

EOG-styring af mus

EYE-C-U

Eye Controlled Utility
Medikoteknisk Instrumentering

Projektgruppe:
371
Sundhedsteknologi

Aalborg Universitet 2001



TITEL: EOG styring af mus
TEMA: Medikoteknisk instrumentering
PROJEKTPERIODE: 3. semester, Efterår 2001
PROJEKTGRUPPE: 371

DELTAGERE:
Mads Peter Andersen
Claus Graff
Thomas Bork Hardahl
Michael Kruise
Svend A. B. Poulsen
Jens Krog Vistisen

VEJLEDER:
Johannes Struijk

OPLAGSTAL: 9
SIDEANTAL: 92 - CD-ROM vedlagt
AFSLUTTET: 18. december 2001

Synopsis

Styring af elektroniske apparater og computeren i særdeleshed er af afgørende betydning i hverdagen. Målet med det foreliggende projekt er at udvikle et EOG-styringsværktøj, der muliggør styring af musemarkøren på en computer ved hjælp af øjenbevægelser. Dermed får brugere med svære, motoriske funktionsnedsættelser adgang til computerens ressourcer - både som selvstændigt værktøj og på sigt som interface til andre elektroniske apparater i hjemmet.

Projektgruppen har designet, implementeret og testet et system, der muliggør styring af en musemarkør. Brugers synsfelt inddeles i 9 zoner, der fungerer som piletaster på et tastatur - når brugeren kigger op, bevæger musemarkøren sig op, når brugeren kigger skråt ned til venstre, bevæger musen sig i denne retning etc. Når brugeren kigger indenfor en defineret zone i synsfeltets centrum, bevæger musen sig ikke.

Systemet fungerer efter hensigten. Det er muligt at ramme ikoner på skærmen med stor præcision, og systemet påvirkes ikke af naturlige blink fra brugeren. Det er nødvendigt at kalibrere systemet jævnligt for at kompensere for elektrode-drift under brugen, men kalibreringsproceduren er meget simpel.

Forord

Denne rapport er udarbejdet i projektperioden 1/9-2001 til 18/12-2001 af gruppe 371 på 3. semester af sundhedsteknologi-uddannelsen ved Institut for Sundhedsteknologi, Aalborg Universitet. Projektet er udarbejdet under semesterets overordnede tema, Medicoteknisk instrumentering, og bygger dermed på de til semesteret hørende kurser. Målgruppen for denne rapport er vejleder, censor og medstuderende, og det forudsættes derfor, at læseren har samme generelle teknisk-faglige grundlag som projektgruppen.

Rapportens opbygning

Rapportens opbygning er frit inspireret af SPU-metoden og dækker dermed punkterne foranalyse, analyse, kravspecifikation, design, implementation og test. I foranalysen analyseres problemstillingen, og projektets problemformulering opstilles. I analysen analyseres det anvendte biologiske signal, behovet for signalbehandling klarlægges, og muligheden for udnyttelse af signalet analyseres. Analysen danner dermed baggrund for kravspecifikationen, hvor kravene til systemets overordnede funktion og delsystemer opstilles. Design, implementation og test af hvert delsystem er beskrevet ét delsystem af gangen i de efterfølgende kapitler. Hovedrapporten afrundes med accepttest af hele systemet, konklusion og perspektivering. I appendix findes diverse måleresultater m.m. Der henvises til appendix gennem teksten, hvor det er relevant. På rapportens bagside findes en CD-ROM, der indeholder supplerende oplysninger om projektet, datablade og videosekvenser af det fungerende system.

Vi takker...

Projektgruppen ønsker at takke Johannes Struijk, Kim D. Nielsen, Ken Yoshida, Claus Walter og Jan Stavnsbjerg for gode råd, ideer og kyndig vejledning. Tak!

Mads Peter Andersen

Claus Graff

Thomas Bork Hardahl

Michael Kruuse

Svend A. B. Poulsen

Jens Krog Vistisen

Aalborg Universitet, 18. december 2001

Indhold

I FORANALYSE	1
1 Foranalyse	3
1.1 Styring af elektroniske apparater	3
1.2 Målgruppe	4
1.3 EOG er en mulighed	4
1.3.1 Fordele og ulemper ved EOG	5
1.3.2 Fremtidsmuligheder	5
1.4 Problemformulering	6
II ANALYSE	7
2 Analyse	9
2.1 Øjet, EOG og elektroder	9
2.1.1 Øjets potentiale og dets oprindelse	9
2.1.2 Bevægelse af øjet	10
2.1.3 Måling af øjets potentiale	10
2.2 Faktorer der påvirker målinger af øjesignalet	12
2.2.1 Lysinterferens	12
2.2.2 Muskelstøj	13
2.2.3 Elektrode offset og impedans	13
2.2.4 Støj fra elektroniske apparater	14
2.3 EOG-styring af mus	14
2.3.1 Styring med absolutte koordinater	14
2.3.2 Styring med relative bevægelser	15
2.4 Nødvendig behandling af signalet	16
2.4.1 Forstærkning	16
2.4.2 Filtrering	17
2.5 Styring af musemarkør	18
2.5.1 Styring af musemarkør med DC signal	18
2.5.2 Valg af styringsmetode	18
2.6 Patientsikkerhed	19

III	KRAVSPECIFIKATION	21
3	Kravspecifikation	23
3.1	Systemets overordnede struktur	23
3.2	Krav til systemets funktion	23
3.3	Krav til systemets enkeltdele	25
3.3.1	Elektroder	25
3.3.2	Første forstærker	25
3.3.3	Anden forstærker	25
3.3.4	Filtrering	25
3.3.5	Visualisering af nulling	25
3.3.6	Galvanisk barriere	26
3.3.7	Digital styring af impulsgeneratorer	26
IV	DESIGN, IMPLEMENTATION OG TEST	27
4	Forstærker	29
4.1	Forforstærkeren	29
4.1.1	Indgangsimpedans	29
4.1.2	Instrumentationsforstærkeren som forforstærker	31
4.2	2. Forstærkning og nulling	32
4.2.1	Output fra forstærkerne	34
4.3	Implementation af forstærker	35
4.4	Test af forstærkning	35
4.5	Konklusion på forstærkerdesign	36
5	Filter	37
5.1	Valg af filtertype	38
5.2	Design af lavpasfilter	38
5.3	Implementation af filter	39
5.4	Test af filter	39
5.4.1	Testbilleder	40
5.4.2	Måling af knækfrekvens	40
5.5	Konklusion på filteret	41
6	Visualisering af offset-nulling	43
6.1	Forudsætninger	43
6.2	Design: Visualisering af offset-nulling	43
6.3	Implementation: Visualisering af offset-nulling	44
6.4	Test: Visualisering af offset-nulling	44

7	Styring af mus	45
7.1	Undersøgelse af brugbare impulser fra udsenderdioden	45
7.2	Generering af signaler	46
7.2.1	Generering af firkantbølger	46
7.2.2	Faseforskydning af firkantbølger	47
7.3	Styring af signalveje	49
7.3.1	Comparators	49
7.3.2	Optokoblere	50
7.3.3	Flip-flops og NOR-gate	50
7.3.4	Analoge switches	51
7.4	Samlet struktur	52
7.5	Implementation	52
7.6	Test af system til styring af mus	52
7.6.1	Test af Comparator og optokobler	53
7.6.2	Test af flip flops og NOR-gate	54
7.6.3	Test af astabil multivibrator	56
7.6.4	Test af monostabil multivibrator og XOR-gate	56
7.6.5	Test af switch	57
7.6.6	Test af det samlede digitale system	58
8	Implementation og accepttest	61
8.1	Implemetation af hele systemet	61
8.2	Accepttest	61
V	KONKLUSION OG PERSPEKTIVERING	63
9	Konklusion	65
10	Perspektivering	67
	Litteratur	69
VI	APPENDIX	71
A	Forsøg med EOG	73
A.1	Undersøgelser af EOG signal	73
A.1.1	Formål	73
A.1.2	Metode	73
A.1.3	Resultater	74
A.1.4	Supplerende iagttagelser	76
A.1.5	Observation og diskussion	76
A.1.6	Konklusion på undersøgelse af EOG-signaler	79
A.2	Yderligere måling af offset og EOG-signal	79
A.3	Supplerende undersøgelser	80
A.3.1	Drift og offset på forskellige personer.	80

B	Filterdesign	81
B.1	Udledning af overføringsfunktion	81
B.1.1	For 1. orden	81
B.1.2	For 2. orden	82
B.1.3	Den samlede overføringsfunktion	82
B.1.4	Dimensionering	82
C	Undersøgelse af musens udsenderdioder	84
C.1	Undersøgelse af impulsfrekvens og musehastighed	87
C.1.1	Konklusion	88
D	Musen	89
D.1	Opbygning af musen	89
D.1.1	Musens omsætning af bevægelse	89
VII	BILAG A	91

Del I

FORANALYSE

Kapitel 1

Foranalyse

Assisterende teknologi har til formål at fjerne barrierer, der forhindrer personer i at deltage i betydelige aktiviteter i hverdagen. Vi gør brug af mange elektroniske apparater hver eneste dag, men de fleste af os tænker næppe over, at mange af disse er utilgængelige for den del af befolkningen, som lider af alvorlige fysiske handicaps, der begrænser eller umuliggør brug af ekstremiteterne. I dette kapitel analyseres denne problemstilling og mulighederne for at udvikle et styringsværktøj til personer med motoriske funktionsnedsættelser klarlægges.

1.1 Styring af elektroniske apparater

Adgang til information og til computere, der anvendes til at behandle information, er en nødvendig forudsætning, hvis man skal kunne deltage aktivt i informationssamfundet. Det drejer sig om at være i stand til at kunne kommunikere med omverdenen, om integration i forbindelse med uddannelse, erhverv og fritid, såvel som deltagelse i det demokratiske samfunds funktioner. Desværre forudsætter adgangen til denne verden af muligheder, at man med lethed kan styre computerens mange funktioner. For handicappede kan denne styring være overordentlig vanskelig. Også i andre aspekter af vores hverdag møder vi elektroniske apparater, der kræver finmotorisk styring - TV, video, stereoanlæg, lyskontakter o.s.v. For handicappede kan denne styring tillige være en stor udfordring i hverdagen.

At udforme et universelt styringsredskab til samtlige af de ovenstående apparater er en meget vidtrækkende opgave. Hvert apparat skal kunne forstå styringsredskabets output, og det vil derfor være nødvendigt enten at modificere hvert enkelt apparat eller konstruere styringsredskabet, så det kan udsende en lang række forskellige outputs. De økonomiske omkostninger ved at modificere hvert enkelt apparat vil være uoverskuelige, og løsningen må derfor findes ved at udforme et styringsredskab, der kan genere en række forskellige outputs.

At bruge computeren som interface mellem selve styringsredskabet og apparaterne virker naturligt, da outputgenereringen således kan foregå via software. Softwaren kan styre et outputsignal, der sendes fra computeren til apparatet, der skal styres. Denne signaloverførsel kan ske via en infrarød port eller lignende signalkilde, så computeren fungerer på samme måde som en fjernbetjening til apparatet. Det bliver således ikke nødvendigt at udforme et stykke hardware til hvert enkelt fabrikat TV el.lign., men det er i stedet tilstrækkeligt at udforme et styringsredskab som input til computeren og et stykke software - en driver - til hvert produkt.

Hvorledes styringsredskabet skal udformes, så det er i stand til at styre computeren bedst muligt, afhænger i høj grad af brugerens motoriske funktionsniveau. Styringsredskabet skal udformes, så den enkelte brugers muligheder for "output-generering" udnyttes bedst muligt, og det er derfor vigtigt at kende brugerens fysiske begrænsninger.

1.2 Målgruppe

Der er naturligvis ingen grund til at udvikle specielle styringsredskaber til personer med tilstrækkelig motorisk funktion til at betjene sig af eksisterende redskaber - mus, tastatur o.lign. Vi vælger derfor at fokusere på den målgruppe, der efter vores skøn vil opnå den største fordel ved brugen af et specialiseret styringsredskab. Denne gruppe består af patienter med motoriske funktionsnedsættelser, der begrænser eller umuliggør brugen af ekstremiteterne. Ifølge "Rapport fra Arbejdsgruppen om tilgængelighed og grafiske brugergrænseflader - 12. februar 1998" [Forskningsministeriet, 1998], hvor en arbejdsgruppe under Forskningsministeriet behandler handicappedes betjening af computere, kan vores målgruppe kategoriseres således:

"Reduceret kontrol:

Personens kontrol over sine bevægelser eller bevægeradius er reduceret. Arthritis og middelhøj rygmarvsskade giver typisk disse problemer. Der er i Danmark ca. 6.000 personer, der er svært handicappede af leddegigt og ca. 600 tetraplegikere med dårlig håndfunktion.

Begrænset kontrol:

Personen har normal kontrol over sine bevægelser, men kun i dele af kroppen. Høj rygmarvsskade (normal kontrol over hovedet, men ingen kontrol fra halsen og nedefter) og mangel på legemsdel kan give disse problemer. Antalsmæssigt drejer det sig kun om et begrænset antal personer, samlet omkring 100.

Forstyrrelse i den motoriske kontrol:

Ukontrollerede bevægelser er kendetegnende for personens motorik. Cerebral Parese samt Parkinson er typiske årsager til disse problemer. Der er ca. 8.000 med CP i Danmark og ca. 6.000 med Parkinson.

Svaghed:

Personen har god finmotorisk kontrol, men ingen styrke og udholdenhed. Personen kan yderligere have problemer med at bevæge de store legemsdele - arme og ben. Dissemineret Sklerose, muskelsvind og Amyotrofisk Lateral Sklerose (ALS) er typiske årsager. I Danmark er der ca. 5.000 med Sklerose, ca. 400 med muskelsvind og ca. 260 med ALS.

Personer med motoriske funktionsnedsættelser kan have problemer med at manipulere med computeren - tastatur og mus, at reagere hurtigt og udføre hurtige bevægelser, at udføre fintkoordinerede bevægelser med pegeredskab..." Citat: [Forskningsministeriet, 1998].

1.3 EOG er en mulighed

Mange computer-input-systemer er blevet udviklet som alternativ til de traditionelle keyboards og mus. Udviklingen af nye metoder til at styre pc'en tyder på, at der er en større opmærksomhed blandt software- og hardware udviklere til at imødekomme de specielle behov, vores målgruppe har for lettere adgang til computeren.

I mange tilfælde kan bevægelserne af ekstremiteterne være så begrænset, at det er nødvendigt at designe inputsystemer til pc'en, som udnytter disse personers bevarede muligheder for at videregive information. Mange nye input-systemer til pc'en er derfor designet med dette for øje. Flere af de mulige teknologier til styring af computeren er baseret på øjenstyring, som det fremgår af tabel 1.1.

Ved svære motoriske funktionsnedsættelser bevares kontrollen af øjnene længe efter, at andre motoriske funktioner er gået tabt. Øjet er let at kontrollere, og det er ikke fysisk anstrengende at

Technique:	Limbus tracking	Pupil tracking	Corneal/pupil relationship	Artificial neural network	Dual Purkinje images	Electro-oculography	Contact lens search coil
Face access	poor to good	good	good	good	good	good	-
Subject contact	headmount/ chin rest	none	none	none	none	electrodes	contact lens
Image stabilising	-	-	-	-	yes	-	-
Accuracy	$h=0.5-7^\circ$ $v=1-7^\circ$	0.003°	$0.5-2^\circ$	1.5°	0.017°	$\pm 1.5-2^\circ$	0.08°
Resolution	0.1°	0.005°	good	-	0.25°	good	0.017°
Range	$h=\pm 15-30^\circ$ $v=\pm 15-20^\circ$	$h=\pm 30-40^\circ$ $v=\pm 20-40^\circ$	$h=\pm 12-40^\circ$ $v=\pm 12-50^\circ$	-	$\pm 20-60^\circ$	$\pm 70^\circ$	$\pm 25^\circ$
Sampling speed	200-4000Hz	50-250Hz	25-50Hz	15Hz	4000Hz	-	1000Hz
Real-time-response	-	6-12ms delay	-	-	1ms delay	yes	-
Rotational measurements	X(Y)	X/Y	X/Y/Z	X/Y	X/Y	-	X/Y/Z
Pupil diameter measurement	no	yes	yes	-	-	-	no
Translation insensitivity	poor	good	-	up to 30cm	up to 25mm	-	-
Bilaterally extendable	yes	yes	-	-	-	-	-
Subject variety	low	reasonable*	reasonable*	reasonable	-	-	-
Prncng	\$2,700-48,000	\$10,000-45,000	\$22,000-120,000	-	\$37,000-65,000	\$2700-	-

Figur 1.1: Sammenligning af EOG teknologi med andre øjenstyrings teknologier.[Engell-Nielsen and Glenstrup, 1995]

bevæge øjnene.[Jordansen, 2000] For personer med svære motoriske funktionsnedsættelser virker øjenstyring derfor som en naturlig mulighed for styring af diverse elektroniske hjælpemidler. Da en vigtig disciplin indenfor det sundhedsteknologiske fagområde netop er opsamling af biologiske signaler, er det naturligt, at vi vælger at fokusere på EOG for at dygtiggøre os på dette område. Ved en umiddelbar sammenligning af teknologierne som i tabel 1.1 er EOG ikke at foretrække frem for andre - teknologien er ikke fuldt udviklet, har lav præcision - og på kort sigt kan det derfor synes uhensigtsmæssigt at basere vores projekt på EOG-teknologien. Imidlertid rummer teknologien nogle spændende aspekter og fremtidsmuligheder. Der kan opnås langsigtede gevinster ved det fortsatte udviklingsarbejde, og vores valg af EOG kan derfor retfærdiggøres. I det følgende gennemgås EOG-teknologiens muligheder og begrænsninger, fremtidsaspekter m.v.

1.3.1 Fordele og ulemper ved EOG

EOG-målinger er realtime, og rummer derfor de principielle forudsætninger for at udvikle en "Where You Look Is What You Get"teknologi. Med ideelle EOG-målinger er det således muligt at bestemme nøjagtig, hvor brugeren kigger hen på skærmen til et givent tidspunkt, men på det stadie, hvor EOG-teknologien befinder sig nu, er de mulige målinger langt fra idealsituationen. Det største problem ved EOG er den lave præcision i bestemmelsen af øjets position - såvel den vertikale som den horisontale position af pupillen kan kun bestemmes med 1,5-2 graders præcision. [Engell-Nielsen and Glenstrup, 1995] Det er ikke svært at forestille sig, hvor meget en margin på 2 gange 2 grader betyder i synsfeltet, når man sidder 50 cm fra sin computerskærm og skal ramme en lille knap i en menu. Som det fremgår af tabel 1.1, hvor de forskellige styringsteknologier sammenlignes, er EOG et prisbilligt alternativ, hvilket gør den attraktiv såfremt et rimeligt præcisionsniveau kan opnås med tiden.

1.3.2 Fremtidsmuligheder

På nuværende tidspunkt er EOG-teknologiens største force derfor de fremtidsmuligheder, der lurer om hjørnet, hvis præcisionsproblemerne kan løses. Med elektroder fastgjort på patienten og en lille radiosender til computeren kan EOG-styreredskabet blive 100 % bærbart og dermed give brugeren mulighed for at anvende det samme "headset" ved flere computere. På denne måde

sikres lave økonomiske omkostninger og stor frihed for brugeren - der skal ikke investeres i dyrt udstyr alle de steder, brugeren ønsker at betjene en computer, og brugeren har frihed til at betjene computere overalt.

En anden mulig fremtidsvision er implanterbare elektroder. Ved at implantere elektroder under patientens hud, kan EOG-signalet forbedres, præcisionen kan dermed højnes, og brugeren bliver ikke længere afhængig af at få klistret elektroder på dagligt af en hjælper - de er altid "lige ved øjet". Disse muligheder adskiller EOG-teknologien fra de øvrige alternativer. EOG er den eneste teknologi, der tillader udviklingen af en 100 procent bærbar løsning, da øvrige løsninger forudsætter en sensor placeret ved computeren. Med en præcis, implanterbar og bærbar løsning udgør et EOG-styreselskab et godt værktøj for vores målgruppe. Men hvis det virkelig kan blive så let, hvorfor så begrænse sig til netop vores målgruppe? Hvorfor ikke lade almindelige mennesker få gavn af teknologien?

I "Input devices and techniques" redegør Robert J.K. Jacob for begrebet "naturalness" - et begreb, der dækker over den naturlighed, hvormed mennesker anvender et styreselskab. [Jacob] Det står klart, at intet i den menneskelige natur giver os en naturlig tilgang til at anvende genvejstaster på et tastatur for at få adgang til en ønsket funktion. Derimod er styring med mus en naturlighed for de fleste - fra naturens hånd er vi vant til at gribe og pege. [Jacob] Denne naturlighed går igen ved brugen af EOG som styringsredskab. Når vi sidder foran computeren og vil bruge en bestemt funktion på skærmen, kigger vi altid på funktionens knap - dér, hvor vi gerne vil bevæge musemarkøren hen for at aktivere funktionen. At anvende præcis EOG-styring vil derfor rumme en stor grad af naturalness.

Forudsat at forskerne kommer præcisionsproblemerne til livs, vil en udbredelse af teknologien ud over vores målgruppe dermed være oplagt i fremtiden. Forestil dig en smart EOG-brille, der giver elektroderne adgang til huden. I brillen sidder al den nødvendige hardware som IC-kredse og en lille radiosender overfører signalet til computeren. Det bliver pludselig muligt for sekretærer, grafiske designere og andre ivrige skærmbrugere at overføre deres tanker til skærmen - helt naturligt - gennem deres blik. Der er store fremtidsvisioner i EOG-teknologien...

1.4 Problemformulering

Hele det skitserede slutprodukt med drivere, IR-overførsel o.s.v. er en uoverkommelig udviklingsopgave for projektgruppen - projektperiodens varighed taget i betragtning. Derfor afgrænses projektets omfang til følgende problemformulering:

Et funktionelt styringsredskab til styring af en computer skal designes, implementeres og testes. Styringsredskabet skal være anvendeligt for handicappede brugere, der savner fyldestgørende kontrol over ekstremiteterne, men er i stand til at kontrollere hals, hoved og øjne. Styringsredskabet skal baseres på EOG-målinger fra brugeren.

Løsningen af denne problemformulering er første skridt i udviklingen af et endeligt slutprodukt, der kan tilfredsstille brugerens behov for et universelt styringsredskab til styring af diverse elektroniske hverdagsapparater.

Del II

ANALYSE

Kapitel 2

Analyse

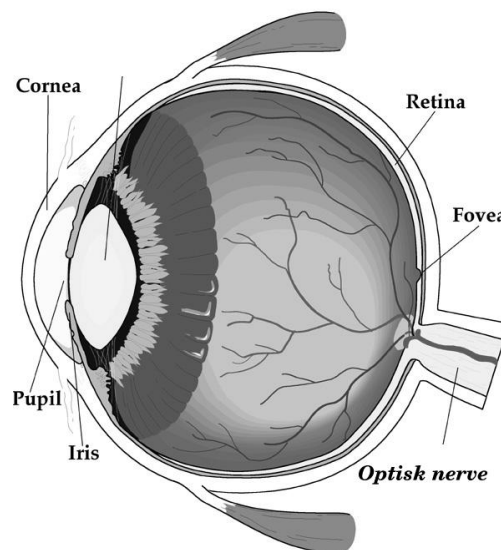
2.1 Øjet, EOG og elektroder

Øjet er et af menneskets koordinationsværktøjer udadtil. Uden øjet, ville man have svært ved at orientere sig i forhold til omgivelserne, og registrere hvor langt man er i forhold til diverse fokuseringspunkter og hvordan man skal bevæge sig i forhold til dem.

Men øjet er mere end blot et sansorgan. Som beskrevet i foranalysen, kan man registrere øjets position ved at måle biopotentialer i øjenregionen. Men hvad er det egentlig man måler? Hvad er det i øjet, der gør, at man er i stand til at måle øjets position og hvordan ændres signalet, når øjet bevæges? Besvarelsen af disse spørgsmål er målet med dette afsnit. Det vil komme til udtryk i en undersøgelse af biopotentialets oprindelse, øjets bevægelse og EOG-signalets variation ved ændring af øjenpositionen.

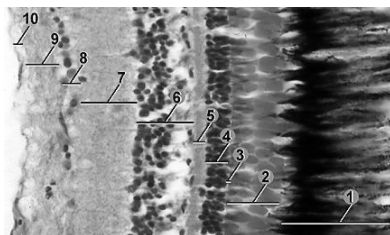
2.1.1 Øjets potentiale og dets oprindelse

Det biopotential, der registreres ved EOG-måling, er et permanent elektriske potentiale, der eksisterer mellem cornea og retina - se fig. 2.1. Dette kaldes også for en polarisering af øjet - Forsiden af øjet udgør den positive pol, og bagsiden udgør den negative. Det er især retina, som er placeret på øjets bagside, der er skyld i det negative potentiale. Retina bidrager til dette potentiale ved forskellige kemiske processer, der foregår som led i registreringen af lysimpulser.



Figur 2.1: Illustration af cornea og retina placeringer i øjenæblet, [RIT, 2001].

Et andet bidrag til øjets potentialeforskel stammer fra et pigment kaldet epithelium [Graaff, 2001]. Dette pigment findes på alle øjets flader, men findes i en højere koncentration på øjæblets inderside bagtil, altså på retina, og i en mindre koncentration på cornea. Se fig. 2.1 og 2.2.

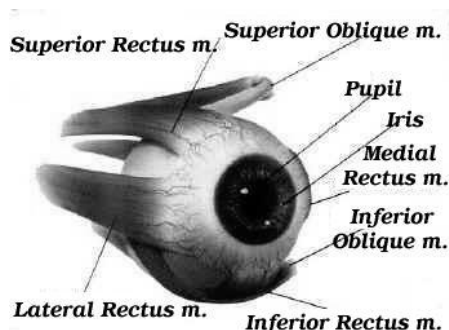


Figur 2.2: Opbygningen af retina i forhold til epithelium laget; 1. Epithelium pigmentet, 2. fotoreceptor lag, 3. Ydre begrænsende lag, 4. Ydre nucleært lag, 5. Ydre plexiform lag, 6. Indre nucleært lag, 7. Indre plexiform lag, 8. Ganglion celle lag, 9. Nerve fiber lag, 10. Indre begrænsende lag, [Yonkos].

Primært har epithelium til funktion at holde øjæblet fugtigt, men inde i øjæblet har det også til funktion at fungere som en retinal blodbarriere, der regulerer forsyningen af diverse ioner og væsker mellem blodforsyningen og det ydre retina. Den samlede potentialeforskel mellem øjets for- og bagside er på ca. 10-30 mV. Potentialet kan variere fra person til person [Graaff, 2001].

2.1.2 Bevægelse af øjet

Øjet er en meget kompliceret konstruktion. En af de mere simple bestanddele af øjet er det oculære muskelsystem. Systemet omfatter de muskler, der bevæger øjet. Det er vist på fig. 2.3, der giver et billede af hvordan hele muskelsystemet i øjet er placeret.

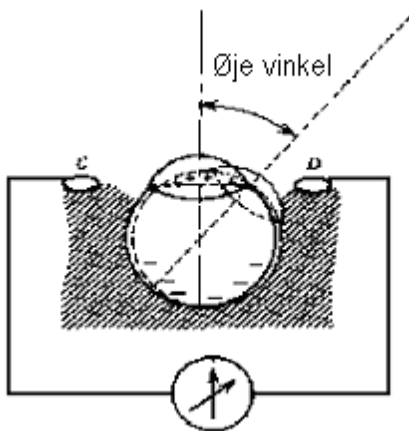


Figur 2.3: Øjets motoriske funktioner: Øjet er styret af seks muskler kaldet de extrinsiske, oculære muskler. I vertikal retning styres øjets bevægelse af henholdsvis inferior- og superior rectus musklerne. Én muskel til opadrettet bevægelse og én muskel til nedadrettet. Samme princip er gældende for medial- og lateral rectus musklerne i horisontal retning. Desuden findes der en muskelgruppe der forårsager rotation i torsionalt plan. Altså med eller mod urets retning. Det er inferior- og superior oblique musklerne, der hjælper de fire rectus muskler ved rotation [WA, 2001]

Når musklerne kontraherer, bevæges øjæblet, og polerne ændrer dermed position i forhold til det omkringliggende væv. Dette giver en ændring i potentialet i vævet, og derved kan der måles en ændring i signalet med elektroder. Øjet kan betragtes som et batteri der roteres ved hjælp af muskler, hvilket er illustreret ved fig. 2.4.

