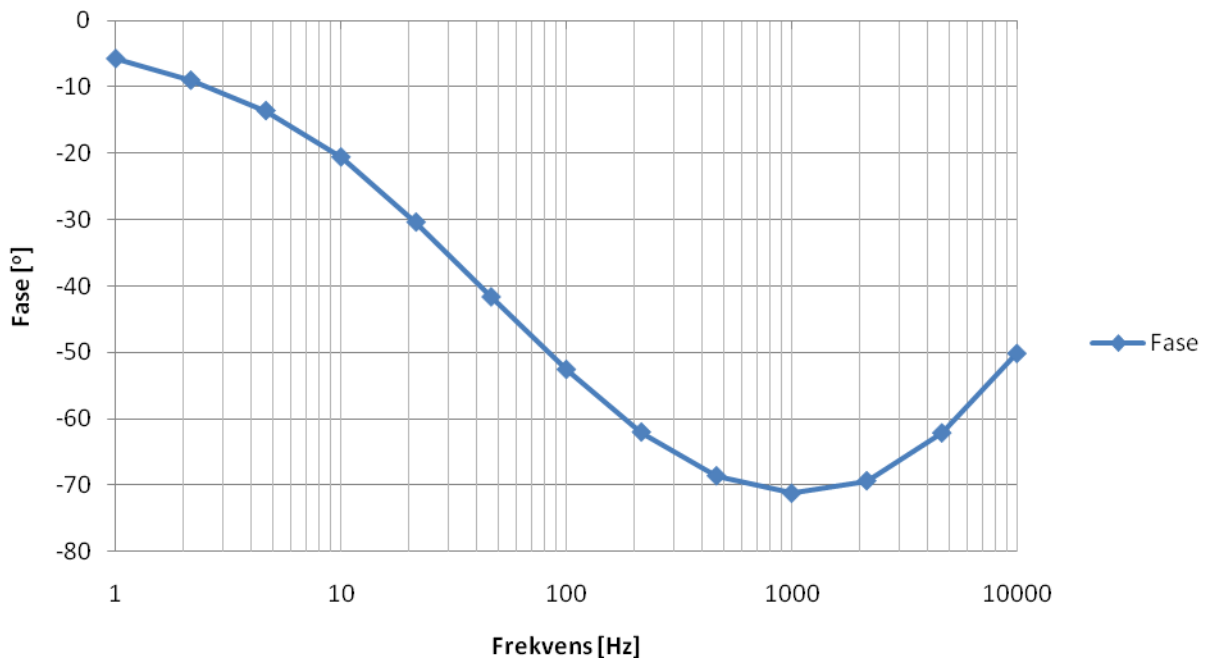
Om faseforskjellen hadde vært svært liten kunne vi antatt $X \approx 0$, og hadde kun trengt å måle resistans for å omgjøre til konduktans. Dette er gitt av:

$$G = \frac{1}{R}$$

Vi målte impedans og faseforskjell i huden ved å sette opp et to-elektrodesystem ved bruk av en Solartron 1260 + 1294. Dataprogrammet Zplot ble brukt til å stille inn variablene. Målingene ble foretatt med 100 mV i måleområdet 1 Hz -10 kHz, med tre frekvenser per dekad. To elektroder av typen KENDALL - KITTYCAT 1050NPSM SMALL Ag/AgCl elektroder ble festet i thenar og hypothenar. Forsøkspersonen ble bedt om å sitte i ro og slappe av med elektrodene godt festet i håndflaten i 15 minutter før målingen begynte. Dette var for at drift av basalnivået til konduktansen skulle få tid til å stabilisere seg fra tilpassingen av hud-elektrode-overgangen, slik at vi fikk så nøyaktige målinger som mulig. For å midle ut effekten av eventuell EDR-aktivitet ble det tatt 21 målinger av impedans og faseforskjell i håndflaten, og deretter beregnet gjennomsnitt. De gjennomsnittlige måleverdiene kan sees i figur 3.1 og 3.2.



Figur 3.1: Gjennomsnittlig impedans målt i håndflaten vs. frekvens under en elektrode



Figur 3.2: Gjennomsnittlig faseforskjell i impedansmålingen vs. frekvens

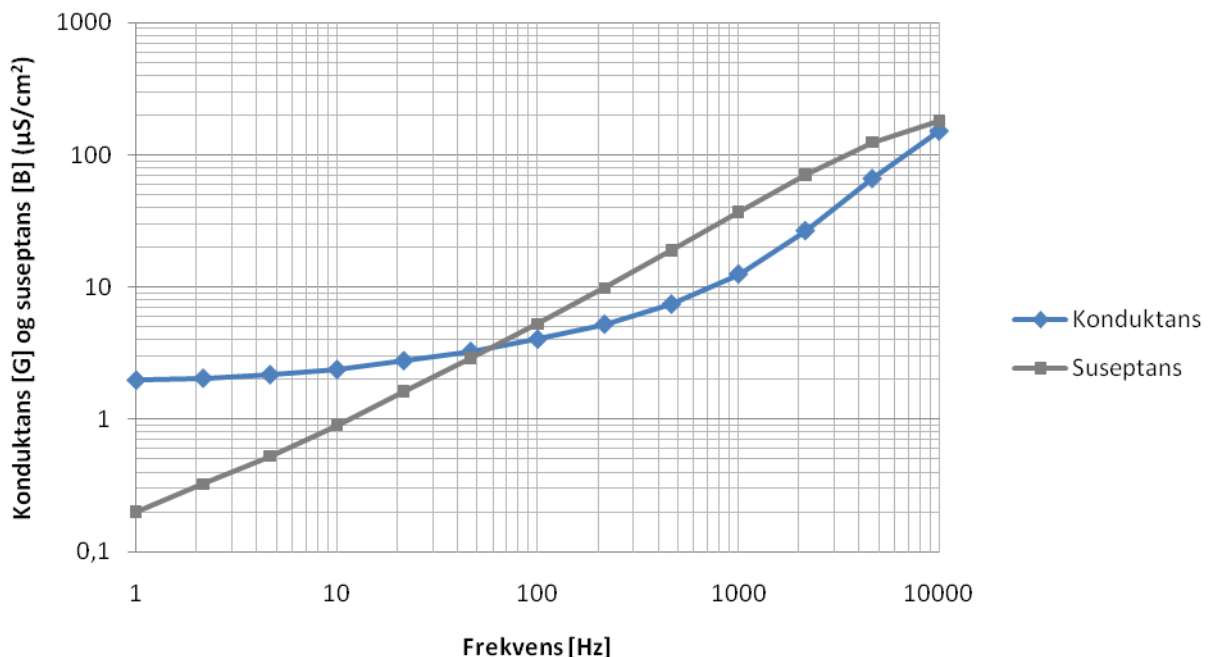
Impedansmålingene i huden viste at det var drøye 30° faseskift i impedansmålingene ved 24 Hz (se neste avsnitt for valg av målefrekvens). Dette tilsa at både resistans og reaktans måtte måles for å få en korrekt måling av konduktansen.

3.1.2 Valg av målefrekvens

Vi ønsket å måle svettekanalenes innvirkning på konduktansen i huden. Som vi så i kapittel 2 og ser i figur 3.3, er en målespenning med så lav frekvens som mulig det ideelle å benytte, da dette hovedsakelig gjenspeiler svettekanalenes aktivitet (dc-konduktansen), og ikke det dielektriske tapet (ac-konduktansen). Vi kunne likevel ikke benytte likestrøm. Dette er fordi likestrøm polariserer elektrodene, utsetter huden for elektrolyse, forstyrrer konduktansmålingene og forhindrer måling av potensialmåling (Grimnes et al., 2009b). Løsningen var derfor å bruke lavfrekvent vekselstrøm som målesignal. Dette gjorde at både konduktans og potensial kunne måles samtidig i samme punkt på huden, ettersom vekselstrøm ikke ville påvirke potensialmålingene.

Ettersom fasefølsomme likerettere måtte brukes i kretsen, var det samtidig viktig å bruke høy nok målefrekvens slik at vi fikk god nok tidsoppløsning på signalet. Dette er på grunn av at jo høyere frekvens vi måler med, jo kortere tid tar det for signalet å stabilisere seg ut fra lavpassfilteret, og jo hurtigere forandringer ville vi kunne måle i aktiviteten til svettekanalene (se også avsnitt 4.2.4.1).

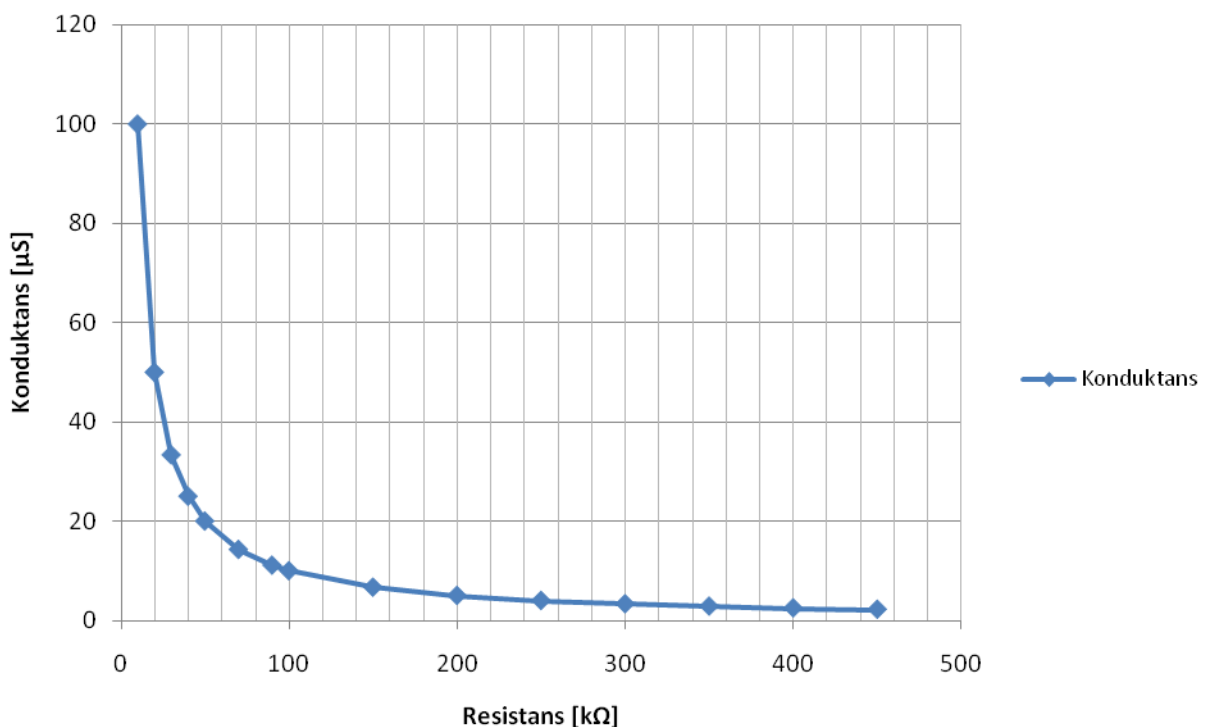
Valget falt på å bruke en målefrekvens på 24 Hz i måleinstrumentet. Dette viste seg å være et godt kompromiss som hovedsakelig reflekterte svettekanalenes aktivitet i konduktansmålingene, men samtidig ga nok tidsoppløsning på signalet ut fra instrumentet, slik at raske forandringer i konduktansen ble registrert. Som vi ser av figur 3.3 vil bruk av lavfrekvent målefrekvens også gi et bidrag fra ac-konduktansen i huden. Konduktansen ligger på $3 \mu\text{S}$ ved 24 Hz, i forhold til $2 \mu\text{S}$ ved 0 Hz. Dette medfører at ca. $2/3$ av målesignalet er representert av G_{DC} , og ca. $1/3$ av G_{AC} .



Figur 3.3: Konduktans og suseptans i håndflaten vs. frekvens

3.1.3 Dynamikkområde

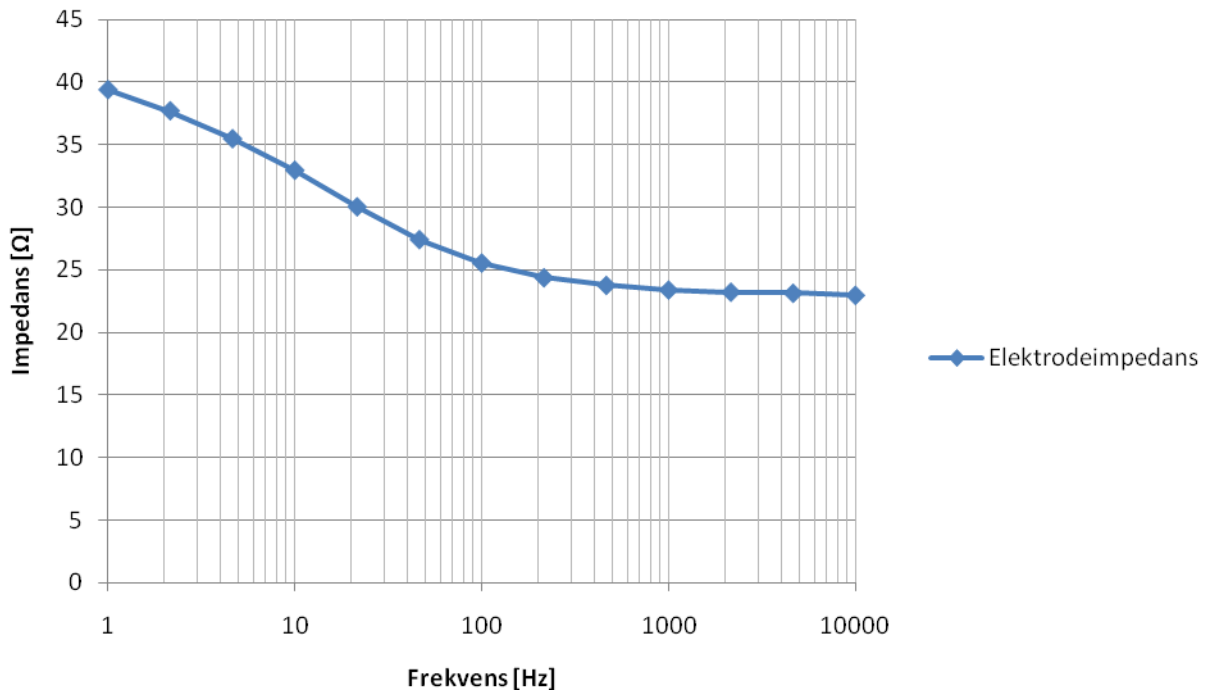
En interessant ting å finne ut var i hvilket område det var nødvendig å ha høy oppløsning og dynamikk på signalet ut fra instrumentet. Ved å bruke en forenklet formel for konduktans, $G=1/R$, plottet vi opp grafen i figur 3.4. Den er ikke representativ for virkelige målinger, men den gir likevel en god pekepinn. Den gjennomsnittlige impedansmålingen med elektrodene tiltenkt denne oppgaven ved 24 Hz viste at hudimpedansen lå på ca. 30 k Ω . Ved høyt aktivitetsnivå eller ved stimuli vil impedansen lett kunne gå ned i 10 k Ω , men samtidig kan også impedansen være på flere hundre k Ω . Likevel var det viktig å finne det området som var mest sannsynlig at ville være interessant å forholde seg til, og begrense dynamikkområdet til instrumentet innenfor dette. Som vi ser av figur 3.4, har vi størst utslag i konduktansen under 200 k Ω . Dette ble også da valgt som dynamikkområde for målekretsen.



Figur 3.4: Dynamikkområdet til konduktans vs. resistans

3.1.4 Elektrodeimpedans

Det ble i tillegg testet elektrodens impedansbidrag. I figur 3.5 ser vi impedansbidraget fra en enkelt elektrode. Ved 24 Hz har elektroden en impedans på 30 Ω . Dette er svært lite i forhold til impedansen i huden som ligger på rundt 30 k Ω ved samme frekvens.



Figur 3.5: Impedansbidrag fra en enkelt elektrode vs. frekvens

3.2 Den valgte løsning

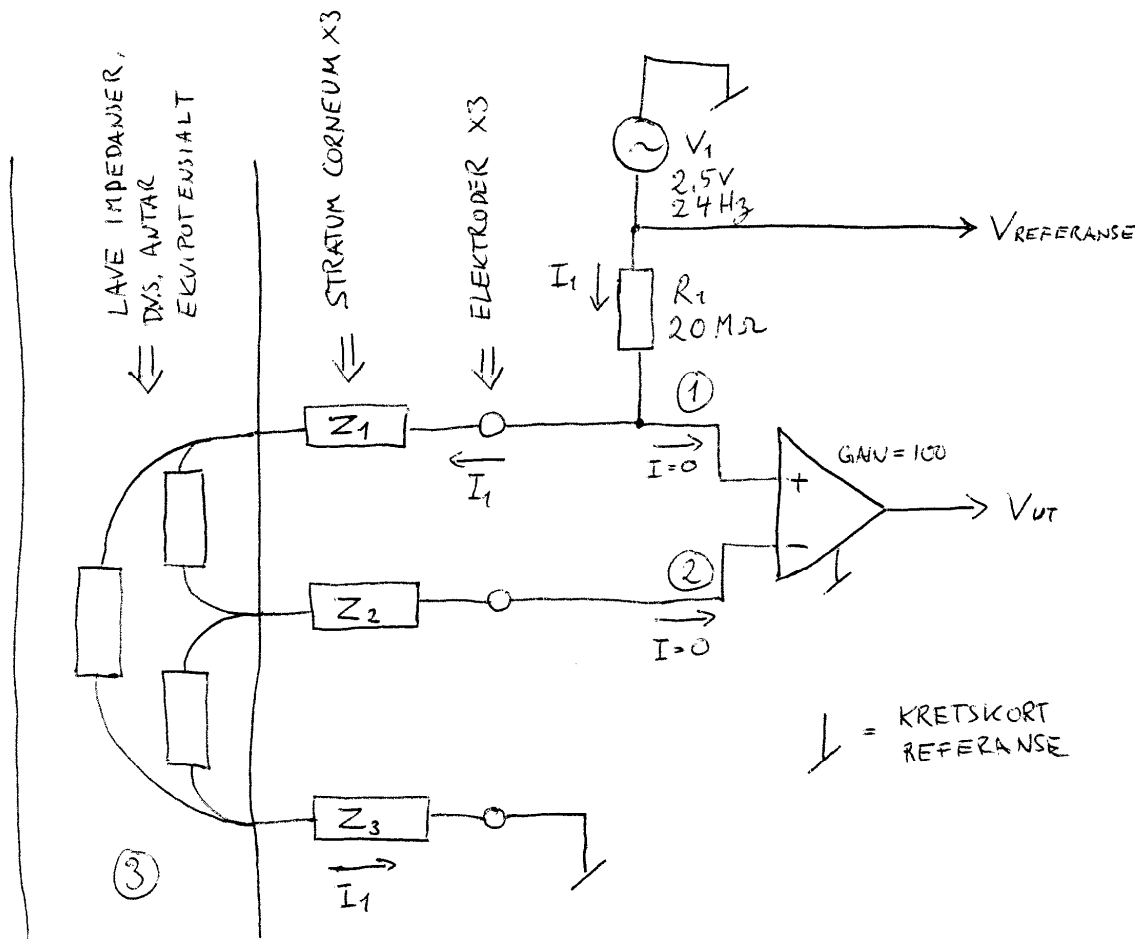
Oppgaven til måleinstrumentet var å måle lavfrekvent ac-konduktans og strømløs potensial i huden simultant. Konduktans skulle måles indirekte ved å måle impedans, og deretter regne om verdiene til konduktans. På grunn av faseskiftet i impedansmålingene, måtte både resistans og reaktans måles. Verdiene resistans, reaktans og potensial måtte altså måles samtidig.

Måledataene skulle lagres og presenteres i sanntid på en PDA. For å hente inn data og prosessere signalene, ble et dataloggerkort sammen med programmeringsspråket Labview fra NI valgt (Se kapittel 5). Fordelen med dataloggerkortet til NI var at det var i Compact Flash II-format, og dermed kunne stå i PDA'en sitt Compact Flash II-spor. Dataloggerkortet sin jobb var å konvertere de analoge målesignalene til digitale, og sende dem til Labview-programmet på PDA'en. PDA'en hadde som oppgave å prosessere og lagre målesignalene.

Et analogt kretskort måtte konstrueres for å måle resistans, reaktans og potensial. Til dette kortet skulle elektrodene festes. Det analoge kretskortet hadde som oppgave å måle impedans og potensial simultant i håndflaten, og deretter stykke opp impedans i realdelen resistans, og imaginærdelen reaktans.

Tidlig forsøk med Labview på PDA ga bekymringer om at prosessorkraften til en PDA kanskje ikke var kraftig nok til å gjøre alt målearbeidet alene. Mye av signalprosesseringen

ble derfor lagt over til det analoge kretskortet i forkant, for dermed å lette arbeidet til PDA'en. På denne måten ville vi få en rask nok oppdatering av målingene, både på skjermen og på fil. I samarbeid med professor Sverre Grimnes ble det utviklet en krets som ble realisert på det analoge kretskortet. Dette kombinerte et eksogent- og et endogent målesystem som målte impedans og potensial i huden simultant med bruk av 3 elektroder (se figur 3.6).



Figur 3.6: Prinsippskisse for målekretsen for simultan måling av impedans og potensial

Målekretsen for simultan måling av konduktans og potensial fungerte som følger:

3.2.1 Potensialmåling

En instrumenteringsforsterker benyttes til å forsterke opp forskjellen i spenning mellom elektrode (1) og (2) hundre ganger. Dette signalet blir så sendt videre til et lavpassfilter for å filtrere bort de høyfrekvente signalene, slik at vi kun står igjen med potensialforandringen.

- Ignorerer høyfrekvenssignalet og strømmen fra V_1 .
- $V_{UT} = 100 * (V_1 - V_2)$

3.2.2 Impedansmåling

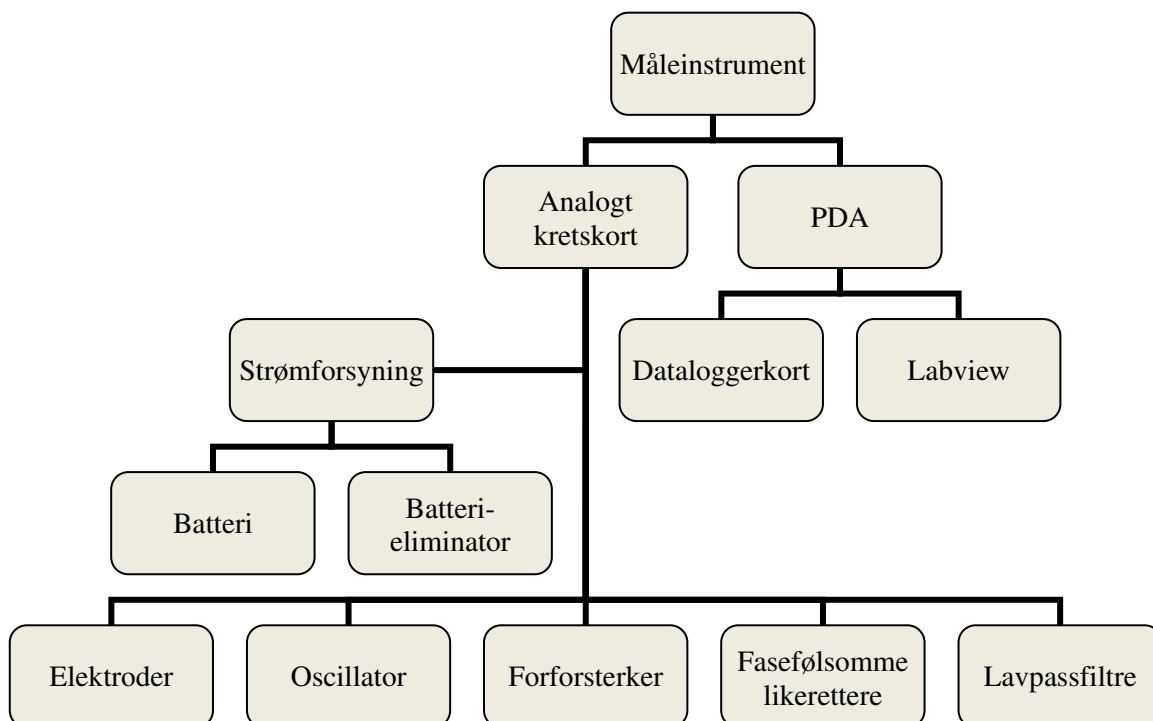
En oscillator sender lavfrekvent ac gjennom en $20\text{ M}\Omega$ -motstand. Selv om motstandsbidraget fra stratum corneum, som står i serie med $20\text{ M}\Omega$ -motstanden, endrer seg, vil ikke dette ha noen innflytelse på strømstyrken. Dette signalet går inn i huden gjennom Z_1 og Z_3 ned til jord. Impedansen under stratum corneum er såpass lav i forhold til stratum corneum at vi regner med dette som ekvipotensialt.

- Bruker V_1 til å generere målefrekvensen.
- Spenning på (1): $V_1 = I_1 * (Z_1 + Z_3) = I_1 Z_1 + I_1 Z_3$
- Spenning på (2): $V_2 = I_1 * Z_3$
- $V_{UT} = 100 * (V_1 - V_2) = 100 * (I_1 Z_1 + I_1 Z_3 - I_1 Z_3) = 100 * I_1 Z_1$
- Vi ser at siden Z_2 utgår fra V_{UT} -ligningen har vi effektivt et slags 3-elektrodesystem

- V_{CM} på instrumenteringsforsterkeren er $I_1 Z_3$

I kapittel 4 vil kretsen bli gjennomgått mer i detalj.

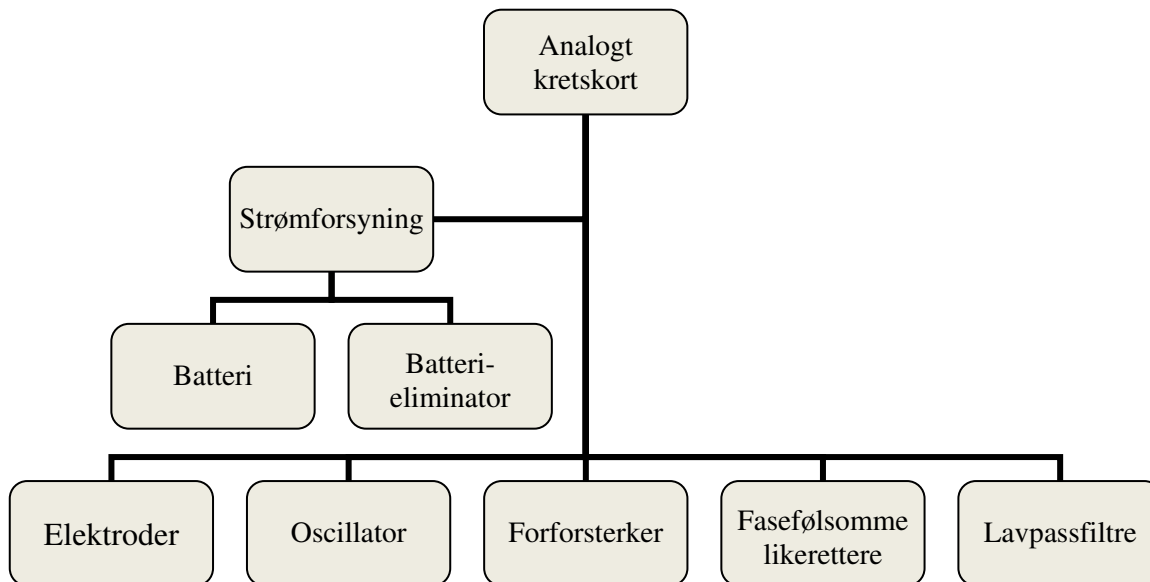
Måleinstrumentet i denne oppgaven ble altså delt opp i to hoveddeler. En analog del som skulle måle elektrodermal aktivitet i huden og prosesserte målesignalene, og en PDA som skulle ferdigstille målingene, vise dem i sanntid og lagre måledataene til fil. Figur 3.7 viser den hierarkiske oversikten til den valgte løsningen.



Figur 3.7: Hierarkisk oversikt til hele måleinstrumentet

3.2.3 Den analoge delen

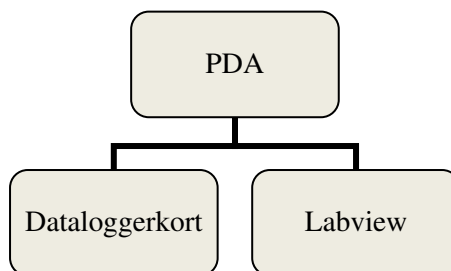
Den analoge instrumentdelen sin oppgave var å måle resistans, reaktans og potensial i huden simultant, og sende disse målingene til dataloggerkortet i PDA'en. Den analoge delen besto av et kretskort hvor selve måleelektronikken var, en strømforsyning, batteripakke og elektroder. Den analoge delen er bygget opp som vist i figur 3.8.



Figur 3.8: Hierarkisk oversikt over den analoge delen av instrumentet

3.2.4 Den digitale delen

Den digitale delen sin oppgave var å beregne konduktans ut ifra resistans- og reaktansverdiene, vise konduktans- og potensialmålingene på displayet i sanntid, samt lagre måledataene. Denne delen besto av en PDA, et dataloggerkort og programmeringsspråket Labview. Den digitale delen er bygget opp som vist i figur 3.9.



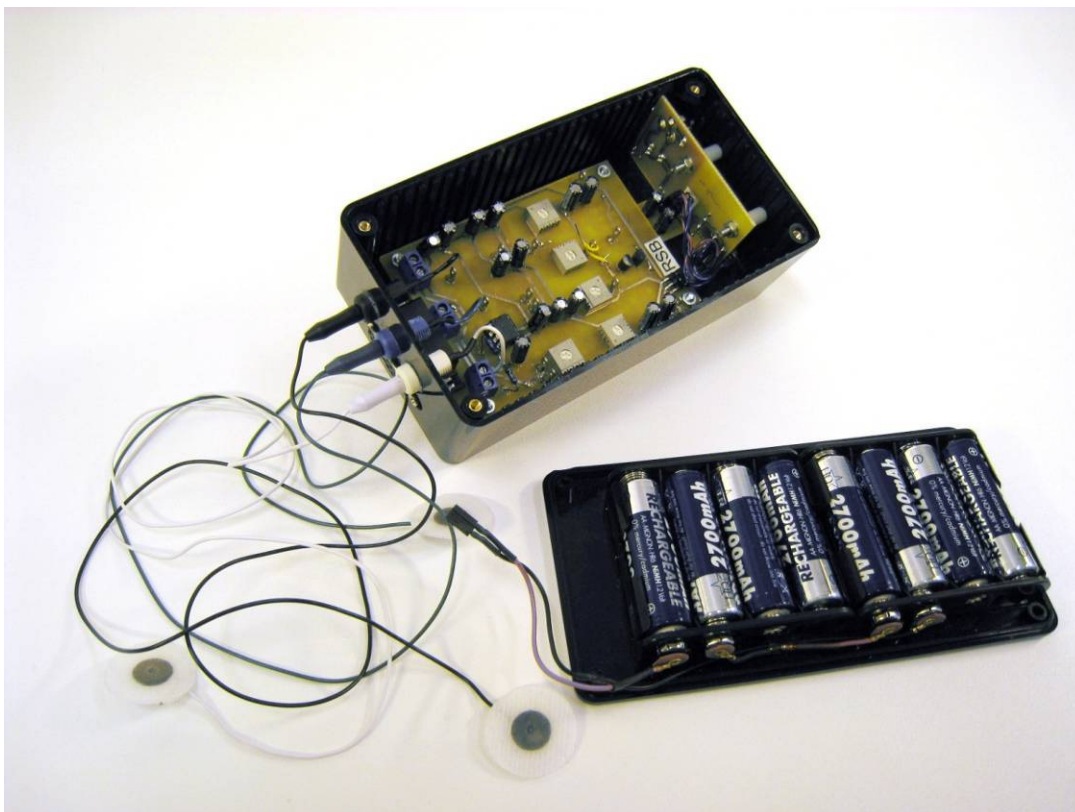
Figur 3.9: Hierarkisk oversikt over den digitale målekretsen

4 Måleinstrumentet, analog del

I kapittel 2 så vi på teorien som legger til grunn for denne oppgaven, og i kapittel 3 tok vi for oss den valgte løsningen. I kapittel 4 skal vi gå litt dypere inn i de forskjellige delene av den analoge delen av instrumentet, og forklare hvordan det på best mulig måte er konstruert et instrument som har så god målenøyaktighet og lav støy som mulig.

4.1 Elektronikkboks

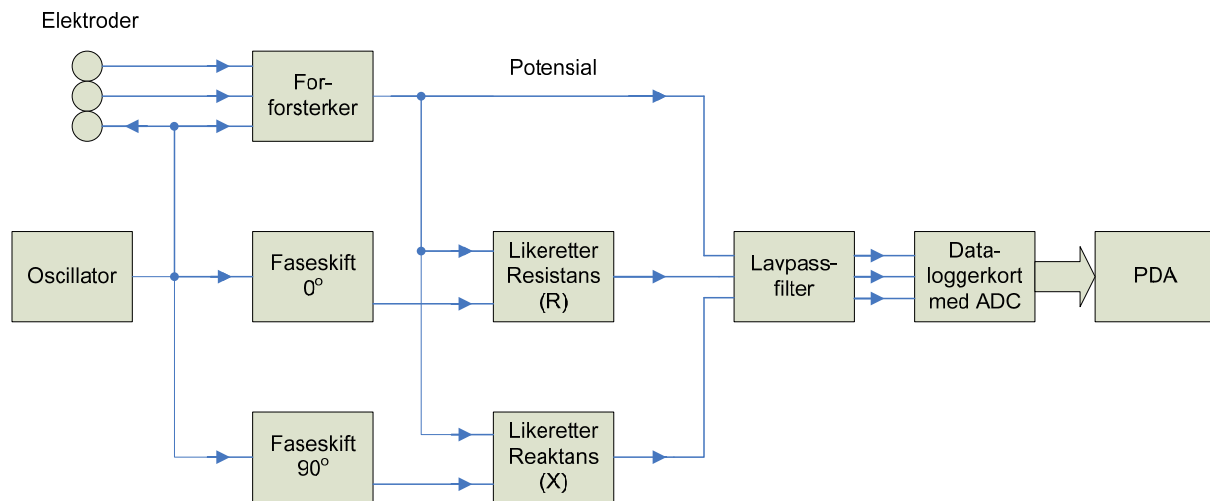
Den analoge delen av måleinstrumentet består av to to-lags kretskort. Et kretskort for måling av EDA og kretskort med strømforsyning og brukergrensesnitt. De analoge kretskortene samt batteripakken ble festet i en elektronikkboks av plastikk som målte 15x8x5 cm. 3 elektroder ble festet til instrumentet for simultan måling av konduktans og potensial. PDA'en ble koblet til den analoge delen via en I/O-kabel kabel (NI SH-15-15) til en 15 pins D-sub kontakt. Måleinstrumentet kunne drives på enten batteridrift eller nettspenning via en batterieliminatør. Batteripakken vises i figur 4.1 nederst til høyre.



Figur 4.1: Måleinstrumentet

4.2 Kretskort for måling av EDA

I figuren 4.2 ser vi oversikten over signalgangen i det analoge måleinstrumentet. I korte trekk kan gangen i det analoge instrumentet oppsummeres slik: En oscillator sender inn en konstant strøm inn i huden, hvorav en forforsterker plukker opp spenningen fra huden ved hjelp av 3 elektroder som er festet til huden. Signalene fra elektrodene blir forsterket opp hundre ganger i forforsterkeren. Signalet som da kommer ut av forsterkeren blir så sendt inn i tre forskjellige kretser som har som hensikt å skille ut de tre ønskede signalene: Resistans (R), reaktans (X), og potensial (V). Ved hjelp av to fasefølsomme likerettere blir resistans og reaktans skilt ut fra signalet ved hjelp av to fasekifttere og to fasefølsomme likerettere, etter å først ha gått gjennom et høypassfilter for å fjerne dc-verdier. Potensialsignalet blir lavpassfiltrert for å fjerne ac-verdier. Alle tre signalene går videre til en datalogger som sender signalene til en PDA for videre prosessering (se kapittel 5).



Figur 4.2: Oversikt over signalgangen i måleinstrumentet

Får å få ned størrelsen på kretskortet er komponentene som er brukt hovedsakelig overflatemonterte, men også hullmonterte komponenter er brukt. De hullmonterte komponentene ble plassert på oversiden, mens de overflatemonterte komponentene ble lagt på undersiden av kortet. For skjematikk og kretskortutlegg se appendiks A1 og A2.

4.2.1 Oscillator

En Wienbro-oscillator ble konstruert for å lage sinussignalet på 24 Hz som skulle sendes inn i huden, og samtidig fungere som referansesignalet til kretsen. Det var viktig å konstruere en Wienbro-oscillator med så små harmoniske bølger og total harmonisk forvrengning (THD) som mulig. Dette var fordi støy med samme frekvens som de harmoniske bølgene også ville slippe gjennom de fasefølsomme likeretterne. For å senke amplituden på de harmoniske bølgene ut så mye som mulig, ble en av motstandene i spenningsdeleren byttet ut med en glødepære (se FFT-analyse i kapittel 6).

Et pot-meter på 500 Ω ble satt inn som den andre motstanden. Ved å justere verdien på denne motstanden, kunne amplituden/renheten til signalet justeres.

For å fjerne evt. dc-verdier ut av oscillatoren til de fasefølsomme likeretterne, ble det satt et høypassfilter med knekkfrekvens på 0,19 Hz, 3 dB ned, etter utgangen til Wienbroen. En spenningsfølger sørget for at kretsen videre ikke belastet Wienbroen, slik at sinussignalet ble renest mulig.

For ikke å forstyrre potensialmålingene, som ble gjort over samme elektrode, var det viktig å sende så liten strømstyrke som mulig inn i huden. I tillegg var det viktig at motstanden i huden ikke påvirket strømstyrken i særlig stor grad. Et av kravene var at derfor at hudimpedansen skulle utgjøre mindre enn 1% av den totale seriemotstanden fra oscillatoren. Dette var for å sørge for at strømmen fra oscillatoren var konstant inn i måleelektroden. Sinussignalet ble derfor først sendt gjennom en 20 M Ω -motstand før den gikk inn i huden. Som vi så i kapittel 3 ble hudimpedansen målt til ca. 30 k Ω ved en målefrekvens på 24 Hz. Dette gjorde at huden utgjorde ca. 0,15% av seriemotstanden i strømkretsen. Den høyeste impedansmålingen som ble gjort i huden ble målt til 81,6 k Ω ved 24 Hz. Det stemmer bra med målinger gjort av Grimnes et al. (2008). Dette utgjorde ca. 0,4% av den totale seriemotstanden. Svingninger i hudimpedansen ville da ha minimal effekt, og kunne sees bort fra.

Spenningen til oscillatoren ble satt til 2,5 V_{rms} (se avsnitt 6.1.2). Dette var den høyeste verdien som oscillatoren klarte å gi ut, uten å kompromittere renheten til sinussignalet. Med denne spenningen og en seriemotstand på 20 M Ω i etterkant av Wienbroen, ble en konstant ac-strøm på 125 nA sendt gjennom huden.

$$I = \frac{2,5V_{rms}}{20M\Omega} = 125nA$$

Grensen for lineære målinger i huden er på 20 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ (Yamamoto et al., 1981). Ved en målestrøm på 125 nA ga dette en strømtetthet på 25,5 nA/cm² ved bruk av elektrodene som ble valgt til denne oppgaven (se avsnitt 4.4). Dette var innenfor det lineære måleområdet.

Valget av op-amp brukt i Wienbroen falt på en TL072SMD. Denne hadde svært gode egenskaper til denne jobben da den hadde svært lav lekkstrøm fra inngangene, lav støy, lav THD og lavt strømforbruk. Dette gjorde at den passet perfekt for å produsere en svært ren sinuskurve i en Wienbrokobling.

4.2.2 Forforsterker

Instrumentet skulle måle både potensial og konduktans fra huden simultant. Det var da nødvendig med en krets som plukket opp signalene og forsterket dem opp slik at de med letthet kunne prosesseres videre.

I kretsen ble det benyttet en instrumenteringsforsterker fra BURR-BROWN (INA111AU) til dette formålet (se figur 4.5). Dette er en ferdig instrumenteringsforsterker på en IC, med mulighet til å sette forsterkning (G) med en enkel motstand, R_G . Forsterkning ble satt til $G = 100$.

$$G = 100 = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \Rightarrow R_G = \frac{50k\Omega}{100 - 1} = 505\Omega$$

For å oppnå $G = 100$, ga dette en $R_G = 505$. Ettersom denne verdien ikke fantes i overflatemontert utgave ble det satt inn en 470Ω - og en 33Ω -motstand i serie som ga totalt 503Ω . Dette tilsvarte en effektiv forsterkning på $G = 100,4$.

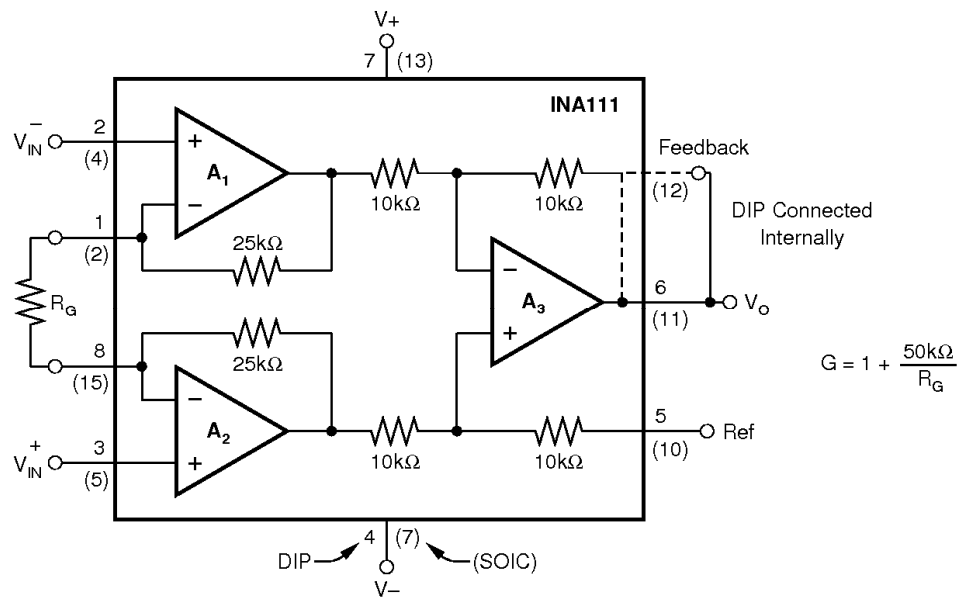
Forsterkningen i forforsterkeren ble satt slik at signalet ut av måleinstrumentet utnyttet ADC'en i dataloggerkortet sitt spenningsregister på 0 - $\pm 5V$ maksimalt (se avsnitt 6.5).

Fordelen med denne instrumenteringsforsterkeren var at den hadde svært lav lekkstrøm fra inngangene på op-ampen. Ettersom strømstyrken fra oscillatoren ligger på ca 125 nA , var det viktig at I_B fra instrumenteringsforsterkeren lå så lavt som overhodet mulig for ikke å forstyrre målesignalet. Instrumenteringsforsterkeren har en maks $I_B = 20 \text{ pA}$. Dette utgjorde ca. 1% av signalet fra oscillatoren, og kunne derfor sees bort fra.

For å oppfylle kravene i IEC-60-601-1, ble det plassert to $150 \text{ k}\Omega$ -motstander før hver inngang. Dette var i tilfelle breakdown, og strøm fra splyspenningen til instrumenteringsforsterkeren skulle gå uhindret inn i huden og til jord (se også avsnitt 4.5 og appendiks A.1).

Utsignalet fra instrumenteringsforsterkeren passerte gjennom en spenningsfølger for ikke å dra noe effekt fra instrumenteringsforsterkeren. Potensialsignalet ble tatt ut, og signalet gikk deretter videre gjennom et høypassfilter med en knekkfrekvens på $0,19 \text{ Hz}$, 3 dB ned, før den gikk inn i en ny spenningsfølger og til de fasefølsomme likeretterne (se appendiks A.1).

Frekvensen ut i fra instrumenteringsforsterkeren hadde samme frekvens som oscillatoren, men pga. 50 Hz -støy fra strømmettet, hadde signalet ut også komponenter på 50 Hz , og overharmoniske av denne (se FFT-analyse i avsnitt 6.2). Da disse uønskede signalene ikke hadde samme frekvens som referansesignalet fra oscillatoren, ble de fjernet i de fasefølsomme likeretterne og lavpassfiltrene senere.



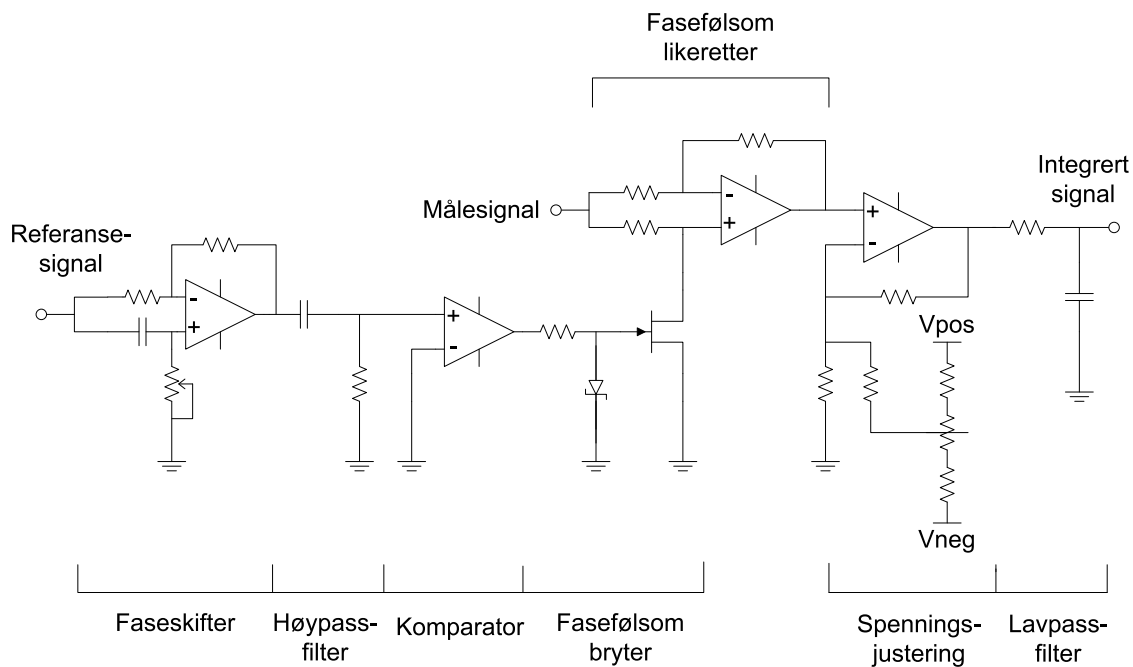
Figur 4.5: Instrumenteringsforsterkeren

Signalet som ble sendt ut av forforsterkeren inneholdt både potensial- og impedansverdier. Impedansverdien inneholdt videre informasjon om resistans og reaktans. Det var derfor nødvendig å trekke ut informasjonen om de forskjellige signalene. Potentialsignalet inneholdt frekvenskomponenter i området mellom 0-5 Hz, mens resistans og reaktans inneholdt frekvenskomponenter i samme frekvens som referansesignalet til oscillatoren på 24 Hz.

4.2.3 Resistans, reaktans og potensial

Forundersøkelsene i kapittel 3 viste at faseskiftet var på drøye 30° ved impedansmålinger i håndflaten ved en målefrekvens på 24 Hz. Dette gjorde at både resistans og reaktans måtte måles hver for seg, for deretter å regne ut konduktansen. Dette ble løst ved å bruke to fasefølsomme likerettere. For å måle resistansen måtte en fasefølsom likeretter med 0° faseforskyvning på referansesignalet lages, og for reaktansen måtte en fasefølsom likeretter med 90° faseforskyvning på referansesignalet lages.

Under vises en skisse av hvordan en fasefølsom likeretter ble konstruert i denne oppgaven for å skille ut resistans og reaktans fra impedans (Se appendiks A.1 for fulle detaljer):



Figur 4.6: Fasefølsom likeretterkrets med faseskifter

For å skille resistans og reaktans fra den målte impedansen, måtte referansesignalet på hver av de fasefølsomme likeretterne være på henholdsvis 0° og 90° grader. Dette ble løst ved å bruke to faseskiftere. Denne op-amp koblingen fungerte som en virtuell spole med mulighet til å forandre induktansverdien ved hjelp av et pot-meter (se avsnitt 2.3.2).

Ettersom man stort sett vil få faseskift i analog elektronikk pga. kondensatorer, spoler og lignende, var det nødvendig å ha en faseskifter i begge kanalene for å sørge for at referansesignalet til de fasefølsomme likeretterne var i korrekt fase med signalet fra oscillatoren. Etter faseskifteren ble signalet filtrert for alle eventuelle dc-verdier i et høypassfilter med knekkfrekvens på 0,19 Hz.

