

Technieken en methoden in spraakproductie-onderzoek

Pascal H.H.M. van Lieshout

KNO, Afd. Stem- en Spraakstoornissen, Academisch Ziekenhuis Nijmegen

In dit artikel wordt een beknopt overzicht gegeven van een selectie van technieken en methoden waarmee met name motorische aspecten van spraakproductie kunnen worden vastgelegd. Achtereenvolgens worden technieken behandeld die betrekking hebben op perceptuele metingen (*transcriptie en schaaloordelen*), akoestische metingen (*tijddomein en spectraal analyses*), plaats-contact metingen (*Elektro-palatografie [EPG] en Elektroglottografie [EGG]*), kinematische metingen (*ademhalingsbewegingen [Respirace] en articulatiebewegingen [EMMA]*), spieractiviteit metingen (*naald en oppervlakte Elektro-myografie [EMG]*) en tot slot, metingen aan het centraal zenuwstelsel (*magnetic resonance imaging [MRI] en positron emissie tomografie [PET]*). Op het einde van het overzicht wordt nog nader ingegaan op het nut van simultane registraties, hetgeen wordt geïllustreerd aan de hand van voorbeeld-data verkregen van een normale spreker en een stotteraar.

Het produceren van spraak vereist naast cognitieve en linguïstische vaardigheden ook het vermogen om de geformuleerde boodschap daadwerkelijk hoorbaar te maken. Daartoe beschikken mensen in tegenstelling tot andere primaten over een verfijnd en zeer complex uitvoerapparaat. Hierbij worden spiercommando's, geïnitieerd vanuit het centraal zenuwstelsel (CZ), omgezet in bewegingen, die op hun beurt weer leiden tot veranderingen in plaats en vorm van de betrokken structuren, waardoor via aërodynamische processen uiteindelijk het geluid kan worden geproduceerd dat een luisteraar via diens¹ auditieve systeem tot een boodschap kan herleiden.

Om te kunnen spreken is een efficiënte samenwerking noodzakelijk tussen drie deelsystemen, elk met een eigen specifieke functie. Het *respiratoire systeem* zorgt voor het op gang brengen van de luchtstroom, die vervolgens het *laryngeale systeem* passeert en via daar ontstane stembandtrillingen een pulserend karakter

Correspondentieadres: Dr. P.H.H.M. van Lieshout, Academische Ziekenhuis Nijmegen (AZN), KNO, Afd. Stem- en Spraakstoornissen, Postbus 9101, 6501 HB Nijmegen.
E-mail: lieshout@nici.kun.nl

ter krijgt in de vorm van een individueel (en geslachtelijk) bepaald karakteristiek stemgeluid met een grondtoon (F0) en de bijbehorende harmonischen. Dit bron-signaal vervolgt zijn weg door het aanzetstuk om in het *articulatorische systeem* verder gemodificeerd te worden door de bewegingen en posities van de articulatoren waardoor bepaalde frequenties in het bronsignaal worden versterkt (formanten) of verzwakt om zodoende de klanken te genereren die bij een bepaalde taal horen. Problemen die zich in een van de deelsystemen voordoen kunnen ingrijpende consequenties hebben voor de wijze waarop het spraakgeluid tot stand komt. Immers, zoals hierboven aangegeven is het spraaksignaal volledig afhankelijk van de wijze waarop de genoemde deelsystemen functioneren. Daarmee is tevens het belang geschetst van het onderzoek naar het verloop van spraakmotorische processen in zowel normale als afwijkende spraakproductie.

Het meten van spraakmotorische processen is echter niet eenvoudig. Er bestaat geen techniek of methode die de complexiteit van deze processen in zijn geheel kan weerspiegelen. Een keuze voor een bepaalde techniek of methode is dan ook automatisch een keuze voor de mogelijkheden en beperkingen van de betreffende techniek. De klinische doelmatigheid van een techniek ten aanzien van het onderzoeken en diagnostiseren van specifieke spraak- en taalafwijkingen zal grotendeels bepaald worden door het complex van symptomen dat zich bij een bepaalde stoornis voordoet en de interesse van de clinicus of onderzoeker in kwestie. Bijvoorbeeld, bij verbale dyspraxie wordt over het algemeen gesproken van een probleem in het adequaat ordenen ('plannen') van klankproducties, hetgeen zich met name lijkt te uiten in consonant substituties (Thoonen, Maassen, Gabreëls, & Schreuder, 1994). Vanuit een dergelijke optiek zal specifiek motorisch onderzoek, zoals beschreven in de paragrafen 3 t/m 5 van dit artikel, minder voor de hand liggen en zal men kunnen volstaan met perceptuele en akoestische metingen. Echter, er zijn ook aanwijzingen dat de afwijkende spraakproductie in verbale dyspraxie gepaard kan gaan met afwijkende spraakmotorische patronen, bijvoorbeeld in de vorm van dubbele articulaties, die vaak akoestisch en perceptueel niet als zodanig onderkend worden (zie einde paragraaf 3). In dergelijke gevallen lijkt de inzet van meer spraakmotorisch gericht onderzoek uiterst zinvol.

Bij stotteren is de vraag in hoeverre uitgebreide spraakmotorische metingen meerwaarde hebben in vergelijking met het eenvoudigweg turven van het aantal stotters. Zoals zal blijken in de laatste paragraaf van dit artikel, is die meerwaarde aanwezig in het detecteren van spraakmotorische verschijnselen die op basis van perceptuele en akoestische metingen niet of slechts ten dele naar boven zouden komen. Kortom, op de vraag "Bij welk klinisch beeld hoort welke techniek?" is geen eenduidig antwoord te geven. Vaak spelen praktische problemen (aanschaf apparatuur, expertise etc.) een zeker zo belangrijke rol als de inhoudelijke overweging. In deze overweging zouden in ieder geval de antwoorden op de volgende vragen centraal kunnen staan:

1. Welke klinische symptomen staan voorop bij deze patiënt en hoe kan ik deze het beste (nauwkeurig, objectief, eenvoudig, snel) vastleggen?

2. Hoeveel moeite kost het de onderzoeker/clinicus om zich een bepaalde methode eigen te maken en om de gegevens zinvol te kunnen gebruiken voor zichzelf en voor degenen met wie hij hierover moet communiceren (bv. logopedisten, huisartsen) ?
3. Welke investeringen zijn er qua faciliteiten en infrastructuur vereist met betrekking tot de registratie, verwerking en analyse van de data?
4. Hoe belastend is de meting voor de patiënt (duur onderzoek, pijn, etc.)?

Het nu volgende overzicht poogt een beknopt antwoord te geven op een aantal van deze vragen (met name de vragen 2, 3 en 4) en kan zodoende wellicht als eerste aanzet dienen in het maken van keuzes in het gebruik van technieken en methoden in spraakproductie-onderzoek. In Figuur 1 staat links een vereenvoudigd diagram van een aantal spraakproductieprocessen die meer uitgebreid (m.n. wat de linguïstische aspecten betreft) in Levelt (1989) staan beschreven. Aan de rechterkant staan een aantal technieken² genoemd die gebruikt kunnen worden om informatie te verkrijgen over het daarbij via een stippellijn aangegeven deelproces. Uiteraard kan hier slechts sprake zijn van een selectie, die is gebaseerd op een zekere mate van representativiteit van klassieke en meer moderne methoden.

De technieken die in Figuur 1 staan vermeld kunnen gerubriceerd worden naar het type informatie (of signalen) dat zij doorgeven aan de onderzoeker of clinicus over het spraakproductieproces en wel als volgt:

- | | |
|---|--|
| 1. Perceptuele metingen: | Transcriptie en schaaloordelen; |
| 2. Akoestische metingen: | Tijddomein en spectraal analyses; |
| 3. Plaats-contact metingen: | Elektro-palatografie (EPG) en Elektro-glottografie (EGG); |
| 4. Kinematische metingen: | Ademhalingsbewegingen (Respirace) en articulatiebewegingen (EMMA); |
| 5. Spieractiviteit metingen: | Naald en oppervlakte Elektro-myografie (EMG); |
| 6. Metingen aan het
Centraal Zenuwstelsel: | Magnetic Resonance Imaging (MRI) en Positron Emissie Tomografie (PET). |

Na het overzicht waarin beknopt op enkele saillante voor- en nadelen van elke techniek zal worden ingegaan, volgt nog een korte uiteenzetting gericht op het belang van het gelijktijdig registreren van meerdere (spraakmotorische) processen. Door deze simultane registraties wordt een completer beeld verkregen van de onderlinge complexe samenhang van deze processen. Ter illustratie zullen enkele voorbeelden van dergelijke registraties worden getoond, die zijn ontnomen aan een onderzoek naar de ontwikkeling van een spraakmotorische test.

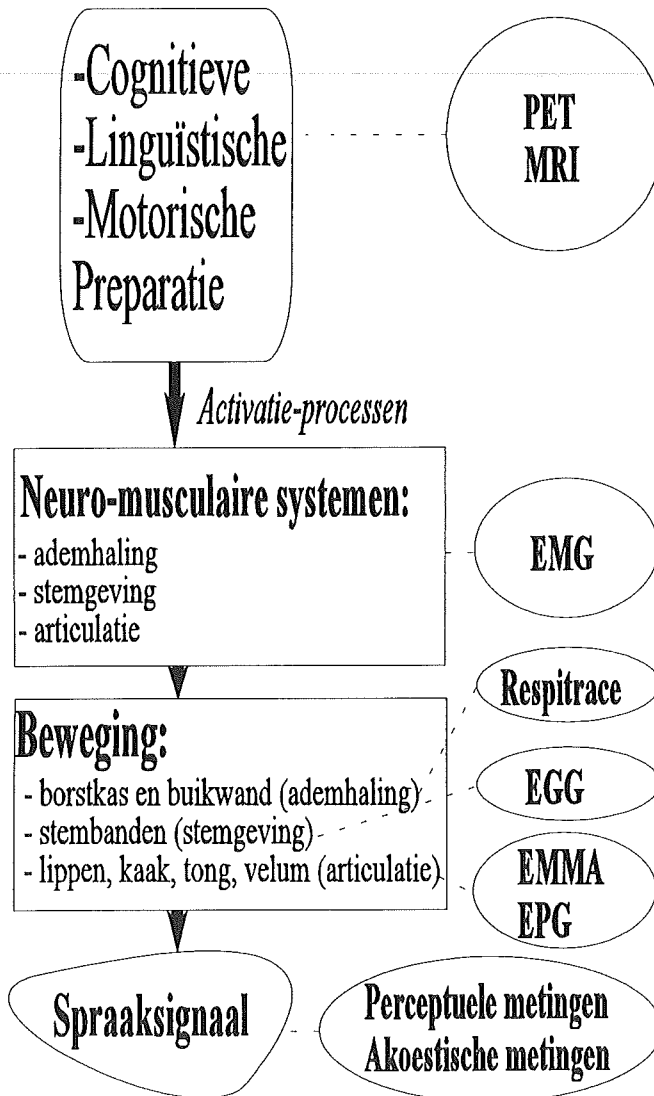


Fig. 1. Een vereenvoudigd flowdiagram van spraakproductieprocessen met rechts aangegeven de technieken die in dit artikel worden besproken en waarmee informatie over het daarbij genoemde deelproces verkregen kan worden.