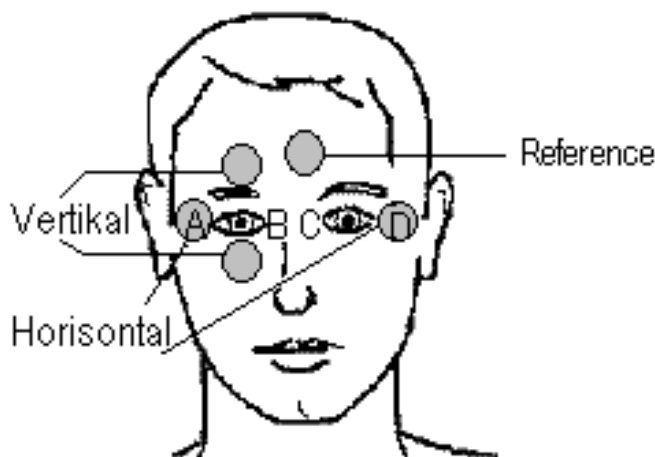
2.1.3 Måling af øjets potentiale

Den elektriske potentialeforskel der opstår når øjet bevæges kan måles med elektroder på huden. Da det er svært at komme til at måle på det negative potentiale fra retina og det positive potentiale fra cornea på samme øje, pga. en høj vævstetthed omkring næsebenet, er det differensen mellem de to øjne tilsammen, målt i punkt A og D, der udgør det elektriske potentiale for øjets bevægelse



Figur 2.4: Når øjet forskydes fra midterpositionen flyttes potentialet, hvilket kan måles med elektroder. Det potentiale, der måles, forøges jo større vinkel øjet forskydes i forhold til midterposition. [Bahuaud, 1998].

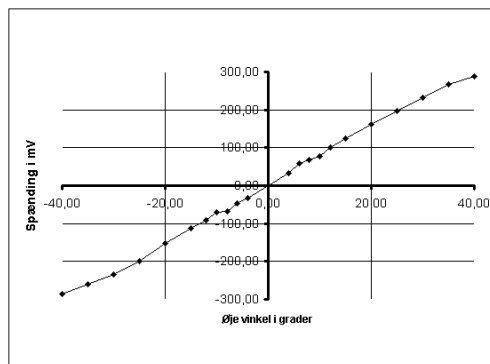
horisontalt. Det gør ingen forskel om man måler på to øjne i stedet for ét, da potentialerne i henholdsvis punkt A/C og B/D er meget ens. Hvordan elektroderne er placeret ses på fig. 2.5



Figur 2.5: Elektrodernes placering i ansigtet ved måling af EOG.

Som led i analysen af EOG-signalet, er der foretaget målinger af det elektriske potentiales ændring ved forskydning af øjet i horisontal og vertikal retning. Formålet med dette var at vurdere størrelsen af potentialet og at undersøge udviklingen af potentialet målt ved elektroder når øjet forskydes. Disse målinger viste at den maksimale potentialeforskel mellem elektroderne ligger omkring ± 1 til $\pm 1,5$ mV, og det elektriske potentiale ændres ca. $\pm 20 \mu\text{V}$ for hver grad øjet har bevæget sig i horisontal retning og ca. $\pm 16 \mu\text{V}$ i vertikal retning. Målingerne viste desuden en klar lineær sammenhæng mellem øjets forskydning og det målte elektriske potentiale indtil ± 40 grader i horisontal plan og ± 35 - 40 grader i vertikal plan. Se appendiks A.1. Den lineære funktion af øjets forskydning fra midterpositionen, som blev fundet ved egne tests, er illustreret på fig. 2.6.

EOG-signalet er målbart i et større omfang i horisontal retning end i vertikal retning, da det vertikale signal er hæmmet af den højere vævsdensitet i panden og på kinden. Samtidig er synsfeltet i vertikal retning væsentligt indskrænket i forhold til horisontalt.



Figur 2.6: Denne figur illustrerer ændringen af de elektriske potentiale i horisontal retning fra egne målinger og viser en tydelig lineær sammenhæng. Signalt er forstærket 300 gange

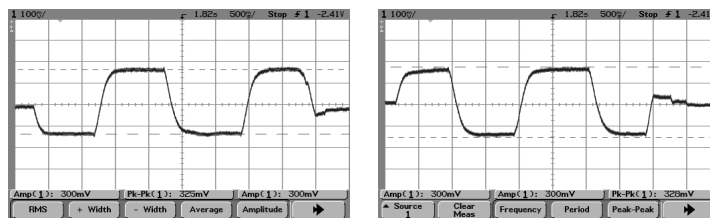
2.2 Faktorer der påvirker målinger af øjesignalet

Det meget svage elektriske potentiale der genereres af øjet kan forstyrres på forskellige stadier i opsamlingen af signalet. Disse forstyrrelser gør det besværligt at udnytte øjesignalet til at styre en cursor på computer monitoren. Det bør derfor analyseres, hvilke faktorer der påvirker signalopsamlingen, således at der i designfasen kan tages forbehold for disse. I dette afsnit identificeres de forstyrrende faktorer, og der diskuteres hvilke krav systemet skal opfylde for at minimere uønsket påvirkning af signalet fra øjet.

2.2.1 Lysinterferens

Den lineære sammenhæng mellem øjets position og potentialet, der kan måles ved elektroderne skal benyttes til at styre musen på monitoren.

Det er vist, at dette potentiale ikke alene afhænger af øjets forskydning, men at lysintensitet også er en faktor, der påvirker dette potentiale. Cornea-retinal potentialet varierer, når lysforhold ændres og med denne variation vil identiske bevægelser af øjet under forskellige lysforhold ikke give det samme potentiale ved elektroderne [North, 1965]. Denne sammenhæng har indflydelse på de øjenbevægelser, som kræves for at flytte musen en bestemt afstand på monitoren. Det er ikke hensigtsmæssigt at skulle justere øjenbevægelser løbende i forhold til skiftende lysforhold, så denne påvirkning af signalet bør undersøges.



(a) Lys tændt

(b) Lys slukket

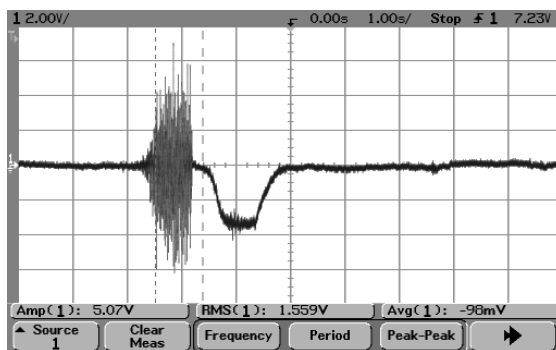
Figur 2.7: Egne tests viste, at påvirkning af lysforhold på potentialet, der måles fra øjet, er minimal. Til venstre ses målinger foretaget ved normal belysning. Det målte potentiale på figuren til højre er resultatet 30 sek. efter mørklægning af testlokalet. I begge forsøg er øjet forskudt til samme punkt. Indledende tests tyder på at forskellige varigheder af ændrede lysforhold giver lignende resultater.

Egne indledende målinger viste meget ringe påvirkning af lys på det opsamlede signal fra øjet, se appendiks A.1 .

Forsøg blev lavet med lys henholdsvis tændt og slukket i varierende intervaller, og der var ingen målbar ændring i signaludsving, som det ses af fig. 2.7. Det er ikke blevet undersøgt hvordan sollys påvirker potentialet, fordi systemet tænkes anvendt under almindelig rumbelysning. Med en almindelig belysning er lysinterferens ikke en faktor, der skal tages højde for i det videre design.

2.2.2 Muskelstøj

Muskler i ansigtsregionen kan have en interfererende virkning på EOG-signalet. Primært er der tale om orbicularis oculi, frontalis, levator labi og den store temporalis muskel. Grunden til at disse muskler kan gøre det besværligt at opfange EOG-signalet er, at aktionspotentialerne fra musklerne, når disse aktiveres, kan overdøve det meget svage potentiale fra øjet. De større muskler kan have aktionspotentialer af størrelsesordenen 30-40mV [Graaff, 2001] og ligger i frekvensområdet 50-5000 Hz [Webster, 1998]. Egne forsøg viste at kontraktion af ansigtsmusklerne resulterede i målte potentialer fra hudoverfladen der var af størrelsesordenen 400 μ V. Det signal der genereres af øjet blev ved samme forsøg målt til 20 μ V pr. grad for horisontale målinger og 16 μ V pr. grad for vertikale målinger, se appendiks A.1. En sammenligning af muskelsignal og signalet fra øjet genereret ved 20 graders forskydning horisontalt ses på fig. 2.8.



Figur 2.8: Ved kontraktion af ansigtsmusklerne genereres potentialer der i amplitude svarer til potentialet som genereres af øjet. Muskelgenererede potentialer besværliggør anvendelsen af signalet fra øjet til at styre en cursor på monitoren.

Almindelig tale har vist sig at have ringe betydning for de potentialer der opsamles fra elektroderne og øjesignalet forstyrres minimalt. Det tyder på at en bruger har mulighed for at tale uden at forstyrre signalbehandlingen, men større kontraktion af muskler må betragtes som en væsentlig støjkilde, der kan forvrænge øjesignalet og bør derfor reduceres under filtrering.

2.2.3 Elektrode offset og impedans

Der ønskes at anvende elektroder der tillader stabile målinger af EOG-signaler og ikke besværliggør fortolkningen af disse. Udsving i ligevægtpotentiale gør det vanskeligt at foretage stabile og pålidelige EOG målinger. Half cell-potentialet for elektroder kan drifte og kan være forskellig for et elektrodepar, således at der skabes et offset. Denne drift kan være et stort problem, når man skal måle og opsamle EOG-signaler. En forstærkning af et stort offset kan resultere i mætning af forstærkeren, og derfor er det nødvendigt at lave en offset nulling. Offset nulling besværliggøres, når half cell potentialet er ustabil og det betyder at hyppig kalibrering af systemet er nødvendig. Erfaringen opnået gennem adskillige tests af Ag/AgCl elektroder viser, at der er forholdsvis stabilt offset efter ca. 30 min., se appendiks A.1. Herefter er ændringer relativt små. Desuden er Ag/AgCl elektroder tilgængelige og kombinationen af dette og det forholdsvis stabile offset som disse elektroder udviser betyder, at det vælges at basere systemets udvikling på anvendelse af disse elektroder.

2.2.4 Støj fra elektroniske apparater

Mange apparater, der bruges i hverdagen udsender signaler med en frekvens på 50Hz som kan problematisere målinger af biopotentialer. Disse signaler inducerer støj i elektrodeledningeme eller andre steder i kredsløbet og forvrænger signalet fra øjet.

For at minimere opsamling af 50 Hz støj kan man isolere det elektriske kredsløb. Desværre kan blottede elektrodeledninger og brugeren stadig opsamle 50 Hz-signaler, så problemet undgås ikke helt. Det er derfor nødvendigt at designe systemet, så disse signaler frafilteres.

2.3 EOG-styring af mus

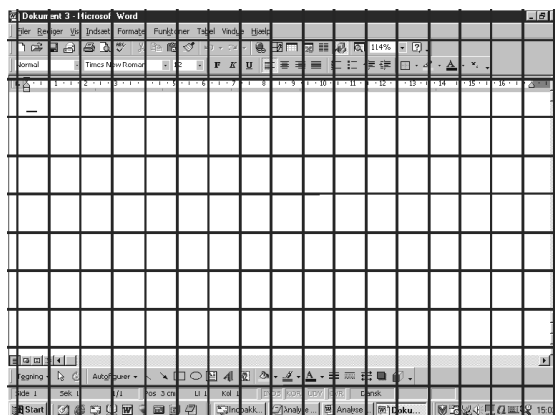
Det er projektgruppens klare mål at udnytte de beskrevne EOG-målinger til at styre en computer med. For at give brugeren så stort udbytte som muligt af produktet, skal styreredskabet kunne styre de mest alsidige brugerflader - det er altså ikke tilstrækkeligt at kunne styre specialdesignede brugerflader med få, store knapper, så de er lettere at ramme. Den mest gængse brugerflade på almindelige pc'ere er Microsoft Windows, hvor det er af afgørende betydning at kunne ramme relativt små knapper i menu-systemet. Det udviklede styreredskab skal være i stand til at betjene denne brugerflade, så målgruppen får adgang til tekstbehandling, internetbrowser, e-mail-program og de øvrige applikationer, Windows tilbyder. Adgangen til tasterne på tastaturet kan i Windows opnås gennem et skærmtastatur, hvor museklik på felter på skærmen svarer til tryk på tastaturknapperne.

Styringen af Windows ved hjælp af en mus består af 2 operationer. Musemarkøren skal styres rundt på skærmen, og der skal klikkes på museknapperne. I dette projekt er der ikke tid til at kigge på begge operationer, og projektgruppen vælger derfor at koncentrere sig om styringsdelen, da det er den mest avancerede operation. Klik-funktionen kan senere implementeres f.eks. som en EMG-styret enhed.

Den mest ideelle styringsfunktionalitet er WYLIWYG, som den beskrives i foranalysen. I det følgende analyseres mulighederne for at opnå denne styringsfunktionalitet med EOG.

2.3.1 Styring med absolutte koordinater

Praktisk WYLIWYG vil kun kunne lade sig gøre, hvis skærmen inddeles i 800x600 felter eller 1024x768 felter svarende til skærmens opløsning. På den måde vil øjets præcise position kunne relateres til netop én pixel på skærmen. Når man kigger på den relevante pixel, springer musemarkøren til denne position på skærmen. En sådan inddeling af synsfeltet vil imidlertid kræve ekstremt høj EOG-præcision, og det er derfor en umulighed.



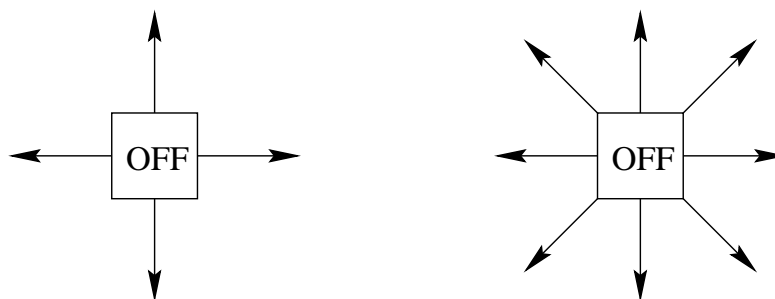
Figur 2.9: Med 2 graders præcision i EOG-målingerne, vil blikkets position på skærmen kun kunne bestemmes som liggende indenfor ét af de viste felter. En nøjere bestemmelse kræver højere EOG-præcision. Inddelingen er baseret på en computerbruger, der befinder sig 50 cm fra en 15" skærm.

Som før nævnt er den bedste, opnåelige EOG-præcision ca. 2 grader for såvel den horisontale som den vertikale retning. Hvis computerbrugeren placerer sig 50 cm fra en 15"skærm, vil skærmen dække 22 grader af det vertikale synsfelt og 35 grader af det horisontale synsfelt. Med 2 graders nøjagtighed på EOG-målingerne vil det således kun være muligt at inddele skærmen og dermed den anvendte del af synsfeltet i 11x7,5 felter á 2x2 grader. Som det ses på figur 2.9 er denne inddeling absolut ikke tilstrækkelig til at betjene Windows-brugerfladen i en helt almindelig brugssituation som styring af Microsoft Word. Styreenheden vil ikke kunne reagere på små korrektioner af markørens position, og det vil derfor blive meget svært at ramme de nødvendige strukturer på skærmen.

Det kan derfor konkluderes, at styring med absolutte koordinater ikke kan give tilfredsstillende resultater med den præcisionsgrad, der forventes af EOG-målinger fra brugeren.

2.3.2 Styring med relative bevægelser

En anden mulig styringsfunktionalitet er styring med relative bevægelser. Hermed menes der, at musemarkøren flyttes fra dens nuværende position til den nye, ønskede position ved brugerens angivelse af bevægelsesretningen. En sådan styringsfunktionalitet kendes fra andre styringsredskaber som f.eks. joystick og piletaster. Det er tilstrækkeligt med 4 piletaster for at styre markøren rundt på skærmen, og derfor vil det også være tilstrækkeligt at have 4 forskellige bevægelsesretninger for EOG-styrerredskabet - dvs. to horisontale retninger og to vertikale retninger. Som det fremgår af figur 2.10 kan disse 4 retninger imidlertid kombineres til yderligere 4 bevægelsesretninger, hvis 2 "pile" aktiveres samtidig - de 4 skrå retninger er altså givet "gratis".



Figur 2.10: Ved kombination af de 4 pile på figuren til venstre fås yderligere 4 bevægelsesretninger.

Ved at inddele den anvendte del af synsfeltet i zoner som vist i figur 2.11 kan der altså opnås en slags piletaster. I den horisontale retning er der to aktive zoner, V og H i hhv. højre og venstre side af skærmen og en inaktiv OFF-zone i midten. I den vertikale retning er der to aktive zoner, O og N i hhv. den øvre og nedre del af skærmen adskilt af den inaktive OFF-zone i midten.

OV	O	OH
V	OFF	H
NV	N	NH

Figur 2.11: Inddeling af synsfeltet i 9 zoner, heraf 4 aktive zoner O, N, V, H samt den inaktive zone OFF. De resterende 4 zoner er blot kombinationer af de 4 aktive zoner.

Ved at bruge denne styringsfunktionalitet er der skabt en slags ON/OFF-funktion, hvor musen sættes i gang i en bestemt retning ved at brugeren kigger i den retning og bliver stoppet, når brugeren påny kigger ligeud. Det er muligt at ændre retning undervejs ved at aktivere én af de andre

aktive zoner og dermed tilpasse retningen i små ryk. Når musen når den ønskede position, flytter brugeren øjnene, så der kigges lige på musemarkøren, øjnene kommer dermed i midterposition, OFF-zonen aktiveres og markøren stopper sin bevægelse. Hvis en passende musehastighed vælges, formodes denne styringsfunktionalitet at have god præcision, når brugeren opnår en vis rutine. For at styrke brugerens mulighed for præcis styring af musen, vælges musehastigheden, så musemarkøren bevæger sig fra venstre kant af skærmen til højre kant på ca. 15 sek.

Egne undersøgelser - se appendiks A.3 - har vist, at en off-zone, der dækker ± 15 grader af synsfeltet i såvel horisontal som vertikal retning målt fra synsfeltets centrum er hensigtsmæssig. Med denne off-zone kan brugeren bevæge øjnene frit i en "læsefirkant" midt på skærmen uden at flytte musemarkøren. De aktive zoner er samtidig ikke for langt ude. Samme undersøgelse viser, at det målbare EOG-potentiale varierer fra $14 - 18 \mu\text{V}/\text{deg}$ i vertikal retning og $18 - 23 \mu\text{V}/\text{deg}$ i horisontal retning, og det er derfor også en nødvendighed at kunne regulere spændingsniveauet for off-zonens grænser. Denne ændring af off-zone-grænser kan foretages indirekte ved indstilling af forstærkningsgraden, men der må dog eksistere en standard off-zone-grænse. Middelværdien af de målte værdier er ca. $16 \mu\text{V}/\text{deg}$ for den vertikale retning og ca. $20 \mu\text{V}/\text{deg}$ i horisontal retning. Forholdet mellem grænseværdierne for de to retninger skal da være $1,6 : 2,0$. Samtidig skal grænserne ligge på et passende niveau i spændingsspektret. Der vælges at placere grænserne ved $\pm 1,6 \text{ V}$ for den vertikale retning og $\pm 2,0 \text{ V}$ for den horisontale retning. Behandlingen af signalet skal da tilpasses til disse grænser.

Egen undersøgelse viste desuden, at naturlige blink har en varighed på ca. 250-300 ms og en amplitude, der langt overstiger ovenstående vertikale off-zone-grænser. Den tidsperiode, hvor øjeblikets amplitude er over grænseværdien er ca. 150-200 ms. Det er derfor en nødvendighed, at systemet kun reagerer på aktiveringer af de vertikale, aktive zoner, der varer længere end 200 ms. Af hensyn til brugervenligheden, skal der også være delay på den horisontale retning, da brugeren ellers vil opleve, at de vertikale, aktive zoner er "langsommere" end de horisontale.

Styring med relative bevægelser kræver ikke høj EOG-præcision, da inddelingen i 4 aktive zoner og 1 inaktiv zone kun kræver en 3×3 -inddeling af den anvendte del af synsfeltet. Opgaven er altså blot at bestemme øjets position i dette 3×3 -matrix. Denne styringsfunktionalitet tilbyder de bedste muligheder for at opnå gode resultater med den præcisionsgrad, der kan forventes af EOG-målinger fra brugeren, og der arbejdes derfor videre med den i det følgende.

2.4 Nødvendig behandling af signalet

Ved bestemmelsen af øjets position i den ovennævnte 3×3 -matrix, udnyttes EOG-potentialets proportionalitet med øjets forskydning fra midterpositionen - se afsnit 2.1.3 og appendiks A.1. Hver retning inddeles i spændingsområder, der svarer til felter i matricen. For at gøre signalet brugbart som input til computeren er en vis behandling af signalet imidlertid nødvendig. Signalet skal forstærkes fra mikrovolt-området til volt-området, så det kan bruges til den videre databehandling.

Desuden skal den beskrevne støj på signalet filtreres bort, så det "rene" DC-potentiale fra øjnene fremstår klart - først da er det muligt at beskrive øjets position udfra signalet.

Signalbehandlingen består således af to faser - forstærkning og filterering.

2.4.1 Forstærkning

Da EOG-potentialet måles som differensen mellem potentialet af elektrodepar placeret på huden, er der brug for en forstærker, der kun forstærker netop denne differens. Common mode spændinger er ikke interessante for dette projects formål og derfor bør forstærkning af disse minimeres. Forstærkeren skal være en DC forstærker idet absolutte værdier af øjepotentialet skal udnyttes. Indledende tests, der er givet i appendiks A.1, viste, at der for hver grads forskydning af øjet,

måltes en gennemsnitlig spænding på $\pm 20 \mu\text{V}$ for hver grad øjet forskydes i horisontal retning og $\pm 16 \mu\text{V}/\text{grad}$ i vertikal retning. Forstærkning af disse signaler til min. $\pm 2 \text{ V}$ horisontalt ved 15 graders forskydning af øjet horisontalt og $\pm 1.6 \text{ V}$ vertikalt kræver som minimum en forstærkning på ca 6700. Signalet fra individuelle brugere kan ligge over eller under gennemsnittet og derfor kan en variabel forstærkning mellem 5000 og 10000 sikre at forskellige brugere kan opnå samme outputspændinger ved samme forskydning af øjet.

De indledende test viste, at elektroder kan forårsage et offset på helt op til $\pm 17 \text{ mV}$. Normalen ligger i intervallet $\pm 1-7 \text{ mV}$. Desværre viste det sig også at disse offset ikke var konstante. På trods af fikserede øjne forekom der udsving i det forstærkede signal. Dette skyldtes drift i de benyttede elektroder der i løbet af de første 30 minutter kunne forskyde signalet $\pm 1-4 \text{ mV}$. Denne spænding forstærkes sammen med det ønskede EOG-signal, og målingerne bliver derfor misvisende. Derfor ønskes, at effekten af denne drift kan elimineres. Dette kan gøres ved at implementere en offset nulling-funktion og anvende forstærkere, hvor drift er minimal. En sikkerhedsmargin sættes så 30 mV offset på indgangen til første forstærker kan nulles.

Offset nulling funktionen skal visualiseres ved et diodepar for hver retning, horisontal og vertikal. En diode i et diodepar skal lyse når offsettet har overskredet $\pm 0.5 \text{ V}$ efter den samlede forstærkning og ellers ikke. På denne måde kan der nulles ved at ingen af dioderne lyser. Offset-drift fra forstærkeren skal minimeres for at have minimal indflydelse på behovet for offsetnulling. Forstærket 10000 gange kan et $10 \mu\text{V}/\text{deg}$ offsetdrift fra en forstærker resultere i en output spændingsændring på 0.5 V ved en temperaturændring på $5 \text{ }^\circ\text{C}$. Derfor tillades en offsetdrift som sikrer at $\pm 0.5 \text{ V}$ på udgangen ikke nås. Et rimeligt krav synes at være $4 \mu\text{V}/\text{deg}$.

Forstærkningen ønskes opdelt således at den variable forstærkning og offsetjustering er placeret efter første forstærkning. Dette skyldes, at et potentiometer introducerer mere støj på EOG-signalet end en fast modstand. Ved at sætte potentiometeret efter første forstærkning med et gain på 100 vil effekten af den støj som potentiometeret genererer, minimeres.

For et elektrodepar viste det sig, at driften stabiliseres efter en halv times tid med udsving, der vil have en begrænset generende betydning for praktisk anvendelse, se appendiks A.1

Begge forstærkere skal acceptere dual supply fordi EOG-signaler kan være både positive og negative.

2.4.2 Filtrering

Ved signalbehandlingen er interessepunktet potentialeforskellen mellem de to EOG-elektroder. Potentialeforskellen er et rent DC-signal, men pga. støj findes der også mange andre frekvenser i signalet. Det er derfor nødvendigt at filtrere signalet efter forstærkningen.

Ren DC er naturligvis 0 Hz , og man kunne derfor forledes til at filtrere med et low-pass-filter med en knækfrekvens meget tæt på 0 Hz . En knækfrekvens på 0 Hz er dog hverken mulig eller praktisk at benytte. Idet et analogt filter indeholder kondensatorer, afgør filterets tidskonstanter, hvor hurtigt filterets output ændres med skift i input. Hvis knækfrekvensen er meget lav, skal filteret indeholde store kapacitanser, kondensatorerne vil blive afladet/opladet langsomt, og filteret vil dermed reagere langsomt. I denne anvendelse vil det betyde, at systemet vil reagere langsomt på en ændring af øjenposition.

Hvis knækfrekvensen bliver for høj, vil uønskede frekvenser, der ikke stammer fra EOG-potentialet, optræde i signalet efter filtreringen. I denne anvendelse vil det betyde, at øjenpositionen bliver bestemt med øget usikkerhed, samt signalet ikke vil være ret klart, da de uønskede frekvenser, vil ligge oven i EOG-signalet. De uønskede frekvenser, som betragtes som støj vil hovedsageligt frekomme fra lysnettet og vil være i form af 50 Hz signaler, der vil indgå i det opsamlede signal. Derfor ønskes disse 50 Hz -signaler dæmpet ned til et niveau, hvor de ikke er til gene for EOG-signalet.

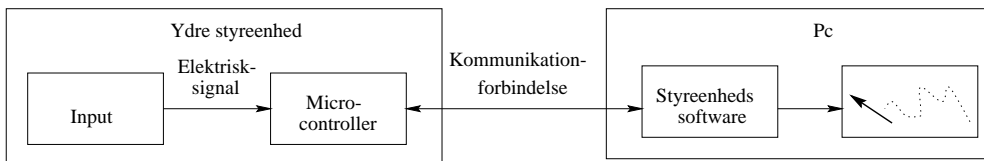
Dæmpningsniveauet vælges, så der kun er 1% af signalerne over 50 Hz tilbage efter filtreringen. Dette betyder at signalet skal være dæmpet med 40 dB ved 50 Hz , som synes et acceptabel

niveau.

Valget af knækfrekvens og filtertype bliver et kompromis mellem dæmpning og forsinkelse af signalet. Ifølge [Webster, 1998] får man "det hele med", hvis man anser EOG-signalerne for at ligge i intervallet fra 0-10 Hz, hvorfor det er en knækfrekvens på 10 Hz, der sigtes imod i designet af filteret.

2.5 Styring af musemarkør

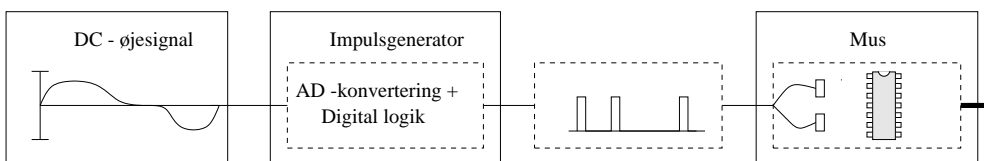
Styring af musemarkøren foregår ved hjælp af input fra en ydre styreenhed. Normalt er det musen, der er styreudrustning, men der findes flere alternativer til de traditionelle mus. Opbygningen af en ydre styringsenhed er generelt opbygget som vist på fig. 2.12. Inputtet til styreenheden genererer et elektrisk signal, som via en microcontroller og kommunikationsforbindelse sender de elektriske impulser som data over til pc'en. Pc'en omsætter disse data til den ønskede handling for musemarkøren, der er defineret i softwaren til musen.