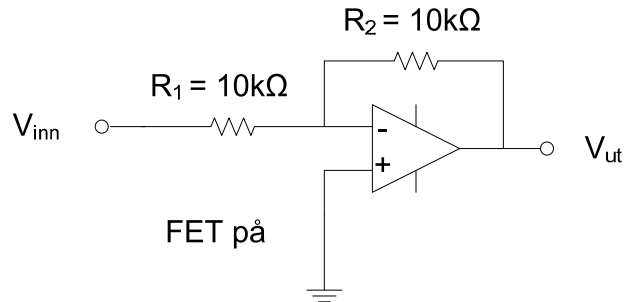
Videre gikk signalet inn i en komparator som hadde som oppgave å forsterke signalet opp og gjøre om sinussignalet til firkantpulser. Zenerdioden sørget deretter for å legge en spenning på 0,6V på GATE på FET-transistoren ved positivt flanke, og en spenning på -5,6V ved negativ flanke. Etter simulering i PSpice falt valget på en 5,6V-zenerdiode. Dette gjorde at spenningsnivået fra målesignalet inn til plussinngangen på op-ampen til den fasefølsomme likeretteren ble dratt ned til null når FET ledet.

Firkantpulsene som gikk inn på GATE på FET gjorde at FET vekslet mellom å lede og å være sperret. FET ledet mellom DRAIN og SOURCE og la dermed plussinngangen på den fasefølsomme detektoren til jord når den fikk spenning inn på GATE, og fungerte som en 10 M Ω -motstand når den fikk ingen, eller negativ spenning inn på GATE.

Dette gjorde at den fasefølsomme detektoren skiftet mellom å være en differensialforsterker og en inverterende forsterker i fase med referansesignalet, og dermed sendte signalet fra forforsterkeren henholdsvis inn på plussinngangen på den fasefølsomme likeretteren eller ned til jord.

Ved positiv flanke på sinussignalet ledet FET. Dette gjorde at den positive inngangen på op-ampen ble lagt til jord, og vi fikk effektivt en inverterende forsterkerkobling (se figur 4.7). Motstandene i kretsen ble valgt til 10 kΩ, noe som gjorde at vi fikk en forsterkning på $A = -1$.

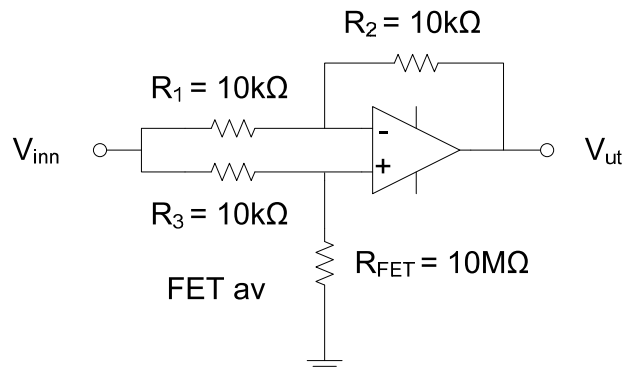
$$A = -\frac{R_2}{R_1} * V_{inn} = -\frac{10k\Omega}{10k\Omega} * V_{inn} = -1$$



Figur 4.7: Effektiv kobling når FET leder

Ved negativ flanke på sinussignalet ble en negativ spenning lagt på FET, noe som gjorde at den ikke ledet, og fungerte som en 10 MΩ -motstand isteden. Vi fikk da en effektiv kobling som i figur 4.8. Målesignalet ble sendt inn på begge inngangene på op-ampen, noe som ga en forsterkning $A = 1$.

$$A = \frac{(R_2 + R_1) * R_{FET}}{(R_{FET} + R_3) * R_1} * V_{inn} - \frac{R_2}{R_1} * V_{inn} = \frac{(10k\Omega + 10k\Omega) * 10M\Omega}{(10M\Omega + 10k\Omega) * 10k\Omega} * V_{inn} - \frac{10k\Omega}{10k\Omega} * V_{inn} = 2 * V_{inn} - V_{inn} = 1$$

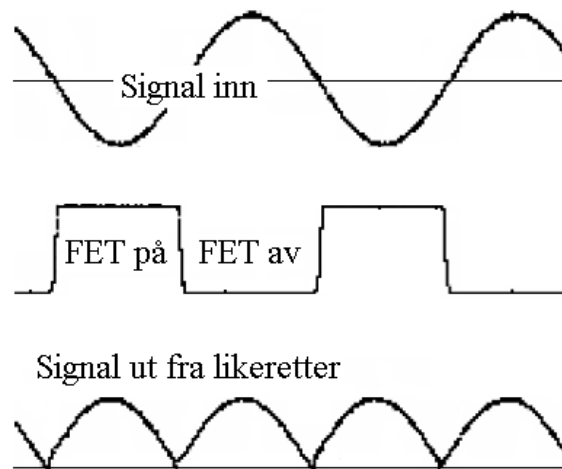


Figur 4.8: Effektiv kobling når FET ikke leder

Ved at FET skiftet mellom å lede og ikke lede i takt med signalet fra faseskifteren, fikk vi følgende signal ut fra likeretteren for resistans og reaktans.

4.2.3.1 Resistans

Faseskifteren i resistanskanalen ble satt til å skifte fasen fra referansesignalet til oscillatoren med 180° , og danne et nytt referansesignal til den fasefølsomme likeretteren. Grunnen til at ikke 0° ble valgt for resistans var fordi vi da fikk positiv spenning ut fra likeretteren istedenfor negativ. Vi fikk da følgende kurveform ut av den fasefølsomme likeretteren om målesignalet var i fase med referansesignalet fra oscillatoren (se figur 4.9).

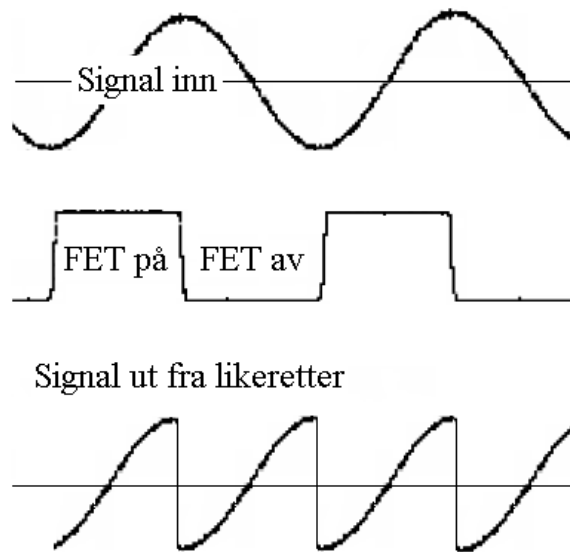


Figur 4.9: Likeretting av resistans

4.2.3.2 Reaktans

Reaktansen er den imaginære delen av impedansen i huden, og er dermed faseforskjøvet 90° i forhold til resistansen. Reaktanskanalen i kretsen er helt lik som resistanskanalen, med det unntak at referansesignalet fra oscillatoren ble faseforskjøvet 90° i faseskifteren og dannet et nytt referansesignal til den fasefølsomme likeretteren.

Dette gjorde at om målesignalet var i fase med referansesignalet fra oscillatoren ville signalet ut fra den fasefølsomme likeretteren ha en kurveform som i figur 4.10.



Figur 4.10: Likeretting av reaktans

Etter at resistans- og reaktanssignalene ble likerettet, gikk de gjennom et lavpassfilter for effektivt å integrere det likerettede signalet, slik at vi fikk et spenningsnivå som tilsvarte verdien på resistansen og reaktansen i huden. Før signalene gikk inn i lavpassfiltrene ble offset-spenningen til signalene justert i en spenningsjusteringskrets. Denne kretsen hadde en effektiv forsterkning på $A = 2$. Utgangsspenningen etter lavpassfiltrene til resistans og reaktans ble da:

$$\text{Integrert signal} = 2 * \frac{2}{T} \int_0^{T/2} v_i \sin(2\pi ft + \phi) dt = \frac{2v_i}{2\pi T} [\cos \phi - \cos(\pi + \phi)] = 2 * \frac{2v_i}{\pi} \cos \phi$$

4.2.3.3 Potensial

Potensialsignalet gikk rett fra forforsterkeren og inn i et lavpassfilter med knekkfrekvens på 5 Hz, 3 dB ned (se avsnitt 4.2.4.2). På denne måten ble ac-verdiene fra målesignalet og 50 Hz komponentene effektivt fjernet, og vi satt igjen med kun forandringen i potensialet mellom måleelektrodeene.

Potensialsignalet ble gitt av:

$$V_{pot} = (V_1 - V_2) * 100$$

For at lavpassfilteret til potensialkanalen ikke skulle "se" resten av kretsen, og dermed få en feil knekkfrekvens, ble en spenningsfølger lagt i forkant av signalet som gikk til resistans- og reaktanskanalen (se appendiks A.1).

4.2.4 Lavpassfiltrering

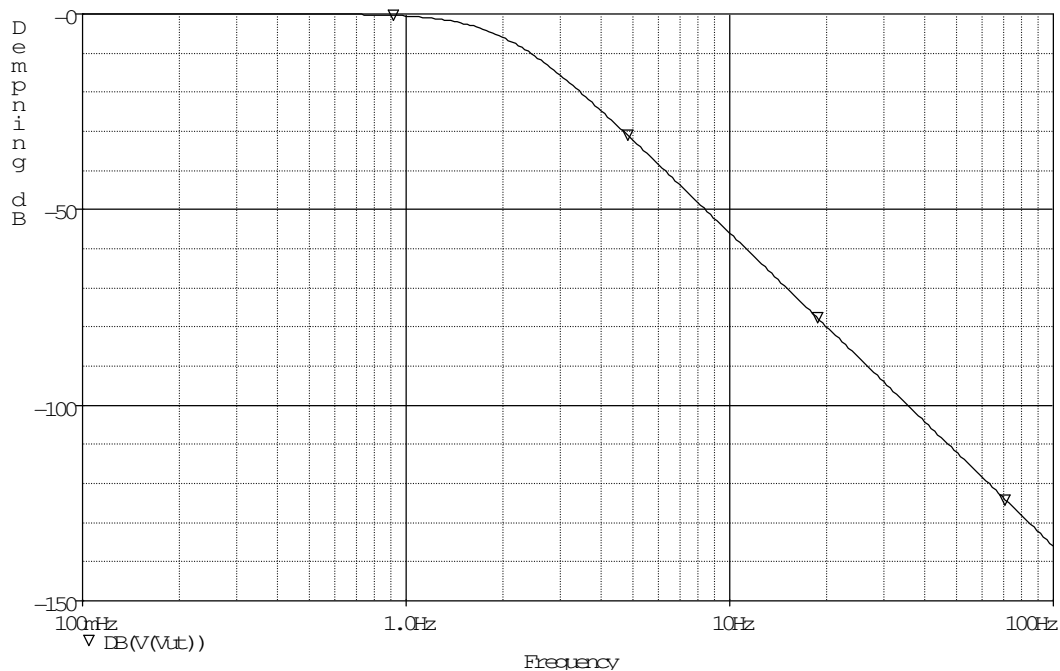
For å integrere resistans- og reaktanssignalene etter de fasefølsomme likeretterne, og fjerne referansesignalet på 24 Hz, ble alle tre signalene lavpassfiltrert. Ettersom referansesignalet var på 24 Hz var det viktig å bruke et lavpassfilter med bratt flanke for effektivt å fjerne dette. Valget falt på et 4.ordens Linkwitz-Riley lavpassfilter med en demping på 24 dB/okt for alle signalene. Ved bruk av 4.ordens lavpassfilter vil det være et 180° faseskift ($45^\circ * 4 = 180^\circ$). Dette gjorde imidlertid ikke noe i målekretsen, da alle signalene ut ble filtrert med samme faseskift.

4.2.4.1 Resistans og reaktans

En FFT-analyse av konduktansmåling med to-elektrodesystem viste at 99,99% av signalene lå under 0,8 Hz (Martinsen, 1990). Et lavpassfilter med knekkfrekvens på 1,6 Hz, 3 dB ned, ble derfor benyttet.

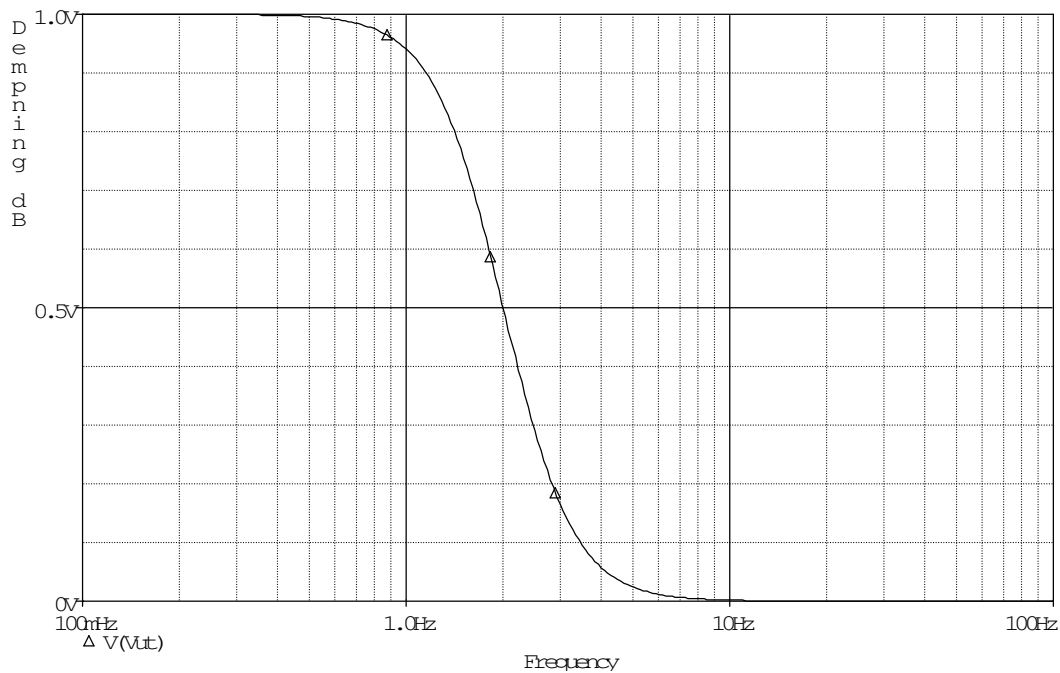
$$f_{c,-3dB} = \frac{1}{2,5\pi R \sqrt{C_1 C_2}} = \frac{1}{2,5\pi \cdot 120k\Omega \sqrt{470nF \cdot 940nF}} = 1,6Hz$$

I figur 4.11 og 4.12 ser vi simuleringen av lavpassfilteret til resistans- og reaktanskanalen. Som vi ser blir referansesignalet på 24 Hz dempet med 87 dB.



Figur 4.11: Filterkarakteristikken til resistans- og reaktanskanalen, dB

Ved å se på signalet ved en maksimal spenning inn på 1 V, ser vi at signaler ved 0,8 Hz blir dempet med 2,5%. Målesignalet på 24 Hz utgjør da 47 μV som tilsier 4,7‰ av maks signal på 1 V inn.



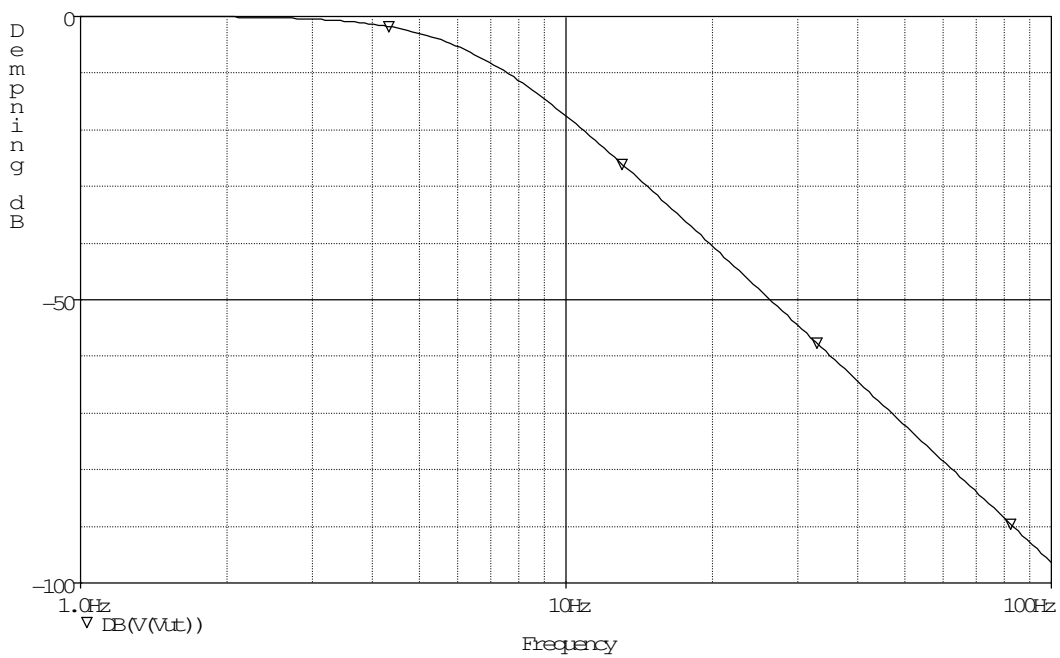
Figur 4.12: Filterkarakteristikken til resistans- og reaktanskanalen, 1 V inn

4.2.4.2 Potensial

Signalet som kom ut fra forforsterkeren inneholdt informasjon om spenningspotensialet mellom elektrode 1 og elektrode 2. For å fjerne referansesignalet, men samtidig beholde raske forandringer, valgte vi å bruke en knekkfrekvens på 5 Hz, 3 dB ned. Dette er i samsvar med anbefalinger fra Jabbari (2006) og Schmidt (2000).

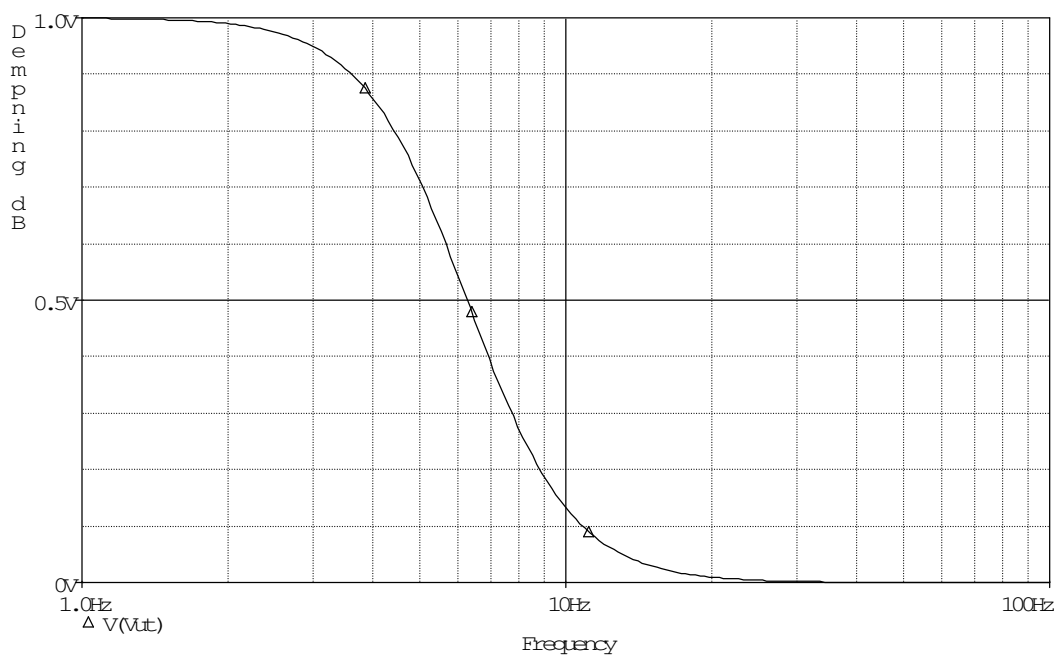
$$f_{c,-3dB} = \frac{1}{2,5\pi R\sqrt{C_1 C_2}} = \frac{1}{2,5\pi \cdot 120k\Omega\sqrt{120nF \cdot 300nF}} = 5Hz$$

I figur 4.13 og 4.14 ser vi simuleringen av lavpassfilteret til potensialkanalen. Referansesignalet på 24 Hz blir dempet -47 dB.



Figur 4.13: Filterkarakteristikken til potensialfilteret, dB

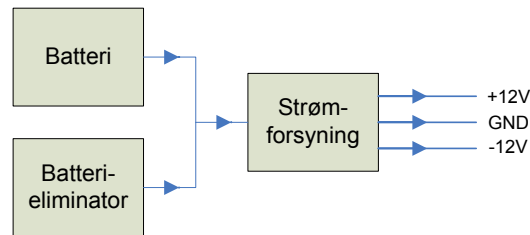
Ved å se på spenningen ut, ser vi at spenningen ut ved 24 Hz, er på 4,6 mV, med 1 V maks spenning inn. Dette gir en maksimal feilspenning fra målesignalet på 0,46%.



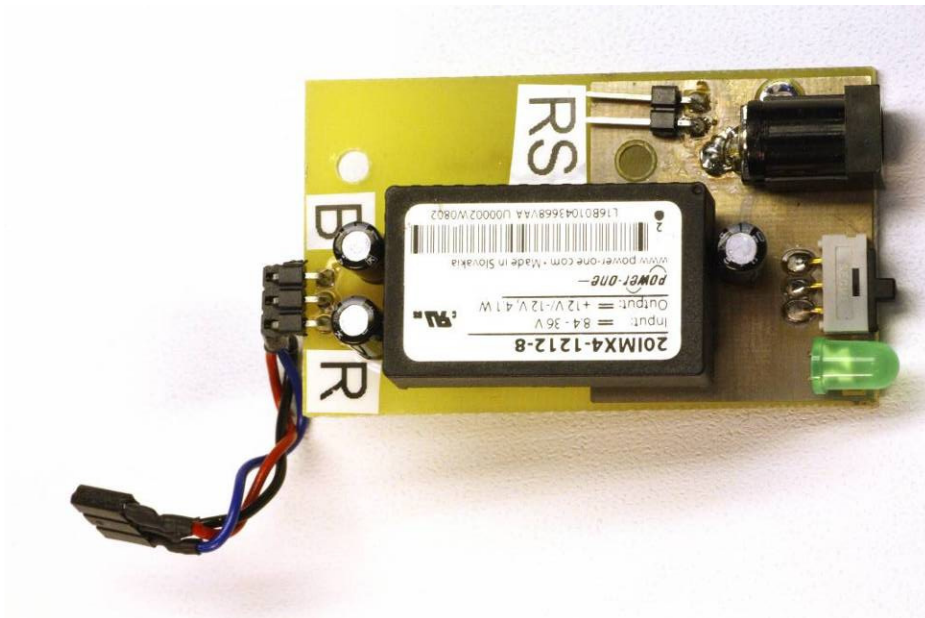
Figur 4.14: Filterkarakteristikken til potensialfilteret, 1V inn

4.3 Strømforsyning

Strømforsyningen ble lagt på et eget kretskort i denne oppgaven. Dette var på grunn av problemer med mye støy og feil med tidligere prototyper, hvor både kretskortet for måling av EDA og strømforsyningen var på samme kort. Ved å skille de to kortene var det enklere å feilsøke i kretsen, samt å ha bedre mulighet til å skjerme målekortet mot støy. Brukergrensesnittet ble også lagt på dette kortet, med mulighet til å skru av og på kretsen. En lysdiode lyste grønt når instrumentet var skrudd på. I figur 4.15 ser vi en oversikt over signalgangen i strømforsyningen, og i figur 4.16 ser vi selve kretskortet.



Figur 4.15: Oversikt over signalgangen i strømforsyningen



Figur 4.16: Strømforsyningen

For å kunne generere et sinussignal med en spenning på $2,5 V_{\text{rms}}$, måtte oscillatoren ha en spenning inn på $\pm 12 \text{ V}$ (se avsnitt 6.1.2). Valget falt da på en drivspenning på $\pm 12 \text{ V}$ for hele kretsen.

En svitsjet regulator fra Power-One (20IMX4-1212-8), med mulighet til å gi ut $4,1 \text{ W}$, ble brukt. Den ga ut $\pm 12 \text{ V}$, og 170 mA både på den positive og den negative utgangen. Den krevde en spenning inn på mellom $8,4 \text{ V} - 36 \text{ V}$. En svitsjet regulator har høy effektivitet, men produserer samtidig en rippel på spenningen ut. Rippel ut fra den svitsjede regulatoren var på maks 120 mV . Ingen eksterne komponenter var nødvendig etter regulatoren. Hele kretsen bruker rundt $0,78 \text{ W}$. Dette tilsvarte et strømforbruk på 65 mA ved 12 V . Hoveddelen av effektforbruket var fra op-ampene i kretsen.

Et strømforsyningskort ble laget slik at måleinstrumentet kunne operere på både batteridrift og nettspenning. En automatisk svitsj ble benyttet slik at når batterieliminatoren ble koblet inn, ble batteriet koblet ut og omvendt. En led lyste grønt når kretsen ble skrudd på og slukket når kretsen ble skrudd av. Kretsen ble skrudd av og på med en bryter. Denne ble innfelt i elektronikkboksen, slik at man ved en feiltagelse ikke skulle komme borti den under måling (se appendiks C, figur C1).

Strømforsyningen ble lagt på et separat kort for å kunne begrense støyen over til det analoge målekortet. Et jordplan, som ble koblet til jorden inn, ble lagt under den svitsjede regulatoren. På denne måten ville returstrømmene fra den svitsjede regulatoren gå til batteriet, eller batterieliminatoren, istedenfor til resten av kretsen.

4.3.1 Batteri

For å komme opp i høy nok spenning fra batteridrift til å drive kretsen, ble det konstruert en batteripakke med åtte stk. AA-batterier i serie. For at kretsen skulle kunne gjøre målinger over lang tid med batteridrift ble kvikksølv/kadmium-batterier med stor strømkapasitet fra HQ valgt. Disse var oppladbare og hadde spenning på $1,25 \text{ V}$ hver, som til sammen gav 10 V . Batteriene hadde en kapasitet på 2700 mAh . Spenningsnivået i batteriene var svært stabilt, noe som gjorde at spenningen holdt seg over $8,4 \text{ V}$ til batteriene nesten var tomme. Dette sørget for en teoretisk kontinuerlig drift av måleinstrumentet i $2700 \text{ mAh}/65 \text{ mA} = 41,5$ timer.

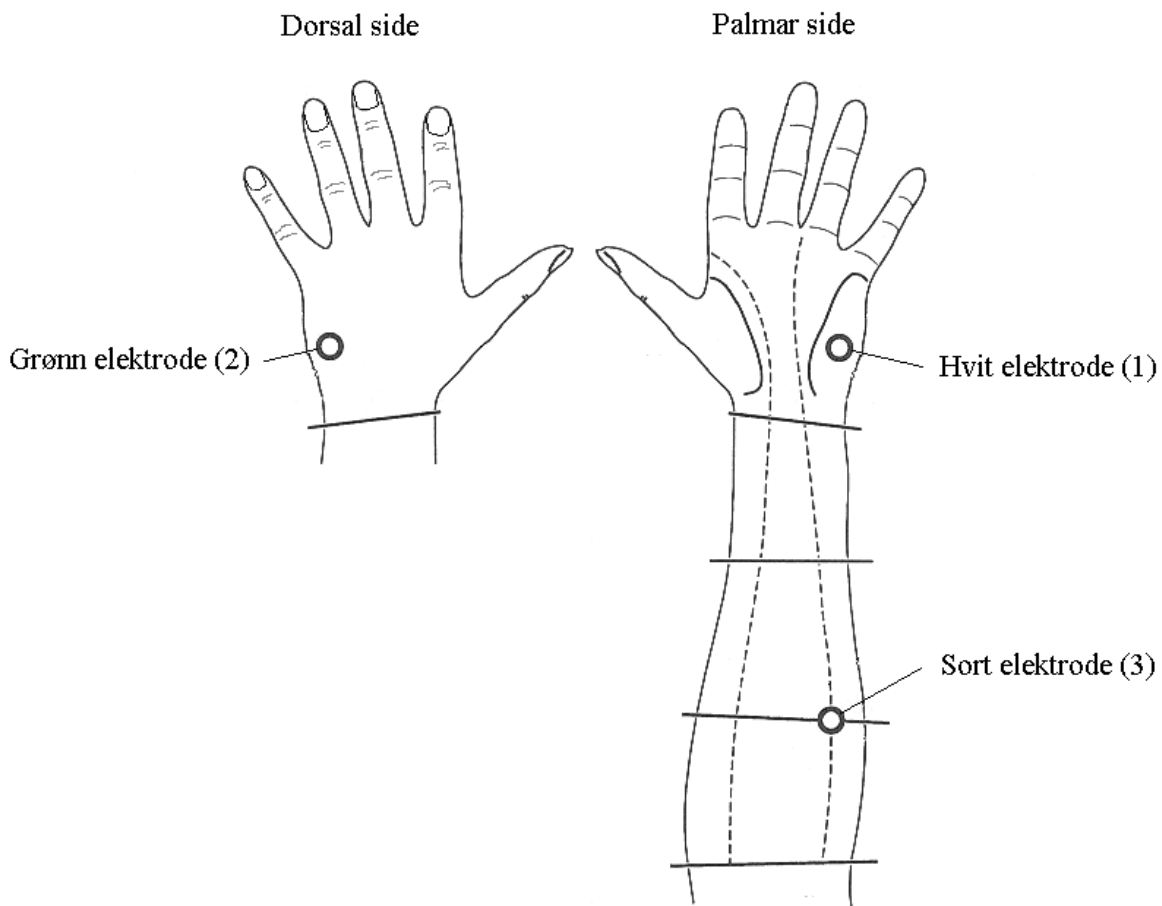
4.3.2 Batterieliminators

For testmuligheter valgte vi å implementere muligheten for bruk av batterieliminators i tillegg til batteridrift. Denne var ikke godkjent for medisinsk bruk, så alle målinger ble tatt med batteridrift. En uregulert batterieliminators fra MW (MW691) ble brukt i testsammenheng. Denne kunne stilles inn til å gi flere forskjellige spenninger ut. Denne supplerte $11,5 \text{ V}$ til strømforsyningen når kretsen var skrudd på. Ved bruk av en medisinsk godkjent batterieliminators ville måleinstrumentet også kunne gått på nettspenning ved måling på forsøkspersoner (se avsnitt 4.5).

4.4 Elektroder

Elektrodene som ble benyttet i forsøkene i denne masteroppgaven var KENDALL - KITTYCAT 1050NPSM SMALL Ag/AgCl elektroder med diameter på 25 mm fra Tyco Healthcare. Dette var i overensstemmelse med Fowles et al. (1981) sine anbefalinger på >11 mm diameter på elektrodene. Dette ga et effektivt elektrodeareal på 4,9 cm² per elektrode.

Elektrodene ble festet som i figur 4.17. Elektrode 1 er elektroden som både impedans og potensial skal måles under. Denne plasseres i hypothenar i håndflaten. Elektrode 2 plasseres på motsatt side av hånden på dorsal side, relativt til elektrode 1. Dette er for å få mest mulig lik spenning fra lysnettet og andre støykilder inn på begge elektrodene. Disse støykildene (V_{cm}) vil da kansellere hverandre i instrumenteringsforsterkeren.



Figur 4.17: Plassering av elektroder, slik det er gjort i oppgaven

4.5 Elektrisk sikkerhet

Ved bruk av medisinske elektriske apparater i kontakt med menneskekroppen, er det viktig å ivareta sikkerheten til pasienten, samt personen(e) som opererer utstyret. Selv svært lave verdier av strøm gjennom kroppen kan være dødelig, og derfor er det viktig å forsikre seg om at dette ikke kan skje. IEC-60601-1 er en standard for medisinsk elektrisk utstyr hvor feilsituasjoner er listet opp, og hvor maksimal trygg lekkstrøm gjennom kroppen er presentert. Tabell 2.1 viser maksimale tillatte verdier av lekkstrøm for ikke-hjertenære apparater av klasse BF. Dette er utstyr som holder pasienten flytende i forhold til jord. Dette gjøres ved å skille pasienten galvanisk fra utstyret. Ved å bruke optokoblere, magnetiske skiller eller benytte batteridrevet utstyr oppnår man denne effekten.

Tabell 1: Oversikt over maksimal lekkstrøm iht. IEC-60601-1

		<i>Normal operasjon</i>	<i>Enkeltfeil</i>
Maksimal lekkstrøm	DC	10 μA	50 μA
	AC	100 μA	500 μA

I måleinstrumentet som er konstruert i denne oppgaven er det kun instrumenteringsforsterkeren som kan bryte sammen og øke strømmen gjennom kroppen. Teoretisk sett kan transistorene på inngangene til op-ampen bryte sammen, og strøm fra spenningsforsyningen vil kunne gå uhindret gjennom elektrodene til jord. Instrumenteringsforsterkeren suppleres med $\pm 12\text{ V}$ fra strømforsyningen.

Det ble gjennomført målinger av hudimpedansen og elektrodene, hvor hudimpedansen ved 1 Hz (som er en god tilnærming til dc) under en elektrode ble målt til 50 k Ω , og elektrodeimpedansen pr. elektrode ble målt til 39 Ω (se kapittel 3). For å begrense strømmen ved denne typen sammenbrudd, ble det koblet inn motstander på 150 k Ω i serie med elektrodene ved inngangen til instrumenteringsforsterkeren (se skjematikk i appendiks A.1). Ved sammenbrudd av instrumenteringsforsterkeren vil vi kunne få følgende maksimal strøm:

$$I_{\text{batteridrift}} = \frac{12\text{V}}{(150 + 50 * 2 + 0.039 * 2)\text{k}\Omega} = 48\mu\text{A}$$

Dette tilfredsstillt kravet om maksimal strøm gjennom kroppen ved enkeltfeil. Kravet er tilfredsstillt for elektrodene som blir benyttet i denne oppgaven, men kun om målesystemet går på batteridrift. For å tilfredsstillt kravene til nettdrift i IEC-60601-1 må en medisinsk godkjent batterieliminatør benyttes.

Selv om måleinstrumentet kan gå på nettdrift i tillegg til batteridrift, var dette implementert med tanke på mulighet for testing av måleinstrumentet. Ved bruk av godkjente batterieliminatører til både den analoge delen av måleinstrumentet, og PDA'en, vil imidlertid instrumentet likevel oppfylle kravene til IEC-60-601-1 ved tilkobling til nettdrift. Om en breakdown skulle inntreffe i PDA'en, vil det ikke gå noe strøm inn i huden. For at strøm skal gå inn i huden må i tillegg op-ampene X8, X3 og instrumenteringsforsterkeren i den analoge delen av instrumentet bryte sammen. Dette tilfredsstillende dermed kravet om maksimal strøm gjennom kroppen ved enkeltfeil. Dette gjelder som for batteridrift, kun for elektrodene som er benyttet i denne oppgaven, eller elektroder med samme kontaktareal.

4.6 Kretskortutlegg

Dette avsnittet beskriver de mest grunnleggende prinsippene med tanke på avkobling og komponentplassering, og hvordan dette ble løst på dette kretskortet.

4.6.1 Jordplan og linjestøy

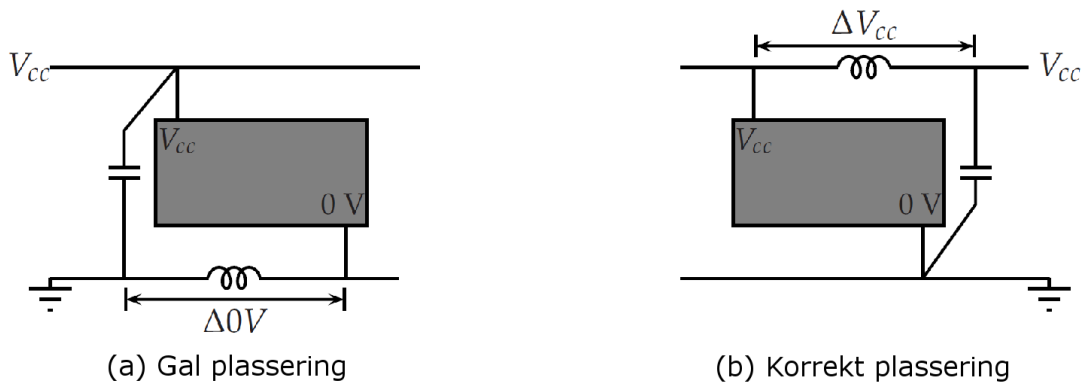
Jo mer kompleks en krets blir, jo viktigere er det med "ren" jord. Jord er også brukt som referansenivået som komponentene i systemet definerer som 0 V. Dette gjør at det er viktig å ha den samme spenningen på jord gjennom hele kretsen. Analoge komponenter er spesielt sårbare for støy på jordingslinjen. Ved bruk av digitale komponenter i en krets, må man skille mellom digital jord, og analog jord. På kretskortutlegget for strømforsyningen ble det stykket opp i to jordplan. Det var fordi svitsjeregulatoren brukte en klokke til å konvertere spenningen inn til ± 12 V ut, og dermed støyet mye. Det ble lagt et jordingsplan som var koblet til jord inn på IC'en under den svitsjede regulatoren. På denne måten ble støyen sendt tilbake til henholdsvis batteriet eller batterieliminatøren, og ikke videre inn i kretsen. Jord ut fra strømforsyningen var den samme som i resten av kretsen.

4.6.2 Avkoblingskondensatorer

I enhver krets er det viktig å ha avkoblingskondensatorer for å redusere støy. I utlegg med digitale komponenter er det særdeles viktig. Det er fordi digitale komponenter opererer i en klokke-modus. Dette gir transientstrømmer på grunn av to ting. Et sjokk ved kortslutning fra V_{cc} til jord når inngangen skifter verdi, og strømpulsen når utgangen skifter til en ny verdi. Begge hendelsene vil trekke signifikant strøm fra strømforsyningen. Disse to effektene kan forårsake transiente spenningsfall i V_{cc} , og generere støy som smitter over i jordplanet. For å unngå disse effektene, er løsningen å plassere avkoblingskondensatorer som buffer til strømforsyningen. Den skarpe transienten vil da bli håndtert av kondensatoren, og dermed vil det bli dratt strøm mye saktere fra strømforsyningen. Dette øker stabiliteten til systemet, og fjerner mye av lasten fra strømforsyningen. Transientene vil fortsatt være tilstede, men de vil ikke lenger være et problem for resten av kretsen. De to typene avkobling er HF (høyfrekvent)

og LF (lavfrekvent). HF avkobling er brukt for beskyttelse mot transientstrømmer, og LF avkobling er brukt til å stabilisere lavfrekvente variasjoner fra strømforsyningen. En normal verdi for HF avkoblingskondensatorer er 100 nF, og for LF avkoblingskondensatorer er en verdi mellom 1-100 μ F oftest brukt. Keramiske kondensatorer er mye brukt til HF avkobling, mens elektrolytter eller tantal er brukt til LF avkobling.

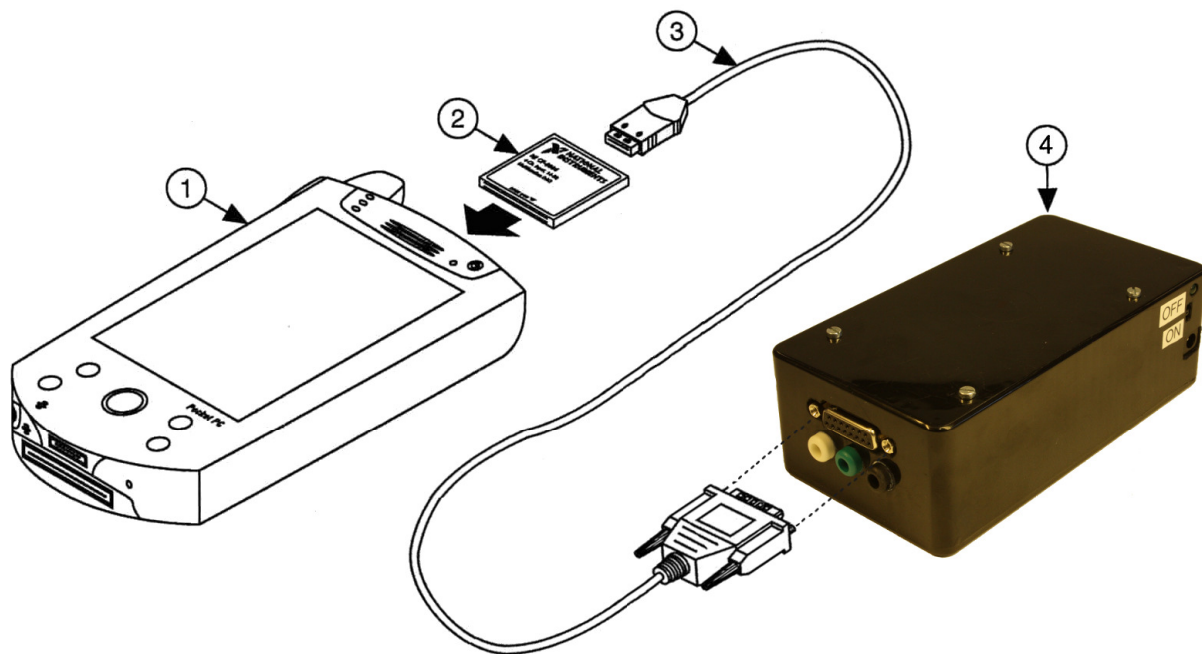
I et kretskortutlegg er det viktigere med "ren" jord, enn ren drivspenning. For å holde en så "ren" jord som mulig, er det viktig å plassere avkoblingskondensatorene så nære jordpinnen på IC'er som mulig (se figur 4.18). Avkoblingskondensatoren for HF skal plasseres nærmest IC'en, med avkoblingskondensatoren for LF så nære som mulig.



Figur 4.18: Plassering av avkoblingskondensatorer som beskrevet av Grødal (1997). I (a) vil spenningsvariasjonen på Vcc være lik null, mens spenningsvariasjon vil forekomme på jord. I (b) vil spenningsvariasjonene forekomme på Vcc, mens jorden forholder seg "ren"

5 Måleinstrument, digital del

Labview er et programmeringsverktøy som forenkler programmeringen av elektronikk betraktelig i forhold til å programmere i klassiske programmeringsspråk som C, C++ og lignende. Ved å koble sammen ferdige moduler, kan man på kort tid lage relativt store programmer. Labview ble installert på PDA'en brukt i denne oppgaven, og for at denne skulle kunne tolke signalene fra det analoge kretskortet, ble et dataloggerkort med innebygget adc brukt. Dette kortet hentet inn, og konverterte de analoge signalene om til digitale, slik at Labview enkelt kunne tolke dem for videre prosessering. I denne oppgaven er Labview 8.6 fra National Instruments benyttet, et dataloggerkort (NI CF-6004) fra samme produsent og en PDA fra Hewlett Packard (HP iPAQ 214) I figur 5.1 ser vi en skisse av hvordan PDA'en, dataloggerkortet og det analoge måleinstrumentet ble koblet sammen.

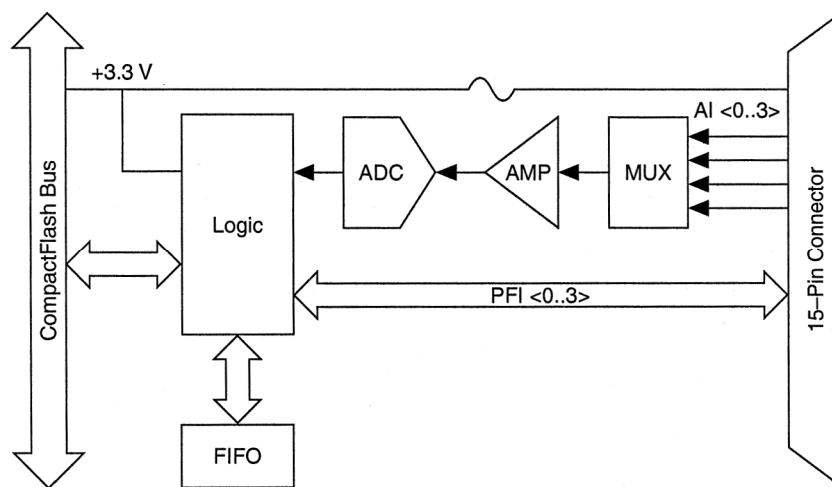


- 1 PDA med type II Compact Flash port
- 2 NI CF-6004
- 3 I/O kabel
- 4 Analogt måleinstrument

Figur 5.1: Det analoge instrumentet koblet sammen med PDA'en og dataloggerkortet

5.1 Dataloggerkort inklusiv adc

Dataloggerkortet hadde fire analoge, og fire digitale innganger, samt en referansekanal til begge typer signaler. I denne oppgaven var det kun de analoge inngangene som ble brukt. Hovedoppgaven til dataloggerkortet var å samle inn signalene fra det analoge kretskortet; resistans, reaktans, potensial og felles referanse, konvertere disse til digitale signaler med den innebyggede adc'en, og deretter legge signalene på en kanal (ai finite buffered) som Labview kunne lese fra. Dataloggerkortet som ble benyttet i denne oppgaven var, i likhet med Labview, fra National Instruments, noe som gjorde kommunikasjonen mellom Labview og dataloggerkortet enkelt å sette opp. Grunnen til at dette dataloggerkortet ble valgt var fordi det var av typen Compact Flash II (CFII), og derfor kunne settes inn i PDA'en sitt ledige CFII-spor. Dette økte portabiliteten til instrumentet. I figur 5.2 ser vi logikken til NI CF-6004.

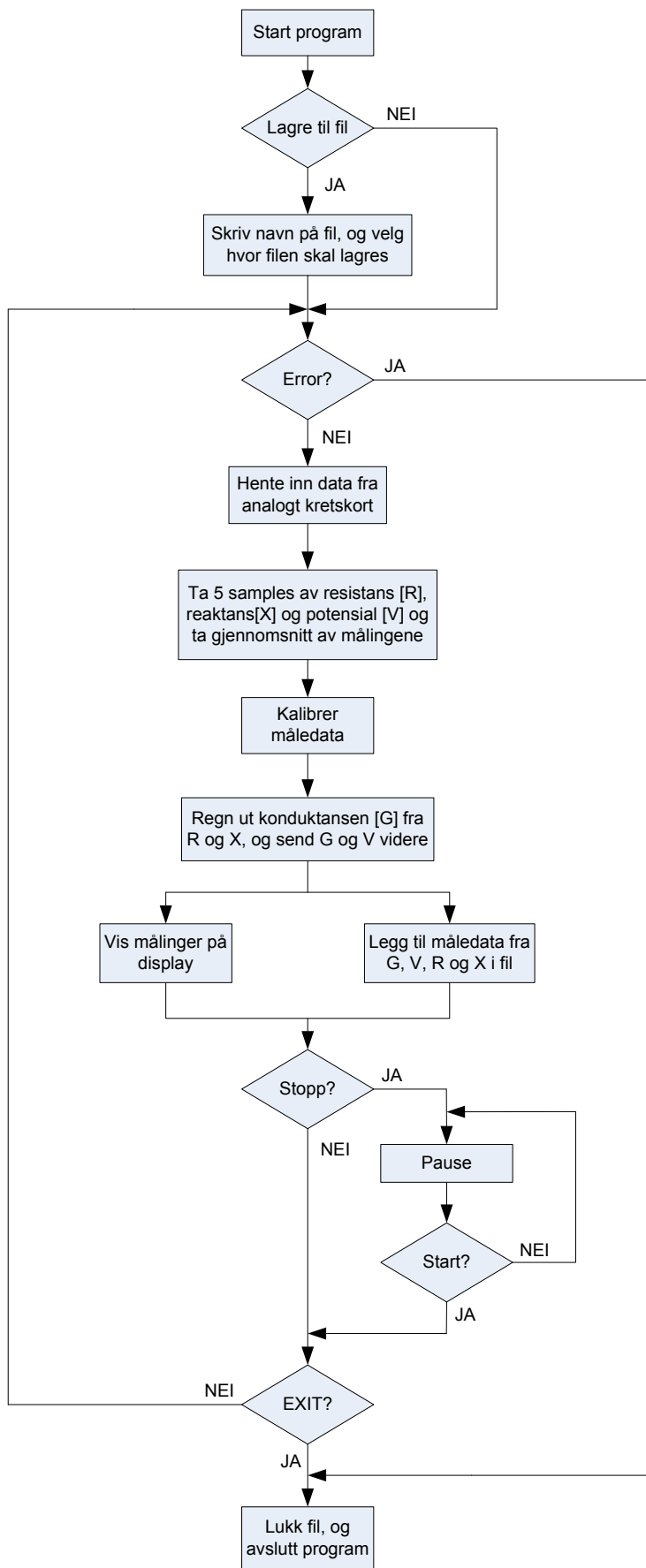


Figur 5.2: Logikken til NI CF-6004

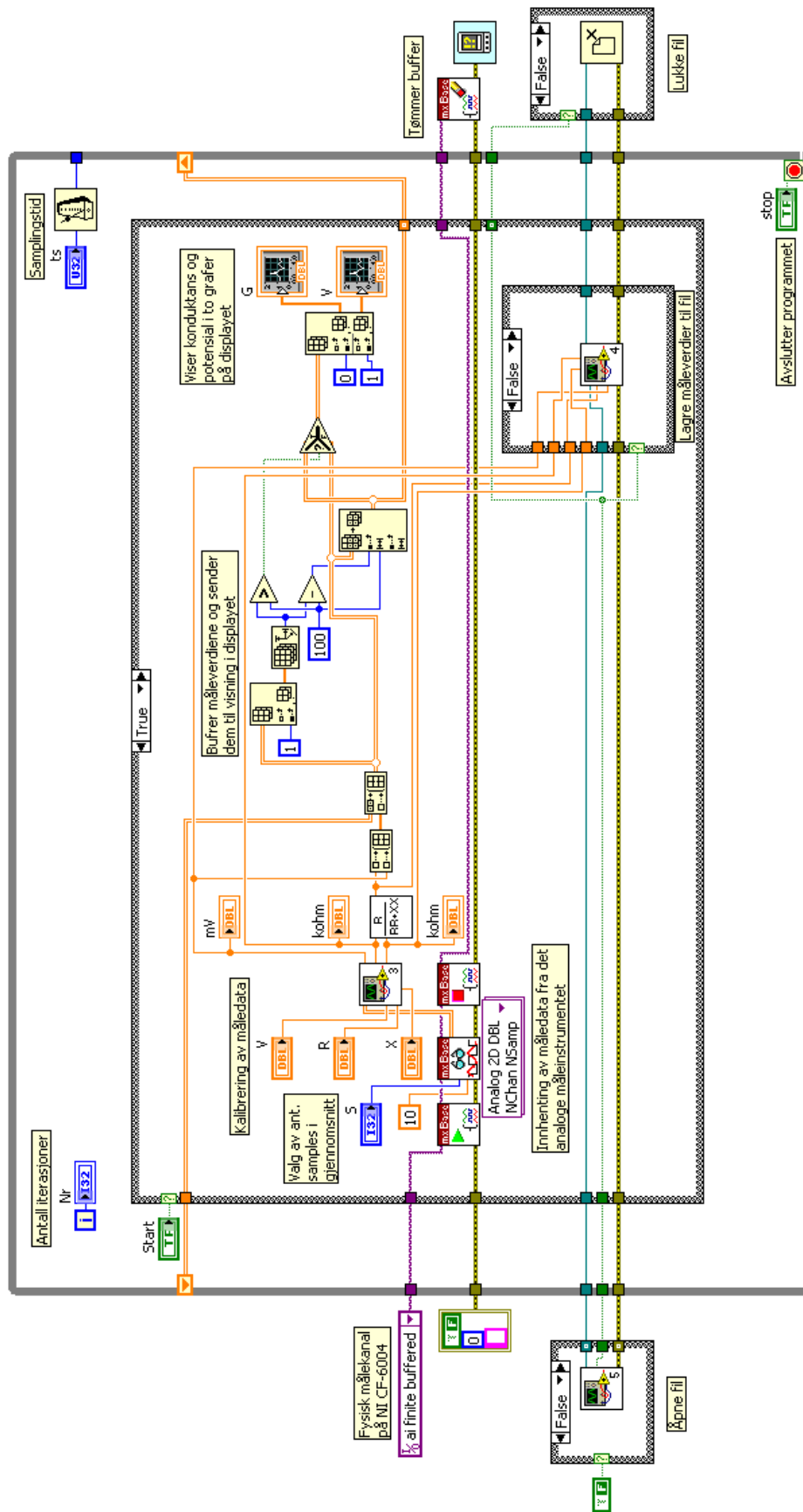
5.2 Labview

For å kunne beregne signalene fra det analoge kretskortet videre, samt lagre måledataene og vise dem på PDA'en sitt display, ble programmeringsspråket Labview brukt.

