

Hoge Definitie Encefalografie

De gevolgen van samplefrequentieverlaging bij HDE

Michiel Kleinnijenhuis

Afstudeeropdracht uitgevoerd bij Medisch Spectrum Twente

9 maart 2013

Saxion Hogeschool Enschede
Instituut Industriële Technieken en Design
Opleiding Technische Natuurkunde
Postbus 70.000
7500 KB Enschede
(053)4871111

Hoge Definitie Encefalografie

De gevolgen van samplefrequentieverlaging bij HDE

Opleiding Technische Natuurkunde

Medisch Spectrum Twente, afdeling Klinische Neurofysiologie
Haaksbergerstraat 55
7500 KA Enschede
053 4872000

Bedrijfsbegeleider : Dr. G. Wilts
Begeleider namens SHE : Dhr. G. Beukers
Student : Michiel Kleinnijenhuis

Afstudeerverslag
augustus 2003

Samenvatting

In het Medisch Spectrum Twente te Enschede is op de afdeling klinische neurofysiologie nieuwe EEG-apparatuur aangeschaft. Met EEG-apparatuur kan het elektro-encefalogram opgenomen worden. Dit is een weergave van de extracraniële potentialen als gevolg van de activiteit van neuronen in de hersenen. Deze worden gemeten met elektroden die op de hoofdhuid worden geplaatst.

Conventionele EEG-apparatuur maakt gebruik van 20 à 30 elektroden en de signalen op deze elektroden worden gesampled met ongeveer 250 Hz. De nieuw aangeschafte apparatuur heeft een aanzienlijk grotere spatiële en temporele resolutie, nl. 64 elektroden op hetzelfde hoofdoppervlak en een maximale samplefrequentie van 5000 Hz. De EEG-registratie met dergelijke apparatuur wordt dan ook High Definition Encephalography (HDE) genoemd.

Met HDE zijn een aantal toepassingen mogelijk die niet met conventionele EEG-apparatuur mogelijk zijn. De belangrijkste hiervan is de bronlokalisatie. Bij bronlokalisatie wordt door een inverse methode de meest waarschijnlijke oorsprong van de potentialen op de hoofdhuid berekend. Het bepalen van de positie van de bron van elektrische activiteit heeft klinische belangstelling, omdat dit een hulpmiddel kan zijn bij bijvoorbeeld operaties om epileptische foci te verwijderen in gevallen waar medicijnen geen effect hebben. Voor bronlokalisatie zijn een aantal technieken ontwikkeld, waaronder deblurring/deconvolutie en de dipole fit.

Deze laatste kan gebruikt worden als piekgolven in het EEG aanwezig zijn. Piekgolven zijn ongewoon scherpe pieken met een duur kleiner dan ongeveer 70 ms en een amplitude tot 300 μ V die gevolgd worden door een veel langer durend golfverschijnsel. Als piekgolven in het EEG aanwezig zijn duidt dit op hyperactiviteit in een zeer beperkt gebied in de hersenen. Dit gebied kan gemodelleerd worden met een dipool. Het dipoolmodel gaat uit van een ladingsscheiding in een punt welke fungeert als bron voor elektrische activiteit. Er wordt onderscheid gemaakt tussen een fixed dipole, een rotating dipole en een moving dipole. In deze volgorde hebben deze modellen steeds meer vrijheidsgraden. Een dipool wordt gedefinieerd door een positie, een oriëntatie en een sterkte. Bij het moving dipole model kunnen deze parameters alle in de tijd veranderen.

Omdat de data opgenomen met de HDE-apparatuur, respectievelijk de bewerkingen hiermee erg veel opslag- en rekencapaciteit kosten als met de maximale samplefrequentie geregistreerd wordt, is bij de beoogde gebruikers van de apparatuur de vraag gerezen of het wel noodzakelijk is met een dergelijk hoge frequentie te registreren. Om deze vraag te beantwoorden is een onderzoek opgezet met het doel te bepalen wat de invloed is van samplefrequentieverlaging bij HDE-registratie op de parameters van bronnen gelokaliseerd met het dipoolmodel.

Hiertoe is een HDE-registratie bij een proefpersoon uitgevoerd, bij wie een aanzienlijk aantal piekgolven in het HDE voorkwam. Dit HDE is gedownsampeld met een playbackfunctie naar 2500 Hz, 1250 Hz, 625 Hz, 312 Hz, 156 Hz en 78 Hz. Het resultaat hiervan zijn een aantal overeenkomende EEG's welke in enige mate van elkaar verschillen, omdat ze (virtueel) met verschillende samplefrequenties zijn opgenomen. Uit de originele HDE data zijn een aantal piekgolven gezocht, welke voor elke bovenstaande frequentie en voor de originele HDE data voor analyse zijn weggeschreven. Vervolgens zijn op deze pieken bronlokalisaties uitgevoerd volgens het moving dipole model. De resulterende dipoolparameters zijn ter evaluatie in een spreadsheet gezet.

De conclusies die uit de verwerking van de dipooldata volgen kunnen als volgt worden samengevat:

- Tot een samplefrequentie van 625 Hz vertonen de dipoolposities ten hoogste een gemiddelde afwijking van 1.68 mm met standaarddeviatie 1.30 mm. Bij verdere verlaging van de samplefrequentie naar 312 is het positieverschil met de 5000 Hz dipool gemiddeld 2.23 mm met standaarddeviatie 1.04 mm. Als dan de frequentie nog verlaagd wordt gaan de verschillen een logaritmische trend volgen, met bij 78 Hz een verschil van 7.62 mm met standaarddeviatie 2.05 mm.

Hieraan zijn een aantal voorbehouden verbonden, welke bij annihilatie aanvullend onderzoek nog kunnen leiden tot kleinere verschillen (en in principe niet tot grotere verschillen):

- Het headmodel, welke de geleidings eigenschappen van het hoofd modelleren, dat gebruikt is voor de bronlokalisatie was verre van ideaal. Het ideale headmodel is een realistic headmodel welke gegenereerd kan worden uit een MRI-scan. Het gebruikte headmodel is een sferisch drie schillen model.
- Uit het onderzoek is gebleken dat afwijkingen in de elektrodeposities grote invloed kunnen hebben op de bronparameters. Of (en zo ja, hoeveel) de opgenomen elektrodeposities afwijken van de werkelijkheid is niet te achterhalen.
- Mogelijk heeft de gebruikte playbackfunctie die gebruikt is voor downsampling invloed op de resulterende bronparameters

Om een sterke conclusie over de invloed van de samplefrequentie op de bronparameters te verkrijgen moet het onderzoek herhaald worden met een aantal aanpassingen:

- Er moet een nieuwe geschikte proefpersoon gevonden worden. Bij deze proefpersoon moet een MRI-scan van het hoofd gemaakt worden, waarbij de slicedikte gelijk is aan de resolutie in de scanrichting. Op deze manier is de resolutie van de driedimensionale reconstructie in alle drie reguliere scanrichtingen gelijk. Een resolutie van 1 mm is naar de mening van schrijver dieses voldoende. Ook moet er voor gewaakt worden dat geen slices worden weggelaten die voor andere doeleinden geen klinische importantie hebben: het hele hoofd moet gescand worden.
- Bij de HDE-registratie moeten de elektrodeposities zorgvuldig door meerdere personen meerdere malen opgenomen worden. Het middelen van de elektrodeposities geeft een betrouwbaar resultaat, waarbij zeker is dat de persoon die de elektrodeposities registreert geen invloed heeft op de resulterende elektrodeposities.
- Er moeten meerdere EEG-registratie plaatsvinden bij verschillende frequenties. Als dit gecombineerd wordt met downsampling via playback is gegarandeerd dat de reproducability acceptabel is, alsmede dat gevolgen die mogelijk geïntroduceerd worden door downsampling via playback opgemerkt worden.
- Voordat het onderzoek herhaald wordt, moet onderzoek plaatsvinden naar de EEG-vorm. Uit dit onderzoek moet blijken of er piekvormen bestaan die de piek op alle kanalen op dezelfde latentie vertonen. Als dit het geval is en er wordt een proefpersoon met deze piekform gevonden kan met lokalisatie op de pieklatentie volstaan worden.

Voorwoord

Beste lezer,

Als afronding van de studie Technische Natuurkunde aan de Saxion Hogeschool Enschede moet buitenschools een voor de studie relevant project op hbo-niveau met een duur van 19 weken uitgevoerd worden. In dit verslag is de inhoud, het verloop, de opgedane kennis en de conclusies van mijn afstudeerproject, uitgevoerd bij het ziekenhuis Medisch Spectrum Twente te Enschede, vastgelegd.

Het zoeken naar een afstudeerplek was voor mij niet moeilijk. De richting stond voor mij vast: het moest een project zijn op het raakvlak van de fysica en de neurologie. De reden waarom fysica in het project vertegenwoordigd moest zijn spreekt voor zich; het afronden van een fysische studie zal uiteraard op dit gebied moeten plaatsvinden.

De neurologie heb ik er bij betrokken, omdat ik sinds een aantal jaren een interesse heb ontwikkeld voor de achtergronden van menselijk gedrag en daarmee het functioneren van het brein. Enkele maanden voordat de afstudeeropdracht aan de orde was, hoorde ik van een nieuw op te zetten bachelorstudie Psychobiologie aan de Universiteit van Amsterdam. Ik heb me over de studie laten informeren en kwam tot de conclusie dat het me zeer interessant leek om na het afronden van Technische Natuurkunde met deze studie te starten, hoewel ik nog niet helemaal zeker was. Om daarover zekerheid te krijgen ben ik gericht gaan zoeken naar een afstudeerplek waar ik in aanraking zou komen met aspecten die in de studie Psychobiologie vertegenwoordigd zullen worden en met mensen die ervaring hebben in het vakgebied. Via de neurologieafdeling van het Medisch Spectrum Twente kwam ik in contact met dr. Wilts van de afdeling Klinische Neurofysiologie van hetzelfde ziekenhuis. Destijds wist ik nog niet wat dit inhield, maar na het eerste gesprek bleek dat klinische neurofysiologie en psychobiologie bijna dezelfde vakgebieden zijn.

Inmiddels heb ik besloten om, mede op basis van mijn ervaringen opgedaan bij dit project, dat ik verder wil gaan studeren in de neurowetenschappen. Ik heb echter een andere keuze gemaakt dan hierboven beschreven.

Vanwege de lange duur van Psychobiologie (vijf jaar) ben ik gaan zoeken naar een M.Sc-studie op neurowetenschappelijk gebied die toegankelijk is voor hbo-studenten met een Bachelor in de fysica. Deze heb ik gevonden in Cognitive Neuroscience van de Katholieke Universiteit te Nijmegen. Ik ben op het moment van schrijven al toegelaten en zal dus de komende twee jaar daar mijn tijd nuttig gaan besteden.

Behalve het zoeken van een antwoord op de onderzoeksraag ben ik in mijn tijd bij het MST bezig geweest met enige voorbereiding op de komende twee jaar. Dit houdt in dat ik (literatuur)onderzoek heb gedaan naar de fysiologische oorsprong van EEG-signalen, de EEG-registratie an sich en meer algemeen de werking van het menselijk brein. Het behoeft geen lang betoog om te begrijpen dat dit mij op de KNF-afdeling van het MST ook enorm heeft geholpen zaken sneller en beter te begrijpen.

Naast de rapportage van het onderzoek naar samplefrequentieverlaging bij HDE hoop ik met dit verslag nog een aantal dingen te bereiken:

- een goede handreiking aan volgende stagiaires/afstudeerders die onderzoek zullen verrichten aan/met de HDE apparatuur;
- een basis voor handleidingen voor klinisch gebruik van de HDE apparatuur en bijkomende software;
- een opzet voor onderzoek naar de oorzaak van vormverschillen van pieken in het EEG bij verschillende kanalen;
- oefening van vaardigheden m.b.t. de volgende studie.

Ik wil mijn begeleiders dr. G. Wilts en Cecile de Vos graag bedanken voor de tijd die ze voor me hebben vrijgemaakt. Ook gaat mijn dank uit naar mijn begeleider vanuit de SHE, dhr. Ger Beukers, voor zijn vertrouwen in het wetslagen van de opdracht, ook als het niet zo vlot verliep. Cecile en dhr. Beukers wil ik mede bedanken voor hun vriendelijke woorden richting de Katholieke Universiteit Nijmegen, met als resultaat mijn toelating tot M.Sc opleiding Cognitive Neuroscience.

Michiel Kleinnijenhuis

Inhoudsopgave

Samenvatting	iii
Voorwoord	v
1. Inleiding	1
2. Potentialen in het zenuwstelsel: van stimulus tot detectie	3
2.1 <i>Inleiding</i>	3
2.2 <i>Neuronen</i>	3
2.3 <i>Perifere potentialen</i>	5
2.4 <i>Craniale potentialen</i>	10
2.5 <i>Additie herkomst EEG-signalen</i>	11
3. HDE apparatuur	13
3.1 <i>Inleiding</i>	13
3.2 <i>Een overzichtsschema</i>	13
3.3 <i>Stimulatieprogramma EEvolve</i>	14
3.4 <i>Elektroden en signaalleidingen</i>	15
3.5 <i>Versterker REFA-64HS</i>	16
3.6 <i>Acquisitieprogramma Portilab</i>	17
3.7 <i>Digitizer en EETrak</i>	17
3.8 <i>Analyseprogramma's EEmagine en ASA</i>	19
4. Experimenteel gedeelte	25
4.1 <i>Onderzoek 1: frequentieanalyse</i>	25
4.2 <i>Onderzoek 2: samplefrequentie vs. piekhoogte en -latentie</i>	25
4.3 <i>Onderzoek 3: ASA vs. EEmagine; de invloed van latentieververschil op bronlokalisatie</i>	33
4.4 <i>Onderzoek 4: digitizer vs. bronlokalisatie</i>	36
4.5 <i>Onderzoek 5: 64-kanaals bronlokalisatie (niet-karakteristieke pieken)</i>	38
4.6 <i>Onderzoek 5: 64-kanaals bronlokalisatie (karakteristieke pieken)</i>	44
5. Eindconclusie en aanbevelingen m.b.t. uitbreiding van het onderzoek	55
5.1 <i>Eindconclusie</i>	55
5.2 <i>Aanbevelingen m.b.t. uitbreiding van het onderzoek</i>	56
5.3 <i>Aanbevelingen m.b.t. vervolgonderzoek pieklatentie- en vormverschillen bij verschillende kanalen</i>	56
Literatuur	57
Bijlagen	58

<i>Bijlage 1 De visuele cyclus</i>	59
<i>Bijlage 2 EEvoke Reference Manual</i>	64
<i>Bijlage 3 User-defined scenario's</i>	77
<i>Bijlage 4 Het 10-10 systeem</i>	82
<i>Bijlage 5 Specificaties REFA-64HS</i>	83
<i>Bijlage 6 Meet- en verwerkingsprotocol</i>	84
<i>Bijlage 7 Gegevens Polhemus Fasttrak</i>	98
<i>Bijlage 8 Functiebenoeming EEmagine</i>	100
<i>Bijlage 9 Procedure Spike Detection and Localization</i>	103
<i>Bijlage 10 Functiebenoeming ASA</i>	104
<i>Bijlage 11 Procedure Dipole Fit</i>	110
<i>Bijlage 12 Datablad (gedeeltelijk) sjabloon downsampling vs. piekhoogte en -latentie</i>	115
<i>Bijlage 13 Resultatenblad (gedeeltelijk) sjabloon downsampling vs. piekhoogte en -latentie</i>	116
<i>Bijlage 14 Resultatentabellen downsampling vs. piekhoogte en -latentie (niet-karakteristieke pieken)</i>	117
<i>Bijlage 15 Resultatentabellen downsampling vs. piekhoogte en -latentie (karakteristieke pieken)</i>	121
<i>Bijlage 16 Resultatentabellen ASA vs. EEmagine; de invloed van latentieververschuiving</i>	123
<i>Bijlage 17 Elektrodepositions digitizer vs. bronlokalisatie</i>	126
<i>Bijlage 18 Resultatentabellen digitizer vs. bronlokalisatie</i>	128
<i>Bijlage 19 Probability plot digitizer vs. bronlokalisatie</i>	132
<i>Bijlage 20 Pieken gebruikt voor bronlokalisatie uit de EEG data van de proefpersoon</i>	133
<i>Bijlage 21 Piekvormen v.b.n.o. 11, 12 en 16 bij v.l.n.r. 5000 Hz, 1250 Hz en 78 Hz</i>	134
<i>Bijlage 21 Piekvormen v.b.n.o. 11, 12 en 16 bij v.l.n.r. 5000 Hz, 1250 Hz en 78 Hz</i>	134
<i>Bijlage 22 Dipooldata pieklatenties per frequentie</i>	137
<i>Bijlage 23 Resultaten pieklatenties per frequentie</i>	139
<i>Bijlage 24 Dipooldata pieklatentie 5000 Hz</i>	141
<i>Bijlage 25 Resultaten pieklatentie 5000 Hz</i>	143

1. Inleiding

De afdeling Klinische Neurofysiologie (KNF) is een afdeling van het Medisch Spectrum Twente waar klinisch onderzoek wordt verricht naar aandoeningen die mogelijk hun oorsprong in het centraal zenuwstelsel hebben¹. De oudste en meest toegepaste onderzoeks methode op deze afdeling is de EEG-registratie, het elektro-encefalogram (Figuur 1-1). Hierbij wordt met elektroden extracranieel de elektrische activiteit gemeten die zijn oorsprong heeft in het brein. De conventionele apparatuur waarmee dit uitgevoerd wordt heeft over het algemeen ongeveer 20-24 kanalen (elektroden) die gesampled worden met een frequentie van ± 250 Hz.



Figuur 1-1 EEG-signalen; zeven kanalen afgeleid tegen het gemiddelde van alle (64) kanalen; de amplituderesolutie is 100 µV/cm; de tijdsduur is vijf seconden; op 3.5 s is een piekgolf zichtbaar

Door de ontwikkeling van nieuwe technieken en snellere rekentools met grotere reken- en opslagcapaciteit is apparatuur beschikbaar gekomen met een veel grotere tijds- en spatiële resolutie. Om deze reden noemt men dit HDE-apparatuur: High Definition Encephalography [1]. Met deze HDE-apparatuur zijn een aantal toepassingen van de EEG mogelijk geworden die voorheen nog niet te realiseren waren. Voor clinici spreekt hiervan de bronlokalisatie het meest tot de verbeelding. Bronlokalisatie is een techniek waarmee de spatiële distributie van activiteit nauwkeurig bepaald kan worden, in het bijzonder als er sprake is van hyperactiviteit zoals bij een epilepsie-insult het geval is. Als de bron van de activiteit nauwkeurig bekend is, wordt chirurgisch ingrijpen bij mensen bij wie medicijnen geen effect hebben een stuk reëller.

De KNF-afdeling van het MST heeft dergelijke HDE-apparatuur aangeschaft; en wel 64-kanaals met een maximale samplefrequentie van 5000 Hz. Voordat deze nieuwe apparatuur klinisch toepasbaar is, moeten eerst een aantal onderzoeken uitgevoerd worden. Het onderzoek dat het onderwerp is van dit verslag is het bepalen van de invloed van de samplefrequentie op de parameters van de bronlokalisatie volgens het dipoolmodel. Het dipoolmodel is een model dat uitgaat van een geconcentreerde focus van activiteit, die ofwel stationair (fixed dipole), ofwel roterend (rotating dipole), ofwel vrij bewegend (moving dipole) is. Deze focus wordt dan gezien als een ladingsscheiding in een punt waardoor een stroom gaat lopen in dit punt die de oorsprong is van het veld dat extracranieel gemeten wordt. Onder de parameters van de dipool wordt dan verstaan de positie –een x-, y- en z-coördinaat–, de oriëntatie –een x-, y- en z-vector– en de sterkte –een scalar– van de dipool.

De fundamentele vraag wat de nauwkeurigheid van de bronlokalisatie is bij de maximale samplefrequentie van 5 kHz, is met de beschikbare apparatuur binnen het MST niet te beantwoorden. Wel kan onderzocht worden, uitgaande van de aanname van 100 % nauwkeurigheid bij de maximale samplefrequentie, bij welke frequentie de parameters van de bron significant af gaan wijken van de parameters gevonden bij de bronlokalisatie met maximale samplefrequentie. Ook de mate van afwijking is natuurlijk van belang. De doelstelling is de ‘kantelfrequentie’ en de mate van afwijking bij frequenties onder deze kantelfrequentie te bepalen. Hiermee zou uiteindelijk veel rekentijd en opslagcapaciteit gespaard kunnen worden als blijkt dat niet met de maximale frequentie gesampled hoeft te worden voor een gelijkwaardige nauwkeurige bronlokalisatie. Een andere

¹ Op de afdeling worden echter ook spier-, slaap- en vaatonderzoeken gedaan

doelstelling –min of meer los van het onderzoek– is het implementeren van de HDE-apparatuur en de implementatie vastleggen met het doel hieruit handleidingen voor klinisch gebruik te extraheren. Om deze doelstellingen te bereiken moeten een aantal stadia doorlopen worden, te beginnen met het doorgrounden van de werking van de apparatuur. Dit wil zeggen de samenhang tussen de verschillende hardwareonderdelen, maar ook de toegepaste software (tweede doelstelling). Vervolgens moet een proefpersoon met een specifieke vorm van epilepsie (rolandische of partiële epilepsie) gevonden worden. Deze patiënten kenmerken zich door piekgolven in hun EEG, welke een indicatie zijn voor de toepasbaarheid van het dipoolmodel (zie Figuur 1-1). Intussen moet de acquisitie van de data voorbereid worden: er moet een acquisitieprotocol in de daarvoor ontworpen software vastgelegd worden. Ook kunnen in deze tijd een aantal inleidende onderzoeken plaatsvinden, beschreven in de eerste paragrafen van hoofdstuk 4. Bij de meting aan de proefpersoon zal een laborant aanwezig zijn om de proefpersoon gereed te maken en te instrueren, zodat een bruikbaar high speed 64-kanaals EEG met een groot aantal piekgolven verkregen wordt. Tevens zal een MRI-scan van de proefpersoon gemaakt worden, met het doel een ‘realistic headmodel’ van de persoon te creëren. Vervolgens moet het 5 kHz EEG gedownsamplingd worden. Het resultaat van downsampling is dat het EEG – behalve in zijn originele vorm– ook beschikbaar komt alsof het was gesampled met een lagere frequentie. Downsampling zal voor verschillende frequenties toegepast moeten worden, bijvoorbeeld 4 kHz, 3 kHz, ..., 500 Hz, 250 Hz, etc. Uit het originele EEG moeten dan geschikte pieken gezocht worden, waarna deze 5 kHz pieken en de bijbehorende pieken van elk gedownsamplingd EEG weggeschreven worden naar de analyse-PC. De kern van de analyse ligt in de bronlokalisatie; deze moet op elke van de pieken bij elke gekozen frequentie uitgevoerd worden en de resulterende dipoolparameters moeten worden opgeslagen. De laatste stap is een statistische analyse van de dipoolparameters, waaruit de conclusies van het onderzoek moeten volgen.

Voordat het bovenstaande uitgewerkt zal worden, volgt in hoofdstuk 2 eerst nog een inleiding in de fysiologische herkomst van de EEG-signalen. Hiertoe zal als voorbeeld de complete weg van visuele prikkel tot in de visuele cortex gevolgd worden. Dit deel is voor de lezer achtergrondinformatie; het belangrijkste doel van het schrijven van dit hoofdstuk is persoonlijke studie en oefening voor schrijver dezes. In hoofdstuk 3 zullen alle aspecten van de HDE-apparatuur aan de orde komen, waarbij enkele elementen op verzoek vanuit het MST meer aandacht zullen krijgen dan andere vanwege de wens handleidingen te produceren voor klinisch gebruik. Hoofdstuk 4 handelt over de analyse van de onderzoeksgegevens. Het afsluitende hoofdstuk 5 bevat conclusies en aanbevelingen, waarbij de aanbevelingen extra aandacht krijgen.

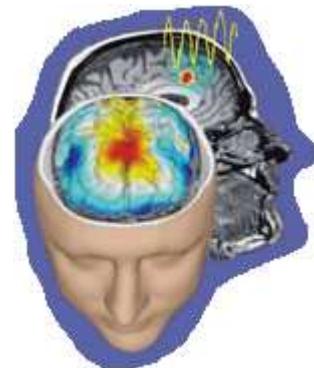
Dit heeft een speciale reden, want ondanks een helder omschreven opdracht en oplossingsstrategie is niet alles geheel naar wens verlopen. Omdat de apparatuur nog nooit gebruikt was –voor onderzoek of klinische metingen, zijn er nogal wat opstartproblemen aan het licht gekomen. De belangrijkste zijnde het feit dat het MRI van de proefpersoon uit te weinig slices bestond waardoor geen ‘realistic headmodel’ gegenereerd kon worden, wat een ernstige beperking is bij het uitvoeren van een bronlokalisatie. Verder is gebleken dat de verwachting dat een piek voor elk kanaal gelijkvormig is en gelijktijdig optreedt onjuist is. Er kan daarom onmogelijk gebruik gemaakt worden van het fixed dipole model, zoals aanvankelijk de bedoeling was. Het is de bedoeling de aanbevelingen dusdanig te formuleren dat –in combinatie met de informatie in de rest van dit verslag– het onderzoek door een ander vlekkeloos en snel gedaan kan worden als een geschikte gelegenheid/proefpersoon zich aandient. Tevens dienen de aanbevelingen om de informatie met betrekking tot een ander onderzoek (naar de oorzaak van de ongelijkvormigheid van pieken bij verschillende kanalen) overzichtelijk en netjes achter te laten.

2. Potentialen in het zenuwstelsel: van stimulus tot detectie

2.1 Inleiding

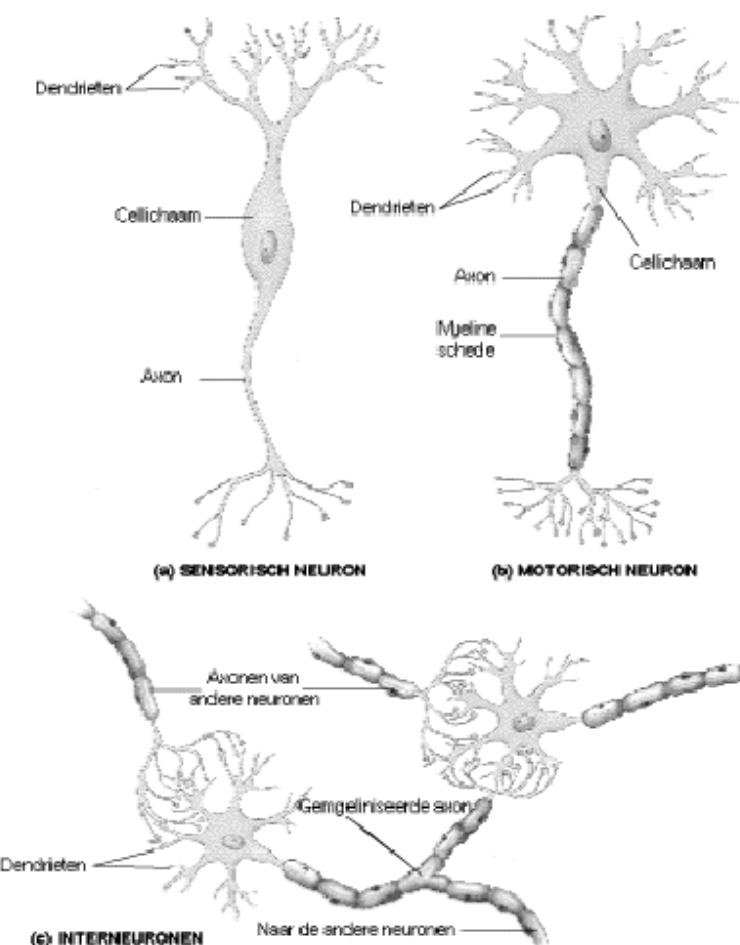
Een EEG-registratie is niet een meting als alle andere fysische metingen van elektrische activiteit. De meetprincipes mogen dan wel overeenkomen met meer alledaagse metingen; de achtergrond van het ontstaan van het elektrisch veld is ongetwijfeld van een andere orde dan overige metingen van elektrische velden in de fysica. Het EEG is namelijk een representatie van het elektrisch veld dat geproduceerd wordt door de hersenen: één van de meest complexe structuren in het ons bekende universum. In de menselijke hersenen bevinden zich ongeveer 10^{12} neuronen die tot wel 10^{120} onderlinge verbindingen kunnen vormen. Dit zijn meer verbindingen dan er elementaire deeltjes in het bekende universum zijn. Hoewel de registratie in principe niet veel moeilijker is dan registratie van ieder ander elektrisch veld, is door de complexiteit van de achterliggende structuur de interpretatie van het veld evenzoveel malen complexer.

Dit hoofdstuk heeft tot doel de herkomst van de velden die gedetecteerd worden bij EEG-registratie enigszins begrijpelijk te maken. Dit zal gedaan worden door de gehele weg van stimulus tot extracraniële velddetectie te beschrijven. Daarvoor moeten eerst de principes van informatietransport in het zenuwstelsel begrepen worden: de signaalgeleiding en synaptische transmissie door neuronen.



Figuur 2-1 Artistieke weergave van een potentiaalverdeling over de cortex

2.2 Neuronen



(glia). Dit heeft tot doel de

Functionele opdeling

Neuronen of zenuwcellen zijn de informatiedragers van lichaam. Alles wat de mens ziet, proeft, hoort, denkt en voelt heeft zijn oorsprong in de neuronale verbindingen in zijn zenuwstelsel. Zoals gezegd in de inleiding bevatten de menselijke hersenen ongeveer 10^{12} neuronen. Hoewel deze wel opgedeeld kunnen worden in 1.000 - 10.000 verschillende soorten, hebben ze alle veel eigenschappen gemeen.

Een neuron is op te delen in vier functioneel verschillende delen: de celkern of soma, de dendrieten, het axon en de telodendriën.

De functie van de celkern is de regulatie van de metabolismische processen in de cel.

Vanuit de celkern ontspringen dendrieten die dienen voor het ontvangen van signalen van andere neuronen.

Ook het axon ontspringt uit de celkern, zij het slechts één voor elk neuron. De functie van deze vaak lange uitloper (tot 1 meter in het menselijk zenuwstelsel) is het geleiden van elektrische signalen. Grote axonen zijn vaak omwonden met een vettige substantie, myeline

Figuur 2-2 Drie functioneel verschillende neuronen [2]

potentiaalgeleiding te versnellen. Axonen kunnen geen neurotransmitters aanmaken. Neurotransmitters zijn de boedschappers van het zenuwstelsel en verzorgen de communicatie tussen neuronen. Neurotransmitters worden aangemaakt in de celkern en worden in organellen door het axon geleid door het proces van axoplasmatisch transport.

Aan het uiteinde van het axon ontspringen de telodendriën. Hier worden onder invloed van elektrische activiteit in het axon de neurotransmitters uit de organellen de cel uitgepompt en komen in de synaptische ruimte terecht. De synaptische ruimte is onderdeel van de synaps. Deze bestaat uit een uiteinde van één van de telodendriën, het ontvangende oppervlak van een ander neuron (of een motorisch eindplaatje) en de ruimte daartussen.

Nu onderdelen en functies van de onderdelen benoemd zijn kunnen de twee belangrijkste functionaliteiten van het gehele neuron beschreven worden: de signaalgeleiding en synaptische transmissie. [3]

Rustpotentiaal

Hier voor moet eerst opgemerkt worden dat elk neuron een rustpotentiaal heeft (met een waarde van ongeveer -60 mV) ten gevolge van een ladingsscheiding tussen het milieu interior (aan de binnenkant van de celwand) en het milieu exterior (aan de buitenkant van de celwand), waarbij het milieu interior negatief is ten opzichte van het milieu exterior.

Deze rustpotentiaal kan veranderen, omdat de celmembraan selectief permeabel is voor de ionen Na^+ en K^+ en andere ionen en er voor de genoemde ionen een concentratiegradiënt bestaat tussen het milieu interior en milieu exterior. De permeabiliteit wordt veroorzaakt door kanalen in het celmembraan voor Na^+ , K^+ , Ca^{2+} en Cl^- . Deze kanalen kunnen geopend en gesloten worden door twee mechanismen: spanning gereguleerd en chemisch gereguleerd. [3]

Generatie van de receptorpotentiaal

In de celwand van de dendrieten zijn een groot aantal chemisch gereguleerde Na^+ kanalen aanwezig. Als neurotransmitters opgevangen worden door de daarvoor bestemde kanalen van de dendrieten heeft dit effect op de Na^+ kanalen. Als de Na^+ kanalen openen, is de verwachting dat de potentiaal over de celwand stijgt tot +55 mV² door de influx (in de cel) van natrium (Na -influx). Uit onderzoek is echter gebleken dat de potentiaal niet tot deze waarde stijgt, maar tot slechts 0 mV. Er moet dus nog iets anders spelen. Gelijktijdig met Na^+ kanalen worden de K^+ kanalen geopend. De permeabiliteitverhouding is dusdanig dat K^+ -efflux en Na^+ -influx resulteren in een depolarisatie van de dendriet van 60mV.

Nu moet voorgesteld worden dat eenzelfde proces gelijktijdig bij duizenden dendrieten van hetzelfde neuron plaatsvindt. Niet dat alle dendrieten depolariseren, maar een aantal zal hyperpolariseren, een aantal zal op de rustpotentiaal blijven en een aantal zal depolariseren. Al deze potentialen planten zich alle (passief) voort richting celkern. Gaande richting celkern zullen steeds meer dendrieten samenvoegen, waarbij hun potentialen geïntegreerd worden.

Net voor de celkern ligt de trigger zone, een gebied met de laagste drempel voor generatie van een actiepotentiaal. Daar worden alle inhibitorende en exciterende signalen geïntegreerd en wordt de beslissing gemaakt of een ‘alles of niets’ actiepotentiaal gegenereerd moet worden. De resulterende potentiaal in dit gebied is een zogenaamde graded potential –een potentiaalvorm waarbij de informatie gelegen is in de amplitude en de duur van het signaal– en wordt receptorpotentiaal genoemd. [3]

Generatie en geleiding van de actiepotentiaal

Afhankelijk van de amplitude en de duur van de receptorpotentiaal zullen ofwel geen, ofwel een aantal gelijkvormige actiepotentialen gegenereerd worden (zie figuur 2-3). De amplitude van deze potentialen draagt geen informatie in zich, evenmin als de duur van een actiepotentiaal. Alleen in de frequentie en het aantal potentialen zit de informatie opgesloten. Het opwekken van actiepotentialen verschilt enigszins van de opwekking van een receptorpotentiaal. Als de potentiaal in de trigger zone ten gevolge van alle input die het neuron ontvangt tot boven een bepaalde drempel stijgt, zullen de spanning gereguleerde Na^+ kanalen openen (en nooit sluiten zoals bij inhibitie van de dendrieten). Door de concentratiegradiënt stroomt Na^+ de cel in: er treedt een zeer snelle depolarisatie op, omdat de celwand zeer permeabel is geworden voor Na^+ . De depolarisatie is nu wel volledig tot 55 mV; de K^+ , Ca^{2+} en Cl^- kanalen zijn immers gesloten. Als de eindwaarde bereikt is sluiten de Na^+ kanalen zich, terwijl de K^+ zich juist openen. Dit verschil wordt veroorzaakt doordat de K^+ kanalen langzamer reageren op potentiaalveranderingen dan de Na^+ kanalen. Het openen van de K^+ kanalen veroorzaakt de vallende flank van de actiepotentiaal; de potentiaal van de daalt weer omdat positieve lading in de vorm van K^+ over zijn concentratiegradiënt de cel uitstroomt. Tevens wordt Na^+ actief de cel uitgepompt door enzymen (Na-K ATPase^3), welke wel –in tegenstelling tot spanning en chemisch gereguleerde kanalen– metabolische

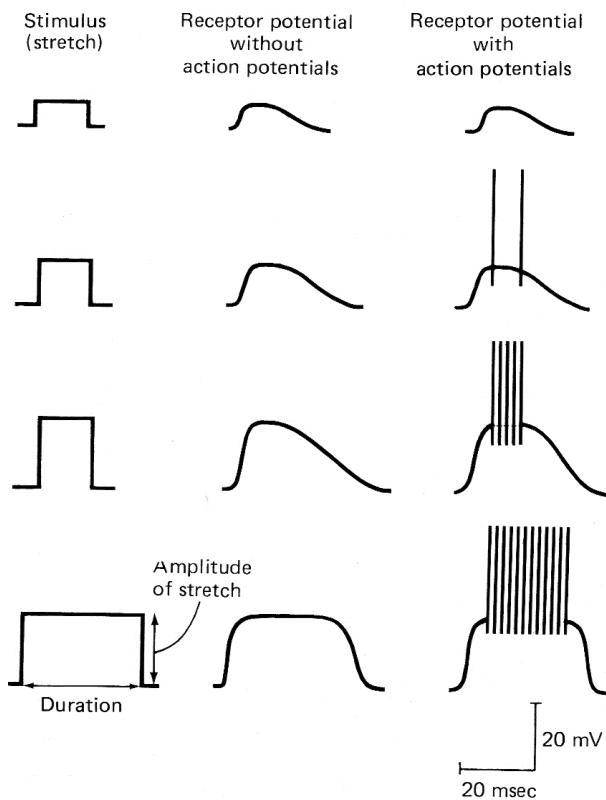
² De evenwichtspotentiaal van Na^+ : de drijvende kracht van de concentratiegradiënt is gelijk aan de drijvende kracht van het potentiaalverschil

³ Na-K adenosine triphosphatase

energie verbruiken. Gelijktijdig zullen de K^+ ionen de omgekeerde weg gaan, waardoor de rustpotentiaal hersteld wordt.

De voortplanting van de actiepotentiaal is min of meer zelfonderhoudend, zij het dat wel demping optreedt. De plotselinge stijging van de potentiaal in de trigger zone heeft tot gevolg dat in het naastliggende gebied op het axon de spanning gereguleerde Na^+ kanalen openen, waardoor daar depolarisatie plaatsvindt, enz.

Dit is passieve voortplanting en de actiepotentiaal zal na enige tijd dus uitzdampen, ware het niet dat er een mechanisme bestaat dat uitzdemping voorkomt. Lange axonen vertonen om de 2-3 mm sterke vernauwingen van ongeveer 2 μm lang –de nodes van Ranvier. Dit zijn onderbrekingen in de myelineschede. Een myelineschede versnelt de voortplanting van de actiepotentialen aanzienlijk, doordat door deze isolatie de capaciteit over de celwand groter wordt. Bij de onderbrekingen zijn een zeer groot aantal spanning gereguleerde Na^+ kanalen aanwezig, resulterende in een grote Na -influx. Bij elke node van Ranvier wordt de amplitude van de actiepotentiaal weer op niveau gebracht, waardoor transport over lange afstand mogelijk wordt. [3]



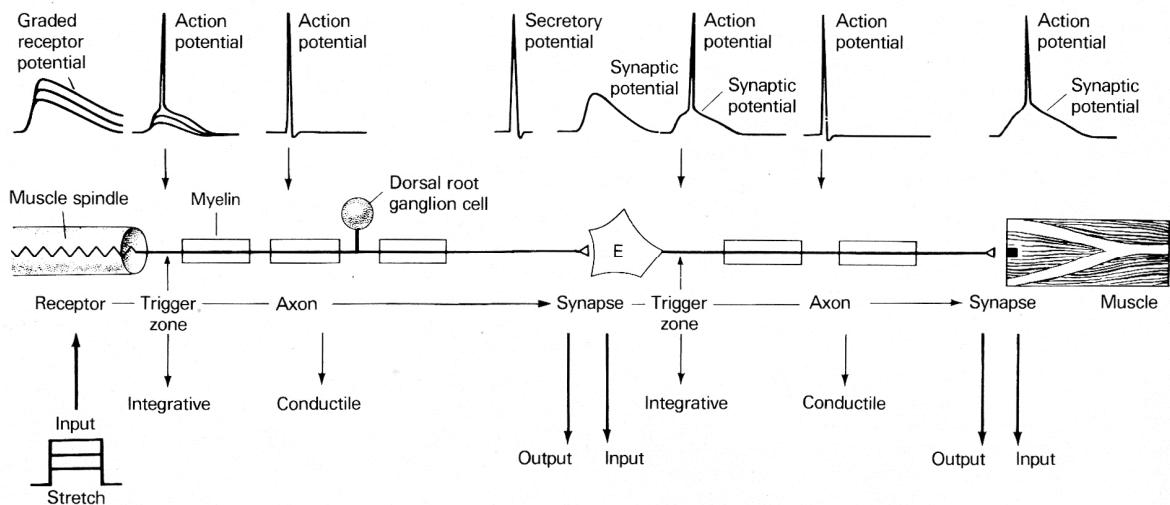
2-6 Both the duration and amplitude of the receptor potential are translated into a frequency code of action potential spikes. The mechanical stimulus of stretch is transduced into an electrical signal, the receptor potential, which reflects both the amplitude and the duration of the stimulus. The receptor potential propagates passively to the initial segment of the axon, where action potentials are generated if the receptor potential is sufficiently large. The graded nature of the receptor potential is then translated into a frequency code of action potentials, or spikes. The amplitude of the receptor potential determines the frequency with which the action potentials are generated. The duration of the receptor potential determines the duration of the train of action potentials.

i

guur 2-3 Generatie van receptor- en actiepotentialen. Ontleend aan Kandel [3]

Synaptische transmissie

Als het signaal aan het eind van het axon is gekomen, heeft dit tot gevolg dat de organellen –die bij de telodendriën zijn gekomen door axoplasmatisch transport– hun neurotransmitters loslaten. Deze worden vervolgens actief de cel uitgepompt, waarna ze de synaptische ruimte ‘inzwemmen’. Als de concentratie –afhankelijk van de frequentie en aantal actiepotentialen– hoog genoeg is, worden één of meerdere van de dendrieten van andere neuronen weer ofwel geëxciteerd, ofwel geïnhibiteerd. Dit is dan weer een kleine component van de receptorpotentiaal van dat postsynaptisch neuron. [3]



B. The sequences of signaling changes that produce the reflex action. Graded stretch of muscle produces a graded receptor potential in the muscle spindle of the afferent neuron that propagates passively to the trigger zone at the first node of Ranvier. If the potential is sufficiently large, it will trigger an action potential that will propagate actively and without fail along the axon to the terminal region. At the terminal the depolarization, the change in membrane potential, produced by the action potential gives rise to a secretory potential that leads to release of transmitter substance. The transmitter diffuses across the synaptic cleft and interacts with receptor molecules on the external membrane of the postsynaptic

motor cell to initiate a synaptic potential. The synaptic potential then propagates passively to the initial segment and in turn initiates an action potential that propagates to the terminals of the motor neuron. This action potential leads ultimately to a synaptic potential in the muscle, which initiates an action potential that produces a behavior: contraction of the muscle.

Figuur 2-4 De potentialen geassocieerd met de kniereflex. Ontleend aan Kandel [3]

2.3 Perifere potentiële

2.3.1 Inleiding

Als de zenuwen van een zintuig gestimuleerd worden, verplaatsen zich elektrische signalen van de plaats van stimulatie naar de hersenen. Via welke structuren en mechanismen dit gebeurt, is het onderwerp van deze paragraaf. Dit informatietraject bestaat uit drie stappen. De eerste stap is het opwekken van een sensorpotentiaal. Vervolgens wordt de sensorpotentiaal omgezet in actiepotentiële die via afferente zenuwen naar de hersenen geleid worden. In de hersenen wordt dan de informatie verwerkt door de informatie via hersenzenuwen naar de verschillende samenhangende hersengebieden te sturen, waarna eventueel een actie volgt. Eerst zal echter een overzicht van de toegepaste stimuli bij EEG-onderzoek gegeven worden.

2.3.2 Stimuli

Bij EEG-registratie worden een aantal standaard stimuli gebruikt. Hierdoor is onderzoek gemakkelijk te vergelijken en kan uit ervaringen uit het verleden afgeleid worden of bepaalde EEG-vormen afwijkend zijn. Er kan onderscheid gemaakt worden tussen een aantal stimuli bij standaard EEG-registratie en stimuli bij verschillende functieonderzoeken, waarvan de meest toegepaste drie worden genoemd.

1. Standaard EEG-registratie
 - Het sluiten en openen van de ogen.
 - Afbeeldingen bekijken.
 - Het ballen van de vuisten, enkelzijdig en dubbelzijdig.
 - Diep zuchten.
 - Flitsen met een sterke lichtbron bij verschillende frequenties, waarbij de ogen gesloten zijn.
2. Visual evoked potentials (VEP)
 - Aanbieden van korte lichtflitsen (flitsVEP, FVEP).
 - Aanbieden van een wisselend patroon, veelal een zwart/wit blokkenpatroon (schaakbord) waar elk blokje afwisselend zwart en wit wordt gemaakt (patroonVEP, PVEP). Hierbij kunnen verminderde gezichtsscherpte, fixatieproblemen en abnormale pupilgrootte het onderzoek

belemmeren. In dat geval moet dan een FVEP gemaakt worden, welke van minder diagnostische waarde is. [4]

3. Brainstem auditory evoked potentials (BAEP)

- Klik [100 µs, 2500-4000 Hz]. Er kan onderscheid worden gemaakt tussen de condensatieklik (waarbij het trommelvlies eerst naar binnen uitwijkt) en de rarefactieklik (waarbij het trommelvlies eerst naar buiten richting hoofdtelefoon uitwijkt). Meestal wordt de rarefactieklik gebruikt, maar ook alternerende kliks worden toegepast. De herhalingsfrequentie mag niet te hoog zijn i.v.m. overlap [max. 20 Hz] en de stimulusintensiteit moet voldoende hoog zijn. [5]

4. Somatosensible evoked potentials (SSEP)

- Elektrische blokpulsen van 0,2 ms met een herhalingsfrequentie van 1-3 Hz. De kathode moet proximaal aan de anode geplaatst worden en beide elektroden moeten boven de zenuw geïnformeerd worden. De sterkte van de stimulus moet zo zijn dat de door de zenuw geïnnerveerde spieren licht contraheren. Er kan gestimuleerd worden op de pols (nervus medianus-SEP of nervus ulnaris-SEP) of op de enkel (nervus peroneus-SEP). Ook kan een dermatoom-SEP gemaakt worden, waarbij de huid gestimuleerd wordt op een niveau dat 2 a 3 maal hoger ligt dan het ‘sensationlevel’. Bij juiste stimulatie worden de afferente vezels van één spinaal ganglion geprikkeld. [6]

Het toedienen van deze stimuli heeft tot doel activiteit op bepaalde plaatsen in de hersenen op te wekken. Dit leidt tot een EEG-vorm die specifiek is voor de stimulus. Bij SSEP-onderzoek kunnen ook elektroden op vaste plaatsen op de armen of benen aangebracht worden om zo daar de latentie te bepalen en dus te onderzoeken of er een blokkade in de perifere zenuwen optreedt. [6]

2.3.3 Sensoren

Sensortypen

Een sensor is een bijzondere zenuwcel die gespecialiseerd is in het opvangen van prikkels en het omvormen ervan ten behoeve van het zenuwstelsel. In het menselijk lichaam bevinden zich vele soorten sensoren, in te delen naar ligging of aard van stimulus.

Op grond van ligging kunnen de volgende groepen onderscheiden worden:

- Exterosensoren: sensoren die reageren op prikkels van buitenaf, ofwel de sensoren die ondergebracht zijn in de vijf zintuigen (neus, tong, huid, oog, oor). De ligging is specifiek op de grens tussen lichaam en buitenwereld.
- Propriosensoren: deze geven het brein informatie over het eigen bewegingsapparaat. Ze liggen in spieren, pezen, gewrichten en het evenwichtsorgaan. Deze laatste wordt door mensen wel het zesde zintuig genoemd. Dit is echter niet correct, omdat wel de oorzaak van de prikkel van buiten komt (verstoring van het evenwicht) maar de eigenlijke prikkeling niet plaatsvindt op de grens van buitenwereld en het lichaam. De sensoren in het evenwichtsorgaan (en dit zijn er veel) zijn daarom geen exterosensoren.
- Interosensoren: de sensoren liggen in de wand van de holle organen. Deze liggen in het inwendige van het lichaam, maar wel op de grens met het milieu exterior zoals in de mondholte, het darmkanaal, de longen en de bloedvaten.

Er kan ook onderscheid worden gemaakt door in te delen op welke soort prikkeling de sensor reageert:

- Chemosensoren: sensoren die gevoelig zijn voor chemische prikkels zoals reukstoffen, smaakstoffen, koolstofdioxide of zuurstof en zuren (dus in mond, tong en bijn. in de aortaboom zijn chemosensoren present).
- Mechanosensoren: reactie van deze sensoren vindt plaats als druk, vibratie, trekspanning of vloeistofstroming op ze inwerken. De bekende mechanosensoren zijn te vinden in de huid, de spierspoelen, het oor, het evenwichtsorgaan en de bloedbaan.
- Thermosensoren: dit zijn warmte- en koudesensoren in de huid; ook zijn centrale thermosensoren in de hypothalamus aanwezig met als functie de temperatuurregulatie van het lichaam.
- Elektromagnetische sensoren of fotosensoren: deze komen uitsluitend voor op het netvlies (oog) en converteren lichtprikkels.
- Pijnsensoren: dit zijn sensoren die reageren op (dreigende) beschadiging. Ze zijn niet alleen in de huid te vinden, maar ook inwendig (in de holle organen, de spieren en de gewrichten). Overigens kan ook pijn gevoeld worden door overmatige prikkeling van andere sensortypen. [7]

De conclusie kan nu getrokken worden dat vrijwel alle sensoren die geprikkeld worden bij EEG-onderzoek tot de exterosensoren behoren, afgezien van het diepe zuchten en het ballen van de vuisten bij standaard EEG-registratie. Het diepe zuchten wordt toegepast, omdat hierdoor minder bloed door de hersenen zal stromen

waardoor de drempel voor het ontstaan van epileptische foci kleiner wordt. Bij deze verandering in de bloedsomloop zijn interosensoren –en daarvan de chemosensoren en mechanosensoren– betrokken. De functie van het ballen van de vuisten is het laten verdwijnen en weer opwekken (door te de vuist te ontspannen) van het μ -hersenritme in de centrale gebieden.

Visuele prikkeling zoals bij standaard EEG-registratie (het openen van de ogen, het bekijken van afbeeldingen en het flitsen) en VEP gebeurt uitsluitend via de EM- of fotosensoren. Bij BAEP worden luchttrillingen door het trommelvlies getransduceerd naar vloeistoftrillingen, waarna deze mechanosensoren stimuleren. SSEP is bij dermatoom-SEP gebaseerd op stimulatie van de extero-mechanosensoren. Bij nervusstimulatie is de methode principieel anders en worden de sensoren overgeslagen en de potentiaal direct opgelegd aan de zenuw.

Algemene eigenschappen

Uniforme omvorming

Alle typen sensoren vormen de aangeboden energie om naar dezelfde energievorm die voor het zenuwstelsel bruikbaar is, nl. elektriciteit.

Specifieke gevoeligheid

Sensorcellen zijn veelal gevoelig voor verschillende soorten van energie, maar ze zijn extra gevoelig voor een bepaalde energievorm: de adequate prikkel. Een goed voorbeeld is het verschil in energie bij prikkeling van het netvlies met licht, waar zeer weinig elektromagnetische energie voor nodig is, en door hard op de oogbollen te drukken (veel mechanische energie) wat ook leidt tot een visuele gewaarwording.

Specifieke gewaarwording

Het bovenstaande voorbeeld is ook een goed voorbeeld van specifieke gewaarwording. Dit betekent dat de gewaarwording afhangt van de sensor en de bijbehorende zenuwvezels en niet van de aard van de prikkeling (druk op de oogbollen geeft toch visuele gewaarwording).

Specifiek bereik

Het bestaan van de termen als ‘zichtbaar licht’ en ‘hoorbaar’ geeft aan dat de sensoren in het menselijk sensorisch systeem geen onbeperkt bereik hebben. De volgende grenzen zijn ongeveer vastgesteld:

Fotosensoren	400 tot 800 nm
Mechanosensoren (oor)	16 tot 20.000 Hz
Warmtesensoren	35 tot 45 °C
Koudesensoren	< 38 °C

Adaptatie

Adaptatie kan omschreven worden als verschuiving van de prikkeldrempel: de prikkeldrempel is verhoogd bij negatieve adaptatie en verlaagd bij positieve adaptatie. Voorbeelden zijn een munt die op de rug van de hand gelegd wordt en die na een tijdje niet meer gevoeld wordt, respectievelijk gewenning aan lage lichtintensiteit als gevolg van positieve adaptatie van de staafjes op het netvlies. Dit zijn voorbeelden van perifere adaptatie. Ook komt centrale adaptatie voor; een andere naam hiervoor is aandacht.

Onderscheidingsdrempel

Het minimale verschil in prikkelsterkte om opnieuw de prikkeldrempel te overschrijden.

Discriminatievermogen

Het vermogen om prikkels gescheiden waar te nemen. Dit is afhankelijk van de organisatiestructuur van de afferente zenuwvezels. Bij een maximaal discriminatievermogen heeft elke sensor zijn eigen afferente zenuwvezel; een sensorgebied neemt relatief veel plaats in in de perifere zenuw, de ascenderende baan en de hersenschors. Een veel kleiner discriminatievermogen komt voor bij structuren waarbij veel sensoren aangesloten zijn op één afferente zenuwvezel. Een gebied met dezelfde afmeting en sensordichtheid wordt gerepresenteerd door een veel kleiner deel van de perifere zenuw, ascenderende baan en hersenschors. [7]

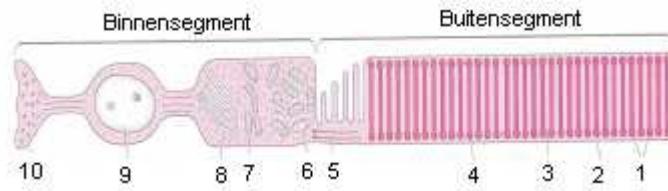
Werkingsprincipe van sensoren

Om de informatie enigszins beknopt te houden wordt niet in detail ingegaan op de werking van alle typen sensoren. Als voorbeeld zal de fotosensor uitgebreid worden behandeld. Voor gedetailleerde informatie over andere sensortypen is Kandel [3] of Grégoire [7] te raadplegen.

In figuur 2-6 is een doorsnede van het netvlies afgebeeld. Het netvlies is opgebouwd uit twee lagen; het pigmentblad en het optische blad. Het pigmentblad bestaat uit epithelcellen die via uitlopers in contact staan met de fotosensoren. De pigmentkorrels in deze cellen absorberen al het licht dat hierop valt. De functie hiervan is voorkoming van reflectie van licht op de binnenzijde van de oogbol en van overbelichting als de pupil al maximaal vernauwd is (de pigmentkorrels trekken dan naar de uitlopers en vormen een absorberende laag rond de actieve delen van de fotosensoren). Het optische blad bestaat uit een laag fotosensoren, een laag schakelcellen (bipolaire cellen) en een laag afferente neuronen. De fotosensoren zijn ofwel staafjes (figuur 2-5), ofwel kegeljes. [7]

Beide soorten bevatten gezichtskleurstoffen die verantwoordelijk zijn voor de omzetting van licht naar een sensorpotentiaal. In de staafjes (rods) is dit rodopsine; in de kegeljes (cones) is dit conopsine. Door een

lichtprikkel wordt deze stof afgebroken. De afname van een van de daarbij betrokken stoffen –cGMP– heeft sluiting van de Na^+ kanalen tot gevolg, waardoor de rustpotentiaal van de sensorcel verandert (de cel hyperpolariseert, zie ook § 2.2). Dit noemt men de sensorpotentiaal (graded potential).



Figuur 2-5 Schematische weergave van een staafje: 1. discs 2. celmembraan 3. cytoplasmatische ruimte 4. intradiscale ruimte 5. cilie 6. mitochondrium 7. golgi-apparaat 8. endoplasmatisch reticulum 9. celkern 10. synaptisch uiteinde [8]

Vooral in het donker wordt onder invloed van vitamine A weer nieuw rodopsine aangemaakt. Men noemt dit de visuele cyclus en deze wordt uitgebreid beschreven in bijlage 1.

De staafjes maken geen onderscheid in golflengte van de opvallende straling; ze kunnen verschillen in lichtsterkte waarnemen. Bij de kegeltjes daarentegen komen drie verschillende fotopigmenten voor, die elk gevoelig zijn voor een bepaald golflengtebereik in het zichtbare gebied. Hierdoor kan de mens onderscheid maken in kleur, tot in ongeveer 160 kleurtinten. [7]

2.3.4 Afferente neuronen

Inleiding

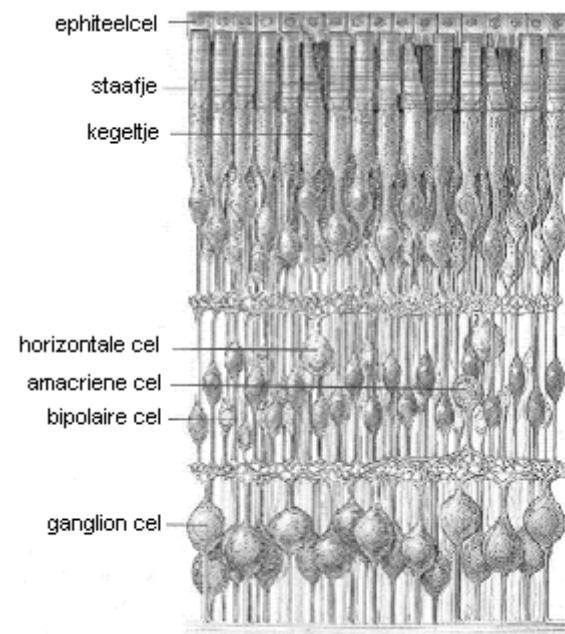
Nadat een sensorpotentiaal opgewekt is, moet deze voor verwerking overgebracht worden naar de hersenen. Dit gebeurt door middel van afferente neuronen. Dit zijn ascenderende zenuwvezels, ofwel zenuwen die het (sensorisch) signaaltransport van perifeer richting craniaal verzorgen (daartegenover staan efferente neuronen, die (motorische) signalen van craniaal naar perifeer overbrengen).

Synaptische transmissie: sensorcel – bipolaire cel

De omzetting van sensorpotentiaal naar actiepotentialen gebeurt niet vanaf de sensorcel. De opgewekte sensorpotentiaal wordt eerst doorgegeven aan schakel- of interneuronen: de bipolaire cellen (zie figuur 2-6). Hiervoor worden elektrische of chemische synapsen gebruikt. Chemische synapsen zijn besproken in § 2.2. Elektrische synapsen maken geen gebruik van neurotransmitters. Elektrische synapsen hebben een dusdanig kleine synaptische ruimte dat het cytoplasma van de sensorcel en de bipolaire cel als een geheel mogen worden beschouwd, waardoor directe overbrenging van de sensorpotentiaal op de bipolaire cel mogelijk is.

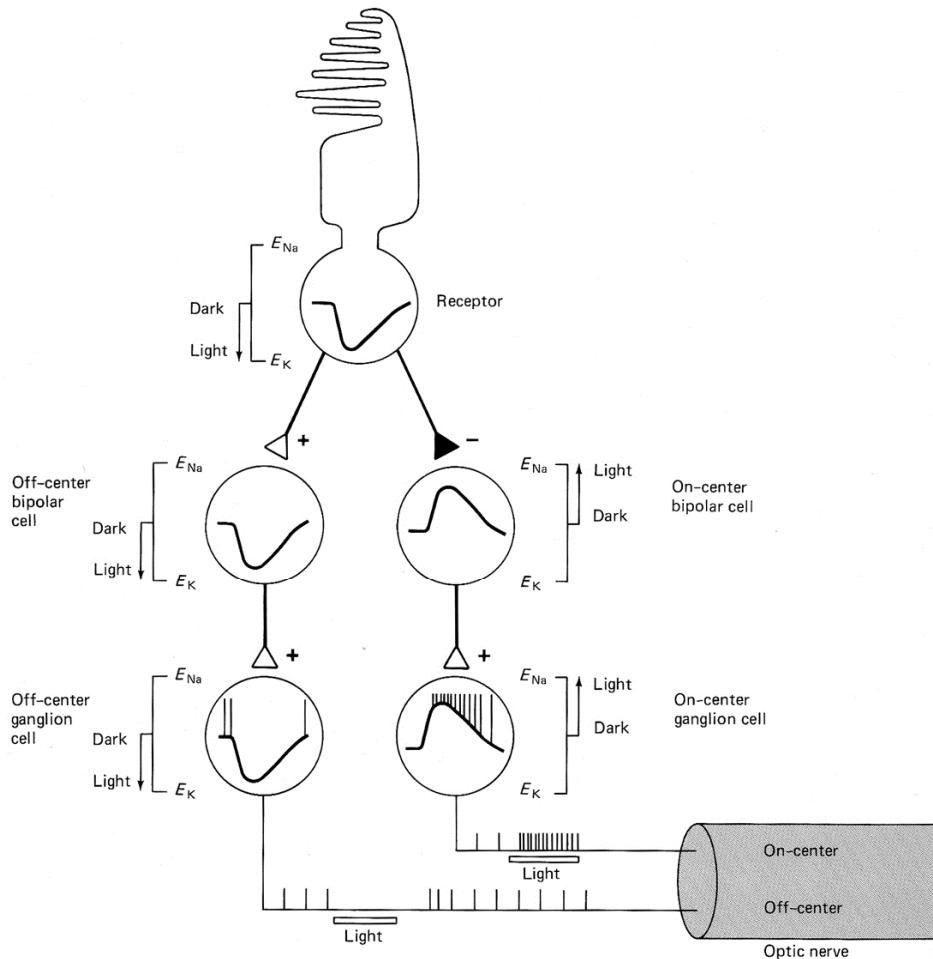
De chemische synapsen van fotosensorcellen op bipolaire cellen hebben geen duidelijke drempel voor het vrijkommen van neurotransmitters en zo resulteert een verandering in de rustpotentiaal van de sensorcel direct in een verandering van de transmitterconcentratie in de synaps.

Een schema van potentialen is gegeven in figuur 2-7. Er wordt gebruik gemaakt van twee soorten bipolaire cellen: de on-center en de off-center. Door de hyperpolarisatie geeft de sensorcel een kleinere hoeveelheid neurotransmitter af dan in rust.



Figuur 2-6 Opbouw van het netvlies [9]

Daarom zal ook minder transmitter de andere kant van de synaptische ruimte bereiken. Dit werkt in op de bipolaire cel door het feit dat de transmitterbindende kanalen in de celwand van de dendrieten van de bipolaire cel een kleinere hoeveelheid neurotransmitter het milieu interior 'inpompen'. Door de kleinere influx van neurotransmitter zal de on-center bipolaire cel exciteren en de off-center bipolaire cel zal inhibiteren.



27-5 A single cone photoreceptor synapses on two separate bipolar cell channels: one is excited by light activation of this cone (on-center, or depolarizing bipolar cell), and the other is inhibited by light activation of this cone (off-center, or hyperpolarizing bipolar cell). The critical factor in this circuit is a transmitter substance that has opposite effects on the membrane voltage of these two bipolar cells. The cone forms an excitatory or "sign-preserving" synapse on the off-center

bipolar cell and an inhibitory or "sign-reversing" synapse on the on-center bipolar cell. Note that this "excitatory" or "inhibitory" effect is the result of transmitter release, which takes place in the dark; when the receptive field of the cone is illuminated, the decrease in transmitter results in excitation (or disinhibition) of the on-center cell and inhibition (or disfacilitation) of the off-center cell.

Figuur 2-7 Excitatie/inhibitie van bipolaire en ganglioncellen en de generatie van sequenties van actiepotentialen. Ontleend aan Kandel [3]

Er moet worden opgemerkt dat er vele directe en indirecte (signalintegrerende!) parallelle wegen zijn (via horizontale cellen in de buitenste plexiforme laag en amacriene cellen in de binnenste plexiforme laag) om een signaal van sensorcel naar ganglioncel te transporteren. Hier wordt alleen de directe weg behandeld. [3]

Synaptisch transmissie: bipolaire cel – ganglioncel

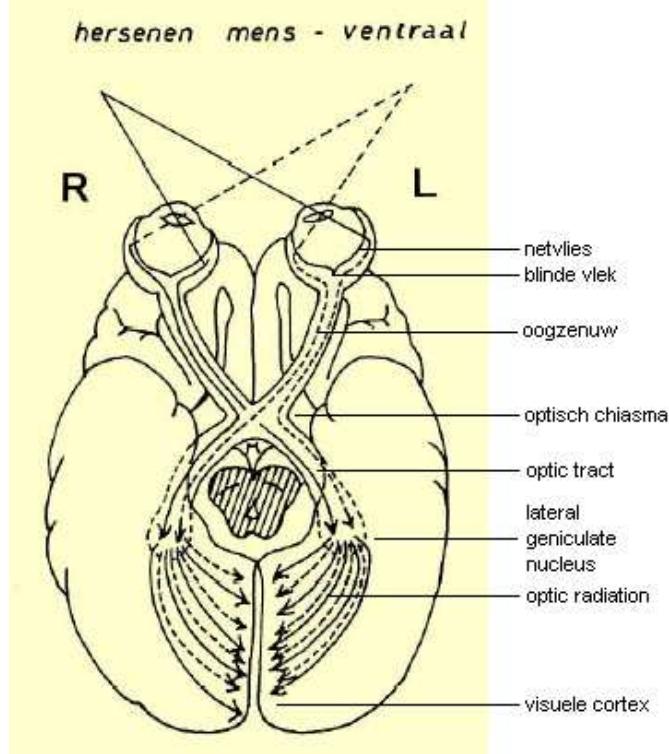
Beide soorten bipolaire cellen hebben exciterende synapsen op de ganglioncellen. Deze resulteren in verschillende patronen van actiepotentialen, waardoor ook gesproken kan worden over on- en off-center ganglioncellen.

Verder kunnen de ganglioncellen naar functie onderverdeeld worden:

- X-cellen hebben een klein dendritisch gebied met een gemiddelde soma: ze zijn geschikt voor nauwgezet observeren.
- Y-cellen hebben een groot dendritisch gebied, een grote soma en snel geleidende axonen: ze reageren op grote objecten en zijn geschikt voor de eerste ruwe analyse van het gezichtsveld.
- W-cellen hebben een groot dendritisch gebied en een kleine soma: ze spelen een grote rol bij hoofd- en oogbewegingen.

De axonen van de ganglioncellen van elk oog komen samen bij de blinde vlek en verlaten hier het oog als de oogzenuw. Vanaf hier zijn de axonen gemyelineerd. De beide oogzenuwen komen samen bij het optisch chiasma. Hier scheiden de zenuwvezels van de oogzenuw in delen komende van de dorsaal nasale hemiretina, de

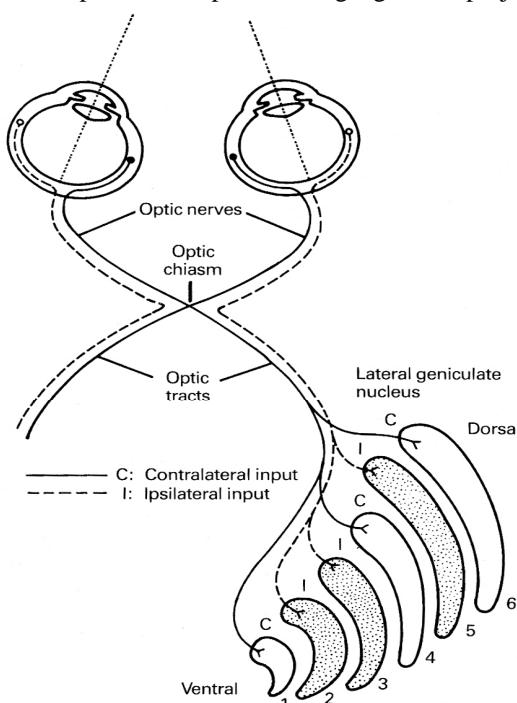
ventraal nasale hemiretina, de dorsaal temporale hemiretina en de ventraal temporale hemiretina. De zenuwvezels die informatie geleiden van de nasale delen van de hemiretina's kruisen in het optisch chiasma, die van het temporale deel kruisen niet. Na het optisch chiasma zijn de temporale zenuwvezels van het linkeroog bijeengevoegd met de nasale zenuwvezels van het rechteroog en vice versa. Op deze manier gaat de informatie komend van het rechtergezichtsveld via de linker optische baan naar de linkerhemisfeer en die van het linkergezichtsveld via de rechtse optische baan naar de rechterhemisfeer. Dit is van vitaal belang voor de manier waarop het gezichtsveld in de hersenen gerepresenteerd wordt. [3]



Figuur 2-8 Schematische weergave van de visuele banen [10]

2.4 Craniale potentials

Het grootste deel van de neuronen in de optische banen synapsen in de corpus geniculatum laterale in de thalamus. Daar vindt een logisch opgebouwde representatie van de netvliesen plaats, waarbij het centrale gebied (met de fovea) een veel groter gebied inneemt dan de periferie. Dit heeft zijn oorsprong in het feit dat in de periferie meerdere bipolaire cellen –en daarom fotosensoren– op een enkele ganglioncel synapsen, terwijl in de fovea elke bipolaire cel op maar een ganglioncel projecteert.



28-6 Contralateral input (C) and ipsilateral input (I) project to different layers of the lateral geniculate nucleus to create a representation of the contralateral visual hemifield.

De corpus geniculatum laterale bestaat uit zes lagen, gescheiden door lagen van axonen en dendrieten. De ipsilaterale en contralaterale helften van de retina blijven gescheiden in lagen 5, 3 en 2, resp. de lagen 6, 4 en 1 (laag 6 ligt het meest dorsaal, laag 1 ligt het meest ventraal). Er ontstaat zo een verticale kolom met kaarten die tezamen een projectie van het contralaterale gezichtsveld vormen. Deze kolom wordt in dezelfde configuratie geprojecteerd in de visuele cortex, gelegen in de occipitale kwabben. Niet alleen de topografie blijft behouden, ook het functionele aspect van de X-, Y- en W-cellens worden teruggezien in de projecties in de corpus geniculatum laterale.

De Y-cellens projecteren in meerdere lagen van de corpus geniculatum laterale, echter hebben de meeste telodendriën in de laag die het deel van de retina representeren die ze innervieren. Y-cellens representeren grote objecten, dus hebben vaak verbinding met meerdere delen van de retina (door middel van horizontale en amacriene cellen in het netvlies). Ze zullen dus ook in verschillende lagen van de corpus geniculatum laterale synapsen. Het meer gedetailleerde zicht wordt toegeschreven aan de X-cellens, waarbij dan ook weinig verbinding tussen de lagen voorkomt in de corpus geniculatum laterale.

Figuur 2-1 De corpus geniculatum bestaat uit zes lagen. Ontleend aan Kandel [3]

W-cellensynapsen niet in hetzelfde gebied, maar in de superior colliculus. Dit deel van de hersenen, gelegen in de middenhersenen, is belangrijk voor oogbewegingen. Ook een deel van de Y-cellens hebben uitlopers naar deze structuur. Informatie van het netvlies wordt hier geïntegreerd met informatie uit de visuele cortex (een indirecte weg), de auditieve cortex en de somato-sensorische cortex. De verwerkte informatie, de output van de superior colliculus, loopt via de tectospinale tractus naar de hersenstam waar het reflexmatige handelingen van nek en hoofd reguleert. Andere output triggert neuronen in de motorische cortex; en ook het cerebellum, geassocieerd met fijnmotorische handelingen, verkrijgt visuele informatie uit de superior colliculus.

Nog een belangrijke structuur in het visuele systeem is het pretectale gebied. Dit gebied op de grens van middenhersenen en thalamus, rostraal van de superior colliculus, bestuurt de vernauwing en verwijding van de pupillen.

Het meest belangrijke en actieve gebied dat leidt tot visuele gewaarwording is echter de visuele cortex (Brodmann's area 17). De zenuwbanen uit de corpus geniculatum laterale (optic radiation) buigen om het laterale ventrikel over het laterale oppervlak van de temporale en occipitale horns van het laterale ventrikel en komen dan uit in de visuele cortex. De visuele cortex is ongeveer 3 mm dik en bestaat uit meerdere lagen.

Laag IV is onderverdeeld in drie sublagen IVa, IVb en IVc. Laag IVc ontvangt input van een van de beide ogen uit de corpus geniculatum laterale en stuurt zijn output naar de lagen beneden en boven hem. De axonen van neuronen in laag IVc die input ontvangen uit de corpus geniculatum laterale, sturen signalen naar de lagen II en III, welke weer connecties hebben met laag V. Laag V completeert het lokale circuit van de visuele cortex door zijn output naar laag VI te sturen. De loop kan echter ten allen tijde onderbroken worden, omdat elke laag op zijn beurt weer connecties (via piramidecellen) heeft met andere hersengebieden.

