

## Articulo-Motorisch Onderzoek: Een overzicht van technieken met de nadruk op Elektro-Magnetische Medio-sagittale Articulografie (EMMA)

P.H.H.M. van Lieshout<sup>1,2</sup>, H.F.M. Peters<sup>2</sup> en W. Hulstijn<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Nijmeegs Instituut voor Cognitie en Informatie (NICI), Katholieke Universiteit van Nijmegen (KUN)

<sup>2</sup> Kliniek voor Keel-, Neus- en Oorheelkunde (KNO) - Afd. Stem- en Spraakstoornissen, Academisch Ziekenhuis Nijmegen (AZN)

In dit artikel wordt een overzicht gegeven van een aantal (gangbare) technieken, waarmee direct of indirect informatie wordt verkregen over articulatie-bewegingen tijdens spraakproductie. Centraal in dit overzicht staat een vrij recente ontwikkeling op het gebied van de articulatorische bewegingsregistratie, namelijk de *Elektro-Magnetische Medio-sagittale Articulografie (EMMA)*. Om meer inzicht te verschaffen in de waarde van EMMA voor spraakmotorisch onderzoek en klinische toepassingen, wordt aan de hand van een specifiek commercieel verkrijgbaar systeem, de AG100, dieper ingegaan op meettechnische principes, de voor- en nadelen in vergelijking tot andere technieken en de gebruiksmogelijkheden. Voorlopig lijkt de conclusie gerechtvaardigd dat EMMA een nuttige en in sommige opzichten zelfs noodzakelijke toevoeging kan zijn op het bestaande instrumentarium bij het bestuderen van articulatorische bewegingen. Echter, voor klinisch gebruik en voor onderzoek bij kinderen, zijn er nog enkele knelpunten die opgelost moeten worden.

Spreeken is een complexe motorische vaardigheid waarbij verschillende (neuro)fysiologische processen via spiercontracties bewegingen van en naar articulatorische doelposities genereren. Door deze bewegingspatronen ontstaan luchtdrukveranderingen in het aanzetstuk, die in spraakgeluid hoorbaar worden. Naast het meer fundamenteel wetenschappelijke belang in het algemene kader van spraakproductie (zie ook Levelt, 1989), is er ook een klinisch belang om meer inzicht te verkrijgen in de processen die bij het spreken een rol spelen. Immers, stoornissen

---

Correspondentieadres: P.H.H.M. van Lieshout, NICI/KUN, Postbus 9104, 6500 HE Nijmegen.

in de articulatie kunnen een effectieve verbale communicatie in de weg staan. De aard van die stoornissen kan een tijdelijk (bijvoorbeeld ten gevolge van een operatie of na een trauma) of een blijvend karakter hebben. Het laatste doet zich vooral voor bij de diverse vormen van dysarthrie, waarbij een neurologische afwijking aan de basis van de spraakstoornis ligt. Maar ook zonder duidelijk aanwijsbare oorzaken kan de spraakproductie ernstig ontregeld zijn, met stotteren wellicht als het bekendste voorbeeld.

Onze kennis van articulatie-bewegingen is nog zeer onvolledig. Dit ondanks het feit dat er in de loop der tijd diverse methoden en technieken zijn ontwikkeld om meer informatie en naar men hoopte ook meer inzicht, te verkrijgen over articulatie-bewegingen tijdens spraakproductie. Het voert te ver om in dit kader al die technieken uitvoerig te bespreken. Wij beperken ons derhalve tot een kort overzicht van enkele gangbare en min of meer bekende technieken, waarbij we een onderscheid maken tussen directe en indirecte technieken. Onder directe technieken verstaan we technieken die rechtstreeks informatie verschaffen over de bewegingen van de articulatoren, ofwel over de kinematische aspecten van articulatie. Bij de indirecte methoden wordt informatie gegeven over datgene wat aan die bewegingen voorafgaat (spieractiviteit) of over datgene wat het gevolg is van die bewegingen (articulatorische posities, spraakgeluid, de auditieve perceptie van spraakgeluid), op grond waarvan, gegeven bepaalde beperkingen, inferenties omtrent de spraakbewegingen kunnen worden gemaakt. In Tabel 1 staan de technieken vermeld die in dit overzicht beknopt aan bod zullen komen, met uitzondering van EMMA, waar uitgebreider op wordt ingegaan. De gehanteerde volgorde impliceert geen rangorde in termen van belang of voorkeur.

Het zal opvallen dat elektro-myografie (EMG) niet is genoemd in dit overzicht. Hoewel wij vrij veel ervaring hebben met EMG registraties en daar ook wel een en ander over zouden kunnen opmerken, leek het ons zinvoller om te verwijzen

Tabel 1. Overzicht van directe en indirecte methoden met betrekking tot het verkrijgen van informatie over articulatorische bewegingen (zie tekst voor meer details).

Indirecte methoden	Directe methoden
Perceptuele analyse	(high speed) film/video/cineradiografie/X-ray microbeam
Akoestische analyse	Selspot/Optotrak/Strain gauge
Elektro-palatografie (EPG)	Ultrasound
Röntgen/Computer tomografie (CT)	Elektro-magnetische medio-sagittale articulografie (EMMA)
Magnetic resonance imaging (MRI)	

naar een publikatie van Dejonckere (1992) die eerder in dit tijdschrift is verschenen en waarin deze methode op een heldere manier wordt beschreven en van voorbeelden wordt voorzien. De bij de technieken genoemde voor- en nadelen vormen een enigszins beperkte selectie die is gerelateerd aan de bespreking van het EMMA systeem. We beginnen ons overzicht met de indirecte methoden.

### Indirecte methoden

Een van de van oudsher meest gebruikte indirecte methode is die van de perceptuele analyse. Via schaaloordeelen of segmentele transcriptie legt de luisteraar de waargenomen spraakuitingen vast in specifieke beschrijvingscategorieën, die onder andere verwijzen naar de wijze van articuleren die verondersteld wordt aan de uitingen ten grondslag te liggen (zie ook Vieregge, 1985). Een belangrijk voordeel van deze methode, vooral ook in meer klinisch gebruik, is de eenvoud van het meetinstrumentarium. Een deel brengt de luisteraar van nature mee, voor de rest is in principe een goede band(tape)-recorder, papier en potlood voldoende. Deze vorm van analytisch luisteren vereist dat de transcribent goed getraind is in zijn of haar luistervaardigheid (Vieregge, 1985). Maar zelfs de beste training kan niet voorkomen dat een sterke mate van subjectiviteit mee zal spelen in de beoordeling van waargenomen spraakkenmerken (Hardcastle, Gibbon, & Jones, 1991a; Vieregge, 1985). Betrouwbaarheidsmetingen (intra- en inter-beoordelaar) kunnen het meetinstrumentarium valideren, maar onderzoek op dit gebied is schaars en niet eenvoudig (Vieregge, 1985). Wil men deze methode gebruiken om uitspraken te doen over articulatoire bewegingen, is het goed zich te realiseren dat tussen datgene wat men denkt waar te nemen en datgene wat werkelijk aan bewegingen heeft plaatsgevonden geen unieke relatie bestaat. Of zoals Vieregge (1985) het formuleert: "Dus de vraag: 'heb ik met deze transcriptie ook daadwerkelijk dat gemeten (geanalyseerd) wat objectief gezegd en gearticuleerd werd' kan op basis van uitsluitend luisteren niet worden beantwoord" (p. 39).

Een methode waarbij men op een meer objectieve manier informatie probeert te verkrijgen over articulatie-processen is de akoestische analyse, die vaak ook in combinatie met de perceptuele methode gebruikt wordt (zie bijvoorbeeld Franken, 1987). Qua instrumentarium is de akoestische analyse meer omvattend dan de perceptuele methode, zowel wat betreft de eisen die aan de opname van het signaal gesteld worden, als in de verwerking en analyse van de gegevens. De relatief goedkope en snelle computersystemen, alsmede de verkrijgbare spraakanalyse software-pakketten van tegenwoordig maken deze methode zeer toegankelijk, ook voor meer kleinschalig gebruik. Het ons inziens grote voordeel van de akoestische analyse is dat het signaal waaraan gemeten wordt geregistreerd kan worden zonder een directe verstoringe invloed op de normale spraakproductie (zie ook Boves, 1987). Echter, in het algemeen is het relateren van akoestische verschijnselen of parameters aan articulo-motorische processen uitermate complex (Boves, 1987) en soms zelfs misleidend. Dit laatste werd geïllustreerd door

Hardcastle e.a. (1991a), die met elektro-palatografie (EPG) metingen lieten zien dat in bepaalde gevallen de akoestisch informatie een vertekend beeld gaf van wat er werkelijk in de mondholte plaatsvond. Hardcastle e.a. (1991a) concludeerden vervolgens dat "given more precise information on the articulatory activities that produce the perceived acoustic result, it may become possible to gain insight into the underlying sources of errors" (p. 59). Volgens deze auteurs kan EPG die extra informatie wel geven.