I programkoden er det brukt underprogrammer, såkalte subVI'er, for å gjøre programmet så oversiktlig som mulig. Dette er underprogrammer som kalles fra hovedprogrammet. Figur 5.3 viser flytdiagrammet til labviwkoden som er implementert på PDA'en. I figur 5.4 ser vi hovedprogramkoden med subVI'er, og i figurene 5.5-5.8 kan vi se subVI'ene som kalles fra hovedprogrammet. SubVI'ene er representert med et lite ikon i programkoden.



Figur 5.3: Flytdiagram til Labviewkoden



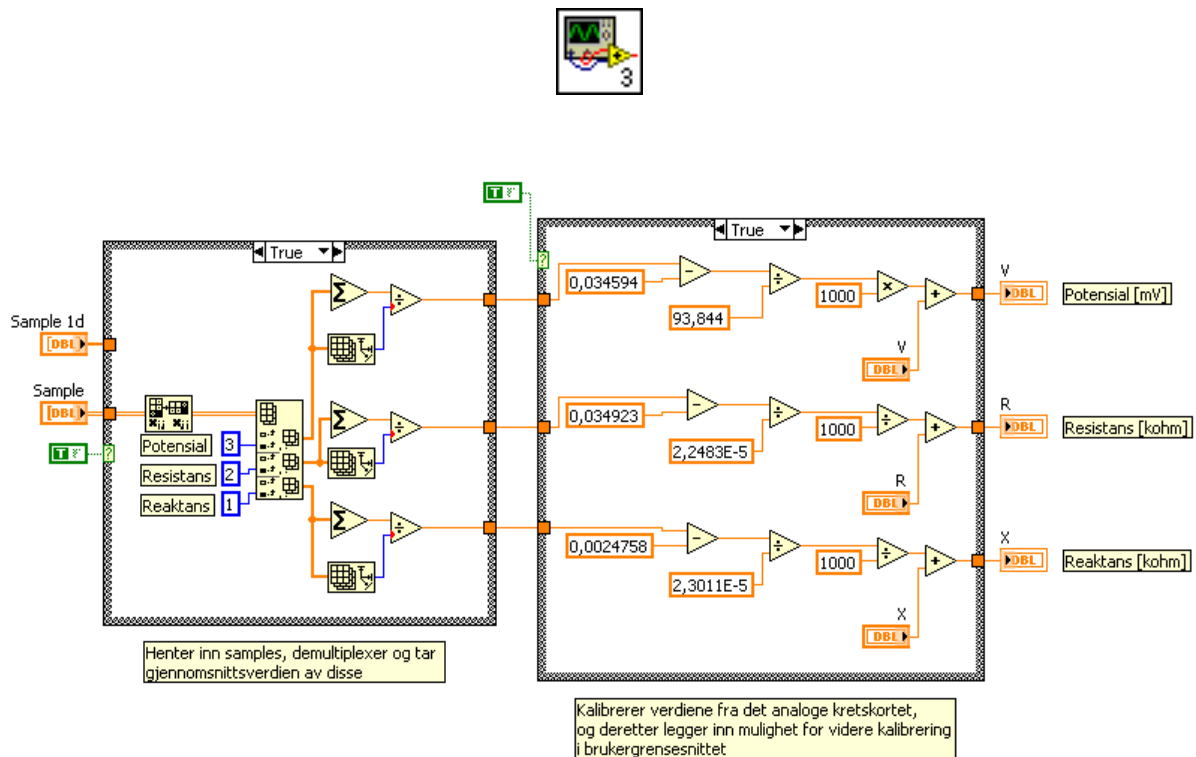
Figur 5.4: Hele hovedprogrammet med subVI'er

5.2.1 Separasjon, filtrering og kalibrering

Signalet ble tatt inn via en kanal (ai finite buffered) som ble satt opp som en bro mellom dataloggerkortet og programkoden. Via denne kanalen fikk programkoden signalene; resistans, reaktans, potensial og det felles referansepunktet til måleinstrumentet. Ettersom signalene var multiplexet fra dataloggerkortet, ble de først demultiplexet til separate kanaler før de ble prosessert videre.

For å fjerne så mye av støyen som mulig ble det tatt gjennomsnitt av fem verdier om gangen av resistans, reaktans og potensial. Dette var det raskeste PDA'en klarte.

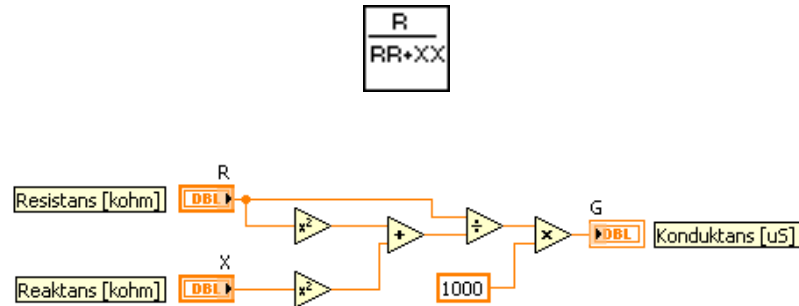
Gjennomsnittsverdiene av resistans, reaktans og potensial ble deretter kalibrert med verdiene som ble funnet i kapittel 6 og sendt videre i programmet (se figur 5.5). Støy og påvirkninger utenfra kan være forskjellig fra sted til sted, og ettersom måleinstrumentet skulle være portabelt, ble ytterligere kalibreringsmuligheter implementert. Muligheter for dette ble lagt i frontpanelet i PDA'en (se figur 5.9 og appendiks C for detaljer).



Figur 5.5: Separasjon, filtrering og kalibrering

5.2.2 Beregning av konduktans

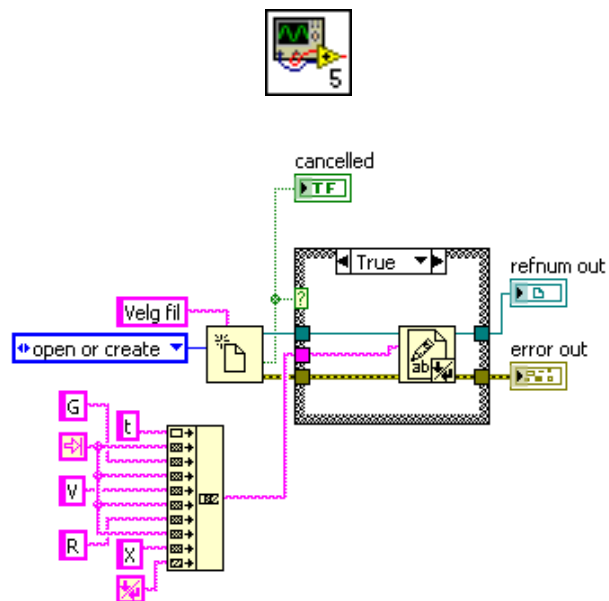
Konduktansen i huden ble beregnet ut i fra målingene av resistans og reaktans, mens målingen av potensial var ferdig prosessert på det analoge kretskortet og trengte ikke videre prosessering utenom støyreduksjon. Under ser vi beregningen av konduktans.



Figur 5.6: Beregning av konduktans

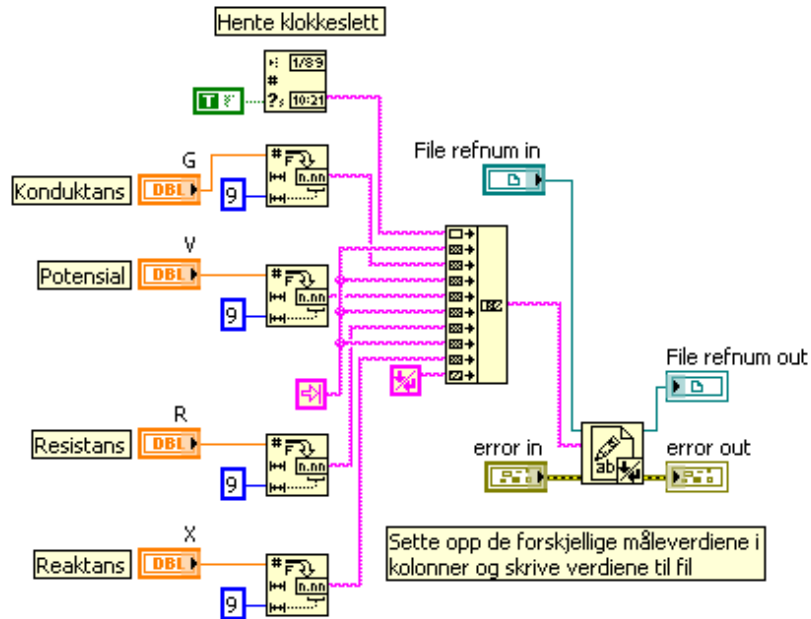
5.2.3 Lagring til fil

Lagring til fil ble stykket opp i to subVI'er. Ved start av programmet hadde man mulighet til å lagre til fil eller ikke. Man ble da bedt om navn på fil, og hvor filen skulle lagres hen. Figur 5.7 viser koden for oppretting av fil, og valg av hvor filen skal lagres.



Figur 5.7: Opprette fil til lagring av måledata

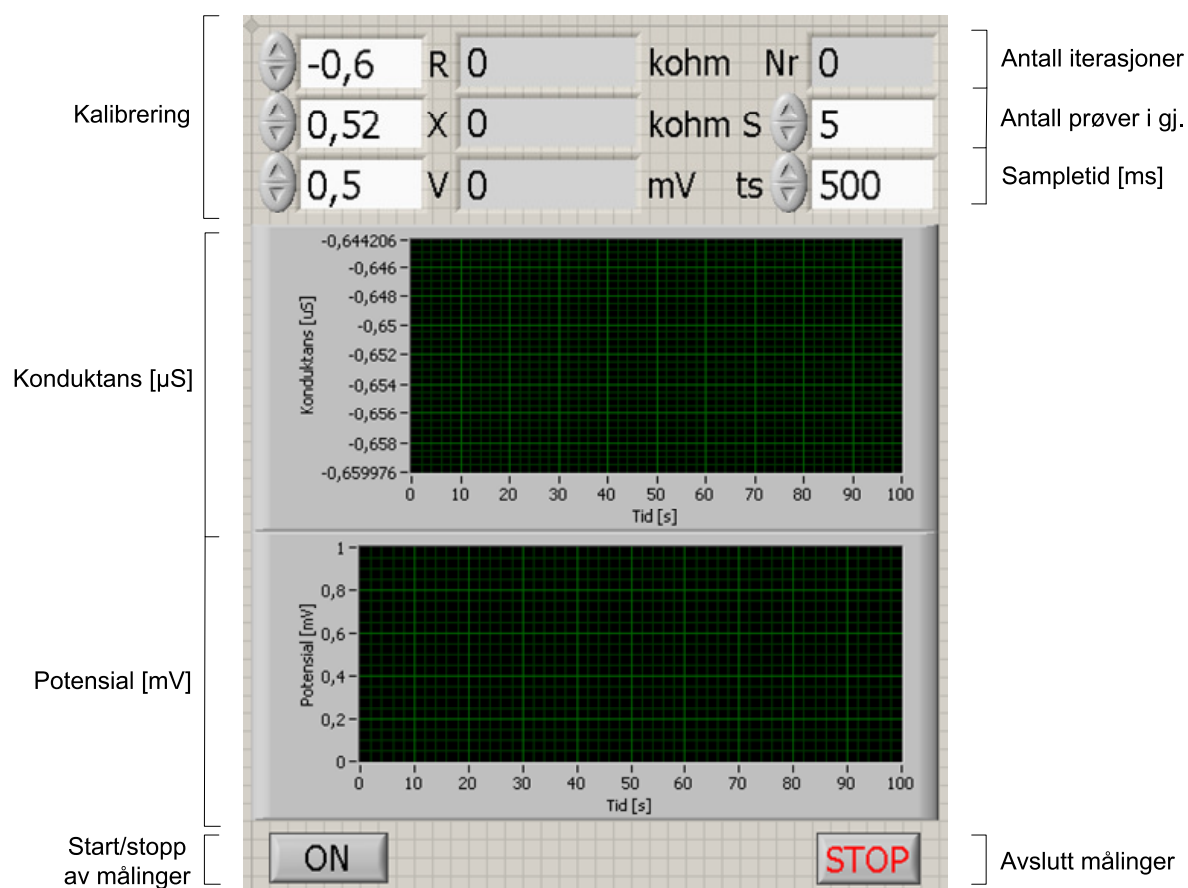
For hver innhenting av data, ble målingene lagret på filen som ble opprettet i starten av programmet. I filen ble følgende data lagret: Klokkeslett, konduktans, potensial, resistans og reaktans. Disse dataene ble satt i kolonner, skilt med tabulator, slik at det var lett å eksportere dataene til et regnearkprogram, som for eksempel Microsoft Excel, for å sette dataene i grafer. I figur 5.8 ser vi hvordan dataene ble skrevet til fil.



Figur 5.8: Lagring til fil

5.2.4 Brukergrensesnitt

Figur 5.9 viser brukergrensesnittet til labviewprogrammet på PDA'en. De to grafene viser verdiene av konduktans og potensial. Det er lagt inn en standardverdi på visning av måledata de siste 100 sekundene. Etter at 100 sekunder var målt, begynte grafen å rulle til venstre. Ettersom vinduet til PDA'en var såpass lite, var dette en nødvendighet for å få noe ut av måledataene visuelt. Ved hjelp av en trykkpenn som fulgte med PDA'en kunne man velge verdier av videre kalibrering, antall verdier som det skulle beregnes gjennomsnitt av og hvor fort instrumentet skulle sample data, i tillegg til start/stopp og avslutt. En samplingstid på 500 ms ble valgt. Dette støtter nyquistteoremet som sier at man må sample på minst den dobbelte frekvensen av hva man ønsker å måle. Ettersom 99,99% av signalene lå under 1 Hz, var dette nok for å tilfredsstille dette kravet(se også avsnitt 4.2.4.1).



Figur 5.9: Brukergrensesnitt på PDA

I figur 5.10 under ser vi hele måleinstrumentet koblet sammen, og med elektroder festet til en forsøksperson. Måleinstrumentet er tiltenkt å ha en liten veske med skulderrem som bæres av forsøkspersonen. For bruk av instrumentet, se bruksanvisning i appendiks C.



Figur 5.10: Måleinstrumentet koblet til en forsøksperson. En av de tre elektrodene er festet på hånden på dorsal side, og vises ikke på bildet (se figur 4.17)

6 Testing og kalibrering, analog del

I kapittel 4 så vi hvordan det analoge kretskortet ble konstruert. I dette kapittelet skal vi se på hvordan de forskjellige delene av de analoge kretskortene ble testet og kalibrert.

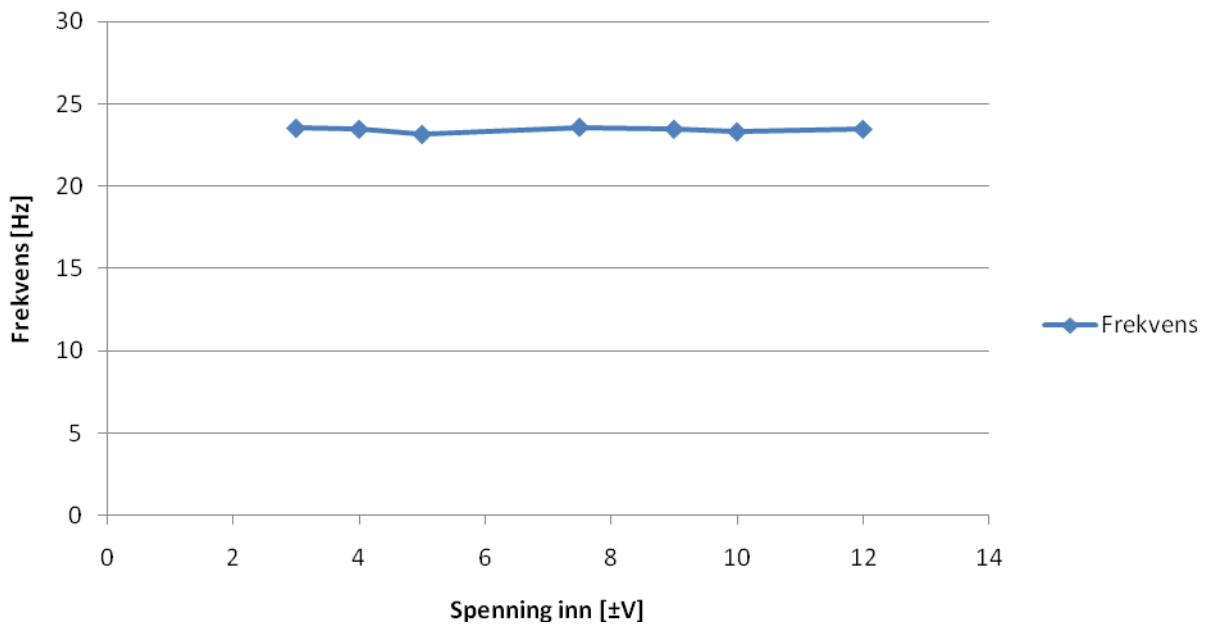
6.1 Oscillator

Oscillatoren ble testet for stabilitet på flere spenningsnivåer, spenningsverdi ut, samt renheten i signalet ved hjelp av FFT-analyse.

Spenningen inn til oscillatoren ble regulert av en dobbel spenningsforsyning (POWERBOX 3000B). Et oscilloskop fra Agilent Technologies (MSO6012A) ble brukt til å måle frekvensen og amplituden til sinussignalet. I tillegg ble en multifunksjonsgenerator (HP 8904A Multifunction Synthesizer) brukt til å generere et perfekt sinussignal for sammenligningsgrunnlag med sinussignalet fra oscillatoren.

6.1.1 Frekvens

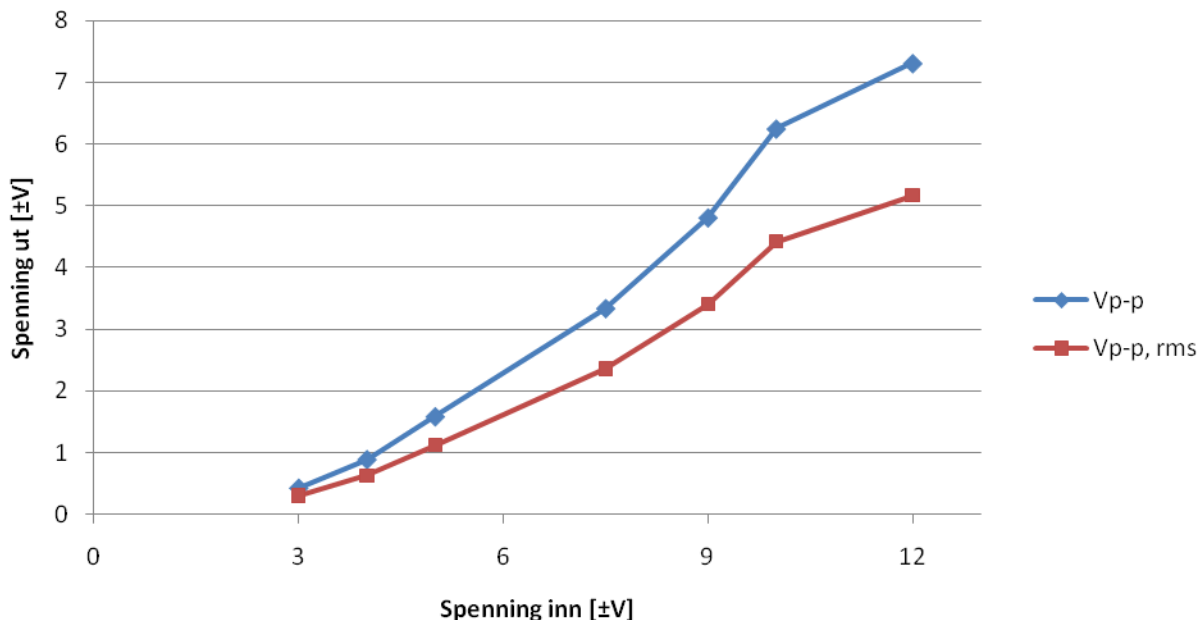
Frekvensen ligger stabilt mellom 23,15-23,59 Hz i spenningsområdet 3-12 V spenning inn. Dette viser at oscillatoren ikke er spenningsavhengig, og er stabil på ca. 24 Hz innenfor disse verdiene.



Figur 6.1: Frekvenskarakteristikken til oscillatoren

6.1.2 Spenning ut

Op-ampen kan drives på flere spenningsnivåer, men jo høyere spenning inn, jo høyere amplitude får vi på sinusspenningen ut av op-ampen. Under ser vi hvordan spenningen ut øker med spenningen inn. For å få høyest mulig signalstyrke ut, ble ± 12 V valgt som spenningsforsyning til oscillatoren. Dette gav en stabil målespenning på $5V_{p-p, rms}/2,5 V_{rms}$.

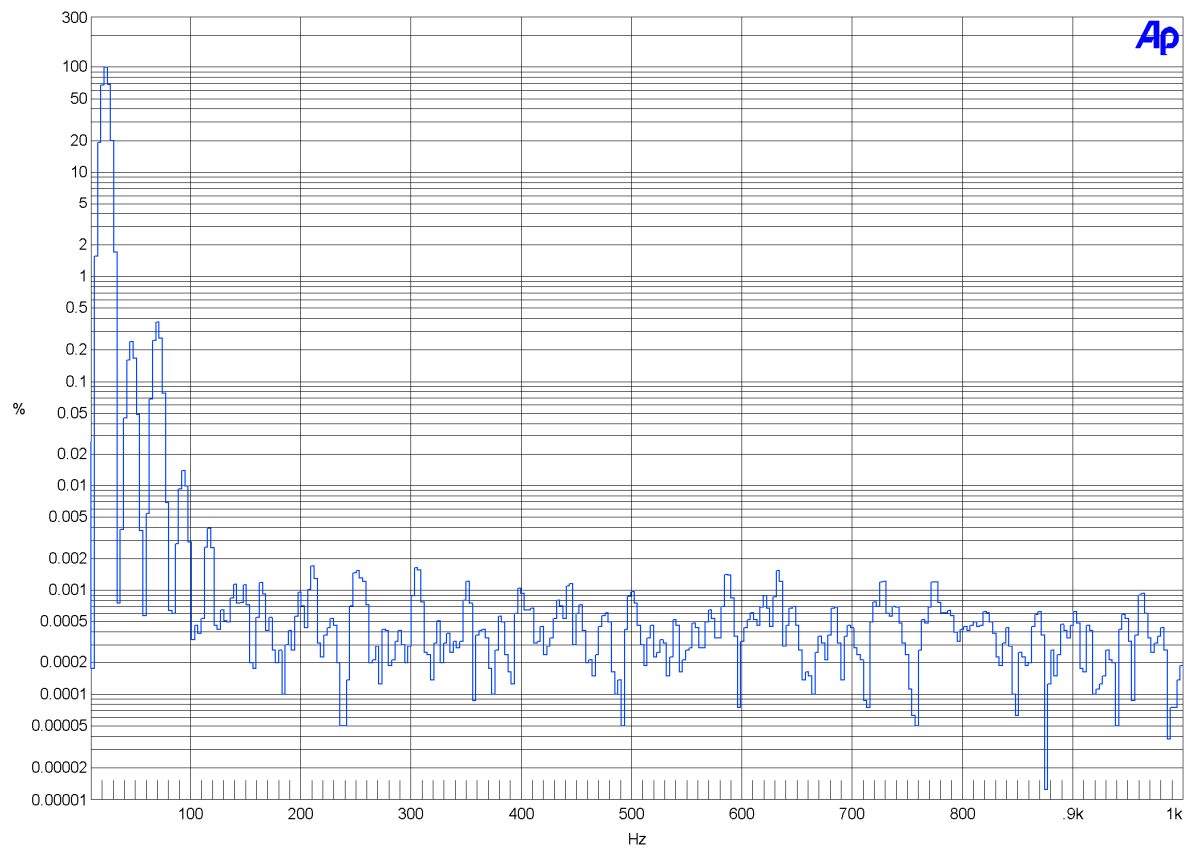


Figur 6.2: Spenning ut fra oscillatoren

6.1.3 FFT-analyse

Wienbroen ble koblet opp til en frekvensanalysator fra Audio Precision (System One + DSP) for å måle hvor rent sinussignalet ut var.

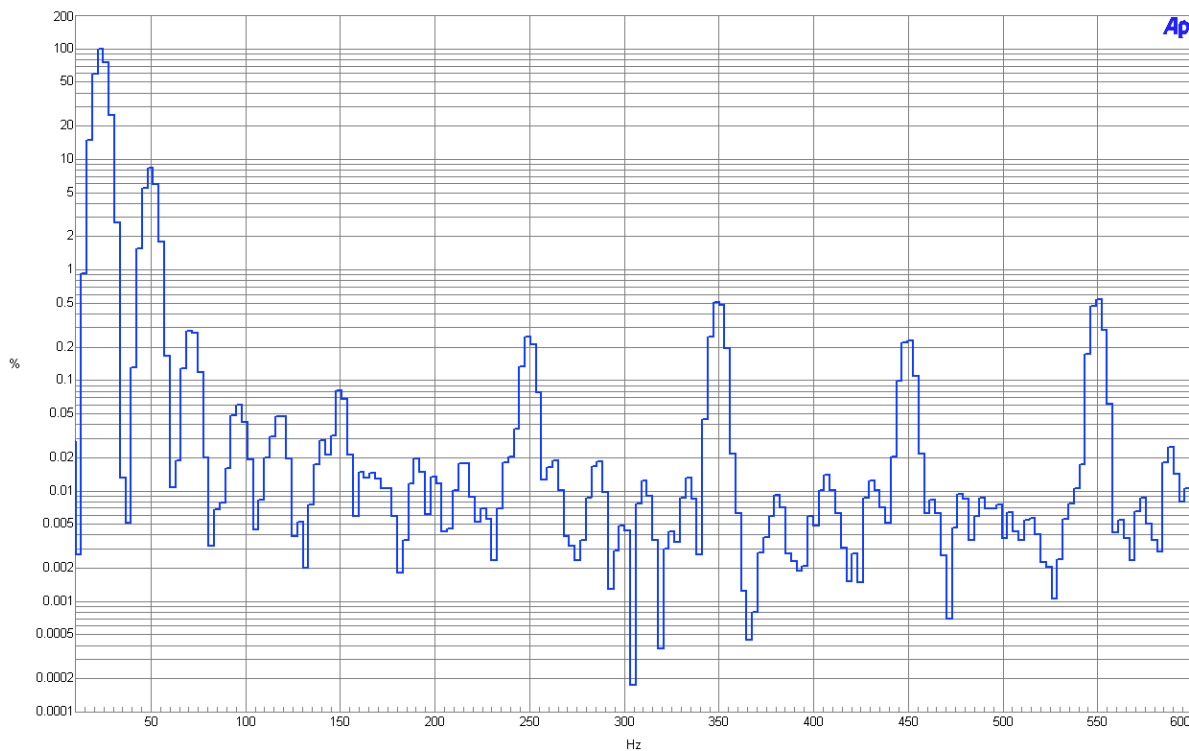
I figur 6.3 ser vi en FFT-analyse av signalet ut fra wienbro-oscillatoren. Hovedsignalet på 23,3 Hz ser vi ligger på 100%. 2. og 3. overharmoniske lå på mellom 0,25 – 0,35% av totalt utslag. 4. harmoniske ligger på 0,015%, og resten av de overharmoniske bølgeene drukner i støygulvet som har en toppverdi på ca. 0,002%. THD+N (total harmonisk forvrengning + støy) utgjør et utslag på 0,46%.



Figur 6.3: FFT-analyse av sinussignalet

6.2 Forforsterker

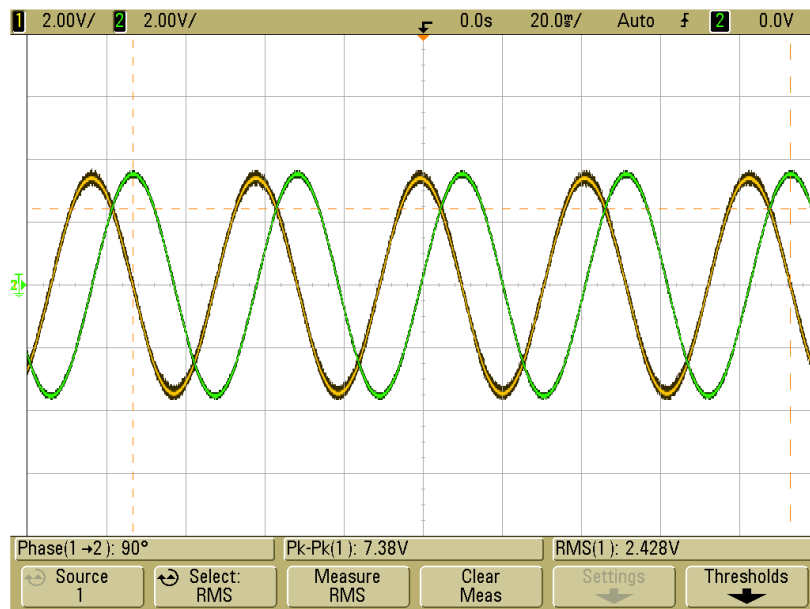
En FFT-analyse ble også gjort av signalet ut fra forforsterkeren (se figur 6.4). Også her ble Audio Precision System One+DSP brukt til å analysere signalet. Her ser vi at signalet på 24 Hz er på 100%, men at det i tillegg er en 50 Hz frekvenskomponent med opp til 9% relativ styrke. Denne frekvenskomponenten kommer fra lysnettet. Også 5., 7., 9. og 11. overharmoniske av 50 Hz har opp til 0,5% relativ styrke. Frekvenskomponentene mellom 50 Hz og 250 Hz er overlagrede verdier av hverandre. Alle disse uønskede frekvenskomponentene ble fjernet i den fasefølsomme forsterkeren senere i kretsen.



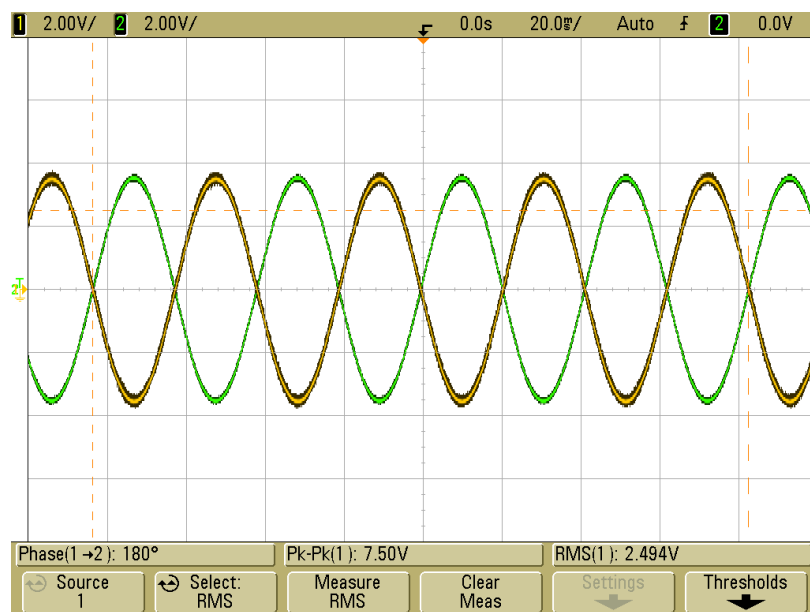
Figur 6.4: FFT-analyse av signalet ut fra instrumenteringsforsterkeren

6.3 Fasefølsomme likerettere med faseskiftere

Det var svært viktig at referansesignalene til de fasefølsomme likeretterne var korrekte. Signalene ble testet på et oscilloskop fra Agilent Technologies (MSO6012A) og justert til nøyaktig 0° og 90° . Et faseskift på ytterligere 180° ble valgt i designet slik at begge de fasefølsomme likeretterne gav ut positiv spenning i både resistans- og reaktanskanalen. I figur 6.5 og 6.6 ser vi faseskiftet til referansesignalene til de to fasefølsomme likeretterne.



Figur 6.5: Faseskift etter faseskifter 90° (270°) i forhold til referansesignalet fra oscillatoren



Figur 6.6: Faseskift etter faseskifter 0° (180°) i forhold til referansesignalet fra oscillatoren

6.4 Strømforsyning

Strømforsyningen ble testet for spenningsverdier og elektromagnetisk forstyrrelse. Testingen ble foretatt med batterieliminatør, så alle måleverdiene er absolutt "worst case"-verdier.

6.4.1 Spenningsverdier

Strømforsyningen ble koblet opp mot et oscilloskop (HP 54600B), for å sjekke spenningsverdiene med og uten last.

DC inn u/lastmotstander og krets skrudd av: 13,54V

DC inn u/lastmotstander og krets skrudd på: 13,22V

Vi satte så på lastmotstander på 200 ohm over pluss- og minuskanalen til jord. Dette skulle tilvare et simulert strømforbruk på $12V/200 \Omega = 60 \text{ mA}$ på hver kanal.

DC inn m/lastmotstander og krets skrudd på: 11,5V

DC ut u/lastmotstander og krets skrudd på: +12,70V / -12,70V

DC ut m/lastmotstander og krets skrudd på: +12,09V / -12,11V

Strømforsyningen ga altså nok spenning ut ved en simulert last, som tilsvarte kretsens strømtrekk.

6.4.2 Elektromagnetisk forstyrrelse (EMI)

Ettersom svitsjede regulatorer støyer mye, testet vi i hvilket frekvensområde den støyet i. For å teste for EMI benyttet vi oss av en spektrumanalysator og måleprobe fra HAMAG (HM5014 + HAMAG ELECTRIC FIELD PROBE HZ530-E). Målingen ble målt i luft 5 cm fra strømforsyningen, som var ca. den avstanden den ville være fra målekretskortet i elektronikkboksen. Vi så da at peak-verdien til svitsjestøyen lå på ca. 1,3 MHz, men at den også støyet mye fra 1MHz og opp til 100MHz.

6.5 Kalibrering av målesignalene

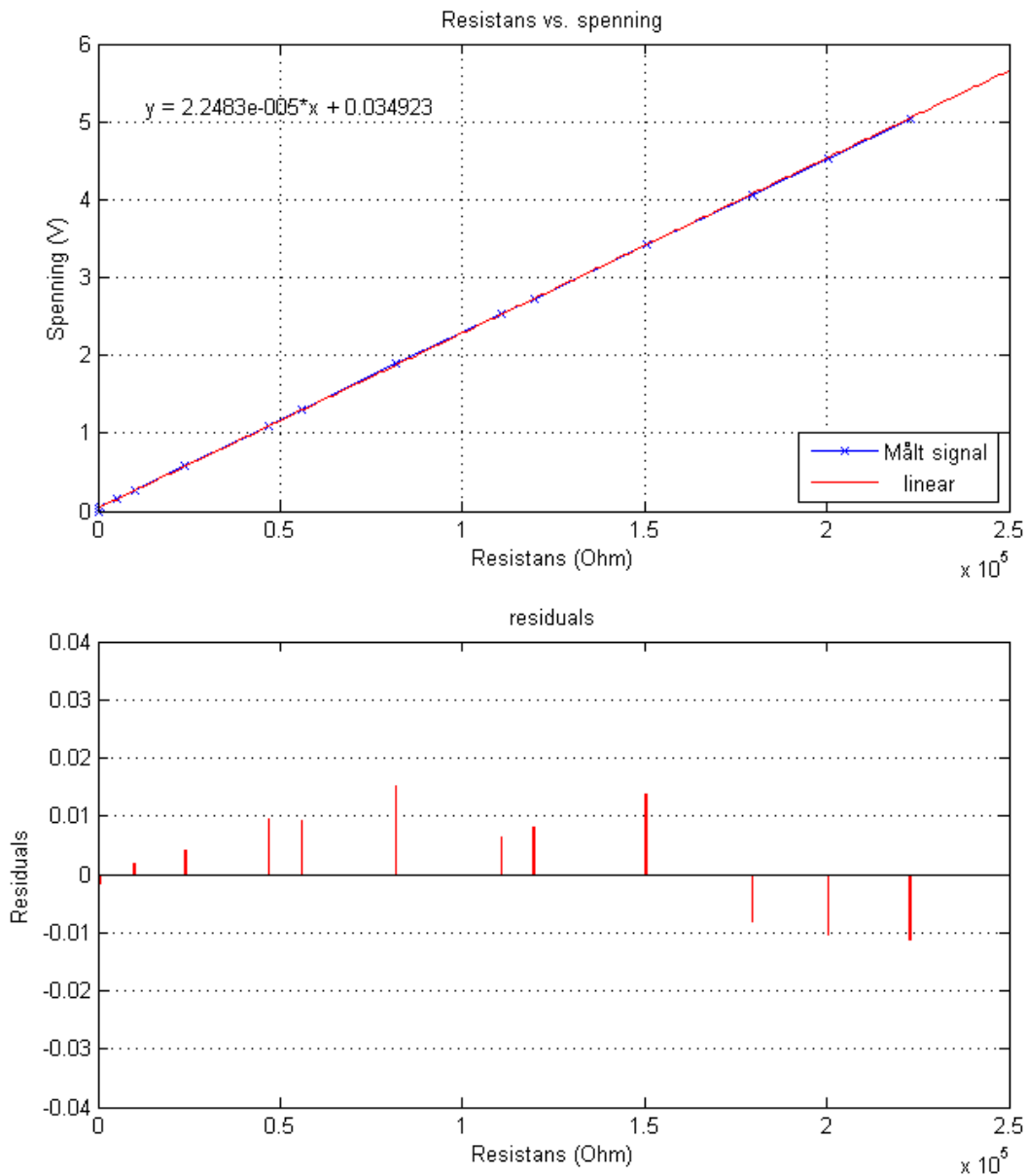
For å kunne fastslå hvilken spenningsverdi som tilsvarte de forskjellige resistans-, reaktans- og potensialverdiene, måtte først instrumentet kalibreres og sjekkes for linearitet. Dette ble gjort ved å koble til forskjellige motstander, kondensatorer og spenninger over elektrodene for å simulere henholdsvis resistansen, reaktansen og potensialet i huden.

De forskjellige kanalene ble først justert ved hjelp av kretsen for spenningsjustering, slik at null verdi inn, ga null spenning ut. Grafene i figur 6.7-6.9 viser resultatene av lineariteten til de forskjellige kanalene.

En lineær tilpasningskurve er lagt over grafen for å se lineariteten, samt likningen for denne tilpasningskurven. Avviket fra null fra den lineære tilpasningen ble korrigert for i Labview. Som vi ser av målingene var alle kanalene svært lineære. Resistans hadde et maksimalt avvik på 1,8%, reaktans hadde et maksimalt avvik på 0,7% og potensial hadde et maksimalt avvik på 1,7%.

6.5.1 Resistans

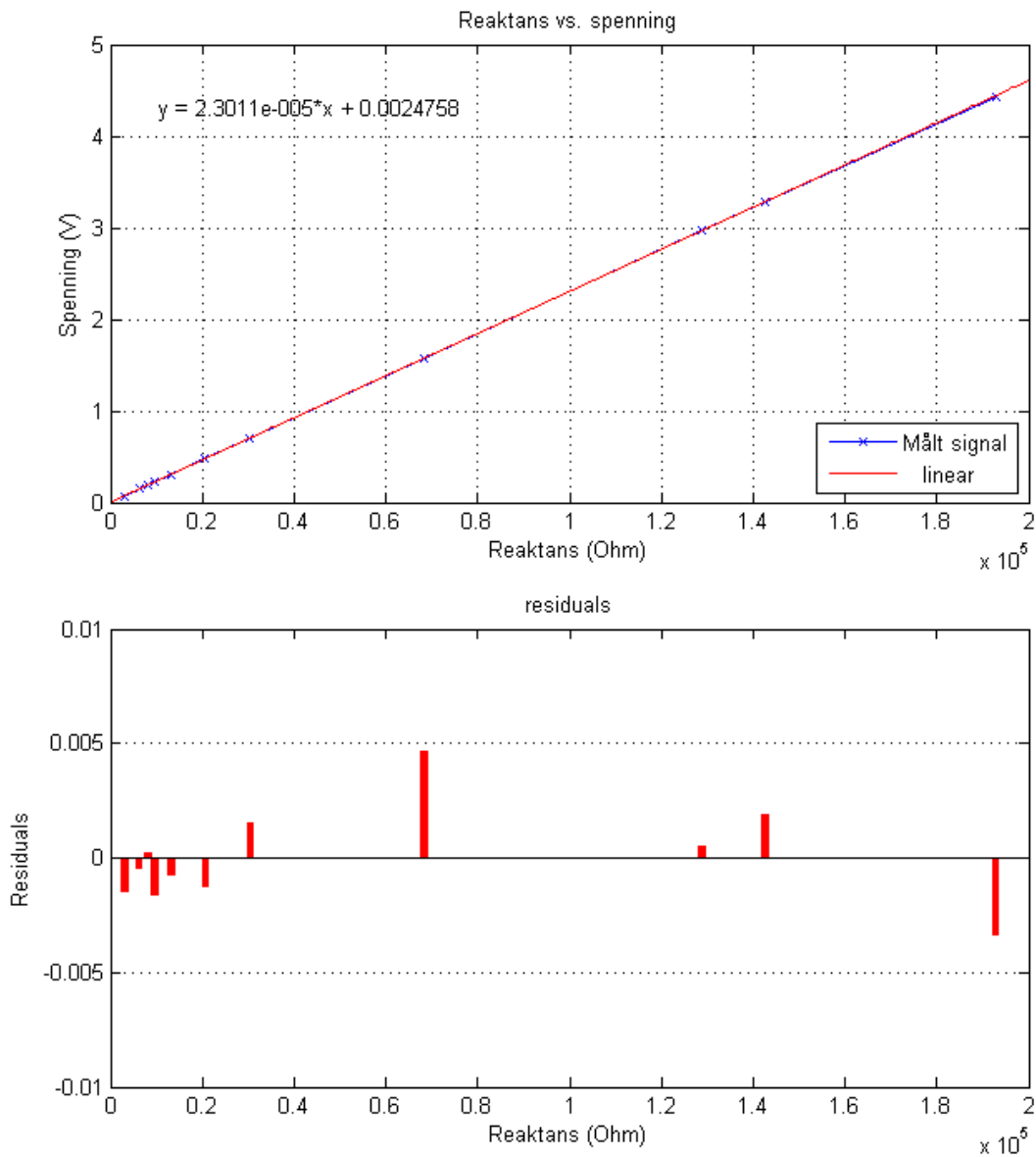
Resistanskanalen ble testet med forskjellige motstander koblet mellom elektrode 1 og 2 i området fra 206 Ω - 223 k Ω . Mellom elektrode 2 og 3 var det koblet til en fast motstand på 10 k Ω .



Figur 6.7: Lineariteten til resistanskanalen

6.5.2 Reaktans

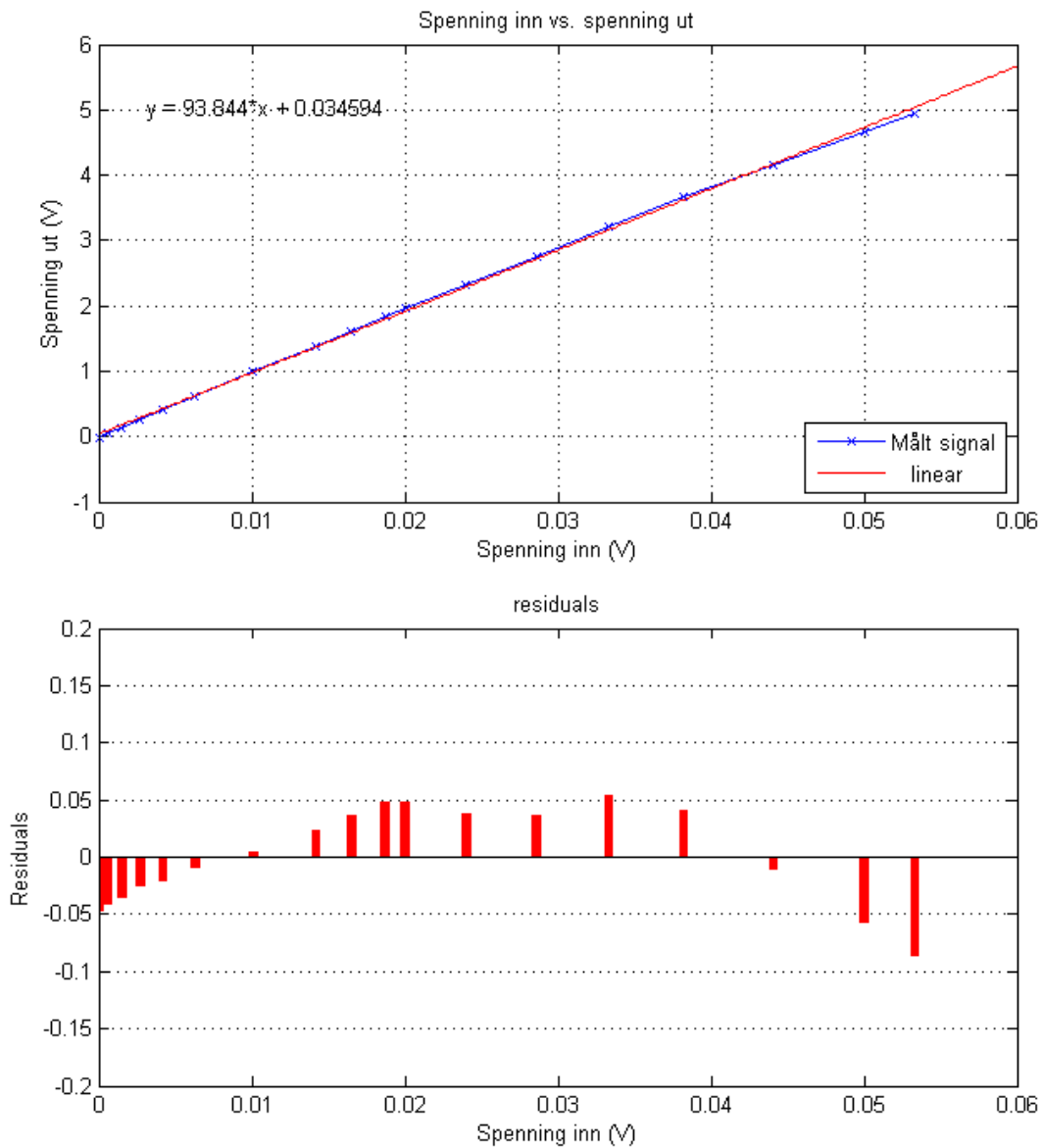
Reaktanskanalen ble testet med forskjellige kondensatorer koblet mellom elektrode 1 og 2 i området 34,4 nF – 2,19 μ F. Mellom elektrode 2 og 3 var det koblet til en fast motstand på 10 k Ω .