Figur 2.12: Opbygning af ydre styreenhed

2.5.1 Styring af musemarkør med DC signal

Muligheden for at styre en musemarkør med et DC signal er enten at lave en ny ydre enhed eller bruge en eksisterende enhed. Konstruktion af en ny ydre enhed kræver, at der konstrueres en kommunikationsforbindelse, samt nyt software til pc'en. Dette er muligt, men fravælges af tidsmæssige årsager. Derfor benyttes en eksisterende enhed. Som eksisterende enhed vælges musen, da musen ved en mindre ændring og tilføjelse af hardwaren muliggør styring med DC signal. Dette kan ske hvis DC signalet fra øjet omformes til et signal som musen genkender som bevægelse af musen, se fig. 2.13. Således kan musen og musmarkøren styres med en lille tilføjelse, uden der skal laves helt nyt hardware og software. Desuden er eksisterende software til musen let tilgængeligt.



Figur 2.13: Opbygning af hardware til mus

2.5.2 Valg af styringsmetode

I appendix D beskrives opbygningen af den anvendte mus. Der er 4 infrarøde modtagerdioder, der registrerer musens bevægelse, når kuglen og dermed hjulene bevæges. Hvis disse dioder kan styres med signaler, der svarer til de signaler, der opsamles, når kuglen roterer, er det muligt at styre musemarkøren uden at bevæge musen fysisk. I appendix C beskrives hvorledes signalerne på modtagerdioderne ser ud. Undersøgelserne viser, at der skal genereres firkantbølger - svarende til 'lys' og 'ikke lys' for at styre musemarkøren via modtagerdioderne. Firkantbølgerne på to samhørende modtagerdioder er faseforskudt i forhold til hinanden, og musens bevægelsesretning afgøres af, hvilken af de to dioder, der modtager signalet med delay. Indledende forsøg

på at påtrykke modtagerdioderne de relevante signaler viste sig ufrugtbare. Derfor blev hjulene mellem udsender- og modtagerdioder fjernet, og signalerne blev istedet påtrykt udsenderdioderne. Dermed opnås den ønskede effekt: Når udsenderdioderne skiftevis tændes og slukkes, registrerer modtagerdioderne skiftevis 'lys' og 'ikke lys'. Der skal derfor designes et system, der forsyner udsenderdioderne med de nødvendige firkantbølger, når de aktive zoner aktiveres. En impulsgenerator, der producerer de relevante firkantbølger skal implementeres og styres via det forstærkede og filtrerede EOG-signal fra brugeren.

2.6 Patientsikkerhed

De spændinger og strømme, der måles på menneskekroppen er meget små, ofte så små, at der kræves en kraftig forstærkning af de elektriske signaler. Forstærkning og filtrering af signaler, samt kobling til instrumenter kræver forsyningsspænding til de forskellige komponenter og elektriske apparater.

Men der er grænser for, hvor store elektriske signaler, det er tilladt at udsætte kroppen for, og det er derfor valgt at følge den internationale standard IEC 601-1-1.

Standarden fastsætter at kroppen, i forbindelse med forsøg eller behandling med medicinske instrumenter, ikke må udsættes for strømme større end 0,1 mA [IEC, 1992], stk. 19.201.2 og spændinger større end 25V vekselstrøm eller 60V jævnstrøm [IEC, 1992] stk. 16.201.

Eftersom der i dette projekt skal arbejdes med signaler til en computer, der forsynes med strømme, som langt overstiger det tilladte fastsat i IEC 601-1-1, er det nødvendigt at adskille brugeren fra den del af systemet, der er tilsluttet lysnettet. Dette er for at undgå stød ved en eventuel fejl eller kortslutning i apparaturet.

Dette sikres ved at skabe en galvanisk adskillelse mellem patienten og den del af systemet, der forsynes med en spændingsforsyning, der er tilsluttet lysnettet.

Den galvaniske barriere kan bl.a. skabes med en isolationsforstærker eller en optokobler.

En optokobler er kort fortalt en kreds, der består af en lysdiode og en fototransistor. Ved at sende signalet gennem lysdioden, kan lyset fra denne påvirke fototransistor. Den fotografiske overførsel af signalet betyder, at der ikke er en direkte elektrisk forbindelse mellem inputsignalet og outputsignalet. Herved opnås der galvanisk adskillelse, og signalet kan herefter forstærkes yderligere og behandles af en computer.

En isolationsforstærker laver ligeledes en galvanisk adskillelse mellem input og outputsignalet, men benytter en mere avanceret teknik til adskillelsen, hvilket betyder at en isolationsforstærker er væsentligt dyrere end en optokobler.

Da vi har mulighed for at placere den galvaniske barriere i den digitale del af systemet, skal der ikke tages særligt hensyn til barrierens linearitet. Optokobleren er klart det mest prisbillige alternativ, og vi vælger derfor at anvende en sådan.

Med optokobleren, er patientsiden galvanisk adskilt fra computeren og lysnettet. Den del af systemet, der er placeret på lysnetsiden af optokobleren kan derfor med fordel forsynes med en AC/DC-adaptor fra lysnettet. Patientsiden må imidlertid ikke forsynes direkte fra lysnettet, og på denne side skal forsyningen derfor være isoleret. Der vælges at bruge 9 V-batterier som den isolerede forsyning. Denne løsning er let implementerbar og prisbillig.

Del III

KRAVSPECIFIKATION

Kapitel 3

Kravspecifikation

På grundlag af den foreliggende analyse fremstilles her de krav, der stilles til det endelige design af EOG styringsværktøjet. Kravspecifikationen udgør grundlaget for de efterfølgende design- og test-faser.

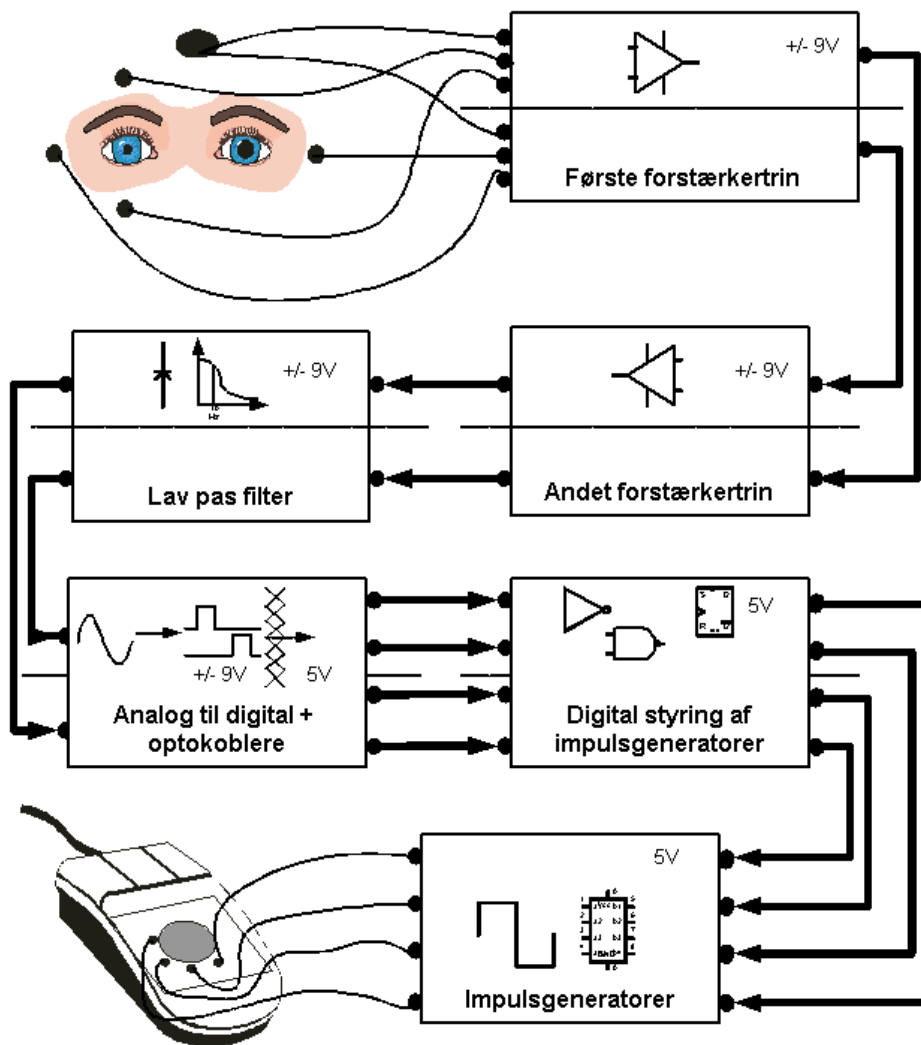
3.1 Systemets overordnede struktur

EOG-signaler opsamles fra brugerens øjne via elektroder på huden. 2 elektroder registrerer den horisontale spændingsforskel over øjet, 2 elektroder registrerer den vertikale spændingsforskel over øjet og en elektrode i panden benyttes som reference. Systemets behandling af signalet foregår ens for de 2 elektrodepar, og der skal derfor være 2 ens signalkanaler. Signalerne forstærkes og filtreres i et system, der er galvanisk adskilt fra lysnettet af hensyn til brugerens sikkerhed. Signalet konverteres til digitale signaler og overføres via en optokobler til lysnetsiden. Signalet anvendes som input til digital styring af en impulsgenerator, der styrer musemarkøren via en almindelig mus. Musemarkøren styres med relative bevægelser - d.v.s. at brugerens synsfelt inddeles i felter svarende til piletasterne på et tastatur, jf. afsnit 2.3. I synsfeltets midterzone er musemarkøren i stilstand. Når brugeren kigger "op", bevæger musemarkøren sig opad, indtil brugerens syn på ny centrerer. Tilsvarende for retningerne "ned", "højre" og "venstre", "skråt op til højre", "skråt op til venstre", "skråt ned til højre" og "skråt ned til venstre".

Systemets samlede struktur fremgår af fig. 3.1

3.2 Krav til systemets funktion

- Systemet skal bygge på realtime EOG-målinger fra brugeren.
- Når brugeren kigger indenfor ± 15 grader af synsfeltet i alle retninger må musemarkøren ikke bevæge sig. Dette betyder, at spændingen på vertikal kanal efter signalbehandlingen ikke må overstige ± 1.6 V og spændingen på horisontal kanal efter signalbehandlingen ikke må overstige ± 2 V.
- Når spændingen overstiger ± 2 V i horisontal retning skal musemarkøren bevæge sig mod højre eller venstre afhængigt af fortegn på spændingen.
- Når spændingen overstiger ± 1.6 V i vertikal retning skal musemarkøren bevæge sig op eller ned afhængigt af fortegn på spændingen.
- Når spændinger på ± 2 V og ± 1.6 V overskrides samtidigt skal musemarkøren bevæge sig 45 grader skråt i den vektorielt passende retning i forhold til de ovenstående to krav.



Figur 3.1: Flowdiagram over systemets overordnede struktur.

- Brugeren skal kunne skifte bevægelsesretning, mens musemarkøren bevæger sig.
- Musemarkøren skal bevæge sig med konstant hastighed, når musemarkøren bevæger sig i hhv. horisontal- eller vertikal retning. Hastigheden skal gøre det muligt at bevæge sig fra højre kant af skærmen til venstre kant på ca. 15 sekunder.
- Musen må ikke flytte sig ved naturlige blink.

3.3 Krav til systemets enkeltdele

3.3.1 Elektroder

- Der skal bruges Ag/AgCl elektroder.

3.3.2 Første forstærker

- Forstærkeren skal være en DC forstærker.
- EOG signalet må max. svækkes 1 % inden det behandles.
- Forstærkning på 100.
- Offset drift må ikke være mere end på $4\mu\text{V}/\text{deg}$.
- Skal kunne acceptere dual supply på $\pm 9\text{ V}$.
- Minimering af common mode signalers ændring til differentielle signaler.

3.3.3 Anden forstærker

- Forstærkeren skal være en DC forstærker.
- Variabel forstærkning mellem 50-100.
- Variabelt offsetjustering mellem 0 og $\pm 3\text{ V}$.
- Skal kunne acceptere dual supply på $\pm 9\text{ V}$.

3.3.4 Filtrering

- Filteret skal ikke dæmpe signaler, der ligger fra 0-10 Hz. Derfor skal knæfrekvensen være på 10 Hz.
- Filtreringen skal frasortere uønsket støj fra muskler, lysnet m.v., derfor skal filteret dæmpe signaler på 50 Hz. og derover med 40 dB.
- Filteret skal kunne forsynes med 9 V-batterier

3.3.5 Visualisering af nulling

- Offset over $\pm 0.5\text{ V}$ skal visualiseres med dioder. Når offsettet er driftet over -0.5 V skal en diode visualisere dette. Når offsettet er driftet over 0.5 V skal en anden diode visualisere dette. Ingen dioder skal lyse når offsettet er mindre end $\pm 0.5\text{ V}$.

3.3.6 Galvanisk barriere

- Enheden skal isolere brugeren fra lysnettet i henhold til IEC 601-1-standarden.
- Der skal benyttes en optokobler.
- Optokoblingen skal placeres i den digitale del af systemet.

3.3.7 Digital styring af impulsgeneratorer

- Impulsgeneratorerne skal emulere impulser, der udsendes af fotodioder i musen, når denne bevæges. De 4 fotodioder er placeret ved de små "møllehjul" på printpladen i musen og registrerer, når musekuglen roteres.
- Når brugeren kigger til venstre for synsfeltets centrum, skal der ved grænsen for aktiveringszonen på 2,0 V, sendes impulser til musen fra impulsgeneratoren, der svarer til fotodiodernes output, når musen bevæges til venstre.
- Når brugeren kigger til højre for synsfeltets centrum, skal der ved grænsen for aktiveringszonen på -2,0V, sendes impulser til musen fra impulsgeneratoren, der svarer til fotodiodernes output, når musen bevæges til højre.
- Når brugeren kigger ovenfor synsfeltets centrum, skal der ved grænsen for aktiveringszonen på 1,6V, sendes impulser til musen fra impulsgeneratoren, der svarer til fotodiodernes output, når musen bevæges op.
- Når brugeren kigger neden for synsfeltets centrum, skal der ved grænsen for aktiveringszonen på -1,6V, sendes impulser til musen fra impulsgeneratoren, der svarer til fotodiodernes output, når musen bevæges til ned.
- Impulsgeneratoren må ikke påvirkes af signaludsving, der skyldes brugerens blink med øjnene, og impulserne skal derfor først udsendes, når signalet har overskredet tærskelværdierne ved offset-zonen i mere end 200 ms.

Del IV

DESIGN, IMPLEMENTATION
OG TEST

Kapitel 4

Forstærker

I dette kapitel beskrives design, implementation og test af systemets forstærkningsdel. Delsystemet forstærker EOG-signalet fra brugeren op til et brugbart niveau for resten af systemet.

Forforstærker

- Forstærkeren skal være en DC forstærker
- EOG signalet må maksimalt svækkes 1% inden det behandles.
- Forstærkning på 100
- Offset drift må ikke være mere end $4\mu\text{V}/\text{deg}$.
- Skal kunne acceptere dual supply fra batteri på $\pm 9\text{ V}$
- Minimering af common mode signaler til differentielle signaler.

Anden forstærkning

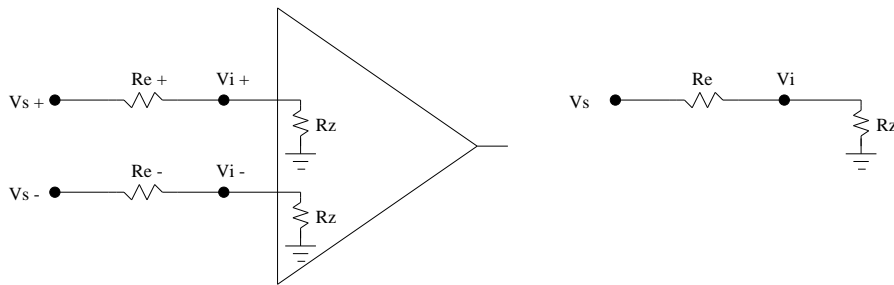
- Forstærkeren skal være en DC forstærker.
- Variabel forstærkning mellem 50-100
- Variabel offsetjustering mellem 0 og $\pm 3\text{ V}$.
- Skal kunne acceptere dual supply fra batteri på $\pm 9\text{ V}$.

4.1 Forforstærkeren

4.1.1 Indgangsimpedans

Det første hensyn, der skal tages i forstærkerdesignfasen er, at EOG-signalets meget lave spændingsniveau ikke må svækkes inden den videre behandling af signalet. En høj indgangsimpedans på forforstærkeren reducerer graden af signalsvækkelse inden indgangen til forstærkeren og derfor ønskes en forstærker med denne egenskab benyttet. Grunden til at høj indgangsimpedans betyder forbedret signalkvalitet på indgangen er at forstærkerimpedans og elektrode-hudimpedans virker som spændingsdelere, se fig. 4.1.

Impedansen over elektrode-hud grænsefladen varierer afhængig af præparation af huden. Ved at fjerne det yderste hudlag (stratum corneum) reduceres impedansen. Dette kan gøres med sandpapir og sprit, men der er også en svag syre i elektrodegelen, som langsomt fjerner dette lag. Derfor er elektrode-hud impedansen tidsvarierende. Impedansen er ligeledes frekvens- og arealafhængig. For 1 cm^2 elektrodeoverflade er impedansen målt til ca. $200\text{ k}\Omega$ ved 1 Hz og



Figur 4.1: Elektrode-hud impedanserne R_{e+} og R_{e-} i serie med forstærkerens indgangsimpedanser R_z på figuren til venstre virker som et par spændingsdelere. Høj elektrode-hud impedans svækker det signal man ønsker at måle. På figuren til højre er dette simplificeret hvor R_e og R_z er elektrode-hud impedans og forstærkerimpedans. V_s og V_i er spændingen fra kilden (øjet) og indgangsspændingen til forstærkeren.

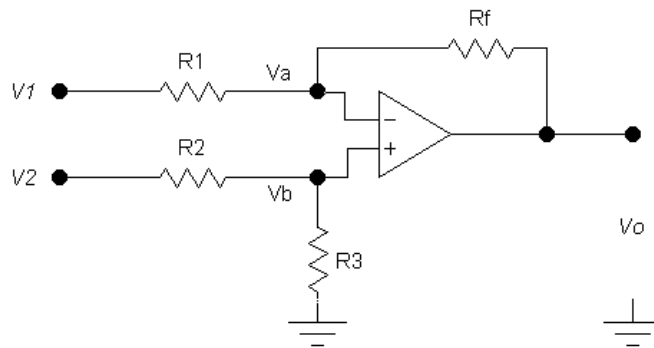
200 Ω ved 1 MHz. [Webster, 1998]. Elektrode-hud impedansen er i et forsøg med grisehud undersøgt på Aalborg Universitet [Yoshida and Patriciu, 2000]. Udfra disse måleresultater og samtale med en forsker bag forsøget - Ken Yoshida - blev det klart at 200 k Ω er rimeligt at antage som worst case elektrode-hud impedans. For at undgå signalsvækkelse på mere end 1% anvendes som minimum en forstærker med indgangsimpedans R_z , der kan beregnes således:

$$V_i = \frac{R_z}{R_z + R_e} V_s = \frac{R_z}{R_z + 200k\Omega} V_s$$

$$0.99(R_z + 200k\Omega) = R_z$$

$$R_z = \frac{198k\Omega}{0.01} \approx 20M\Omega$$

Den simpleste måde at implementere et differentielt gain er ved at benytte en differensforstærker som vist på fig. 4.2.



Figur 4.2: Differensforstærkeren er ikke den optimale forstærker til dette projekts forstærkningsbehov. To begrænsninger er indgangsimpedansen og ikke matchede modstande på indgangen.

Hvis $\frac{R_f}{R_1} = \frac{R_3}{R_2}$, er output fra denne forstærker [Sedra and Smith, 1998]

$$V_o = \frac{R_f}{R_1} (V_2 - V_1)$$

Selvom denne forstærker optimalt kun forstærker differentielle signaler er den ikke anvendelig

til dette projekts formål. Dette skyldes forstærkerens indgangsimpedans R_i defineret som [Sedra and Smith, 1998]

$$R_i \equiv \frac{V_2 - V_1}{I}$$

Hvis $R_1 = R_2$ på fig. 4.2 fås ved KVL og virtual short circuit principle

$$V_2 - V_1 = R_1 I + 0 + R_1 I$$

$$R_i = 2R_1$$

Den krævede indgangsimpedans er $20 \text{ M}\Omega$, hvilket betyder, at modstandene R_1 og R_2 skal være $10 \text{ M}\Omega$. Forforstærkeren skal have et gain på 100, og det betyder at modstanden R_f skal være $1 \text{ G}\Omega$. Så store modstande kan ikke benyttes i systemer som disse.

Desuden er differensforstærkeren ikke anvendelig p.g.a. den forskellighed, der må forventes i størrelsen af de eksterne modstande R_1 og R_2 . Forskelligheden betyder at common mode signaler ændres til differentielle signaler, som forstærkes, og derfor søges denne effekt minimeret.

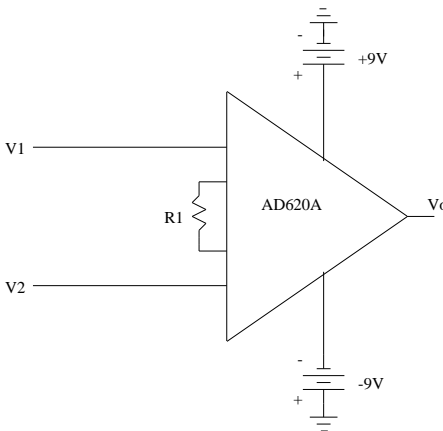
For at undgå de begrænsninger, der er forbundet med anvendelsen af differensforstærkeren som forforstærker, skal en anden forstærkertype derfor benyttes.

4.1.2 Instrumentationsforstærkeren som forforstærker

Differensforstærkerens egenskaber kan forbedres ved at sætte to inverterende forstærkere på indgangen. Denne konfiguration betegnes instrumentationsforstærkeren og udvidelsen sikrer meget høje og ens indgangsimpedanser som krævet.

I den indledende udviklingsfase blev en instrumentationsforstærker designet, implementeret med diskrete komponenter og efterfølgende testet. Resultatet var ikke tilfredsstillende og det blev klart, at det var nødvendigt at anvende en IC-instrumentationsforstærker. Her faldt valget på AD620A fra Analog Devices. Denne forstærker tilbyder de egenskaber der søges, og er desuden velegnet til batteriforsynede applikationer, fordi den ikke bruger særlig meget strøm - 1.3 mA ved maksimal forstærkning.

Forstærkeren er i designet konfigureret som det ses af fig. 4.3.

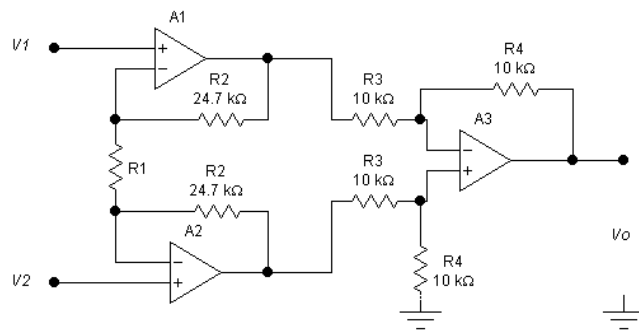


Figur 4.3: Således er den anvendte instrumentationsforstærker konfigureret. Den eksterne modstand R_1 bestemmer forstærkningsgraden.

En simplificeret skematisk fremstilling af de interne komponenter i forstærkeren er givet på fig. 4.4.

Output fra den anvendte instrumentationsforstærker er [Sedra and Smith, 1998],

$$V_o = \frac{R_4}{R_3} \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) (V_2 - V_1) = \left(1 + \frac{2 \cdot 24.7 \text{ k}\Omega}{R_1}\right) (V_2 - V_1)$$



Figur 4.4: Simplificeret layout af interne komponenter i den anvendte instrumentationsforstærker AD620A. Forstærkeren er konfigureret således at det differentielle gain opnås over de inverterende forstærkere A1 og A2.

Det differentielle gain G_d er således bestemt ved

$$G_d = \left(1 + \frac{2 \cdot 24.7K\Omega}{R_1}\right)$$

For at opnå et gain på 100 i første forstærkerled er der benyttet en modstand R_1 på 500 Ω .

$$R_1 = \frac{49.4K\Omega}{(100 - 1)} \simeq 500\Omega$$

Instrumentationsforstærkeren er ikke ideel og forårsager et offset. For AD620A er det totale offset i forhold til input (RTI) og output (RTO) opgivet som

$$Offset_{(RTI)} = V_{OSI} + \frac{V_{OSO}}{Gain}$$

$$Offset_{(RTO)} = V_{OSI} \cdot Gain + V_{OSO}$$

Disse størrelser findes i databladet og typiske offsetsændinger som er forårsaget af forstærkeren beregnes til

$$Offset_{(RTI)} = 30\mu V + \frac{400\mu V}{100} = 34\mu V$$

$$Offset_{(RTO)} = 30\mu V \cdot 100 + 400\mu V = 3.4mV$$

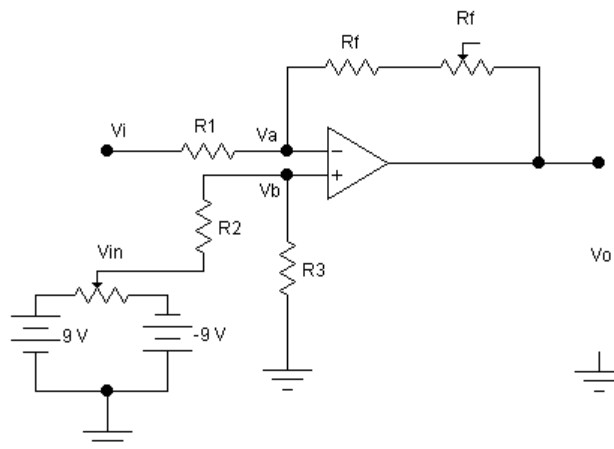
Offsettet er desuden temperaturafhængigt, for AD620A er input offsetdrift opgivet til max 1 μV pr. grad. Det må forventes, at der er variation i temperaturer under anvendelsen af forstærkeren. Antages dette temperaturudsving til ± 5 $^{\circ}C$ kan forskellen på output fra instrumentationsforstærkeren være ± 0.5 mV. Dette har ingen indflydelse på praktisk anvendelse af systemet til at styre en cursor. Det offset, der genereres af forstærkeren er meget lille og kan let nulles.

4.2 2. Forstærkning og nulling

I det andet forstærkertrin skal EOG-signalet forstærkes op således at det er muligt for forskellige personer at generere en spænding på min. $\pm 1,6$ V ved 15 graders forskydning af øjet vertikalt og $\pm 2,0$ V ved 15 graders forskydning af øjet horisontalt. Yderligere må forstærkeren ikke mættes ved det maksimale potentiale genereret fra forskellige brugere. Forstærkningen skal derfor være variabel, så det er muligt at tilpasse niveauet til den individuelle bruger. Der skal i dette led også være mulighed for at nulle offset fra forskellige personer, så denne funktion skal ligeledes være variabel. Spændingsforsyningen på $\pm 9V$ er den samme som bruges til instrumentationsforstær-

keren.

EOG-signalet har på indgangen til denne forstærker allerede en sådan størrelse at langt de fleste op amps ikke generer signalet væsentligt Derfor stilles ikke særlige krav til denne forstærker udover tilgængelighed og et rimeligt prisniveau. Der er anvendt en TLE2071 op amp fra Texas Instruments, og forstærkeren er konfigureret som illustreret på fig. 4.5.



Figur 4.5: Trimmeren i feedback-loopet tillader et variabelt gain. Spændingsdeleren på den ikke- inverterende indgang giver mulighed for at offsetjustere.