EPG is een techniek waarmee met een relatief hoge snelheid (100 tot maximaal 300 frames/sec) de lokaties kunnen worden bepaald van waar en wanneer de tong contact maakt met een kunstverhemelte, dat bij de proefpersoon in de mond is geplaatst (Hardcastle, Gibbon, & Nicolaidis, 1991b). Het systeem geeft geen directe informatie over het daadwerkelijke bewegingsverloop van de tong of delen van de tong; dat wil zeggen, welk deel van de tong contact maakt en hoe precies het contact tot stand komt, is niet bekend. De interpretatie van de gegevens wordt echter vereenvoudigd door de kennis over de anatomische en fysiologische beperkingen die aan articulatie-bewegingen ten grondslag liggen. Zo is het bijvoorbeeld vrijwel ondenkbaar dat iemand een /k/ klank zal produceren met zijn of haar tongpunt bij het velum.

Het grote voordeel van EPG ligt in de informatiewaarde over zowel de plaats als de mate van contactoppervlak wat betreft tong-verhemelte articulaties. Hierbij kan worden opgemerkt dat ook in normale populaties er in dit opzicht een grote mate van individuele variatie bestaat. Uiteraard kan EPG alleen informatie geven over die klankproducties waarbij een contact tussen tong en verhemelte ontstaat, hetgeen bijvoorbeeld bij klinkers in het algemeen gesproken niet het geval is. Ook wordt het meer posterieure deel van het verhemelte (deel van het velum) niet of nauwelijks afgedekt door het kunstverhemelte. Wat kleinere nadelen betreft het relatief beperkt aantal contactsensoren (meestal 62) en het aspect van de materiële kosten. Met name is het lastig (en relatief duur) om in het kader van de betrouwbaarheid van de metingen individueel aangepaste kunstverhemeltes te laten vervaardigen. De bij de commercieel verkrijgbare systemen standaard meegeleverde kunststof plaatjes hebben vooral hun waarde in didactische c.q. therapeutische situaties (Hardcastle e.a. 1991a). Tot slot heeft EPG nog een belangrijk nadeel door de mogelijke interferentie met normale spraakproductie (zie ook Schönle, 1988). In ieder geval moet de proefpersoon of patiënt (enkele uren) de tijd krijgen om te wennen aan het kunstverhemelte, voordat met de eigenlijke spraakopnamen begonnen kan worden. Dit laatste bezwaar is overigens niet alleen van toepassing voor EPG, zoals verderop in dit artikel nog zal blijken.

Als laatste van de indirecte methoden bespreken we kort de statische afbeeldingstechnieken (zie ook Ball, 1984 en Stone, 1991). De meest bekende voorbeelden zijn de röntgen-techniek en diens moderne variant de computer-tomografie of CT-scan. Deze technieken zijn vooral geschikt om een stabiele (= statische) toestand van het aanzetstuk vast te leggen. Vooral van belang hierbij is de positie van de tong, die immers van buitenaf niet of nauwelijks kan worden geobserveerd. Met name bij klankproducties, waarbij een 'steady state'

fase goed is gedefinieerd, zoals in het algemeen bij klinkers het geval is, kunnen deze afbeeldingstechnieken zeer nuttige informatie geven over de positie van de tong en de andere articulators in hun onderlinge samenhang (Stone, 1991).

Het belangrijkste nadeel van de röntgen-technieken is dat proefpersonen niet voor langere tijd en meerdere malen aan radio-actieve straling blootgesteld mogen worden. Wellicht dat het geavanceerde en biologisch veilige (voor zover tot nu toe bekend) "magnetic resonance imaging" (MRI) systeem (zie Kane & Sternheim, 1978 voor technische achtergrond informatie) een alternatief kan zijn. De temporele resolutie van de huidige MRI-systemen is te laag voor de meer dynamische aspecten van articulatie. Voor het registreren en analyseren van articulatorische bewegingen met zowel een hoge spatiële als temporele resolutie moet men een beroep doen op de directe methoden, die in het nu volgende hoofdstuk aan bod komen.

### Directe methoden

Wellicht de meeste bekende bewegingsregistratie-systemen zijn de diverse video- en film-technieken, waarmee met een groot aantal beelden per seconde (bij sommige high-speed systemen tot 2000 beelden/sec) de bewegingssequenties in een quasi continue verloop kunnen worden vastgelegd. De film of video wordt vervolgens beeld voor beeld geanalyseerd, waarbij specifieke markeringen op de betrokken ledematen/articulators als referentiepunten kunnen dienen om het bewegingsverloop wat eenvoudiger in kaart te kunnen brengen.

Een stap verder, met name wat data-reductie betreft, gaan methoden waarbij niet de hele articulator in beeld wordt gebracht, maar alleen nog maar de referentiepunten. De visuele informatie van die punten wordt omgezet in een positiebepaling zoals gedefinieerd door de geometrie van het systeem. Deze positie kan vervolgens op hoge snelheden worden bemonsterd en als digitale code in een computer-systeem worden opgeslagen, waarmee tevens zorg is gedragen voor een efficiënte data-opslag en de mogelijkheid bestaat tot data-verwerking via bestaande of zelf ontwikkelde software. Er zijn verschillende systemen in omloop die op dit algemene principe zijn gebaseerd, waaronder Selspot en diens moderne variant Optotrak. Als alternatief kan ook een "strain gauge" systeem gebruikt worden, waarbij met behulp van rekstrookjes die op de betreffende articulators zijn bevestigd, de bewegingen in elektrische signalen worden omgezet, die op hun beurt weer bemonsterd en als digitale codes opgeslagen kunnen worden (zie Barlow, Cole, & Abbs, 1983). Over het algemeen hebben deze systemen als grootste beperking, dat de intra-orale articulators, met name de tong, onzichtbaar blijven. Een compleet model van spraakproductie kan echter niet zonder deze informatie, omdat juist de complexiteit en snelheid waarmee de tong kan bewegen een belangrijke uitdaging vormt voor spraakmotorische modellen (Hoole, Gfroerer, en Tillman, 1990). Vandaar de noodzaak voor technieken, waarmee de tongbewegingen wel geregistreerd kunnen worden.

Een van de oudere technieken is de Cineradiografie. Deze methode is enigszins vergelijkbaar met de boven genoemde film en video technieken, in die zin dat met Cineradiografie meerdere röntgen-opnamen per seconde worden gemaakt zodat ook bewegingssequenties die ontstaan bij het produceren van consonanten vastgelegd kunnen worden. Een mooi voorbeeld van het gebruik van deze techniek is te vinden in een onderzoek van Perkell (1969).

Een verdere ontwikkeling van de Cineradiografie leidde tot een van de meest geavanceerde technieken op het gebied van de articulatorische bewegingsregistratie, namelijk het zogenaamde X-ray Microbeam systeem (een korte bespreking van de verschillende versies kan men vinden in Fujimura, 1990). Bij deze techniek worden metalen balletjes (goud of lood, maar dan omhuld met een kunststof laag vanwege het risico van loodvergiftiging) met speciale lijm (meestal een cyano-acrylaat verbinding) op de articulatoren bevestigd. De positie van deze balletjes wordt vervolgens getraceerd via een computer-gestuurde röntgenstraal. Op deze wijze is de stralingsbelasting relatief laag en verkrijgt men een goede temporele en spatiële resolutie (Fujimura, 1990). Echter, onder meer door de noodzakelijke grote materiële investering in de benodigde infra-structuur, zijn er wereldwijd nooit meer dan twee opstellingen actief gebruikt en op dit moment is de toekomst van het laatst werkende systeem in Wisconsin (VS) hoogst onzeker.