Figur 6.8: Lineariteten til reaktanskanalen

6.5.3 Potensial

Potensialkanalen ble testet for verdier mellom 0,6 mV – 53,3 mV. Disse spenningsverdiene ble lagt over elektrode 1 og 2. Elektrode 3 var ikke tilkoblet noe.



Figur 6.9: Lineariteten til potensialkanalen

6.6 Tekniske spesifikasjoner

I tabell 2 vises de tekniske spesifikasjonene til hele måleinstrumentet

Tabell 2: Tekniske spesifikasjoner

<i>Tekniske spesifikasjoner</i>		
Mål:	Uten PDA	15x8x5 cm
	Med PDA	15x8x7,3 cm
Vekt:	Uten PDA	450g
	Med PDA	650g
Strømforsyning:		8,4-36V
Strømforbruk:		65 mA
Spenning ut:		±12V
Lavpassfilter:	Potensialfilter	5 Hz, 47 dB
	Resistans	1,6 Hz, 87 dB
	Reaktans	1,6 Hz, 87 dB
Målefrekvens:		24 Hz
Temperaturområde:		0 – 70 °C
Oppløsning ADC:		0,3 mV
Nøyaktighet: (Full scale)	Konduktans	99,67%**
	Suseptans	99,98%**
	Potensial	99,97%**
Kanalseparasjon:	Resistans	98,55%
	Reaktans	99,1%
Operasjonstid:	Analog del av måleinstr.	41,5 t (teoretisk)
	PDA	4,0 t
	Hele måleinstrumentet	4,0 t*
Måleområde:	Resistans	206 Ω – 223 kΩ
	Reaktans	1,5 – 215 kΩ
	Konduktans	0,0044 – 317 μS
	Suseptans	0,0046 – 317 μS
	Potensial	-55 – 55 mV

*Selv om den analoge delen av instrumentet har en teoretisk batteridrift på 41,5 timer, vil PDA'en være den begrensede faktor, da batterikapasiteten til denne bare er på 4 timer.

** Etter kalibrering med kjente verdier

7 Måledata

Ettersom det forelå svært lite informasjon om simultane konduktans- og potensialmålinger i samme punkt på huden, var det derfor interessant å finne ut om det var en sammenheng mellom de to måle metodene. Det var spesielt interessant å finne ut om forskjellige stimuli ga forskjellige responser.

7.1 Forsøket

Ni mannlige forsøkspersoner i alderen 25-29 år ble testet etter en protokoll som ble laget til denne masteroppgaven. Alle forsøkspersonene var friske og tok ingen medisiner. Testene ble gjennomført i et stille rom som holdt ca. 21 grader Celsius, uten noen form for uønskede ytre stimuli. Det var relativt lyst i rommet, men med taklamper som lyste nedover, slik at testpersonene ikke fikk uønsket lys i øynene. Elektrodene som ble brukt var fra KENDALL-KITTYCAT 1050NPSM SMALL fra Tyco Healthcare med et elektrodeareal på $4,9 \text{ cm}^2$ (se også avsnitt 4.4).

Protokollen var sammensatt av seks forskjellige stimuli som ble testet på hver av forsøkspersonene i en bestemt rekkefølge til faste tider. Disse stimuliene besto av dyp innånding, hoderegning, smerte, glede, skremsel og ubehag. Elektrodene ble festet som i figur 4.17, og deretter ble forsøkspersonene bedt om å finne en behagelig stilling i en stol som var satt frem til forsøket, og slappe av i 10 minutter før målingene begynte. Etter dette ble forsøkspersonene utsatt for stimuliene i henhold til testprotokollen løpet av 10 minutter (se full protokoll i appendiks B.2 for detaljer).

Måleinstrumentet målte både resistans, reaktans og potensial simultant. I Labview ble konduktans beregnet ut i fra resistans og reaktans, og logget sammen med potensial. Resistans og reaktans ble også logget. Dette muliggjorde beregning av suseptansen (B) i etterkant (se formel for suseptans i avsnitt 2.1.3). Suseptansberegningen ble altså ikke implementert i labviewkoden, men regnet ut i Excel i etterkant. I måledataene som er presentert, vises simultane målinger av konduktans, strømløs potensial og suseptans under en elektrode. Verdiene av konduktans og suseptans er i μS . Dette gjør at verdiene må deles på elektrodearealet ($4,9 \text{ cm}^2$) om man ønsker benevnningen $\mu\text{S}/\text{cm}^2$.

I figur 7.1-7.9 vises de ni måleseriene som ble gjort. I tillegg er det beregnet gjennomsnittsverdien av konduktans, potensial og suseptans for alle ni måleseriene (se figur 7.10). Se appendiks B.3 for større bilder av alle måleseriene som ble gjort. I figur 7.1-7.10 viser den blå grafen konduktansmålingene, den røde grafen viser potensialmålingene og den grønne grafen viser suseptansmålingene. De sorte vertikale strekene markerer tidspunktene for stimuliene som ble gitt. En tekst til venstre for linjen beskriver hvilken stimulus som ble gitt i tidspunktet streken markerer.

Selv om alle forsøkspersonene var menn i alderen 25-29 år, hadde de forskjellige personlighetkarakteristikker. På neste side er det forsøkt etter beste evne å gi en beskrivelse av hver personlighet, og spesielle kjennetegn som kan tenkes å ha hatt innvirkning på måleresultatene. En liten beskrivelse av responsene fra konduktans, potensial og suseptans er gitt i avsnitt 7.2 der det er interessante funn.

Figur 7.1: Forsøkspersonen reagerer fint på stimuliene som ble gitt. Både konduktanskurven og potensialkurven går samme vei. Suseptanskurven øker etter en liten tidsforsinkelse i forhold til økningen av konduktans.

Figur 7.2: Også forsøksperson 2 reagerer fint, men vi legger merke til at potensialkurven går motsatt vei av konduktanskurven. Vi ser at vi har store utslag i konduktanskurven, med medfølgende store utslag i suseptansresponsen

Figur 7.3: Forsøkspersonen led av en mild variant av psoriasis, og hadde ekstremt tørr hud. Her ser vi at vi har mindre utslag i konduktansresponsen enn hos de andre, men desto større utslag i potensialresponsen. Suseptansresponsen har svært lave utslag.

Figur 7.4: Disse kurvene følger hverandre utrolig godt. De går imidlertid motsatt vei av hverandre, så det er vanskelig å se av grafene som de står. Forsøkspersonen er svært rolig av seg, noe man kan ane ut i fra relaksasjonstiden mellom stimuliene, da det nesten ikke er utslag.

Figur 7.5: Hos denne testpersonen ser vi at vi har veldig små responser, både av konduktans og potensial. Vi ser likevel at potensialresponsen gir større utslag enn konduktansresponsen. Grafene følger hverandre svært godt. Suseptansen har svært små utslag. Denne forsøkspersonen er en stillferdig person, og veldig god i poker.

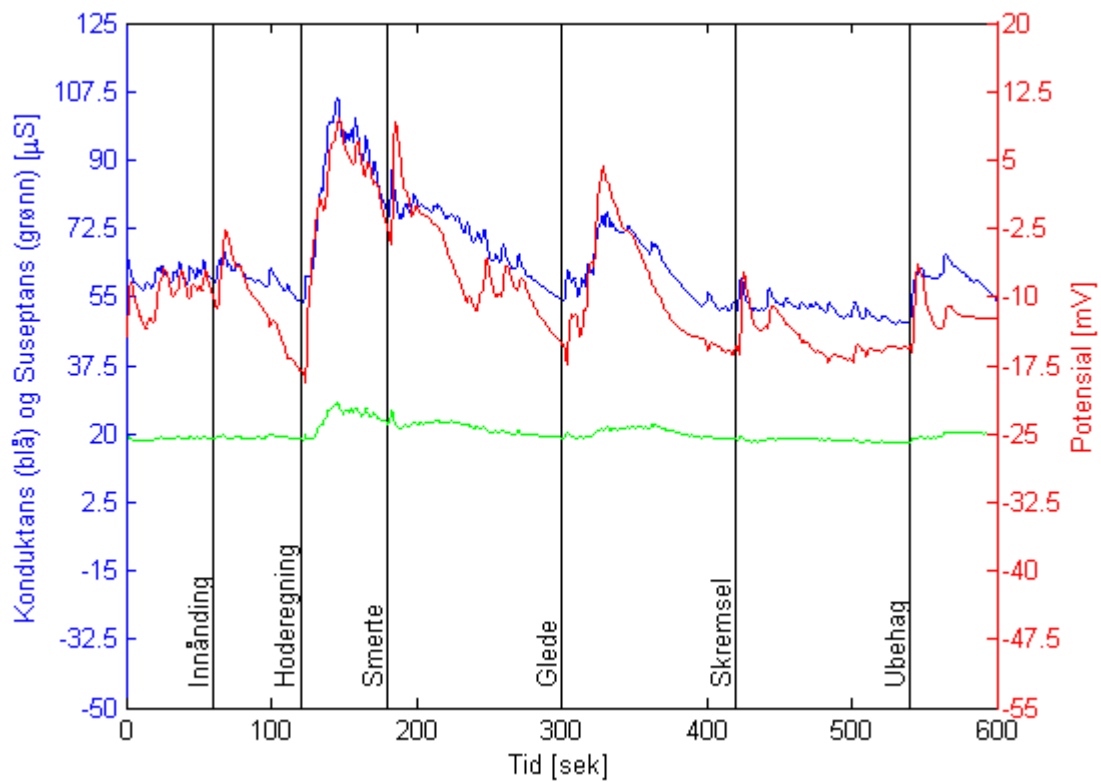
Figur 7.6: Forsøkspersonen som ble målt i denne serien, hadde en svært stresset personlighet. Forsøkspersonen nevnte selv at han hadde lurt flere ganger på om han har ADHD. Han fortalte også at han følte seg veldig avslappet under testingen. Likevel ser vi at det er svært mange spontane responser, både i konduktans- og potensialkurven.

Figur 7.7: Her ser vi at personen reagerer fint på de gitte stimuliene, men at det også her er mye spontane responser. Denne forsøkspersonen er en svært rolig person. Personen sa selv i etterkant av målingen at han fulgte med på instrumentet underveis, og syntes det var svært spennende å se på grafene. I det han så på grafen, la han merke til at han fikk responser som følge av det. Dette kan forklare at det likevel er mange spontane responser utenom stimuliene som ble gitt.

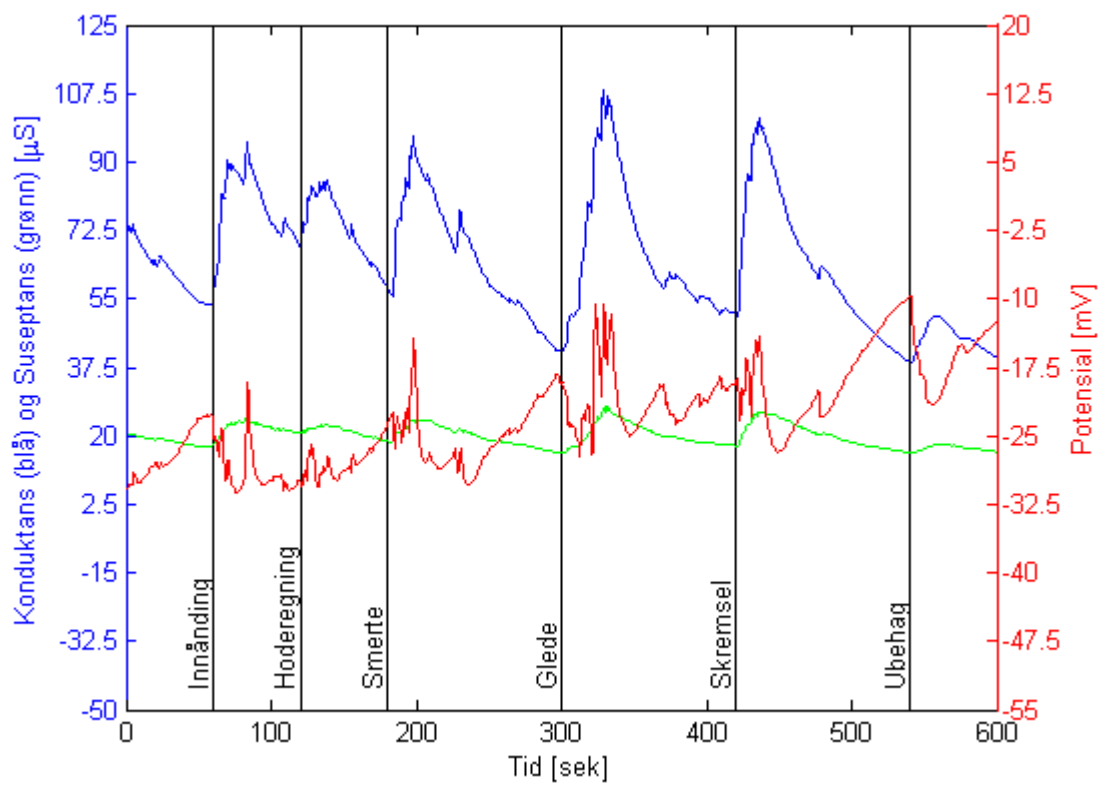
Figur 7.8: Her ser vi at forsøkspersonen reagerer sterkt på gitte stimuli. Vi ser fine og kraftige utslag i konduktanskurven, og samtidig svært kraftige reaksjoner i potensialkurven. En interessant observasjon er hvordan suseptansen reagerer. Vi ser at grafen har relativt kraftige utslag, men også hurtig tilbaketrekning til basalnivå. Vi ser også at konduktanskurven går raskere tilbake til basalnivået enn hos de andre forsøkspersonene

Figur 7.9: Denne personen var svært avslappet da testingen begynte, og vedkommende hadde øynene igjen mesteparten av testperioden. Vi ser her en litt annerledes karakteristikk enn hos de andre forsøkspersonene. Vi har ikke så klare utslag i konduktanskurven, bortsett fra ved stimuli for glede. Det var første gang forsøkspersonen hadde hørt vitsen om de to tomatene som skulle krysse veien (se testprotokoll i appendiks B.2). Vi ser også en relativt stor økning i suseptanskurven etter dette stimuliet.

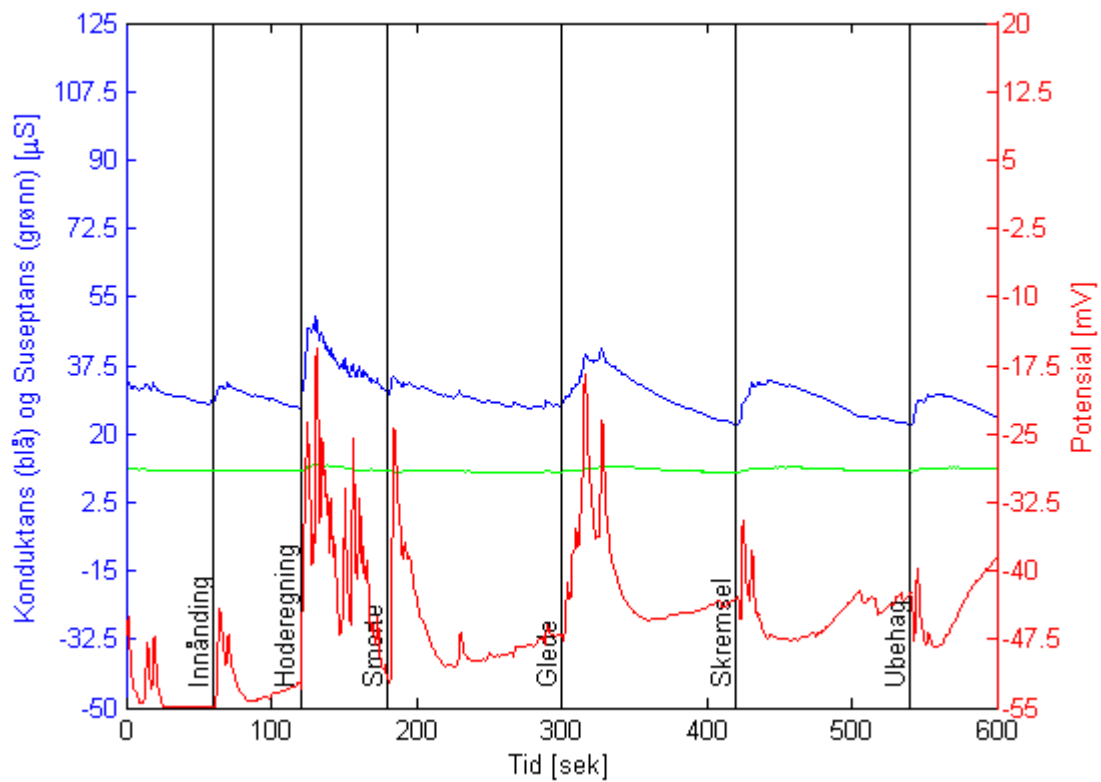
I figur 7.10 ser vi gjennomsnittet av responene av konduktansen, potensialet og suseptansen for alle de ni forsøkspersonene. Potensialresponsene her har litt lavere utslag relativt til konduktansresponsene. Dette er fordi 3 av forsøkspersonene reagerte med negative potensialresponser. Gjennomsnittet av potensialkurven blir dermed noe dempet.



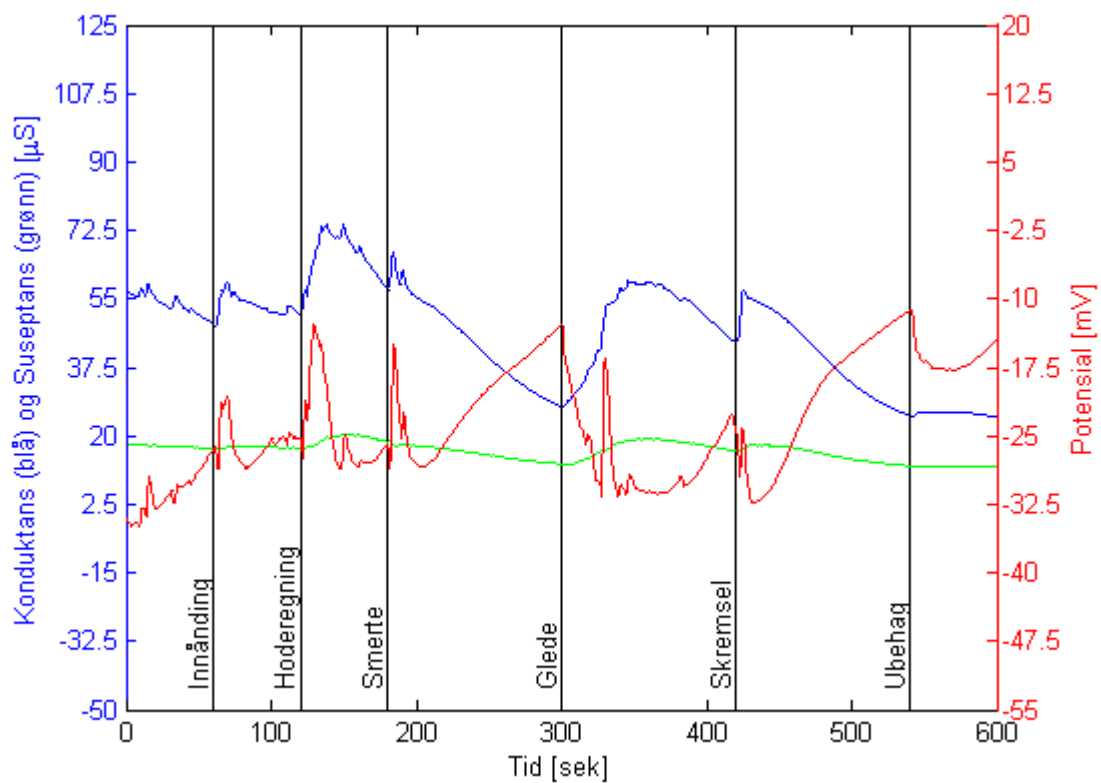
Figur 7.1: Forsøksperson 1



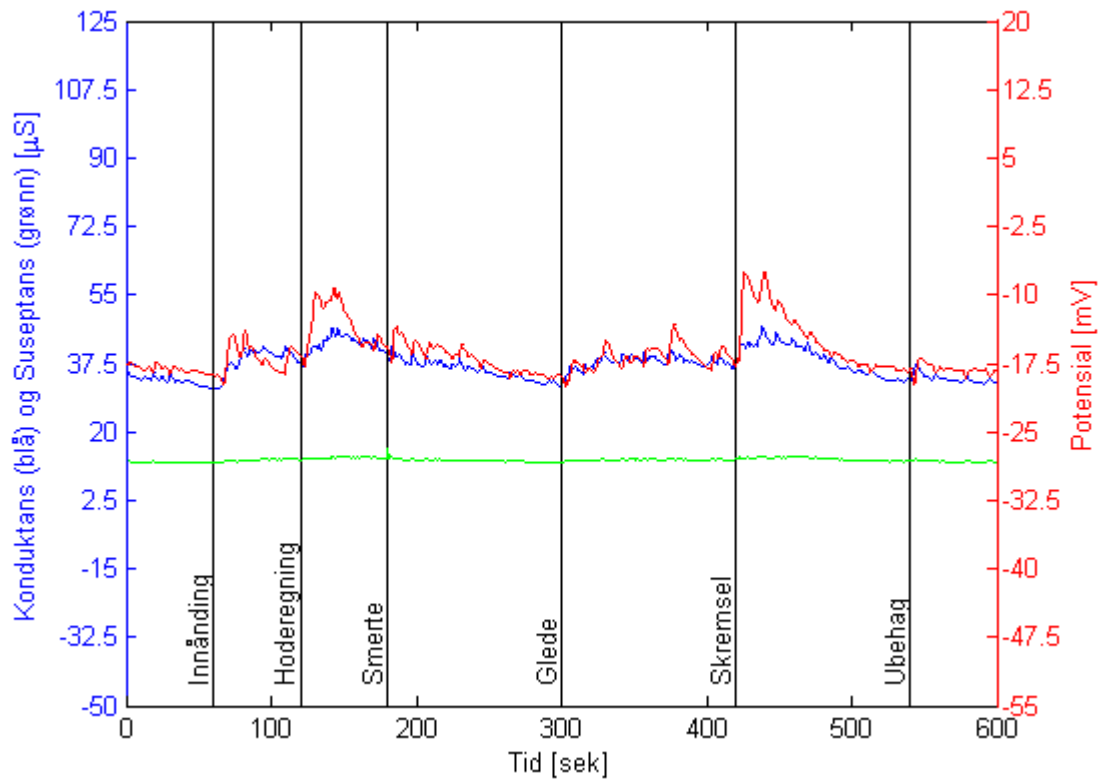
Figur 7.2: Forsøksperson 2



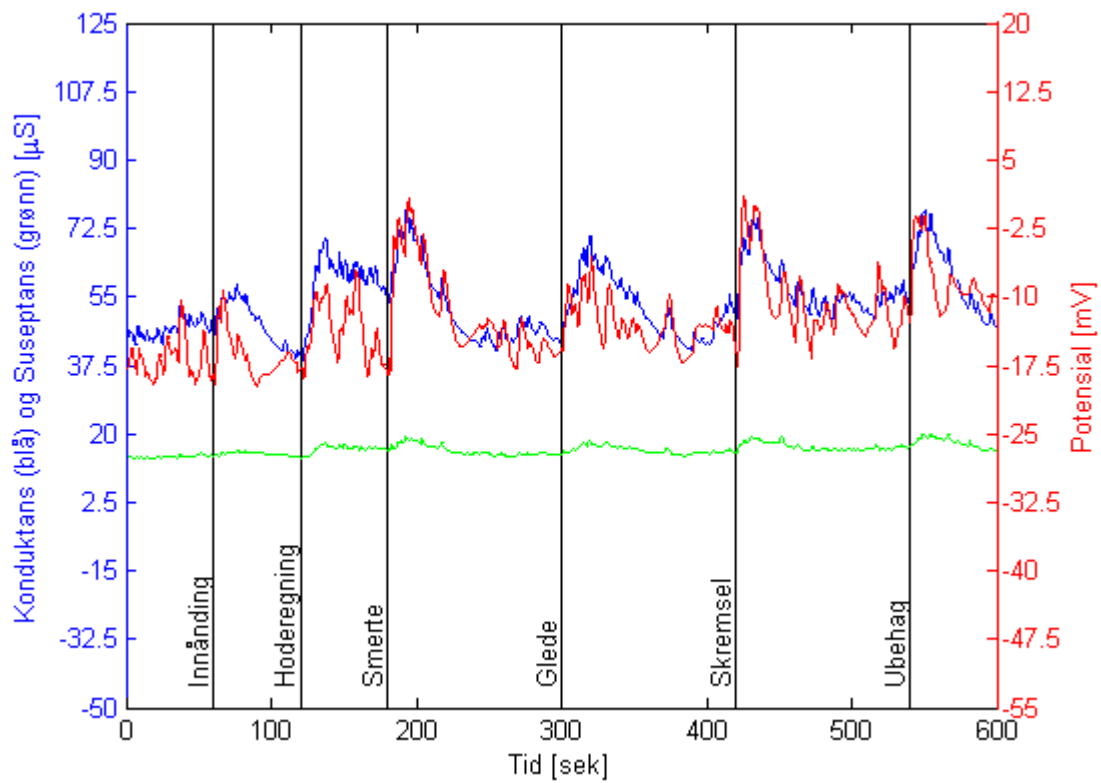
Figur 7.3: Forsøksperson 3



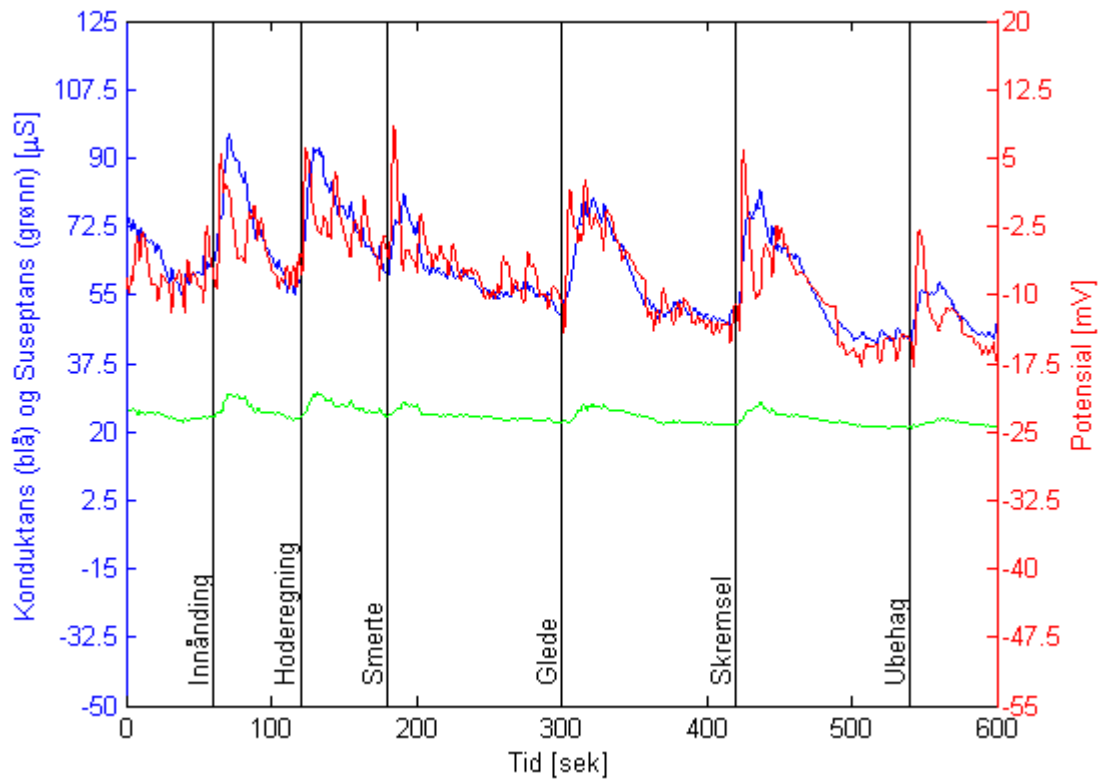
Figur 7.4: Forsøksperson 4



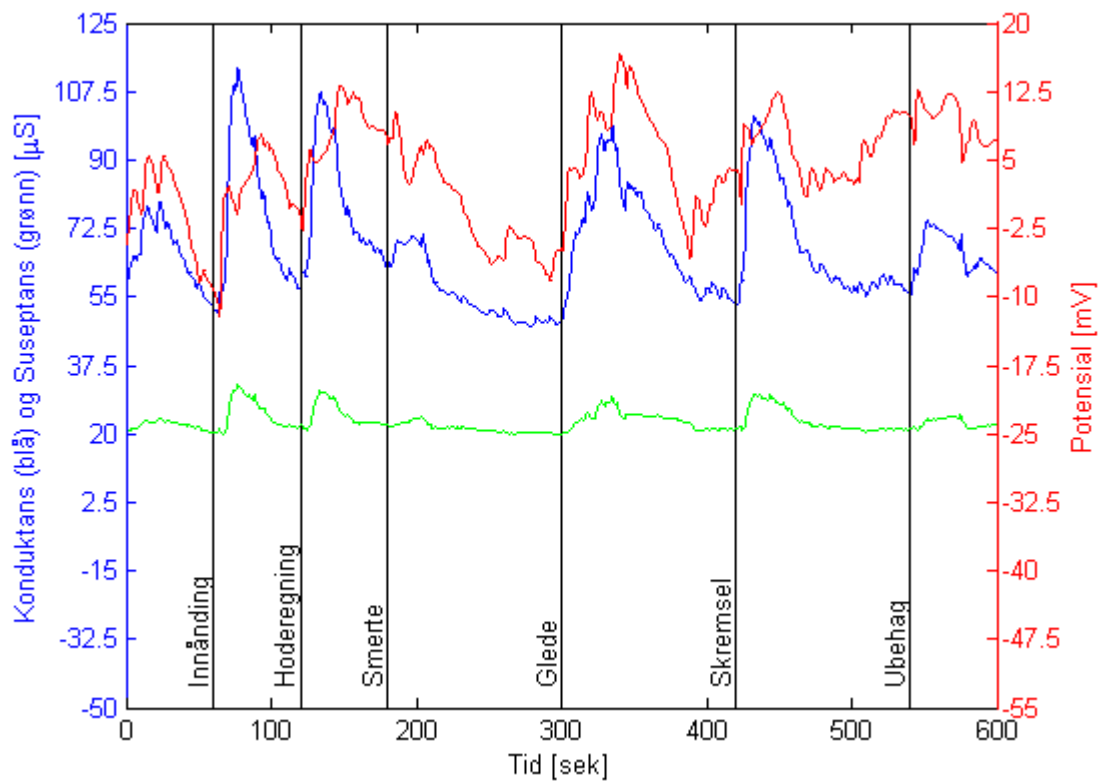
Figur 7.5: Forsøksperson 5



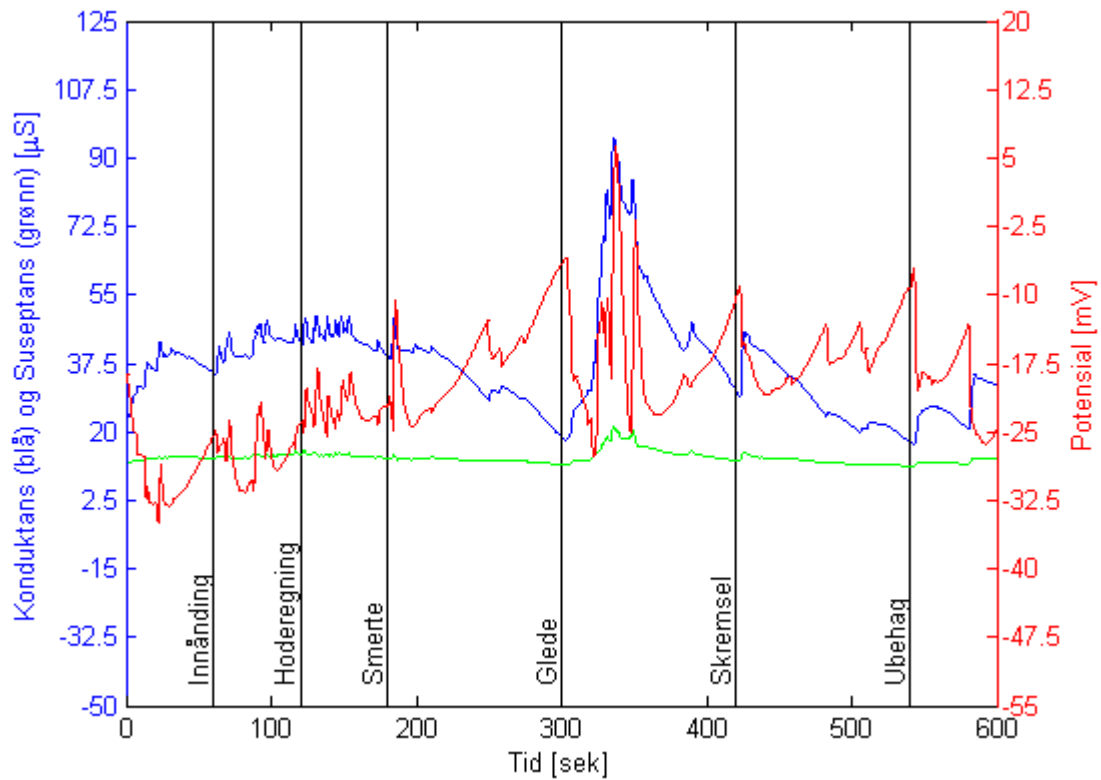
Figur 7.6: Forsøksperson 6



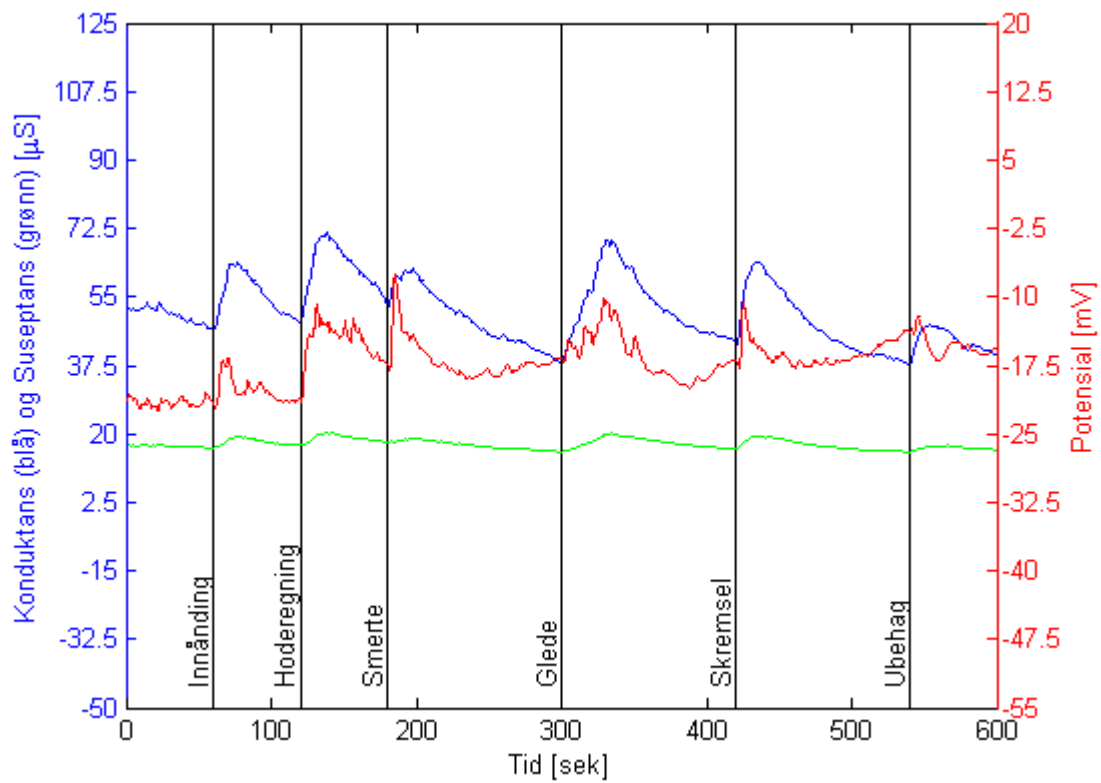
Figur 7.7: Forsøksperson 7



Figur 7.8: Forsøksperson 8



Figur 7.9: Forsøksperson 9

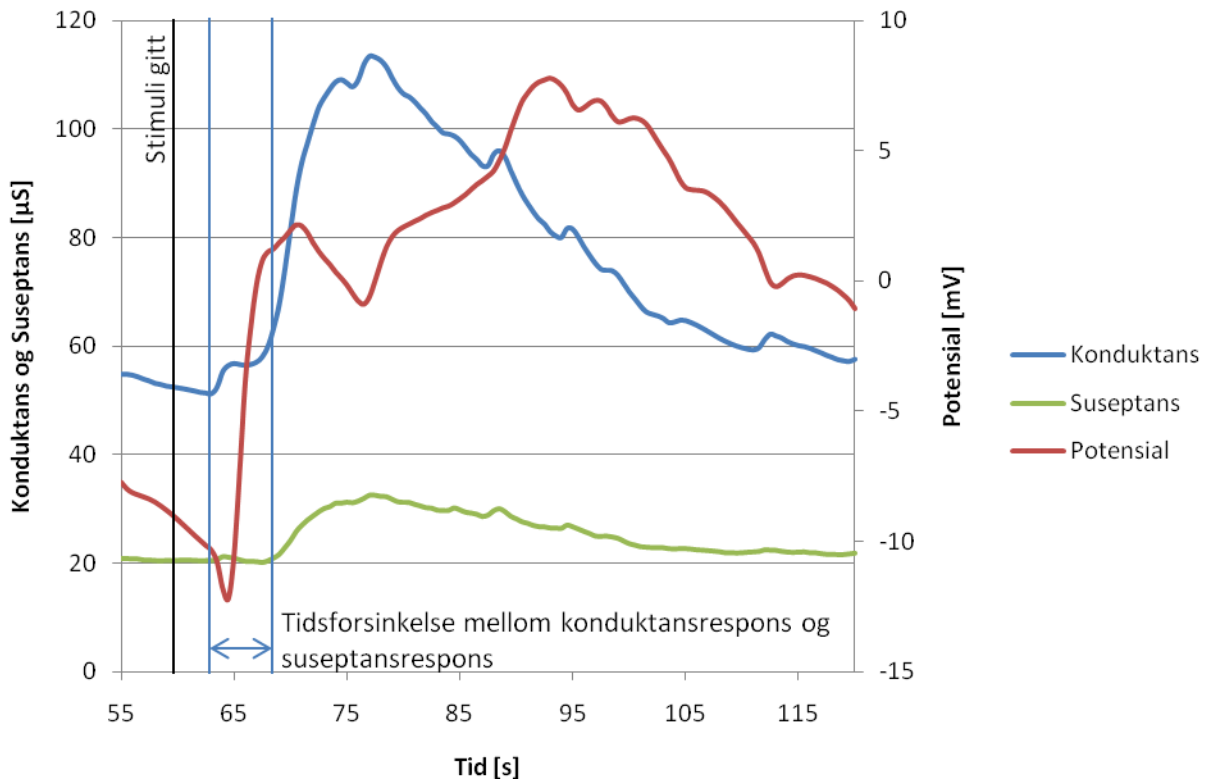


Figur 7.10: Forsøkspersoner 1-9: Gjennomsnitt av alle målingene som ble gjort

7.2 Utdrag av enkeltresponser

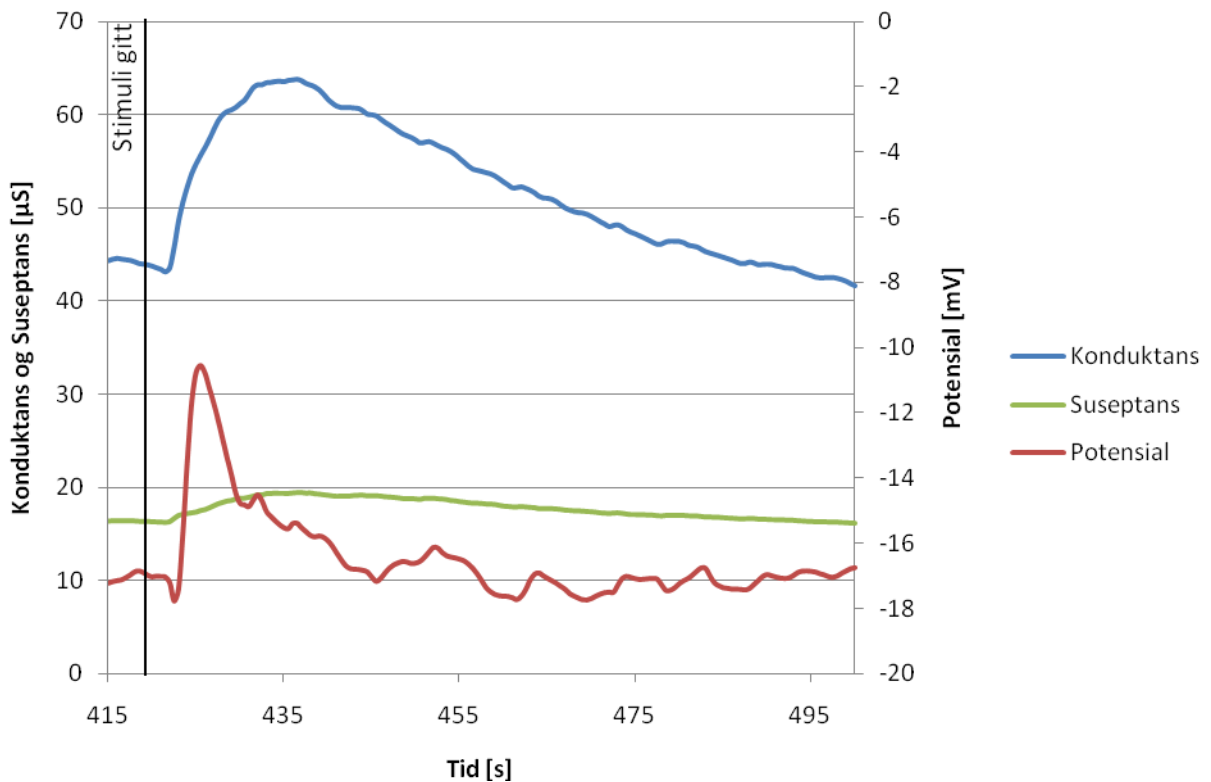
I figurene 7.11-7.14 ser vi noen utdrag fra måledataene som ble gjort i forsøkene av simultan måling av lavfrekvent ac-konduktans og strømløs potensial.

I figur 7.11 ser vi et eksempel på responsene av et gitt stimuli. Fra tidspunktet for det gitte stimuli er det en liten tidsforsinkelse før konduktansresponsen og potensialresponsen melder seg. Suseptansresponsen kommer med en liten tidsforsinkelse etter konduktansresponsen igjen.



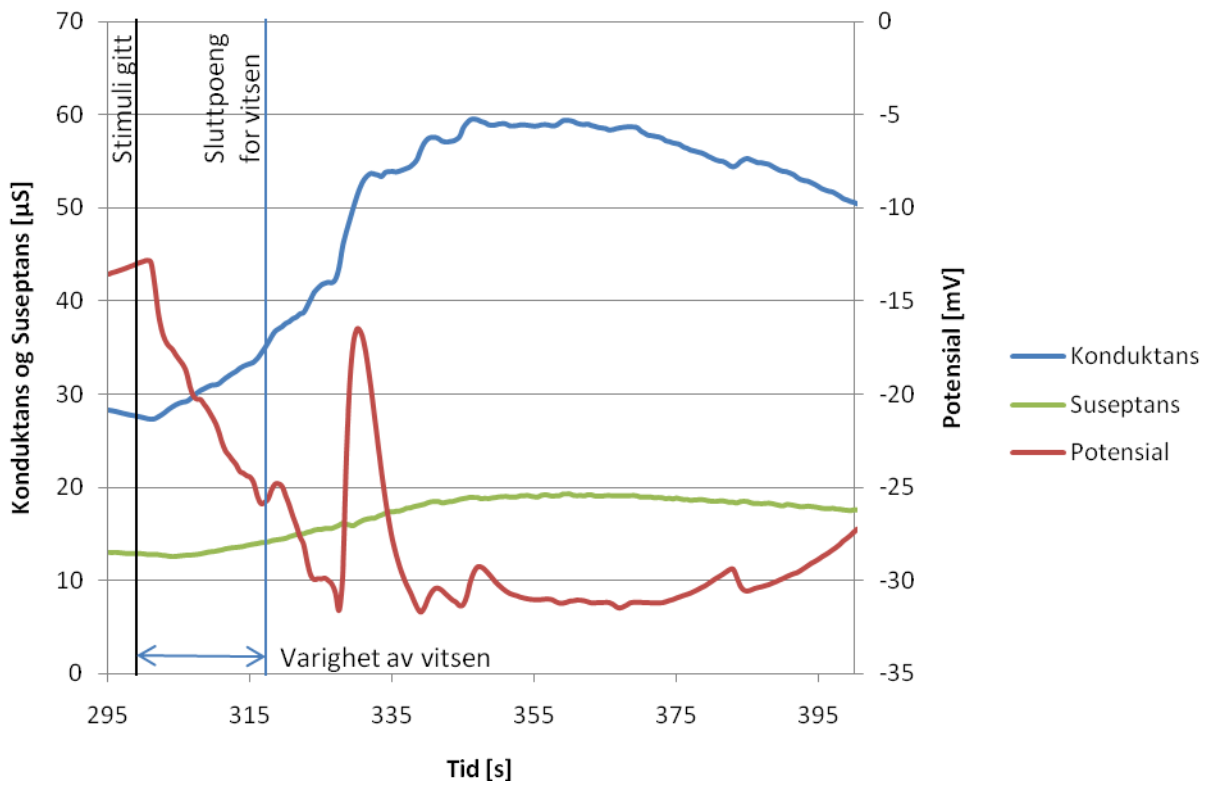
Figur 7.11: Tidsforsinkelse mellom konduktansrespons og suseptansrespons (dyp innånding)

I figur 7.12 ser vi gjennomsnittsverdien av stimuli for skremsel. Her ser vi at det både konduktans- og potensialresponsen reagerer samtidig, men at potensialresponsen stiger litt raskere enn konduktansresponsen, og at den også har en kortere relaksasjonstid.

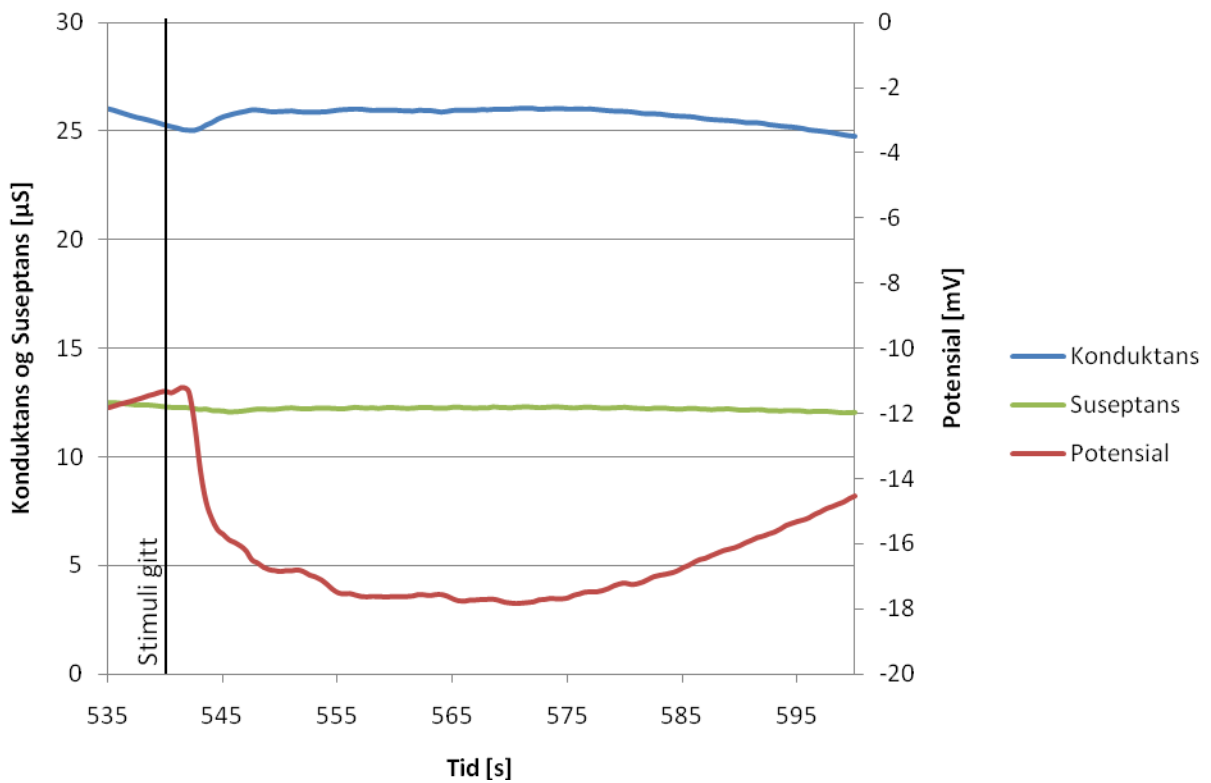


Figur 7.12: Gjennomsnittsverdien av stimuliet for skremsel

I figur 7.13 og 7.14 ser vi eksempler på at det kan foreligge forskjellig informasjon i konduktans- og potensialresponsen. I figur 7.13 ved ca. 317 sekunder ser vi at potensialresponsen først synker raskt og deretter stiger hurtig, for så å relaksere fort tilbake igjen. Konduktansresponsen stiger også, men fortsetter å stige til ca. 445 sekunder før den begynner å relaksere. I figur 7.14 ser vi at vi nesten ikke har utslag i konduktansresponsen, men potensialresponsen har et veldig synlig utslag. Forsøkspersonen responsene er hentet fra i figur 7.13 og 7.14 reagerte negativt på potensialresponsene.