Med V_b forbundet til jord er forstærkeren en inverterende type. Det output som resulterer fra et input V_i til den inverterende indgang fås ved at benytte virtual short og KCL. På fig. 4.5 fås strømmen ind i V_a til

$$\frac{-V_i}{R_1} - \frac{V_o}{R_f} = 0$$

$$V_o = -\frac{R_f}{R_1}V_i$$

Den inverterende indgang har således et gain der bestemmes af forholdet mellem de to ydre modstande R_f og R_1

Med V_i erstattet af en jordforbindelse fås strømmen ind i V_b ved KCL fra fig. 4.5 til

$$\frac{V_b - V_{in}}{R_2} + \frac{V_b}{R_3} = 0$$

$$V_b = \frac{R_3}{R_2 + R_3}V_{in}$$

Overføringsfunktionen $\frac{V_b}{V_{in}}$ er gainet gennem spændingsdeleren. På samme måde som ovenfor findes strømmen ind i V_a til

$$V_a = \frac{R_1}{R_f + R_1}V_o$$

Virtual short circuit- princippet for ideelle op amps benyttes så

$$V_a = V_b$$

$$\frac{R_1}{R_f + R_1}V_o = \frac{R_3}{R_2 + R_3}V_{in}$$

$$V_o = \frac{R_3}{R_2 + R_3} \cdot \frac{R_f + R_1}{R_1}V_{in}$$

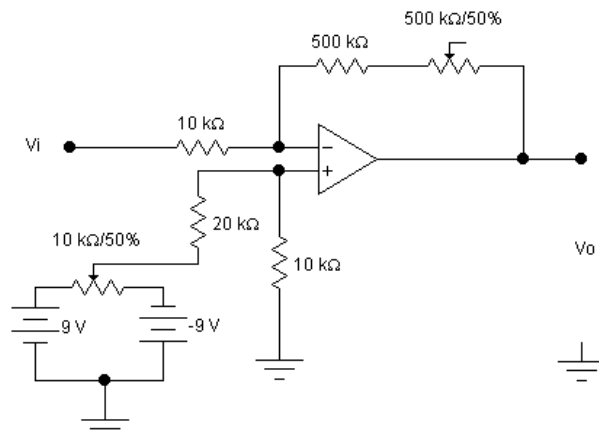
Det fremgår heraf at en spænding der påtrykkes den ikke inverterende indgang gennem en spændingsdeler multipliceres med produktet af spændingsdeler gainet og closed loop gainet.

Det samlede maksimale output fra den anden forstærker findes ved superpositionsprincippet til

$$V_o = \left(-\frac{R_f}{R_1}\right) \cdot (V_i) + \frac{R_3}{R_2 + R_3} \cdot \frac{R_f + R_1}{R_1} \cdot (\pm 9V)$$

Den anden forstærkning skal forstærke outputtet fra instrumentationsforstærkeren. Ifølge løbende tests af forskellige personer er EOG-signalet på dette stadie maksimalt 150 mV. Ved 15 graders forskydning af øjet er EOG-signalet typisk mellem 20-30 mV ved indgangen til denne forstærker i horisontal retning og ca. 20-30% mindre i vertikal retning - se appendiks A.1. På fig 4.6 ses de anvendte komponent størrelser. Det variable gain mellem 50 og 100 sikrer, at det er muligt at undgå mætning hvis input til den inverterende indgang er 150 mV. Samtidig er det muligt at opnå lidt højere potentiale på udgangen ved 15 graders øjenforskydning end de definerede offzone-grænser. Dermed kan selv brugere med svage EOG-signaler aktivere de aktive zoner ved 15 graders forskydning af blikket, når blot forstærkningen indstilles korrekt. Det er ikke nødvendigt at lave forskelligt gain på horisontal retning i forhold til vertikal, fordi der tages hensyn til det svagere signal vertikalt i de definerede offzone-grænser.

Offset justeringen som er tilhæftet den ikke inverterende indgang på forstærkeren sørger for at det er muligt at nulle et betragteligt elektrode offset ud.



Figur 4.6: Anvendte komponenter, der sørger for variabelt gain og offsetjustering på den anden forstærkning.

Med de anvendte komponenter er den spænding, der maksimalt kan offset justeres i forhold til indgangen givet ved

$$V_o = \frac{10K\Omega}{20K\Omega + 10K\Omega} \cdot (\pm 9V) = \pm 3V$$

Det typiske offset ligger mellem 1-7 mV fra elektroderne, men det er målt offset på op til 17mV. Ved indgangen til den anden forstærker svarer dette til 1,7 V. For at sikre, at alle brugere kan nulles korrekt, er der designet en sikkerhedsmargin, så der kan nulles helt op til ± 3 V.

4.2.1 Output fra forstærkerne

Det samlede maksimale output fra begge forstærkere, kan ud fra ovenstående, beregnes som

$$V_o = \left(1 + \frac{49.4K\Omega}{500\Omega}\right) \cdot \left(-\frac{1M\Omega}{10K\Omega}\right) \cdot (offset + EOG) + \frac{10K\Omega}{20K\Omega + 10K\Omega} \cdot \frac{1M\Omega + 10K\Omega}{10K\Omega} \cdot (\pm 9V)$$

$$V_o = 10000 \cdot (offset + EOG) + 33.33 \cdot (\pm 9V)$$

4.3 Implementation af forstærker

Det designede system blev i første omgang implementeret på et breadboard for at have mulighed for hurtig og enkel fejlfinding og fejlretning. Da et foreløbigt system fungerede på breadboardet, blev det endelige system implementeret på et wrap-board, hvor resistorer er loddet på komponentplatforme og IC-forstærkerkredsene er placeret i wrapsokler.

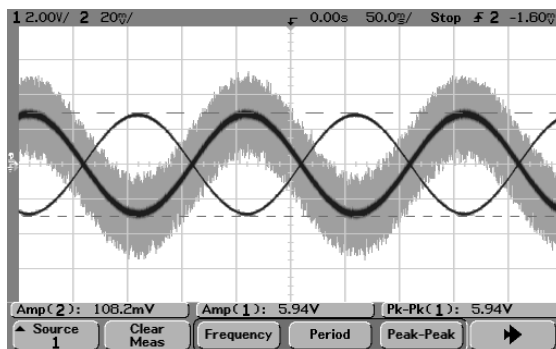
Indgangssignalledningen er fastgjort til wrapbordet og udgangs og referenceben er placeret, så de er let tilgængelige. Systemet forsynes med $\pm 9\text{ V}$ via 2 stk. 9 V-batterier.

4.4 Test af forstærkning

Der er foretaget tests af forstærkerdesignet, for at undersøge om de krav, der er stillet i kravspecifikationen er overholdt. Nedenfor findes resultaterne af disse tests.

100 ganges forstærkning

Den første behandling af signalet sker i instrumentationsforstærkeren, hvor signalet ønskes forstærket 100 gange. Et signal på $300\ \mu\text{V}$, 5 Hz er genereret fra en impulsgenerator, og påtrykt indgangen.



Figur 4.7: Skærmprentet viser et signal på $300\ \mu\text{V}$ før 100 gange forstærkning og 3 V efter. Den brede sinuskurve er det ikke forstærkede signal.

Med prober måles signalet før og efter forstærkning, og en sammenligning af signalerne visualiseres på oscilloskopet. Resultatet er illustreret på fig. 4.7. Den brede sinuskurve er det "rene" signal fra generatoren, der vises med 20 mV/dec. Det forstærkede signal vises med 2 V/dec. Den ønskede forstærkning på 100 er opnået.

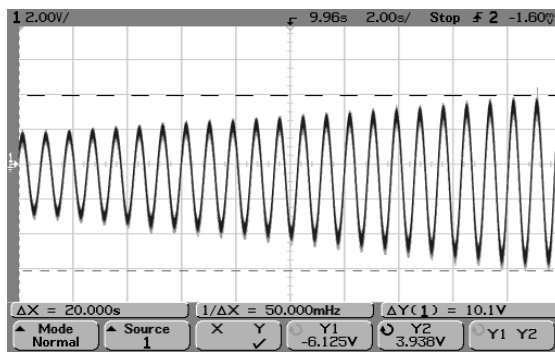
Varibel forstærkning

I andet forstærkertrin er der implementeret variabel forstærkning på 50 og 100 gange. Målinger af forstærkningsgrad, blev foretaget som ovenfor, og viste korrekt forstærkning, se fig. 4.8.

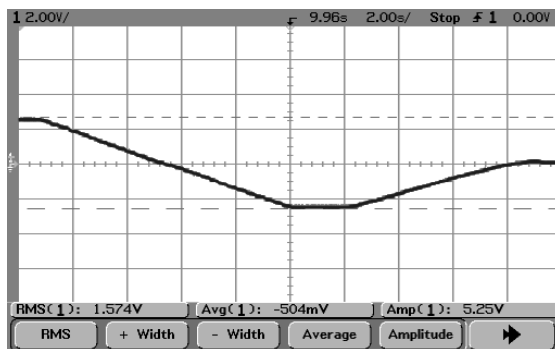
Den variable forstærkning er bestemt af et potentiometer, og for at illustrere dette er et signal på $300\ \mu\text{V}$ forstærket fra 5000 til 10000 gange i løbet af et sweep på oscilloskopet. Denne funktion fungerer som ønsket.

Offsetjustering

Den implementerede mulighed for at offsetjustere i intervallet $\pm 30\text{ mV}$ er blevet testet, og fig. 4.9 viser, hvor meget det er muligt at offsetjustere. Der er ikke påtrykt noget indgangssignal. Det ses, at det er muligt at offsetjustere $\pm 2,6\text{ V}$ målt på udgangen - svarende til $\pm 26\text{ mV}$ på indgangen. Det er ikke muligt at offsetjustere $\pm 30\text{ mV}$ på indgangen, da batterierne, der blev anvendt til testen ikke var friske, og dermed ikke kunne levere 9 V som ønsket til offsetnullingens spændingsdele.



Figur 4.8: Ved at skrue på et potentiometer, er der mulighed for variabel forstærkning mellem 5000 og 10000 gange



Figur 4.9: Der er mulighed for at fjerne offsettet ved at påtrykke korrekt spænding ved hjælp af et potentiometer.

4.5 Konklusion på forstærkerdesign

Forstærkningen virker som forventet. Det er muligt at variere forstærkningsgraden i forhold til det niveau der kræves. Dette er blevet testet ved anvendelse af signalgeneratorer og i praksis på forskellige testpersoner. Der er som forventet et behov for at denne funktion er variabel.

Offset justeringen virker ligeledes som forventet. Der er mulighed for at nulle op til 30 mV offset fra eleftroderne og øjnene, og det viser sig at være mere end rigeligt til at nulle alle testede personer.

Det har ikke været muligt at teste for forstærkerens offset drift og svækkelse af signalet inden indgangen. Disse størrelser er beregnet ud fra databladet på instrumentationsforstærkeren og fundet til at have minimal indflydelse på styring af musen i praksis.

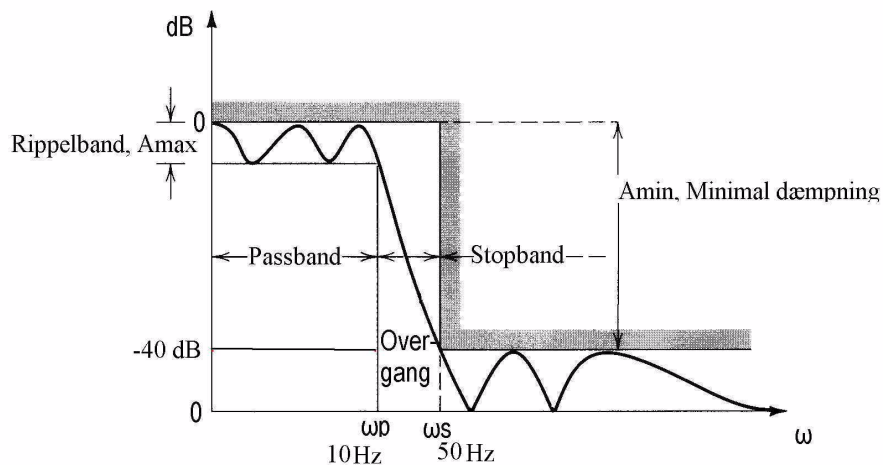
Kapitel 5

Filter

Dette afsnit vil omhandle designet af et filter, der skal frasortere uønskede signaler. Det er hensigten at designe et filter, der dæmper de frekvenser, som ligger uden for EOG-signalets spektrum. Dette er ensbetydende med, at det pågældende filter skal overholde de krav, der bliver stillet i kravspecifikationen.

- Filteret skal ikke dæmpe signaler, der ligger fra 0-10 Hz, derfor skal knæfrekvensen være på 10 Hz.
- Filtreringen skal frasortere uønsket støj fra muskler, lysnet m.v., derfor skal filteret dæmpe signaler på 50 Hz og derover med 40 dB.
- Filteret skal kunne forsynes med 9 V-batterier

Kravet om at filteret ikke må dæmpe EOG-signalerne betyder, at filterets passband, skal ligge mellem 0-10 Hz. Det er ligeledes et krav, at alle signaler over 50 Hz skal dæmpes 40 dB, og derfor ønskes at filterets stopband skal ligge ved 50 Hz. Rippelbandet er der ikke krav til, men der designes til 0 dB. Krav er illustreret ved fig. 5.1.



Figur 5.1: Billede af signalet før (øverst) og efter (nederst) filteret taget fra oscilloskop.

I følgende afsnit vil det konkrete valg af filter først blive beskrevet. Herefter følger beskrivelse af design og valg af komponentstørrelser og slutteligt vil implementation og test blive gennemgået.

5.1 Valg af filtertype

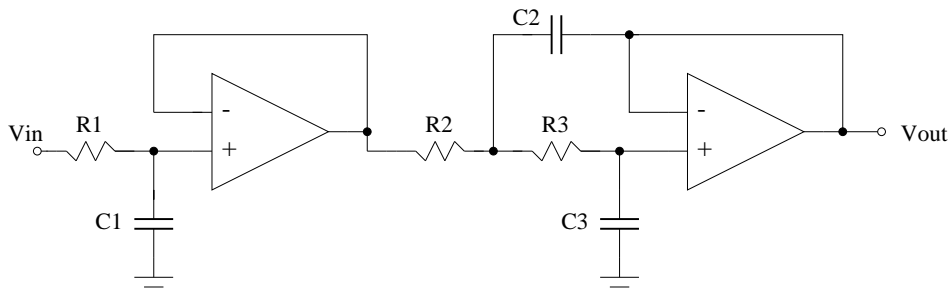
De signaler, som er interessante at bevare, er EOG-signalet, der ligger i frekvensområdet 0-10 Hz. Derfor vil det være fordelagtigt at frasortere de signaler, der har en frekvens over 10 Hz. Det er dog mest interessant at få lysnettets signaler omkring 50 Hz dæmpet så meget som muligt, da det er den væsentligste støjkilde. Herudfra vælges en dæmpning på 40 dB, således, at der kun vil være 1% tilbage af signalerne på 50 Hz og over.

Hvilken orden filteret har, siger noget om hvor hurtigt filteret dæmper signaler uden for passbandområdet. Der vælges et 3. ordens filter, så der er en dæmpning på 60 dB/dec.

Der kan enten vælges et aktivt eller passivt filter. Passive filtre har den fordel, at de ikke er afhængige af deres egen spændingskilde. Dog har de den ulempe, at for at passbandet skal komme ned på 0-10 Hz, skal der benyttes meget store spoler. Dette, samt at passive filtre er meget påvirkelige for elektriske felter, og at de desuden har en begrænset dæmpning af signalerne i passband-området, betyder at et passivt filter ikke er en optimal løsning.

Aktive filtre kræver egen spændingskilde, da der i aktive filtre indgår en eller flere operationsforstærkere i kredsløbet, hvilket muliggør feedback. Derved nedsættes påvirkningen af elektriske felter, og den forstærkning, der allerede er foretaget holdes.

Ved aktive filtre skal man være opmærksom på hvilken operationsforstærker der vælges. F.eks. kan operationsforstærkere forårsage støj i nogle frekvensområder. Denne støj er specielt dominerende ved lave frekvenser, og der skal derfor findes en operationsforstærker, der støjer så lidt som muligt i EOG-signalets frekvensområde. Operationsforstærkeren er valgt til at være af typen OP27 af Burr-Brown, da denne støjer meget lidt i frekvensområdet 0.1 til 10 Hz. $3 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$. Operationsforstærkeren antages at være ideel. Af givne konfigurationer for Single Amplifier Biquad (SAB) [Huelsman, 1993] - filtre, vælges et af typen "Sallen-Key", se fig. 5.2.



Figur 5.2: SAB konfiguration for et Sallen-Key 3. ordensfilter.

5.2 Design af lavpasfilter

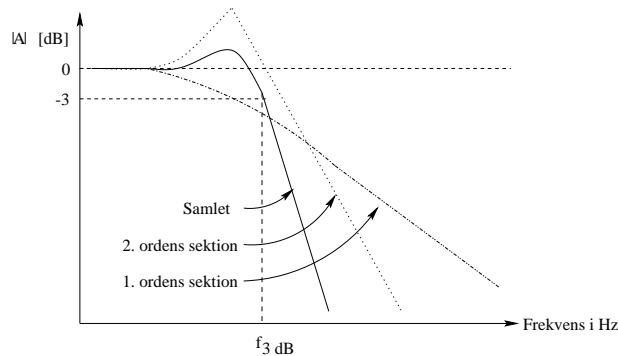
Sallen-Key filterets overføringsfunktion er givet ved;

$$H(s) = \frac{\frac{1}{R_1 \cdot C_1}}{\frac{1}{R_1 \cdot C_1} + s} \cdot \frac{\frac{1}{R_2 \cdot R_3 \cdot C_2 \cdot C_3}}{s^2 + \left(\frac{1}{R_3 \cdot C_2} + \frac{1}{R_2 \cdot C_2}\right) \cdot s + \frac{1}{R_2 \cdot R_3 \cdot C_3 \cdot C_3}} \quad (5.1)$$

Overføringsfunktion for 3. ordens filtret er lig produktet for overføringsfunktionerne af filtrets 1. og 2. ordens sektioner. Udledningen for overføringsfunktionen er gengivet i appendiks B.

Ved designet af filteret og valg af komponentstørrelser er anvendt en dimensioneringsprocedure. Denne procedure bygger på beregninger, der har udgangspunkt i f_{3dB} , hvor meget filteret skal kunne dæmpe pr. dekad, samt ønsket dæmpning ved bestemt frekvens. Dette er samtidig de punkter, der er blevet søgt opfyldt i kravspecifikationen, samt gengivet på punktform først i dette kapitel. f_{3dB} sættes til at være 10 Hz. Da der samtidig ønskes en dæmpning på 40 dB,

vil det være mest fordelagtigt at designe et 3. ordens filter, hvilket gør at flankestejlheden vil være 60 dB/dekade. Denne flankestejlhed opnås som førnævnt gennem kombination af et 1. og 2. ordens filter, hvilket ses ved illustrationen på fig. 5.3



Figur 5.3: Illustrering af flankestejlhed for tredje orden.

Der er ikke noget overordnet krav til filterets modstande, ud over at de skal ligge mellem 1 k Ω og 1 M Ω , for henholdsvis at hindre overbelastning af visse operationsforstærkeres udgang og uacceptable DC offsetfejl. Modstandstørrelsen sættes til at være 10 k Ω . Dette begrundes kun med, at dette er en håndterbar størrelse, og at det er en størrelse, der er tilgængelige. Størrelsen er den samme for alle 3 modstande i kredsløbet. Kondensatorstørrelser bestemmes således at disse, sammen med modstandsstørrelser, stemmer overens med en passbandfrekvens, der skal ligge så tæt på de ønskede 10 Hz som muligt. Der skal nævnes at komponentstørrelser er simuleret i "Spice" før endelig valg og udregning. Der er på denne måde opnået passbandfrekvenser for 1. og 2. ordens sektion, der er ens. Beregninger er gengivet i appendix B. For filteret er følgende komponentstørrelser valgt:

$$R_1, R_2, R_3 = 10k\Omega$$

$$C_1 = 1.6\mu F, C_2 = 3.2\mu F, C_3 = 0.8\mu F$$

Komponentplacering ses på fig. 5.2

Derved opnås følgende overføringsfunktion:

$$H(s)_{samlet} = \frac{\frac{1}{R_1 \cdot C_1}}{\frac{1}{R_1 \cdot C_1} + s} \cdot \frac{\frac{1}{R_2 \cdot R_3 \cdot C_2 \cdot C_3}}{s^2 + \left(\frac{1}{R_3 \cdot C_2} + \frac{1}{R_2 \cdot C_2}\right) \cdot s + \frac{1}{R_2 \cdot R_3 \cdot C_3 \cdot C_3}} \quad (5.2)$$

Hvilket giver en passbandfrekvens på er 62.5 Rad/sek eller 9.9 Hz, hvor den beregnede minimumdæmpning for filteret bliver 40.1 dB ved 50 Hz. Dette kan også ses ud fra fig. 5.8 i afsnit 5.4, som er taget fra oscilloskopet, ved test med et forstærket EOG signal, for at dokumentere dæmpningen af støjen ved stopbandet.

5.3 Implementation af filter

Filteret er som det samlede systems andre enkeltdeler, blevet wrappet og loddet på boards. Modstande, kondensatorer og operationsforstærkere er placeret i sokler. Delsystemet forsynes med ± 9 V via 2 stk. 9 V-batterier.

5.4 Test af filter

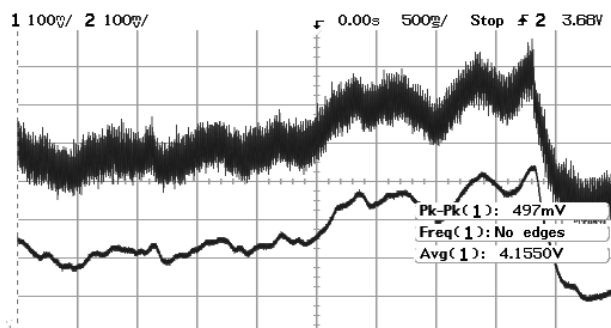
Testen af filteret er lavet for at dokumentere designet, samt at filteret overholder de krav, der er stillet i kravspecifikationen.

- 3 dB knækfrekvens ved 10 Hz.
- Stopband ved 50 Hz.

5.4.1 Testbilleder

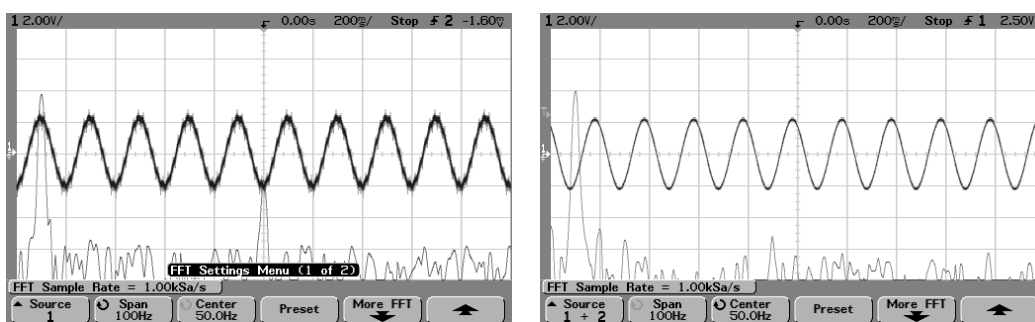
For dokumentation af filterets reduktion af 50 Hz støj og muskelstøj, er der taget billeder fra et oscilloskop.

På fig. 5.4 ses et ufiltreret og filtreret EOG-signal fra forstærkeren. Her ses en tydelig dæmpning af støjsignalerne, der interfererer med EOG-signalet.



Figur 5.4: Billede af signalet før (øverst) og efter (nederst) filtrering

På fig. 5.5 ses en FFT-analyse af signalet før og efter filtrering. Før filtrering er der en tydelig peak i 50 Hz, som efter filteret er reduceret.



(a) FFT analyse inden filter

(b) FFT analyse efter filter

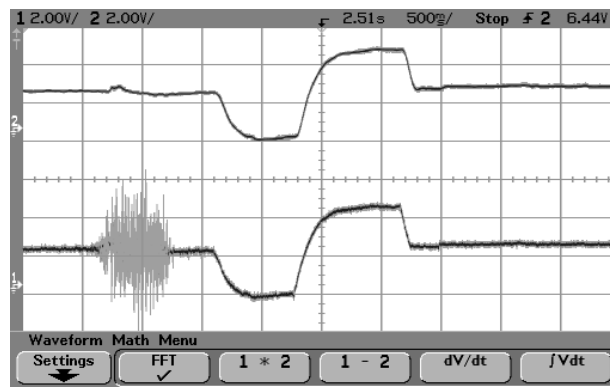
Figur 5.5: FFT analyse

Fig. 5.6 illustrerer hvordan muskelstøj filtreres fra. En forsøgsperson spændte kæbemusklerne og foretog derefter en øjenbevægelse. Det nederste signal er opsamlet før indgangen til filteret, mens det øverste er opsamlet på filterets udgang, og det er tydeligt at den højfrekvente muskelstøj er fjernet.

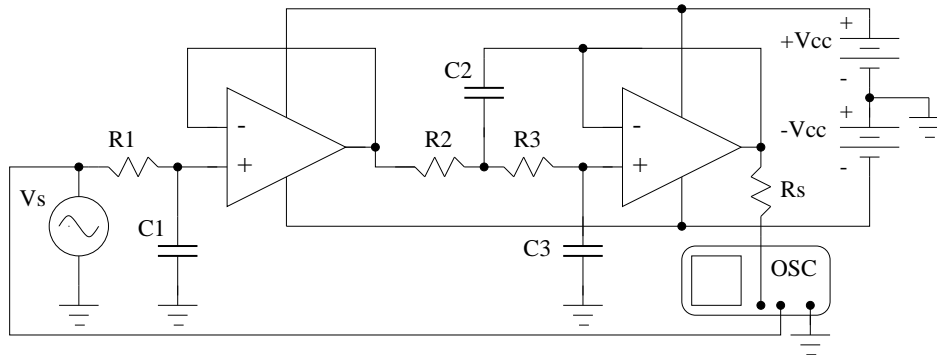
5.4.2 Måling af knækfrekvens

Målingen af knækfrekvensen på filteret er foretaget ud fra opstillingen, der er vist på fig. 5.7. Et oscilloskop er sat til henholdsvis indgangen og udgangen af kredsløbet. Ved forskellige frekvenser måles potentialet i disse to punkter.

Forstærkningen A i dB kan beregnes ud fra følgende formel :



Figur 5.6: Klar reduktion af muskelstøj. Sammenligning af øjesignal før og efter filtrering.



Figur 5.7: Opstilling til måling af knækfrekvens.

$$A = 20 \cdot \log\left(\frac{V_{out}}{V_{in}}\right) \quad (5.3)$$

Ved målinger er v_s sat til 10 V_{p-p} . Alle spændingerne er målt peak to peak. I tabel 5.1 er alle de målte dæmpninger vist ved de forskellige frekvenser, der er interessant for lavpasfilteret. På fig. 5.8 er dæmpningerne plottet, og derfra kan knækfrekvensen aflæses til 10 dB, samt en dæmpning på -40 dB ved 50 Hz.

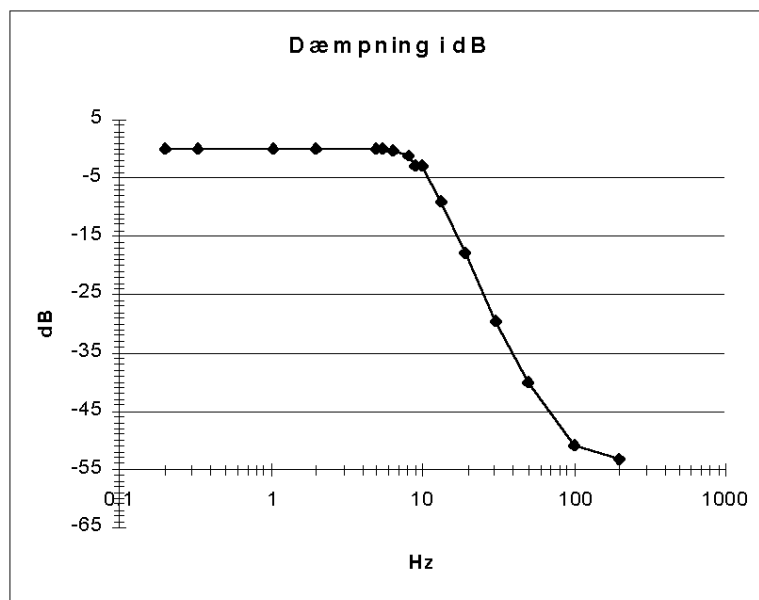
Frekvens[Hz]	0.20	0.33	1.03	2.00	5.00	5.49	6.41	8.06
v_{in} [V]	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
V_{out} [V]	10.00	10.00	10.07	10.07	10.07	10.00	9.75	8.69
A [dB]	0.0	0.0	0.06	0.06	0.06	0.00	-0.22	-1.22
Frekvens [Hz]	9.01	10.00	13.29	19.30	30.50	50.00	100	200
v_{in} [V]	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
V_{out} [V]	7.70	7.07	3.53	1.30	0.34	0.10	0.03	0.02
A [dB]	-2.77	-3.01	-9.04	-17.7	-29.5	-40.1	-51.1	-53.2

Tabel 5.1: Lavpasfilteres forstærkning ved forskellige frekvenser

5.5 Konklusion på filteret

Gennem beregninger på Sallen-Key filteret, er opnået værdier for passbandfrekvens og dæmpningsfaktor ved 50 Hz, hvor der i appendiks B er fundet følgende resultater:

- Passband ved 9.9 Hz.