1. Perceptuele metingen

Perceptuele metingen zijn metingen waarbij een luisteraar of een groep van luisteraars een classificatie geeft van het akoestische signaal zoals dat wordt waargenomen. Een dergelijke classificatie kan twee doelen dienen:

- A. het identificeren van de uitgesproken klank en meer in het bijzonder het identificeren van articulatorische kenmerken (bv. plaats en wijze van articulatie) die aan deze klankproductie ten grondslag liggen;
- B. het beoordelen van meer algemene kenmerken van de gesproken uitingen, bijvoorbeeld, betreffende de verstaanbaarheid of de natuurlijkheid van spraak.

Het bij A. genoemde doel vindt men terug in de methode van de (segmentele) transcriptie (Vieregge, 1985). Het bij B. genoemde doel vindt men terug in schaal-beoordelingsexperimenten, in de Engelstalige literatuur aangeduid met 'perceptual rating' (zie Franken, Boves, Peters, & Webster, 1995 voor een toepassing in stotteronderzoek). Beide methoden hebben als belangrijkste voordeel dat zij goed toegankelijk zijn door het relatief eenvoudige instrumentarium dat men hierbij nodig heeft. In principe volstaan papier en potlood, maar in de praktijk is het on-line transcriberen c.q. beoordelen van spraak erg lastig. Vandaar dat meestal de spraak eerst wordt opgenomen met een cassette-, tape-, of DAT-recorder om achteraf in alle rust de analyse te doen. Omdat er geen ingewikkelde apparatuur bij de proefpersoon of patiënt hoeft worden aangebracht, interfereren beide methoden nagenoeg niet met de normale spraakproductie. Wel kan het feit dat iemand weet dat hij of zij geobserveerd wordt en dat de spraak later beoordeeld zal worden, van invloed zijn op de wijze waarop iemand spreekt. Maar dit geldt nagenoeg voor alle niet-natuurlijke vormen van communicatie, die in de context van een onderzoek plaatsvinden.

De analyse van met name de transcriptie gegevens is niet eenvoudig, zeker niet als het gaat om afwijkende spraakproductie (Maassen, Offeringa, Vieregge, & Thoonen, 1996). Het inventariseren en classificeren van de waargenomen fouten is zeer tijdrovend en veelal verre van eenduidig. Wel zijn er tegenwoordig mogelijkheden om het proces van inventarisatie en classificatie te automatiseren in de vorm van software waarmee transcriptie-data kunnen worden geanalyseerd. Een dergelijk programma, zoals bv. het Logical International Phonetic Programs (LIPP, 1991), biedt niet alleen tijdswinst, maar ook de mogelijkheid specifieke analyses uit te voeren die anders (te)veel tijd en moeite zouden kosten, zoals bijvoorbeeld het genereren van een verwarringsmatrix waarmee gerealiseerde kenmerken kunnen worden afgezet tegen de doelkenmerken van de klankproductie. Op deze wijze kunnen vaak onverwachte gegevens naar boven worden gehaald die bij de traditionele analyse-mogelijkheden slechts moeizaam of zelfs niet zichtbaar zouden worden. Een aardige illustratie van de mogelijkheden van LIPP staat beschreven in een onderzoek van Thoonen et al. (1994), waarin kwalitatieve en kwantitatieve verschillen in consonant producties tussen een groep

van kinderen met verbale dyspraxie en een controle-groep nader zijn onderzocht. Uiteraard kan een programma als LIPP niet de nauwkeurigheid van de transcriptie zelf verbeteren.

In schaal-beoordelingsexperimenten ligt zoals al aangegeven, het accent vooral op supra-segmentele kenmerken van spraakproductie. Hierbij kunnen zeer verschillende aspecten worden beoordeeld, variërend van oordelen over gradaties in psycho-akoestische fenomenen als luidheid en toonhoogte tot oordelen over meer globale communicatieve aspecten als natuurlijkheid en verstaanbaarheid van spraak (zie Franken, 1987, voor een studie op het gebied van de evaluatie van spraak van stotteraars na therapie). De toepassing van schaal-beoordelingsexperimenten is qua opzet wat minder eenvoudig dan transcriptie van spraak. Spraakvoorbeelden moeten op de juiste manier worden bewerkt en vervolgens worden aangeboden aan een zorgvuldig geselecteerd panel van luisteraars. De consistentie en betrouwbaarheid van de beoordelaars moet worden bepaald en de statistische verwerking van de uiteindelijke data is niet eenvoudig (zie Franken, 1987, en hfst. 5 in Rietveld & Van Hout, 1993). Daar staat tegenover, dat de schaal-beoordelingstechniek in de klinische praktijk nog steeds een onmisbaar instrument vormt omdat een ervaren clinicus vaak meer "hoort" dan objectief in geïsoleerde metingen valt te kwantificeren. Dit is wellicht een contrast dat in de toekomst kleiner zal worden, naarmate er meer informatie komt over welke informatie een clinicus nou eigenlijk gebruikt bij een dergelijke beoordeling en vooral ook in welke samenhang deze informatie wordt geïnterpreteerd. Of zoals Kent (1996) recentelijk stelt: "it may be that the current understanding of perceptual decision rules is simply inadequate to permit an adequate computer modeling of the process by which humans reach perception judgments" (p. 19).

Tegenover de voordelen van de perceptuele technieken staan ook een aantal fundamentele beperkingen. Een uitgebreidere bespreking van beide aspecten kan men vinden in Kent (1996). Allereerst is er bij beide technieken sprake van een subjectieve bias in de waarneming van het spraakgeluid. Luisteren is voor een belangrijk deel vooral ook interpreteren en de nauwkeurigheid en betrouwbaarheid van een dergelijke interpretatie is sterk afhankelijk van de ervaringen en achtergrond van de betreffende luisteraar. Soms kan men met bepaalde methoden het perceptuele oordeel qua betrouwbaarheid verbeteren (Cordes & Ingham, 1994; Kent, 1996; Maassen et al., 1996), maar er zal altijd enige voorzichtigheid betracht moet worden in de interpretatie van de waarnemingen (in zekere zin dus een interpretatie van een interpretatie). Ook moet men zich altijd realiseren, met name bij de segmentele transcriptie, dat de relatie tussen de perceptie en het hieraan ten grondslag liggende motorisch proces verre van direct en eenduidig is. Of eenvoudig gezegd, de overeenstemming tussen wat een spreker doet en wat de luisteraar denkt waar te nemen kan zeer gering zijn, zeker bij afwijkende spraakproductie (Hardcastle, Gibbon, & Jones, 1991; Gibbon, Hardcastle, & Dent, 1995). Daarbij komt dat naarmate men meer gedetailleerde informatie uit het signaal wil halen, de betrouwbaarheid van de transcriptie of de beoordeling duidelijk afneemt (Kent, 1996; Maassen et al., 1996).

In klinisch gebruik zal het voordeel van de eenvoud van instrumentarium zwaar wegen, alsmede het feit dat er nauwelijke sprake is van een interferentie met de 'normale' spraakproductie van de betrokken patiënt. In dit opzicht kan de perceptuele analyse gebruikt worden als een eerste screening van de spraakproductie om op basis van de waargenomen afwijkingen meer specifiek onderzoek te initiëren. Een van de mogelijkheden voor verder onderzoek is de akoestische analyse.

2. Akoestische metingen

In vergelijking met de perceptuele metingen is de akoestische meting een meer geobjectiveerde manier om het spraaksignaal te beoordelen en te kwantificeren. Om het spraaksignaal beschikbaar te krijgen voor verdere akoestische analyse, moet het eerst worden opgenomen met behulp van een microfoon en een kwalitatief zeer hoogwaardig opname-systeem (tegenwoordig meestal een DAT-recorder). In vergelijking met de vroegere bewerkelijke en zeer beperkte analoge instrumentele analyse-technieken zijn de huidige registratie- en analyse-mogelijkheden toegenomen en verbeterd. Met name de opkomst van krachtige PC's met bijbehorende hard- en software waarmee analoge spraaksignalen zonder enig noemenswaardig kwaliteitsverlies kunnen worden gedigitaliseerd, heeft de toegankelijkheid van het akoestisch onderzoek enorm vergroot. Eenmaal beschikbaar in digitale vorm zijn er allerlei (commerciële) software pakketten in verschillende prijsklassen verkrijgbaar, waarmee het spraaksignaal verder kan worden bewerkt en geanalyseerd. Een bekend voorbeeld is het zeer professionele, maar ook relatief dure Computerized Speech Lab (CSL; Kay Elemetrics Inc.) pakket, waaraan op eenvoudige manier diverse uitbreidingen voor andere meet-technieken toe te voegen zijn.