Figur 7.13: Forskjell mellom konduktans- og potensialrespons (glede)



Figur 7.14: Forskjell mellom konduktans- og potensialrespons (ubehag)

8 Diskusjon

Diskusjonskapittelet er delt opp i to. Først vil måleinstrumentet bli gjennomgått, og deretter måleresultatene fra forsøket som ble gjennomført for denne masteroppgaven.

8.1 Måleinstrumentet

Måleinstrumentet besto av en analog- og en digital del. Den analoge delen var sammensatt av et kretskort som målte resistans, reaktans og potensial simultant, og et kretskort med strømforsyning og brukergrensesnitt. Grunnen til at det ble gjort sånn var på grunn av mye trøbbel med strømforsyningen under utviklingen av instrumentet. To prototyper med strømforsyning og måledel på samme kort måtte skrapes, og med tanke på tid, ble da strømforsyningen lagt på et eget kort for å kunne feilsøke bedre. Konstruksjonen av den analoge delen fungerte til slutt, og for fremtidig oppgradering av dette instrumentet, med bruk av samme skjematikk, kan strømforsyningen med fordel legges på samme kretskort som resten av den analoge måledelen.

Designet med en robust analog måledel som gjorde grovarbeidet i bunn, og Labview som videreprosesserte målesignalene fra den analoge delen på topp, viste seg å være en god løsning. Dette kombinerte det beste av både den analoge og den digitale verdenen. Med analog måleteknikk kunne vi blant annet oppnå et renere sinussignal enn hva vi kunne konstruert med digital teknikk, og med en PDA med Labview installert, sammen med et miniatyrisert dataloggerkort, var det enkelt å videreprosessere signalene, og lagre de ferdige måledataene på et minnekort.

En annen stor fordel med å dele opp instrumentet på denne måten, var at om man ønsker å forandre på hva instrumentet skal gjøre, og hvilke data den skal lagre, er det en enkel sak å forandre på labviewprogrammet, og på den måten hurtig forandre eller forbedre måleinstrumentet uten at man trenger å redesigne og lage hele den analoge delen om igjen. Måling av suseptans er et godt eksempel. Dette var ikke et mål i oppgaven, men ettersom instrumentet likevel målte resistans og reaktans, var det en smal sak å regne ut dette i Excel i etterkant. Dette er noe som kan implementeres i labview i løpet av svært kort tid, og vips har man et forbedret instrument. Verdier som instrumentet kan beregne simultant fra samme punkt på huden, inkludert de som allerede er implementert, er: impedans, resistans, reaktans, admittans, konduktans, suseptans og strømløs potensial.

Instrumentet hadde en kanalseparasjon på 98,55% for resistans og 99,1% for reaktans under måling av de ni forsøkspersonene. Dette har noe med hvor godt faseskifterne var kalibrert. Dessverre hadde vi ikke ordentlig utstyr til å kalibrere disse helt nøyaktig, så de ble kalibrert etter beste evne ved å se på et oscilloskop og prøve å justere potmeterne så godt vi kunne. Vi kan se at i figur 7.11 har vi en liten smitteeffekt mellom konduktans og suseptans, noe som vitner om ikke 100% kanalseparasjon. Med bedre utstyr, kan disse forhåpentligvis justeres til å bli enda nærmere 100%.

I analog elektronikk vil alltid støy spille en stor rolle. På grunn av gjennomsnittsfileret som ble implementert i Labview (se avsnitt 5.2.1) og en samplingstid på to ganger i sekundet, fikk

vi likevel bukt med det meste av støyen, uten at dette gikk utover informasjonen i signalet (se avsnitt 4.2.4.1 og 5.2.4).

8.2 Måleresultatene

Vi ser av måledataene fra forsøket som ble gjort i kapittel 7, at det tilsynelatende er forskjell i responsene fra de forskjellige forsøkspersonene. Både endogen (potensial) og eksogen (konduktans) respons reagerer ved gitt stimuli. Endogen respons reagerer noe raskere enn eksogen respons. I tillegg relaxerer den hurtigere. Konduktansresponsene er alltid positive, og forskjellen mellom konduktansresponsene hos forsøkspersonene er hovedsakelig styrkegraden. Potensialresponsene er litt mer komplisert. Vi ser en større variasjon i de endogene responsene. Ettersom potensialrespons er difasiske, går responsene hos noen positivt, og hos andre negativt. Dette kan gjøre at det virker som om noen av kurvene av potensialresponsen er speilvendt av hva de burde være. Hvorfor det er slik er det ikke enighet om. Vi ser likevel at potensialresponsene følger konduktansresponsene ganske godt med hensyn til når responsene inntreffer, men at de ikke alltid gir like responskurver. Dette tyder på at det finnes forskjellig informasjon i de forskjellige målemetodene (endogen og eksogen), og at de kanskje kan komplementere hverandre med informasjon.

Vi ser en klar forskjell mellom de forskjellige forsøkspersonene med tanke på utslag i konduktansresponsen og potensialresponsen. Det kan ha forklaring i at stimuliene som ble gitt ikke alltid var helt like. For eksempel var det vanskelig å klype like hardt i armen på alle forsøkspersonene, og ikke alle fant vitsen, som ble fortalt for å provosere glede, like morsom. I tillegg hadde huden mye å si. Spesielt en av forsøkspersonene hadde svært tørr hud, og dette kommer tydelig frem av målingene. Dette blir også bekreftet av suseptansmålingen som er lavere for denne personen enn gjennomsnittet. I dette tilfellet så vi små utslag i konduktansen, men store utslag i potensialet. I et to av forsøkene (figur 7.6 og 7.7) ser vi at grafene svinger veldig mye opp og ned utenom stimuliene som ble gitt. Dette er ikke på grunn av støy, men på grunn av utslag av spontane responser. En av forsøkspersonene (figur 7.7) fortalte at han så på skjermen til PDA'en og ble veldig fascinert av kurvene, og la selv merke til at han fikk utslag i grafene ved at han så på dem. Han var heldigvis den andre forsøkspersonen som ble testet, og etter ham valgte vi å skjerme displayet, slik at forsøkspersonene ikke kunne følge med på hva som skjedde. Den andre personen (figur 7.6) er en svært stresset person, og har selv lurt på om han har en mild form for ADHD. Dette er et interessant tema, om et apparat som måler EDR, også kan fange opp personer som fått stilt denne diagnosen. Dette blir i så fall et åpent spørsmål, og noe videre forskning kanskje kan ta tak i.

Ut i fra de måledataene som er gjort i denne oppgaven, er det vanskelig å trekke noen slutninger ut i fra de endogene responsene. Det kan likevel se ut som om noen av responsene er like hos flere av forsøkspersonene. Spesielt smerte og skremsel ser for flere ut til å ha en A-form (se figur 7.10), som beskrevet i SYDER-koden (se figur 2.6). Collet et al. (1996) koblet denne formen med overraskelse (se figur 2.7), noe som kan ligne på både smerte og skremsel. Selv om det ble informert på forhånd at forsøkslederen ville klype forsøkspersonene i armen underveis i målingen, kom antagelig smerten litt overraskende på forsøkspersonene likevel. Skremsel kan på en måte karakteriseres som overraskende, så på den måten stemmer det bedre at dette stimuli ville ha en A-form.

Konduktansresponsen i figur 7.12, som er gjennomsnittet av responsen for skremsel, stemmer godt med figur 2.5 som viser en typisk konduktansrespons. Men vi ser også at konduktansresponsen for ubehag ikke har en så skarp topp som for resten av stimuliene. Dette kan tenkes at har en forklaring at forsøkslederen holdt hånden på hodet til forsøkspersonen i 3 sekunder, og at stimuliet da vedvarte lenger enn for de andre stimuliene som ble gitt. Suseptanskurven økte en liten tidsforsinkelse etter at konduktanskurven økte, noe som var i overenstemmelse med hva vi ville vente for denne responsen (se avsnitt 2.1.4). Likevel, for å kunne trekke noen konkrete slutninger av måledataene som ble gjort i kapittel 7, må det antagelig taes langt flere forsøk enn det som det var tid til i denne masteroppgaven.

I målingene som ble gjort i denne oppgaven var det kun menn i alderen 25-29 år som deltok. En ting som kunne vært morsomt å se på videre var om kvinner reagerte likt som menn, eller om det er en forskjell, og da spesielt for de endogene responsene. Kanskje er det bedre korrelasjon i de endogene responsene til kvinner i forhold til menn?

Ved å introdusere et portabelt måleinstrument med målemetode for simultan måling av lavfrekvent ac-konduktans, strømløs potensial og suseptans på samme punkt i huden, håper vi at dette vil medføre ny viten om elektrodermale målinger i fremtiden.

9 Konklusjon

Dette kapitlet oppsummerer arbeidet som er blitt presentert i denne oppgaven. I tillegg vil fremtidige forbedringer bli foreslått.

9.1 Konklusjon

Hovedmålet med denne oppgaven var å konstruere et lite portabelt måleinstrument som målte konduktans ved lavfrekvent ac, og strømløst potensial simultant på samme elektrode.

Det skulle kunne logge måledata, og lagre disse på enten PDA'en eller et minnekort, slik at det ikke var tilkoblet omverdenen på noen slags måte. Det skulle også tilfredsstillende kravene i IEC 60601-1 standarden. Alle disse målene ble nådd.

Måleinstrumentet som ble konstruert i denne oppgaven målte verdiene resistans og reaktans ved bruk av lavfrekvent ac og strømløs potensial simultant på samme punkt på huden. Ved beregning i Labview på en PDA ble konduktans beregnet og logget sammen med potensial. Da instrumentet også logget resistans og reaktans, muliggjorde dette beregning av suseptans i etterkant. I forsøket som ble gjort i denne oppgaven er lavfrekvent ac-konduktans, strømløs potensial og suseptans målt simultant i samme punkt på huden.

Instrumentet var nøyaktig (full scale) innenfor 99,67% for konduktans, 99,97% for potensial og 99,98% for suseptans etter kalibrering. Det benyttet en samplingsfrekvens på det dobbelte av de frekvensverdiene vi ønsket å finne i henhold til Nyquistteoremet. I tillegg ble et gjennomsnittsfiler implementert i Labview. Dette senket støyen ytterligere i målingene.

Ved bruk av en analog måleled i bunn, og en programmerbar digital signalprosesseringsdel på topp, muliggjør dette ytterligere forbedringer av måleinstrumentet.

Verdier som instrumentet kan beregne simultant fra samme punkt på huden med oppgradering av labviewkoden, inkludert de som allerede er implementert, er: impedans, resistans, reaktans, admittans, konduktans, suseptans og strømløs potensial.

Vi så av forsøket som ble gjort i denne oppgaven at konduktans- og suseptansresponsene var som forventet ut i fra de stimuliene som ble gitt, men at potensialresponsene hadde en stor variasjon mellom forsøkspersonene.

Ut i fra de måledataene som er gjort i denne oppgaven, er det vanskelig å trekke noen slutninger ut i fra de endogene responsene. Det kan likevel se ut som om noen av responsene er like hos flere av forsøkspersonene. Spesielt smerte og skremsel ser for flere ut til å ha en A-form. For å kunne trekke bedre slutninger må antakelig et forsøk med langt flere forsøkspersoner gjøres.

9.2 Fremtidige forbedringer

Underveis i oppgaven dukket det opp ideer, og av og til kom de for sent for å bli implementert i instrumentet i tide. Under er det listet opp en del ting som ville gjort måleinstrumentet enda bedre.

- Mulighet for å velge diameter på elektrodene i displayet på PDA'en slik at målingene kan deles på denne verdien og få $\mu\text{S}/\text{cm}^2$ i verdier av konduktans og suseptans, istedenfor bare μS .
- Gå over til Li-Ion batterier isteden, med innebygget mulighet for oppladning. For eksempel 3 stk 3,7V batterier med 1000 mAh kapasitet.
- Legge måledelen og strømforsyningen på samme kretskort
- Batteriovervåking til det analoge instrumentet. Ved å lage en spenningsdeler til batteriet og sende inn TTL-nivåer om batteriets helse via de digitale inngangene til dataloggerkortet kan dette implementeres i Labview, slik at Labview lagrer og avslutter målingene ved for lav batterispenning, samt indikerer lavt batteri med et varsel i frontpanelet i PDA'en.
- Legge labviewprosesseringen over til en mikroprosessor fra National Instruments som implementeres på kretskortet, og overføre målesignalene via Bluetooth til PDA'en. Dette har tre store fordeler. På denne måten kan PDA'en være tilkoblet strømmettet uten fare for den elektriske sikkerheten mht. pasienten/forsøkspersonen. I tillegg gjør dette at batterikapasiteten til instrumentet kan økes betraktelig. Ved å la PDA'en gå på nettdrift ved stasjonære målinger, vil batterikapasiteten bestemmes av den analoge delen av måleinstrumentet. I denne oppgaven ville dette tilsvart 41,5 timers teoretisk batteridrift ved samme strømtrekk. Dette ville også økt portabiliteten til instrumentet. Ved å slippe å ha PDA'en og den analoge delen koblet sammen, eller koblet sammen via en ledning, kunne man hatt de på forskjellige steder. Dette kunne muliggjort festing av den analoge delen av måleinstrumentet for eksempel rundt overarmen.
- Ved ruting på flere enn to lag, som var tilgjengelig på Fysisk institutt, vil man kunne krympe kretskortet, samt elektronikkboksen som er brukt. I tillegg kunne man ha hatt egne jordingsplan og fått ned støyen betraktelig. Ved å legge inn separate jordingsplan mellom signalplanene, vil disse stoppe støysignaler fra å kunne gå gjennom signalbanene og indusere støy i ledningene. Ved en slik miniatyrisering av instrumentet kunne denne da lett puttes i en lomme eller festes rundt for eksempel overarmen.
- Bytte ut kablen som fulgte med NI CF-6004 (NI SH-15-15) med en uten 15 pins D-sub kontakt (NI SH-15-15B), og lodde ledningene til en mer egnet kontakt, som for eksempel USB. Dette ville vært overflødig med implementering av Labview på mikroprosessor på kretskortet.

Litteraturliste

- Boucsein W. – "Electrodermal activity", New York: Plenum Press (1992)
- Christiansen T. J. – "Utvikling av et softwareemulert instrument for måling av hudadmittans og elektrodermal respons" (2002)
- Collet C., Vernet-Maury E. Delhomme G., Dittmar A. – "Autonomic nervous system response patterns specificity to basic emotions", *Journal of the Autonomic Nervous System*, 1997) (1996)
- Dittmar A., Delhomme G., Caterini R., Vernet-Maury E. – "Analysis of skin potential response using a novel feature code for the study of the emotional response" (1991)
- Floyd T. L. – "Electronic devices, 6th edition", Prentice Hall (2002)
- Fowles D. C. – "Mechanisms of elektrodermal activity" I "Methods in Physiological Psychology. Bioelectric Recording Techniques" (1974)
- Fowles D. C., Christie M. J., Edelberg R., Grings W. W., Lykken D. T., Venables P. H. – "Publication Recommendations for Electrodermal Measurements" (1981)
- Grimnes S. – "Psychogalvanic reflex and changes in electrical parameters of dry skin" (1982)
- Grimnes S. – "Skin impedance and electro-osmosis in the human epidermis" (1983)
- Grimnes S. – "Pathways of Ionic Flow through Human Skin *in vivo*" (1984)
- Grimnes S., Martinsen Ø. G. – "Sources of error in tetrapolar impedance measurements on biomaterials and other ionic conductors" (2006)
- Grimnes S., Martinsen Ø.G. – "Bioimpedance and bioelectricity basics, Second edition" Elsevier (2008)
- Grimnes S., Lütken C. A., Martinsen Ø. G. – "Memristive properties of electro-osmosis in human sweat ducts" (2009a)
- Grimnes S., Jabbari A., Martinsen Ø.G., Tronstad C. – "Electrodermal activity by DC potential and AC conductance measured simultaneously at the same skin site", (submitted) (2009b)
- Grødal A. – "Elektromagnetisk kompatibilitet", Tapir forlag (1997)
- Jabbari A. – "Mekanismene bak endogen og eksogen elektrodermal respons" (2006)
- Jänig W., Sundlöf G., Wallin B. G. – "Discharge patterns of sympathetic neurons supplying skeletal muscle and skin in man and cat", *Journal of the Autonomic Nervous System*, 7, 239-256. (1983)

- Kuno Y. – "Human perspiration", Springfield: Thomas (1956)
- Kuo F. F. – "Network analysis and synthesis" John Wiley & Sons, Inc. (1966)
- Malmivuo J., Plonsey R. – "Bioelectromagnetism, Principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields" (1995)
- Martin I., Venables P. H. – "Techniques in Psychophysiology", John Wiley & Sons Ltd. (1980)
- Martinsen Ø. G. – "Utvikling av bærbart instrument for måling av hudadmittans" (1990)
- Martinsen Ø. G., Grimnes S. – "On using single frequency electrical measurements for skin hydration assessment" (1998)
- Martinsen Ø. G., Grimnes S., and Haug E. – "Measuring depth depends on frequency in electrical skin impedance measurements" (1999)
- Millington P. F., Wilkinson R. – "Skin", Cambridge: University Press, (1983)
- Montagu, J. D. – "A comparison of AC skin resistance and skin potential changes", J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 21, 119-128. (1958)
- Roland E. T., Albert J. R. – "The analysis and design of linear circuits, 2nd Ed.", Prentice Hall (1998)
- Rothman, S – "Physiology and Biochemistry of the skin" Univ. Chicago Press, (1954)
- Scerbo, A. S., Freedman L. W., Raine A., & Dawson M. E. – "A major effect of recording site on measurement of elektrodermal activity.", Psychophysiology, 29, 241-246. (1992)
- Schandry R. – "Lehrbuch der Psychophysilogie", [Lærebok i Psykofysiologi] (2nd revised edition), Munich: PVU. (1989)
- Scheideggr E. P., Kreyden O. P. - "Anatomy of the sweat glands". Clinics in Dermatology, 22(2), (2004)
- Stefan Schmidt, Harald Walach – "Electrodermal activity (EDA) – state-of-the-art measurement and techniques for parapsychological purposes" (2000)
- Tregear R.T. – "Physical functions of skin", New York: Academic Press, (1966)
- Tronstad C., Gjein G. E., Grimnes S., Martinsen Ø. G., Krogstad A., Fosse E. – "Electrical measurement of sweat activity" (2008)
- Venables P. H., Christie M. J. – "Electrodermal activity". I *Techniques in Psychophysiology*, ed. I Martin, PH Venables pp. 2-67, John Wiley, New York (1980)

Yamamoto T., Yamamoto Y. – ” Electrical properties of the epidermal stratum corneum”,
Medical and Biological Engineering (March, 1976)

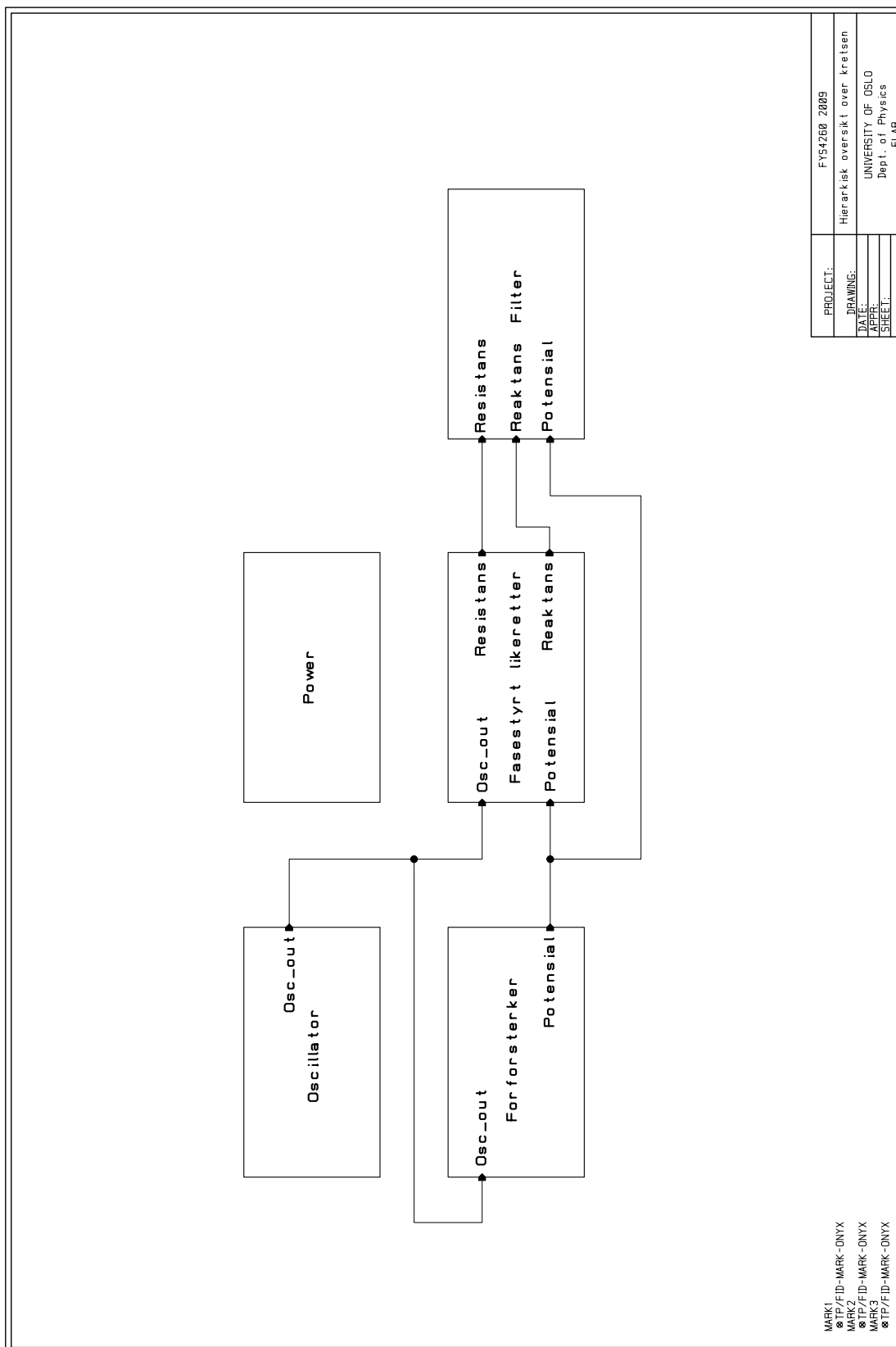
Yamamoto T., Yamamoto Y. – “Non linear electrical properties of skin on the low frequency
range” (1981)

Appendiks A

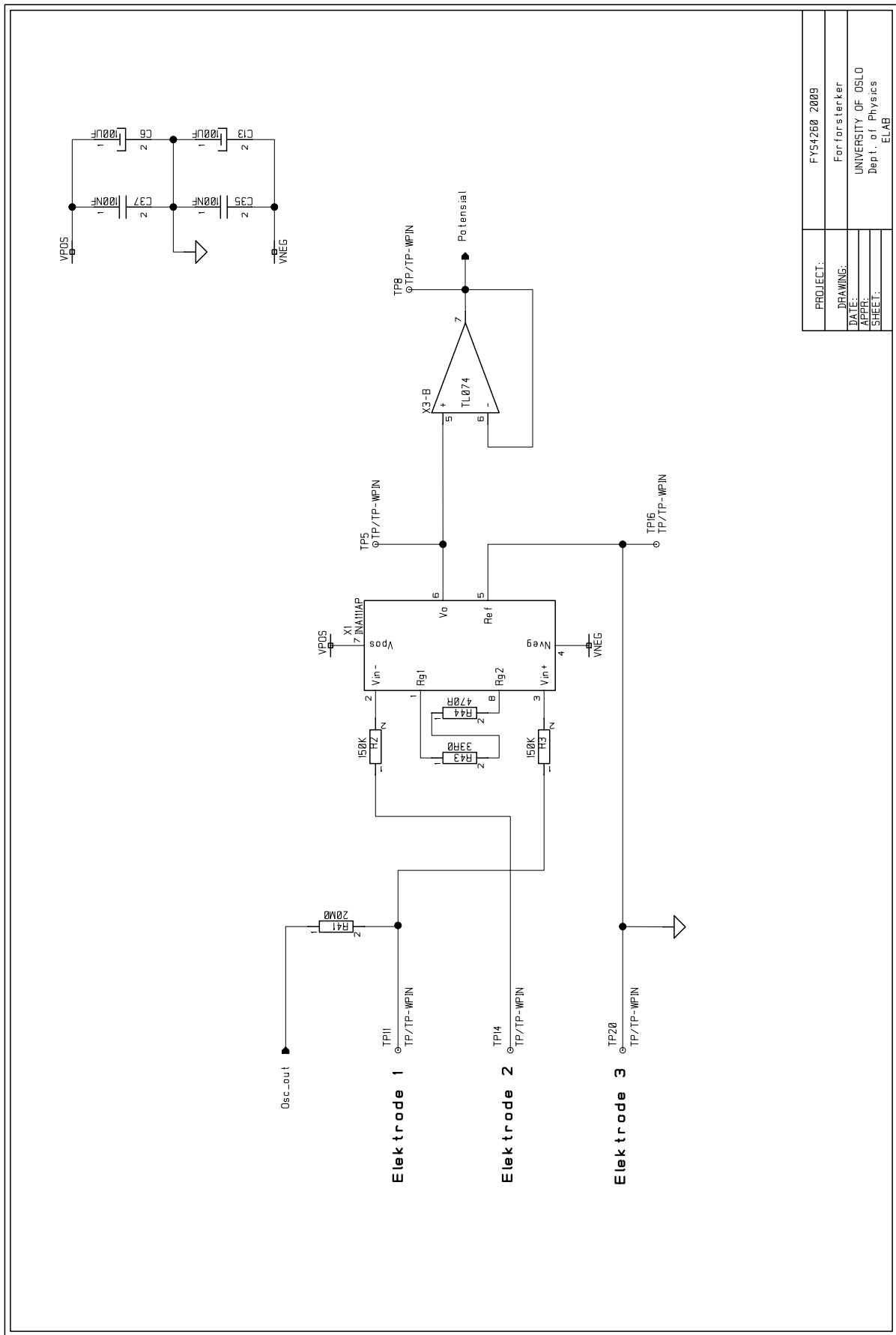
Skjematikk

Dette appendikset inneholder skjematikken, PCB utlegget og lister over delene som er brukt til å realisere måleinstrumentet. Dataprogrammet Cadstar 11.0 fra Zuken er brukt.

A.1 Analogt målekort

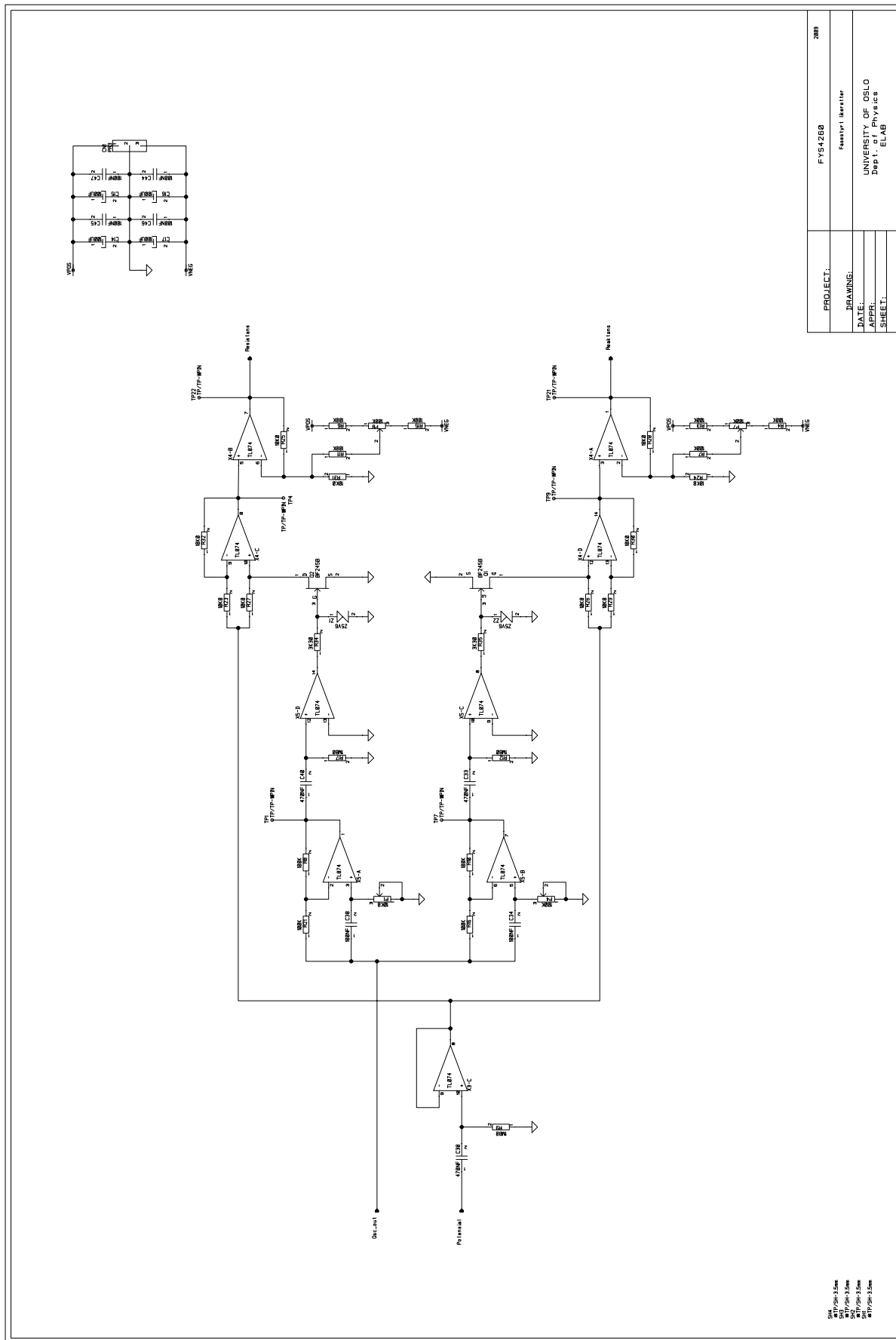


Figur A.1: Hierarkisk oversikt av hele måleinstrumentet



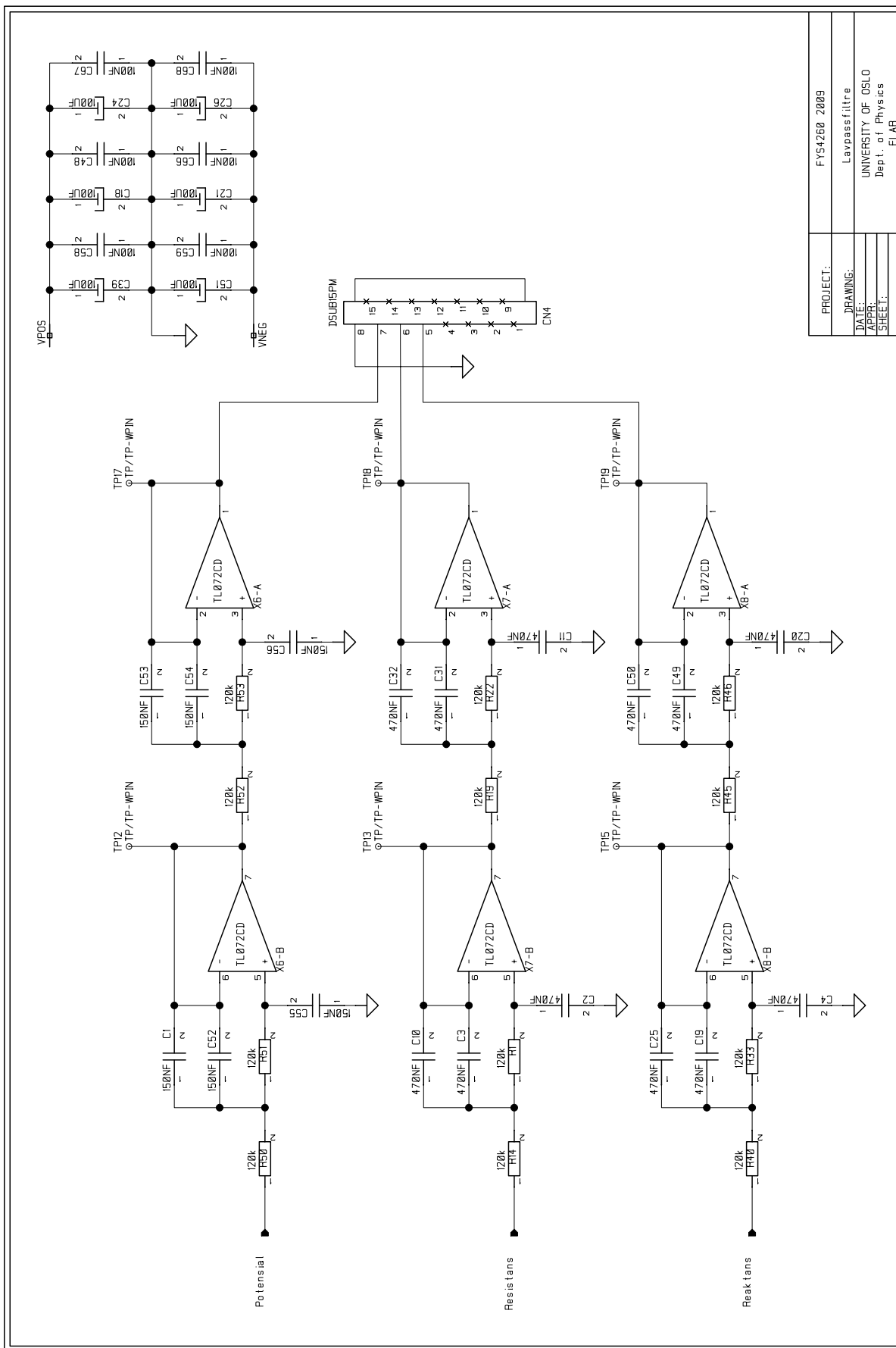
PROJECT:	FYS4260 2009
DRAWING:	Forforsterker
DATE:	UNIVERSITY OF OSLO
APPR:	Dept. of Physics
SHEET:	ELAB

Figur A.3: Forforsterker



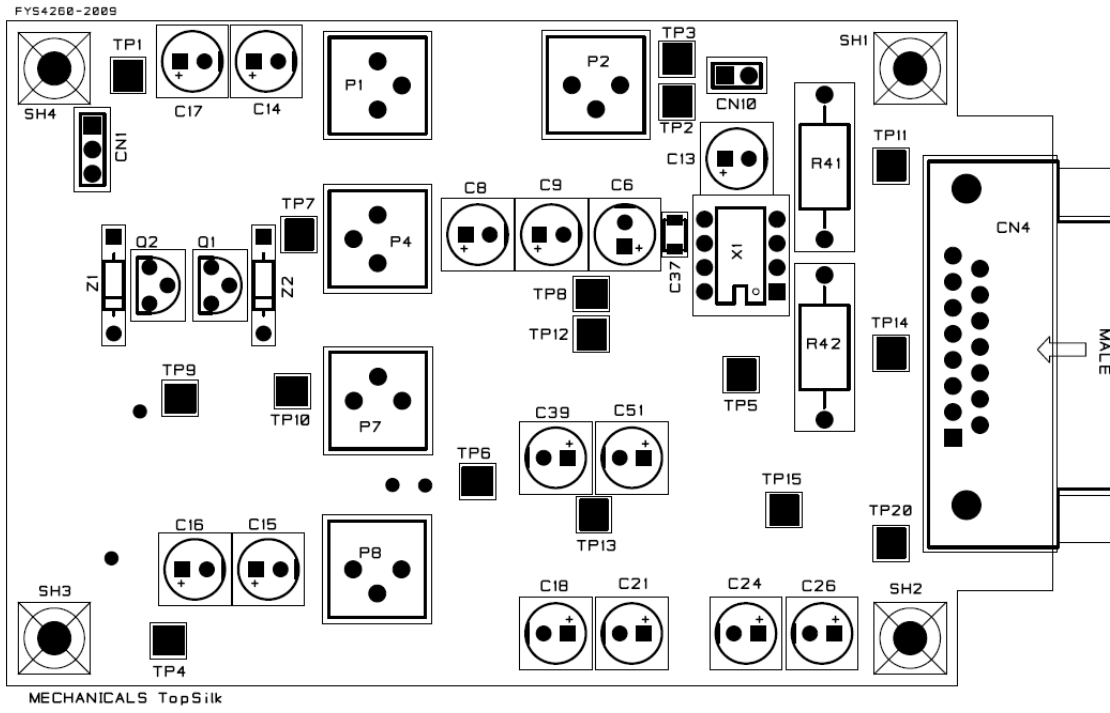
PROJECT:	FYS4260	2089
DRAWING:	Fasitør: Herieter	
DATE:	UNIVERSITY OF OSLO	
APPL:	Dep. of Physics	
SHEET:	ELAB	

Figur A.4: Fasefølsomme likerettere med spenningsjustering

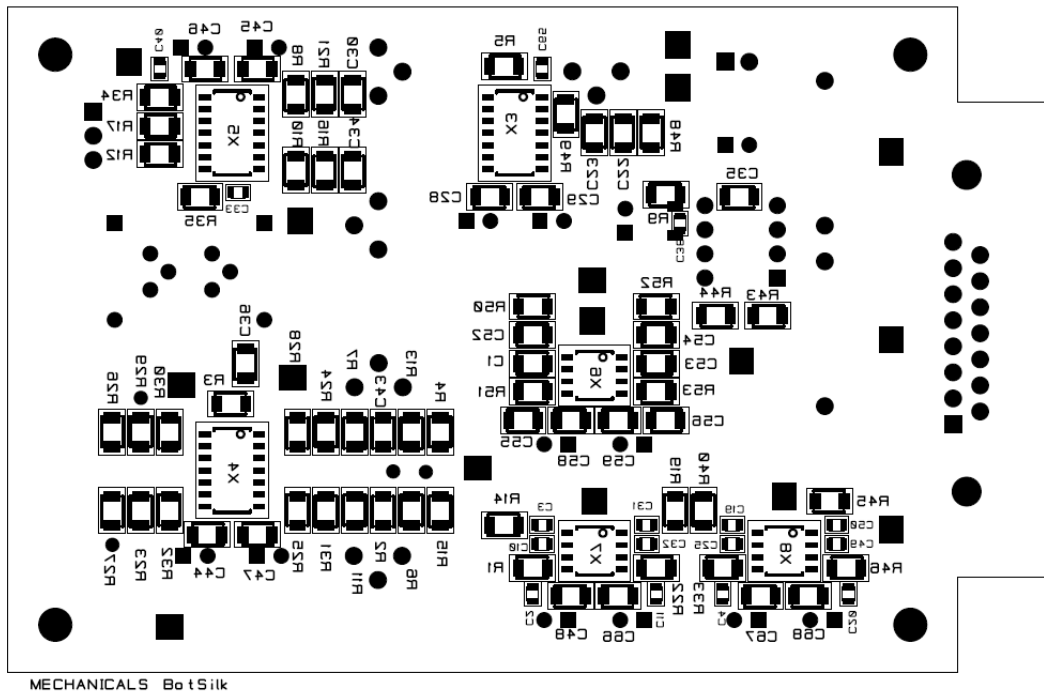


PROJECT:	FYS4260 2009
DRAWING:	Lavpassfiltere
DATE:	UNIVERSITY OF OSLO
APPL:	Dept. of Physics
SHEET:	ELAB

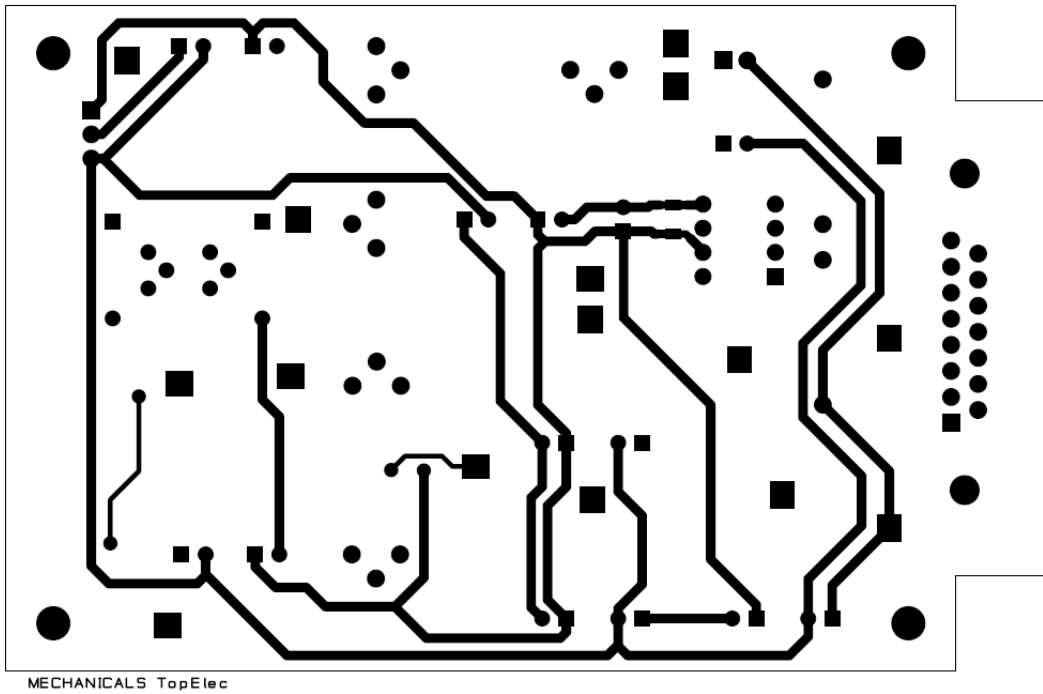
Figur A.5: Linkwitz-Riley lavpassfiltere



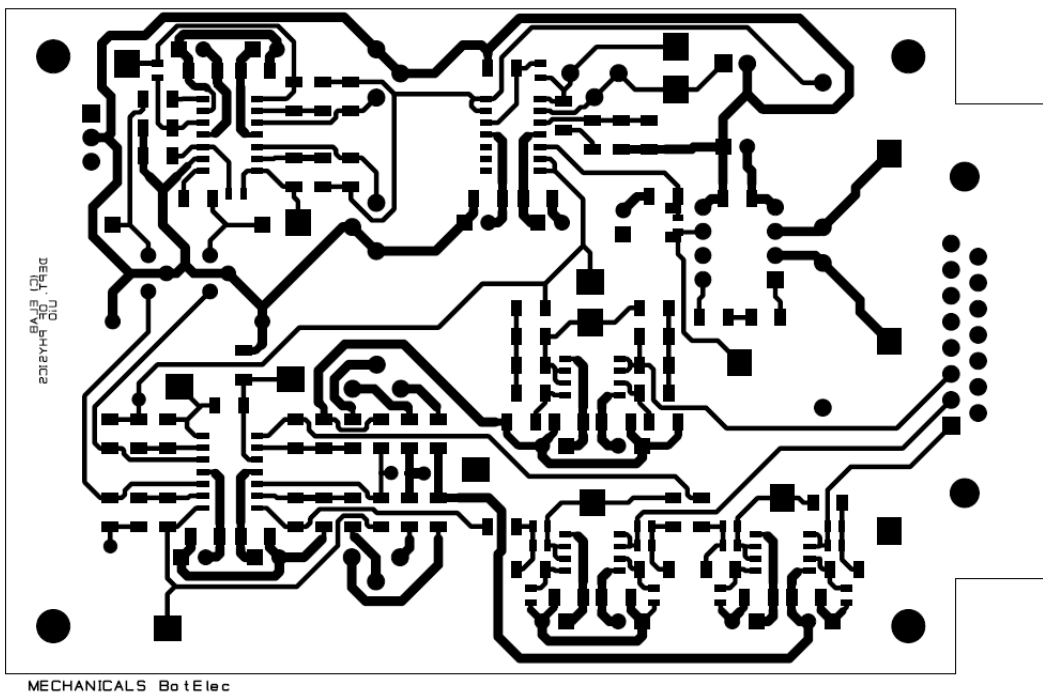
Figur A.6: Analogt målekort, overside (komponenter)



Figur A.7: Analogt målekort, underside (komponenter)



Figur A.8: Analogt målekort, overside (elektrisk)



Figur A.9: Analogt målekort, underside (elektrisk)

 Parts List

CADSTAR Design Editor Version 11.0.0.1

Design: M:\pc\Dokumenter\Master\Cadstar\!potensialkonduktans_22_6_09_B.pcb

Design Title:

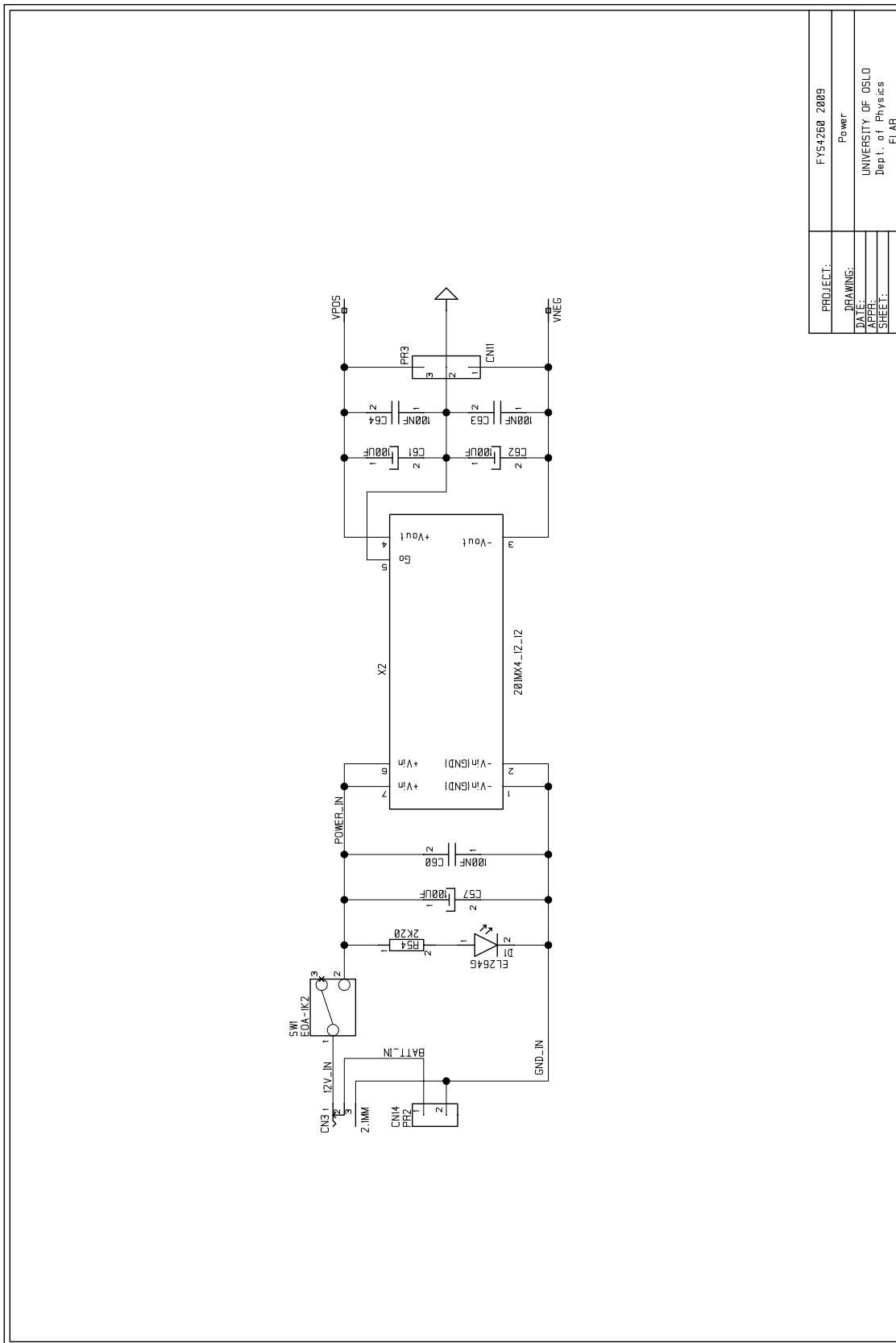
Date: 6. november 2009
 Time: 23:27

Part Name	Part Number	Description	Qty.	Comps.
BB/INA111AP/DIP	E-73-386-68	BURR BROWN FAST FET. INSTR. OPAMP	1	X1
CAP/100NF/1206R	E-65-776-88	CERAMIC CAP X7R +/-10% 50U	18	C28-30 C34-37 C43-48 C58-59 C66-68
CAP/150NF/1206R	E-65-776-96	CERAMIC CAP X7R +/-10% 50U	6	C1 C52-56
CAP/100F/1206R	E-65-834-05	KEMET X7R 10% 16U	2	C22-23
CAP/470NF/0603R	E-65-536-97	CERAMIC CAP Y5U +/-20% 10U	16	C2-4 C10-11 C19-20 C25 C31-33 C38 C40 C49-50 C65
CON/DSUB15PM	E-44-164-18	MALE 15 PINS ANGLED D-SUB	1	CN4
CON/PR2	E-43-702-19	2 SCOTT ELEC. PINROW	1	CN10
CON/PR3	E-43-702-19	3 SCOTT ELEC. PINROW	1	CN1
DIO/Z5U6	E-70-053-90	BZX55Cnn ZENER DIODE .5W	2	Z1-2
ELYT/100UF/16U/RAD	E-67-010-80	RADIELL ELYT 20%	14	C6 C8-9 C13-18 C21 C24 C26 C39 C51
OPAMP/TL072CD/SMD	E-73-301-03	DUAL OPAMP	3	X6-8
OPAMP/TL074CD/SMD	E-73-301-11	QUAD JFET OPAMP	3	X3-5
POT/100K/TPH	E-64-632-10	BI-TECH. 72P ST.TRPOT	3	P4 P7-8
POT/10K0/TPH	E-64-631-52	BI-TECH. 72P ST.TRPOT	1	P1
POT/500R/TPH	E-64-630-79	BI-TECH. 72P ST.TRPOT	1	P2
RES/100K/1206R	E-60-199-70	MET.FILM RES 1/4W 1%	10	R4 R6-8 R10-11 R13 R15-16 R21
RES/100M0/0W5	E-60-166-79	KOA GS 1% 0.5W	2	R41-42
RES/10K0/1206R	E-60-197-31	MET.FILM RES 1/4W 1%	10	R23-32
RES/150K/1206R	E-60-200-10	MET.FILM RES 1/4W 1%	4	R50-53
RES/1M00/1206R	E-60-202-18	MET.FILM RES 1/4W 1%	8	R1 R14 R19 R22 R33 R40 R45-46
RES/1M00/1206R	E-60-202-75	MET.FILM RES 1/4W 1%	4	R5 R9 R12 R17
RES/220K/1206R	E-60-200-51	MET.FILM RES 1/4W 1%	2	R2-3
RES/33R0/1206R	E-60-191-37	MET.FILM RES 1/4W 1%	1	R43
RES/3K30/1206R	E-60-196-16	MET.FILM RES 1/4W 1%	2	R34-35
RES/470R/1206R	E-60-194-18	MET.FILM RES 1/4W 1%	1	R44
RES/6K80/1206R	E-60-196-99	MET.FILM RES 1/4W 1%	2	R48-49
TRAN/BF245B	X-XX-XXX-XX	NFET T0-92	2	Q1-2