Figur 5.8: Graf for målt dæmpning på lavpasfilter.

- Minimal dæmpning på 40 dB ved en stopbandfrekvens på 50 Hz.

Ud fra disse oplysninger kan, det konkluderes, at filteret opfylder kravene opstillet i kravspecifikationen. Støj som kan have en indvirkning på EOG-signalet bliver fjernet.

Kapitel 6

Visualisering af offset-nulling

I dette kapitel beskrives delsystemet til visualisering af offset-nulling. Delsystemet designes, implementeres og testes og gør det dermed muligt at se, om offset-nullingen er korrekt.

Visualisering af offset-nulling

- Der skal udvikles et delsystem, der visualiserer, om offset-nullingen er foretaget korrekt.

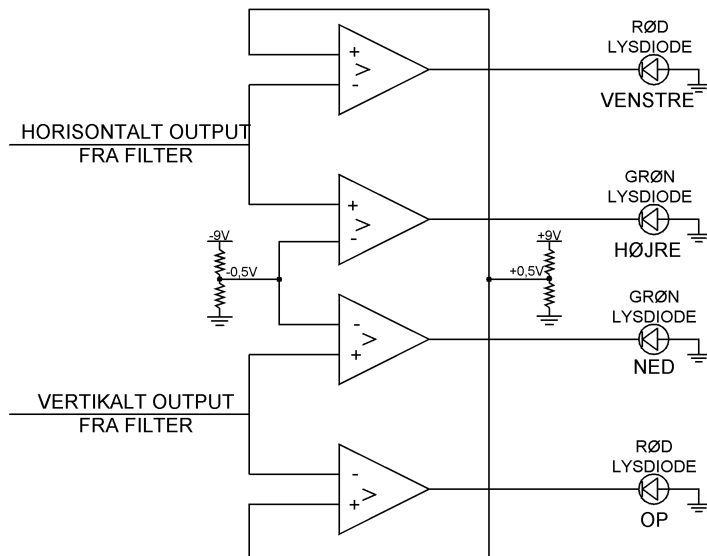
6.1 Forudsætninger

Da offset fra elektroderne er meget individuelt fra bruger til bruger og desuden ændres under brugen, er det nødvendigt at kalibrere systemet. Kalibreringen foregår ved offset-nulling på forstærkertrinet og skal foretages fra start og derefter med jævne mellemrum under brugen. Der ønskes et delsystem, der kan visualisere kalibreringens korrekthed individuelt for hver bevægelsesretning. Nulpunktet for brugerens EOG-signal defineres til skærmens centrum. Når brugeren kigger på skærmens centrum, ønskes derfor ideelt 0 V output fra filteret. Det er imidlertid ikke realistisk at forvente præcis 0 V output, da det er svært at fastholde et stabilt signal, når der stirres på et punkt på skærmen - øjnene flakker en smule. Hvis outputtet i nulpunktet overskrider off-zone-grænserne, vil musen bevæge sig, selvom brugeren kigger på skærmens centrum. Et lille off-set er imidlertid acceptabelt og nødvendiggør ikke øjeblikkelig kalibrering. På denne baggrund designes derfor et system, der indikerer, om outputtet er over 0,5 V eller under -0,5 V, når brugeren kigger i nulpunktet.

6.2 Design: Visualisering af offset-nulling

Udgangssignalerne fra filteret sammenlignes med referencespændinger på 0,5 V og -0,5 V i fire comparators - to pr. bevægelsesretning. Hvis en referencespænding overskrides, tænder den pågældende comparator en lysdiode, der indikerer, at kalibreringen er ukorrekt. En rød lysdiode lyser, når offset er over 0,5 V, og en grøn lysdiode lyser, når offset er under -0,5V. Systemets struktur er vist på fig. 6.1.

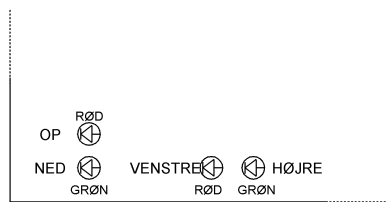
Til realisation af de fire comparators benyttes en LM 339 quad comparator fra National Semiconductor og to spændingsdelere leverer de nødvendige referencespændinger på 0,5 V og -0,5 V. Comparatorenes output bliver -9 V, når grænserne overskrides, og lysdioderne placeres derfor med katode-benet på udgangene med 500 Ω modstand i serie. Dermed sikres en passende forward current på 18 mA gennem dioderne, når de skal lyse.



Figur 6.1: Strukturdiagram for delsystemet til visualisering af offset-nulling.

6.3 Implementation: Visualisering af offset-nulling

Det designede system er implementeret på samme wrap-board som filteret. IC-kredsen er placeret i en wrap-sokkel, modstande er loddet på en komponentplatform og placeret i en wrap-sokkel, og lysdioderne er loddet på wrap-spyd og placeret på boardet som vist på fig. 6.2. De nødvendige benforbindelser er oprettet ved manuel wrapping.



Figur 6.2: Lysdiodernes placering på filterets wrap-board.

6.4 Test: Visualisering af offset-nulling

Delsystemet er testet i forhold til de opstillede krav. En spænding er påtrykt hhv. det horisontale input og det vertikale input til filteret, og lysdiodernes reaktion er noteret. Kanalerne er testet hver for sig. Resultaterne af testen fremgår af tabel 6.1.

Horisontalt input X	Vertikalt input Y	Rød/venstre	Grøn/højre	Rød/op	Grøn/ned
$X > 0,5V$	$Y = 0 V$	TÆNDT	-	-	-
$0 < X < 0,5V$	$Y = 0 V$	-	-	-	-
$-0,5V < X < 0 V$	$Y = 0 V$	-	-	-	-
$X < -0,5V$	$Y = 0 V$	-	TÆNDT	-	-
$X = 0 V$	$Y > 0,5V$	-	-	TÆNDT	-
$X = 0 V$	$0 < Y < 0,5V$	-	-	-	-
$X = 0 V$	$-0,5V < Y < 0 V$	-	-	-	-
$X = 0 V$	$Y < -0,5V$	-	-	-	TÆNDT

Tabel 6.1: Delsystemets reaktion på ændring af input til filteret.

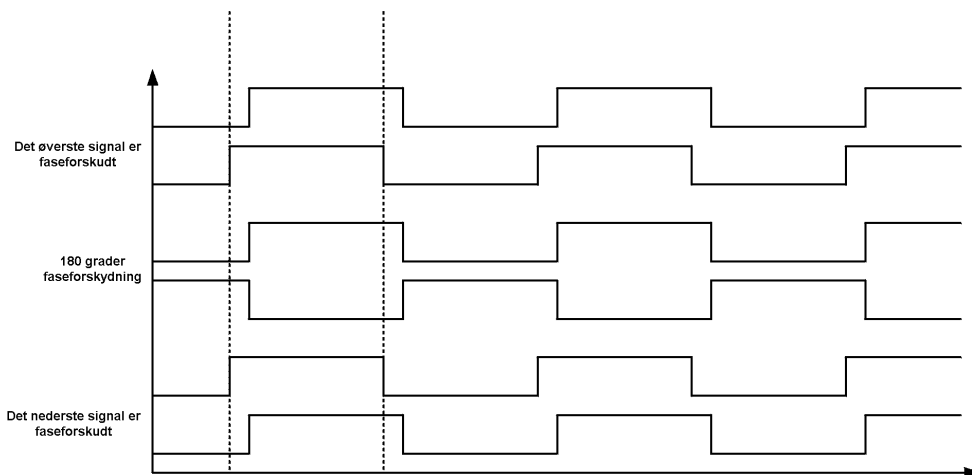
Kapitel 7

Styring af mus

EOG-signalet er blevet forstærket og filtreret. I denne del bruges signalet til at styre musemarkøren ved design, implementation og test af digital teknik til impulsgenerering og -styring.

7.1 Undersøgelse af brugbare impulser fra udsenderdioden

Der er foretaget en undersøgelse af brugbare signaler fra udsenderdioden i stil med den foretagne undersøgelse af modtagerdioden jf. appendiks C. Ved hjælp af en impulsgenerator med to kanaler og mulighed for faseforskydning, er det undersøgt at faseforskydningen af de to signaler skal være min. 250 mikrosek., for at microcontrolleren kan skelne mellem de to signaler og bestemme, hvilket signal, der er forsinket. Dog må faseforskydningen ikke være 180 - ellers kan modtagerdioden ikke se, hvilken impuls der kommer først. Bliver faseforskydningen mere end 180 grader fortolkes det som bevægelse i modsat retning, da den nu er den tidligere forsinket impuls, der nu kommer først - se fig. 7.1.



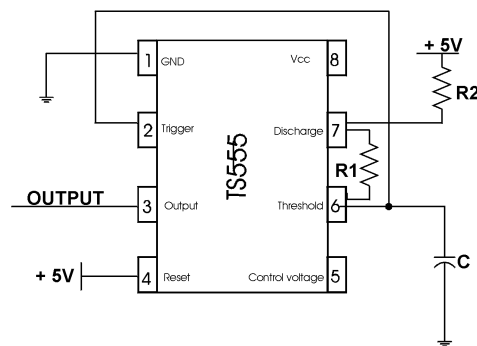
Figur 7.1: Faseforskydning af firkantbølger for modtagerdioder på mus.

Udsenderdioden kræver min. 14 mA for at udsende den lysmængde, der er nødvendig, for at modtagerdioden reagerer. Dette er undersøgt ved at koble den ovennævnte impulsgenerator til udsenderdioden med en modstand i serie. Signalets amplitude er derefter blevet reguleret op, indtil musemarkøren bevægede sig, og det har derved været muligt ved måling over modstanden at bestemme, hvor meget strøm lysdioden behøver for at udsende lys. Der er desuden foretaget en test af den bedst egnede frekvens af firkantbølgerne, for at cursoren bevæger sig over skærmen på 15 sek. som ønsket. Testen ses i målerapport C og den bedste frekvens er bestemt til 20 Hz.

7.2 Generering af signaler

7.2.1 Generering af firkantbølger

Til generering af de ønskede firkantbølger skal der benyttes en oscillator, der svinger med en frekvens på 20 Hz og dermed skiftevis tænder og slukker for udsenderdioderne på musen. Det er muligt at konfigurere diverse CMOS-komponenter eller op-amps til at fungere som astabile multivibratorer, der oscillerer mellem positiv og negativ mætning og dermed udsender firkantbølger. Firkantbølgerens høje værdi bliver da den øvre forsyningsspænding, og den lave værdi bliver den nedre forsyningsspænding. Specialkredsen 555 er imidlertid specielt fremstillet til at fungere som timer-kreds og er dermed let at konfigurere som astabil multivibrator. Til generering af firkantbølgerne vælges derfor 555-kredsen TS555 fra SGS Thomson, der er let tilgængelig og har lavt energiforbrug. Også her gælder det, at forsyningsspændingerne afgør firkantbølgerens høje og lave værdi. Da de øvrige komponenter i denne digitale del af systemet benytter forsyningsspændinger på 0 og 5 V vælges også disse forsyningsspændinger til 555'eren.



Figur 7.2: Benforbindelser for 555-kredsen konfigureret som astabil multivibrator

Ifølge komponentens datablad konfigureres kredsen som vist på fig. 7.2, og signalets frekvens og duty cycle afgøres af modstandene R1 og R2 samt kondensatoren C. Da vi ønsker jævne firkantbølger med lige høj-periode som lav-periode, tilstræbes en duty cycle (D) tæt på 50 procent. Da dette ikke kan opnås gennem formel 7.1, vælger vi at sigte efter 48 procent, da det giver rimelige modstandsværdier. R1, R2 og C kan beregnes således ifølge databladet for TS555:

$$D = \frac{R1}{R2 + 2 \cdot R1} \quad (7.1)$$

$$f = \frac{1,44}{(R2 + 2 \cdot R1) \cdot C} \quad (7.2)$$

R2 vælges til 1 k Ω , og R1 bestemmes ud fra duty cyclen:

$$D = 0,48 \Leftrightarrow \frac{R1}{1k\Omega + 2 \cdot R1} = 0,48 \Leftrightarrow R1 = 12k\Omega$$

Hernæst bestemmes C ud fra den ønskede frekvens f:

$$f = 20Hz \Leftrightarrow \frac{1,44}{(1k\Omega + 2 \cdot 12k\Omega) \cdot C} = 20 \Leftrightarrow C = 2,88\mu F$$

Da en 2,88 μ F kondensator ikke er tilgængelig, vælges den nærmeste tilgængelige værdi 2,43 μ F, R2 fastholdes på 1 k Ω , og R1 og D bestemmes påny:

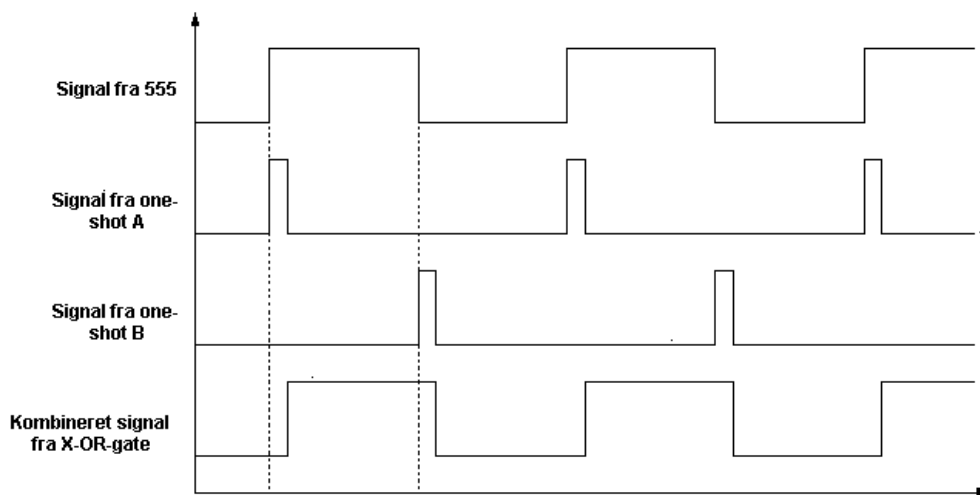
$$f = 20Hz \Leftrightarrow \frac{1,44}{(1k\Omega + 2 \cdot R1) \cdot 2,43\mu F} = 20 \Leftrightarrow R1 = 14,3k\Omega$$

$$D = \frac{14,3k\Omega}{1k\Omega + 2 \cdot 14,3k\Omega} = 0,483$$

Frekvensen for signalet passer nu, og duty cyclen blev 48,3 procent og dermed meget tæt på det ønskede.

7.2.2 Faseforskydning af firkantbølger

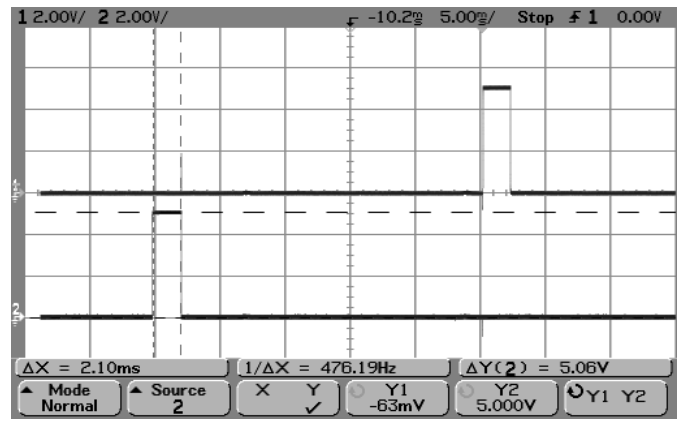
Ifølge de beskrevne undersøgelser, skal faseforskydningen mellem firkantbølgerne til de to udsenderdioder være minimum 250 mikrosekunder. Udover det "rene" signal fra 555'eren skal der derfor genereres et faseforskudt signal med et delay på mindst 250 mikrosek. i forhold til 555-signalet. Et sådant delay er meget længere end propagation delays for diverse TTL- og CMOS-komponenter, der typisk er nogle få nanosekunder, og det er derfor ikke en mulighed at benytte disse komponenter til at skabe det fornødne delay. Da faseforskydningen ikke må være 180 grader, er det heller ikke en mulig løsning at invertere signalet og dermed vende faser. Der vælges derfor en anden tilgangsvinkel til problemet. Idéen er at fjerne minimum 250 μs fra starten af firkanten-bølgens høj-periode og lægge et tilsvarende stykke til i enden - bølgen forskydes dermed med minimum 250 μs .



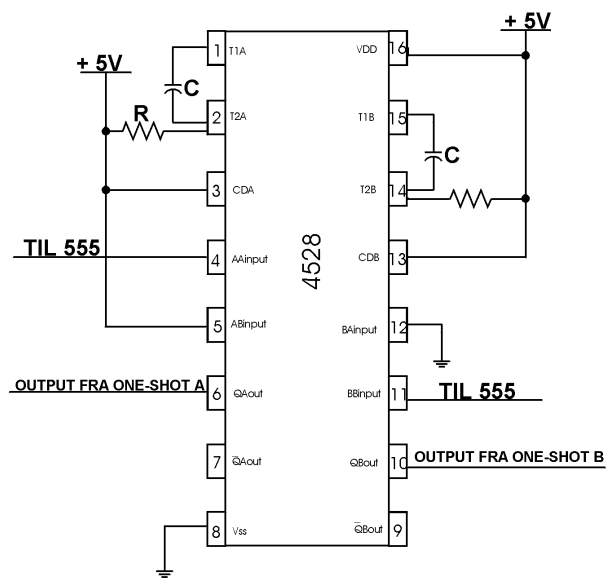
Figur 7.3: Når det rene signal øverst fra 555'eren kombineres med de skud fra de to one-shots, opnås det ønskede signal med delay vist nederst.

Til at generere de små stykker, der skal hhv. trækkes fra og lægges til den rene bølge, benyttes 2 monostabile multivibratorer (one-shots) med den rene bølge fra 555'eren som triggersignal. Den ene one-shot (A) konfigureres, så den trigger på triggersignalet opadgående flanke, og den anden (B) konfigureres, så den trigger på den nedadgående flanke. Når 555-signalet skifter fra lav til høj, genererer one-shot A, altså det stykke, der skal trækkes fra for at faseforskyde signalet. Når 555-signalet skifter fra høj til lav, genererer one-shot B det stykke, der skal lægges til for at faseforskyde signalet. Der benyttes CMOS-komponenten 4528, der er en dual monostabil multivibrator med lavt energiforbrug. Længden af "skuddene" afgøres ifølge komponentens datablad af størrelsen af modstanden R og kondensatoren C. Da det er problemløst at skabe større delay end 250 mikrosek., vælges et delay på 2 ms, der sikrer endnu større driftsikkerhed. På komponentens datablad er vist den grafiske sammenhæng mellem R, C og længden t_{WO} af skuddene. Da den ønskede længde imidlertid ikke er vist på grafen, vælges en passende kondensator og modstanden tilpasses, så skuddet har den ønskede længde.

C vælges til 680 nF. Ved $R=15,4 \text{ k}\Omega$, opnås skud som vist på fig 7.4, hvilket tilfredsstillers vores krav.

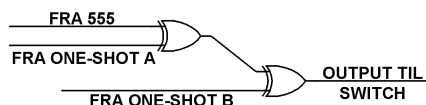


Figur 7.4: Signaler fra de to oneshots. Skuddenes længde er 2,1 ms



Figur 7.5: Benforbindelser for de to monostabile multivibratorer i 4528-chippen.

Tilbage er der nu kun at kombinere det rene signal med de to skud fra de monostabile multivibratorer. Denne kombination foretages i to XOR-gates, der giver høj på udgangen, når indgangssignalerne er forskellige. Der benyttes en CMOS 4070, der er en quad 2-input XOR-gate. Der er tilføjet 1 nF kondensatorer mellem input-benene for at undgå transitionsspiques på udgangene. Først kombineres 555-signalet med skuddet fra one-shot A i en gate, hvorefter udgangen herfra kombineres med skuddet fra one-shot B i den næste gate. Udgangen herfra er da det signal med delay, der er brug for.



Figur 7.6: Struktur for to af de benyttede XOR-gates i 4070-chippen

De to nødvendige signaler til styring af udsenderdioderne på musen er nu tilgængelige, og der skal derfor blot designes et system til styring af signalvejene fra de to signalkilder til de respektive dioder, så der kan skiftes mellem HØJRE/VENSTRE, OP/NED.

7.3 Styring af signalveje

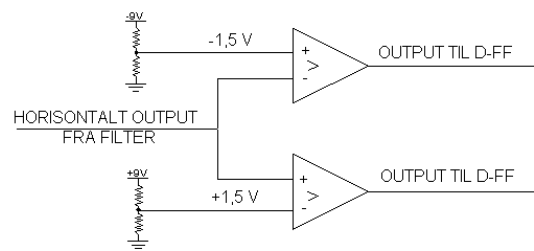
Systemet til styring af signalvejene fra signalkilderne til udsenderdioderne på musen skal opfylde følgende krav.

- Når det horisontale input bliver over 2,0 V, skal der sendes signal uden delay til diode 1 og signal med delay til diode 2. Musemarkøren vil dermed bevæge sig til venstre.
- Når det horisontale input bliver under -2,0 V, skal der sendes signal med delay til diode 1 og signal uden delay til diode 2. Musemarkøren vil dermed bevæge sig til højre.
- Når det vertikale input bliver over 1,6 V, skal der sendes signal uden delay til diode 4 og signal med delay til diode 3. Musemarkøren vil dermed bevæge sig op.
- Når det vertikale input bliver under -1,6 V, skal der sendes signal med delay til diode 4 og signal uden delay til diode 3. Musemarkøren vil dermed bevæge sig ned.
- Der må ikke reageres på blink - dvs. overskridelser af tærskelværdierne på under 200 ms.
- Signalkilderne og dermed musen skal være galvanisk adskilt fra inputtet fra patientsiden, hvorfor systemet skal indeholde en galvanisk barriere.

Det designede system består af 6 dele, der beskrives i det følgende. De to retninger (horisontalt og vertikalt) kører fuldstændig parallelt bortset fra off-zone-grænserne, og der beskrives derfor kun for én retning - den horisontale.

7.3.1 Comparators

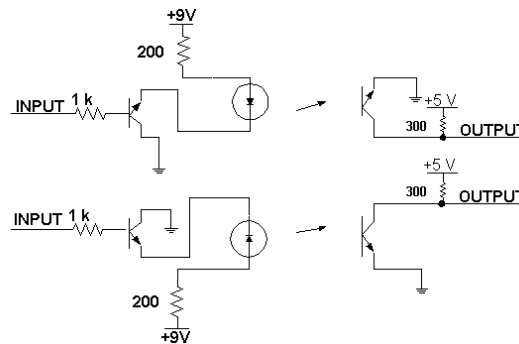
Fra start sammenlignes spændingsniveauet for inputtet med 2 referencespændinger på hhv. 2,0 V og -2,0V i to comparators. Der benyttes comparators af typen LM311 fra Texas Instruments, der er let tilgængelige og har lavt energiforbrug. Komponenter kan konfigureres til at registrere, om et givent input-signal er over eller under en variabel referencespænding. Til formålet konfigureres de to comparators på følgende måde. Den ene comparator (A) giver høj på udgangen, når inputtet er over referencespændingen på 2,0 V og den anden comparator (B) giver høj på udgangen, når inputtet er under referencespændingen på -2,0V. Med andre ord giver A høj, når brugeren kigger til venstre, og B giver høj, når brugeren kigger til højre. Når brugeren er inden for off-zonen, er både A og B lave. På denne måde konverteres de analoge signaler fra filteret til digitale signaler, der angiver brugerens position i 3x3-matricen.



Figur 7.7: Struktur for de to comparatorer i den horisontale retning.

7.3.2 Optokoblere

Efter comparatorerne oprettes den galvaniske barriere mellem patientsiden og musesiden. De digitale signaler fra comparatorerne stiller ikke store krav til linearitet - der skal blot overføres høj/lav - og det er derfor tilstrækkeligt at benytte en optokobler uden særlige egenskaber. Der vælges komponenten ILQ1 fra Siemens, der er let tilgængelig.



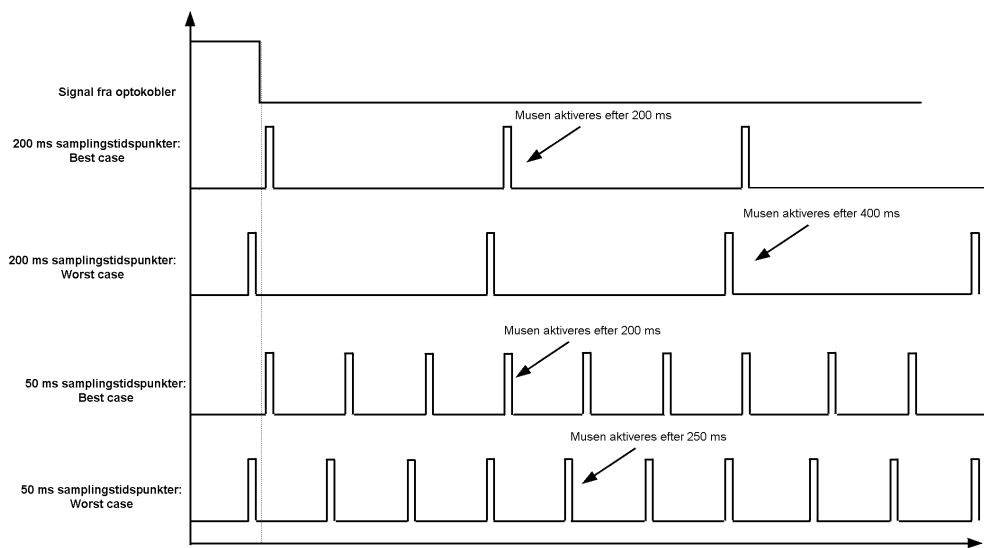
Figur 7.8: Struktur for to af de benyttede optokoblere i ILQ1-chippen. Transistorleddet på venstre side sourcer den nødvendige strøm til lysdioderne i optokobleren.

På inputsiden kræves 16 mA gennem optokoblerens lysdiode for at tænde transistoren på output-siden. Der indbygges derfor et transistorled efter comparatorerne til at source den nødvendige strøm. Når transistoren på output-siden tændes, skabes der forbindelse fra punktet A gennem transistoren til jord, og potentialet i punktet A bliver derfor trukket lavt. På denne vis overføres høj på input-siden til lav i A på output-siden, og lav på input-siden overføres til høj i A på output-siden.

7.3.3 Flip-flops og NOR-gate

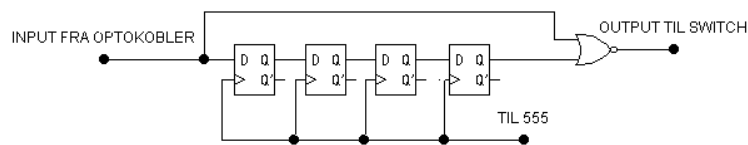
For at frasortere blink er det vigtigt, at systemet ikke aktiverer musen, hvis der blot er tale om korte aktiveringer af de aktive zoner på under 200 ms. For at sikre denne funktion undersøger systemet brugerens øjenposition nu og sammenligner den med øjenpositionen for 200 ms siden - hvis brugeren befinder sig i den aktive zone til begge tidspunkter, aktiveres bevægelsen. Til at foretage samplingen og huske øjenpositionen for 200 ms siden benyttes et antal D-FFs i kaskade. Intuitivt er det en acceptabel løsning at sample for hvert 200 ms og kun benytte 1 FF pr. aktiv zone, men det giver meget stor usikkerhed i bestemmelsen af aktiveringstidspunktet, som det fremgår af figur 7.9.