Deze connecties uit lagen II en III komen uit in de hogere visuele systemen (Brodmann's area 18 en de mediale temporale kwab). De piramidecellen uit laag V projecteren op de superior colliculus, waar dus een integratie plaatsvindt van signalen die direct van de retina afkomstig zijn en signalen die indirect via de visuele cortex aankomen. Een zelfde feedbackloop komt voor bij de corpus geniculatum laterale waar output van laag VI naar toe gestuurd wordt. De functie van laag I (aan de oppervlakte van de cortex) is nog vrij onbekend, maar vermoed wordt dat deze laag connecties legt tussen verschillende delen van de visuele cortex. [3]

2.5 Additie herkomst EEG-signalen

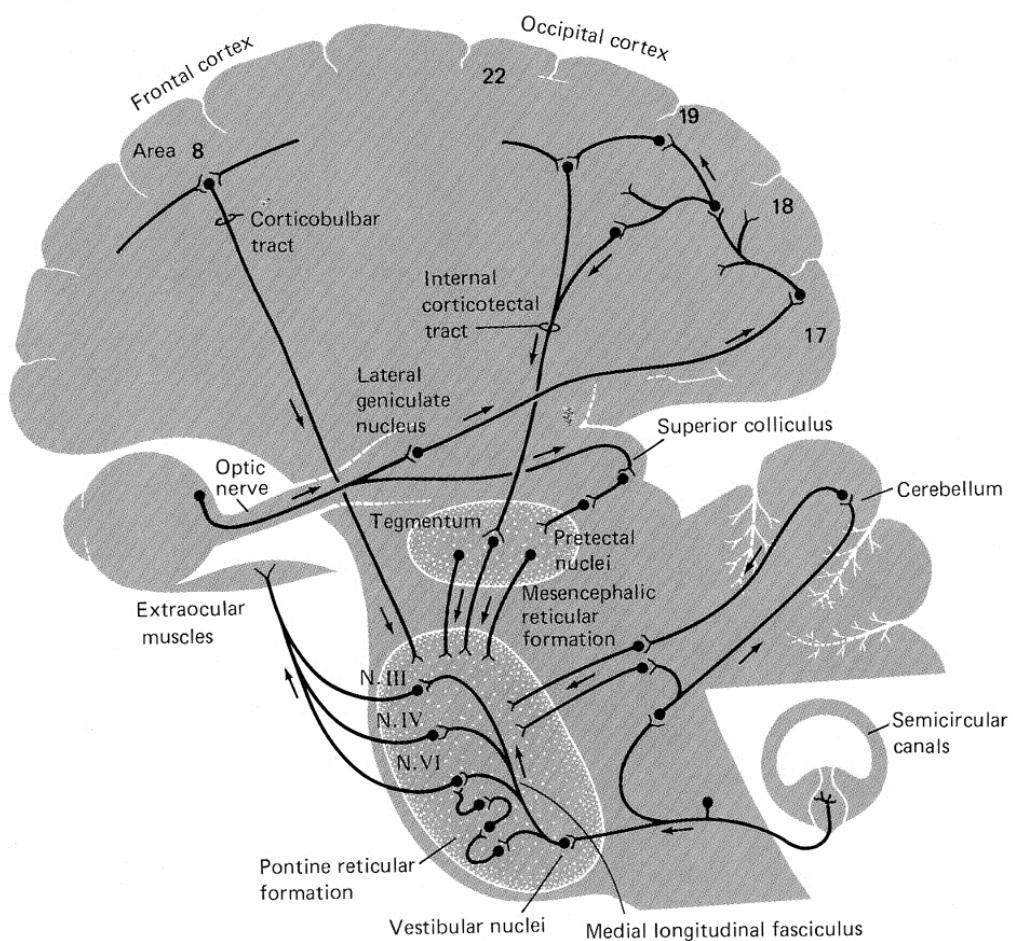
Het is onjuist te suggereren dat de hierboven beschreven actiepotentialen de bron zijn van EEG-signalen. Deze spelen hierin wel een rol, maar hebben geen direct verband met de gemeten potentialen.

De gemeten potentialen zijn afkomstig van de celkernen van de neuronen. Zoals beschreven in dit hoofdstuk hebben deze een rustpotentiaal. Deze is echter niet statisch, maar veranderlijk.

Een goed voorbeeld om dit duidelijk te maken is het α -ritme in de visuele cortex. Bij gesloten ogen verkeren de neuronen in een vorm van dynamische rust. De celkernen van elk neuron ondergaan periodieke potentiaalveranderingen. Deze potentiaalveranderingen verlopen voor elk neuron min of meer synchroon.

Gesommeerd vormt dit het α -ritme.

Worden de ogen geopend, dan krijgen de neuronen verschillende taken uit te voeren en zijn de potentiaalveranderingen niet meer synchroon. De grote hoeveelheid anders georiënteerde velden van de individuele neuronen zullen elkaar nu ongeveer opheffen. Dit heeft het detecteerbare gevolg dat het α -ritme verdwijnt en plaats maakt voor een afgevlakt, veel minder regelmatig signaal.



43–15 This scheme shows all the neural centers currently known to affect the common motor neuron output to the ocular muscles. The frontal cortex eye fields (Brodmann's area 8) direct saccades; areas 17 and 18 of the occipital cortex direct fixation and smooth pursuit; area 19 directs vergence and stereopsis; the semicircular canals and the vestibular nuclei stabilize the eye in the head; and the cerebellum, superior colliculus, and pretectal nuclei coordinate those movements in ways we have yet to discover. (Adapted from Robinson, 1968.)

3. HDE apparatuur

3.1 Inleiding

In dit hoofdstuk wordt een nauwgezette beschrijving van de nieuw aangeschafte HDE-apparatuur gegeven. Alle aspecten zullen hierbij aan de orde komen, zowel hardware als software, en zowel onderdelen belangrijk voor het onderzoek als onderdelen die hiervoor minder van belang zijn geweest. De uitgebreidheid van de beschrijving heeft meerdere redenen.

Ten eerste en als belangrijkste is deze beschrijving een opzet voor handleidingen voor klinisch gebruik van de apparatuur. Geen van de personeelsleden van de KNF-afdeling heeft nog (intensief) met de apparatuur gewerkt. Voor hen zal de hardware minder van belang zijn dan de software, omdat de hardware vergelijkbaar is met bestaande hardware op de afdeling. Voor de klinisch fysici is echter de hardware meer van belang, omdat zij mogelijke defecten aan en problemen veroorzaakt door de hardware op moeten lossen. Zij zijn dus zeker gebaat bij een goede beschrijving hiervan, vooral ook omdat deze er nog niet is (met uitzondering van de digitizer, zie § 3.7).

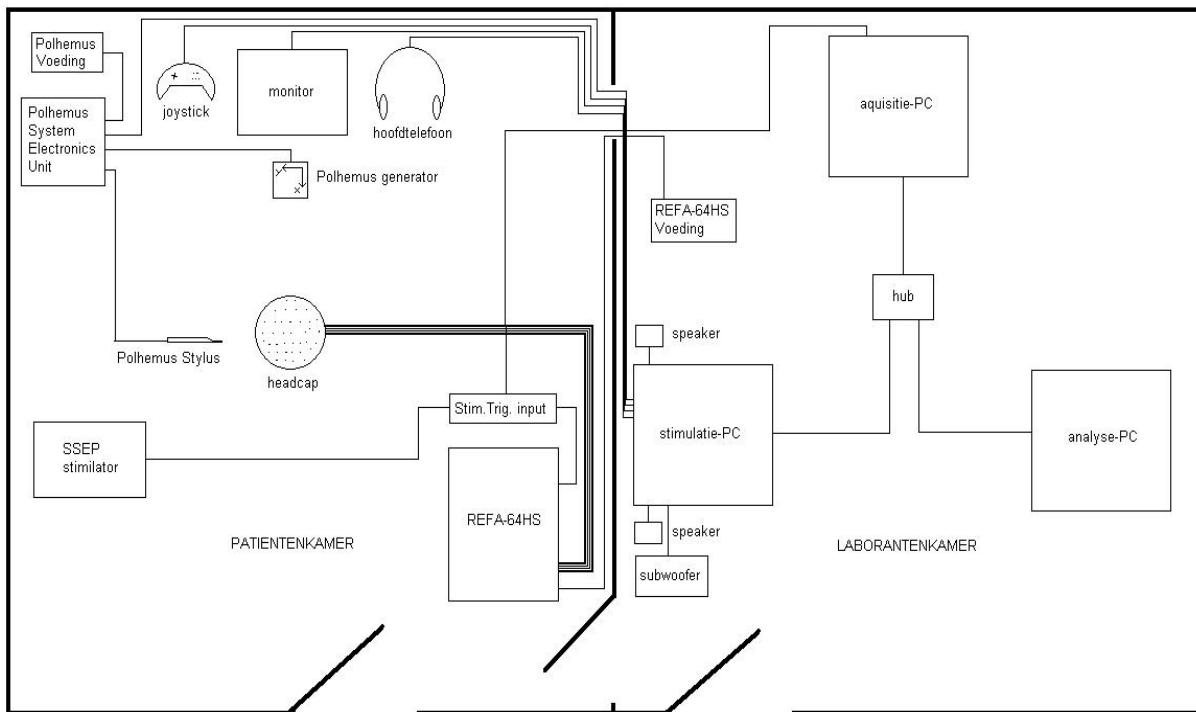
De tweede reden is dat door het lange wachten op een geschikte proefpersoon de schrijver dezes de tijd heeft gehad de apparatuur goed te leren kennen. Hij is dan ook van mening dat die kennis niet zomaar verloren mag gaan.

Ook moeten meerdere opstartproblemen aangaande de apparatuur, software en procedures, tegengekomen gedurende het onderzoek, goed vastgelegd worden om te voorkomen dat dezelfde of vergelijkbare ‘fouten’ gemaakt worden.

Een aanzienlijk aantal bijlagen over de HDE-apparatuur zal worden bijgevoegd om de informatie te bundelen en zo met één verslag alle informatie aangaande de apparatuur bij de hand te hebben.

Dit hoofdstuk is opgebouwd door middel van het chronologisch volgen van de informatiestroom zoals gebruikelijk is bij EEG-registratie. Eerst wordt echter een overzicht van de opstelling gegeven. Daarna komen – van stimulus tot analyse – de volgende onderdelen aan bod: stimulatieprogramma, elektroden en signaalleidingen, versterker, acquisitieprogramma, digitizer en analyseprogramma’s.

3.2 Een overzichtsschema



Figuur 3-1 Overzichtsdiagram van de HDE opstelling

De onderzoeksruimte bestaat uit twee kamers. Onderzoeken beginnen met het instrueren en gereedmaken van de patiënt in de patiëntenkamer. De laborant zal hierna de laborantenkamer ingaan om de gewenste reeks stimuli (zie § 2.3.2 en § 3.3) toe te dienen (bij het uitvoeren van een SSEP-onderzoek zal dit in de patiëntenkamer gebeuren).

In het schema in figuur 3.1 zien we de vier elementen die hiervoor gebruikt kunnen worden: de SSEP-stimulator, de joystick, de monitor en de hoofdtelefoon. Deze zijn alle verbonden met de stimulatie-PC. De potentiaalverdelingen op het hoofd als gevolg van de (re)acties van de patiënt worden gedetecteerd door de elektroden in de headcap en lopen via de versterker (REFA-64HS) naar de acquisitie-PC waar ze worden opgeslagen zoals van tevoren vastgelegd in acquisitieprogramma Portilab. Vandaar uit kunnen de gewenste delen van de opname voor analyse weggeschreven worden naar de analyse-PC. Optioneel kan nog een registratie van de elektrodeposities gemaakt worden met het digitizersysteem (Polhemus).

3.3 Stimulatieprogramma EEvoke

3.3.1 Inleiding

Als specifieke reacties van het zenuwstelsel opgewekt moeten worden ten behoeve van het stellen van een diagnose, wordt gebruik gemaakt van stimulatie van de zintuigen (zie § 2.3.2). De stimulatie wordt aangestuurd via een de stimulatie-PC, waarop het programma EEvoke draait. De stimulatie-PC is verbonden met twee monitoren (VEP); een speakerset en een hoofdtelefoon (BAEP); een Digitimer Constant Current Stimulator (SSEP); en verder nog met de hub om triggerinformatie over te brengen naar de acquisitie-PC (zie Figuur 3-1). In het stimulatieprogramma kunnen naar eigen wens scenarioscripts gegenereerd worden. In de scenarioscripts worden de stimuli en de parameters nodig voor de controle over het experiment (zoals timinginstellingen) vastgelegd. Op deze manier wordt de invloed van de laborant op de uitkomst van het experiment geminimaliseerd, omdat het script voor elke patiënt gelijk is. Ook kunnen de uitkomsten bij verschillende patiënten eenvoudig vergeleken worden. Toch kan de laborant – als gewenst op grond van de resultaten – interactief het script manipuleren, onderwijl het experiment loopt. [7]

3.3.2 Scenario's genereren

De scenario's worden gemaakt in Excel. Hiervoor is voor de eenvoudige scenario's via een macro⁴ een window beschikbaar, waarin de parameters ingevoerd kunnen worden (zie bijlage 3). In dit window kan via de tabbladen gekozen worden voor drie stimulustypen. Meer complexe scenario's moeten in de spreadsheet zelf ingevoerd worden.

Evoked Potentials

Stimuli: een media file (beeld of geluid) die wordt gecodeerd met Event Code 1; de tijdsduur dat de mediafile weergegeven wordt.

Timing: het interstimulus interval (ISI) in de vorm $a \text{ ms} \pm b \text{ ms}$.

General: naam en locatie van de output file (database file) en het aantal stimuli.

Oddball (BAEP)

Stimuli: twee verschillende geluiden – frequent en rare – (wav-files) die worden gecodeerd met Event Code 1 en Event Code 2; de verhouding tussen frequent en rare kan ingesteld worden.

Timing: het interstimulus interval (ISI) in de vorm $a \text{ ms} \pm b \text{ ms}$.

General: naam en locatie van de output file (database file) en het aantal stimuli.

Checkerboard

Stimuli: twee verschillende afbeeldingen die worden gecodeerd met Event Code 1 en Event Code 2; de tijdsduur dat de afbeeldingen weergegeven worden.

Timing: het interstimulus interval (ISI) in de vorm $a \text{ ms} \pm b \text{ ms}$.

General: naam en locatie van de output file (database file) en het aantal stimuli.

Na het geven van ‘Run Test’ wordt een spreadsheet gegenereerd volgens de ingevoerde parameters en wordt automatisch EEvoke aangeroepen. Ook wordt het spreadsheet en een overeenkomende database file op de gespecificeerde plaats opgeslagen.

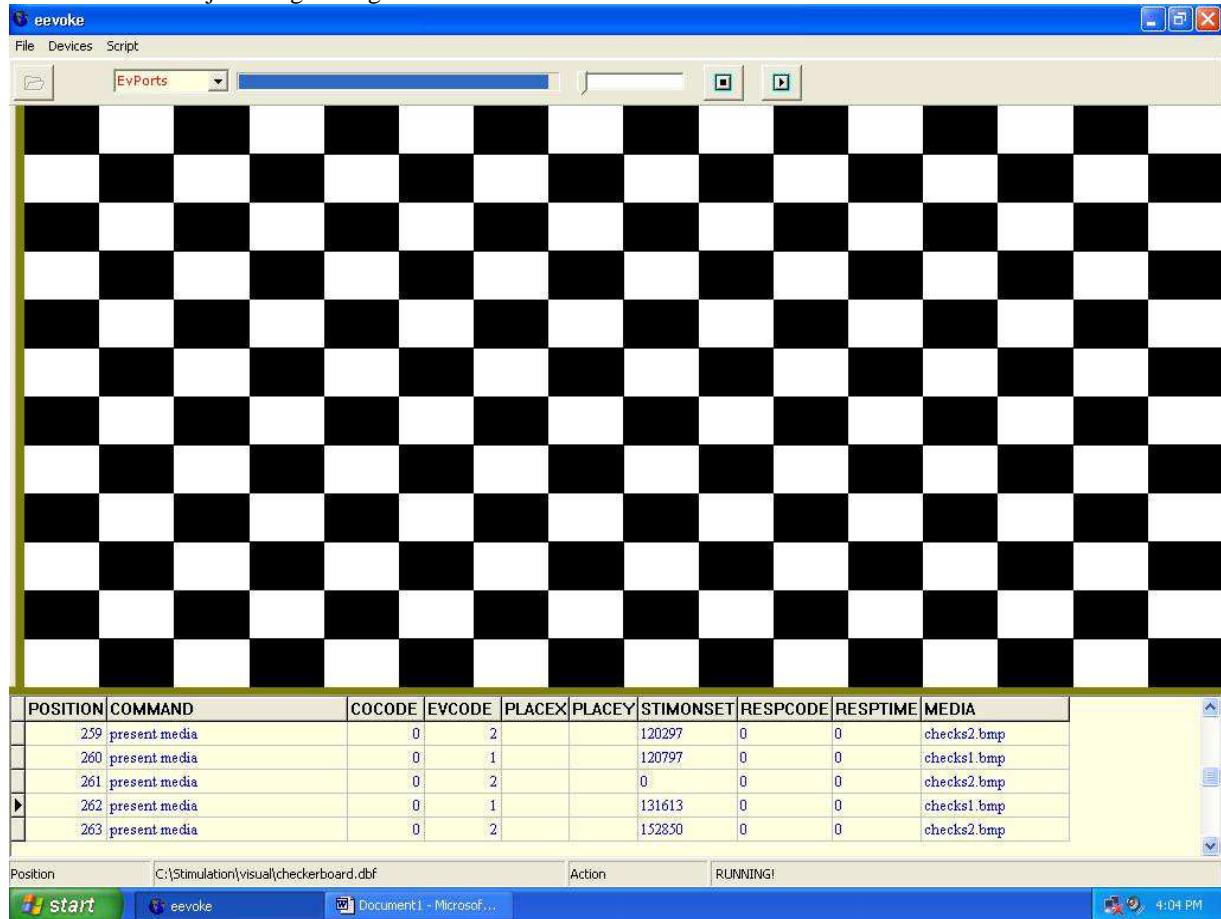
Behalve deze (verplichte) parameters, kunnen ook de coördinaten van de linkerbovenhoek van de afbeelding in de spreadsheet ingevoerd worden. Bovendien is er de mogelijkheid ten tijde van de meting de stimulustijd en de reactietijd⁵ (en code) van de patiënt te volgen, als dit in de ‘Settings Dialog’ wordt aangegeven. Een scenario ziet er daarom over het algemeen uit als te zien in bijlage 2, II. Creating Scenario Scripts.

EEvoke, het programma dat het scenario vervolgens runt, is vrij eenvoudig van opzet (zie Figuur 3-2). In de tabel onderaan is een deel van het scenario en additionele informatie zichtbaar, met een markering bij het huidige record. Daarboven is ruimte voor weergave van de mediafile (in het geval van visuele stimulatie). Verder zijn play/stop buttons opgenomen met daarnaast een voortgangsindicator. Eén en ander is nog te manipuleren in de

⁴ In plaats van de macro kan ook een template gebruikt worden.

⁵ Dit heeft betrekking op de ERP's; de Event Related Potentials

'Settings Dialog'. Zo kunnen bijvoorbeeld de eigenschappen geassocieerd met externe apparaten (SSEP-stimulator) vastgelegd worden. En kan gekozen worden of bovengenoemde stimulus- en reactietijd opgeslagen wordt. Verder de mogelijkheden om schermresoluties, geluidskaarten en script-syntaxen te kiezen. Ook kunnen voorkeuren voor tijdsweergave ingesteld worden.



Figuur 3-2 EEvoke window

Een gedetailleerde beschrijving van de informatiestructuur en mogelijkheden in de scenario's is opgenomen in bijlage 2: EEvoke Reference Manual. Bijlage 3 is een protocol voor het maken van scenario's. Deze is echter niet geheel voltooid.

3.4 Elektroden en signaalleidingen

De elektrische signalen van de hersenen zijn van een andere vorm dan die waarmee informatie naar de verwerker getransporteerd wordt. De neuronen in de hersenen maken gebruik van ionentransport (in het bijzonder Na^+ , K^+ en Cl^-), terwijl signaalgeleiding naar de verwerker berust op elektronentransport. Door de grote hoeveelheid neuronen in het menselijk brein is het ionentransport non-invasief meetbaar op basis van de sommatie van de elektrische velden gegenereerd door de individuele actieve neuronen. Dit gesommeerd elektrisch veld is extracranieel meetbaar met oppervlakte-elektroden.

De elektroden bestaan uit zilver met daarop een laagje zilverchloride (Ag/AgCl -elektrode). Tussen huid en elektrode wordt een kaliumchloridepasta (KCl-pasta) aangebracht om de geleiding te verbeteren. Verder moet de huid ruw gemaakt worden om een goed contact te waarborgen.

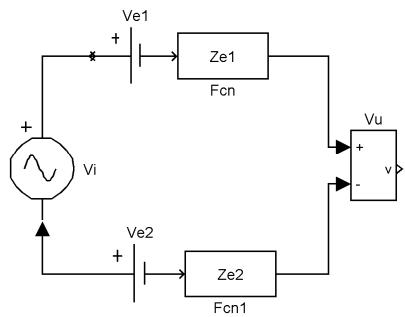
Het gebruik van deze specifieke pasta-elektrode combinatie heeft een goede reden, berustend op het feit dat zich een veranderlijke elektrodepotentiaal zal vormen als niet de goede combinatie gekozen wordt. Een elektrodepotentiaal is de spanning die opgewekt wordt tussen de pasta en de elektrode als gevolg van elektrolyse. Dit houdt in dat zilver in een vloeistof/pasta (elektrolyt) enigszins zal oplossen: $\text{Ag} \Rightarrow \text{Ag}^+ + \text{e}^-$, waardoor de elektrode negatief wordt ten opzichte van de pasta en er een potentiaal ontstaat. Er stelt zich een dynamisch evenwicht in tussen oplossende ionen en bindende ionen. De elektrodepotentiaal is constant, zolang de concentratie van de ionen in de elektrolyt constant is.

De ladingsscheiding brengt met zich mee dat de elektrode-impedantie (impedantie tussen elektrode en pasta) niet puur ohms is, maar ook een capacitive component heeft. Dit impliceert dat de elektrode-impedantie frequentieafhankelijk is en wel volgens de relatie:

$$Z_{\text{totaal}} = \frac{R}{1 + j\omega RC}$$

Vergelijking 3-1

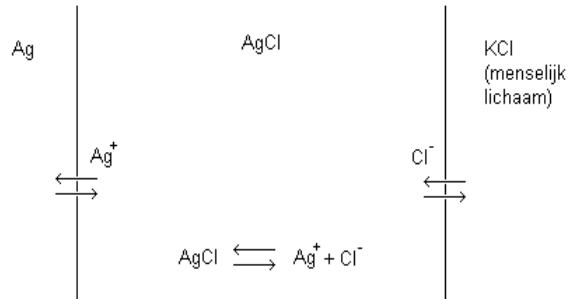
Er moet nu naar gestreefd worden de impedantie zo laag mogelijk te houden. De meting van de spanning moet namelijk als in Figuur 3-3 voorgesteld worden. Twee elektroden worden aan weerszijden van de spanningsbron (het brein) aangesloten. Behalve het brein introduceren de elektroden spanningen, maar ook impedantie. Voor een goede meting geldt dat $V_u = V_i$, wat alleen te verkrijgen is door V_{e1} en V_{e2} constant en aan elkaar gelijk te houden met zo laag mogelijke impedantie Z_{e1} en Z_{e2} . Een zelfde redenering geldt natuurlijk als niet twee, maar 64 elektroden worden gebruikt.



Figuur 3-3 Meetschema elektrodepotentiaalen

ontstaan twee grenslagen die beide een evenwichtspotentiaal op kunnen bouwen. Aan beide zijden van de grenslaag is namelijk een gedefinieerde concentratie van (Ag^+ resp. Cl^-) ionen aanwezig. De keuze voor de Ag/AgCl-elektrode wordt gemaakt op basis van zijn geringe oplosbaarheid in de KCl-pasta, maar een ander groot voordeel is de goede ionengeleiding van deze combinatie waardoor de elektrode nagenoeg geen capacitatief effect heeft. [8] Om offsetverschillen tussen kanalen te voorkomen moeten alle elektroden van hetzelfde metaal vervaardigd zijn. [9]

Eerder is opgemerkt dat de elektrodepotentiaal constant is bij constante concentratie ionen in de elektrolyt. Dit introduceert een probleem, omdat ionenconcentraties in lichaamsvloeistof niet constant zijn. De oplossing voor dit probleem wordt gevormd door een zoutbuffer aan te leggen tussen huid en elektrode (zie Figuur 3-4). Omdat een metaal in zijn eigen zoutoplossing wel een evenwichtspotentiaal opbouwt moet dit zout bestaan uit het element waarvan de elektrode is gemaakt en negatieve ionen die overheersen in lichaamsvloeistof, de chloride-ionen. Door een KCl-pasta te gebruiken kunnen pasta en lichaam als één gezien worden. Als Ag/AgCl-elektroden toegepast worden,



Figuur 3-4 Schema pasta-elektrode combinatie

In de HDE apparatuur van het MST worden 64 Ag/AgCl-elektroden gebruikt. Deze zijn bijna alle opgenomen in een muts, een zogenaamde headcap, welke ingedeeld is volgens het 10-10 systeem. Dit is een plaatsingsysteem voor de elektroden, waarbij uitgegaan wordt van een aantal vaste punten op het hoofd (nasion, inion, preauricular) en de elektroden verhoudingsgewijs over het hoofd verdeeld worden. De benamingen voor de elektroden worden afgeleid van de hersengebieden waar ze geplaatst zijn: bijvoorbeeld FP = fronto-polair, FT = fronto-temporaal, C = centraal, CP = centro-parietaal, T = temporaal, O = occipitaal, etc. Na de letters volgt nog een cijfer: even cijfers rechts en oneven cijfers links. Elektroden op de lijn nasion-vertex-inion hebben i.p.v. een cijfer de index z (bv. FPz, Cz). Een representatie van dit systeem is weergegeven in bijlage 4.

Een aantal elektroden is niet via de headcap beschikbaar, maar moeten apart aangesloten worden. Dit geldt voor de oogbewegings-, oorlel- en grondelektroden.

Het gebruik van de headcap is overigens een keuze, want dit heeft wel een nadeel. In tegenstelling tot de headcapkabels, worden de losse elektrodekabels actief afgeschermd (door het elektrodesignaal zelf) en leveren per definitie een betere signaal-ruis verhouding. Verder heeft de headcap het nadeel dat hij de keuze van de patiënten limiteert. De afmetingen van de headcap zijn niet voor iedereen even geschikt; mannen en vrouwen verschillen nogal in gemiddelde hoofdomtrek en vorm. In het bijzonder doen zich problemen voor bij kinderen.

3.5 Versterker REFA-64HS

De extracraniële signalen die door de elektroden opgevangen worden zijn dusdanig gering dat deze niet geschikt zijn voor invoer in een A/D omzetter. De signalen die opgevangen worden zijn over het algemeen in de orde van enkele microvolts. Een versterker, de REFA-64HS, versterkt deze tot bruikbare signalen.

Het front panel van de versterker heeft 64 ExG-inputs –geschikt voor elektrofysiologische signalen– met high speed 24-bits A/D omzetters (max. 5kHz) met een resolutie van 16.8 nV per bit. De versterkingsfactor voor de ExG-inputs is 10x. Bij elke input is een LED opgenomen die oplicht in de impedantiecheck mode als de impedantie van de betreffende input te hoog is.

Voor elk kanaal wordt het signaal digitaal gefilterd met een lowpass FIR-filter met een verzwakking van 6 dB bij 2500 Hz en een verzwakking van 85 dB voor frequenties hoger dan 2725 Hz.

Verder zijn op het front panel opgenomen: een power-on indicator, een grondaansluiting en een impedantiecheck button. De ground aansluiting dient om de patiënt en versterker op ongeveer dezelfde potentiaal te houden. Hiervoor moet de impedantie tussen patiënt en elektrode laag zijn, zoals uitgelegd in § 3.4. Dit geldt dus ook voor de signaalelektroden; daarom is een ExG impedantiecheckcircuit opgenomen in het REFA-64HS systeem. Deze kan op twee manieren geactiveerd worden: 1) via bovengenoemde button, de grenswaarde is standaard $5\text{ k}\Omega$; 2) via de acquisitie-PC door een meting te starten in Portilab (zie § 3.6) en in het Review window in de menubalk Cal/Imp te kiezen. Daar kan een keuze worden gemaakt tussen Imp+ en Imp-. Ook is een volautomatisch calibratiecircuit opgenomen, te activeren door een calibratiecommando vanaf de acquisitie-PC naar de versterker te sturen. Het calibratiecircuit is geactiveerd als de LED's knipperen. Het circuit kan alleen gebruikt worden als geen patiënt is ‘aangesloten’, omdat de elektrofysiologische signalen anders interfereren met de calibratiesignalen.

Er is een eenvoudiger manier om de elektroden op de versterker aan te sluiten: op het back panel is een DB25 en een DB37 connector opgenomen waar daarvoor geschikte headcaps op aangesloten kunnen worden. Bovendien zijn op het back panel opgenomen: de on/off schakelaar, de power supply connector, de glasvezelaansluiting en zowel een BNC als DB25 connector voor digitale input.

Deze digitale input kan via de DB25 connector rechtstreeks aangesloten worden op een parallelle printerpoort van een PC, waardoor kunstmatig gegenereerde signalen toe te voegen zijn. Ook kan de digitale input gebruikt worden om de sync-output van een stimulator (bv. bij SSEP) aan te sluiten en zo triggerinformatie over events te verkrijgen. De connector is door optische koppeling van de rest van het systeem afgeschermd. Dit geldt ook voor de BNC connector, waar alleen de Least Significant Bit toegevoerd kan worden. De signalen van de beide connectoren worden geïntegreerd in de interne software. De digitale input vormt een deel van kanaal 65. Bits 0-7 worden gebruikt door de digitale inputs; bits 9-13 zijn gereserveerd voor een zaagtand testsignaal met een periode van 32 samples. Belangrijk is te vermelden dat de digitale inputs geïnverteerde inputs zijn: een hoge input leidt tot een lage output.

De versterker is aangesloten op een externe voeding en heeft een communicatiepoort geschikt voor een (‘bidirectional’) glasvezel welke verbonden is met een PCIDSP/fiber kaart in de acquisitie-PC. Via de glasvezel worden commando’s naar de versterker gestuurd (samplefrequentie, measurement mode, etc.) en wordt de data vanaf de ADC’s naar de aquisitie-PC gezonden. De specificaties van de versterker zijn opgenomen in bijlage 5. [9]

Tijdens de opstartfase van het onderzoek werkte de versterker niet naar behoren. Op alle ExG kanalen was een vertraging van ongeveer 7 ms zichtbaar, af te leiden van de triggerinformatie. Dit probleem is opgelost door de leverancier. Na reparatie is bij testen gebleken dat de versterker inderdaad vertragsvrij is.

3.6 Acquisitieprogramma Portilab

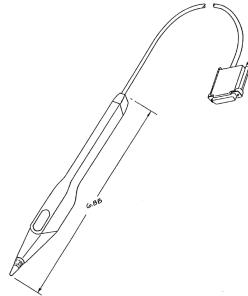
Vanwege de ontwikkeling van een beter acquisitieprogramma is het weinig zinvol diep in te gaan op de structuur en werking van het oude programma Portilab. Toch zijn enkele zaken relevant te vermelden, aangezien de acquisitie van de data die geanalyseerd wordt in hoofdstuk 4 met dit programma is uitgevoerd. Hiervoor wordt verwezen naar de beschrijving van de acquisitieprocedure, welke staat uitgelegd in het meet- en verwerkingsprotocol: bijlage 6.

3.7 Digitizer en ETrak

3.7.1 Polhemus Fastrak

Om een bronlokalisatie uit te voeren, moet informatie beschikbaar zijn over de positie van de elektroden. Omdat de elektroden over het hoofd verdeeld zijn in een standaard systeem (het 10-10 systeem, zie § 3.4) zijn een aantal standaard elektrode files beschikbaar waarin de coördinaten van gemiddelde elektrodeposities volgens het 10-10 systeem vastgelegd zijn. De files kunnen tevens handmatig gemanipuleerd of zelfs volledig opgebouwd worden. Om de nauwkeurigheid van de lokalisatie te bevorderen is als optie bij de HDE-apparatuur een systeem aangeschaft dat de elektrodeposities bij de individuele patiënt kan registreren. Een dergelijk systeem staat bekend als een digitizer en wordt bijvoorbeeld ook gebruikt om de bewegingen van het menselijk lichaam te analyseren. De werking van de digitizer is gebaseerd op de generatie en detectie van elektromagnetische velden.

De apparatuur bestaat uit een ‘System Electronics Unit’, een voeding, een generator en een detector. Voor de detector is niet de standaard detector gekozen, maar voor de Stylus (Figuur 3-5) die eenvoudig in de elektroden geplaatst kan worden. In Figuur 3-6 zijn de overige componenten weergegeven.



Figuur 3-5 Polhemus Stylus: de detector in een andere vorm, zoals toegepast in het MST.

De SEU bevat de hard- en software voor het genereren en detecteren van EM-velden, het berekenen van positie en oriëntatie en communicatie met de host-PC. De transmitter bestaat uit drie concentrische in plastic gegoten spoelen die laagfrequente EM-velden genereren, maar dient tevens als referentie voor de ontvanger. De uitvoering van de ontvanger is eerder aan de zender, echter met het doel de veldsterkten opgewekt door de zender op een bepaalde plaats te detecteren. [10]



Figuur 3-6 Polhemus Fastrak digitizer: linksboven de System Electronics Unit, rechtsboven de voeding, rechtsonder de generator, linksonder de (standaard) detector.

Een korte beschrijving van de kenmerken, toepassingen, componenten en technische gegevens van de digitizer zijn opgenomen in bijlage 7. Voor een uitgebreide beschrijving van de apparatuur wordt verwezen naar de website van de fabrikant (www.polhemus.com), waar een zeer uitgebreide handleiding te downloaden is.

3.7.2 EEtrak

Voor het aansturen van de digitizer vanaf de host-PC en het binnenvullen en verwerken van de elektrode-informatie is het programma EEtrak ontwikkeld. Hierin kunnen de hoeveelheid elektroden en de labels voor de meting ingevoerd en opgeslagen worden. Als dit is gedaan vraagt het programma automatisch (na het initialiseren van de digitizer via Feature=>Get Electrode Positions) één voor één de elektrodeposities en oriëntaties vast te leggen met behulp van de digitizer. Dit wordt gedaan door de Stylus loodrecht in de gevraagde elektrode te steken en te bevestigen met een druk op de button van de Stylus.

Na het vastleggen van alle kanalen kan een elektrode file opgeslagen worden die geschikt is voor het inlezen in analyseprogramma's (zie § 3.8).

Ook kunnen de gegevens opgeslagen worden als EEtrak file, welke dan op een later tijdstip geopend kan worden om de data in EEtrak (en niet in Kladblok zoals bij .clc-files) te manipuleren.

3.8 Analyseprogramma's EEmagine en ASA

3.8.1 Inleiding

Analyseprogramma's voor EEG zijn computerprogramma's die het mogelijk maken voor clinici en onderzoekers conclusies te trekken uit opgenomen EEG data. Met deze programma's kan het EEG signaal bekijken worden, net zo als dat vroeger op de papieren uitdraai gebeurde. Aan de hand van golfduren, onregelmatigheden, verschillen tussen kanalen (asymmetrieën), etc kan de clinicus vervolgens een diagnose stellen zoals dit al decennia de praktijk is.

Met de opkomst van krachtige computerapparatuur en DSP technieken en de ontwikkeling van nieuwe (digitale) EEG opnametechnieken zijn echter een aantal meer, krachtiger mogelijkheden voor analyse ontstaan.

In plaats van handmatig golfduren te meten/observeren, kan tegenwoordig bijvoorbeeld een snelle frequentieanalyse uitgevoerd worden. Hierbij wordt dan het frequentiespectrum opgedeeld in banden, voorstellende het α -, β -, δ -, en theta ritme (7.5-13 Hz, resp. 13-30 Hz, resp. 1-4 Hz, resp. 4-7.5 Hz) welke een bepaalde staat van de hersenen impliceren zoals bewustzijnstoestand en activiteitsniveau. [12]

Een tweede manier van analyse die sterk is vergemakkelijkt door de opmars van de technologie is 'mapping': het in 3D projecteren van de activiteit op een model van het hoofd, wat een goed inzicht geeft in het temporele gedrag van de hersenen.

Ook wordt het steeds eenvoudiger coherentie tussen kanalen en fasiekoppeling op te sporen, welke aangeven dat bepaalde hersengebieden interacties met elkaar hebben. [12]

Het meest belangrijk, en voorheen nog niet mogelijk, zijn de lokalisatie technieken. Hierbij wordt de bron van hersenactiviteit bepaald door middel van een algoritme. Er zijn verschillende manieren waarop de hersenactiviteit gemodelleerd kan worden.

Het dipoolmodel wordt gebruikt als scherpe piekvormen in het EEG voorkomen zoals bij epilepsie. De epileptische foci kunnen dan voorgesteld worden als puntvormige bronnen. Door een aantal aannames te doen (aantal dipolen, posities dipolen) kunnen dan via een optimalisatieproces de meest waarschijnlijke bronpositie, -oriëntatie en -sterkte bepaald worden. Hierbij zal een residu overblijven: activiteit die niet verklaard kan worden door de dipool. Dit residu is dus een maat voor de waarschijnlijkheid van de correctheid van de lokalisatie.

Het deblurring model modelleert de activiteit op een 2-dimensionaal gebied op de cortex en is dus geschikt voor het modelleren van corticale activiteit. De diepte-informatie gaat verloren bij deze techniek. Ook bij deze techniek zal meestal een residu overblijven.

Om al de bovenstaande technieken toe te passen zijn computerprogramma's nodig: de analyseprogramma's. Binnen het MST zijn twee van deze programma's beschikbaar. In deze paragraaf volgt een bespreking van beide programma's. Hopelijk geeft dit een goed overzicht van de analyse mogelijkheden en de werking van de tools, zodat de programma's binnen afzienbare tijd in de kliniek gebruikt kunnen worden. Zonder dat deze programma's gebruikt kunnen worden, is de meerwaarde van de HDE-apparatuur ten opzichte van conventionele EEG-apparatuur namelijk te verwaarlozen.

3.8.2 EEmagine

INLEIDING

EEmagine is het analyseprogramma dat wordt beoogd voor klinisch gebruik van de HDE-apparatuur. Het heeft een kleurrijk main window, dat op een overzichtelijke manier is opgebouwd.

In deze paragraaf worden de opbouw, de functies en analyse tools van het programma beschreven. Daarbij wordt één analyse tool –de dipole fit– in het bijzonder behandeld, omdat deze nauw samenhangt met het onderzoek in hoofdstuk 4.

Letters en letter-cijfer combinaties tussen haken in deze paragraaf verwijzen naar Figuur 3-7.

OPBOUW EEMAGINE

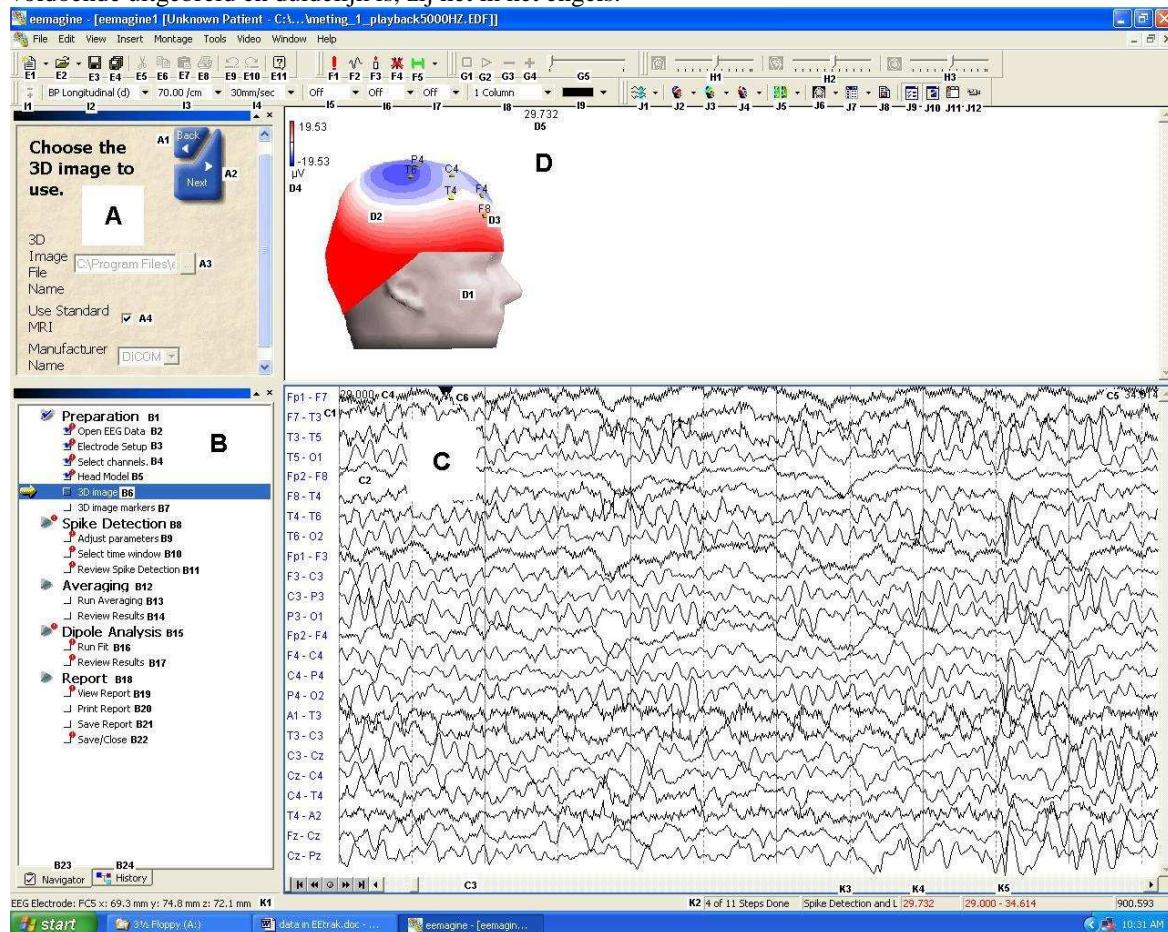
Bij het gebruik van analysetools in EEmagine moet vooraf bedacht worden welke analyse precies gewenst is. De betreffende analysetool moet dan worden geopend in de Study Manager. Hiertoe kan eerst de data bekijken worden met behulp van één van de meer elementaire tools. Op basis daarvan kan dan een beslissing over de te gebruiken analysetool tot stand komen.

Er wordt na het kiezen van de tool een EEmagine window geopend met delen (A) en (B) zoals in Figuur 3-7. EEmagine is erg geschikt voor klinisch gebruik, omdat analyse op een vaste stapsgewijze manier plaatsvindt. Dit is te zien in deel (B) – Workspace View, waar opgedeeld in een vijftal onderdelen alle stappen van een analysetool te zien zijn. Deze stappen worden doorlopen door acties en bevestigingen in te voeren in deel (A) – Dialog View. Ook kan in deel (A) aangegeven worden dat acties in de delen (C) en (D) benodigd zijn. De informatie zichtbaar in delen (C) en (D) kan vrij gekozen worden uit een aantal lijsten (kanalen, dipolen, artefacten, etc), een EEG window, 3D graphics of MRI. Acties zijn in die gevallen bijvoorbeeld elementen uit de lijsten selecteren, resp. Event Markers toevoegen, resp. 3D Image Markers toevoegen.

Als alle stappen doorlopen zijn is in de meeste gevallen automatisch een rapport aangemaakt met de patiëntgegevens, analysegegevens en conclusies, waarin natuurlijk ook ruimte is voor het toevoegen van conclusies en gegevens.

FUNCTIONALITEITEN

De meeste functies in EEmagine hebben betrekking op de representatie van de data. Er is een bijna eindeloze keus aan manieren waarop de data bekijken kan worden. Er zal aan de hand van Figuur 3-7 een overzicht gegeven worden van de mogelijkheden die er in het programma zijn, waarbij geen gedetailleerde uitleg wordt gegeven. De uitleg zal zeer beknopt zijn, omdat de datarepresentatie van weinig belang was voor het onderzoek. De benoeming van de functies, aangegeven door de nummering in Figuur 3-7, is opgenomen in bijlage 8. Ook zal de figuur in die bijlage herhaald worden, echter dan over twee pagina's om de nummering duidelijk leesbaar te maken. Omdat in EEmagine het grootste deel van de functionaliteit via toolbars toegankelijk is, worden deze als leidraad gebruikt. Via voetnoten wordt duidelijk waar dezelfde functie via de menubalk toegankelijk is. Voor een meer gedetailleerde uitleg wordt verwezen naar de Helpfunctie van het programma, die overigens voldoende uitgebreid en duidelijk is, zij het in het engels.



Figuur 3-7 EEmagine main window

ANALYSETOOLS

Inleiding

Het programma heeft de volgende analysetools:

- Spike Detection and Localization
(Spike Detection, Simple Spike Detection, Dipole Fit, Simple Averaging, EEG Review, 3D Image Review en EEG Report)
- EEG Mapping Report
(EEG Mapping en EEG Report)
- FFT Frequency Analysis and Comparison
(FFT Frequency Analysis)

Uit de namen van de tools is al af te leiden dat een aantal tools uitbreidingen zijn op of samentrekkingen van andere tools (deze staan tussen haken). Daarom worden niet alle tools behandeld.

De meest elementaire tool is de EEG Review. De data wordt niet met behulp van de PC geanalyseerd, maar kan gebruikmakende van drie simpele stappen bekeken worden. De eerste twee stappen staan in principe ook bij elke andere tool aan de basis van de analyse.

De eerste stap is het openen van de juiste file (Figuur 3-7: A3, B2). De tweede stap is optioneel en betreft het selecteren van de weer te geven kanalen (B3). Tenslotte kan de file gesaved en gesloten worden (B22). Elke stap kan bevestigd of teniet gedaan worden door de Next (A2) en Back (A1) buttons in de Dialog View (A). Het lijkt op het eerste gezicht misschien vreemd dat de file gesaved kan worden als er geen analyse uitgevoerd is. Men moet echter bedenken dat behalve analyse ook manipulatie en toevoegen van informatie een belangrijk onderdeel kan zijn bij het klinisch beoordelen van een EEG. En dat zijn de acties⁶ die bij (bijna) elke tool toegepast kunnen worden. Hierbij valt te denken aan het weergeven in bepaalde afleidingen van de data (I1); het gebruik van filters (I5, I6, I7); het markeren (toevoegen) van bepaalde Events (F1 t/m F5) of 3D Image Markers en het bekijken van de beschikbare data op vele mogelijke manieren (J1 t/m 12).

Spike Detection and Localization

De meest uitgebreide tool is Spike Detection and Localization⁷. Omdat deze tool relevant is voor het onderzoek beschreven in hoofdstuk 4 is in bijlage 9 een stapsgewijze beschrijving van de te volgen procedure opgenomen. In deze tool worden eerst de EEG, elektrode en headmodel⁸ file ingelezen. Een EEG map wordt tussen de elektroden geïnterpolateerd, welke op het (al dan niet standaard) headmodel geprojecteerd worden. Er kan dan even naar het temporele gedrag gekeken worden door een filmpje af te draaien.

Na het inlezen van een MRI file verdwijnen de headmodel graphics en verschijnt een slice van het MRI. Er moeten dan in het MRI een aantal Markers ingevoerd worden op het punt boven de neus en de punten voor de oren. Dit definieert een coördinatenstelsel (het nasion-ear stelsel).

Vervolgens wordt een procedure uitgevoerd waarmee de pieken waarop een lokalisatie kan plaatsvinden worden opgespoord en geselecteerd. De geselecteerde pieken worden gemiddeld waardoor het achtergrond EEG verdwijnt en –naar verwachting– alleen de activiteit van de epileptische focus/foci overblijft.

Op deze gemiddelde piek wordt een algoritme toegepast, die de dipool met de beste ‘Goodness of Fit’, ofwel het minste residu zoekt. Deze dipool wordt op de goede plaats in het MRI vastgelegd, welke dan bijvoorbeeld gebruikt kan worden bij hersenchirurgie.

Als laatste stap wordt een rapport aangemaakt met patiënt- en analysegegevens, condities en conclusies. Dit rapport kan gesaved en geprint worden om door te sturen naar de behandelend arts.

EEG Mapping Report

Door het inlezen van een EEG file, Elektrodes file, Headmodel file en het selecteren van de gewenste kanalen kan de potentiaalverdeling (of een andere map⁹) op het hoofd in de tijd bekeken worden. Met de View Toolbar kan het hoofd gedraaid worden, vanuit meerder richtingen tegelijk bekijken worden, kunnen meerdere tijdstippen tegelijk zichtbaar gemaakt worden, etc. Vervolgens kan een rapport van de bevindingen gemaakt worden.

⁶ zie ook: **FUNCTIONALITEITEN**.

⁷ Met ‘localisation’ wordt in EEmagine bedoeld een bronlokalisatie met behulp van het dipoolmodel. Andere lokalisatiertools (MUSIC, Goal Function Scan) die in de hiernavolgende paragraaf kort besproken worden zijn niet beschikbaar in EEmagine.

⁸ Een headmodel is overigens niet te genereren vanuit de MRI file met dit programma.

⁹ Voltage Map, Frequency Map, Laplacian Map, CDSA View

FFT Frequency Analysis and Comparison

Door het inlezen van een EEG file, Elektrodes file, Headmodel file en het selecteren van de gewenste kanalen kan de data omgezet worden van het tijdsdomein naar het frequentiedomein. Het frequentie- en power spectrum over de geselecteerde EEG-pagina wordt berekend. Dit kan worden vergeleken met eerder opgeslagen of standaard files.

3.8.3 ASA

INLEIDING

Het programma ASA is een soortgelijk programma als EEmagine, maar heeft een wat meer wetenschappelijke inslag op het lokalisatieprobleem. De analyse van de onderzoeksdata gepresenteerd in hoofdstuk 4 is dan ook uitgevoerd met dit programma. De analysesprocedures met betrekking tot de Dipole Fit zullen ook uitvoerig aan de orde komen in deze paragraaf. Extra aandacht zal worden besteed aan het genereren van ‘realistic headmodels’, omdat dit een ingewikkeld, tijdrovend proces is waarop mijn onderzoek gedeeltelijk is vastgelopen.

OPBOUW ASA

Subjects

Het programma is fundamenteel anders opgebouwd dan EEmagine. Na het opstarten van ASA is de logische volgende stap een nieuw Subject aan te maken of een bestaand Subject te kiezen (via System=>...). Onder een Subject wordt een bepaalde patiënt verstaan. Bij het aanmaken van een nieuw Subject wordt gevraagd een directory aan te maken waarin alle informatie betreffende die patiënt opgeslagen wordt. In deze directory worden mappen aangemaakt voor: dipoles, EEG, electrodes, headmodels, meg, megensors, mri, projects en scans. Bovendien wordt hier een Asa.ini file geplaatst die aangeroepen moet worden bij het opnieuw openen van het Subject. Deze opzet heeft als groot voordeel dat bij het inlezen van data meteen de juiste directory gevonden wordt en alle data overzichtelijk bijeen geplaatst wordt.

Projects

Bij een Subject kunnen meerdere Projects uitgevoerd worden. Een Project is een serie samenhangende handelingen die uiteindelijk tot een doel, zoals een lokalisatie van abnormale activiteit, leiden. Later in deze paragraaf zal er een Project –het uitvoeren van een Dipole Fit– in detail behandeld worden.

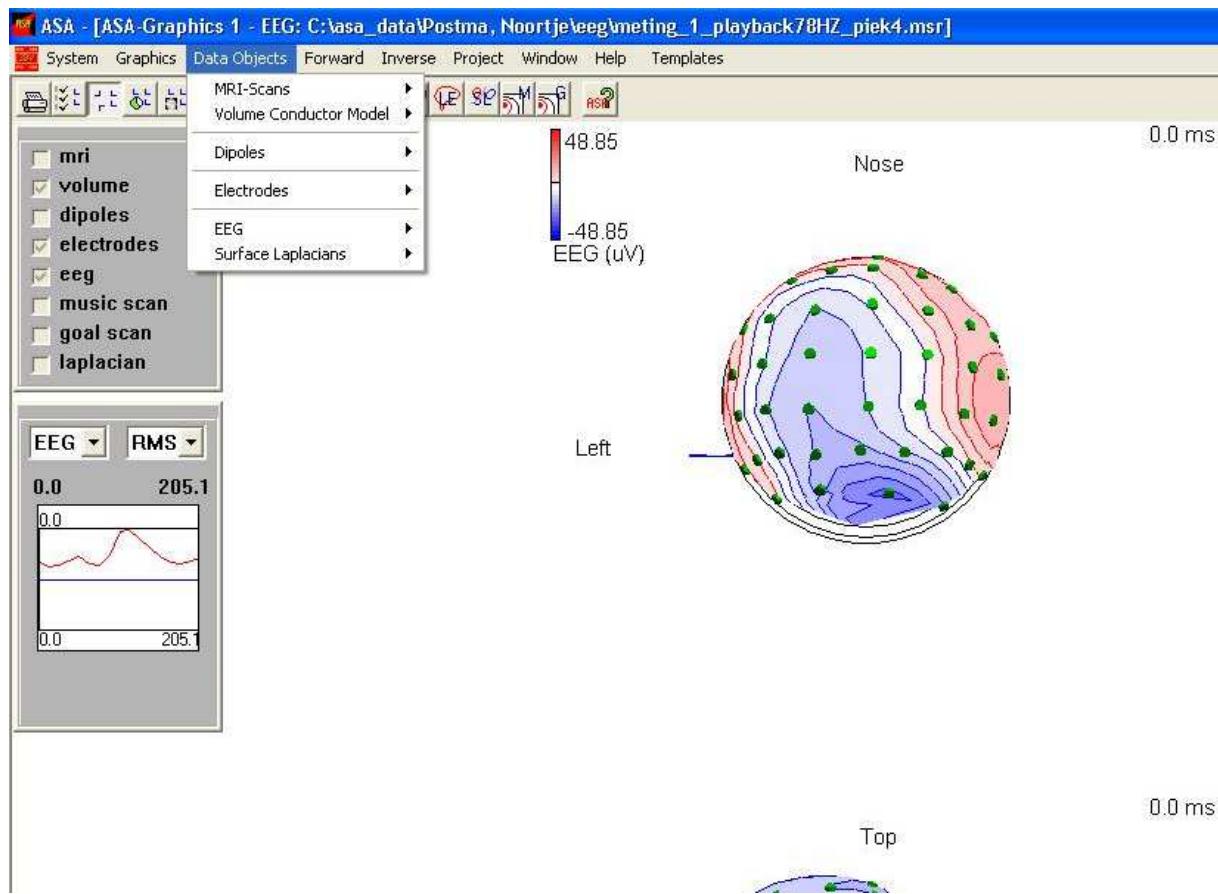
Batch Processing

Er is de mogelijkheid standaard Projects vast te leggen om die dan bij elk gewenst Subject (met dezelfde klinische verschijnselen) toe te passen. Dit gaat via de functie Batch Processing. Met deze functie kunnen reeksen opdrachten geprogrammeerd worden die bij het aanroepen van de Batch automatisch op het geladen Subject toegepast worden. Als een Project op deze manier uitgevoerd wordt, is het dus ook heel eenvoudig om het Project op te slaan en later verder te gaan zonder opnieuw na te hoeven denken welke files geladen moeten worden, etc.

Het aanmaken van een Batch lijkt op –en is eigenlijk niets anders dan– C-programmeren. Er bestaat een lijst met commando’s (objecten) waarachter informatie over te openen file names, coördinaten, tijdsdomeinen, Data Objects, etc (data members) waarop deze commando’s betrekking hebben geschreven wordt. Zo zijn er commando’s die bepaalde data uit de Subject directory inlezen of weggooien, maar er zijn ook commando’s die verwijzen naar een enkel Project zodat verschillende Projects simultaan uitgevoerd kunnen worden. Of commando’s die de weergavemodus wijzigen. En natuurlijk commando’s die een analyse initialiseren. Om echter niet in programmeertaal te vervallen zal getracht worden de werking van het programma verder uit te leggen zonder naar de Batch Processing te verwijzen. Het is overigens ook niet nodig, vooral voor korte eenmalige Projects, om Batch Processing toe te passen. Vaak kan in dat geval volstaan worden met het stap voor stap uitvoeren van de commando’s, wat natuurlijk ook voordelen heeft voor onervaren programmeurs. Er kan echter in het achterhoofd rekening mee gehouden worden dat voor elke beschreven actie een Batch Command bestaat.

FUNCTIONALITEITEN

In Figuur 3-8 is het ASA main window weergegeven. Zo goed als alle mogelijke acties in ASA zijn aan te roepen via de menubalk, waardoor dit een uitstekend uitgangspunt is om de mogelijkheden van het programma op een rijtje te zetten. Functionaliteiten in het tabblad Data Objects zijn ook op te roepen door een klik met de rechtermuisknop op de naam van het betreffende Data Object in de ‘status box’ (linksboven in Figuur 3-8). De functionaliteit van ASA zal in wat meer detail beschreven worden dan EEmagine, omdat dit programma meer onderzoeks mogelijkheden heeft dan zijn klinische broertje. De functiebenoeming is te vinden in bijlage 10.



Figuur 3-8 ASA main window

ANALYSETOOLS

De analysetools in ASA zijn meer uitgebreid dan in EEmagine. Toch is dit programma niet geschikt voor klinisch gebruik. Het programma ontbeert namelijk een aantal tools die in EEmagine wel beschikbaar zijn. Dit zijn piekdetectie (spike detection) en rapportage, beide onontbeerlijk voor een klinische bronlokalisatie omgeving.

Daarentegen zijn wel een aantal analysemethoden die wel mogelijk zijn in ASA en niet in EEmagine, te weten:

- De voorwaartse oplossing (Compute EEG): het berekenen van EEG data uit een gegeven dipool.
- Lineair Estimation
- MUSIC
- Goal Function Scan

ASA heft dus verder ook nog mogelijkheden voor:

- Dipole Fit (Localisation)
- EEG Surface Laplacian (surface Laplacian mapping)
- Event-related synchronisation/desynchronisation (ERD) (averaging)
- FFT Power spectrum (Compressed Density Spectral Array)

Opnieuw zal de Dipole Fit stapsgewijs uit de doeken worden gedaan in een bijlage: bijlage 11. Hierbij zullen de stappen die genomen zijn bij het uitvoeren van Dipole Fits ten bate van het onderzoek genummerd worden.

Andere mogelijkheden of oplossingswegen staan daartussen met bullets aangegeven. Deze paragraaf vervolgt met een korte beschrijving van de ASA tools.

De voorwaartse oplossing (Compute EEG)

Bij gegeven dipolen, elektrode file en Volume Conductor Model wordt de EEG data berekend op de posities die in de elektrode file als elektrodeposities gedefinieerd zijn. Hierdoor ontstaat de mogelijkheid na het uitvoeren van een Dipole Fit het EEG op basis van de resulterende dipolen te berekenen, waarna dit van de originele EEG data afgetrokken kan worden. De resulterende curve is het residu; de temporele en spatiële distributie van dit residu kan op deze manier beschouwd worden.

Lineair Estimation

Een analysemethode die de bron als 2-dimensionaal op de cortex projecteert. Het model bestaat uit een groot aantal vast geplaatste en georiënteerde dipolen met de sterkte als vrije parameter (source space). Vandaar de naam Lineair Estimation: de dipoolsterktes zijn lineair afhankelijk van de EEG data.

MUSIC (Multiple Signal Classification)

Deze lokalisatiemethode gebruikt hetzelfde model als de Dipole Fit, echter hoeven er geen aannames gedaan te worden. De mogelijke ruimte tussen bronnen wordt opgedeeld. In elke ruimte wordt een registratiepunt geplaatst. Op elk registratiepunt wordt het geregistreerde veld van de meest optimale, plaatselijke bron berekend en geprojecteerd. De inverse hiervan is de methode die bij MUSIC toegepast wordt. Op punten waar dipolen verwacht worden vertoont de scan een piekwaarde. [12]

Goal Function Scan

Bij de Goal Function Scan wordt hetzelfde lokalisatieprincipe gebruikt als bij de MUSIC-methode. Het verschil tussen beide is gebaseerd op het onderliggende model. De Goal Function Scan gaat uit van een enkele ‘rotating dipole’. Deze methode zal over het algemeen onnauwkeuriger zijn dan de MUSIC-scan, maar is wel een stuk sneller.

Dipole Fit

De Dipole Fit is een lokalisatiemethode die uitgaat van één of meerdere dipolen. Deze kunnen in de tijd vast geplaatst en georiënteerd, vast geplaatst of volledig vrij te bewegen zijn. Voor het uitvoeren van een Dipole Fit moet een EEG, een file met elektrodeposities en een headmodel ingelezen worden. Ook is er de optie een MRI in te lezen, waarin de dipolen vervolgens geprojecteerd worden.

Er is een keuze voor een ‘Unconstrained’ en een ‘Constrained’ Dipole Fit. Bij de Unconstrained Dipole Fit zijn de mogelijkheden tot manipulatie beperkt en kunnen alleen het aantal, de beginpositie (waar het algoritme begint met optimaliseren), het model (fixed, rotating of moving, zie boven) en de parameters waarbij het (Levenberg-Marquandt) algoritme stopt ingegeven worden. Voor de mogelijkheden van de Constrained Dipole Fit wordt verwezen naar bijlage 11.

Voor het uitvoeren van de Dipole Fit moet een interval of een latentie van het EEG gekozen worden. Als deze en bovenstaande zaken gekozen zijn, begint het algoritme per tijdsstap te zoeken naar de configuratie van dipolen (met voor elke dipool een positie, oriëntatie en sterkte) die de EEG vorm op de verschillende kanalen het best verklaart. Hierbij blijft een residu over, welke een maat is voor de waarschijnlijkheid van de juistheid van de dipool-parameters.

EEG Surface Laplacian

De Surface Laplacian is een methode waarbij alleen de stromen vlak onder de schedel beschouwd worden. De stromen die in radiale richting de schedel uitkomen worden berekend. Deze zijn een representatie zijn van radiale stroomdistributie direct onder de schedel. De methode is alleen gevoelig voor kleine bronnen en stelt radiaal gelegen dipolen voor als één extreme waarde en tangentieel gelegen bronnen als twee bijeen gelegen extreme waarden. De resolutie is erg afhankelijk van het aantal kanalen.

Event-related Synchronisation/Desynchronisation

De ERD is een averaging tool waarbij de hersenactiviteit geen vaste relatie hoeft te hebben met een trigger, zoals bij normale ritmische activiteit dat bij een normaal averaging proces weggemiddeld wordt. De methode is gebaseerd op het berekenen van de power van het signaal welke vergeleken moet worden met de power van het signaal in een baseline interval voor een bepaalde frequentieband. [15]

FFT Power Spectrum

Deze functie berekent het power spectrum voor elk kanaal.

4. Experimenteel gedeelte

4.1 Onderzoek 1: frequentieanalyse

4.1.1 Onderzoek 1.1: downsampling en het anti-aliasing probleem

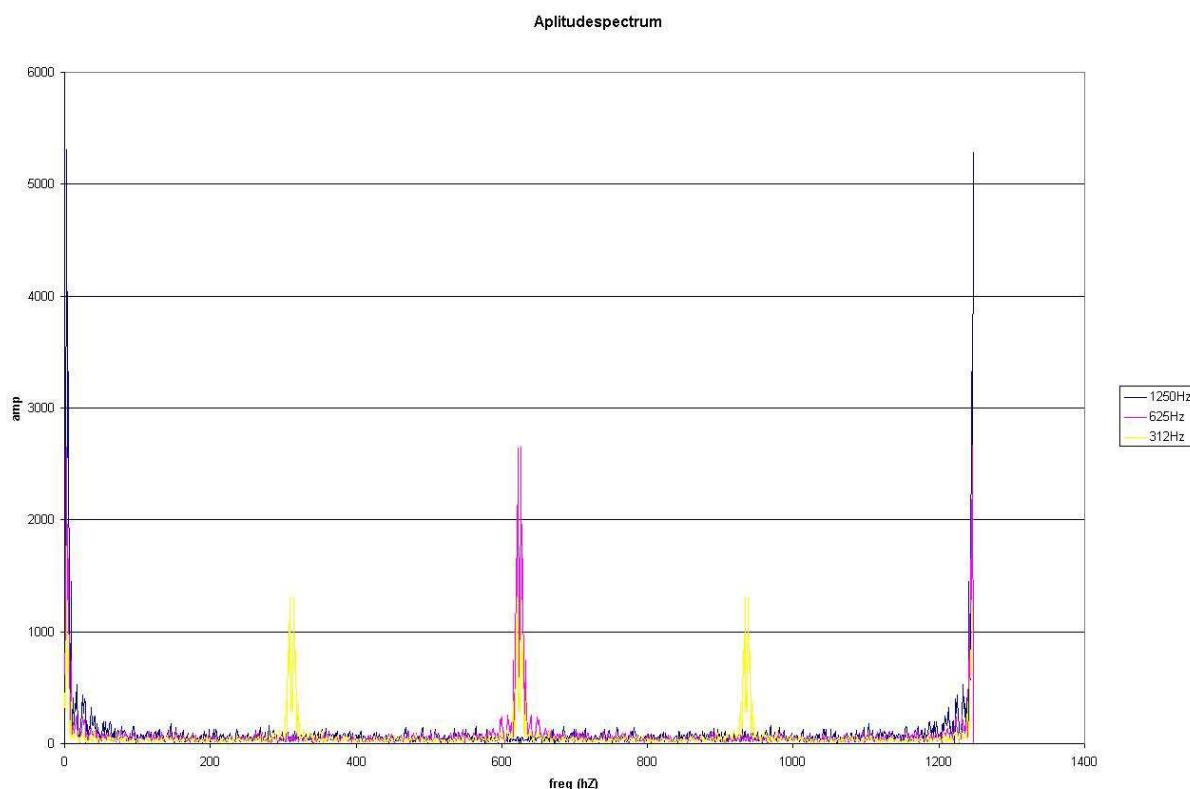
De onderzoeksopzet zoals beschreven in de inleiding van dit verslag vereist dat EEG-signalen met frequenties lager dan de maximale frequentie gesampled worden. In feite is dit de kern van het onderzoek. Het met een lagere frequentie samplen zou echter problemen kunnen geven, omdat het filter in de versterker (zie § 3.5) niet instelbaar is. Dit filter heeft een karakteristiek afgesteld op de maximale samplefrequentie van 5 kHz, nl. -6dB bij $f_s = 2500$ Hz en -85 dB bij $f_s > 2725$ Hz.

Als met een lagere frequentie gesampled zou worden zou zich aliasing kunnen voordoen. Voordat met het onderzoek wordt begonnen moet dus eerst onderzocht worden welke invloed het downsamplen heeft op het signaal.

In Figuur 4-1 zijn de amplitudespectra weergegeven van drie EEG-signalen die alle drie dezelfde bron hebben. Het originele signaal is in een spreadsheet handmatig –dus zonder adequaat filter– gedownsamplerd naar 1250 Hz, 625 Hz en 312 Hz. Vervolgens is een FFT routine op de samplereeksen toegepast.

De leverancier heeft verzekerd dat downsamplening geen nadelige invloeden heeft. Hiervoor moet het signaal wel digitaal gefilterd worden, met een overeenkomstige cut-off frequentie. Dergelijke filter zijn in Portilab aanwezig, waarbij de cut-off frequentie alsmede de reciproke hiervan (keuze) vrij gekozen kan worden.

Een aanbeveling hierbij is het nader onderzoeken van het digitale filter. Ook is een aanbeveling een frequentieanalyse op de karakteristieke pieken voor rolandische epilepsie uit te voeren.



Figuur 4-1 Amplitudespectrum van een niet adequaat gefilterd signaal gedownsamplerd naar 1250 Hz, 625 Hz en 312 Hz.

4.2 Onderzoek 2: samplefrequentie vs. piekhoogte en -latentie

4.2.1 Inleiding

De oorsprong van verschillen in bronlokalisatieparameters bij samplefrequentieverlaging ligt in de verandering van de signaalvorm die de verlaging van de samplefrequentie met zich meebrengt. Deze veranderingen in

signaalvorm zijn te karakteriseren door een amplituderatio en een latentieverschuiving van de piek. In deze paragraaf worden de simulaties beschreven die tot doel hebben te bepalen welke waarden de amplitudeverandering en de latentieverschuiving kunnen aannemen door downsampling van zowel karakteristieke als niet-karakteristieke pieken voor epileptiforme activiteit.

4.2.2 Methodiek

Voor de simulatie is een sjabloon ontwikkeld in Microsoft Excel. Een deel hiervan is weergegeven in bijlage 12. In deze sjabloon kan een dataset geplakt worden van 1000 samples (evt. uit te breiden naar 1024 in verband met FFT) overeenkomend met 0,2 seconden bij 5000 Hz sampling. De dataset kan ontwikkeld worden met een functie, zodat elke mogelijke piek gesimuleerd kan worden. Belangrijker is de mogelijkheid om EEG data vanuit Portilab weg te schrijven in ASCII-formaat en deze te openen in Excel.

Als een dataset in de daarvoor bestemde kolom ('de grijze cellen') ingevoerd wordt, worden de waarden in de oneven rijen (toeval, omdat de eerste sample in een oneven rij ligt) gekopieerd naar de kolom ernaast. Zo ontstaat in deze kolom een dataset gelijkwaardig aan de dataset die verkregen zou worden als op hetzelfde moment begonnen was met samplen met 2500 Hz. Dit proces wordt analoog uitgevoerd voor 1250 Hz, 625 Hz en 312 Hz.

Om te onderzoeken wat het effect van de ligging van het eerste sample bij een lagere samplefrequentie worden de eerdergenoemde kolommen 16 maal¹⁰ gekopieerd, en de datasets bij elke kopie 1 sample bij 5000 Hz ofwel 0,0002 s naar beneden geschoven. Er is hierdoor steeds een 'worst case scenario' vast te stellen, maar ook zijn er altijd één of meerdere uitkomsten waarbij de afwijking nul is. Het betekent ook dat uit wordt gegaan van een bekende dataset: de met 5000 Hz gesampled data wordt gezien als betrouwbaar en representatief voor het signaal, m.a.w. er wordt dus vanuit gegaan dat als met 5000 Hz gesampled wordt de topwaarde altijd op een meetpunt ligt.

Om de top van de piek in de dataset te bepalen wordt de hoogste of laagste waarde, afhankelijk van de polariteit van de piek, uit elke kolom gezocht en in een tabel weergegeven (zie bijlage 13). Hieruit kan eenvoudig het verschil in amplitude van de pieken bij verschillende samplefrequenties afgelezen worden. Daarna worden deze omgerekend naar procentuele afwijkingen ten opzichte van de piekwaarde bij 5000 Hz. De procentuele maximale afwijking en de procentuele gemiddelde afwijking worden berekend voor elke frequentie. De latentie waarbij de piekwaarde optreedt moet handmatig opgezocht worden.