 End of report

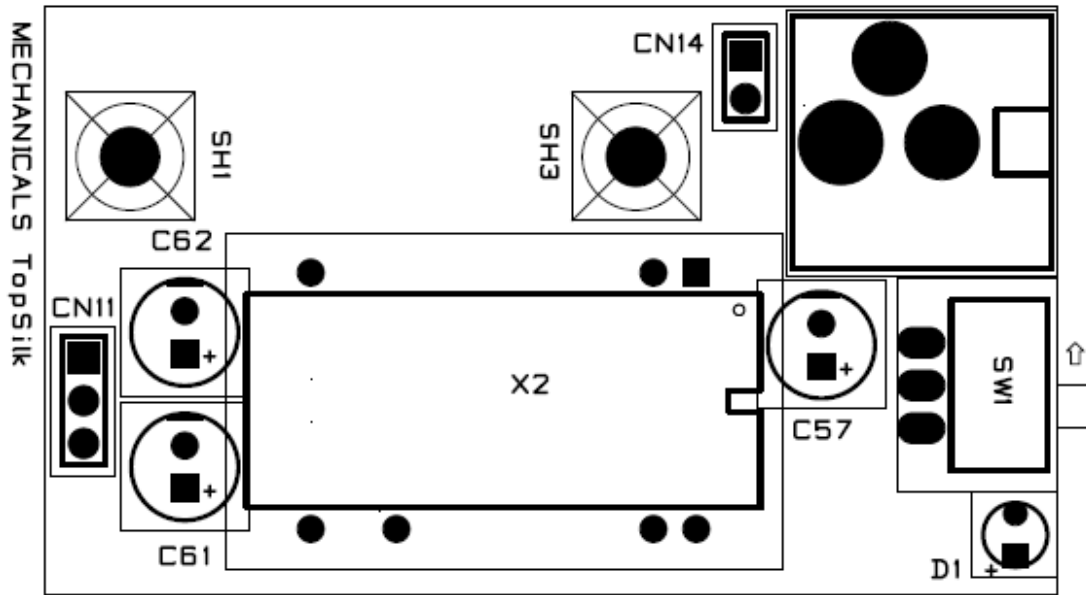
Figur A.10: Liste over komponenter brukt på det analoge målekortet

A.2 Strømforsyning

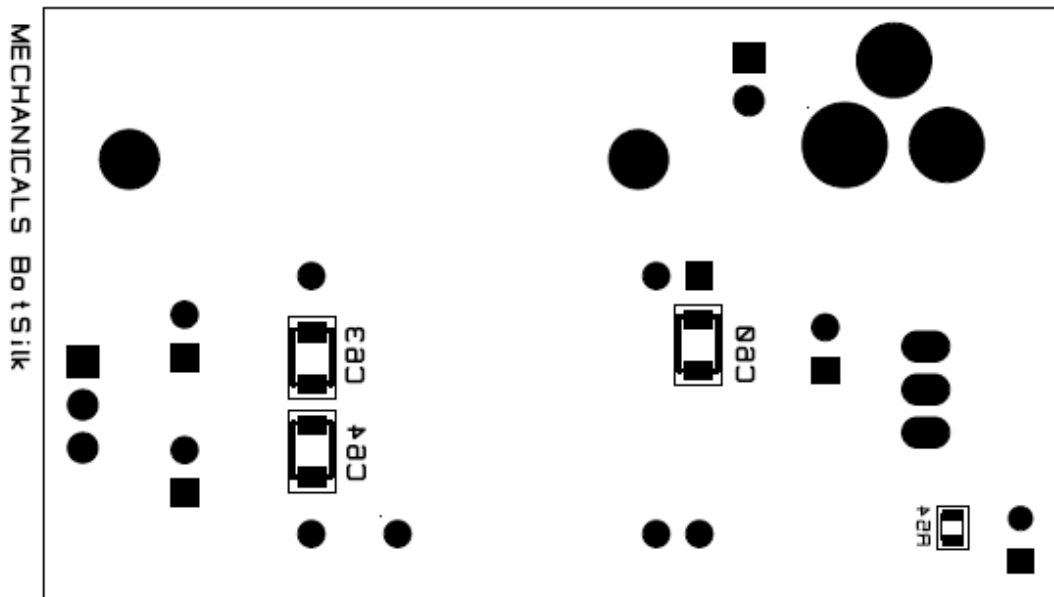


PROJECT:	FYS4260 2009
DRAWING:	Power
DATE:	
APPR:	UNIVERSITY OF OSLO
SHEET:	Dept. of Physics
	ELAB

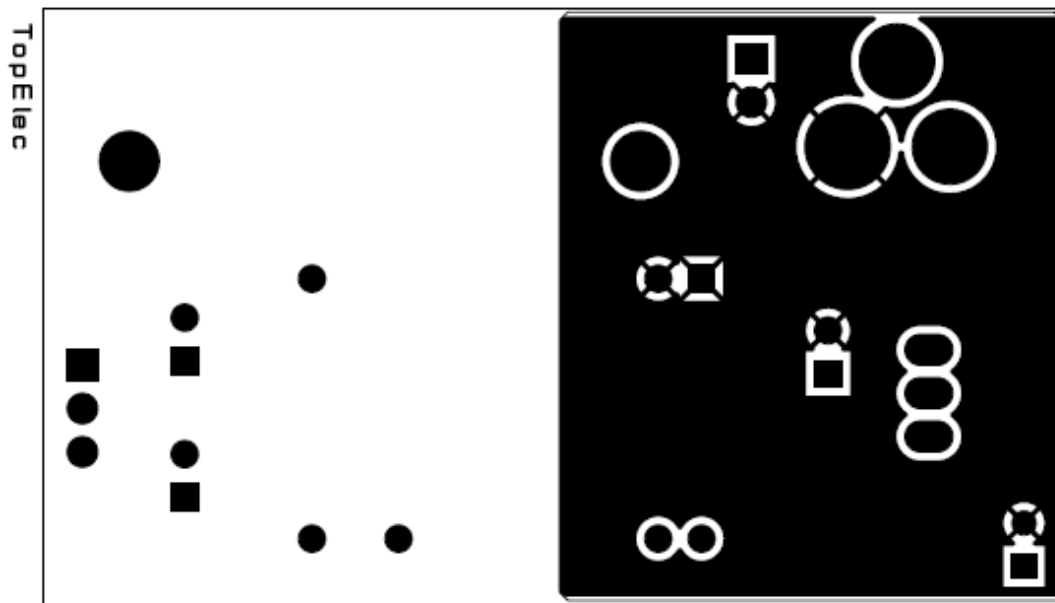
Figur A.11: Strømforsyning



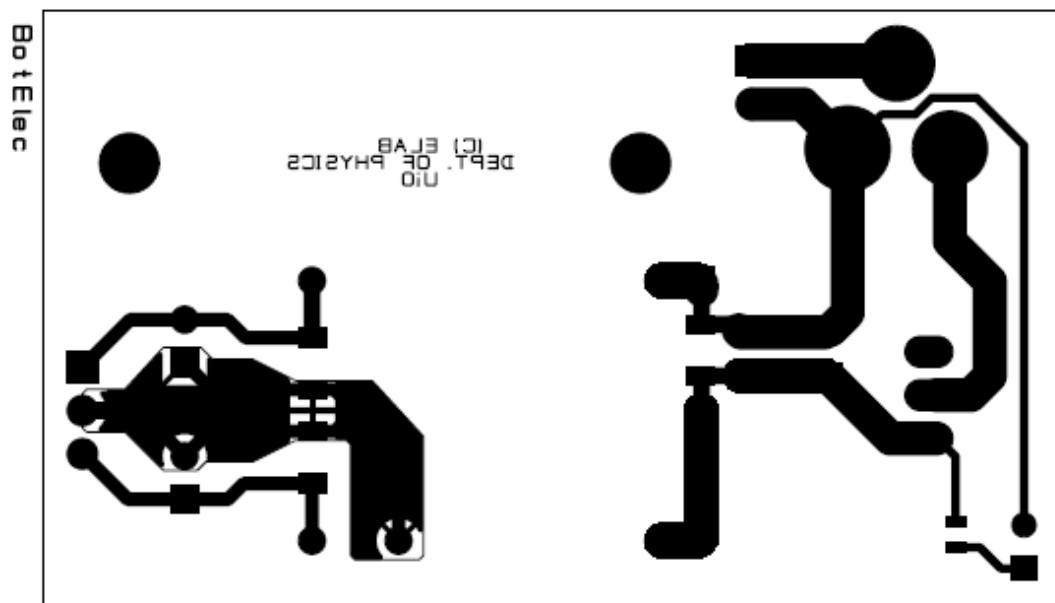
Figur A.12: Strømforsyning, overside (komponenter)



Figur A.13: Strømforsyning, underside (komponenter)



Figur A.14: Strømforsyning, overside (elektrisk)



Figur A.15: Strømforsyning, underside (elektrisk)

Parts List

CADSTAR Design Editor Version 11.0.0.1

Design: M:\pc\Dokumenter\Master\Cadstar\power_uten kontakter_c.pcb

Design Title:

Date: 22. oktober 2009

Time: 22:12

Part Name	Part Number	Description	Qty.	Comps.
CAP/100NF/1206R	E-65-776-88	CERAMIC CAP X7R +/-10% 50V	3	C60 C63-64
CON/ELMCH2/	E-42-051-59	BAT.ELEM.CONNECTOR 2.1 MM	1	CN3
CON/PR2	E-43-702-19	2 SCOTT ELEC. PINROW	1	CN14
CON/PR3	E-43-702-19	3 SCOTT ELEC. PINROW	1	CN11
ELYT/100UF/16V/RAD	E-67-010-80	RADIELL ELYT 20%	3	C57 C61-62
LED/EL264-7UGD	E-75-012-08	EVERLIGHT GREEN LED 3MM	1	D1
POW/20IMX4_12_12/DIP	F-1215430	DC-DC CON 4W VOUT +/-12V	1	X2
RES/2K20/0603R	E-60-448-61	RESISTOR KOA 0603 1% 0.1W	1	R54
SW/EAO-1K2	E-35-365-62	EAO CHANGE OVER SLIDE SWITCH ANGELED	1	SW1

End of report

Figur A.16: Liste over komponenter brukt på strømforsyningen

Appendiks B

Målinger

Dette appendikset inneholder testprotokollen som er brukt i målingene i denne oppgaven, skjemaet med informasjon som forsøkspersonene ble bedt om å fylle ut før målingene startet, samt måledata for 9 mannlige forsøkspersoner i alderen 25-29 år.

I et virkelig studium må man søke om godkjenning fra den regionale etiske komité (<http://helseforskning.etikkom.no/xnet/public>). Ved lagring av informasjon om forsøkspersonene må man også ta hensyn til datatilsynet.

B.1 Skjema med informasjon til forsøkspersonene

Til forsøksperson

Takk for at du deltar i pilot-forsøket "Simultane målinger av potensial og konduktans"!

Til gjennomlesing før forsøket:

Forsøket vil vare i ca. 20 minutter med ulike grader av stressende situasjoner. Det vil bli påført fysisk ubehag av noe form, psykisk stress, glede og relaksasjon. Målingen er totalt ikke-invasiv, og gjøres via elektroder klistret på huden, ingen blodprøver etc. Data blir anonymisert. Det som skal undersøkes er hvordan huden reagerer på forskjellige stimuli, og om disse reaksjonene (forandringen i konduktans og potensial) korrelerer med hverandre for alle testpersonene, eller om reaksjonene er individuelle.

Du vil ikke få vite hvilke situasjoner du blir utsatt for i forkant av forsøket, men underveis.

Til utfylling før forsøket:

Navn:

Kjønn:

Alder:

Studie/yrke:

Evt.sykdommer som kan påvirke stress-nivå:

Takk for ditt bidrag til forskningen!

Hilsen

Børge Johnsen

B.2 Testprotokoll

Protokoll for ”Simultane målinger av potensial og konduktans i håndflaten”

Forberedelse før forsøkspersonen ankommer

Forsøksrom klargjøres for mottak av forsøksperson (FP). Utstyr og annet som skal være på plass:

- Måleinstrument for simultan måling av SCR/SPR
- Elektroder
- Testprotokoll med tidsskjema og forklaring
- Stol til FP
- Skjema med informasjon til FP

FP blir spurt om følgende opplysninger:

- Navn
- Alder
- Kjønn
- Studie/jobb-retning
- Eventuelle sykdommer

FP får påklistret referanseelektrode på underarmen og på dorsal side av hånden, og en målelektrode på hypothenar. Operatør ber FP om å skru av lyden på mobilen. Målingene startes og operatørene sjekker at målingene er i orden før start.

Epoke 1 – 10 min. relaksasjon:

Forsøkspersonen (FP) sitter komfortabelt på en stol og blir bedt om å slappe av i 10 min. I tillegg blir FP bedt om å skru av mobiltelefon før testingen begynner. FP kan selv velge om øyne skal være åpne eller lukket. Det vil ikke være noen kommunikasjon mellom FP og operatør

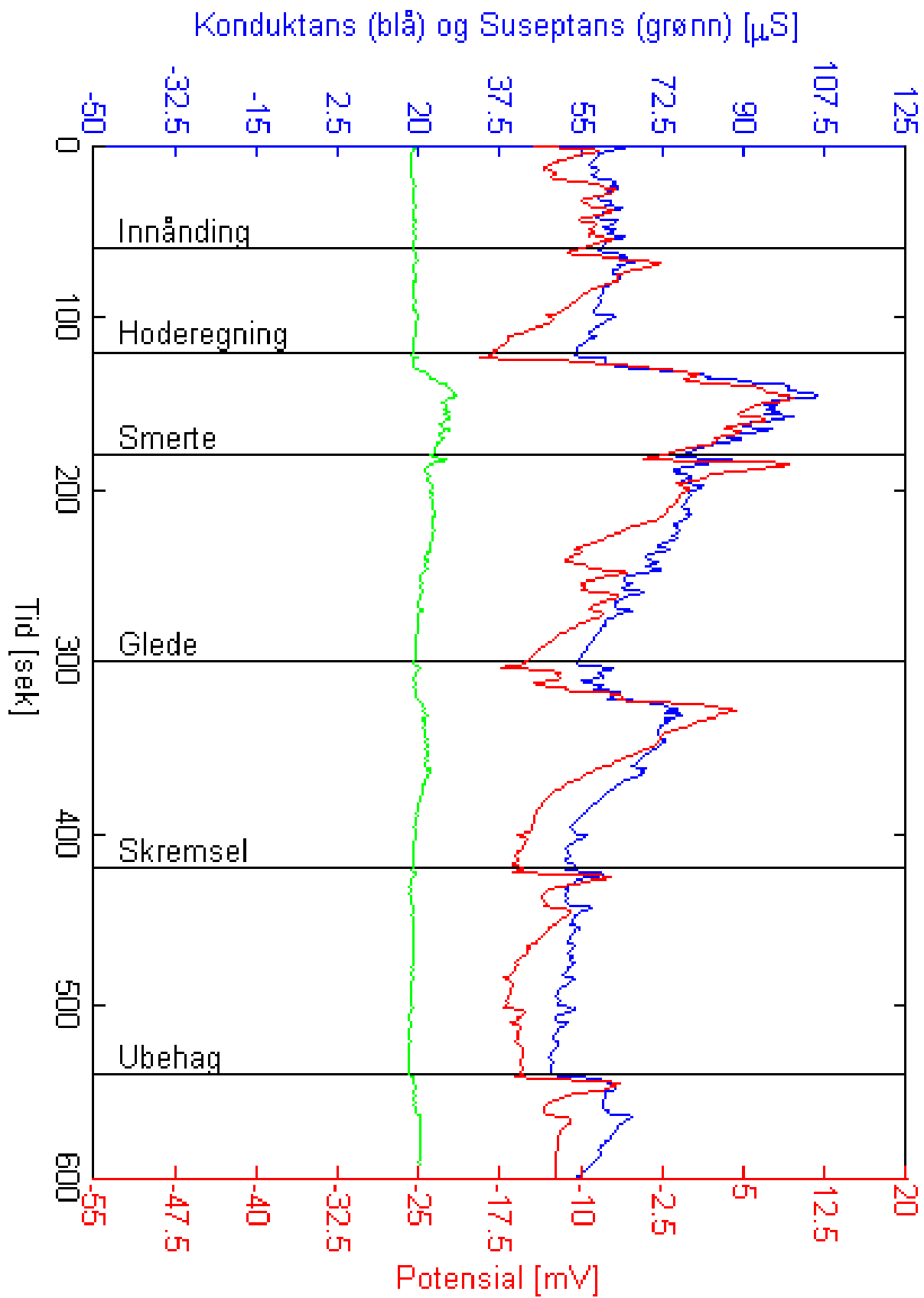
Epoke 2 – 10 min. med provokasjon:

FP får vite at ny 10 min. periode starter. FP blir utsatt for 6 forskjellige stimuli i løpet av de 10 min.

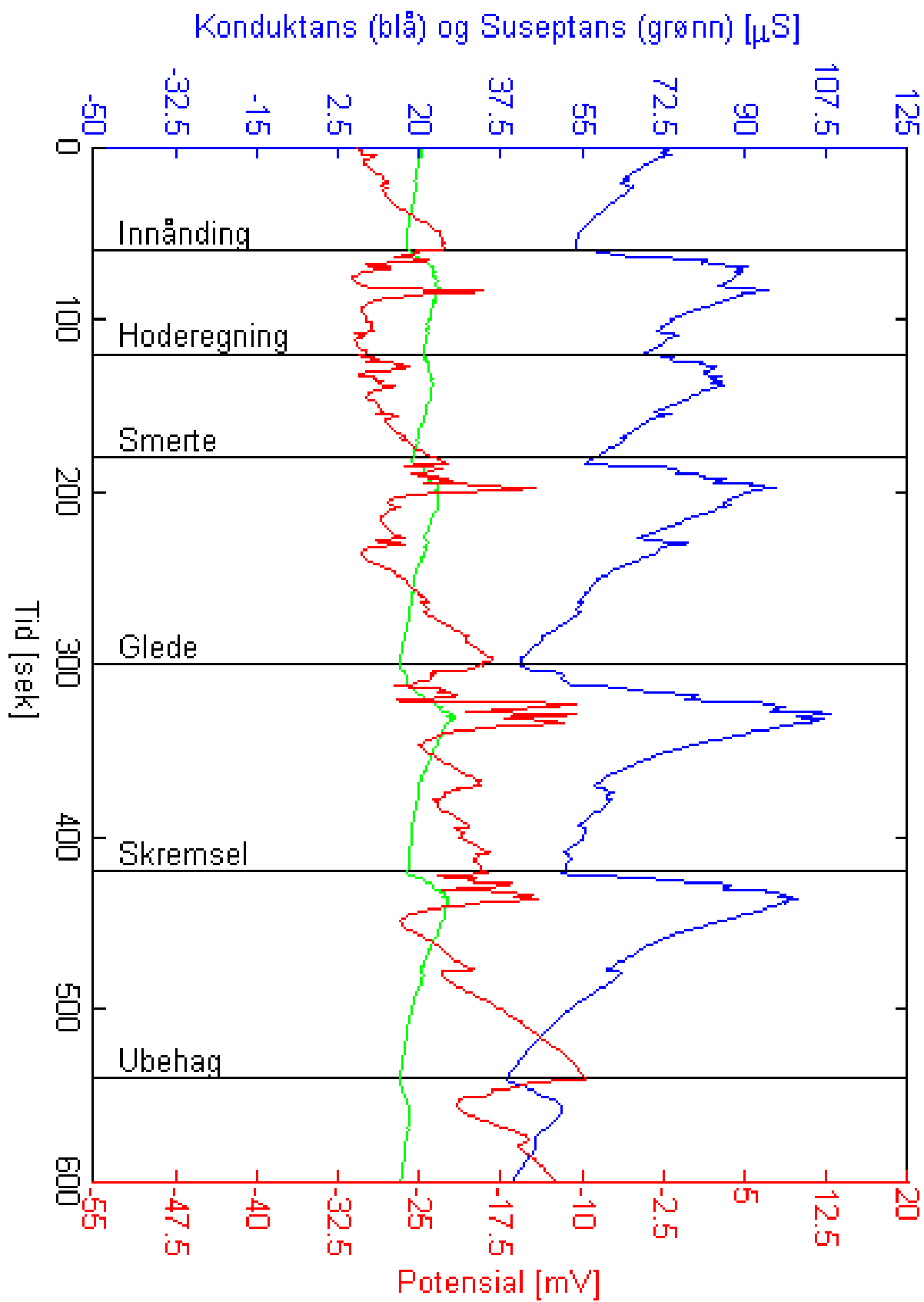
Tid [min]	Stimuli	Beskrivelse
0	Relaksasjon	FP roer seg ned etter å ha mottatt informasjon fra operatør
1	Dyp innånding	FP blir bedt om å trekke pusten veldig dypt og blåse ut igjen
2	Regnestykke	FP blir bedt om å gjøre forskjellige regnestykker: 100-73,5 (= 26,5) Svar * 2 (= 53) Svar + 18 (= 71)
3	Smerte	Operatør klyper FP i armen
5	Glede	Operatør forteller en dårlig vits ("to tomater skulle krysse veien...")
7	Skremsel	Operatør slår hånden i bordet, og lager en sterk akustisk lyd
9	Ubehag	Operatør legger hånden på hodet til FP i 3 sekunder
10	Avslutt målinger	

B.3 Måledata

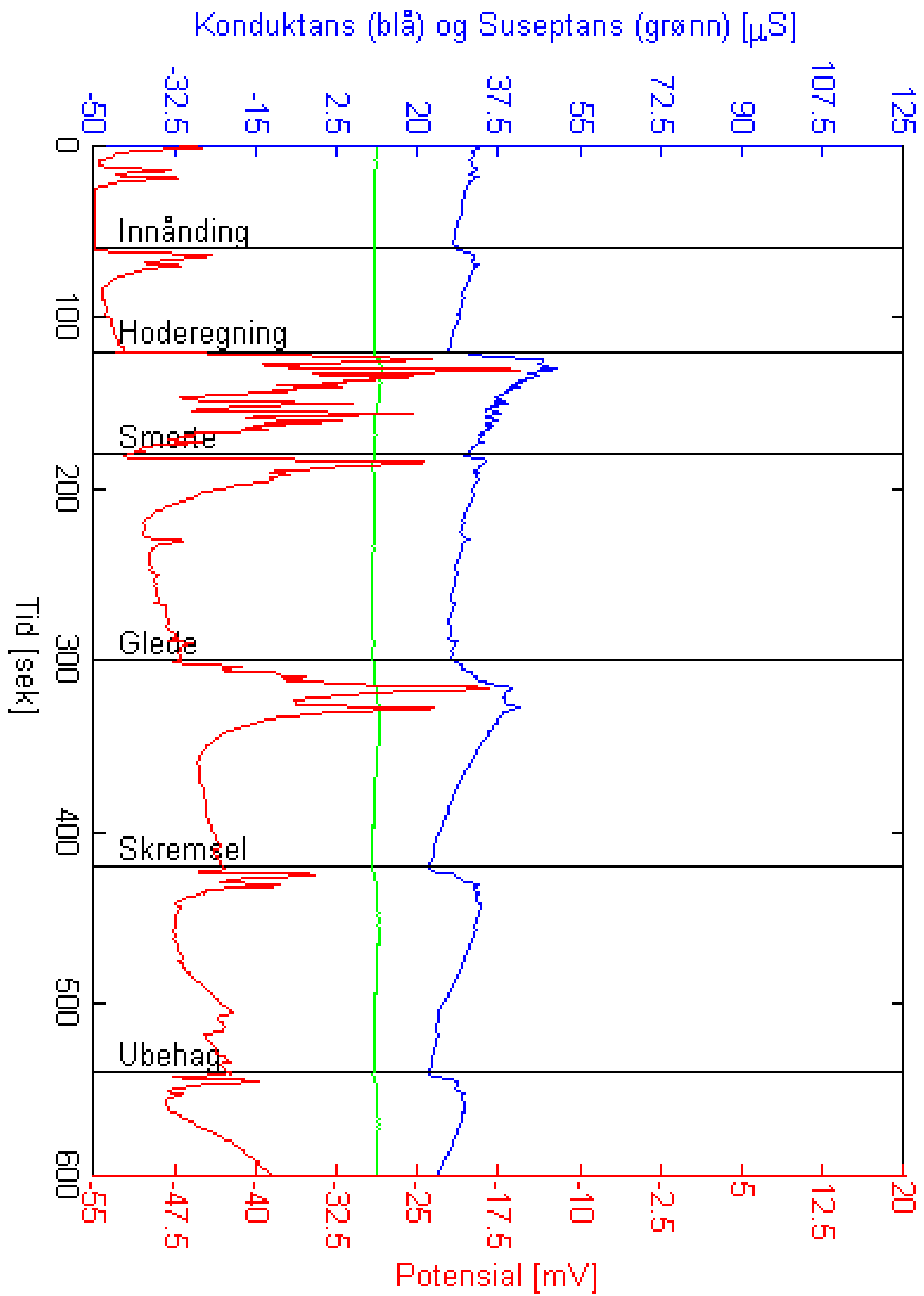
Under vises alle måleseriene som ble gjort av ni forsøkspersoner i alderen 25-29 år. Gjennomsnittsverdien av alle ni måleseriene vises også. Den blå grafen viser konduktansresponsene, den grønne viser suseptansresponsene og den røde grafen viser potensialresponsene. Den sorte vertikale streken markerer tidspunktet for stimulusen som ble gitt. En tekst ved til venstre for linjen beskriver hvilken stimulus som ble gitt i tidspunktet streken markerer.



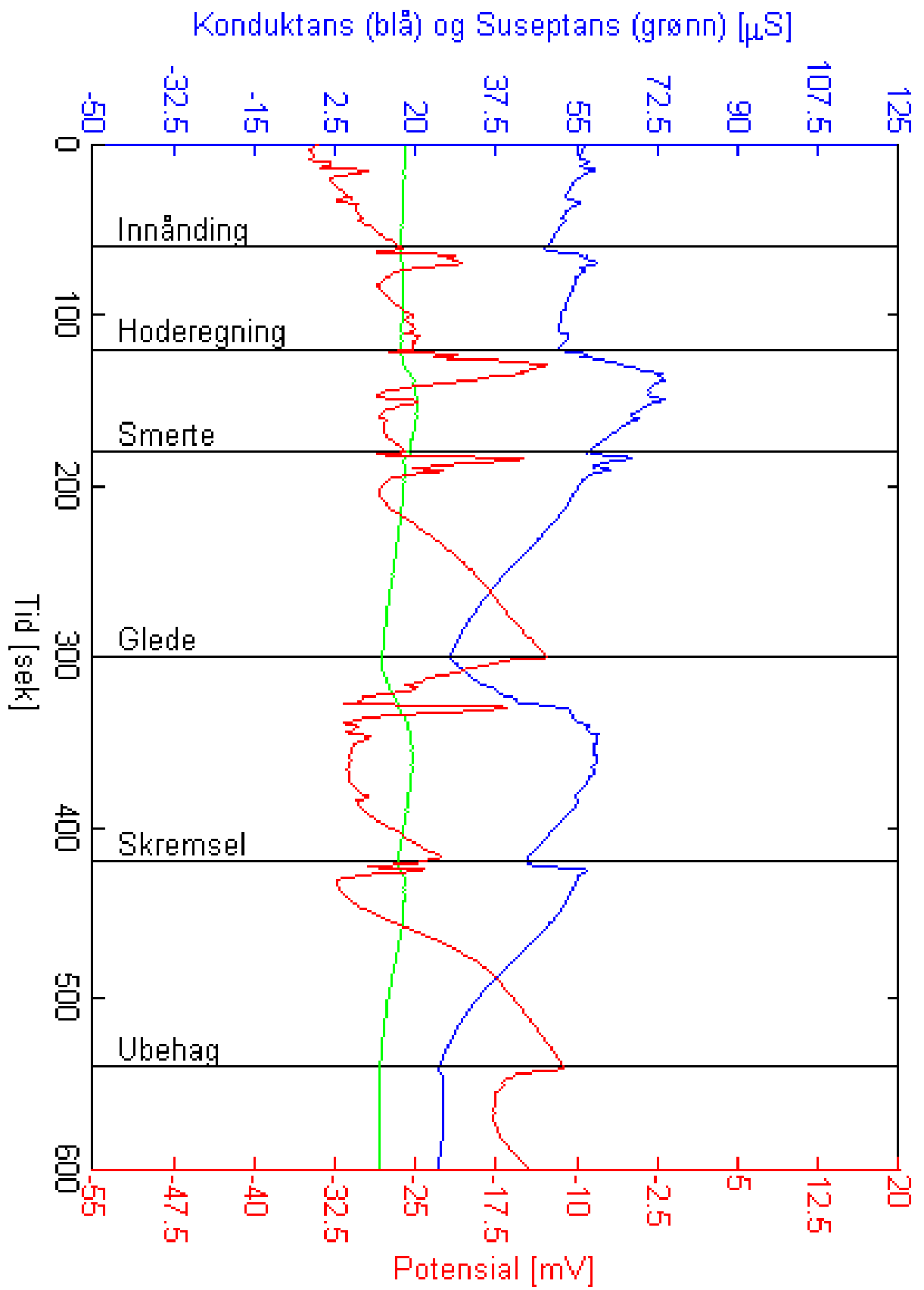
Figur B.1: FP nr. 1



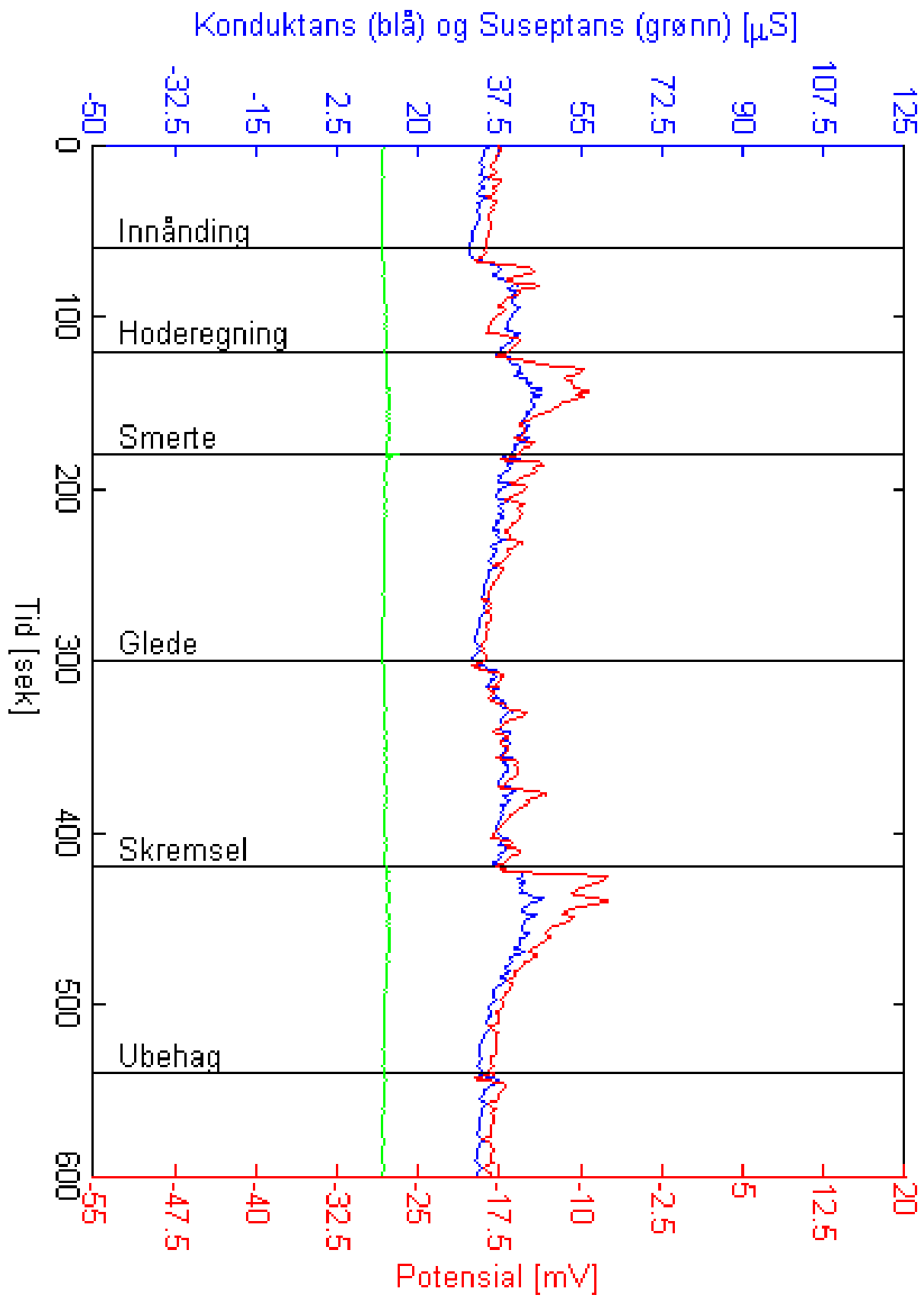
Figur B.2: FP nr. 2



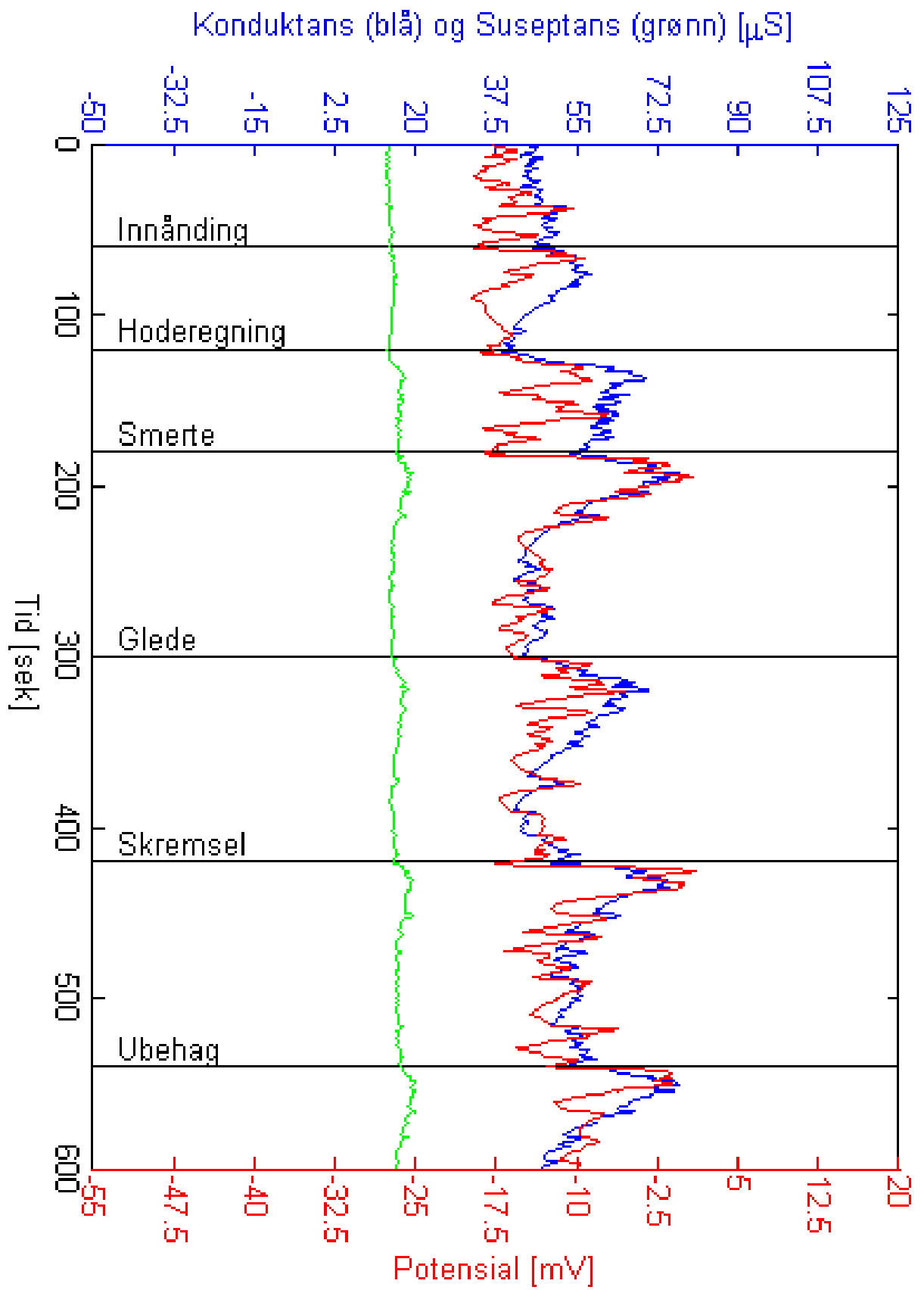
Figur B.3: FP nr. 3



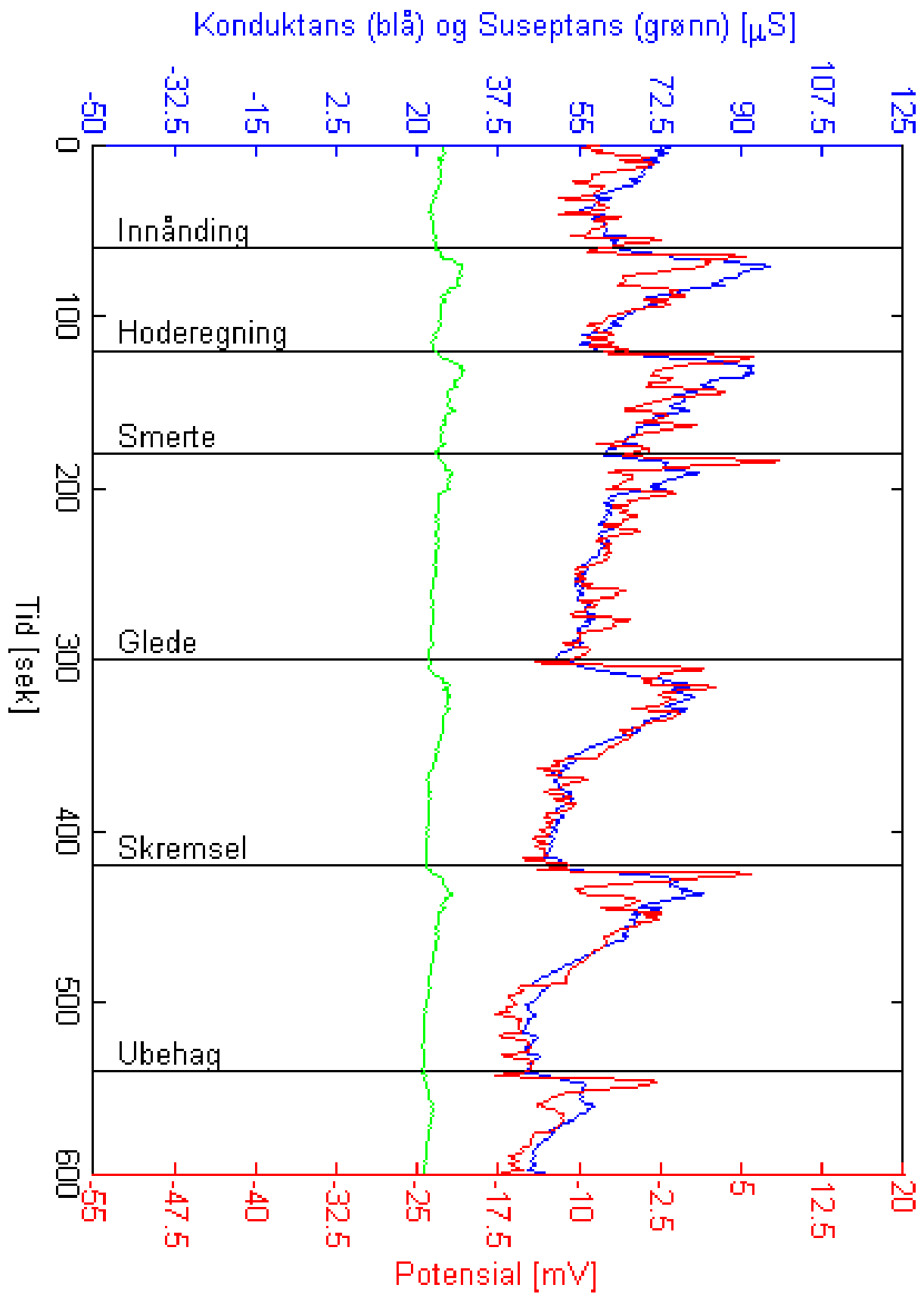
Figur B.4: FP nr. 4



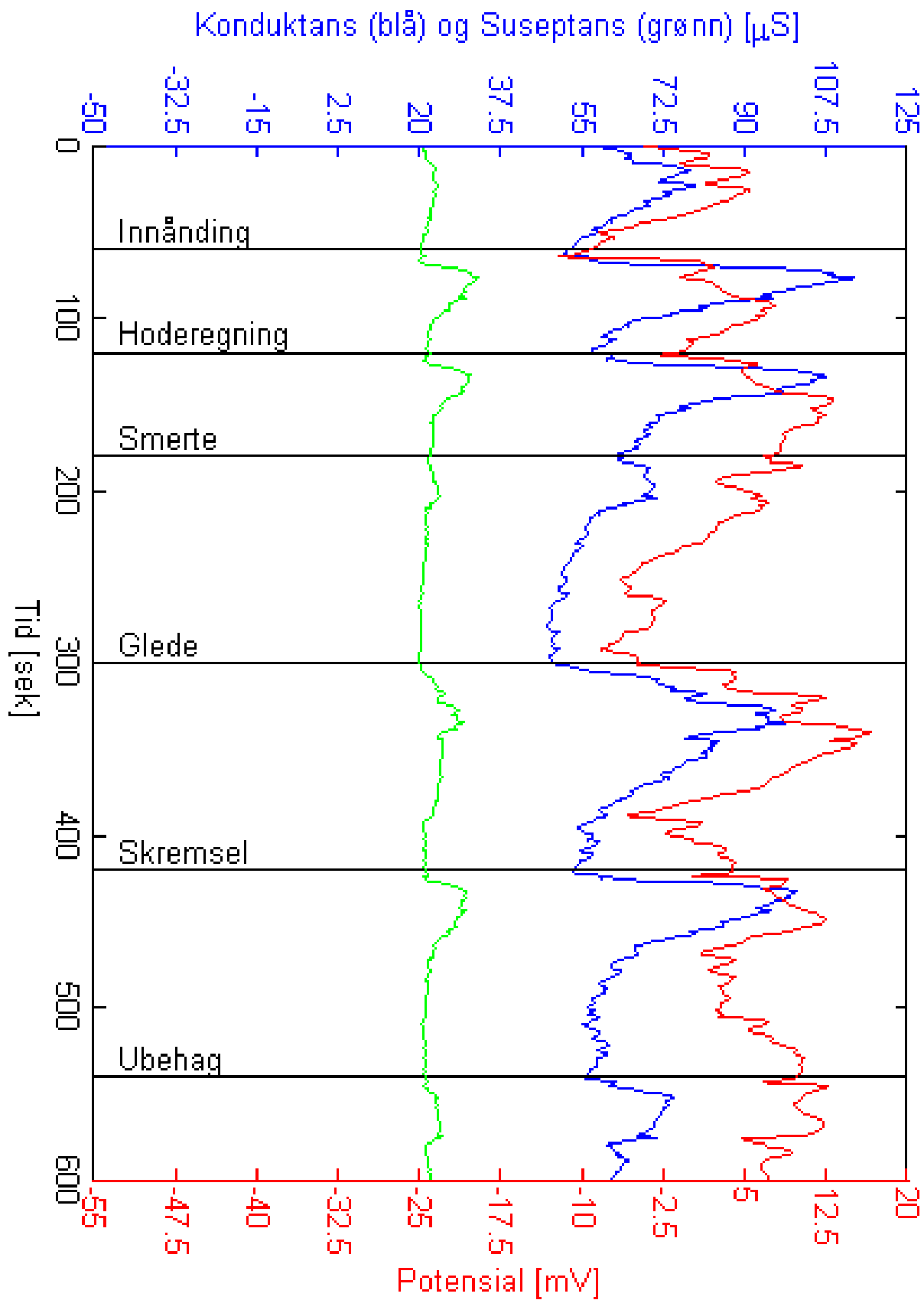
Figur B.5: FP nr. 5



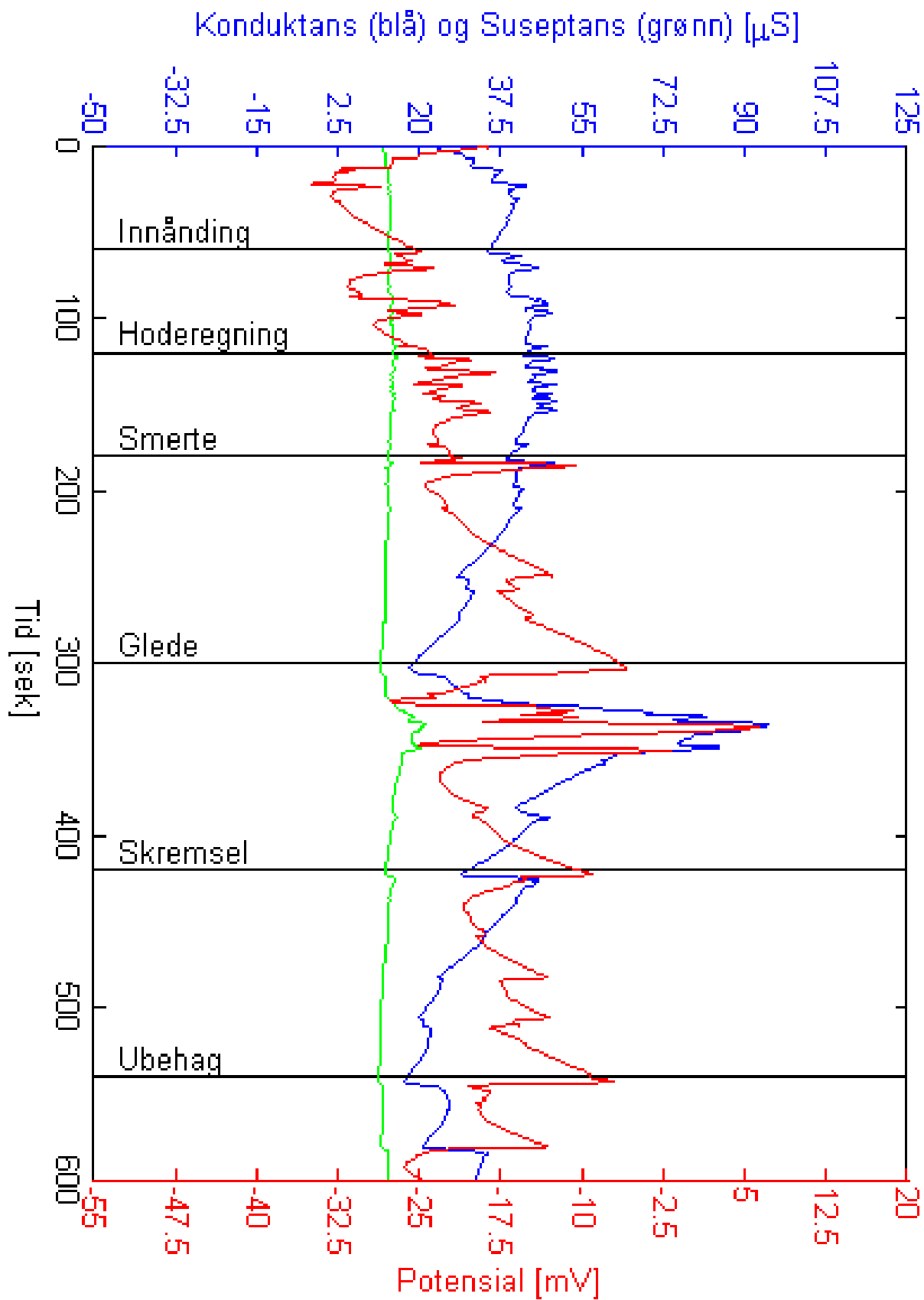
Figur B.6: FP nr. 6



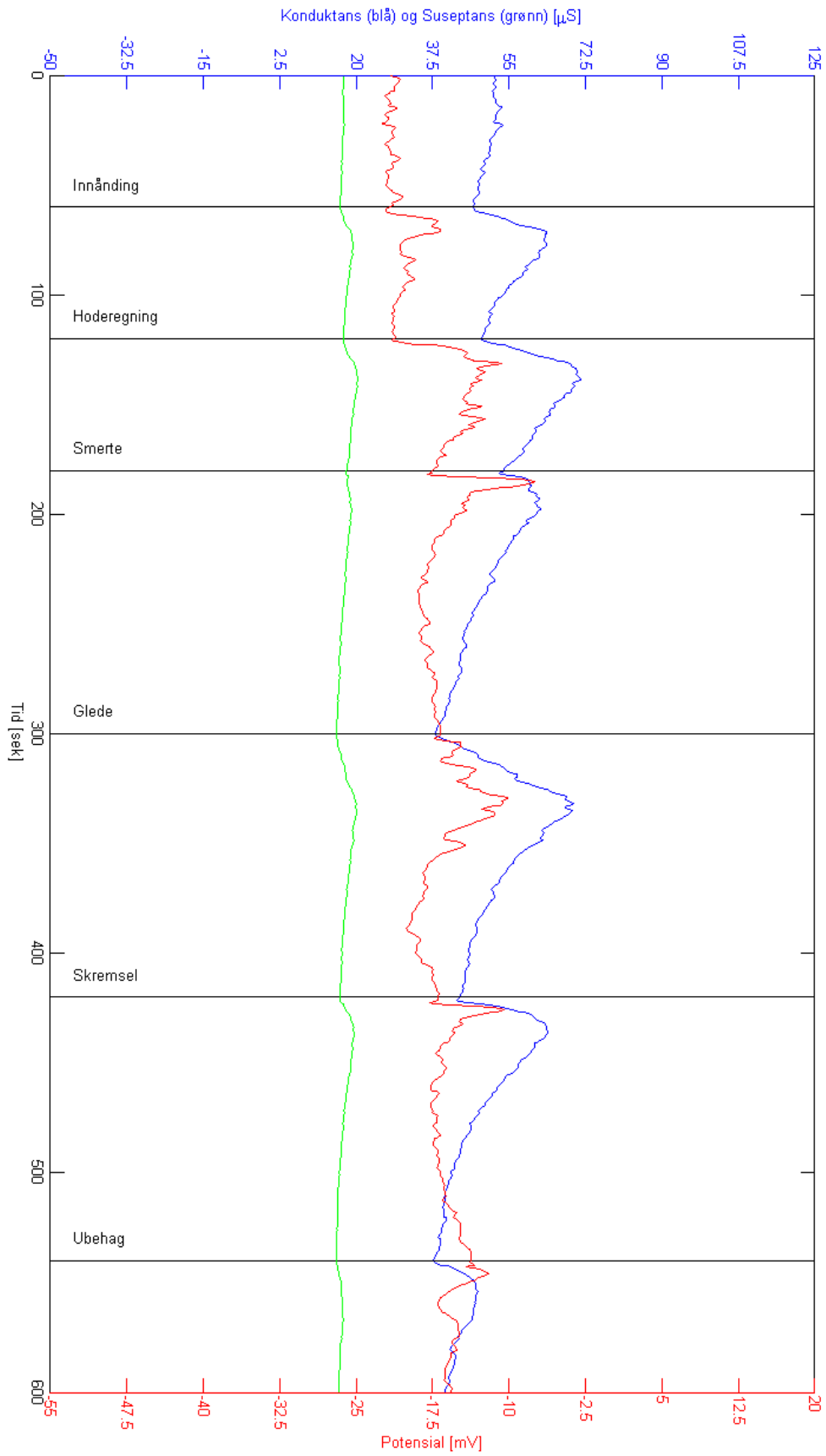
Figur B.7: FP nr. 7



Figur B.8: FP nr. 8



Figur B.9: FP nr. 9



Figur B.10: Gjennomsnittlige målinger av konduktans, potensial og suseptans fra alle forsøkspersonene

Appendiks C

Bruk av instrumentet

Elektroder

Koble til elektrodene etter fargekoden. Hvit elektrode i hvit plugg, osv. Koble deretter til elektrodene på forsøkspersonen etter figur 4.17.