Bij de akoestische analyse worden er over het algemeen twee domeinen onderscheiden. Het eerste domein is het tijddomein, waarbij het spraaksignaal in de vorm van veranderingen in akoestische energie als functie van de tijd (oscillogram) wordt weergegeven. In het bovenste deel (A) van Figuur 2 is als voorbeeld het oscillogram voor het woord "articulatie" afgebeeld. In een dergelijke analyse ligt het accent op temporele maten, d.w.z. zinsduren, woordduren, klankduren enz. Daarnaast kan natuurlijk ook gemeten worden aan de energieverdeling van het signaal. De spreiding van pieken en dalen in de akoestische energie kan iets zeggen over het klemtoon patroon van de betreffende uiting of de dynamiek van het geluid dat door iemand wordt geproduceerd.

Wil men informatie over de frequenties in het spraaksignaal, dan moet men zijn toevlucht nemen tot het spectraal domein. Hierbij wordt via een Fourier transformatie het oscillogram omgezet in een spectrogram, met frequentie op de y-as en tijd op de x-as en de intensiteit van de weergave als indicatie voor de akoestische energie per frequentiegebied. Een dergelijke afbeelding kan gebruikt worden om zicht te krijgen op het verloop van de formanten (versterkte bovento-

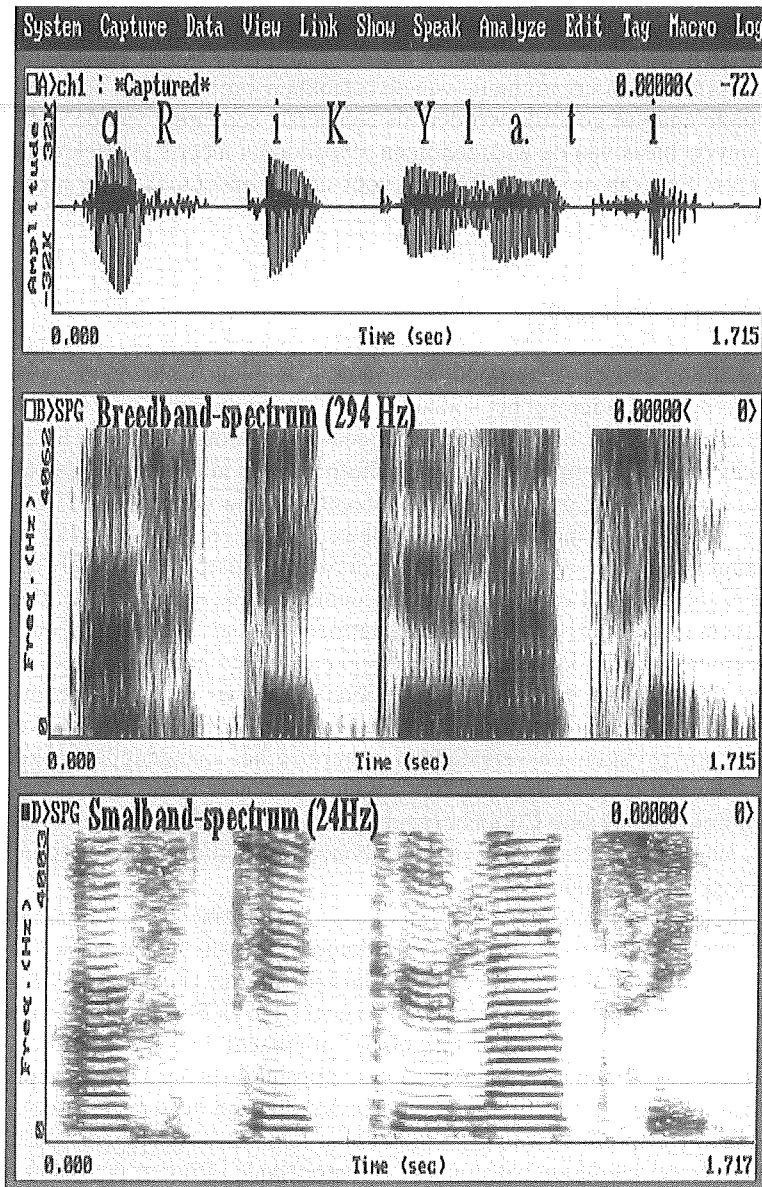


Fig. 2. Akoestische registratie van het woord ['artikyla.ti]. In A staat het oscillogram van de uiting, daaronder staan respectievelijk een breedband-spectrum (B, 294 Hz) en een smalband-spectrum (D, 24 Hz). In B zijn duidelijk de individuele klanken, de formanten (donkere gebieden) en de individuele stempulsen in de vorm van verticale lijnen te onderscheiden. In D zijn de grondtoon (onderste donkere streep, rond 139 Hz) en diens harmonischen (horizontale lijnen) duidelijk te onderscheiden.

nen) met behulp van een breedband-spectrogram (middelste deel [B] van Figuur 2), dan wel op de harmonische structuur van het signaal met behulp van een smalband-spectrogram (onderste deel [D] van Figuur 2). Vaak wordt een breedband-spectrogram ook gebruikt bij duurmetingen in spraaksignalen, met name bij het meten van individuele klankduren, omdat op basis van de frequentie-karakteristieken veelal een beter onderscheid tussen individuele klanken kan worden gemaakt (vergelijk bovenste deel van Figuur 2 met het middelste deel). Een aardige inleiding over akoestische analyses en toepassingen vindt men in Kent, Dembowski, en Lass (1996).

Het akoestische signaal dat wordt geanalyseerd is het product van de aërodynamische veranderingen in het aanzetstuk van de spreker, de ruimtelijke context (omgevingslawaai, resonantie eigenschappen van de omgeving etc.) waarbinnen het signaal wordt opgenomen en de fysieke eigenschappen van de opname-apparatuur. Vooral ook het laatste aspect is van groot belang, in de zin dat het type microfoon (Titze, & Winholtz, 1993), het type opslagmedium (cassette-recorder, DAT recorder; Doherty, & Shipp, 1988) en de wijze van digitaliseren (lage vs. hoge bemonsteringssnelheid) invloed kan hebben op de kwaliteit van het signaal. Het gebruik van hoogwaardige apparatuur en bij voorkeur een geluidsdichte (-arme) ruimte verdient dan ook de voorkeur, maar heeft natuurlijk wel weer consequenties voor het kostenplaatje.

Evenals de perceptuele metingen interfereert de akoestische meting niet of nauwelijks met de normale spraakproductie. Met name ook voor het meer klinisch gebruik is dit een zwaarwegend voordeel. Bovendien is de akoestische meting meer objectief, in die zin dat de meetresultaten grotendeels worden bepaald door de eigenschappen van het signaal zelf en niet zozeer door de interpretatie van degene die het signaal analyseert, alhoewel een zekere bias altijd blijft bestaan, al is het maar in de keuze van parameters in het signaal die gebruikt worden om relevante gebeurtenissen aan te geven. De informatie die men verkrijgt bij een akoestische analyse is van een heel andere aard dan bij perceptuele metingen, zoals met name ook blijkt uit de vaak lage correlatie tussen perceptuele oordelen en akoestische maten (Franken, 1987; Kent, 1996, voor een overzicht). Dit refereert aan het boven genoemde contrast tussen het "klinisch oor" en geïsoleerde instrumentele metingen. Toch ziet men vooral in stemonderzoek steeds vaker dat het meer traditionele perceptuele stemonderzoek wordt aangevuld met akoestische metingen waarmee specifieke variaties in het amplitude- en frequentie-domein kunnen worden vastgelegd (zie Titze, 1994; Wolfe, Cornell, & Palmer, 1991, en de bijdrage van Dejonckere in dit nummer). Dit wil overigens niet zeggen dat dergelijke metingen het getrainde oor zonder meer kunnen vervangen (Rabinov, Kreiman, Gerratt, & Bielamowicz, 1995).

Naast het boven genoemde probleem, althans vanuit een klinisch oogpunt, dat akoestische maten niet hoog correleren met perceptuele maten, is er nog een beperking waarmee men rekening moet houden. Voor het akoestische signaal bestaat, evenals voor de auditieve perceptie, geen eenduidige en directe relatie met de motorische processen die eraan ten grondslag liggen (zie ook Boves,

1991). Klanken en met name vokalen kunnen vrij goed gekarakteriseerd worden met behulp van formantwaarden (meestal F1, F2, en F3), maar dat wil niet zeggen dat formanten als zodanig veel uitsluitel geven over de motorische processen die aan de aërodynamische veranderingen, op basis waarvan het akoestische signaal is gevormd, ten grondslag liggen. Weliswaar kan men de relaties tussen akoestische verschijnselen, de binnen een taalsysteem gedefinieerde klanken en de onderliggende kinematische en dynamische eigenschappen van bewegingen tot op zekere hoogte in abstracte of formele zin beschrijven. Echter, in de concrete individuele realisatie van spraak zijn er vele omstandigheden waarbij deze formele relaties niet meer opgaan of minder eenduidig zijn. Denk hierbij bijvoorbeeld aan de invloed van spreeksnelheid op het fenomeen van co-articulatie en de daaruit resulterende mate van nauwkeurigheid van spraakproductie, en vooral ook aan het feit dat mensen op zeer verschillende manieren met hun articulatorische bewegingspatronen eenzelfde akoestisch effect kunnen realiseren (bv., zie Kelso, & Tuller, 1983). Dit mechanisme van motorische equivalentie vormt ook de basis waarop negatieve effecten qua verstaanbaarheid van spraak door afwijkingen in het orale systeem (deels of geheel) kunnen worden gecompenseerd (bijvoorbeeld, zie Hamlet, Patterson, & Flemming, 1992). Natuurlijk blijft overeind staan, dat akoestische maten als zodanig uitstekend gebruikt kunnen worden om veranderingen in spraak te kwantificeren. Wanneer echter de link wordt gelegd naar het onderliggende motorische proces moet enige terughoudendheid in acht worden genomen. Een meer direct onderzoek naar motorische processen in spraakproductie kan worden verricht met contact-metingen.