Volgens een heel ander principe werkt de ultrageluid echografie of ultrasound (zie Stone, 1991, voor een introductie). De energie van het geluid (hoogfrequent, dat wil zeggen boven de 20 kHz), uitgestraald door een zender die onder de kin is geplaatst, wordt bijna volledig weerkaatst op een weefsel-luchtovergang. Deze echo wordt opgevangen en de tijd die verloopt tussen het moment van uitzenden en ontvangen geeft een indicatie van de afstand tussen zender en de betreffende weefsel-luchtovergang. Een dergelijke weefsel-luchtovergang doet zich in de mond normaal gesproken voor van het tongoppervlak naar de erboven gelegen vrije ruimte in de mondholte, zodat de vorm en positie van het tongoppervlak zichtbaar gemaakt kan worden. Deze techniek heeft als grote voordeel dat het een vrij goed beeld geeft van de tong als geheel in een sagittaal, dan wel coronaal vlak. Met ultrageluid kunnen bewegingen van de tong met 30 tot 47 Hertz (vergelijkbaar met de opname frequentie van Cineradiografie) bemonsterd worden, hetgeen voor klinkerproducties en veel consonantproducties voldoende is (zie ook Stone, 1991). De ultrageluid techniek maakt het verder mogelijk om de interactie tussen de positie en de vorm van de tong zichtbaar te maken (Stone, 1991; Stone, Shawker, Talbot, & Rich, 1988). In Stone (1991) wordt als voorbeeld van deze interactie het verschil getoond tussen een /i/ klankproductie, waarbij de tong hoog-voor met een boogvormig oppervlak in de mondholte staat, terwijl bij een /a/ klankproductie de tong laag-achter met een nagenoeg plat oppervlak in de mondholte staat. Systemen waarbij alleen markeringen of sensoren worden gebruikt en de tong als geheel niet zichtbaar is, geven over die interactie geen informatie.

Een nadeel van ultrasound is het gemis van een totaalbeeld van het aanzet-

stuk. Verder is er een gereede kans dat de tongpunt onzichtbaar is door een opeenhoping van lucht in de ruimte onder de tongpunt en het tongblad. Van mondbasis naar deze sublaminare lucht-opeenhopping ontstaat dan een weefsel-lucht overgang, hetgeen een ongewenste (want vroegtijdige) weerkaatsing van het geluid tot gevolg heeft. Een ander praktisch bezwaar van ultrasound, zoals bij alle beeld-technieken, is de bewerkelijkheid van de analyse van de opgenomen beelden, die stuk voor stuk verwerkt moeten worden.

Tot slot van dit overzicht willen wij uitgebreider ingaan op de EMMA methode, een vrij recente ontwikkeling op het gebied van de directe bewegingsregistratie. De ontwerpers ervan claimen dat een aantal van de genoemde nadelen die voor de eerder genoemde technieken gelden (met name betreffende het gevaar bij langdurig en herhaaldelijk gebruik, de beperkte tijdsresolutie, of het beperkt zijn tot de voor het oog zichtbare articulatoren), voor EMMA niet van toepassing zijn. Op dit moment bestaan er een drietal EMMA varianten. Een systeem – Movetrack (Branderud, 1985) – dat gebruikt maakt van twee zendspoelen en twee systemen, die gebruik maken van drie zendspoelen, namelijk het MIT systeem (Perkell, Cohen, Svirsky, Matthies, Garabieta, en Jackson, 1992) en het AG100 systeem (Carstens Medizinelektronik GmbH, Duitsland). Het laatste systeem is oorspronkelijk ontwikkeld door Schönle en diens medewerkers aan de universiteit van Göttingen (Schönle, 1988; Schönle, Gräbe, Wenig, Höhne, Schrader, en Conrad, 1987). Het MIT systeem en het AG100 systeem verschillen in de constructie en de wijze van databewerking. Echter, de meeste aspecten van het AG100 systeem die in dit artikel aan bod komen, gelden in principe ook voor het MIT systeem. Desondanks zullen in het vervolg van dit artikel de termen EMMA en AG100 als synoniemen opgevat kunnen worden. Ten eerste, omdat wij alleen uitgebreide ervaringen hebben opgedaan met het AG100 systeem en ten tweede, omdat de AG100 wereldwijd het meest gebruikte systeem is. Op de specifieke verschillen tussen het AG100 en het MIT systeem zal om praktische redenen in dit artikel niet verder worden ingegaan en wordt verwezen naar Perkell e.a. (1992).

Het doel van deze bespreking van het EMMA systeem is tweërlei. Enerzijds willen wij bekendheid geven aan de mogelijkheid om in Nederland geavanceerd kinematisch gericht spraakmotorisch onderzoek te doen. Anderzijds lijkt het ons van belang voor degenen die niet met EMMA vertrouwd zijn, om de artikelen die zijn verschenen en zeker ook nog zullen verschijnen over onderzoek waarbij EMMA is gebruikt, op de wetenschappelijke, dan wel klinische waarde te kunnen inschatten.

## Het AG100 systeem

### *Technische achtergrond informatie*

EMMA werkt op basis van het principe dat de magnetische veldsterkte van een dipool tot de derde<sup>1</sup> macht afneemt als functie van de afstand tot een elektromag-

neet. Wanneer een ontvangspoel (sensor) in een door een elektromagneet (zender) opgewekt magnetisch wisselspanningsveld wordt geplaatst, wordt in die sensor een wisselspanning geïnduceerd. De amplitude van dat spanningssignaal is een functie van de magnetische flux ( $\Phi$ ) die loodrecht door de windingen van de sensor gaat. Eenvoudiger gezegd, de afstand tussen sensor en zender is direct gerelateerd aan de amplitude van het signaal in de betreffende sensor. Aangezien de metingen in een twee-dimensionaal (medio-sagittaal) vlak plaatsvinden, zijn in principe twee zenders voldoende (Branderud, 1985, Perkell e.a., 1992). Immers, wanneer men de afstanden van een sensor tot de twee zendspoelen kent, is de positie van zo'n sensor door de zendspoelen volledig vastgelegd, mits het magnetisch veld loodrecht op de windingen van de sensor blijft staan. Echter, in het geval een sensor verdraaid of verplaatst is ten opzichte van de medio-sagittale lijn (er is dan sprake van 'tilt'), wordt het effectief oppervlak van de sensor de dwarsdoorsnede maal de cosinus van de verdraaiingshoek (een getal tussen de 0 en 1). Dit resulteert in een kleinere magnetische inductie en suggereert zodoende een grotere afstand tot de zender. De verkleiningsfactor zelf is gelijk voor beide zenders en vormt een derde onbekende (naast de x en y waarde voor een sensorpositie) in het stelsel van vergelijkingen dat moet worden opgelost. Die oplossing (binnen bepaalde marges) kan worden verkregen door toevoeging van een derde zender. In het AG100 systeem wordt de juiste correctie-parameter of tilt-factor bepaald met behulp van een iteratief algoritme (zie ook Schönle, 1988 en Perkell e.a., 1992).

#### *Algemene beschrijving van het AG100 systeem*

Figuur 1 toont de standaard configuratie van het AG100 systeem. Deze bestaat uit een kunststof helm, waarop de drie zendspoelen (elektromagneten) zijn gemonteerd. In de Nijmeegse uitvoering zijn een aantal extra voorzieningen op de helm aangebracht, waarmee de kantelhoek van de helm ten opzichte van het hoofd en het geometrisch centrum van de meetruimte ten opzichte van de mondholte kan worden bepaald (zie Figuur 2).

De Nijmeegse helm kan verder aan een veer-systeem worden bevestigd, waarmee het effect van het gewicht van de helm (normaal rond 1 kg, in de Nijmeegse uitvoering rond 2 kg) desgewenst volledig kan worden geneutraliseerd. In de standaard-uitvoering wordt de helm op het hoofd van de proefpersoon geplaatst en gefixeerd met behulp van vier kunststof schroeven waaraan zuignappen zijn bevestigd. Deze vorm van bevestiging is echter niet stabiel en ook verre van comfortabel. Vandaar dat in de Nijmeegse uitvoering is gekozen voor een van brandweer- en legerhelm afgeleide binnenhelm-constructie. Deze wijze van fixatie van de helm op het hoofd van de proefpersoon of patiënt is stabiel en prettiger qua draagcomfort. De binnenhelm kan vervolgens op een eenvoudige manier aan de buitenhelm worden gekoppeld. In Figuur 3 wordt een totaalbeeld van de Nijmeegse meetopstelling getoond.