Der skal altså samples med højere frekvens end 5 Hz for at opnå acceptabel usikkerhed på samplingen. Da 555-signalet allerede er tilgængeligt som 20 Hz clock-signal, og 50 ms usikkerhed på samplingen er mere acceptabelt, vælges 555-signalet som clock til FFs og FF-kæden designes herefter. Med 4 D-FFs i kaskade pr. aktiv zone opnås den ønskede forsinkelse. Der benyttes CMOS 4013 dual D-FFs. Efter den første FF er signalet forsinket ca. 50 ms, efter den anden ca. 100 ms, så ca. 150 ms og endelig efter den sidste D-FF ca. 200 ms. Ved at kombinere signalet



Figur 7.9: Hvis der samples med 5 Hz clockfrekvens, bevæger musen sig i bedste tilfælde efter 200 ms og værste tilfælde efter 400 ms. Hvis der istedet samples med 20 Hz clockfrekvens, bevæger musen sig i bedste tilfælde efter 200 ms og i værste tilfælde efter 250 ms.

fra den første flip flops input med den sidste flip flops output, kan det således fastslås, om den aktive zone både er aktiveret nu og var det for 200 ms siden. Der er naturligvis en minimal risiko for, at de to aktiveringer (nu og for 200 ms siden) begge skyldes blink, men ifølge egne undersøgelser kan dette kun lade sig gøre, hvis der bevidst dobbeltblinkes hurtigt. Dette er altså ikke nødvendigt at tage højde for ved almindelig brug, og det kan derfor antages, at en aktivering til begge tidspunkter, skyldes at brugeren har aktiveret den aktive zone bevidst.



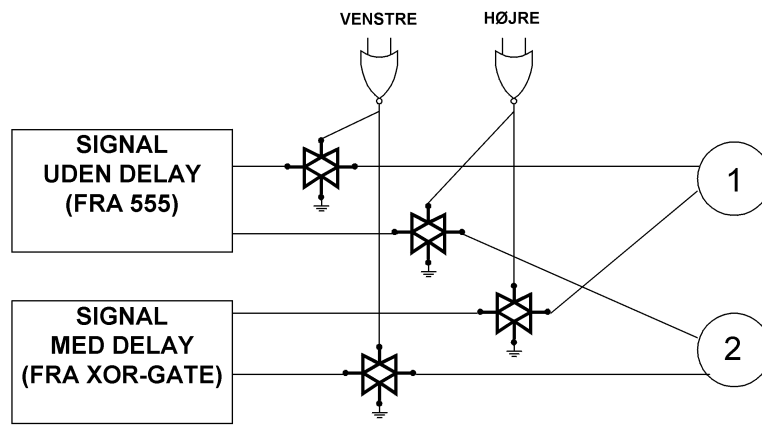
Figur 7.10: Struktur for to dobbelte D-FF i 4013-chips og den tilhørende NOR-gate i 4001-chippen. De 3 chips dækker kun signalet fra én comparator/optokobler.

Grundet optokoblerens invertering af signalet, er der nu tale om et aktivt-lavt-signal. De to signaler fra input og output til D-FF-kæden kombineres derfor i en NOR-gate, der giver høj på udgangen, når begge indgange er lave. Dermed inverteres signalet på ny, og NOR-gatens output er højt, når musen skal bevæge sig i den tilhørende retning.

7.3.4 Analoge switches

Når en aktiv zone er aktiveret, og en NOR-gates udgang dermed bliver høj, skal der skabes forbindelse fra signalkilderne til de relevante udsenderdioder på musen. Derfor indbygges 2 analoge switches pr. aktiv zone, der kan tænde for de til NOR-gaten hørende signalveje til udsenderdioderne.

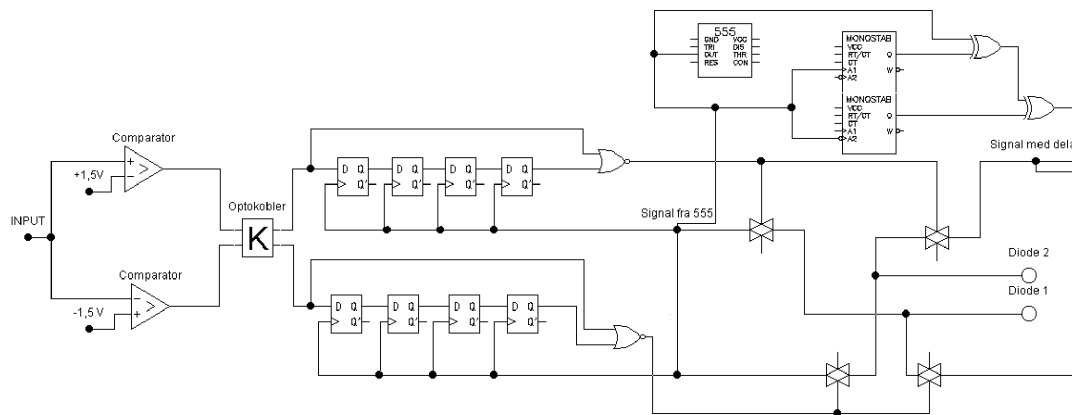
Af figur 7.11 fremgår det, hvorledes de analoge switches er indbygget i systemet, så de opfylder de fire første af ovenstående krav. Der er forbindelse fra begge signalkilder til alle udsenderdioder, men signalvejene er kun åbne, når den tilhørende NOR-gate er høj - dvs. når musemarkøren skal bevæge sig i en given retning. Der benyttes komponenten CMOS 4066, der er let tilgængelig og indeholder 4 switches pr. DIP. Da de analoge switches ikke kan levere de nødvendige 14 mA til musens dioder, indbygges der et transistorled til at levere den nødvendige strøm.



Figur 7.11: Forbindelser fra signalkilderne (555 og XOR) til musens diode 1 og 2. Når udgangen på én af de to NOR-gates bliver høj, aktiveres den tilhørende switch, og de relevante signalveje åbnes.

7.4 Samlet struktur

Figur 7.12 viser det samlede digitale system til generering af signaler og styring af signalveje.



Figur 7.12: Det samlede digitale system for den horisontale retning

7.5 Implementation

Det samlede digitale system er implementeret på et wrapboard. IC-komponenter er placeret i 16-bens wrapsokler, transistorer er loddet på wrapspyd, modstande og kondensatorer er loddet på komponentplatforme og placeret i tilsvarende wrapsokler. De beskrevne benforbindelser er oprettet ved manuel wrapping. Komponenterne på patientsiden af optokobleren forsynes med ± 9 V via 2 stk. 9 V-batterier. Komponenterne på lysnetsiden af optokobleren forsynes med +5 V fra en 5 V AC/DC-adaptor tilkoblet lysnettet.

7.6 Test af system til styling af mus

Det er testet om den digitale del af systemet giver det, ifølge kravsspecifikationen, ønskede output. Derudover er enkeltdelene i den digital del testet med ved sammenligning af input og output. Herunder vil der være en gennemgang af enkeltdels-testene i kronologisk rækkefølge.

7.6.1 Test af Comparator og optokobler

Input:

Input til comparatoren er det forstærkede og filtrerede signal. Dette signal svinger mellem 0 V og lidt under forsyningsspændingen på 9V, afhængig af forstærkningen.

Funktion:

Comparatorens funktion er, at sætte grænsen for offzonen. Comparatoren konfigureres, så den horisontale referencespænding ligger på ± 2 V, og den vertikale på $\pm 1,6$ V. Comparatorene sørger for at der er lavt output når signalet er i offzonen, og når referencespændingen på hhv. ± 2 og $\pm 1,6$ overskrides går comparatoren i høj.

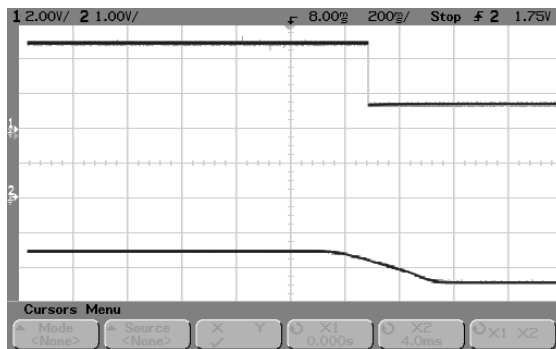
På denne måde konverteres de analoge signaler til signaler, der er lette at behandle i den digitale del af systemet. Der er testet henover både comparator og optokobler - optokobleren fungerer som galvanisk barriere, og inverterer signalet der kommer ud fra comparatoren.

Output:

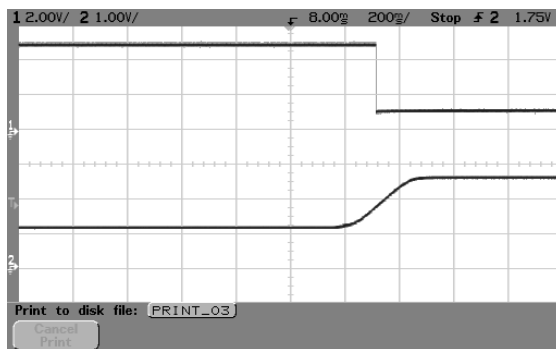
Da optokobleren inverterer signalet ønskes, at output er lav når signalet er uden for offzonen, og høj når signalet befinder sig i offzonen. Grænserne for offzonen er i testtilfældet på $\pm 1,6$ V både horisontalt og vertikalt.

Testresultater:

På figurene 7.13, 7.14, 7.15 og 7.16 er der test for begge retninger både horisontalt og vertikalt. I den ene retning er indgangssignalet negativt og den anden er det positivt.



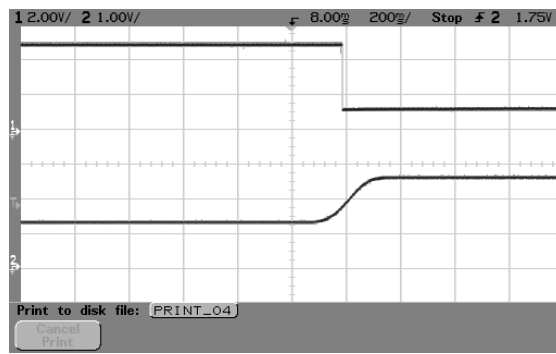
Figur 7.13: På figuren ses det horisontale indgangssignal nederst. Indgangssignalet skifter fra > -1.6 til < -1.6 , hvilket resulterer i, at det øverste signal - udgangssignalet - skifter fra høj til lav.



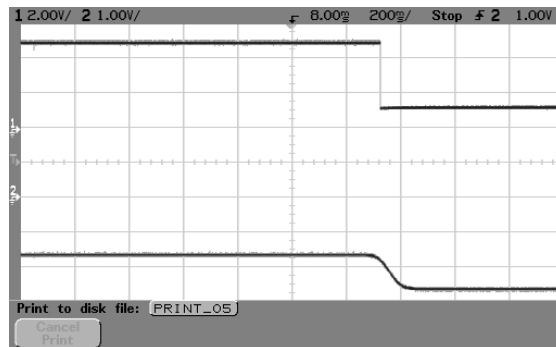
Figur 7.14: På figuren ses det horisontale indgangssignal nederst. Indgangssignalet skifter fra < 1.6 til > 1.6 , hvilket resulterer i at det øverste signal - udgangssignalet - skifter fra høj til lav

Konklusion:

Både i horisontal og vertikal retning er output lav når indgangssignalet er uden for offzonen, og output er høj når indgangssignalet er inden for offzonen. Det kan konkluderes at kravet til de ønskede outputsignaler er opfyldt.



Figur 7.15: På figuren ses det vertikale indgangssignal nederst. Indgangssignalet skifter fra < 1.6 til > 1.6 , hvilket resulterer i at det øverste signal - udgangssignalet - skifter fra høj til lav



Figur 7.16: På figuren ses det vertikale indgangssignal nederst. Indgangssignalet skifter fra > -1.6 til < -1.6 , hvilket resulterer i at det øverste signal - udgangssignalet - skifter fra høj til lav

7.6.2 Test af flip flops og NOR-gate

Input:

Inputtet til denne del er outputtet fra optokobleren. Det vil sige et lavt eller et højt signal.

Funktion:

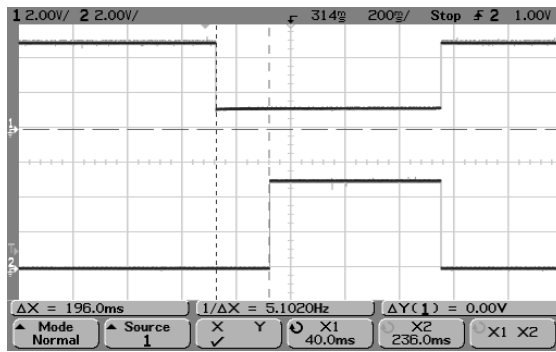
Flip flopenes funktion er at kunne frasortere blink, så disse ikke giver bevægelse af musen. NOR-gatens funktion er at se på flip flopsene nu og for 200 ms siden for at afgøre, om der er tale om blink eller øjenbevægelse.

Output:

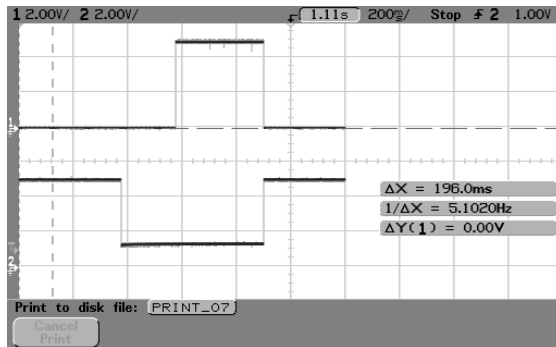
Outputsignalet skal gå fra lav til høj 200 ms efter inputsignalet skifter fra høj til lav. Dog skal der ikke komme et output hvis input mindre end 200 ms. Der skal ikke være forsinkelse, når input går fra lav til høj.

Testresultat:

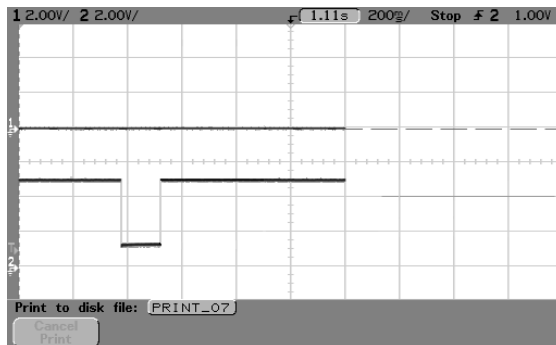
På fig. 7.17 og 7.18 ses hvordan udgangssignalet forskydes i forhold til indgangssignalet. På fig. 7.19 er det illustreret at et blink, der kun befinder sig 150 ms i aktiv zone ikke genererer et outputsignal.



Figur 7.17: På figuren ses nederst, vertikalt udgangssignal nederst, som går i høj 196 ms efter indgangssignalet, som er det øverste signal



Figur 7.18: På figuren ses øverst, horisontalt udgangssignal, som går i høj 196 ms efter indgangssignalet går lav



Figur 7.19: Nederst på figuren ses horisontalt indgangssignal som går i lav og derefter tilbage til høj indenfor 150 ms, uden at udgangssignalet øverst på figuren går høj

Konklusion:

Det kan konkluderes at output bliver forsinket 200 ms af flip flopsene, og at input-signaler med en varighed under 200 ms ikke genererer et output. Dette er gjort for at undgå, at blink medfører et outputsignal. Flip flops og NOR-gate giver altså det ønskede output-signal.

7.6.3 Test af astabil multivibrator**Input:**

Der er ingen input til den astabile multivibrator, da dette er en oscillator som står og genererer signaler.

Funktion:

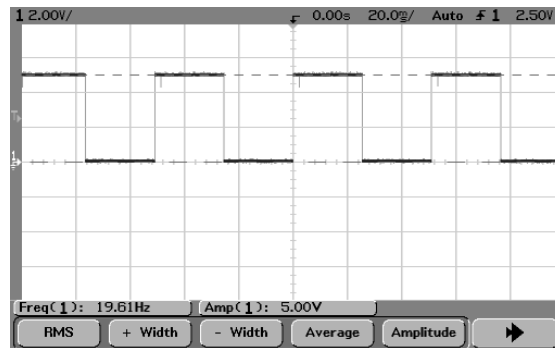
Den astabile multivibrator er først og fremmest en signalgenerator, men den virker desuden også som clock til bl.a flip flopsene.

Output:

Der ønskes en signalgenerering af firkantbølger med amplitude på 5 V og en frekvens på 20 Hz.

Testresultater:

På fig. 7.20 er firkant-impulserne fra 555'eren illustreret. Signalet har en amplitude på 5 V og en frekvens på 19,6 Hz



Figur 7.20: På figuren ses generering af firkantbølger

Konklusion:

Den astabile multivibrator giver det ønskede output-signal. Som clock fungerer den ligeledes tilfredsstillende, da flip flopsenes delay og frasortering af blink fungerer jf. kap. 7.6.2.

7.6.4 Test af monostabil multivibrator og XOR-gate**Input:**

Input til den monostabile multivibrator er outputtet fra den astabile multivibrator. Inputtet til XOR-gaten er output fra både den monostabile og den astabile multivibrator.

Funktion:

At faseforskyde signalet fra den astabile multivibrator.

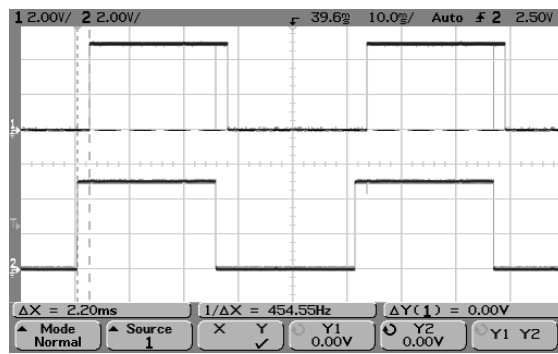
Output:

Outputtet fra den monostabile multivibrator er et signal, der trigger på op- og nedadgående flanke med en periode på ca. 2,0 ms. Output fra XOR-gaten er et signal, der er faseforskydet ca. 2,0 ms i forhold til signalet fra den astabile multivibrator.

Output fra XOR-gaten testes i forhold til den astabile multivibrator. Hvis signalet er rigtigt faseforskydet, er outputtet fra den monostabile multivibrator også rigtigt.

Testresultater:

På fig. 7.21 ses at output fra XOR-gaten er faseforskydet 2,2 ms i forhold til output fra den astabile multivibrator.



Figur 7.21: Det ses at signalet fra XOR-gaten, øverst, er faseforskudt 2,20 ms i forhold til det nederste signal fra den astabile multivibrator

Konklusion:

Det kan konkluderes, at der kommer en faseforskydning på 2.2 ms er tæt nok på det ønskede output på 2.0 ms. Derfor kan det også konkluderes at signalerne fra den monostabile multivibrator er rigtige.

7.6.5 Test af switch

Input: Input kommer fra XOR-gaten, den astabile multivibrator samt fra NOR-gaten.

Funktion:

Switchen skal sørge for, at hvis inputsignalet er uden for offzonen, så sendes der signal ud fra switchen. Desuden skal den sende output til de rigtige dioder. Hvis der f.eks kigges til højre og ned skal switchen sende faseforskudt signal til diode 1 og astabilt signal til diode 2, samt faseforskudt signal til diode 4 og astabilt signal til diode 3 jf. kap. 7.3.

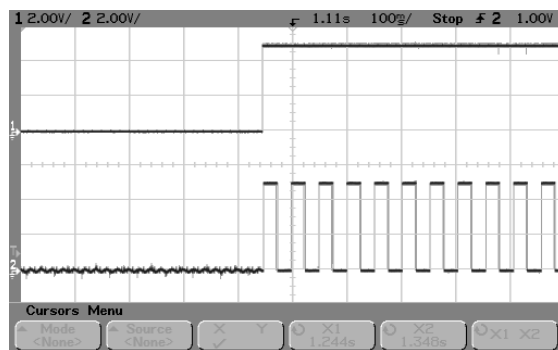
Output:

Første test går ud på at se om switchen sender signal, hvis der registreres højt signal fra NOR-gaten, altså hvad der svarer til at der sker en øjenbevægelsen ud af offzonen.

Det andet output, der ønskes, er signaler til begge dioder i både vertikal og horisontal retning, hvor det ene signal er faseforskudt i forhold til det andet.

Testresultater:

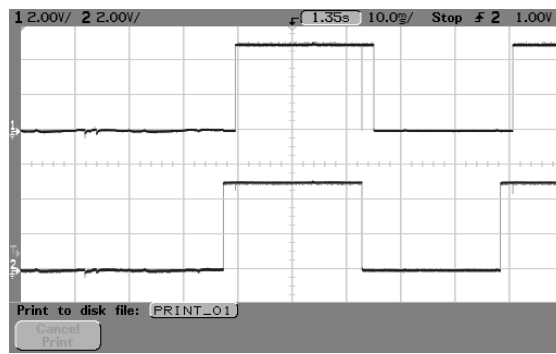
På fig. 7.22 ses, at switchen sender signaler, når der registreres et højt signal fra NOR-gaten, og fig. 7.23 illustrerer hvordan signalet til den ene diode er faseforskudt i forhold til den andet.



Figur 7.22: På figuren ses, at når øverste signal, som er udgangen fra NOR-gaten, er lav, så er udgangen fra switchen lav. I det øjeblik udgangssignalet fra NOR-gaten giver høj udsender switchen firkantbølger

Konklusion:

Testen viste at switchen udsender firkantbølger, når der sker en øjenbevægelse ud af offzonen. Switchen sender de faseforskudte signaler til dioderne som forventet.



Figur 7.23: Det øverste signal fra switchens udgang til den ene diode er faseforskuet i forhold til det nederste signal, fra den astabile multivibrator, som går til den anden diode.

7.6.6 Test af det samlede digitale system

Input:

Samme signal som til comparatoren. Jf. kap. 7.6.1

Funktion:

Systemet skal generere signaler, der får musemarkøren til at bevæge sig i de respektive retninger, når input overstiger offzone-grænserne.

Output:

- Når input overstiger 2,0 V for horisontal retning skal musemarkøren bevæge sig til venstre.
- Når input er mindre end -2,0 V for horisontal skal bevægelsen være mod højre.
- Når input overstiger 1,6 V i for vertikal retning skal musemarkøren bevæge sig opad
- Når input er mindre end - 1,6 V for vertikal retning skal musemarkøren bevæge sig nedad
- Når input er større end 2,0 V eller mindre end -2.0 V for horisontal retning og samtidig enten større end 1.6 V eller mindre end -1.6 V for vertikal retning, skal musemarkøren bevæge sig i den skrå retning som kombinationen giver.
- Når input ikke overstiger offzone-grænserne skal musemarkøren ikke bevæge sig.
- Ved signaler over offzone-grænsen, men med perioder mindre end 200 ms, skal musemarkøren ikke bevæge sig.

Testresultater

- Input > 2 V horisontalt gør, at musemarkøren bevæges mod venstre.
- Input < -2 V horisontalt gør, at musemarkøren bevæges mod højre.
- Input $> 1,6$ V vertikalt gør, at musemarkøren bevæges op.
- Input $< -1,6$ V vertikalt gør, at musemarkøren bevæges ned.
- Input > 2 V horisontalt samt input > 1.6 V vertikalt gør, at musemarkøren bevæges skråt op mod venstre.
- Input > 2 V horisontalt samt input $< -1,6$ V gør, at musemarkøren bevæges skråt ned mod højre.
- Input < -2 V horisontalt samt input $> 1,6$ V gør, at musemarkøren bevæges skråt op mod højre.

- Input < -2 V horisontalt samt input $< -1,6$ V gør, at musemarkøren bevæges ned mod højre.
- Ved 2 V $>$ input > -2 V horisontalt, samt $1,6$ V $>$ input $> -1,6$ V, bevæger musemarkøren sig ikke.
- Ved signaler over offzone-grænsen, men med perioder < 200 ms bevæger musemarkøren sig ikke.

Konklusion

Musemarkøren bevæger sig i de ønskede retninger og det kan konkluderes, at det samlede digitale system fungerer som forventet.

Kapitel 8

Implementation og accepttest

Herunder vil de 3 foregående dele først blive implementeret til et samlet system. Derefter vil der blive foretaget en accepttest af det samlede system

8.1 Implementetion af hele systemet

Forstærkeren, filteret og det digitale styresystem er som nævnt wrappet og loddet på boards hver for sig. Disse tre boards skrues fast på et fælles bræt, og ind- og udgange samt reference fra hver af systemerne forbindes. Hvert delsystem har sin egen batteriforsyning på ± 9 V som udgangspunkt. Batterier anses for en acceptabel forsyning til testbrug, men da systemets samlede strømforbrug fra 9 V-batterierne kan måles til 138 mA og et 9 V batteri indeholder 500 mAh, er det ikke en holdbar løsning i et færdigt produkt. Derfor planlægges det at forsyne systemet med en isoleret AC/DC-spændingsforsyning. En egnet forsyning er f.eks. MVLT25-3200 fra EOS Corp.

8.2 Accepttest

I den endelige accepttest er det undersøgt, om de implementerede funktioner virker tilfredsstillende i praksis.

Som udgangspunkt var det tanken at bevægelse af øjnene med hovedet fikseret skulle igangsætte bevægelse af cursoren på skærmen. I testfasen blev det konstateret, at dette kan være besværligt. Der opleves at cursoren til tider kan forsvinde ud af synsfeltet så man mister fornemmelsen af cursorens placering på skærmen. En anden mulighed for bevægelse af cursoren blev testet. Ved at flytte hovedet i den ønskede bevægelsesretning med øjnene fokuseret, kan der opnås en mere naturlig og præcis kontrol over cursoren. Testpersoner benyttede systemet på denne måde i 2-3 timer ad gangen. Indlæringstiden var ca. 20 min. hvorefter cursoren kunne placeres præcist på små ikoner på en 15" skærm med en opløsning på 800x600. Ingen af testpersonerne klagede efterfølgende over at systemet var anstrengende at bruge. Det viste sig muligt at tilpasse de variable indstillinger til forskellige brugere efter individuelle ønsker om følsomhed for styringen. Hastigheden af cursorens bevægelse virkede godt ifølge testpersonerne. Ønskes denne forøget er det muligt via software. Der er en indbygget funktion til hastighedsændring i enhver Windows version efter Windows 3.X så det er muligt at sætte hastigheden op for øvede brugere. Under testen viste det sig, at når et batteri fjernes under brug af systemet fik testpersonen stød. Derfor er der sat dioder på udgangen fra elektroderne, så der kun kan løbe en minimal strøm. Disse kan ses implementeret på bilag A.

Del V

KONKLUSION OG PERSPEKTIVERING

Kapitel 9

Konklusion

Formålet med dette projekt er at udarbejde et funktionelt EOG-styringsværktøj til styring af musemarkøren på en computer. Projektgruppens målgruppe er handicappede computerbrugere med alvorlige funktionsnedsættelser, der umuliggør brugen af gængse styringsredskaber. Det er tanken, at systemet med tiden kan videreudvikles til at styre andre elektroniske apparater i brugerens hverdag.

EOG-signalet er analyseret for at klarlægge signalets størrelse, karakter, præcision og støjforhold. EOG-signalet kan benyttes til at bestemme øjets position i synsfeltet, men med den nuværende præcisionsgrad, kan denne bestemmelse kun foregå med en præcision på ca. 2 grader. Derfor vælges en styringsfunktionalitet, der ikke gør brug af øjets absolutte position, men blot placeringen i en 3x3-zoners inddeling af synsfeltet. Zonerne virker som piletaster på et tastatur - i den midterste zone bevæger musemarkøren sig ikke, i den højre zone bevæger musemarkøren sig til højre, i den øverste zone bevæger musemarkøren sig opad etc. Der udarbejdes ikke en klikfunktion. Den endelige styring af musemarkøren foregår gennem en almindelig computermus. 4 lysdiodepar på musens printboard, der registrerer musens bevægelse skal styres af systemet og dermed få musemarkøren til at bevæge sig, når øjet er placeret i én af de aktive zoner. For at klargøre det biologiske signal til denne styring er det nødvendigt at forstærke og filtrere signalet. Systemet er designet, så den analyserede styringsfunktionalitet er muliggjort. Signalet forstærkes gennem 2 forstærkerled. Første led er 2 instrumentationsforstærkere og andet led er 2 ikke-inverterende op-amps. Der er mulighed for at justere forstærkningsgraden uafhængigt for hver kanal i området 5-10.000 gange samt at offset-justere med op mod ± 30 mV på indgangene. Det designede filter er et 3. ordens Sallen-Key filter med en knækfrekvens på ca. 10 Hz og en dæmpning på 40 dB ved 50 Hz. Musen styres med to faseforskudte 20 Hz firkantbølger, der bruges til at tænde/slukke infrarøde udsenderdioder på musen. Musens bevægeretning afgøres af, hvilken diode der modtager signalet med delay. Den "rene" bølge genereres af en 555-timerkreds og det forsinkede signal genereres ved kombination af det rene signal og to skud fra oneshots, der trigger hhv. på det rene signals opadgående- og nedadgående flanker. Signalvejene fra signalkilder til musens dioder styres vha. comparators, der genkender inputsignalets spændingsniveau i forhold til 3x3-zonerne, D-FFs der afventer 200 ms aktivering af en aktiv zone inden signalvejene åbnes for at frasortere blink, og analoge switches der åbner og lukker signalvejene og dermed styrer musens bevægeretning.