4.2.3 Resultaten niet-karakteristieke pieken (α -ritme)

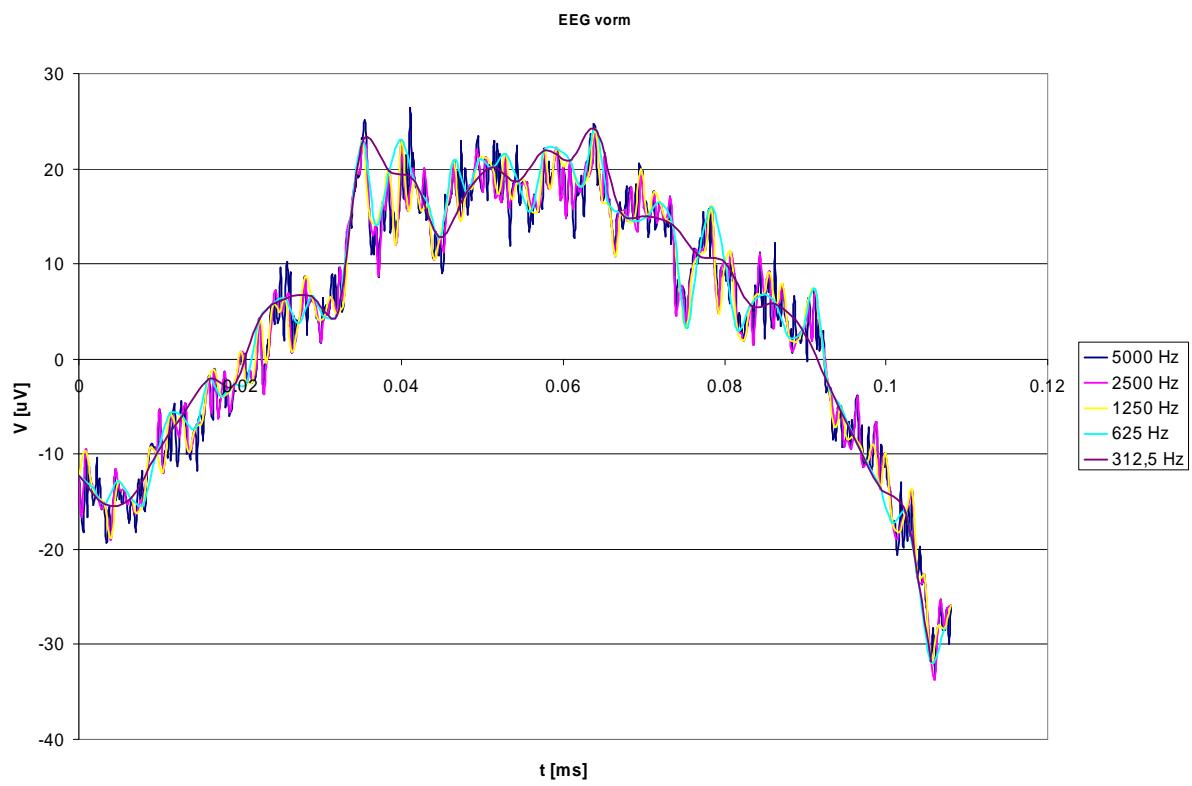
Om de apparatuur te testen is het α -ritme van de schrijver dezes opgenomen. Hieruit zijn willekeurig acht pieken uit kanaal PO1, acht pieken uit kanaal FCZ en zestien pieken uit kanaal P5 genomen. De samplewaarden van deze pieken zijn niet in dit verslag opgenomen, omdat dit erg veel ruimte en papier zou kosten. Ze zijn echter nog wel te vinden in de analyse-PC in het MST¹¹.

De pieken zijn volgens de methodiek uit § 4.2.2 bewerkt. Een voorbeeld van het resultaat van downsampling is weergegeven in Figuur 4-2.

De gemiddelde en maximale procentuele afwijkingen van de 32 pieken uit de resultotentabel (bijlage 13) zijn geïntegreerd in de tabellen opgenomen in bijlage 14. Hierin is ook de latentie waarbij de maximale afwijking voorkomt ten opzichte van de pieklatentie bij 5000 Hz opgezocht en bijgevoegd. Tabel 4-1 is een overzicht van de overall gemiddelden en gemiddelde standaarddeviaties over alle 32 pieken.

¹⁰ 16 maal omdat 1 sample bij 312 Hz 16 samples bij 5000 Hz bestrijkt

¹¹ directory: C:\Documents and Settings\knf\My Documents\Michiel\simulatie



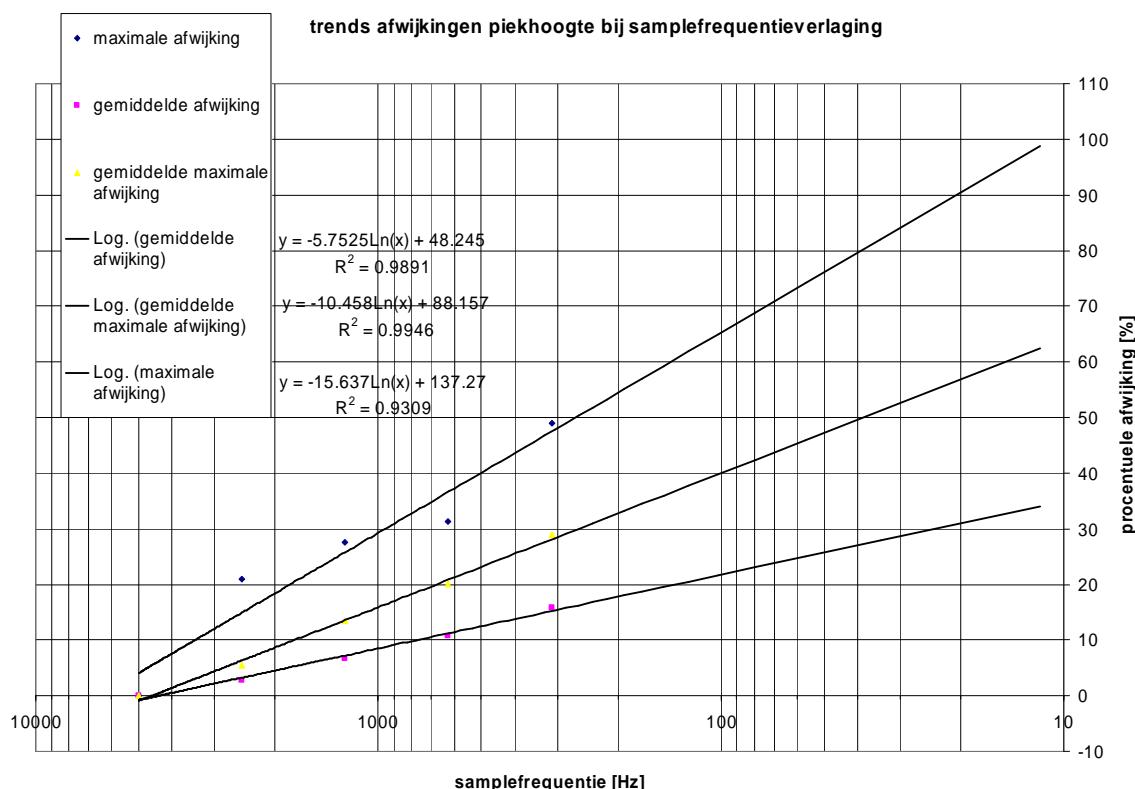
Figuur 4-2 Signaalvorm van een gedownsampelde α -piek

Tabel 4-1 Resultatentabel simulatie niet-karakteristieke pieken

Overall				
5000 Hz				
max. afwijking [%]	gem.max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]	
0.00	0.00	0.00	0.00	AVERAGE
	0.00	0.00	0.00	STDEV
2500 Hz				
max. afwijking [%]	gem.max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]	
20.95	5.42	-0.61	2.71	AVERAGE
	5.14	-1.03	2.74	STDEV
1250 Hz				
max. afwijking [%]	gem.max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]	
27.60	13.46	0.96	6.73	AVERAGE
	6.38	0.74	6.91	STDEV
625 Hz				
max. afwijking [%]	gem.max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]	
31.28	20.11	-0.01	10.79	AVERAGE
	6.71	-0.84	11.15	STDEV
312 Hz				
max. afwijking [%]	gem.max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]	
49.05	28.91	-1.16	15.90	AVERAGE
	8.30	-0.91	16.43	STDEV

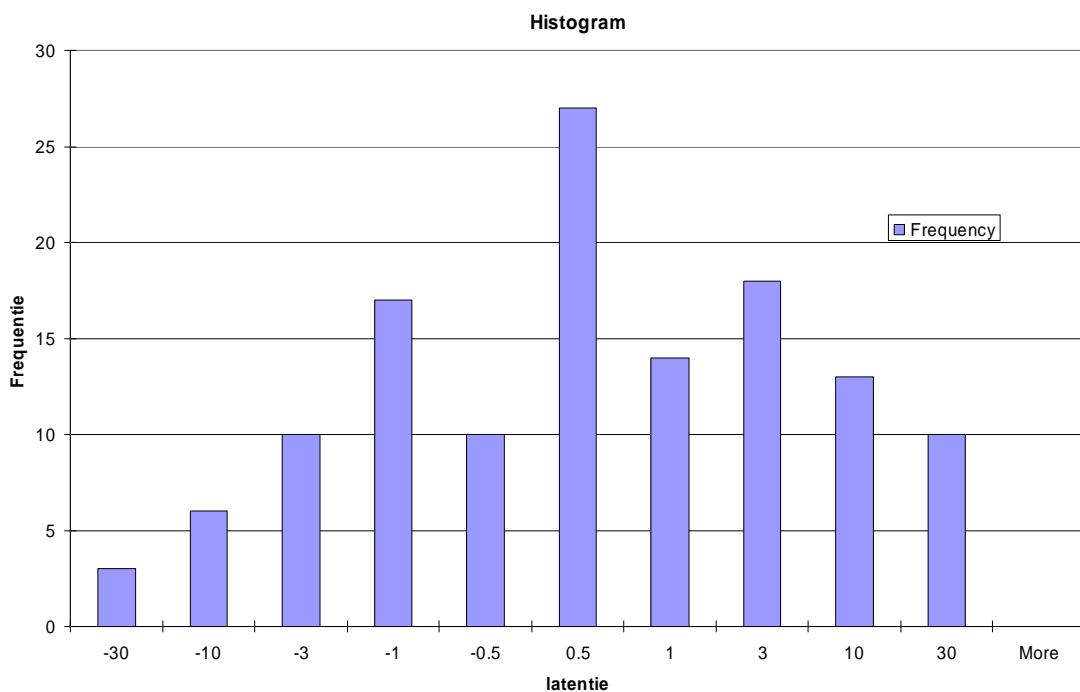
4.2.4 Conclusies niet-karakteristieke pieken

- Bij alle vier series van acht pieken zijn duidelijk significante verschillen zichtbaar in de amplituderatio binnen de verschillende frequenties. Dit duidt er waarschijnlijk op dat kleine variaties in piekform al grote gevolgen kunnen hebben voor de piekwaarde bij downsampling.
- Een algemene trend is dat pieken die een groot verschil in amplitude vertonen bij één frequentie, die ook vertonen bij andere (nog lagere) frequenties. Hierop zijn echter een heleboel uitzonderingen te vinden en een direct verband zit hier niet in.
- De gemiddelde afwijking is tot op een redelijke nauwkeurigheid de helft van de maximale afwijking. Dit geldt voor de overall gemiddelden, maar ook de gemiddelden voor de series van acht pieken (binnen een frequentie) en zelfs voor de meeste individuele pieken.
- De gemiddelde waarden van de maximale afwijking over acht pieken laten tussen de frequenties onderling een stijgende trend zien bij afnemende frequentie. Dit geldt dan natuurlijk ook voor het overall gemiddelde van 32 pieken. De eerste halvering van de samplefrequentie tot 2500 Hz heeft in het worst case scenario een 20,95 % afwijking van de piek tot gevolg (FCZ, piek 6). De gemiddelde afwijking ligt echter bijna een factor 8 lager op 2.71 %. Bij nogmaals halveren van de samplefrequentie stijgt de maximale afwijking tot 27.60 % met een gemiddelde van 6.73 %. Verlaging naar 625 Hz heeft nog maar een relatief kleine stijging van de maximale afwijking (31.28 %) tot gevolg, terwijl de gemiddelde afwijking (10.79 %) weer bijna verdubbeld. Bij 312 Hz stijgt de gemiddelde afwijking weer iets minder snel naar 15.90 % en is er weer een forse toename van de maximale afwijking (49.05 %). Een grafische weergave van deze conclusie is te zien in Figuur 4-3. De trendlijnen zijn geëxtrapoleerd vanaf 312 Hz. In de figuur is duidelijk een logaritmische toename van de gemiddelde afwijking te zien. De maximale afwijking blijft hierin een beetje achter, omdat kleine verschillen in piekform hierop al een zeer grote invloed kunnen hebben. Als echter de maximale afwijking van elke piek per frequentie gemiddeld wordt is het logaritmisch model wel bruikbaar. Dit duidt er op dat het logaritmisch verband wel aanwezig is bij de maximale afwijking, maar dat de spreiding zo groot is dat dit verband niet direct duidelijk af te lezen is.



Figuur 4-3 Resultaten simulatie niet-karakteristieke pieken

- Het latentieverschil tussen de piekwaarde bij maximale afwijking en de piekwaarde bij 5000 Hz is over het algemeen erg klein. Er zijn echter grote uitschieters die groter zijn, maar niet significant in aantal toenemen bij lagere frequenties. Een histogram is gegeven in Figuur 4-4. Theoretisch gezien hangen deze uitschieters samen met de breedte van de top van de piek, of de ('kameel' of M-)vorm van de top van de piek.



Figuur 4-4 Histogram latentieverschil piekwaarde

4.2.5 Resultaten karakteristieke pieken (epileptiforme activiteit)

In dezelfde sjabloon zijn ook een twintigtal karakteristieke pieken onderzocht, waarvan een aantal ook is gebruikt bij de bronlokalisatie in § 4.6. Deze pieken komen uit twee verschillende groepen: twee maal vijf pieken met min of meer dezelfde vorm. Dit zijn de nummers 1, 3, 5, 7, 9 en 11, 12, 13, 14, 15 uit bijlage 20. Per piek zijn twee kanalen onderzocht. De pieken 1, 3, 5, 7, 9 hebben de een grote amplitude bij kanaal PO8. Een veel minder geprononceerde piek is aanwezig op kanaal F8. Voor de pieken 11 t/m 15 zijn de kanalen FP2, resp. P5 onder de loep genomen. Deze samplewaarden van de pieken zijn in dezelfde spreadsheet gezet als de niet-karakteristieke pieken.

Omdat de karakteristieke pieken pas laat in het onderzoek beschikbaar kwamen, is er geen tijd geweest de pieklatentieverschillen te bepalen. Om toch een vergelijking te maken zijn wel de amplituderatio's bepaalt (minder tijdrovend).

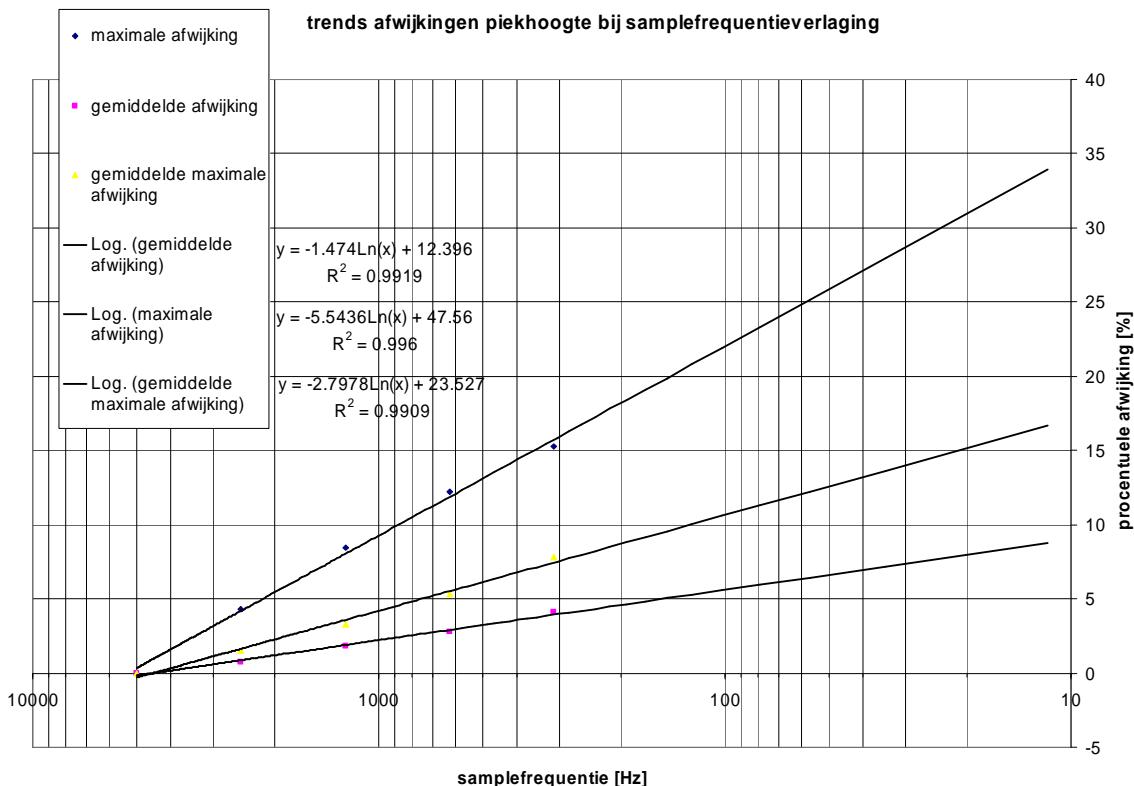
De gemiddelde en maximale procentuele afwijkingen van de 20 pieken opgenomen in bijlage 15. Tabel 4-2 is een overzicht van de overall gemiddelden en gemiddelde standaarddeviaties over de 20 karakteristieke pieken.

Tabel 4-2 Resultaten simulatie karakteristieke pieken

Overall			
5000 Hz			
max. afwijking [%]	gem.max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	
0.00	0.00	0.00	AVERAGE
	0.00	0.00	STDEV
2500 Hz			
max. afwijking [%]	gem.max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	
4.28	1.50	0.75	AVERAGE
	1.32	0.66	STDEV
1250 Hz			
max. afwijking [%]	gem.max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	
8.42	3.27	1.80	AVERAGE
	2.20	1.31	STDEV
625 Hz			
max. afwijking [%]	gem.max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	
12.19	5.33	2.79	AVERAGE
	3.18	1.70	STDEV
312 Hz			
max. afwijking [%]	gem.max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	
15.27	7.78	4.09	AVERAGE
	3.58	2.17	STDEV

4.2.6 Conclusies karakteristieke pieken

- De resultatentabel Tabel 4-2 laat zien dat hier geldt dat lagere samplefrequenties in alle gevallen, het zij maximaal, gemiddeld maximaal of overall gemiddeld, grotere afwijkingen tot gevolg hebben. Uit de resultatentabel in de bijlage blijkt ook dat de grootste maximale afwijking voorkomt bij de laagste frequentie en de kleinste maximale afwijking bij 2500 Hz. De grafische weergave (Figuur 4-5) van de resultaten geeft aan dat een logaritmisch model voor de maximale en gemiddelde afwijking gerechtvaardigd is. Voor de volledigheid is ook de grafiek van de gemiddelde maximale afwijking opgenomen, hoewel de maximale afwijking ook al een duidelijk logaritmisch verband vertoont.
- De verhouding tussen de gemiddelde maximale afwijking en de standaarddeviatie daarvan wordt groter naarmate de samplefrequentie kleiner wordt. Dit geldt ook voor de gemiddelde afwijking, welke eenzelfde verband laat zien.
- Hoewel de spreiding een stuk kleiner is dan bij de niet-karakteristieke pieken, zijn bij alle vier series van vijf pieken opnieuw duidelijk significante verschillen zichtbaar in de amplituderatio binnen de verschillende frequenties.
- Ook de trend dat pieken met groot verschil in amplitude bij een frequentie, die ook vertonen bij andere (nog lagere) frequenties doet hier opgeld. Maar ook hier zijn grote afwijkingen van deze trend zichtbaar.
- Het verband tussen de gemiddelde maximale afwijking en de gemiddelde afwijking is nagenoeg gelijk aan het verband gevonden bij niet-karakteristieke pieken.
- Er zijn significante verschillen in de afwijkingen tussen kanalen. De kanalen met de hogere pieken, vertonen een kleinere afwijking bij downampling.



Figuur 4-5 Resultaten simulatie karakteristieke pieken

4.2.7 Discussie

Uit deze paragraaf kan geconcludeerd worden dat de trends gezien bij niet-karakteristieke pieken ook gelden bij karakteristieke pieken, hoewel dit niet is geverifieerd voor pieklatentieverschillen.

Toch is er een groot verschil tussen de beide soorten. De afwijkingen (van de piekwaarde) zijn over het algemeen veel kleiner bij de karakteristieke pieken. Hierdoor worden ook andere verschillen verklaard, zoals de slechte, resp. goede fit op het logaritmisch model bij de maximale afwijking (kleinere afwijkingen leiden tot minder spreiding van de maximale afwijking, waardoor toevalligheden niet zulke grote afwijkingen van het model tot gevolg hebben).

De verklaring hiervoor moet natuurlijk gezocht worden in de piekform. Dit wordt snel duidelijk als naar de pieken gekeken wordt. Het α -ritme bestaat uit pieken met een amplitude van ongeveer 20 μ V. De duur van een piek is ongeveer 46 ms. Daarop gesuperponeerd staat een veel snellere activiteit met een amplitude van ongeveer 10 μ V. Deze snellere activiteit is mogelijk (voor een gedeelte) ruis, hoewel dit niet zeker is. Voor het vervolg zal met ruis de gesuperponeerde activiteit bedoeld worden.

De epileptiforme pieken hebben over het algemeen echter een veel grotere amplitude¹², terwijl de gesuperponeerde activiteit hetzelfde blijft. Hoe lager nu de samplefrequentie, hoe minder van de gesuperponeerde activiteit waargenomen wordt (zie Figuur 4-2). Als de samplefrequentie zover verlaagd wordt dat niets van de gesuperponeerde activiteit waargenomen wordt, zal de amplitude inzakken tot de amplitude van de piek minus de helft van de amplitude van de gesuperponeerde activiteit (zolang de samplefrequentie ruim aan het Nyquist-criterium voor de piek –niet de gesuperponeerde activiteit– voldoet).

In het geval van het α -ritme zou de amplitude gemiddeld dus niet meer mogen inzakken dan ongeveer 25 % tot 15 μ V. Uit de resultaten blijkt dit niet geheel waar is. Hiervoor zijn echter voldoende redelijke verklaringen te vinden: de gemiddelde amplitude ligt mogelijk iets lager dan 20 μ V; de gesuperponeerde activiteit heeft soms een grotere amplitude dan 10 μ V; bij 312 Hz worden nog slechts 15 samples per piek genomen, wat een inzakking van zo'n 1,5 μ V van de hoofdpiek tot gevolg kan hebben.

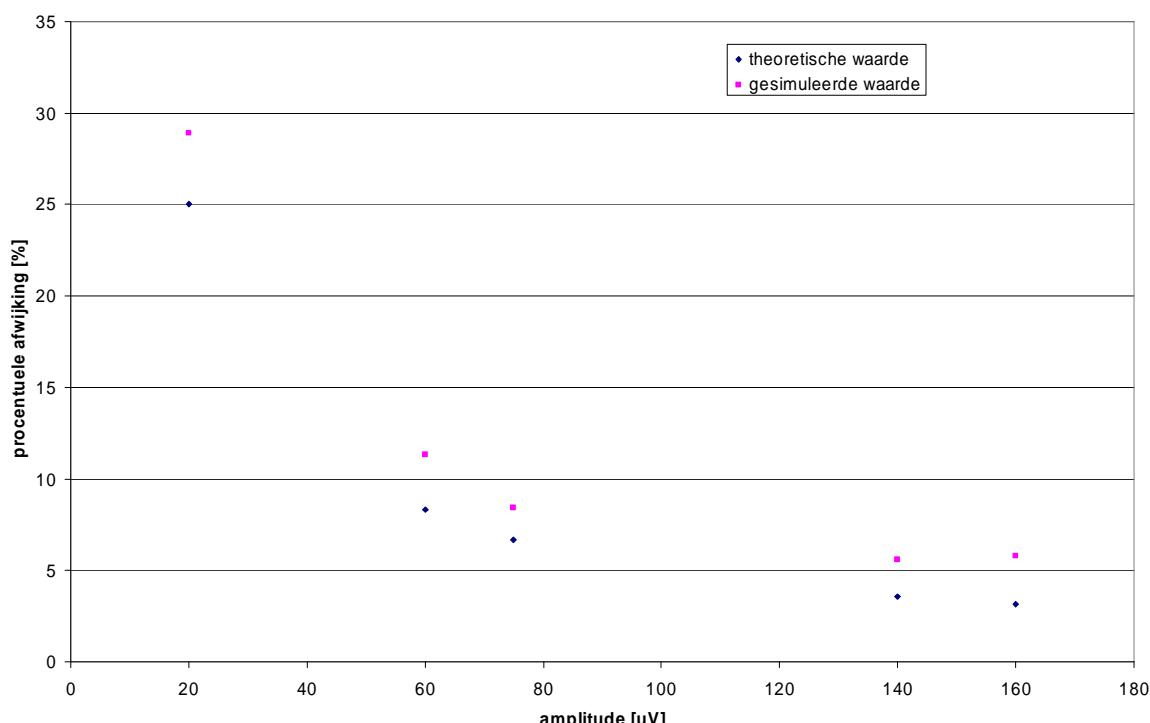
Als echter een inzakking 5 μ V op de epileptiforme pieken beschouwd wordt, heeft dit een relatief veel kleinere invloed door de grotere signaal-ruis verhouding. De theoretische maximale waarden voor de maximale afwijking van de piekwaarde op basis van de schattingen van de amplitudes van de pieken in de verschillende kanalen zijn opgenomen in Tabel 4-3 en grafisch weergegeven in Figuur 4-6.

¹² geschatte gemiddelden: F8 = 60 μ V, PO8 = 160 μ V, FP2 = 140 μ V, P5 = 75 μ V

Tabel 4-3 Theoretische en gesimuleerde waarden van de maximale afwijking van de piekhoogte bij verschillende amplitudes

pieksoort	gemiddelde amplitude	theoretische waarde	gesimuleerde waarde bij 312 Hz
alfa	20	25.00	28.91
F8	60	8.33	11.32
PO8	140	3.57	5.59
FP2	160	3.13	5.79
P5	75	6.67	8.43

Vergelijking verwachte en gesimuleerde waarden van de maximale gemiddelde afwijking



Figuur 4-6 Theoretische en gesimuleerde waarden van de maximale afwijking van de piekhoogte bij verschillende amplitudes

Hoewel de punten niet geheel overeenkomen zegt de gelijkwaardige vorm van beide grafieken wel dat de redenering juist is. Ook als individuele pieken beschouwd worden, komen soortgelijke tendensen naar voren: bij een grotere amplitude een navenant kleinere procentuele afwijking.

Geconcludeerd kan worden dat een slechte signaal-ruis verhouding de hoofdoorzaak is van grote afwijkingen in de piekhoogte bij downsamplen.

Hoewel geen vergelijkingsmateriaal beschikbaar is voor de verschuiving van de pieklatentie kan hierover nog wel één en ander opgemerkt worden. De breedte van de top van de piek en uitschieters van de gesuperponeerde activiteit spelen bij latentieververschuiving een grote rol. Hoe breder de top, des te meer kans er bestaat dat uitschieters in de gesuperponeerde activiteit op een latentie ver van de pieklatentie bij 5000 Hz de rol van piekwaarde voor lagere frequenties overnemen. Dit is goed te zien in Figuur 4-2 waar de piekwaarde voor 5000 Hz net iets verder dan 0.4 ms ligt. Voor de andere frequenties echter ligt de piekwaarde daar ver vandaan. Door te downsamplen wordt de uitschieter in de gesuperponeerde activiteit die bij 5000 Hz wel opgemerkt werd, niet opgemerkt bij lagere frequenties. Hoe breder dan de top van de piek, hoe eerder een uitschieter die niet dicht bij de eigenlijke top van het signaal ligt hoger uitkomt dan gesuperponeerde activiteit met een kleinere amplitude die wel op de eigenlijke top ligt.

Dit kan leiden tot mindere resultaten bij een dipole fit als de latentie waarop de fit uitgevoerd wordt geselecteerd wordt bij het kanaal met een pieklatentie ver van de top. Terwijl daar de hoogste waarde wel geselecteerd wordt, kan de piek op die latentie bij andere kanalen nog aan het stijgen of al aan het dalen zijn.

4.2.8 Aanbevelingen

- Een bronlokalisatie kan het best gedaan kan worden op gemiddelde signalen. Zowel achtergrond EEG als gesuperponeerde activiteit wordt dan tenietgedaan. Een fundamenteel vraagstuk hierbij is of de gesuperponeerde activiteit een wezenlijk deel uitmaakt van het signaal, of dat het stochastische ruis is, of een combinatie van beide. Vooral als middelen niet mogelijk is, kan de bronlokalisatie het best op de pieken met de hoogste amplitude plaatsvinden.
- Bekijk de signaalvorm goed op meerdere kanalen voor een bronlokalisatie uitgevoerd wordt. Zo wordt voorkomen dat de verkeerde latentie geselecteerd wordt. Tevens kan dan een inschatting gemaakt worden over het meest geschikt model. Als namelijk de signaalvorm voor verschillende kanalen wezenlijk verschilt, is dit een aanwijzing dat de bron een rotatie in de tijd vertoont (zie § 5.2). Als de pieklatentie voor veel kanalen wezenlijk verschilt, is dit een aanwijzing dat de bron zich in de tijd verplaatst of dat de samplefrequentie niet adequaat gekozen is.

4.3 Onderzoek 3: ASA vs. EEmagine; de invloed van latentieververschil op bronlokalisatie

4.3.1 Inleiding

Het volgende onderzoek is een oriënterende stap naar het uiteindelijke onderzoek. De achtergrond is het uitblijven van een geschikte proefpersoon voor een 64-kanaals-HS EEG. Daarom zijn alvast enige pogingen tot bronlokalisatie gedaan met 22-kanaals 250 Hz EEG data. Er zijn meerdere redenen waarom dit nuttig zou kunnen zijn.

Ten eerste zou vergelijkingsmateriaal verkregen kunnen worden voor 64-kanaals-HS bronlokalisaties. Daarbij is ook duidelijk geworden dat het mogelijk is de data opgenomen met de bestaande apparatuur in te lezen in de in hoofdstuk 3 beschreven analyseprogramma's en die data ook met deze analyseprogramma's te bewerken. Verder is het een goede oefening gebleken om meer kennis van de programma's op te doen.

Daarmee is ook de reden genoemd waarom de opzet van dit onderzoek enigszins te wensen overlaat. De werking van de analyseprogramma's was onvoldoende bekend om te voorspellen wat de consequenties van bepaalde keuzes waren. Daarbij komt dat de bronlokalisaties niet bedoeld waren voor de in deze paragraaf besproken vergelijkingen. Deze zijn ontstaan naar aanleiding van de resulterende data.

4.3.2 Methodiek

Het uitgangspunt is een EEG opgenomen met 250 Hz op 22 kanalen. In dit EEG zijn pieken aanwezig geschikt voor een bronlokalisatie volgens het dipoolmodel. Met EEmagine Spike Detection and Localisation (zie § 3.8.2) zijn de pieken¹³ opgezocht en daarvan zijn er 32 geselecteerd. In EEmagine zijn de standaard elektroden¹⁴ gebruikt, evenals het standaard headmodel¹⁵ en standaard MRI¹⁶. De EEG data file is beschikbaar op CD-ROM¹⁷.

Vervolgens zijn bronlokalisaties uitgevoerd op de pieklatentie, maar ook in een interval om deze pieklatentie. In EEmagine kan slechts volgens het rotating dipole model gelokaliseerd worden, waardoor de resultaten bestaan uit een dipoolpositie en een dipoolsterkte voor elke piek.

De pieklatenties van elke piek zijn vastgelegd, waarna de data per piek is weggeschreven zodat een bronlokalisatie (uiteraard ook volgens het rotating dipole model) in ASA gedaan kon worden. In ASA zijn een andere elektrode¹⁸ en headmodel file¹⁹ gebruikt.

Bij een zestal pieken in de EEmagine interval bronlokalisatie, is de latentie waarop de bronlokalisatie uitgevoerd is 4 ms richting het eind van het EEG verschoven ten opzichte van de EEmagine bronlokalisatie op de pieklatenties. Bij de ASA bronlokalisatie is dit bij 13 pieken het geval, echter hier zijn acht pieken 4 ms naar het begin van het EEG verschoven en vier pieken 4 ms naar het eind.

¹³ analyse-PC: C:\asa_data\Kattenpoel\eemagine\...

¹⁴ analyse-PC: C:\Documents and Settings\knf\My Documents\Michiel\bronlokalisatie\Kattenpoel\electrodes\eemagine.elc

¹⁵ analyse-PC: C:\Documents and Settings\knf\My Documents\Michiel\bronlokalisatie\Kattenpoel\headmodels\standaard.vol

¹⁶ analyse-PC: C:\Documents and Settings\knf\My Documents\Michiel\bronlokalisatie\Kattenpoel\mri\eemagine.mri

¹⁷ CD-ROM Kattepoel D:\B0003816.SIG

¹⁸ C:\Michiel\bronlokalisatie\Kattenpoel\electrodes\ss_electrodes.elc

¹⁹ C:\Michiel\bronlokalisatie\Kattenpoel\headmodels\ss_volume.vol

Dit probleem kan ook gezien worden als een voordeel, omdat het mogelijkheden geeft te kijken naar de gevolgen van een kleine verschuiving van de lokalisatielatentie. Verder kunnen vergelijkingen getrokken worden tussen bronlokalisatie op een enkele latentie en een interval en de bronlokalisatie van EEmagine en ASA.

4.3.3 Resultaten

De resultaten van de bronlokalisaties zijn opgenomen in bijlage 16. Volledige dipool- en EEmagine files zijn nog aanwezig op de analyse-PC²⁰.

In de EEmagine tabellen is direct af te lezen dat het voor een lokalisatie binnen EEmagine geen verschil maakt of een pieklatentie of een interval geselecteerd wordt, zolang de lokalisatie op de piek maar de beste Goodness of Fit (het kleinste residu) tot gevolg heeft²¹. Is dit niet het geval dan zullen er logischerwijs verschillen optreden in positie en sterkte van de dipool. Dit wil niet zeggen dat de lokalisatie incorrect is, maar slechts dat de parameters van de dipool zijn veranderd in de tijd.

Vergelijking van de zes pieken met een verschillende lokalisatielatentie geeft het onderstaande resultaat (Tabel 4-4). Daaronder is in Tabel 4-5 te zien welke verschillen tussen ASA en EEmagine naar voren komen op basis van het gebruik van de verschillende programma's en files. Ten slotte zijn in Tabel 4-6 de verschillen opgenomen veroorzaakt door gebruik van verschillende programma's en files in combinatie met een verschoven lokalisatielatentie.

Tabel 4-4 Resultaten latentieverschil EEmagine

absolute verschillen t.g.v latentieverschil 4 ms in EEmagine					
dipoolnr.	x [mm]	y [mm]	z [mm]	mag [nAm]	positieverschil [mm]
6	4.3	5	-2.8	123.4	7.2
16	5.6	-6.6	0.1	347.9	8.7
22	5.3	-5.7	-4.8	-158.3	9.1
24	2.5	-0.7	-3.8	-12.4	4.6
26	9.7	0.4	-8	156.8	12.6
32	-2.3	-0.2	-3.3	-413.4	4.0
AVERAGE	4.2	-1.3	-3.8	7.3	7.7
STDEV	4.0	3.0	2.6	267.1	3.2

Tabel 4-5 Resultaten verschillen tussen ASA en EEmagine

absolute verschillen tussen ASA en EEmagine					
dipoolnr.	x [mm]	y [mm]	z [mm]	mag [nAm]	positieverschil [mm]
1	-3.9	60.8	-22.2	-449.3	64.9
2	-12.3	-7.7	23.0	-695.9	27.1
4	4.0	-31.4	34.2	-4897.5	46.6
7	-3.6	-4.8	16.1	-576.5	17.2
8	-7.5	-6.8	30.2	-498.5	31.9
10	-4.4	6.9	28.7	-977.0	29.9
11	7.0	-1.8	27.1	-364.8	28.0
12	-8.5	-7.1	15.4	-346.7	19.0
16	0.5	17.0	-14.0	-277.8	22.0
17	-5.1	-4.8	33.9	-468.8	34.6
20	-6.6	-0.9	19.7	-596.8	20.8
21	-7.2	-3.8	27.2	-533.2	28.4
24	-6.8	-1.9	45.3	-756.8	45.9
25	-3.9	0.6	22.0	-1098.2	22.3
26	-13.0	-3.8	28.7	-863.3	31.7
27	-3.2	-0.2	24.7	-334.7	24.9
29	-11.3	-6.5	21.8	-790.7	25.4
30	-4.7	-4.6	23.4	-332.8	24.3

²⁰ C:\asa_data\Kattenpoel\dipoles\...; C:\asa_data\Kattenpoel\eeemagine\...

²¹ In EEmagine wordt bij intervallokalisatie de dipool (welke overeenstemt met een bepaalde latentie) met het kleinste residu als het resultaat gepresenteerd. Zo zijn de latentieverschillen in EEmagine ontstaan.

31	-8.3	16.1	13.1	-1216.0	22.4
AVERAGE	-5.2	0.8	21.0	-846.1	29.8
STDEV	5.0	17.6	15.7	1017.8	11.6

Tabel 4-6 Resultaten verschillen ASA en EEmagine i.c.m. een latentieverschil

absolute verschillen o.a. t.g.v latentieverschil 4 ms tussen EEmagine en ASA					
dipoolnr.	x [mm]	y [mm]	z [mm]	mag [nAm]	positieverschil [mm]
3-	-6.3	3.6	33.0	-1235.2	33.8
5-	-8.0	6.0	19.1	-540.6	21.6
6-	-13.3	-13.0	54.7	-1179.5	57.8
9-	-24.9	-10.4	23.6	-612.4	35.8
13	18.8	-1.8	14.1	-1288.0	23.6
14	1.5	-0.9	2.2	-269.1	2.8
15-	26.0	76.1	74.1	-2400.8	109.3
18-	-9.8	-6.7	4.1	-583.4	12.6
19-	-13.3	-8.1	14.0	-510.7	20.9
22	-28.6	-11.8	15.7	-869.1	34.7
23	-27.6	-15.2	17.7	-326.8	36.1
28	0.2	10.4	11.3	-337.4	15.4
32-	-8.3	-3.7	25.4	-1158.2	27.0
AVERAGE	-7.2	1.9	23.8	-870.1	33.2
STDEV	16.3	23.6	20.2	588.5	26.6

4.3.4 Conclusies

- In de EEmagine maakt het voor een lokalisatie binnen EEmagine geen verschil maakt of een pieklatentie of een interval geselecteerd wordt, zolang de lokalisatie op de piek maar de beste Goodness of Fit (het kleinste residu) tot gevolg heeft.

Latentieverschil binnen EEmagine

- Een afwijking van 4 ms in de lokalisatielatentie heeft al een groot effect op de dipoolparameters. Uit de data blijkt dat de positie in 4 ms gemiddeld 7.7 mm verandert met een standaarddeviatie van 3.2 mm. De dipoolsterkte kan met meer dan 400 nAm veranderen.

Verschil tussen ASA en EEmagine

- De verschillen in de gevonden parameters zijn groot: een gemiddeld verschil van bijna 3 cm met een standaarddeviatie van meer dan 1 centimeter in de positie van de dipool en zeer grote verschillen in de dipoolsterkte.
- Het is zeer opvallend dat de dipoolsterkte consequent veel groter wordt berekend door EEmagine dan door ASA. Ook de z-coördinaat wordt bijna consequent door ASA groter berekend dan door EEmagine. De y-coördinaten zijn wel ongeveer gelijk. En de x-coördinaat is bij EEmagine –ook bijna consequent– lichtelijk groter dan bij ASA.

Verschil tussen ASA en EEmagine i.c.m. een latentieverschil

- De tendensen zijn hier gelijk aan die bij het verschil tussen ASA en EEmagine zonder latentieverschil. Verschillen zijn dat de afwijkingen groter zijn ten gevolge van de bijkomende latentieverschillen, maar wat eigenlijk meer opvalt is de sterk toegenomen standaarddeviatie bij het positieverschil.

4.3.5 Discussie

De posities van de 32 dipolen hebben een vrij grote spreiding. Hoewel ze alle wel ongeveer in hetzelfde gebied van het hoofd liggen, zijn er geen dipolen die bij redelijke benadering dezelfde parameters hebben. Dit duidt op onnauwkeurige lokalisatie of een wisselend hyperactief gebied.

Een onnauwkeurige lokalisatie zal echter geen (grote) gevolgen hebben voor het verschil in parameters van de bron op de pieklatentie en die van dezelfde bron op een iets later tijdstip. Het kan in alle redelijkheid gezegd worden dat een gemiddeld verschil in dipoolpositie van ongeveer 8 mm een normaal gevolg is van een latentieverschuiving van 4 ms. Het verhogen van de samplefrequentie zal hierop geen invloed hebben, hoewel bij een hogere samplefrequentie wel meerdere latenties beschikbaar komen om op te lokaliseren zodat de kans dat de Goodness of Fit het best is op een latentie van 4 ms van de pieklatentie erg klein wordt (bij 250 Hz komt de naastliggende sample op een latentie van 4 ms).

De verschillen tussen de lokalisatie in ASA en de lokalisatie in EEmagine kunnen als fors bestempeld worden. Het vermoeden bestond dat dit veroorzaakt werd door het gebruik van verschillende headmodels en elektrodeconfiguraties. Daarom is enig aanvullend onderzoek verricht, waarbij getracht is zo goed mogelijk alle parameters²² voor beide programma's hetzelfde te laten zijn. Na verwerking kan de data samengevat worden als in Tabel 4-7. Ook als alle instellingen (EEG file, elektrode file, headmodel file, latentie, geselecteerde kanalen) exact hetzelfde ingegeven worden bij ASA en EEmagine blijven de verschillen bestaan. Het gemiddelde verschil is zelfs nog groter als wel dezelfde elektrode en headmodel file gebruikt worden.

Een andere verklaring zou kunnen zijn dat de programma's aan verschillende punten refereren. Mogelijk zou het ene programma een cartetisch assenstelsel kunnen gebruiken, terwijl het andere programma refereert aan het nasion-ear stelsel.

Een andere mogelijkheid kan zijn dat het ene programma wel met 250 Hz 22-kanaals data kan fitten en de andere niet. Of mogelijk zijn de resultaten van beide programma's niet accuraat.

Tabel 4-7 Resultaten aanvullend onderzoek verschillen ASA en EEmagine

absolute verschillen tussen ASA en EEmagine					
dipoolnr.	x [mm]	y [mm]	z [mm]	mag [nAm]	positievergiffel [mm]
6	-9.0165	8.8142	-41.132	859.46	43.0
16	-32.275	-1.4386	-16.566	516.06	36.3
22	-14.108	-1.9925	-16.195	607.95	21.6
24	-8.837	1.44534	-6.3341	724.6	11.0
26	16.7691	22.1244	25.8124	-2825.3	37.9
32	38.4634	4.92146	19.3745	-5833.32	43.3
AVERAGE	-1.5	5.6	-5.8	-991.8	32.2
STDEV	25.1	9.0	24.9	2757.1	13.1

4.3.6 Aanbevelingen

- Voor een verdere bepaling van de invloed van een verschoven lokalisatielatentie ten opzichte van de top van een piek kunnen meerdere latentieverschillen onderzocht worden in plaats van alleen de 4 ms in dit onderzoek. Er zou dan mogelijk een verband gevonden kunnen worden.
- Hier kan de aanbeveling uit § 4.2.8 over het zorgvuldig selecteren van de lokalisatielatentie herhaald worden, omdat het in deze paragraaf bevestigd is dat een foutieve selectie van de lokalisatielatentie grote gevolgen kan hebben voor de bronpositiebepaling. In EEmagine is dit aan de ene kant een groter probleem dan bij ASA, omdat bij ASA het moving dipole model gekozen kan worden. Hierdoor wordt de dipool voor meerdere latenties berekend en kan het temporele gedrag van de dipool bekijken worden, waardoor een beter inschatting van de werkelijke dipoolparameters gemaakt kan worden. Aan de andere kant wordt bij intervallokalisatie in EEmagine de beste fit weergegeven, zodat een verschuiving van de lokalisatielatentie dan wel aan het licht zal komen.
- Twee aanvullende onderzoeken kunnen leiden tot acceptatie, ofwel verwerping van de mogelijke redenen voor de grote verschillen tussen ASA en EEmagine in dit onderzoek. Ten eerste kan uitgezocht worden welke assenstelsels door de programma's gebruikt zijn. Is dit niet bevredigend, dan kan het onderzoek herhaald worden met 64-kanaals-HS data.
- Bij een bronlokalisatie volgens het fixed dipole model waarbij alleen de pieklatentie geselecteerd wordt, is het verstandig ook een lokalisatie volgens het moving dipole model te beschouwen. Dit voorkomt dat (grote) afwijkingen als gevolg het selecteren van een foutieve pieklatentie onopgemerkt blijven.

4.4 Onderzoek 4: digitizer vs. bronlokalisatie

4.4.1 Inleiding

Het onderzoek in deze paragraaf heeft betrekking op de invloed van de persoon die de elektrodeposities vastlegt op de dipoolparameters, ofwel de beperkte reproducability van het vastleggen van de elektrodeposities. Niet iedereen zal de Stylus (zie § 3.7.1) op dezelfde manier hanteren, waardoor verschillende posities het gevolg kunnen zijn.

²² Niet meegenomen kanalen: O1,O2,Oz,A1,A2,AFz,AF3

Lokalisatielatenties: 115.4 ms, 102.6 ms, 96.2 ms, 99.4 ms, 96.0 ms, 81.6 ms

Files: C:\asa_data\Postma Noortje\eeeg\01_78.edf, 02_78.edf, 03_156.edf, 04_312.edf, 05_625.edf, 06_1250.edf; C:\asa_data\Postma Noortje\electrodes\postma noortje.elc; C:\asa_data\case1\head3.vol

4.4.2 Methodiek

Er is een 64-kanaals-HS EEG-registratie gedaan bij een persoon met een normaal EEG²³. Hierbij zijn tweemaal de elektrodeposities²⁴ door verschillende personen vastgelegd met het digitizer systeem. Vervolgens zijn een aantal bronlokalisaties gedaan volgens het dipoolmodel met één van de elektrode files. Alle drie modellen zijn gebruikt (een moving dipole over een interval van bv. 100 ms met stappen van 1 ms is gelijk aan 100 fixed dipoles die in hetzelfde interval om de milliseconde gefit wordt; de rotating dipole posities zijn gelijk aan die van de fixed dipole; ofwel de posities blijven gelijk, om het even welk model gebruikt wordt). Deze fits zijn op exact dezelfde manier met dezelfde parameters herhaald, afgezien van de elektrode file die verwisseld is met de file opgenomen door de tweede persoon. De data (elektrodeposities, dipoolposities en de verschillen tussen de fits met de verschillende files) is bijgevoegd in bijlage 17.

4.4.3 Resultaten

De resulterende dipoolposities zijn opgenomen in bijlage 18. Daarbij is ook het verschil tussen de posities met dezelfde latenties, maar verschillende elektrode files opgenomen. Uit deze tabellen blijkt dat een aantal latenties dermate grote verschillen in dipoolpositie vertonen dat het niet aannemelijk is dat deze door de kleine verschuivingen van de elektrodeposities veroorzaakt worden. Dit wordt bevestigd door het feit dat bij een moving dipole lokalisatie bij de ene (en de meeste) latentie(s) redelijke verschillen optreden –uit te leggen met verschuiving van elektrodeposities–, terwijl de dipoolpositie op de naastliggende latentie een zeer groot verschil vertoont met de dipoolposities daaromheen. Deze uitschieters zijn bestempeld als misfits. Het vermoeden bestaat dat deze uitschieters veroorzaakt worden door het gebruik van een atypisch EEG.

Welke lokalisaties bestempeld zijn als misfits, is bepaald door het maken van een probability plot van zowel het verschil tussen de coördinaten afzonderlijk als het ruimtelijk verschil. Deze plot is te vinden in bijlage 19. In deze plot zijn de punten die een grote afwijking van het gebruikelijke gedrag bij lagere waarden van de probplot tentoonspreiden opgezocht en gemarkeerd. De criteria voor het verwerpen van een lokalisatie zijn als volgt bepaald: $x > 14.40$ mm; $y > 15.89$ mm; $z > 21.46$ mm en $3D > 24.67$ mm. Vervolgens zijn de dipoolposities waarin een gemarkeerd punt voorkomt uit de dataset gehaald, waarna de set geschikt is voor verdere verwerking. Deze verwerking is overigens vrij basaal en bestaat uit het bepalen van een gemiddelde afwijking en daarbijbehorende standaarddeviatie. Deze zijn samengevat in Tabel 4-8.

Tabel 4-8 Resultaten digitizer vs. bronlokalisatie

	x [mm]	y [mm]	z [mm]	3D [mm]
verschillen dipoolpositie				
misfits uitgefilterd				
AVERAGE	4.23	3.35	2.88	6.77
STDEV	2.57	2.67	2.49	3.37
inclusief misfits				
AVERAGE	5.95	4.18	4.51	9.64
STDEV	10.65	5.63	8.72	14.19
verschillen elektrodepositie				
AVERAGE	6.04	3.94	2.32	8.23
STDEV	2.48	2.87	1.71	2.61

4.4.4 Conclusies

- De invloed van een verschil van gemiddeld 8.23 mm met een standaarddeviatie van 2.61 mm in de elektrodeposities (als gevolg van reproducibility-problemen) op de uiteindelijke bronlokalisatie is een gemiddelde afwijking in de bronpositie van 6.77 mm met een standaarddeviatie van 3.37 mm. Dit is echter geen sterke conclusie, omdat daarvoor te weinig verschillende metingen van elektrodeposities beschikbaar zijn.
- Het uitfilteren van de misfits heeft een groot effect op de gemiddelde data, maar logischerwijs vooral op de standaarddeviatie.
- Het verschil in de elektrodepositie is niet in elke richting gelijk, gemiddelden en standaarddeviaties per coördinaat en overall zijn als in Tabel 4-8. Deze anisotropie lijkt zich niet door te zetten in het verschil in dipoolpositie.

²³ C:\Documents and Settings\knf\My Documents\Michiel\digitizer\EEG en electrode data\1 rechts, 3 links

²⁴ C:\Documents and Settings\knf\My Documents\Michiel\digitizer\EEG en electrode data\rogier, cecile

4.4.5 Discussie

De geldigheid van de eerste conclusie kan betwist worden, omdat 1) het EEG atypisch is voor bronlokalisatie, 2) er te weinig elektrodefiles in de vergelijking zijn betrokken. Toch is deze conclusie niet zonder nut, omdat bewezen is dat er wel grote verschillen in dipoolpositie kunnen optreden als gevolg van verschillende elektrodeposities. De mate van afwijking of het verband tussen de nauwkeurigheid van de elektrodeposities en de bronlokalisatieparameters mogen dan wel niet voldoende duidelijk zijn geworden; het is echter wel duidelijk geworden dat uiterste zorgvuldigheid betracht moet worden bij het vastleggen van de elektrodeposities.

Een ander discussiepunt is de rechtvaardiging van het uitfilteren van de lokalisaties die bestempeld zijn als misfits. De beste manier voor verificatie zou natuurlijk het achterhalen van de oorzaak van de grote verschillen zijn. Een aantal mogelijke oorzaken zou kunnen zijn:

- Een verschillende elektrode file.
- Een atypisch EEG.
- Het stoppen van het algoritme als gevolg van het overschrijden van het aantal toegestane rekenstappen.
- Het tegenkomen van een tweede positie waarop aan de stopping criteria van het algoritme voldaan wordt.

De eerste mogelijkheid is onwaarschijnlijk, omdat de verschillen in elektrodeposities simpelweg te klein zijn om dergelijk grote verschillen in de dipoolpositie te veroorzaken. Ook blijft bij deze verklaring de vraag waarom op de ene latentie wel goed gefit wordt, terwijl op de latentie daarnaast ineens een grote afwijking volgt.

De tweede verklaring is een goede mogelijkheid, ook omdat in onderzoek 6, § 4.6, ook misfits voorkomen op delen van het EEG dat atypisch is. In dit onderzoek komen geen misfits voor op de top, wat typische EEG data is voor een Dipole Fit, maar wel na de top, wat kan worden gezien als atypische EEG data.

De derde oorzaak is niet aan de orde, omdat de schrijver dezen de lokalisaties heeft uitgevoerd en gezien heeft dat het aantal toegestane rekenstappen niet overschreden is.

De laatste mogelijkheid is logischerwijs waar, omdat maar is waarschijnlijk een gevolg van het atypisch EEG. Het algoritme begint te optimaliseren op het punt waar de dipool op de vorige latentie gedefinieerd is. Als door toevalligheden eerder een positie gevonden wordt dat aan de stopping criteria van het algoritme voldoet dat verder van de vorige dipool ligt dan een positie dichterbij dat ook aan de criteria voldoet zijn grote afwijkingen het gevolg.

4.4.6 Aanbevelingen

- Het is belangrijk uiterste nauwkeurigheid te betrachten bij het opnemen van de elektrodeposities.
- Het is spijtig dat niet meerdere opnames van de elektrodeposities gedaan zijn (met grotere of minder grote gemiddelde afwijking). Als dit het geval was geweest had mogelijk een verband gevonden kunnen worden tussen de gemiddelde afwijking in elektrodepositie en de gemiddelde afwijking in dipoolpositie. Dit is te adviseren als het onderzoek herhaald/uitgebreid wordt, omdat hiermee de winst in statistische kracht groot is vergeleken met de extra tijd die ermee gemoeid zou zijn. Deze extra tijd zal niet groot zijn, omdat het opnemen van elektrodeposities niet veel tijd vergt en de extra lokalisatietijd beperkt is vanwege het feit dat al soortgelijke lokalisaties gedaan worden en alleen een elektrode file vervangen hoeft te worden.
- De vraag of het verwijderen van de uitschieters gerechtvaardigd kan worden moet beantwoord worden door bij een registratie van een voor dipoolbronlokalisatie typisch EEG door ten minste drie mensen de elektrodeposities te laten vastleggen, waarbij één persoon de vastlegging ook drie maal uitvoert omwille van repeatability-testing.
- De rechtvaardiging van het weglaten van misfits kan ook gehaald worden uit een onderzoek waarbij opnieuw fits uitgevoerd worden op de betreffende misfitlatenties, mogelijk met minimale aanpassingen aan de stopping criteria van het algoritme. Als een dipool resulteert welke past in het totaalbeeld op basis van de dipoolposities van omliggende latenties, kan aangenomen worden dat de werkelijke dipoolpositie die is welke in het totaalbeeld past.

4.5 Onderzoek 5: 64-kanaals bronlokalisatie (*niet-karakteristieke pieken*)

4.5.1 Inleiding

Het onderzoek in deze paragraaf is het eerste onderzoek waarbij downsampling is toegepast. Daarom zal in het vervolg eerst de playback van het acquisitieprogramma besproken worden. De besprekking handelt weer over een oriënterend onderzoek, welke al in de richting van het beoogde uiteindelijke onderzoek ligt: de data is opgenomen met 5000 Hz en 64 kanalen, en er worden verschillende samplefrequenties onderzocht.

Ten tijde van dit onderzoek was er echter nog geen geschikt EEG voor bronlokalisatie volgens het dipoolmodel beschikbaar. Daarom is een standaard EEG gebruikt. Het voornaamste doel van dit onderzoek was het testen van de playback. Verder kan op basis van dit onderzoek een ruwe schatting van de waarde van de samplefrequentie

gemaakt worden waarbij de parameters van de dipool significant af gaan wijken van die bij 5000 Hz sampling. Tevens is veel duidelijk geworden over het wegschrijven en inlezen van EEG data files en het selecteren van latenties in ASA.

Playback (zie ook bijlage 6)

De eerste opzet van het onderzoek was om een aantal EEG's op te nemen, waarbij per opgenomen EEG in het acquisitieprogramma een andere samplefrequentie vastgelegd zouden worden. Op deze wijze moet echter een groot aantal EEG's opgenomen bij dezelfde patiënt, wat erg lang zou kunnen duren. Dit is uiteraard niet prettig voor de patiënt, in het bijzonder voor kinderen. En juist kinderen hebben over het algemeen de piekvormen in het EEG die voor dit onderzoek noodzakelijk zijn. Daarbij komt dat geen piek hetzelfde is en de vergelijking tussen verschillende frequenties erg moeilijk wordt; m.a.w. de reproducability zou met deze methode erg beperkt zijn.

Daarom is aan de leverancier van de versterker en acquisitie software gevraagd een oplossing voor dit probleem aan te dragen. Deze heeft daarop de playbackfunctie ontwikkeld. Als de playbackfunctie aangeroepen wordt, wordt niet de meetdata niet gezocht aan de ingang van de data-acquisitiekaart van de acquisitie-PC. In plaats daarvan wordt een eerder opgenomen EEG data file aangeroepen. Er is dan de mogelijkheid, net als bij een reguliere EEG opname, een samplefrequentie in te stellen. De playback doorloopt de waarden in de file, waarbij de reciproke van de frequentie –de periodetijd– de tijd is tussen de registratie van de twee op die momenten langskomende waarden.

Op deze manier hoeft slechts één EEG opgenomen te worden met de maximale samplefrequentie, waardoor dus geen extra inspanning van de patiënt verlangd is. Er ontstaan dan bij downsampling een aantal ‘identieke’ EEG's, zij het opgenomen met verschillende frequenties. Hierbij stijgt de reproducability van een lage waarde naar 100 %.

De playback gebruikt in dit onderzoek is een eerste versie. Deze verschilt van de uiteindelijke versie (besproken in § 4.6) vooral op het punten aanroepen van de playback en de latentie waarbij de playback begint met opnemen. Bij het aanroepen van de playback verschijnt het Review window, alsmede het Dash board window. De playback loopt al, te zien in het Review window. Het opnemen begint als in het Dashboard window het commando Start Recording gegeven wordt (exact als bij een reguliere EEG meting). De opname begint dan op de sample die op dat moment ‘voorbij komt’. Op deze manier wordt bij playback naar lagere samplefrequenties het zoeken naar overeenkomende pieken een grote puzzel, omdat het commando Start Recording niet bij overeenkomende samples gegeven wordt.

4.5.2 Methodiek

Het uitgangspunt van dit onderzoek is een 64-kanaals-5000 Hz EEG data file²⁵. Deze file is gedownscaled naar 5000 Hz, 2500 Hz, 1250 Hz, 625 Hz, 312 Hz en 156 Hz volgens de procedure van de eerste versie van de playback. Vervolgens zijn op twee (per frequentie niet meer overeenkomende) latenties dipoollocalisaties voor elke frequentie uitgevoerd. De referenties naar files en latenties –verschillend voor elke frequentie als gevolg van de playbackmethode– zijn te vinden in de bijbehorende dipool files²⁶. Er is een bestaande standaard elektrode file²⁷ gebruikt en het headmodel is een sferisch drie schillen model met de standaard instellingen²⁸. Na het inlezen van deze files is een Unconstrained Dipole Fit uitgevoerd met de standaard instellingen²⁹.

4.5.3 Resultaten

In Tabel 4-9 staan de resulterende dipoolparameters van de Dipole Fits. De eerste 5000 Hz waarden zijn de waarden verkregen met de originele data. De tweede 5000 Hz regel zijn de waarden verkregen door een fit uit te voeren op met 5000 Hz ‘geplaybackte’ data. De eerste vier waarden van de Magnitudes bij latentie A verschijnen met een kleinere nauwkeurigheid, omdat deze in een code in een aparte file zijn opgeslagen. Om de data zichtbaar te maken zijn in ASA de dipolen ingelezen en via Data Objects=>Dipoles=>Show Parameters wordt de waarde van de sterkte in de vorm zoals in de tabel zichtbaar. Daarbij komt dat in het Show Parameters window geen polariteit is aangegeven. Op basis van de data bij andere frequenties is het minteken toegevoegd.

²⁵ analyse-PC: C:\Documents and Settings\knf\My Documents\Michiel\bronlokalisatie\ playbacktest5000origineel.edf

²⁶ analyse-PC: C:\ Documents and Settings\knf\My Documents\Michiel\bronlokalisatie\ ...

²⁷ C:\asa_data\Standard\Electrodes\sphere_1020.elc

²⁸ Shell 1: r = 84 mm, 0.33 S/m; Shell 2: r = 80 mm, 0.0042 S/m; Shell 3: r = 74 mm, 0.33 S/m; positie origin(0,0,0); Fit to Elektrodes aanvinken

²⁹ Eén dipool op initiële positie (0,0,60) volgens het Fixed Dipole model met Stopping Criteria: descend < 1 %, shift < 1 mm, rotation < 1 ° of calls > 1000

Tabel 4-9 Resultaten 64-kanaals bronlokalisatie (niet-karakteristieke pieken)

Latentie A

Frequentie freq [Hz]	MomentsFixed			PositionsFixed				Magnitudes mag [nAm]
	x [mm]	y [mm]	z [mm]	x [mm]	y [mm]	z [mm]	3D [mm]	
5000 (1)	0.82	-0.35	0.44	-43.49	31.48	21.10	0.00	-230.00
5000 (2)	0.78	-0.40	0.48	-38.31	30.91	20.76	4.27	-250.00
2500	0.85	-0.33	0.40	-43.42	35.22	15.80	0.41	-230.00
1250	0.84	-0.34	0.42	-42.16	33.96	14.10	1.74	-230.00
625	0.83	-0.38	0.41	-42.00	35.86	13.28	0.88	-229.27
312	0.61	-0.55	0.57	-26.81	23.94	19.77	16.67	-250.15
156	-0.23	0.77	-0.60	-82.48	2.76	3.26	24.90	68.17
AVERAGE	0.64	-0.23	0.30	-45.52	27.73	15.44	0.25	-193.03
STDEV	0.39	0.44	0.40	17.32	11.71	6.24	12.38	115.58

Latentie B

Frequentie freq [Hz]	MomentsFixed			PositionsFixed				Magnitudes mag [nAm]
	x [mm]	y [mm]	z [mm]	x [mm]	y [mm]	z [mm]	3D [mm]	
5000 (1)	0.64	-0.50	0.58	-13.71	31.35	5.12	0.00	-277.11
5000 (2)	0.65	-0.42	0.63	-17.94	25.78	23.74	4.77	-249.63
2500	0.76	-0.40	0.52	-39.46	29.77	21.88	19.46	-256.23
1250	0.64	-0.54	0.55	-22.38	27.84	15.65	4.40	-260.93
625	0.69	-0.42	0.59	-24.34	26.59	19.69	6.48	-262.91
312	0.61	-0.55	0.57	-26.80	23.95	19.74	6.41	-250.24
156	0.71	-0.51	0.50	-35.73	29.57	16.27	14.55	-237.10
AVERAGE	0.67	-0.48	0.56	-25.77	27.84	17.44	8.01	-256.31
STDEV	0.05	0.06	0.04	9.20	2.58	6.14	6.66	12.57

De dipoolparameters uit Tabel 4-9 zijn ter evaluatie in grafieken opgenomen. In Figuur 4-7 zijn de waarden van de positiecoördinaten van de dipolen voor latentie A als functie van de samplefrequentie weergegeven (paars, groen, blauw). Ook is de 3-dimensionale verschuiving van de dipool ten opzichte van de 5000 Hz dipool, bepaald met de originele data, opgenomen (oranje). Als de oranje lijn redelijkwijls op de x-as ligt, is van een verschuiving geen of nauwelijks sprake. Bij latentie A is dit het geval tot 625 Hz. Opgemerkt moet worden dat het bij de geplaybackte 5000 Hz de afwijking al bijna een halve centimeter bedraagt, wat voor toepassingen in de klinische neurofysiologie natuurlijk al fors is.

In Figuur 4-8 is de situatie heel anders. Hierin is hetzelfde geplot, maar dan voor latentie B. De oranje grafiek van de dipoolverschuiving volgt de x-as niet, de grootste afwijking komt zelfs voor bij 2500 Hz. Dit wordt vooral veroorzaakt door een grote verschuiving van de x-coördinaat, maar ook de overige grafieken vertonen niet zulke mooie rechte lijnen als bij latentie A. Dezezelfde trend zien we ook terug in Figuur 4-9 en Figuur 4-10 waar de waarden van de componenten van de richtingsvector van de dipool geplot zijn; maar niet in Figuur 4-11 en Figuur 4-12: de dipoolsterktes.

Bij het bestuderen van het residu van de fits valt op dat deze bij latentie B over het algemeen kleiner is dan bij latentie A, terwijl de verschuiving van de dipool daar veel groter is, vooral voor 2500 Hz. Uit de het residu zijn dus niet direct conclusies te trekken over de resultaten van het onderzoek.

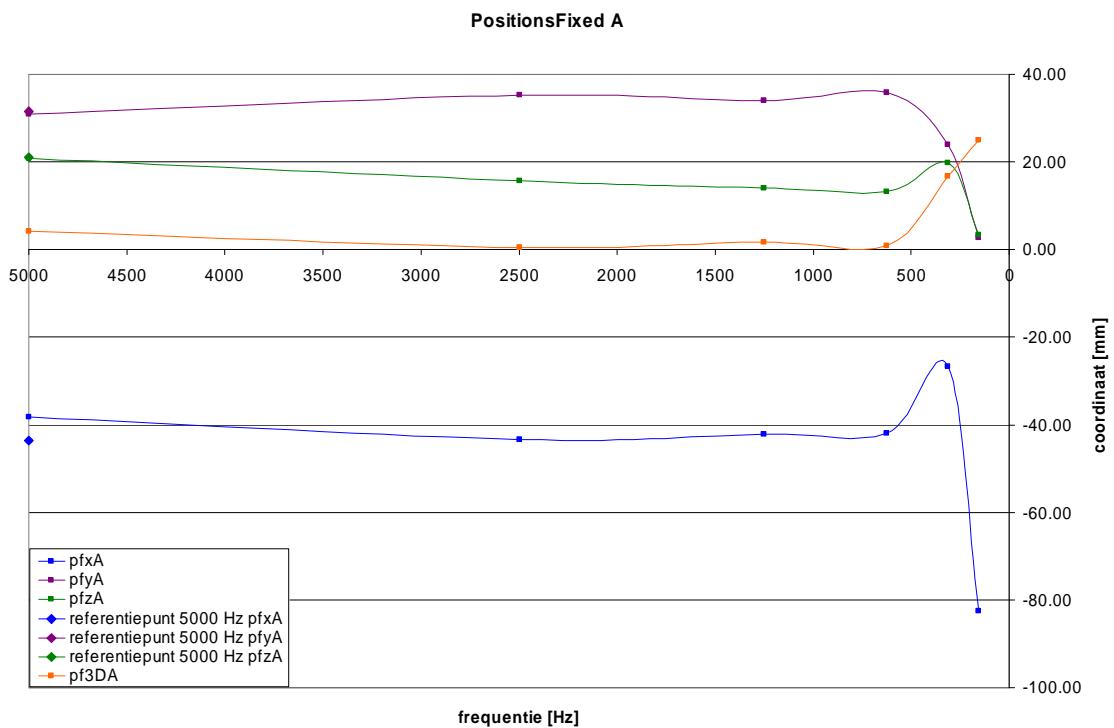
Het onderzoek wijst er op dat een kantelfrequentie, waarbij parameters van een bron nog redelijkwijls nauwkeurig overeenkomen met de waarden van een 5000 Hz lokalisatie ergens tussen de 625 Hz en 312 Hz ligt. Hierbij zijn op basis van de uitkomsten bij latentie B nog genoeg vraagtekens te plaatsen.