3. Contact-metingen

Bij contact-metingen wordt niet rechtstreeks gemeten aan spraakbewegingen, maar er wordt wel gebruikt gemaakt van het feit dat bij veel van deze bewegingspatronen er een contact ontstaat tussen de betrokken structuren. Dit contact kan men temporeel en spatieel vastleggen. Twee methodes wil ik hierbij naar voren halen. De eerste methode betreft de Elektro-glottografie (EGG), waarbij de mate van contactoppervlak tussen de beide stembanden bepalend is voor veranderingen in het signaal (zie Fourcin, Abberton, Miller, & Howells, 1995, voor een recent overzicht van deze techniek). Het EGG heeft niet alleen een functie in stemonderzoek, maar ook in spraakproductie-onderzoek wordt de methode gebruikt, met name om de coördinatie tussen fonatie- en articulatie- of respiratieprocessen te bestuderen. Een dergelijke toepassing is bijvoorbeeld in stotteronderzoek terug te vinden (Watson & Alfonso, 1987; Peters & Boves, 1988).

De andere contact-meting methode betreft de Elektro-palatografie (EPG), waarmee met behulp van sensoren in een kunstverhemelte het contact tussen (delen van) de tong en het verhemelte (met name het harde palatum) kan worden geregistreerd (zie Byrd, Flemming, Mueller, & Tan, 1995, voor een recent overzicht). Het EPG geeft informatie over het tijdstip wanneer, de plaats waar en de mate waarin

de tong contact maakt met het palatum (zie Figuur 3 voor een voorbeeld van een registratie voor het Engelstalige zinnetje <took off his cloak>). Dit contact speelt vooral een rol bij de productie van medeklinkers. De metingen worden gedaan van alveolair tot velair (ongeveer ter hoogte van het bij een [k]-klank horende tongrug-palatum contact). Meer retrovelaire en uvulaire metingen zijn niet mogelijk omdat anders het kunstverhemelte te veel zou interfereren met de werking van het velum (nasale klankproducties). Bovendien zou het voor veel proefpersonen c.q. patiënten onaangenaam kunnen zijn om verder in de mondholte te gaan (braakreflex).

Beide methoden kunnen interfereren met normale spraakproductie. Bij EPG kan met een individueel aangepast kunstverhemelte de verstoring minimaal worden gemaakt, zeker na een adaptatie-periode (Byrd et al., 1995). Het gebruik van individueel aangepaste kunstverhemeltes bij EPG brengt uiteraard ook (relatief hoge) extra kosten en moeite met zich mee. Zo moet een orthodontist of tandarts worden ingeschakeld die in staat is om een zeer nauwkeurige afdruk te maken van het palatum van de proefpersoon. Dergelijke procedures zullen het meten van grote groepen proefpersonen niet aantrekkelijk maken en bovendien het gebruik van de methode beperken tot de meer geavanceerde spraaklaboratoria met adequate voorzieningen. Voor EGG geldt dat de met name strakke elastische band om de hals als onaangenaam kan worden ervaren, maar in vergelijking met andere methoden die worden gebruikt om informatie te verkrijgen over stembandactiviteit, is zij het minst belastend voor de proefpersoon.

Een belangrijk voordeel van EPG is de bruikbaarheid van de methode voor de kliniek in zowel diagnostiek als therapie-ondersteuning (Dagenais, 1995; Hardcastle et al., 1991; en zie speciale editie van het *European Journal of Disorders of Communication*, 1995, Vol. 30, nr. 2). Verder is het op dit moment ook het enige apparaat waarmee betrouwbaar en met een hoge temporele resolutie (tot 300 Hz) tong-palatum contacten kunnen worden gemeten. Dat dergelijke informatie van groot belang kan zijn om perceptuele en akoestische kwalificaties van pathologische spraak te kunnen toetsen, blijkt uit de bevindingen van een aantal studies op dit gebied (Hardcastle et al., 1991; Gibbon et al., 1995).

De belangrijkste beperking van zowel EEG als EPG is het feit dat zij geen directe informatie geven over de bewegingen zelf, maar over het eindresultaat van die bewegingen voor zover dit leidt tot een tong-palatum contact (Byrd et al., 1995). Dit heeft dus met name consequenties voor die klankproducties (bv. vokaalen), waarbij de tong geen contact maakt met het palatum. Ook bij bepaalde dysarthrieën kan deze beperking een rol spelen, bijvoorbeeld wanneer ten gevolge van een hypokinesie (zoals bij de ziekte van Parkinson) de contact-doelpositie wellicht niet bereikt wordt ("undershoot"), ook al is de beweging wel in de juiste richting ingezet. Ook geeft het systeem geen informatie over de contactdruk die wordt uitgeoefend, hetgeen van belang kan zijn bij zowel hypo- (geringe druk) als hyperkinetische aandoeningen (bijvoorbeeld Chorea of Dystonia) waarbij in het laatste geval de doel-contactpositie als het ware voorbij kan worden geschoten ("overshoot"), hetgeen zich zou kunnen uiten in een grotere mate van contactdruk. Uiteraard geeft het systeem wel informatie over "verkeerde" contact-

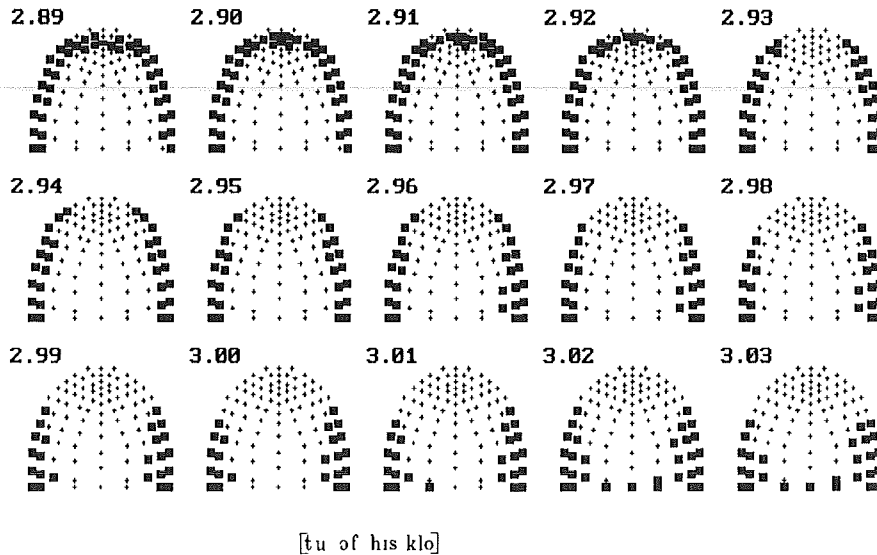


Fig. 3. EPG registratie voor het (Engelstalige) zinnetje ['tu of hIs klo]. In de afbeeldingen van 2.89 tot 2.93 sec wordt de apico-alveolaire afsluiting (closure) voor de [t] getoond, in 2.93 het loslaten van de afsluiting (release) en tot slot is in 3.02 sec het begin van de fronto-velaire afsluiting voor de [k] zichtbaar.

locaties. Kennis van de symptomatologie van een aandoening is, zoals in de inleiding reeds gesteld, dus zeer belangrijk in het maken van een keuze voor een bepaald meetinstrument (zie voor een uitgebreide bespreking van spraakmotorische aandoeningen, Duffy, 1995). Om aan bewegingen zelf te kunnen meten zijn andere methoden nodig, waarvan twee voorbeelden in de nu volgende paragraaf over kinematische metingen worden besproken.

4. Kinematische metingen

Bij kinematische metingen worden registraties gemaakt van de aan spraakproductie gerelateerde bewegingen. In dit overzicht zal ik mij beperken tot twee voorbeelden. Het eerste voorbeeld betreft het Respirace-systeem (Ambulatory Monitoring Inc., USA) waarmee bewegingen van borstkas en buikwand tijdens ademhaling kunnen worden vastgelegd (Cohn, Watson, Weisshaut, Stott, & Sackner, 1975). Met behulp van elastische katoenen banden waarin een elektrische draad is geweven, kunnen via veranderingen in de weerstand van de draad de bewegingen van borst en buik worden gevolgd. Een voorbeeld van een dergelijke registratie is afgebeeld in Figuur 5 (onderste twee signalen).

Voor articulatorische bewegingen kan gebruik gemaakt worden van het Elektromagnetische Midsagittale Articulografie (EMMA) systeem dat via op de ar-

articulatoren bevestigde spoeltjes bewegingen registreert in een alternerend elektro-magnetische veld (zie Figuur 4 voor een voorbeeld van signalen die met EMMA zijn geregistreerd). Dit systeem is reeds uitvoerig besproken in een eerder artikel dat in dit tijdschrift is verschenen (Van Lieshout, Peters, & Hulstijn, 1994).

Kinematische metingen geven een directe weergave van de aan het spraaksignaal ten grondslag liggende bewegingspatronen. Allerlei beperkingen dan wel verstoringen in de motorische uitvoering kunnen zodoende zichtbaar en dus ook meetbaar worden gemaakt (bijvoorbeeld, zie Watson & Dembowski, 1991, voor klinische toepassingen van Respirace in stotteronderzoek). De klinische waarde ligt vooral in het kunnen detecteren van afwijkende spraakmotorische patronen die akoestisch en perceptueel niet altijd hoorbaar c.q. zichtbaar zijn. Bijvoorbeeld, in stotteronderzoek is gebleken dat ook in perceptueel en akoestisch vloeiende spraak, subtiele maar significante verschillen bestaan tussen stotteraars en niet stotteraars in de wijze waarop zij hun articulatoren temporeel en spatieel coördineren (Voor een overzicht zie Van Lieshout, 1995).

Wat zijn de belangrijkste beperkingen van kinematische metingen? Allereerst zijn de hier genoemde systemen (Respirace en EMMA) beperkt in het aantal bewegingsdimensies dat zij kunnen afbeelden. Bij Respirace worden alle bewegingen (bij ademhaling met name craniaal – caudaal en dorsaal – ventraal) naar 1 dimensie vertaald (uitzetting – inkrimping). Met EMMA zijn alleen bewegingen in het mid-sagittale vlak (2D) meetbaar (superior-inferior en posterior-anterior). Nu is dit over het algemeen geen al te groot bezwaar, omdat bij articulatie de belangrijkste bewegingen van kaak, lippen en tong in dit vlak verlopen. Alleen voor bepaalde tongbewegingen (denk bijvoorbeeld aan laterale klankproducties) zouden registraties in het frontale vlak extra informatie kunnen bieden. Uiteraard zal met een toename in dimensionaliteit ook de complexiteit van de metingen en de verwerking achteraf toenemen.