Het gebruik van de binnenhelm zorgt er ook voor, dat na een eventueel noodzakelijk verwijderen en herplaatsen van de buitenhelm gedurende een experi-



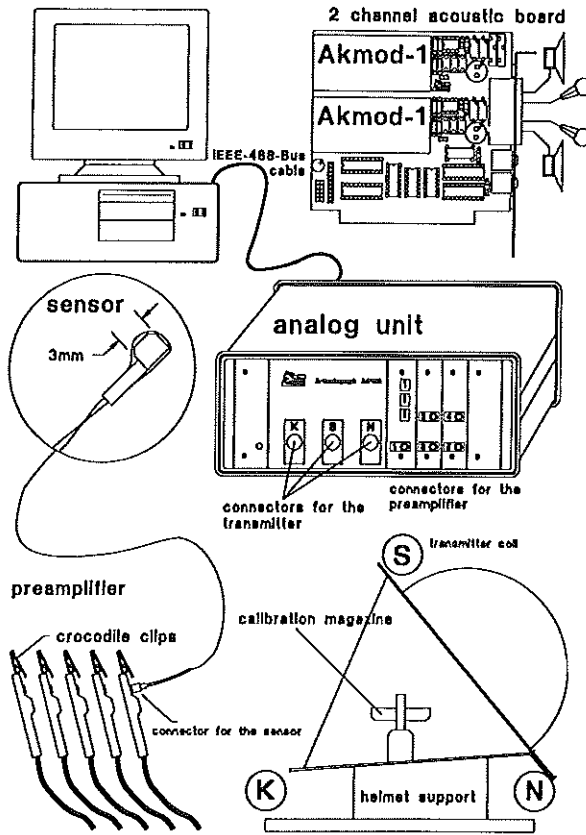


Fig. 1. Standaard configuratie AG100 systeem (met toestemming van de firma Carstens, Mikroelektronik GmbH, Bovenden, Duitsland).

mentele sessie, de positie van het hoofd ten opzichte van de buitenhelm niet verandert. Kleine verschuivingen van de binnenhelm ten opzichte van de oorspronkelijke positie op het hoofd zijn echter niet geheel uit te sluiten. Dit hangt ondermeer samen met de omvang en de vorm van het hoofd van de proefpersoon. Een nadeel van de binnenhelm kan zijn dat door de circulaire druk die wordt uitgeoefend, na verloop van tijd hoofdpijnklachten kunnen ontstaan. In de meeste gevallen betekent dit dat het onderzoek wordt stopgezet, dan wel indien mogelijk op een later tijdstip wordt voortgezet. Proefpersonen of patiënten die desgevraagd aangeven te lijden aan regelmatig optredende migraine of andere hoofdpijnklachten, zijn over het algemeen minder geschikt om aan de betreffende helmconstructie blootgesteld te worden.

De sensors hebben een dwarsdoorsnede van 2.4 mm. Zij zijn via dunne gepla-

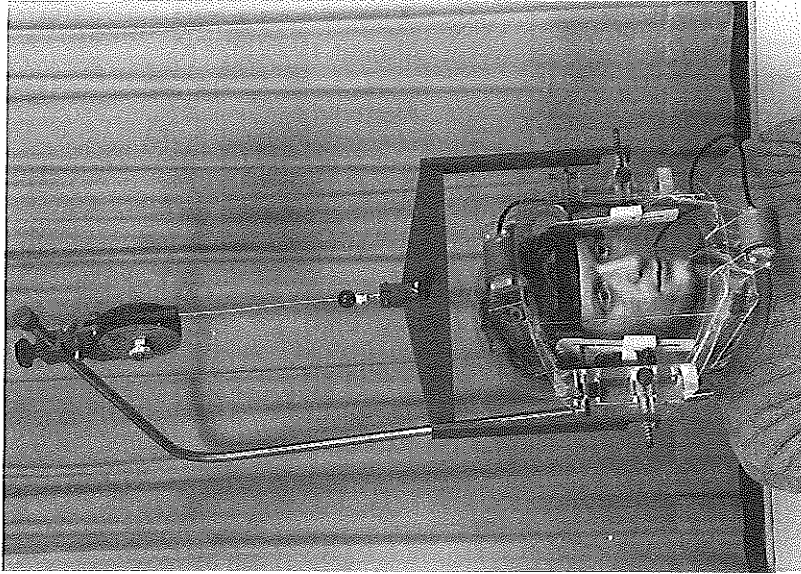


Fig. 3. Totaalbeeld Nijmeegse opstelling met buiten- en binnenhelm plus veersysteem.

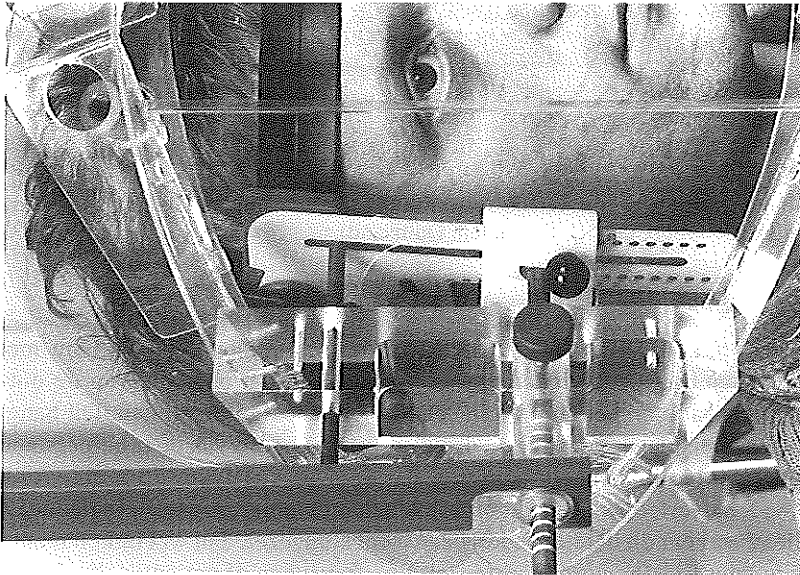


Fig. 2. Detailweergave extra voorzieningen op de AG100 helm in de Nijmeegse uitvoering (zie verder tekst).

stifceerde koperdraadjes (lengte ongeveer 80 cm) verbonden met een voorversterker, die met een klem aan de kleding van de proefpersoon of aan een speciale houder wordt bevestigd. Vanuit de voorversterker gaat een afgeschermd kabel naar het hart van de opstelling, de analoge eenheid. In deze eenheid wordt het binnenkomende signaal nog eens versterkt en vervolgens low-pass gefilterd ( $\pm 220$  Hz) en gedemoduleerd. De geïnduceerde spanningen in de sensoren liggen in het micro- tot millivolt bereik. Via een IEEE-488-Bus interface verbinding met de PC (IBM compatible AT386 met mathematische co-processor, VGA-kaart en kleurenmonitor) worden de analoge signalen bemonsterd, waarbij de snelheid van dit proces gerelateerd is aan de kloksnelheid van de CPU van de PC (bijvoorbeeld bij een 386/20c 20 MHz systeem maximaal 600 samples/sec voor elk van de 5 kanalen). De meegeleverde software regelt de verdere afhandeling van het starten en stoppen van de opnamen, de data-opslag enz. De analoge eenheid genereert ook het elektromagnetische krachtveld met behulp van sinusvormige spanningssignalen met voor elke zender een unieke frequentie in het

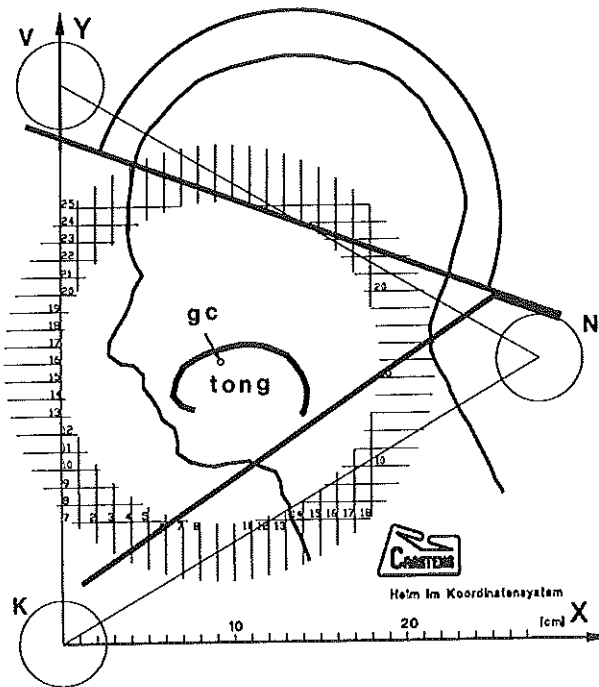


Fig. 4. Weergave posities (K = Kin, V = Voorhoofd, N = Nek) van de zenders op de helm in relatie tot het twee-dimensionale meetvlak van het AG100 systeem (met toestemming van de firma Carstens, Mikroelektronik GmbH, Bovenden, Duitsland). Op de afbeelding bevindt de tong zich t $\acute{e}$ r hoogte van het geometrisch centrum (gc).

kilohertz (kHz) domein. Op dit moment zijn geen resultaten van onderzoeken bekend, die aantonen dat een elektromagnetisch krachtveld in de orde van grootte als gebruikt door het AG100 systeem schadelijke effecten heeft voor de gezondheid van mens of dier (zie Tuller e.a., 1990 voor referenties).