Tabel 4-10 Goodness of Fit waarden voor 64-kanaals bronlokalisatie (niet-karakteristieke pieken)

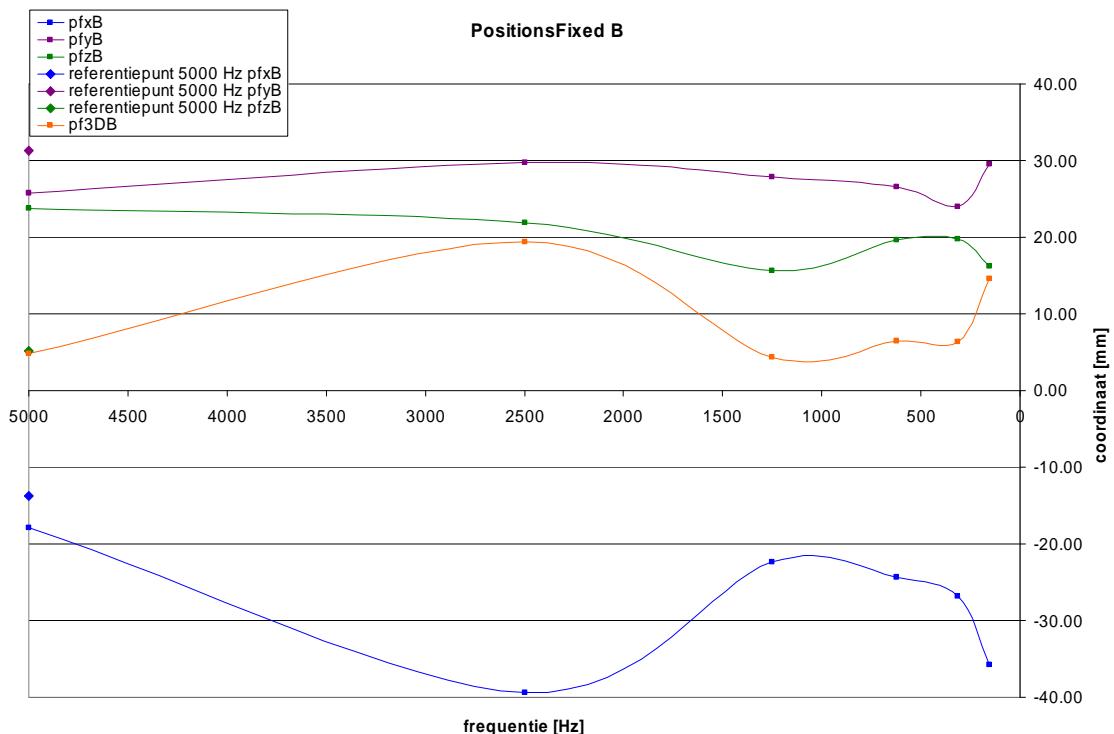
Goodness of Fit

freq [Hz]	latentie A	latentie B
5000	0.77	0.81
5000	0.81	0.77
2500	0.76	0.81
1250	0.79	0.78
625	0.81	0.83

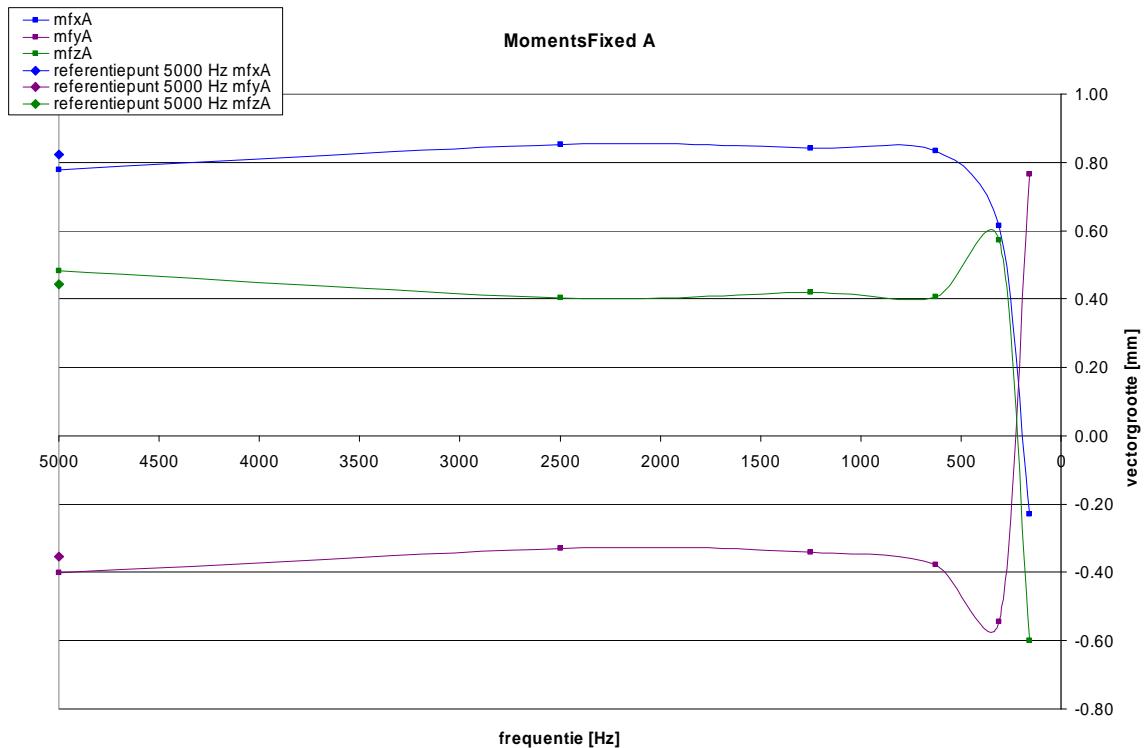
312	0.78	0.78
156	0.45	0.85
AVERAGE	0.74	0.80
STDEV	0.13	0.03



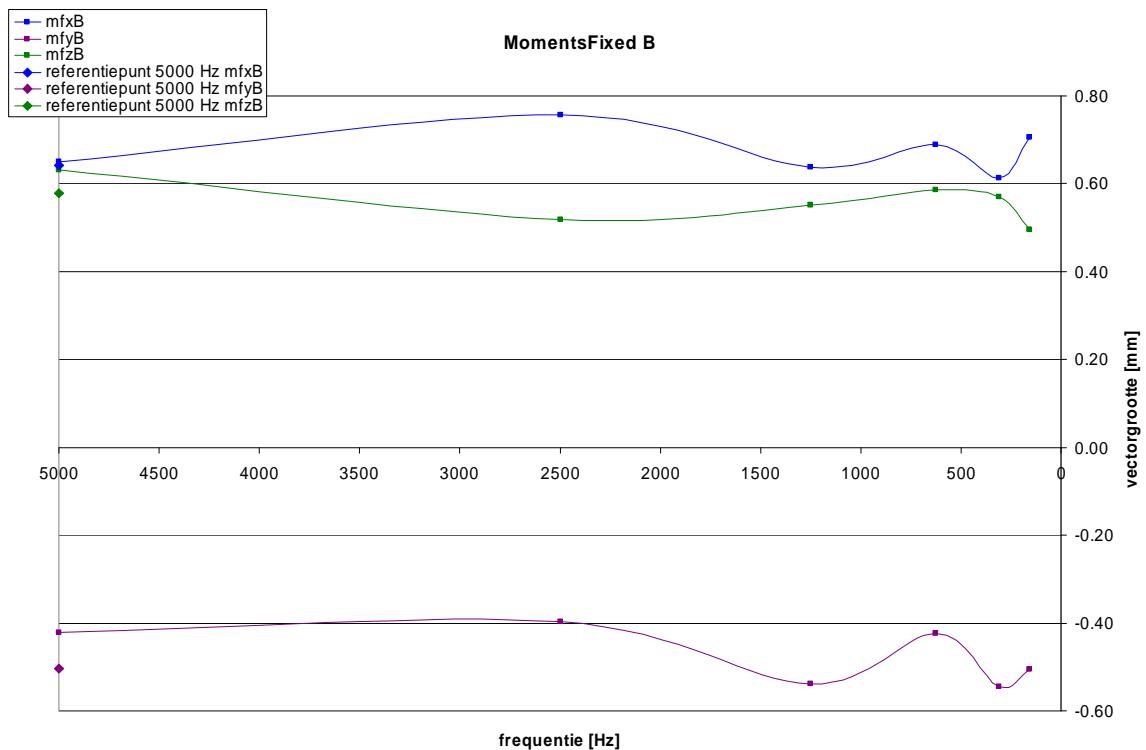
Figuur 4-7 Positieparameters en positieverschil ten opzichte van het referentiepunt bij 5000 Hz als functie van de samplefrequentie voor dipoolgroep A



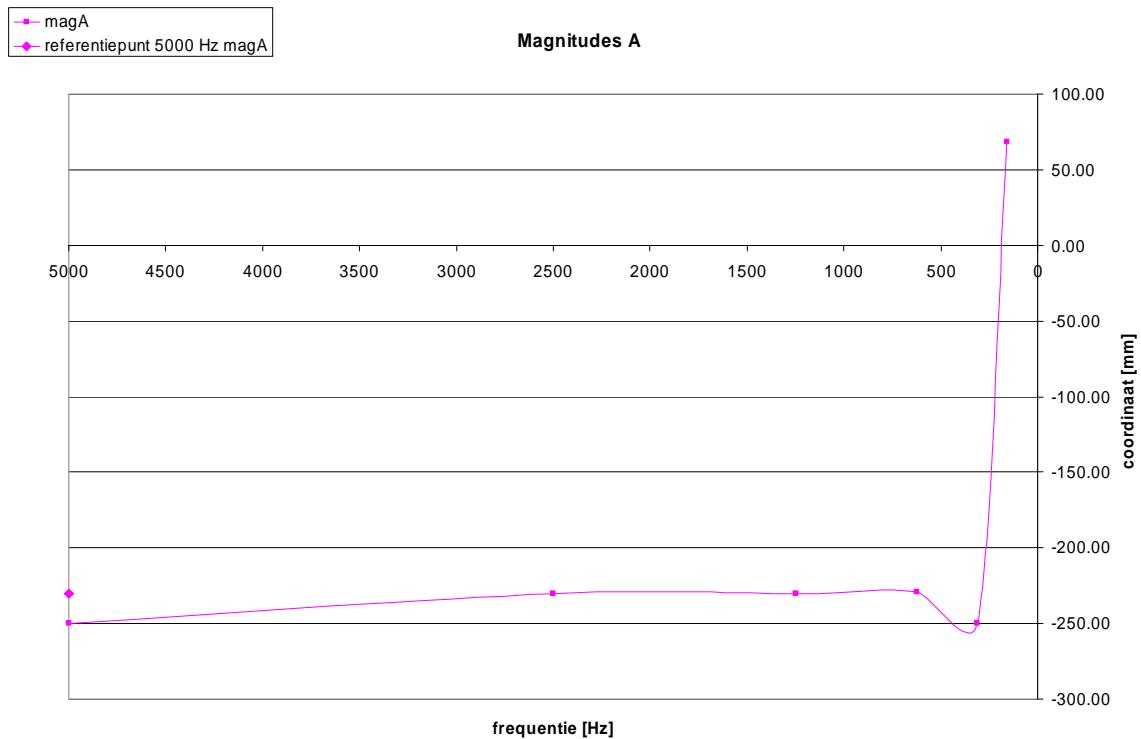
Figuur 4-8 Positieparameters en positieverschil ten opzichte van het referentiepunt bij 5000 Hz als functie van de samplefrequentie voor dipoolgroep B



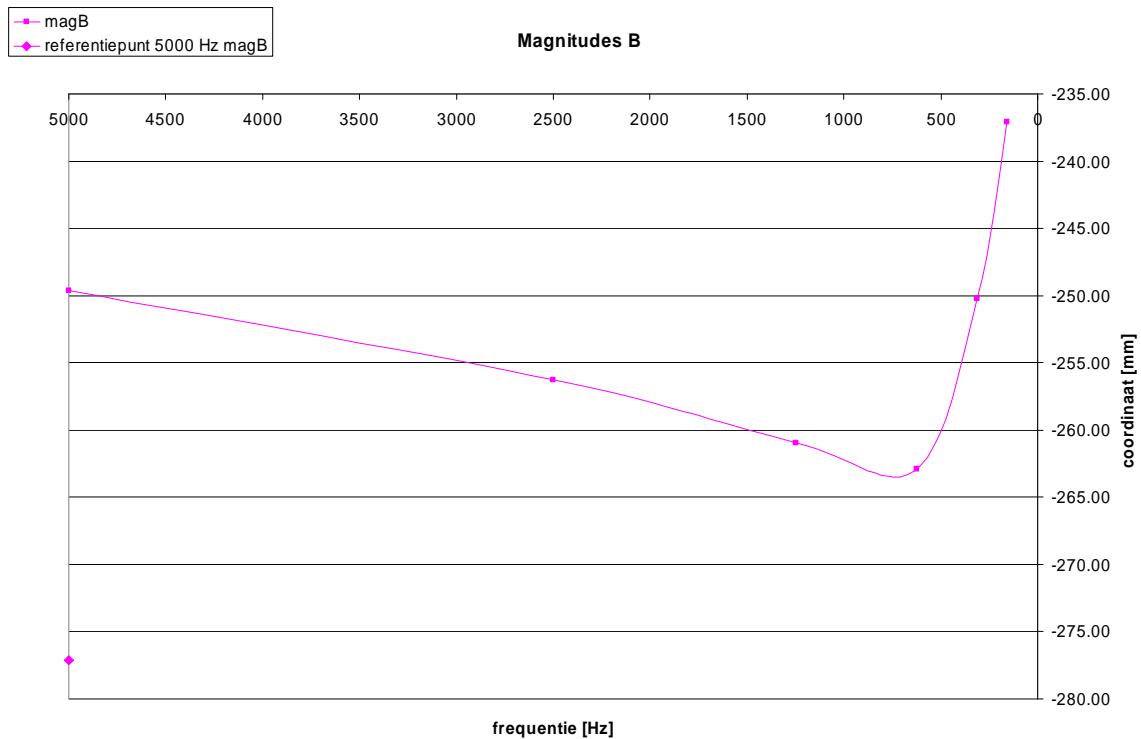
Figuur 4-9 Richtingparameters als functie van de samplefrequentie voor dipoolgroep A



Figuur 4-10 Richtingparameters als functie van de samplefrequentie voor dipoolgroep B



Figuur 4-11 Dipoolsterkte als functie van de samplefrequentie voor dipoolgroep A



Figuur 4-12 Dipoolsterkte als functie van de samplefrequentie voor dipoolgroep B

4.5.4 Conclusies

- In een atypisch EEG geldt voor bronlokalisatie dat deze op verschillende pieken ander gedrag laat zien bij downsamplen. Terwijl bij de ene piek de bronpositie en -oriëntatie redelijk constant is tot 625 Hz, komen bij de andere piek grote verschillen in de parameters voor, ook bij de hogere frequenties. Een uitzondering hierop is in dit geval de dipoolsterkte, welke een zelfde beeld vertoont bij beide latenties.

- Uitgaande van het feit dat latentie A het meest representatief is voor typische piekvormen, kan geconcludeerd worden dat de kantelfrequentie waarbij de bronlokalisatieparameters af gaan wijken van de parameters gevonden bij lokalisatie met 5000 Hz EEG data tussen 625 Hz en 312 Hz ligt.

4.5.5 Discussie

De toch nog grote afwijkingen van ongeveer 5 mm die bij de frequenties 5000 Hz, 2500 Hz, 1250 Hz en 625 Hz van latentie A voorkomen worden waarschijnlijk veroorzaakt door niet optimale condities van de fit. Het is een atypisch EEG, er is een standaard elektrode file en een sferisch headmodel gebruikt. Opvallend is het feit dat het verschil tussen de 5000 Hz fit met originele data en de fit met de geplaybackte 5000 Hz data groter is dan het verschil tussen de fit met de originele data en de fits met 2500 Hz data en 1250 Hz data. Dit gaat op voor positie, oriëntatie en sterkte. Dit versterkt het idee dat de verschillen in dipoolparameters bij 2500 Hz, 1250 Hz en 625 Hz geen trend zijn, maar toevallige afwijkingen.

De grotere verschillen bij latentie B voor de hogere frequenties kunnen alleen uitgelegd worden aan de hand van de EEG vorm, omdat de overige condities dezelfde waren als bij latentie A. Blijkbaar is de ene latentie stabiever wat betreft bronlokalisatie dan andere. Waarschijnlijk is op latentie A de activiteit van de hersenen meer geconcentreerd in een gedeelte van de hersenen, terwijl de activiteit bij latentie B meer over de hersenen verspreid is.

Dat de dipoolsterkte deze toename van spreiding niet vertoond kan toeval zijn, maar kan ook het gevolg zijn van een ander soort bepalingsmethode, die mogelijk ongevoelig is voor de verschillen in EEG vorm.

Hoewel geen directe relatie tussen het residu en de afwijking van de bronparameters is vast te leggen, lijkt er wel een verband te bestaan. Dit is te zien aan het relatief grote verschil in positie bij latentie van 312 Hz naar 156 Hz. Tussen deze frequenties is ook een grote terugval van de Goodness of Fit op te merken bij latentie A. Hier tegen spreekt echter weer dat bij latentie B, hoewel de verschillen in positie minder uitgesproken zijn dan bij latentie A, het residu zelfs het kleinst is van alle onderzochte frequenties.

4.5.6 Aanbevelingen

Geen aanbevelingen naar aanleiding van dit onderzoek.

4.6 Onderzoek 5: 64-kanaals bronlokalisatie (karakteristieke pieken)

4.6.1 Inleiding

In deze paragraaf wordt de kern van het onderzoek behandeld. Dit is een bronlokalisatie volgens het dipoolmodel bij verschillende samplefrequenties op pieken die karakteristiek zijn voor het gebruik van het dipoolmodel. Het doel van dit onderzoek is het bepalen van de relatie tussen de samplefrequentie en de dipoolparameters resulterend uit de bronlokalisatie op de pieken.

Er zijn nogal wat verschillen tussen het ontwerp van het onderzoek (bijlage 6) en de uiteindelijke uitvoering. Dit wordt veroorzaakt door het feit dat bij het schrijven van het meet- en verwerkingsprotocol nog niet veel bekend was over de apparatuur, fittingprocedures en allerlei aanverwante zaken. Ook hebben een aantal dingen tegengezet (bv. realistic headmodel generation, pieklatentie selecteren), waardoor eerder gemaakte plannen niet uitgevoerd konden worden. Verder is besloten de beoordelingen van de significantie van de verschillen in bronparameters over te laten aan de clinici. In feite is dit toch nog niet aan de orde, omdat aanvullend onderzoek vereist is voor het bepalen van de grootte van de verschillen in bronparameters bij hogere frequenties.

4.6.2 Methodiek

EEG data

De EEG data³⁰ gebruikt in dit onderzoek is afkomstig van een proefpersoon met klinische verschijnselen van rolandische epilepsie. De registratie bestaat uit 900 seconden EEG data op 64 kanalen en gesampled met 5000 Hz. Bij de registratie zijn de normale stimuli voor EEG registratie toegediend (zie § 2.3.2), hoewel dit eigenlijk overbodig was, omdat het EEG zonder stimuli al dusdanig veel pieken bevatte dat dit al voldoende zou zijn geweest.

Er zijn een aanzienlijk aantal verschillende categorieën piekvormen op te merken, verschillend in amplitude, duur en de kanalen waarop ze voorkomen. Ook komen deze pieken regelmatig in dezelfde vorm terug. In dit onderzoek worden drie categorieën pieken onderzocht, waarbij van één categorie vijf pieken, van één categorie drie pieken en van de laatste categorie één piek.

Na de EEG registratie is het EEG gedownscaled middels de playback (zie bijlage 6). De playback is inmiddels zo aangepast dat de playback pas begint als ook begonnen wordt met opnemen van de gedownscaled data. Op

³⁰ analyse-PC: C:\HDE_data\Patienten\Postma Noortje\meting_1 (origineel); C:\asa_data\Postma Noortje\eeq\...

dezelfde manier blijven de EEG's met verschillende frequenties synchroon lopen. Dat wil zeggen dat de tweede sample bij 2500 Hz op dezelfde latentie ligt als de derde sample bij 5000 Hz, de tweede sample bij 1250 Hz op dezelfde als de vijfde bij 5000 Hz en de derde bij 2500 Hz, etc. Het 5000 Hz EEG is gedownsampled naar 2500 Hz, 1250 Hz, 625 Hz, 312 Hz, 156 Hz en 78 Hz.

De pieken zijn opgezocht in EEmagine in het 5000 Hz EEG, waarbij de pieklatenties genoteerd zijn (zie bijlage 20). Vervolgens zijn in Portilab de Review windows van de originele en gedownsampled EEG's geopend. Om de pieklatenties van de verschillende pieken is een interval van ongeveer 200 ms geselecteerd (\pm 100 ms voor de pieklatentie en \pm 100 ms na de pieklatentie) deze stukjes EEG zijn weggeschreven naar de analyse-PC. Dit wegschrijven van alleen de te onderzoeken pieken wordt gedaan om in een grote resolutie te bereiken, zodat de pieklatentie of het interval nauwkeurig geselecteerd kan worden.

Elektrode file

De elektrodeposities³¹ zijn met het digitizer systeem (zie § 3.7) bij de proefpersoon vastgelegd. De conclusies van het onderzoek dat de invloed van verschillen in de elektrodeposities beschrijft (zie § 4.4) waren toen nog niet bekend. Dit had ook geen meerwaarde gehad voor de positiebepaling, omdat dit wel zorgvuldig gebeurd is. Er kan echter wel rekening mee worden gehouden wat betreft de conclusies van dit onderzoek.

Headmodel file

Er is geprobeerd een realistic headmodel te genereren op basis van het MRI van de proefpersoon (dat al gemaakt was voor de EEG registratie). Het MRI is echter niet geschikt bevonden voor het genereren van een accuraat headmodel.

Het MRI is in verschillende richtingen geregistreerd (coronaal, sagitaal en horizontaal). Het genereren van een realistic headmodel moet echter gebeuren op één van deze doorsnederichtingen. De meest geschikte is hiervoor uitgezocht, de coronale doorsnede. Deze serie is bewerkt volgens de procedure in bijlage 10. Het resulterende headmodel voldeed echter niet, vanwege het ontbreken van voor- (gezicht) en achterkant van het hoofd, welke als een plat vlak in het graphics window verschenen. Bij het projecteren van de elektroden op dit headmodel is snel duidelijk geworden dat deze absoluut onbruikbaar is, omdat de helft van de elektroden op het platte vlak van het headmodel geprojecteerd wordt waar eigenlijk het voorhoofd zou moeten zitten.

De reden voor de afplatting van het headmodel is de grote slicedikte die gebruikt is bij het registreren van het MRI. De resolutie in de richting waarin het EEG opgenomen is voldoende met 1 mm. Als echter om de 5 mm een slice opgenomen wordt, is de informatie in de andere twee richtingen beperkt. Dit verschil in resolutie voor de verschillende richtingen is op zich al een probleem. De grote slicedikte introduceert echter nog een probleem. De voor- en achterkant, of de rechter- en linkerkant, of de bovenkant van het hoofd kunnen gemist worden. Dit hangt samen met de grootte van het hoofd, de positie van de eerste slice en de slicedikte. Omdat de ontbrekende delen van het headmodel echter zeker groter zijn dan 5 mm bestaat het vermoeden dat er een aantal slices niet zijn opgenomen, omdat deze ten tijde van de registratie geen klinische waarde hebben vertegenwoordigd.

Bij pogingen het headmodel te genereren vanuit een andere serie MRI-afbeeldingen is al snel duidelijk geworden dat de rechter- en linkerkant van het hoofd ontbraken.

Het ontbreken van een realistic headmodel is het grootste manco in dit onderzoek, omdat de ruimtelijke ligging en dikte van botstructuren grote invloed hebben op de grootte van de extracranieel gemeten potentialen.

Een beste alternatief voor het realistic headmodel is een standaard headmodel, waarvan een aantal aanwezig zijn in de programmatuur. Helaas zijn deze in deze situatie ook niet geschikt, omdat de proefpersoon een kind van zeven jaar is. Er zijn geen standaard headmodels beschikbaar op de grootte overeenstemmend met het hoofd van een zevenjarig kind. Bovendien is de samenstelling van weefsels in het hoofd bij kinderen anders dan bij volwassenen (bv. de schedel is nog niet volgroeid).

Als volgend alternatief is een sferisch headmodel³² gebruikt, de straal van de buitenste schil is aangepast aan de grootte van het hoofd van de proefpersoon, uitgaande van de data uit het MRI en de elektrodeposities. De stralen van de twee binnenste schillen zijn verhoudingsgewijs volgens de standaardinstelling voor een sferisch headmodel kleiner gemaakt. De geleidingseigenschappen voor de drie schillen zijn overgenomen van het standaard sferisch model.

De Dipole Fit

In het meet- en verwerkingsprotocol in bijlage 6 wordt duidelijk dat de Dipole Fit volgens het fixed dipole model moet plaatsvinden op de pieklatentie. Na het bestuderen van de EEG data is duidelijk geworden dat het aanwijzen van een pieklatentie niet mogelijk is. Deze is namelijk voor verschillende kanalen niet hetzelfde. Dit was bij het opstarten van het onderzoek niet voorzien.

³¹ analyse-PC: C:\asa_data\Postma Noortje\electrodes\postma noortje.elc

³² analyse-PC: C:\asa_data\Postma Noortje\headmodels\76mmvolconmod.vol

Het is goed denkbaar dat bij downsampling de pieklatentie verschuift (zie § 4.2), waardoor deze voor verschillende kanalen niet overeenkomt. Dit is echter zeker niet de enige reden, want vooral bij de originele data is geen duidelijk gedefinieerde pieklatentie aan te wijzen.

Dit brengt een aantal problemen met zich mee. De eerste zijnde dat het fixed dipole model moet worden losgelaten (zie § 5.2). Omdat latentie en piekform veranderen kan het best het moving dipole model gebruikt worden.

Het tweede probleem is dat dataverwerking een stuk lastiger wordt.

Besloten is het moving dipole model te hanteren en Unconstrained Dipole Fits uit te voeren in het interval dat de pieklatenties op elk kanaal omvat, waarbij de standaard initial guess en standaard stopping parameters gebruikt worden.

4.6.3 Resultaten

Voor de negen onderzochte pieken zijn elk zeven Dipole Fits uitgevoerd. Hieruit resulteren 61 dipole files. In deze files staan voor elke latentie in het geselecteerde interval de dipoolparameters: drie positiecoördinaten, drie componenten van de richtingsvector en een dipoolsterkte. Verder is nog extra informatie opgenomen, zoals correlation, goodness of fit, number of iterations en root mean square of signal. Ook is algemene informatie over eenheden, gebruikte EEG, elektrode en headmodel files en dergelijke in de file vastgelegd.

De meest interessante informatie voor dit onderzoek zijn de dipoolparameters. Andere informatie wordt wel bij de analyse betrokken, maar vormt niet de kern.

Bronlokalisatie in een interval

De dipoolparameters worden voor elke piek apart naar een spreadsheet gekopieerd. Vervolgens wordt deze data binnen het spreadsheet gekopieerd, waarbij gezorgd wordt dat gelijke latenties voor de verschillende frequenties in dezelfde rij komen te staan, op een manier gelijk aan die in onderzoek 2, § 4.2. Bij elke latentie wordt vervolgens voor elke frequentie lager dan 5000 Hz de waarde van de parameters van de waarde van de parameters bij 5000 Hz afgetrokken, zodat per frequentie en per latentie het verschil in positie, richting en sterkte ten opzichte van de 5000 Hz dipool berekend kan worden. Deze verschillen worden over de alle latenties gemiddeld.

Dit brengt echter wel met zich mee dat de gevonden gemiddelde afwijking niet representatief zijn voor het verschil in parameters op de ‘top’ van de piek. De afwijking is op de ‘top’ logischerwijs kleiner dan bij latenties verder van de top.

Er wordt hier over top gesproken, ondanks dat opgemerkt is dat geen pieklatentie aan te wijzen is. Als echter alle kanalen over elkaar gelegd worden, is echter wel duidelijk een beperkt interval te zien waarin de meeste kanalen hun topwaarde bereiken (zie bijlage 21). Het midden van dit interval kan worden gezien als een gemiddelde pieklatentie. Dit is ook de waarde waar de RMS over 64 kanalen het grootst is.

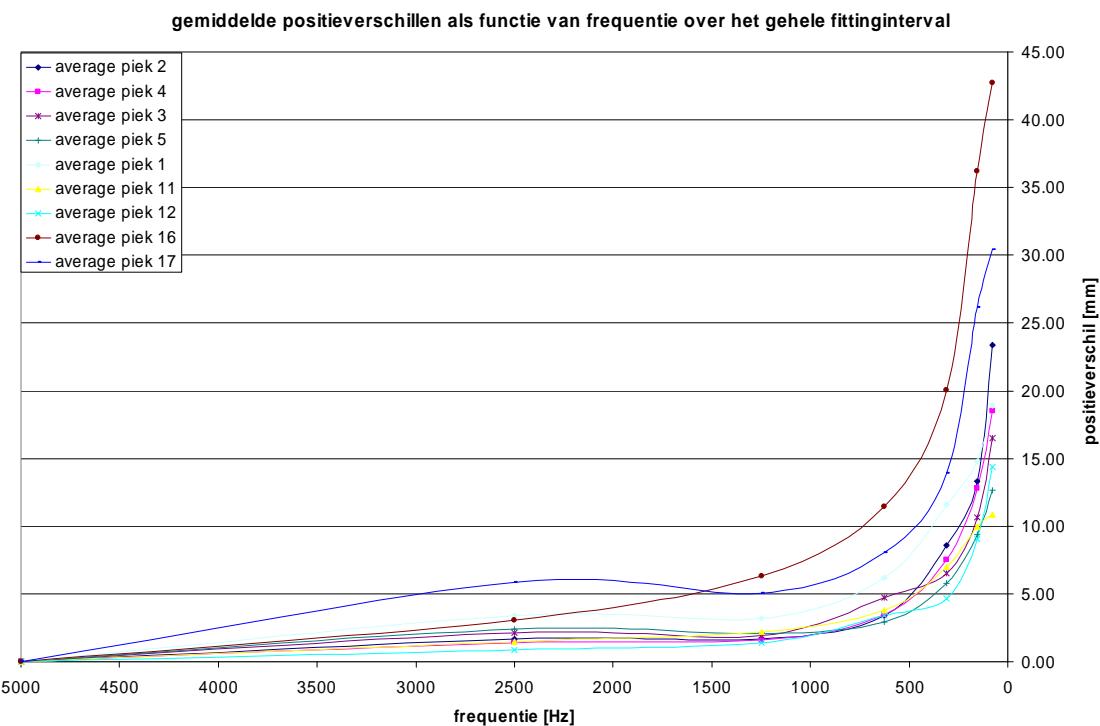
Over het algemeen is de trend dat vlakbij dit interval de afwijking van de dipoolparameters bij lagere frequenties kleiner is dan bij latenties die verder van dit interval liggen.

In Tabel 4-11 zijn de gemiddelde ruimtelijke afwijkingen van de dipoolpositie in het gehele interval van de Dipole Fit met de bijbehorende standaarddeviatie voor elke onderzochte frequentie opgenomen. De grafiek die hieruit is geëxtraheerd is weergegeven in Figuur 4-13.

Tabel 4-11 Gemiddelde positievergiffchen en stdevs met de 5000 Hz dipool in het gehele fittinginterval

pieknr.	samplefrequentie [Hz] =>	positievergiffchen t.o.v. 5000 Hz dipool [mm]						
		5000	2500	1250	625	312	156	78
piek 1	AVERAGE	0.00	3.38	3.18	6.18	11.55	14.78	18.90
	STDEV	0.00	3.18	2.82	5.39	5.57	5.75	0.18
piek 2	AVERAGE	0.00	1.64	1.69	3.38	8.59	13.34	23.38
	STDEV	0.00	0.78	0.83	1.64	3.83	5.29	3.96
piek 3	AVERAGE	0.00	2.13	1.96	4.74	6.52	10.68	16.52
	STDEV	0.00	1.11	1.04	1.53	1.47	1.54	1.03
piek 4	AVERAGE	0.00	1.41	1.58	3.44	7.53	12.78	18.53
	STDEV	0.00	0.72	0.87	1.42	1.97	2.54	6.18
piek 5	AVERAGE	0.00	2.42	2.04	2.92	5.81	9.36	12.62
	STDEV	0.00	1.19	0.87	1.51	2.39	2.43	5.30
piek 11	AVERAGE	0.00	1.44	2.21	3.79	7.00	9.96	10.85
	STDEV	0.00	0.99	1.71	2.99	5.50	6.43	5.01
piek 12	AVERAGE	0.00	0.84	1.39	3.42	4.66	9.08	14.36
	STDEV	0.00	0.52	0.61	1.33	2.62	8.29	10.62
piek 16	AVERAGE	0.00	3.09	6.34	11.46	20.04	36.24	42.74
	STDEV	0.00	7.55	17.95	29.46	33.70	41.69	39.42
piek 17	AVERAGE	0.00	5.83	5.05	8.03	13.89	26.15	30.41

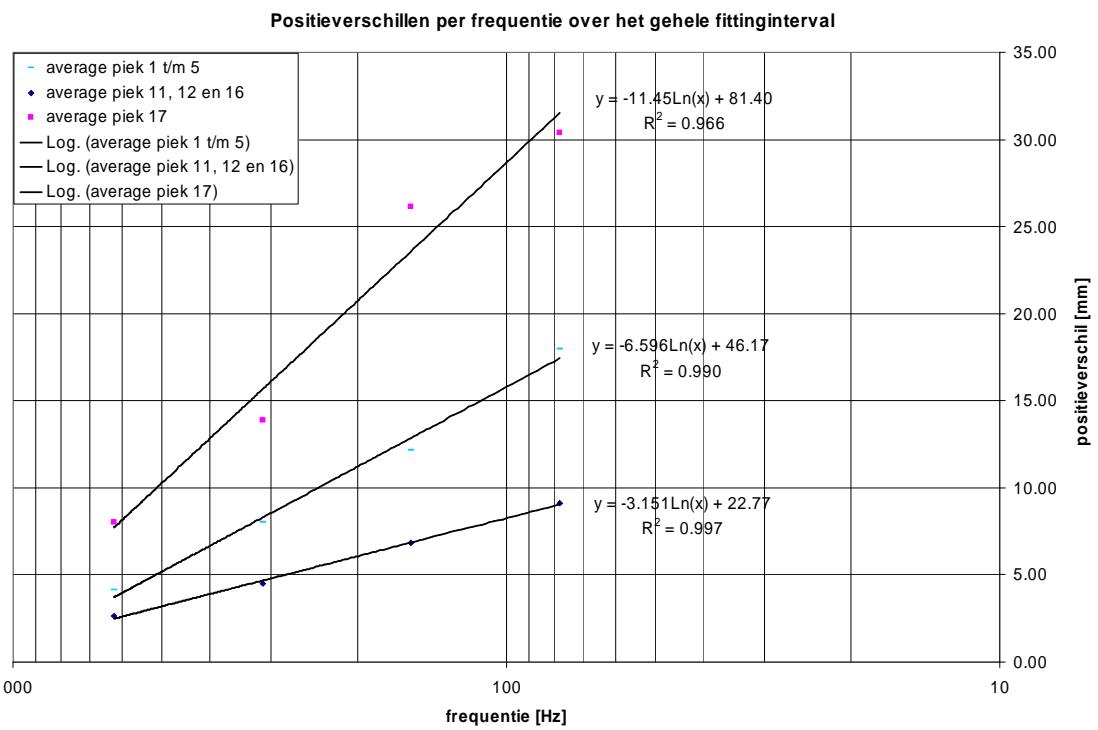
STDEV	0.00	8.99	8.20	11.40	21.17	30.01	29.10
-------	------	------	------	-------	-------	-------	-------



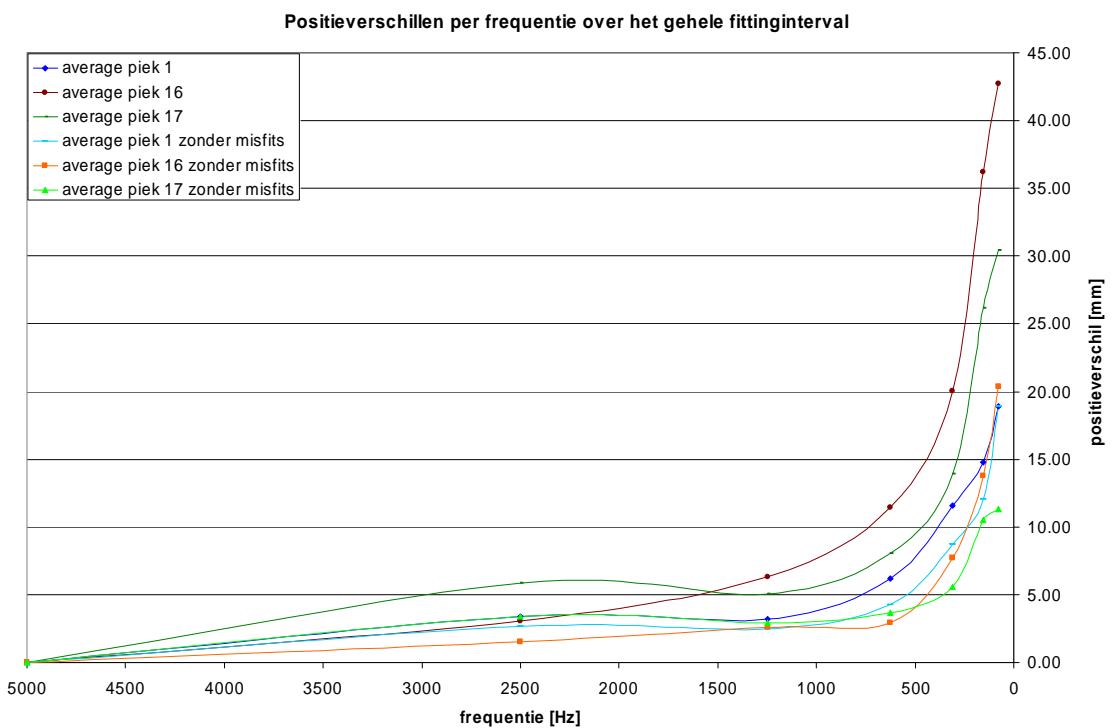
Figuur 4-13 Gemiddelde positieverschillen met de 5000 Hz dipool in het gehele fittinginterval

De pieken 1 t/m 5 behoren tot dezelfde categorie. Deze vertonen alle hetzelfde gedrag, waarbij piek 1 enigszins grotere verschillen vertoont dan de overige vier pieken. Tot 1250 Hz zijn de afwijkingen van de 5000 Hz dipool kleiner dan 5 mm. Het is opvallend dat de verschillen gemiddeld over deze vijf pieken bij 1250 Hz kleiner zijn dan bij 2500 Hz. Dit berust echter waarschijnlijk op toeval, omdat de gemiddelden niet significant verschillend zijn: 2.20 mm met stdev 1.39 mm voor 2500 Hz en 2.09 mm met stdev 1.29 mm voor 1250 Hz. Bij 625 Hz is duidelijk een significante toename van het verschil in positie op te merken. Het gemiddelde verschil is met 4.13 mm haast tweemaal zo groot als bij hogere playbackfrequenties. Vanaf deze frequentie is de toename van het positieverschil logaritmisch. Dit is weergegeven in Figuur 4-14, waar de positieverschillen van 5000 Hz, 2500 Hz en 1250 Hz zijn weggelaten. De tweede categorie (pieken 11, 12 en 16) vertonen een vergelijkbaar gedrag, zij het dat de gemiddelde verschillen in dipoolpositie enigszins kleiner zijn dan bij categorie 1. Van de laatste categorie is slechts één piek onderzocht. Deze piek 17 heeft een groot gehalte aan misfits, evenals piek 1 van categorie 1 en piek 16 van categorie 2. Het resultaat van het weglaten van de misfits is grafisch weergegeven in Figuur 4-15: de grafieken volgt de te verwachten trend. Bij piek 1 geldt wel dat de verschillen nog enigszins groter zijn dan de overige vier pieken in dezelfde categorie. Bij het weglaten van de misfits volgt piek 16 het gedrag van de pieken 11 en 12, maar weer geldt dat de verschillen met de 5000 Hz dipool lichtelijk groter zijn voor piek 16 zonder misfits, afgezien van de waarde bij 625 Hz. Het is echter aannemelijk dat dit een toevallige afwijking van de trend is. In Figuur 4-15 is het verschil tussen piek 16 met en zonder misfits opgenomen. Tijdsgebrek is de reden waarom de data van de richtingscoördinaten/vectoren en de dipoolsterktes niet geanalyseerd zijn. Op basis van onderzoek 5, § 4.5, kan echter aangenomen worden dat deze parameters eenzelfde gedrag vertonen als de positieparameters. De frequentie waarbij de parameters een significant grote afwijking gaan vertonen zal dezelfde zijn als bij de positie. De beoordeling van het significantieniveau wordt aan de clinici overgelaten, net als bij de positie overigens.

Ook is het een feit dat de dipooloriëntatie en sterke van veel minder klinisch belang zijn dan de dipoolpositie.



Figuur 4-14 Resultaten zonder hogere frequenties

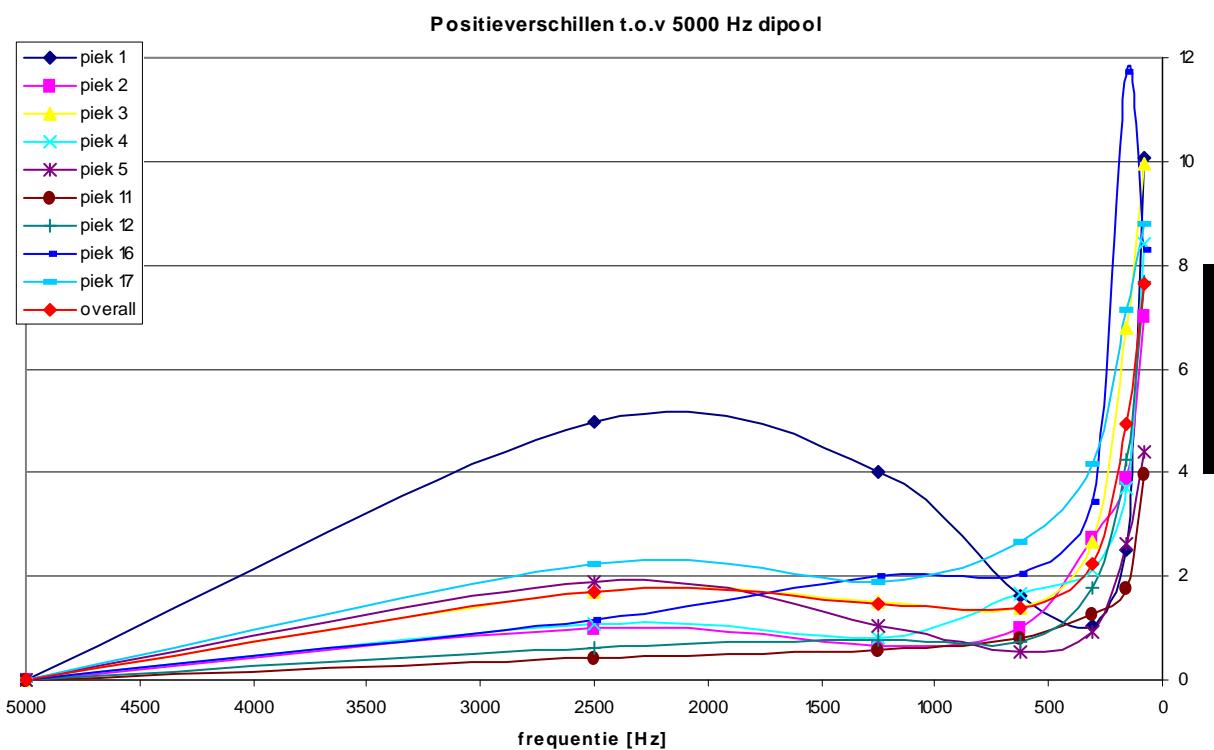


Figuur 4-15 Vergelijking pieken 1, 16 en 17 met en zonder misfits

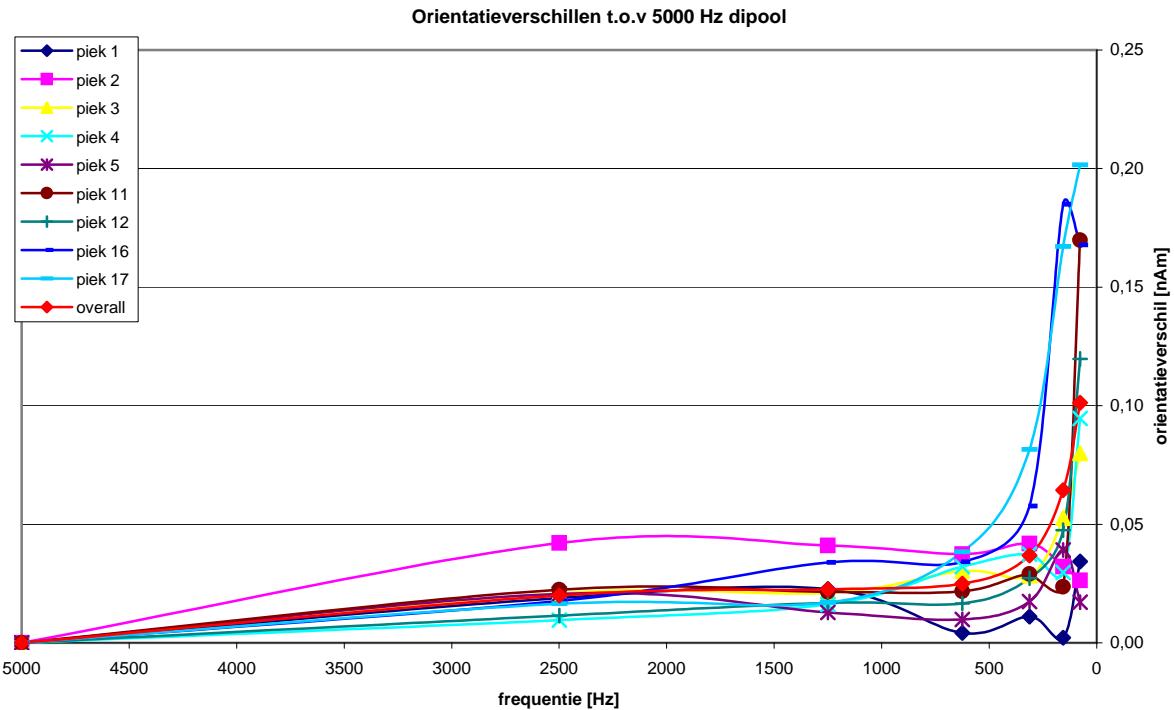
Bronlokalisatie op de gemiddelde pieklatentie

In het hiernavolgende wordt de data op een andere, meer rechtlijnige manier benaderd. Verschillen in dipoolpositie worden geanalyseerd alsof er een fixed dipole lokalisatie is gedaan op de pieken, waarbij bij elke frequentie de fit op de latentie met de grootste RMS van het signaal uitgevoerd wordt. Dit zou de manier zijn waarop de fit hoogstwaarschijnlijk uitgevoerd zou worden als de EEG's met verschillende frequenties volkomen van elkaar losgekoppeld zouden worden, m.a.w. als van één EEG-signaal opgenomen met één frequentie wordt uitgegaan.

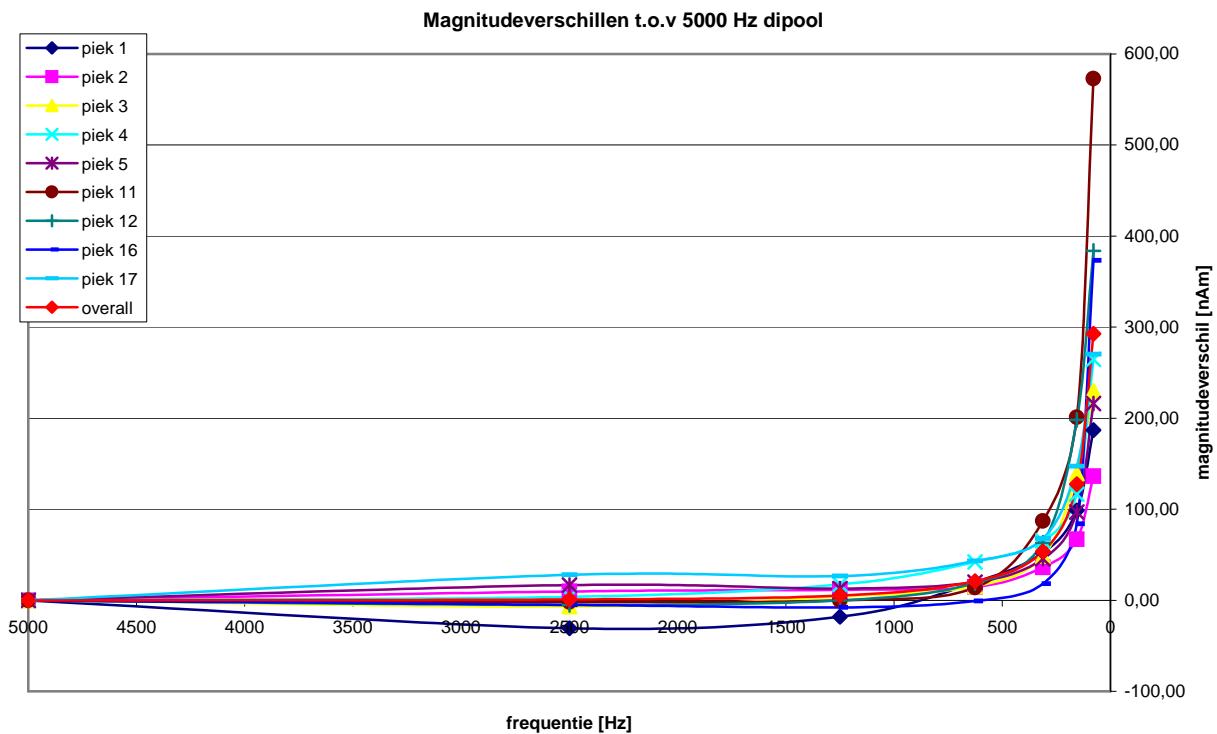
In bijlage 22 is de data van de dipolen van de latenties met de grootste RMS of signal per piek en per frequentie weergegeven. Hieruit is de tabel in bijlage 23 geëxtraheerd. Dit zijn de verschillen in dipoolparameters ten opzichte van de 5000 Hz dipool. De grafische weergaven van de verschillen in dipoolparameters zijn te vinden in de Figuren 4-16, 4-17 en 4-18.



Figuur 4-16 Positievergiffen t.o.v. de 5000 Hz dipool als functie van de samplefrequentie (per frequentie de eigen gemiddelde pieklatentie)



Figuur 4-17 Verschilvector oriëntatie t.o.v. de 5000 Hz dipool als functie van de samplefrequentie (per frequentie de eigen gemiddelde pieklatentie)

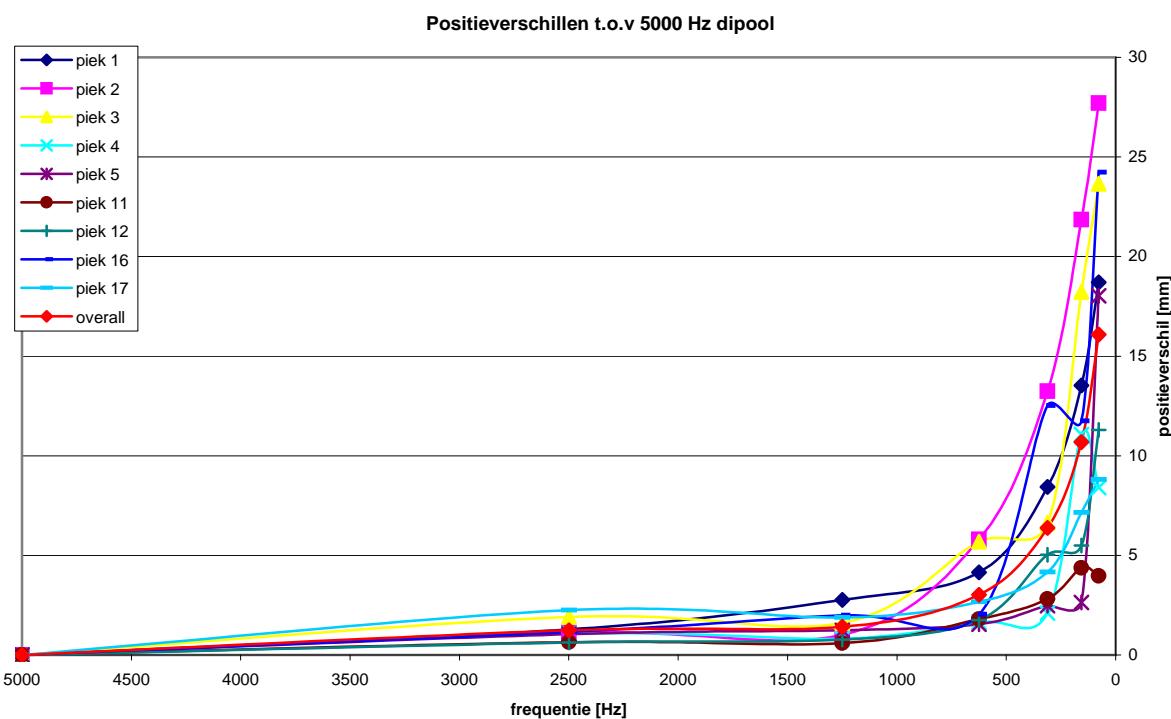


Figuur 4-18 Verschillen in dipoolsterkte t.o.v de 5000 Hz dipool als functie van de samplefrequentie (per frequentie de eigen gemiddelde pieklatentie)

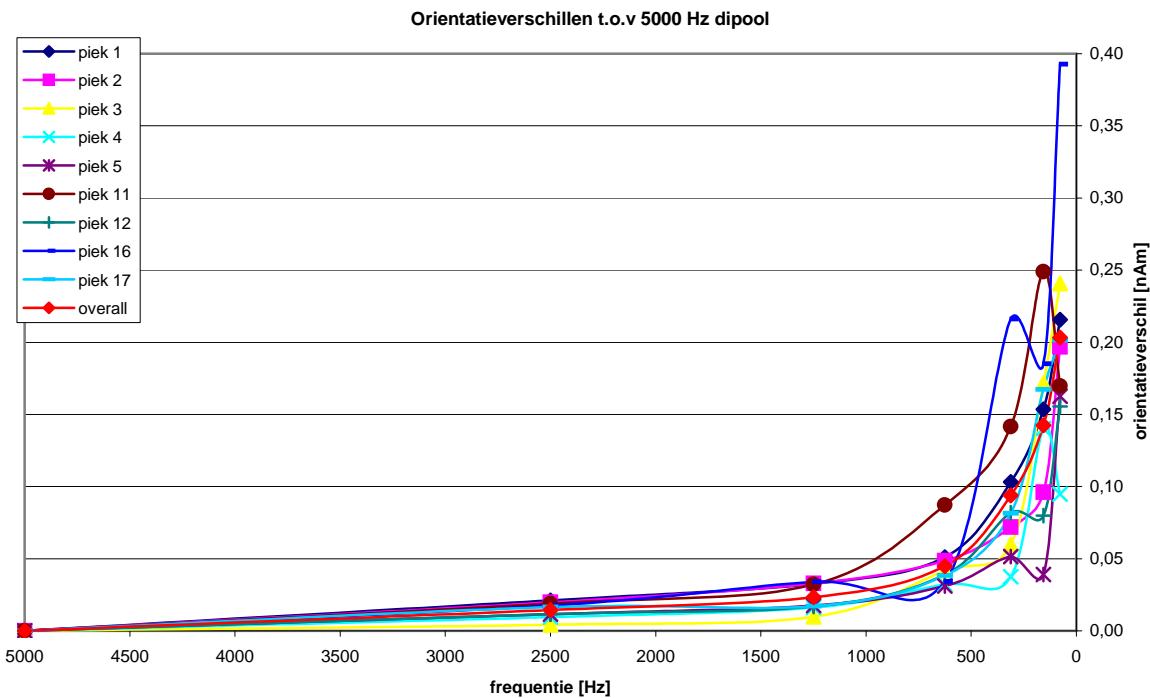
Bronlokalisatie op de gemiddelde pieklatentie bij 5000 Hz

Er is nog een wijze waarop de data geëvalueerd kan worden. De gevolgen van samplefrequentieverlaging kunnen bepaald worden bij dipole fits waarbij geen rekening wordt gehouden met de latentieverschuiving die wordt geïntroduceerd bij downsamplen. Hiertoe wordt bij elke frequentie de dipooldata geanalyseerd van de latentie die het dichts bij de gemiddelde pieklatentie van de 5000 Hz data ligt. Het klinisch belang hiervan is echter niet groot, omdat bij opname met een lagere samplefrequentie dan de maximale deze verschuiving toch niet meer te bepalen is.

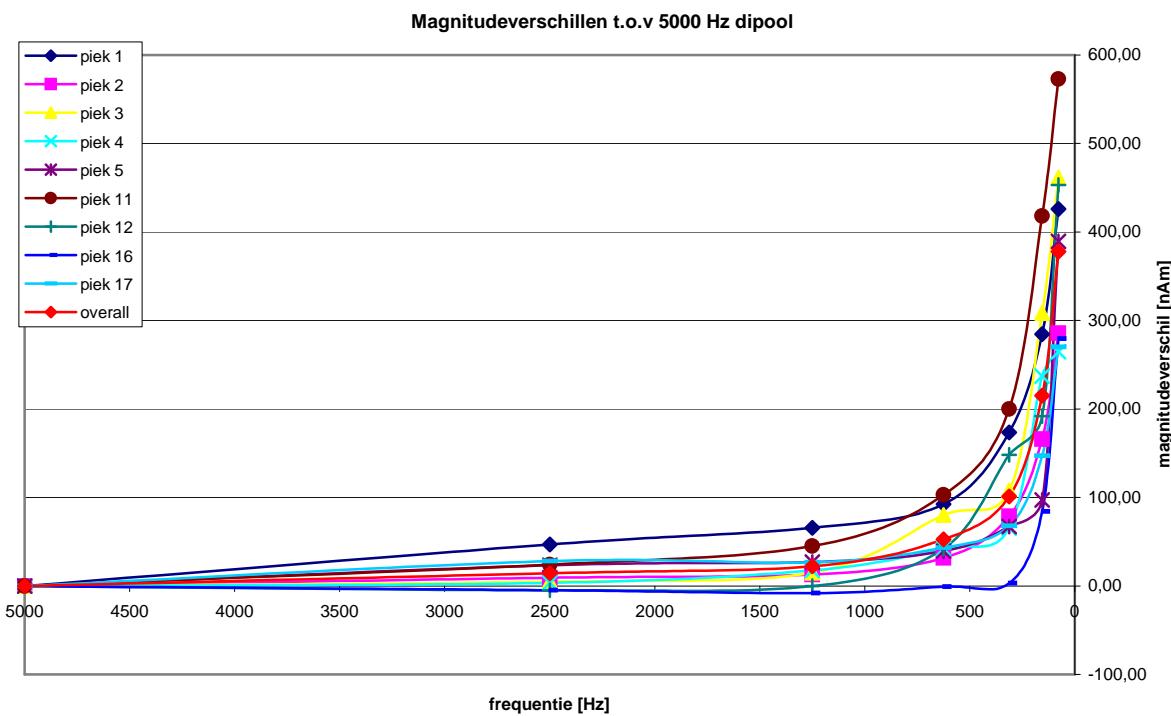
De dipooldata en resultaten zijn gepresenteerd in de bijlagen 23 en 24. De grafische weergave is opgenomen in de Figuren 4-19 t/m 4-21.



Figuur 4-19 Positievergiffen t.o.v. de 5000 Hz dipool als functie van de samplefrequentie (elke frequentie op de gemiddelde pieklatentie van 5000 Hz)



Figuur 4-20 Verschilvector oriëntatie t.o.v. de 5000 Hz dipool als functie van de samplefrequentie (elke frequentie op de gemiddelde pieklatentie van 5000 Hz)



Figuur 4-21 Verschillen in dipoolsterkte t.o.v de 5000 Hz dipool als functie van de samplefrequentie (elke frequentie op de gemiddelde pieklatentie van 5000 Hz)

4.6.4 Conclusies

Bronlokalisatie in een interval

- In het geval van downsampling komen de kleinste verschillen in dipoolparameters t.o.v. de 5000 Hz dipool tussen de verschillende frequenties voor in de buurt van de top van de piek. Naarmate verder in de periferie van de piek gelokaliseerd wordt, worden de verschillen groter.
- Het gedrag van de dipoolparameters is voor 5000 Hz, 2500 Hz en 1250 Hz vergelijkbaar. Gemiddelde over een interval van enkele tientallen milliseconden worden gemiddelde verschillen gevonden van 2.20 mm met standaarddeviatie 1.39 mm voor 2500 Hz en 2.09 mm met standaarddeviatie 1.29 mm voor 1250 Hz.
- Een toename in het verschil in dipoolparameters komt voor vanaf 625 Hz. Deze is bij 625 Hz nog vrij gering met een verdubbeling naar gemiddeld 4.13 mm, maar vanaf 625 Hz verloopt de toename van het verschil logaritmisch met uiteindelijk verschillen bij 78 Hz van gemiddeld 1 tot enkele centimeters.
- Pieken van verschillende categorieën vertonen hetzelfde gedrag bij downsampling. De grootte van de verschillen in dipoolparameters zijn echter per categorie anders, hoewel de mate waarin ze van elkaar verschillen beperkt is.
- Niet alle pieken vertonen hetzelfde gedrag. Bij een aantal pieken zijn de gemiddelde verschillen groter als te verwachten op basis van het gros van de pieken. Dit wordt veroorzaakt door grote verschillen in dipoolparameters bij latenties die in de periferie van de piek liggen. Bij het verwijderen van de dipoolparameters bij deze latenties in de middeling zijn over het algemeen de verschillen nog steeds enigszins groter dan bij het gros van de pieken.

Bronlokalisatie op de gemiddelde pieklatentie per frequentie

- De verschillen in de beschouwing van de gemiddelde pieklatentie tussen de frequentie zijn als verwacht lager als bij de beschouwing in het fittinginterval. Bij de hogere frequenties komen verschillen in de positie voor tot 2 mm, afgezien van een uitzondering welke een aanzienlijk groter verschil vertoont bij 2500 Hz en 1250 Hz. De componenten van de verschilvector met de oriëntatie van de 5000 Hz dipool bij hogere frequenties liggen in de orde van 0,0025 nAm. De dipoolsterkte verschilt met gemiddeld over alle pieken van 0 tot 5 nAm bij deze frequenties, maar het verschil kan waarden aannemen tot 30 nAm.
- Ook in deze beschouwing is de eerste toename in de parameterverschillen te zien bij 625 Hz. Vanaf deze frequentie nemen de verschillen met de 5000 Hz dipool logaritmisch toe. De oriëntatie echter laat een enigszins ander beeld zien. Het verschil daarin is bij een aantal pieken kleiner dan te verwachten op basis van het logaritmisch model, maar kan even goed wel de verwachte verschillen vertonen.
- Bij de verschillen in positieparameters is de categorie waaruit de piek komt van belang voor de grootte van de verschillen. Bij de oriëntatie en dipoolsterkte is dit minder duidelijk.
- De grootte van positieververschillen, oriëntatieverschillen en magnitudeverschillen hangen met elkaar samen, hoewel uitzonderingen voorkomen.

Bronlokalisatie op de gemiddelde pieklatentie bij 5000 Hz

- De data vertoont eenzelfde beeld als de overige onderzoeken in deze paragraaf. De groottes van de verschillen liggen dichtbij de waarden verkregen door lokalisatie bij de gemiddelde pieklatentie per frequentie, maar zijn gemiddeld iets groter.

4.6.5 Discussie

Uit onderzoek 5 (bronlokalisatie op niet-karakteristieke pieken) is gebleken dat dipolen verkregen met geplaybackte 5000 Hz data dezelfde verschillen vertoont met de dipolen verkregen uit de originele data dan de dipolen verkregen met naar 2500 Hz en 1250 Hz. Het is aannemelijk dat dit ook het geval is bij de karakteristieke pieken. Dit zou betekenen dat deze verschillen (grotendeels) veroorzaakt worden door de playback en dat downsampling tot ten minste 1250 Hz geen nadelige gevolgen heeft voor de nauwkeurigheid van de bronlokalisatie volgens het dipoolmodel.

In alle drie analyses in deze paragraaf zijn bewijzen te vinden dat categorie 1 grotere verschillen in dipoolparameters vertonen dan categorie 2. Dit kleinere verschil van categorie 2 ten opzichte van categorie 1 heeft hoogstwaarschijnlijk zijn oorsprong in de aanzienlijk grotere amplitude van de pieken in categorie 2. Overigens is het duidelijk niet zo dat er een één op één relatie tussen amplitude en dipoolparameterverschillen is. De amplitude van categorie 2 is gemiddeld 4 maal zo groot als die bij categorie 1, terwijl de verschillen in dipoolparameters maar zeer gering zijn.

Afwijkingen van de trends gevonden in deze paragraaf komen voor bij een aantal pieken. De reden voor het ontstaan van deze grote verschillen is nog niet duidelijk, maar hangt waarschijnlijk samen met bepaalde karakteristieke eigenschappen van de piekvorm op de misfitlatenties of door toevallige fouten in de bronlokalisatie als gevolg van het gebruikte algoritme.

Voor de eerste reden spreekt dat piek 16, welke een grote hoeveelheid misfits bevat, een afwijkende piekvorm vertoont (afwijkend van pieken 11 en 12 in dezelfde categorie). Dit is weergegeven in bijlage 21 waar alle

kanalen over elkaar zijn gelegd. Te zien is dat pieklatenties bij piek 16 veel meer van elkaar verschillen dan bij de pieken 11 en 12: het beeld van de pieken 11 en 12 lijkt veel meer op de vorm van een quasi-staande golf dan piek 16.

Bij piek 1 zijn grotere verschillen zichtbaar dan bij de overige vier in dezelfde categorie. Dit wordt veroorzaakt door de fits op latenties aan het eind van het interval. Deze vertonen abnormaal grote verschillen met de 5000 Hz dipool die niet lijken te passen in de overige data. Deze worden beschouwd als misfits als in § 4.4. Bij het verkleinen van het interval waarover gemiddeld wordt door 3 ms aan het eind weg te laten, nemen de verschillen waarden aan die beter in het totaalbeeld passen. Het is echter wel zo dat de verschillen van piek nog aan het bovenste eind van de schaal liggen. De piek is dus toch op de één of andere manier minder geschikt voor de dipole fit dan de andere vier.

Ook is op deze manier verklaard waarom de waarde bij 78 Hz wel bij de positieverschillen van de andere pieken past. Bij 78 Hz zijn geen latenties waar gesampled is aan het eind van het fittinginterval en zijn dus geen fits op deze latenties uitgevoerd.

Piek 16 ook vertoond afwijkend gedrag, zoals dat ook bij piek 1 in de eerste categorie het geval was, maar dan in veel extreemere mate. De misfits zijn in dit geval veel groter, tot bijna 7 cm positieverschil.

In deze piek komen misfits voor in een interval van 3.2 ms bij 2500 Hz. Opvallend is dat dit interval zich uitbreidt bij de lage frequenties. Zo ligt een misfit bij 156 Hz in hetzelfde interval als bij 2500 Hz, maar een volgende misfit ver buiten dit interval waar de fits bij 2500 Hz weer passende resultaten opleveren. Bij 78 Hz is het zelfs zo dat het interval aan beide kanten overschreden wordt. In het misfitinterval bij 2500 Hz liggen geen samples bij 78 Hz. De sample boven en onder dit interval vertonen echter grote verschillen met de 5000 Hz dipool, resulterend in een misfitinterval bij 78 Hz van een intersampletijd bij 78 Hz. Behalve de misfits in dit interval komen nog misfits voor op één latentie behalve bij 78 Hz, omdat daar geen sample is genomen op deze latentie. De misfit bij 78 Hz die boven het misfitinterval bij 2500 Hz ligt, ligt overigens tussen dit interval en de misfitlatentie.

Zoals eigenlijk wel te verwachten was ligt het misfitinterval niet op de piek, maar precies in het gebied waar voor de frontale elektroden de piek geweest is en de piekgolf begint, en voor de pariëtale/occipitale elektroden de extreme negatieve waarde bereikt wordt. Het overeenkomende gebied bij pieken 11 en 12 ligt niet in het fittinginterval dat gebruikt is bij pieken 11 en 12.

Weglaten van de misfits had tot gevolg dat de verschillen afnamen, maar niet zover dat het niveau gelijk werd aan piek 11 en 12 uit dezelfde categorie. Dit kan veroorzaakt worden door een afwijkende piekvorm, maar ook door het feit dat het fittinginterval bij de pieken 16 en 17 veel groter is genomen dan bij de overige pieken.

Hierdoor telt de periferie van de piek zwaarder mee ten opzichte van de top.

Het interval was bij piek 1 in eerste instantie ook lichtelijk groter dan bij pieken 2 t/m 5, echter door het weglaten van de misfit gelijk aan het interval bij die pieken. Toch ligt de lijn van piek 1 bij het weglaten van de misfits nog boven die van 2 t/m 5, waardoor de tweede verklaring minder aannemelijk wordt.

4.6.6 Aanbevelingen

- Bij een vervolgonderzoek kan de analyse m.b.t. het gehele fittinginterval achterwege gelaten worden. Er kan dan volstaan worden met dipole fits op de gemiddelde pieklatentie per frequentie.
- De pieken met de grootste amplitude zijn het meest geschikt voor bronlokalisatie als er met een lage frequentie gesampled zou moeten worden, omdat ze de kleinste verschillen met de dipool resulterend uit een dipole fit bij 5000 Hz vertonen.
- Er moet onderzoek gedaan worden naar de oorzaak van de misfits. Het antwoord op de vraag welke karakteristieke EEG kenmerken aanwezig zijn op de latenties waarbij de grote verschillen voorkomen, kan onnauwkeurige bronlokalisatie voorkomen.
- Bij herhaling van het onderzoek moet vooral het samplefrequentie-interval van 1250 Hz tot 312 Hz onderzocht worden.
- Bij een volgend onderzoek moet een adequate MRI-scan van het hoofd gemaakt worden, met een resolutie en slicedikte van maximaal 1 mm. Klinisch minder interessante delen (voor ander doeleinden, bv. tumordetectie) van het hoofd moeten ook gescand worden.
- Elektrodeposities kunnen nauwkeuriger opgenomen worden door dit meerdere malen door meerdere personen te laten doen.
- Onderzoek naar de EEG vorm en de daarmee samenhangende dipoolmodellen kan een betere analyseopzet tot gevolg hebben.
- Bij een volgend onderzoek kan ook geplaybackte 5000 Hz data meegenomen worden in de analyse. Dit kan het vermoeden bevestigen dat deze geplaybackte 5000 Hz data dipolen oplevert met dezelfde verschillen als bij 2500 Hz en 1250 Hz optreden.
- Bij een volgend onderzoek kan ook de ERD-functie in ASA gebruikt worden, waarbij meerdere pieken gemiddeld worden.

5. Eindconclusie en aanbevelingen m.b.t. uitbreiding van het onderzoek

5.1 Eindconclusie

Het verlagen van de samplefrequentie waarmee EEG data wordt geregistreerd van 5000 Hz tot 1250 Hz heeft voor dit interval ten hoogste een gemiddelde afwijking in de bronpositie (ten opzichte van de bron bepaald met de originele data gesampled met 5000 Hz) van 1.68 mm met een standaarddeviatie van 1.30 mm tot gevolg. De dipooloriëntatie vertoont een gemiddelde afwijking van 0.0226 nAm met een standaarddeviatie van 0.0088 nAm. De dipolsterkte vertoont een gemiddelde afwijking van 5,1 nAm met een standaarddeviatie van 15,65 nAm. Bij verdere verlaging van de samplefrequentie naar 625 Hz is bij de bronpositie en -oriëntatie nog geen toename van de afwijking te zien. Het gemiddelde sterkeverschil stijgt echter naar 20.8 nAm met standaarddeviatie 13.13 nAm.

Vanaf 625 gaan ook de verschillen bij de bronpositie en -oriëntatie toenemen. Bij 312 Hz is het verschil bronpositie gemiddeld 2.23 mm met standaarddeviatie 1.04 mm; het verschil in bronorientatie neemt toe tot 0.0386 nAm met standaarddeviatie 0.0203 nAm en de bronsterkte tot 53.7 nAm met standaarddeviatie 18.88 nAm.

Vanaf 312 Hz volgen de verschillen in parameters logaritmische trends. Voor de bronpositie, bronoriëntatie en bronsterkte gelden de volgende waarden voor gemiddelde en standaarddeviatie voor 156 Hz en 78 Hz:

gemiddelden									
frequentie [Hz]	positie			oriëntatie				sterkte	
	x [mm]	y [mm]	z [mm]	3D [mm]	mx [nAm]	my [nAm]	mz [nAm]	m3D [nAm]	mag. [nAm]
78	-2,58	0,26	-0,36	7,62	0,0106	-0,0183	-0,0084	0,1012	292,7
156	-0,95	0,86	-0,32	4,94	0,0080	-0,0117	0,0262	0,0643	127,6
312	-0,52	0,60	-0,35	2,23	0,0068	-0,0081	0,0145	0,0368	53,7
625	0,00	0,48	0,08	1,39	0,0017	0,0006	0,0040	0,0250	20,8
1250	0,50	0,29	0,45	1,47	-0,0024	-0,0020	0,0000	0,0226	5,1
2500	0,63	0,24	0,45	1,68	-0,0025	-0,0023	-0,0023	0,0200	1,0
5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
standaarddeviaties									
frequentie [Hz]	positie			oriëntatie				sterkte	
	x [mm]	y [mm]	z [mm]	3D [mm]	mx [nAm]	my [nAm]	mz [nAm]	m3D [nAm]	mag. [nAm]
78	4,92	3,13	4,62	2,05	0,0675	0,0595	0,0759	0,0643	124,8
156	3,90	2,95	2,74	2,97	0,0544	0,0390	0,0504	0,0614	45,1
312	1,59	1,29	1,07	1,04	0,0239	0,0245	0,0166	0,0203	18,9
625	0,76	0,79	0,95	0,65	0,0125	0,0180	0,0161	0,0117	13,1
1250	0,85	0,72	1,21	1,03	0,0105	0,0149	0,0155	0,0086	12,8
2500	0,97	0,82	1,50	1,30	0,0104	0,0144	0,0121	0,0088	15,6
5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0

Hierbij moeten een aantal dingen aangetekend worden:

- In werkelijkheid kunnen de verschillen kleiner zijn, omdat verschillen kunnen ontstaan door het gebruik van de playback functie (het downsamplen). Dit voorbehoud is gebaseerd op een onderzoek 5, waar geplaybackt is naar 5000 Hz. Hierbij traden verschillen op die vergelijkbaar zijn met de verschillen gevonden bij 2500 Hz en 1250 Hz.
- Er is geen realistic headmodel gebruikt. Het gebruik van een realistic headmodel leidt tot een nauwkeurigere bronlokalisatie. Of dit ook invloed heeft op bronparameters bij downsamplen is niet bekend.
- Door afwijkingen van de werkelijkheid in de elektrodepositions wordt bronlokalisatie ook onnauwkeuriger. Ook hierbij geldt dat niet bekend is of dit invloed heeft op de bronparameters bij downsamplening.

Dit neemt echter niet weg dat geconcludeerd mag worden dat de samplefrequentie, waarbij de bronparameters significant af gaan wijken van die parameters die gevonden zouden worden als met 5000 Hz gesampled werd, beneden 625 Hz.

5.2 Aanbevelingen m.b.t. uitbreiding van het onderzoek

- Voer de bronlokalisatie uit op gemiddelde signalen, eventueel in combinatie met bronlokalisaties op ruwe data.
- Kies een geschikt model op basis van de signaalvorm. Hiertoe moet eerst onderzocht worden wat de oorzaak is van de verschillende pieklatentie op verschillende kanalen en de signaalvormverschillen tussen de kanalen.
- Laat de elektrodepositie meerdere malen door meerdere personen opnemen, waarna ze gemiddeld kunnen worden.
- Voer de lokalisatie uit op een latentie, niet in een interval. Of analyseer per latentie. Ga hier niet middelen in intervallen.
- Als middelen niet mogelijk is, kies dan de pieken met de grootste amplitude. (dit meer een aanbeveling voor clinici, omdat een volgende onderzoeker ook rekening moet houden met de gevolgen van de amplitude, omdat anders het onderzoek niet representatief is voor de gemiddelde piekgolf)
- Zorg dat de MRI-scan onder toezicht van de onderzoeker gemaakt wordt, of laat duidelijk uw wensen over resolutie, slicedikte etc. weten aan de MRI-afdeling.
- Neem geplaybackte 5000 Hz mee in het onderzoek, zodat de invloed van de playback bepaald kan worden. Dit kan ook door meerdere EEG's met verschillende frequenties op te nemen (in principe beter, omdat bij registraties in de kliniek geen downsampling meer gebruikt wordt)

5.3 Aanbevelingen m.b.t. vervolgonderzoek pieklatentie- en vormverschillen bij verschillende kanalen

5.3.1 Mogelijke oorzaken

- Het na elkaar samplen van kanalen (niet-simultane sampling)
 - De manual van de verterker meldt dat de 64 kanalen gelijktijdig gesampled worden. Boven dien zouden de grootteorden niet overeenkomen (2/64 ms vs. 5-10 ms)
- Overige technische oorzaken: resolutieproblemen van de PC
 - De schaal waarop de pieken bekijken zijn, is dusdanig groot dat dit uitgesloten kan worden
- Ruis: signaal-ruis verhouding
- Weglengteverschil
 - Signaal bestaat uit een primair veld; ionengeleiding en de daaruit voortkomende secundaire velden. Ionengeleiding vergt tijd.
- Moving dipole
 - De dipool kan, ondanks dat dit in dit geval niet verwacht werd, een moving dipole zijn.
- Achtergrond-EEG
 - Het achtergrond-EEG kan voor verschillende kanalen anders zijn, resulterend in verschillende sommaties van piekform en achtergrond-EEG.

5.3.2 Onderzoeksopties

- Literatuurstudie volumeconductie: hoeveel tijd vergt ionengeleiding per afstandseenheid in brein, schedel en hoofdhuid? En wat is de bijdrage van ionengeleiding en de secundaire velden aan het signaal?
- De vorm van de latentieverschillen onderzoeken: Komen ze voor in concentrische ringen? Of geldt het in een beperkte richting?
- De moving dipole suggestie kan onderzocht worden door te beschouwen of dezelfde verschijnselen zich ook bij spierartefacten voordoen.

Algemeen:

- Geaveragede data onderzoeken op signaallengte: begin- en eindtijdstip.
- Definitie van signaalkenmerken maken
- Rotatie leidt tot vormverandering; plaatsverandering leidt tot latentieverschuiving

Literatuur

(Hoofdstuk1)

- [1] Wilts, G. High Definition Encephalography. Medisch Spectrum Twente, afd. KNF.