Een ander bezwaar betreft de mogelijke interferentie met normale spraakproductie. Zo worden bij EMMA spoeltjes op tong, lippen en kaak geplakt, waarvan met name de draadjes die aan de spoeltjes zijn bevestigd het spreken zouden kunnen hinderen. In de praktijk blijkt echter dat dit erg meevalt en dat proefpersonen zeer snel aan de ietwat vreemde situatie wennen. Dit is enigszins te vergelijken met de adaptatie die optreedt bij het spreken met een sigaret in de mond. Met een juiste keuze qua locatie voor met name de tongspoeltjes (niet te dicht bij de apex) blijft de spraak normaal verstaanbaar en worden de spraakbewegingen nauwelijks of niet belemmerd.

Een laatste bezwaar dat nog genoemd moet worden, betreft de beperkte toegankelijkheid van deze systemen en dan met name die van het EMMA systeem. De aanschafkosten zijn relatief hoog en de complexiteit van de databewerking en -analyse maakt dat het systeem vooral geschikt is voor gespecialiseerde spraaklaboratoria met de benodigde technische en wetenschappelijke expertise.

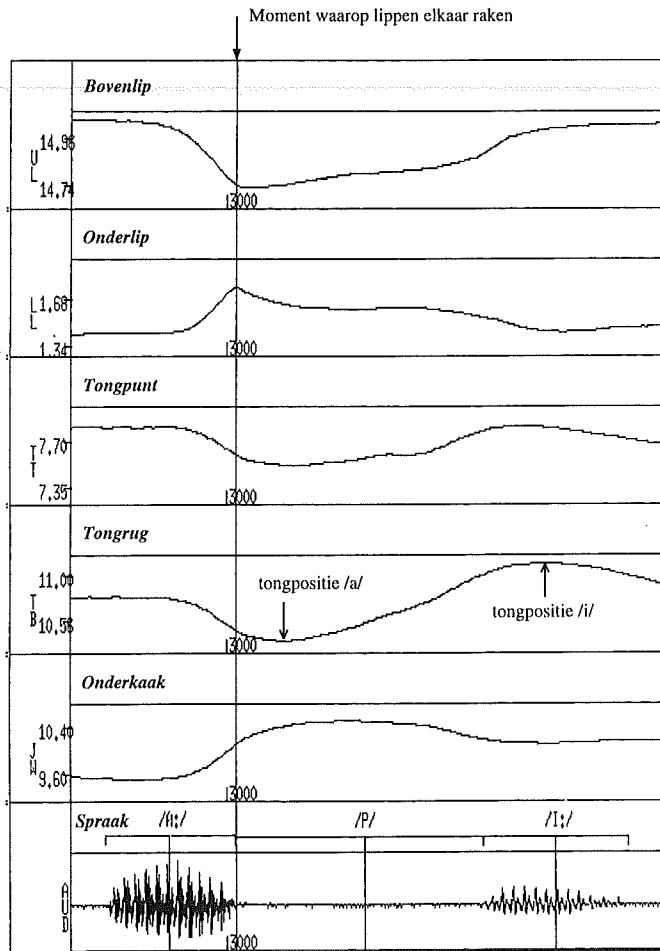


Fig. 4. Voorbeeld van een EMMA registratie voor het woordje ['a.pi]. Getoond worden 5 positie-signalen (in Y-dimensie) en het bijbehorende audio-signaal. De onderlip-, tongpunt- en tongrugsignalen zijn gecorrigeerd voor kaak-beweging. De pijl met verticale lijn toont het moment van lipsluiting.

Voor bewegingen geldt dat zij ontstaan als gevolg van neurale activatie van individuele spieren en spiergroepen. Dit activatie-proces bepaalt de mate en snelheid van krachtontwikkeling in een spier en kan worden getraceerd met behulp van spieractiviteit- of EMG-metingen, die in de volgende paragraaf aan bod komen.

5. Spieractiviteit-metingen

Het meten van spieractiviteit kan in principe op twee manieren gebeuren. De eerste manier is invasief en gebeurt met behulp van naald-elektroden of "hooked-wire" elektroden. Bij de laatste methode wordt via een holle naald een draadelektrode (met een gebogen uiteinde, vandaar de Engelse naam "hooked-wire" elektrode) in de spier gebracht en zodoende kan vrij nauwkeurig de spieractiviteit worden gemeten tot op het nivo van één enkele motor-unit⁴ (zie ook Dejonckere, 1992; McClean & Clay, 1995). Hoewel qua nauwkeurigheid en selectiviteit "hooked-wire" elektroden de voorkeur verdienen boven oppervlakte-elektroden (zie beneden), is het gebruik van naalden voor veel proefpersonen niet aantrekkelijk (zie ook Ludlow, 1991). Hierbij kan opgemerkt worden dat na het aanbrengen van de elektrode het ongemak c.q. pijn sterk kan wisselen met de locatie en natuurlijk de individuele tolerantie voor pijn. Om dit soort problemen te voorkomen wordt in veel onderzoek gebruik gemaakt van oppervlakte EMG metingen. Belangrijk is daarbij wel om dit alleen te doen bij die spieren die dicht aan het huidoppervlak zijn gelegen en waarvan de functie vrij eenduidig is vast te leggen met behulp van het gesommeerde EMG signaal (zie voor een voorbeeld van oppervlakte EMG registraties Figuur 5, de middelste twee signalen voor respectievelijk boven- en onderlip). De *M. orbicularis oris superior* en *inferior* voldoen vrij goed aan deze vereisten (zie echter ook Blair & Smith, 1986) en worden derhalve vaak met oppervlakte EMG gemeten.

Bij oppervlakte EMG registraties worden elektroden⁵ na adequate voorbereiding direct op de huid geplakt op de plaats waar een maximaal signaal van de beoogde spier(groep) kan worden verkregen. De informatie die men dan verkrijgt is meer globaal vergeleken met de naald-elektrode metingen omdat het oppervlakte-elektrode signaal een gesommeerde spieractiviteit weergeeft en weinig zegt over de activiteit van individuele motor units. Het voordeel van het non-invasief zijn wordt dus enigzins teniet gedaan door het nadeel van a-selectiviteit. Echter, het non-invasieve karakter van oppervlakte-EMG biedt meer mogelijkheden voor groepsonderzoek op wat grotere schaal (Van Lieshout, Peters, Starkweather, & Hulstijn, 1993 voor een voorbeeld bij stotteronderzoek). Ook EMG onderzoek bij kinderen is met deze methode goed mogelijk (Kelly, Smith, & Goffman, 1995). De kans op interferentie met normale spraakproductie is uiteraard bij naald-elektrode EMG groter dan bij oppervlakte EMG, hoewel ook bij de laatste vorm van registratie de locatie van de elektroden, bijvoorbeeld op de overgang van lip naar huid, een zekere gewenning bij de proefpersoon c.q. patiënt vergt.

De voor spraakonderzoek relevante EMG parameters kunnen betrekking hebben op kwalitatieve (vorm EMG patroon) en kwantitatieve aspecten (duur, amplitude, stijgtijd EMG) van de spieractiviteit (zie bv. Van Lieshout, Starkweather, Hulstijn, & Peters, 1995). Op basis van deze parameters kunnen uitspraken worden gedaan over de effectiviteit en snelheid van spierkrachtmobilisatie en daarmee indirect ook over de aard van de gebruikte motorische controle strategieën

op het nivo van neuro-musculaire excitatie (Van Lieshout et al., 1993; Van Lieshout, Hulstijn, & Peters, 1996).

EMG metingen kunnen ook zeer nuttig zijn in meer klinisch gebruik. Bekend voorbeeld hiervan is de bio-feedback methode, zowel op het gebied van spanningsreductie (zie Costello, 1993 voor een beknopt overzicht van biofeedback bij stotteraars) als in de vorm van een gerichte terugkoppeling ter verbetering van de motorische controle (Gentil, Aucouturier, Delong, & Sambuis, 1994). Voor dit gebruik zijn er allerlei mobiele en praktisch hanteerbare EMG systemen verkrijgbaar.

EMG reflecteert elektrische spieractiviteit. De bron van deze activiteit is gelegen in het centraal zenuwstelsel en in het bijzonder in die corticale en sub-corticale structuren van de hersenen die verantwoordelijk zijn voor (spraak)motorische activiteiten. Het functioneren van deze gebieden kan via metingen aan het centraal zenuwstelsel worden vastgelegd.

7. Metingen aan het centraal zenuwstelsel

Metingen aan het centraal zenuwstelsel kunnen worden gebruikt om meer te weten te komen over a. het in-vivo functioneren van (delen van) de hersenen in bepaalde taakomstandigheden, en b. over de morfologie van corticale en sub-corticale gebieden. Een uitgebreide en recente beschrijving van dergelijke technieken en hun toepassing kan men vinden in Kertesz (1994). Als voorbeeld van het eerste type meting kan de Positron Emissie Tomografie (PET) worden genoemd. Hiermee kan via radio-actief gecodeerde stoffen (met een korte halveringstijd) die in de bloedbaan worden gebracht, de lokale hersenactiviteit tijdens het uitvoeren van een bepaalde taak gemeten worden. Door nu de gemeten waarden tijdens het uitvoeren van een taak te corrigeren (simpelweg aftrekken) voor de gemeten waarden tijdens een goed gekozen controle conditie, kan men de specifieke hersenactiviteit voor die taak bepalen (Chertkow & Bub, 1994; Frackowiak & Friston, 1994; Liotti, Gay, & Fox, 1994; Posner, Petersen, Fox, & Raichle, 1988). De "kunst" zit dus duidelijk in het kiezen van een adequate controle conditie zodanig dat ongerelateerde hersenactiviteit wordt weggefilterd. Het populaire paradigma van "taakactiviteit minus globale rustactiviteit" is in dit opzicht minder nauwkeurig. Ook zal men bij het gebruikelijke middelen over proefpersonen rekening moeten houden met de individuele verschillen in lokale hersenactiviteit, omdat het gemiddelde plaatje als zodanig niet representatief kan zijn (Lauter, 1996). PET is nog steeds in ontwikkeling en via standaardisatie in meetprocedures kan de methode zeer nuttige informatie opleveren over de lokale specialisaties (dominanties) in het brein (Fox, Mikiten, Davis, & Lancaster, 1994).