Det designede system er implementeret på wrap-board og testet.

Systemet virker efter hensigten. Det er muligt for brugeren at styre musemarkøren ved at bevæge øjnene eller fokusere blikket og dreje hovedet. Efter ca. 20 min. indøvning er det muligt at ramme ikoner på skærmen med god præcision. Da EOG-signalets karakter imidlertid er forskelligt fra bruger til bruger er det nødvendigt at indstille forstærkningsgraden for hver ny brugssituation. Det er desuden nødvendigt at offset-justere jævnligt for at kompensere for elektrodedrift.

Kapitel 10

Perspektivering

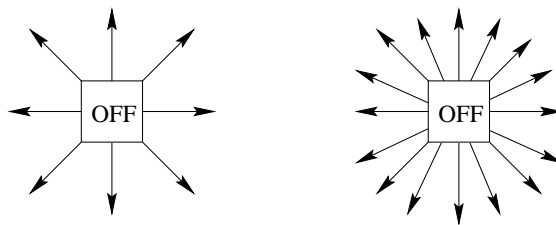
Det designede system er et godt skridt på vejen mod et funktionelt, universelt styringsredskab til styring af diverse elektroniske apparater, som det beskrives i foranalysen med computeren som interface. Systemet tillader nu brugeren at styre musemarkøren i 8 retninger med god præcision, men der er stadig mange mulige forbedringsmuligheder.

Primært må problemerne med varierende offset løses, så der ikke er behov for manuel kalibrering, som det er tilfældet på nuværende tidspunkt i udviklingsforløbet. Problemet har to mulige løsninger: Enten skal bruger-system-interfacet udgøres af elektroder med mindre drift, eller der skal udvikles et delsystem, der foretager løbende, automatisk offset-nulling. Projektgruppen har udtænkt et koncept for sidstnævnte løsning, automatisk offset-nulling:

Som det er tilfældet for lysdioderne til visualisering af offset-nulling, registreres det, hvorvidt det forstærkede signal fra brugeren er over 0,5 V eller under -0,5 V. Hvis disse grænser er overskredet skyldes det enten, at brugeren ønsker at aktivere musen, eller at signalet ufrivilligt er driftet og har medført ukorrekt offset-nulling. Når dette registreres tilføres langsomt et kompenserende potentiale til signalet, indtil grænserne ikke længere overskrides. Tilførelsen af potentiale skal foretages så langsomt, at signalet ikke ryger ud af en aktiv zone under musemarkørens bevægelse over skærmen, når brugeren bevidst har aktiveret denne. Når brugeren imidlertid kigger indenfor off-zonen, men 0,5 V-grænsen alligevel er overskredet, vil det kompenserende potentiale langsomt nulle offsettet, mens brugeren er travlt optaget af at læse på skærmen eller lignende. På denne vis bliver brugerens naturlige pauser udnyttet til offset-nulling, og der er ikke behov for jævnlige pauser til kalibrering, hvor en hjælper skal indstille systemet korrekt.

Tilføjelse af en klik-funktion til systemet vil muliggøre egentlig styring af Windows-brugerfladen, der ikke er muligt uden at kunne klikke på diverse knapper på skærmen. I projektgruppens øjne bør en sådan klik-funktion implementeres på basis af EMG-signaler fra brugerens ansigtsmuskulatur, så der kan klikkes ved kontraktion af bestemte muskelgrupper i ansigtet. Dermed adskilles klik-funktionen motorisk fra øjenbevægelser og blink, og brugeren kan dermed klikke fuldstændig uafhængigt af musemarkørstyringen, når det er nødvendigt.

De nuværende 8 bevægelsesretninger kan med fordel udbygges til flere bevægelsesretninger som vist på figur 10.1. Dermed bliver musemarkørens bevægelse på skærmen mere jævn, når brugeren vil bevæge sig i diverse skrå retninger. Denne udbygning kræver blot, at brugerens synsfelt opdeles i flere zoner end de 9, der er benyttet til det foreliggende system.



Figur 10.1: Eksempel for 8 og 24 bevægelsesretninger.

Med disse forbedringer kan systemet ikke blot blive et overordentligt funktionelt styringsværktøj for brugere med svære, motoriske funktionsnedsættelser, men også et seriøst alternativ til styringsværktøjer som mus eller track-ball for almindelige computerbrugere.

Litteratur

F. Bahuaud. Hand free computer controller. Technical report, Oxford Brookes University, juni 1998. URL <http://mageos.ifrance.com/projetsfred/p1.htm?>

T. Engell-Nielsen and A. J. Glenstrup. Eye controlled media: Present and future state. Technical report, Københavns Universitet, Institutet for Computer Science, 1. juni 1995. URL <http://www.diku.dk/~panic/eyegaze/article.html>. CD-ROM.

Forskningsministeriet. Rapport fra arbejdsgruppen om tilgængelighed og grafiske brugergrænseflader. Forskningsministeriet, 12. februar 1998. URL <http://www.fsk.dk/fsk/div/270298-2/main.html>.

K. M. V. D. Graaff. *Human Anatomy*. McGraw-Hill, 2001. ISBN 0-07-112283-4.

L. P. Huelsman. *Active and passive analog filterdesign*. McGraw-Hill, Inc., 1993. ISBN 0-07-112519-1.

IEC. Safety requirements for medical electrical systems, 1992.

R. J. Jacob. Input devices and techniques. Technical report, Tufts University. URL <http://citeseer.nj.nec.com/cache/papers2/cs/438/http:zSzzSzwww.eecs.tuf%ts.eduzSz~jacobzSzpaperszSzsrc.pdf/input-devices-and-techniques.pdf>. CD-ROM.

I. K. Jordansen. *Øjenstyring*. Hjælpemiddelinstittet, 2000. ISBN 87-89407-94-6.

A. W. North. Accuracy and precision of electro-oculographic recording. Technical report, Emory University School of Medicine, Atlanta Georgia, 1965.

RIT, 2001. URL <http://www.cis.rit.edu/mcsl/faq/>.

A. S. Sedra and K. C. Smith. *Microelectronic Circuits*. Oxford University Press, Inc, 1998. ISBN 0-19-511690-9.

WA, 2001. URL <http://www.wa-eyemd.org/anatomy-muscles.htm>.

C. Walter. Aktive filtre. CD-ROM.

J. G. Webster. *Medical Instrumentation, Application and Design*. John Wiley & Sons, Inc, 1998. ISBN 0-471-15368-0.

L. Yonkos. Sensory organs: Eye. URL <http://www.aquaticpath.umd.edu/Fhm/eye.html>.

K. Yoshida and A. Patriciu. Changes in the skin and electrode impedance spectra due to long-term surface stimulation. Technical report, Center for Sensory Motor Interaction, Aalborg University, Denmark, 2000.

Del VI

APPENDIX

Appendiks A

Forsøg med EOG

A.1 Undersøgelser af EOG signal

Formålet var vha. en DC forstærker, at opsamle empiriske data til at bistå udformningen af en realistsk kravspecifikation. Ideer til systemfunktioner blev gennemtestet i forhold til en udarbejdet forsøgsprotokol, og resultater blev noteret og bearbejdet. Testen af systemet bidrog til interessante og særdeles brugbare erfaringer. Det viste sig, at mange af gruppens ideer til systemfunktioner, med stor sandsynlighed, og lidt held, kan realiseres i praksis. Det var derfor naturligt at udforme testen således, at præcisionsbegrænsninger blev undersøgt og vurderet i forhold til ønskede funktioner. Nedenfor følger den anvendte forsøgsprotokol. I forbindelse med den enkelte undersøgelse diskuteres hensigten samt de opnåede resultater.

A.1.1 Formål

Det, der først og fremmest ønskes testet og undersøgt, er EOG-signalets potentiale for henholdsvis vertikale og horisontale øjenbevægelser. Derudover skal et blink undersøges nærmere for at klarlægge, i hvor høj grad det har indflydelse på signalet, og det skal undersøges hvor stor en eventuel offzone skal/kan være. Desuden skal elektrodedrift og offset måles.

A.1.2 Metode

Det eksisterende system bestod af en forforstærker med gain 100 og en yderligere forstærkning på gain 3 - dvs. en samlet forstærkning af signalet på 300 gange. Desværre havde det eksisterende system kun en indgang, og derfor blev der kun påmonteret et elektrodepar på forsøgspersonen. Det betød at det ikke var muligt at teste horisontale og vertikale øjenbevægelser samtidigt. Systemets indbyggede høj- og lavpasfiltre, blev slået fra og det forstærkede signal blev visualiseret på et oscilloskop

På en væg var ophængt et koordinatsystem med begge akser inddelt i afstande svarende til 1 grad over 50 cm. og en forsøgsperson blev placeret 50 cm. fra væggen og blev bedt om at kigge ligeud på centrum i koordinatsystemet og forholde sig i ro.

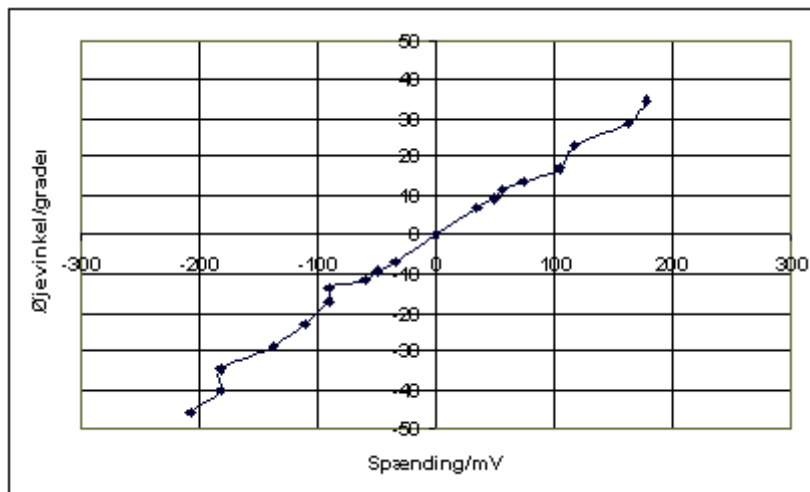
Alle målinger indledtes med en kalibrering, hvor nulpunktet blev lokaliseret, svarende til at forsøgspersonen fokuserer på centrum af koordinatsystemet. Forskellige tests blev efterfølgende udført, hvor amplitudeudsving i potentialet fra øjnene blev registreret. Sideløbende fulgtes udviklingen af nulpunktspotentialets beliggenhed over tid, hvor kalibrering af nulpunkt blev foretaget med oscilloskopets cursorfunktion.

A.1.3 Resultater

Følgende målinger blev opsamlet under forsøget:
 Øjenbevægelse i vertikal retning:

Øjevinkel i grader	3 målinger			Gennemsnit	Uforstærket signal
-46	-205 mV	-205 mV	-210 mV	-207 mV	-0,69 mV
-40	-180 mV	-185 mV	-180 mV	-182 mV	-0,61 mV
-34	-155 mV	-155 mV	-155 mV	-155 mV	-0,61 mV
-29	-140 mV	-130 mV	-140 mV	-137 mV	-0,46 mV
-23	-112 mV	-105 mV	-115 mV	-111 mV	-0,37 mV
-17	-100 mV	-90 mV	-80 mV	-90 mV	-0,30 mV
-14	-90 mV	-90 mV	-90 mV	-90 mV	-0,30 mV
-12	-56 mV	-62 mV	-60 mV	-59 mV	-0,20 mV
-9	-50 mV	-50 mV	-50 mV	-50 mV	-0,17 mV
-7	-37 mV	-30 mV	-35 mV	-34 mV	-0,11 mV
0	0 mV	0 mV	0 mV	0 mV	0,00 mV
7	32 mV	35 mV	35 mV	34 mV	0,11 mV
9	50 mV	40 mV	60 mV	50 mV	0,17 mV
12	62 mV	50 mV	56 mV	56 mV	0,19 mV
14	75 mV	75 mV	70 mV	73 mV	0,24 mV
17	105 mV	112 mV	95 mV	104 mV	0,35 mV
23	120 mV	115 mV	115 mV	117 mV	0,39 mV
29	155 mV	175 mV	160 mV	163 mV	0,54 mV
34	175 mV	180 mV	180 mV	178 mV	0,59 mV

Tabel A.1: Måledata for vertikalt

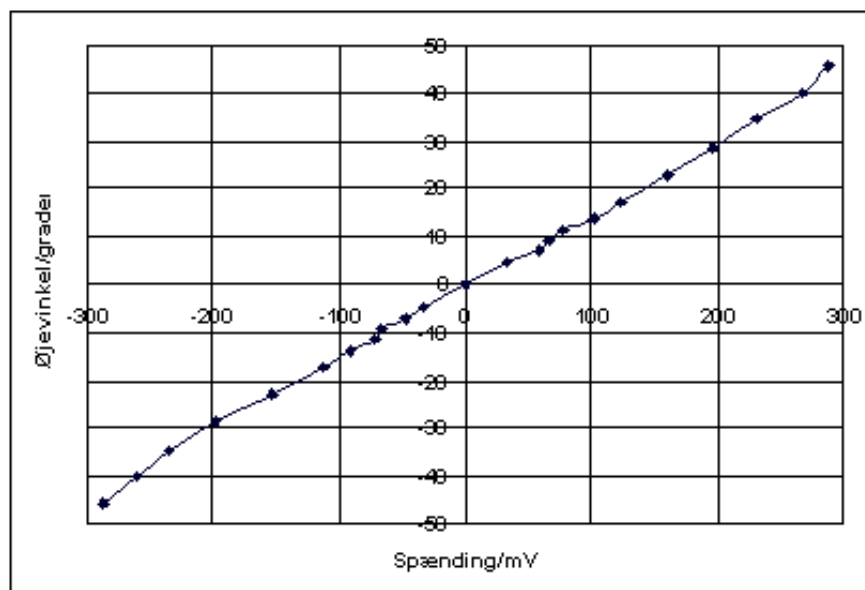


Figur A.1: Graf, der illustrerer sammenhængen mellem det målte potential og øjets forskydning i vertikal retning.

Øjenbevægelse i horisontal retning:

Øjevinkel i grader	3 målinger			Gennemsnit	Uforstærket signal
-46	-287 mV	-287 mV	-287 mV	-287 mV	-0,96 mV
-40	-262 mV	-260 mV	-260 mV	-260 mV	-0,87 mV
-34	-235 mV	-235 mV	-235 mV	-235 mV	-0,78 mV
-29	-200 mV	-200 mV	-195 mV	-198 mV	-0,66 mV
-23	-150 mV	-155 mV	-155 mV	-153 mV	-0,51 mV
-17	-112 mV	-112 mV	-112 mV	-112 mV	-0,37 mV
-14	-90 mV	-94 mV	-87 mV	-90 mV	-0,30 mV
-12	-63 mV	-75 mV	-75 mV	-71 mV	-0,24 mV
-9	-70 mV	-68 mV	-63 mV	-67 mV	-0,22 mV
-7	-40 mV	-50 mV	-50 mV	-46 mV	-0,16 mV
-5	-25 mV	-37 mV	-37 mV	-33 mV	-0,11 mV
0	0 mV	0 mV	0 mV	0 mV	0,00 mV
5	30 mV	35 mV	35 mV	33 mV	0,11 mV
7	55 mV	60 mV	62 mV	59 mV	0,20 mV
9	70 mV	65 mV	66 mV	67 mV	0,22 mV
12	70 mV	80 mV	85 mV	78 mV	0,26 mV
14	100 mV	100 mV	105 mV	101 mV	0,34 mV
17	125 mV	125 mV	120 mV	123 mV	0,41 mV
23	160 mV	162 mV	160 mV	160 mV	0,54 mV
29	200 mV	195 mV	195 mV	196 mV	0,66 mV
34	235 mV	230 mV	230 mV	231 mV	0,77 mV
40	265 mV	275 mV	265 mV	268 mV	0,89 mV
46	287 mV	290 mV	287 mV	288 mV	0,89 mV

Tabel A.2: Måledata for horisontalt.



Figur A.2: Graf, der illustrerer sammenhængen mellem det målte potentiale og øjets forskydning i horisontal retning.

Tid	Vertikalt	Horisontalt
5 min	5,0 mV	Mangler
10 min	4,0 mV	4,0 mV
15 min	2,6 mV	4,4 mV
23 min	1,7 mV	4,6 mV
28 min	1,7 mV	4,8 mV
35 min	1,5 mV	5,0 mV
40 min	1,4 mV	5,1 mV
45 min	1,4 mV	5,4 mV
50 min	1,3 mV	5,4 mV
55 min	1,4 mV	5,4 mV
1 t 00 min	1,4 mV	5,3 mV
1 t 05 min	1,4 mV	5,3 mV
1 t 10 min	1,4 mV	5,5 mV
1 t 15 min	1,3 mV	5,4 mV
1 t 20 min	1,4 mV	5,3 mV
1 t 30 min	1,3 mV	5,4 mV
1 t 40 min	1,5 mV	5,5 mV
1 t 50 min	1,4 mV	5,6 mV
2 t 00 min	1,5 mV	5,5 mV
2 t 10 min	1,4 mV	5,5 mV

Tabel A.3: Måledata for drift og offset.

A.1.4 Supplerende iagttagelser

I forsøget på at definere et vindue som omtalt, blev forsøgspersonen bedt om at holde øjnene centreret og følge en finger, der blev bevæget. Bevægelsen simulerede tilfældige interessepositioner på en monitor. Resultatet var et maksimalt udsving på 0.2 mV i begge retninger. Det svarer til at, øjet blev forskudt ca. 8 grader til hver side. I en afstand fra skærmen på 50 cm. svarer 8 graders udsving til 7 cm, hvorfor en fornuftig offzone vil være en firkant med en bredde og højde på ca 15x15 cm.

Forsøgspersonen blev efterfølgende bedt om at læse en tekst på et ophængt papir fra 50 cm. afstand. Teksten skulle læses så naturligt som muligt. Udsvingene fra dette forsøg var 0.3 mV i begge retninger, eller næsten 6 grader. Over 50 cm svarer 12 graders udsving til 10.5 cm. En off-zone på ca. 15 grader vil at give tilstrækkelig frihed til at læse en almindelig tekst på skærmen uden at musemarkøren bevæger sig.

A.1.5 Observation og diskussion

I det følgende foretages diskussion af de opsamlede data, hvor der først opstilles et spørgsmål - Q, dette besvares - A, og diskuteres efterfølgende under D.

Q: Hvor stor er den mindste målbare forskydning af øjnene?

Idet hensigten er, at udnytte ændringen af DC-potentialet når øjet flyttes, er det interessant at finde grænsen for den mindste registrerbare amplitudeændring som følge af forskydning af øjet. Denne undersøgelse bidrager til at bestemme en realistisk følsomhed. Det er vigtigt at have en fornemmelse for graden af følsomhed, som kan opnås, fordi det er en afgørende faktor for brugervenligheden af det system, der skal designes. Hvis minimale ændringer i øjets position kan registreres og pålideligt differentieres fra en tidligere position, kan det udnyttes til at flytte en cursor over kort afstand uden at kigge forbi den ønskede placering.

A.1: Undersøgelse af EEG signalet

Dette er naturligt for brugeren, men der opstår et problem som tages op i diskussionen.

A:

Forskydningen af øjet, som er nødvendig for at potentialet ændrer sig målbart er 2 grader.

D:

Hvis en bruger sidder 50 cm. fra en 15" monitor betyder dette resultat, at en 2 graders forskydning af øjet svarer til en fokusering 1.75 cm. fra det gamle punkt. Med skærmopløsning på 800x600 pixels er de fleste ikoner af den størrelsesorden.

Q: Er DC potentialeændringen virkelig en lineær funktion af øjets vinkel?

Ideen med at undersøge denne sammenhæng udspringer fra et ønske om at definere et vindue af bevægelsesfrihed, samt muligheden for evt. at indlejre en hastighedsfunktion på cursorbevægelsen.

Litteraturen angiver, at der kan være forskel på amplituden af forskellige brugeres potentialer fra øjet. Elektrodernes placering på brugere kan også være asymmetrisk så amplituden af det målte potentiale er forskellig i forhold til højre/venstre eller op/ned.

For at definere det omtalte vindue er det nødvendigt at have kendskab til udviklingen af signalet som funktion af øjets forskydning, og det er favorabelt, hvis denne er lineær. Det kan ligeledes lette udviklingen af en hastighedsfunktion.

A:

Der er en tydelig lineær sammenhæng mellem potentiale og øjets vinkel. Se fig. A.1 og fig. A.2. Det var dog forventet, at den lineære sammenhæng ville aftage ved meget store udsving med øjnene, og dette ses også ved horisontale udsving over ± 40 grader. Dette kunne ikke noteres ved vertikale målinger, hvor måleresultaterne ikke var så fine som de horisontale. Dette skyldes bl.a. den kraftigere vævsdensitet i panden, samt EMG-støj pandemuskulaturen.

D:

Idet potentialer kan variere af grunde som nævnt ovenfor, kan en absolut grænseværdi for et off-zone vindue kompliceres af en ikke lineær sammenhæng mellem øjets vinkel og målt potentiale. Hvis sammenhængen udviste eksponentielle træk kunne minimale øjenbevægelser medføre markante spændingsændringer, som hurtigt ville overskride off-zonens grænse. Resultatet er ufrivillig bevægelse af musemarkøren. En uheldig situation, som har indflydelse på overvejelser omkring størrelsen af det vindue, der giver brugeren bevægelsesfrihed. En helt tilfældig sammenhæng ville naturligvis komplicere tingene yderligere. For hastighedsfunktionen kan lignende argumenter føres. En lille ændring i øjets vinkel som medfører en betydelig hastighedsændring kan være svært at styre og en tilfældig ændring er naturligvis uacceptabel.

Hvis, derimod sammenhængen mellem øjets vinkel og potentialeændringen til god approksimation er lineær, må det forventes, at det er muligt at fastsætte en absolut grænseværdi for et vindue, som ikke er så følsom overfor de nævnte variationer. Ligeledes må det forventes, at styringen af en hastighedsfunktion lettes.

Q: Hvad er amplituden og varigheden af blink med øjnene?

En mulighed for at opnå en klikfunktion eksisterer ved at bruge voluntær sammenknibning af øjnene. Det kan lette udviklingen af klikfunktionen, hvis sammenknibning af øjnene resulterer i en markant amplitudeforskel på det målte potentiale i forhold til ufrivillige blink og forskydning af øjet.

Det er også nødvendigt at undersøge varigheden og amplituden af ufrivillige blink, fordi der er risiko for at disse er af en sådan karakter, at de kan fejlfortolkes som bevægelse af øjet.

A:

Der var en meget tydelig forskel på frivillige og ufrivillige blink. Potentialet var op til 2 mV, ved lukning/langvarigt blink, og dette er næsten dobbelt så stort som amplituden opnået ved maximal forskydning af øjet i vertikal retning. Varigheden af potentialet afhænger naturligvis af hvor lang tid øjet holdes sammenknebet. Ufrivillige blink derimod havde typisk en amplitude på 0.5-1 mV og varigheden var rimelig konstant på ca. 290 msek.

Blink kunne kun registreres med de vertikalt placerede elektroder

D:

At amplituden af ufrivillige blink har omtrent samme størrelse som 20-30 graders bevægelse af øjet betyder, at der er ekstra forbehold, der skal tages hvis en klikfunktion skal implementeres. En mulighed for at ignorere disse blink eksisterer ved at se på varigheden af potentialet for blinket. Taget i betragtning, at denne er meget kort, kan man forestille sig en indlejret clockfunktion, som ikke reagerer på potentialer med varighed under en fastsat tidsperiode. Reaktions tiden for cursoren bør stadig være acceptabel selv hvis den forsinkede respons sættes en del bredere end varigheden af et blink.

Det samme delay kan være nyttigt i forbindelse med klikfunktionen. Det er klart, at det tager tid før øjet er sammenknebet, og et delay kan udnyttes på den måde, at overgangsperioden til sammenknibning af øjet ikke registreres. Et øjebli(n)k efter opnås maksimal amplitude og det høje potentiale kan benyttes til at aktivere en klikfunktion.

Q: Hvordan påvirker lys målingerne?

For at styre en cursor er det selvsagt nødvendigt at rette blikket mod en monitor. Det kan være meget skiftende hvor høj lysintensitet, der udsendes herfra og det er nødvendigt at undersøge om disse varierende niveauer har indflydelse på målinger af potentialet fra øjet. Det er vist, at belysning har forstyrret målinger [North, 1965], men der er en udbredt skepsis i vores gruppe om hvorvidt det har nogen praktisk indflydelse på funktionaliteten af et system, og derfor er denne parameter blevet undersøgt. Lys blev slukket og tændt med skiftende intervaller fra 10 sek-2 min.

A:

Der var et udsving i potentialet på ca 0.05 mV, hvilket svarer til 1-2 graders øjenbevægelse, da testpersonen blev udsat for direkte belysning med en lampe, men ingen udsving ved påvirkning med normal belysning.

D:

At belyse og mørkelægge forsøgslokalet skiftevis må betragtes som større udsving i lysintensitet end en bruger udsættes for ved at kigge på en monitor. De svage udsving, som kunne registreres bør ikke have betydning for et system, hvor den nedre grænse for bevægelses on-set er defineret af et vindue med frihedsgrader for bevægelse af øjnene. Dette er endnu en begrundelse for at forfølge en off-zone løsning.

Q: Hvordan ændrede offsettet sig under testperioden?

Vi har identificeret offset som en særdeles signalforstyrrende faktor, der kan variere over tid og har af den grund valgt at undersøge stabiliteten og størrelsen af offsettet.

A:

Det tog ca. 30-45 min. før offsettet stabiliseredes til et konstant niveau omkring 1,4 mV for det vertikale elektrodepar og 5,4 mV for det horisontale par. Se tabel A.3. Herefter registreredes udsving svarende til 2-3 graders forskydning af øjet i begge retninger.

D:

Det betydelige offset på det vertikale elektrodepar svarer til en amplitude, der mere end dobbelt så stor som den maksimale amplitude, der kan opnås ved at forskyde øjet. Det er forholdsvis simpelt at tage højde for det stabile offset, ved at benytte et nulling potentiometer, men det er derimod vanskeligere at eliminere offsettet i den indledende fase, hvor offsettet stiger mod det stabile niveau.

A.1.6 Konklusion på undersøgelse af EOG-signaler

De indledende forsøg har givet projektgruppen en række særdeles brugbare måleresultater, der vil blive benyttet i analyse- og designperioden. Det var bl.a. formålet at identificere og måle EOG-signalet. Dets maksimale amplitude for både horisontale og vertikale øjenbevægelser er blevet bestemt, og der er konstateret, at der er en lineær sammenhæng mellem forskydning af øjet og det målte potentiale. Det er desuden konstateret, at det er muligt at måle øjenbevægelse helt ned til 2 graders forskydning. Frivillige og autonome blink er blevet analyseret og deres amplitude og varighed er fastlagt. Det blev undersøgt om lysintensiteten har indflydelse på EOG-signalet, og elektrodernes offset blev løbende fulgt gennem hele testen. Til sidst blev det undersøgt hvordan EOG-signalet så ud ved simuleret læsning af et dokument på en monitor, for at fastsætte en fornuftig grænse til en offzone. Samlet må det derfor konkluderes at testen har været vellykket, og vil have betydelig indflydelse i det efterfølgende projektarbejde.