De zenders zijn zodanig gemonteerd, dat zij de hoekpunten van een gelijkzijdige driehoek vormen en wel ter hoogte van het voorhoofd, de kin en de nek. De Y-as van het systeem is gedefinieerd door de denkbeeldige lijn die loopt tussen het midden van de voorhoofdsspoel en het midden van de kinspoel (zie Figuur 4).

De spatiële resolutie van het systeem is het hoogst in het geometrisch centrum van het elektromagnetisch krachtveld, zodat bij het positioneren van de helm de mondholte bij voorkeur in dit centrum moet liggen. Het systeem is ontworpen voor het meten van bewegingen. Vandaar dat het van belang is om te weten hoe nauwkeurig afstanden die door een bepaalde sensor worden afgelegd, worden weergegeven. Eigen metingen laten zien dat het verschil tussen gemeten en werkelijk afgelegde afstand (in dit geval 40 mm) met wat kleine variaties voor de afzonderlijke sensoren, kleiner is dan .5 mm (1.25%). Dit geldt echter alleen zolang een sensor niet meer dan 1 cm links of rechts afwijkt en/of niet meer dan 30 graden is verdraaid ten opzichte van de medio-sagittale lijn (zie ook Tuller e.a., 1990). De genoemde verschilwaarde is ook afhankelijk van de methode die wordt gebruikt om het systeem te kalibreren (zie ook Hoole, 1993). De ruis<sup>2</sup> en instabiliteit<sup>3</sup> van het AG100 systeem blijven volgens metingen van Hoole (1993) binnen acceptabele grenzen. Zo vond hij gemiddeld over een serie van 3 opnames met elk een duur van 10 sec, met de vijf sensoren stabiel in een houder geplaatst, dat de standaard deviatie voor de x en y waarden nooit hoger kwam dan .05 mm. Ook bij herhaalde soortgelijke metingen over langere tijd (enkele uren) blijkt het systeem voldoende stabiel met een gemiddelde afwijking in x/y posities van .1 tot .2 mm (Alfonso, Neely, Van Lieshout, Hulstijn, & Peters, 1993). Wel moet het AG100 systeem enige tijd (bij voorkeur meer dan 2 uur) zijn opgewarmd. Metingen die worden verricht bij een niet-volledig opgewarmd systeem zijn volstrekt onbetrouwbaar (Alfonso e.a., 1993; Hoole, 1993).

Een aantal van deze gegevens werden recentelijk bevestigd door metingen van de fabrikant zelf, waarbij de sensoren via een elektro-motor met een nauwkeurigheid van .002 mm in de meetruimte konden verplaatst. Bij deze metingen bleek conform eerdere metingen (Tuller e.a., 1990) dat de meetfout bij herhaalde unieke positie-bepalingen groter is dan de meetfout bij afstands-bepalingen. Voor het laatste werden waarden gevonden, die overeenkomen met de boven gerapporteerde waarden (< .5 mm). Voor positie-bepalingen werd bij een correcte medio-sagittale positie van de sensors in het elektro-magnetisch veld, afhankelijk van de locatie, een verschil van maximaal 3 mm geconstateerd tussen de herhaalde metingen van de x of y waarden voor die betreffende positie (de sensor bewoog niet!). Bij extreem ongunstige omstandigheden (10 mm zijwaartse deviatie, 30<sup>o</sup> verdraaiing) kan de fout oplopen tot maximaal 6 mm<sup>4</sup>. Dit betekent, dat men het AG100 systeem vooral moet zien als een systeem om bewegin-

gen te registreren en dat voor onderzoek waarbij het gaat om exacte (anatomische) positiebepalingen (bijvoorbeeld, "hoeveel millimeter is de tong verwijderd van het velum bij een bepaalde klankproductie?"), men een zekere onnauwkeurigheid moet incalculeren (maar zie ook Greisbach & Esser, 1993).

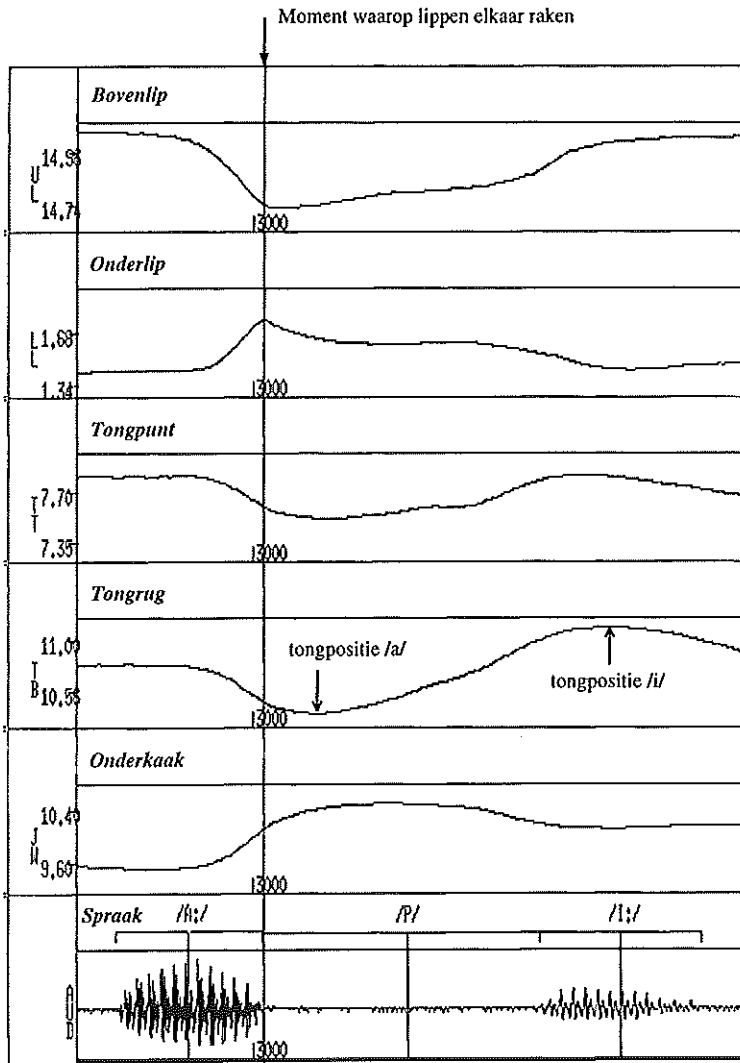


Fig. 5. Voorbeeld van een XHADES-weergave van 5 positie-signalen (in Y-dimensie) en het audio-sigitaal voor de nonsense-woord uiting /api/. De onderlip-, tongpunt- en tongrugsignalen zijn gecorrigeerd voor de onderkaak-component.

De sensoren worden met behulp van tape of Skin-bond Cement<sup>5</sup> (Smith & Nephew, Nederland) op de droge huid vastgezet. Het vochtige oppervlak van de tong maakt het gebruik van tape of Skin-Bond onmogelijk. Als alternatief worden diverse soorten cyano-acrylaat lijmverbindingen, zoals Histoacryl (B.Braun Meisungen AG, Duitsland) of Cyano Veneer (Meyer-Haake GmbH, Duitsland) gebruikt. Voor extreem lastige lokaties zoals bijvoorbeeld het zachte verhemelte wordt ook wel een tijdelijke hecht draad-verbinding gemaakt, waarmee de sensor in een latex 'zakje' kan worden vastgezet (zie Schönle, 1993).