Datakabel

Koble til medfølgende datakabel mellom PDA'en og måleinstrumentet

Batterier

Instrumentet kan gå på batteridrift i ca. 40 timer. Hvis batteriene er ladet ut, må de enten skiftes ut, eller lades opp. Ved skifte av batterier, skru opp de fire skruene i bunn av instrumentet. Ta av lokket, ta ut batteriene, sett batteriene i de medfølgende batteriladerne og sett batteriene inn igjen når de er ladet fullt opp.

Nettspenning

Den analoge delen av måleinstrumentet kan også gå på nettspenning. Da må en medisinsk godkjent batterieliminatør brukes. Dette følger ikke med instrumentet. Instrumentet kan gå på mellom 8,4-36 V.

Instrument

For å skru på instrumentet, trykk på på-knappen på instrumentet. Et grønn ledly lys lyser grønt når instrumentet er skrudd på.

Skru på PDA'en ved å trykke på på-knappen på PDA'en øverst til høyre.

Gå inn i File explorer -> My Documents og velg programmet "ordentlig.exe"

Velg så navn på filen, etterfulgt av ".txt", og velg hvor du ønsker å lagre filen. Standard er på SD-kortet, i mappen "Datalogging"

Trykk "Save"

Start programmet ved å trykke "ON" i vinduet til PDA'en

Kalibrering

Resistans

Koble til en kjent motstand mellom elektrode 1 og 2, og en motstand på $10\text{ k}\Omega$ mellom elektrode 2 og 3. I vinduet for resistans på PDA'en skal det da stå verdien av den valgte motstanden, og 0 i vinduet for reaktans. Bruk knappene til venstre for å justere verdiene slik at resistans = den valgte verdien og reaktans = 0.

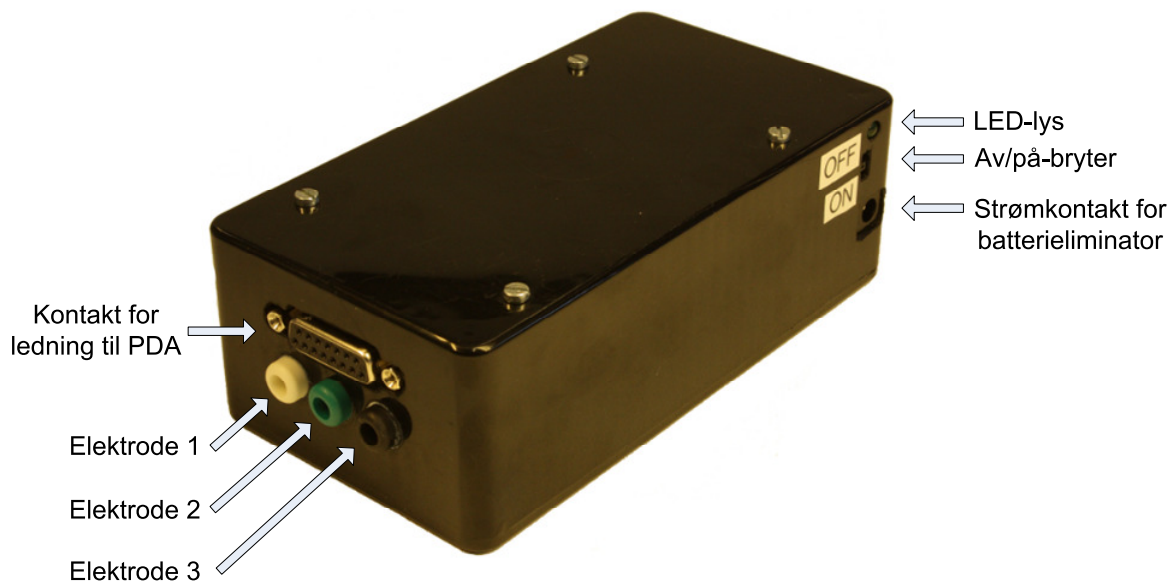
Reaktans

Koble deretter en kjent kondensator mellom elektrode 1 og 2, og behold motstanden på $10\text{ k}\Omega$ mellom elektrode 2 og 3. I vinduet på PDA'en skal det da stå verdien på den valgte kondensatoren i vinduet for reaktans, og 0 i vinduet for resistans. Bruk knappene til venstre for å justere verdiene slik at resistans = 0 og reaktans = den valgte verdien.

Potensial

Koble deretter til en kjent spenning ($0 - 50\text{ mV}$) mellom elektrode 1 og 2. Ikke koble noe til elektrode 3. I vinduet for potensial skal det da stå verdien for den kjente spenningen. Bruk knappen til venstre for å justere slik at spenningen i vinduet tilsvarer den kjente spenningen inn. Hva som står i vinduet for resistans og reaktans er irrelevant.

Etter at kalibreringen er ferdig, lukk programmet ved å trykke "STOP" i vinduet på PDA'en. En ny måleserie kan nå startes ved å følge bruksanvisningen fra toppen igjen. Når målingene er ferdige, trykk på "OFF" (stopper målingene), og deretter på "STOP" avslutter målingene.



Figur C.1: Det analoge måleinstrumentet

Appendiks D

Matlabkode

D.1 Kalibrering

Under vises koden som ble brukt til å generere kalibreringsdataene i kapittel 6.

```
%Resistans
resistans = [0 205.9 749 5090 9990 23940 46900 55900 81700 110700 119600 150400
179700 200400 222900];
volt = [0 0.0377 0.0502 0.1491 0.2615 0.5773 1.099 1.301 1.887 2.53 2.732 3.43 4.067 4.53
5.035];
```

```
figure(1)
plot(resistans,volt,'x-b')
grid on
ylabel('Spenning (V)'), xlabel('Resistans (Ohm)')
legend('Målt signal','Location','SouthEast')
title('Resistans vs. spenning')
```

```
%Reaktans
```

```
reaktans = [192774.8826 142611.9562 128766.1352 68224.85558 30419.52276 20594.58373
13157.65072 9652.774326 8087.141417 6256.09053 3028.062083];
volt = [4.435 3.286 2.966 1.577 0.704 0.4751 0.3045 0.223 0.1888 0.146 0.0707];
```

```
figure(2)
plot(reaktans,volt,'x-b')
grid on
ylabel('Spenning (V)'), xlabel('Reaktans (Ohm)')
legend('Målt signal','Location','SouthEast')
title('Reaktans vs. spenning')
```

```
%Potensial
```

```
Vin = [0 0.0006 0.0015 0.0027 0.0042 0.0063 0.0101 0.0142 0.0165 0.0187 0.02 0.024
0.0286 0.0333 0.0382 0.0441 0.05 0.0533];
Vut = [-0.0123 0.05 0.141 0.263 0.408 0.617 0.987 1.39 1.62 1.837 1.96 2.325 2.755 3.213
3.66 4.163 4.67 4.951];
```

```
figure(3)
plot(Vin,Vut,'x-b')
grid on
ylabel('Spenning ut (V)'), xlabel('Spenning inn (V)')
legend('Målt signal','Location','SouthEast')
title('Spenning inn vs. spenning ut')
```

D.2 Måledata

Under vises koden som er brukt for å generere måledataene i kapittel 7.

```
%Script for plotting av konduktans-, potensial- og suseptans-data

%Innlesing av data fra generert datafil i Mablab, data.mat

x = data(:,2); %sekunder
y1 = data(:,3); %konduktans
y2 = data(:,4); %potensial
y3 = data(:,7); %suseptans

%Invertering av inverterte suseptans-data
y3 = y3.*(-1);

[AX,H1,H2] = plotyy(x,y1,x,y2,'plot');

%Innsettelse av vertikale linjer for tidspunkt av ulike stimuli

line([60 ; 60],[-1000 ; 1000],'Color','k');
text(50,-45,'Innånding','Rotation',90);
line([120 ; 120],[-1000 ; 1000],'Color','k');
text(110,-45,'Hoderegning','Rotation',90);
line([180 ; 180],[-1000 ; 1000],'Color','k');
text(170,-45,'Smerte','Rotation',90);
line([300 ; 300],[-1000 ; 1000],'Color','k');
text(290,-45,'Glede','Rotation',90);
line([420 ; 420],[-1000 ; 1000],'Color','k');
text(410,-45,'Skremsel','Rotation',90);
line([540 ; 540],[-1000 ; 1000],'Color','k');
text(530,-45,'Ubehag','Rotation',90);

%Definisjon av aksegrenser etc.

set(AX(1),'XLim',[0 600])
set(AX(1),'YLim',[-50 125])

set(AX(2),'XLim',[0 600])
set(AX(2),'YLim',[-55 20])

%xlabel({'first line';'second line'})
set(get(AX(1),'Ylabel'),'String','Konduktans (blå) og Suseptans (grønn) [ $\mu$ S]','Color','b')
set(get(AX(2),'Ylabel'),'String','Potensial [mV]','Color','r')

xlimits = get(AX(1),'XLim');
ylimits = get(AX(1),'YLim');
xinc = (xlimits(2)-xlimits(1))/10;
```



```
yinc = (ylimits(2)-ylimits(1))/10;

set(AX(1),'YTick',[ylimits(1):yinc:ylimits(2)]);

xlimits = get(AX(2),'XLim');
ylimits = get(AX(2),'YLim');
xinc = (xlimits(2)-xlimits(1))/10;
yinc = (ylimits(2)-ylimits(1))/10;

set(AX(2),'YTick',[ylimits(1):yinc:ylimits(2)]);

xlabel('Tid [sek]')

set(H1,'Color','b')
set(H2,'Color','r')

set(AX(1),'Ycolor','b')
set(AX(2),'Ycolor','r')

hold on;

plot(x,y3,'g');
xlim([0 600]);
ylim([-50 125]);
```

Appendiks E

Gjennomgang av signalene i det analoge målekortet

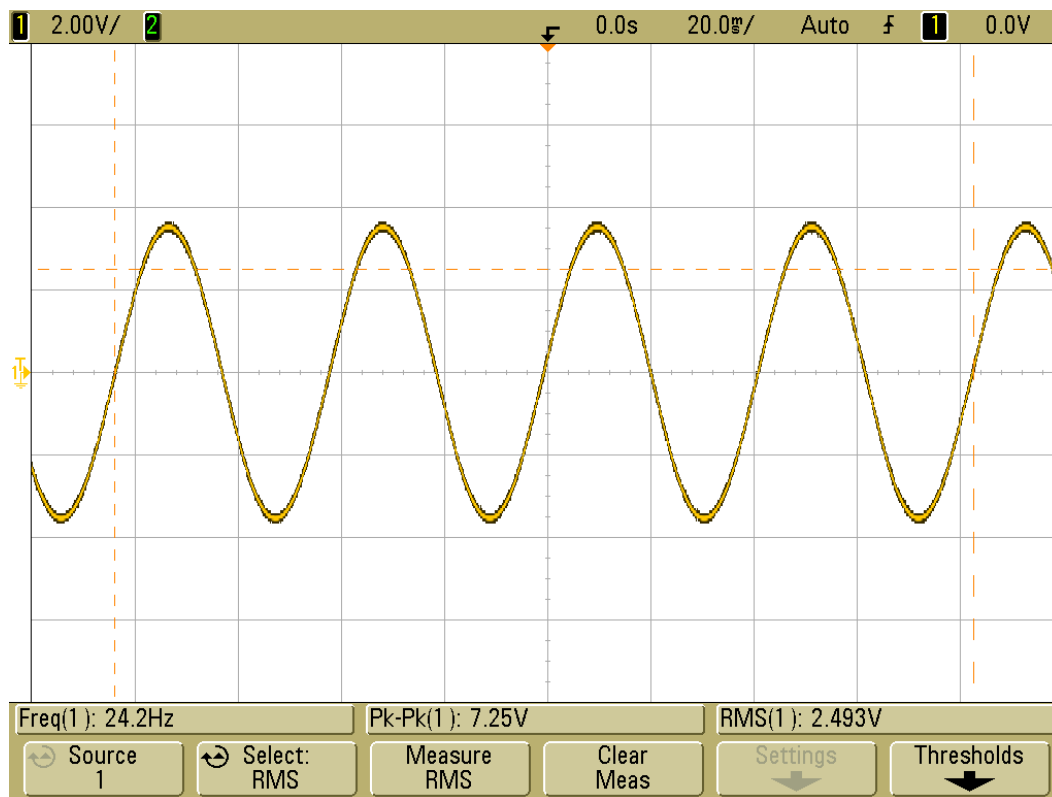
Kortet ble testet med et oscilloskop fra Agilent Technologies (MSO6012A). Dette oscilloskopet hadde mulighet til å ta et bilde av skjermen med måleverdiene, og var en fin måte å se hva som skjedde i kretsen gjennom de forskjellige stadiene. Alle målingene er gjort med kortet koblet til en uregulert batterieliminatort fra MW (MW691). Som vi ser i bilde bmp_43, er ikke denne batterieliminatoren av høy kvalitet, og vi ser en rippelspenning som har V_{p-p} på hele 1,4 V. Ved bruk av en medisinsk godkjent batterieliminatort hadde støyen blitt senket i kretsen.

Signal nr. 1 er gul, og signal nr. 2 er grønn på bildene.

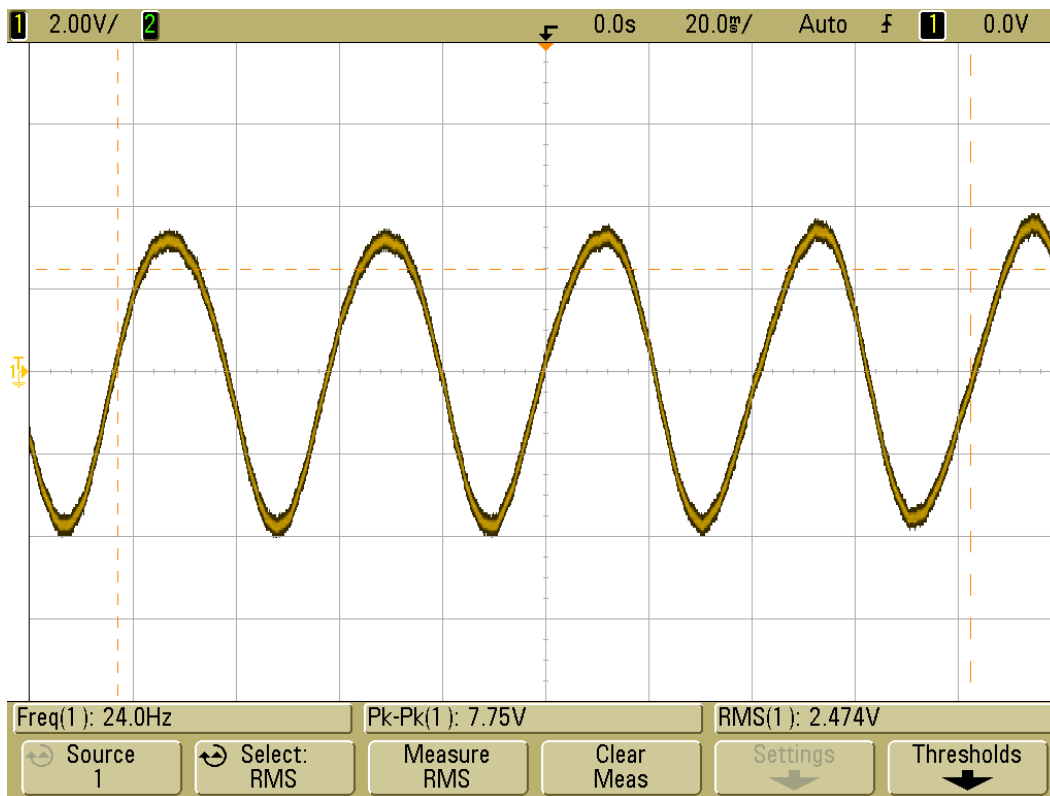
Tabell E.1: Oversikt over hvilke bilder som hører til hvilken måling

Figur	Beskrivelse
2	Oscillator: Frekvens, V_{rms} , V_{p-p}
3	Forforsterker: Frekvens
4	Faseskift etter faseskifter 90° i forhold til oscillator
5	Faseskift etter faseskifter 180° i forhold til oscillator
6	Komparator 180° i forhold til oscillator
8	Komparator 90° i forhold til oscillator
9	Komparator 0° i forhold til faseskifter 0°
10	Komparator 0° i forhold til faseskifter 90°
11	Zenerdiode i forhold til komparator 0°
12	Zenerdiode i forhold til komparator 90°
15	Zenerdiode i forhold til utgangen til likeretteren 90°
16	Zenerdiode i forhold til utgangen til likeretteren 0°
19	Likeretteren 0° i forhold til oscillatoren
20	Likeretteren 90° i forhold til oscillatoren
21	Likeretter (etter) 0° i forhold til oscillator
23	Likeretter (etter) 90° i forhold til oscillator
24	Før og etter spenningsjustering 0°
25	Før og etter spenningsjustering 90° (V_{p-p})
26	Linkwitz-Riley filteret (Potensial, V) i forhold til likeretteren
27	Linkwitz-Riley filteret (Resistans, R) i forhold til likeretteren (før spenningsjustering)
28	Linkwitz-Riley filteret (Resistans, R) i

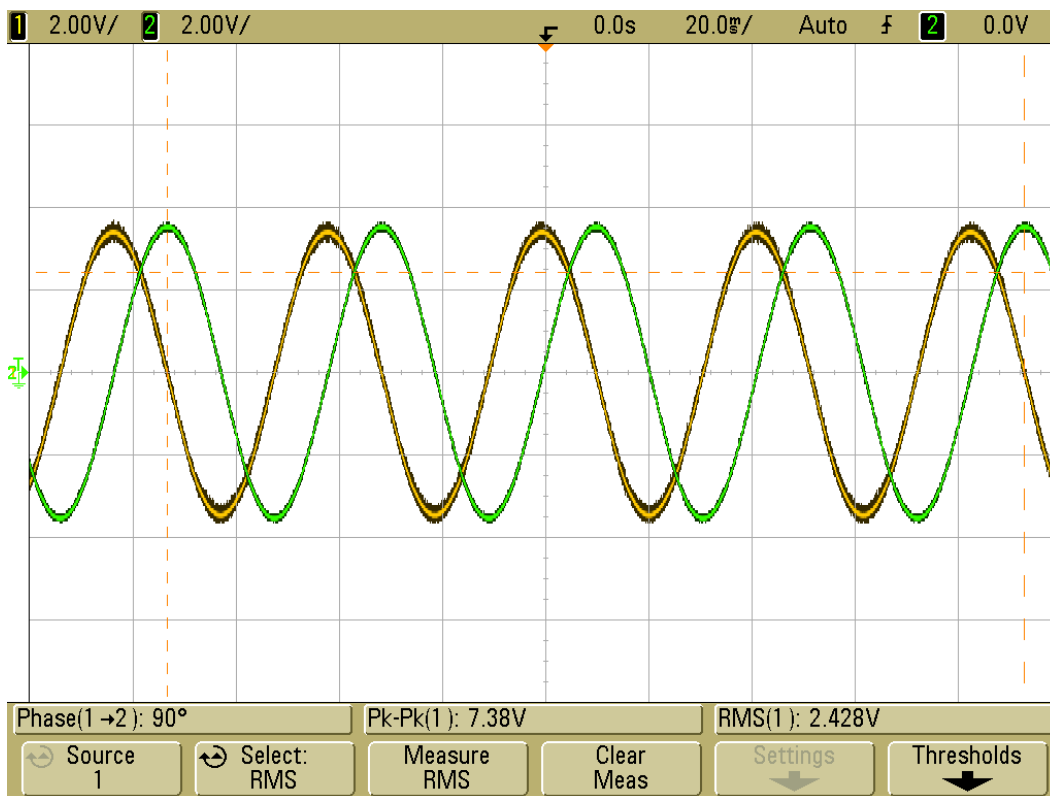
	forhold til likeretteren (etter spenningsjustering)
30	Reaktans V_{average} etter Linkwitz-Riley filteret
34	Potensial $V_{\text{average}} + V_{\text{p-p}}$ etter Linkwitz-Riley filteret
35	Jord $V_{\text{p-p}}$, V_{rms} , Frekvens
38	Reaktans før og etter filter V_{average}
39	Før og etter spenningsjustering 90° (V_{average})
40	Linkwitz-Riley filteret (Reaktans, X) i forhold til likeretteren (før spenningsjustering)
41	Linkwitz-Riley filteret (Reaktans, X) i forhold til likeretteren (etter spenningsjustering)
42	± 12 V
43	Spennning inn fra batterieliminators



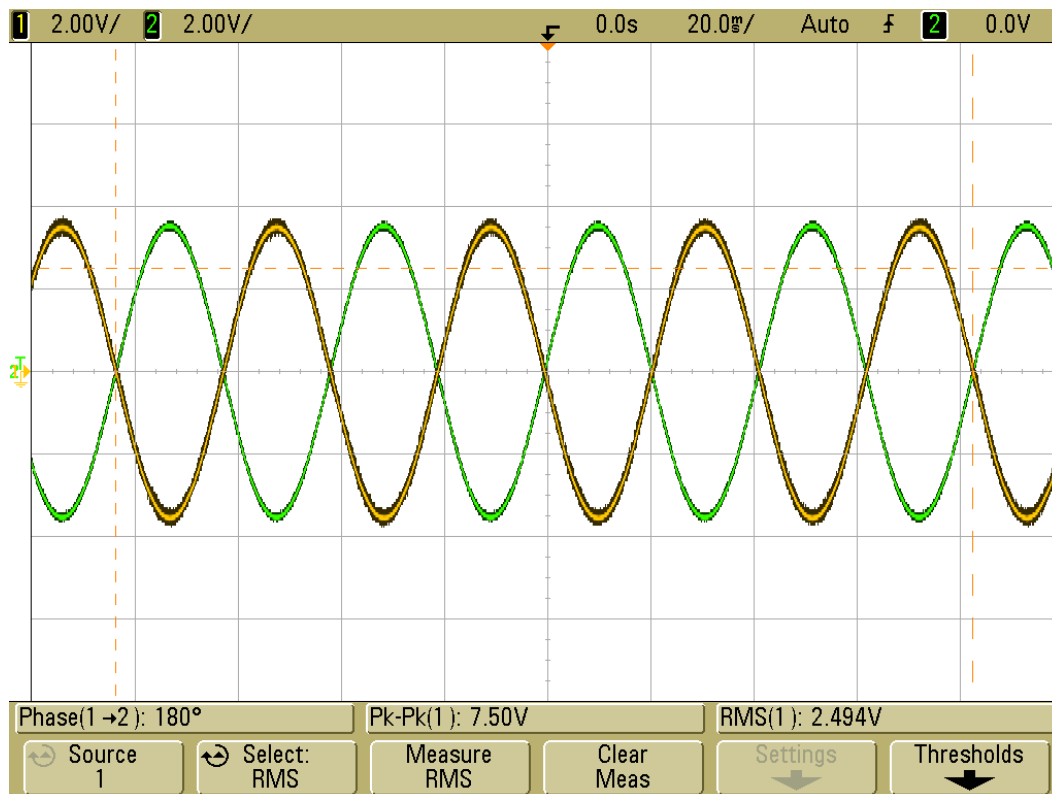
Figur E.2: Oscillator: Frekvens, V_{rms} , $V_{\text{p-p}}$



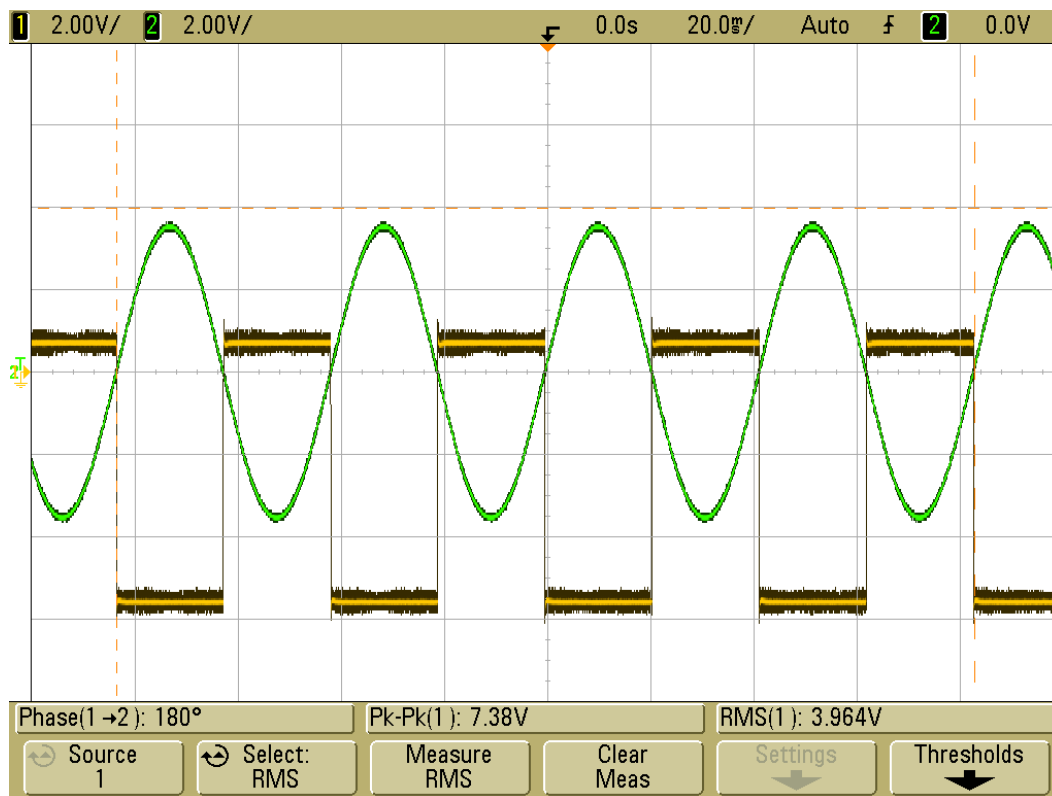
Figur E.3: Forforsterker: Frekvens



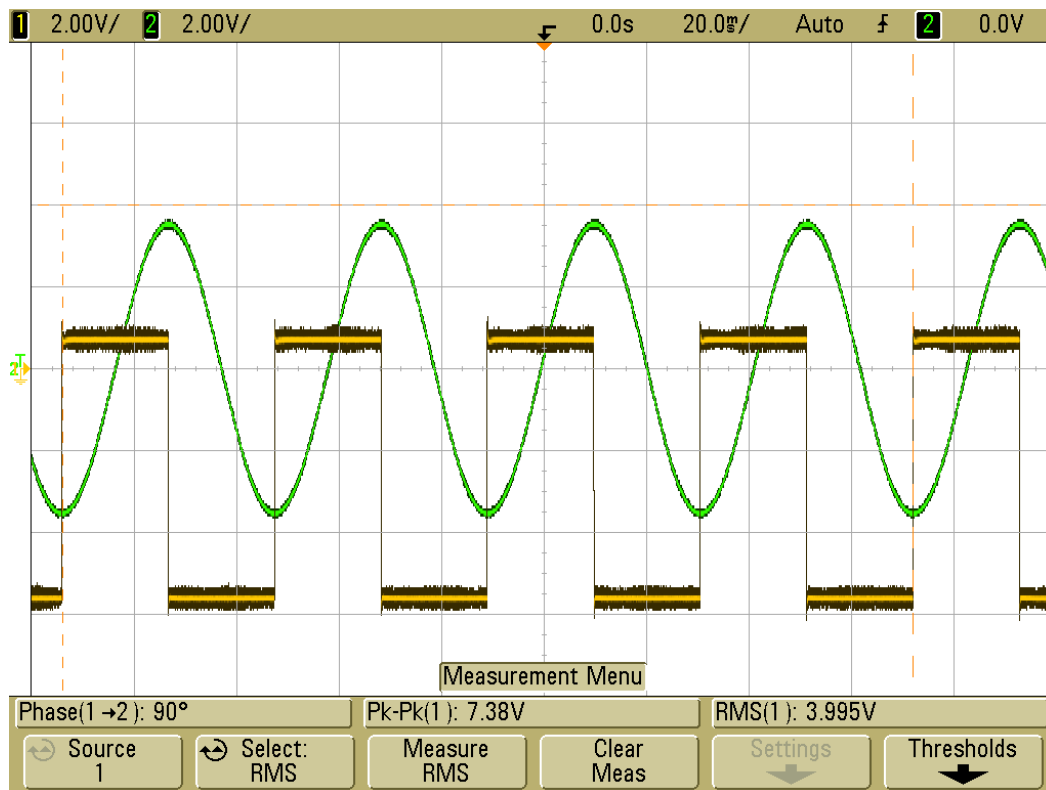
Figur E.4: Faseskift etter faseskifter 90° i forhold til oscillator



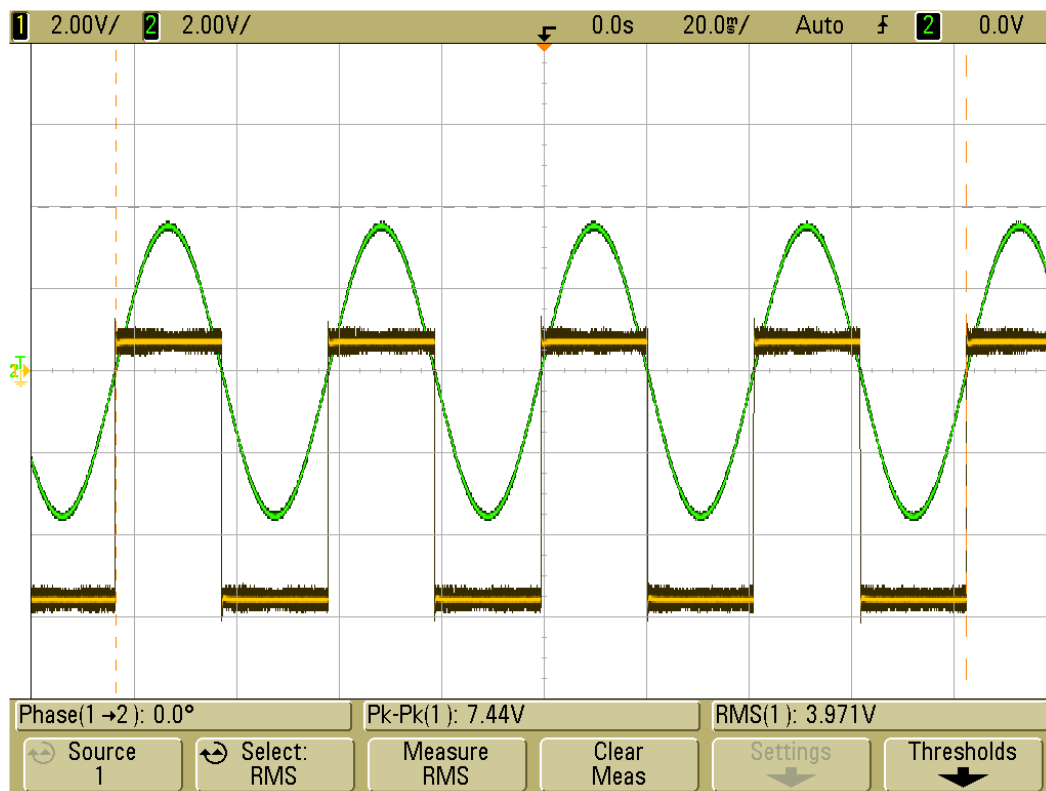
Figur E.5: Faseskift etter faseskifter 180° i forhold til oscillator



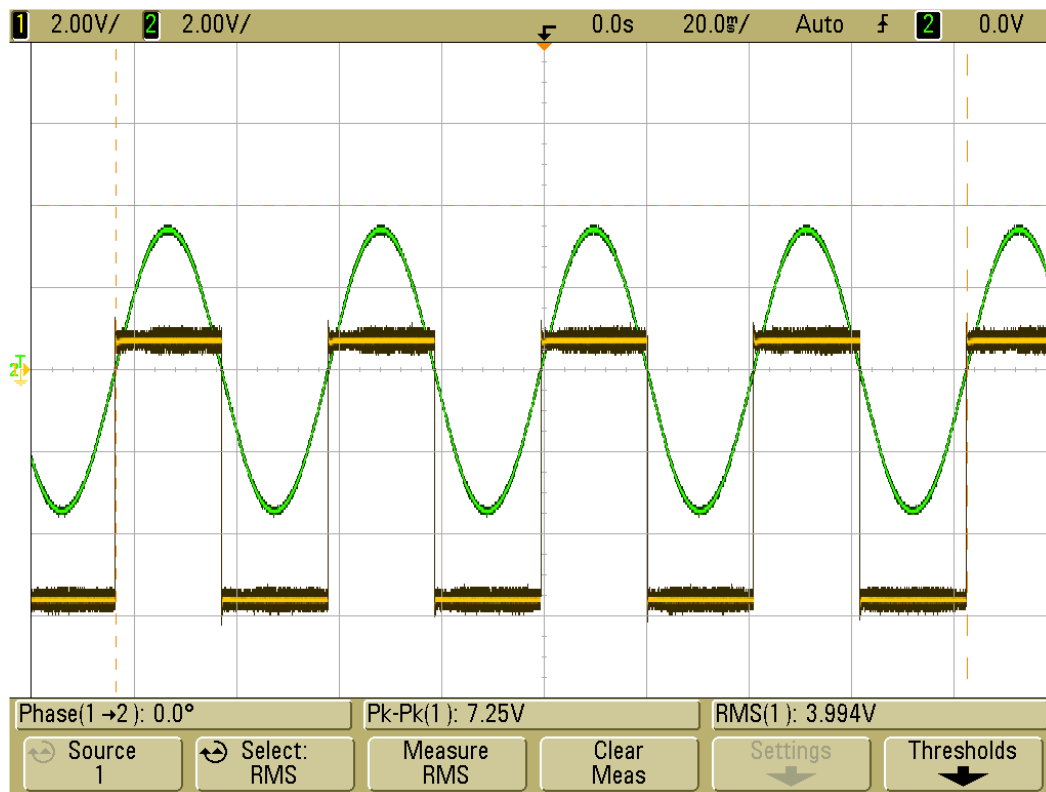
Figur E.6: Komparator 180° i forhold til oscillator



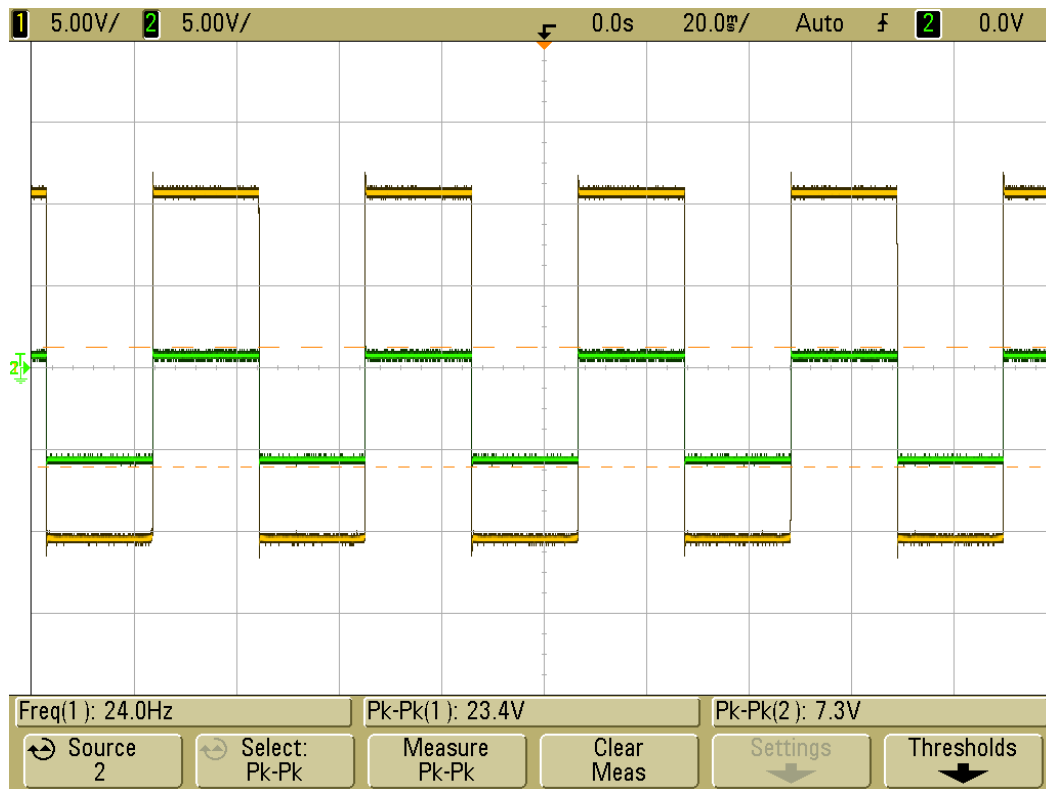
Figur E.8: Komparator 90° i forhold til oscillator



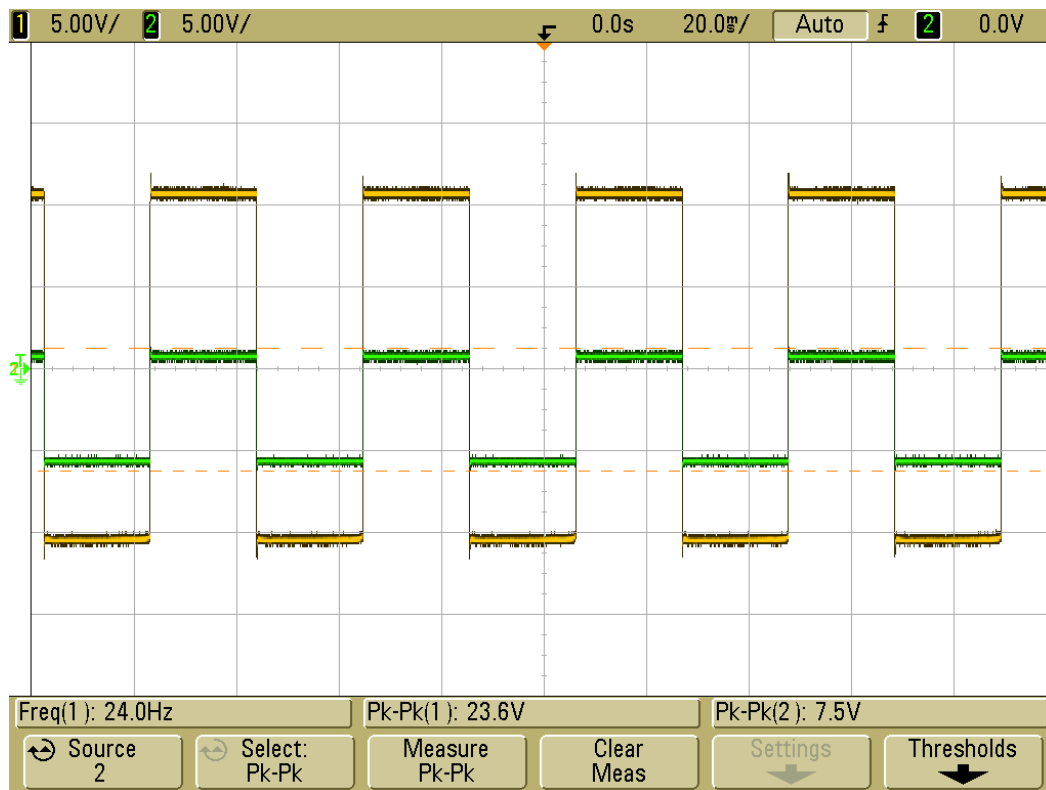
Figur E.9: Komparator 0° i forhold til faseskifter 0°



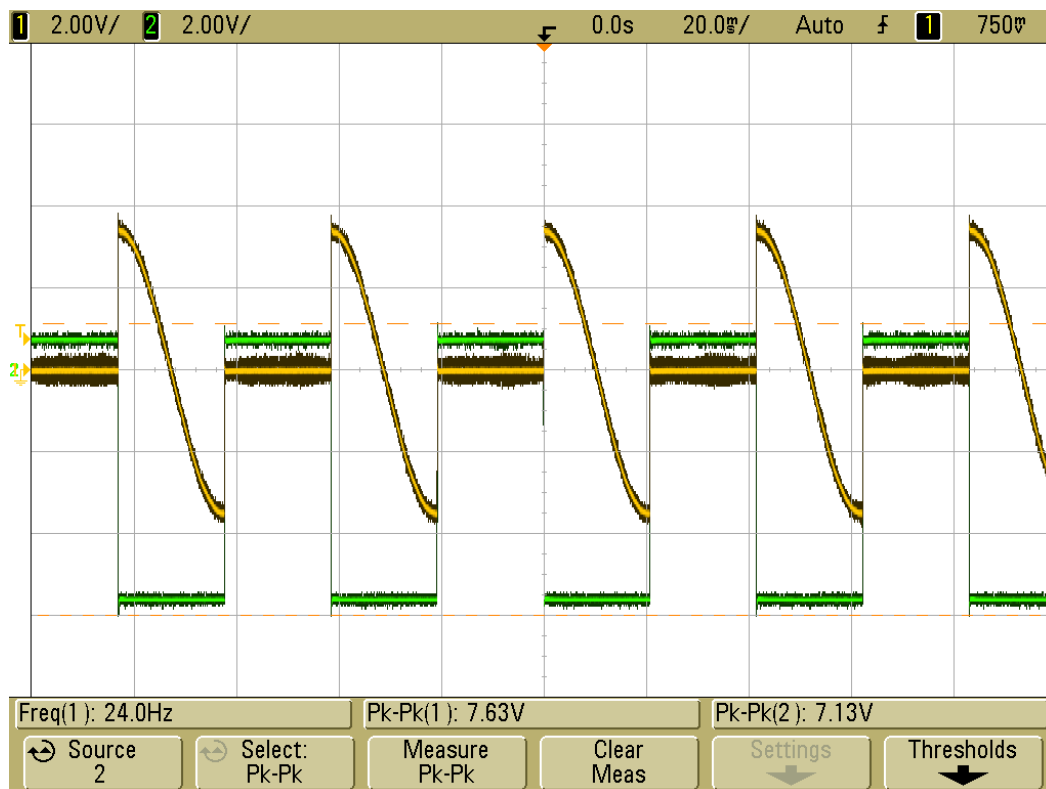
Figur E.10: Komparator 0° i forhold til faseskifter 90°



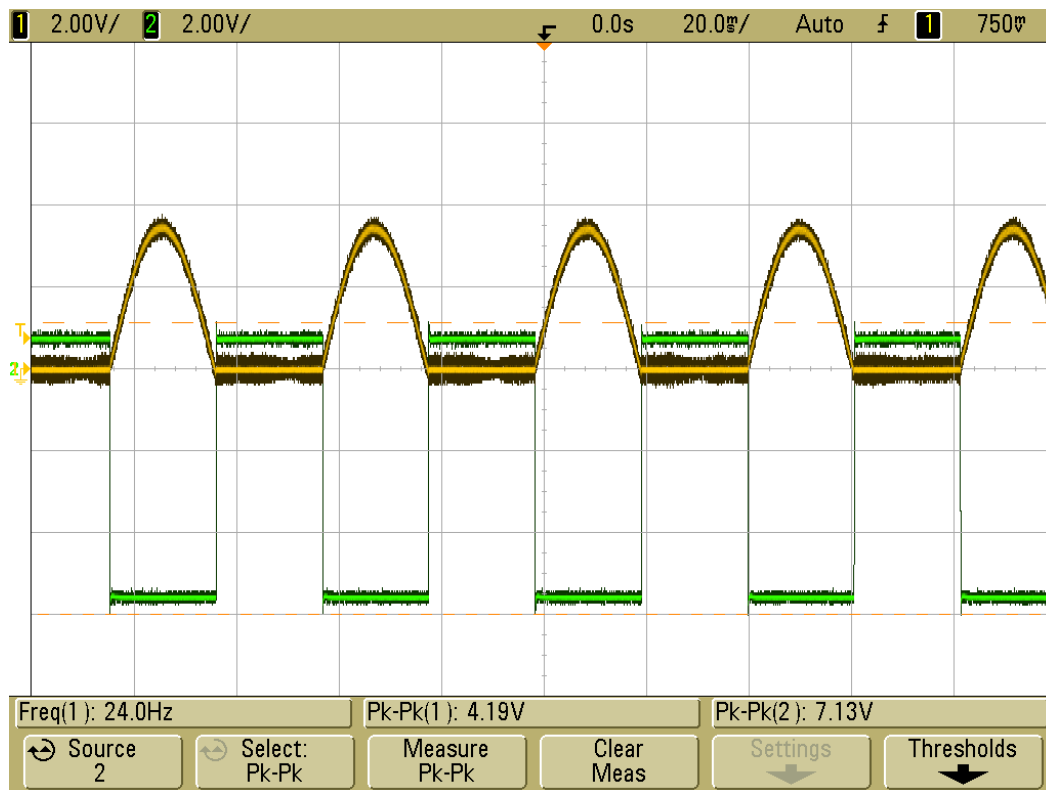
Figur E.11: Zenerdiode i forhold til komparator 0°