A.2 Yderligere måling af offset og EOG-signal

Da det gennem de indledende tests blev klart, at elektrodeparrenes offset var variabelt, blev de indledende målinger fulgt op af endnu et forsøg på 4 af projektgruppens medlemmer. Der blev ved samme lejlighed målt maksimalt EOG-signal og EOG-signal ved øjeforskydninger på 15 grader, hhv. op/ned og højre/venstre.

Konfigurationen af det anvendte system til dataopsamling var magen til det system, der blev brugt til de første dataopsamlinger. Efter præparation af huden med sandpapir og sprit blev elektroder placeret og offset, drift og EOG-signaler blev opsamlet. Data er opsamlet i tabel A.4

Forsøgsperson	Nr. 1	Nr. 2	Nr. 3	Nr. 4
Vertikalt offset efter 5 min.	1,6 mV	4,5 mV	0,8 mV	9,2 mV
Vertikalt offset efter 45 min.	2,2 mV	3,3 mV	4,3 mV	6,1 mV
Horisontalt offset efter 5 min.	0,9 mV	6,1 mV	4,2 mV	3,3 mV
Horisontalt offset efter 45 min.	2,0 mV	1,9 mV	6,8 mV	2,8 mV
Forskudt vertikalt 15 grader opad	0,21 mV	0,27 mV	0,30 mV	0,20 mV
Forskudt vertikalt 15 grader nedad	0,21 mV	0,25 mV	0,29 mV	0,22 mV
Forskudt horisontalt 15 grader til højre	0,24 mV	0,34 mV	0,25 mV	0,28 mV
Forskudt horisontalt 15 grader til venstre	0,25 mV	0,30 mV	0,25 mV	0,30 mV

Maksimalt vertikalt signal	0,70 mV	0,90 mV	1,00 mV	0,70 mV
Maksimalt horisontalt signal	0,80 mV	1,20 mV	0,80 mV	0,90 mV
Vertikal signalstyrke pr. grad	14 μ V	17 μ V	18 μ V	14 μ V
Horisontal signalstyrke pr. grad	17 μ V	22 μ V	17 μ V	20 μ V

Tabel A.4: Måledata for drift og offset

A.3 Supplerende undersøgelser

A.3.1 Drift og offset på forskellige personer.

Som det fremgår af tabel A.4 ligger offsettet kort efter påsætning af elektroder mellem 0,8 til 9,2 mV. Efter 45 minutter er elektrodeoffsetet driftet til et stabilt niveau på alle forsøgspersoner, og ligger nu mellem 0,9 til 6,8 mV.

Samlet er alle elektrodepar driftet mellem 0,5 mV og 4,2 mV, men resultaterne er så forskellige, at det må konkluderes, at det ikke er muligt at fastslå en bestemt værdi for drift og offset, men at dette alene skyldes hudens og elektrodernes forskellighed.

EOG-signalets styrke

Det har været projektgruppens erfaring at EOG-signalerne er individuelt forskellige. Forskellen skyldes bl.a., at potentialet på retina/cornea ikke er det samme hos alle personer, men desuden skyldes den målbare forskel, at vævstettheden omkring øjnene er forskellig. En kraftig vævstetthet vil svække det målbare signal på hudoverfladen, og derfor kræves individuel behandling af signalet.

Som det ses i tabel A.4, er der blandt projektgruppens deltagere en individuel forskel på EOG-signalerne, der spænder mellem 0,7 og 1,0 mV vertikalt og 0,8 mV til 1,2 mV horisontalt ved maksimal forskydning af øjnene. Måles signalstyrken pr. grad øjet forskydes er potentialet mellem 14-18 μ V pr. grad vertikalt og 17-22 μ V pr. grad horisontalt.

Grunden til, at det vertikale signal er svagere end det horisontale hos alle testpersoner skyldes, at øjet kan forskydes mere i horisontal retning end i vertikal retning. Desuden er vævstettheden over og under øjet oftest kraftigere end på siden af hovedet.

Appendiks B

Filterdesign

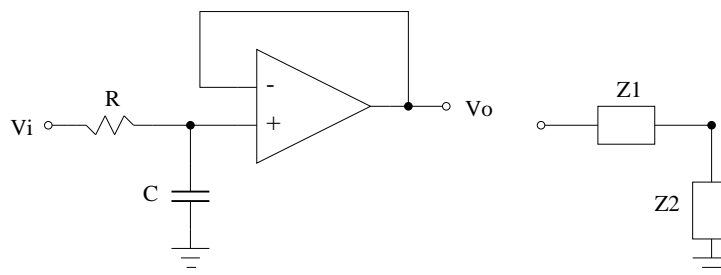
B.1 Udledning af overføringsfunktion

Ved filtre af tredje og højere orden, kan sådanne filter konstrueres ved kombination af filtre af lavere orden, hvilket også vil komme til udtryk i udledningen af filterets overføringsfunktion. Dette er eksemplificeret ved formel B.1, der angiver ordenen af et højere ordens filter som kombination af sektioner af mindre ordner:

$$H(s) = h(s) \cdot \sum_{i=1}^N h(s)_i \quad (\text{B.1})$$

Det valgte 3. ordens filters overføringsfunktion kan opspaltes som produktet af et 1. og 2. ordens filters overføringsfunktioner.

B.1.1 For 1. orden



Figur B.1: SAB konfiguration for et Sallen-Key 1. ordensfilter.

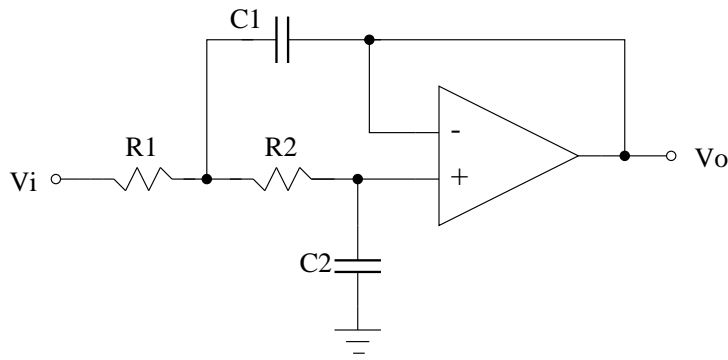
$$V_i = R \cdot i$$

$$V_p = V_o$$

$$V_i \cdot \left(\frac{1}{Z_1}\right) = V_p \cdot \left(\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2}\right)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{\frac{1}{Z_1}}{\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2}}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = H(s)_{1.orden} = \frac{V_o}{V_i} = \frac{\frac{1}{R}}{\frac{1}{R} + sC} = \frac{\frac{1}{RC}}{\frac{1}{RC} + s} \quad (\text{B.2})$$



Figur B.2: SAB konfiguration for et Sallen-Key 2. ordensfilter.

B.1.2 For 2. orden

$$\begin{aligned}
 I_1 &= V_o \cdot C_2 \cdot s \\
 I_2 &= I_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot s = V_o \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot s^2 \\
 V_i &= R_1 \cdot (I_1 + I_2) + I_1 \cdot \left(R_2 + \frac{1}{C_2 \cdot s}\right) \\
 V_i &= V_o \cdot s \cdot R_1 \cdot C_2 + V_o \cdot s^2 \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2 + V_o \cdot s \cdot R_2 \cdot C_2 + V_o \\
 \frac{V_i}{V_o} &= s^2 \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2 + s \cdot R_1 \cdot C_2 + s \cdot R_2 \cdot C_2 + 1 \\
 \frac{V_o}{V_i} &= H(s)_{2.orden} = \frac{1}{s^2 + \left(\frac{1}{R_2 \cdot C_1} + \frac{1}{R_1 \cdot C_1}\right) \cdot s + \frac{1}{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} \quad (B.3)
 \end{aligned}$$

B.1.3 Den samlede overføringsfunktion

Den samlede overføringsfunktion ses i forhold til illustration 5.2 side 38 om filterdesign.

$$H(s)_{samlet} = \frac{\frac{1}{R_1 \cdot C_1}}{\frac{1}{R_1 \cdot C_1} + s} \cdot \frac{\frac{1}{R_2 \cdot R_3 \cdot C_2 \cdot C_3}}{s^2 + \left(\frac{1}{R_3 \cdot C_2} + \frac{1}{R_2 \cdot C_2}\right) \cdot s + \frac{1}{R_2 \cdot R_3 \cdot C_3 \cdot C_3}} \quad (B.4)$$

B.1.4 Dimensionering

Ved dimensioneringen tages i første omgang udgangspunkt i 1. ordens sektionen, hvor formelen for ω_s anvendes til valg af en C_1 værdi og en passende knækfrekvens. Dette er et kompromis, hvor tilgængelige komponentstørrelser spiller en stor rolle. Formlen er givet ved [Walter]

$$\omega_s = \frac{1}{R \cdot C_1}$$

Derudfra udledes en knækfrekvens, der bygger på simuleringer ved tilgængelige komponentstørrelser, samt således at knækfrekvensen for 1. ordens sektionen stemmer overens med knækfrekvensen for 2. ordens sektionen:

$$\omega_s = \frac{1}{10000\Omega \cdot 0.0000016F} = 62.5Rad/sek = 9.9Hz \quad (B.5)$$

ζ , der bliver nævnt som dæmpningsfaktoren for et 2. ordens filter, er givet ved [Walter]

$$Q = \frac{1}{2 \cdot \zeta}$$

hvor Q er kendetegnet som en kvalitetsfaktor for filteret. For Q antages dens idealværdi for et 3. ordens filter, hvilket er 1 [Huelsman, 1993]. Derved findes ζ til at være 0,5.

C_2 og C_3 for 2. ordens sektionen findes til at være

$$C_2 = \frac{1}{\zeta \cdot \omega_N \cdot R}, C_3 = \frac{\zeta}{\omega_N \cdot R}$$

hvor ω_N sættes til at være ω_S , da 1. og 2. ordens sektionen skal have samme knækfrekvens. Derved opnås værdier for C_2 og C_3

$$C_2 = \frac{1}{0,5 \cdot 62,5 \text{Rad/sek} \cdot 10 \text{k}\Omega} = 3,2 \mu\text{F}, C_3 = \frac{0,5}{62,5 \text{Rad/sek} \cdot 10 \text{k}\Omega} = 0,8 \mu\text{F} \quad (\text{B.6})$$

Derved findes følgende komponentstørrelser via dimensionering:

$$R_1, R_2, R_3 = 10 \text{k}\Omega$$

$$C_1 = 1,6 \mu\text{F}, C_2 = 3,2 \mu\text{F}, C_3 = 0,8 \mu\text{F}$$

hvilket giver følgende overføringsfunktion

$$H(s)_{\text{samlet}} = \frac{\frac{1}{R_1 \cdot C_1}}{\frac{1}{R_1 \cdot C_1} + s} \cdot \frac{\frac{1}{R_2 \cdot R_3 \cdot C_2 \cdot C_3}}{s^2 + \left(\frac{1}{R_3 \cdot C_2} + \frac{1}{R_2 \cdot C_2}\right) \cdot s + \frac{1}{R_2 \cdot R_3 \cdot C_3 \cdot C_3}} = \frac{62,5}{62,5 + s} \cdot \frac{3906,25}{s^2 + 62,5 \cdot s + 3906,25} \quad (\text{B.7})$$

hvor knækfrekvensen er 62.5 Rad/sek eller 9.9 Hz.

Dæmpningen ved 50 Hz er beregnet til at være 40.1 dB

Appendiks C

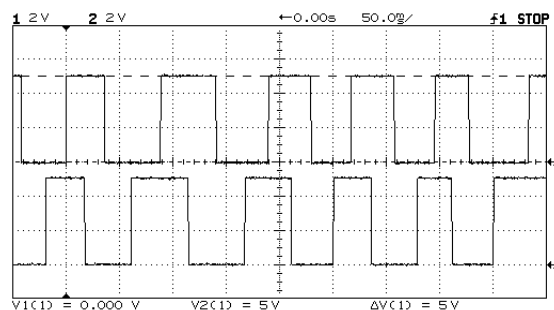
Undersøgelse af musens udsenderdioder

Formålet med denne undersøgelse er at opnå kendskab til signalet fra musens udsenderdioder således at dette kan efterlignes og anvendes til styring af musen i designfasen. Signalets form faseforskydning er vigtig kende idet musemarkørens bevægelse er baseret herpå.

Et oscilloskop påkobles et modtagerdiode par som styrer henholdsvis vertikal og horisontalt musemarkør bevægelse. Musens perforerede hjul drejes først den ene vej rundt, herefter den anden vej rundt. Ved begge rotationer er der taget screenshots fra det anvendte oscilloskop som efterfølgende analyseres.

Signalets form

Når det perforerede hjul drejes rundt bliver udsenderdiodernes lys afbrudt med mellemrum, og spændingen over modtagerdioderne skifter mellem lav og høj. Dette ses for et modtagerdiode par på fig. C.1.



Figur C.1: Spændingen er henholdsvis lav og høj over en modtagerdiode. Dette skyldes at modtagerdioden skiftevis modtager lys og ikke modtager lys fra udsenderdioden. Det bemærkes lav og høj spændinger for at diodepar er faseforskudte

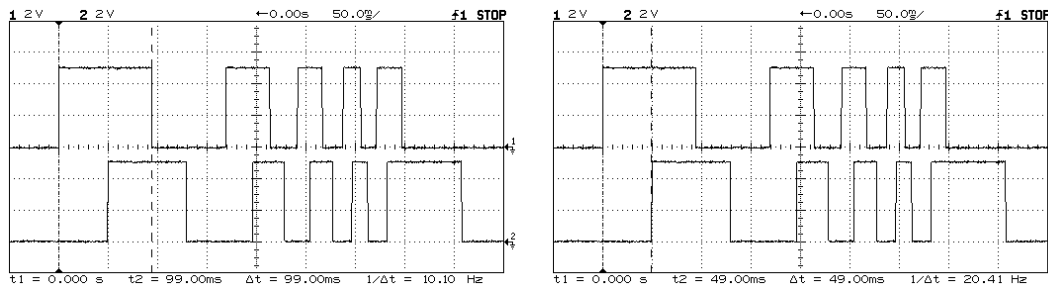
Faseforskydning

Faseforskydningen af impulserne skyldes placeringen af dioderne i forhold til det perforerede hjul, se appendiks D. Denne faseforskydning er undersøgt for de 4 retninger som svarer til bevægelse af musemarkøren, højre/venstre og op/ned.

Højre:

På fig. C.2 ses hvor stor faseforskydningen er ved bevægelse af musen til højre. Det ses at det øverste signal er forskudt til venstre i forhold til det nederste signal. Perioden af en impuls er 99,00 ms.

Cursorene angiver faseforskydningen til 49,00 ms. Ud af hele perioden svarer dette til 49,5 %, altså næsten en halv periode.



(a) Illustrering af impuls ved bevægelse af mus mod højre og måling af impulsperiode

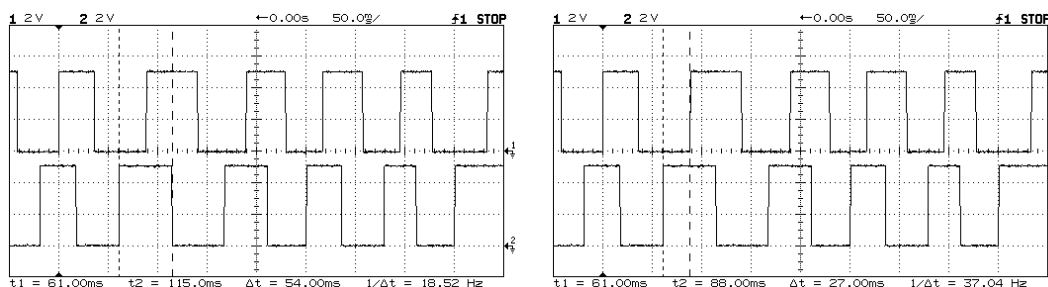
(b) Illustrering af faseforskydning ved bevægelse af mus mod højre og måling af denne.

Figur C.2: Faseforskuet signal ved bevægelse af mus mod højre

Venstre:

På fig. C.3 ses hvor stor faseforskydningen er ved bevægelse af musen til venstre. Det ses at det øverste signal er forskudt til højre i forhold til det nederste signal. Perioden af en impuls er 54 ms.

Cursorene angiver faseforskydningen til 27,00 ms. Ud af hele perioden svarer dette til 50 %, altså en halv periode.



(a) Illustrering af impuls ved bevægelse af mus mod venstre og måling af impulsperiode

(b) Illustrering af faseforskydning ved bevægelse af mus mod venstre og måling af denne

Figur C.3: Faseforskuet signal ved bevægelse af mus mod venstre

Op:

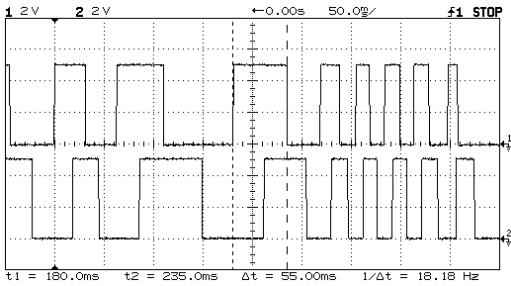
På fig. C.4 ses hvor stor faseforskydningen er ved bevægelse af musen i retningen som svarer til opad bevægelse af musemarkøren. Det ses at det øverste signal er forskudt til venstre i forhold til det nederste signal. Perioden af en impuls er 55,00 ms.

Cursorene angiver faseforskydningen til 31,00 ms. Ud af hele perioden svarer dette til 56,3 %, altså lidt over en halv periode.

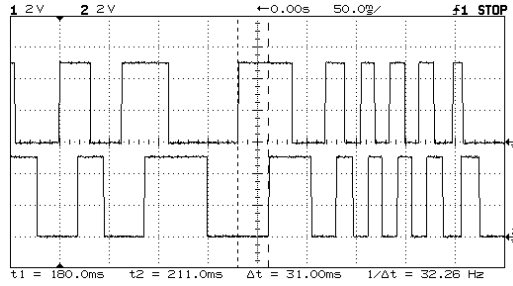
Ned:

På fig. C.5 ses hvor stor faseforskydningen er ved bevægelse af musen til i retningen som svarer til nedad bevægelse af musemarkøren. Det ses at det øverste signal er forskudt til højre i forhold til det nederste signal. Perioden af en impuls er 65,00 ms.

Cursorene angiver faseforskydningen til 29,00 ms. Ud af hele perioden svarer dette til 44,6 %, altså lidt under en halv periode.

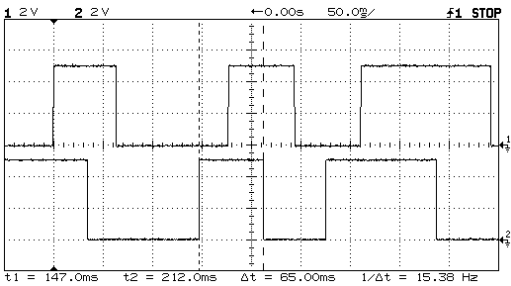


(a) Illustrering af impuls ved bevægelse af mus op og måling af impulsperiode.

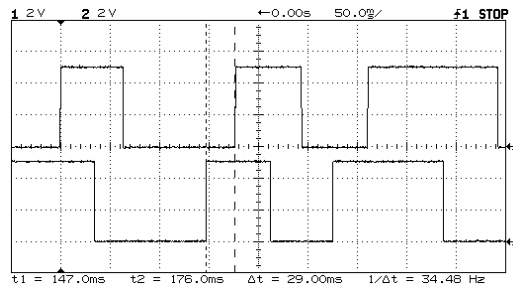


(b) Illustrering af faseforskydning og måling af denne.

Figur C.4: Faseforskudt signal ved bevægelse af mus opad.



(a) Illustrering af impuls ved bevægelse af mus ned og måling af impulsperiode.



(b) Illustrering af faseforskydning og måling af denne.

Figur C.5: Faseforskudt signal ved bevægelse af mus nedad.

Konklusion

Det konkluderes at faseforskydningen, både i horisontalt og vertikalt plan, vendes når musen bevæges i modsat retning. Faseforskydningen mellem et diodepar er omkring en halv periode, men denne varierer en smule. Det synes rimeligt at generere signaler til musens modtagerdioder med en faseforskydning på en halv periode.

C.1 Undersøgelse af impulsfrekvens og musehastighed

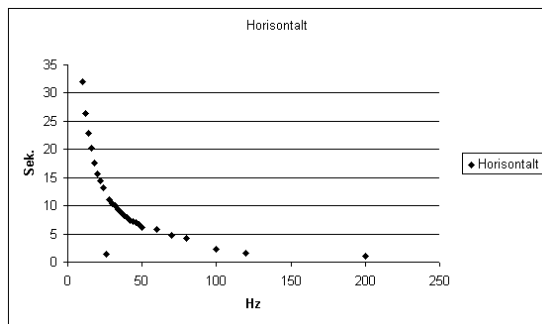
Sammenhængen mellem impulsfrekvensen opfanget af modtagerdioden og hastigheden af musemarkørens bevægelse undersøges. Dette bruges til at bestemme frekvensen af impulser der skal genereres således at en fornuftig hastighed for musemarkøren opnås. En impulsgenerator kobles på udsenderdioderne. Herefter blev der ved flere forskellige frekvenser taget tid på, hvor lang tid der tog cursoren at bevæge sig fra den ene kant af skærmen til den anden. Dette blev gjort for både horisontal og vertikal retning.

Tabel for Hastighed og Frekvens

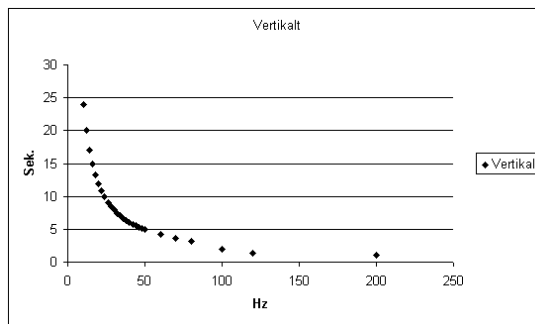
Bevægelse af mus med signalgenerator

Horisontalt		Vertikalt	
F (Hz)	Tid (s)	F (Hz)	Tid (s)
10	32,0	10	24,0
12	26,4	12	20,0
14	22,8	14	17,1
16	20,2	16	14,9
18	17,6	18	13,3
20	15,6	20	11,9
22	14,4	22	10,9
24	13,2	24	10,0
26	12,4	26	9,1
28	11,0	28	8,5
30	10,4	30	8,0
32	10,0	32	7,4
34	9,4	34	7,1
36	8,8	36	6,7
38	8,2	38	6,4
40	8,0	40	6,1
42	7,4	42	5,8
44	7,2	44	5,6
46	7,0	46	5,3
48	6,6	48	5,1
50	6,2	50	4,9
60	5,8	60	4,2
70	4,8	70	3,6
80	4,2	80	3,2
100	2,2	100	2,0
120	1,6	120	1,3
200	1,0	200	1,0

Tabel C.1: Måledata for bevægelse af mus på 15" skærm med impulser fra signalgenerator. Bevægelsen sker fra kant til kant og tiden det tager for forskellige impulsfrekvenser findes.



(a) Forskellige impulsfrekvenser og tiden som det tager at flytte musemarkøren horisontalt over en 15" skærm



(b) Forskellige impulsfrekvenser og tiden som det tager at flytte musemarkøren en en skærmhøjde på en 15" skærm

Figur C.6: På figuren ses det, at musehastigheden er eksponentielt afhængig af impulsfrekvensen

Det ses af fig. C.6 at for den anvendte musedriver, er tiden eksponentielt aftagende som funktion af frekvensen, både for horisontal og vertikal bevægelse.

C.1.1 Konklusion

Kravsspecifikationen angiver tiden, det tager cursoren at bevæge sig fra kant til kant på skærmen, til 15 sekunder i den horisontale retning. Ud fra ovenstående tabel kan det hermed udledes at impulserne skal genereres med en frekvens på 20 Hz.

Appendiks D

Musen

Formålet med dette appendiks er at beskrive musens funktion og opbygningen af bevægelselementet. Det skyldes, at det er vigtigt at kende opbygningen for at kunne styre musen på den tilsligtede måde.

Udover et bevægelselementet indeholder musen 2 eller flere knapper, der bruges som klik-funktioner i pc'ens applikationer. Egenskaber for klik-funktioner er i dag ofte softwaremæssigt bestemt og dette giver brugeren mulighed for selv at definere den ønskede handling der skal ske ved et tryk på en af museknapperne.

D.1 Opbygning af musen

Musens sensorer omsætter en fysisk bevægelse til elektriske impulser som en microcontroller i musen derefter omsætter til en datastrøm. Med denne datastrøm kan computeren, ved hjælp af software, styre musemarkøren.

D.1.1 Musens omsætning af bevægelse

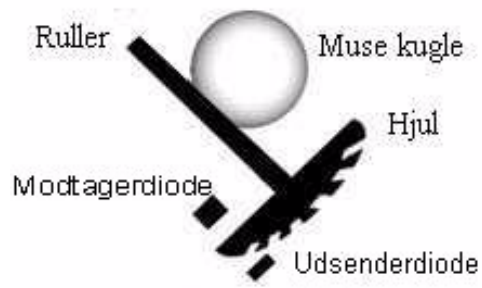
Musen bevægelselement er en kugle, der roterer svarende til det musen bliver flyttet hen over en jævn flade. Kuglens rotation opfanges af 2 ruller, der har kontakt med kuglen. Inde i musen sidder de 2 ruller i en 90° vinkel, således rotationen opfanges i X- Y-retning i forhold til musen, svarende til vertikal og horisontal retning på skærmen. Desuden er musen udstyret med en ekstra rulle ophængt i en fjeder, der sikrer at kuglen har kontakt med de to ruller.

Rullerne er i den ene ende udstyret med et hjul med huller rundt langs periferien. På den ene side af hjulene sidder der et hold infrarøde lysdioder, som sender en lysstråle igennem hjulet over til de infrarøde sensorer på den anden side. Når hjulet drejer rundt brydes lyset af de steder, hvor der ikke er huller i hjulet, hvilket giver de infrarøde sensorer en række lysimpulser, der behandles og konverteres til bevægelse af musen på skærmen. De infrarøde sensorer omsætter således lysimpulser til elektriske impulser. Se fig. D.1 og fig. D.2.

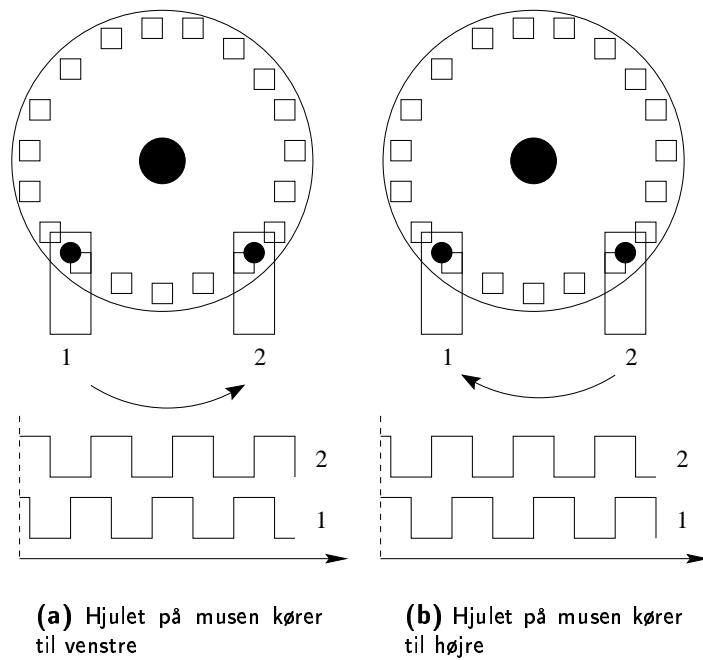
Der findes andre måder at opfange bevægelsen af musen på. Man kan bl.a bruge elektriske kontakter på hjulet, som giver tilsvarende elektriske impulser, men det vil ikke blive behandlet yderligere, da det ikke har relevans for dette projekt.

Retningsbestemmelse af musen er givet ud fra de to lysdioder, som sidder lidt forskudt i forhold til hullerne, således at impulserne er faseforskudte i forhold til hinanden. Det betyder at kører musen til venstre vil den ene diode udsende impulsen lidt før den anden diode - og omvendt, når musen kører højre. Se fig. D.2

Antallet af impulser, der bliver genereret, afhænger af antallet af huller i hjulet, samt diameteren på rullen.



Figur D.1: Princippet



Figur D.2: Dette er en illustration af de impulser der bliver lavet når musen bliver bevæget sig

Del VII
BILAG A