Een belangrijke tekortkoming van PET zit in de beperkte temporele resolutie (zie ook Kelso, 1995). Het tijdvenster waarover gemeten kan worden hangt af van de gebruikte PET methode⁶. Andere methoden die gebruik maken van het

feit dat de hersenen elektrische en magnetische activiteit genereren, zoals het Elektro-Encephalogram (EEG) en het Magneto-Encephalogram (MEG) hebben daarentegen een hoge temporele resolutie en een relatief lage spatiële resolutie. Het gebruik van bepaalde statistische technieken ten aanzien van bronlocalisatie bepalingen kan echter de spatiële nauwkeurigheid van deze methoden aanzienlijk verbeteren (Huizenga, 1995). Ook nieuwe ontwikkelingen in MEG, met name wat betreft het aantal detectoren leidt tot een duidelijke verbetering van de spatiële resolutie (Lauter, 1996).

Als voorbeeld van het tweede type meting (b.) kan de magnetische resonantie afbeeldingsmethode genoemd worden, beter bekend onder het Engelse acroniem MRI (magnetic resonance imaging). Bij deze meting wordt niet zozeer het in vivo functioneren van de hersenen vastgelegd (alhoewel dit met functionele MRI wel mogelijk is, zie Binder & Rao, 1994), maar gaat het veeleer om een spatiaal nauwkeurige en gedetailleerde afbeelding van hersenweefsel (zie ook Stone, 1996 voor een kort overzicht). Op deze wijze kunnen bijvoorbeeld afwijkingen in de grootte en in de vorm van bepaalde delen van de hersenen en aanverwante structuren worden vastgelegd. MRI kan ook gebruikt worden om informatie (3D!) te verschaffen over de positie van articulatoren en hun onderlinge samenhang tijdens het (stationair) produceren van een spraaksegment. MRI laat een goede differentiatie toe naar de verschillende typen weefselstructuren en is in dit opzicht superieur aan klassieke röntgentechnieken, met name ook qua veiligheid en lichamelijke belasting voor de proefpersonen, afgezien dan van het enorme lawaai waaraan proefpersonen c.q. patiënten worden blootgesteld en de nauwe buis waarin men moet liggen.

Naast enkele methodologische bezwaren (zie Stone, 1996) is het wellicht belangrijkste nadeel van MRI (en zeker ook PET) de beperkte toegankelijkheid. Zowel de hoge kosten en de mate van expertise die wordt gevraagd bij het gebruik en de analyse van de verkregen data maakt dat deze technieken alleen via een samenwerking met hierin gespecialiseerde laboratoria ingezet kunnen worden.

Naar een synthese

Het voorgaande overzicht gaf een indruk van de toepassingsmogelijkheden en beperkingen die aan een aantal technieken verbonden zijn. Echter, al deze technieken hebben ieder voor zich weliswaar een bepaalde waarde maar belichten altijd slechts bepaalde stadia in het spraakproductie-proces (zie ook Weismer, G., & Liss, J.M., 1991). Spraakproductie vanuit een motorisch perspectief is een dynamisch proces waarbij verschillende handelingen met betrekking tot ademhaling, stemgeving en articulatie in tijd en plaats nauwkeurig op elkaar afgestemd moeten worden. Het begrijpen ervan is het begrijpen van de op *dat moment* in *die context* onstane onderlinge *verbanden* tussen de verschillende stadia. Dit vereist welhaast de inzet van meerdere technieken, waarvan enkele hierboven zijn be-

sproken. Op deze wijze kunnen simultaan de verschillende aspecten van het spraakproductieproces in kaart worden gebracht (zie ook Borden & Watson, 1987; Ludlow, 1991). Dergelijke informatie kan niet verkregen worden door alleen aan het spraaksignaal zelf te meten. Het spraaksignaal is weliswaar een afgeleide van al deze processen, maar geen directe en eenduidige weergave, zoals reeds eerder besproken. Slechts het quasi continu observeren van zoveel mogelijk verschillende stadia in het spraakproductieproces kan een completer beeld geven van de mogelijkheden c.q. beperkingen die bij een patiënt aanwezig zijn. Natuurlijk spelen allerlei drempels in de technische en financiële mogelijkheden een belangrijke rol in het kunnen realiseren van dit ideaal en vaak zal men zijn toevlucht moeten zoeken in compromissen (zie ook het laatste deel van de inleiding).

Een voorbeeld van een dergelijk compromis is te vinden in de Nijmeegse Spraakmotorische test (Peters, Hulstijn, Van Lieshout, 1993). Hierin worden simultaan registraties gemaakt van signalen met betrekking tot de ademhaling (Respirace), de fonatie (EGG) en de articulatie (spieractiviteit van boven- en onderlip), in combinatie met het spraaksignaal. Via specifieke taak- en stimulus-manipulaties kunnen specifieke verschillen tussen normale en afwijkende spraakproductie worden gemeten. Als voorbeeld toont Figuur 5 een registratie van een normale spreker met daarin aangegeven een normaal verloop van de gemeten processen in de tijd⁷ tijdens het uitspreken van het non-woord /moksat/. Zichtbaar is de in de tijd goed gecoördineerde activiteit van articulatie (boven- en onderlip spieractiviteit), stemgeving (EGG) en ademhaling (borst en buik). In contrast daarmee staat in Figuur 6 een registratie van een stotteraar die probeert de uiting /pulmat/ te realiseren, hetgeen niet lukt omdat laryngeaal (zie EGG signaal) een blokkade ontstaat, die pas na enkele pogingen wordt doorbroken, waarna alsnog het non-woord kan worden uitgesproken. Merk hierbij op, dat de ademhaling in principe normaal verloopt tot het moment van de laryngeale blokkade en vervolgens niet normaal kan continueren. Ook op het nivo van de lipspier-activatie is zichtbaar dat een vrijwel normale activatie plaatsvindt, tot het moment van de blokkade, waarna de eenmaal ingezette lipbewegingen (niet zichtbaar) voor de stemloze plosief op een vrij normale manier herhaald worden, totdat de blokkade verdwijnt en er een vervolg kan zijn. De blokkade heeft dus gevolgen voor het verdere verloop van de activiteit in de andere deelsystemen (articulatie en respiratie), maar de blokkade zelf is lokaal, d.w.z. op het nivo van stemgeving. Dergelijke patronen zijn vaak consistent binnen een stotteraar, maar zeer verschillend tussen stotterars. Interessant is ook aan het voorbeeld van Figuur 6, dat perceptueel de niet-vloeiendheid als een gespannen herhaling kan worden geclassificeerd, hetgeen voortkomt uit het in principe normale functioneren van het articuloire systeem (herhaling van de ingezette [p]), maar dat onderliggend in het motorische proces er sprake is van een geblokkeerde stemgeving. Op deze wijze kunnen perceptuele/akoestische oordelen c.q. classificaties preciezer worden gedefinieerd, hetgeen de meerwaarde van dergelijke simultane metingen duidelijk aangeeft. Meer in het algemeen kan gesteld worden dat het

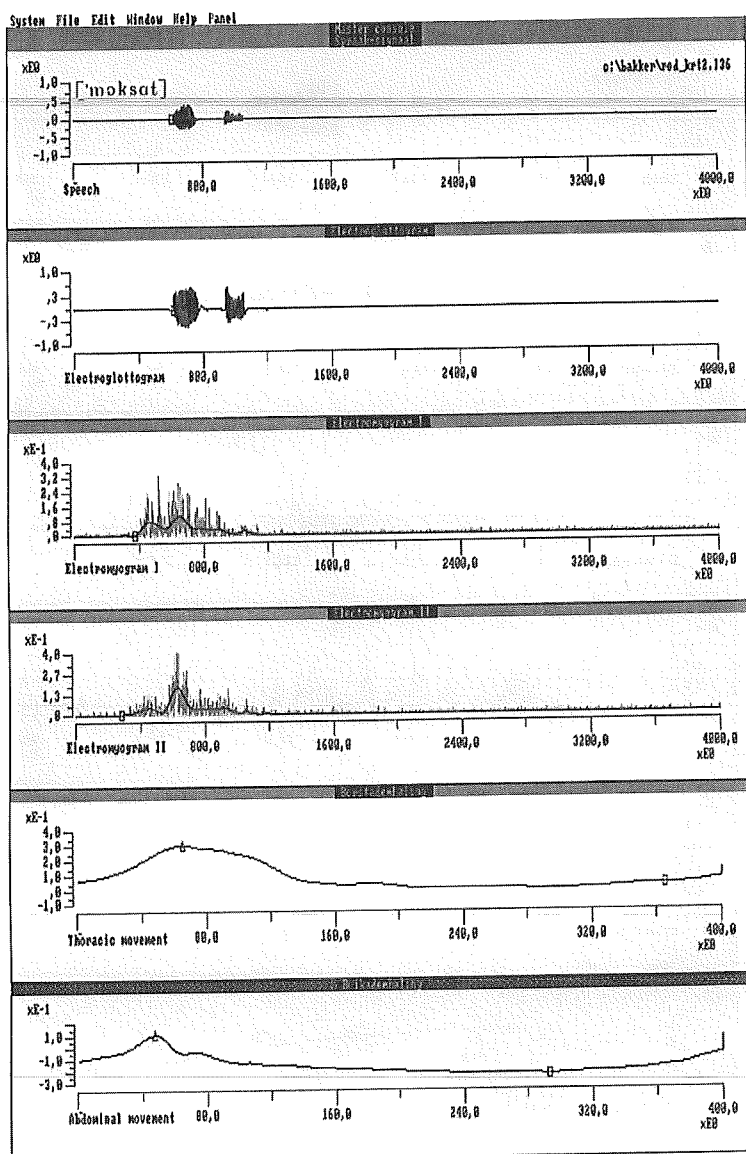


Fig. 5. Voorbeeld van een simultane registratie bij een normale spreker tijdens het uitspreken van het nonwoord ['moksot]. Van boven naar beneden staan afgebeeld: het audiosignaal, het glottogram-signaal, het gerectificeerde EMG signaal voor bovenlip (met daarin aangegeven het verloop van het gefilterde EMG), het gerectificeerde EMG signaal voor onderlip (met daarin aangegeven het verloop van het gefilterde EMG), het verloop van de ademhalingsbeweging voor borstkas, en tot slot, het verloop van de ademhalingsbeweging voor de buikwand. Het hier getoonde temporele verloop van de motorische (deel)processen is representatief voor normale sprekers.