(Hoofdstuk2)

- [2] <http://allserv.rug.ac.be/~wduyck/neuropsy.htm>
- [3] Kandel et al., Principles of Neural Science, 2nd edition 1985, ISBN 0 444 00944 2
- [4] Leidse Onderwijsinstellingen, Laborant Klinische Neurofysiologie: Vak 905, serie HN, les 5
- [5] Leidse Onderwijsinstellingen, Laborant Klinische Neurofysiologie: Vak 905, serie HN, les 11
- [6] Leidse Onderwijsinstellingen, Laborant Klinische Neurofysiologie: Vak 905, serie HN, les 7
- [7] Drs. Ludo Grégoire, Inleiding in de Anatomie/Fysiologie van de mens, tweede druk 1997, ISBN 90 238 3619 7
- [8] <http://www.allpsych.uni-giessen.de/dk/teach/PDF/03a.a-Hardt.pdf>
- [9] <http://www.bmi2.bmt.tue.nl/image-analysis/people/lflorack/>
- [10] <http://allserv.rug.ac.be/~kwautier/VMDB/farma/zw3hor.pdf>

(Hoofdstuk3)

- [11] EEvoke Reference Manual
- [12] Beek M. van. Elektro Encefalografie. Medisch Spectrum Twente, afd. KNF. 2002
- [13] Manual for the 64-channel high speed physiological measurement system REFA-64HS
- [14] www.polhemus.com/support.htm
- [15] www.ant-software.nl/index.htm
- [16] J. de Munck, "A mathematical and physical interpretation of the electromagnetic field of the brain", PhD thesis, University of Amsterdam, 1989

Bijlagen

Bijlage 1 De visuele cyclus

Photorezeptoren

Seminar „Visuelle Wahrnehmung“ WS2002
Seminarleiter: Dirk Kerzel
Vortragende: Julia Hardt

Gliederung

- Arten von Photorezeptoren
- Die Sehkaskade
- Die Verstärkerkaskade
- Zusammenfassung
- Parallelen zu anderen Prozessen

Literatur

- Goldstein, E.B.(1996)
Wahrnehmungspsychologie Kap.2
- Text von Lubert Stryer: Die Sehkaskade

Aufbau eines Stäbchens

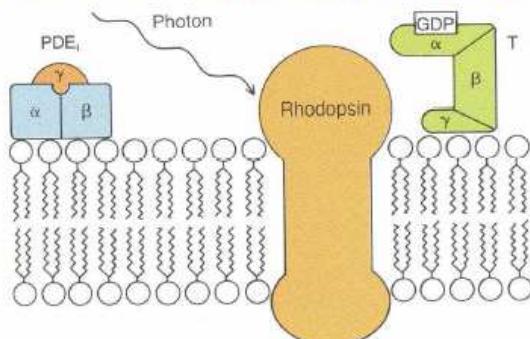


- **Außensegment**
 - ◆ schlankes Rohr, gefüllt mit ca. 2000 Diskos
 - ◆ Plasmamembran außen (Umwandlung von chem. in elek. Signale)
 - ◆ Scheibenmembran innen (besetzt mit Proteinen, die Licht absorbieren und Erregung auslösen)
- **Innensegment**
 - ◆ erzeugt und erneuert die Energie, die die Moleküle aus dem Außensegment benötigen

Arten von Photorezeptoren

- **Zapfen**
 - ◆ dienen dem Farbensehen bei hellem Licht
 - ◆ menschliche Netzhaut enthält 3 Mio. Zapfen
- **Stäbchen**
 - ◆ dienen dem Hell-Dunkel-Sehen bei Dämmerung
 - ◆ Retina enthält 100 Mio. Stäbchen
 - ◆ Höchstmaß an Empfindlichkeit
 - ◆ Verstärkungsgrad ist abhängig von Grundhelligkeit

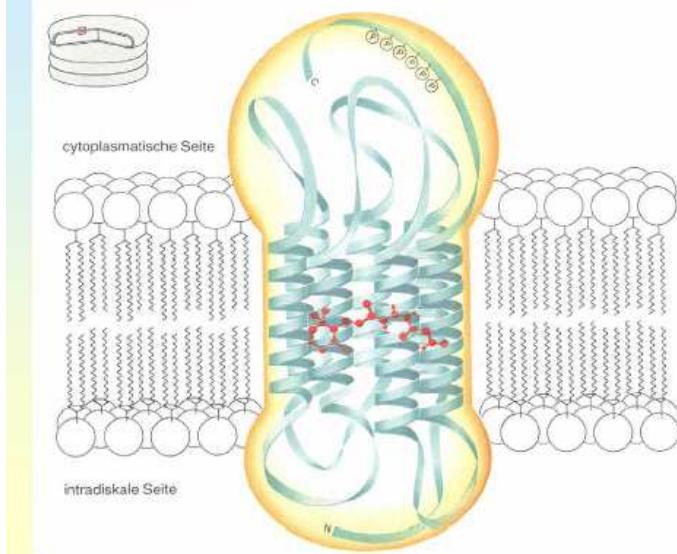
Ein Photon trifft auf ein Stäbchen



Die Sehkaskade

- Ein Photon trifft auf ein Stäbchen
- Rhodopsin wird aktiviert
(11-cis-Retinal isomerisiert zu all-trans-Retinal)
- Aktiviertes Rhodopsin geht eine Verbindung mit Transducin ein
- Transducin wird aktiviert durch Austausch von GDP und GTP
- GTP-Alpha-Transducin spaltet sich ab und reagiert mit der Gamma-Untereinheit der Phosphodiesterase
- Gamma-Untereinheit als Inhibitor ausgeschaltet
- Photodiesterase hydrolysiert cyclisches GMP und sprengt die Kette
- Natriumkanäle werden geschlossen
- Hyperpolarisation breitet sich entlang der äußeren Membran zur synaptischen Endigung aus
- Es entsteht ein Nervenimpuls

Das Rhodopsin der Stäbchen

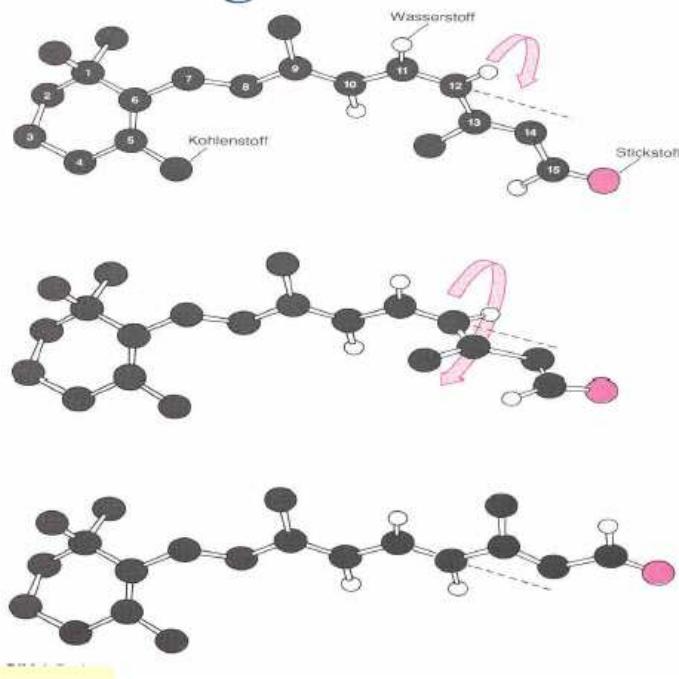


- In die Scheibenmembran eingebettet
- Sehfarbstoff der Stäbchen
- absorbiert Licht
- besteht aus 2 Komponenten
 - ◆ Opsin (7 schraubig gewundene Ketten)
 - ◆ 11-cis-Retinal

Aktivierung von Rhodopsin

- Bei Absorption eines Photons isomerisiert 11-cis-Retinal
- Übergang zum *all-trans*-Retinal mit anderer räumlicher Struktur (Streckung)

Isomerisierung von 11-cis-Retinal



Die Sehkaskade

Ein Photon trifft auf ein Stäbchen
Rhodopsin wird aktiviert
(11-cis-Retinal isomerisiert zu all-trans-Retinal)
Aktiviertes Rhodopsin geht eine Verbindung mit Transducin ein

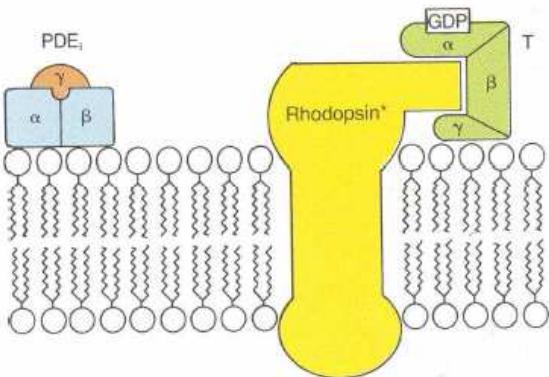
Die Sehkaskade

Ein Photon trifft auf ein Stäbchen
Rhodopsin wird aktiviert
(11-cis-Retinal isomerisiert zu all-trans-Retinal)
Aktiviertes Rhodopsin geht eine Verbindung mit Transducin ein
Transducin wird aktiviert durch Austausch von GDP und GTP

Transducin

- Aktiviert die transmitter-spaltende Phosphodiesterase
- vermittelndes Protein, dass in zwei Zuständen existieren kann
 - ◆ inaktives Transducin (bindet GDP)
 - ◆ aktives Transducin (bindet GTP)
- aktiviert wird Transducin durch Austausch von GDP und GTP, der seinerseits durch Rhodopsin ausgelöst wird

Rhodopsin aktiviert Transducin



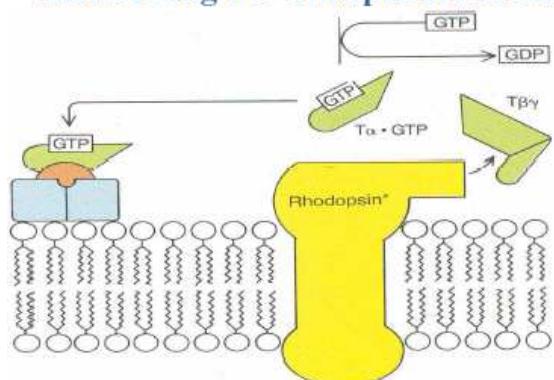
GDP und GTP

- Guanosintriphosphat leitet sich vom normalen nichtcyclischen GMP ab (3Phosphatgruppen am 5'-C-Atom)
- durch Abspaltung einer Phosphatgruppe Umwandlung in Guanosindiphosphat
 - ◆ die daraus gewonnene Energie nutzt die Zelle

Die Sehkaskade

Ein Photon trifft auf ein Stäbchen
Rhodopsin wird aktiviert
(11-cis-Retinal isomerisiert zu all-trans-Retinal)
Aktiviertes Rhodopsin geht eine Verbindung mit Transducin ein
Transducin wird aktiviert durch Austausch von GDP und GTP
GTP-Alpha-Transducin spaltet sich ab und reagiert mit der Gamma-Untereinheit der Photodiesterase

Aktivierung der Phosphodiesterase



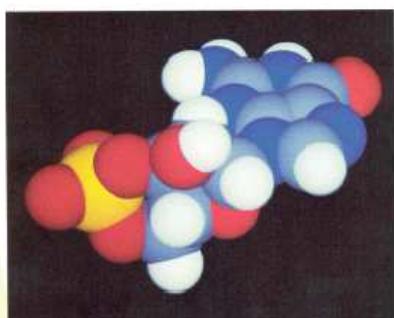
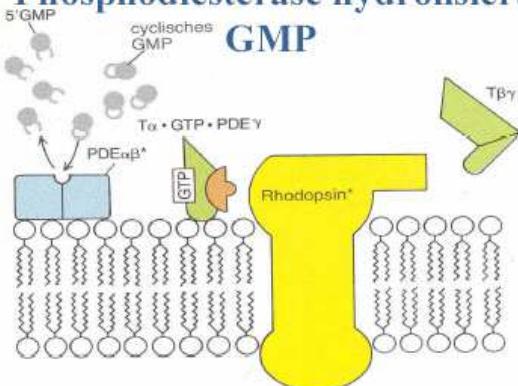
Aktivierung von Phosphodiesterase

- Phosphodiesterase ist ein Enzym bestehend aus einer Alpha-, Beta- und Gamma- Untereinheit
- Gamma- Untereinheit wirkt als Inhibitor
- GTP-Form des Transducins bildet mit Gamma- Untereinheit einen Komplex und nimmt somit den Inhibitor weg = Phosphodiesterase entwickelt katalytische Aktivität

Wirkung der Phosphodiesterase

- Phosphodiesterase hydrolysiert cyclisches GMP
- Ring innerhalb des cyclischen GMPs wird gesprengt, der vorher die Natriumkanäle offen hielt
- geschlossene Natriumkanäle führen zur Hyperpolarisation der Zelle und zur Entstehung des Nervenimpulses

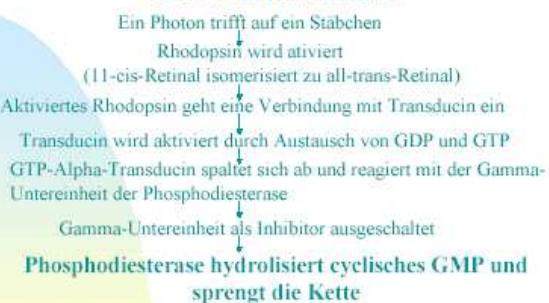
Phosphodiesterase hydrolysiert GMP



Die Erregung

- Plasmamembran ist für Ionen selektiv permeabel
- Ladungsträger ungleich konzentriert = Potentialdifferenz (Membranpotential im Ruhezustand -40mV)
- Potentialdifferenz vergrößert sich nach Belichtung
- es kommt zur Überschreitung des Ruhepotentials = Hyperpolarisation
- Grund: Änderung der Permeabilität (Na^+ weniger durchlässig)

Die Sehkaskade

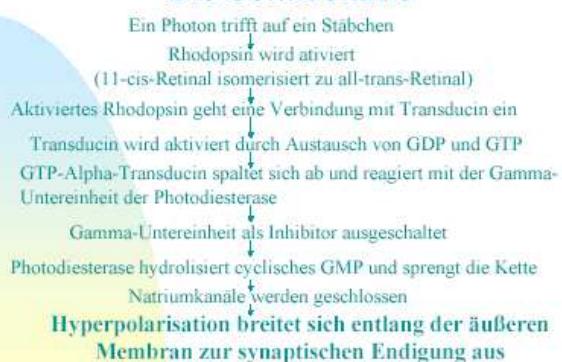


Cyclisches GMP

(cyclisches Guanosin-3',5'-monophosphat)

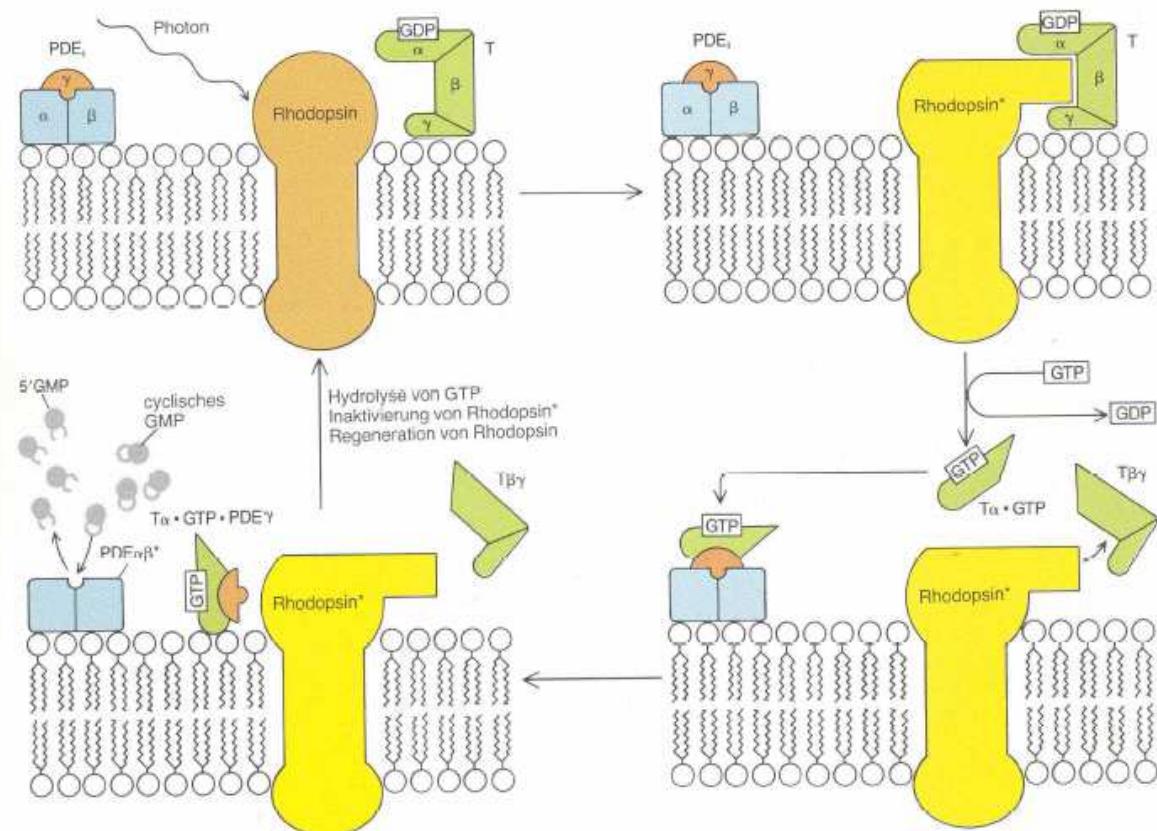
- Fungiert als Transmitter zwischen der Scheibenmembran und der äußeren Membran
- besteht aus 3 Komponenten
 - ◆ organische Base (Guanin)
 - ◆ Phosphatgruppe
 - ◆ ringförmiger Zucker (3. und 5. C-Atom über Phosphatgruppe verknüpft)
- solange Ring intakt ist, sind die Natriumkanäle offen
- wird durch Phosphodiesterase gespalten

Die Sehkaskade



Regeneration

- Transducin spielt Schlüsselrolle
- in seine Alpha-Untereinheit ist chemische Schaltuhr eingebaut
 - ◆ beendet aktiven Zustand durch Umwandlung des gebundenen GTP in GDP

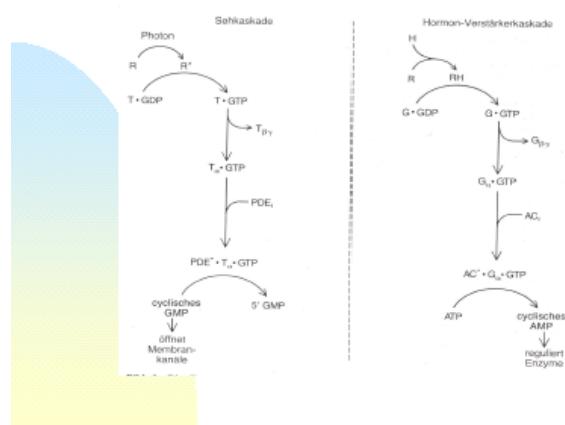


Verstärkerkaskade

- 1 Rhodopsinmolekül produziert Hunderte von aktiven Alpha-Transducin-GTP-Komplexen (1. Stufe der Signalverstärkung)
- das GTP-beladene Alpha- Transducin aktiviert die Phosphodiesterase (keine Verstärkung)
- das Transducin-Phosphodiesterase-Paar spaltet tausende Moleküle cyclisches GMP (2. Stufe der Signalverstärkung)

Parallelen zu anderen Prozessen

- Sehkaskade**
 - Photon trifft auf Rhodopsin
 - Rhodopsin tritt mit Transducin in Wechselwirkung (Transducin und G-Protein ähneln sich strukturell und funktionell)
- Hormonverstärkerkaskade**
 - Hormon Adrenalin trifft auf passenden Rezeptor
 - Hormon-Rezeptorkomplex tritt mit dem G-Protein in Wechselwirkung



evoke™ Reference Manual

Exciting stimulation



ANT Software BV, Enschede, The Netherlands

A.N.T. Software BV
Enschede, The Netherlands

e-mail	eeprobe@ant-software.nl
phone	+31 (0)53-43651
fax	+31 (0)53-4303795
internet	www.ant-software.nl

Disclaimer

We have attempted to write this manual as accurately as possible. However, mistakes are bound to occur, and we reserve the right to make changes to eevolve, which may render parts of this manual invalid. We assume no liability as a result of the use or application of this product.

No part of this manual may be copied or reproduced without the express permission of the authors.

NOTICE

eevolve, the incorporated modules and any auxiliary scripts are research software. It is not to be used as the sole or partial basis for clinical diagnosis or treatment.

Table of Contents

Disclaimer	65
Table of Contents	66
I. Scenarios.....	67
II. Creating Scenario Scripts	68
III. The Database Table	69
<i>III.1. Specific Fields</i>	69
<i>III.2. Additional Fields.....</i>	69
<i>III.3. Available Command Codes.....</i>	69
<i>III.4. Table's Width and Record's Length.....</i>	73
<i>III.5. Usage of Event Codes</i>	73
<i>III.6. Composing Scenes.....</i>	73
IV. Generating Output.....	74
V. External Signals.....	75
<i>V.1. External (fMRI) interaction</i>	75
<i>V.2. Responses registration</i>	75
VI. References.....	76
<i>VI.1. Spatial motion perception</i>	76
<i>VI.2. Tulvin interrogation procedures</i>	76

I. Scenarios

In EEVOKE, multimedia stimulations are controlled through a scenario script. Scenario scripts supply the information related to the media objects to be presented as well as the information needed to set proper timing and other settings and parameters that control the stimulation experiment. Control statements can be inserted at any position in the script. This way, both presentation and controlling processes are running in parallel yielding a very flexible and adaptable environment for stimulation.

Although there is the possibility to run stimulations in interactive mode, stimulations are exclusively and entirely controlled through the script. Consequently, the experiment cannot be in principle influenced through actions taken by the experimenter or the patient. As a result there is no possibility to specify a block of events that should be generated randomly. The reason for this is that medical applications require that a given script must yield the same experiment in each run. For example, in an oddball paradigm the alternations of M standards followed by one target followed by N standards and so on must be the same at each run. On the other hand, there is a possibility to generate oddball scenarios nearly automatically using the randomization function in MS Excel.

Nevertheless, if needed, the experimenter has the necessary means to adapt the flow of the experiment according to patient's performance. By means of corresponding combo boxes in the **Settings** dialog, both the minimal ISI period as well as the exposition time for static visuals can be set freely.

II. Creating Scenario Scripts

A scenario is represented in form of a database table. The scenario designer is free to use a database system of his choice. But if the designer is running MS Office, care should be taken not to confuse an Excel spreadsheet with an Access database table. So, he cannot use a spreadsheet directly. A convenient way to go is to first design a scenario in form of a spreadsheet. MS Excel offers a lot of statistical and other tools that are suitable for creating and processing stimulation scripts. Then the designer will export that spreadsheet to Access or dBase or Paradox etc.

The main template for starting to write a scenario is the Excel template ‘evoke scenario.xlt’ file, which should be installed as one of the default templates for Excel (typically in C:\Documents and Settings\Username\Application data\Microsoft\Templates).

This template provides you a convenient and intuitive way of designing your scenario, as illustrated in the picture below:

The screenshot shows a Microsoft Excel window titled "Microsoft Excel - evoke scenario1". The spreadsheet contains a table with columns labeled Pos, Command, COCODE, EVCODE, PlaceX, PlaceY, StimOnset, RespCode, RespTime, and MEDIA. Rows 1 through 19 list various commands with their corresponding codes and parameters. Row 20 is a dropdown menu for selecting a command. Rows 22 and 23 show options for saving the design template (Excel *.xls) or the evoke scenario (dBase *.dbf). The MEDIA column contains colored cells (yellow, green, blue) corresponding to the command types. The status bar at the bottom shows "Design template \CoCodes /".

Pos	Command	COCODE	EVCODE	PlaceX	PlaceY	StimOnset	RespCode	RespTime	MEDIA	K	L	M	N
1													
2	1 present media		0										
3	2 present spatial sound		1										
4	3 present media + echo		2										
5	4 present picture at pos (X,Y)		3										
6	5 set the font colour (ARBG)		10										
7	6 set the background colour (ARBG)		11										
8	7 create font (size, fontname)		12										
9	8 set/reset interactive mode (0/1)		13										
10	9 set ISI time (msec)		14										
11	10 set presentation time (msec)		15										
12	11 set echo delay time (msec)		16										
13	12 set random ISI time (msec)		17										
14	13 interrogative mode on/off (0/1)		18										
15	14 select the 'yes' button		19										
16	15 centering on/off (0/1)		20										
17	16 stretching on/off (0/1)		21										
18	17 set output port (decimal)		24										
19	18 set screen resolution (#bits,X,Y)		25										
20	(choose the command)												
21													
22	1. Save design template (Excel *.xls)												
23	2. Save evoke scenario (dBase *.dbf)												
24													
25													
26													
27													
28													
29													
30													
31													

III. The Database Table

A database table is composed out of a set of rows or records. Each record encompasses a fixed set of data fields that constitute the columns of the database table. A particular field is identified by its name and not by its position or order number. This way, the designer is free to define the number of columns his data table will include. In order to be able to interpret the individual records, there should be one dedicated or key field in the table. For example, we can set two or more record sets in relation if all record sets have one field in common. In analogy to building dataset relations using a common data field, we interpret individual records of one data table using a dedicated field that must be present in all scenario tables.

III.1. Specific Fields

Minimum database fields: CoCode, EvCode, Media

The database table contains a set of records, with each record representing one single statement. A specific data field of numeric type called ‘CoCode’ (command-code) specifies the semantics of the statement. Therefore, each database table must include a CoCode field and at least one more numeric field ‘EvCode’, which reads event code. In most cases, the purpose of the EvCode is to classify the events of the presentation, i.e. the records, but it can also fulfill other purposes according to the corresponding CoCode. In general, a database will include as a minimum a third field of string type titled ‘MEDIA’ that usually specifies the media object to be presented. Again, the actual function of this field is determined by the CoCode of the corresponding record.

III.2. Additional Fields

In addition to these three mandatory fields, a database designer is free to include in a table as many columns as he sees fit and to name the additional fields at will. However, the designer may take advantage of the opportunity to record three additional events in the current record while the stimulation is going on: time of presentation of the current media object, and code and occurrence time of the patient’s response. The two time values will be recorded as passed milliseconds relative to the beginning of the experiment. In order to enable the recording of a specific data item, the check box for that event in the ‘Settings’ dialog should be checked. The text to the right of the check box specifies the name for the corresponding data field of the table. Of course, these events will only be recorded if there are corresponding numeric data fields somewhere in the data table.

III.3. Available Command Codes

The following table lists the command codes that currently are in use:

CoCode Short description

- 0 present the media object using current settings
- 1 spatially animate the media object in the presentation room
- 2 echo the media after the current delay interval
- 3 place the 2D object at specified screen coordinates
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10 set the font color to the value in EvCode
- 11 set the background color to the value in EvCode
- 12 create font using EvCode size and MEDIA character face
- 13 set/reset interactive mode according to EvCode value
- 14 set interstimulus interval to milliseconds as specified in EvCode
- 15 set presentation (expose) time as specified in EvCode
- 16 set echo delay as specified in EvCode
- 17 set range for the random part of the inter stimulus interval
- 18 set/reset interrogative mode according to EvCode value
- 19 Select the 'yes' button according to the value of EvCode
- 20 set/reset centering according to EvCode
- 21 set/reset stretching of pictures on the screen
- 22
- 23
- 24 set the output port for EvCode (in decimal, e.g., COM1 "3F8" = "1016")
- 25 set resolution and pixel depth of the presentation display

The CoCode is represented as a simple number instead of a mnemonic string because typing in just a character is easier and less error prone than typing in a whole text string. One-character codes are reserved for actions that are taken more frequently than most of the set and select statements. All setting actions are effective in all presentations following the setting and until the next overriding action takes place. The first four codes, 0 through 3, actually do media object presentation, but each one in some special manner.

Supported media types are:

- Text
- Pictures in BMP, RLE, JPG, GIF, and PNG formats
- Sounds in WAV and MP3 formats
- Music Files in MIDI format
- Video in AVI, MPG1, MPG2 and MPG4 formats

1. CoCode = 0

Presents the media object in the MEDIA field using current settings. The most relevant parameters are screen coordinates, centering and stretching modes. In the MEDIA field, the path relative to the current directory is specified. If the MEDIA field does not specify a media object file, then the string is interpreted as a text to be displayed or spoken.

2. CoCode = 1

Spatially animates the media object in the presentation room. Currently, this code moves in auditory stimulations the apparent sound source in clockwise direction on the azimuth. This kind of presentation is used to investigate

the perception of motion and requires a special speaker configuration. Headphones are not recommended due to the internalisation phenomenon.

For more information about this type of scenario, please see the reference list at the end of this document.

3. CoCode = 2

Echo the sound when the current echo delay is elapsed. This code is used to create paired clicks. To create paired clicks using regular sound presentation code, one would need two additional statements for each pair of clicks to set the two different inter stimulus intervals as required in the P50 ERP stimulation. This code reduces the design work to about 25% of the nominal work using CoCode 0.

SPECIAL NOTE:

The output EvCode as specified for the first stimulus, is incremented by one for the second stimulus.

4. CoCode = 3

Place the 2D media object at the screen coordinates specified in the PlaceX and PlaceY data fields. The reference point (0, 0) is the first pixel of the topmost scan line. This code can especially be used to successively compose scenes using different pictures and text. See “Composing Scenes”.

5. CoCode = 10

Set the font color to the value in the EvCode field that contains an ARGB value. In general, only a reduced palette of solid colors is allowed for fonts. Therefore, the actual font color can in some cases be an approximation to the requested color.

6. CoCode = 11

Set the background color to the value in the EvCode field that contains an ARGB value. This background color is subsequently used as the color of cleared screen. Also, only a reduced palette of solid colors is allowed for background colors. Therefore, the actual color can in some cases be an approximation to the requested color.

7. CoCode = 12

Create and use a font using the size information in the EvCode field and the character face name in the MEDIA field. In the MEDIA field, you can specify any font installed in your system. Please note that not all sizes are allowed for all fonts. Also note that the font color is separately specified using CoCode 10.

8. CoCode = 13

Set or reset the interactive mode according to the value in the EvCode field. The interactive mode is set if this value is 1 and reset if 0. In interactive mode, the subject controls the expose time for static media objects (text and pictures) in the way that the exposition of text and pictures persists until the subject takes an action. Clicking a button for example clears the screen.

9. CoCode = 14

Set the inter stimulus interval (ISI) to the value specified in the EvCode field. This value is specified in milliseconds and specifies the minimal value for the ISI.

10. CoCode = 15

Set the presentation time (exposition time) to the value specified in the EvCode field. This value is specified in milliseconds and controls the exposition time for static media, specifically text and pictures.

11.CoCode = 16

Set the echo delay to the value specified in the EvCode field. This value is specified in milliseconds. This code is used in conjunction with the CoCode for the ‘echo’ presentation to generate paired clicks/picture stimulation.

12.CoCode = 17

Set the range for the random part that is to be added to the inter stimulus interval. This value is specified in milliseconds. The sum of the ISI minimal value and this range yields the maximal value an inter stimulus interval can take. The actual ISI times are randomly distributed in the range between the ISI minimal value set in 14 and the maximal ISI value. The distribution is even type. If the range is 0 the inter stimulus interval will be fixed.

13.CoCode = 18

Set or reset the interrogative mode according to the value in the EvCode field. The interrogative mode is set if this value is 1. In the interrogative mode, the presentation is paused when the patient clicks the button selected to be the ‘yes’ button. The presentation is resumed on the next button click. This code is appropriated to implement the “Tulvin device” used in memory tests to differentiate between real recollections and simple knowledge. If the patient presses the ‘yes’ button to signal perceiving a repetition, the presentation pauses and the experimenter gets an opportunity to ask questions. The “Tulvin device” stipulates: “Click the ‘yes’ button for *I remember* or the ‘no’ button for *I know*”.

For more information about this type of scenario, please see the reference list at the end of this document.

14.CoCode = 19

Select the ‘yes’ button according to the button number in the EvCode. The buttons on a pad are enumerated 1 based. This button will be used in interrogative mode to pause the presentation until next button click.

15.CoCode = 20

Set or reset centered placement of 2D objects on the screen. The centered placement is set if the value in the EvCode is 1 and reset if 0.

16.CoCode = 21

Set or reset stretching of pictures on the screen. The stretching is set if the value in the EvCode is 1 and reset if 0. Stretching implies centering because the picture is displayed in such a way as to completely cover the real estate of the destination screen.

17.CoCode = 24

This code allows you to specify an output port different than the default parallel port LPT1. Specify the port address in the EvCode field, in decimal: e.g., port COM1 has address 3F8, this equals 1016 in decimal.

TIP: use the ‘HEX2DEC(*number*)’ formula in Excel. If this function is not available, run the Setup program to install the Analysis ToolPak. After you install the Analysis ToolPak, you must enable it by using the **Add-Ins** command on the **Tools** menu.

18.CoCode = 25

Used to specify color depth and resolution of the presentation device. The color depth is contained in the EvCode field, and the width and height of the display screen in the PlaceX and PlaceY fields respectively. The width and height are specified in terms of screen pixels, and the color depth in terms of used bits per pixel. Depending on the selected graphics device and device driver, one of following color depths is allowed: 8, 16, 24, and 32 bits per pixel. Note that 1 and 4 bits/pixel are not supported on the most graphics cards currently on the market. This may cause problems if you are going to present 1 bit/pixel monochrome pictures. Changing these formats to 256 shades of gray would solve the problem. Also note that there is only a limited set of screen resolutions or color

depth/resolution combinations. In order to find out which combinations are allowed, read the graphics card/driver documentation or experiment with different graphics driver/display mode pairs in the Settings dialog.

III.4. Table's Width and Record's Length

All parameters and settings that are changeable on the fly, while the presentation is running, can be set through a dedicated database record. The records are meant to be minimum redundancy statements. That means, although the width of the data table is fixed the length of a record, in terms of data fields that it actually specifies, is determined by what the statement really needs. For example, if we are going to set the minimal interval between successive presentations to 1234 milliseconds then we should enter 14 in the CoCode field and 1234 in the EvCode field of that record.

CoCode	EvCode	MEDIA
14	1234	

All other fields of the record will be ignored and can be left empty. On the other hand, if we intend to display “Hello world!” using a font with 72 points of height and with the Tahoma character face then we would enter 12 in the CoCode field, 72 in the EvCode field, and *Tahoma* in the MEDIA field of that record. Additionally, we wish to see a dark blue text, so we will insert a new record and enter 14 in the CoCode field and 123 (shade of dark blue) in the EvCode field of the new record.

CoCode	EvCode	MEDIA	PlaceX	PlaceY	PlayTime	ClickCode
12	720	Tahoma				
10	123					
0	14	Hello World!				

Finally, we would insert one more record in the record set and then enter 0 in the CoCode field, some positive number in the EvCode field, and *Hello world!* in the MEDIA field in order to display the text using current settings. Note the extreme polysemy of the EvCode and MEDIA fields that is due to the functional context dependency of these fields.

III.5. Usage of Event Codes

In general, the purpose of the EvCode field is to store numeric data in order to classify presentation events. Generally speaking, the designer is free to choose any event code that meets his needs, but there are some obvious constraints to consider.

First off, the event code uses to be fed into an equipment in order to be included in the ongoing recording. If a data record does not specify any media presentation, the meaning of the EvCode is determined by the CoCode and should be specified accordingly. If the connection to that equipment is established through an eight bits port, the range of code values is limited to 0 through 255. Moreover, care should be taken not to confuse event codes with response codes. In most of the scenarios, a zero value in the EvCode field is not meaningful and negative binary values cannot be represented on a port.

III.6. Composing Scenes

Hence, negative values are allowed for event codes but not to be sent to an external device during the presentation. Rather, negative event code values are used to successively compose scenes out of pictures, sounds, text and so on, and then to present the whole scene at once by specifying a positive event code value in the last record of the sequence.

CoCode	EvCode	PlaceX	PlaceY	MEDIA
3	-1	320		10 Placing Text and Pictures
3	-1	10		124 oak.jpg
0	15			finch.wav

In the example above, the text “Placing Text and Pictures” is placed on top of the display. Then an oak picture in JPEG format is positioned under neat the picture. Finally, the finch’s song is added to the scene using a positive event code value. At the point when the presentation is triggered, we would see the text and the picture and hear the finch’s song simultaneously. But we could not see the bird (because it is hidden behind the leaves).

Note that entering the value 3 in the CoCode field indicates to position text and picture using the screen coordinates specified in the PlaceX and PlaceY fields. The screen coordinates are specified in terms of pixel positions. The reference point (0, 0) is the first pixel of the topmost scan line.

IV. Generating Output

Media objects are presented on the device suited best for that media type. Visuals are presented in full screen mode on a secondary monitor or on a video monitor if present. Auditory stimuli are rendered to the current audio output. The current audio output is selected using the standard Windows audio settings applet. In general, there can be analogue speakers on a system connected to an analogue sound output or digitally controlled speakers connected to an USB port. A combination of both is not supported. Event signals, triggers and patient responses, are fed into the selected digital output device.

Verbal stimuli constitute a special case in the point. Verbal stimuli can be considered as text and rendered as visuals. Alternatively, they can be regarded as utterances and rendered audibly. To render verbal stimuli audibly, the *say it* check box on the **Settings** dialog should be checked. However, rendering verbal stimuli audibly requires a speech synthesis driver. This driver makes part of an MS Office installation and is available in two genders: a male and a female voice.

Specification of output resolution:

Parallel LPT output is 12 bit

Serial COM output is restricted to 8 bit

V. External Signals

V.1. External (fMRI) interaction

EEVOKE spins off different threads dedicated to sensing external signals and events, be it patient reactions or synchronizations signals. External signals can be fed in through parallel and serial ports, USB ports, and game ports. Typically, a parallel port will be used to feed in fMRI pulses whereas a game pad will be connected to a USB or game port. The keyboard is reserved to the controlling of the stimulation and cannot be used for gathering patient reactions. In view of the fact that laptops are more and more used for presentation purposes, this is not a real restriction.

Note:

Touch-screen input is not implemented. The reason is that in most environments such a screen is not reachable at all. This is for instance the case in fMRI stimulations or in presentations using video projectors.

V.2. Responses registration

In most cases, a game pad or possibly a joystick will be used to capture patient responses. Typically, a game pad offers 6 selection buttons, and one left and one right fire button. The buttons are enumerated 1 based in such a way that the right fire button carries the most significant value (8) and the left fire button the most significant value less one (7).

SPECIAL NOTE:

When using a game response pad in your experiment, programming the output trigger codes in the EvCode field needs special attention. You must take into account that the buttons on the game pad automatically correspond to the EvCode 1 to 8 (typical for a 8-button game pad).

Generally, the right ‘fire’ button will be selected to be the ‘yes’ button and the left fire button will be the ‘no’ button. However, the experimenter is free to trade with his patient the ‘yes’ and ‘no’ buttons as he sees fit. A convenient assignment once made, there is little reason for a confusion as to the decision between ‘yes’ and ‘no’ and left and right buttons. Also, this is the reason why a game pad should be preferred to a joystick or mouse, given a joystick and a mouse could not be handled with both hands simultaneously.

Given the fMRI check box on the **Settings** dialog is not checked, the number of the pressed button is latency free fed to the selected output port. Currently, both the make and the break actions are sent to the output port. Supposed the related check boxes on the **Settings** dialog are checked, the time of occurrence of the button click and its code are also recorded in the corresponding record in the database table. Note that these recordings will fail if the required fields are not present in the database table. Also note that the field captions (names) must exactly replicate the captions of the corresponding check boxes.

VI. References

VI.1. Spatial motion perception

- Altman, J. and Vaitulevich, S. (1990) *Auditory image movement in evoked potentials*. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 75, 323-333.
- Ahissar, M., Ahissar, E., Bergman, H. and Vaadia, E. (1992) *Encoding of sound-source location and movement: Activity of single neurons and interactions between adjacent neurons in the monkey and auditory cortex*. *J. Neurophysiology*, 67, 203-215.
- Altman, J. (1968) *Are there neurons detecting direction of sound source motion?* *Experimental Neural.*, 22, 13-25
- Altman, J. (1975) *Responses of cerebellar units to stimuli simulating sound source movement and visual moving stimuli*. *Experientia*, 31, 818-821.
- Altman, J. (1984) *Role of higher parts of the auditory system in the localization of a moving sound source*. *Neuroscience and Behavioral Physiology*, 14, 200-205.
- Altman, J. (1988) *Information processing concerning moving sound sources in the auditory centers and its utilization by brain integrative and motor structures*. In *Auditory Pathway: Structure and Function*, J. Syka and Masterton, R. (Eds), Plenum Press, New York, 349-354.
- Altman, J. and Romanov, V. (1988) *Psychophysical characteristics of the auditory image movement perception during dichotic stimulation*. *International J. Neuroscience*, 38, 369-379.

VI.2. Tulving interrogation procedures

- Tulving, E. (1998). *Neurocognitive processes of human memory*. In C. von Euler, I. Lundberg, and R. Llinás (Eds), *Basic mechanisms in cognition and language* (pp. 261-281). Amsterdam: Elsevier, 1998
- Tulving, E. (1998). *Study of memory: processes and systems*. In J.K. Foster & M. Jelicic (Eds.), *Memory: Systems, Process, or Function?* (pp. 11-30). Oxford: Oxford University Press.
- Tulving, E., & Markowitsch, H.J. (1998). *Episodic and declarative memory: Role of the hippocampus*. *Hippocampus*, 8, 198-204.

Bijlage 3 User-defined scenario's

evoke scenario generation

Introduction

The evoke scenario generation tool provides a development environment for the creation and testing of evoke stimulation scenarios. The tool aims at a quick and flexible generation of stimulation protocols (scenarios) and integrates the testing of scenarios. MS-Excel has been selected as a development platform as it is widely used and offers many useful spreadsheet manipulation functions. VBA scripting (macros) takes care of the automation and the user interface for the scenario generation dialog (Figure 1).

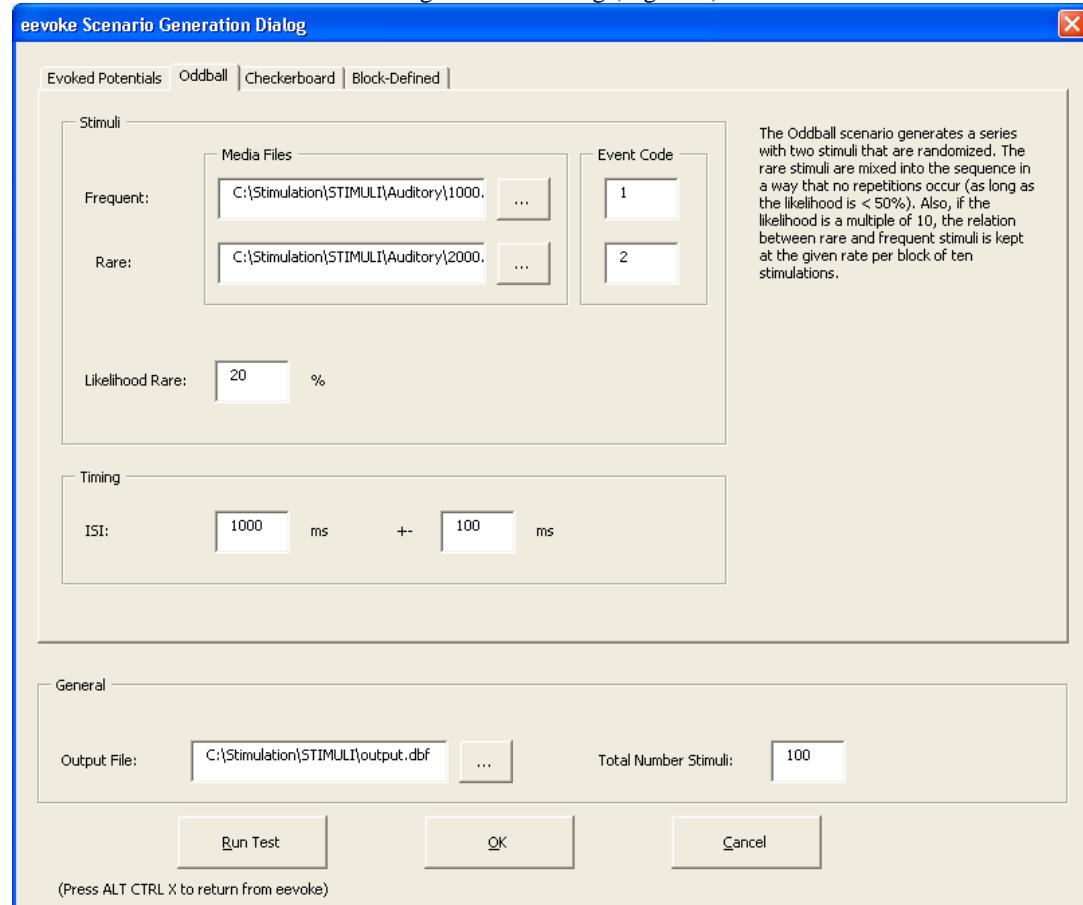


Figure 1: The scenario generation dialog

Scenarios and scenario files

An evoke scenario consists of a series of commands with parameters and is stored in a database format (for example, DBase IV formatted files, further referred to as DBF files). Such files can be used in two ways: They are loaded either interactively in the evoke software and activated through the Run button or transferred to evoke via a command line argument to execute automatically. The latter option is applied in the generation tool to provide scenario testing during the development process.

The scenario generation tool creates scenarios in an Excel worksheet named "Output". The output worksheet is automatically stored in a DBF file as given in the scenario generation dialog. Additionally, an Excel file is stored with the same path and filename, using the extension "xls". If you press OK in the generation dialog, Excel closes the original Excel document (evoke scenarios.xls) and opens the output Excel file that has been automatically created.

In case that you press the "Run Test" button, the output files are stored as in the OK case. However, the dialog is not closed and evoke is started up with the DBF file name given so that the stimulation can run without any further interaction. To interrupt the test, the key combination ALT+CTRL+X can be pressed; otherwise, evoke stops at the end of the stimulation and lets you return to the scenario generation dialog.

Once the design of the scenario has been finished (press OK to leave the dialog), the DBF file can be used in future stimulations. The Excel output file can be used if the scenario needs to be changed later on.

Worksheets used in the Scenario generation tool

The different sheets used in the Excel workspace are summarized in the following table:

Output	The table to be exported and sent to the eevolve software
Settings	settings and defaults for the scenarios and for eevolve operation
Commands	A complete list and short description of commands available in the eevolve software
Header	Definition of a user-defined scenario or a scenario initialization (if block-defined)
Scenario???	0 to N (optional) definitions for trial-defined scenarios (the worksheet name must contain the word scenario)
Trial???	0 to M (optional) trial definitions. Trial definitions can be used in trial-based scenarios. You should use names starting with "Trial" for better identification.
Temp	A temporary worksheet used when creating trial-based scenarios. The content of this worksheet is of no importance, it may also be deleted.
Help	This help text

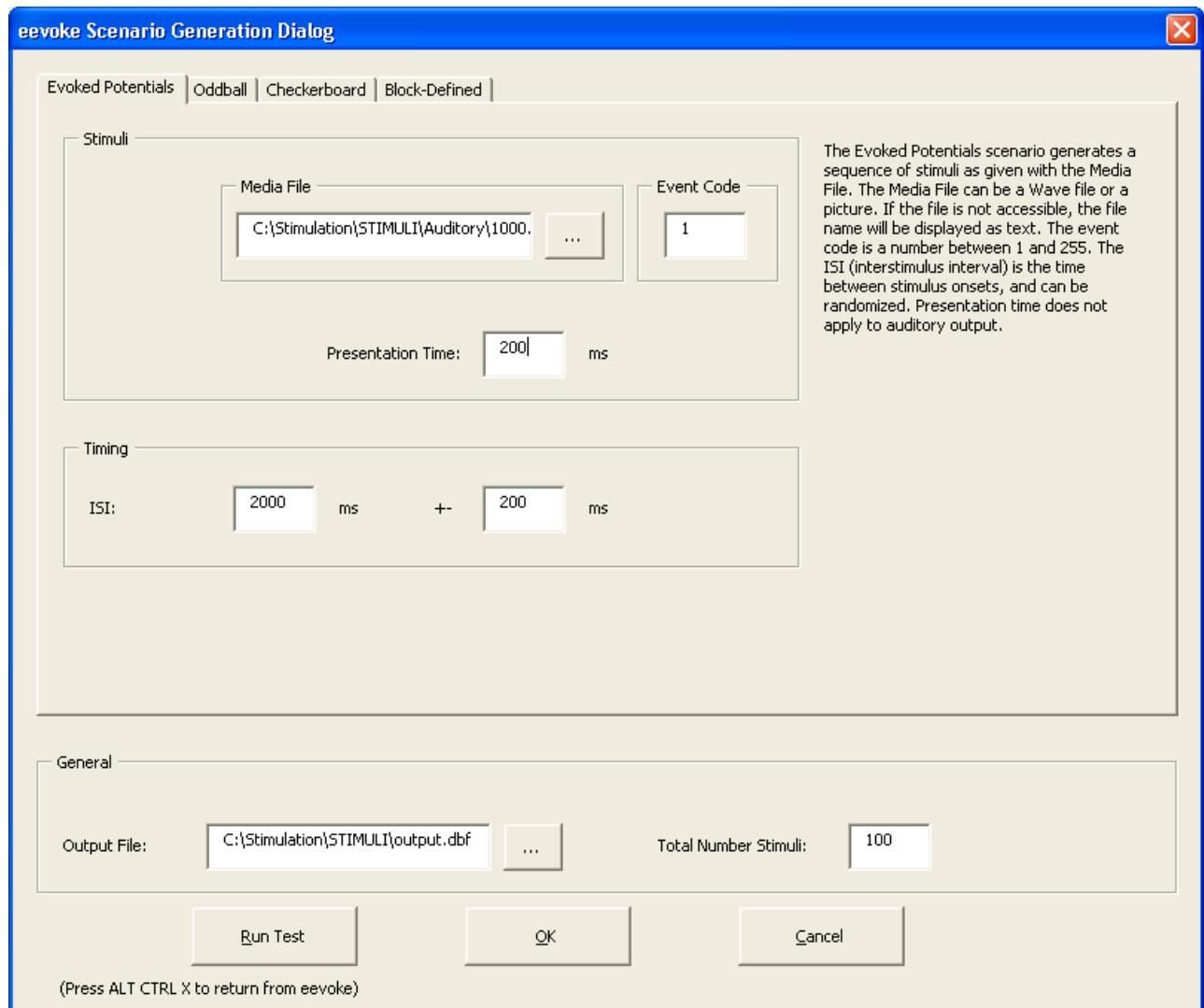
Scenario generation

Scenarios are created in two different ways:

1. Scenario generation dialog for a number of standard paradigms, providing the necessary parameters
2. Trial-defined or manually edited scenarios, which can be created line by line in Excel worksheets using trial definitions

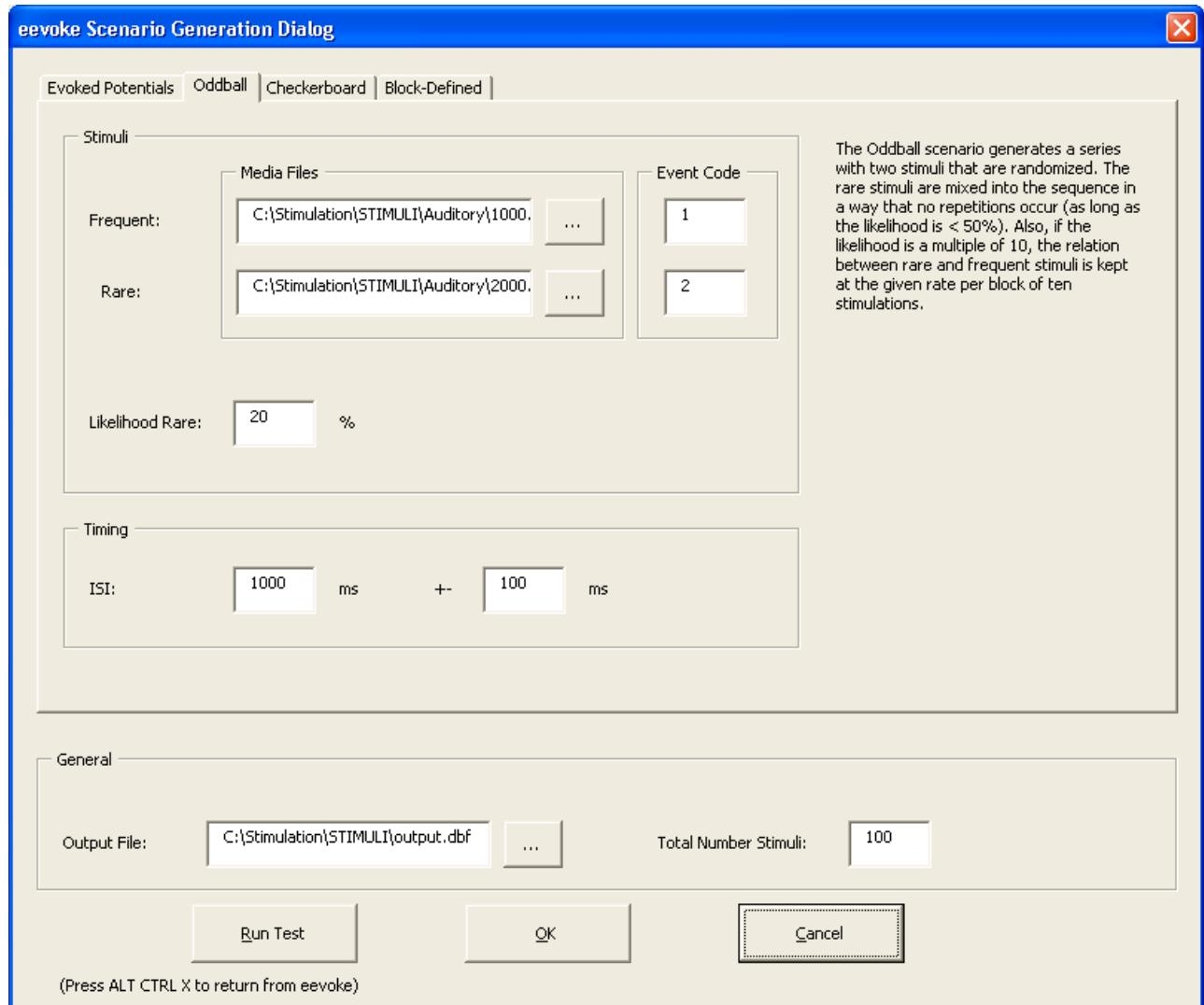
Standard paradigms: Evoked Potentials

The Evoked Potentials scenario generates a sequence of stimuli as given with the Media File. The Media File can be a Wave file or a picture. If the file is not accessible or it is plain text, the text will be displayed. The event code must be a number between 1 and 255. The ISI (inter stimulus interval) is the time between stimulus onsets, and can be randomized. Presentation time is the duration of display of the stimulus. This parameter does not apply to auditory stimuli as they have a duration predefined inherently.



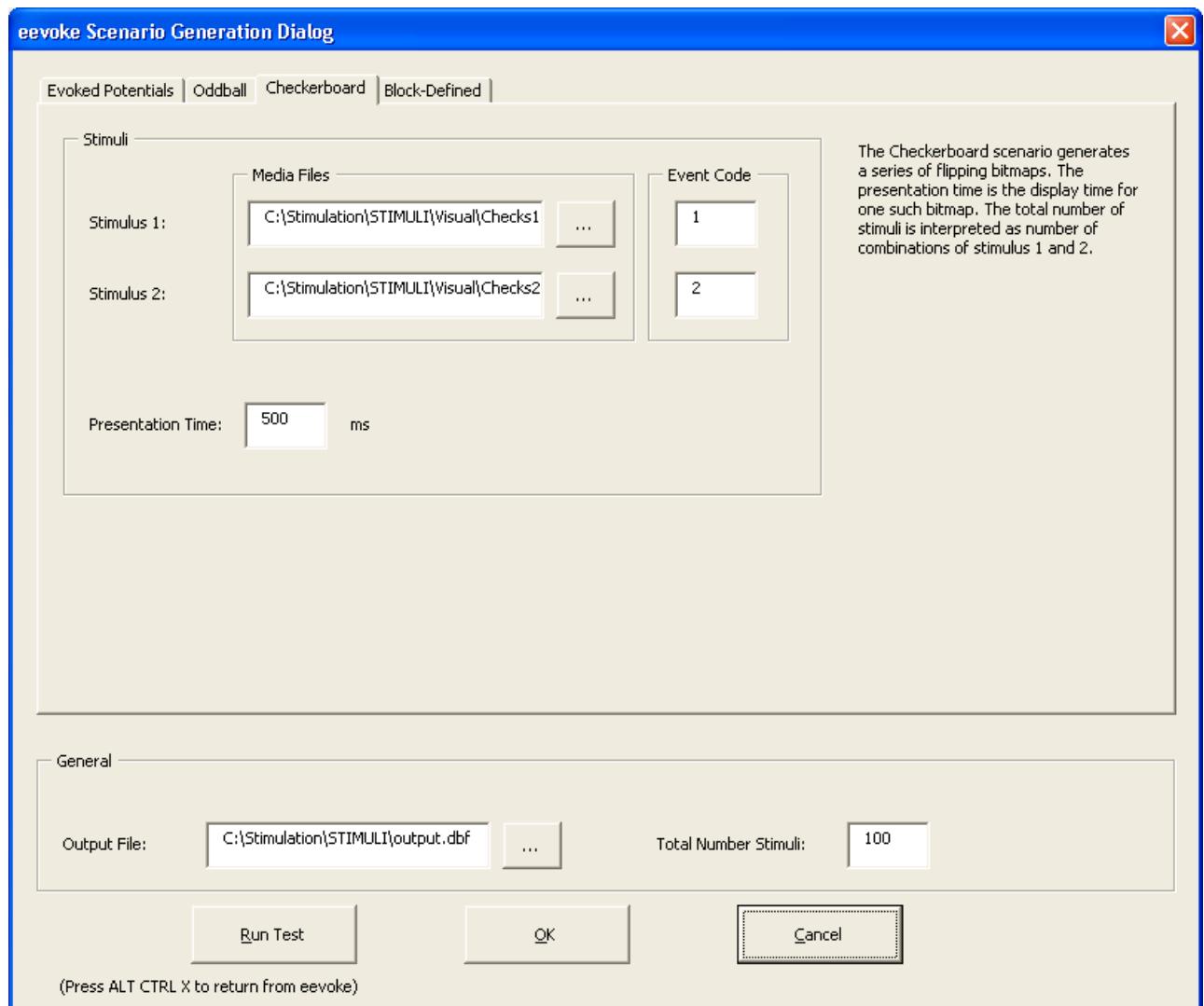
Standard paradigms: Oddball

The Oddball scenario generates a series with two stimuli that are randomized. The rare stimuli are mixed into the sequence in a way that no repetitions occur (as long as the likelihood is smaller 50%). Also, if the likelihood is a multiple of 10, the relation between rare and frequent stimuli is kept at the given rate per blocks of ten stimulations.



Standard paradigms: Checkerboard

The Checkerboard scenario generates a series of flipping bitmaps. The presentation time is the display time for one such bitmap. The total number of stimuli is interpreted as number of combinations of stimulus 1 and 2.

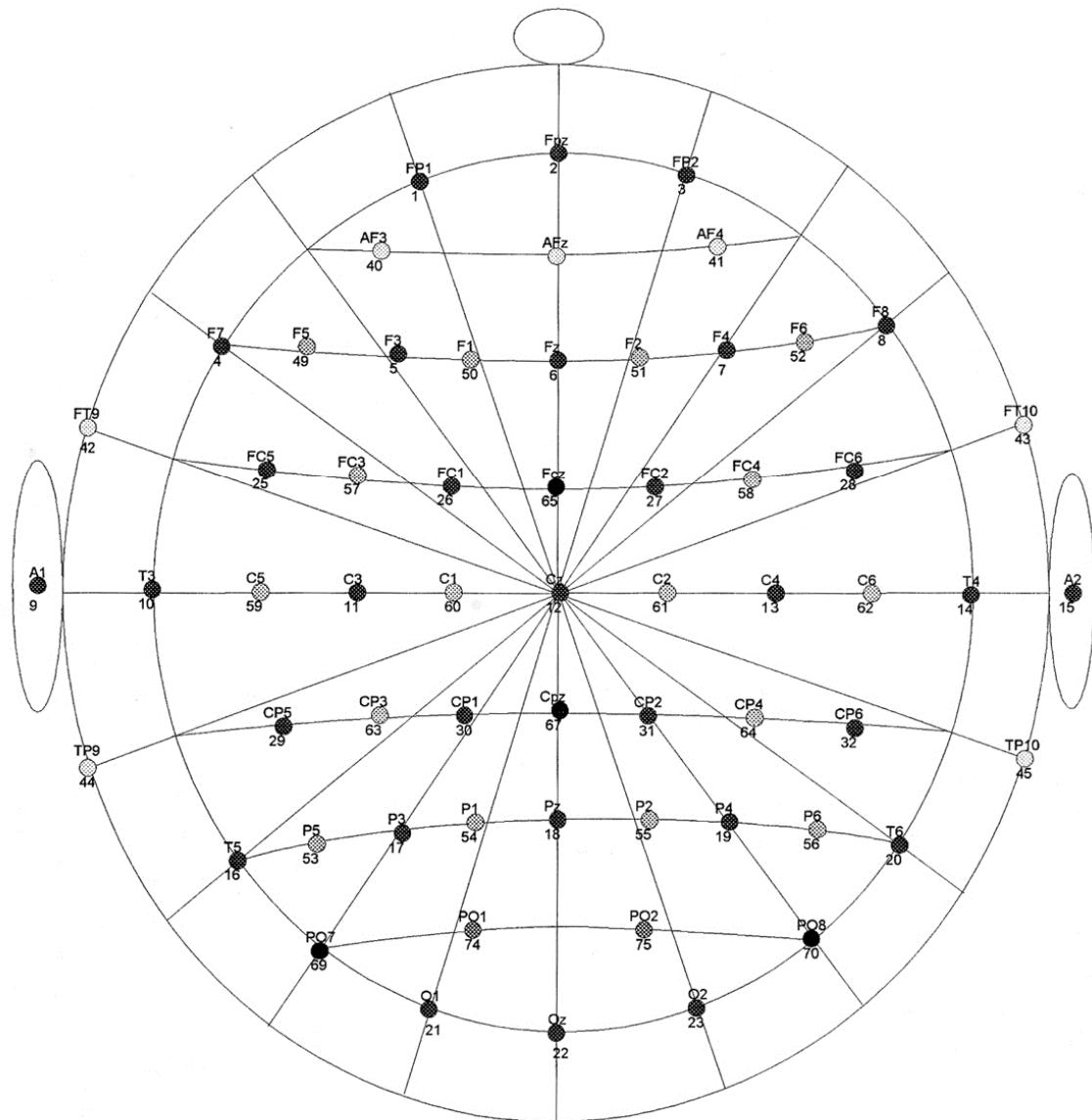


Trial-based scenario generation

Bijlage 4 Het 10-10 systeem

Cap Layout

Electrode A1 en A2 zijn clip electrodes



Bijlage 5 Specificaties REFA-64HS

4 Specifications

REFA-64HS

External power supply SUP4:

Input	220-240V AC, 50 Hz
Output voltage	10V DC
Output power	16.0 W
Isolation voltage	> 4000V
Leakage current	< 3 µA
Safety	according to IEC 601 class II type CF

REFA-64HS required power:

Input voltage	8 – 11 V DC
Input power	13 W max.

ExG inputs (EEG, ECG, EOG, EMG etc):

Number	64
Noise	< 3 µV rms (@ Fs = 10.000 Hz)
Gain	10 x
Input signal difference	< 0.15 V
Input common mode range	-1.4V - +1.4V
Input impedance	> 10 ¹² Ω
CMRR	> 90 dB
Connector	64 x micro coax, active shielding // subD37+subD25 female connector

Digital input:

Connector	DB25, 8 signal, 1 common ground // BNC connector (1 input)
Input	turn-on current = 2 mA @ Vin = 3.0V, Vin_max = 5V
Isolation	> 1500 V, by means of optocoupler (H11L1)

Sampling:

Number of channels	64 channels simultaneously
Resolution	24 bits, ExG 16.8 nV per bit
Sample frequency	5000 Hz
Output	65 channels: 1-64=Exg (unipolar) 65=Digital (bit 0-7 = digital trigger input) (bit 9-13 = sawtooth test signal)

Filtering/gain:

Frontend:	
Gain	ExG 10 x, fixed (= 100 mV/V),
Highpass	none
Lowpass	digital FIR filter, -6 dB at 2500 Hz -85 dB at 2725 Hz and higher

Bijlage 6 Meet- en verwerkingsprotocol

Meet- en verwerkingsprotocol

Inleiding

Onderzoeksvergadering

In het MST op de afdeling KNF is nieuwe EEG-registratie apparatuur aangeschaft. Deze heeft 64 kanalen (elektroden) i.p.v. de gebruikelijke 20 à 30. Ook is de maximale samplefrequentie (5000 Hz) een stuk hoger dan bij de huidige apparatuur (250 Hz) het geval is. Met dit nieuwe apparaat is het mogelijk met wiskundige technieken de plaats van de bron van abnormale activiteit te reconstrueren. Het gaat hierbij vooral om epileptische foci. Deze kunnen wiskundig gemodelleerd worden met het dipoolmodel als ze in slechts een klein gebied voorkomen. Dit model gaat er van uit dat de generatie van activiteit in een punt plaatsvindt. Hoewel dit dus fysisch onjuist is, zijn er wel tal van praktische toepassingen mee te realiseren. Om de dipoolpositie, dipooloriëntatie en dipoolsterkte te bepalen maakt de bijgeleverde software gebruik van het Levenberg-Marquardt algoritme.

Voordat de apparatuur klinisch gebruikt kan worden moeten eerst een aantal praktische vragen beantwoord worden. Het uit te voeren onderzoek komt hieruit voort. De vraag luidt: welke invloed heeft de samplefrequentie op de parameters van de bronlokalisatie? In eerste instantie zal deze vraag beantwoord worden voor scherpe, welomschreven pieken, en wel alleen op de top van de piek.

Proefpersonen

Voor het samplefrequentieonderzoek zullen een aantal (epileptische) patiënten gezocht worden met geschikte EEG-vormen. Dit zijn veelal jonge patiënten (11 tot 14 jaar) met partiële of rolandische epilepsie. Bij deze vorm van epilepsie is de activiteit vaak beperkt tot een klein gebied in de hersenen. Meer informatie voor het verslag kan later gevraagd/opgezocht worden (zie hoofdstuk 27 van EEG door Niedermeyer/Lopez da Silva).

Pieken

De pieken die de EEG's van deze patiënten karakteriseren zien er als volgt uit (de normale achtergrondactiviteit wordt buiten beschouwing gelaten): a) de duur is 30-70 ms, b) de amplitude ligt tussen 50 en 300 μ V en c) de piek wordt direct gevolgd door een (langer durende) golf.

Deze pieken moeten bij voorkeur relatief eenvoudig op te wekken zijn of vaak vanzelf voorkomen, zodat in een korte tijd een relatief groot aantal pieken verkregen kan worden. Bij de boven genoemde patiënten zijn over het algemeen ongeveer 4-5 pieken per seconde op te wekken.

Doelstelling van de metingen

Met de nieuwe HDE-apparatuur zullen van de proefpersonen 64-kanaals EEG's opgenomen worden bij een aantal verschillende samplefrequenties. De pieken in de EEG's kunnen dan geanalyseerd en vergeleken worden. Om zoveel mogelijk waardevolle data te verzamelen met minimaal ongemak voor de proefpersoon worden een maximaal aantal pieken (4-5) opgewekt in een tijd die redelijk is voor de proefpersoon. De resulterende EEG's moeten enigszins op elkaar lijken wat betreft piekdichtheid en lengte.

NB zie eerste alinea Verwerkingsprotocol => (Met de nieuwe playbackfunctie is het niet meer nodig om bij meerdere samplefrequentie aan de patiënt te gaan meten. Toch is dit ter controle wel wenselijk, om onvoorzien en ongewenste effecten van de playback op te sporen. Er zullen nu echter wel veel minder EEG's opgenomen te hoeven worden. Ik denk nu zelf aan twee of drie.)

Meetprotocol

Voorbereidingen

- Meetprocedure opstellen
- Measurement Configurations (MC) kiezen en vastleggen in de acquisitie PC (zie onder, Measument Configurations). De beslissing is genomen om alleen die samplefrequenties te gebruiken die een reciproke veelvoud van 5000 Hz zijn, omdat anders ‘datavervalsing’ plaatsvindt.
- Verwerkingsprotocol opstellen
- (Familie van) geschikte proefpersonen benaderen
- Files openen in ASA die in EEmagine geaveraged zijn. Dit is in eerste instantie niet nodig, maar voor het vervolg wel zeer wenselijk. (Ik heb een mail naar MvB gestuurd met deze vraag, maar heb hier nog geen antwoord op gekregen.)

Meting

- Proefpersoon verwelkomen en uitleg geven
- Proefpersoon klaarmaken voor de meting (muts op, impedantieverlaging, impedantiecheck, apparatuur testen)
- EEG-registratie bij een aantal verschillende MC's en dus samplefrequenties zoals aangegeven op het protocol/deel 1 (zie onder).
- NB. Er moet goed gecontroleerd worden of de elektrode file goed opgeslagen is. Bij mezelf ging dit namelijk niet goed en is een lege file opgeslagen.
- Eventueel kan er een volume conductor file of mri opgenomen worden met een andere beeldvormende techniek.
- Proefpersoon bedanken.
- Spullen schoonmaken etc.

Protocol/deel 1

Meting HDE systeem

1. starten van een meting

- start PORTILAB (icon op de desktop),
- click de PATIENT DATA MANAGER en kies een patient, of maak een nieuwe patienten naam aan,
- selecteer MEASUREMENTS,
- in de volgende dialog heeft de gebruiker de optie bestaande metingen te reviewen of de mogelijkheid een nieuwe meting te starten - doe dit laatste en click START,
- in het volgende window, click start measurement.

Het data acquisitie window opent en toont de data zoals deze binnenkomt.

Het testen van de impedanties van de elektroden kan gestart worden door op de front van de versterker de knop IMPEDANCE CHECK te drukken.

**LET OP: NADAT DE IMPEDANTIE CHECK IS GESTART WERKT
DE WEERGAVE VAN EEG OP HET SCHERM NIET!**

Click vervolgens op het "DASH BOARD" op de knop START RECORDING en geef de meting een naam in het veld NIEUW MEASUREMENT.

Nu knippert er op het DASH BOARD in het rood RECORD (de data wordt weggeschreven).

De meting wordt afgesloten nadat STOP MEASUREMENT is gedrukt.

2. exporteren naar eemagine op analyse computers

- Selecteer een meting en click review

- Het review EEG window opent
- Selecteer in het menu BLOCK de optie SELECT ALL
- Onderaan in het window verschijnt een rode streep (alles is geselecteerd)
- Selecteer vervolgens in het menu BLOCK de optie EXPORT
- Kies het formaat EDF, en plaats de data in de default directory (F:)
- Na het klikken van OPSLAAN wordt de data geexporteerd en direct op de ANALYSE PC geplaatst.

3. Importeren in eemagine

Na exporteren wordt de data standaard c:\HDE_DATA geplaatst (van de analyse PC).

Measurement Configurations (hoort bij de voorbereidingen)

De meetparameters kunnen vastgelegd worden in Portilab in het menu Measurement Configurations.