Naast het registreren van bewegingen kan desgewenst ook simultaan spraak worden opgenomen met een (12 bit, 16 kHz) tweekanaals AD/DA module met bijbehorende randapparatuur (microfoons en versterker) en software. Een nadeel van de hierbij gebruikte chip (OKI-MSM6388 met 4 MBit geheugen) is dat de 12 bit spraakdata via ADPCM (= adaptive differential of delta pulse code modulation) naar 4 bit worden gecomprimeerd om de benodigde opslagcapaciteit te reduceren. Helaas ontstaat na decompressie een DC-verloop in het audio-sigitaal. Dit verloop wordt achteraf software-matig weggefilterd, maar voor bepaalde audio-analyses, met name in het frequentie domein, kan het wenselijk zijn om het spraaksigitaal ook apart op de daarvoor gebruikelijke manier (tape of DAT recorder) op te nemen. Het spraaksigitaal dat is opgenomen via het AG100 systeem kan (na filtering) zonder problemen zowel als referentie-sigitaal worden gebruikt bij de analyse van de bewegingen, als voor temporele analyses op het audio-sigitaal zelf. Een voorbeeld van geregistreerde bewegingsdata in combinatie met het bijbehorende spraaksigitaal (8 kHz, 60-4000 Hz bandpass gefilterd) is te zien in Figuur 5. Het betreft hier een uiting van het nonsense woord [api], waarbij van boven naar beneden de bewegingen van bovenlip, onderlip, tongpunt, tongrug en onderkaak zijn aangegeven. De pijl verwijst naar het moment waarop beide lippen (in combinatie met onderkaak) de lipsluiting tot stand brengen. Het bepalen van begin- en eindpunt van een beweging gebeurt overigens op de gebruikelijke manier op basis van nul-doorgangen in de eerste afgeleide van het positie-sigitaal (=snelheid).

#### *Voordelen van het AG100 systeem*

Het ons inziens belangrijkste voordeel van EMMA, althans vergeleken met EPG en Ultrasound, is dat het gelijktijdige informatie verschaft over actieve en passieve bewegingen van de betrokken articulatoren, of nauwkeuriger geformuleerd, van dat deel van die articulatoren waar een sensor is gepositioneerd. In vergelijking met het vroegere X-ray Microbeam systeem, biedt EMMA het voordeel van de toegankelijkheid van de meetopstelling, zowel in praktische als financiële zin, met die restrictie dat met een prijs van ruim 100.000 gulden de AG100 normaal gesproken alleen in de meer gespecialiseerde instituten en instellingen een plaats zal kunnen vinden. Maar tegenover die ene X-ray Microbeam opstelling (voor zover nog bruikbaar), staan op dit moment wereldwijd zo'n dertig AG100 systemen, waarvan één in Nederland (Nijmegen). Kortom, de mogelijkheden tot het verrichten van dit soort geavanceerd articulo-motorisch

onderzoek zijn toegenomen en daarmee ook de kans op het verkrijgen van relevante en nieuwe informatie op dit onderzoeksgebied.

Een ander voordeel betreft de mens-vriendelijkheid van het AG100 systeem. Zoals reeds aangegeven, is EMMA een biologisch veilige methode. Daarnaast is het draaggemak van de helm in de Nijmeegse uitvoering aanzienlijk verbeterd als je dit vergelijkt met de standaard uitvoering. De genoemde aspecten van veiligheid en draaggemak maken het mogelijk om gedurende langere tijd (1 uur of meer) en herhaaldelijk binnen een zelf te kiezen tijdsperiode metingen te verrichten. Dit in tegenstelling tot het X-ray Microbeam systeem, waarbij het risico voor een te sterke dosering van radio-activiteit een beperkende factor was, ondanks alle verbeteringen van dit systeem ten opzichte van de meer klassieke röntgen-systemen met hun veel grotere stralingsbelasting.

Het AG100 systeem is relatief eenvoudig te bedienen. Recente ontwikkelingen in de software hebben het gebruiksgemak nog verder verhoogd en wat belangrijker is, tevens de nauwkeurigheid van het systeem verbeterd. Toch zou het wenselijk zijn indien bepaalde aspecten van de kalibratie van het AG100 systeem op automatische wijze kon gebeuren. De huidige manier van kalibreren, waarbij de gebruiker keuzes moet maken op basis van door het systeem teruggekoppelde informatie, brengt toch nog een geringe mate van onnauwkeurigheid met zich mee, zeker bij een onervaren gebruiker van het systeem. In de praktijk zal daarom het beheer en gebruik van het systeem aan een of enkele ervaren gebruikers of technici moeten worden toevertrouwd.

Tot slot is een van de voordelen van het AG100 systeem, dat het zich prima in combinatie met verschillende andere meettechnieken laat gebruiken, waaronder EMG, EPG (Fitzpatrick & Ní Chasaide, 1993; Hoole, 1993), Ultrasound (Honda & Kaburagi, 1993) en elektro-glottografie (EGG). Het belang van het simultaan registreren van motorische processen met betrekking tot respiratie, fonatie en articulatie is evident (zie ook Borden & Watson, 1987).

#### *Beperkingen in het gebruik van het huidige AG100 systeem*

Een nadeel van de AG100, althans in de standaarduitvoering, is het beperkt aantal sensoren (5) dat gelijktijdig gebruikt kan worden. Dit wordt duidelijk als men dit vergelijkt met systemen als Optotrak, waarmee weliswaar geen tongbewegingen kunnen worden geregistreerd, maar waarbij wel een zeer groot aantal L.E.D.'s (Light Emitting Diodes) gelijktijdig ingezet kan worden, indien het onderzoek dit noodzakelijk maakt. Hoewel het beperkt aantal sensoren tot keuzes dwingt met betrekking tot de anatomische lokaties, is er in de praktijk altijd wel een oplossing te vinden die het mogelijk maakt om voor de meeste klankproducties de relevante bewegingssequenties te registreren.

Een andere oplossing bieden de meer recente uitvoeringen van het AG100 systeem met 10 of zelfs 15 sensoren, waarvan de signalen afhankelijk van de soort opstelling gelijktijdig dan wel alternerend in groepen van 5 bemonsterd kunnen worden met een snelheid van bijvoorbeeld 400 Hz per kanaal. Dit biedt mogelijkheden om de registraties uit te breiden, bijvoorbeeld in de vorm van

meer referentieposities (als controle op ongewenste hoofdbewegingen) of meer tongposities. Vooral het laatste kan van belang zijn om de complexe bewegingsstructuur van de tong beter in kaart te kunnen brengen. In dit opzicht bieden Ultrasound en EPG echter meer mogelijkheden en indien deze informatie in het kader van een bepaalde vraagstelling van belang is, zal men op een combinatie van EMMA en EPG of Ultrasound aangewezen zijn (zie bijvoorbeeld Honda & Kaburagi, 1993 en Fitzpatrick & Nf Chasaide, 1993).

Echter, bij een combinatie van EMMA en bijvoorbeeld EPG, of bij het gebruik van meer dan vijf sensoren, moet men zich wel altijd afvragen in hoeverre de toename in het aantal vreemde voorwerpen in de mond (op de tong) het spreken niet te zeer gaat beïnvloeden en ook de analyse van de gegevens naderhand niet onnodig complexer maakt. Nog afgezien van de extra problemen die ontstaan door het voortijdig loslaten van de sensoren. Immers, hoe meer sensoren, hoe groter de kans hierop, zeker op de tong. Dit voortijdig loslaten van sensoren is in het algemeen iets wat onderzoekers die EMMA gebruiken voor problemen kan stellen. De sensorlocatie moet vooraf goed gedefinieerd of gemarkeerd zijn, anders wordt het lastig om dezelfde locatie terug te vinden. Bovendien zal na enkele pogingen de lijmlaag op de sensor zo dik zijn geworden, dat het bevestigen vrij moeilijk zo niet onmogelijk wordt. Dit probleem is overigens sterk gekoppeld aan bepaalde proefpersonen, waarbij kennelijk de samenstelling van het speeksel een sterke invloed heeft op de bestendigheid van de lijmverbinding.

Een ander nadeel van EMMA betreft de twee-dimensionale weergave. Hoewel door anatomische beperkingen (bijvoorbeeld de bouw van de mondholte) de relevante bewegingscomponenten van de meeste articulatorische bewegingen in de x en y dimensies van het medio-sagittale vlak plaatsvinden, zijn er duidelijke uitzonderingen, zoals bij de laterale klankproducties. Het bewegingspatroon tijdens het produceren van dergelijke klanken kan dus niet met voldoende zekerheid worden vastgelegd en andere methoden (bijvoorbeeld EPG) zullen de ontbrekende informatie moeten aanvullen (zie bijvoorbeeld Fitzpatrick & Nf Chasaide, 1993).