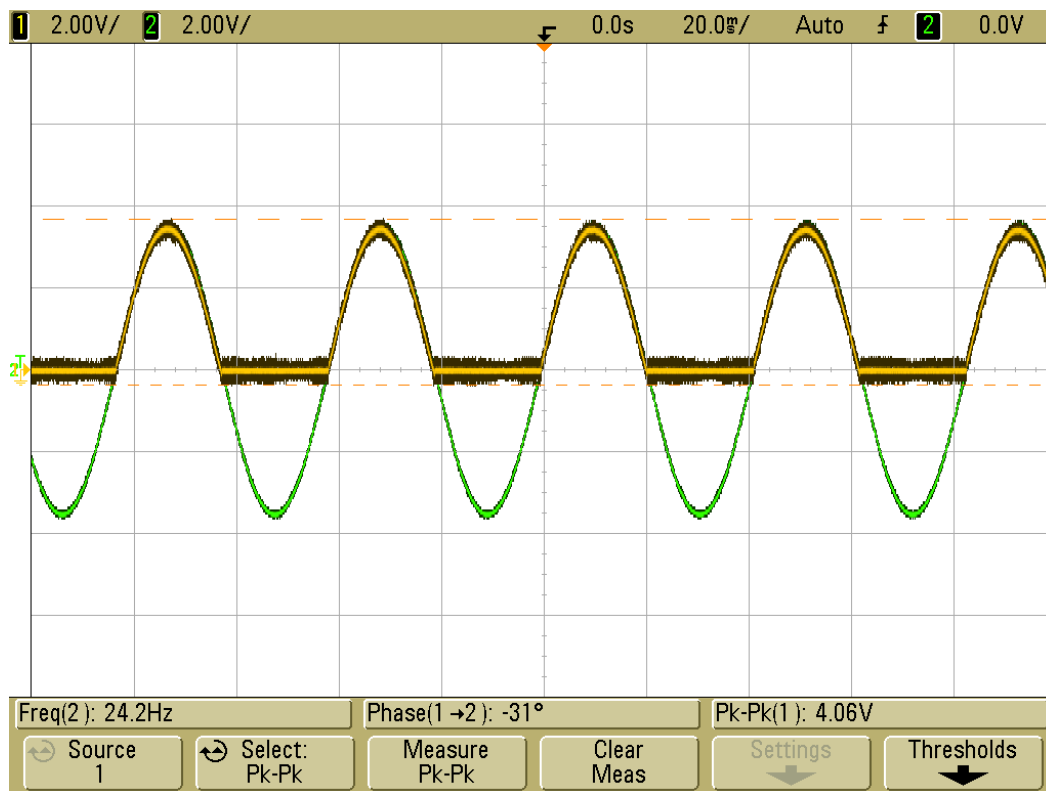
Figur E.12: Zenerdiode i forhold til komparator 90°



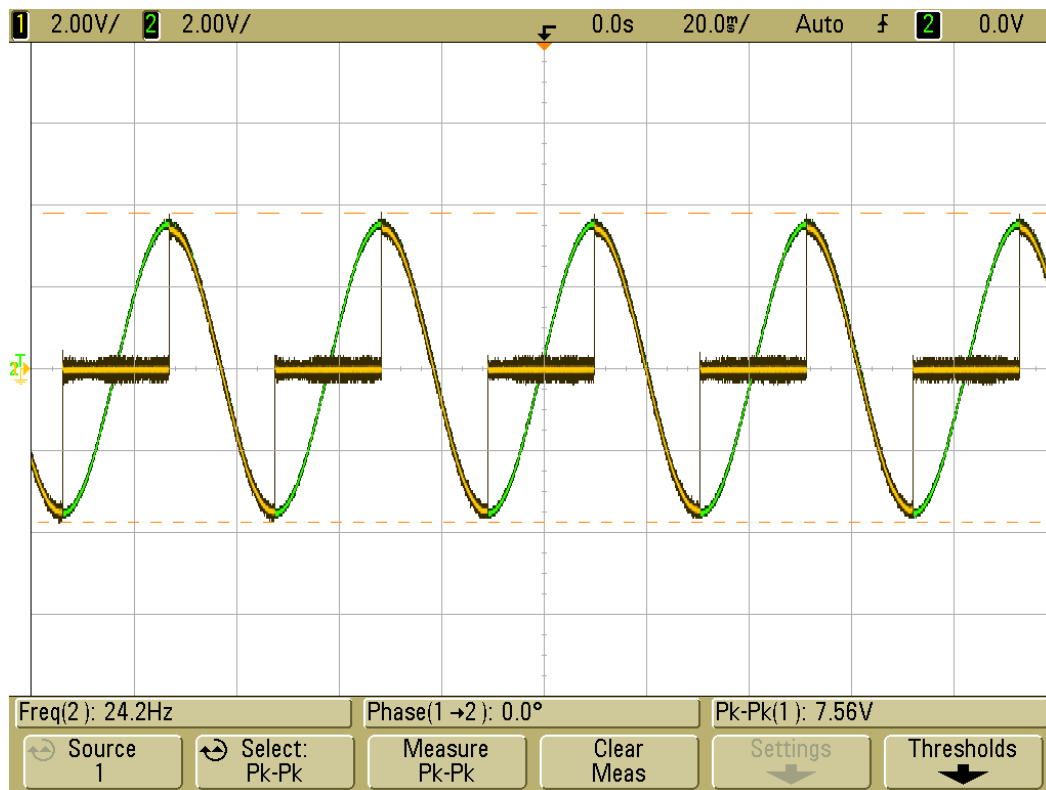
Figur E.15: Zenerdiode i forhold til utgangen til likeretteren 90°



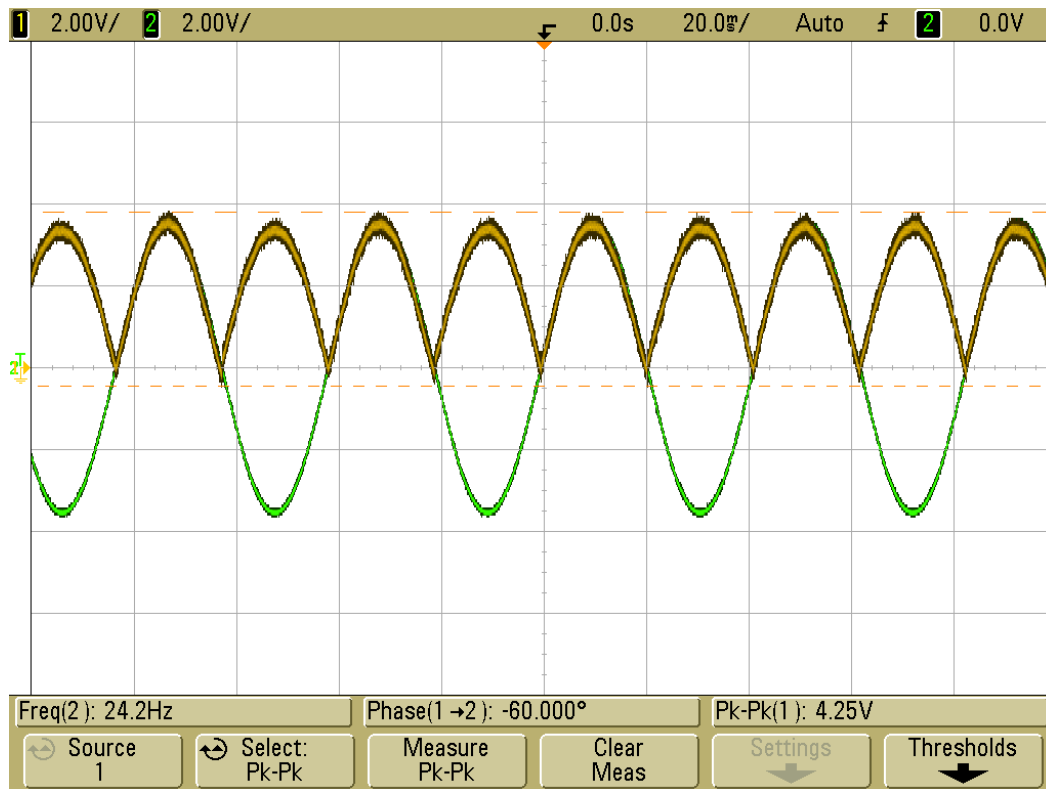
Figur E.16: Zenerdiode i forhold til utgangen til likeretteren 0°



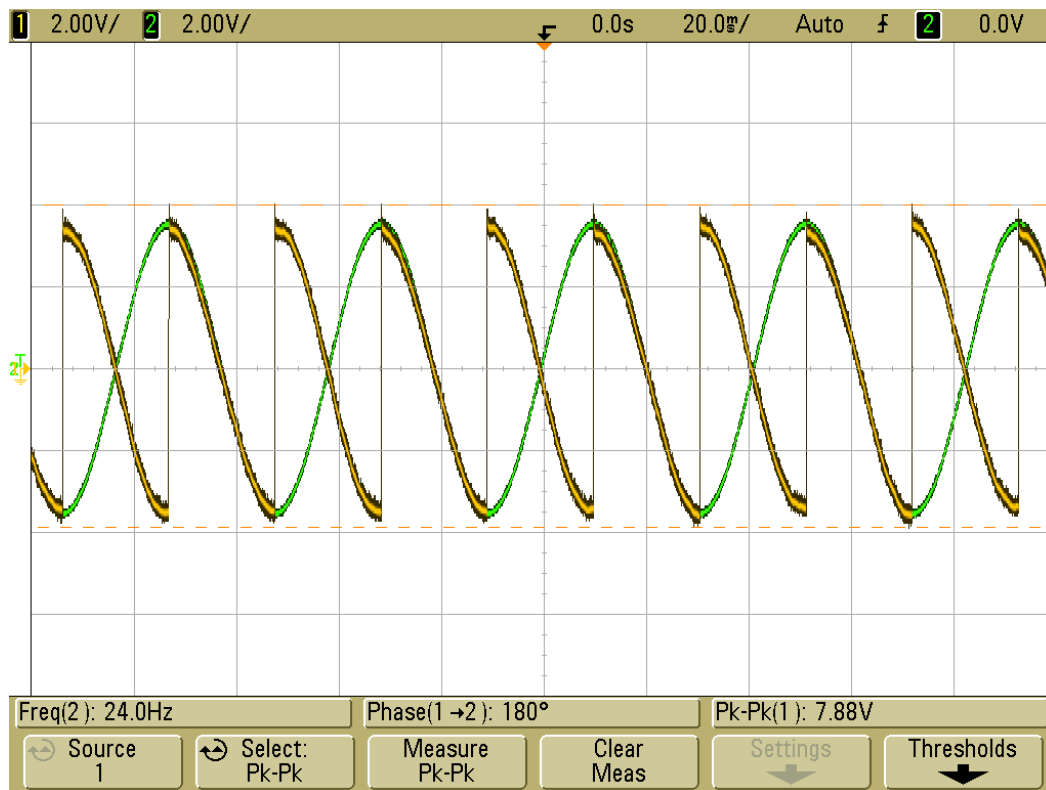
Figur E.19: Likeretteren 0° i forhold til oscillatoren



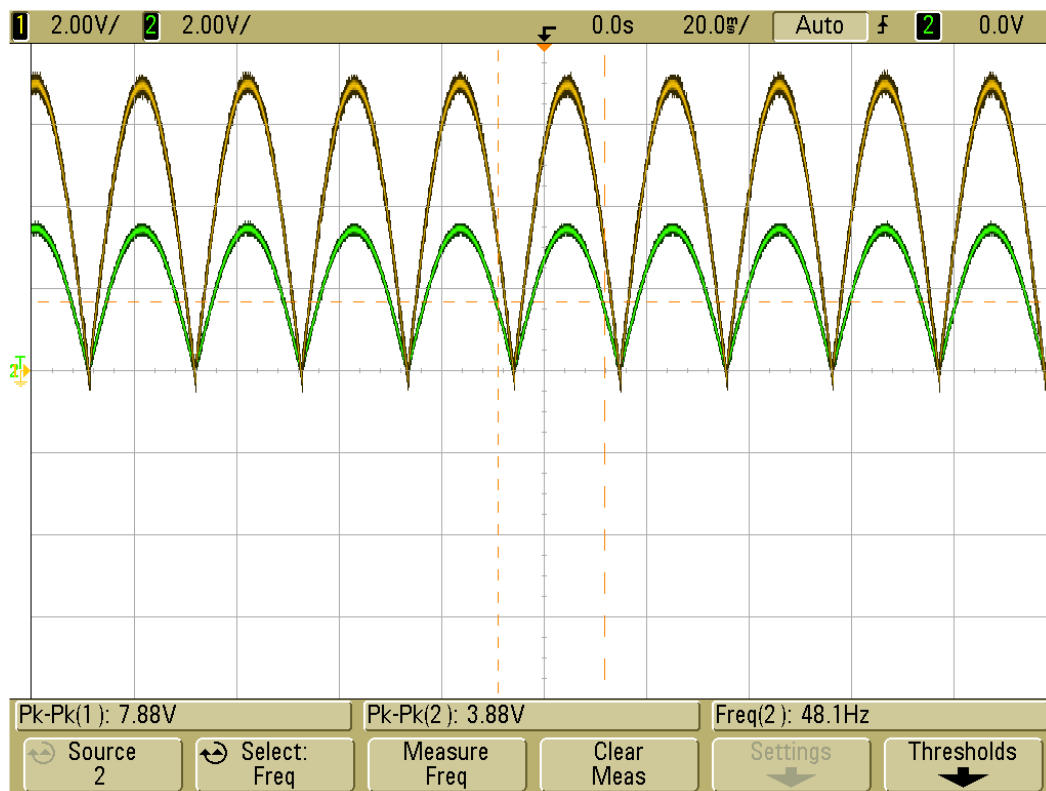
Figur E.20: Likeretteren 90° i forhold til oscillatoren



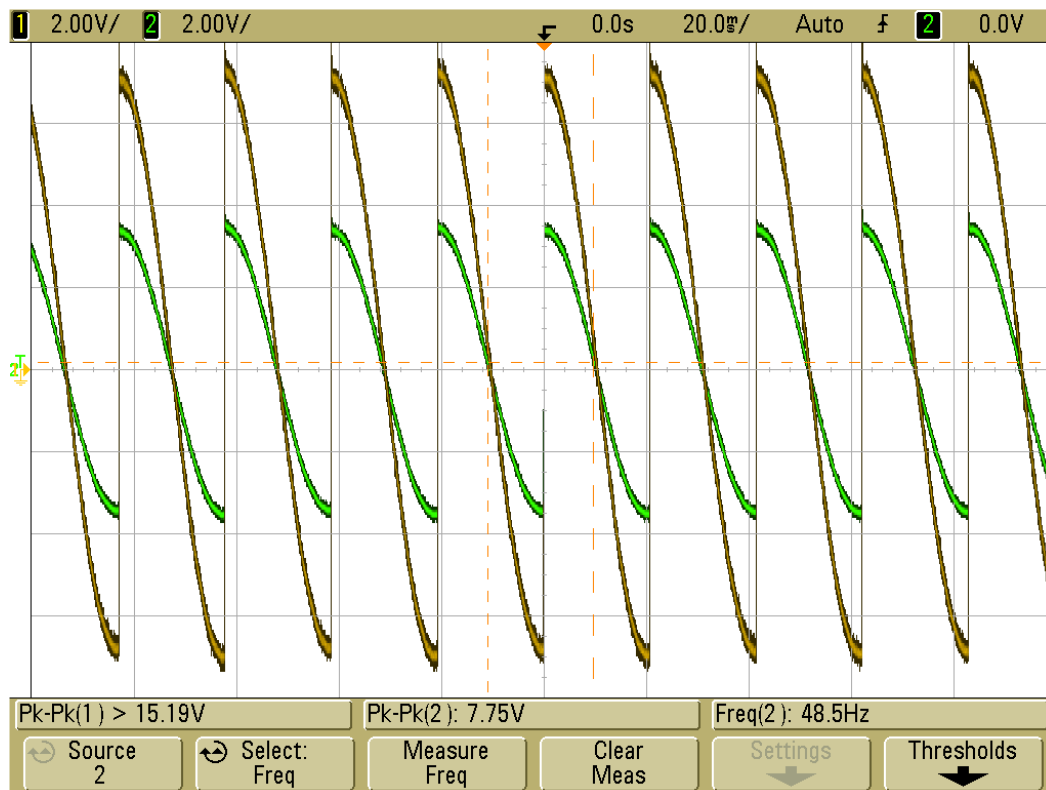
Figur E.21: Likeretter (etter) 0° i forhold til oscillator



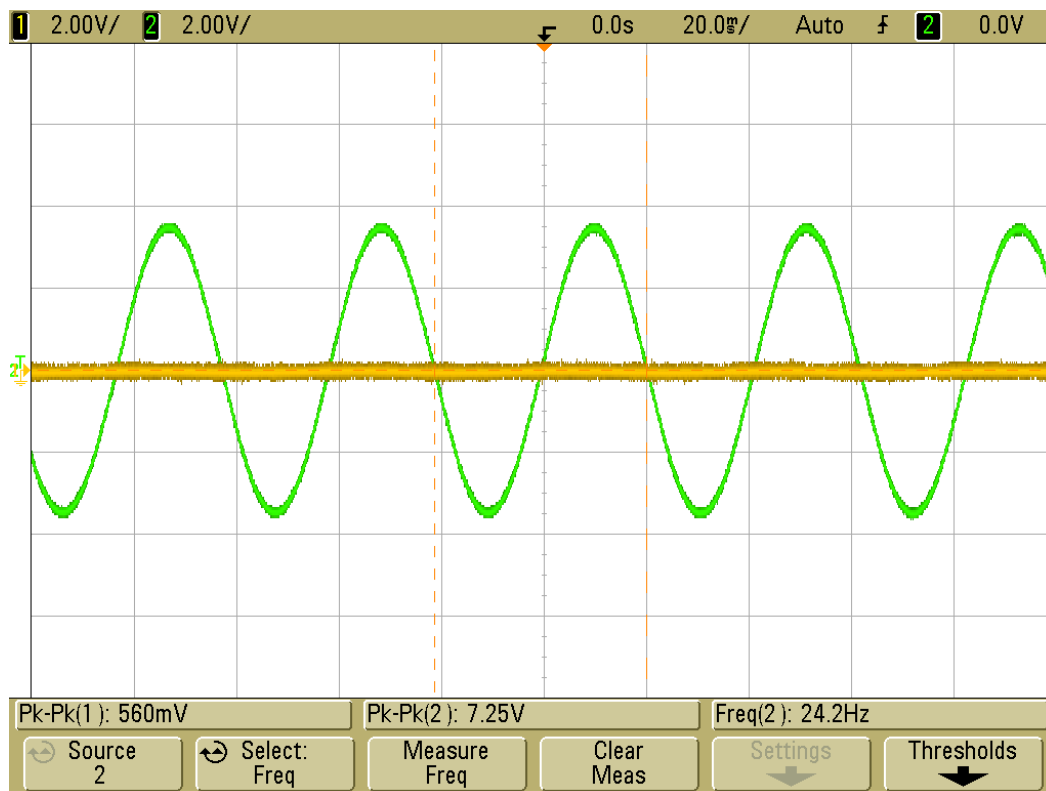
Figur E.23: Likeretter (etter) 90° i forhold til oscillator



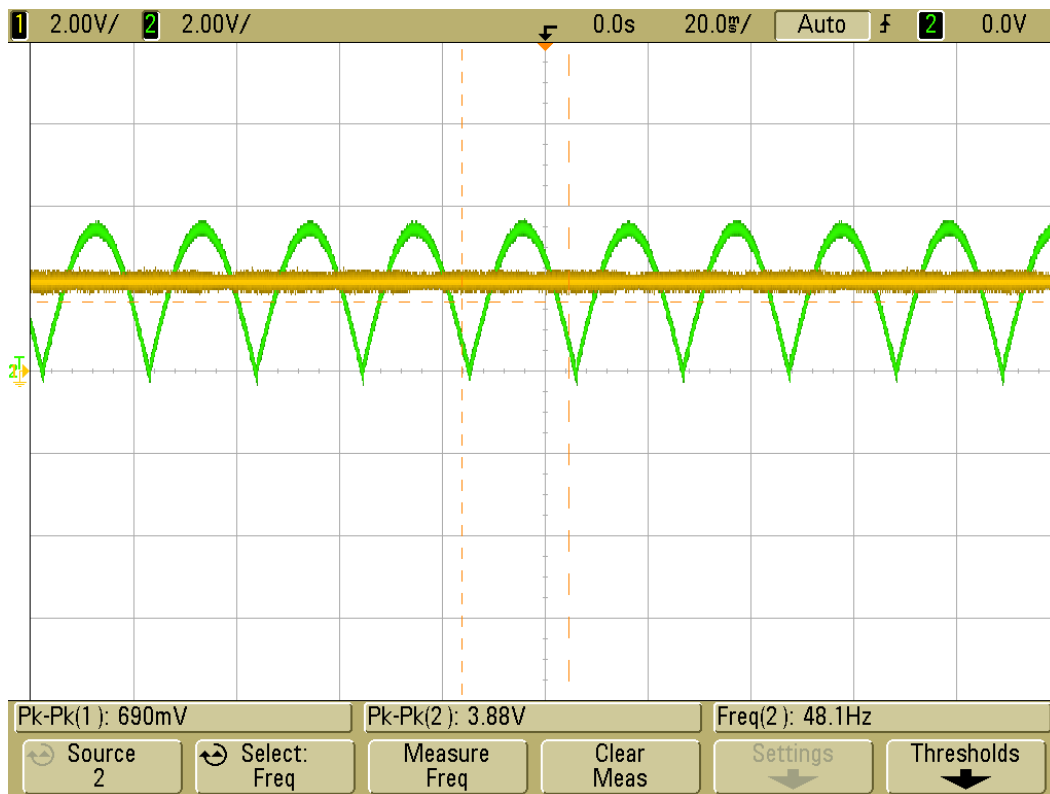
Figur E.24: Før og etter spenningsjustering 0°



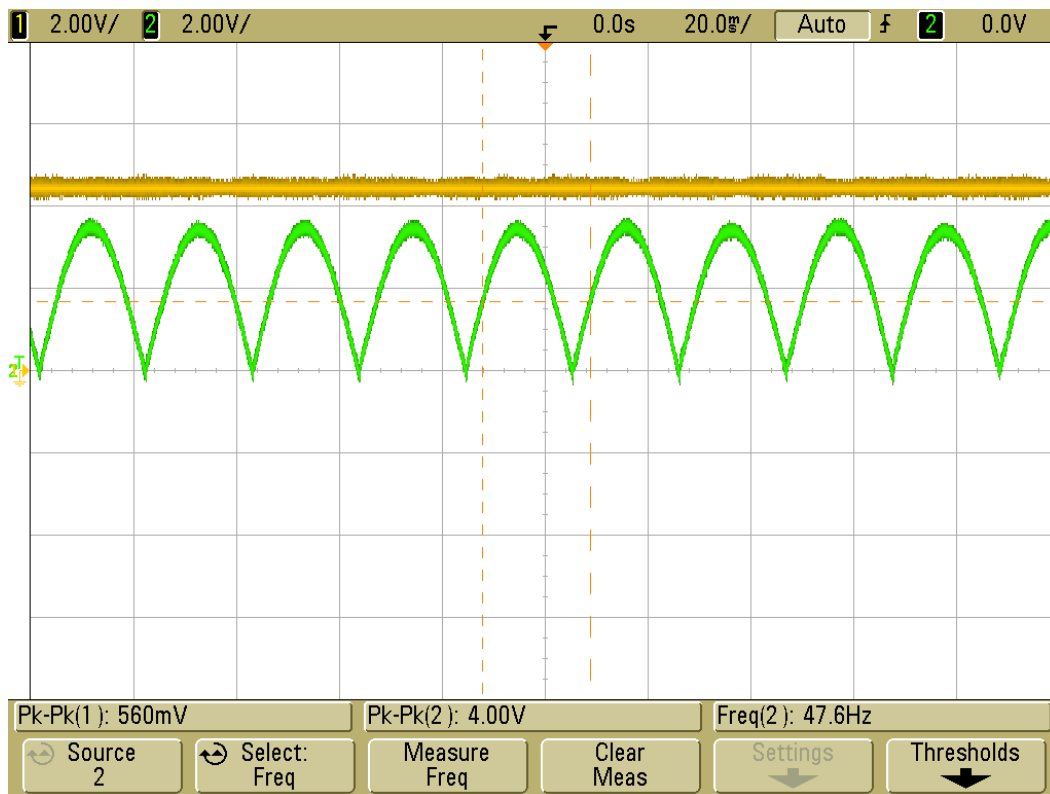
Figur E.25: Før og etter spenningsjustering 90° (V_{p-p})



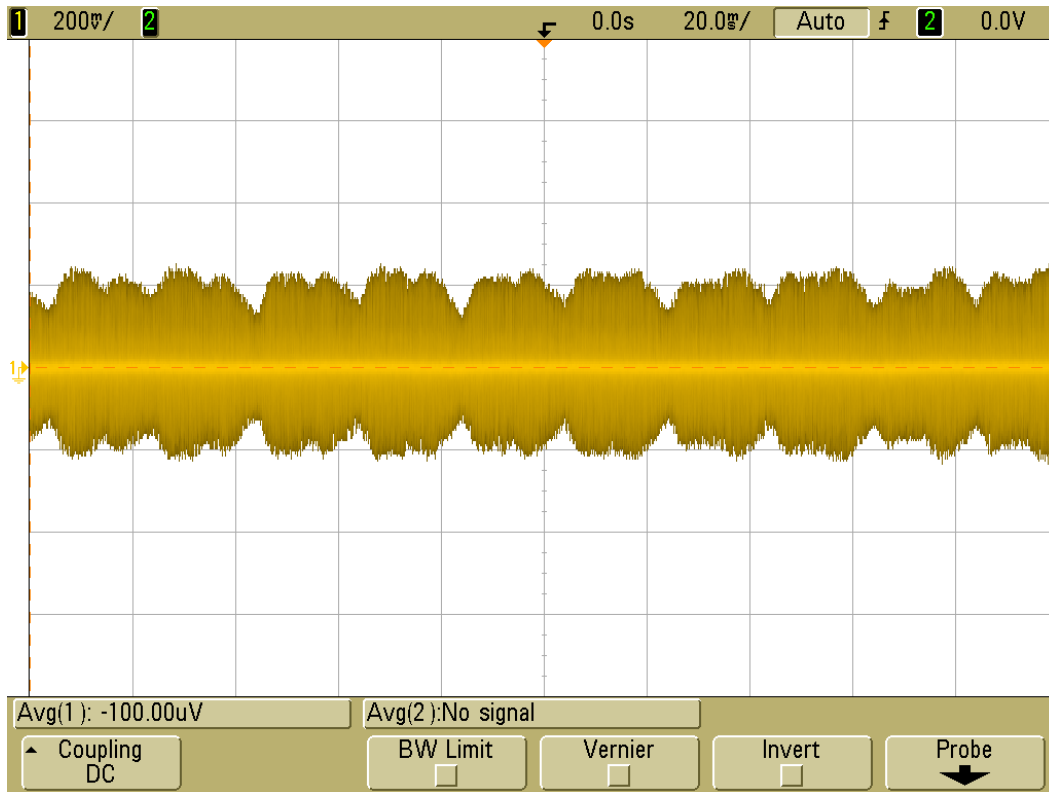
Figur E.26: Linkwitz-Riley filteret (Potensial, V) i forhold til likeretteren



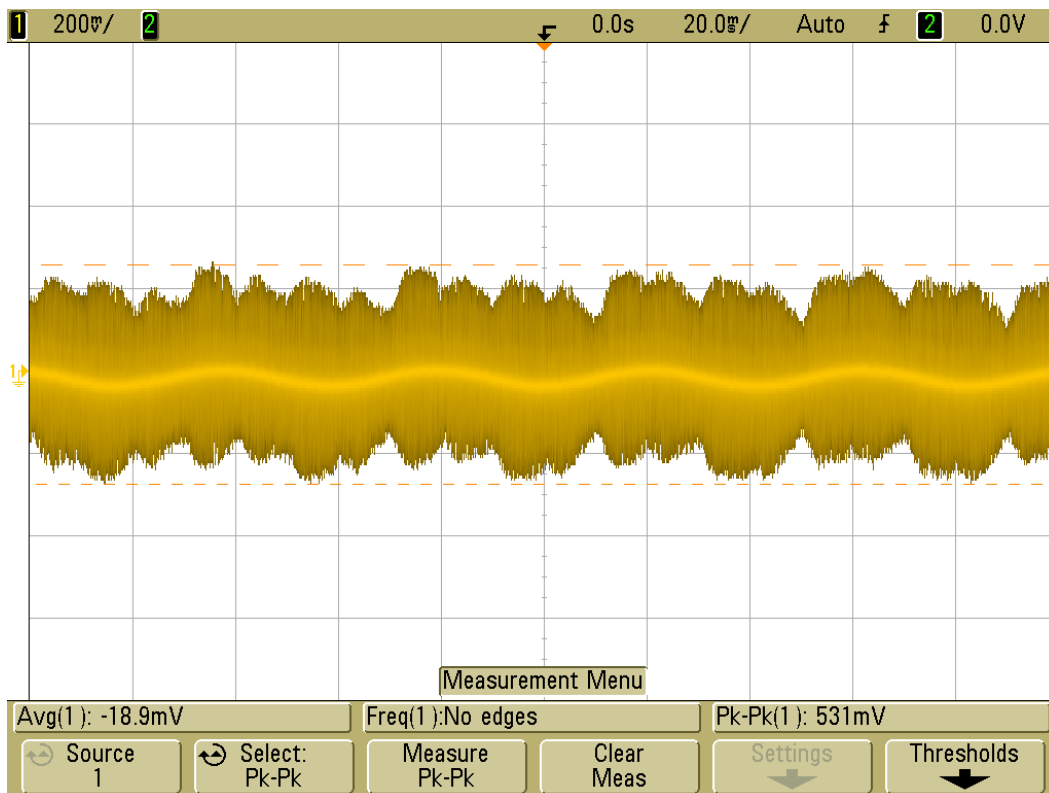
Figur E.27: Linkwitz-Riley filteret (Resistans, R) i forhold til likeretteren (før spenningsjustering)



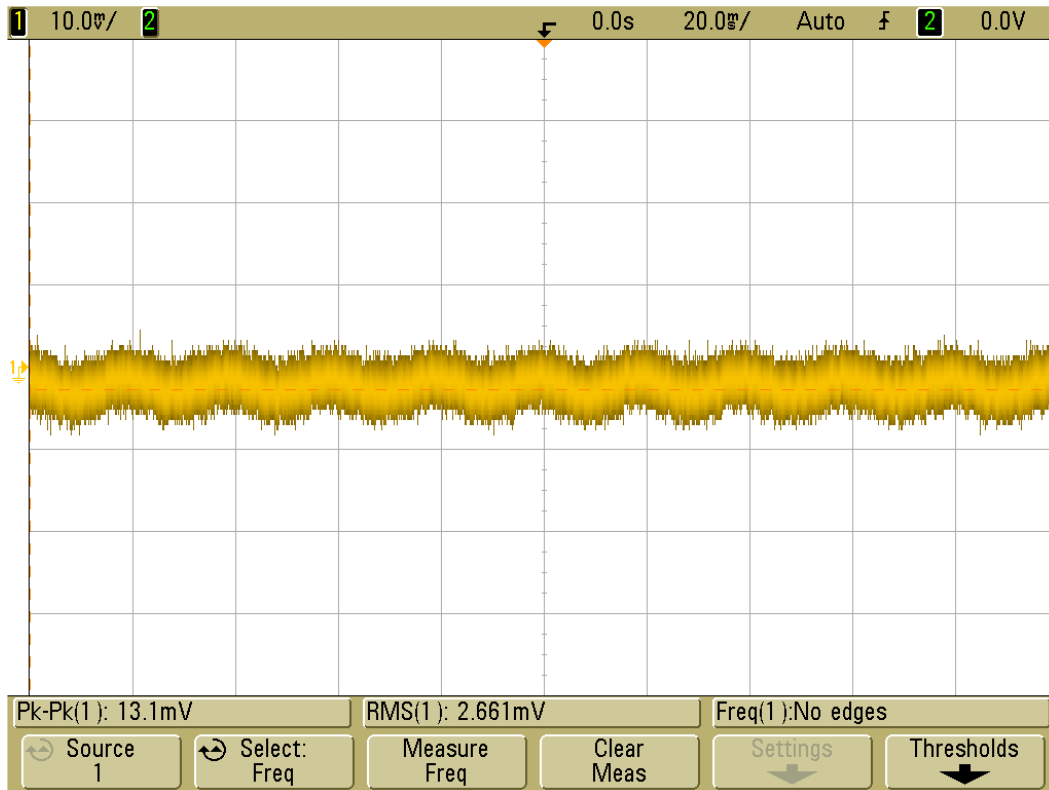
Figur E.28: Linkwitz-Riley filteret (Resistans, R) i forhold til likeretteren (etter spenningsjustering)



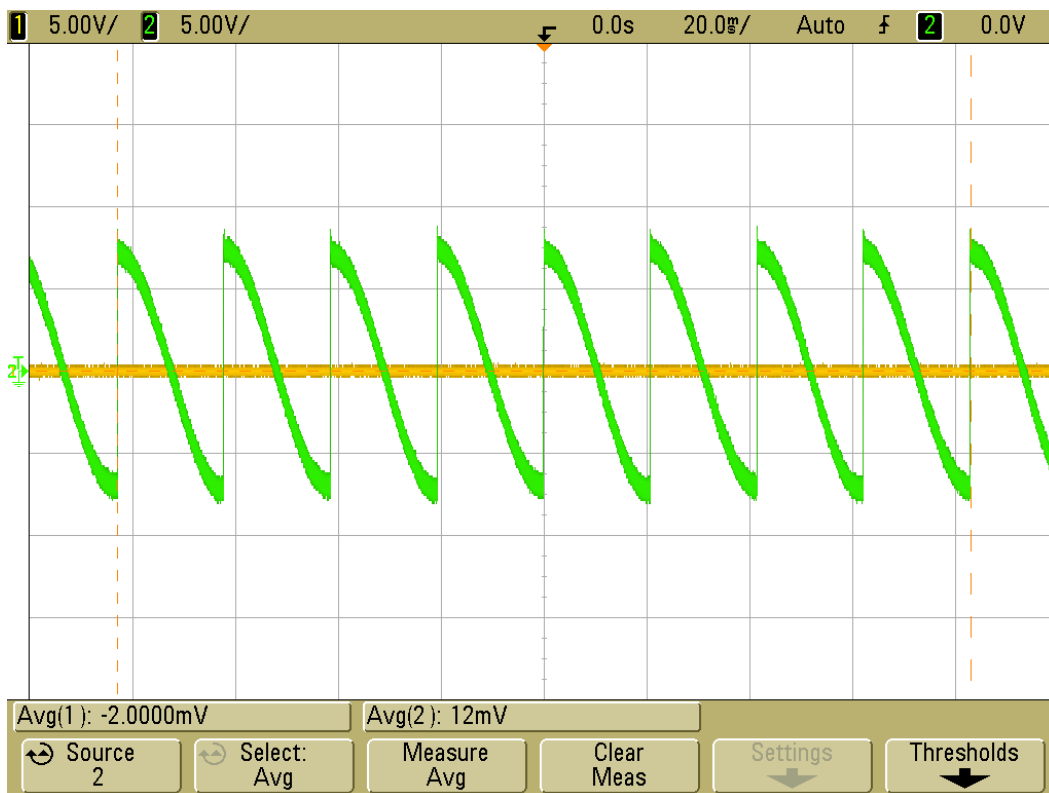
Figur E.30: Reaktans V_{average} etter Linkwitz-Riley filteret



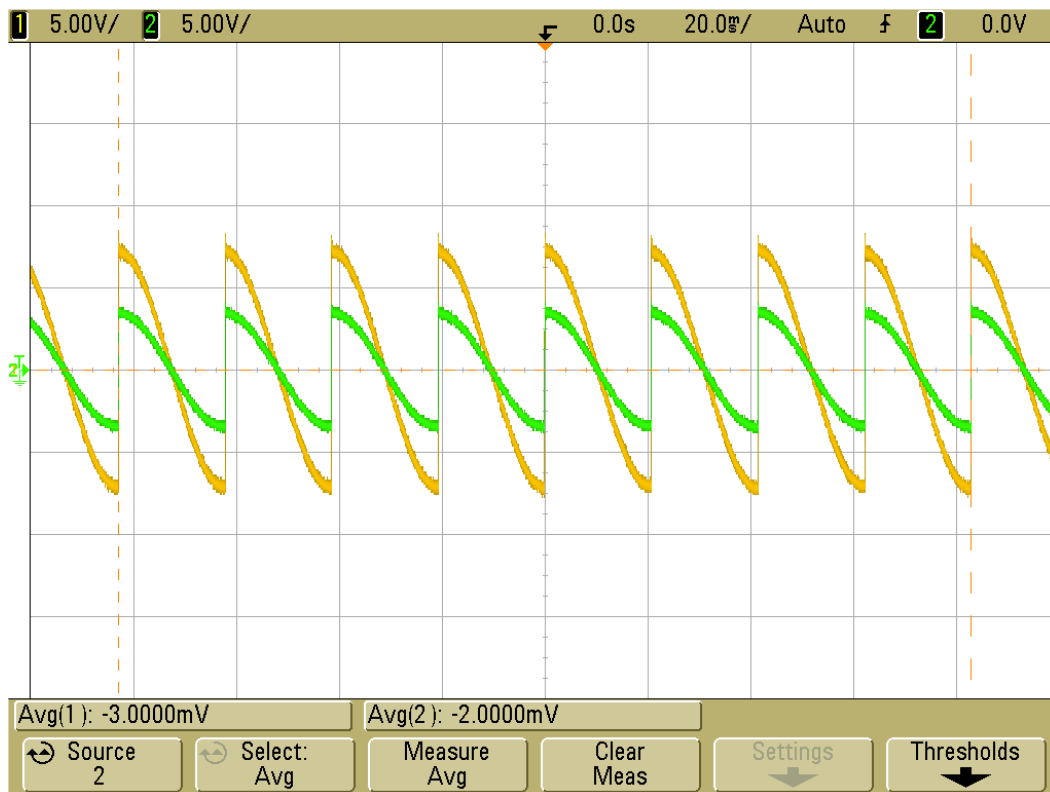
Figur E.34: Potensial $V_{\text{average}} + V_{\text{p-p}}$ etter Linkwitz-Riley filteret



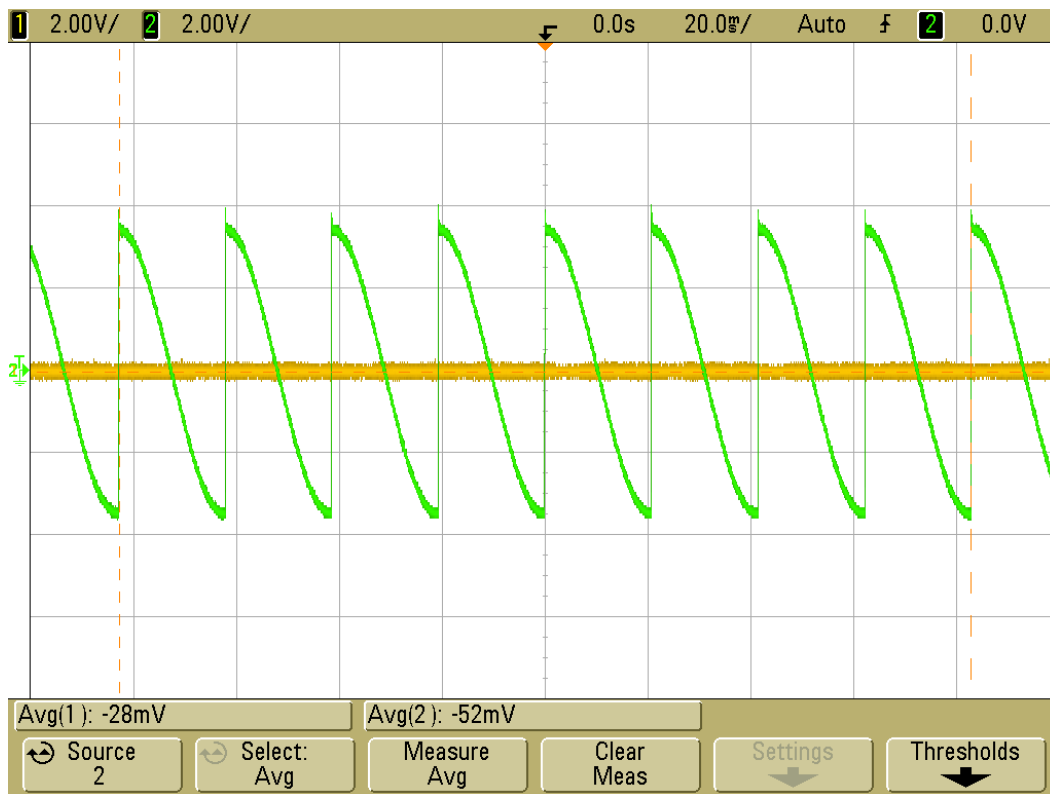
Figur E.35: Jord V_{p-p} , V_{rms} , Frekvens



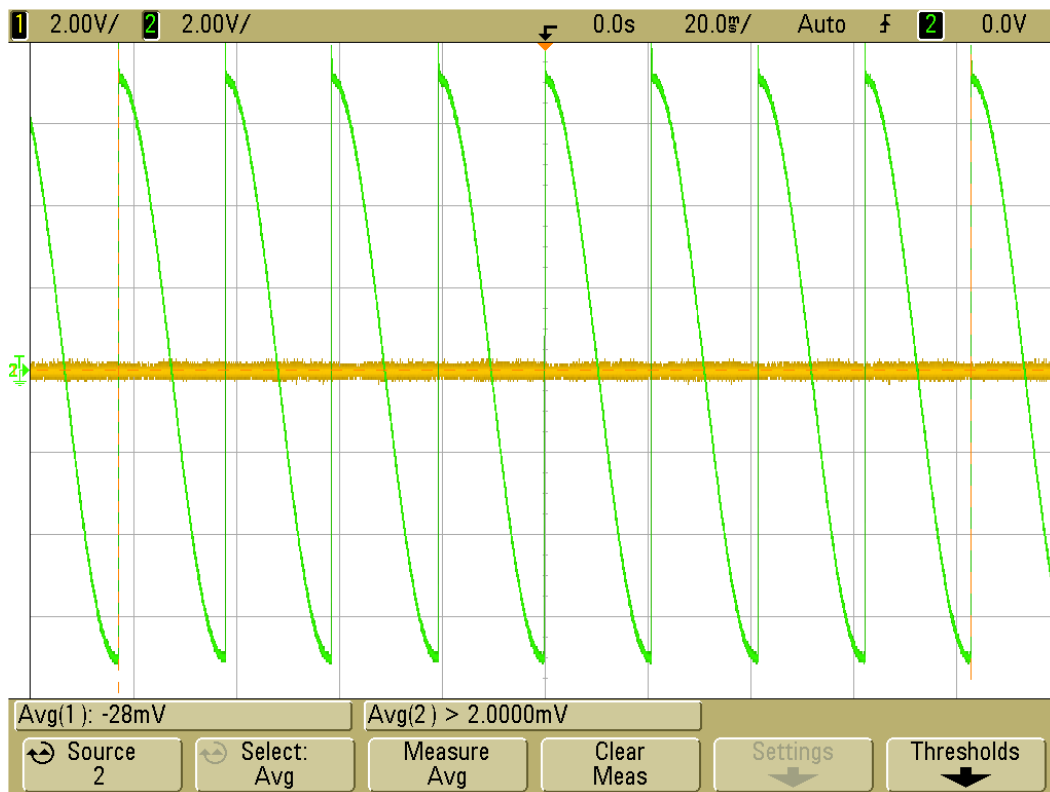
Figur E.38: Reaktans før og etter filter $V_{average}$



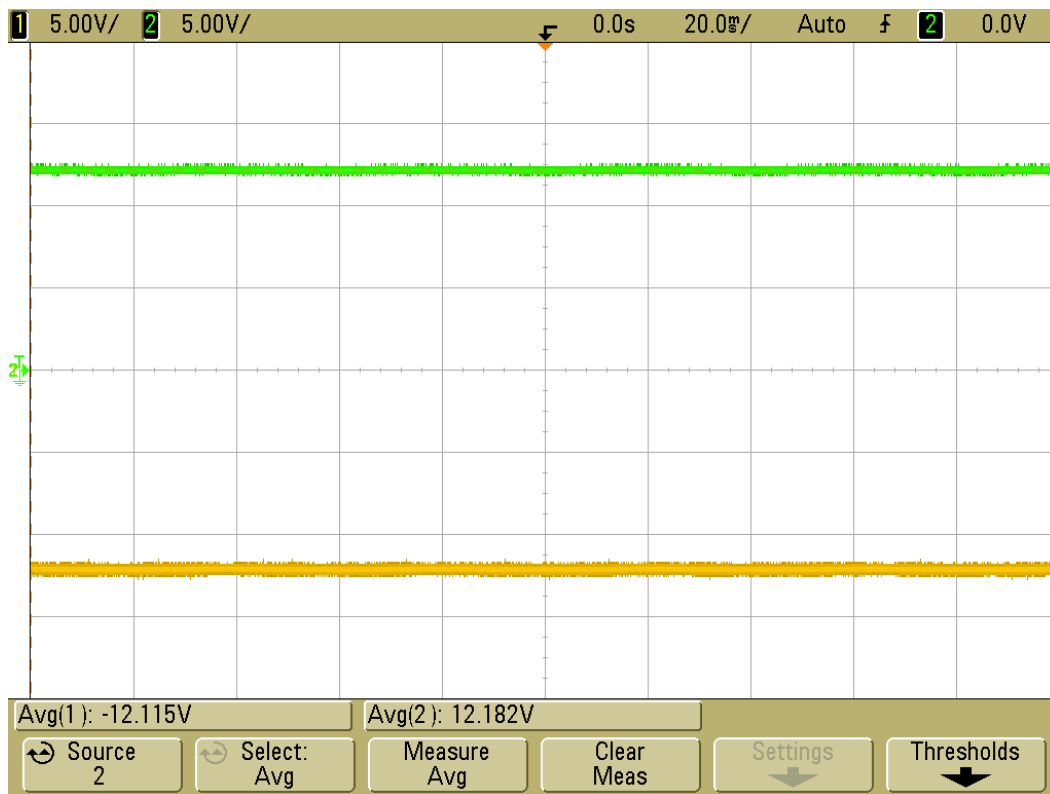
Figur E.39: Før og etter spenningsjustering 90° (V_{average})



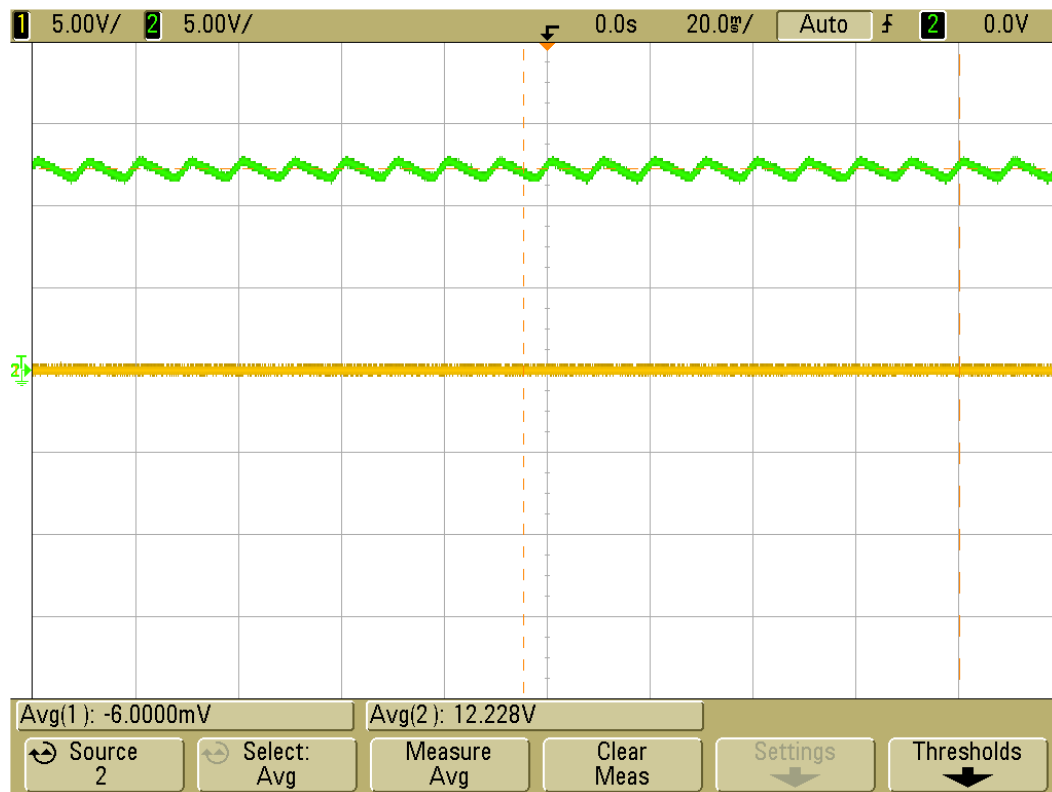
Figur E.40: Linkwitz-Riley filteret (Reaktans, X) i forhold til likeretteren (før spenningsjustering)



Figur E.41: Linkwitz-Riley filteret (Reaktans, X) i forhold til likeretteren (etter spenningsjustering)



Figur E.42: ± 12 V



Figur E.43: Spenning inn fra batterieliminatort