Meting

Voor de werkelijke meting wordt dit menu aangeroepen via Portilab => Projects => Select front end configuration => RefaHS 64kanaals <HS64.ini>. Hierin was een standaardconfiguratie opgenomen. Ik heb er echter voor gekozen om zelf een MC te maken waarin slechts één bewerking voorkomt (nl. een highpass-filter om het DC-niveau weg te filteren) en zodoende alleen de ruwe data opslaat bij de hoogste samplefrequentie 5000 Hz. Dit gaat als volgt (als voorbeeld voor het aanmaken van een nieuwe MC):

- In het menu MC: kies Add of Add copy.
- Geef de MC een zinvolle naam.
- Selecteer de nieuwe MC en geef Edit.
- Pop-up menu met drie tabbladen MC Edit, Processing en Displays.
 - MC Edit
 1. De kanalen die opgeslagen moeten worden selecteren door deze aan te vinken. (alles aanvinken, ch1 t/m ch65)
 2. Naam geven voor verdere verwerking. (@ch1, @ch2, etc)
 3. Sample rate kiezen via Pull-down menu. Keuze 5000, 2500, 1250, 625 en 312 Hz. Ik geloof dat dit de werklijke sample rate is die ook echt de pc ‘binnenkomt’. (kiezen voor 5000 Hz)
 - Processing
 - Links zien we de kanalen die aangevinkt zijn in het MC Edit tabblad. Deze kunnen door dubbelklikken in het rechterdeel als input ingevoerd worden. (@ch1, @ch2,..., @ch65)
 - Naast deze inputs staat het proces dat betrekking heeft op de inputs. Het proces kan gekozen worden via de functiebalk. Gelijksortige processen zijn onderverdeeld onder tabbladen. Menige functie is me niet geheel duidelijk, vooral onder de laatste twee tabbladen. Enige voorbeelden van processen:
 - General => copy signal, add, add 1, multiply, delay.
 - Filters => highpass, lowpass, bandpass, quadratic lp.
 - Bitwise => binary NOT, AND, OR, XOR.
 - Compare => =, >, <, =<, =>, =const, =<const.
 - Logical => logical NOT, (N)AND, (X)(N)OR, Edge.
 - Ecg + Cfm =>QRS detector, S&H, Cfm filter
 - TMSi (van de softwareleverancier) => CMRR report, check saw signal, moving window pp/p+/p-, cal/imp. (alle highpass filter met tijdeconstante = 0.0002)
 - In de kolom rechts van ‘Proces’ kan de Output Name ingegeven worden. Dit is de naam van de dataset die hoort bij een kanaal. (namen van de elektroden)
 - In de laatste kolom kan de samplefrequentie waarmee de data moet worden opgeslagen ingevoerd worden (zie onder, Samplefrequentie??). (alle 5000 Hz)
 - Verder kan onder het rechterdeel via een pull-down het opslagformaat opgegeven worden. Keuze is 16-bit integers of 32-bit floats. (32-bit floats)
 - Displays
 - Tijdens de meting kunnen de resultaten bekijken worden in een of meerdere review-windows.
 - Nieuwe displays kunnen aangemaakt worden via Add New.
 - Displayeigenschappen kunnen aangepast worden via Edit.

- Links zien we alle kanalen die opgeslagen worden. Als een kanaal in het review-window moet worden weergegeven kan deze naar het rechterdeel verplaatst worden naar Showed Signals. Er kan voor elk kanaal een kleur en een bereik ingegeven worden: [high, low]. Ook kan hier de tijdbasis van het review-window ingesteld worden. (kleur: XXXX, high: 50uV, low: -50 uV, time base: 10 s)

Playback

Als een playback aangeroepen wordt, verschijnt automatisch het MC menu.

NB Dit is exact hetzelfde menu als hierboven beschreven. Het is echter niet zo dat de MC's die beschikbaar zijn bij het aanroepen via Portilab-main ook beschikbaar zijn via de playback. Op grond van datgene wat opgeslagen is bij de meting, kan de playback wel of niet werken. Met andere woorden: Bij elke MC die gebruikt worden bij metingen hoort een verschillende set playback MC's.

Mede als illustratie hiervan de is situatie in dit onderzoek dat alle metingen verricht worden met MC "OPSLAG RUWE DATA 65 KANALEN". Er is een (lege) proefmeting uitgevoerd met deze MC. Door nu op de resulterende sample-file een playback uit te voeren, wordt een (volledig leeg) MC menu geinitialiseerd. Hierin worden een aantal MC's uitgewerkt. In het menu MC Edit staan nu echter niet de kanalen ch1 t/m ch65, maar de kanalen die zijn opgeslagen onder de elektrodenamen zoals aangegeven onder punt 3 van Processing in het voorgaande (Meetprotocol => Measurement Configurations => Meting). Als de playback MC's die aangemaakt zijn met deze inputs (alle hoofdelektroden, de oogbewegingselektroden en de trigger) toegepast worden op een file die is opgenomen met een MC met andere/minder/meer Output Names dan "OPSLAG RUWE DATA 65 KANALEN" komen de namen/aantallen niet overeen en ontstaan er problemen. Een dergelijk probleem kan natuurlijk nooit ontstaan bij de metingen, omdat de inputs altijd dezelfde naam hebben vanwege het feit dat ze standaard op dezelfde ingangen van de I/O-kaart binnenkomen.

De playback MC's die in dit onderzoek gebruikt worden hebben de volgende eigenschappen:

- MC Edit
 - Aangevinkte kanalen: alle outputs van de MC "OPSLAG RUWE DATA 65 KANALEN"
 - Naamgeving: @(Output Names)
 - Sample rate: 5000 Hz (geen keuze bij playback)
- Processing
 - De tabel ziet er als volgt uit:

Input	Proces	Output Name	Storage
@(hoofdelektroden)	lowpass (Tc = 1/Storage)	(hoofdelektroden)	(1/x) * Fs
@(EOG1 t/m EOG4)	lowpass (Tc = 1/Storage)	(EOG1 t/m EOG4)	OFF
@trigger	lowpass (Tc = 1/Storage)	trigger	(1/x) * Fs
EOG1; EOG2	Difference	HEOG	(1/x) * Fs
EOG3; EOG4	Difference	VEOG	(1/x) * Fs
Trigger	binary AND (1)	digi1t	OFF
Trigger	binary AND (2)	digi2t	OFF
digi1t	binary NOT	digi1	OFF
digi2t	binary NOT	digi2	OFF
digi1t	add constant (+1)	digi1tt	OFF
digi2t	add constant (+2)	digi2tt	OFF
digi1tt; digi2tt	add	Event	(1/x) * Fs

De data van alle kanalen wordt lowpass gefilterd om de frequentie-inhoud terug te brengen tot het niveau dat bij de storagefrequentie hoort. Hierbij wordt de data van de hoofdelektroden en de trigger opgeslagen met een reciproke veelvoud van 5000 Hz. De data van de oogbewegingselektroden (EOG1 t/m EOG4) wordt paarsgewijs van elkaar aftrokken (horizontaal (HEOG) en verticaal (VEOG)) en de resulterende datasets worden opgeslagen.

In het overige deel wordt de triggerinformatie omgewerkt naar Events. Bij playback wordt de trigger niet op de juiste manier omgewerkt naar een Event. Er is weinig uitzicht dat dit binnen korte tijd opgelost is. Het is in eerste instantie van weinig belang, omdat de triggers/events voor dit onderzoek niet nodig zijn en in de klinische situatie geen playback wordt gebruikt. De onderste zeven rijen van de tabel kunnen dus weggelaten worden. Verder moet er op de trigger geen lowpass filter toegepast worden, maar moet het signaal gekopieerd worden.

De omrekening van trigger naar Events gaat inmiddels goed. Er zat een klein foutje in de manier waarop de data weggescheven werd. Het label (de Output Name) Event moet met hoofdletters geschreven worden in de Processing-tabel: Event => EVENT

De correcte instelling is dus de volgende:

Input	Proces	Output Name	Storage
@(hoofdelektroden)	lowpass (Tc = 1/Storage)	(hoofdelektroden)	(1/x) * Fs
@(EOG1 t/m EOG4)	lowpass (Tc = 1/Storage)	(EOG1 t/m EOG4)	OFF
@trigger	Copy signal	trigger	(1/x) * Fs
EOG1; EOG2	Difference	HEOG	(1/x) * Fs
EOG3; EOG4	Difference	VEOG	(1/x) * Fs

- o Storage format: 32-bit floats

- Displays
 - o Deze instelling is van minder belang. Het handigste voor dit onderzoek is om alle opgeslagen kanalen in één venster weer te geven. Als kanalen moeten worden weggelaten om één en ander overzichtelijker te maken kan dit via het displayvenster zelf.

Verwerkingsprotocol

Playback

Inmiddels is er een en ander verandert. Het is nu mogelijk met de playback-functie een EEG-opname met 5000 Hz en 64 kanalen te downsamplen en kanalen weg te laten (dit laatste was al mogelijk bij het openen van de EDF-file). Hierdoor is het probleem van de onreproducteerbaarheid van de piekform geen probleem meer. Tevens heeft de playback het voordeel dat er niet voor de meting bedacht hoeft te worden bij welke samplefrequenties gemeten moet worden. Achteraf kan nog elke samplefrequentie gekozen worden. Vanwege de nieuwe playbackfunctie stel ik een nieuw verwerkingsprotocol op, mede omdat ik er tot nu toe niet tevreden over ben. Het tot nu toe opgestelde protocol plak ik in een andere file en houdt deze achter de hand mocht de informatie later nog nodig zijn.

- We gaan uit van een 64-kanaals/5000Hz EEG.
- Dit EEG wordt met de playbackfunctie gedownsampled. De playbackfunctie is een functie waarbij het aquisitieprogramma Portilab de data niet van de versterker ontvangt, maar uit de file met het eerder opgenomen EEG.
 - Het originele EEG wordt opgeslagen onder C:\ProgramFiles\Portilab\Patients\(\Patientnaam)\...\samples
 - De puntjes staan voor een hexadecimale code, de juiste meting moet gevonden worden door te kijken naar de file 'Measname' die in dezelfde map opgeslagen wordt of door te zoeken op het tijdstip van de laatste wijziging.
 - Een rechtermuisklik op de sample-file geeft een menu met als tweede optie "Playback". Wordt deze geselecteerd, dan verschijnt het menu Measurement Configurations (zie Meetprotocol => Measurement Configurations). De gewenste MC wordt geselecteerd en commando Start Measurement wordt ingegeven.
 - Als een Measurement Name wordt ingegeven en bevestigd wordt, start de playback automatisch. De playback doet het volgende:
 - In het geval van een MC met storagefrequentie die een reciproke veelvoud van 5000 Hz is, wordt in de file de eerste sample gezocht. Deze sample is dan ook de eerste sample van de playback. Vervolgens worden afhankelijk van de gekozen samplefrequentie een aantal samples 'weggelaten'. Dus voor 2500 Hz bestaat de samplereeks uit 5000 Hz samples 1,3,5,...,etc. Bij 1250 Hz wordt dit 1,4,7,10, etc. Deze playback doet exact hetzelfde als het Excel-model dat ik eerder geproduceerd heb, de data kan nu echter worden opgeslagen als EDF-file. Het grote nadeel is dat deze playback altijd op de eerste sample begint, terwijl dit bij de playback via de ini-file en in het Excel-model niet het geval was (de ini-file was een 'nood'oplossing). Kunnen er samples weggehaald worden aan het begin van de datareeks? Ja, door wegschrijven zonder de eerste samples te selecteren. Welke problemen ontstaan er door het vaste beginsample? Dit moet goed met Cecile en de mensen van TMS overlegd worden! Er ontstaat zo namelijk een beetje een 'tunnelvisie' op de data.
 - Bij frequenties die geen reciproke veelvoud van 5000 Hz zijn doet zich het probleem voor dat er geinterpolateerd moet worden tussen de meetpunten. Dit zal een lineaire interpolatie zijn, waarbij tussen elke twee meetpunten bij 5000 Hz een denkbeeldige rechte lijn wordt getrokken. De punten op die lijnen bij latenties van de samptijdstippen worden de nieuwe samples. Deze zijn echter helemaal niet gemeten en daarom hebben we besloten alleen frequenties in de eerste categorie te gebruiken, mits dit voldoende playbackfrequenties levert.
 - Dit proces wordt uiteraard herhaald voor elke gewenste MC. NB geef een zinvolle naam, zodat de meting altijd terug te vinden is. Na playback wordt de meting opgeslagen onder C:\ProgramFiles\Portilab\Patients\MCproj\...\samples (juist, die puntjes weer).

Wegschrijven van de data

- De review (en dus het wegschrijven) kan via Portilab => Patient Data Manager => (Patientnaam) of Mcproj => Measurement Name => Review. Ook kan de rechtermuisklik op de sample-file weer gebruikt worden.
- Bij het wegschrijven van de data naar de analyse-pc moet rekening gehouden worden met waar de data voor gebruikt gaat worden:
 1. Voor het bekijken en/of averagen van een EEG geheel doorsturen in EDF-formaat.

2. Voor het uitvoeren van een dipole-fit het stuk waarop een dipole-fit moet worden uitgevoerd doorsturen in EDF-formaat. In delen doorsturen i.v.m. het vinden van de juiste latentie in ASA. Waarschijnlijk moet hiervoor eerst in EEmagine gekeken worden welke latenties geschikt zijn voor een dipole-fit.
 3. Voor het bewerken van de data in Matlab in kleine stukjes doorsturen in ASCII-formaat. Als te veel data ineens doorgestuurd wordt, kan de file niet geladen worden.
- Om de latenties van de epileptische pieken te vinden, worden het originele en de gedownsampelde EEG's in hun geheel weggescheven volgens het protocol/deel 2 in bijlage 1. De files wordt geopend in EEmagine en beginlatentie en latenties van geschikte pieken worden genoteerd.
 - Omdat de weergave van de latenties in EEmagine en Portilab niet hetzelfde zijn (beginlatentie komt in portilab overeen met 00:00:00:000 en in EEmagine met meettijdstip) worden de pieklatenties omgerekend.
 - In de review van Portilab worden de juiste delen van het EEG geselecteerd en weggeschreven naar de analyse-pc.

Dipole-fit

- Uitvoering van een dipole-fit in ASA gaat als volgt:
 1. EEG file (.edf) laden via EEG>Read.
 2. Elektrode file (.elc) laden via Electrodes>Read.
 3. Volume conductor file (.vol) laden via Volume>Read of genereren via Volume>Generate sphere (tot 4 lagen, middelpunt is in te stellen, radius en geleidingsconstante is voor elke laag in te stellen)
 4. Toplatentie selecteren via EEG>Time courses (blauwe lijnen aan het begin en eind met de muis verplaatsen naar het punt van de piek).
 5. EEG-window sluiten en Yes kiezen in de box die verschijnt.
 6. Dipole fit uitvoeren via Inverse>Dipole fit>Unconstrained. Er verschijnt een Dialog Box waar het aantal verwachte dipolen en de verwachte broncoordinaten ingevoerd moeten worden. De verwachting van het aantal dipolen is 1 dipool bij bovengenoemde patienten; de verwachte broncoordinaten zijn per patient verschillend en kan geschat worden aan de hand van het EEG. Als OK wordt gegeven verschijnt een Box waar de randvoorwaarden voor het afbreken van het Marquandt-algoritme ingevoerd kunnen worden. Hiervoor is kennis van het Levenberg-Marquandt algoritme vereist; hiervoor moet contact opgenomen worden met Michiel van Burik of mogelijk kan een en ander op internet gevonden worden. Mogelijk ook eens onderzoeken welke invloed deze randvoorwaarden hebben. We gaan er eerst van uit dat de standaard instellingen afdoende zijn. Ook moet aangegeven worden welk dipool model gewenst is: fixed, rotating of moving. In dit eerste onderzoek zal steeds worden gekozen voor de Fixed Dipole.
 7. Voor de dipool zichtbaar wordt moet eerst de kleur uit het plaatje gehaald worden via EEG>Style>Mode (colours afvinken) Ook kan hier de scaling en interpolation aangepast worden.
 8. De dipool file (.dip) en eventueel het volume conductor model kunnen opgeslagen worden via Dipoles>Write resp. Volume>Write.
 9. De andere pieken (uit hetzelfde EEG) kunnen nu geanalyseerd worden door stappen 4 t/m 8 voor elke piek te herhalen en onder een andere naam op te slaan.
 10. De stappen 1 t/m 9 herhalen voor de gedownsampelde EEG's (met andere MC)
- Ook in EEmagine kan een dipole fit uitgevoerd worden. Omdat in ASA meer opties zitten die te gebruiken zijn voor dit onderzoek laten we de dipole-fit in EEmagine in het vervolg buiten beschouwing. Het is overigens wel zo dat ik getest heb of met ASA en EEmagine dezelfde uitkomsten verkregen werden bij een identieke dipole-fit. Dit was niet het geval. Dit was echter geen goed opgezet experiment, maar meer een probeersel. Verschillen kunnen ontstaan zijn door verschillende randvoorwaarden voor het LM-algoritme, fouten in de keuze van kanalen en het feit dat er geen 64-kanaals EEG is gebruikt, maar een OSG-configuratie.

Dipole informatie

Er is nu een flink aantal dipoolfiles opgeslagen.

- Welke informatie in deze files gevonden kan worden, afhankelijk van de gekozen mogelijkheden onder 6, wordt hieronder opgesomd.
 - # 1 dipole(s) at 220 time steps

- Aantal dipolen en tijdstippen waarop de dipoolparameters berekend zijn
- UnitPosition mm
 - Eenheid van positie (mm, cm of m)
- UnitMoment nAm
 - Eenheid van moment (Am, mAm, μ Am of nAm)
- UnitTime ms
 - Eenheid van tijd (ms of s)
- NumberPositions= 1
 - Aantal dipolen
- NumberTimeSteps= 220
 - Aantal tijdstippen waarop de dipoolparameters berekend zijn
- TimeSteps -97(1)122
 - a(b)c: a = beginlatentie, b = tijdstapgrootte, c = eindlatentie
- FirstTimeStep 118
 -
- LastTimeStep 151
 -

Hierna volgt informatie specifiek voor het gekozen dipoolmodel; dit zijn steeds serie van drie getallen onder elkaar die een positie of moment definieren, bij meerdere dipolen en tijdstappen kan er een dipoolnummer en tijdstapnummer voor staan: opletten dus.

Moving dipole

- MomentsRotating
 - Voor elke dipool en elke tijdstap een moment (mx,my,mz); eerst alle tijdstappen voor dipool 1, dan voor dipool 2, etc.
- PositionsMoving
 - Voor elke dipool en elke tijdstap een positie (x,y,z); eerst alle tijdstappen voor dipool 1, dan voor dipool 2, etc.

Rotating dipole

- MomentRotating
 - Voor elke dipool en elke tijdstap een moment (mx,my,mz); eerst alle tijdstappen voor dipool 1, dan voor dipool 2, etc.
- PositionsFixed
 - Voor elke dipool een positie(x,y,z)

Fixed dipole

- MomentFixed
 - Voor elke dipool een moment (mx,my,mz)
- PositionsFixed
 - Voor elke dipool een positie(x,y,z)

Dan volgt de volgende data die weer voor elk dipoolmodel gelijk is, maar wel optioneel (engels, want gekopieerd uit de Help):

- Magnitudes
 - One strength (in current unit) for each dipole and time sample. First all time samples of first dipoles, than all samples of second dipole, etc. If absent, the magnitude of the moment (fixed or rotating) vectors will be taken.
- NumberPolygons
 - Number of polygons (usually triangles) for source spaces.
- TypePolygons
 - Number of vertices per polygon (default 3).
- Polygons
 - Triangulation for source spaces.
- NumberEnabledPositions/NumberDisabledPositions
 - Number of enabled or disabled dipoles.
- EnabledPositions/DisabledPositions
 - Array of indices of enabled or disabled dipoles.
- Labelx
 - Label (max. 8 characters) for dipole x. (e.g. Label1 F1)

- Labels
 - Labels as a field (see example). This is an better alternative to the previous item.
- NoLabels
 - If you want to prevent the program from searching for labels (thus saving time), you may use this.
- Constraints
 - Name of a special file containing a set of constraints.

Als laatste volgt nog wat informatieve data die niet gebruikt wordt bij het heropenen van de file, maar wel degelijk interessante informatie biedt. Ik kopieer weer uit de Help:

- Configuration
 - the file names of the volume conductor model, the sensors and data file used in the fit are stated.
- Results
 - fist the name of the file, where these statements are in, is stated together with the time window used for the fit. The following block contains the time-invariant result parameters, followed by a table for the time-varying parameters.
- Correlation
 - This is the correlation between the measured and the predicted data over all active channels and all time samples within the analysis window.
- Goodness of fit
 - This is the explained variance divided by the total variance of the data.
- Number of Iterations
 - This refers to the number of cycle the Marquardt algorithm needed to achieve this result. Note that this is not identical to the number of calls that is displayed during the fit.
- RMS of signal
 - Root mean square of the signal (signal strength).

De laatste vier worden als volgt weergegeven

```

Overall Correlation : 0.9881
Overall Goodness of Fit: 0.9764
Number of Iterations : 6
Number of Dipoles   : 1
Dipole Positions   :
-3.558 54.65 53.4

```

Time	Corr.	GOF	RMS of signal
99.51	0.9768	0.9541	3.906e-05
103.3	0.9803	0.961	5.358e-05
107.2	0.9813	0.963	6.936e-05
111	0.9822	0.9648	8.518e-05
114.8	0.9841	0.9685	9.985e-05
118.7	0.9866	0.9734	0.0001124
122.5	0.9896	0.9794	0.0001224
126.3	0.9926	0.9852	0.0001294
130.1	0.9948	0.9895	0.0001334
134	0.9959	0.9918	0.0001346
137.8	0.9959	0.9917	0.0001332
141.6	0.9946	0.9892	0.0001292
145.5	0.9923	0.9848	0.0001232
149.3	0.9892	0.9786	0.0001154
153.1	0.9852	0.9705	0.000106
157	0.9797	0.9599	9.563e-05
160.8	0.9724	0.9456	8.478e-05
164.6	0.963	0.9274	7.388e-05
168.4	0.9504	0.9032	6.328e-05

- De files die uit dit onderzoek naar voren komen zien er als volgt uit:

```

# 1 dipole(s) at 220 time steps
UnitPosition mm
UnitMoment nAm
UnitTime ms
NumberPositions= 1
NumberTimeSteps= 220
TimeSteps -97(1)122
FirstTimeStep 125
LastTimeStep 125
MomentsFixed
0.889969 -0.454999 -0.0305171
PositionsFixed
11.0994 30.5173 92.4876
Magnitudes
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
NoLabels
Constraints test.hjdh.cst

==== Dipole localization protocol ====

Configuration:
C:\asa_data\case001\Electrodes\xx32.elc
C:\asa_data\case001\EEG\sep_ri.msr

Results:
C:\asa_data\case001\dipoles\test.hjdh.dip
Time window: 28 to 28 ms

Overall Correlation : 0.9947
Overall Goodness of Fit: 0.9894
Number of Iterations : 9
Number of Dipoles : 1
Dipole Positions :
11.1 30.52 92.49
Dipole Orientations :
0.89 -0.455 -0.03052

Time Corr. GOF RMS of signal
28 0.9947 0.9894 1.733e-006

```

- Uit het onderzoek resulteren dus voor elke MC een aantal van deze files die waarschijnlijk erg op elkaar zullen lijken. Er moet nu onderzocht worden of de orientatie -de (mx,my,mz)-coordinaten-, de positie - de (x,y,z)-coordinaten- en de grootte -de magnitudes- van de dipolen bij lagere samplefrequentie significant verschillen van de ligging en de grootte bij 5000 Hz. Vooral de positie is van klinische importanterie.

Statistische verwerking van de dipole informatie

- Intussen is er via dr. Vliegen een statistisch programma beschikbaar gekomen, genaamd SYSTAT. De verwerking van de de dipooldata zal grotendeels hiermee uitgevoerd gaan worden.
- Hiervoor moet eerst de data op een goede manier in het *Worksheet window* van SYSTAT geplaatst worden. De routines binnen het programma impliceren al hoe dit moet gebeuren. Er is sprake van één onafhankelijke variabele, nl. de samplefrequentie ofwel de MC. Deze wordt in de tweede kolom geplaatst, naast de rijnummers. Als er dus bij elke MC 20 pieken zijn gevonden, wordt er dus in de tweede kolom 20 keer een 1 geplaatst, daaronder 20 keer een 2, etc. In de kolommen daarnaast komen de afhankelijke variabelen PFX, PFY, PFZ, MFX, MFY, MFZ, MAG; resp. de x,y,z-coordinaat van de dipoolpositie, de x,y,z-vector van de dipoolorientatie en de grootte. Uitgaande van bv. 20 pieken per MC komt dus de data van de dipolen behorende bij MC1 in rij 1 t/m 20, die van MC2 in rij 21 t/m 40, etc. Dit doorlopend onder elkaar zetten van MC's lijkt misschien nogal onhandig, het is echter een noodzakelijk kwaad voor het uitvoeren van een ANOVA in SYSTAT.
- Probability plots zullen worden gemaakt in SYSTAT. De datareeksen behorende bij de te testen variabelen worden in aparte kolommen gekopieerd die een andere naam meekrijgen (bv. PFX1,PFY1,..., MAG1, PFX2, PFY2,..., MAG2, etc). Bij vijf MC's moeten dus nog eens 35 extra kolommen aangemaakt worden. Gebeurt dit niet en wordt bv. variabele PFX getest op de normale verdeling, dan kan alleen de gehele kolom, dus alle MC's tegelijk, geplot worden. Via de main wordt met de knop *Prob'y* een box opgeroepen waar een keuze kan worden gemaakt uit de verschillende variabelen. Plots kunnen worden opgeslagen als bitmap.
- We nemen aan dat de afhankelijke variabelen normaal verdeeld zijn.
- Om nu gewoon de basale statistische eigenschappen van elke variabele per MC te kunnen bekijken is er de mogelijkheid om via *Stats>Stats>Statistics* een aantal dingen op te roepen, nl. CV?, kurtosis?, maximum, mean, median, minimum, N, range, SD, SEM?, skewness, sum en variance. Dit wordt dan in tabelvorm in het main window geplaatst.
- Onafhankelijkheid tussen afhankelijke variabelen is na te gaan door de Pearson Correlation Coefficients te bepalen via de knop *Corr*. Hiervoor alle afhankelijke variabelen per MC (dus niet die waar MC's onder elkaar staan) selecteren; bij het geven van OK wordt een tabel met de PCC's voor alle mogelijke combinaties van variabelen in het main window gezet. Een PCC is een getal tussen -1 en 1. -1 betekent perfecte reciproke correlatie, 0 betekent geen correlatie, 1 betekent perfecte correlatie.
- Om echt conclusies te kunnen trekken over de invloed van de samplefrequentie op de coordinaten moet een ANOVA uitgevoerd worden. In SYSTAT zijn hier twee mogelijkheden voor:
 - *Quick ANOVA*: er wordt gevraagd om de *Dependant*, *Factors* en *Covariates* in te voeren. *Dependants* zijn de afhankelijke variabelen PFX, ..., MAG (niet synchroon uitvoeren BTW). *Factors* zijn de MC's. *Covariates* zijn niet onafhankelijke afhankelijke variabelen. Deze moeten worden ingegeven als uit de *PCC* blijkt dat variabelen niet onafhankelijk zijn (nadere informatie zoeken als dit aan de orde is). Verder is er de mogelijkheid *Tukey HSD* te selecteren. Hiermee worden pairwise comparisons uitgevoerd.
 - *Fully Factorial (M)ANOVA*: er wordt gevraagd om de *Dependant*, *Factors* en *Covariates* in te voeren. Ook kunnen *means* en *std's* weergegeven worden en er is de mogelijkheid *Repeated measures* op te geven. Deze functie wordt (nog niet) gebruikt, omdat deze vooral geschikt is voor experimenten met meerdere factoren.
- De computer output zal er als volgt uit zien:

WED 21-05-03 10:20:23

(1)

SYSTAT VERSION 5.0
COPYRIGHT, 1990-1992
SYSTAT, INC.

Welcome to SYSTAT!
WORKSPACE CLEAR FOR CREATING NEW DATASET

WED 21-05-03 10:20:55 C:\SYSTATW5\PLAYB.SYS
LEVELS ENCOUNTERED DURING PROCESSING ARE:

(2)

MC
156.000 312.000 625.000 1250.000 2500.000 5000.000

(3)

DEP VAR: PFX N: 18 MULTIPLE R: 0.682 SQUARED MULTIPLE R: 0.465

(4)

ANALYSIS OF VARIANCE (5)

SOURCE	SUM-OF-SQUARES	DF	MEAN-SQUARE	F-RATIO	P
MC	2874.164	5	574.833	2.086	0.138
ERROR	3307.013	12	275.584		

COL/ ROW	MC	(6)
1	156.000	
2	312.000	
3	625.000	
4	1250.000	
5	2500.000	
6	5000.000	

USING LEAST SQUARES MEANS.

POST HOC TEST OF PFX (7)

USING MODEL MSE OF 275.584 WITH 12. DF.
MATRIX OF PAIRWISE MEAN DIFFERENCES:

	1	2	3	4	5
1	0.000				
2	36.108	0.000			
3	29.516	-6.592	0.000		
4	30.739	-5.369	1.223	0.000	
5	18.675	-17.433	-10.841	-12.064	0.000
6	35.791	-0.317	6.275	5.052	17.116
	6				
6	0.000				

TUKEY HSD MULTIPLE COMPARISONS. (8)
MATRIX OF PAIRWISE COMPARISON PROBABILITIES:

	1	2	3	4	5
1	1.000				
2	0.155	1.000			
3	0.314	0.996	1.000		
4	0.278	0.998	1.000	1.000	
5	0.739	0.787	0.962	0.942	1.000
6	0.160	1.000	0.997	0.999	0.799
	6				
6	1.000				

- (1) Standaard: datum en tijd, SYSTAT info, welcome.
 - (2) Datum en tijd van de bewerking, verwijzing naar het betreffende worksheet.
 - (3) De verschillende treatments opgesomd.
 - (4) Benoemen van de variabele, het totale aantal observaties, de Multiple R?? en de Squared Multiple R??
 - (5) Het gaat vooral om het stukje onder ANALYSIS OF VARIANCE. Dit is de ANOVA-tabel met achtereenvolgens:
 - De naam van de variantiebron en de ERROR, totalen worden niet gegeven (SOURCE)
 - De kwadratensom (SUM-OF-SQUARES)
 - Het aantal vrijheidsgraden (DF)
 - Het kwadratengemiddelde (MEAN-SQUARE)
 - De F_0 -waarde (F-RATIO)
 - De P-value (P)
 - (6) Nummering van de treatments
 - (7) Pairwise mean differences
 - (8) Tukey HSD tabellen
- De conclusies die uit de ANOVA-tabel naar voren moeten komen zijn:
 - Of er significante verschillen in het gemiddelde tussen MC's zitten. Dit is het geval als F-RATIO groter is dan $f_{\alpha/2, a-1, a(n-1)}$ (uit tabel).
In eerste instantie lijkt $\alpha = 0,05$ een goede keuze. Een alternatief is $\alpha = 0,01$.
De waarden van a en n liggen vast, nl. het aantal treatments resp. het aantal observaties binnen een treatment.
BTW: De P-value is de kleinste α -value waarbij de conclusie nog is dat er geen verschillen tussen de gemiddelden bestaan. Uit de P-value kan dezelfde conclusie sneller afgeleid worden: als de P-value behoorlijk lager is dan de α -value, zijn er (bij deze waarde van α !!) significante verschillen tussen MC's aanwezig.
 - Tussen welke MC's die verschillen dan optreden en hoe significant deze zijn. Te testen met een post hoc pairwise comparison, bv. de Fischer LSD methode of de Tukey HSD methode.
Als één van de functies aangeroepen wordt, worden twee (halve) $[a \times a]$ matrices geproduceerd; een 'pairwise mean difference'-matrix en een probability-matrix. De eerste met waarden die gebaseerd worden op de gemiddelden van de treatments:
- $|\bar{x}_i - \bar{x}_j|$
- De tweede is verschillend (gevuld met andere waarden) voor elke methode. Hierin worden probabilities weergegeven. Het is me nog niet duidelijk wat deze precies voorstellen.
- Tukey HSD is als additionele functie van de Quick ANOVA een logische eerste keuze voor de post hoc comparisons. Om tot conclusies te komen moet een HSD-waarde berekend worden volgens:

$$HSD = q_\alpha(a, v) \sqrt{\frac{MSE}{n_h}}$$

met: HSD = Honestly Significant Difference

$q_\alpha(a, v)$ = studentized range distribution

v = aantal vrijheidsgraden

MSE = Mean Square Error

$$n_h = \frac{k}{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} + \dots + \frac{1}{n_k}}$$

$k = 2$; n_1 en n_2 = aantal observaties

Als de waarde in de 'pairwise mean difference'-tabel groter is dan HSD, is in het α -significance level voldoende bewijs gevonden dat de gemiddelden van de MC's die horen bij de tabelwaarde significant van elkaar verschillen.

- De Fischer LSD methode is gebaseerd op de t-test op het verschil tussen twee gemiddelden, waarbij niet s^2 wordt gebruikt maar (beter) MS_{ERROR} . Zoals gezegd is de tabel van SYSTAT dezelfde als bij de Tukey HSD

methode. De LSD wordt echter met een ander voorschrift berekend dan de HSD:

Met: $LSD = \text{Least Significant Difference}$

$$t_{\alpha/2,v} = t\text{-distribution}$$

$n_i; n_j$ = aantal observaties binnen treatment i, resp. j.

Als de waarde in de ‘pairwise mean difference’ -tabel groter is dan LSD, is in het α -significance level voldoende bewijs gevonden dat de gemiddelden van de MC’s die horen bij de tabelwaarde significant van elkaar verschillen.

- De methode van Bonferroni wordt verkregen door een aanpassing op de Fisher methode. Bij deze methode wordt het significance level van een comparison vastgesteld door een experimentwise significance level α_E vast te stellen.

$$\alpha = \alpha_E / C \quad \text{met: } C = a(a - 1) / 2$$

Het criterium voor acceptatie van bestaan van een verschil verandert in:

$$|\bar{x}_i - \bar{x}_j| > t_{\alpha/(2C),v} \sqrt{MSE \left(\frac{1}{n_i} + \frac{1}{n_j} \right)}$$

Ofwel:

Als de waarde in de ‘pairwise mean difference’ -tabel groter is dan de rechterterm, is in het α -significance level voldoende bewijs gevonden dat de gemiddelden van de MC’s die horen bij de tabelwaarde significant van elkaar verschillen.

- Hier voor zijn drie verschillende pairwise comparison methoden behandeld die qua conclusie erg op elkaar lijken. Het verschil tussen de drie berust volledig op het verschillende referentieniveau, ofwel op de rechterterm als de vergelijking wordt weergegeven in de vorm zoals bij de Bonferroni methode (12 regels naar boven). Het gevolg hiervan is dat er bij elke methode andere randvoorwaarden aan de conclusie opgelegd worden. De Fisher methode is de meest standaardmethode; hierbij ontstaat echter het probleem dat voor elke comparison een type I error (negatieve conclusie trekken op basis van de sample, terwijl in de populatie wel een verschil in gemiddelde bestaat) gemaakt kan worden. Hoe groter het aantal comparisons, hoe groter de kans om een type I error te maken. Als er bijvoorbeeld 15 comparisons gemaakt moeten worden en dit gebeurt bij significance level $\alpha = 0,05$ (comparisonwise); dan is de kans op een type I error al $15 \times 0,05 = 0,75$ (experimentwise). Er zijn nu twee manieren om met dit probleem om te gaan:

1. Type I errors zijn een groot probleem en daarom moet er een kleiner α -level gebruikt worden.=>“conservatief”
 2. Het α -level mag niet kleiner worden, omdat dan de kans op een type II error (positieve conclusie trekken op basis van de sample, terwijl in de populatie geen verschil in gemiddelde bestaat) toeneemt.=>“sensitief”
- De Tukey-methode is een conservatieve test en moet dus gebruikt worden als er zorg bestaat over het claimen van effecten die niet werkelijk bestaan. De Fisher of -handiger- de Bonferroni-methode is een sensitieve test en moet gebruikt worden als het belangrijk is dat er geen verschillen gemist worden.

Vervolgonderzoek

NB nader onderzoek in een beperkter frequentiegebied??

NB onderzoek van werkelijk gedownsampelde pieken??

NB onderzoek verschillende kanalen met verschillende samplefrequentie??

NB onderzoek kanalen weglaten??

NB onderzoek in matlab??

NB spelen met de randvoorwaarden van het LM-algoritme??

NB frequentieanalyse??

Literatuur

[1] Applied statistics and probability for Engineers,

- [2] EEG door Niedermeyer/Lopes da Silva
- [3] ASA Help
- [4] SYSTAT Help

Bijlage 7 Gegevens Polhemus Fasttrak

THE INDUSTRY STANDARD

The most accurate electromagnetic motion tracking system available, FASTRAK® is the perfect solution for accurately computing position and orientation through space. With real-time, six-degrees-of-freedom tracking and virtually no latency, this award-winning system is ideal for head, hand, and instrument tracking, as well as biomedical motion and limb rotation, graphic and cursor control, stereotactic localization, telerobotics, digitizing, and pointing. FASTRAK has been the workhorse of the industry since its introduction.

► FEATURES

Fast Time
Virtually no latency. Digital Signal Processing (DSP) technology provides 4ms latency updated at 120 Hz. Data is transmitted via RS-232 to the host at up to 115.2 K Baud.

Improved Accuracy and Resolution
Accuracy of 0.03 inches RMS with a resolution of 0.0002 inches per inch makes this the most precise device of its kind.

Range
Standard operational range is 4 to 6 feet; 10 foot range is obtainable.
The optional TX4 or Long Ranger® transmitters allow significantly longer ranges of operation.

Multiple Receiver Operation
Permits measurement of up to 4 receivers on a single system and up to 16 receivers at a time, utilizing four synchronized systems.

Reliable
The pioneer of 3D position/orientation measuring devices, in business since 1970. Real-time self-calibration ensures the unit never needs adjustment.

Multiple Output Formats
Position in Cartesian coordinates (inches or centimeters); orientation in direction cosines, Euler angles, or quaternions.

Two Solutions in One
FASTRAK is a 3D digitizer and a quad receiver motion tracker, making it perfect for a wide range of applications requiring high resolution, accuracy, and range. By computing the position and orientation of a small receiver as it moves through space, it provides dynamic, real-time measurements of position (X, Y, and Z Cartesian coordinates) and orientation (azimuth, elevation, and roll).

Up to 16 Receivers
With a single transmitter, FASTRAK accepts data from up to four receivers. And with no change in the update rate, you can connect up to four systems, allowing you to measure multiple points simultaneously. Because FASTRAK uses patented low-frequency magnetic transducing technology, there's no need to maintain a clear line-of-sight between receivers and transmitters.

A/C Magnets
Quiet and stable, the system is essentially unaffected by facility power grids. Update rates are always maintained, as A/C magnetics offer the best signal-to-noise ratios and incorporate sophisticated digital signal processing capabilities. In addition, adaptive filtering is available as a standard feature.

► APPLICATIONS

Biomechanical Analysis
When using four FASTRAK systems simultaneously, you can collect real-time relative movement data for gait and limb analysis. Perfect for tracking leg, knee, joint, spinal, or shoulder rotational movement.

Virtual Reality
From the beginning, Polhemus 3SPACE® systems have been the top choice for VR head and body tracking. FASTRAK does it all in real time.

Head Mounted Displays
Because FASTRAK virtually eliminates latency it is the highest quality, cost-effective solution for military, VR, and simulation applications.

Graphics
Easily changes and controls the lighting of computer generated images in real time, with the ability to move objects on screen without the loss of environmental changes (i.e., lighting and shadowing).

Stereotactic Localization
Mounted on any non-metallic object (such as a robotic prosthesis), the receiver determines its position and orientation.

Dimensional Arbitration
Collect the actual dimensions of artifacts, archaeological items, museum sculptures, and other items.

Anatomical Measurements
Compile databases of anatomical features, body volumes, joint relationships, and body contours.



FASTRAK

TECHNICAL SUMMARY

► COMPONENTS

The 3SPACE FASTRAK system includes a System Electronics Unit (SEU), a power supply, one receiver, and one transmitter. You can easily expand the system's capabilities by adding up to three additional receivers.

System Electronics Unit

Contains the hardware and software necessary to generate and sense the magnetic fields, compute position and orientation, and interface with the host computer via an RS-232 (USB available soon).

Transmitter

The transmitter contains electromagnetic coils enclosed in a molded plastic shell that emit the magnetic fields. The transmitter is the system's reference frame for receiver measurements.

Receiver

The receiver contains electromagnetic coils enclosed in a molded plastic shell that detect the magnetic fields emitted by the transmitter. A lightweight cube, the receiver's position and orientation is precisely measured as it is moved. The receiver is completely passive, having no active voltage applied to it.

► SPECIFICATIONS

Position Coverage

The system will provide the specified performance when the receivers are within 30 inches of the transmitter. Operation over a range of up to 10 feet is possible with slightly reduced performance.

Latency

4 milliseconds

Update Rate

120 updates/second divided by the number of receivers

Interface

RS-232 with selectable baud rates up to 115.2 K (optional RS-422)

Static Accuracy

0.03 inches RMS for the X, Y, or Z position; 0.15° RMS for receiver orientation

Resolution

0.0002 inches per inch of transmitter and receiver separation; 0.025° orientation

Range

Up to 5 feet with standard TX2 transmitter; additional ranges possible with optional transmitters

Multiple Systems

Multiple systems can be cascaded with no change in update rate.

CRT

Provided by means of an external cable sensor. An optional external cable sensor provides synchronization of CRT to eliminate noise.

Angular Coverage

The receivers are all-attitude with no limits.

Operating Environment

Large metallic objects, such as desks or cabinets, located near the transmitter or receiver, may adversely affect the performance of the system.

Operating Temperature

-10°C to 40°C at a relative humidity of 10% to 95%, noncondensing

Physical Characteristics

SEU - 11.0" L x 11.4" W x 3.6" H

Power Supply - 7.0" L x 3.7" W x 2.2" H

Transmitter - 2.3" L x 2.2" W x 2.2" H

Receiver - 0.9" L x 1.1" W x 0.6" H

Power Requirements

25 W, 90-250 VAC, 58-65 Hz

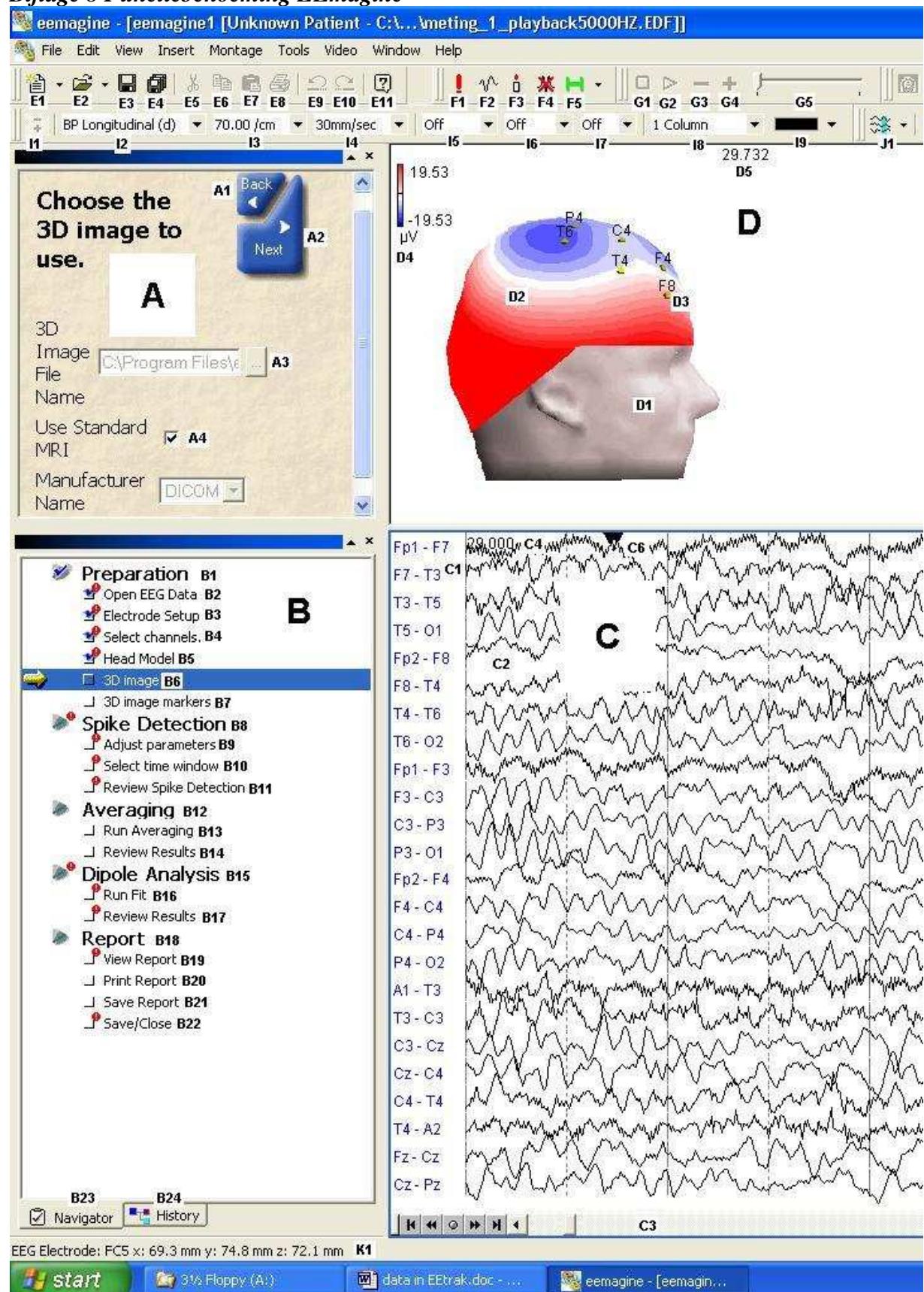
RSTMA, 3SPACE are registered trademarks of Polhemus.

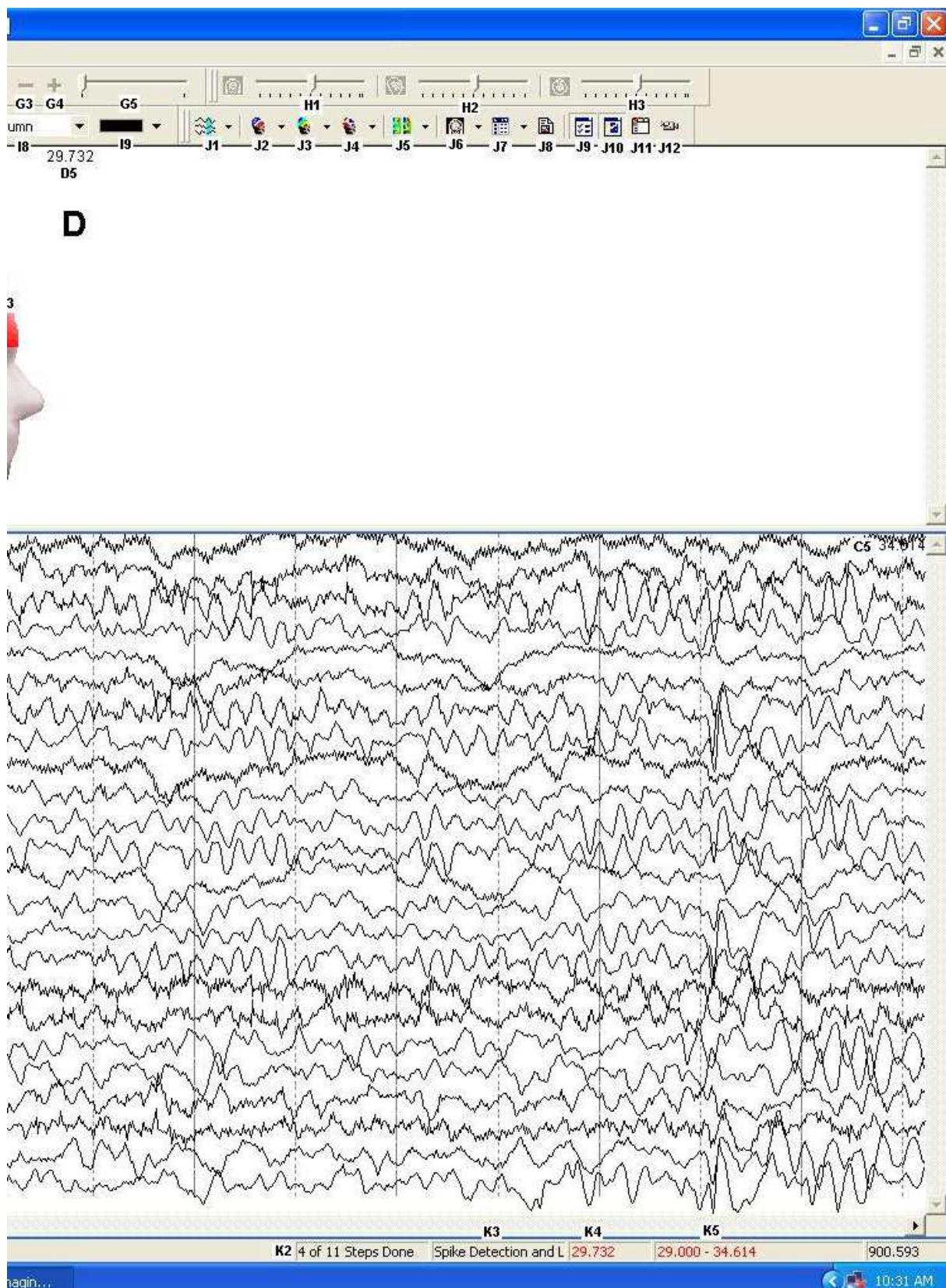
40 Brooks Drive • PO Box 560 • Colchester, Vermont 05446-0560
US and Canada 800.357.4777 • 802.653.1519 • fax 802.655.1439 • www.polhemus.com



Copyright © 2001 Polhemus • P1-QTR002A Rev. February 2001

Bijlage 8 Functiebenoeming EEmagine





Views

- A = Dialog View : huidige stap; invoer van gegevens; bevestiging
- B = Workspace View : de status van het project
- C = EEG Data View : EEG data in een bepaalde afleiding
- D = 3D View : grafische weergave van hoofdmodel en elektroden met daarop een Voltage Map (afgebeeld), Frequency Map of Laplacian Map

Overige Views	: Spectral Analysis=>CDSA View; 3D Image View (MRI); List View=>Channel, Elektrode, Spike, Event, Epoch Event, Patient Data, Dipole, Image Marker; Report; Video View; Tabs (creëert tabs voor de verschillende analyseonderdelen)
<i>Toolbars</i>	
E = Standard Toolbar ³³	: 1. New Study openen; 2. Open from Study Manager (existing study, EEG data file, DICOM images); 3. opslaan 4. opslaan als...; 5. knippen; 6. kopiëren; 7. plakken; 8. printen; 9. Undo; 10. Redo; 11. Help
F = Events Toolbar ³⁴	: invoegen van ... 1. Event Marker; 2. Spike Event; 3. Seizure Event; 4. Artefact Event; 5. Epoch Event (Single Epoch, Multiple Epoch)
G = Video Toolbar ³⁵	: 1. stoppen met video afpelen; 2. video afspelen; 3. stapsgewijs video achterwaarts afspelen; 4. stapsgewijs video afspelen; 5. directe latentiekeuze
H = 3D Image Toolbar	: kiezen en weergeven van ... 1. coronale slices; 2. sagittale slices; 3. axiale slices
I = EEG Toolbar ³⁶	: 1. verticale asrichting instellen; 2. afleiding selecteren (Edit opent een edit window); 3. verticale as instellen (gevoeligheid); 4. tijdbasis instellen; 5. high pass filters kiezen; 6. low pass filters kiezen; 7. notch filters kiezen; 8. weergaveopties instellen (meerdere kolommen); 9. EEG kleur instellen
J = View Toolbar ³⁷	: het weergeven van ... 1. EEG Data View (en weergaveopties); 2. Voltage Map (en weergaveopties); 3. Frequency Map (en weergaveopties); 4. Laplacian Map (en weergaveopties); 5. CDSA View (en weergaveopties); 6. 3D Image View (en weergaveopties); 7. List View (zie Overige Views); 8. Report View; 9. Workspace View 10. Dialog View; 11. Tabs; 12. Video View
Overige Toolbars ³⁸	: Macro Toolbar ³⁹ (Play, Stop, Pauze/Record, Edit); Image Marker Toolbar ⁴⁰ (Image Marker, Image Segmentation Marker, Image Elektrode Marker)
K = Status Bar ⁴¹	: 1. informatie over selecties of acties; 2. voortgangsindicator; 3. Study type; 4. markerlatentie (C6); 5. zichtbaar domein (C4 en C5)
Een aantal functionaliteiten, toegankelijk via de menubalk, zijn nog niet benoemd:	
Functies onder File	: Close; Export; Print Preview; Print Setup; Send (EEmagine document, report); Properties; 4 laatst geopende files; Exit
Functies onder Edit	: Paste special; Go to Elapsed Time... (mogelijkheid door een tijd in te voeren direct naar de juiste sectie van het EEG te springen); Go to Recorded Time...(idem, voor een opnametijdstip); Insert New Object; Links; Objects
Functies onder Tools	: Licence; Calibrate Screen (in centimeters of inches); Options (Open (Study Type) bij opstarten, taalkeuze, aantal weer te geven laatst geopende documenten (zie functies onder File), Default Project Template, standaard file directories, standaard import format EEG data, tijdweergaveopties)
Functies onder Window	: New window, Split, Next, Previous, Cascade, Tile Horizontally, Tile Vertically, Arrange Icons, geopende windows
Functies onder Help	: Help Topics, Tutorial, Product Updates (link), Online Support (link), EEmagine on the web (link), About EEmagine...

³³ Nrs. 1, 2, 3, 4, 8 zijn ook toegankelijk via File=>...; Nrs. 5, 6, 7, 9, 10 via Edit=>...; Nr. 11 via Help=>...

³⁴ Deze functies zijn ook toegankelijk via Insert=>...

³⁵ Deze functies zijn ook toegankelijk via Video=>...; extra mogelijkheden hier zijn snelheidsregeling en afmeting aanpassing

³⁶ De meeste van deze functies zijn ook toegankelijk via Montage=>...

³⁷ Views zijn te activeren via View=>...(geen weergaveopties)

³⁸ Toolbars kunnen zichtbaar gemaakt/verborgen worden via View=>Toolbars=>...

³⁹ Ook toegankelijk via Tools=>Macro=>...

⁴⁰ Ook toegankelijk via Insert=>...

⁴¹ Weergave Status Bar on/off via View=>Status Bar

Bijlage 9 Procedure Spike Detection and Localization

Onderdeel 1: openen EEmagine Study

- Stap 1: Open EEmagine via het Bureaublad of Menu Start.
Stap 2: Kies Spike Detection and Localisation in de Study Manager onder het Tabblad New Study en geef OK (E1).

Onderdeel 2: Preparation (B1) (benodigde informatie wordt ingelezen)

- Stap 3: (B2) Voer een EEG file name in of selecteer een file via de browser button (A3) in de Dialog View (A) en geef Next (A2).
Stap 4: (B3) Voer een Elektrodes file name in of selecteer een file via de browser button in de Dialog View en geef Next (als geen elektrodefile aanwezig is, vink dan Use Standard Electrodes (A4) aan).
Stap 5: (B4) Deselecteer (via afvinken) de kanalen die niet meegenomen moeten worden in de analyse en geef Next⁴².
Stap 6: (B5) Voer een Headmodel file in of selecteer een file via de browser button in de Dialog View en geef Next⁴³.
Stap 7: (B6) Voer een 3D Image file (MRI) in of selecteer een file via de browser button in de Dialog View en geef Next⁴⁴.
Stap 8: (B7) Geef het net ingeladen MRI weer in de Three Orientations View via de knop (J6) in de 3D Image Toolbar.
Stap 9:
Stap 10: Maak de Set Marker Toolbar zichtbaar via View=>Toolbars=>.... Zoek via de slide bars (H1, H2, H3) of cross-hairs de referentiepunten voor het nasion-ear systeem en bevestig met de eerste button in de Set Marker Toolbar⁴⁵ (Image Marker) en geef Next.

Onderdeel 3: Spike Detection (B8) (te gebruiken data wordt geselecteerd)

- Stap 11: (B9) Geef de gewenste piekparameters in (minimum duur, maximum duur, amplitude ratio, steilheidminimum en polariteit) en geef Next.
Stap 12: (B10) Definieer begin- en eindtijd waarin deze pieken kunnen optreden en geef Next (rekentijdbesparing).
Stap 13: (B11) Beoordeel de resulterende pieken. Als de detectie nog lang niet naar wens is, ga dan terug via Back (A1) naar Stap 11 en pas de parameters aan.
Stap 14: Deselecteer de spikes die niet meegenomen moeten worden in de analyse en geef Next.

Onderdeel 4: Averaging (B12) (achtergrond EEG wordt weggemiddeld)

- Stap 15: (B13) Geef de gewenste Averaging parameters in (tijd waarover gemiddeld wordt, de tijd voor de Spike Event Markers, gebruik van Artefact Rejection, soort events, Duration Option) en geef Next.
Stap 16: (B14) Beoordeel of de Averaging voldoet aan uw verwachtingen en geef Next, respectievelijk Back.

Onderdeel 5: Dipole Analysis (B15) (dipole fit wordt uitgevoerd)

- Stap 17: (B16) Kies de Dipole Fit parameters (Goodness Of Fit, alle events?, welke events?).
Stap 18: (B17) Beoordeel of het resultaat aan de verwachtingen voldoet.

Onderdeel 6: Report (B18) (automatische generatie van een rapport en opslaan)

- Stap 19: (B19) Kies het gewenste rapport uit de lijst en beoordeel het; voeg eventueel gegevens toe en geef Next.
Stap 20: (B20) Geef Next; om het rapport te printen⁴⁶ bevestigen in de pop up.
Stap 21: (B21) Kies een directory, naam en format voor het rapport en geef Next.
Stap 22: (B22) Geef Next om het rapport te sluiten en de EEmagine file op te slaan.

⁴² Dit kunnen oogbewegingskanalen of bijvoorbeeld kanalen met veel 50 Hz storing zijn.

⁴³ Het is een groot nadeel dat in EEmagine geen ‘realistic headmodels’ gegenereerd kunnen worden via een MRI. Wel kunnen in ASA gegenereerde ‘realistic headmodels’ (zie § 3.8.3) ingelezen worden in EEmagine.

⁴⁴ Let op dat er slechts één serie DICOM afbeeldingen in de gekozen map staat.

⁴⁵ Als Image Markers al aanwezig zijn behoeven deze niet opnieuw ingegeven te worden.

⁴⁶ Op het ogenblik van schrijven is nog geen printer aangesloten

Bijlage 10 Functiebenaming ASA

System

- >New Subject = nieuw Subject aanmaken, zie boven
- >Change Subject = bestaand Subject aanroepen (Asa.ini file selecteren)
- >Quit = ASA afsluiten

Graphics⁴⁷

- >Setup Graphics
 - oproepen van de Graphics Setup Dialog, hierin mogelijkheden om het aanzicht van het 3D plaatje te manipuleren. Onder graphics kunnen de oriëntatie, de lichtinvalshoek, de zoomfactor, de aslabels en asweergave, etc ingevoerd worden
 - De andere tabbladen zijn alleen voor de ‘split’ weergaven van belang
 - Split Aspect = de afbeelding kan van meerdere (instelbare) richtingen tegelijk bekijken worden
 - Split Time = de graphics kunnen voor meerdere latenties tegelijk afgebeeld worden (tijdsprongen en aantal latenties zijn instelbaar)
 - Split Slice = meerdere slices van MRI-scans kunnen tegelijk zichtbaar gemaakt worden (aantal instellen en slices overslaan is mogelijk via deze Dialog)
 - Bitmap = exporteren als bitmap
 - Metafile = exporteren in metafile format
- >Export Graphics to Clipboard
- >Toggle Graphics
- >Print = graphics wel/niet weergeven
- = graphics uitprinten

Data Objects

- >MRI-Scans
 - Read = inlezen van een MRI
 - Read through Dipole = bij aanwezigheid van een Dipole Object het inlezen van de meest dichtbij gelegen slices
 - Write = opslaan in Subject directory=>mri (in .mri format)
 - Edit file = de MRI file manipuleren via Kladblok
 - Toggle display = zie Toggle Graphics
 - Style = oproepen van de Adjust Style Dialog: selectie slicerichting (coronal, sagittal of horizontal (axial)); aanpassen helderheid, contrast en resolutie; instellen van een grijswaarde drempel; MRI inverteren; weergave cross-hairs
 - Show histogram = opent een window met een histogram van de grijswaarde verdeling van het MRI
 - Make Segmentation = start het MRI Segmentation Options window waarmee een ‘realistic headmodel’ gegenereerd kan worden via 3D segmentatie; een ‘realistic headmodel’ is een model van het hoofd in drie schillen (segmenten), voorstellende de hersenen met vloeistoffen, de schedel en de hoofdhuid waarbij de dimensies en geleidingsvermogen van deze segmenten zo goed mogelijk overeenkomen met de werkelijkheid; segmentatie is de techniek waarbij een MRI, in 3D⁴⁸ of 2D⁴⁹, verdeeld wordt in de drie segmenten Brain, Skull en Scalp op basis van grijswaarden in het MRI
 - Discard = weggooien MRI data
- >Volume Conductor Model⁵⁰
 - Generate Sphere = generatie van een bolvormig ‘headmodel’ met maximaal 4 schillen; het middelpunt kan als x-, y- en z-coordinaat ingevoerd worden of de bestpassende fit op de elektroden kan worden gebruikt; de straal en geleidingsvermogen van elke schil kan ingesteld worden

⁴⁷ Onder graphics wordt verstaan: 3D weergave van elektroden, EEG map en headmodel rechts in het main window.

⁴⁸ Zie ANALYSETOOLS>*De Dipole Fit*> **Het genereren van een ‘realistic headmodel’ (3D segmentatie)**

⁴⁹ Zie ANALYSETOOLS>*De Dipole Fit*> **Het genereren van een ‘realistic headmodel’ (2D segmentatie)**

⁵⁰ Elementaire acties (Read, Write, Edit file, Append, Discard) zijn beschreven onder Data Objects>MRI-Scans=>...

- Generate from MRI = start het Model Generation window waarin een ‘realistic headmodel’ opgebouwd kan worden volgens de 2D segmentatie methode
- Manipulate = voor elke schil kan het ‘headmodel’ geschaald, verschoven en geroteerd worden; aanvinken van Set To Markers het tot gevolg dat niet het x-, y-, z-coordinatenstelsel van de het programma gebruikt wordt, maar het nasion-ear stelsel zoals gedefinieerd via de markers
- Style = per schil kan aangegeven worden: of het oppervlak van de schil gekleurd moet worden; of schaduwen en lijnen gebruikt moeten worden; welke kleur de schil moet krijgen; welke referentie voor de ‘cut-off plane’ gebruikt moet worden
- Compute System Matrix = berekent de Electric System Matrix; de Electric System Matrix bevat de informatie over de invloed van de het Volume Conductor Model op de elektrische signalen van de EEG meting; omdat de schedel een goede isolator is zouden berekeningen met de matrix hierdoor onstabiel kunnen zijn; hiervoor is de ‘isolated-potential approach’ ontwikkeld; om het ‘headmodel’ functioneel te maken moet de Electric System Matrix berekent worden; als deze eenmaal berekend is, behoeft dit niet bij elke analyse opnieuw te gebeuren; slechts als er iets aan het ‘headmodel’ veranderd wordt, moet deze matrix opnieuw berekend worden; met behulp van de matrix kunnen nu de voorwaartse en inverse analyses plaatsvinden; de matrix wordt opgeslagen bij het ‘headmodel’ en om de matrix op te slaan moet dus het Volume Conductor Model opgeslagen worden: Data Objects=>Volume Conductor Model=>Write - Dipoles¹⁷
- Generate
 - Initial guess = coördinaten van vier dipoolposities kunnen worden ingevoerd; een ‘initial guess’ is altijd nodig bij een inverse probleem
 - Source space = ofwel een sferisch segment, ofwel een realistisch oppervlak op de cortex als gemodelleerd actief gebied; het sferisch segment wordt gedefinieerd door een lokaal coördinatenstelsel, waarbij z- en x-asrichting en de oorsprong in te stellen zijn, een ‘grid’ met een theta- en phi-waarde (°) en een gridconstante (mm); een keuze tangentieel of normal en een radius (mm); een realistisch oppervlak maakt gebruik van het ‘realistic headmodel’
- Time Courses = opent een window waarin de sterkte van de dipolen (nAm) uitgezet is tegen de tijd; zie verder Data Objects>EEG - Time Courses
- Show Parameters = per dipool en tijdsstap kunnen de positiecoördinaten, richtingsvectoren en sterktes van de dipolen bekijken en opgeslagen worden
- Select Dipoles = dipolen kunnen geselecteerd en gedeselecteerd worden
- Extrema = functie voor ‘triangulated dipole sets’; power van een segment kan per sample worden bekijken
- Style = zie Data Objects>Volume Conductor Model - Style

>Elektrodes²⁵

- Manipulate = zie Data Objects>Volume Conductor Model - Manipulate; additionele mogelijkheden: projectie op de buitenste schil van het Volume Conductor Model; ‘triangulation’ ten behoeve van contourplots; fitten op bolvormig ‘headmodel’ door de kleinste kwadraten methode of fitten op een ‘realistic headmodel’ door verschuiving van elektroden; ongedaan maken van de projectie (niet van de fit)
- Style = zie Data Objects>Volume Conductor Model - Style; additionele mogelijkheden: headshape weergave; het kleuren van de totale triangulation
- Project to Plane = de elektroden worden op het ‘cut-off plane’ geprojecteerd
- Time Courses = opent een EEG window; de volgende opties (die invloed hebben op data of datarepresentatie) zijn beschikbaar via de menubalk:

Data

>Transfer

= bij aanvinken worden veranderingen aangebracht in het Time Courses window direct overgebracht naar het main window; dit overbrengen kan ook bij het sluiten van het Time Courses window, waarbij een pop up verschijnt: ‘Transfer changes to the project?’

>Tools

= de Tool Box verschijnt met de mogelijkheden een smoothing filter toe te passen; een andere referentie elektrode in te stellen; de verticale schaal in te stellen; een DC offset time window toe te passen (de gemiddelde waarde in dit window wordt van het EEG afgetrokken)

Additional Data Sets

>Add a Data Set

= kanalen beschikbaar in een EEG file format kunnen worden toegevoegd; deze kunnen niet gemanipuleerd of opgeslagen worden

>Make Grand Average

= berekent het gemiddelde van alle geladen data sets; het resultaat wordt opgeslagen als de originele data set en kan dus getransfereerd worden naar het main window

>Remove a Data Set

= verwijdert de gekozen data set; het gat wordt opgevuld door de andere data sets te verschuiven

>Subtract a Data Set

= trekt de gekozen data set af van de originele data set; het resultaat wordt opgeslagen als de originele data set en kan dus getransfereerd worden naar het main window

Met de functieknoppen worden de volgende acties uitgevoerd, van links naar rechts:

>Print

= printen van de data set

>Zero Lines

= wel/niet weergeven van de 0 volt-lijnen

>Overlay Plot

= gescheiden weergeven van de kanalen/0 volt-lijnen over elkaar leggen

>Scroll/time

= het geselecteerde gebied over de gehele pagina weergeven

>Scroll/channels

= alle/vijf kanalen weergeven op één pagina

>Time Axis

= tijds wel/niet weergeven

>Show Grid

= grid wel/niet weergeven

>Show Current Sample

= waarden van de sample waarop de linkse selectielijn ligt wel/niet weergeven

>Enlarge

= verticale as uitrekken

>Reduce

= verticale as inkrimpen

>Revert

= actieve en niet actieve kanalen verwisselen

>Show active

= niet actieve kanalen wel/niet zichtbaar maken

>Tools

= Tool Box openen

>Transfer

= veranderingen naar het main window overbrengen

>Help

= Help-functie aanroepen

- Style = weergave van contouren en kleuren van de EEG graphics kan ingesteld worden; schaal en bereik van de contouren en kleuren zijn in te stellen; legendaweergave on/off; ‘negative up’ (verticale asrichting instellen); interpolatiemethode
- Average = berekent de gemiddelde waarde van het EEG
- Global Power = opent een window waarin de power (μV^2) is uitgezet tegen de tijd
- Select channels = kanalen kunnen geselecteerd en gedeselecteerd worden⁵¹
- Compute ERD = berekent event-related synchronisation/desynchronisation; de ERD is een averaging tool waarbij de hersenactiviteit geen vaste relatie hoeft te hebben met een trigger, zoals bij normale ritmische activiteit dat bij een normaal averaging proces weggemiddeld wordt. De methode is gebaseerd op het berekenen van de power van het signaal welke vergeleken moet worden met de power van het signaal in een baseline interval voor een bepaalde frequentieband. Eerst wordt de Surface Laplacian berekend, waardoor diepe en wijdverspreide bronnen uit het signaal gefilterd worden. Vervolgens wordt een bandfilter toegepast voor het betreffende hersenritme. Hierna wordt de power berekend. Dan wordt er gemiddeld over ‘blocks’: het EEG verdeeld in stukjes van ongeveer 250 ms (hoe korter de blocks, hoe beter de tijdsresolutie, maar hoe lager de statistische waarde). Als laatste wordt de relatie tussen de power in de betreffende blocks en de power in een baseline interval gelegd. Het resultaat is de spatiële en temporele distributie van de Event-gerelateerde verandering van corticale ritmische activiteit in de betreffende frequentieband.
- Singular Values of ...
 - Signal = decompositiemethode om de data te reduceren; opent een window met staafdiagram met singular values van EEG data
 - Covariance = decompositiemethode om de data te reduceren; opent een window met staafdiagram met singular values van covariante
- FFT Power Spectrum = opent een window met een diagram van het power spectrum van elk kanaal
- FFT Filter = lowpass, highpass, band pass en notch filter kunnen worden ingesteld
- Wavelet Analysis = minimale, maximale en step frequentie kunnen worden ingegeven voor een wavelet analysis; lineair of non-lineair

>Surface Laplacians²⁵

- Time Courses = opent een EEG Surface Laplacian window (zie Inverse>EEG Surface Laplacian)
- Style = zie Data Objects>EEG - Style

Forward

>Compute EEG

= berekent EEG data volgens een geladen sensormodel (elektrode file) gebruikmakend van één of meerdere dipolen en een Volume Conductor Model; als dit Volume Conductor Model een sferisch model is wordt een analytische formule [11] gebruikt om het EEG te berekenen; bij een ‘realistic headmodel’ wordt de Electric System Matrix toegepast; door dan de ‘vertex potentials’ te interpoleren naar de buitenste schil zijn de elektrodepotentiaLEN bekend

>Compute System Matrix (electric)

= zie Data Objects>Volume Conductor Model - Compute System Matrix

>Subtract Simulated Data

= de nauwkeurigheidsbepaling van een bronlokalisatie geschiedt door het residu (residual variance) te analyseren; met deze functie kan het residu niet alleen als getal bekeken worden, maar kunnen ook de temporele en spatiële eigenschappen van het residu beschouwd worden; hiervoor moet de

⁵¹ Het selecteren van A1,A2,O1,OZ,O2 blijkt niet mogelijk?!

verkregen dipool (of dipolen) via Forward=>Compute EEG vertaald worden naar elektrodepotentialen, waarna deze potentialen van de originele gemeten data afgetrokken worden

Inverse

>Dipole Fit

- Unconstrained = het uitvoeren van een Dipole Fit zonder restricties; zie **ANALYSEYTOOLS>De Dipole Fit>Dipole Fit (Unconstrained)**
- Constrained = het uitvoeren van een Dipole Fit met restricties; zie **ANALYSEYTOOLS>De Dipole Fit>Dipole Fit (Constrained)**

>Lineair Estimation⁵²

= analysemethode voor als de bron niet als puntvormig beschouwd mag worden; in plaats daarvan wordt voorgesteld een groot aantal vast geplaatste en georiënteerde dipolen op een tweedimensionale ruimte op de buitenkant van de cortex te projecteren (source space); vrije parameters zijn dan de sterktes van de dipolen; deze parameters zijn dan lineair afhankelijk van de meetdata, en wel volgens

$$F = L \bullet Q$$

Vergelijking 5-1

F is een matrix van meetdata met in de rijen de kanalen, in de kolommen de latenties; Q is een matrix van dipool sterktes met in de rijen de dipolen, in de kolommen de latenties; L is een zogenaamde ‘lead field matrix’, welke een representatie is van de output van wat de output van de sensoren zou zijn als de sterkte van de dipool één eenheid groot zou zijn.

>EEG Surface Laplacian

= een methode voor het bepalen van stromen die in radiale richting de schedel uitkomen, welke een representatie zijn van radiale stroomdistributie direct onder de schedel; de methode is alleen gevoelig voor smalle bronnen en stelt radiaal gelegen dipolen voor als een extreme waarde en tangentieel gelegen bronnen als twee bijeen gelegen extreme waarden; de resolutie is erg afhankelijk van het aantal kanalen; afgeleiden⁵³ worden berekent met een 3D spline interpolatie.

>MUSIC

= deze methode maakt geen gebruik van een algoritme, maar is een scannende methode; MUSIC modelleert ook via dipolen, maar het aantal hoeft niet van tevoren ingegeven te worden; de MUSIC output is namelijk een suggestie voor het aantal dipolen; de MUSIC scan metric geeft de waarschijnlijkheid aan dat een bron op een bepaalde positie ligt. Pieken in de metric stellen dus dipolen voor.

>Goal Function Scan

= een methode gebaseerd op het ‘rotating dipole model’, waarbij slechts één dipool verondersteld wordt; bij elk ‘scan point’ wordt het gesimuleerde veld van de lokaal optimale dipool berekend en de geschikte ‘figure of merit’ (door het model uitgelegde variantie gedeeld door totale variantie) wordt berekend als een metric.