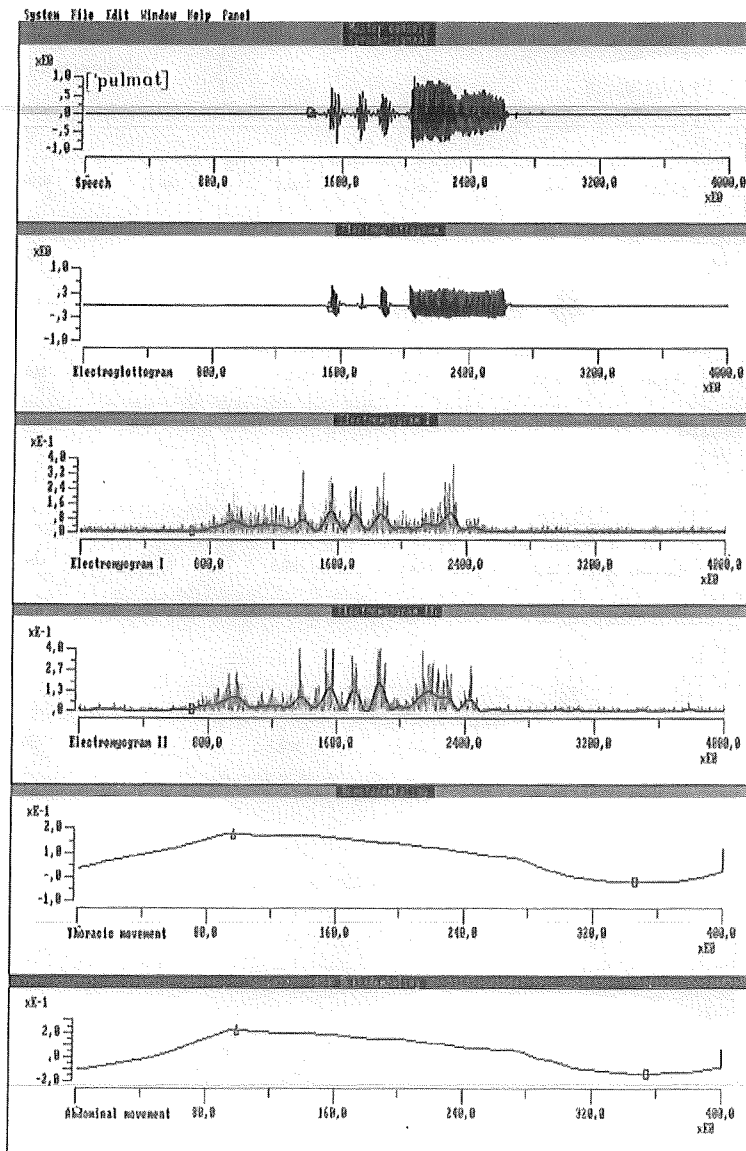


Fig. 6. Idem als voor Figuur 5, maar dan een registratie bij een stotteraar die op laryngeaal nivo blokkeert tijdens een poging het nonwoord ['pulmat] uit te spreken. Zie verder tekst voor meer details.

vergelijken van dergelijke afwijkende patronen tijdens niet-vloeiende spraakproductie met vloeiend gesproken overeenkomstige uitingen van zowel stotteraars als niet-stotteraars van belang is in het bepalen van de aard en wellicht ook de oorzaak van de verstoring die optreedt. Met behulp van deze informatie kan de diagnostiek en de therapie(-keuze) worden verbeterd.

Een goede registratie is natuurlijk nog geen garantie voor een goede interpretatie van de gegevens. Vooral niet indien er zoals nu nog het geval is, onvoldoende informatie is over het normale functioneren van het spraakmotorisch systeem (zie ook Van Lieshout, 1995). De in dit artikel besproken technieken en de opvolgers ervan zullen hun steentje moeten bijdragen om in deze lacune te voorzien. Hier geldt eens te meer: Meten is (te) weten (komen).

Summary

In this article a synopsis is given of a selection of techniques and methods used for the measurement of speech motor production processes. The techniques that are discussed refer to perceptual measurements (*transcription and perceptual scale judgements*), acoustic measurements (*temporal and frequency analysis*), place-contact measurements (*electro-palatography [EPG] en electro-glottography [EGG]*), kinematic measurements (*respiration movements [Resptrace] and articulation movements [EMMA]*), physiological measurements of muscle activity (*needle and surface electro-myography [EMG]*), and finally, measurements of the central nervous system (*magnetic resonance imaging [MRI] and positron emission tomography [PET]*). At the end of this synopsis the importance of simultaneous measurements is discussed, and illustrated with data gathered from the experimental setup of a preliminary version of a speech motor test for stutterers.

Noten

1. Om praktische redenen wordt in dit artikel gekozen voor de mannelijke vorm van voornaamwoorden etc., maar gelieve hiervoor een verwijzing te zien naar zowel mannen als vrouwen.
2. Uitvoerige technische beschrijvingen zullen hier niet worden gegeven, aangezien deze reeds goed zijn gedocumenteerd in andere bronnen (zie met name Zemlin, 1988 en Baken, 1987).
3. Lees in dit artikel voor proefpersoon ook patiënt.
4. De motor-unit wordt gedefinieerd als een motorische zenuwcel (lower motor neuron) en de via haar axonverbinding geïnnerveerde motorische eindplaatjes en de daarbij behorende (extrafusale) spiervezels (Zemlin, 1988).
5. Bij oppervlakte EMG bestaat er een grote variëteit in type elektroden, afhankelijk van de ruimte voor een elektrode en de spieromvang. Voor spraakonderzoek wordt vooral gebruik gemaakt van kleine z.g. Beckman elektroden (Sensormedics) en miniatuur-elektroden (San-ei-Sokki, Inc.).
6. Er wordt grofweg een onderscheid gemaakt tussen twee verschillende methoden. De eerste wordt aangeduid met de ¹⁵O methode, waarbij aldus gelabeld water in de bloed-

baan wordt gebracht en waarmee locale variëteiten in de cerebrale bloedstroom kunnen worden gemeten in een relatief kort (seconden) tijdvenster (Chertkow & Bub, 1994). De andere wordt aangeduid met de term [¹⁸F]fluoro-deoxyglucose (FDG) methode, waarbij gebruikt gemaakt wordt van de karakteristieken van glucose opname en metabolisme in de hersenen (Metter & Hanson, 1994). Het tijdvenster bij deze methode is aanzienlijk langer dan bij de eerste methode (minuten).

7. Voor haar zeer actieve bijdrage aan het onderzoek waaraan deze gegevens zijn ontleend wil de auteur zijn dank uitspreken aan drs. A. Bakker, destijds als studente Spraak- en Taalpathologie aan de KUN bij dit onderzoek betrokken.

Literatuur

- Baken, R.J. (1987). *Clinical measurement of speech and voice*. Boston, MA: Allyn and Bacon.
- Binder, J.R., & Rao, S.M. (1994). Human brain mapping with functional magnetic resonance imaging. In Kertesz, A. (Ed.), *Localization and neuroimaging in neuropsychology* (pp. 185-212). San Diego, CA: Academic Press.
- Blair, C., & Smith, A. (1986). EMG recording in human lip muscles: Can single muscles be isolated? *Journal of Speech and Hearing Research*, 29, 256-266.
- Borden, G.J., & Watson, B.C. (1987). Methodological aspects of simultaneous measurements: Limitations and possibilities. In H.F.M. Peters, & W. Hulstijn (Eds.), *Speech motor dynamics in stuttering*. Wien, Austria: Springer-Verlag.
- Boves, L. (1991). Analysis of the acoustic speech signal for articulatory research. In H.F.M. Peters, W. Hulstijn, & C.W. Starkweather (Eds.), *Speech motor control and stuttering* (pp. 199-210). Amsterdam, The Netherlands: Elsevier Science Publishers.
- Byrd, D., Flemming, E., Mueller, C.A., & Tan, C.C. (1995). Using regions and indices in EPG data reduction. *Journal of Speech and Hearing Research*, 38, 821-827.
- Chertkow, H., & Bub, D. (1994). Functional activation and cognition: The ¹⁵O PET subtraction method. In Kertesz, A. (Ed.), *Localization and neuroimaging in neuropsychology* (pp. 151-184). San Diego, CA: Academic Press.
- Cohn, M., Watson, H., Weisshaut, R., Stott, F., & Sackner, M. (1975). A transducer for noninvasive monitoring of respiration. In F. Stott, E. Rafferty, P. Sleight, & L. Goulding (Eds.), *Proceedings of the Second International Symposium on Ambulatory Monitoring* (pp. 119-128). New York: Academic Press.
- Cordes, A.K., & Ingham, R.J. (1994). The reliability of observational data: II. Issues in the identification and measurement of stuttering events. *Journal of Speech and Hearing Research*, 37, 279-294.
- Costello Ingham, J. (1993). Current status of stuttering and behavior modification – I: Recent trend in the application of behavior modification in children and adults. *Journal of Fluency Disorders*, 18, 27-55.
- Dagenais, P.A. (1995). Electropalatography in the treatment of articulation/phonological disorders. *Journal of Communication Disorders*, 28, 303-329.
- Dejonckere, P.H. (1992). Elektromyografie bij stem- en spraakstoornissen. *Stem-, Spraak- en Taalpathologie*, 1, 48-60.
- Doherty, E.T., & Shipp, T. (1988). Tape recorder effects on jitter and shimmer extraction. *Journal of Speech and Hearing Research*, 31, 485-490.
- Duffy, J.R. (1995). *Motor speech disorders – Substrates, differential diagnosis, and management*. St. Louis, MO: Mosby-Year Book.
- Fourcin, A., Abberton, E., Miller, D., & Howells, D. (1995). Laryngograph: Speech pattern element tools for therapy, training and assessment. *European Journal of Disorders of Communication*, 30, 101-115.