Nog een ander nadeel van EMMA betreft het feit dat proefpersonen of patiënten moeten wennen aan de sensoren in de mond, met name aan de sensoren op de tong. Onder normale omstandigheden blijkt een gewenningsperiode van 10-15 min voldoende. Het versturende effect lijkt wel duidelijk minder als bij EPG (zie betreffende paragraaf onder indirecte methoden). Als men problemen op dit gebied verwacht, is het wellicht aan te bevelen om met een standaard woordenlijst de spraak van de proefpersoon op verschillende tijdstippen en zowel met als zonder sensoren, op audiotape vast te leggen. Naderhand kan dan via een perceptuele en/of akoestisch analyse de invloed van de sensoren op de kwaliteit en de natuurlijkheid van het aldus geproduceerde spraaksignaal worden bepaald. Uiteraard hangt het ook van de vraagstellingen van het onderzoek af in hoeverre een interferentie met de meer gebruikelijke wijze van articuleren als een normale allofonische variatie kan worden geaccepteerd. De mate van interferentie is ook



sterk afhankelijk van de sensor-locatie. Met name de tongpunt is erg gevoelig, omdat deze articulator met relatief hoge snelheden vrij moet kunnen bewegen (denk aan bijvoorbeeld de apico-alveolaire /r/ klank). De anatomische locatie van de sensoren moet dan ook met veel zorg worden gekozen. Zo is voor de afleiding van tongpuntbewegingen een meer laminaire sensor-locatie te prefereren.

Behalve deze mogelijke beperkingen of nadelen die kunnen optreden in normale spraakproductie, kunnen er met name ook in pathologische spraakbewegingen voorkomen, waarbij de nauwkeurigheid van de sensorpositie-bepalingen afneemt. Een oplossing voor dit probleem ligt niet voor de hand en de praktijk zal moeten leren hoeveel meet-onnauwkeurigheid men kan of wil toestaan bij patiënten die dit soort afwijkend motorisch gedrag vertonen. De software die bij het AG100 systeem wordt meegeleverd, biedt de mogelijkheid om gedurende de opnamen als ook achteraf de nauwkeurigheid van de positiebepalingen in te schatten. Helaas ontbreken echter nog duidelijke criteria op basis waarvan 'goede' van 'slechte' data op dit punt kunnen worden onderscheiden. Er is dus een duidelijke behoefte aan standaardisatie op dit gebied alsmede ten aanzien van de kalibratie-methoden, de bepaling van geschikte sensorposities en de wijze van dataregistratie, -bewerking (met name ten aanzien van filtering) en -analyse (zie ook Alfonso e.a., 1993).

#### *Algemene aspecten in het gebruik van EMMA*

De complexiteit en veelheid van de gegevens die met EMMA verzameld worden, maken het noodzakelijk om gebruik te maken van geavanceerde en voor dit doel gespecialiseerde software, zowel voor de data-bewerking (filtering, subtractie van onderkaaksignaal van onderlip- en tongsignaal enz.) als voor de data-analyse (zie ook Alfonso e.a., 1993). XHADES<sup>6</sup> is een voorbeeld van een pakket dat goed bruikbaar is als onderzoeksinstrument (Alfonso e.a., 1993; Rubin, MacEachron, Tiede, & Maverick, 1991; zie ook Figuur 5 voor een voorbeeld hoe in dit programma data kunnen worden afgebeeld). De analyse-software die bij het AG100 systeem wordt meegeleverd is geschikt voor een eerste observatie van de opgeslagen gegevens, maar verder te beperkt van opzet om voor de meeste toepassingen zinvol gebruikt te kunnen worden.

De complexiteit van de gegevens en de daarmee gepaard gaande grote tijdsinvestering voor data-verwerking en -analyse vormen een factor waarmee men rekening moet houden met betrekking tot de klinische inzetbaarheid van het AG100 systeem. Om het gebruik van de AG100 in diagnostiek en therapie (voor evaluatie en articulatorische feedback doeleinden) te stimuleren, moet er ons inziens een aantal belangrijke verbeteringen aan het systeem worden aangebracht. Allereerst moeten de gegevens snel en duidelijk interpreteerbaar ter beschikking komen voor therapeut en patiënt. Om dit te realiseren, zou (een deel van) de data-analyse geautomatiseerd moeten worden op basis van specifieke referentie-waarden, bijvoorbeeld met betrekking tot pieksnelheden in bewegingen voor bepaalde klankproducties. Dergelijke referentie-waarden kunnen ont-

leend worden aan een (nog niet bestaand) uitgebreid internationaal genormaliseerd en gevalideerd bestand van zowel normale als pathologische data. Het aanmaken van een dergelijk bestand vereist samenwerkingsverbanden op Europese dan wel wereldwijde schaal en kan gezien worden als een belangrijke stap in de ontwikkeling van een internationaal geaccepteerde en gestandaardiseerde articulo-motorische test (zie voor een eerste aanzet op het gebied van stotteren Peters, Hulstijn, & Van Lieshout, 1993). Het is duidelijk dat dit doelen voor de lange termijn betreft. Voor de korte termijn zouden er verbeteringen/veranderingen in het systeem moeten komen, die betrekking hebben op het gemak en de duurzaamheid van de bevestiging van de sensoren op de tong of huid, met name voor die proefpersonen/patinten waarbij om welke reden dan ook het gebruik van cyano-acrylaat verbindingen niet voldoet (zie ook Schönle, 1993).

Als laatste nog een opmerking over de inzetbaarheid van het AG100 systeem bij kinderen. Op dit gebied is binnen onze groep nog geen ervaring opgedaan, maar gezien het invasieve karakter kan men vooral bij jonge kinderen (onder 8 jaar) problemen verwachten in zowel het bevestigen van de sensoren, als bij het uitvoeren van langere experiment-reeksen. Vooralsnog lijkt dan ook het gebruik van deze techniek bij kinderen nog niet voor de hand te liggen, hoezeer dit ook wenselijk zou zijn in het kader van spraakmotorische ontwikkelingsstudies. Zeer waarschijnlijk zal het vinden van andere bevestigingsmethoden voor de sensoren (zie boven), lichtere en minder omsluitende helmconstructies (op dit moment in productie bij de firma Carstens) en aanpassingen in de duur van de experimenten, in de nabije toekomst onderzoek bij jongere kinderen wel mogelijk maken. Daarnaast geldt, zoals in het algemeen voor onderzoek bij kinderen, dat proefleiders of therapeuten die veel gevoel hebben voor het omgaan met kinderen, de weerstand en ongerustheid van de kinderen (en ouders!) voor een groot deel kunnen wegnemen.

Samenvattend zouden wij willen stellen, dat de EMMA methode een nuttige en in een aantal opzichten zelfs noodzakelijke aanvulling vormt op het reeds bestaande instrumentarium ter bestudering van de articulatorische bewegingen tijdens spraakproductie. Dit blijkt onder meer uit de toenemende stroom van publicaties op dit gebied. Niettegenstaande het grote belang van deze methode zijn er nog enkele knelpunten, met name wat betreft de klinische inzetbaarheid en het gebruik bij kinderen. Als illustratie van het gebruik van EMMA zal in een van de volgende edities van dit tijdschrift uitgebreider verslag worden gedaan van een studie naar de spraakmotorische coördinatie bij stotteraars en niet-stotteraars (Sanderman, Van Lieshout, Peters, & Hulstijn, in voorbereiding; zie ook Van Lieshout, Alfonso, Hulstijn, & Peters, 1993).

## Summary

In this article a brief review is given of current techniques assessing information on articulatory movements during speech production. A distinction is made between direct

and indirect methods with respect to the nature of the measured data. A major part of this article focusses on a recent development in speech movement registration techniques, the *Elektro-Magnetic Mid-sagittal Articulography (EMMA)* method. This includes an extended discussion on its technical basics, advantages and disadvantages in comparison to other techniques, and its (possible) role in research and clinical use. In the conclusion of this review it is stated that EMMA is considered to be a major contribution to articulo-motor research, but that with respect to a more clinical use and for research with young children EMMA still lacks some refinements and improvements.

The Netherlands Organization for Scientific Research (NWO) is gratefully acknowledged for funding this project. This research was conducted while P.H.H.M. van Lieshout was supported by a grant of the Psychology and Psychonomics Research Foundation (PSYCHON) of this organization (560-259-048), awarded to Dr. Hulstijn and Dr. Peters.

### Dankwoord

Deze onderzoeken werden (gedeeltelijk) ondersteund door de toenmalige stichting PSYCHON die werd gesubsidieerd door de Nederlandse Organisatie voor Wetenschappelijk onderzoek (NWO). Een bijzonder woord van dank gaat uit naar Prof. P.J. Alfonso, R. Neely (beide University of Illinois at Urbana-Champaign, USA) en drs. S. Binda (KUN, vakgroep Orthodontie) voor hun actieve en onmisbare bijdrage in de ontwikkeling van de EMMA opstelling in Nijmegen. Verder zijn de auteurs dank verschuldigd aan Mw. drs. C. Berkeljon, Mw. drs. B. Frumeau en Mw. drs. A. Sanderman voor hun bijdrage bij eerdere experimenten. M. Nicolassen (Afd. Stem en Spraak, KNO, AZN) en Ir. C. Bouwhuisen (NICI, KUN) worden bedankt voor hun hardware en software ondersteuning. Tot slot een woord van dank aan Dr. B. Maassen en een anonieme beoordelaar voor de vele nuttige en kritische opmerkingen bij een eerdere versie van dit manuscript.

### Noten

1. De exacte waarde kan afhankelijk van de positie in het meetveld variëren tussen 2.90 en 3.00
2. Overeenkomstig Bergveld (1979) verstaan we onder ruis toevallige door de versterker gegenereerde fluctuaties in de uitgangssignalen
3. Overeenkomstig Bergveld (1979) verstaan we onder instabiliteit een verloop in de waarde van de door de versterker afgegeven gelijkspanning onder invloed van omgevingscondities (kamertemperatuur)
4. Alle gegevens zijn bij de firma Carstens Medizinelektronik GmbH, Göttingen (Duitsland) opvraagbaar.
5. Een latex-verbinding waarmee gewoonlijk stoma's worden vastgezet op de huid.
6. Haskins Analysis/Display/Experiment System voor VAX/VMS X-Windows omgeving (Haskins Laboratories, New Haven, VS)

## Literatuur

- Alfonso, P.J., Neely, R.J., Van Lieshout, P.H.H.M., Hulstijn, W., and Peters, H.F.M. (1993). Calibration, validation, and hardware-software modifications to the Carstens EMMA system. *Forschungsberichte des Instituts für Phonetik und sprachliche Kommunikation der Universität München (FIPKM)*, 31, 105-121.
- Ball, M. (1984). X-Ray Techniques. In C. Code and M. Ball(Eds.), *Experimental Clinical Phonetics*. London: Croom Helm.
- Barlow, S.M., Cole, K.J., and Abbs, J.H. (1983). A newhead-mounted lip-jaw movement transduction system for the study of motor speech disorders. *Journal of Speech and Hearing Research*, 26, 283-288.
- Bergveld, P. (1979). *Elektromedische instrumentatie*. Utrecht: Bohn, Scheltema and Holkema.
- Borden, G.J. and Watson, B.C. (1987). Methodological aspects of simultaneous measurements: limitations and possibilities. In H.F.M. Peters and W. Hulstijn (Eds.), *Speech Motor Dynamics in Stuttering*. Wien-New York: Springer-Verlag.
- Boves, L. (1987). Acoustical analysis and physiological parameters. In H.F.M. Peters and W. Hulstijn (Eds.), *Speech Motor Dynamics in Stuttering*. Wien-New York: Springer-Verlag.
- Branderud, P. (1985). "Movetrack - a movement trackingssystem", in *Proceedings of the French-Swedish Symposium on Speech, GALF, Grenoble, France, 22-24 April 1985*, pp. 113-122.
- Dejonckere, P.H. (1992). Elektromyografie bij stem- en spraakstoornissen. *Stem-, Spraak- en Taalpathologie*, 1(1), 48-60.
- Fitzpatrick, L. and Ní Chasaide, A.N. (1993). Using EMA, EPG and Acoustic Data to Look at Quantal Theory: an Account of Work in Progress. *Forschungsberichte des Instituts für Phonetik und sprachliche Kommunikation der Universität München (FIPKM)*, 31, 229-239.
- Franken, M.,-C. (1987). Perceptual and acoustic evaluation of stuttering therapy. In H.F.M. Peters and W. Hulstijn (Eds.), *Speech Motor Dynamics in Stuttering*. Wien-New York: Springer-Verlag.
- Fujimura, O. (1990). Methods and goals of speech production research. *Language and Speech*, 33(3), 195-258.
- Greisbach, R. and Esser, O. (1993). The POLARGRAM Display of Tongue Movements Measured by Articulography. *Forschungsberichte des Instituts für Phonetik und sprachliche Kommunikation der Universität München (FIPKM)*, 31, 169-180.
- Hardcastle, W.J., Gibbon, F.E., and Jones, W. (1991a). Visual display of tongue-palate contact: Elektropalatography in the assessment and remediation of speech disorders. *British Journal of Disorders of Communication*, 26, 41-74.
- Hardcastle, W.J., Gibbon, F., and Nicolaidis, K. (1991b). EPG data reduction methods and their implications for studies of lingual coarticulation. *Journal of Phonetics*, 19, 215-266.
- Honda, M. and Kaburagi, T. (1993). Comparison of Elektromagnetic and Ultrasonic Techniques for Monitoring Tongue Motion. *Forschungsberichte des Instituts für Phonetik und sprachliche Kommunikation der Universität München (FIPKM)*, 31, 121-137.
- Hoole, P.(1993). Methodological Considerations in the Use of Elektromagnetic Articulography in Phonetic Research. *Forschungsberichte des Instituts für Phonetik und sprachliche Kommunikation der Universität München (FIPKM)*, 31, 43-65.
- Hoole, P., Gfroerer, S., and Tillman, H.G. (1990). Elektromagnetic articulography as a tool in the study of lingual coarticulation. *Forschungsberichte des Instituts für Phonetik und sprachliche Kommunikation der Universität München (FIPKM)*, 28, 107-122.

- Kane, J.W. and Sternheim, M.M. (1978). *Physics*. New York: John Wiley and Sons.
- Levelt, W.J.M. (1989). *Speaking: From intention to articulation*. Cambridge: MIT Press.
- Perkell, J.S. (1969). Physiology of Speech Production: Results and Implications of a Quantitative Cineradiographic Study. *Research Monographs 53*, Cambridge, Massachusetts: The M.I.T. Press.
- Perkell, J.S., Cohen, M.H., Svirsky, M.A., Matthies, M.L., Garabieta, I., and Jackson, M.T.T. (1992). Elektromagnetic midsagittal articulometer systems for transducing speech articulatory movements. *Journal of Acoustical Society of America*, 92(6), 3078-3096.
- Peters, H.F.M., Hulstijn, W., and Van Lieshout, P.H.H.M. (1993). Timing and coordination of speech motor processes in stutterers. In H.S. Johannsen and H. Schulze (Eds.), *Stottern*, p.22-42. Ulm: Verlag Phoniatische Ambulanz.
- Rubin, Ph., MacEachron, M., Tiede, M., and Maverick, V. (1991). *HADES – Haskins Analysis/Display/Experiment System: Documentation*. New Haven: Haskins Laboratories.
- Sanderman, A., Van Lieshout, P.H.H.M., Peters, H.F.M., en Hulstijn, W. (in voorbereiding). *Spraakmotorische coördinatie bij stotteraars*.
- Schönle, P.W. (1988). *Elektromagnetische Articulographie*. Berlin: Springer-Verlag.
- Schönle, P.W. (1993). The Developmental Genealogy of Elektromagnetic Articulography (EMA). *Forschungsberichte des Instituts für Phonetik und sprachliche Kommunikation der Universität München (FIPKM)*, 31, 83-91.
- Schönle, P.W., Gräbe, K., Wenig, P., Höhne, J., Schrader, J., and Conrad, B. (1987). Elektromagnetic Articulography: Use of Alternating Magnetic Fields for Tracking Movements of Multiple Points Inside and Outside the Vocal Tract. *Brain and Language*, 31, 26-35.
- Stone, M. (1991). Imaging the tongue and vocal tract. *British Journal of Disorders of Communication*, 26, 11-23.
- Stone, M., Shawker, T.H., Talbot, T.L., and Rich, A.H. (1988). Cross-sectional tongue shape during the production of vowels. *Journal of the Acoustical Society of America*, 83(4), 1586-1596.
- Tuller, B., Shao, S., and Scott Kelso, J.A. (1990). An evaluation of alternating magnetic field device for monitoring tongue movements. *Journal of the Acoustical Society of America*, 88(2), 674-679.
- Van Lieshout, P.H.H.M., Alfonso, P.J., Hulstijn, W., and Peters, H.F.M. (1993). Elektromagnetic Articulography (EMA) in Stuttering Research. *Forschungsberichte des Instituts für Phonetik und sprachliche Kommunikation der Universität München (FIPKM)*, 31, 215-225.
- Vieregge, W.H. (1985). *Transcriptie van spraak*. Dordrecht: Foris Publication Holland.