>Show Quality of Dipole Fit

= voor elke sample wordt het residu (residual variance) weergegeven (%); het totale residu wordt weergegeven (%); en de correlatie wordt weergegeven (-1 ≤ correlatie ≤ 1)

>Compute Confidence Volume

= berekent een volume waarin de dipool zich met een bepaalde zekerheid zal bevinden

Project

>New

⁵² De methode wordt ook wel ‘brain surface current density mapping’ of ‘Minimum Norm Least Squares (MNLS) method’ genoemd.

⁵³ Laplace-operator heeft afgeleiden in zich: Laplace-operator = ∇^2 met $\nabla_{Def} = \frac{\partial}{\partial x} \vec{e}_x + \frac{\partial}{\partial y} \vec{e}_y + \frac{\partial}{\partial z} \vec{e}_z$

	= opent een nieuw Project voor hetzelfde Subject
>Copy	= kopieert het huidige Project naar een nieuw Project
>Add Window	= kopieert het main window met ingelezen data binnen hetzelfde Project; veranderingen worden in beide window doorgevoerd
>Save Status	= slaat het project op als Batch file (.cfg-file)
>Edit Batch	= opgeslagen Batch manipuleren via Kladblok
>Run Batch	= runt opgeslagen Batches
>Select Time Window	= het tijdsinterval aangaande het Project kan ingesteld worden
>Define Baseline Interval	= het tijdsinterval dat betrekking heeft op het vergelijkingsinterval bij ERD kan worden ingesteld
>Reduce Data	= de niet geselecteerde EEG data (in het Time Courses window of via Project>Select Time Window) wordt weggegooid
>Movie	= graphics worden als filmpje afgedraaid; hetzelfde effect wordt bereikt door de spatiebalk in te houden
Window	
>Tile	= windows worden naast elkaar geplaatst
>Cascade	= windows worden over elkaar in cascade geplaatst
>Close All	= alle windows worden gesloten; een nieuw window wordt geopend
>Arrange Icons	= sorteert geminimaliseerde windows
>Split/Time	= graphics worden voor vier tijdsstippen weergegeven zoals gespecificeerd bij Graphics=>Setup Graphics
>Split/Aspect	= graphics worden voor vier aanzichten weergegeven zoals gespecificeerd bij Graphics=>Setup Graphics
>geopende windows	= keuze voor een ander window plaatst deze op de voorgrond
Help	
>Index	= opent de help file
>Using Help	= opent Help Topic 'Dialog Box Help'
>About	= copyright-, contact- en licentieinformatie
Templates⁵⁴	
>savestatus	= opent savestatus.cfg
>start	= opent start.cfg (Tutorial)
>welcome	= opent welcome.cfg (Tutorial)

⁵⁴ Via dit tabblad zijn laatstgebruikte batches eenvoudig toegankelijk

Bijlage 11 Procedure Dipole Fit

Voorbereidende handelingen

1. Zoek geschikte pieken met behulp van EEmagine (Simple Spike Detection) en noteer hiervan de latenties, waarbij de tijdsnotatie in de vorm ss.mssms (begin = 00.000).
2. Selecteer in Portilab ongeveer 200 ms rond deze latenties schrijf ze weg naar C:\asa_data\Subject\ee...
3. Plaats de elektrode file van het Subject in C:\asa_data\Subject\elektrodes\...
4. Plaatst één serie DICOM images in C:\asa_data\Subject\mri\...

Inlezen data

5. Start ASA via het Start menu of het Bureaublad
6. Creeer of open het juiste Subject.
7. Lees een EEG Data file (.edf-file) in via Data Objects=>EEG=>Read. Selecteer een piek uit C:\asa_data\Subject\eeeg\.... Deselecteer ongewenste kanalen in de pop up en pas de time window aan aan de duur van het EEG-segment.
8. Lees een Elektrodes file (.elc-file) in via Data Objects=>Elektrodes=>Read. Selecteer een elektrode file uit C:\asa_data\Subject\elektrodes\....
9. Lees een 3D Image file (.dcm-file) in via Data Objects=>MRI-Scans=>Read. Selecteer één van de middelste plaatjes uit de serie.

Het inlezen van het MRI (pop up Import MRI)

10. Zoek met de Bit Shift slide bar een mooi contrast.
11. Bepaal de slicerichting van de afbeelding en voer dienovereenkomstig de ‘image orientation’ in.
12. Bij Bytes per Pixel: Vink aan ‘2’ en ‘Reverse byte order’.
13. Gebruik weer de Bit Shift om het mooiste contrast te vinden. Inmiddels moet een goede mri-afbeelding ontstaan zijn, hoewel deze gekanteld of omgedraaid kan zijn.
14. Manipuleer door middel van wel/niet aanvinken van ‘Transposed’, ‘Mirrored Row’ en ‘Mirrored Columns’ de afbeelding dusdanig dat de oriëntatie van de afbeelding overeenkomt met de assen zichtbaar in de Preview (Top, Left en Nose combinaties, afhankelijk van de slicerichting).
15. Open de DICOM-plaatjes met een DICOM-viewer (bv. Osiris 4) en zoek de dimensies, resolutie en slicedikte van de mri-opname op. (In Osiris 4: opstarten; naar goede directory browsen; bestand selecteren; klik op ‘Patient List’; klik ‘Open’ (als de goede serie in beeld komt in DICOMDIR); ga in DicomDir Serie via de menubalk naar Display=>Show Info=>Image Info; de dimensies staan onder **Module IMAGE PIXEL>Rows en Columns**; de resolutie staat onder **Module IMAGE PLANE>Pixel Spacing** en de slicedikte onder **Module IMAGE PLANE>Slice Thickness**)
16. Voer de gevonden dimensies (Rows en Columns zijn als het goed is gelijk), resolutie en slice dikte in bij Dimension, Resolution en Thickness en geef OK. Het MRI wordt in het Graphics window geplaatst en onder de status box verschijnen drie slide bars om door de slices te navigeren.

Het genereren van een ‘realistic headmodel’ (2D segmentatie)

Considerations:

- Het mri moet volledig zijn: in een hoge resolutie met de slicedikte gelijk aan de resolutie, zo resulteert uit mri-afbeeldingen in een richting een mri-matrix met dezelfde resolutie in elke richting (niet pertinent noodzakelijk). Ook kunnen geen slices van bv. een coronale mri-opname van de voor en achterkant van het hoofd weggelaten worden (wel pertinent noodzakelijk, het is echter logisch dat dan ook de slicedikte kleiner gemaakt wordt om niets te missen. Het zou namelijk wel erg toevallig zijn als bij een slicedikte van 5 mm er een slice op het puntje van de neus en achterhoofd zou vallen). Dit heeft namelijk tot gevolg dat het hoofdmodel aangeplat wordt en daarmee onbruikbaar.
17. Open het ‘Model Generation’ window via Data Objects=>Volume Conductor Model=>Generate from MRI.
 18. Vink in de Slice Navigator ‘Tile Display’ aan.
 19. Vink in Markers ‘Nasion’ aan en zoek met de Slice Navigator of de cross-hairs het nasion-punt. Leg dit punt vast door te klikken op ‘Set Marker’ bij Markers.
 20. Vink in Markers ‘Right ear’ aan en zoek met de Slice Navigator of de cross-hairs het right ear-punt. Leg dit punt vast door te klikken op ‘Set Marker’ bij Markers.
 21. Vink in Markers ‘Left ear’ aan en zoek met de Slice Navigator of de cross-hairs het left ear-punt. Leg dit punt vast door te klikken op ‘Set Marker’ bij Markers.
 22. Manipuleer bij Style de afbeelding dusdanig dat het beste contrast ontstaat. Wat ‘het beste’ precies inhoudt is moeilijk te zeggen.

23. Verwijder het vinkje bij ‘Tile Display’ en zoek en selecteer de slicerichting die het beste resultaat voorspelt. Ook dit is weer een gevoelsmatige kwestie. Deze kan niet meer verandert worden tijdens het proces, omdat alle lagen evenwijdig aan elkaar moeten zijn.
24. Bij Model Generation: vink het segment aan welke het gedefineerd moet wordt (het maakt in feite geen verschil welk segment eerst), laten we zeggen ‘Brain’.
25. Stel via de Slice Navigator een slice door het middelpunt van de hersenen in.
26. Sleep het blauwe vierkantje (in één van de hoeken) ongeveer naar het middelpunt van de hersenen (vanuit dit punt vindt de triangulation plaats, ofwel: dit is een punt dat deel uitmaakt van elke driehoek die gevormd wordt in dit segment).
27. Tast met de muiswijzer de rand van de hersenen af om de grensgrijswaarde ongeveer te bepalen. Deze waarde is te zien in de linkerbovenhoek van de afbeelding (achter de coordinaten).
28. Voer de gevonden waarde in bij ‘Threshold’: de minimale grijswaarde die meegegenomen wordt in het gesegmenteerde gebied.
29. Bij ‘Opening’ kan een waarde ingevoerd worden die invloed heeft op het negeren van gesegmenteerde ‘eilandjes’ –small bridge rejection. Goede resultaten worden gehaald als geen opening gebruikt wordt. **OPTIONEEL**
30. Bij ‘Closing’ kan een waarde ingevoerd worden die invloed heeft op het omgekeerde: het opvullen van kleine gaten in het gesegmenteerde gebied. Goede resultaten worden gehaald bij een closing-waarde van 2. **OPTIONEEL**
31. ‘Edge length’ is de afstand tussen twee punten in de segmentatie. **OPTIONEEL**
32. Het klikken op ‘Options’ opent een window waar behalve bovengenoemde opties ook een bovengrens aan de grijswaarde voor een laag toegekend kan worden. Verder kunnen Dilation (opblazen) en Erosion waarden ingevoerd worden. **OPTIONEEL**
33. Klik op ‘Add Layer’. Dit start de segmentatie op de geselecteerde slice. Een gesloten rode lijn verschijnt in het plaatje met een aantal blauwe punten (aantal onder meer afhankelijk van de Edge Length). Deze moet zo goed mogelijk de contour van de hersenen volgen. Lijkt het hier in de verste verte niet op, dan kan met ‘Del Layer’ de laag gewist worden en kunnen bovenstaande parameters aangepast worden.
34. De blauwe punten kunnen verplaatst, verwijderd en toegevoegd worden. Verplaatsen door te slepen, toevoegen door dubbelklikken op de plaats waar het punt moet komen en verwijderen door te dubbelklikken op het te verwijderen punt.
35. Ook kan een laag volledig opgebouwd zonder automatische segmentatie. Werk echter altijd vanuit een driehoek, omdat een toegevoegd punt altijd verbinding maakt met de dichtsbijzijnde twee punten.
36. Herhaal dit proces (24 t/m 35) voor elke slice in het MRI. Slices overslaan kan overigens ook best, het model wordt er dan natuurlijk niet nauwkeuriger van.
37. Herhaal dit proces (24 t/m 36) voor elk segment van het model.
38. Bij volledige tevredenheid kan OK ingegeven worden. Er volgt een overzicht van het aantal layers en punten voor elk segment met de vraag: Do you want to quit model generation now? Geef Yes.
39. De vraag: Tranfer points to marker-defined system? volgt waarop het antwoord Yes impliceert dat het nasion-ear stelsel gebruikt wordt en het antwoord nee impliceert dat het x-, y-, z-stelsel gebruikt wordt (zie Data Objects>Volume Conductor Model-Manipulate - Set To Markers). Een ‘realistic headmodel’ wordt nu gegenereerd.
40. Beoordeel het resultaat. De Help-functie van het programma zegt dat het mogelijk is na opslaan het resultaat aan te passen via de 3D segmentation Tool, waarbij de toegepaste parameters bewaard blijven. Hoe deze tool opnieuw opgeroepen kan worden wordt echter niet duidelijk.
41. Als het gewenste resultaat bereikt is kan de Electric System Matrix berekent worden via Data Objects=>Volume Conductor Model=>Compute System Matrix. als dit commando gegeven wordt verschijnt een pop-up met de vraag of de isolated-potential approach gebruikt moet worden; bij een bevestigend antwoord zullen na elkaar drie pop up status boxes verschijnen, terwijl een ontkennend antwoord slechts een pop up box oproept; Het ‘realistic headmodel’ is nu klaar voor gebruik in analyses.

Het genereren van een ‘realistic headmodel’ (3D segmentatie)

- Voer de punten 17 t/m 21 uit en sluit de 2D Segmentation Tool. Geef Data Objects=>MRI-Scans=>Write en antwoord ‘Save the binary data?’ Met No.
- Open de 3D Segmentatie Tool via Data Objects=>MRI-Scans=>Make Segmentation
- Pas de parameters aan etcetc. (1^e op closing, 3^e op none)

Data selectie

42. Ga naar het EEG Time Courses window via Data Objects=>EEG=>Time Courses

Stel de EEG weergave naar wens in. Zie Data Objects>EEG-Time Courses

43. Selecteer de latentie of het latentiebereik waarop de Dipole Fit uitgevoerd moet worden door de blauwe lijnen links en rechts van de weergave te verslepen naar de gewenste latenties.
44. Breng de veranderingen over naar het main window via één van de drie hierboven beschreven manieren.

Dipole fit (Unconstrained)

45. Start de Dipole Fit via Inverse=>Dipole Fit=>Unconstrained.
46. Maak op basis van het EEG een schatting van het aantal dipolen (max. Vier) en hun posities (in het nasion-ear system) en voer deze in in de Generate Initial Guess pop up.
47. De pop up Marquandt-Parameters verschijnt. Hierin kunnen de criteria voor het stoppen van het algoritme gebruikt om de dipoolparameters te bepalen vastgelegd worden. Dit zijn vier criteria; als een van de grenzen bereikt wordt stopt het algoritme en worden de dipoolparameters voor die latentie vastgelegd. Het algoritme begint dan weer met die parameters als initial guess voor de volgende latentie. De vier criteria zijn: 1. de verbetering van de residual variance in een rekenstap kleiner dan K %; 2. verschuiving van de dipool in een rekenstap kleiner dan L mm; 3. rotatie van de dipool in een rekenstap kleiner dan M °; 4. meer rekenstappen dan N. In deze pop up moet ook het soort dipoolmodel gekozen worden. Er zijn drie mogelijkheden: 1. Fixed dipole: de positie en orientatie van de dipool zijn gelijk voor elke latentie, vrije parameter is de dipoolsterkte; 2. Rotating dipole: de positie van de dipool is gelijk voor elke latentie, vrije parameters zijn de orientatie en de sterkte; 3. Moving dipole: alle parameters zijn vrij om te veranderen bij verschillende latenties.
48. Geef OK. Het algoritme start. De voortgang kan worden gevolgd via een status box. Het kan voorkomen dat de dipole fit op een latentie niet lukt (Fitting failed-foutmelding); er zijn dan N rekenstappen gedaan zonder dat één van de ingestelde grenzen bereikt is. Dit kan opgelost worden door de dipole fit opnieuw uit te voeren met aangepaste Marquandt-parameters (hier wordt de dipole fit uiteraard minder nauwkeurig van) of met een aangepast latentiebereik. Ook kan gekozen worden voor de constrained dipole fit (zie navolgend).
49. Als de dipole fit gereed is kan de informatie opgeslagen worden door Data Objects=>Dipoles=>Write
50. Bij het bekijken van de dipool in het Graphics window moet eerst de kleur uit de EEG map gehaald worden via Data Objects=>EEG=>Style (Colours afvinken). Vervolgens kunnen met de spatiebalk en Backspace de geselecteerde latenties doorlopen worden (of via Project=>Movie kan er een filmpje van afgedraaid worden). Roteren van de graphics kan met de pijltjes op het toetsenbord of via Graphics=>Setup Graphics.
51. De resultaten (residu) kunnen worden bekeken via Data Objects=>Edit file (alle gegevens) of Data Objects=>Show Parameters (dipoolparameters) en Inverse=>Show Quality of Dipole Fit (residu).
52. Er kan een Confidence Volume voor de dipool berekent worden via Inverse=>Compute Confidence Volume. Dit gegevens over dit Confidence Volume wordt bij opslaan van de dipool file mee opgeslagen in deze file. Meer informatie over de informatie in de dipool file is te vinden in Bijlage XXXX, het meet- en verwerkingsprotocol.

Dipole fit (Constrained)

Bij deze vorm van dipole fit kunnen een groot aantal beperkingen aan de dipool worden opgelegd.

In de Help-functie van het programma wordt dit onderdeel omschreven als een speelplaats voor de ervaren dipole-fitter. Er wordt echter ook voor gewaarschuwd voor oplossingen die met deze methode gevonden worden, omdat de vele mogelijkheden wel eens het gevolg zouden kunnen hebben dat deze oplossingen meer afhangen van de wensen van de onderzoeker dan van de data.

Alleen de fixed dipole methode is beschikbaar hoewel ook het rotating dipole model via een omweg (Regional Source) toegepast kan worden.

Figure 5-2 Constrained Dipole Fit Dialogue

De Constrained Dipole Fit Dialogue is dusdanig uitgebreid dat het nodig is enige uitleg te geven via een figuur: Figure 5-2.

Dipoles

- Options active = dipolen kunnen geactiveerd en gedeactiveerd worden via aanvinken; dit heeft altijd betrekking op de dipool die geselecteerd is via de scroll bar (evenals de meeste informatie in het window, met uitzondering van Optimisation Criteria, Dipole Fit, en de grafiek Residual Variance); inactieve dipolen worden niet gebruikt in fitting

		procedures; hetzelfde effect kan worden bereikt via Data Objects=>Dipoles=>Select Dipoles
regional		= gelijkwaardig aan het rotating dipole model (unconstrained), echter met meer flexibiliteit; een Regional Source bestaat uit drie fixed dipoles; de grotere flexibiliteit heeft zijn oorsprong in het feit dat de drie dipolen niet langs de x-, y- en z-as hoeven te liggen, waardoor componenten in het EEG toe te schrijven aan een component van de Regional Source. Bovendien kunnen de dipolen één voor één van elkaar los gemaakt worden, waardoor een meer verfijnd model ontstaat. Een Regional Source kan opgebouwd worden uit drie bestaande dipolen door deze actie; een andere manier wordt hierna beschreven.
• Dipolen	Add	= het toevoegen van een dipool: in de Add Dipole Dialogue kan een label, posities en orientatie (in cartesisch of sferisch coördinatenstelsel) ingevoerd worden. Tevens kan de keuze voor een Regional Source hier gemaakt worden. De ingevoerde dipool wordt de ‘leading dipole’. Er worden dan in totaal drie dipolen toegevoegd, waarbij de overige twee op dezelfde positie loodrecht op de ‘leading dipole’ (en elkaar) worden gezet.
Remove		= verwijdert de geselecteerde dipool
Show		= roept een pop up box op met de positie en orientatie van de geselecteerde dipool in cartesische en sferische coördinaten.
Modify		= geeft gelegenheid positie en orientatie van de geselecteerde dipool aan te passen in cartesische en sferische coördinaten.
Orthog.		= alleen effectief als de geselecteerde dipool tot een Regional Source behoort. Klikken heeft tot gevolg dat de andere twee dipolen behorend tot de Regional Source loodrecht op de geselecteerde (en elkaar) komen te staan.
• Constraints		
Load		= inlezen van constaints file voor de geselecteerde dipool
Save		= opslaan van de constraints zoals gedefinieerd in dit window

Dipole Fit

- separate fit of Current Source
 - = voert een dipole fit uit voor alleen de geselecteerde dipool op de data in de activity range (zie hierna) van de dipool.
- simultaneous fit of All Sources
 - = voert een dipole fit uit voor het gehele model op de data in de activity range (zie hierna) van elke dipool afzonderlijk.

Activity Range (simultaneous fit)

- = alleen effectief bij het gebruik van ‘simultaneous fit of All Sources’. Per dipool kan een latentiebereik ingevoerd worden. De dipoolparameters worden zo berekent dat alleen de data in de activity range van die dipool uitgelegd wordt.

Activity Range (separate fit)

- = idem, effectief bij het gebruik van ‘separate fit of Current Source’

Optimization Criteria (“X” is gekopieerd uit de Help-functie)

“The cost function is not only defined by the residual variance RV, but also consists of the weighed sum of the RV, an energy criterion EC, and a variance criterion VC. The variance criterion is not implemented yet. The computation of the criteria is equivalent to Scherg and Berg (1991).”

“Cost Function = s * (Residual Variance) + b * (Energy Criterion) + c * (Separation Criterion)”

- Residual variance
 - = “is computed by subtracting the measurement data from the data as predicted by the source model, computing the sum of squares of this differential data set (over all channels and time steps) and dividing it by the sum of squares of the measurement data.

$$RV = \|Data_meas - Data_sim\|^2 / \|Data_meas\|^2$$

$\|...\|^2$ means the sum of squares of all matrix elements.”

- Energy

= “is computed by first estimating the magnitudes of the dipoles from the pseudoinverse of the lead field matrix $\text{Mag_est} = \text{pseudoinv}(L) * \text{Data_meas}$, and then apply the following formula:

$$\text{EC} = (2 * \text{trace}(\text{pseudoinv}(L) * L) * \text{trace}(\text{Mag_est} * \text{pseudoinv}(\text{Mag_est})) / \| \text{Data_meas} \|^2)$$
- Variance

= “not implemented yet”
- Separation

= “is computed by first estimating the magnitudes of the dipoles from the pseudoinverse of the lead field matrix $\text{Mag_est} = \text{pseudoinv}(L) * \text{Data_meas}$, computing the variance of the measurement data, and apply the formula

$$\text{SC} = 5 * |\text{Mag_est}| / (\dots)$$

(\dots) means the sum of squares absolute values of all matrix elements.”

Position (en Orientation)

- Co-ordinates

= keuze tussen cartesisch en sferisch coordinatenstelsel
- Free

= aanvinken maakt dit een vrij te verschuiven/verdraaien parameter
- Fixed

= de parameter kan niet meer veranderen en telt dus niet mee in de fitting procedure
- Linked to

= dipoolnummer waaraan de geselecteerde dipool gelinkt moet worden; de parameter is niet langer onafhankelijk, maar volgt de overeenkomstige parameter van de gespecificeerde dipool.
- Distance

= de betreffende parameter van de geselecteerde dipool volgt de overeenkomstige parameter van de gespecificeerde dipool op een afstand
(bv. $x_{\text{geselecteerd}} = (x-10)_{\text{gespecificeerd}}$)
- Mirrored

= de betreffende parameter van de geselecteerde dipool volgt de overeenkomstige gespiegelde parameter van de gespecificeerde dipool (bv. $x_{\text{geselecteerd}} = -x_{\text{gespecificeerd}}$).

Time Series of Active Dipole

- = plot de sterkte van elke actieve dipool tegen de latentie; een groene kleur geeft de activity range van de dipool aan.

Residual Variance

- = plot de residual variance van elke actieve dipool tegen de latentie; een groene kleur geeft de activity range van de dipool aan.

Bijlage 12 Datablad (gedeeltelijk) sjabloon downsampling vs. piekhoogte en -latentie

1	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P
originele dataset							latentie = 0,0002 s									
t [s]	5000 Hz	2500 Hz	1250 Hz	625 Hz	312 Hz		t [s]	5000 Hz	2500 Hz	1250 Hz	625 Hz	312 Hz		t [s]	5000 Hz	
5	0.0000	-12.24708489	-12.247085	-12.247085	-12.247085		0.0000	-12.247085								5000
6	0.0002	-15.64582514					0.0002	-15.645825	-15.645825							
7	0.0004	-16.67698769	-16.676988				0.0004	-16.676988								0.0000 -12.24
8	0.0006	-18.0433088					0.0006	-18.043309	-18.043309	-18.043309						0.0002 -15.64
9	0.0008	-9.626294542	-9.626295	-9.626295			0.0008	-9.626295								0.0004 -16.67
10	0.0010	-16.60531879					0.0010	-16.605319	-16.605319							0.0006 -18.04
11	0.0012	-11.22646131	-11.226461				0.0012	-11.226461								0.0008 -9.62
12	0.0014	-12.62058038					0.0014	-12.620580	-12.620580	-12.620580	-12.620580					0.0010 -16.60
13	0.0016	-13.40485428	-13.404854	-13.404854	-13.404854		0.0016	-13.404854								0.0012 -11.22
14	0.0018	-15.3173866					0.0018	-15.317387	-15.317387							0.0014 -12.62
15	0.0020	-14.07266635	-14.072666				0.0020	-14.072666								0.0016 -13.40
16	0.0022	-10.36841051					0.0022	-10.368411	-10.368411	-10.368411						0.0018 -15.31
17	0.0024	-14.49609173	-14.496092	-14.496092			0.0024	-14.496092								0.0020 -14.07
18	0.0026	-12.59528541					0.0026	-12.595285	-12.595285							0.0022 -10.36
19	0.0028	-15.77414396	-15.774144				0.0028	-15.774144								0.0024 -14.49
20	0.0030	-15.05126297					0.0030	-15.051263	-15.051263	-15.051263	-15.051263					0.0026 -12.59
21	0.0032	-15.27417467	-15.274175	-15.274175	-15.274175		0.0032	-15.274175								0.0028 -15.77
22	0.0034	-19.34151697					0.0034	-19.341517	-19.341517							0.0030 -15.05
23	0.0036	-17.04323719	-17.043237				0.0036	-17.043237								0.0032 -15.27
24	0.0038	-15.55900525					0.0038	-15.559005	-15.559005	-15.559005						0.0034 -19.34
25	0.0040	-18.84997968	-18.849980				0.0040	-18.849980								0.0036 -17.04
26	0.0042	-15.43964543					0.0042	-15.439645	-15.439645							0.0038 -15.55
27	0.0044	-11.69889665	-11.698897				0.0044	-11.698897								0.0040 -18.84
28	0.0046	-14.84587325					0.0046	-14.845873	-14.845873	-14.845873	-14.845873					0.0042 -15.43
29	0.0048	-12.80950109	-12.809501	-12.809501	-12.809501		0.0048	-12.809501								0.0044 -11.66
30	0.0050	-14.79067233					0.0050	-14.790672	-14.790672							0.0046 -14.84
31	0.0052	-13.86740863	-13.867409				0.0052	-13.867409								0.0048 -12.80
32	0.0054	-15.2393937					0.0054	-15.239394	-15.239394	-15.239394						0.0050 -14.79
33	0.0056	-13.64067593	-13.640676	-13.640676			0.0056	-13.640676								0.0052 -13.86
34	0.0058	-14.25420906					0.0058	-14.254209	-14.254209							0.0054 -15.23
35	0.0060	-15.20382275	-15.203823				0.0060	-15.203823								0.0056 -13.64
36	0.0062	-17.19711395					0.0062	-17.197114	-17.197114	-17.197114	-17.197114					0.0058 -14.26
37	0.0064	-14.65010153	-14.650102	-14.650102	-14.650102		0.0064	-14.650102								0.0060 -15.20
38	0.0066	-15.27852165					0.0066	-15.278522	-15.278522							0.0062 -17.19
39	0.0068	-16.04066258	-16.040663				0.0068	-16.040663								0.0064 -14.66
40	0.0070	-18.18401057					0.0070	-18.184011	-18.184011	-18.184011						0.0066 -15.27
41	0.0072	-16.24223129	-16.242231	-16.242231			0.0072	-16.242231								0.0068 -16.04
42	0.0074	-12.68539828					0.0074	-12.685398	-12.685398							0.0070 -18.18
43	0.0076	-14.83546526	-14.835465				0.0076	-14.835465								0.0072 -16.24
44	0.0078	-11.80416051					0.0078	-11.804161	-11.804161	-11.804161	-11.804161					0.0074 -12.66
45	0.0080	-15.25441269	-15.254413	-15.254413	-15.254413		0.0080	-15.254413								0.0076 -14.83
46	0.0082	-15.93223672					0.0082	-15.932237	-15.932237							0.0078 -11.80
47	0.0084	-11.70153165	-11.701532				0.0084	-11.701532								0.0080 -15.25
48	0.0086	-11.59389681					0.0086	-11.59389681								0.0082 -15.93
49	0.0088	0.324610002	0.32461000	0.32461000	0.32461000		0.0088	0.32461000	0.32461000	0.32461000	0.32461000					0.0084 0.3246

Bijlage 13 Resultatenblad (gedeeltelijk) sjabloon downsampling vs. piekhoogte en -latentie

latentie	kleinste waarden (negatieve piek)											
	5000 Hz			2500 Hz			1250 Hz					
	waarde	verschil	afwijking [%]	waarde	verschil	afwijking [%]	waarde	verschil	afwijking [%]	waard		
0.000000	-33.675037	0.000000	0.000000	-33.675037	0.000000	0.000000	-31.805058	-1.869979	5.553014	-31.805058		
0.000200	-33.675037	0.000000	0.000000	-30.892859	-2.782178	8.261841	-30.892859	-2.782178	8.261841	-29.9082		
0.000400	-33.675037	0.000000	0.000000	-33.675037	0.000000	0.000000	-33.675037	0.000000	0.000000	-28.0256		
0.000600	-33.675037	0.000000	0.000000	-30.892859	-2.782178	8.261841	-28.483782	-5.191255	15.415736	-26.6944		
0.000800	-33.675037	0.000000	0.000000	-33.675037	0.000000	0.000000	-31.805058	-1.869979	5.553014	-28.1162		
0.001000	-33.675037	0.000000	0.000000	-30.892859	-2.782178	8.261841	-30.892859	-2.782178	8.261841	-30.892859		
0.001200	-33.675037	0.000000	0.000000	-33.675037	0.000000	0.000000	-33.675037	0.000000	0.000000	-33.675037		
0.001400	-33.675037	0.000000	0.000000	-30.892859	-2.782178	8.261841	-28.483782	-5.191255	15.415736	-28.483782		
0.001600	-33.675037	0.000000	0.000000	-33.675037	0.000000	0.000000	-31.805058	-1.869979	5.553014	-31.805058		
0.001800	-33.675037	0.000000	0.000000	-30.892859	-2.782178	8.261841	-30.892859	-2.782178	8.261841	-29.9082		
0.002000	-33.675037	0.000000	0.000000	-33.675037	0.000000	0.000000	-33.675037	0.000000	0.000000	-28.0256		
0.002200	-33.675037	0.000000	0.000000	-30.892859	-2.782178	8.261841	-28.483782	-5.191255	15.415736	-26.6944		
0.002400	-33.675037	0.000000	0.000000	-33.675037	0.000000	0.000000	-31.805058	-1.869979	5.553014	-28.1162		
0.002600	-33.675037	0.000000	0.000000	-30.892859	-2.782178	8.261841	-30.892859	-2.782178	8.261841	-30.892859		
0.002800	-33.675037	0.000000	0.000000	-33.675037	0.000000	0.000000	-33.675037	0.000000	0.000000	-33.675037		
0.003000	-33.675037	0.000000	0.000000	-30.892859	-2.782178	8.261841	-28.483782	-5.191255	15.415736	-28.483782		
	gemiddelde afwijking	0.000000		gemiddelde afwijking	4.130921		gemiddelde afwijking	7.307648		gemiddelde afwijking	7.307648	
	maximale afwijking	0.000000		maximale afwijking	8.261841		maximale afwijking	15.415736		maximale afwijking	15.415736	
grootste waarden (positieve piek)												
latentie	5000.000000 Hz			2500.000000 Hz			1250.000000 Hz					
	waarde	verschil	afwijking [%]	waarde	verschil	afwijking [%]	waarde	verschil	afwijking [%]	waard		
	26.287999	0.000000	0.000000	24.103942	2.184057	8.308190	24.103942	2.184057	8.308190	24.103942		
0.000200	26.287999	0.000000	0.000000	26.287999	0.000000	0.000000	24.726697	1.561302	5.939219	24.726697		
0.000400	26.287999	0.000000	0.000000	24.103942	2.184057	8.308190	22.201555	4.086444	15.544904	21.9642		
0.000600	26.287999	0.000000	0.000000	26.287999	0.000000	0.000000	26.287999	0.000000	0.000000	26.287999		
0.000800	26.287999	0.000000	0.000000	24.103942	2.184057	8.308190	24.103942	2.184057	8.308190	21.1997		
0.001000	26.287999	0.000000	0.000000	26.287999	0.000000	0.000000	24.726697	1.561302	5.939219	22.6096		
0.001200	26.287999	0.000000	0.000000	24.103942	2.184057	8.308190	22.201555	4.086444	15.544904	22.201555		
0.001400	26.287999	0.000000	0.000000	26.287999	0.000000	0.000000	26.287999	0.000000	0.000000	25.1186		
0.001600	26.287999	0.000000	0.000000	24.103942	2.184057	8.308190	24.103942	2.184057	8.308190	24.103942		
0.001800	26.287999	0.000000	0.000000	26.287999	0.000000	0.000000	24.726697	1.561302	5.939219	24.726697		
0.002000	26.287999	0.000000	0.000000	24.103942	2.184057	8.308190	22.201555	4.086444	15.544904	21.9642		
0.002200	26.287999	0.000000	0.000000	26.287999	0.000000	0.000000	26.287999	0.000000	0.000000	26.287999		
0.002400	26.287999	0.000000	0.000000	24.103942	2.184057	8.308190	24.103942	2.184057	8.308190	21.1997		
0.002600	26.287999	0.000000	0.000000	26.287999	0.000000	0.000000	24.726697	1.561302	5.939219	22.6096		
0.002800	26.287999	0.000000	0.000000	24.103942	2.184057	8.308190	22.201555	4.086444	15.544904	22.201555		
0.003000	26.287999	0.000000	0.000000	26.287999	0.000000	0.000000	26.287999	0.000000	0.000000	25.1186		
	gemiddelde afwijking	0.000000		gemiddelde afwijking	4.154095		gemiddelde afwijking	7.448078		gemiddelde afwijking	7.448078	
	maximale afwijking	0.000000		maximale afwijking	8.308190		maximale afwijking	15.544904		maximale afwijking	15.544904	

Bijlage 14 Resultatentabellen downsampling vs. piekhoogte en -latentie (niet-karakteristieke pieken)

PO1

5000 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	0.00	0.0	0.00
2	0.00	0.0	0.00
3	0.00	0.0	0.00
4	0.00	0.0	0.00
5	0.00	0.0	0.00
6	0.00	0.0	0.00
7	0.00	0.0	0.00
8	0.00	0.0	0.00
AVERAGE	0.00	0.0	0.00
STDEV	0.00	0.0	0.00
2500 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	6.85	-5.4	3.42
2	12.91	0.2	6.46
3	7.66	-0.6	3.83
4	18.00	0.6	9.00
5	4.64	2.2	2.32
6	1.80	3.4	0.90
7	1.56	0.6	0.78
8	3.77	0.2	1.89
AVERAGE	7.15	0.2	3.57
STDEV	5.72	2.6	2.86
1250 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	8.32	-5.0	5.71
2	15.16	-0.2	7.83
3	9.01	-0.2	5.90
4	21.05	0.2	12.32
5	17.89	1.8	6.96
6	5.89	-0.2	2.96
7	10.85	0.4	3.57
8	16.19	0.6	5.65
AVERAGE	13.05	-0.3	6.36
STDEV	5.30	2.0	2.89
625 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	12.63	-5.6	8.12
2	20.95	-2.2	11.81
3	18.91	-0.4	10.44
4	30.19	-26.0	20.37
5	28.35	-0.6	11.60
6	15.15	-0.6	7.97
7	17.96	-0.2	6.59
8	20.18	-0.8	10.98
AVERAGE	20.54	-4.6	10.99
STDEV	6.04	8.8	4.24
312,5 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	16.63	-0.6	10.13
2	42.93	1.2	21.21
3	27.61	1.2	14.04
4	49.05	-46.0	29.14
5	29.38	4.2	15.03
6	24.17	-1.4	12.99
7	29.26	5.2	13.71
8	32.65	1.8	17.52
AVERAGE	31.46	-4.3	16.72
STDEV	10.28	17.0	5.99

FCZ

5000 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	0.00	0.0	0.00
2	0.00	0.0	0.00
3	0.00	0.0	0.00
4	0.00	0.0	0.00
5	0.00	0.0	0.00
6	0.00	0.0	0.00
7	0.00	0.0	0.00
8	0.00	0.0	0.00
AVERAGE	0.00	0.0	0.00
STDEV	0.00	0.0	0.00
2500 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	1.08	1.8	0.54
2	4.65	-2.2	2.32
3	0.58	-2.6	0.29
4	2.00	1.0	1.00
5	0.30	-4.6	0.15
6	20.95	-16.6	10.47
7	0.22	-2.2	0.11
8	1.53	3.8	0.77
AVERAGE	3.91	-2.7	1.96
STDEV	7.03	6.3	3.51
1250 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	5.99	2.0	2.76
2	15.73	-0.2	8.33
3	18.92	-2.8	8.67
4	27.60	-1.0	11.96
5	12.44	0.4	4.30
6	22.16	-1.0	15.95
7	12.75	2.2	4.63
8	22.61	-6.0	9.28
AVERAGE	17.27	-0.8	8.24
STDEV	6.92	2.7	4.36
625 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	12.96	4.2	5.33
2	26.56	0.6	12.65
3	22.77	-5.2	13.11
4	29.12	-0.2	17.15
5	19.79	9.4	7.62
6	31.28	-20.0	22.80
7	25.50	0.2	10.86
8	25.87	6.0	15.46
AVERAGE	24.23	-0.6	13.12
STDEV	5.76	9.0	5.50
312,5 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	13.86	-11.6	7.27
2	32.51	-0.4	18.49
3	29.84	8.8	17.87
4	35.71	1.4	22.11
5	28.46	14.8	13.68
6	37.83	2.8	27.81
7	28.70	1.8	16.28
8	39.15	-0.6	23.20
AVERAGE	30.76	2.1	18.34
STDEV	7.96	7.6	6.28

P5(1)

5000 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	0.00	0.0	0.00
2	0.00	0.0	0.00
3	0.00	0.0	0.00
4	0.00	0.0	0.00
5	0.00	0.0	0.00
6	0.00	0.0	0.00
7	0.00	0.0	0.00
8	0.00	0.0	0.00
AVERAGE	0.00	0.0	0.00
STDEV	0.00	0.0	0.00
2500 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	0.65	0.2	0.33
2	2.51	0.2	1.26
3	1.67	-0.2	0.84
4	10.69	-1.0	5.35
5	6.13	-3.4	3.06
6	8.31	23.0	4.15
7	5.10	7.8	2.55
8	3.34	-1.0	1.67
AVERAGE	4.80	3.2	2.40
STDEV	3.45	8.6	1.72
1250 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	6.64	-0.2	2.11
2	3.76	0.6	2.36
3	7.33	-0.6	2.96
4	22.59	-0.4	12.15
5	7.32	-2.2	3.69
6	15.54	-5.4	7.45
7	6.94	7.4	4.40
8	10.39	0.4	5.48
AVERAGE	10.06	-0.1	5.07
STDEV	6.13	3.6	3.36
625 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	7.34	0.8	4.31
2	12.86	15.2	5.38
3	10.45	10.4	5.34
4	28.89	-0.2	18.13
5	10.32	0.6	5.43
6	19.36	9.4	10.50
7	20.73	0.6	8.02
8	19.84	-0.6	9.33
AVERAGE	16.22	4.5	8.31
STDEV	7.19	6.2	4.54
312,5 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	23.43	12.0	10.09
2	15.83	0.8	8.72
3	18.03	1.6	9.64
4	39.12	1.2	23.97
5	17.61	-4.4	8.78
6	29.14	14.2	14.65
7	22.43	-1.0	11.92
8	32.27	4.8	15.52
AVERAGE	24.73	3.7	12.91
STDEV	8.15	6.4	5.16

P5(2)

5000 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	0.00	0.0	0.00
2	0.00	0.0	0.00
3	0.00	0.0	0.00
4	0.00	0.0	0.00
5	0.00	0.0	0.00
6	0.00	0.0	0.00
7	0.00	0.0	0.00
8	0.00	0.0	0.00
AVERAGE	0.00	0.0	0.00
STDEV	0.00	0.0	0.00
2500 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	11.33	14.2	5.66
2	2.46	0.2	1.23
3	2.17	0.6	1.09
4	6.61	-40.2	3.30
5	2.15	-0.6	1.08
6	2.65	1.8	1.33
7	7.65	-0.2	3.83
8	11.50	-0.6	5.75
AVERAGE	5.82	-3.1	2.91
STDEV	4.05	15.8	2.02
1250 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	16.92	13.8	10.45
2	15.90	-0.2	7.23
3	8.57	-0.4	4.31
4	10.46	1.0	6.13
5	12.99	20.6	5.43
6	8.36	2.0	4.72
7	8.60	4.2	4.61
8	26.00	-1.0	15.01
AVERAGE	13.47	5.0	7.24
STDEV	6.07	7.9	3.72
625 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	22.20	27.4	13.95
2	22.49	0.6	11.53
3	11.59	-1.2	6.57
4	20.59	-14.0	9.26
5	21.88	-2.6	9.74
6	16.15	-3.6	7.39
7	10.79	0.2	7.19
8	30.03	-1.8	20.42
AVERAGE	19.46	0.6	10.76
STDEV	6.37	11.8	4.61
312,5 Hz			
pieknr.	max.afwijking [%]	latentie m.a. [ms]	gem.afwijking [%]
1	31.01	-12.4	19.27
2	33.80	1.8	18.78
3	25.85	1.0	9.49
4	31.51	-41.2	15.55
5	25.03	-1.0	13.83
6	27.75	1.2	12.38
7	17.28	1.8	9.67
8	37.42	-0.2	26.15
AVERAGE	28.71	-6.1	15.64
STDEV	6.19	14.9	5.62

Bijlage 15 Resultatentabellen downsampling vs. piekhoogte en -latentie (karakteristieke pieken)

F8			PO8		
5000 Hz			5000 Hz		
pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]
1	0.00	0.00	1	0.00	0.00
3	0.00	0.00	3	0.00	0.00
5	0.00	0.00	5	0.00	0.00
7	0.00	0.00	7	0.00	0.00
9	0.00	0.00	9	0.00	0.00
AVERAGE	0.00	0.00	AVERAGE	0.00	0.00
STDEV	0.00	0.00	STDEV	0.00	0.00
2500 Hz			2500 Hz		
pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]
1	0.46	0.23	1	1.69	0.85
3	4.24	2.12	3	0.45	0.23
5	3.06	1.53	5	0.95	0.47
7	0.62	0.31	7	0.73	0.36
9	1.41	0.70	9	0.49	0.25
AVERAGE	1.96	0.98	AVERAGE	0.86	0.43
STDEV	1.64	0.82	STDEV	0.51	0.25
1250 Hz			1250 Hz		
pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]
1	2.64	1.06	1	2.82	1.66
3	5.77	3.91	3	2.54	1.20
5	8.42	4.53	5	1.93	1.08
7	1.63	0.78	7	1.47	0.86
9	2.34	1.51	9	2.10	1.17
AVERAGE	4.16	2.36	AVERAGE	2.17	1.20
STDEV	2.86	1.73	STDEV	0.52	0.29
625 Hz			625 Hz		
pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]
1	3.99	2.06	1	5.23	2.81
3	9.33	5.23	3	3.26	1.70
5	11.53	6.67	5	4.10	2.04
7	4.44	1.87	7	2.55	1.15
9	6.60	3.03	9	3.18	1.78
AVERAGE	7.18	3.77	AVERAGE	3.66	1.90
STDEV	3.22	2.10	STDEV	1.04	0.61
312,5 Hz			312,5 Hz		
pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]
1	7.60	4.13	1	7.61	4.20
3	14.62	7.78	3	6.30	3.19
5	15.27	8.52	5	5.17	2.63
7	9.19	3.84	7	4.15	1.66
9	9.93	4.91	9	4.74	2.50
AVERAGE	11.32	5.84	AVERAGE	5.59	2.84
STDEV	3.42	2.17	STDEV	1.37	0.94

FP2			P5		
5000 Hz			5000 Hz		
pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]
11	0.00	0.00	11	0.00	0.00
12	0.00	0.00	12	0.00	0.00
13	0.00	0.00	13	0.00	0.00
14	0.00	0.00	14	0.00	0.00
15	0.00	0.00	15	0.00	0.00
AVERAGE	0.00	0.00	AVERAGE	0.00	0.00
STDEV	0.00	0.00	STDEV	0.00	0.00
2500 Hz			2500 Hz		
pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]
11	1.52	0.76	11	0.38	0.19
12	2.51	1.25	12	1.19	0.60
13	0.06	0.03	13	1.67	0.84
14	3.44	1.72	14	4.28	2.14
15	0.41	0.21	15	0.46	0.23
AVERAGE	1.59	0.79	AVERAGE	1.60	0.80
STDEV	1.41	0.71	STDEV	1.59	0.80
1250 Hz			1250 Hz		
pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]
11	1.71	1.21	11	1.95	1.02
12	4.48	2.33	12	2.73	1.42
13	0.43	0.14	13	3.86	2.12
14	5.90	3.50	14	7.77	4.56
15	0.82	0.48	15	3.99	1.43
AVERAGE	2.67	1.53	AVERAGE	4.06	2.11
STDEV	2.40	1.38	STDEV	2.24	1.43
625 Hz			625 Hz		
pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]
11	2.38	1.66	11	2.10	1.34
12	5.36	3.18	12	8.33	3.13
13	1.28	0.60	13	4.05	2.89
14	9.03	4.98	14	12.19	6.03
15	2.54	0.93	15	5.23	2.68
AVERAGE	4.12	2.27	AVERAGE	6.38	3.21
STDEV	3.14	1.81	STDEV	3.96	1.72
312,5 Hz			312,5 Hz		
pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]	pieknr.	max.afwijking [%]	gem.afwijking [%]
11	3.81	2.06	11	4.14	2.10
12	8.59	4.84	12	11.07	6.13
13	2.52	0.84	13	7.03	3.91
14	9.49	6.23	14	12.29	7.17
15	4.51	1.56	15	7.64	3.63
AVERAGE	5.79	3.11	AVERAGE	8.43	4.59
STDEV	3.07	2.32	STDEV	3.27	2.04

Bijlage 16 Resultatentabellen ASA vs. EEmagine; de invloed van latentieverschuiving

EEMAGINE pieklatentie				
dipoolnr.	x [mm]	y [mm]	z [mm]	mag [nAm]
1	-72.9	-53.3	-14.1	1136.7
2	11	-1.4	-38	1815.1
3	38.6	-29.9	-22.6	2045.4
4	28.6	-35.3	-32.7	5372
5	-14.7	-24.4	-25.2	1366.8
6	23.4	-33.6	-30.8	2048.6
7	-3.7	-38.3	-22.3	1456.2
8	24.7	-40.4	-31.5	969.6
9	24.6	0.4	-30.1	1178.3
10	30.9	-37.6	-26.7	1890.5
11	-9.9	-56.3	-15	1043.2
12	-16.4	-27.4	-13.4	781.4
13	-7.1	-34.5	-55.5	1843
14	23.1	7.5	37	764.4
15	-13.6	-31.5	-48.8	2802.3
16	6.2	-49.4	44.4	1070.7
17	-62.6	-46.9	-39.6	554.1
18	-37.6	-61.3	-22.5	878.5
19	31.8	-27.1	-8.2	1152.8
20	-11.8	-29.5	-14.1	1366.3
21	-9.4	-34.5	-12.1	1400
22	23.1	-45.5	-31	1463
23	23.6	-58	-25.5	742.2
24	-36	-40.3	-33.5	1374.8
25	1.2	-58.4	-34.2	1799.1
26	4.3	-39	-33.7	1737.3
27	-18.9	-52.4	-39	1190.9
28	-44.7	-36.4	-7.5	1033.2
29	10.8	0.2	-14.4	1935.9
30	-34.5	-41.4	-14.1	754.7
31	-27.6	-68.1	-11.4	1902.1
32	1	-43.5	-40.5	1919.5

EEMAGINE interval

dipoolnr.	x [mm]	y [mm]	z [mm]	mag [nAm]	lat.versch.
1	-72.9	-53.3	-14.1	1136.7	
2	11	-1.4	-38	1815.1	
3	38.6	-29.9	-22.6	2045.4	
4	28.6	-35.3	-32.7	5372	
5	-14.7	-24.4	-25.2	1366.8	
6	27.7	-28.6	-33.6	2172	4
7	-3.7	-38.3	-22.3	1456.2	
8	24.7	-40.4	-31.5	969.6	
9	24.6	0.4	-30.1	1178.3	
10	30.9	-37.6	-26.7	1890.5	
11	-9.9	-56.3	-15	1043.2	
12	-16.4	-27.4	-13.4	781.4	
13	-7.1	-34.5	-55.5	1843	
14	23.1	7.5	37	764.4	
15	-13.6	-31.5	-48.8	2802.3	
16	11.8	-56	44.5	1418.6	4
17	-62.6	-46.9	-39.6	554.1	
18	-37.6	-61.3	-22.5	878.5	
19	31.8	-27.1	-8.2	1152.8	
20	-11.8	-29.5	-14.1	1366.3	
21	-9.4	-34.5	-12.1	1400	
22	28.4	-51.2	-35.8	1304.7	4
23	23.6	-58	-25.5	742.2	
24	-33.5	-41	-37.3	1362.4	4
25	1.2	-58.4	-34.2	1799.1	
26	14	-38.6	-41.7	1894.1	4
27	-18.9	-52.4	-39	1190.9	
28	-44.7	-36.4	-7.5	1033.2	
29	10.8	0.2	-14.4	1935.9	
30	-34.5	-41.4	-14.1	754.7	
31	-27.6	-68.1	-11.4	1902.1	
32	-1.3	-43.7	-43.8	1506.1	4

ASA pieklatentie

dipoolnr.	x [mm]	y [mm]	z [mm]	mag [nAm]	lat.versch.
1	-76.9	7.5	-36.3	687.4	
2	-1.3	-9.1	-15.0	1119.2	
3	32.3	-26.3	10.4	810.2	-4
4	32.6	-66.7	1.5	474.5	
5	-22.7	-18.4	-6.1	826.2	-4
6	10.1	-46.6	23.9	869.1	-4
7	-7.3	-43.1	-6.2	879.7	
8	17.2	-47.2	-1.3	471.1	
9	-0.3	-10.0	-6.5	565.9	-4
10	26.5	-30.7	2.0	913.5	
11	-2.9	-58.1	12.1	678.4	
12	-24.9	-34.5	2.0	434.7	
13	11.7	-36.3	-41.4	555.0	4
14	24.6	6.6	39.2	495.3	4
15	12.4	44.6	25.3	401.5	-4
16	6.7	-32.4	30.4	792.9	
17	-67.7	-51.7	-5.7	85.3	
18	-47.4	-68.0	-18.4	295.1	-4
19	18.5	-35.2	5.8	642.1	-4
20	-18.4	-30.4	5.6	769.5	
21	-16.6	-38.3	15.1	866.8	
22	-5.5	-57.3	-15.3	593.9	4
23	-4.0	-73.2	-7.8	415.4	4
24	-42.8	-42.2	11.8	618.0	
25	-2.7	-57.8	-12.2	700.9	
26	-8.7	-42.8	-5.0	874.0	
27	-22.1	-52.6	-14.3	856.2	
28	-44.5	-26.0	3.8	695.8	4
29	-0.5	-6.3	7.4	1145.2	
30	-39.2	-46.0	9.3	421.9	
31	-35.9	-52.0	1.7	686.1	
32	-7.3	-47.2	-15.1	761.3	-4

Bijlage 17 Elektrodepositions digitizer vs. bronlokalisatie

Tabel elektrodepositions

label	electrodepositions Cecile			electrodepositions Rogier			verschil			
	x [mm]	y [mm]	z [mm]	x [mm]	y [mm]	z [mm]	x [mm]	y [mm]	z [mm]	3D [mm]
FP1	158.22	22.05	41.98	150.60	25.29	45.50	7.61	3.24	3.52	8.99
FPZ	162.80	-4.95	42.49	157.52	-0.80	45.24	5.28	4.15	2.75	7.26
FP2	160.63	-33.31	45.15	153.44	-32.32	46.13	7.19	0.99	0.99	7.33
AF3	151.54	32.73	65.51	143.37	35.97	69.31	8.17	3.24	3.79	9.57
AFZ	162.77	-13.28	79.61	156.39	-10.13	82.88	6.37	3.15	3.26	7.82
AF4	151.79	-63.31	69.08	147.25	-58.61	71.75	4.54	4.70	2.67	7.06
F7	115.12	69.32	43.18	106.03	70.72	44.75	9.09	1.40	1.57	9.33
F5	127.62	59.08	65.57	120.02	59.54	68.43	7.60	0.46	2.85	8.13
F3	136.33	38.49	87.22	128.39	41.88	90.40	7.94	3.39	3.18	9.20
F1	146.18	11.05	100.85	138.66	14.12	103.04	7.52	3.07	2.19	8.41
FZ	150.26	-23.57	106.14	143.96	-17.24	109.70	6.30	6.33	3.57	9.61
F2	146.35	-53.71	100.68	141.20	-49.15	103.05	5.16	4.56	2.37	7.28
F4	138.91	-79.23	92.64	133.85	-74.61	93.56	5.06	4.62	0.92	6.91
F6	128.85	-94.14	72.32	126.33	-88.34	73.02	2.52	5.80	0.70	6.36
F8	114.39	-96.59	48.86	112.80	-92.98	48.47	1.59	3.61	0.39	3.96
FT9	65.90	79.58	21.08	56.60	77.84	21.89	9.30	1.74	0.82	9.50
FC5	98.01	71.17	77.70	88.17	71.24	79.66	9.85	0.07	1.97	10.04
FC3	110.69	45.06	104.93	101.81	45.82	106.51	8.87	0.75	1.58	9.04
FC1	117.00	10.57	124.67	107.62	10.50	126.18	9.38	0.06	1.51	9.50
FCZ	122.32	-32.10	129.50	114.68	-28.68	130.82	7.64	3.42	1.32	8.48
FC2	119.93	-72.41	124.12	114.00	-69.51	124.58	5.93	2.91	0.46	6.62
FC4	108.51	-103.78	108.53	105.33	-101.02	109.50	3.18	2.76	0.98	4.32
FC6	97.25	-120.07	84.43	94.79	-116.46	82.47	2.46	3.62	1.95	4.79
FT10	69.50	-106.17	26.67	66.66	-105.90	25.79	2.84	0.27	0.87	2.98
T3	48.63	81.57	58.27	40.78	78.80	58.29	7.85	2.77	0.02	8.32
C5	63.15	74.14	89.16	55.02	72.05	89.62	8.12	2.09	0.46	8.40
C3	75.26	43.77	119.75	68.31	45.03	121.01	6.95	1.27	1.26	7.18
C1	86.85	4.92	137.84	80.43	5.31	137.74	6.42	0.39	0.10	6.43
CZ	90.14	-46.38	148.06	83.76	-42.23	147.24	6.37	4.15	0.83	7.65
C2	89.90	-87.16	140.26	82.51	-85.16	139.27	7.40	2.00	0.99	7.72
C4	78.48	-124.80	121.28	74.69	-123.30	120.89	3.79	1.50	0.39	4.10
C6	66.29	-137.36	93.62	63.63	-135.05	92.34	2.66	2.31	1.28	3.75
T4	54.65	-129.92	64.91	52.47	-129.16	62.79	2.18	0.76	2.11	3.13
TP9	7.67	78.96	41.06	-0.51	75.00	39.26	8.18	3.96	1.80	9.26
CP5	29.68	66.81	99.99	20.61	64.06	99.11	9.07	2.76	0.87	9.52
CP3	40.59	40.45	127.02	30.94	37.04	126.34	9.64	3.41	0.67	10.25
CP1	43.27	-2.20	146.50	35.15	-6.35	146.09	8.11	4.15	0.41	9.12
CPZ	49.23	-57.79	154.23	42.39	-55.52	154.13	6.84	2.28	0.10	7.21
CP2	47.26	-108.83	146.81	45.08	-102.94	148.00	2.18	5.90	1.19	6.40
CP4	43.34	-140.75	130.12	39.18	-137.73	128.97	4.16	3.02	1.16	5.27
CP6	33.61	-150.13	102.35	29.76	-152.24	98.66	3.85	2.11	3.69	5.74
TP10	5.60	-133.30	45.35	1.88	-135.87	41.68	3.72	2.57	3.68	5.83
T5	-16.92	60.84	80.97	-26.41	55.51	79.07	9.49	5.33	1.89	11.05
P5	-9.63	50.28	105.07	-19.47	42.05	102.40	9.84	8.23	2.68	13.11
P3	-3.55	25.12	125.27	-11.31	16.49	123.12	7.76	8.63	2.15	11.80
P1	-2.59	-16.42	140.63	-9.28	-25.86	138.00	6.70	9.44	2.63	11.87
PZ	1.84	-63.38	147.40	-5.31	-74.52	144.14	7.15	11.14	3.25	13.63
P2	2.46	-105.63	141.32	-0.84	-112.03	138.35	3.30	6.41	2.98	7.80
P4	7.39	-139.57	127.89	0.90	-143.84	122.40	6.49	4.27	5.48	9.51

P6	-4.20	-147.37	105.22	-8.81	-149.59	100.73	4.61	2.22	4.49	6.81
T6	-11.13	-147.68	81.17	-16.27	-149.33	75.49	5.14	1.65	5.68	7.83
PO7	-45.16	28.92	92.66	-53.78	18.27	88.99	8.62	10.66	3.67	14.19
PO1	-36.04	-24.35	125.31	-43.25	-35.74	120.64	7.22	11.40	4.67	14.28
PO2	-35.15	-93.87	124.77	-37.61	-102.53	120.67	2.46	8.66	4.10	9.90
PO8	-40.01	-133.36	93.79	-40.07	-137.62	87.98	0.06	4.26	5.81	7.20
O1	-62.80	-13.95	101.18	-67.76	-24.12	95.47	4.96	10.17	5.71	12.67
OZ	-66.41	-60.85	104.46	-70.18	-66.46	98.09	3.77	5.61	6.37	9.29
O2	-58.76	-101.82	102.34	-62.72	-106.69	96.26	3.96	4.87	6.08	8.74

Bijlage 18 Resultatentabellen digitizer vs. bronlokalisatie

Tabel dipoolposities

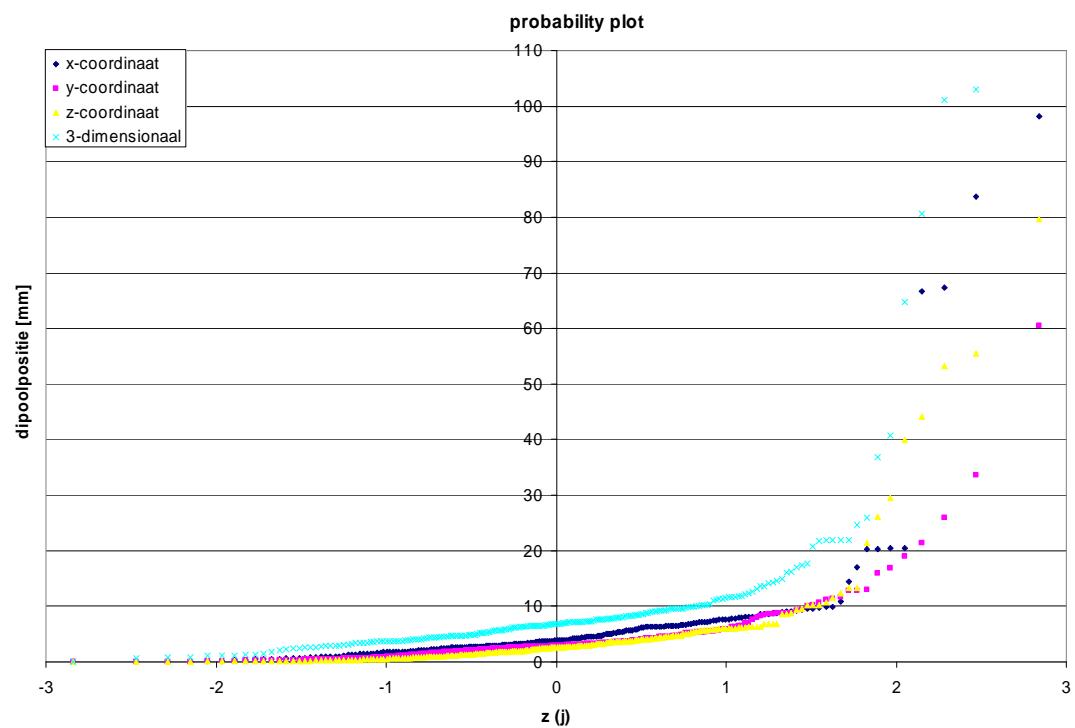
lokalisatielatentie	Cecile			Rogier			Verschil			misfit	
dipool file	x [mm]	y [mm]	z [mm]	x [mm]	y [mm]	z [mm]	x [mm]	y [mm]	z [mm]	3D	ja?
naam 540-6.dip	49.47	11.02	-42.69	63.87	27.96	-29.42	14.40	16.94	13.28	25.90	ja
naam 176-2.dip	103.89	-47.52	79.75	103.26	-46.93	83.44	0.62	0.59	3.69	3.79	
naam.dip	98.26	-91.96	28.66	94.71	-92.33	29.82	3.55	0.37	1.16	3.75	
naam-0.dip	98.21	3.14	37.26	95.17	6.40	39.12	3.04	3.26	1.87	4.83	
naam-1.dip1	80.92	-24.20	67.09	77.94	-21.34	69.45	2.99	2.86	2.36	4.76	
naam rotating	29.15	-78.99	-19.18	96.48	-83.51	25.03	67.33	4.53	44.21	80.68	ja
naam moving	98.77	3.39	36.46	95.40	6.66	39.29	3.38	3.27	2.83	5.49	
naam moving	73.11	-20.24	47.02	68.91	-17.80	53.29	4.20	2.44	6.27	7.93	
naam moving	88.87	-15.69	53.27	86.23	-12.98	54.56	2.64	2.70	1.29	3.99	
naam moving	123.69	-32.49	-9.84	122.47	-28.96	-5.92	1.23	3.53	3.92	5.42	
naam moving	96.90	-8.71	51.34	93.06	-5.93	54.34	3.84	2.78	3.00	5.61	
naam moving	81.70	-22.98	67.14	77.99	-21.25	70.19	3.71	1.74	3.06	5.11	
naam moving	102.99	-33.31	48.36	100.26	-29.30	54.17	2.74	4.00	5.81	7.57	
naam moving	83.95	-44.11	80.60	80.99	-41.34	85.69	2.97	2.76	5.09	6.51	
naam moving	61.70	-68.52	51.27	60.27	-66.66	55.15	1.43	1.86	3.88	4.53	
naam moving	59.91	-64.92	77.33	59.78	-62.26	78.02	0.13	2.65	0.69	2.74	
naam moving	73.05	-53.51	88.92	69.10	-52.86	92.45	3.94	0.64	3.54	5.34	
naam moving	68.49	-59.57	98.52	64.67	-58.42	100.65	3.82	1.15	2.13	4.52	
naam moving	76.80	-40.61	109.18	72.87	-39.42	111.93	3.92	1.19	2.74	4.93	
naam moving	57.22	-51.55	108.88	54.26	-49.92	109.19	2.97	1.62	0.30	3.40	
naam moving	41.24	-51.02	87.18	40.67	-49.77	87.27	0.57	1.24	0.09	1.37	
naam moving	70.15	-57.75	99.52	66.89	-56.03	101.26	3.25	1.72	1.74	4.07	
naam moving	62.67	-81.02	104.45	62.34	-80.00	104.63	0.33	1.02	0.18	1.09	
naam moving	97.11	-32.44	54.01	96.59	-29.25	54.81	0.52	3.19	0.80	3.33	
naam moving	54.50	-67.90	25.19	53.51	-65.77	26.35	0.99	2.13	1.15	2.62	
naam moving	65.56	-108.35	-13.16	65.58	-74.76	42.27	0.02	33.59	55.43	64.81	ja
naam moving	71.39	-69.60	54.56	70.37	-67.07	56.13	1.02	2.53	1.57	3.14	
naam moving	79.16	-62.73	48.98	77.68	-60.36	50.99	1.48	2.37	2.01	3.44	
naam moving	88.69	-48.55	72.19	86.49	-46.30	75.06	2.20	2.25	2.87	4.26	
naam moving	79.56	-41.17	29.37	77.45	-37.34	35.47	2.10	3.83	6.10	7.51	
naam moving	90.13	-56.10	-36.86	88.36	-52.63	-38.78	1.77	3.47	1.92	4.34	
naam moving	76.28	-56.99	39.61	74.36	-54.26	45.94	1.92	2.74	6.33	7.16	
naam moving	76.19	-64.59	12.40	73.62	-61.17	19.18	2.57	3.42	6.78	8.01	
naam moving	80.27	-69.32	-37.49	76.12	-65.15	-26.81	4.15	4.17	10.68	12.19	
naam moving	62.93	-85.26	15.79	61.17	-83.83	16.31	1.76	1.43	0.53	2.32	
naam moving	63.41	-76.80	4.92	60.71	-74.34	10.48	2.69	2.46	5.56	6.65	
naam moving	63.28	-87.59	-29.39	60.31	-84.78	-22.53	2.97	2.82	6.86	7.99	
naam moving	63.28	-87.59	-29.39	66.25	-80.04	10.55	2.97	7.56	39.95	40.77	ja
naam-381.dip	70.64	24.77	-29.61	70.64	24.77	-29.58	0.00	0.00	0.03	0.03	
naam 286.2 -305.6	115.35	32.03	26.77	113.71	34.02	26.75	1.65	1.99	0.02	2.58	
naam 286.2 -305.6	91.24	22.59	38.89	86.98	24.20	40.43	4.26	1.61	1.54	4.81	
naam 286.2 -305.6	91.28	37.26	41.19	84.74	40.10	45.33	6.54	2.84	4.14	8.24	
naam 286.2 -305.6	102.78	28.53	39.89	97.49	31.19	42.69	5.29	2.66	2.80	6.55	
naam 286.2 -305.6	96.12	42.90	23.67	91.04	45.41	23.43	5.08	2.51	0.24	5.67	
naam 286.2 -305.6	90.75	24.96	30.51	85.97	27.83	31.84	4.78	2.87	1.33	5.73	
naam 286.2 -305.6	83.52	39.76	45.61	75.62	44.52	50.33	7.90	4.76	4.72	10.36	
naam 286.2 -305.6	102.82	22.15	23.77	98.33	25.25	25.97	4.49	3.09	2.19	5.87	
naam 286.2 -305.6	96.10	27.87	45.08	89.89	30.59	47.47	6.21	2.73	2.39	7.19	
naam 286.2 -305.6	107.63	24.59	29.36	102.55	27.57	31.66	5.07	2.98	2.31	6.32	
naam 286.2 -305.6	90.76	35.05	34.33	84.50	37.14	37.02	6.27	2.09	2.69	7.13	
naam 286.2 -305.6	80.57	34.12	53.88	74.03	37.15	56.53	6.54	3.03	2.65	7.68	
naam 286.2 -305.6	99.95	26.50	40.13	94.54	29.31	42.53	5.40	2.81	2.40	6.55	
naam 286.2 -305.6	107.04	29.05	36.09	100.20	31.33	40.70	6.84	2.28	4.61	8.56	
naam 286.2 -305.6	106.86	35.66	19.01	96.01	35.03	24.85	10.85	0.63	5.84	12.34	
naam 286.2 -305.6	89.87	30.14	49.73	84.21	33.41	51.93	5.66	3.27	2.20	6.89	
naam 286.2 -305.6	102.76	43.59	24.84	85.65	41.21	36.35	17.10	2.38	11.50	20.75	ja
naam 286.2 -305.6	71.85	60.05	70.14	63.10	61.37	74.41	8.74	1.32	4.28	9.82	
naam 286.2 -305.6	71.94	60.23	70.24	63.15	61.48	74.36	8.79	1.25	4.11	9.79	
naam 286.2 -305.6	72.81	15.11	106.83	67.03	17.32	107.55	5.78	2.21	0.72	6.23	
naam 286.2 -305.6	61.86	-6.76	122.41	54.22	14.67	112.86	7.63	21.43	9.55	24.67	ja
naam 286.2 -305.6	-6.48	-38.49	122.00	-11.37	-43.98	116.79	4.89	5.49	5.20	9.01	
naam 286.2 -305.6	24.21	-36.37	146.69	20.37	-41.63	145.61	3.84	5.26	1.08	6.60	
naam 286.2 -305.6	75.73	51.10	72.36	69.00	53.07	73.89	6.73	1.98	1.54	7.18	
naam 286.2 -305.6	73.44	7.85	122.18	67.23	9.86	121.62	6.20	2.00	0.55	6.54	
naam 286.2 -305.6	52.45	64.56	31.64	45.12	64.46	31.49	7.34	0.10	0.15	7.34	
naam 286.2 -305.6	51.54	62.09	16.27	44.43	63.76	20.28	7.11	1.67	4.01	8.33	
naam 286.2 -305.6	58.30	49.91	-6.85	52.56	52.49	-4.33	5.74	2.58	2.52	6.78	
naam 286.2 -305.6	58.29	49.86	-7.04	52.56	52.46	-4.43	5.73	2.60	2.61	6.81	
naam 286.2 -305.6	58.30	49.82	-7.13	52.57	52.44	-4.48	5.74	2.62	2.65	6.84	

naam 286.2 -305.6	30.75	19.26	-23.15	35.47	19.14	-1.69	4.72	0.12	21.46	21.97	ja
naam 286.2 -305.6	23.62	8.41	-34.66	23.20	10.18	-40.85	0.42	1.77	6.19	6.45	
naam 286.2 -305.6	4.78	-18.08	-27.67	-3.84	-20.81	-37.83	8.62	2.73	10.17	13.61	
naam 286.2 -305.6	-1.00	-38.41	-43.48	-3.10	-22.52	-41.95	2.10	15.89	1.52	16.10	ja/nee
naam 286.2 -305.6	22.03	-27.68	-21.08	26.42	-19.29	-7.81	4.39	8.40	13.27	16.31	
naam 286.2 -305.6	-14.76	-40.51	-35.43	-8.37	-31.70	-39.83	6.39	8.82	4.39	11.74	
naam 286.2 -305.6	-14.76	-40.45	-35.49	-8.40	-31.68	-39.89	6.36	8.77	4.40	11.69	
naam 286.2 -305.6	-14.75	-40.46	-35.51	-8.39	-31.69	-39.90	6.35	8.77	4.39	11.69	
naam 286.2 -305.6	-14.75	-40.46	-35.51	-8.25	-31.75	-39.34	6.49	8.71	3.83	11.52	
naam 286.2 -305.6	-7.95	-40.02	-38.00	-0.95	-45.59	-42.78	7.00	5.57	4.78	10.14	
naam 286.2 -305.6	-9.96	-44.34	-18.06	-11.44	-50.24	-22.57	1.48	5.90	4.51	7.58	
naam 286.2 -305.6	-15.27	-35.93	-32.25	-13.88	-45.17	-35.59	1.39	9.24	3.34	9.92	
naam 286.2 -305.6	37.15	6.79	25.82	35.07	4.64	22.95	2.08	2.15	2.87	4.15	
naam 286.2 -305.6	7.40	-25.78	47.38	6.63	-30.28	48.64	0.77	4.50	1.26	4.73	
naam 286.2 -305.6	6.74	-5.53	46.06	3.38	-11.23	44.24	3.36	5.70	1.82	6.86	
naam 286.2 -305.6	18.06	-7.55	33.33	16.86	-10.22	31.35	1.20	2.67	1.97	3.53	
naam 286.2 -305.6	10.06	2.67	-1.78	8.13	-1.19	-11.11	1.93	3.86	9.33	10.28	
naam 286.2 -305.6	89.62	7.98	34.92	86.77	9.63	36.52	2.85	1.65	1.60	3.66	
naam 286.2 -305.6	48.17	5.78	45.98	45.09	2.27	46.03	3.08	3.50	0.05	4.67	
naam 286.2 -305.6	75.40	6.26	34.95	73.67	5.93	35.34	1.74	0.33	0.39	1.81	
naam 286.2 -305.6	26.09	28.36	46.13	22.85	25.33	46.82	3.24	3.03	0.69	4.49	
naam 286.2 -305.6	68.33	24.42	35.09	65.70	24.94	33.90	2.63	0.52	1.19	2.93	
naam 286.2 -305.6	49.48	-7.95	21.56	50.11	-12.48	25.04	0.63	4.52	3.48	5.74	
naam 286.2 -305.6	36.10	17.76	25.42	34.29	16.69	29.43	1.81	1.07	4.01	4.53	
naam 286.2 -305.6	46.65	11.14	27.09	46.41	7.26	28.07	0.24	3.88	0.97	4.01	
naam 286.2 -305.6	92.95	-10.48	38.54	90.35	-11.47	40.92	2.60	0.99	2.38	3.66	
naam 286.2 -305.6	70.33	-32.05	80.22	67.91	-33.02	82.04	2.42	0.97	1.82	3.18	
naam 286.2 -305.6	66.12	-35.21	79.08	69.25	-61.13	105.17	3.12	25.92	26.08	36.90	ja
naam 286.2 -305.6	108.47	12.71	-11.84	106.12	13.03	-13.52	2.36	0.33	1.68	2.91	
naam 286.2 -305.6	107.97	13.10	-12.44	104.45	14.30	-15.32	3.52	1.19	2.88	4.70	
naam 286.2 -305.6	100.65	-4.09	40.32	96.12	-4.67	44.98	4.53	0.58	4.67	6.53	
naam 286.2 -305.6	68.75	25.51	-29.70	65.55	21.74	-33.25	3.20	3.77	3.56	6.09	
naam 286.2 -305.6	68.73	25.52	-29.74	65.47	21.74	-33.37	3.26	3.78	3.63	6.17	
naam 286.2 -305.6	68.54	33.35	-22.96	61.97	39.76	-18.79	6.57	6.41	4.17	10.08	
naam 286.2 -305.6	49.10	49.54	-9.40	45.30	49.95	-9.19	3.79	0.40	0.22	3.82	
naam 286.2 -305.6	49.07	49.52	-9.58	45.29	49.93	-9.28	3.78	0.41	0.30	3.82	
naam 286.2 -305.6	49.07	49.52	-9.58	45.34	49.99	-9.26	3.73	0.47	0.31	3.78	
naam 286.2 -305.6	49.07	49.52	-9.58	45.34	49.99	-9.26	3.74	0.47	0.31	3.78	
naam 286.2 -305.6	55.12	44.29	-15.18	46.55	49.22	-10.10	8.57	4.93	5.09	11.12	
naam 286.2 -305.6	54.81	44.48	-15.20	34.45	49.79	-9.14	20.37	5.31	6.06	21.90	ja
naam 286.2 -305.6	54.85	44.51	-15.24	34.48	49.79	-9.21	20.37	5.28	6.03	21.89	ja
naam 286.2 -305.6	54.83	44.57	-15.19	34.48	49.79	-9.22	20.35	5.22	5.96	21.84	ja
naam 286.2 -305.6	54.74	44.58	-15.21	34.48	49.79	-9.22	20.25	5.21	5.99	21.75	ja
naam 286.2 -305.6	46.69	46.33	-14.15	46.28	51.01	-7.31	0.41	4.68	6.84	8.30	
naam 286.2 -305.6	34.83	-23.93	103.44	32.02	-27.53	104.73	2.81	3.60	1.29	4.74	
naam 286.2 -305.6	83.60	37.65	-9.87	78.86	41.66	-8.04	4.74	4.01	1.83	6.47	
naam 286.2 -305.6	-3.85	38.14	-7.19	-2.11	35.23	-9.89	1.75	2.91	2.70	4.34	
naam 286.2 -305.6	-3.82	38.15	-7.24	2.57	34.69	-15.88	6.39	3.45	8.64	11.29	
naam 286.2 -305.6	-3.82	38.15	-7.25	2.56	34.70	-15.88	6.38	3.45	8.64	11.28	
naam 286.2 -305.6	8.46	41.12	-1.93	14.27	28.37	8.29	5.81	12.75	10.21	17.34	
naam 286.2 -305.6	-13.81	31.77	-4.74	-12.85	32.41	-4.39	0.96	0.65	0.35	1.21	
naam 286.2 -305.6	-12.76	32.44	-6.16	-11.96	33.25	-5.86	0.80	0.82	0.30	1.18	
naam 286.2 -305.6	-12.69	32.48	-6.25	-11.69	33.37	-6.14	1.00	0.89	0.10	1.34	
naam 286.2 -305.6	-10.23	22.26	-15.30	-3.53	9.36	-5.14	6.70	12.89	10.16	17.73	
naam 286.2 -305.6	6.13	48.05	-0.11	5.46	48.14	0.26	0.67	0.09	0.37	0.77	
naam 286.2 -305.6	32.39	-67.79	89.13	29.00	-75.78	89.41	3.40	7.99	0.28	8.69	
naam 286.2 -305.6	21.62	-8.63	22.96	18.57	-3.38	16.08	3.05	5.25	6.89	9.18	
naam 286.2 -305.6	1.38	44.70	-1.38	-2.71	46.17	4.04	4.09	1.47	5.41	6.94	
naam 286.2 -305.6	12.84	-64.55	96.17	10.90	-70.00	95.98	1.93	5.45	0.19	5.79	
naam 286.2 -305.6	7.72	-53.79	92.39	4.24	-57.51	93.03	3.48	3.72	0.64	5.14	
naam 286.2 -305.6	-52.08	2.76	54.65	-53.90	-2.52	51.56	1.82	5.28	3.09	6.39	
naam 286.2 -305.6	39.28	-86.94	104.91	33.81	-84.55	98.70	5.47	2.38	6.21	8.61	
naam 5.2 fixed	76.14	-64.52	11.44	73.56	-61.52	17.17	2.58	3.00	5.72	6.96	
naam 5.2 rotating	76.49	-64.55	11.06	73.59	-62.12	14.66	2.90	2.43	3.60	5.22	
naam 5.2 moving	76.49	-64.55	11.06	73.59	-62.12	14.66	2.90	2.43	3.60	5.22	
naam 19.6 fixed	27.79	-21.09	-51.36	30.99	-23.00	-50.72	3.20	1.91	0.64	3.78	
naam 19.6 rotating	60.28	-67.93	40.17	62.59	-67.22	39.63	2.30	0.70	0.53	2.47	
naam 19.6 moving	60.28	-67.93	40.17	62.59	-67.22	39.63	2.30	0.70	0.53	2.47	
naam 59.2 fixed	-0.58	0.81	0.04	97.53	10.85	29.57	98.11	10.03	29.53	102.95	ja
naam 59.2 fixed controle	102.06	7.53	26.33	97.53	10.85	29.58	4.52	3.32	3.26	6.49	
naam 59.2 rotating	100.82	8.07	27.68	97.65	11.02	29.53	3.16	2.96	1.86	4.71	
naam 59.2 moving	100.82	8.07	27.68	97.65	11.02	29.53	3.16	2.96	1.86	4.71	
naam 59.2-61.2 fixed	114.91	20.27	3.97	112.12	24.05	3.88	2.79	3.78	0.08	4.70	
naam 59.2-61.2 rotating	114.86	16.95	0.42	112.02	23.43	3.35	2.83	6.48	2.93	7.66	

naam 59.2-61.2 moving	101.90	7.52	25.91	97.49	10.56	29.08	4.41	3.03	3.17	6.22	
naam 59.2-61.2 moving	125.68	5.48	7.66	125.16	9.99	11.69	0.52	4.52	4.02	6.07	
naam 59.2-61.2 moving	125.44	5.71	7.31	121.54	12.65	7.08	3.90	6.94	0.24	7.96	
naam 59.2-61.2 moving	106.49	27.75	14.90	102.01	28.41	20.94	4.48	0.66	6.04	7.55	
naam 59.2-61.2 moving	96.17	22.87	-15.83	94.37	25.64	-14.86	1.79	2.77	0.98	3.44	
naam 59.2-61.2 moving	109.12	4.72	-16.62	109.09	4.32	-17.23	0.03	0.40	0.62	0.73	
naam 59.2-61.2 moving	112.97	6.52	-11.53	112.68	7.08	-11.40	0.29	0.56	0.13	0.64	
naam 59.2-61.2 moving	114.24	18.96	1.03	112.79	7.23	-11.23	1.45	11.73	12.25	17.02	
naam 59.2-61.2 moving	114.24	18.97	1.03	104.46	25.99	9.85	9.78	7.02	8.82	14.92	
naam 59.2-61.2 moving	118.43	28.05	25.09	116.20	30.75	27.75	2.22	2.70	2.66	4.39	
naam 59.2-61.2 moving	118.26	28.09	24.46	113.99	31.08	19.43	4.27	2.99	5.03	7.24	
naam 69.6	120.14	-55.55	29.73	121.45	-53.42	29.27	1.31	2.13	0.47	2.55	
naam 69.6r	55.85	6.48	-50.17	122.58	-54.05	29.55	66.74	60.53	79.72	120.30	ja
naam 201.6	79.87	-75.12	17.00	78.82	-74.71	15.97	1.05	0.41	1.03	1.53	
naam 201.6r	79.92	-74.88	17.00	78.66	-74.81	15.22	1.27	0.07	1.77	2.18	
naam 279.8	87.19	-46.29	53.77	84.48	-45.86	54.80	2.71	0.42	1.03	2.93	
naam 279.8r	86.97	-45.28	52.04	84.38	-45.56	54.51	2.59	0.28	2.46	3.59	
naam 367	116.18	2.21	-16.55	114.45	5.49	-16.70	1.73	3.27	0.15	3.70	
naam 367r	110.49	8.34	-19.07	107.68	11.37	-20.47	2.80	3.03	1.39	4.35	
naam 473.2	133.81	-48.36	3.76	132.06	-35.36	-2.62	1.75	12.99	6.39	14.58	
naam 473.2r	131.99	-29.44	-3.31	48.23	-10.46	-56.47	83.76	18.98	53.16	101.00	ja
???	150.60	25.29	45.50	158.22	22.05	41.98	7.61	3.24	3.52	8.99	
???	157.52	-0.80	45.24	162.80	-4.95	42.49	5.28	4.15	2.75	7.26	
???	153.44	-32.32	46.13	160.63	-33.31	45.15	7.19	0.99	0.99	7.33	
???	143.37	35.97	69.31	151.54	32.73	65.51	8.17	3.24	3.79	9.57	
???	156.39	-10.13	82.88	162.77	-13.28	79.61	6.37	3.15	3.26	7.82	
???	147.25	-58.61	71.75	151.79	-63.31	69.08	4.54	4.70	2.67	7.06	
???	106.03	70.72	44.75	115.12	69.32	43.18	9.09	1.40	1.57	9.33	
???	120.02	59.54	68.43	127.62	59.08	65.57	7.60	0.46	2.85	8.13	
???	128.39	41.88	90.40	136.33	38.49	87.22	7.94	3.39	3.18	9.20	
???	138.66	14.12	103.04	146.18	11.05	100.85	7.52	3.07	2.19	8.41	
???	143.96	-17.24	109.70	150.26	-23.57	106.14	6.30	6.33	3.57	9.61	
???	141.20	-49.15	103.05	146.35	-53.71	100.68	5.16	4.56	2.37	7.28	
???	133.85	-74.61	93.56	138.91	-79.23	92.64	5.06	4.62	0.92	6.91	
???	126.33	-88.34	73.02	128.85	-94.14	72.32	2.52	5.80	0.70	6.36	
???	112.80	-92.98	48.47	114.39	-96.59	48.86	1.59	3.61	0.39	3.96	
???	56.60	77.84	21.89	65.90	79.58	21.08	9.30	1.74	0.82	9.50	
???	88.17	71.24	79.66	98.01	71.17	77.70	9.85	0.07	1.97	10.04	
???	101.81	45.82	106.51	110.69	45.06	104.93	8.87	0.75	1.58	9.04	
???	107.62	10.50	126.18	117.00	10.57	124.67	9.38	0.06	1.51	9.50	
???	114.68	-28.68	130.82	122.32	-32.10	129.50	7.64	3.42	1.32	8.48	
???	114.00	-69.51	124.58	119.93	-72.41	124.12	5.93	2.91	0.46	6.62	
???	105.33	-101.02	109.50	108.51	-103.78	108.53	3.18	2.76	0.98	4.32	
???	94.79	-116.46	82.47	97.25	-120.07	84.43	2.46	3.62	1.95	4.79	
???	66.66	-105.90	25.79	69.50	-106.17	26.67	2.84	0.27	0.87	2.98	
???	40.78	78.80	58.29	48.63	81.57	58.27	7.85	2.77	0.02	8.32	
???	55.02	72.05	89.62	63.15	74.14	89.16	8.12	2.09	0.46	8.40	
???	68.31	45.03	121.01	75.26	43.77	119.75	6.95	1.27	1.26	7.18	
???	80.43	5.31	137.74	86.85	4.92	137.84	6.42	0.39	0.10	6.43	
???	83.76	-42.23	147.24	90.14	-46.38	148.06	6.37	4.15	0.83	7.65	
???	82.51	-85.16	139.27	89.90	-87.16	140.26	7.40	2.00	0.99	7.72	
???	74.69	-123.30	120.89	78.48	-124.80	121.28	3.79	1.50	0.39	4.10	
???	63.63	-135.05	92.34	66.29	-137.36	93.62	2.66	2.31	1.28	3.75	
???	52.47	-129.16	62.79	54.65	-129.92	64.91	2.18	0.76	2.11	3.13	
???	-0.51	75.00	39.26	7.67	78.96	41.06	8.18	3.96	1.80	9.26	
???	20.61	64.06	99.11	29.68	66.81	99.99	9.07	2.76	0.87	9.52	
???	30.94	37.04	126.34	40.59	40.45	127.02	9.64	3.41	0.67	10.25	
???	35.15	-6.35	146.09	43.27	-2.20	146.50	8.11	4.15	0.41	9.12	
???	42.39	-55.52	154.13	49.23	-57.79	154.23	6.84	2.28	0.10	7.21	
???	45.08	-102.94	148.00	47.26	-108.83	146.81	2.18	5.90	1.19	6.40	
???	39.18	-137.73	128.97	43.34	-140.75	130.12	4.16	3.02	1.16	5.27	
???	29.76	-152.24	98.66	33.61	-150.13	102.35	3.85	2.11	3.69	5.74	
???	1.88	-135.87	41.68	5.60	-133.30	45.35	3.72	2.57	3.68	5.83	
???	-26.41	55.51	79.07	-16.92	60.84	80.97	9.49	5.33	1.89	11.05	
???	-19.47	42.05	102.40	-9.63	50.28	105.07	9.84	8.23	2.68	13.11	
???	-11.31	16.49	123.12	-3.55	25.12	125.27	7.76	8.63	2.15	11.80	
???	-9.28	-25.86	138.00	-2.59	-16.42	140.63	6.70	9.44	2.63	11.87	
???	-5.31	-74.52	144.14	1.84	-63.38	147.40	7.15	11.14	3.25	13.63	
???	-0.84	-112.03	138.35	2.46	-105.63	141.32	3.30	6.41	2.98	7.80	
???	0.90	-143.84	122.40	7.39	-139.57	127.89	6.49	4.27	5.48	9.51	
???	-8.81	-149.59	100.73	-4.20	-147.37	105.22	4.61	2.22	4.49	6.81	
???	-16.27	-149.33	75.49	-11.13	-147.68	81.17	5.14	1.65	5.68	7.83	
???	-53.78	18.27	88.99	-45.16	28.92	92.66	8.62	10.66	3.67	14.19	
???	-43.25	-35.74	120.64	-36.04	-24.35	125.31	7.22	11.40	4.67	14.28	

???	-37.61	-102.53	120.67	-35.15	-93.87	124.77	2.46	8.66	4.10	9.90	
???	-40.07	-137.62	87.98	-40.01	-133.36	93.79	0.06	4.26	5.81	7.20	
???	-67.76	-24.12	95.47	-62.80	-13.95	101.18	4.96	10.17	5.71	12.67	
???	-70.18	-66.46	98.09	-66.41	-60.85	104.46	3.77	5.61	6.37	9.29	
???	-62.72	-106.69	96.26	-58.76	-101.82	102.34	3.96	4.87	6.08	8.74	

Bijlage 19 Probability plot digitizer vs. bronlokalisatie



Bijlage 20 Pieken gebruikt voor bronlokalisatie uit de EEG data van de proefpersoon

ASA_Analyse-PC: C:\asa_data\Postma Noortje\eeeg\...

EEmagine_analyse-PC: C:\HDE_data\meting_1 (NB. De file is niet te openen door grote hoeveelheden triggerinformatie: opnieuw weg te schrijven, maar dan EVENT i.pv. Event labelen).

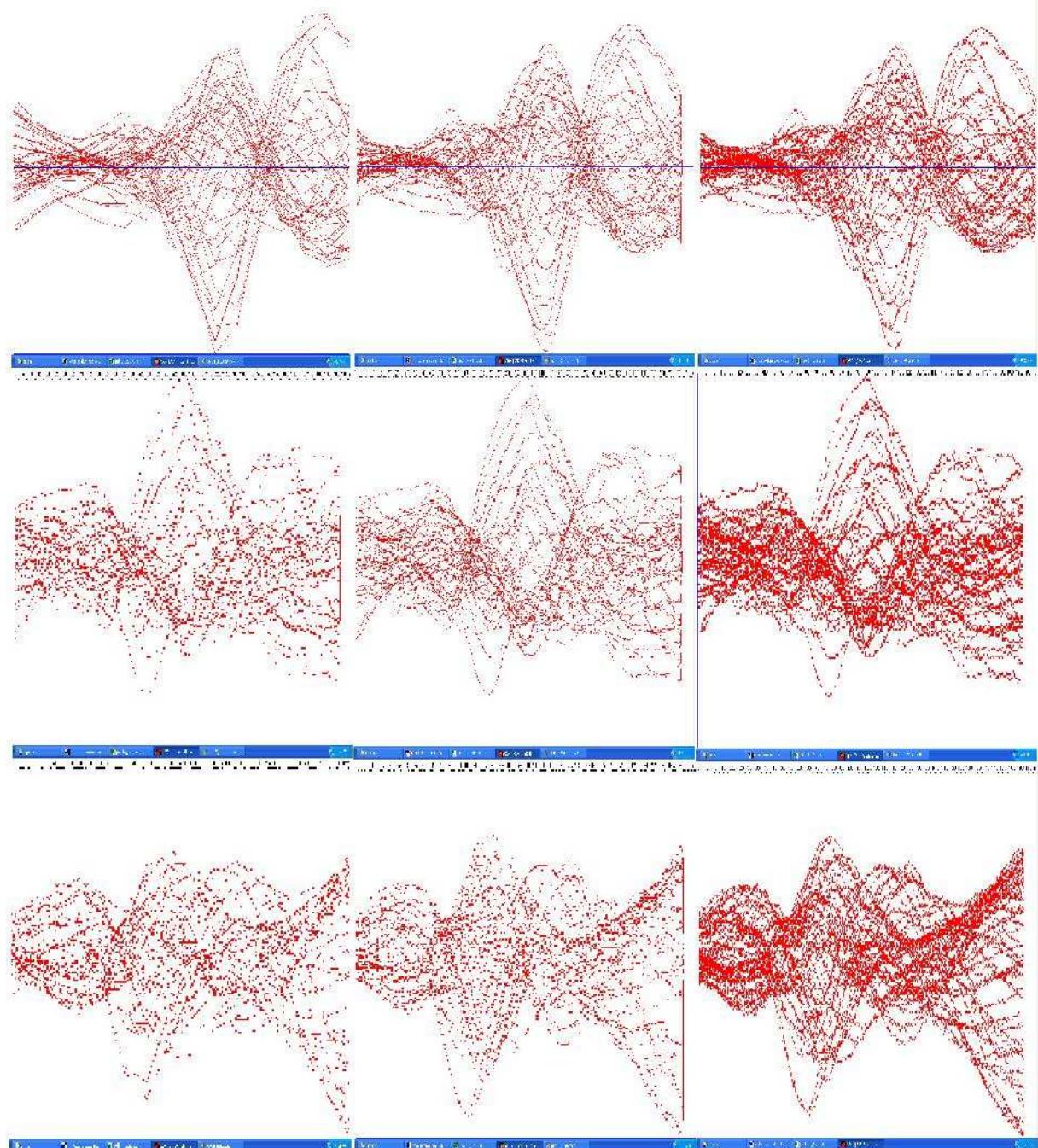
Portilab_acquisitie-PC: Patient for Projects tests\meting_1

categorie 1			
pieknr.	EEmagine	Portilab	interval
1	33,558	0:33.558	462-654
2	456,552	7:36.552	462-654
3	529,280	8:49.280	180-372
4	541,832	9:01.832	744-936
5	559,906	9:19.906	808-000
6	570,160	9:30.160	064-256
7	607,206	10:07.206	115-308
8	769,470	12:49.470	372-564
9	848,490	14:08.490	397-590
10	861,526	14:21.526	436-628

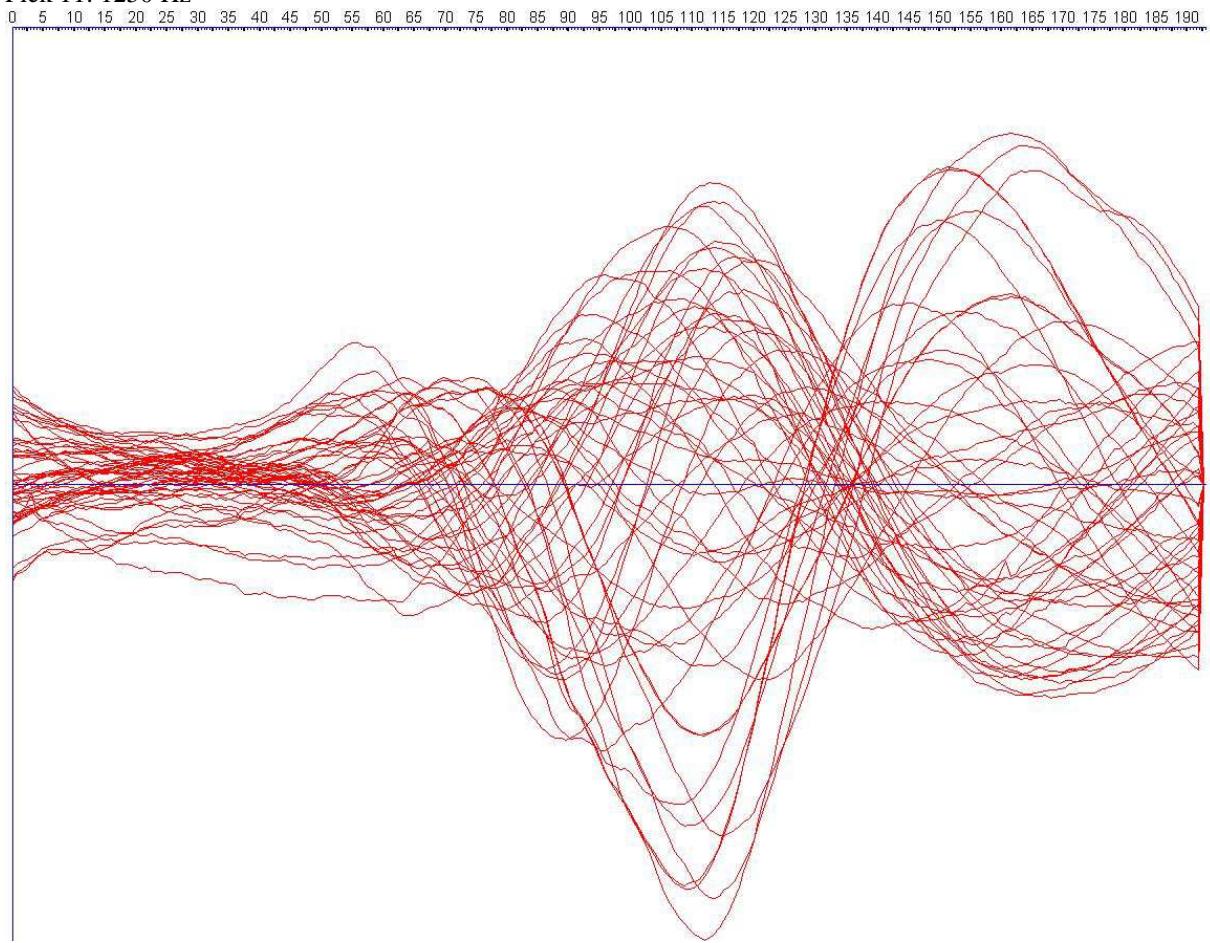
categorie 2			
pieknr.	EEmagine	Portilab	interval
11	99,921	1:39.921	821-013
12	182,4	03:02,4	308-500
13	312,920	5:12.920	826-022
14	316,115	5:16.115	020-216
15	326,350	5:26.350	255-451
16	328,545	5:28.545	449-641

categorie 3			
pieknr.	EEmagine	Portilab	interval
17	97,277	1:37.277	179-372

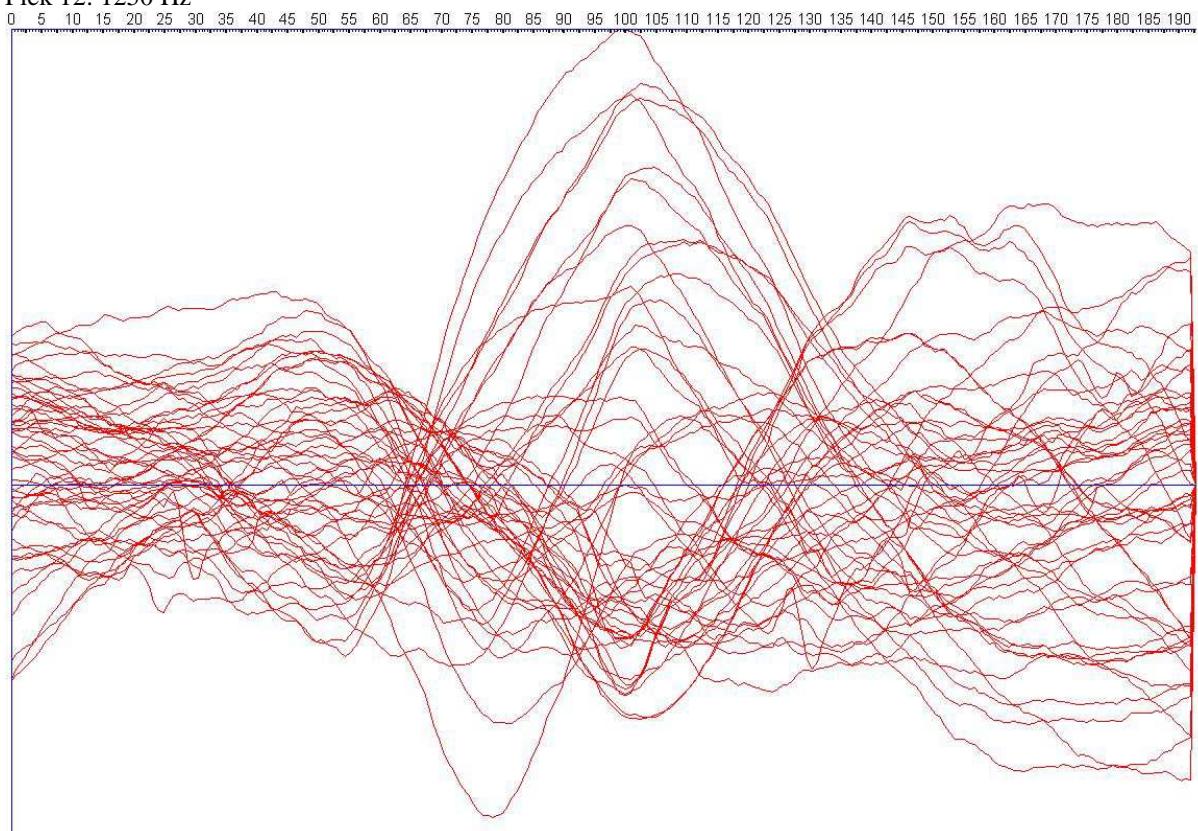
Bijlage 21 Piekvormen v.b.n.o. 11, 12 en 16 bij v.l.n.r. 5000 Hz, 1250 Hz en 78 Hz



Piek 11: 1250 Hz

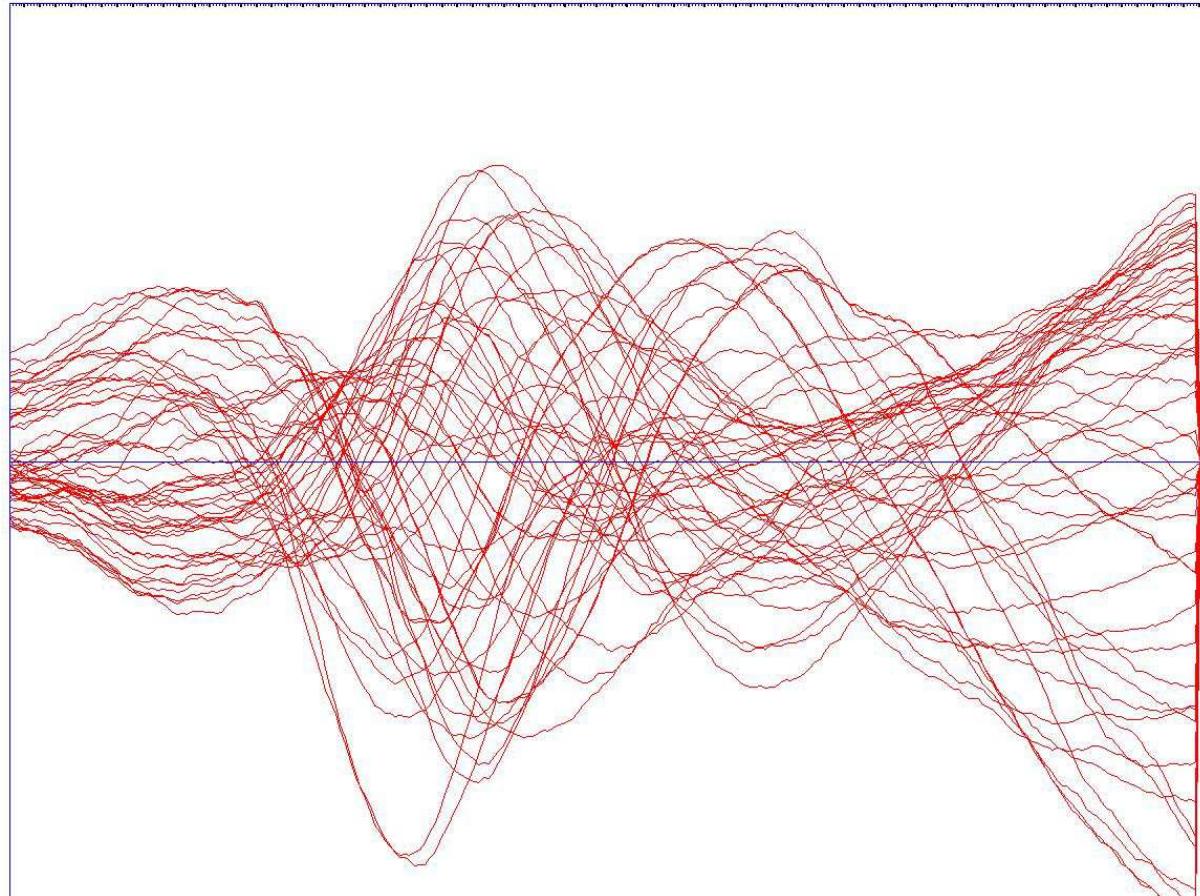


Piek 12: 1250 Hz



Piek 16: 1250 Hz

0 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60 65 70 75 80 85 90 95 100 105 110 115 120 125 130 135 140 145 150 155 160 165 170 175 180 185 190



Bijlage 22 Dipooldata pieklatenties per frequentie

DIPOOLDATA

pieknr.	frequentie [Hz]	latentie [ms]	Positions			Moments			Magnit. [nAm]	Corr.	GOF	Iter.	RMS of signal
			x [mm]	y [mm]	z [mm]	x [nAm]	y [nAm]	z [nAm]					
piek 1	78	115,4	4,13	-21,11	51,31	0,9039	-0,0094	-0,4276	637,8	0,9595	0,9206	5	3,14E-05
	156	109	4,98	-19,22	58,72	0,8915	-0,0302	-0,4521	726,1	0,9631	0,9276	4	3,77E-05
	312	105,8	4,20	-18,61	60,33	0,8872	-0,0354	-0,4600	772,6	0,9653	0,9319	3	4,03E-05
	625	104	3,73	-18,46	59,71	0,8922	-0,0360	-0,4502	804,8	0,9669	0,9349	3	4,15E-05
	1250	104	2,35	-17,57	57,65	0,9019	-0,0254	-0,4313	843,0	0,9682	0,9374	2	4,21E-05
	2500	104	1,83	-17,26	56,86	0,8997	-0,0229	-0,4359	855,4	0,9683	0,9377	2	4,23E-05
	5000	102,8	4,79	-17,91	60,83	0,8921	-0,0318	-0,4508	824,8	0,9695	0,9399	2	4,29E-05
	AVERAGE		3,72	-18,59	57,92	0,8955	-0,0273	-0,4440	780,6	0,9658	0,9329		3,97E-05
	STDEV		1,20	1,29	3,24	0,0063	0,0092	0,0123	76,9	0,0035	0,0068		4,06E-06
piek 2	78	102,6	1,61	-13,06	74,92	0,5598	0,1098	-0,8213	479,0	0,9638	0,9289	4	2,85E-05
	156	96,15	-0,70	-14,15	77,76	0,5610	0,0782	-0,8241	548,2	0,9606	0,9227	4	3,37E-05
	312	92,95	-1,95	-14,64	78,67	0,5552	0,0612	-0,8294	579,3	0,9587	0,9191	4	3,60E-05
	625	91,2	-3,57	-14,40	78,01	0,5565	0,0670	-0,8281	600,8	0,9598	0,9212	3	3,70E-05
	1250	91,2	-4,85	-14,98	77,95	0,5661	0,0713	-0,8212	604,0	0,9607	0,9229	2	3,74E-05
	2500	91,2	-5,30	-15,08	78,11	0,5686	0,0732	-0,8194	605,5	0,9610	0,9234	1	3,75E-05
	5000	90,4	-4,57	-14,40	77,96	0,5402	0,0998	-0,8356	615,3	0,9620	0,9254	1	3,80E-05
	AVERAGE		-2,76	-14,39	77,63	0,5582	0,0801	-0,8256	576,0	0,9609	0,9234		3,54E-05
	STDEV		2,54	0,67	1,23	0,0093	0,0179	0,0058	48,3	0,0016	0,0031		3,39E-06
piek 3	78	102,6	21,78	-5,44	80,83	0,8449	0,1406	-0,5160	634,7	0,9651	0,9315	3	3,90E-05
	156	96,15	18,61	-8,27	81,82	0,8122	0,1036	-0,5741	725,7	0,9649	0,9310	3	4,53E-05
	312	96,15	15,76	-8,75	78,32	0,8392	0,0932	-0,5358	816,1	0,9655	0,9321	2	4,91E-05
	625	96	14,27	-9,23	76,68	0,8470	0,0859	-0,5246	849,6	0,9650	0,9312	2	5,04E-05
	1250	93,6	13,96	-8,93	76,84	0,8414	0,0836	-0,5340	860,7	0,9656	0,9323	2	5,10E-05
	2500	93,6	13,48	-8,94	76,43	0,8428	0,0815	-0,5320	871,7	0,9650	0,9312	1	5,15E-05
	5000	92,8	13,77	-10,27	77,47	0,8358	0,0666	-0,5450	864,8	0,9666	0,9342	2	5,18E-05
	AVERAGE		15,95	-8,55	78,34	0,8376	0,0936	-0,5374	803,3	0,9654	0,9319		4,83E-05
	STDEV		3,13	1,50	2,15	0,0118	0,0236	0,0186	89,9	0,0006	0,0011		4,65E-06
piek 4	78	102,6	3,29	0,11	70,04	0,8669	0,06606	-0,4941	663,2	0,968	0,937	4	3,48E-05
	156	102,6	-0,98	0,28	67,50	0,8960	0,0783	-0,4372	811,2	0,9730	0,9467	2	4,02E-05
	312	99,36	-3,16	-1,32	68,44	0,8957	0,0627	-0,4403	862,5	0,9726	0,9459	2	4,28E-05
	625	97,6	-4,38	-1,75	68,18	0,8988	0,0616	-0,4340	885,6	0,9720	0,9448	2	4,35E-05
	1250	97,6	-5,12	-1,09	67,23	0,9035	0,0716	-0,4225	910,2	0,9738	0,9483	2	4,39E-05
	2500	97,6	-5,53	-0,60	66,63	0,9051	0,0767	-0,4182	924,1	0,9748	0,9503	1	4,41E-05
	5000	97,8	-4,58	-0,49	67,12	0,9083	0,0811	-0,4103	927,7	0,9755	0,9516	1	4,45E-05
	AVERAGE		-2,92	-0,69	67,88	0,8963	0,0711	-0,4367	854,9	0,9728	0,9464		4,20E-05
	STDEV		3,13	0,74	1,14	0,0138	0,0079	0,0276	93,8	0,0025	0,0048		3,48E-06
piek 5	78	102,6	2,51	-12,46	62,33	0,9784	0,0208	-0,2057	682,0	0,9815	0,9634	3	3,15E-05
	156	96,15	0,39	-11,81	61,63	0,9739	-0,0030	-0,2269	801,0	0,9788	0,9581	5	3,66E-05
	312	96,15	-1,24	-13,38	62,94	0,9723	0,0287	-0,2318	852,4	0,9807	0,9617	2	3,94E-05
	625	94,4	-1,95	-13,34	62,73	0,9737	0,0341	-0,2253	878,0	0,9808	0,9619	2	4,02E-05
	1250	94,4	-2,36	-13,79	62,74	0,9742	0,0461	-0,2209	885,0	0,9816	0,9635	3	4,04E-05
	2500	95,2	-2,57	-14,50	63,20	0,9737	0,0542	-0,2212	881,4	0,9821	0,9646	2	4,05E-05
	5000	93,2	-1,86	-12,91	62,43	0,9758	0,0345	-0,2157	898,0	0,9800	0,9603	2	4,08E-05
	AVERAGE		-1,01	-13,17	62,57	0,9746	0,0308	-0,2211	839,7	0,9808	0,9619		3,85E-05
	STDEV		1,84	0,88	0,51	0,0020	0,0185	0,0085	76,6	0,0011	0,0022		3,38E-06
piek 11	78	115,4	52,97	-3,10	58,72	-0,8940	0,4056	0,1905	1842,0	0,9833	0,9669	3	1,13E-04
	156	115,4	52,24	-3,87	60,80	-0,9088	0,2980	0,2919	2214,0	0,9849	0,9701	2	1,35E-04
	312	112,2	52,68	-4,12	61,40	-0,9121	0,2989	0,2806	2328,0	0,9848	0,9699	2	1,43E-04
	625	112	52,09	-4,83	61,29	-0,9134	0,2601	0,3132	2401,0	0,9849	0,9700	1	1,47E-04
	1250	111,2	51,86	-4,97	61,61	-0,9134	0,2604	0,3130	2415,0	0,9847	0,9697	1	1,48E-04
	2500	110,8	51,89	-4,95	61,81	-0,9128	0,2606	0,3145	2417,0	0,9847	0,9696	1	1,48E-04
	5000	109,6	52,18	-5,09	62,07	-0,9139	0,2757	0,2980	2415,0	0,9851	0,9705	1	1,49E-04
	AVERAGE		52,27	-4,42	61,10	-0,9098	0,2942	0,2860	2290,3	0,9846	0,9695		1,40E-04

	STDEV		0,41	0,75	1,12	0,0072	0,0520	0,0440	211,2	0,0006	0,0012		1,29E-05
piek 12	78	115,4	12,69	6,98	101,40	-0,7280	-0,1899	0,6587	956,3	0,9712	0,9432	3	7,01E-05
	156	109	15,80	6,07	99,38	-0,7791	-0,1730	0,6026	1142,0	0,9791	0,9585	2	8,05E-05
	312	102,6	15,78	5,01	96,02	-0,8127	-0,1144	0,5714	1277,0	0,9832	0,9666	2	8,62E-05
	625	102,4	16,92	5,10	95,36	-0,8099	-0,1253	0,5730	1321,0	0,9847	0,9696	2	8,85E-05
	1250	100,8	17,08	5,13	94,95	-0,8103	-0,1255	0,5723	1340,0	0,9850	0,9701	1	8,94E-05
	2500	100,8	17,31	5,22	95,00	-0,8080	-0,1299	0,5747	1345,0	0,9852	0,9707	1	8,98E-05
	5000	100,8	17,34	5,67	95,43	-0,8024	-0,1380	0,5805	1340,0	0,9849	0,9701	1	8,99E-05
	AVERAGE		16,13	5,60	96,79	-0,7929	-0,1423	0,5905	1245,9	0,9819	0,9641		8,49E-05
	STDEV		1,66	0,72	2,55	0,0308	0,0281	0,0320	146,5	0,0052	0,0102		7,32E-06
piek 16	78	89,74	12,29	-11,42	93,22	-0,6513	0,6836	0,3293	729,6	0,9000	0,8101	4	5,45E-05
	156	76,92	9,09	-13,93	84,25	-0,5801	0,8144	0,0141	1019,0	0,9267	0,8587	4	6,86E-05
	312	76,92	15,32	-8,97	86,85	-0,6254	0,7702	0,1248	1085,0	0,9268	0,8590	3	7,46E-05
	625	75,2	16,40	-8,23	87,38	-0,6388	0,7563	0,1416	1104,0	0,9263	0,8580	2	7,62E-05
	1250	75,2	16,44	-8,14	87,32	-0,6377	0,7570	0,1423	1111,0	0,9268	0,8590	2	7,66E-05
	2500	75,2	16,98	-7,78	87,90	-0,6466	0,7467	0,1563	1108,0	0,9266	0,8585	1	7,67E-05
	5000	75	17,59	-7,06	88,55	-0,6435	0,7455	0,1736	1103,0	0,9256	0,8567	1	7,70E-05
	AVERAGE		14,87	-9,36	87,92	-0,6319	0,7534	0,1546	1037,1	0,9227	0,8514		7,20E-05
	STDEV		3,08	2,44	2,70	0,0243	0,0387	0,0929	139,3	0,0100	0,0182		8,27E-06
piek 17	78	128,2	-1,25	-6,99	85,75	-0,2277	0,2694	0,9357	249,1	0,9753	0,9513	4	1,51E-05
	156	128,2	-4,11	-7,00	86,38	-0,1907	0,2707	0,9436	372,2	0,9806	0,9616	3	2,25E-05
	312	128,2	-5,94	-4,72	85,50	-0,1128	0,2398	0,9642	451,5	0,9752	0,9511	2	2,66E-05
	625	128	-6,77	-3,31	85,24	-0,0735	0,2223	0,9722	476,1	0,9722	0,9452	2	2,77E-05
	1250	128	-7,06	-2,39	84,99	-0,0557	0,2106	0,9760	492,8	0,9705	0,9419	2	2,84E-05
	2500	128	-6,99	-2,44	85,37	-0,0516	0,2128	0,9757	491,2	0,9693	0,9395	1	2,85E-05
	5000	128	-7,88	-1,66	83,46	-0,0442	0,1985	0,9791	519,3	0,9708	0,9424	2	2,92E-05
	AVERAGE		-5,71	-4,07	85,24	-0,1080	0,2320	0,9638	436,0	0,9734	0,9476		2,54E-05
	STDEV		2,30	2,21	0,90	0,0735	0,0289	0,0173	94,9	0,0039	0,0077		5,08E-06

Bijlage 23 Resultaten pieklatenties per frequentie

PARAMETERVERSCHILLEN T.O.V. 5000 HZ DIPOOL

pieknr.	frequentie [Hz]	Positions			Moments				Mag	
		x [mm]	y [mm]	z [mm]	3D [mm]	x [nAm]	y [nAm]	z [nAm]		
piek 1	78	0,66	3,20	9,52	10,07	-0,0118	-0,0224	-0,0232	0,0343	187,0
	156	-0,19	1,31	2,11	2,49	0,0006	-0,0017	0,0013	0,0022	98,7
	312	0,59	0,70	0,50	1,04	0,0049	0,0036	0,0092	0,0110	52,2
	625	1,06	0,55	1,12	1,64	-0,0001	0,0041	-0,0006	0,0042	20,0
	1250	2,44	-0,34	3,18	4,02	-0,0098	-0,0064	-0,0195	0,0227	-18,2
	2500	2,96	-0,65	3,97	5,00	-0,0076	-0,0089	-0,0149	0,0190	-30,6
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	1,07	0,68	2,91	3,46	-0,0034	-0,0045	-0,0068	0,0133	44,2
	STDEV	1,20	1,29	3,24	3,38	0,0063	0,0092	0,0123	0,0126	76,9
piek 2	78	-6,18	-1,34	3,04	7,01	-0,0196	-0,0100	-0,0143	0,0263	136,3
	156	-3,87	-0,25	0,20	3,88	-0,0208	0,0215	-0,0115	0,0321	67,1
	312	-2,62	0,24	-0,71	2,73	-0,0150	0,0386	-0,0062	0,0419	36,0
	625	-1,00	0,00	-0,05	1,00	-0,0163	0,0328	-0,0075	0,0374	14,5
	1250	0,28	0,58	0,01	0,64	-0,0259	0,0285	-0,0144	0,0411	11,3
	2500	0,73	0,68	-0,15	1,01	-0,0284	0,0265	-0,0162	0,0421	9,8
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-1,81	-0,01	0,33	2,33	-0,0180	0,0197	-0,0100	0,0315	39,3
	STDEV	2,54	0,67	1,23	2,46	0,0093	0,0179	0,0058	0,0151	48,3
piek 3	78	-8,01	-4,83	-3,36	9,94	-0,0091	-0,0740	-0,0290	0,0800	230,1
	156	-4,84	-2,00	-4,35	6,81	0,0236	-0,0370	0,0291	0,0526	139,1
	312	-1,99	-1,52	-0,85	2,65	-0,0034	-0,0266	-0,0092	0,0283	48,7
	625	-0,50	-1,04	0,79	1,40	-0,0112	-0,0193	-0,0204	0,0302	15,2
	1250	-0,19	-1,34	0,63	1,49	-0,0056	-0,0170	-0,0110	0,0210	4,1
	2500	0,29	-1,33	1,04	1,72	-0,0070	-0,0149	-0,0130	0,0210	-6,9
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-2,18	-1,72	-0,87	3,43	-0,0018	-0,0269	-0,0076	0,0333	61,5
	STDEV	3,13	1,50	2,15	3,58	0,0118	0,0236	0,0186	0,0258	89,9
piek 4	78	-7,86	-0,59	-2,92	8,41	0,0414	0,0150	0,0838	0,0947	264,5
	156	-3,60	-0,77	-0,38	3,70	0,0123	0,0028	0,0269	0,0297	116,5
	312	-1,42	0,84	-1,32	2,11	0,0126	0,0184	0,0300	0,0374	65,2
	625	-0,20	1,26	-1,06	1,66	0,0095	0,0195	0,0237	0,0321	42,1
	1250	0,54	0,60	-0,11	0,82	0,0048	0,0095	0,0122	0,0162	17,5
	2500	0,95	0,11	0,49	1,07	0,0032	0,0044	0,0079	0,0096	3,6
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-1,66	0,21	-0,76	2,54	0,0120	0,0100	0,0264	0,0314	72,8
	STDEV	3,13	0,74	1,14	2,84	0,0138	0,0079	0,0276	0,0309	93,8
piek 5	78	-4,37	-0,45	0,10	4,39	-0,0026	0,0137	-0,0100	0,0171	216,0
	156	-2,25	-1,10	0,80	2,63	0,0019	0,0375	0,0112	0,0392	97,0
	312	-0,62	0,47	-0,51	0,93	0,0035	0,0058	0,0161	0,0175	45,6
	625	0,09	0,43	-0,30	0,53	0,0021	0,0004	0,0096	0,0098	20,0
	1250	0,50	0,88	-0,31	1,06	0,0016	-0,0117	0,0052	0,0129	13,0
	2500	0,71	1,59	-0,77	1,90	0,0021	-0,0197	0,0055	0,0206	16,6
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-0,85	0,26	-0,14	1,64	0,0012	0,0037	0,0054	0,0167	58,3
	STDEV	1,84	0,88	0,51	1,49	0,0020	0,0185	0,0085	0,0120	76,6
piek 11	78	-0,79	-1,99	3,35	3,98	-0,0199	-0,1299	0,1075	0,1698	573,0
	156	-0,06	-1,23	1,27	1,77	-0,0051	-0,0223	0,0061	0,0237	201,0
	312	-0,50	-0,98	0,67	1,28	-0,0018	-0,0232	0,0174	0,0291	87,0
	625	0,09	-0,26	0,78	0,83	-0,0005	0,0156	-0,0152	0,0218	14,0
	1250	0,32	-0,12	0,46	0,57	-0,0005	0,0153	-0,0150	0,0214	0,0
	2500	0,29	-0,15	0,26	0,42	-0,0011	0,0151	-0,0165	0,0224	-2,0
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-0,09	-0,68	0,97	1,26	-0,0041	-0,0185	0,0120	0,0412	124,7

	STDEV	0,41	0,75	1,12	1,33	0,0072	0,0520	0,0440	0,0575	211,2
piek 12	78	4,65	-1,30	-5,97	7,68	-0,0744	0,0519	-0,0782	0,1198	383,7
	156	1,54	-0,40	-3,95	4,26	-0,0233	0,0350	-0,0221	0,0475	198,0
	312	1,56	0,66	-0,59	1,79	0,0103	-0,0236	0,0091	0,0273	63,0
	625	0,42	0,57	0,07	0,71	0,0075	-0,0127	0,0075	0,0165	19,0
	1250	0,26	0,55	0,48	0,77	0,0079	-0,0125	0,0082	0,0169	0,0
	2500	0,03	0,45	0,43	0,62	0,0056	-0,0081	0,0058	0,0114	-5,0
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	1,21	0,08	-1,36	2,26	-0,0095	0,0043	-0,0100	0,0342	94,1
	STDEV	1,66	0,72	2,55	2,77	0,0308	0,0281	0,0320	0,0405	146,5
piek 16	78	5,30	4,36	-4,67	8,30	0,0078	0,0619	-0,1557	0,1677	373,4
	156	8,50	6,87	4,30	11,75	-0,0634	-0,0689	0,1595	0,1849	84,0
	312	2,27	1,92	1,70	3,42	-0,0181	-0,0247	0,0488	0,0576	18,0
	625	1,19	1,17	1,17	2,04	-0,0047	-0,0108	0,0320	0,0341	-1,0
	1250	1,15	1,08	1,23	2,00	-0,0058	-0,0115	0,0313	0,0338	-8,0
	2500	0,61	0,73	0,65	1,15	0,0031	-0,0012	0,0173	0,0176	-5,0
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	2,72	2,30	0,63	4,09	-0,0116	-0,0079	0,0190	0,0708	65,9
	STDEV	3,08	2,44	2,70	4,30	0,0243	0,0387	0,0929	0,0743	139,3
piek 17	78	-6,63	5,33	-2,29	8,81	0,1835	-0,0709	0,0434	0,2015	270,2
	156	-3,77	5,34	-2,92	7,16	0,1465	-0,0722	0,0355	0,1672	147,1
	312	-1,94	3,06	-2,04	4,16	0,0686	-0,0413	0,0149	0,0815	67,8
	625	-1,11	1,65	-1,78	2,67	0,0293	-0,0238	0,0069	0,0384	43,2
	1250	-0,82	0,73	-1,53	1,88	0,0115	-0,0121	0,0031	0,0170	26,5
	2500	-0,89	0,77	-1,91	2,24	0,0074	-0,0143	0,0034	0,0165	28,1
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-2,17	2,41	-1,78	3,85	0,0639	-0,0335	0,0153	0,0746	83,3
	STDEV	2,30	2,21	0,90	3,12	0,0735	0,0289	0,0173	0,0799	94,9
overall	78	-2,58	0,26	-0,36	7,62	0,0106	-0,0183	-0,0084	0,1012	292,7
	156	-0,95	0,86	-0,32	4,94	0,0080	-0,0117	0,0262	0,0643	127,6
	312	-0,52	0,60	-0,35	2,23	0,0068	-0,0081	0,0145	0,0368	53,7
	625	0,00	0,48	0,08	1,39	0,0017	0,0006	0,0040	0,0250	20,8
	1250	0,50	0,29	0,45	1,47	-0,0024	-0,0020	0,0000	0,0226	5,1
	2500	0,63	0,24	0,45	1,68	-0,0025	-0,0023	-0,0023	0,0200	1,0
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-0,42	0,39	-0,01	2,76	0,0032	-0,0060	0,0049	0,0386	71,6
	STDEV	1,10	0,28	0,36	2,61	0,0053	0,0070	0,0117	0,0338	107,6

Bijlage 24 Dipooldata pieklatentie 5000 Hz

DIPOLDATA

pieknr.	frequentie [Hz]	latentie [ms]	Positions			Moments			Magnit. [nAm]	Corr.	GOF	Iter.	RMS of signal
			x [mm]	y [mm]	z [mm]	x [nAm]	y [nAm]	z [nAm]					
piek 1	78	102,6	12,06	-23,79	77,03	0,7745	-0,0516	-0,6305	398,8	0,9451	0,8931	3	2,61E-05
	156	102,6	10,44	-22,70	72,16	0,8148	-0,0808	-0,5741	540,3	0,9516	0,9055	3	3,32E-05
	312	102,6	7,95	-20,89	68,07	0,8435	-0,0723	-0,5323	651,2	0,9581	0,9180	3	3,77E-05
	625	102,4	6,25	-19,40	64,42	0,8703	-0,0577	-0,4891	732,5	0,9635	0,9284	2	4,02E-05
	1250	102,4	5,67	-18,96	63,24	0,8801	-0,0538	-0,4717	759,2	0,9653	0,9319	2	4,09E-05
	2500	102,8	5,05	-18,67	61,84	0,8863	-0,0496	-0,4604	778,1	0,9661	0,9334	2	4,12E-05
	5000	102,8	4,79	-17,91	60,83	0,8921	-0,0318	-0,4508	824,8	0,9695	0,9399	2	4,29E-05
	AVERAGE		7,46	-20,33	66,80	0,8517	-0,0568	-0,5156	669,3	0,9599	0,9215		3,74E-05
	STDEV		2,83	2,21	5,97	0,0435	0,0159	0,0668	151,8	0,0088	0,0169		5,91E-06
piek 2	78	89,74	20,56	-13,68	89,61	0,4335	-0,0527	-0,8996	329,8	0,9582	0,9182	3	2,21E-05
	156	89,74	15,40	-12,96	86,71	0,5135	0,0103	-0,8580	449,3	0,9548	0,9116	3	2,97E-05
	312	89,74	7,90	-13,64	82,33	0,5387	0,0281	-0,8420	536,5	0,9545	0,9110	4	3,60E-05
	625	89,6	0,96	-13,93	79,68	0,5444	0,0515	-0,8373	583,7	0,9577	0,9172	3	3,64E-05
	1250	90,4	-3,71	-14,84	78,28	0,5532	0,0700	-0,8301	602,4	0,9606	0,9228	2	3,74E-05
	2500	90,4	-3,49	-14,16	78,18	0,5491	0,0827	-0,8316	606,1	0,9622	0,9258	1	3,73E-05
	5000	90,4	-4,57	-14,40	77,96	0,5402	0,0998	-0,8356	615,3	0,9620	0,9254	1	3,80E-05
	AVERAGE		4,72	-13,94	81,82	0,5247	0,0414	-0,8477	531,9	0,9586	0,9189		3,38E-05
	STDEV		10,12	0,60	4,66	0,0422	0,0517	0,0247	106,3	0,0032	0,0061		5,90E-06
piek 3	78	89,74	27,02	-3,81	95,97	0,6884	0,1695	-0,7052	403,4	0,9576	0,9169	5	2,87E-05
	156	89,74	25,29	-6,74	91,15	0,7357	0,1420	-0,6623	556,3	0,9631	0,9276	3	3,80E-05
	312	92,95	18,30	-8,54	82,00	0,8046	0,0973	-0,5858	757,1	0,9659	0,9329	3	4,74E-05
	625	92,8	17,57	-8,44	81,29	0,8159	0,0924	-0,5707	784,6	0,9658	0,9327	2	4,87E-05
	1250	92,8	14,47	-8,86	77,82	0,8324	0,0749	-0,5491	849,9	0,9660	0,9332	2	5,09E-05
	2500	92,8	14,23	-8,44	77,18	0,8353	0,0707	-0,5452	860,0	0,9652	0,9317	2	5,11E-05
	5000	92,8	13,77	-10,27	77,47	0,8358	0,0666	-0,5450	864,8	0,9666	0,9342	2	5,18E-05
	AVERAGE		18,66	-7,87	83,27	0,7926	0,1019	-0,5948	725,2	0,9643	0,9299		4,52E-05
	STDEV		5,42	2,06	7,41	0,0578	0,0392	0,0638	177,9	0,0032	0,0061		8,67E-06
piek 4	78	102,6	3,29	0,11	70,04	0,8669	0,06606	-0,4941	663,2	0,968	0,937	4	3,48E-05
	156	96,15	4,06	-2,59	73,72	0,8503	0,0263	-0,5257	690,6	0,9627	0,9267	4	3,81E-05
	312	99,36	-3,16	-1,32	68,44	0,8957	0,0627	-0,4403	862,5	0,9726	0,9459	2	4,28E-05
	625	97,6	-4,38	-1,75	68,18	0,8988	0,0616	-0,4340	885,6	0,9720	0,9448	2	4,35E-05
	1250	97,6	-5,12	-1,09	67,23	0,9035	0,0716	-0,4225	910,2	0,9738	0,9483	2	4,39E-05
	2500	97,6	-5,53	-0,60	66,63	0,9051	0,0767	-0,4182	924,1	0,9748	0,9503	1	4,41E-05
	5000	97,8	-4,58	-0,49	67,12	0,9083	0,0811	-0,4103	927,7	0,9755	0,9516	1	4,45E-05
	AVERAGE		-2,20	-1,10	68,77	0,89	0,06	-0,45	837,70	0,97	0,94		4,17E-05
	STDEV		4,09	0,89	2,46	0,02	0,02	0,04	112,41	0,00	0,01		3,73E-06
piek 5	78	89,74	13,14	-3,06	60,75	0,9783	-0,1210	-0,1680	508,6	0,9711	0,9431	4	2,41E-05
	156	96,15	0,39	-11,81	61,63	0,9739	-0,0030	-0,2269	801,0	0,9788	0,9581	5	3,66E-05
	312	92,95	0,14	-11,46	62,56	0,9712	-0,0117	-0,2379	830,8	0,9771	0,9548	3	3,84E-05
	625	92,8	-0,79	-12,33	63,39	0,9720	0,0103	-0,2348	858,6	0,9783	0,9570	1	3,98E-05
	1250	92,8	-1,47	-12,46	63,52	0,9731	0,0239	-0,2293	871,1	0,9788	0,9581	1	4,02E-05
	2500	93,2	-1,74	-12,67	63,44	0,9736	0,0302	-0,2263	874,5	0,9788	0,9581	1	4,03E-05
	5000	93,2	-1,86	-12,91	62,43	0,9758	0,0345	-0,2157	898,0	0,9800	0,9603	2	4,08E-05
	AVERAGE		1,12	-10,96	62,53	0,9740	-0,0053	-0,2198	806,1	0,9776	0,9556		3,72E-05
	STDEV		5,38	3,52	1,04	0,0024	0,0538	0,0239	134,9	0,0030	0,0058		5,92E-06
piek 11	78	115,4	52,97	-3,10	58,72	-0,8940	0,4056	0,1905	1842,0	0,9833	0,9669	3	1,13E-04
	156	109	53,46	-2,26	59,00	-0,8799	0,4569	0,1306	1997,0	0,9796	0,9596	2	1,23E-04
	312	109	53,45	-3,20	60,42	-0,9037	0,3781	0,2008	2215,0	0,9831	0,9665	2	1,37E-04
	625	108,8	53,10	-3,96	61,02	-0,9111	0,3374	0,2366	2312,0	0,9842	0,9686	2	1,43E-04
	1250	109,6	52,57	-4,75	61,78	-0,9134	0,2992	0,2760	2370,0	0,9848	0,9699	1	1,46E-04
	2500	109,6	52,19	-4,74	61,54	-0,9137	0,2896	0,2851	2391,0	0,9849	0,9701	1	1,47E-04
	5000	109,6	52,18	-5,09	62,07	-0,9139	0,2757	0,2980	2415,0	0,9851	0,9705	1	1,49E-04
	AVERAGE		52,85	-3,87	60,65	-0,9042	0,3489	0,2311	2220,3	0,9836	0,9674		1,37E-04

	STDEV		0,54	1,05	1,34	0,0130	0,0673	0,0607	220,2	0,0019	0,0038		1,36E-05
piek 12	78	102,6	7,95	2,08	100,60	-0,8289	0,0137	0,5593	886,9	0,9620	0,9255	5	6,42E-05
	156	102,6	12,56	4,09	97,65	-0,8250	-0,0637	0,5615	1148,0	0,9772	0,9549	2	8,05E-05
	312	99,36	12,89	4,16	97,20	-0,8308	-0,0664	0,5525	1192,0	0,9772	0,9549	2	8,16E-05
	625	100,8	15,82	4,79	95,42	-0,8189	-0,1069	0,5639	1298,0	0,9829	0,9660	2	8,70E-05
	1250	100,8	17,08	5,13	94,95	-0,8103	-0,1255	0,5723	1340,0	0,9850	0,9701	1	8,94E-05
	2500	100,8	17,31	5,22	95,00	-0,8080	-0,1299	0,5747	1345,0	0,9852	0,9707	1	8,98E-05
	5000	100,8	17,34	5,67	95,43	-0,8024	-0,1380	0,5805	1340,0	0,9849	0,9701	1	8,99E-05
	AVERAGE		14,42	4,45	96,61	-0,8178	-0,0881	0,5664	1221,4	0,9792	0,9589		8,32E-05
	STDEV		3,50	1,19	2,06	0,0111	0,0539	0,0098	167,0	0,0084	0,0163		9,25E-06
piek 16	78	76,92	1,41	-23,12	80,36	-0,5579	0,8042	-0,2051	823,6	0,9292	0,8635	4	5,39E-05
	156	76,92	9,09	-13,93	84,25	-0,5801	0,8144	0,0141	1019,0	0,9267	0,8587	4	6,86E-05
	312	73,72	8,77	-13,96	82,98	-0,5706	0,8211	-0,0152	1100,0	0,9266	0,8586	3	7,34E-05
	625	75,2	16,40	-8,23	87,38	-0,6388	0,7563	0,1416	1104,0	0,9263	0,8580	2	7,62E-05
	1250	75,2	16,44	-8,14	87,32	-0,6377	0,7570	0,1423	1111,0	0,9268	0,8590	2	7,66E-05
	2500	75,2	16,98	-7,78	87,90	-0,6466	0,7467	0,1563	1108,0	0,9266	0,8585	1	7,67E-05
	5000	75	17,59	-7,06	88,55	-0,6435	0,7455	0,1736	1103,0	0,9256	0,8567	1	7,70E-05
	AVERAGE		12,38	-11,74	85,53	-0,6107	0,7779	0,0582	1052,7	0,9268	0,8590		7,18E-05
	STDEV		6,13	5,80	3,06	0,0392	0,0337	0,1376	106,0	0,0011	0,0021		8,43E-06
piek 17	78	128,2	-1,25	-6,99	85,75	-0,2277	0,2694	0,9357	249,1	0,9753	0,9513	4	1,51E-05
	156	128,2	-4,11	-7,00	86,38	-0,1907	0,2707	0,9436	372,2	0,9806	0,9616	3	2,25E-05
	312	128,2	-5,94	-4,72	85,50	-0,1128	0,2398	0,9642	451,5	0,9752	0,9511	2	2,66E-05
	625	128	-6,77	-3,31	85,24	-0,0735	0,2223	0,9722	476,1	0,9722	0,9452	2	2,77E-05
	1250	128	-7,06	-2,39	84,99	-0,0557	0,2106	0,9760	492,8	0,9705	0,9419	2	2,84E-05
	2500	128	-6,99	-2,44	85,37	-0,0516	0,2128	0,9757	491,2	0,9693	0,9395	1	2,85E-05
	5000	128	-7,88	-1,66	83,46	-0,0442	0,1985	0,9791	519,3	0,9708	0,9424	2	2,92E-05
	AVERAGE		-5,71	-4,07	85,24	-0,1080	0,2320	0,9638	436,0	0,9734	0,9476		2,54E-05
	STDEV		2,30	2,21	0,90	0,0735	0,0289	0,0173	94,9	0,0039	0,0077		5,08E-06

Bijlage 25 Resultaten pieklatentie 5000 Hz

PARAMETERVERSCHILLEN T.O.V. 5000 HZ DIPOOL

pieknr.	frequentie [Hz]	Positions			Moments				Mag	
		x [mm]	y [mm]	z [mm]	3D [mm]	x [nAm]	y [nAm]	z [nAm]		
piek 1	78	-7,27	5,88	-16,20	18,70	0,1176	0,0198	0,1797	0,2157	426,0
	156	-5,65	4,79	-11,33	13,54	0,0773	0,0489	0,1233	0,1535	284,5
	312	-3,16	2,98	-7,24	8,44	0,0486	0,0404	0,0815	0,1031	173,6
	625	-1,46	1,49	-3,59	4,15	0,0218	0,0259	0,0383	0,0511	92,3
	1250	-0,88	1,05	-2,41	2,77	0,0120	0,0220	0,0209	0,0326	65,6
	2500	-0,26	0,76	-1,01	1,29	0,0058	0,0178	0,0096	0,0210	46,7
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-2,67	2,42	-5,97	6,99	0,0404	0,0250	0,0648	0,0824	155,5
	STDEV	2,83	2,21	5,97	6,94	0,0435	0,0159	0,0668	0,0788	151,8
piek 2	78	-25,13	-0,72	-11,65	27,71	0,1067	0,1524	0,0640	0,1968	285,5
	156	-19,97	-1,44	-8,75	21,85	0,0267	0,0894	0,0224	0,0960	166,0
	312	-12,47	-0,76	-4,37	13,24	0,0015	0,0716	0,0064	0,0719	78,8
	625	-5,53	-0,47	-1,72	5,81	-0,0042	0,0483	0,0017	0,0485	31,6
	1250	-0,86	0,44	-0,32	1,02	-0,0130	0,0297	-0,0055	0,0329	12,9
	2500	-1,08	-0,24	-0,22	1,13	-0,0089	0,0171	-0,0040	0,0197	9,2
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-9,29	-0,46	-3,86	10,11	0,0155	0,0584	0,0121	0,0665	83,4
	STDEV	10,12	0,60	4,66	11,12	0,0422	0,0517	0,0247	0,0657	106,3
piek 3	78	-13,25	-6,46	-18,50	23,65	0,1474	-0,1029	0,1602	0,2408	461,4
	156	-11,52	-3,53	-13,68	18,23	0,1001	-0,0754	0,1173	0,1716	308,5
	312	-4,53	-1,73	-4,53	6,64	0,0312	-0,0306	0,0408	0,0598	107,7
	625	-3,80	-1,83	-3,82	5,69	0,0199	-0,0258	0,0257	0,0415	80,2
	1250	-0,70	-1,41	-0,35	1,61	0,0034	-0,0082	0,0041	0,0098	14,9
	2500	-0,46	-1,84	0,29	1,91	0,0005	-0,0041	0,0002	0,0041	4,8
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-4,89	-2,40	-5,80	8,25	0,0432	-0,0353	0,0498	0,0754	139,6
	STDEV	5,42	2,06	7,41	9,11	0,0578	0,0392	0,0638	0,0941	177,9
piek 4	78	-7,86	-0,59	-2,92	8,41	0,0414	0,0150	0,0838	0,0947	264,5
	156	-8,64	2,10	-6,60	11,07	0,0580	0,0548	0,1154	0,1403	237,1
	312	-1,42	0,84	-1,32	2,11	0,0126	0,0184	0,0300	0,0374	65,2
	625	-0,20	1,26	-1,06	1,66	0,0095	0,0195	0,0237	0,0321	42,1
	1250	0,54	0,60	-0,11	0,82	0,0048	0,0095	0,0122	0,0162	17,5
	2500	0,95	0,11	0,49	1,07	0,0032	0,0044	0,0079	0,0096	3,6
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-2,38	0,62	-1,65	3,59	0,0185	0,0174	0,0390	0,0472	90,0
	STDEV	4,09	0,89	2,46	4,32	0,0222	0,0180	0,0435	0,0514	112,4
piek 5	78	-15,00	-9,85	1,68	18,03	-0,0025	0,1555	-0,0477	0,1626	389,4
	156	-2,25	-1,10	0,80	2,63	0,0019	0,0375	0,0112	0,0392	97,0
	312	-2,00	-1,45	-0,13	2,48	0,0046	0,0461	0,0222	0,0514	67,2
	625	-1,07	-0,58	-0,96	1,55	0,0038	0,0242	0,0191	0,0311	39,4
	1250	-0,39	-0,45	-1,09	1,24	0,0027	0,0106	0,0136	0,0174	26,9
	2500	-0,12	-0,24	-1,01	1,05	0,0022	0,0043	0,0106	0,0116	23,5
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-2,98	-1,95	-0,10	3,85	0,0018	0,0397	0,0041	0,0448	91,9
	STDEV	5,38	3,52	1,04	6,31	0,0024	0,0538	0,0239	0,0548	134,9
piek 11	78	-0,79	-1,99	3,35	3,98	-0,0199	-0,1299	0,1075	0,1698	573,0
	156	-1,28	-2,83	3,07	4,37	-0,0340	-0,1812	0,1674	0,2490	418,0
	312	-1,27	-1,89	1,65	2,81	-0,0102	-0,1024	0,0972	0,1416	200,0
	625	-0,92	-1,14	1,05	1,80	-0,0028	-0,0617	0,0614	0,0871	103,0
	1250	-0,39	-0,34	0,29	0,59	-0,0005	-0,0235	0,0220	0,0322	45,0
	2500	-0,01	-0,35	0,53	0,64	-0,0002	-0,0139	0,0129	0,0190	24,0
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-0,67	-1,22	1,42	2,03	-0,0097	-0,0732	0,0669	0,0998	194,7

	STDEV	0,54	1,05	1,34	1,73	0,0130	0,0673	0,0607	0,0914	220,2
piek 12	78	9,39	3,60	-5,17	11,30	0,0265	-0,1517	0,0212	0,1554	453,1
	156	4,78	1,58	-2,22	5,50	0,0226	-0,0743	0,0190	0,0800	192,0
	312	4,45	1,51	-1,77	5,02	0,0284	-0,0716	0,0280	0,0819	148,0
	625	1,52	0,89	0,01	1,76	0,0165	-0,0311	0,0166	0,0389	42,0
	1250	0,26	0,55	0,48	0,77	0,0079	-0,0125	0,0082	0,0169	0,0
	2500	0,03	0,45	0,43	0,62	0,0056	-0,0081	0,0058	0,0114	-5,0
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	2,92	1,22	-1,18	3,57	0,0154	-0,0499	0,0141	0,0549	118,6
	STDEV	3,50	1,19	2,06	4,04	0,0111	0,0539	0,0098	0,0549	167,0
piek 16	78	16,18	16,06	8,19	24,23	-0,0856	-0,0587	0,3787	0,3927	279,4
	156	8,50	6,87	4,30	11,75	-0,0634	-0,0689	0,1595	0,1849	84,0
	312	8,82	6,90	5,57	12,51	-0,0729	-0,0756	0,1888	0,2161	3,0
	625	1,19	1,17	1,17	2,04	-0,0047	-0,0108	0,0320	0,0341	-1,0
	1250	1,15	1,08	1,23	2,00	-0,0058	-0,0115	0,0313	0,0338	-8,0
	2500	0,61	0,73	0,65	1,15	0,0031	-0,0012	0,0173	0,0176	-5,0
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	5,21	4,69	3,02	7,67	-0,0328	-0,0324	0,1154	0,1256	50,3
	STDEV	6,13	5,80	3,06	8,94	0,0392	0,0337	0,1376	0,1456	106,0
piek 17	78	-6,63	5,33	-2,29	8,81	0,1835	-0,0709	0,0434	0,2015	270,2
	156	-3,77	5,34	-2,92	7,16	0,1465	-0,0722	0,0355	0,1672	147,1
	312	-1,94	3,06	-2,04	4,16	0,0686	-0,0413	0,0149	0,0815	67,8
	625	-1,11	1,65	-1,78	2,67	0,0293	-0,0238	0,0069	0,0384	43,2
	1250	-0,82	0,73	-1,53	1,88	0,0115	-0,0121	0,0031	0,0170	26,5
	2500	-0,89	0,77	-1,91	2,24	0,0074	-0,0143	0,0034	0,0165	28,1
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-2,17	2,41	-1,78	3,85	0,0639	-0,0335	0,0153	0,0746	83,3
	STDEV	2,30	2,21	0,90	3,12	0,0735	0,0289	0,0173	0,0799	94,9
overall	78	-5,60	1,25	-4,83	16,09	0,0572	-0,0190	0,1101	0,2033	378,1
	156	-4,42	1,31	-4,15	10,68	0,0373	-0,0268	0,0857	0,1424	214,9
	312	-1,50	1,05	-1,58	6,38	0,0125	-0,0161	0,0566	0,0939	101,3
	625	-1,26	0,27	-1,19	3,01	0,0099	-0,0039	0,0250	0,0448	52,5
	1250	-0,23	0,25	-0,42	1,41	0,0026	0,0004	0,0122	0,0232	22,4
	2500	-0,14	0,02	-0,20	1,23	0,0021	0,0002	0,0071	0,0145	14,4
	5000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0
	AVERAGE	-1,88	0,59	-1,77	5,54	0,0174	-0,0093	0,0424	0,0746	111,9
	STDEV	2,24	0,59	1,95	5,93	0,0217	0,0112	0,0427	0,0755	138,5