- Fox, P.T., Mikiten, S., Davis, G., & Lancaster, J.L. (1994). BrainMap: A database of human functional brain mapping. In R.W. Thatcher, M. Hallett, T.A. Zeffiro, John, E.R., & Huerta, M. (Eds.), *Functional neuroimaging: Technical foundations*. San Diego, CA: Academic Press.
- Frackowiak, R.S., & Friston, K.J. (1994). Functional neuroanatomy of the human brain: Positron emission tomography – a new neuroanatomical technique. *Journal of Anatomy*, 184, 211-225.
- Franken, M.-C. (1987). Perceptual and acoustic evaluation of stuttering therapy. In H.F.M. Peters, & W. Hulstijn (Eds.), *Speech motor dynamics in stuttering* (pp. 285-294). Wien, Austria: Springer-Verlag.
- Franken, M.-C., Boves, L., Peters, H.F.M., & Webster, R.L. (1995). Perceptual rating instrument for speech evaluation of stuttering treatment. *Journal of Speech and Hearing Research*, 38, 280-288.
- Gibbon, F.E., Hardcastle, W.J., & Dent, H. (1995). A study of obstruent sounds in school-age children with speech disorders using electropalatography. *European Journal of Disorders of Communication*, 30, 213-225.
- Hamlet, S.L., Patterson, R.L., & Fleming, S.M. (1992). A longitudinal study of vowel production in partial glossectomy patients. *Journal of Phonetics*, 20, 209-224.
- Hardcastle, W.J., Gibbon, F.E., & Jones, W. (1991). Visual display and tongue-palate contact: Electropalatography in the assessment and remediation of speech disorders. *British Journal of Disorders of Communication*, 26, 41-74.
- Huizenga, H.M. (1995). *The statistical approach to electromagnetic source localization in the brain*. Doctoral dissertation, University of Amsterdam, The Netherlands.
- Kelly, E.M., Smith, A., & Goffman, L. (1995). Orofacial muscle activity of children who stutter: A preliminary study. *Journal of Speech and Hearing Research*, 38, 1025-1036.
- Kelso, J.A.S. (1995). *Dynamic patterns. The self-organization of brain and behavior*. Cambridge, MA: A Bradford Book (MIT Press).
- Kelso, J.A.S., & Tuller, B. (1983). "Compensatory articulation" under conditions of reduced afferent information: A dynamic formulation. *Journal of Speech and Hearing Research*, 26, 217-224.
- Kent, R.D. (1996). Hearing and believing: Some limits to the auditory-perceptual assessment of speech and voice disorders. *American Journal of Speech-Language Pathology*, 5, 7-23.
- Kent, R.D., Dembowski, J., & Lass, N.J. (1996). The acoustic characteristics of American English. In N.J. Lass (Ed.), *Principles of experimental phonetics* (pp. 185-225). St. Louis, MO: Mosby-Year Book.
- Kertesz, A. (1994). *Localization and neuroimaging in neuropsychology*. San Diego, CA: Academic Press.
- Lauter, J.L. (1996). Noninvasive brain imaging in speech motor control and stuttering: Choices and challenges. Verschijnt in W. Hulstijn, H.F.M. Peters, & P.H.H.M. van Lieshout (Eds.), *Speech motor production and fluency disorders*. Amsterdam: Elsevier Science Publishers.
- Levelt, W.J.M. (1989). *Speaking: From intention to articulation*. Cambridge: MIT Press.
- Liotti, M., Gay, C.T., & Fox, P.T. (1994). Functional imaging and language: Evidence from positron emission tomography. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 11, 175-190.
- LIPP (1991). *Logical International Phonetic Programs V 1.40*. Miami, FL: Intelligent Hearing Systems.
- Ludlow, C.L. (1991). Measurement of speech motor control processes in stuttering. In H.F.M. Peters, W. Hulstijn, & C.W. Starkweather (Eds.), *Speech motor control and stuttering* (pp. 479-491). Amsterdam, The Netherlands: Elsevier Science Publishers.

- Maassen, B., Offeringa, S., Vieregge, W., & Thoonen, G. (1996). Transcription of pathological speech in children by means of extIPA: Agreement and relevance. In T.W. Powell (Ed.), *Pathologies of speech & language: Contributions of clinical phonetics & linguistics* (pp. 37-44). New Orleans, LA: ICPLA.
- McClellan, M.D., & Clay, J.L. (1995). Activation of lip motor units with variations in speech rate and phonetic structure. *Journal of Speech and Hearing Research, 38*, 772-782.
- Metter, E.J., & Hanson, W.R. (1994). Use of positron emission tomography to study aphasia. In Kertesz, A. (Ed.), *Localization and neuroimaging in neuropsychology* (pp. 123-149). San Diego, CA: Academic Press.
- Peters, H.F.M., & Boves, L. (1988). Coordination of aerodynamic and phonatory processes in fluent speech utterances of stutterers. *Journal of Speech and Hearing Research, 31*, 352-361.
- Peters, H.F.M., Hulstijn, W., & Van Lieshout, P.H.H.M. (1993). Timing and coordination of speech motor processes in stutterers. In H.S. Johannsen, & H. Schulze (Eds.), *Stottern* (pp. 22-42). Ulm, Germany: Verlag Phoniatische Ambulanz.
- Posner, M.I., Petersen, S.E., Fox, P.T., & Raichle, M.E. (1988). Localization of cognitive operations in the human brain. *Science, 240*, 1627-1631.
- Rabinov, C.R., Kreiman, J., Gerratt, B.R., & Bielamowicz, S. (1995). Comparing reliability of perceptual ratings of roughness and acoustic measures of jitter. *Journal of Speech and Hearing Research, 38*, 26-32.
- Rietveld, T., & Van Hout, R. (1993). *Statistical techniques for the study of language and language behavior*. Berlin, Germany: Mouton de Gruyter.
- Stone, M. (1996). Instrumentation for the study of speech physiology. In N.J. Lass (Ed.), *Principles of experimental phonetics* (pp. 495-524). St. Louis, MO: Mosby-Year Book.
- Titze, I.R. (1994). Towards standards in acoustic analysis of voice. *Journal of Voice, 8*, 1-7.
- Titze, I.R., & Winholtz, W.S. (1993). Effect of microphone type and placement on voice perturbation measurements. *Journal of Speech and Hearing Research, 36*, 1177-1190.
- Thoonen, G., Maassen, B., Gabreëls, F., & Schreuder, R. (1994). Feature analysis of singleton consonant errors in developmental verbal dyspraxia (DVD). *Journal of Speech and Hearing Research, 37*, 1424-1440.
- Van Lieshout, P.H.H.M. (1995). *Motor planning and articulation in fluent speech of stutterers and nonstutterers*. Doctoral dissertation, University of Nijmegen (NICI Technical Report 95-07). Nijmegen: University Press.
- Van Lieshout, P.H.H.M., Hulstijn, W., & Peters, H.F.M. (1996). From planning to articulation in speech production: What differentiates a person who stutters from a person who does not stutter? *Journal of Speech and Hearing Research, 39*.
- Van Lieshout, P.H.H.M., Peters, H.F.M., & Hulstijn, W. (1994). Articulo-motorisch onderzoek: Een overzicht van technieken met de nadruk op electro-magnetische medio-sagittale articulografie (EMMA). *Stem-, Spraak- en Taalpathologie, 3*, 241-261.
- Van Lieshout, P.H.H.M., Peters, H.F.M., Starkweather, C.W., & Hulstijn, W. (1993). Physiological differences between stutterers and nonstutterers in perceptually fluent speech: EMG amplitude and duration. *Journal of Speech and Hearing Research, 36*, 55-63.
- Van Lieshout, P.H.H.M., Starkweather, C.W., Hulstijn, W., & Peters, H.F.M. (1995). Effects of linguistic correlates of stuttering on EMG activity in nonstuttering speakers. *Journal of Speech and Hearing Research, 38*, 360-372.
- Vieregge, W.H. (1985). *Transcriptie van spraak*. Dordrecht: Foris Publication Holland.
- Watson, B.C., & Alfonso, P.J. (1987). Physiological bases of acoustic LRT in nonstutterers, mild stutterers, and severe stutterers. *Journal of Speech and Hearing Research, 30*, 434-447.

- Watson, B.C., & Dembowski, J. (1991). Instrumentation in the evaluation and modification of speech motor control during stuttering therapy. In H.F.M. Peters, W. Hulstijn, & C.W. Starkweather (Eds.), *Speech motor control and stuttering* (pp. 503-511). Amsterdam, The Netherlands: Elsevier Science Publishers.
- Weismer, G., & Liss, J.M. (1991). Reductionism is a dead-end in speech research: Perspectives on a new direction. In C.A. Moore, K.M. Yorkston, & D.R. Beukelman (Eds.), *Dysarthria and apraxia of speech: Perspectives on management* (pp. 15-27). Baltimore, Paul H. Brookes Publishing.
- Wolfe, V., Cornell, R., & Palmer, C. (1991). Acoustic correlates of pathologic voice types. *Journal of Speech and Hearing Research*, 34, 509-516.
- Zemlin, W.R. (1988). *Speech and hearing science*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall.