

Pilotstudie: Welke veranderingen in houding en spieractiviteit treden op tijdens een stembelastingsopdracht?

Een multidisciplinaire blik



Bachelorthesis

Studenten logopedie: Lone Jongen & Meggie Lemmens

Studentnummers: 1207156 | 1530623

In samenwerking met student biometrie: Sil van Avesaath

Begeleiding vanuit opleiding logopedie: Jessica Frembgen

Begeleiding vanuit opleiding biometrie: Dennis Odekerken

Thesiskring: Stem

Inleverdatum: 09-09-2019

**ZU
YD**

Omslagfoto: Donovan, 2018.

@ Alle rechten voorbehouden. Niets uit deze uitgave mag worden verveelvoudigd opgeslagen in een geautomatiseerd gegevensbestand, of openbaar gemaakt, in enige vorm of op enige wijze, hetzij elektronisch mechanisch, door fotokopieën, opnamen of op enige andere manier, zonder voorafgaande schriftelijke toestemming van Meggie Lemmens en Lone Jongen.

Glossarium

A

Abdominale spieren = buikspieren

Abductie van de stemplooien = openen van de stemplooien

Adductie van de stemplooien = sluiten van de stemplooien

Anterior = naar voren (*bijlage D*)

C

Cervicale wervelkolom = bovenste gedeelte van de wervelkolom (*bijlage B*)

Contractie = samentrekking

Contraheren = trekken

Contralateraal = tegenovergesteld

Correlatie = samenhang

Craniaal = richting het hoofd (*bijlage D*)

D

DSI = Dysphonia Severity Index; een objectieve maat voor stemkwaliteit

E

Elektromyografie = objectieve manier om spieractiviteit te meten

Endorotatie = binnenwaartse draaiing

Eutonie = uitgebalanceerde spanning (Grieks: 'eu' = goed, juist, harmonisch; 'tonos' = spanning)

F

Flexie = buiging

I

Intensiteit = luidheid

Invasief = in het lichaam binnendringend

L

Lateraal = naar de zijkant, weg van het midden (*bijlage D*)

Ligament = band van bindweefsel om een gewricht

M

Mandibula = onderkaak

Manuele palpatie = met de hand voelen

Mastoid = uitsteeksel van het slaapbeen; uitstekend bot achter de oorschelp

MATLAB = technische softwareomgeving welke onder andere kan worden gebruikt voor het bewerken van statistiek en het tekenen van grafieken

Mediaan = centrummaat welke het middelste resultaat aangeeft wanneer deze allemaal op volgorde worden gelegd

Mediaan frequentie = mediaan van alle gevonden frequenties binnen één meting

N

Niet-habitueel spreken = spreken op een andere manier dan je gewend bent

P

Parameter = kenmerk; variabele

Posterior = naar achter (*bijlage D*)

Protractie van het hoofd = naar voren gestoken hoofd, waarbij de oren zich vóór de schouders bevinden

R

Respiratorisch = met betrekking tot de ademhaling

Retractie van het hoofd = naar achteren getrokken hoofd

S

Scapula = schouderblad

sEMG = surface elektromyografie; onderzoekstechniek waarbij met behulp van oppervlakte elektroden de spieractiviteit kan worden gemeten

Spieractiviteit = de elektrische activiteit in een spier

Spierspanning = de spanning in de spier tijdens het bewust of onbewust aanspannen

Subglottale druk = luchtdruk onder de stemplooien

T

Thorax = ribbenkast

U

Unilateraal = enkelzijdig

V

Vicon Motion Capture = programma waarmee de houding objectief kan worden gemeten aan de hand van reflectoren en infraroodcamera's

Vocal effort = de inspanning die geleverd moet worden om stem te geven

Inhoudsopgave

Glossarium	5
Samenvatting.....	10
1. Inleiding.....	11
1.1 Aanleiding.....	11
2. Theoretische achtergrond	13
2.1 Stembelasting	13
2.2 Spieractiviteit	16
2.3 Houding.....	18
2.4 Musculatuur	22
2.5 Relevantie.....	23
2.6 Probleemstelling	24
2.7 Doelstelling	24
2.8 Vraagstelling.....	24
3. Methodologie.....	25
3.1 Onderzoeksdesign en niveau van bewijssterkte.....	25
3.2 Proefpersonen	25
3.3 Materiaal.....	26
3.4 Procedure.....	26
3.5 Dataverzameling	32
4. Resultaten	34
4.1 Beschrijving proefpersonen	34
4.2 Objectieve resultaten.....	34
4.3 Subjectieve resultaten	50
5. Discussie.....	52
5.1 Interpretatie gegevens.....	53
5.2 Evaluatie van de onderzoekspopulatie	58
5.3 Evaluatie van de analysemethoden	58
5.4 Sterke en zwakke punten van het onderzoek.....	59
5.5 Mogelijke andere interpretaties en bias.....	62
5.6 Aanbevelingen.....	63
5.7 Conclusie.....	65
Literatuurlijst.....	67
Bijlagen	75
Bijlage A - De wervelkolom	75
Bijlage B - Observatieformulier houding.....	76
Bijlage C - VHI-10	77
Bijlage D - Richtingstermen van het lichaam	78
Bijlage E - Musculatuur pilotmeting	79
Bijlage F - Voorbeeld uitkomsten pilotmeting	80
Bijlage G - Plaatsing sEMG elektroden.....	81
Bijlage H - Protocol Vicon.....	82
Bijlage I - Meetopstelling.....	83
Bijlage J - Informed Consent	84
Bijlage K - Overzicht objectieve en subjectieve resultaten	86

Samenvatting

Stem, houding en spierspanning zijn nauw met elkaar verbonden (De Bodt, Mertens & Heylen, 2008; Buekers, 1999). Verhoging van de spierspanning gaat gepaard met een verhoging van de spieractiviteit (Pierce & Pierce, 1989). De veranderingen in houding en spieractiviteit welke optreden tijdens het belasten van de stem zijn vooralsnog niet in kaart gebracht. Voor deze multidisciplinaire pilotstudie werd een samenwerking tussen logopedie en biometrie bewerkstelligd om een antwoord te kunnen vinden op de vraag ‘Welke veranderingen in houding en spieractiviteit treden op tijdens een stembelastingsopdracht?’. Binnen dit onderzoek ondergingen zes participanten een stembelastingsopdracht waarbij zij gedurende 30 minuten op een wisselende luidheid (75-80 dB) diverse teksten voorlezen. Tijdens de zeven meetmomenten werden spieractiviteit en houding objectief gemeten. Spieractiviteit werd inzichtelijk gemaakt met behulp van oppervlakte-elektromyografie en de houding werd in kaart gebracht door het berekenen van de hoofd-, schouder- en rughoek. Daarnaast werd de houding subjectief in kaart gebracht door middel van observatie.

Analyse van de resultaten toonde aan dat diverse veranderingen zijn gemeten in zowel objectieve houdings- en spieractiviteitsmetingen als de subjectief waargenomen houding. Hierin kon geen patroon worden ontdekt en de veranderingen zijn niet te koppelen aan de wisselende minimale luidheid of de duur van het onderzoek. Geconcludeerd wordt dat de veranderingen, die zijn opgetreden gedurende de stembelastingsopdracht, persoonsafhankelijk lijken te zijn en/of toevallige veranderingen zijn. Vervolgonderzoek, om de veranderingen in houding en spieractiviteit tijdens een stembelastingsopdracht gedetailleerder in kaart te brengen, is nodig, maar voorafgaand hieraan dienen twee deelonderwerpen beter onderzocht te worden. Om een goede stembelastingsopdracht vorm te kunnen geven, waarbij iedere individuele stem voldoende belast kan worden, dient meer inzicht te worden verkregen in stembelasting en hoe dit samenhangt met persoonlijke factoren. Ten tweede is meer kennis nodig omtrent de meest geschikte invulling van een stembelastingsopdracht, zoals de afweging tussen het aanhouden van klinkers of het voorlezen van een tekst.

Sleutelwoorden: stembelasting; houding; spieractiviteit; multidisciplinair.

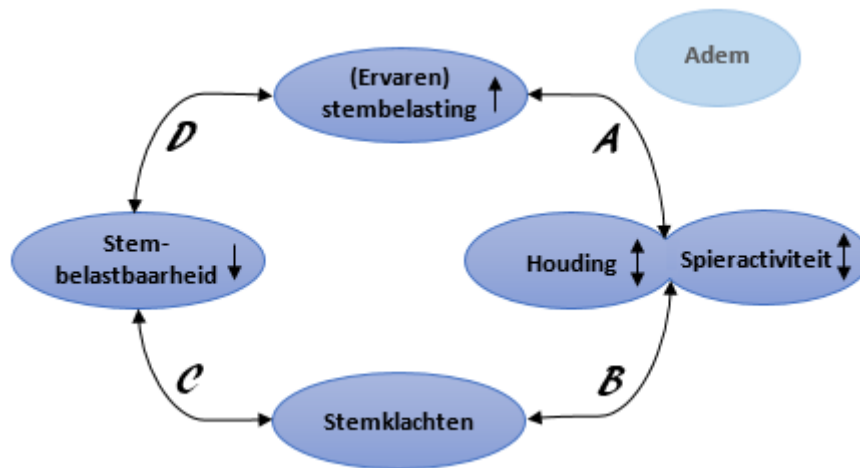
1. Inleiding

1.1 Aanleiding

Binnen deze thesis spelen de termen stembelasting, houding en spieractiviteit een grote rol. In de biometrie bestaan mogelijkheden om spieractiviteit te meten. De term ‘spieractiviteit’ is naar wetens van de onderzoekers echter geen gebruikelijke term in de logopedie. Hier wordt voornamelijk gesproken over spierspanning. Om deze reden worden, zowel binnen de literatuur als in deze thesis, beide termen gebruikt. Het verschil en de overeenkomsten tussen deze termen wordt in de theoretische achtergrond toegelicht.

Een afwijkende houding en/of verhoogde spierspanning kan een oorzakelijke of in standhoudende factor zijn bij stemklachten (*fig. 1 B*) (De Bodt, Mertens & Heylen, 2008). Een mogelijk gevolg hiervan is dat de stem minder belastbaar is (*fig. 1 C*) en een bepaalde stembelasting sneller als te hoog wordt ervaren (*fig. 1 D*) (Buekers, 1999). Verhoging van de spierspanning gaat gepaard met een verhoging van de spieractiviteit (Pierce & Pierce, 1989). Hieruit blijkt dat een samenhang bestaat tussen stem, houding en spieractiviteit. Ook adem speelt hierbij een grote rol, aangezien dit de bron is voor de fonatie (stemgeving) (De Bodt, Heylen, Mertens, Vanderwegen & Van de Heyning, 2015). Bekend is dat bepaalde afwijkende houdingen de ademstroom belemmeren (Walia, Kalra, Gupta, & Munjal, 2017; Albarrati, Zafar, Alghadir, & Anwer, 2018; Miller, Gregory, Aspden, Stollery, & Gilbert, 2014). Tevens heeft een foutieve ademhaling gevolgen voor de spierspanning en -activiteit van onder andere de *m. sternocleidomastoideus* (Costa, Vitti, Oliveira-Tosello & Costa, 1994; De Bodt et al., 2015). Hoe en of houdings- en spieractiviteitsveranderingen plaatsvinden bij het belasten van de stem is nog niet objectief bepaald (*fig. 1 A*). Om deze reden is vanuit Jessica Frembgen, docente logopedie, en Dennis Odekerken, docent biometrie, de vraag ontstaan naar een onderzoek op dit gebied.

Naar aanleiding van de opgedane kennis uit de literatuur en het hiaat in kennis, is voor deze thesis een hypothetische vicieuze cirkel opgesteld. Gezien de belangrijke rol die adem speelt bij zowel stem, houding als spieractiviteit, is ‘adem’ als overkoepelende term in de cirkel geplaatst. Het onderzoek dat zal plaatsvinden, zal zich op slechts een deel van de hypothetische vicieuze cirkel richten (*fig. 1 A*) en zal antwoord geven op de vraag: “Welke veranderingen in houding en spieractiviteit treden op tijdens een stembelastingsopdracht?”.



Figuur 1. Hypothetische vicieuze cirkel

Zover als bekend bij de onderzoekers worden houding en spierspanning in de logopedische praktijk tot op heden enkel subjectief in kaart gebracht aan de hand van observatie en palpatie. Eventueel kunnen observaties enigszins worden geobjectiveerd door het gebruik van houdingslijnen. De opleiding biometrie beschikt over apparatuur en software om houding en spieractiviteit objectief te meten. Op dit gebied kunnen beide disciplines elkaar aanvullen. Binnen dit onderzoek is daarom een samenwerking tussen logopedie en biometrie bewerkstelligd. Deze samenwerking is een pilot binnen Zuyd Hogeschool.

De relevante opgedane kennis vanuit de literatuur om een dergelijk onderzoek te ondersteunen, worden in het volgende hoofdstuk 'Theoretische achtergrond' uiteengezet. Hier zullen ook de relevantie, probleemstelling, doelstelling en vraagstelling aan bod komen.

2. Theoretische achtergrond

De theoretische achtergrond zal worden opgebouwd aan de hand van de eerder getoonde hypothetische vicieuze cirkel (*fig. 1*). Zo zal eerst uitleg worden gegeven over stembelasting (en stembelastbaarheid), gevolgd door spieractiviteit. Hier komen ook de verschillen en overeenkomsten met spierspanning aan bod. Vervolgens wordt literatuur rondom het thema houding besproken. Gekozen is om niet expliciet in te gaan op ‘stemklachten’ en ‘adem’, aangezien deze onderdelen ook in het onderzoek niet expliciet worden meegenomen. Vervolgens wordt de relevante musculatuur besproken, gezien de belangrijke rol die spieren spelen bij zowel houding, spieractiviteit als stembelasting én gezien de opzet van het onderzoek, waarin spieren een aanzienlijke rol spelen. Tot slot zullen de relevantie, probleemstelling, doelstelling en vraagstelling aan bod komen.

2.1 Stembelasting

Stembelasting wordt door iedereen anders ervaren. De hoeveelheid belasting die de stemspieren aankunnen (stembelastbaarheid) is onder andere afhankelijk van de bouw van de larynx (strottenhoofd), het wel of niet toepassen van spreek- en/of stemtechnieken, eventuele aandoeningen van de stemplooiën of luchtwegen en de algemene lichamelijke conditie (Buekers, 1999). Is de stembelasting hoger dan de stembelastbaarheid, dan kunnen stemproblemen ontstaan (De Bodt, et al., 2015).

Onder de term stembelasting verstaan we de belasting die de stemspieren (de intrinsieke en extrinsieke larynxspieren) ondergaan (De Bodt et al., 2015). Deze stemspieren kunnen sneller vermoeid raken wanneer de belastbaarheid wordt verhoogd (Buekers, 1999). De luidheid, toonhoogte en duur van de fonatie zijn hierbij belangrijke parameters (De Bodt et al., 2015).

Tijdens een normale, rustige conversatie spreken we op een luidheid van +/- 65dB (gemeten op 30 centimeter van de mond) (Buekers, 1999) of 60 dB (gemeten op één meter afstand) (Heylen, De Bodt & Mertens, 2012). Verhoging van de luidheid vergroot de belasting (De Bodt et al., 2015).

Kijkend naar de toonhoogte heeft iedereen een optimale of natuurlijke spreektoonhoogte, afhankelijk van onder andere de bouw van de larynx. Spreken op deze toonhoogte is het minst belastend. Hoe verder hiervan wordt afgeweken, en dus de grens van het stembereik wordt benaderd, hoe groter de stembelasting (De Bodt et al., 2015).

Bovendien correleren luidheid en toonhoogte soms met elkaar. In veel gevallen zal de toonhoogte toenemen bij luider spreken. Dit valt te verklaren door de overeenkomstige laryngeale en

respiratorische krachten die een rol spelen bij zowel de luidheid als de toonhoogte van de stem. Denk hierbij aan de spanning in de stemplooien, de kracht van de adductie van de stemplooien en de subglottale druk (Debruyne & Buekers, 1998). In een onderzoek van Debruyne & Buekers (1998) lieten de proefpersonen (n=250 met een normale stem) bij een luidheidsstijging van in totaal 30dB gemiddeld een toonhoogtestijging van negen semitonen (halve tonen) horen. Deze stijging is echter niet lineair. In de stijging van 60dB naar 70dB werd namelijk een gemiddelde toonhoogtestijging van twee semitonen gemeten, terwijl bij een stijging van 80dB naar 90dB een toonhoogtestijging van gemiddeld vier semitonen bij mannen en vierenhalve semitonen bij vrouwen werd gemeten. Hierbij dient echter ook vermeld te worden dat toonhoogte en luidheid niet onlosmakelijk met elkaar verbonden zijn. Zeker wanneer de stem getraind wordt, is het mogelijk de luidheid en toonhoogte afzonderlijk van elkaar te regelen (Heylen, De Bodt & Mertens, 2012).

Wisselingen in luidheid en toonhoogte zorgen voor extra belasting (Heylen, De Bodt & Mertens, 2012) en ook geldt: hoe langer stem moet worden gegeven (duur), hoe groter de stembelasting (De Bodt, et al., 2015; Eriksson & Traunmüller, 2002).

Ook omgevingsfactoren spelen een rol bij stembelasting. Zo kan een droge lucht de stem belasten doordat het de slijmvliezen uitdroogt. Spreken in een grote ruimte zorgt ervoor dat men harder moet spreken zodat het stemgeluid iedereen in de ruimte kan bereiken. Ditzelfde geldt wanneer sprake is van veel omgevingslawaai (Heylen, De Bodt, & Mertens, 2012; Nauta, 2005).

Tot slot kunnen ook emoties en stress een rol spelen. Stress gaat gepaard met (een teveel aan) spanning. Deze spanning uit zich in het hele lichaam, zo ook in de larynx- en middenrifspieren, met als gevolg dat deze niet meer optimaal kunnen functioneren. Hierdoor kan een disbalans ontstaan, met een geknepen stem en daardoor uiteindelijk heesheid en ruwheid als mogelijk gevolg (Meulenberg, z.j.).

Wanneer een bepaalde emotie wordt ervaren kan dit resulteren in een hoge ademhaling, dit brengt bijkomende spanning met zich mee in en rondom de larynx (De Bodt et al., 2015). Net als stress gaat emotie gepaard met (een teveel aan) spanning in het gehele lichaam. De larynxspieren zijn een van de meest beweeglijke spieren in het lichaam, waardoor het beheersen hiervan bemoeilijkt wordt (Weiland, 2002).

Het meten van stembelasting

In de literatuur is stembelasting nog niet eerder gebruikt om de verandering in houding en

spieractiviteit in kaart te brengen. Om deze reden dient de informatie die volgt als leidraad voor het opstellen van een geschikte stembelastingsopdracht.

Doordat de stembelasting afhankelijk is van vele factoren, is op dit moment geen uniforme stembelastingstest beschikbaar. Union of European Phoniatricians (UEP) publiceerde in 1987 een standaard stembelastingstest, welke bestond uit 20 minuten lezen met een intensiteit tussen de 75 en 85dB. Dit moest plaatsvinden in een geluidsarme kamer en met een microfoonafstand van 30 cm tot de proefpersoon (Beukers, 1999). Echter, bij het aanhouden van deze test werd geen significant onderscheid gevonden tussen proefpersonen met en zonder stemklachten (Blaauw en Alvarado-van Os, 1995), leerkrachten met grote en beperkte stemcapaciteit (Bodt et al., 1998) en personen met en zonder stemvermoeidheidsklachten (Buekers, 1999).

Uit een literatuurstudie van Fujiki en Sivasankar (2017) is gebleken dat verlengde duur van spreken en verhoogde intensiteit de twee meest gebruikte variabelen zijn binnen stembelastingstests. Zij concludeerden dat wanneer enkel het verhogen van de luidheid wordt gebruikt als variabele, de test langer dan één uur zou moeten duren om verschil te laten ontstaan in objectieve stemmetingen. Bij een kortere duur zou volgens hen minimaal één andere variabele moeten worden toegevoegd, bijvoorbeeld een verandering in stemkwaliteit, niet-habitueel spreken (bijvoorbeeld geforceerde mondademhaling) of externe invloeden, zoals omgevingslawaaï. Verder vonden zij dat het aanhouden van klinkers op een hoge intensiteit potentie laat zien als variabele binnen stembelastingstests bij ongetrainde stemmen. Dit zou wellicht zelfs beter zijn dan de traditionele leestaken. Verder onderzoek is hiervoor echter nodig.

Echternach, Richter, Traser, & Nusseck (2013) onderzochten het verschil in uitkomst op de DSI (Dysphonia Severity Index) tussen een stembelastingstest met vaste minimale intensiteit (80dB) en een test met wisselende minimale intensiteit (75 dB en 80 dB), maar vonden hierin geen verschil (n=17, met een gezonde stemfunctie). Wel lijkt de test met de vaste minimale intensiteit meer stabiel en gemakkelijker te zijn voor de proefpersonen. Naar aanleiding van een nieuw onderzoek van Echternach, Nusseck, Dippold, Spahn, & Richter (2014) blijkt dat een stembelastingstest van tien minuten (lezen van een standaardtekst, minimale intensiteit 80dB, microfoon op 30cm afstand) vergelijkbaar zou zijn met het geven van een 45-minuten durende les. Dit, aangezien slechts kleine verschillen zijn gevonden, tijdens en na beide situaties, op het gebied van stembelasting en stemkwaliteitsmetingen. Dit laatste werd ook nu weer gemeten met de DSI.

Titze, Svec & Popolo (2003) vonden in hun onderzoek (n=6) een grens tussen veilige, aanvaardbare

en te hoge stembelasting. Deze grens vertaalden zij naar ‘aantal meters’ die de stemplooien afleggen in hun trilling en werd vastgesteld op 500 meter afgelegde weefselafstand. Deze afstand wordt bij continue fonatie bereikt na 17 minuten en tijdens lezen na 35 minuten. Dit biedt inzicht in de zeer belangrijke rol die pauzes spelen in het stemgeven en hoe pauzes kunnen worden ingezet om de stembelasting op een veilige manier te kunnen verlengen (De Bodt et al., 2015).

2.2 Spieractiviteit

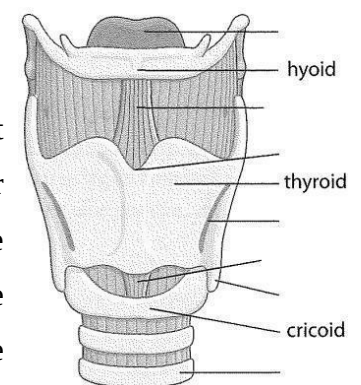
Wat is spieractiviteit?

In de literatuur wordt onderscheid gemaakt tussen spieractiviteit en spierspanning. Binnen de biometrie bestaan mogelijkheden om spieractiviteit te meten. De term ‘spieractiviteit’ is naar wetens van de onderzoekers echter geen gebruikelijke term in de logopedie. Hier wordt voornamelijk gesproken over spierspanning. Om deze reden worden zowel binnen de literatuur als in dit onderzoek beide termen gebruikt. Dit vraagt echter om een duidelijke uitleg van beide termen. Tijdens contractie van een spier wordt gesproken over spierspanning. De spieren worden hierbij bewust of onbewust aangespannen om contractie te bewerkstelligen (Pinkhof-Hilfman, 1984). Spieractiviteit daarentegen, is de activiteit die altijd in de spieren aanwezig is. Hiermee wordt de (residu)spanning bedoeld die een spier in rust levert (Pierce & Pierce, 1989). De spieractiviteit is lager in rust, maar stijgt bij aanspanning van de spier. Echter is deze (residu)spanning in rust voor iedereen anders (Pierce & Pierce, 1989). Spieractiviteit is dan ook zeer persoonsafhankelijk (Vossen & Seghers, 2003).

Onderzoeksvormen naar spierspanning en spieractiviteit

Palpatie & observatie

Binnen de logopedie wordt spierspanning subjectief in kaart gebracht door middel van manuele palpatie (De Bodt et al., 2015). Op deze manier wordt de soepel- of stijfheid van de spieren en ligamenten en de beweeglijkheid van de larynxstructuren in kaart gebracht. In combinatie met manuele palpatie wordt ook gekeken naar de positie van de laryngeale structuren (*fig. 2*) ten opzichte van overige lichaamsstructuren en ten opzichte van elkaar. Dit wordt gedaan aan de hand van observatie (Blöink et al, 2006; Rijssen, 2012).



Figuur 2. De larynx
(De Bodt et al., 2015)

Elektromyografie

Spieractiviteit kan objectief gemeten worden en zichtbaar worden gemaakt met behulp van elektromyografie (EMG). Dit komt doordat spieren een elektrisch signaal afgeven, welke door middel van een sensor wordt opgevangen. Hierdoor kan de spieractiviteit gemeten en gevisualiseerd worden met behulp van het bijbehorende programma (Vossen & Seghers, 2003).



Figuur 3. Oppervlakte elektroden (adinstruments, z.d.)

Met behulp van elektroden kan de spieractiviteit op twee manieren in beeld worden gebracht, namelijk invasief en non-invasief. Bij invasieve metingen wordt gebruik gemaakt van naaldelektroden die onderhuids geplaatst worden. Hierdoor kan de spieractiviteit in dieper gelegen spieren gemeten worden. Bij non-invasieve metingen wordt gebruik gemaakt van oppervlakte-elektroden (fig. 3). Men spreekt dan ook van surface elektromyografie (sEMG) (Herrington, 1998). Bij de interpretatie van het meetresultaat van een sEMG-meting moet rekening gehouden worden met het sEMG-signaal van omliggende musculatuur. Daarnaast moet ook rekening gehouden worden met metingen in de buurt van het hart, aangezien de hartslag ruis kan veroorzaken in de meting. Tot slot moet rekening gehouden worden met individuele verschillen zoals huidweerstand en lichaamsbehaaring (Vossen & Seghers, 2003).

Ook binnen de logopedie wordt gebruik gemaakt van elektromyografie. Zo wordt binnen de richtlijn dysfagie aanbevolen oppervlakte elektroden (sEMG) te gebruiken tijdens slikrevalidatie. De elektroden worden geplaatst op de mondbodem- en halsspieren, welke belangrijk zijn bij het slikken en voorzien zowel cliënt als therapeut van visuele biofeedback tijdens de behandeling (Richtlijnen Database, 2017). Ook is EMG ingezet voor het meten van spierversmoeidheid van de intrinsieke larynxspieren. Het eerst bekende gepubliceerde bewijs van laryngeale spierversmoeidheid, gemeten met behulp van invasieve EMG, stamt uit 2006 (Boucher, Ahmarani & Ayad, 2006). De elektroden werden geplaatst in de *m. cricoarythenoideus lateralis*. De zeven proefpersonen met ongetrainde stemmen dienden vervolgens gedurende 12 tot 14 uur elke 12 tot 15 minuten 3 minuten voor te lezen op 74dBA (decibelmeter op 1 meter afstand) in zittende houding. Uit het onderzoek bleek de frequentie van het EMG-signaal in eerste instantie te stijgen en vervolgens na 5,5 tot 8 uur te dalen tot onder de beginmeting.

Disbalans in spieractiviteit

Zoals weergegeven in de hypothetische vicieuze cirkel (*fig. 1*) lijken spieractiviteit en houding onlosmakelijk met elkaar verbonden. Dit is ook het geval bij een disbalans in spieractiviteit. Bij een correcte houding contraheren spieren van contralaterale zijden met gelijke kracht aan structuren, wat zorgt voor een balans in spieractiviteit (Harris, 1998). Echter, wanneer één structuur verschuift, zullen andere structuren ook verschuiven. Zo ontstaat een kettingreactie welke uiteindelijk gevolgen kan hebben voor de stem (Cardoso, Lumini-Oliveira & Meneses, 2017). Nacci et al (2012, p. 119) schrijven: “any non-alignment or torsional imbalance of the entire spine and the cervical area, in particular, directly influences the position of the hyoid bone ... and indirectly, the position of the larynx.”. Rondom de larynx kan dus een disbalans in spierspanning ontstaan ten gevolge van afwijkingen en disbalans elders in het lichaam (Lieberman, 1998). Op deze manier kan overmatige spierspanning een hese of geknepen stem of een verandering in klankkleur tot gevolg hebben (De Swaef, & Verstraete, 2013). Bovendien is een balans in spierspanning een vereiste voor het kunnen aanhouden van een optimale houding (Decoster & De Jong, 2013).

2.3 Houding

Eutone houding

Een optimale houding, welke hierna nader zal worden toegelicht onder de noemer ‘eutone houding’, heeft zowel lokaal als algemeen een balans in spanning tussen spieren die van contralaterale zijden contraheren aan structuren. Op deze manier wordt een goede, stevige, rechtopstaande steun gerealiseerd. Het helpt de positie van het lichaam optimaal te ondersteunen en de functie optimaal te laten verlopen. De eutone houding is dus afhankelijk van de uit te voeren functie (Decoster & De Jong, 2013). Echter, de eutone houding is ook afhankelijk van de anatomische bouw. Om deze reden wordt gestreefd naar de meest optimale houding binnen de mogelijkheden van het individu (Sas & De Clercq, 1998). Bovendien is binnen de logopedie niet alleen eutonie van de skeletspieren belangrijk, welke zorgen voor een eutone houding, maar ook in andere spieren. Zo is bijvoorbeeld eutonie in de stemspieren belangrijk om de fonatie optimaal te laten verlopen en zorgt eutonie in de mond-, tong- en aangezichtspieren voor een optimale spraakproductie (Decoster & De Jong, 2013).



Figuur 4. Links: eutone houding met loodlijn; Rechts: kyfose van de nek, in elkaar gezakte houding en endorotatie van de schouders (Cesar Goirle, 2015)

Een eutone houding vormt ook de basis voor het stemgeven. Dit, omdat het een efficiënte inademing toelaat, helpt bij het voortbewegen van de adem langs de stemplooien en een goede ademkracht ondersteunt. Mede daardoor maakt het een ontspannen fonatie mogelijk. Dit houdt in dat men geen overmatige spanning in en rondom het keelgebied ervaart, maar toch een voldoende luide stem kan produceren. Ook zorgt het dat de stem vrijuit kan klinken zonder hierin gehinderd te worden. Om dit tot stand te brengen wordt gestreefd naar eutonie (Decoster & De Jong, 2013).

Binnen de logopedie bestaan uitgangspunten voor een eutone houding (Decoster & De Jong, 2013). Vanuit deze uitgangspunten kunnen andere bewegingen voortvloeien, waardoor enige flexibiliteit ontstaat binnen de eutone houding (Schneider, Dennehy, & Saxon, 1997). In deze eutone houding kan, vanaf de zijkant gezien, een denkbeeldige loodrechte lijn worden getrokken door het mastoïd, net vóór het schoudergewricht, net achter het heupgewricht en net vóór het enkelgewricht (*fig. 4, links*) (Decoster & De Jong, 2013).

Houdingsafwijkingen

Een niet-eutone lichaamshouding en de verhoogde of verlaagde spierspanning die daarmee gepaard gaat, kunnen nekpijn, keelpijn, rugpijn en stemklachten veroorzaken of in stand houden (De Bodt et al., 2015). Een niet-eutone houding kan een resultaat zijn van smartphone- en/of desktopgebruik. Diverse onderzoeken tonen aan dat gebruik van deze apparaten grote invloed kan hebben op de houding (Berolo, Wells, & Amick, 2011; Bonney, & Corlett, 2002; Yassierli, & Juraida, 2016) en de ademhalingsfunctie (Jung, Lee, Kang, Kim, & Lee, 2016). Thoracale hyperkyfose, een in elkaar gezakte houding en endorotatie van de schouders zijn veelvoorkomende houdingsaanpassingen die hiermee gepaard gaan (Janwantanakul, Sitthipornvorakul, & Paksaichol, 2012).

Daarnaast vermindert een in elkaar gezakte zithouding (*fig. 5*) (kyfose van de nek, afgeronde schouders, ingezakt, platte rug) de sterkte van het diafragma ten opzichte van een opgerichte zithouding en heeft daardoor invloed op de ademhaling (Albarrati, Zafar, Alghadir, & Anwer, 2018).



Figuur 5. In elkaar gezakte zithouding: kyfose van de nek, endorotatie van de schouders, ingezakt, afgevlakte lenden (Alexander Technique Centre, g.d.)

Met een thoracale hyperkyfose wordt een versterkte bolling van de bovenrug bedoeld (*fig. 4, rechts & fig. 5*). Hierbij bevindt het hoofd zich in protractie. Om de blik naar voren te projecteren, in plaats van naar de grond, wordt de kin vervolgens omhooggetild, met overstrekking van het bovenste

cervicale deel van de wervelkolom (*bijlage A*) als gevolg. De spieren in de hals worden hierdoor constant uitgerekt en de suboccipitale spieren in de nek zijn voortdurend verkort (McDonnell MK & Sahrman S, 2002).

Bij protractie van het hoofd ontstaat een verhoogde spierspanning in de halsspieren (Decoster & De Jong, 2013) en de mondbodemspieren (voornamelijk de *m. geniohyoideus*) (Milidonis et al., 1993). Bij retractie van het hoofd worden het hyoid, thyroïd en cricoid (*fig. 2*) tegen elkaar gedrukt. Een naar voren gebogen hoofdhouding (*fig. 6*) legt extra druk op de wervelkolom, welke kan oplopen tot wel 27 kilo (Hansraj, 2014). In figuur 6 is de relatie weergegeven tussen het aantal graden dat het hoofd naar voren gekanteld wordt en de hoeveelheid extra gewicht dat aan de wervelkolom hangt.



Figuur 6. Hoofdhouding en overbelasting van de nek- en schouderspieren (Van de Steen, z.d.)

Onderzoek uit 2017 (Walia, Kalra, Gupta & Munjal) toont aan dat protractie van het hoofd (in dit geval in zittende positie) ook invloed heeft op de ademhaling. Het zorgt namelijk dat de thorax zich minder kan uitbreiden, met een oppervlakkige ademhaling tot gevolg.

Disbalans ten gevolge van protractie van het hoofd kan de controle over en de resonantie van de stem verminderen. Deze hoofdpositie zorgt namelijk voor verkorting van de *m. stylohyoideus*. In deze verkorte positie oefent de spier meer kracht uit, met elevatie van de larynx tot gevolg. Door deze stijging verandert de vorm van het spraakkanaal, met gevolgen voor resonantie en toonhoogte (Arboleda, & Frederick, 2008). De hoofdpositie beïnvloedt ook de spierspanning in de *m. trapezius*, aangezien deze spier het roteren en naar boven kantelen van het hoofd ondersteunt. Asymmetrische spanning in de nek en schouders (onder andere de *m. trapezius*) kan resulteren in een cervicale lordose, wat op zijn beurt de fonatie negatief kan beïnvloeden (Blöink et al, 2006).

Het onderzoek van Gilman & Johns (2017) zoekt antwoord op de vraag: ‘Hebben verschuivingen in de houding, dat wil zeggen voorwaartse of achterwaartse verschuiving van de hoofdpositie en het wel of niet staan met de knieën op slot, effect op de zelf waargenomen spierinspanning?’. De

proefpersonen (n=46, 13 man, 33 vrouw, zonder stemproblemen het afgelopen jaar) dienden tijdens het onderzoek driemaal in zes verschillende houdingsposities een /a/ aan te houden op een comfortabele toonhoogte en luidheid. Na iedere uiting dienden zij de ervaren vocal effort (vocale inspanning) te beoordelen door middel van een VAS- schaal. Uit het onderzoek kwam naar voren dat een overdreven protractie en retractie van het hoofd, zowel zittend als staand, de hoogste vocal effort vereist. Daarnaast wordt gesuggereerd dat houding effect heeft op de vocal effort, ook wanneer stembelasting uitblijft.

Vicon Motion Capture

Houding kan objectief worden gemeten met behulp van Vicon Motion Capture. Bij Vicon Motion Capture worden, aan de hand van het bijbehorende protocol (*bijlage H*), reflectoren op specifieke punten van het lichaam geplaatst. Infraroodcamera's vangen de bewegingen van de reflectoren op en vertalen dit naar een punt op het beeldscherm. Wanneer de punten door lijnen worden verbonden, vormt dit een figuurlijke weergave van het lichaam. Op deze manier kan de afwijking (in graden) van diverse structuren in het lichaam worden bepaald en geanalyseerd.

Meetbaarheid hoeken

Om de veranderingen in de hoeken te beoordelen is allereerst belangrijk te weten wanneer de verandering in aantal graden verwaarloosbaar is, of wanneer daadwerkelijk gesproken kan worden van een verandering. Op deze vraag biedt de literatuur geen duidelijk antwoord, aangezien dit afhankelijk is van diverse factoren. Denk hierbij aan de specifieke hoek die je meet en de lengte van de proefpersoon (Grelsamer, Dubey & Weinstein, 2005). Koes et al (1989) stellen dat veranderingen van 20° of minder volledig te wijten kunnen zijn aan meetfouten en/of intra-individuele verschillen. Binnen een groep (n= 60) lijken kleinere verschillen aantoonbaar te zijn, namelijk vanaf 5°. Deze cijfers zijn echter niet gebaseerd op het gebruik van Vicon Motion Capture, maar op het gebruik van de CYBEX EDI 320 hoekmeter. Deze hoekmeter is een elektronische digitale inclinometer, een soort digitale waterpas. Dit, in tegenstelling tot Vicon Motion Capture, waarbij gewerkt wordt met reflectoren en camera's die de houding en bewegingen registreren.

2.4 Musculatuur

Zowel binnen de fonatie (en stembelasting), houding als spieractiviteit spelen spieren een belangrijke rol. Bij het tot stand brengen van fonatie zijn de (intrinsieke en extrinsieke) larynxspieren van groot belang. De intrinsieke larynxspieren hebben beide aanhechtingspunten binnen de larynx (*fig. 2*). Ze zijn verantwoordelijk voor het wijzigen van de positie, omvang en spanning van de stemplooien; het brengen van de stemplooien in abductie of adductie en het uitstrekken hiervan. Extrinsieke larynxspieren hebben slechts een van de twee aanhechtingspunten binnen de larynx en zorgen voornamelijk voor heffing of daling van de larynx (De Bodt et al., 2015). Meerdere spieren spelen een belangrijke rol bij de houding. De volgende spieren kunnen worden onderscheiden als primaire houdingsspieren:

- *Nekspieren: sternocleidomastoïdeus, trapezius, splenius, rectus anticus major & minor, longus colli, scalenus spieren, rectus lateralis.*
- *Rompspieren: trapezius, latissimus dorsi, levator anguli scapulae, rhomboid spieren, erector spinae, pectoralis major & minor, serratus magnus, deltoids, teres major & minor, psoas, iliacus, tensor fasciae femoris, gracilis, sartorius, en gluteus spieren.*
- *Hamstrings: sartorius, gracilis, semitendinosus, biceps en semimembranosus.*
- *Lagere beenspieren, gastrocnemius, soleus, flexors, en extensors.*

(Letterlijk vertaald van Schneider, Dennehy, & Saxon (1997) pagina. 334)

Enkele van bovenstaande spieren zijn relevant voor deze thesis. Deze keuze wordt verder toegelicht in de methode. De functie van de relevante spieren wordt toegelicht in tabel 1.

Tabel 1.
Overzicht spieren pilotmeting

<i>Spier</i>	<i>Beknopte toelichting</i>
<i>MONDBODEMSPIEREN</i>	
<i>M. Mylohyoideus</i>	Spant en heft mondbodem, kantelt hyoid bij slikbeweging, ondersteunt de maalbeweging van de mandibula (Schünke et al., 2010).
<i>M. digastricus anterior</i>	Contractie in anterieure richting en daling mandibula (Kenhub, 2015a).
<i>NEK- EN HALSSPIEREN</i>	
<i>Mm. Scaleni (anterior, medius & posterior)</i>	Hulpademhalingsspier. Unilaterale contractie buigt de cervicale wervelkolom in laterale richting (Kirchmann, 2018).
<i>M. Sternocleidomastoideus</i>	Hulpademhalingsspier (Schünke et al., 2010). Rotatie en/of flexie van het hoofd of flexie van de cervicale wervelkolom (Kirchmann, 2018).
<i>M. Trapezius*</i> *ook rugspier (superior, transversus, inferior)	Algemeen: stabiliseert, beweegt en roteert scapula (Kirchmann, 2018). Flexie, rotatie en heffing van het hoofd (Schünke et al., 2010). Superior: Heft scapula (Kenhub, 2014b) Inferior: Daalt scapula (Kenhub, 2014b)
<i>BORSTSPIEREN</i>	
<i>M. Pectoralis major</i>	Hulpademhalingsspier (Schünke, Voll, & Wesker, 2016). Roteert bovenarm in mediale richting en stabiliseert schoudergewricht (Cordasco, Mahony, Tsouris, & Degen, 2017).
<i>RUGSPIEREN</i>	
<i>M. Latissimus dorsi</i>	Hulpuitademhalingsspier (“hoestspier”) (Paulsen & Waschke, 2018). Tilt gestrekte arm in anterieure en laterale richting. Roteert gebogen arm van lateraal naar mediaal.

2.5 Relevantie

Deze pilotstudie is relevant voor logopedisten en andere paramedici die te maken hebben met houding en/of spierspanning of –activiteit. Dit, aangezien het een eerste inzicht zal bieden in de houdings- en spieractiviteitsveranderingen die optreden tijdens een stembelastingsopdracht, waar, zover als bekend bij de onderzoekers, tot op heden nog geen onderzoek naar is gedaan. Door deze veranderingen te onderzoeken en subjectief en objectief te beschrijven, worden de veranderingen in kaart gebracht, waar vervolgens op kan worden voortgebouwd door middel van vervolgonderzoek.

Bovendien wordt binnen dit onderzoek een samenwerking tussen logopedie en biometrie tot stand gebracht. Dit opent een deur in de interdisciplinaire samenwerkingsmogelijkheden tussen de twee disciplines.

2.6 Probleemstelling

Binnen de logopedie is geen evidentie beschikbaar over de veranderingen in houding en spieractiviteit die optreden wanneer de stem belast wordt. Bekend is wel dat houding en verhoogde spierspanning een oorzakelijke en in standhoudende factor kunnen spelen bij het ontstaan van stemklachten en -problemen (De Bodt et al., 2015). Wanneer sprake is van stemproblemen is de stem minder belastbaar, waardoor een belasting sneller als te hoog kan worden ervaren (Buekers, 1999).

2.7 Doelstelling

Het doel van het onderzoek is het verkrijgen van kennis en inzicht rondom de veranderingen in houding en spieractiviteit die optreden tijdens een stembelastingsopdracht om een basis te vormen voor vervolgonderzoek.

2.8 Vraagstelling

Welke veranderingen in houding en spieractiviteit treden op tijdens een stembelastingsopdracht?

3. Methodologie

In het komende hoofdstuk wordt de methodiek van dit onderzoek uiteengezet. Allereerst wordt ingegaan op het design van het onderzoek, gevolgd door de selectie van de proefpersonen en in- en exclusiecriteria. Vervolgens komt de procedure van het onderzoek aan bod. Tot slot worden de data-analysemethoden besproken.

3.1 Onderzoeksdesign en niveau van bewijssterkte

Het onderzoek dat heeft plaatsgevonden was een pilotstudie van kwalitatieve aard. Hierbij is gekeken naar de eventuele veranderingen die optreden in houding en spieractiviteit tijdens een stembelastingopdracht. Bij iedere proefpersoon heeft één meetmoment plaatsgevonden met daarin zeven sub-metingen. Dit maakt het een multiple casestudie met niveau van bewijssterkte 4 (C).

Variabelen

De onafhankelijke variabele binnen dit onderzoek was de stembelasting. De afhankelijke variabelen waren spieractiviteit en houding. De externe variabelen zijn zoveel mogelijk gelijk gehouden. Denk hierbij aan de ruimte waarin het onderzoek plaatsvond, de opstelling van de apparatuur en afstand tot de decibelmeter.

Een aantal factoren konden niet gelijk gehouden worden, maar hebben mogelijk wel invloed gehad op de bevindingen. Deze confounders zijn onder andere eventuele zenuwen en de mate van hydratatie bij de proefpersoon, de luchtvochtigheid in de ruimte en het tijdstip van deelname aan het onderzoek. Het tijdstip kan namelijk invloed uitoefenen op de hoeveelheid stembelasting welke de persoon al heeft ervaren gedurende de dag.

3.2 Proefpersonen

Selectie en werving

De proefpersonen zijn per mail en via Moodle gerekruteerd via diverse opleidingen op Zuyd Hogeschool te Heerlen. Deze groep werd aangevuld met bekenden van de onderzoekers. Dit is gedaan middels een oproep via social media en persoonlijke benadering. Een belangrijk aandachtspunt was dat de proefpersonen niet op de hoogte mochten zijn van de onderzoeksvraag.

In- en exclusiecriteria

Proefpersonen buiten de leeftijdscategorie van 16 tot 40 jaar werden uitgesloten van deelname aangezien het overgrote deel van de studenten binnen deze leeftijdscategorie valt. Bovendien is de leeftijdsgrens ingesteld om uitschieters in leeftijd te voorkomen en een zo homogeen mogelijke groep te verkrijgen. Daarnaast diende de proefpersoon in staat te zijn naar Zuyd Hogeschool in Heerlen te

komen, 30 minuten stem te geven in een staande houding en diverse teksten vloeiend hardop voor te lezen. Uitgesloten van deelname waren (oud)studenten fysiotherapie, logopedie en ergotherapie en mensen met ernstige houdings- of spierproblematieken (denk hierbij aan ernstige scoliose of spasmen). Ook werden mensen die stemklachten ervaren uitgesloten, om het risico op verergering en het eventuele ontstaan van stemproblemen te voorkomen. Voor het bepalen van het ervaren van eventuele stemklachten werd de Voice Handicap Index 10 (VHI-10) (*bijlage C*) gebruikt. Bij aanmelding is deze toegestuurd. Bij een score van ≥ 7 werd de proefpersoon van deelname uitgesloten.

3.3 Materiaal

De proefpersonen hebben tijdens het onderzoek diverse metingen ondergaan, waarvoor verschillende systemen gebruikt zijn. Voor de objectieve meting van de spieractiviteit is het Delsys Trigno sEMG systeem gebruikt. Delsys verzorgde de sEMG meting waaruit de spieractiviteit (in voltages werd verkregen). De objectieve meting van de houding werd uitgevoerd aan de hand van het programma Vicon Motion Capture. Uit de Vicon-meting zijn gewrichtshoeken (in graden) verkregen. De houding is daarnaast ook subjectief beoordeeld met behulp van een observatieformulier (*bijlage B*). De procedure van al deze metingen wordt in de volgende paragraaf beschreven.

3.4 Procedure

Uitvoering test

Zoals eerder beschreven in de theoretische achtergrond zijn de extrinsieke larynxsspieren, het diafragma en de primaire houdingsspieren (Schneider, Dennehy & Saxon, 1997) belangrijke spieren binnen het thema van dit onderzoek. Om deze reden zijn deze spieren in overweging genomen om te meten gedurende de stembelastingsopdracht. Het overgrote deel van deze spieren werd geëxcludeerd gezien de diepere ligging en/of het kleine formaat van de spier. De sEMG elektroden kunnen enkel oppervlakkig gelegen spieren meten en gezien de grootte van de elektroden (27x37x15 mm) kunnen kleine spieren niet geïsoleerd gemeten worden. Buikspieren zijn niet overwogen, wegens de grote invloed van de ademhaling op de spieractiviteit in deze spieren.

Om erachter te komen welke spieren belangrijk waren om mee te nemen tijdens het onderzoek, is voorafgaand aan het onderzoek een test uitgevoerd. De drie onderzoekers waren hiervoor om de beurt proefpersoon. Elektroden werden op de overwogen spieren geplakt en vervolgens zijn verwachte houdingsveranderingen in overdreven vorm nagebootst. Denk hierbij aan thoracale hyperkyfose, endorotatie van de schouders en protractie van het hoofd. Op deze manier kon in kaart worden gebracht welke spieren beïnvloed worden door de houding en meetbaar zijn. Daarnaast werd tijdens

deze test beoordeeld welke spieren beïnvloed werden door articulatoire bewegingen. Dit werd gedaan door de veranderingen in spieractiviteit tijdens het (spontaan) spreken en niet spreken subjectief te vergelijken. Hieruit kon een eerste selectie worden gemaakt. Gezien de beperkte beschikbaarheid van elektroden (negen stuks) zijn spieren die geen verandering lieten zien bij de overdreven bewegingen ook niet meegenomen in de pilotmeting en het onderzoek.

Uitvoering oefenmeting

Vervolgens is tweemaal een oefenmeting uitgevoerd, waarin het onderzoek werd nagebootst. De oefenmeting zag hetzelfde uit als het onderzoek (lees hier meer over onder het kopje ‘uitvoering onderzoek’). Onder dit kopje ‘uitvoering oefenmeting’ zullen enkel de punten beschreven worden welke niet exact overeenkwamen met het onderzoek.

Tijdens de eerste oefenmeting fungeerde een van de onderzoekers (vanuit logopedie) als proefpersoon. Tijdens de tweede oefenmeting werd een proefpersoon gerekruteerd die voldeed aan de in- en exclusiecriteria. Het doel van de oefenmeting was informatie te verkrijgen over welke spieren gemeten kunnen worden en welke zo min mogelijk beïnvloed worden door respiratoire bewegingen. Uiteindelijk zijn de volgende spieren meegenomen in de oefenmeting: *m. trapezius transversus*, *m. trapezius inferior*, *m. sternocleidomastoideus*, *mm. scaleni*, *m. pectoralis major*, *m. latissimus dorsi* en de mondbodemspieren (*m. mylohyoideus* en *m. digastricus anterior*).

Gekozen is de spieren aan één kant van het lichaam te meten. Het meten aan beide zijden zou geen toegevoegde waarde hebben bij het beantwoorden van de vraagstelling, aangezien niet gekeken wordt naar een disbalans tussen contralaterale spieren. Uit de oefenmeting kwam naar voren dat alle spieren meetbaar zijn, echter is het zeer waarschijnlijk dat bij de *m. sternocleidomastoideus*, *mm. scaleni* en de mondbodemspieren ook spieractiviteit van de omliggende musculatuur wordt gemeten, vanwege de vrij grote oppervlakte van de sEMG elektroden (27x37x15 mm).

Voor de objectieve beoordeling van het sEMG signaal binnen dit onderzoek, diende een programma voor het softwareprogramma MATLAB geschreven te worden vanuit biometrie. Aangezien dit programma op dit moment nog niet geschreven was en hierop wachten zou resulteren in een vertraging van het onderzoek, zijn de spieractiviteitsmetingen van de oefenmeting subjectief beoordeeld. De uitkomsten (*bijlage F*) zijn op het oog met elkaar vergeleken om te beoordelen of de spieren meetbaar waren en al dan niet beïnvloed werden door respiratoire bewegingen. Op basis hiervan zijn de volgende spieren meegenomen in het onderzoek: *m. trapezius (superior**, *transversus*,

inferior), *m. sternocleidomastoideus* en *m. latissimus dorsi*.

* Na het beoordelen van de resultaten van de oefenmeting is geconcludeerd dat de *m. trapezius* in zijn geheel werd meegenomen in het onderzoek (*m. trapezius superior/transversus/inferior*).

Net als tijdens het onderzoek, diende de proefpersoon teksten voor te lezen. Tijdens de oefenmeting is echter gebleken dat de initiële teksten van Nieuwsbegrip te moeilijk waren om voor te lezen op de minimale luidheid. Om deze reden zijn tijdens het onderzoek andere teksten gebruikt, welke te vinden zijn onder het kopje ‘uitvoering onderzoek’.

[Uitvoering onderzoek](#)

[Afnameprocedure](#)

De gehele afnameprocedure verliep als volgt:

- Na binnenkomst ontvingen de deelnemers de informed consent (*bijlage J*), waarop alle informatie stond waarover zij voorafgaand en tijdens het onderzoek mochten beschikken. Zij dienden deze te ondertekenen.
- Vervolgens kregen zij de instructie zich om te kleden in de voorgeschreven kledij, indien zij dit nog niet gedaan hadden.
- Hierna werden de volgende metingen uitgevoerd voor de juiste berekening van de hoeken binnen Vicon Motion Capture: lichaamsgewicht, lengte van het gehele lichaam, lengte van het rechterbeen (buitenkant), breedte van de (rechter)pols en de dikte van de handpalm.
- De volgende stap was het plaatsen van de sEMG sensoren en Vicon -reflectoren. Dit gebeurde door de onderzoeker vanuit biometrie. De proefpersoon diende hiervoor te staan.
- Wanneer alle elektroden en reflectoren correct geplaatst waren, volgde een kalibratie volgens de eisen van Vicon Motion Capture. De proefpersoon nam hiervoor plaats voor de meetopstelling (Bijlage I) met het lichaam een kwartslag naar links gedraaid.
- Hierna ging de proefpersoon recht voor de meetopstelling staan, met het gezicht richting het beeldscherm en de decibelmeter en werd verteld dat eerst een nulmeting zou plaatsvinden, waarbij de proefpersoon niets moest doen en niet moest spreken.
- Na de nulmeting kregen de proefpersonen nogmaals een korte herhaling van de instructies uit de informed consent (*bijlage J*), namelijk dat ze de teksten dienden voor te lezen op een vrij hoge luidheid. Op het beeldscherm konden zij zien of deze luidheid behaald werd en de onderzoekers zouden door middel van een handgebaar aangeven wanneer zij luider moesten spreken. Ook werd hen verteld dat het niet erg was wanneer ze zich zouden verspreken of

vastliepen op een zin. Zij mochten dit stukje dan overslaan. Het belangrijkste was dat de luidheid behaald werd en ze niet stopten met lezen. Op dit moment werd ook de afstand tot de decibelmeter gemeten en, indien nodig, aangepast en werd de proefpersoon verteld dat deze afstand ongeveer aangehouden diende te worden. Als laatste kregen ze de opdracht de armen en benen niet te kruisen tijdens het onderzoek.

- Hierna werd het onderzoek gestart.

Stembelasting

Stembelasting werd gecreëerd door middel van een stembelastingsopdracht, welke werd vormgegeven aan de hand van de gevonden literatuur betreft stembelastingstests.

Door gebrek aan kennis en literatuur rondom houdings- en spieractiviteitsmetingen bij stembelasting is algemene kennis over stembelastingstests als uitgangspunt genomen wat betreft duur van de stembelasting (Union of European Phoniaticians, 1987; Fujiki & Sivasankar, 2017; Echternach et al., 2014; Titze, Svec & Popolo, 2003). Gekozen is voor een middenweg van 30 minuten, waarbij elke vijf minuten een houdings- en spieractiviteitsmeting plaatsvond (*fig. 7*).

Daarnaast is een wisseling in minimale luidheid aangehouden tussen 75dB en 80dB. Gestart werd met 75dB en na elke zes minuten is tussen minimale luidheid gewisseld. Deze wisseling vond niet tegelijkertijd met de meting plaats, om beïnvloeding te voorkomen. Om de luidheid te bepalen en de proefpersonen van biofeedback te voorzien, is gebruik gemaakt van de vocal loading test binnen het programma LingWaves (versie 3.2). De luidheid van de proefpersoon werd door middel van een lijn aangegeven op het beeld van de computer. Wanneer de minimale luidheid niet werd behaald, werd de proefpersoon hierop geattendeerd door een pijl op het beeldscherm en een handgebaar van de onderzoekers (logopedie).

De proefpersonen dienden teksten voor te lezen, afkomstig uit diverse kinderleesboeken, namelijk:

- Jippie! Een humeurig sprookje – Sanne Rooseboom. P. 5-9.
- Verdrongen geheimen – Hajo Visscher. P. 5-8.
- Engel – Isa Hoes & Vlinder Kamerling. P. 5-16.
- De laatste reis van de ballerinus – Arriene Bolt. P. 7-12.

De teksten lagen op ooghoogte op een pupiter vóór de proefpersoon (*bijlage I*). Op elk moment lagen twee pagina's op de pupiter en wisseling van de pagina's werd uitgevoerd door een van de onderzoekers (logopedie). Daarnaast controleerden zij regelmatig de afstand tussen proefpersoon en decibelmeter, welke 30 centimeter diende te bedragen.

Houdingsmetingen

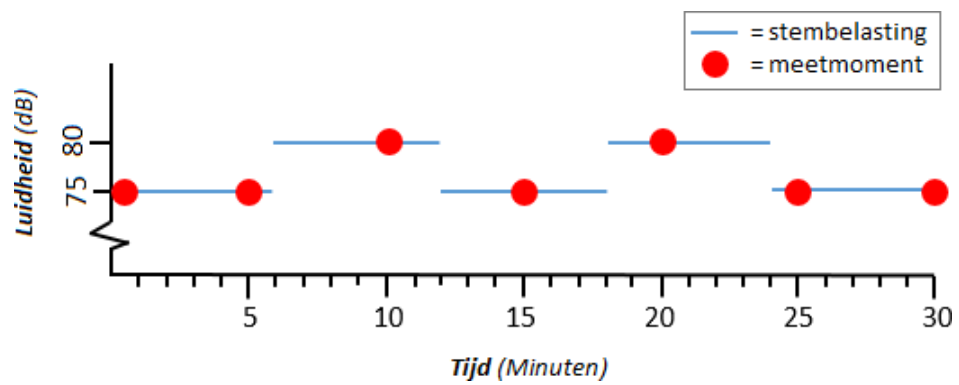
De houding is zowel subjectief als objectief in kaart gebracht. De individuele starthouding werd als uitgangspunt voor het onderzoek genomen. De subjectieve beoordeling is uitgevoerd door de onderzoekers van de opleiding logopedie aan de hand van een logopedisch observatieformulier (*bijlage B*). Deze werd achteraf ingevuld, aangezien de onderzoekers gedurende het onderzoek de proefpersoon hebben begeleid met onder andere het wisselen van teksten, het controleren van de afstand tot de decibelmeter en het stimuleren tot het behalen van de minimale luidheid.

Het logopedisch observatieformulier (*bijlage B*) is gebaseerd op het formulier welke binnen de opleiding logopedie aan Zuyd Hogeschool Heerlen wordt gebruikt en komt overeen met de aandachtspunten uit de literatuur (De Bodt et al., 2015). Een gestandaardiseerd en internationaal geaccepteerd protocol voor houdingsobservatie binnen de logopedie is tot dusver niet beschikbaar (De Bodt et al., 2015). Tijdens elk meetmoment (*fig. 7*) (nulmeting, 0:10, 5:00, 10:00, 15:00, 20:00, 25:00, 30:00 minuten) is een video-opname van tien seconden gemaakt. Aan de hand daarvan werd achteraf het observatieformulier ingevuld. Ter ondersteuning is een printscreen van de video-opnamen gemaakt op de exacte meetmomenten, waarin de loodlijn is weergegeven. Met een extra camera is een video-opname gemaakt gedurende de gehele testafname om eventuele opvallendheden op andere tijdstippen mee te kunnen nemen als extra informatie.

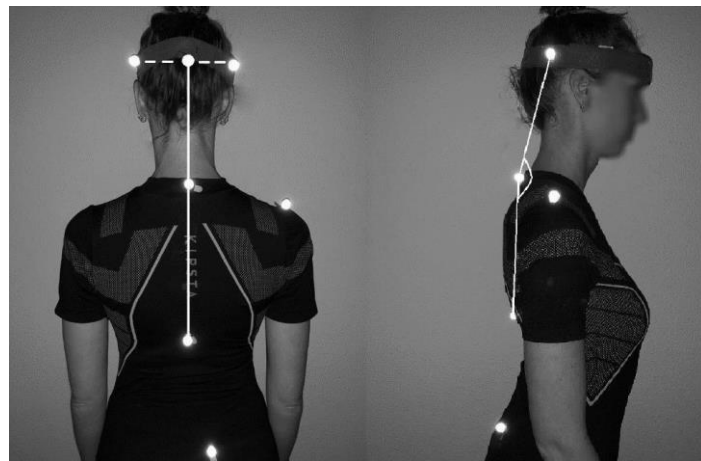
De houding werd objectief in kaart gebracht met 3D-systeem Vicon Motion Capture. De reflectoren werden volgens het bijbehorende protocol (*bijlage H*) op het lichaam geplaatst. Infraroodcamera's vingen de bewegingen van de desbetreffende reflectoren op en vertaalden deze naar een punt op het beeldscherm. Deze punten werden vervolgens verbonden waardoor een figuurlijke weergave van het lichaam werd gevormd. Op deze manier is de afwijking (in graden) van drie verschillende hoeken in het lichaam bepaald en geanalyseerd, namelijk de hoofdhoek, schouderhoek en rughoek (*fig. 8-10*). De keuze is gevallen op deze hoeken, aangezien deze het meest correleren met de gemeten spieren. De spieractiviteit in de *m. trapezius* correleert met de hoofdhoek (Schünke et al., 2010), schouderhoek (Kenhub, 2014b) en rughoek. De spieractiviteit in de *m. sternocleidomastoideus* correleert met de hoofdhoek (Kirchmann, 2018) en de *m. latissimus dorsi* correleert met de rughoek.

De hoeken werden allen aan de rechterzijde van het lichaam gemeten. Voorafgaand aan de zeven meetmomenten tijdens het onderzoek is een nulmeting uitgevoerd. Deze is staand uitgevoerd waarbij geen stem werd gegeven. Na de nulmeting volgde het onderzoek. Vijf seconden na start van de stembelasting vond de eerste meting plaats, welke in totaliteit tien seconden duurde. Vervolgens werd deze procedure herhaald bij ieder meetmoment (*fig. 7*) (5:00, 10:00, 15:00, 20:00, 25:00, 30:00).

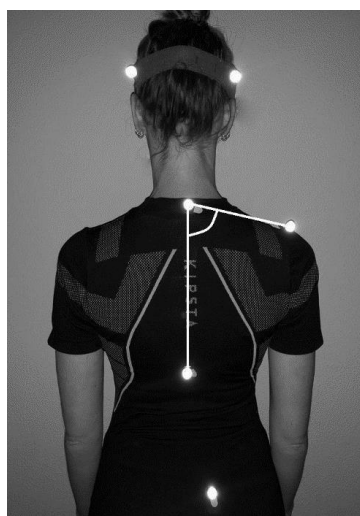
Achteraf zijn deze gegevens op de exacte meetmomenten geanalyseerd. Dit is nader toegelicht onder het kopje “data-analyse”.



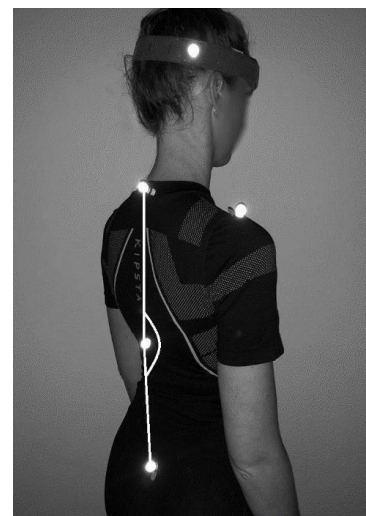
Figuur 7. Stroomschema onderzoek (exclusief nulmeting)



Figuur 8. Hoofdhoek



Figuur 9. Schouderhoek



Figuur 10. Rughoek

Spieractiviteitsmetingen

De spieractiviteit is gemeten aan de hand van Delsys Trigno sEMG systeem. De spieren welke zijn meegenomen tijdens de meting zijn: *m. trapezius (superior, transversus en inferior)*, *m. sternocleidomastoideus* en *m. latissimus dorsi*. Deze zijn aan de rechter kant van het lichaam gemeten met behulp van oppervlakte-elektroden (hierna ‘sensor’) (*fig. 3*) en in de lengterichting van de spier geplaatst. De spieractiviteits- en houdingsmetingen vonden telkens op hetzelfde moment plaats (*fig. 7*). Achteraf zijn de gegevens geanalyseerd. Dit is nader toegelicht onder het kopje “data-analyse”.

Voor het correct kunnen plaatsen van de elektroden en reflectoren zijn voor de proefpersonen de volgende kledingvoorschriften aangehouden: strakke broek, (sport)legging of kort sportbroekje met daarbij een nauw aansluitende (mouwloze) top.

Ruimte

Het onderzoek heeft plaatsgevonden in het MotionLab, een ruimte van de opleiding Biometrie waar alle benodigde apparatuur aanwezig is of naar verplaatst kon worden. Geluid van de apparatuur die zich bevindt in het MotionLab is gemeten op +/- 40 dB op de plek waar de proefpersoon zich bevond. De meetopstelling welke tijdens alle metingen is aangehouden is weergegeven in bijlage I.

3.5 Dataverzameling

Binnen dit onderzoek zijn zowel subjectieve als objectieve gegevens verzameld. Zoals eerder beschreven is voor de objectieve metingen van de spieractiviteit het programma Delsys Trigno sEMG systeem gebruikt en voor de objectieve metingen van de houding is het programma Vicon Motion Capture gebruikt. De houding is daarnaast subjectief beoordeeld aan de hand van een observatieformulier (*bijlage B*).

Data-analyse

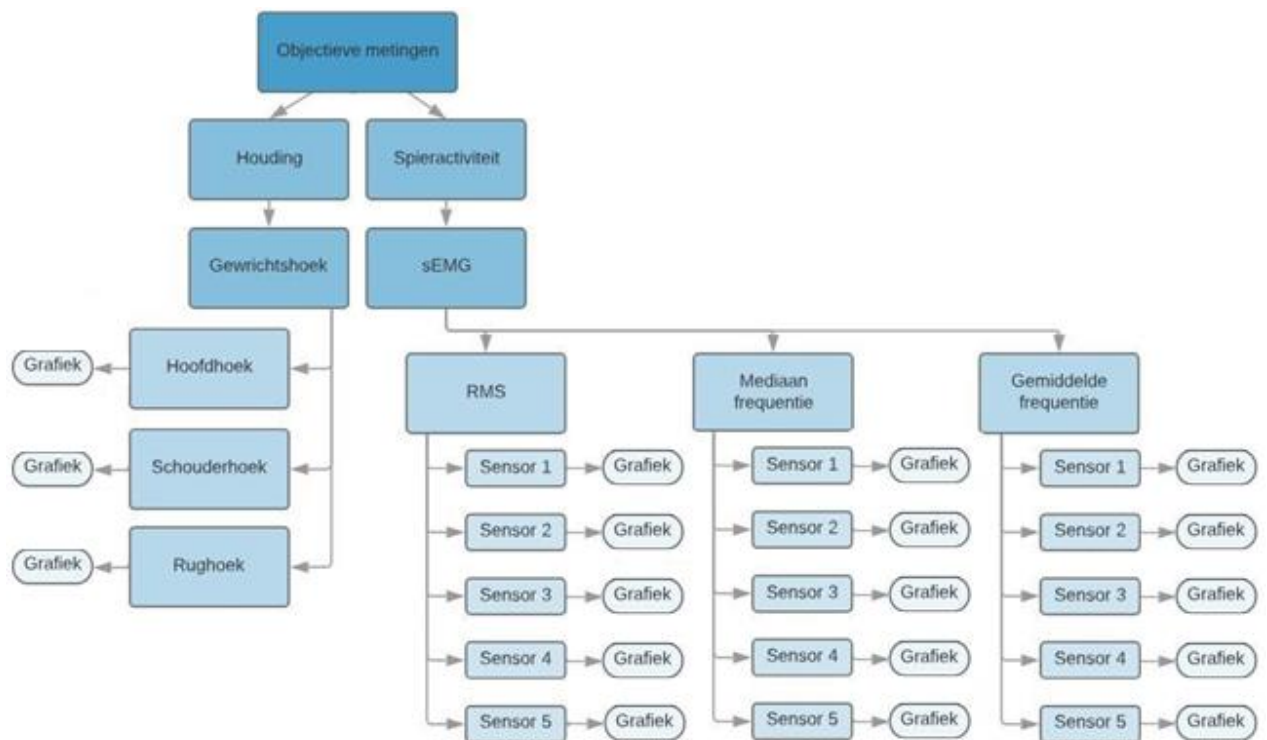
Een schematische weergave van de objectieve data-analyse is te zien in figuur 11. Hieronder volgt een toelichting. De objectieve metingen zijn onderverdeeld in spieractiviteit en houding.

De spieractiviteit is gemeten met sEMG en geanalyseerd met behulp van het softwareprogramma MATLAB (v.R2018b). De mediaan van de frequentie (mediaan frequentie) (in Hz) werd gedurende de tien gemeten seconden verkregen. Deze data werd voor elke spier (sensor) apart verkregen. Om de houding te objectiveren zijn gewrichtshoeken berekend, namelijk de hoofd-, schouder- en rughoek. Alle objectieve data is in Excel (2013) omgezet in grafieken. Deze grafieken bieden inzicht in het

verloop van spieractiviteit en houding per proefpersoon gedurende het onderzoek.

Subjectieve analyse van de houding werd uitgevoerd aan de hand van een observatieformulier, welke is ingevuld naar aanleiding van video-opnames. Deze video-opnames zijn gemaakt gedurende de meetmomenten. Ieder meetmoment is geobserveerd welke houdingskenmerken voorkwamen en in welke mate. Zo werd ook geobserveerd of een bepaald houdingskenmerk verergerde of verminderde ten opzichte van voorgaand meetmoment. Vervolgens is geobserveerd of veranderingen in houding te koppelen waren aan toe- of afname van de luidheid of de duur van het onderzoek.

Beschrijvende statistiek werd gehanteerd om antwoord te vinden op de vraagstelling. Aangezien spieractiviteit voor ieder individu anders is (Vossen & Seghers, 2003; Pierce & Pierce, 1989), mochten de individuen niet met elkaar worden vergeleken. Een andere reden was het feit dat sprake was van een pilotstudie met een kleine onderzoeksgroep.



Figuur 11. Schematische weergave data-analyse objectieve gegevens

4. Resultaten

In dit hoofdstuk zullen de resultaten van het huidige onderzoek beschreven worden. Gestart zal worden met een beschrijving van de proefpersonen. Hierna volgt een toelichting van de objectieve resultaten betreft zowel de spieractiviteit en de houdingsmetingen. Tot slot zal ook een toelichting volgen betreft de subjectieve resultaten met betrekking tot de hoofd-, schouder- en rughoek.

4.1 Beschrijving proefpersonen

In totaal meldden zich vijftien personen aan voor deelname. Hiervan werden vijf personen geëxcludeerd, aangezien zij niet voldeden aan de in- en exclusiecriteria. Vervolgens vielen twee personen af wegens afmelding en één wegens een planningsfout. Bij zeven proefpersonen werd het onderzoek afgenomen, vijf vrouwen en twee mannen. Tot slot werden de gegevens van één proefpersoon (man) niet meegenomen, aangezien de onderzoekers gedurende het onderzoek waarnamen dat deze persoon niet voldeed aan de in- en exclusiecriteria. De gemiddelde leeftijd van de zes proefpersonen bedroeg 22,83 jaar. Daarnaast waren zij allen van Nederlandse nationaliteit.

4.2 Objectieve resultaten

Spieractiviteit

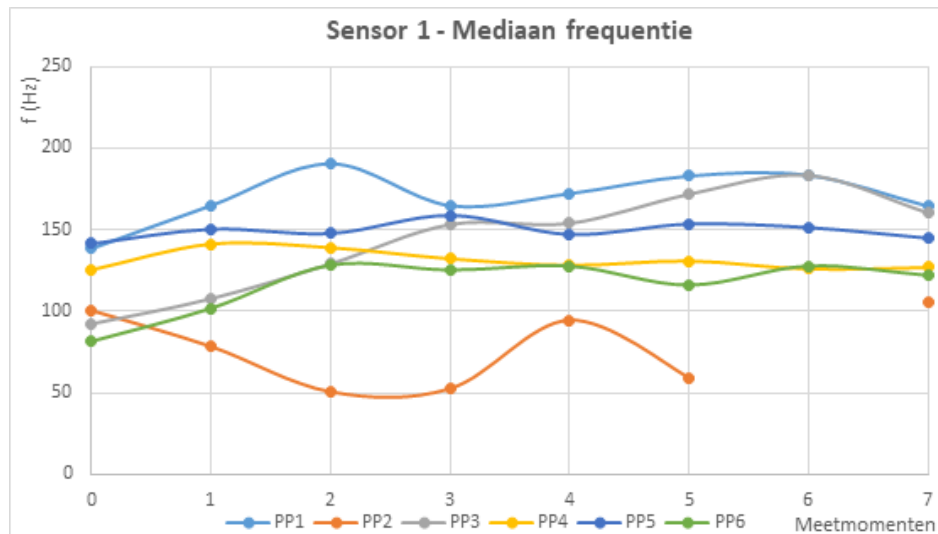
Sensor 1 – m. sternocleidomastoideus

Tabel 2

Veranderingen in mediaanfrequentie van de spieractiviteit (Hz) per proefpersoon en per meetmoment

PP	Nulmeting (Hz)	Mm 1*	Mm 2*	Mm 3*	Mm 4*	Mm 5*	Mm 6*	Mm 7*
1	138,36	26,4	25,6	-25,6	7,3	10,8	0,4	-18,9
2	100,46	-22,1	-27,7	1,9	42	-35,2	-	-
3	92,25	15,4	21,3	24,2	0,7	17,8	11,6	-23
4	125,36	15,8	-2,2	-6,8	-4	2,6	-4,9	0,9
5	141,36	8,9	-2,6	11,1	-11,7	6,4	-2,2	-6,5
6	81,55	20,2	26,5	-3	2,4	-11,6	11,7	-5,8

**Verandering in Hz ten opzichte van vorig meetmoment*



Figuur 12. Grafische weergave mediaanfrequentie van sensor 1 (*m. sternocleidomastoideus*)

Bij proefpersoon 1 werd tijdens meetmoment 1 en 2 een stijging in spieractiviteit gemeten van respectievelijk 26,4 Hz en 25,6 Hz. Vervolgens trad tijdens meetmoment 3 een daling op van 25,6 Hz. Tijdens de volgende drie meetmomenten werden stijgingen gemeten van respectievelijk 7,3 Hz, 10,8 Hz en 0,4 Hz. Tot slot vond een daling tijdens meetmoment 7 plaats van 18,9 Hz.

Bij proefpersoon 2 werd tijdens meetmoment 1 en 2 een daling in spieractiviteit gemeten van respectievelijk 22,1 Hz en 27,7 Hz. Tijdens meetmoment 3 en 4 werd een stijging in spieractiviteit gemeten van respectievelijk 1,9 Hz en 42 Hz. Tot slot werd tijdens meetmoment 5 weer een daling in spieractiviteit gemeten van 35,2 Hz. Aangezien de gegevens van proefpersoon 2 tijdens meetmoment 6 missen, kan geen stijging of daling worden berekend voor meetmoment 6 en 7.

Bij proefpersoon 3 werd tijdens meetmoment 1 tot en met 6 een stijging in spieractiviteit gemeten van respectievelijk 15,4 Hz, 21,3 Hz, 24,2 Hz, 0,7 Hz, 17,8 Hz en 11,6 Hz. Tot slot werd tijdens meetmoment 7 een daling van 23 Hz gemeten.

Een stijging in spieractiviteit van 15,8 Hz werd gemeten bij proefpersoon 4 tijdens meetmoment 1. Tijdens meetmoment 2, 3 en 4 werd een daling gemeten van respectievelijk 2,2 Hz, 6,8 Hz en 4 Hz. Tijdens meetmoment 5 trad weer een stijging op van 2,6 Hz. Vervolgens werd tijdens meetmoment 6 een daling gemeten van respectievelijk 4,9 Hz. Tot slot vond een stijging van 0,9 Hz plaats tijdens meetmoment 7.

Bij proefpersoon 5 werd tijdens meetmoment 1 een stijging in spieractiviteit gemeten van 8,9 Hz. Vervolgens werd een daling van 2,6 Hz gemeten tijdens meetmoment 2. Tijdens meetmoment 3 trad

een stijging op van 11,1 Hz. Een daling van 11,7 Hz werd tijdens meetmoment 4 gemeten, gevolgd door een stijging van 6,4 Hz tijdens meetmoment 5. Tot slot werd een daling gemeten tijdens meetmoment 6 en 7 van respectievelijk 2,2 Hz en 6,5 Hz.

Een stijging in spieractiviteit werd bij proefpersoon 6 tijdens meetmoment 1 en 2 gemeten van respectievelijk 20,2 Hz en 26,5 Hz. Vervolgens werd een daling van 3 Hz gemeten tijdens meetmoment 3, gevolgd door een stijging van 2,4 Hz. Tijdens meetmoment 5 trad een daling van 11,6 Hz op en tijdens meetmoment 6 een stijging van 11,7 Hz. Tot slot werd tijdens meetmoment 7 een daling van 5,8 Hz gemeten.

Uit bovenstaande beschrijving blijkt dat fluctuaties gemeten zijn gedurende de meetmomenten wat betreft de mediaanfrequentie van sensor 1. Dit is ook zichtbaar in de grafiek (*fig. 12*). Wanneer een vergelijking werd gemaakt tussen de nulmeting (waar nog geen stem werd gegeven) en meetmoment 7 (waar binnen dit onderzoek de meeste stembelasting is opgebouwd) werd bij alle proefpersonen een stijging gemeten van respectievelijk 26 Hz, 5 Hz, 68 Hz, 1,4 Hz, 3,4 Hz en tot slot 40,4 Hz.

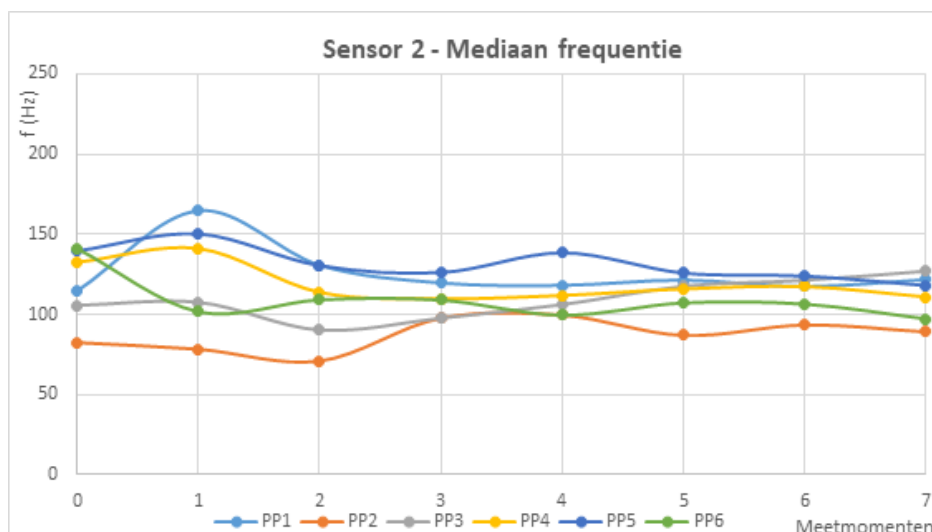
Sensor 2 – m. trapezius superior

Tabel 3.

Veranderingen in mediaanfrequentie van de spieractiviteit (Hz) per proefpersoon en per meetmoment.

PP	Nulmeting (Hz)	Mm 1*	Mm 2*	Mm 3*	Mm 4*	Mm 5*	Mm 6*	Mm 7*
1	114,66	13,8	2,3	-11,1	-1,5	3,3	-4	4,3
2	82,45	4,2	-15,7	26,8	1,8	-12,6	6,5	-4,3
3	105,66	-1,8	-13,5	7,4	8,4	11,5	3,7	5,7
4	132,56	-33,9	15,2	-4	2	4,1	1,4	-6,4
5	139,66	-5,5	-3,7	-4,3	12,3	-12,6	-1,9	-5,9
6	141,16	-18,4	-13,6	-0,2	-9,4	7,7	-0,8	-9,2

**Verandering in Hz ten opzichte van vorig meetmoment*



Figuur 13. Grafische weergave mediaanfrequentie sensor 2 (m. trapezius superior)

Wat betreft de mediaanfrequentie werd bij proefpersoon 1 tijdens meetmoment 1 en 2 een stijging gemeten in spieractiviteit van respectievelijk 13,8 Hz en 2,3 Hz. Vervolgens werd tijdens meetmoment 3 en 4 een daling gemeten van respectievelijk 11,1 Hz en 1,5 Hz. Tijdens meetmoment 5 vond een stijging van 3,3 Hz plaats. Tijdens meetmoment 6 werd een daling van 4 Hz gemeten. Tot slot werd tijdens meetmoment 7 een stijging van 4,3 Hz gemeten.

Tijdens meetmoment 1 werd bij proefpersoon 2 een stijging in spieractiviteit gemeten van 4,2 Hz. Een daling van 15,7 Hz vond plaats tijdens meetmoment 2. Een stijging werd gemeten tijdens meetmoment 3 en 4 van respectievelijk 26,8 Hz en 1,8 Hz. Vervolgens werd tijdens meetmoment 5 een daling gemeten van 12,6 Hz en tijdens meetmoment 6 een stijging van 6,5 Hz. Tot slot werd tijdens meetmoment 7 een daling van 4,3 Hz gemeten.

Bij proefpersoon 3 werd tijdens meetmoment 1 en 2 een daling in spieractiviteit gemeten van respectievelijk 1,8 Hz en 13,5 Hz. Vervolgens werd een stijging gemeten in meetmoment 3 tot en met 7 van respectievelijk 7,4 Hz, 8,4 Hz, 11,5 Hz, 3,7 Hz en 5,7 Hz.

Een daling in spieractiviteit van 33,9 Hz werd gemeten bij proefpersoon 4 tijdens meetmoment 1. Tijdens meetmoment 2 werd een stijging van 15,2 Hz gemeten. Een daling van 4 Hz werd tijdens meetmoment 3 gemeten. Vervolgens werd tijdens meetmoment 4, 5 en 6 een stijging gemeten van respectievelijk 2 Hz, 4,1 Hz en 1,4 Hz. Tot slot werd tijdens meetmoment 7 een daling van 6,4 Hz gemeten.

Bij proefpersoon 5 werd tijdens meetmoment 1, 2 en 3 een daling gemeten in spieractiviteit van

respectievelijk 5,5 Hz, 3,7 Hz en 4,3 Hz. Tijdens meetmoment 4 werd een stijging gemeten van 12,3 Hz. Een daling werd gemeten tijdens meetmoment 5, 6 en 7 van respectievelijk 12,6 Hz, 1,9 Hz en 5,9 Hz.

Bij proefpersoon 6 werd tijdens meetmoment 1 tot en met 4 een daling in spieractiviteit gemeten van respectievelijk 18,4 Hz, 13,6 Hz, 0,2 Hz en 9,4 Hz. Vervolgens werd tijdens meetmoment 5 een stijging van 7,7 Hz gemeten. Tot slot werd tijdens meetmoment 6 en 7 een daling gemeten van respectievelijk 0,8 Hz en 9,2 Hz.

De mediaanfrequentie van sensor 2 liet tijdens de meetmomenten fluctuaties zien (*fig. 13*). Een vergelijking tussen de nulmeting en meetmoment 7 toonde aan dat bij drie proefpersonen een daling gemeten is van 21,6 Hz, 21,6 Hz en 43,9 Hz. Bij de overige drie proefpersonen vond een stijging plaats van 7,1 Hz, 6,7 Hz en 21,4 Hz.

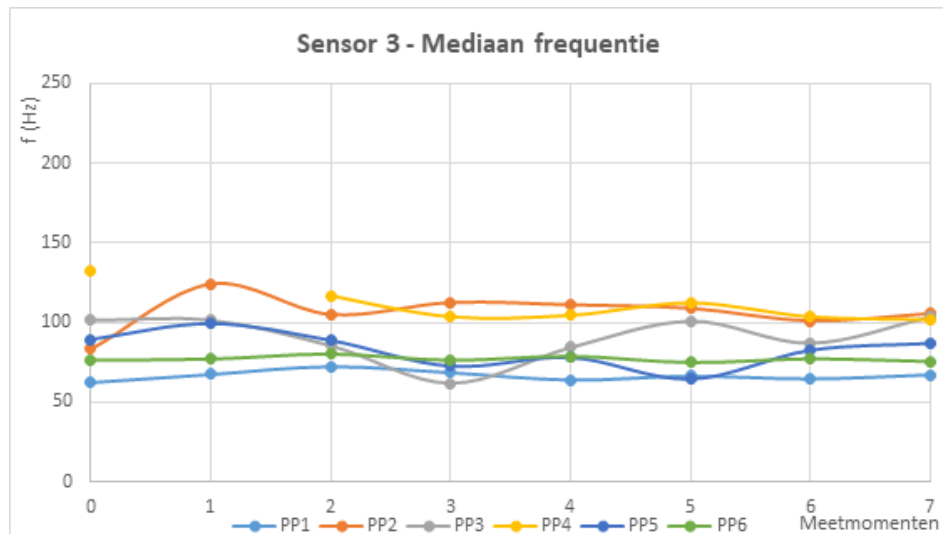
Sensor 3 – m. trapezius transversus

Tabel 4.

Veranderingen in mediaanfrequentie van de spieractiviteit (Hz) per proefpersoon en per meetmoment.

PP	Nulmeting (Hz)	Mm 1*	Mm 2*	Mm 3*	Mm 4*	Mm 5*	Mm 6*	Mm 7*
1	62,35	5,1	4,9	-3,8	-4,6	2,4	-1,7	2,6
2	83,25	40,9	-19,1	7,5	-1,4	-2,2	-7,8	4,5
3	101,36	0,1	-16	-23,5	22,3	16,6	-13,8	16,4
4	131,96	-	-	-13,2	0,9	7,8	-8,7	-1,9
5	89,45	9,9	-10,5	-16,2	5,4	-13,5	18,1	4,3
6	76,55	0,5	3,2	-3,9	2,5	-3,9	2,3	-1,7

**Verandering in Hz ten opzichte van vorig meetmoment*



Figuur 14. Grafische weergave mediaan frequentie sensor 3 (*m. trapezius transversus*)

Kijkend naar de mediaan frequentie werd bij proefpersoon 1 tijdens meetmoment 1 en 2 een stijging in spieractiviteit gemeten van respectievelijk 5,1 Hz en 4,9 Hz. Vervolgens werd tijdens meetmoment 3 en 4 een daling van respectievelijk 3,8 Hz en 4,6 Hz gemeten. Tijdens meetmoment 5 vond een stijging van 2,4 Hz plaats en tijdens meetmoment 6 een daling van 1,7 Hz. Tot slot werd tijdens meetmoment 7 een stijging van 2,6 Hz gemeten.

Een stijging in spieractiviteit van 40,9 Hz werd gemeten tijdens meetmoment 1 bij proefpersoon 2. Een daling van 19,1 Hz werd gemeten tijdens meetmoment 2 gevolgd door een stijging van 7,5 Hz tijdens meetmoment 3. Vervolgens werd tijdens meetmoment 4, 5 en 6 een daling van respectievelijk 1,4 Hz, 2,2 Hz en 7,8 Hz gemeten. Tot slot trad een stijging van 4,5 Hz op tijdens meetmoment 7.

Bij proefpersoon 3 werd een stijging in spieractiviteit van 0,1 Hz gemeten tijdens meetmoment 1. Vervolgens werd tijdens meetmoment 2 en 3 een daling gemeten van respectievelijk 16 Hz en 23,5 Hz. Een stijging trad op tijdens meetmoment 4 en 5 van respectievelijk 22,3 Hz en 16,6 Hz. Tijdens meetmoment 6 werd een daling van 13,8 Hz gemeten en tot slot werd tijdens meetmoment 7 een stijging van 16,4 Hz gemeten.

De gegevens van proefpersoon 4 wat betreft meetmoment 1 missen, waardoor voor zowel meetmoment 1 als 2 geen stijging of daling berekend kon worden. Tijdens meetmoment 3 vond een daling in spieractiviteit van 13,2 Hz plaats. Vervolgens werd tijdens meetmoment 4 en 5 een stijging van respectievelijk 0,9 Hz en 7,8 Hz gemeten. Tot slot vond een daling plaats tijdens meetmoment 6 en 7 van respectievelijk 8,6 Hz en 1,9 Hz.

Bij proefpersoon 5 vond een stijging in spieractiviteit van 9,9 Hz plaats tijdens meetmoment 1. Vervolgens werd een daling tijdens meetmoment 2 en 3 gemeten van respectievelijk 10,5 Hz en 16,2 Hz. Bij meetmoment 4 werd een stijging gemeten van 5,4 Hz en bij meetmoment 5 een daling van 13,5 Hz. Tot slot vond een stijging plaats tijdens meetmoment 6 en 7 van respectievelijk 18,1 Hz en 4,3 Hz.

Een stijging in spieractiviteit vond plaats bij proefpersoon 6 tijdens meetmoment 1 en 2 van respectievelijk 0,5 Hz en 3,2 Hz. Een daling werd gemeten van 3,9 Hz tijdens meetmoment 3. Vervolgens werd een stijging gemeten van 2,5 Hz tijdens meetmoment 4, waarna een daling volgde van 3,9 Hz tijdens meetmoment 5. Een stijging van 2,3 Hz vond plaats tijdens meetmoment 6. Tot slot werd een daling van 1,7 Hz gemeten tijdens meetmoment 7.

Ook bij de metingen van de mediaan frequentie van sensor 3 zijn fluctuaties gemeten (*fig. 14*). Wanneer de nulmeting werd vergeleken met meetmoment 7 werd bij drie proefpersonen een daling gemeten van 30,2 Hz en 2,5 Hz en 1 Hz. Bij de andere drie proefpersonen trad een stijging in spieractiviteit op van 4,9 Hz, 22,4 Hz en 2,1 Hz.

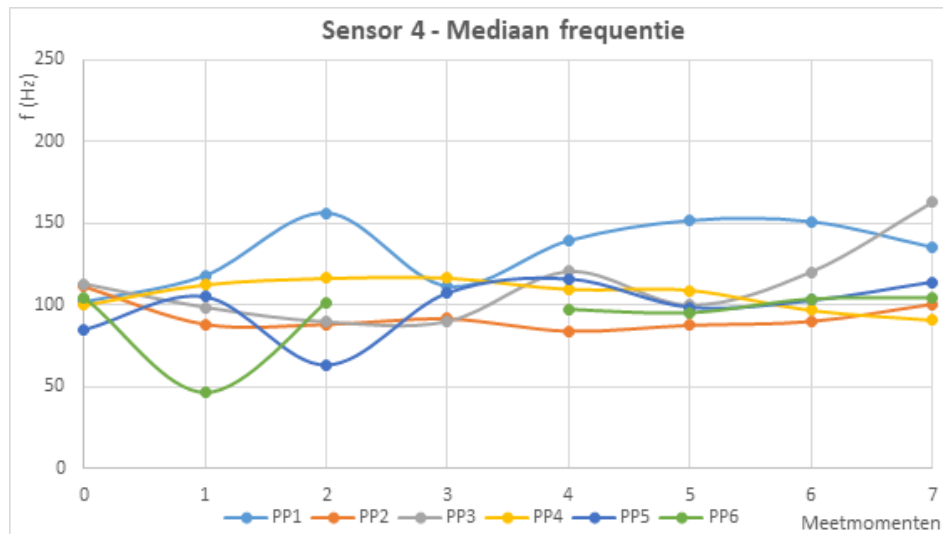
Sensor 4 – m. trapezius inferior

Tabel 5.

Veranderingen in mediaanfrequentie van de spieractiviteit (Hz) per proefpersoon en per meetmoment.

PP	Nulmeting (Hz)	Mm 1*	Mm 2*	Mm 3*	Mm 4*	Mm 5*	Mm 6*	Mm 7*
1	102,06	16,2	38,2	-44,8	27,9	12,3	-0,7	15,6
2	111,46	-23,1	-0,1	3,4	-7,5	3,6	2,3	10,6
3	113,16	-14,4	-8,9	0,3	30,4	-20,5	20,3	42,6
4	99,95	12,5	3,9	0,2	-6,9	-0,6	-12,3	-6
5	84,95	20,2	-41,7	44,1	8,6	-17,4	4,2	11,3
6	104,86	-58,2	55,2	-	-	-2,1	8,5	0,6

**Verandering in Hz ten opzichte van vorig meetmoment*



Figuur 15. Grafische weergave mediaan frequentie sensor 4 (*m. trapezius inferior*)

Wat betreft de mediaan frequentie werd bij proefpersoon 1 een stijging in spieractiviteit gemeten tijdens meetmoment 1 en 2 van respectievelijk 16,2 Hz en 38,2 Hz. Vervolgens vond een daling van 44,8 Hz plaats tijdens meetmoment 3. Een stijging tijdens meetmoment 4 en 5 volgde hierop van respectievelijk 27,9 Hz en 12,3 Hz. Tijdens meetmoment 6 werd een daling van 0,7 Hz gemeten en tot slot werd een stijging van 15,7 Hz gemeten tijdens meetmoment 7.

Bij proefpersoon 2 vond tijdens meetmoment 1 en 2 een daling in spieractiviteit plaats van respectievelijk 23,1 Hz en 0,1 Hz. Vervolgens vond een stijging van 3,4 Hz plaats tijdens meetmoment 3. Een daling van 7,5 Hz volgde hierop tijdens meetmoment 4. Vervolgens werd een stijging gemeten tijdens meetmoment 5, 6 en 7 van respectievelijk 3,6 Hz, 2,3 Hz en 10,6 Hz.

Een daling in spieractiviteit vond bij proefpersoon 3 plaats tijdens meetmoment 1 en 2 van respectievelijk 14,4 Hz en 8,9 Hz. Vervolgens werd een stijging van 0,3 Hz en 30,4 Hz gemeten tijdens meetmoment 3 en 4. Tijdens meetmoment 5 vond een daling van 20,5 Hz plaats. Tot slot werd tijdens meetmoment 6 en 7 een stijging gemeten van respectievelijk 20,3 Hz en 42,6 Hz.

Tijdens meetmoment 1, 2 en 3 werd bij proefpersoon 4 een stijging gemeten van respectievelijk 12,5 Hz, 3,9 Hz, en 0,2 Hz. Vervolgens vond een daling plaats tijdens meetmoment 4 tot en met 7 van respectievelijk 6,9 Hz, 0,6 Hz, 12,3 Hz en 6 Hz.

Bij proefpersoon 5 werd tijdens meetmoment 1 een stijging gemeten van 20,2 Hz. Een daling van 41,7 Hz volgde hierop tijdens meetmoment 2. Vervolgens vond tijdens meetmoment 3 en 4 een

stijging plaats van respectievelijk 33,1 Hz en 8,6 Hz. Tijdens meetmoment 5 werd een daling van 17,4 Hz gemeten. Tot slot vond tijdens meetmoment 6 en 7 een stijging plaats van respectievelijk 4,2 Hz en 11,3 Hz.

Tijdens meetmoment 1 en 2 vond bij proefpersoon 6 een daling in spieractiviteit plaats van respectievelijk 58,2 Hz en 55,2 Hz. Vervolgens missen de gegevens van meetmoment 3, waardoor voor meetmoment 3 en 4 geen stijging of daling berekend kon worden. Tijdens meetmoment 5 werd een daling van 2,1 gemeten. Tot slot vond tijdens meetmoment 6 en 7 een stijging plaats van respectievelijk 8,5 Hz en 0,6 Hz.

De mediaanfrequentie van sensor 4 liet tijdens de meetmomenten fluctuaties zien (*fig. 15*). Een vergelijking tussen de nulmeting en meetmoment 7 toonde aan dat bij drie proefpersonen een daling gemeten is van 10,80 Hz, 9,20 Hz en 0,30 Hz. Bij de overige drie proefpersonen vond een stijging plaats van 33,50 Hz, 49,80 Hz en 29,30 Hz.

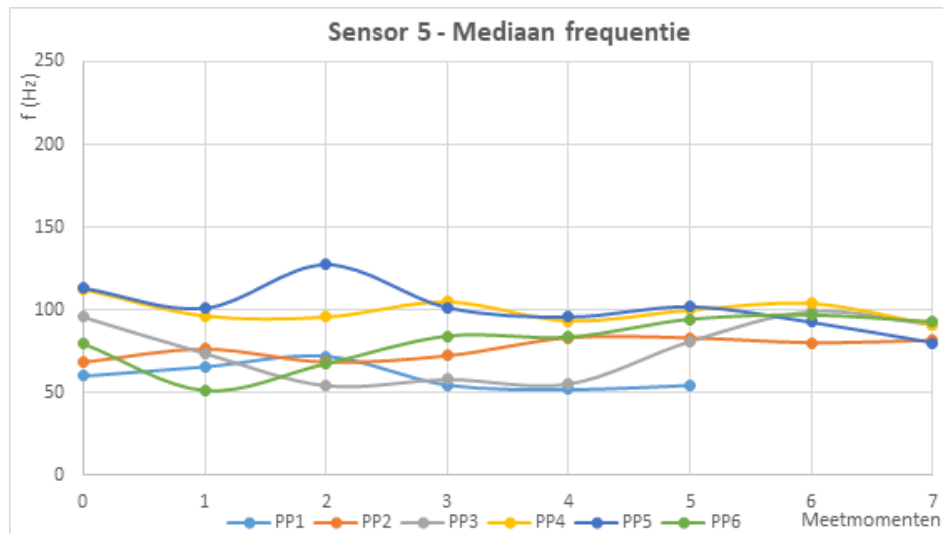
Sensor 5 – m. latissimus dorsi

Tabel 6.

Veranderingen in mediaanfrequentie van de spieractiviteit (Hz) per proefpersoon en per meetmoment.

PP	Nulmeting (Hz)	Mm 1*	Mm 2*	Mm 3*	Mm 4*	Mm 5*	Mm 6*	Mm 7*
1	60,05	5,6	6,4	-17,4	-2,7	2,5	-	-
2	68,45	7,9	-7,8	3,8	10,9	-0,1	-2,9	1,5
3	95,65	-21,9	-19,5	3,7	-2,7	25,7	18,1	-8
4	112,56	-16,1	-0,7	9,1	-11,5	6,6	4	-12,9
5	113,26	-12,2	26,3	-25,9	-5,7	6,2	-9,4	-12,3
6	79,65	-28,3	16,2	16,7	-0,6	10,8	2,5	-4,1

**Verandering in Hz ten opzichte van vorig meetmoment*



Figuur 16. Grafische weergave mediaan frequentie sensor 5 (*m. latissimus dorsi*)

Kijkend naar de mediaanfrequentie van sensor 5 (*m. latissimus dorsi*) werd bij proefpersoon 1 een stijging in spieractiviteit gemeten tijdens meetmoment 1 en 2 van 5,6 Hz en 6,4 Hz. Tijdens de daaropvolgende twee meetmomenten werd een daling gemeten van respectievelijk 17,4 Hz en 2,7 Hz. Dit werd opgevolgd door een stijging van 2,5 Hz tijdens meetmoment 5. Meetmoment 6 en 7 van proefpersoon 1 missen.

Bij proefpersoon 2 werd tijdens meetmoment 1 een stijging gemeten van 7,9 Hz, gevolgd door een daling van 7,8 Hz tijdens meetmoment 2. Tijdens meetmoment 3 en 4 vond vervolgens een stijging plaats van 3,8 Hz en 10,9 Hz. Tijdens de volgende twee meetmomenten trad een daling op van respectievelijk 0,1 Hz en 2,9 Hz. Tijdens meetmoment 7 werd een stijging van 1,5 Hz gemeten.

Bij proefpersoon 3 werd tijdens de eerste twee meetmomenten een daling van 21,9 Hz en 19,5 Hz gemeten. Vervolgens trad tijdens meetmoment 3 een stijging in spieractiviteit op van 3,7 Hz, gevolgd door een daling van 2,7 Hz tijdens meetmoment 4. Tijdens meetmoment 5 en 6 werd een stijging gemeten van 25,7 Hz en 18,1 Hz. Tot slot vond tijdens meetmoment 7 een daling plaats van 8 Hz.

Een daling in spieractiviteit van 16,1 Hz en 0,7 Hz is gemeten tijdens meetmoment 1 en 2 bij proefpersoon 4. Hierna volgde een stijging van 9,1 Hz. Tijdens meetmoment 4 trad een daling op van 11,5, gevolgd door een stijging van 6,6 Hz en 4 Hz. Tijdens meetmoment 7 vond vervolgens weer een daling plaats van 12,9 Hz.

Bij proefpersoon 5 werd allereerst een daling van 12,2 Hz gemeten. Tijdens meetmoment 2 trad een

stijging op van 26,3 Hz. Hierna volgde een daling van 25,9 Hz tijdens meetmoment 3 en 5,7 Hz tijdens meetmoment 4. Tijdens meetmoment 5 werd vervolgens een stijging van 6,2 Hz gemeten, gevolgd door tweemaal een daling van 9,4 Hz en 12,3 Hz tijdens de laatste twee meetmomenten.

Tijdens meetmoment 1 werd bij proefpersoon 6 een daling in spieractiviteit gemeten van 28,3 Hz. Hierna volgde tweemaal een stijging, namelijk van 16,2 Hz en 16,7 Hz. Tijdens meetmoment 4 werd een daling gemeten van 0,6 Hz. Hierna volgde tweemaal een stijging van 10,8 Hz en 2,5 Hz. Tot slot vond tijdens meetmoment 7 een daling plaats van 4,1 Hz.

Bij de metingen van de mediaan frequentie van sensor 5 zijn fluctuaties gemeten (*fig. 16*). Wanneer de nulmeting vergeleken werd met meetmoment 7, werd bij vijf proefpersonen een stijging gemeten van 81,75 Hz, 91,05 Hz, 91,05 Hz, 80,25 Hz en 92,85 Hz. Bij de overige proefpersoon missen de gegevens van meetmoment 7, waardoor geen verschil kon worden uitgerekend.

3.2.1 Houding

Met behulp van Vicon Motion Capture zijn drie verschillende hoeken objectief berekend, namelijk de hoofd-, schouder- en rughoek (*fig. 8- 10*).

De resultaten zullen beschreven worden aan de hand van tabel 12. Belangrijk is te vermelden dat deze indeling niet gebaseerd is op literatuur en enkel dient ter verduidelijking van de resultaten. De tabel en de benamingen zijn opgesteld door de onderzoekers. In de literatuur bestaat namelijk geen eenduidige beoordeling over de veranderingen in graden. Koes et al. (1989) stellen dat veranderingen van 20° of minder volledig te wijten kunnen zijn aan meetfouten en/of intra-individuele verschillen. Binnen een groep (in dit geval $n=60$) lijken kleinere verschillen aantoonbaar te zijn, namelijk vanaf 5°. Deze cijfers zijn echter gebaseerd op het gebruik van de CYBEX EDI 320 hoekmeter, welke binnen het komende onderzoek niet wordt gebruikt.

Tabel 12.

Benaming van verandering in graden

Verandering (°)	Benaming
$\leq -5,1$	Daling
-3,1 tot -5,0	Kleine daling
-1,1 tot -3,0	Zeet kleine daling
-1,0 tot +1,0	Geen verandering
+1,1 tot +3,0	Zeet kleine stijging
+3,1 tot +5,0	Kleine stijging
$\geq +5,1$	Stijging

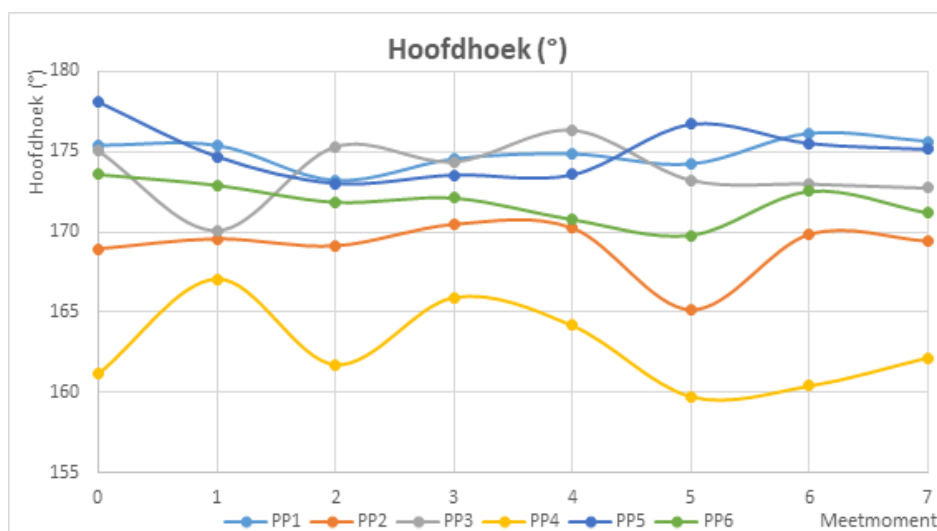
Hoofdhoeck

Tabel 13.

Veranderingen in de hoofdhoeck (°) per proefpersoon en per meetmoment.

PP	0-meting (°)	Mm 1*	Mm2*	Mm3*	Mm4*	Mm5*	Mm6*	Mm7*
1	175,40	+0,1	-2,2	1,34	0,31	-0,63	1,91	-0,51
2	168,96	0,62	-0,43	1,34	-0,23	-5,09	4,70	-0,42
3	175,04	-4,95	5,23	-0,94	1,96	-3,12	-0,24	-0,25
4	161,18	5,9	-5,34	4,18	-1,75	-4,42	0,66	1,77
5	178,10	-3,39	-1,67	0,52	0,01	3,14	-1,19	-0,37
6	173,58	-0,67	-1,05	0,26	-1,34	-0,97	2,73	-1,35

* Verandering in graden ten opzichte van vorig meetmoment.



Figuur 17. Grafische weergave hoofdhoeck.

Voorafgaand aan de volgende beschrijving is het belangrijk te vermelden dat in het geval van de hoofdhoeck (fig. 8) een daling in graden (en dus een verkleining van de hoek) betekent dat het hoofd ten opzichte van de romp verder naar voren is gepositioneerd dan tijdens de voorafgaande meting. Ter verduidelijking voor de koppeling tussen de objectieve en subjectieve resultaten betekent dit dat wanneer de hoek kleiner wordt, de protractie (objectief) verergert.

Tijdens het eerste meetmoment (75dB, 5 seconden stembelasting) trad bij drie van de zes proefpersonen een verandering in hoofdhoeck op van -4,95°; +5,90°; -3,39° (tabel 13). Bij de andere drie proefpersonen trad geen verandering op (+0,1°, +0,62°, -0,67°) Aangezien deze meting vijf

seconden na de start van het onderzoek plaatsvond, was op dit moment nog geen stembelasting opgebouwd. De enige verandering in conditie was dat de proefpersonen zijn begonnen met voorlezen op een luidheid van 75dB. Deze luidheid werd op dit moment echter nog niet door alle proefpersonen behaald.

Tijdens meetmoment 2 (75dB, 5 minuten stembelasting) is bij één proefpersoon geen verandering gemeten ($-0,43^\circ$) en bij twee proefpersonen werd een zeer kleine daling gemeten ($-2,2^\circ$, $-1,67^\circ$, $-1,05^\circ$). Bij drie andere proefpersonen werd een verandering gemeten ($-5,34^\circ$; $+5,23^\circ$).

Bij drie proefpersonen werd tijdens meetmoment 3 (80dB, 10 minuten stembelasting) geen verandering gemeten ($-0,94^\circ$; $+0,52^\circ$; $+0,26^\circ$). Bij de andere proefpersonen werd een zeer kleine ($1,34^\circ$; $1,34^\circ$) of kleine ($4,18^\circ$) stijging in de hoofdhoek gemeten.

Ook tijdens meetmoment 4 (75dB, 15 minuten stembelasting) is bij drie proefpersonen geen verandering in hoofdhoek gemeten ($+0,31^\circ$; $-0,23^\circ$; $+0,01^\circ$). Bij de andere drie proefpersonen werd een zeer kleine verandering ($+1,96^\circ$; $-1,75^\circ$, $-1,34^\circ$,) gemeten.

Bij meetmoment 5 (80dB, 20 minuten stembelasting) is bij twee proefpersonen geen verandering gemeten ($-0,63^\circ$; $+0,97^\circ$). Bij drie proefpersonen trad een kleine verandering in hoofdhoek op ($-3,12^\circ$; $-4,42^\circ$, $+3,14^\circ$,). Tot slot laat één proefpersoon een daling zien ($-5,09^\circ$).

Tijdens meetmoment 6 (75dB, 25 minuten stembelasting) trad bij twee proefpersonen geen verandering op ($-0,24^\circ$, $+0,66^\circ$). Daarnaast trad bij drie proefpersonen een zeer kleine verandering op ($+1,91^\circ$; $-1,19^\circ$; $+2,73^\circ$) en bij een proefpersoon een kleine stijging ($+4,7^\circ$).

Tot slot werd tijdens meetmoment 7 (75dB, 30 minuten stembelasting) bij vier proefpersonen geen verandering gemeten ($-0,51^\circ$; $-0,42^\circ$; $-0,25^\circ$; $-0,37^\circ$) en bij de overige twee proefpersonen een zeer kleine verandering ($+1,77^\circ$; $-1,35^\circ$).

Uit bovenstaande beschrijving blijkt dat gedurende de meetmomenten (kleine) fluctuaties gemeten zijn in de hoofdhoek. Dit is ook zichtbaar in de grafiek (*fig. 17*). Wanneer echter gekeken wordt naar het verschil tussen de nulmeting (waar nog geen stem wordt gegeven) en meetmoment 7 (waar binnen dit onderzoek de meeste stembelasting is opgebouwd) is bij drie proefpersonen geen verandering in hoofdhoek gemeten ($+0,24^\circ$; $+0,47^\circ$; $+1,0^\circ$) en bij drie proefpersonen een zeer kleine daling ($-2,31^\circ$, $-2,96^\circ$, $-2,39^\circ$) gemeten.

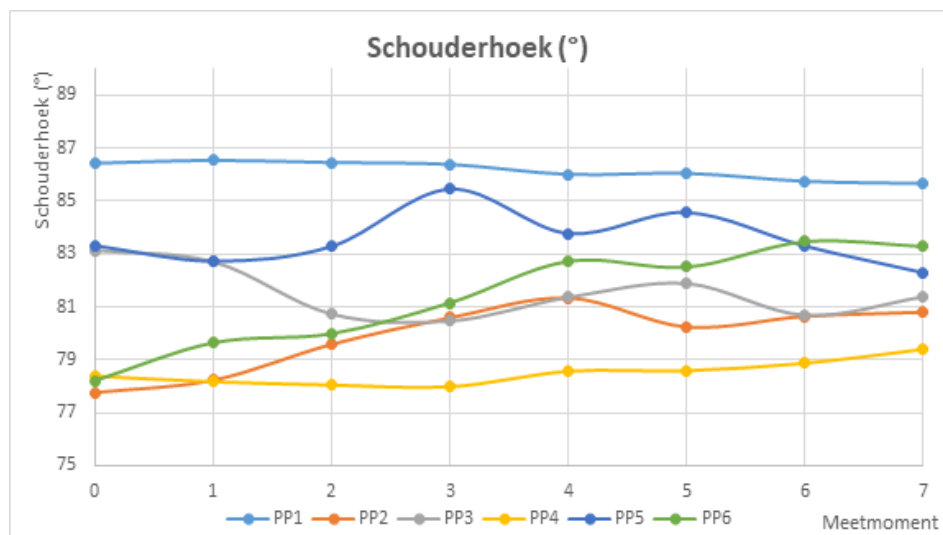
Schouderhoek

Tabel 14.

Veranderingen in de schouderhoek (°) per proefpersoon en per meetmoment.

PP	0-meting (°)	Mm 1*	Mm2*	Mm3*	Mm4*	Mm5*	Mm6*	Mm7*
1	86,43	0,11	-0,08	-0,07	-0,38	0,04	-0,3	-0,08
2	77,76	0,47	1,35	1,01	0,75	-1,1	0,4	0,16
3	83,14	-0,43	-1,97	-0,26	0,89	0,52	-1,2	0,7
4	78,38	-0,22	-0,12	-0,07	0,59	0,02	0,28	0,53
5	83,32	-0,59	0,56	2,16	-1,68	0,79	-1,27	-1,01
6	78,22	1,43	0,34	1,17	1,57	-0,22	0,96	0,18

* Verandering in graden ten opzichte van vorig meetmoment.



Figuur 18. Grafische weergave schouderhoek

Bij berekening van de schouderhoek betekent een stijging in graden (en dus een groter wordende hoek) dat de schouder meer is opgetrokken.

Tijdens het eerste meetmoment (75dB, 5 seconden stembelasting) trad bij vijf proefpersonen geen verandering op in de schouderhoek (+0,11°, +0,47°, -0,43°, -0,22°, -0,59°). Bij de zesde proefpersoon werd een zeer kleine stijging gemeten (1,43°). Zoals eerder beschreven vond deze meting vijf seconden na de start van het onderzoek plaats, waardoor op dit moment nog geen stembelasting was opgebouwd.

Bij meetmoment 2 (75dB, 5 minuten stembelasting) werd bij vier proefpersonen geen verandering in

schouderhoek gemeten ($-0,08^\circ$, $-0,12^\circ$, $+0,56^\circ$, $+0,34^\circ$). Bij de overige twee proefpersonen werd een zeer kleine verandering gemeten ($+1,35^\circ$, $-1,97^\circ$).

Tijdens meetmoment 3 (80dB, 10 minuten stembelasting) trad bij vier proefpersonen geen verandering op ($-0,07^\circ$, $+1,01^\circ$, $-0,26^\circ$, $-0,07^\circ$) en bij twee proefpersonen een zeer kleine stijging ($2,16^\circ$, $1,17^\circ$).

Bij vier proefpersonen vond geen verandering in schouderhoek plaats tijdens meetmoment 4 (75dB, 15 minuten stembelasting) ($-0,38^\circ$, $+0,75^\circ$, $+0,89^\circ$, $+0,59^\circ$). Bij twee proefpersonen vond een zeer kleine verandering plaats ($-1,68^\circ$, $+1,57^\circ$).

Tijdens meetmoment 5 (80dB, 20 minuten stembelasting) werd bij vijf proefpersonen geen verandering gemeten ($+0,04^\circ$, $+0,52^\circ$, $+0,02^\circ$, $+0,79^\circ$, $-0,22^\circ$). Bij één proefpersoon werd een zeer kleine daling van $-1,1^\circ$ gemeten.

Ook tijdens meetmoment 6 (75dB, 25 minuten stembelasting) trad bij vier proefpersonen geen verandering in schouderhoek op ($-0,3^\circ$, $+0,4^\circ$, $+0,28^\circ$, $+0,96^\circ$). Bij de overige twee proefpersonen werd een zeer kleine daling gemeten ($-1,2^\circ$, $-1,27^\circ$).

Tot slot werd tijdens meetmoment 7 (75dB, 30 minuten stembelasting) bij geen enkele proefpersoon een verandering gemeten ($-0,08^\circ$, $+0,16^\circ$, $+0,7^\circ$, $+0,53^\circ$, $-1,01^\circ$, $+0,18^\circ$).

Uit bovenstaande beschrijving blijkt dat zeer kleine veranderingen in schouderhoek gemeten zijn, wat ook zichtbaar is in de grafiek (*fig. 18*). Wanneer de nulmeting vergeleken wordt met meetmoment 7 is bij drie proefpersonen geen verandering in schouderhoek gemeten ($-0,76^\circ$, $+1,02^\circ$, $-1,02^\circ$). Bij één proefpersoon trad een zeer kleine daling op ($-1,75^\circ$) en bij één proefpersoon een kleine stijging ($3,04^\circ$). Bij de zesde proefpersoon werd een stijging van $5,07^\circ$ gemeten, wat inhoudt dat de hoek groter is geworden en de schouder meer is opgetrokken.

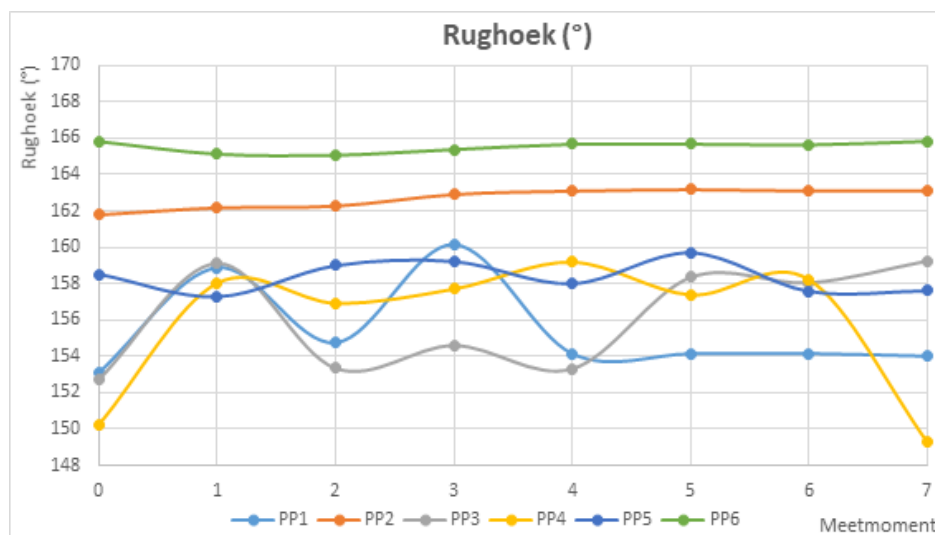
Rughoek

Tabel 15.

Veranderingen in de rughoek (°) per proefpersoon en per meetmoment.

PP	0-meting (°)	Mm1*	Mm2*	Mm3*	Mm4*	Mm5*	Mm6*	Mm7*
1	153,12	5,8	-4,1	5,4	-6,0	-0,01	0,01	-0,15
2	161,79	0,38	0,09	0,64	0,18	0,08	-0,07	0,02
3	152,73	6,38	-5,78	1,26	-1,28	5,03	-0,3	1,2
4	150,23	7,8	-1,11	-0,78	1,48	-1,81	0,84	-8,95
5	158,52	-1,24	1,71	0,22	-1,22	1,7	-2,12	0,03
6	165,83	-0,7	-0,06	0,31	0,29	0,01	-0,04	0,2

* Verandering in graden ten opzichte van vorig meetmoment.



Figuur 19. Grafische weergave rughoek

Bij berekening van de rughoek betekent een daling van het aantal graden (en dus een kleiner wordende hoek) dat de kromming van de rug verergert.

Tijdens het eerste meetmoment (75dB, 5 seconden stembelasting) werd bij drie proefpersonen een stijging gemeten (5,8°, 6,38°, 7,8°). Daarnaast werd bij een proefpersoon een zeer kleine daling gemeten (-1,24°) en bij twee proefpersonen werd geen verandering gemeten (+0,38°, -0,7°).

Bij meetmoment 2 (75dB, 5 minuten stembelasting) werd bij een proefpersoon een daling gemeten (5,78°) en bij een proefpersoon een kleine daling (-4,1°). Bij twee proefpersonen werd een zeer kleine verandering gemeten (-1,11°, +1,71°). Bij de twee overige proefpersonen werd geen verandering gemeten (+0,09°, -0,06°).

Bij één proefpersoon werd tijdens meetmoment 3 een stijging gemeten (5,4°). Daarnaast werd bij een

ander proefpersoon een zeer kleine stijging gemeten (1,26). Bij de overige vier proefpersonen werd geen verandering gemeten (+0,64°, -0,78°, +0,22°, +0,31°).

Gedurende meetmoment 4 (75 dB, 15 minuten stembelasting) trad bij twee proefpersonen geen verandering op in rughoek (+0,18°, +0,29°). Bij drie proefpersonen werd een zeer kleine verandering gemeten (-1,28°, +1,48°, -1,22°). Bij de overgebleven proefpersoon werd een daling van 6,0° gemeten.

Bij drie proefpersonen werd tijdens meetmoment 5 (80dB, 20 minuten stembelasting) geen verandering gemeten (-0,01°, +0,08°, +0,01°). Bij twee andere proefpersonen trad een zeer kleine verandering op van -1,81° en +1,7°. Bij de overgebleven proefpersoon trad een kleine stijging in rughoek op van 5,03°.

Tijdens meetmoment 6 (75dB, 25 minuten stembelasting) werd bij één proefpersoon een zeer kleine daling gemeten (2,12°). Bij de overige vijf proefpersonen werd geen verandering gemeten in rughoek (+0,01°, -0,07°, -0,3°, +0,84°, -0,04°).

Tot slot trad tijdens meetmoment 7 (75dB, 30 minuten stembelasting) bij vier proefpersonen geen verandering op in rughoek (-0,15°, +0,02°, +0,03°, +0,2°), bij één proefpersoon een zeer kleine stijging (1,2°) en bij één proefpersoon een daling (8,95°).

Zoals hierboven beschreven, vinden gedurende de meetmomenten (kleine) fluctuaties plaats welke ook zichtbaar zijn in de grafiek (*fig. 19*). Opvallend is dat proefpersonen 1 en 4 relatief grote fluctuaties laten zien, maar uiteindelijk weer dicht bij de rugpositie van de nulmeting komen (+0,9°, -0,96°). Ook bij twee andere proefpersonen wordt geen verandering gemeten wanneer de nulmeting vergeleken wordt met meetmoment 7 (-0,92°, +0,01°). Bij de twee andere proefpersonen wordt tijdens meetmoment 7 een zeer kleine stijging (1,33°) en een stijging (6,52°) gemeten in vergelijking met de nulmeting.

4.3 Subjectieve resultaten

Om de overeenkomsten en verschillen tussen de subjectieve- en objectieve houdingsmetingen schematisch weer te geven, zijn deze naast elkaar in een tabel geplaatst, welke te vinden is in bijlage K. Hieronder worden de belangrijkste subjectieve waarnemingen beschreven.

Hoofdhoek

Protractie van het hoofd

Protractie van het hoofd was gedurende het onderzoek bij vier van de zes proefpersonen zichtbaar. Eén proefpersoon vertoonde telkens een verminderde protractie bij het spreken op een luidheid van

80dB (meetmomenten 3 en 5). Bij het spreken op 75dB vertoonde dezelfde proefpersoon een gelijke protractie en éénmaal (tijdens meetmoment 2) een verergering. Een soortgelijk patroon was bij de andere proefpersonen niet te ontdekken. Eén proefpersoon liet een verergering van protractie zien tijdens meetmoment 3, een ander proefpersoon tijdens meetmomenten 1 en 4 en de laatste proefpersoon tijdens meetmomenten 2, 5 en 7. Een vermindering kwam bij één persoon voor tijdens meetmomenten 3 en 7, bij een andere proefpersoon tijdens meetmomenten 1, 3 en 4 en bij de laatste proefpersoon kwam een vermindering van de protractie niet voor. Bij een vergelijking tussen meetmoment 0 en meetmoment 7 werd bij drie proefpersonen geen verandering in gradatie (licht, matig, ernstig) gezien. Twee van hen bleven een lichte gradatie vertonen en de andere proefpersoon bleef een matige gradatie vertonen. De vierde proefpersoon vertoonde tijdens de nulmeting een lichte protractie en tijdens meetmoment 7 een matige protractie.

Schouderhoek

Endorotatie van de schouders

Een lichte endorotatie van de schouders was tijdens het onderzoek zichtbaar bij vier van de zes proefpersonen. Bij drie van hen bleef de mate van endorotatie gelijk gedurende alle meetmomenten. Bij de ander ontstond de endorotatie vanaf meetmoment 2 en was een verergering zichtbaar bij meetmoment 7. Echter, ook bij deze proefpersoon bleef de gradatie (licht, matig of ernstig) gelijk, wanneer een vergelijking werd gemaakt tussen meetmoment 0 en meetmoment 7.

Rughoek

Thoracale hyperkyfose

Een lichte thoracale hyperkyfose was tijdens het onderzoek zichtbaar bij vier van de zes proefpersonen. Twee van hen lieten dit voor het eerst zien tijdens meetmoment 1. Beiden lieten vervolgens een verergering zien tijdens meetmoment vier en één van hen een vermindering bij meetmoment 5. De andere twee proefpersonen met een thoracale hyperkyfose vertoonden dit vanaf meetmoment 2 en 3. Bij één van hen bleef de mate van thoracale hyperkyfose vervolgens gelijk. De ander liet enkel nog een vermindering zien bij meetmoment 4. Bij een vergelijking tussen meetmoment 0 en meetmoment 7 was bij alle vier de proefpersonen een verandering in gradatie (licht, matig, ernstig) zichtbaar van ‘niet aanwezig’ naar ‘licht’.

Lumbale hyperlordose

Eén proefpersoon liet een lichte lumbale hyperlordose zien, enkel tijdens meetmoment 1.

Overige waarnemingen

Een andere waarneming was dat alle proefpersonen, op één na, de knieën op slot hadden gedurende het onderzoek. Tevens is waargenomen dat alle proefpersonen het hoofd meebewogen tijdens het lezen. Zo was het hoofd licht omhooggetild wanneer zij bovenaan de pagina aan het lezen waren en licht naar links gedraaid wanneer zij de linker pagina lazen. Eén proefpersoon vertoonde subjectief een zeer gespannen houding gedurende het gehele onderzoek. Deze proefpersoon stond met de knieën op slot en had de armen overstrekt langs het lichaam. Hierbij waren ook de vingers gestrekt. Een andere opvallendheid was dat vier proefpersonen lachten wanneer zij de eerste keer luider moesten spreken (80dB). Het was voor de meeste proefpersonen tijdens het eerste blok van zes minuten moeilijk om de minimale luidheid van 75dB te behalen. Ook in de twee blokken met een minimale luidheid van 80dB was zichtbaar dat de luidheid niet altijd behaald werd. In de overige twee blokken van 75dB hadden de proefpersonen hier minder moeite mee.

Vergelijking subjectieve en objectieve metingen

In de subjectieve waarnemingen waren kleine verschillen zichtbaar, welke niet altijd overeenkwamen met de objectieve metingen die zijn uitgevoerd. Desondanks zijn enkele overeenkomsten tussen de subjectieve waarneming en de objectieve meting waargenomen. In totaal werd 126 keer een meting uitgevoerd met betrekking tot de hoeken in graden. Bij ieder proefpersoon ($n=6$) werden, tijdens alle zeven meetmomenten, drie verschillende hoeken berekend. In totaal zijn 26 overeenkomsten (20,63%) tussen de objectieve meting en subjectieve waarneming gevonden. Een voorbeeld van een overeenkomst is dat objectief een daling van 6,4 graden werd gemeten, wat wil zeggen dat de kromming van de rug verminderde. Subjectief werd een rechtere rug waargenomen. Echter, bij een ander meetmoment werd objectief een daling van 5,1 graden gemeten, wat inhoudt dat de protractie verergerde. Subjectief werd echter geen verschil waargenomen.

5. Discussie

In dit hoofdstuk worden de resultaten geïnterpreteerd en vergeleken met de bekende literatuur. Allereerst zal in worden gegaan op de interpretatie van de gegevens, gevolgd door de evaluatie van de onderzoekspopulatie en van de analysemethoden. Vervolgens worden de sterke en zwakke punten van het onderzoek aangekaart. Hierna volgen mogelijke andere interpretaties en bias en aanbevelingen. Het hoofdstuk wordt afgesloten met een eindconclusie met betrekking tot de vraagstelling: ‘‘Welke veranderingen in houding en spieractiviteit treden op tijdens een stembelastingsopdracht?’’

5.1 Interpretatie gegevens

Spieractiviteit

Bij alle sensoren is een mediaan zichtbaar die (licht) fluctueert. De vraag is echter wanneer gesproken kan worden van een daadwerkelijke verandering. Zoals eerder beschreven, is spieractiviteit zeer persoonsafhankelijk (Vossen & Seghers, 2003; Pierce & Pierce, 1989). Om deze reden zullen binnen dit onderzoek de verschillen in spieractiviteit worden beoordeeld aan de hand van een percentage. Volgens Sapega (1992) kan bij gezonde proefpersonen een verschil van <10% als ‘normaal’ beschouwd worden. Dit houdt in dat dit verschil kan zijn veroorzaakt door bijvoorbeeld een meetfout en dus niet toegewezen kan worden aan een interventie of in dit geval de stembelasting. Een verandering tussen de 10% en 20% kan worden gezien als ‘eventueel abnormaal’ en een verandering van >20% als ‘waarschijnlijk abnormaal’. Naar aanleiding van deze literatuur is voor deze thesis de indeling uit tabel 16 aangehouden.

Tabel 16.
Benaming van verandering in spieractiviteit

Vershil	Benaming
<10%	Geen verandering
10-20%	Eventuele verandering
>20%	Waarschijnlijke verandering

In tabel 17 tot en met 21 is deze indeling aangegeven. De ‘eventuele veranderingen’ zijn weergegeven als cursief en onderstreept en de ‘**waarschijnlijke veranderingen**’ zijn weergegeven als **dikgedrukt**.

Tabel 17.

Vershil meetmoment 7 ten opzichte van nulmeting van sensor 1

Sensor 1	Mediaan frequentie	
Pp	Vershil	Vershil %
1	26,0	18,79
2	5,0	4,98
3	68,0	73,71
4	1,4	1,12
5	3,4	2,41
6	40,4	49,54

Tabel 18.

Vershil meetmoment 7 ten opzichte van nulmeting van sensor 2

Sensor 2	Mediaan frequentie	
Pp	Vershil	Vershil %
1	7,1	6,19
2	6,7	8,13
3	21,4	20,26
4	-21,6	<u>-16,3</u>
5	-21,6	<u>-15,47</u>
6	-43,9	-31,1

Tabel 19.

Vershil meetmoment 7 ten opzichte van nulmeting van sensor 3

Sensor 3	Mediaan frequentie	
Pp	Vershil	Vershil %
1	4,9	7,86
2	22,4	<u>16,91</u>
3	2,1	2,07
4	-30,2	-22,89
5	-2,5	-2,79
6	-1,0	-1,31

Tabel 20.

Vershil meetmoment 7 ten opzichte van nulmeting van sensor 4

Sensor 4	Mediaan frequentie	
Pp	Vershil	Vershil %
1	33,5	32,83
2	-10,8	-9,69
3	49,8	44,01
4	-9,2	-9,2
5	29,30	34,49
6	-0,3	-0,29

Tabel 21.

Verskil meetmoment 7 ten opzichte van nulmeting van sensor 5

Sensor 5	Mediaan frequentie	
Pp	Vershil	Vershil %
1	-	-
2	13,3	19,43
3	-4,6	-4,81
4	-21,5	-19,1
5	-33,0	<u>-29,14</u>
6	13,2	16,57

In elke sensor zijn proefpersonen met zowel ‘geen veranderingen’ als ‘eventuele veranderingen’ en ‘waarschijnlijke veranderingen’, welke zowel stijgingen als dalingen bevatten.

Gesteld kan worden dat sensor 3 (*m. trapezius transversus*) de minste verandering in spieractiviteit heeft laten zien tijdens meetmoment 7 vergeleken met de nulmeting. Hier is namelijk slechts eenmaal een ‘waarschijnlijke verandering’ en eenmaal een ‘eventuele verandering’ zichtbaar. Aangezien een toename in spieractiviteit de vermoeidheid van een spier kan aangeven (Vossen et al., 2005) kan dit betekenen dat deze spier (*m. trapezius transversus*) niet méér vermoeid is geraakt gedurende het onderzoek. Echter wegens de complexe aard van spieractiviteit kunnen ook andere factoren hierbij een rol spelen. Deze interpretatie geldt ook voor de andere gemeten spieren binnen dit onderzoek, aangezien geen eenduidig patroon zichtbaar is bij elk van de sensoren.

Houding objectief

In de literatuur bestaat geen eenduidige beoordeling over verandering in graden van een lichaamshoek. Om een koppeling met de literatuur te kunnen maken, zijn de bevindingen van Koes et al. (1989), welke in paragraaf 3.2.1 (p. 44) zijn uitgelegd, aangehouden.

Kijkend naar de hoofdhoek (*fig. 8*) is bij proefpersoon 2 een daling gemeten van $>5^\circ$ tijdens meetmoment 6. Bij proefpersoon 3 werd een stijging van $>5^\circ$ gemeten tijdens meetmoment 2 en bij proefpersoon 4 werd een stijging van $>5^\circ$ gemeten tijdens meetmoment 1 en een daling van $>5^\circ$ gemeten tijdens meetmoment 2.

Wanneer gekeken wordt naar de verandering in hoofdhoek, welke heeft plaatsgevonden tijdens meetmoment 7 vergeleken met de nulmeting, heeft bij geen enkele proefpersoon een verandering plaatsgevonden van $>5^\circ$ (*tabel 22*). Dit houdt dus in dat de veranderingen in hoofdhoek die zijn gemeten, volledig te wijten kunnen zijn aan bijvoorbeeld meetfouten.

Bij metingen van de schouderhoek (*fig. 9*) werd tijdens geen enkel meetmoment en bij geen enkel proefpersoon een verandering van $>5^\circ$ gemeten.

Enkel proefpersoon 6 laat een verschil van $>5^\circ$ zien bij vergelijking tussen meetmoment 7 en de nulmeting (*tabel 22*).

Wat betreft de rughoek (*fig. 10*) is bij proefpersoon 1 tijdens meetmoment 1 en 3 een stijging van $>5^\circ$ gemeten en gedurende meetmoment 4 een daling van $>5^\circ$. De gemeten stijging in rughoek van proefpersoon 3 tijdens meetmoment 1 bedraagt $>5^\circ$, evenals de gemeten daling tijdens meetmoment 2 en 5. Tot slot is bij proefpersoon 4 tijdens meetmoment 1 een stijging van $>5^\circ$ gemeten en tijdens meetmoment 7 een daling van $>5^\circ$.

Bij proefpersoon 3 is, tijdens meetmoment 7 vergeleken met de nulmeting, een stijging van $>5^\circ$ gemeten (*tabel 22*).

Tabel 22.

Vershil ($^\circ$) tussen meetmoment 7 en nulmeting van de hoeken

PP	Hoofdhoek	Schouderhoek	Rughoek
1	0,24	-0,76	0,90
2	0,47	3,04	1,33
3	-2,31	-1,75	6,52
4	1,0	1,02	-0,96
5	-2,96	-1,02	-0,92
6	-2,39	5,07	0,01

Houding subjectief

In de literatuur is geen informatie beschikbaar over houdingsveranderingen ten gevolge van stemgeving. Een koppeling met de subjectieve houdingsobservaties wordt hierdoor bemoeilijkt.

De geobserveerde veranderingen in lichaamshouding kunnen niet gekoppeld worden aan de toe- of afname van de luidheid. Dit, aangezien geen patroon te ontdekken is van een verandering bij toename of afname van de minimaal vereiste luidheid. Ook zijn de veranderingen niet aan de duur van het onderzoek te koppelen, aangezien slechts bij enkele proefpersonen kleine veranderingen in houding zijn waargenomen tijdens meetmoment 7 vergeleken met de nulmeting en ook hierin geen patroon te ontdekken is.

Overige waarnemingen

Het regelmatig geobserveerde naar links gedraaide hoofd en/of lichaam is mogelijk te verklaren door de plaatsing van de pupiter met de teksten. Door de gekozen opstelling stond de tekst niet recht voor de proefpersoon, waardoor zij geneigd waren het hoofd naar links richting de tekst te draaien.

De geobserveerde gespannen houding van één proefpersoon met overgestrekte armen en vingers is mogelijk te verklaren door de opdracht om zo min mogelijk de armen en benen over elkaar te kruisen.

Bij het lachen tijdens het luider spreken, kunnen zenuwen en ongemak een rol hebben gespeeld. Men is waarschijnlijk niet gewend om op een dergelijke luidheid voor te lezen. Daarnaast kunnen versprekingen en de teksten uitnodigen tot lachen.

Koppeling subjectief en objectief

Gekeken is naar verschillen of overeenkomsten tussen de subjectieve waarnemingen en de objectieve metingen. De verschillen in graden zijn echter zodanig klein dat deze niet als klinisch relevant beschouwd mogen worden (Koes et al., 1989). Daarnaast is het niet mogelijk om deze kleine verschillen subjectief waar te nemen (Ton Lenssen, persoonlijke communicatie, 13 maart 2019). Bovendien komen de subjectieve waarnemingen niet één-op-één overeen met de gemeten hoeken. Zo is subjectief vaak endorotatie van de schouders waargenomen, wat betekent dat de schouders naar voren bewegen. De schouderhoek die berekend is, kijkt echter naar een beweging van de schouders omhoog en omlaag. Om bovenstaande redenen kunnen geen conclusies worden getrokken over de verschillen en overeenkomsten tussen de subjectieve waarnemingen en de objectieve metingen. In bijlage K bevindt zich een tabel waarin de subjectieve en objectieve gegevens naast elkaar weergegeven worden.

Evaluatie van de hypothetische vicieuze cirkel

Terugblikkend op de vooraf opgestelde hypothetische vicieuze cirkel (*fig. 1; fig. 20*) werden veranderingen in houding en spieractiviteit verwacht na het opbouwen van de stembelasting. Zoals hierboven beschreven zijn de veranderingen die hebben plaatsgevonden minimaal en is hierin geen patroon gevonden. De resultaten van het onderzoek hebben de verwachtingen, welke voorafgaand aan het onderzoek bestonden, niet kunnen bevestigen.

5.2 Evaluatie van de onderzoekspopulatie

Het betrof een homogene onderzoekspopulatie ($n=6$), welke voornamelijk bestond uit vrouwen (5 vrouwen, 1 man). De gemiddelde leeftijd bedroeg 22,83 jaar met een spreiding van 19 tot 29 jaar. De leeftijdscategorie en het aantal proefpersonen was beperkt, desondanks was dit voldoende voor dit onderzoeksdesign.

5.3 Evaluatie van de analysemethoden

De data binnen dit onderzoek is geanalyseerd door middel van MATLAB (v.R2018b) en Excel (2013). Beschrijvende statistiek werd gehanteerd om antwoord te vinden op de vraagstelling, aangezien het onderzoek een pilotstudie betrof met een kleine onderzoeksgroep en spieractiviteit voor ieder individu anders is (Vossen & Seghers, 2003; Pierce & Pierce, 1989). Hierdoor konden de individuen niet met elkaar worden vergeleken. Met behulp van beschrijvende statistiek konden de veranderingen in houding en spieractiviteit tijdens de stembelastingsopdracht inzichtelijk worden gemaakt.

Grafieken bieden de nodige informatie voor het beantwoorden van de vraagstelling, namelijk over het verloop van spieractiviteits- en houdingsmetingen gedurende de meetmomenten binnen elk individu. Ook biedt het een inzicht in mogelijke patronen.

Gekeken is naar de mediaan in plaats van naar het gemiddelde. Deze keuze is gemaakt vanwege de vele uitschieters binnen dit onderzoek. In tegenstelling tot het gemiddelde, wordt de mediaan minder beïnvloed door deze uitschieters.

Om de beschrijving van de resultaten van de houdingsmetingen te verduidelijken is gebruikgemaakt van een zelf opgestelde tabel, welke niet wetenschappelijk is onderbouwd. Deze tabel is vervolgens toegepast op alle drie de hoeken. Echter, het toepassen van één indeling op verschillende hoeken is niet per definitie passend. Elke hoek dient namelijk anders te worden beoordeeld wegens de verschillende eigenschappen van elke hoek (Ton Lenssen, persoonlijke communicatie, 13 maart 2019).

Analyse van de resultaten werd bemoeilijkt door hiaten en discrepantie in de literatuur. Zo is geen eenduidige informatie te vinden over de beoordeling van veranderingen in zowel spieractiviteit als hoeken. Om deze reden is de analyse van de gegevens gebaseerd op de beschikbare bronnen, welke niet per definitie een complete of zelfs correcte maatstaf zijn voor de in dit onderzoek gemeten spieren en hoeken. Bij de analyse van de hoeken zijn bijvoorbeeld, bij gebrek aan betere literatuur, de bevindingen van Koes et al (1989) aangehouden, terwijl deze gebaseerd zijn op een ander

meetinstrument (CYBEX EDI 320 hoekmeter) dan gebruikt werd in dit onderzoek (Vicon Motion Capture). Bovendien doet het jaartal van deze bron (Koes et al, 1989) de vraag oprijzen of de kennis niet gedateerd is.

Een aantal gegevens zijn verwijderd, aangezien uit de analyse bleek dat de gegevens niet overeenkwamen met de bijbehorende meetmomenten. De gemeten waarden konden onmogelijk correcte waarden zijn, aangezien subjectief geen grote bewegingen zijn waargenomen. Verwacht wordt dat de sEMG sensor tijdens deze meetmomenten niet goed contact maakte met de huid of dat de sensor beïnvloed werd door een storing. Welke gegevens exact zijn verwijderd, is weergegeven in de grafieken (fig. 12-19).

Proefpersoon 4 liet tijdens meetmoment 7 een beweging zien. Aangezien geen grens is vastgesteld hoeveel een proefpersoon mag bewegen, zijn deze gegevens niet verwijderd. Het verwijderen van een geheel meetmoment zou betekenen dat relatief veel data verloren zou gaan. Het is echter belangrijk te weten dat deze metingen (proefpersoon 4, meetmoment 7) mogelijk een vertekend beeld geven op het gebied van zowel spieractiviteit als houding.

5.4 Sterke en zwakke punten van het onderzoek

Sterke punten

Opzet onderzoek

- De proefpersonen zijn niet op de hoogte gebracht van de onderzoeksvraag, waardoor voorkomen werd dat de variabelen werden beïnvloed en de resultaten gemanipuleerd werden door mogelijke voorkennis omtrent de variabelen.
- (Oud)studenten logopedie, fysiotherapie en ergotherapie zijn uitgesloten van deelname, aangezien zij getraind zijn op het gebied van houding en/of stem. Door uitsluiting van deze disciplines is de homogeniteit van de groep, met betrekking tot voorkennis omtrent de variabelen, gewaarborgd.
- Zowel vóór aanvang als tijdens het onderzoek is kritisch gekeken naar de proefpersonen om de in- en exclusiecriteria te waarborgen. Ten gevolge hiervan zijn voorafgaand aan het onderzoek vijf personen geëxcludeerd en is één proefpersoon na afloop van het onderzoek geëxcludeerd.
- De hoeken zijn zo gekozen dat ze overeenkomen met de gemeten spieren. Echter, is geen sprake van een één-op-één relatie. De spieractiviteit in de *m. trapezius* correleert met de hoofdhoek (Schünke et al., 2010), schouderhoek (Kenhub, 2014b) en rughoek. De spieractiviteit in de *m. sternocleidomastoideus* correleert met de hoofdhoek (Kirchmann, 2018) en de *m. latissimus dorsi*

correleert met de rughoek.

- Voor het opstellen van een geschikte stembelastingsopdracht is kritisch gekeken naar beschikbare literatuur. Vanuit deze verworven kennis is de uiteindelijke stembelastingsopdracht opgesteld. Zo is de minimale luidheid vastgesteld op 75dB en 80 dB aangezien dit in de literatuur de meest voorkomende luidheden waren in andere stembelastingsopdrachten (UEP, 1987; Echternach et al., 2013; Echternach et al., 2014). Daarnaast is gekozen voor wisselingen in luidheid aangezien deze zorgen voor extra stembelasting (Heylen, De Bodt, & Mertens, 2012).

Uitvoering onderzoek

- Er is getracht om door de combinatie van objectieve metingen vanuit de biometrie en subjectieve beoordeling vanuit de logopedie een versterking en aanvulling op elkaar te bewerkstelligen.
- Meetfouten zijn gedurende het onderzoek voorkomen, doordat de elektroden bij iedere deelnemer eenmalig zijn opgeplakt. Dat wil zeggen dat gedurende het onderzoek steeds dezelfde spier op exact dezelfde plek is gemeten (De Luca, 2008).
- Lingwaves (versie 3.2) is gebruikt om de luidheid visueel te maken voor zowel de onderzoekers als de proefpersonen. De onderzoekers konden hierdoor snel en duidelijk zien wanneer de minimale luidheid niet werd behaald en de proefpersonen hierop attenderen.

Overig

- Het onderzoek betreft een multidisciplinaire pilotstudie, waardoor een samenwerking is bewerkstelligd tussen de opleidingen logopedie en biometrie.

Zwakke punten

Opzet onderzoek

- Mensen die stemklachten ervaarden (gemeten met de VHI-10) werden uitgesloten van deelname om het risico op verergering en het eventuele ontstaan van stemproblemen te voorkomen. De resultaten op de VHI-10 geven echter geen uitsluitsel op het hebben van een stemstoornis, het biedt enkel inzicht in het ervaren van stemklachten. Om deze reden was dit niet het meest geschikte instrument om te bepalen of men wel of niet zou mogen deelnemen aan het onderzoek. Een stemscreening (met bijvoorbeeld objectieve akoestische metingen) en een korte stemanamnese zou hierin meer informatie hebben geboden (De Bodt et al., 2015).

Uitvoering onderzoek

- Vossen en Seghers (2003) geven aan dat bij de interpretatie van sEMG metingen rekening gehouden moet worden met de spieractiviteit van de omliggende musculatuur. De omliggende musculatuur kan namelijk een ruis opleveren bij het gemeten signaal. Tijdens de spieractiviteitsmetingen tijdens dit onderzoek is mogelijk interferentie opgetreden door andere spieren, mede doordat de sEMG elektroden een vrij groot oppervlakte in beslag nemen (27x37x15 mm).
- De meetopstelling heeft als gevolg gehad dat het bepalen van de hoeken niet geheel betrouwbaar is. Ten eerste stond de tekst niet recht voor de proefpersoon, maar iets naar links. Het was namelijk niet mogelijk om zowel de teksten als de decibelmeter op de juiste hoogte voor de proefpersoon te plaatsen. Om deze reden is de pupiter met de teksten enigszins naar links geplaatst. Hierdoor werd regelmatig het hoofd of (deels) het lichaam naar links gedraaid. Ten tweede lazen de proefpersonen de teksten voor van een A4-papier. Wanneer zij gedurende het meetmoment bovenaan de pagina lazen, was de hoofdhoek anders dan wanneer zij onderaan de pagina lazen.
- Tijdens het controleren van de afstand tussen de mond en de decibelmeter werd regelmatig een aanpassing van de houding waargenomen bij de proefpersonen. Denk hierbij aan posterieure beweging van het hoofd of lichaam. Dit heeft mogelijk invloed gehad op de objectieve en subjectieve houdings- en spieractiviteitsmetingen. Het gebruik van een hoofdmicrofoon als decibelmeter zou hierin een oplossing kunnen bieden.
- Mogelijk was de opgebouwde stembelasting niet hoog genoeg om een verandering in houding en/of spieractiviteit teweeg te brengen. Zoals eerder in de literatuur gevonden, zou een stembelastingstest, met enkel het verhogen van de luidheid als variabele, minimaal één uur moeten duren om verschil in objectieve stemmetingen te laten zien (Fujiki & Sivasankar, 2017). Tijdens het huidige onderzoek zijn geen objectieve stemmetingen uitgevoerd, maar bovenstaande zou wel kunnen verklaren waarom de opgebouwde stembelasting niet hoog genoeg was om verandering in houding en/of spieractiviteit waar te nemen. Uit ditzelfde onderzoek (Fujiki & Sivasankar, 2017) kwam naar voren dat het aanhouden van klinkers op een hoge intensiteit mogelijk een betere variabele is binnen een stembelastingstest dan een leestaak. Daarnaast hebben de proefpersonen niet altijd de minimale luidheid behaald. Ook dit kan mogelijk verklaren waarom de opgebouwde stembelasting geen verandering in houding en/of spieractiviteit tot stand heeft gebracht.
- Buiten het feit dat stembelasting door ieder individu anders wordt ervaren (Buekers, 1999), is het zeer waarschijnlijk dat niet alle proefpersonen zich geheel op hun gemak voelden. Hierdoor durfden zij

mogelijk niet de minimale luidheid te benaderen, met een minder hoge stembelasting tot gevolg.

- Kleine bewegingen, ademhaling, slikken en spreken hebben invloed op de spieractiviteit en geven een ruis bij de spieractiviteitsmetingen (Vossen & Seghers, 2003), waardoor deze mogelijk niet geheel betrouwbaar zijn.
- De gekozen teksten nodigden mogelijk uit tot intonatie en spreekpauzes, wat het behouden van de minimale luidheid bemoeilijkte. Zo kwam in één tekst een aantal keer een stemloze ‘pfff’ voor, wat deze tekst minder geschikt maakte voor deze stembelastingsopdracht.

Analyse

- De hoofd-, schouder- en rughoek zijn apart geanalyseerd, echter hebben zij ook invloed op elkaar. De structuren in het lichaam zijn namelijk als een keten verbonden. Wanneer één structuur verschuift, zal dit invloed hebben op andere structuren (Cardoso, Lumini-Oliveira & Meneses, 2017).
- De subjectieve observaties komen niet één-op-één overeen met de objectief gemeten hoeken. Een voorbeeld hiervan is de schouderhoek, welke stijging en daling van de schouder heeft gemeten. Een veel voorkomende subjectieve observatie is endorotatie van de schouders, wat een voorwaartse beweging van de schouders betekent. De endorotatie beïnvloedt wel mogelijk de hoek, maar de relatie is niet één-op-één.
- De subjectieve beoordeling werd bemoeilijkt door de slechte kwaliteit van de camera's door een lage resolutie. Ook werd subjectieve beoordeling bemoeilijkt door de regelmatig voorkomende draaiing van het (boven)lichaam in de richting van de teksten.

5.5 Mogelijke andere interpretaties en bias

Bij de beoordeling van de resultaten werd gekeken naar een mogelijke verandering in tijd, waarbij het van belang was de meetmomenten in chronologische volgorde te bekijken. Hierdoor bestond geen mogelijkheid de subjectieve beoordelingen van de houding blind uit te voeren. Om deze reden is het mogelijk dat onbewust bevestigingsbias heeft opgetreden.

De steekproef bevatte voornamelijk jonge personen, namelijk tussen de 19 en 29 jaar. Ook was het overgrote deel vrouw. Hierdoor is de steekproef niet representatief voor de populatie. Hier is sprake van selectiebias.

Het tijdstip waarop de proefpersonen hebben deelgenomen aan het onderzoek heeft invloed op de hoeveelheid stembelasting die de persoon gedurende de dag al heeft ervaren. Echter, de hoeveelheid

(ervaren) stembelasting is ook afhankelijk van diverse andere factoren, zoals de bouw van de larynx, het wel of niet toepassen van spreek- en/of stemtechnieken, eventuele aandoeningen van de stemplooien of luchtwegen en de algemene lichamelijke conditie (Buekers, 1999). Ook dit is voor ieder individu anders.

De ecologische validiteit van dit onderzoek is matig. Het voorlezen van een tekst is namelijk niet geheel te vergelijken met spontane spraak. Onderzoek wijst uit dat onder andere het spreektempo tijdens voorlezen hoger ligt en klinkerverlengingen minder voorkomen, vergeleken met spontane spraak (Gilbers et al., 2009). Bovendien is de opzet van het onderzoek niet vergelijkbaar met een dagelijkse situatie, aangezien men over het algemeen niet 30 minuten lang aan een stuk door stemgeeft op een dergelijke luidheid.

5.6 Aanbevelingen

Consequenties voor de praktijk

De samenwerking tussen de opleidingen logopedie en biometrie, welke voor deze bachelorthesis is bewerkstelligd, biedt mogelijkheden op diverse gebieden. Binnen de logopedie wordt sEMG aanbevolen in de richtlijn dysfagie als biofeedbackmethode binnen de slikrevalidatie (Richtlijnen Database, 2017). Van Lieshout, Peters, Starkweather & Hulstijn (1993) gebruikten EMG in een onderzoek naar de spieractiviteit in de *m. orbicularis oris inferior* tijdens een vloeiend uitgesproken /o/ bij stotteraars en niet-stotteraars. Daarnaast kan (s)EMG dienen als biofeedbackmethode, bijvoorbeeld om spanningsreductie weer te geven en om de motorische controle te verbeteren. Dit wordt onder andere toegepast bij mensen die stotteren (Van Lieshout, 1996). De onderzoekers zien hierin ook mogelijkheden binnen de stemtherapie. Zo zou (s)EMG tijdens de behandeling van spanningsgerelateerde stemklachten/-problemen als biofeedbackmethode gebruikt kunnen worden om laryngeale spanningen tijdens het stemgeven visueel te maken. Andere gebieden waarin samenwerking tussen logopedie en biometrie wenselijk kan zijn, is bijvoorbeeld bij het meten van spieractiviteit in de kaak, bijvoorbeeld bij beroepssprekers of zangers, mensen die kaakklemmen, mensen met articulatieproblemen of mensen met een overmatige spierspanning rondom de kaak. Ook beschikt biometrie over apparatuur om de expansie van de thorax te meten, welke kan helpen bij onderzoek en/of therapie met betrekking tot de ademhaling.

Wanneer men (s)EMG binnen de logopedische praktijk wil inzetten, zal de hulp ingeschakeld moeten worden van professionals die ofwel zelf de gegevens kunnen interpreteren en de elektroden correct kunnen plaatsen, of deze kennis en vaardigheden aan de logopedist in kwestie kunnen overbrengen.

Daarnaast is het belangrijk de juiste overweging te maken tussen invasieve en non-invasieve EMG-metingen. Beide hebben diverse voor- en nadelen (Van Lieshout, 1996). Bij non-invasieve metingen kan enige ruis optreden van omliggende musculatuur (Vossen & Seghers, 2003). Wanneer men gebruik maakt van invasieve metingen kan de spieractiviteit van de desbetreffende spier nauwkeuriger gemeten worden (Van Lieshout, 1996).

Het zou interessant zijn logopediestudenten tijdens hun opleiding kennis te laten maken met sEMG en de mogelijkheden voor het gebruik hiervan in de logopedische praktijk. Bovendien kan dit toegang bieden tot uitbreiding en verkenning van de multidisciplinaire samenwerkingsmogelijkheden tussen de opleidingen Logopedie en Biometrie. Wanneer sEMG binnen de opleiding aan bod komt, zal het toepassen in de praktijk wellicht laagdrempeliger worden.

Adviezen voor verder onderzoek

Deze bachelorthesis dient als pilot waarbij nader onderzoek meer inzicht kan bieden binnen dit onderwerp. Voorafgaand aan vervolgonderzoek om de veranderingen in spieractiviteit en houding tijdens een stembelastingsopdracht in kaart te kunnen brengen, dienen eerst een aantal deelonderwerpen verder onderzocht te worden. Allereerst is het belangrijk meer inzicht te verkrijgen in stembelasting en hoe dit samenhangt met persoonlijke factoren. Deze kennis is noodzakelijk om een goede stembelastingsopdracht vorm te kunnen geven, waarbij iedere individuele stem voldoende belast kan worden. Bij de onderzoekers bestaat echter de vraag of stembelasting niet te zeer persoonsafhankelijk is om hier goed onderzoek naar te kunnen doen.

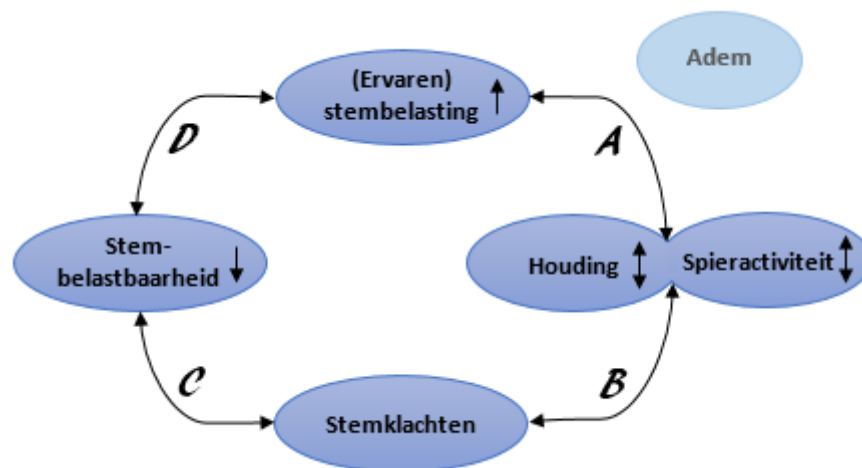
Ten tweede is meer kennis nodig omtrent de meest geschikte invulling van een stembelastingsopdracht. Is het voorlezen van teksten de beste manier om stembelasting op te bouwen, of is bijvoorbeeld het aanhouden van klinkers een meer geschikte invulling? Wanneer toch wordt gekozen voor het voorlezen van teksten, is meer kennis nodig omtrent de meest geschikte teksten voor een dergelijke stembelastingsopdracht. Aan welke eisen dient een tekst te voldoen en welke factoren dienen vermeden te worden? Denk hierbij onder andere aan tekstsoort, -niveau, lettertype en -grootte. Het lezen van een tekst op dergelijke luidheid werd als erg lastig ervaren door de proefpersonen. Dit bemoeilijkte, volgens de proefpersonen, het behalen van de minimale luidheid.

Bij uiteindelijk vervolgonderzoek, met betrekking tot de veranderingen in spieractiviteit en houding die optreden tijdens een stembelastingsopdracht, dient rekening te worden gehouden met het feit dat diverse factoren de houding gedurende het onderzoek kunnen beïnvloeden. Dit is ten eerste de meetopstelling. Belangrijk is een meetopstelling te creëren waarbij de houding zo min mogelijk

beïnvloed wordt. Daarnaast is het belangrijk te beseffen dat het controleren van de afstand tot de decibelmeter mogelijk houdingsveranderingen uitlokt. Een hoofdmicrofoon als decibelmeter zou hierin oplossing kunnen bieden.

5.7 Conclusie

Tijdens dit onderzoek werd een antwoord gezocht op de vraag: ‘Welke veranderingen in houding en spieractiviteit treden op tijdens een stembelastingsopdracht?’ Geconcludeerd kan worden dat de veranderingen, die zijn opgetreden gedurende de stembelastingsopdracht, persoonsafhankelijk lijken te zijn en/of toevallige veranderingen zijn. De hypothetische vicieuze cirkel (*fig. 20*), waarin de verwachting werd gevisualiseerd dat houdings- en spieractiviteitsveranderingen zouden optreden na het opbouwen van de stembelasting, is vooralsnog niet bewezen.



Figuur 20. Hypothetische vicieuze cirkel

Op het gebied van objectieve spieractiviteitsmetingen is voor elke sensor bij een aantal proefpersonen een verandering gemeten volgens de indeling van Sapega (1992). Echter, bij andere proefpersonen is geen verandering gemeten, waardoor geen patronen te ontdekken zijn. Daarnaast zijn de veranderingen niet te koppelen aan de wisselende minimale luidheid of de duur van het onderzoek.

Bij de objectieve houdingsmetingen zijn gedurende de meetmomenten in 90,5% van de gevallen veranderingen, zowel stijgingen als dalingen, van $<5^\circ$ gemeten. Een verandering van $<20^\circ$ kan volledig te wijten zijn aan meetfouten en/of intra-individuele verschillen (Koes et al., 1989). Hieruit kan worden opgemaakt dat de gemeten houdingsveranderingen als toevallige verandering beschouwd kunnen worden.

De meest voorkomende verandering die subjectief is waargenomen is protractie van het hoofd. Iedere

proefpersoon liet hierin veranderingen zien. Daarnaast lieten vier van de zes proefpersonen veranderingen zien in de mate van thoracale hyperkyfose. Ook in de subjectieve waarnemingen kon geen patroon worden ontdekt en de veranderingen zijn niet te koppelen aan de wisselende minimale luidheid of de duur van het onderzoek.

De subjectieve waarnemingen en objectieve metingen komen niet altijd overeen. Dit kan te verklaren zijn doordat de gemeten objectieve verschillen zo klein zijn dat deze niet met het blote oog zichtbaar zijn (Koes et al., 1989; Ton Lenssen, persoonlijke communicatie, 13 maart 2019).

Vervolgonderzoek is nodig om de veranderingen in houding en spieractiviteit tijdens een stembelastingsopdracht gedetailleerder in kaart te brengen.

Literatuurlijst

1. Albarrati, A., Zafar, H., Alghadir, A. H., & Anwer, S. (2018). Effect of Upright and Slouched Sitting Postures on the Respiratory Muscle Strength in Healthy Young Males. *Biomed Research International*, 2018, 1-5. doi:10.1155/2018/3058970
2. Arboleda, B. M. W., Frederick, A., L., (2008). Considerations for maintenance of postural alignment for voice production. *Journal of Voice*, 22, 90–99.
3. Debruyne, F., Buekers, R. (1998) Interdependency Between Intensity and Pitch in the Normal Speaking Voice. *Acta oto-rhino-laryngologica*, Vol 52, 201-205
4. Dendauw, H., Dewilde, V., & Hooghe, A. (2010). *De evaluatie van de houding en spieractiviteit bij beeldschermwerkers met en zonder schouder- of nekklachten en het gebruik van taping als feedbacktraining*. Geraadpleegd van https://lib.ugent.be/fulltxt/RUG01/001/459/161/RUG01-001459161_2011_0001_AC.pdf
5. Berolo, S., Wells, R. P., Amick, B., C. (2011) Musculoskeletal symptoms among mobile handheld device users and their relationship to device use: a preliminary study in a Canadian university population. *Appl Ergon*, 42, 371–378.
6. Beukers, R. (1999) Stembelasting: meting en tests. In Peters, H., Bastiaanse, Y. R. M., Jansonius-Schultheiss, K., & van der Meulen, S. J. (Reds.), *Boekblok Handboek stem- spraak- en taalpathologie* (pp. 633-636). Houten: Bohn Stafleu van Loghum. https://doi.org/10.1007/978-90-313-8642-0_87
7. Blaauw, C., & Alvarado-van Os, C. (1995). Veranderingen in het fonetogram onder invloed van stembelasting: Een bruikbare stembelastingstest? *Stem-, Spraak- en Taalpathologie*, 4, 190-203.
8. Blöink, L., Lufen, V., & Tillmanns, E. (2006). *De Nijmegen Muscular Tension Index: geeft de NMTI een valide weergave van spanning in het (peri)laryngaal gebied en houdingsafwijkingen bij patiënten met stemklachten?*. Geraadpleegd van http://www.hbo-kennisbank.nl/en/page/hborecord.view/?uploadId=sharekit_han:oai:surfsharekit.nl:997e767c-ed7d-46fc-84df-1220813fe92a
9. Bonney, R. A., Corlett, E. N., (2002) Head posture and loading of the cervical spine. *Appl Ergon*, 33, 415–417.

10. Buekers, R. (1999). Belasting en belastbaarheid van de stem. In Peters, H., Bastiaanse, Y. R. M., Jansonijs-Schultheiss, K., & van der Meulen, S. J. (Reds.), *Boekblok Handboek stem-spraak- en taalpathologie* (pp.121–125).Houten: Bohn Stafleu van Loghum.
https://doi.org/10.1007/978-90-313-8642-0_16
11. Cardoso, R., Lumini-Oliveira, J., & Meneses, R. F. (2017). Associations between Posture, Voice, and Dysphonia: A Systematic Review. *Journal Of Voice*, 33(1), 124-e1-124.e12. doi:10.1016/j.jvoice.2017.08.030
12. Cordasco, F. A., Mahony, G. T., Tsouris, N., & Degen, R. M. (2017). Pectoralis major tendon tears: functional outcomes and return to sport in a consecutive series of 40 athletes. *Journal Of Shoulder & Elbow Surgery*, 26(3), 458. doi:10.1016/j.jse.2016.07.018
13. Costa, D., Vitti, M., de Oliveira-Tosello, D., & Costa, R.P. (1994). Participation of the sternocleidomastoid muscle on deep inspiration in man. An electromyographic study. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 34 (5), 315-320.
14. De Bodt, M., Heylen, L., Mertens, F., Vanderwegen, J., & Van de Heyning, P. (2015). *Stemstoornissen. Handboek voor de klinische praktijk*. Antwerpen: Garant.
15. De Bodt, M., Mertens, F., Heylen, L. (2008). *Werken aan stem*. Antwerpen: Garant.
16. De Bodt, M., Wuyts, F., Heyning, P. van de, Lambrechts, L., & Vanden Abeele, D. (1998). Predicting vocal outcome by means of a vocal endurance test: a 5-year follow-up study in female teachers. *Laryngoscope*, 108, 63-79.
17. Decoster, W., & De Jong, F. (2013). *De nachtegaal en de kraai: Een optimale stem binnen ieders bereik* (2e ed.). Antwerpen: Garant.
18. De Luca, C. J. (2008, 5 oktober). A Practicum on the Use of Surface EMG Signals in Movement Sciences©. Geraadpleegd op 13 augustus 2019, van <https://www.delsys.com/downloads/TUTORIAL/a-practicum-on-the-use-of-semg-signals-in-movement-sciences.pdf>
19. De Swaef, A., & Verstraete, T. (2013). *Invloed van houding op stemkwaliteit*. Geraadpleegd van https://lib.ugent.be/fulltxt/RUG01/002/061/778/RUG01-002061778_2013_0001_AC.pdf
20. D'haeseleer, E., Depypere, H., Claeys, S., & Van Lierde, K. (2007). De menopauzale stem en

- de gevolgen van hormonale substitutie. *Stem-, Spraak- en Taalpathologie*, 15(3), 192–207.
Geraadpleegd van <https://sstp.nl/article/viewFile/3283/3274> doi: D2E.8310/03/1507-192
21. Donovan, P. (2018). [Illustratie voorblad] [Foto]. Geraadpleegd op 13 november 2018, van <http://heatherlanept.com/2018/03/14/hyperkyphosis-hunchback-posture/amp/>
 22. Echternach, M., Nusseck, M., Dippold, S., Spahn, C., & Richter, B. (2014). Fundamental frequency, sound pressure level and vocal dose of a vocal loading test in comparison to a real teaching situation. *European Archives Of Oto-Rhino-Laryngology*, 271(12), 3263–3268. <https://doi.org/10.1007/s00405-014-3200-6>
 23. Echternach, M., Richter, B., Traser, L., & Nusseck, M. (2013). Veränderung der stimmlichen Leistungsfähigkeit durch verschiedene Stimmbelastungstests. (German). *Laryngo-Rhino-Otologie*, 92(1), 34. doi:10.1055/s-0032-1327644
 24. Eriksson, A., & Traunmüller, H. (2002). Perception of vocal effort and distance from the speaker on the basis of vowel utterances. *Perception & psychophysics*, 64(1), 131-139.
 25. Fujiki, R. B., & Sivasankar, M. P. (2017). A Review of Vocal Loading Tasks in the Voice Literature. *Journal Of Voice*, 31(3) 388.e33-388.e39. doi:10.1016/j.jvoice.2016.09.019
 26. Gilbers, D. G., Bos, L., Heeres, T., Muller, M., Wierenga, E., & De Vries, N. (2009). Modaliteit als parameter: verschillen tussen spontane en geacteerde spraak. *TABU*, 38(1-4), 110–120. Geraadpleegd van https://www.rug.nl/research/portal/files/12108762/Gilbers_et_al_2010_Modaliteit_als_parameter_verschillen_tussen_spontane_en_geacteerde_spraak.pdf
 27. Gilman, M., & Johns, M. M. (2017). The Effect of Head Position and/or Stance on the Self-perception of Phonatory Effort. *Journal Of Voice*, 31, 131.e1-131.e4. doi:10.1016/j.jvoice.2015.11.02
 28. Grelsamer, R. P., Dubey, A., & Weinstein, C. H. (2005). Men and women have similar Q angles. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 87-B(11), 1498–1501. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.87b11.16485>
 29. Hansraj, K. (2014). Assessment of Stresses in the Cervical Spine Caused by Posture and Position of the Head. *Neuro and spine surgery*, 25, 277-279.
 30. Harris, T. (1998) Laryngeal mechanisms in normal function and dysfunction. In: Harris T,

- Harris S, Rubin J, et al. (Reds.). *The Voice Clinic Handbook*. (pp. 64-90). London: Whurr Publishers Ltd.
31. Herrington, L. (1998). *EMG-biofeedback: wat kan het wel en niet laten zien?* Houten: Bohn Stafleu van Loghum.. 17(1), 4–6. <https://doi.org/10.1007/BF03062544>
 32. Heylen, L., De Bodt, M., & Mertens, F. (2012). *De stemgids*. Antwerpen: Garant.
 33. Janwantanakul, P., Sitthipornvorakul, E., Paksaichol. (2012). A: Risk factors for the onset of nonspecific low back pain in office workers: a systematic review of prospective cohort studies. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 35(7), 568–577.
 34. Jung, S. I., Lee, N. K., Kang, K. W., Kim, K., & Lee, D. Y. (2016). The effect of smartphone usage time on posture and respiratory function. *Journal Of Physical Therapy Science*, 28(1), 186-189.
 35. Kenhub. (2014a, 28 december). *Pectoral Muscles: Area, Innervation & Function - Human Anatomy* | Kenhub [Videobestand]. Geraadpleegd op 19 november 2018, van <https://www.youtube.com/watch?v=nhkHnwf4bjc>
 36. Kenhub. (2014b, 23 november). *Trapezius Muscle - Origin, Insertion, Actions - Human Anatomy* | Kenhub [Videobestand]. Geraadpleegd op 26 november 2018, van <https://www.youtube.com/watch?v=dCjs-Nshn7A>
 37. Kenhub. (2015a, 8 oktober). *Digastric muscle: Origin, Insertion, Innervation & Function - Anatomy* | Kenhub [Videobestand]. Geraadpleegd op 26 november 2018, van <https://www.youtube.com/watch?v=CxqCWyindCI>
 38. Kenhub. (2015b, 15 oktober). *Geniohyoid Muscle - Origins & Function - Human Anatomy* | Kenhub [Videobestand]. Geraadpleegd op 26 november 2018, van <https://www.youtube.com/watch?v=wU-qmhznSaM>
 39. Kenhub. (2015c, 25 oktober). *Stylohyoid Muscle - Attachments & Function - Human Anatomy* | Kenhub [Videobestand]. Geraadpleegd op 26 november 2018, van <https://www.youtube.com/watch?v=yvgSHU5sMOU>
 40. Kenhub. (2015d, 1 oktober). *Thyrohyoid Muscle Origin and Insertion - Human Anatomy* | Kenhub [Videobestand]. Geraadpleegd op 26 november 2018, van https://www.youtube.com/watch?v=r1rQu_hmaYU

41. Kera, T., & Maruyama, H. (2005). The effect of posture on respiratory activity of the abdominal muscles. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 24 (4), 259-265. doi: 10.2114/jpa.24.259
42. Kirchmann, L. (2018). *Anatomie en fysiologie van de mens* (19e ed.). Houten: Bohn Stafleu van Loghum.
43. Koes, B., Van Mameren, H., Bouter, L., Essers, A., Elzinga, W., Verstegen, G., & Kessels, F. (1989). De reproduceerbaarheid van metingen aan de wervelkolom met de hoekmeter EDI 320. *Nederlands Tijdschrift voor Fysiotherapie*, 99(7/8). Geraadpleegd van <http://dare.ubvu.vu.nl/bitstream/handle/1871/3647/10137.pdf?sequence=1>
44. Lieberman, J. (1998). Principles and techniques of manual therapy: applications in the management of dysphonia. In T. Harris, S. Harris, J.S. Rubin, & D.M. Howard (Eds.). *The voice clinic handbook*. (pp. 91-138) London: Whurr Publishers.
45. Martini, F. H., & Bartholomew, E. F. (2012). *Anatomie en Fysiologie: Een Inleiding*. Amsterdam, Nederland: Pearson.
46. McDonnell, M. K., & Sahrmann, S., (2002) Movement-impairment syndromes of the thoracic and cervical spine. In: Grant R, (Ed). *Physical Therapy of the Cervical and Thoracic Spine*. 3e ed. (pp. 335-354) New York, NY: Churchill Livingstone.
47. Milidonis, M.K., Kraus, S.L., Segal, R.L., & Widmer, C.G. (1993). Genioglossi muscle activity in response to changes in anterior/neutral head posture. *American Journal of Orthodontal and Maxillofacial Orthopedics*. 103 (1), 39-44.
48. Miller, N. A., Gregory, J. S., Aspden, R. M., Stollery, P. J., & Gilbert, F. J. (2014). Using Active Shape Modeling Based on MRI to Study Morphologic and Pitch-Related Functional Changes Affecting Vocal Structures and the Airway. *Journal Of Voice*, 28, 554-564. doi:10.1016/j.jvoice.2013.12.002
49. Nacci, A., Fattori, B., Mancini, V., Panicucci, E., Matteucci, J., Ursino, F., & Berrettini, S. (2012). Posturographic analysis in patients with dysfunctional dysphonia before and after speech therapy/rehabilitation treatment. *Acta Otorhinolaryngologica Italica*, 32(2), 115–121. Geraadpleegd van <https://zuyd.idm.oclc.org/login?url=https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db>

=edswsc&AN=000305739600007&lang=nl&site=eds-live

50. Nauta, T. (2005) Goed gestemd voor de klas. Groningen: Wolters-Noordhoff
51. Nederlandse Orthopaedische Vereniging. (2018). *De wervelkolom* [Illustratie]. Geraadpleegd op 26 april 2019, van <https://www.zorgvoorbeweging.nl/operatie-bij-een-onderbroken-wervelboog-een-verschoven-wervel-spondylolysis-enof-spondylolisthesis>
52. Paulsen, F., & Waschke, J. (2018). *Sobotta - Algemene anatomie en bewegingsapparaat* (5e ed.). Houten: Bohn Stafleu van Loghum.
53. Pierce, A., & Pierce, R. (1989). *Expressive Movement. Posture and Action in Daily Life, Sports, and the Performing Arts*. New York: Springer Science+Business Media .
<https://doi.org/10.1007/978-1-4899-6523-3>
54. Pinkhof-Hilfman (1984) *Geneeskundig woordenboek*. Utrecht/ Antwerpen: Bohn, Scheltema & Holkema
55. Richtlijnen Database. (2017). *Orofaryngeale dysfagie*. Geraadpleegd op 21 januari 2019, van <https://www.nvlf.nl/stream/orofaryngeale-dysfagie>
56. Rijssen, van, M. (2012). *Manuele facilitatie : een casestudy naar de resultaten van manuele facilitatie bij de behandeling van een man van 55 jaar met een hypertone dysfonie*. Geraadpleegd van
<https://zuyd.idm.oclc.org/login?url=https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edshbo&AN=edshbo.sharekit.hhs.oai.surfsharekit.nl.35e19787.a69e.4d17.9768.bd1b840a9fb8&lang=nl&site=eds-live>
57. Rosen, C., A., Lee, A., S., Osborne, J., Zullo, T., Murry, T. (2004). Development and validation of the voice handicap index-10. *Laryngoscope*, 114(9), 1549-1556. Doi: 10.1097/00005537-200409000-00009
58. Sapega, A. A. (1992). Beschouwing van spieractiviteit in de orthopedische praktijk 'Een overzicht van actuele concepten. *Stimulus*, 11(4), 197–210. <https://doi.org/10.1007/bf03075836>
59. Sas, P., & De Clercq, C. (1998). *Als je veel moet praten - Deel 1: Stempedagogiek*, Antwerpen: Garant.
60. Schneider, C. M., Dennehy, C. A., & Saxon, K. G. (1997). Exercise Physiology Principles Applied to Vocal Performance: The Improvement of Postural Alignment. *Journal of Voice*,

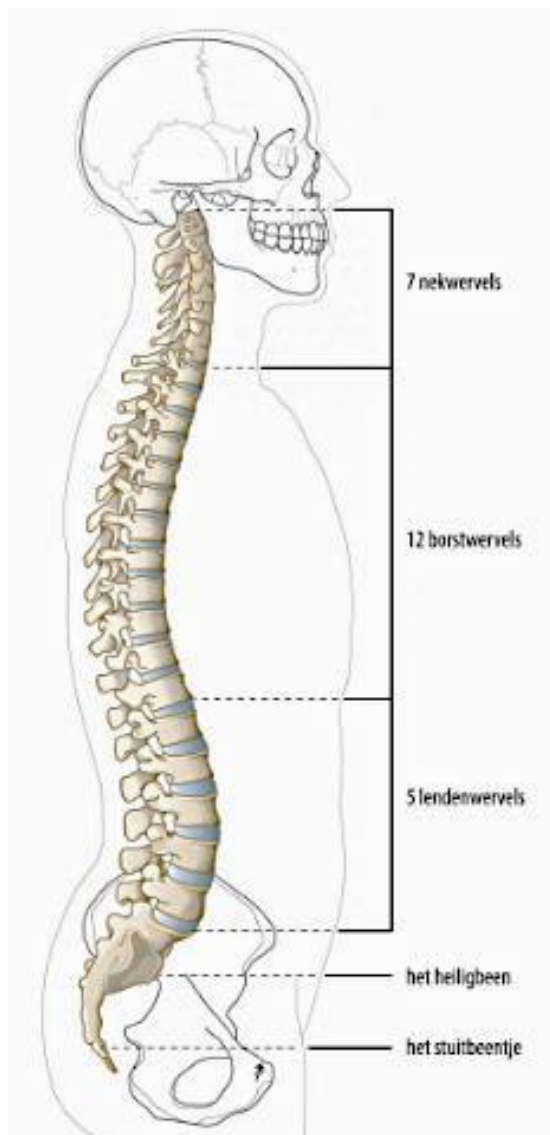
- 11(3), 332-337. Geraadpleegd van https://ac.els-cdn.com/S0892199797800124/1-s2.0-S0892199797800124-main.pdf?_tid=1f2fca5a-3985-445a-94fc-c9c0bbec7495&acdnat=1529673884_573d87ce0436155ba0e985510322f670
61. Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., & Wesker, K. (2010). *Prometheus - Hoofd, hals en neuroanatomie* (2e ed.). Houten: Bohn Stafleu van Loghum.
 62. Schünke, M., Voll, M., & Wesker, K. (2016). *Prometheus: Anatomische atlas : Algemene anatomie en bewegingsapparaat* (4e herziene en uitgebreide druk.). Houten: Bohn Stafleu van Loghum.
 63. Thomas Moore. (2015). *VHI 10 Aanpassing naar het Nederlands, validatie en normatieve data*. Geraadpleegd op 13 december 2018, van [http://file:///C:/Users/acer/Downloads/Sessie10Voordracht2LabaereenCeuppens%20\(2\).pdf](http://file:///C:/Users/acer/Downloads/Sessie10Voordracht2LabaereenCeuppens%20(2).pdf)
 64. Titze, I., R., Svec, J., G., & Popolo, P., S. (2003) Vocal dose measures: quantifying accumulated vibration exposure in vocal fold tissues. *Journal of Speech Language and Hearing Research*, 46, 919-32.
 65. Van Lieshout, P. H. M. M. (1996). Technieken en methoden in spraakproductie-onderzoek. *Stem-, Spraak-, en Taalpathologie*, 5(3), 173–197.
 66. Van Lieshout, P. H., Peters, H. F., Starkweather, C. W., & Hulstijn, W. (1993). *Physiological differences between stutterers and nonstutterers in perceptually fluent speech: EMG amplitude and duration*. Geraadpleegd op 26 mei 2019, van <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8450665>
 67. Van de Steen, I. (z.d.). *Text neck* [Illustratie]. Geraadpleegd op 3 oktober 2018, van <http://www.massagepraktijkingrid.nl/nieuws/>
 68. Vossen, H. P. L. M., & Seghers, D. R. J. (2003). Het oppervlakte-EMG: De bruikbaarheid binnen de fysiotherapie. *FysioPraxis*, , 37–41.
 69. Vossen, H. P. L. M., Seghers, J., Zandbelt, T. V., Bruins, L., Nanne, A. C. M., & Gardeniers, C. J. (2005). Oppervlakte Electro Myografie Geschikte methode voor bepaling van belastbaarheid bij arbeidsonderzoek in revalidatie? *Tijdschrift voor Ergonomie*, 30(3), 21–24.
 70. Walia, P., Kalra, S., Gupta, A., & Munjal, J. (2017). The Effect of Forward Head Posture on Respiration. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy - An International*

Journal, 11(1), 23–28. <https://doi.org/10.5958/0973-5674.2017.00006.5>

71. Weiland, M. (2002). *Stem en ziel - Je stem verraaft meer dan je denkt*. Geraadpleegd op 28 september 2018, van <http://www.mauricewillems.com/nl/wortels-en-vleugels/je-stem-verraadt-meer-dan-je-denkt>
72. Yassierli, & Juraida, A. (2016). Effects of Netbook and Tablet Usage Postures on the Development of Fatigue, Discomfort and Pain. *Journal Of Engineering & Technological Sciences*, 48(3), 243-253. doi:10.5614/j.eng.technol.sci.2016.48.3.1
73. Yoganatomy. (2015a, 4 mei). *The Trapezius Muscle - Yoganatomy* [Illustratie]. Geraadpleegd op 19 november 2018, van <https://www.yoganatomy.com/trapezius-muscle-yoga-anatomy/>
74. Yoganatomy. (2015b, 9 maart). *Latissimus Dorsi Muscle - The Swimmer's Muscle* [Illustratie]. Geraadpleegd op 19 november 2018, van <https://www.yoganatomy.com/latissimus-dorsi-muscle/>

Bijlagen

Bijlage A - De wervelkolom



De nekwervels vormen het cervicale deel, de borstwervels het thoracale deel en de lendenwervels het lumbale deel van de wervelkolom.

Figuur 21. Wervelkolom (Nederlandse Orthopaedische Vereniging, 2018)

Bijlage B - Observatieformulier houding

Observatieformulier houding

Tijd afname:

Algemene informatie

Geslacht:

Leeftijd:

Beroep:

Houdingsfunctie

Algemene indruk:

☐ eutoon ☐ hypotoon ☐ hypertoon

Houdingskenmerken

☐ cervicale hyperlordose (holle nek)

☐ lumbale hyperlordose (holle lenden)

☐ thoracale hyperkyfose (bolle rug)

☐ anteropositie van het hoofd (voorwaartse hoofdhouding/hoofdprotrusie)

☐ posteropositie van het hoofd (achterwaartse hoofdhouding/hoofdretractie)

☐ lateroflexie van het hoofd (scheve hoofdhouding): Li – Re

☐ opgetrokken schouder(s): Li – Re

☐ afhangende schouder(s): Li – Re

☐ endorotatie van de schouder(s): Li – Re

☐ exorotatie van de schouder(s): Li – Re

☐ hoogstand bekken: Li – Re

☐ sway-back

☐ platte rug

☐ knieën op slot

Opmerkingen:

.....

.....

.....

.....

.....

.....

Conclusie

.....

.....

.....

.....

.....

.....

Bijlage C – VHI-10

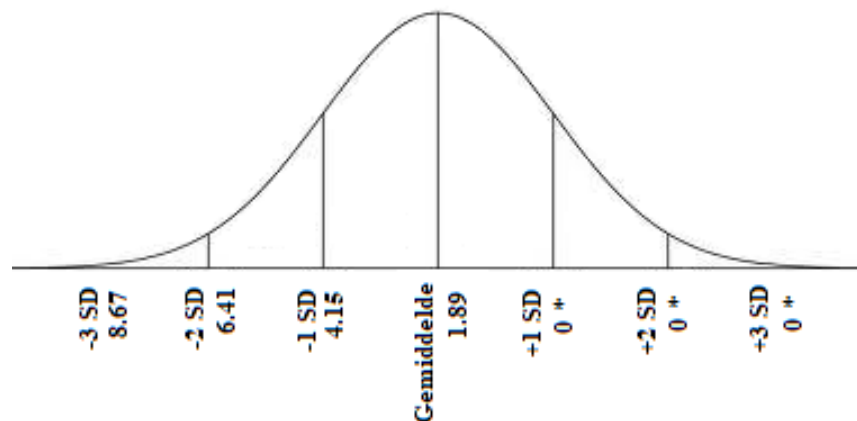
Omcirkel het cijfer dat aangeeft hoe vaak je deze ervaring meemaakt.

0 = nooit; 1 = bijna nooit; 2 = soms; 3 = bijna altijd; 4 = altijd

		0	1	2	3	4
F1	Mijn stem maakt het moeilijk voor mensen mij te horen.					
F3	Mensen hebben het moeilijk om mij te verstaan in een lawaaierige omgeving.					
P10	Mensen vragen: ‘Wat scheelt er met je stem?’.					
P14	Ik heb het gevoel dat ik moeite moet doen om stemgeluid te produceren.					
F16	Mijn stemproblemen beperken mijn privé- en sociaal leven.					
P17	De helderheid van mijn stem is onvoorspelbaar.					
F19	Ik voel me buitengesloten tijdens een conversatie omwille van mijn stem.					
F22	Mijn stemprobleem zorgt ervoor dat ik inkomsten verlies.					
E23	Mijn stemprobleem maakt me van streek.					
E25	Mijn stem zorgt ervoor dat ik me gehandicapt voel.					

Uit onderzoek blijkt dat een hoge correlatie ($p < .01$) bestaat tussen de VHI en de VHI-10, waardoor dit een goede vervanging is die minder tijd in beslag neemt (Rosen, Lee, Osborne, Zullo & Murry, 2004).

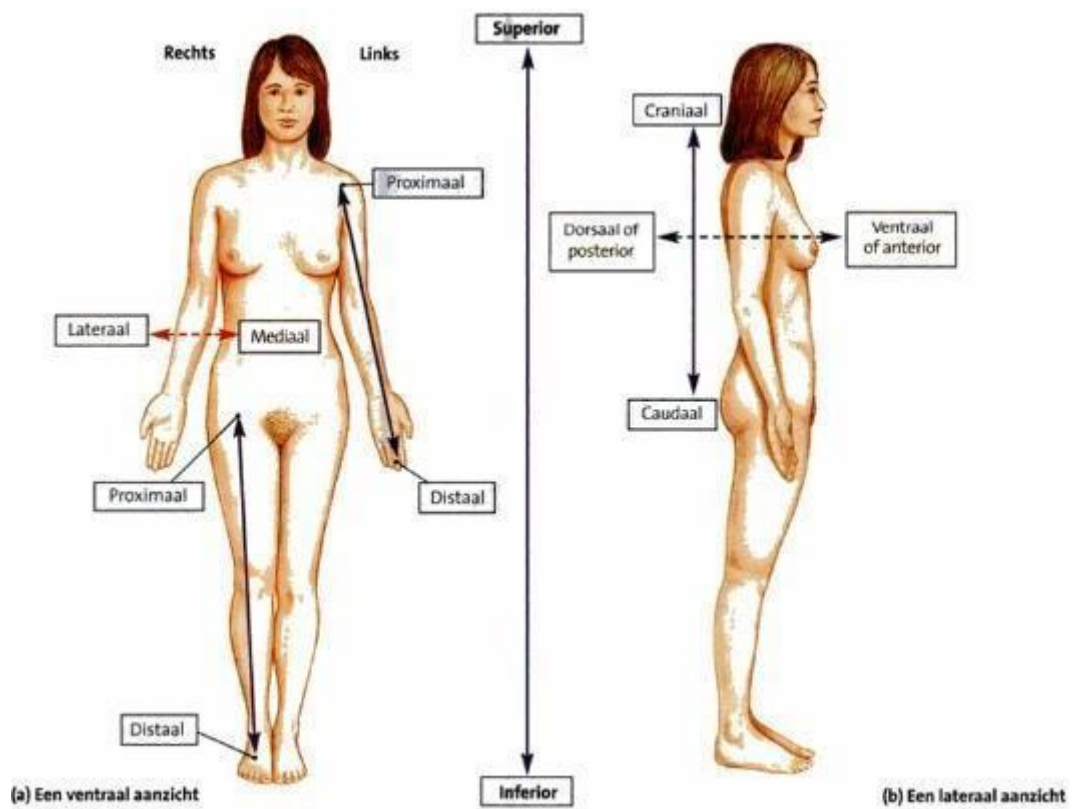
Voor mensen zonder geschiedenis van stemproblemen zijn de volgende normgegevens gevonden (Thomas moore, 2015):



Figuur 22. Normaalverdeling normgegevens VHI-10

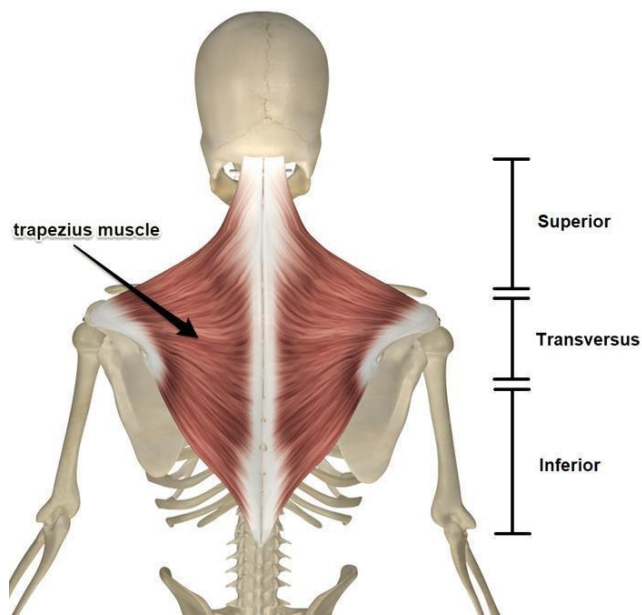
*Het is niet mogelijk een score lager dan 0 te behalen. Een score van ≥ 7 kan beschouwd worden als afwijkend (Thomas Moore, 2015).

Bijlage D – Richtingstermen van het lichaam

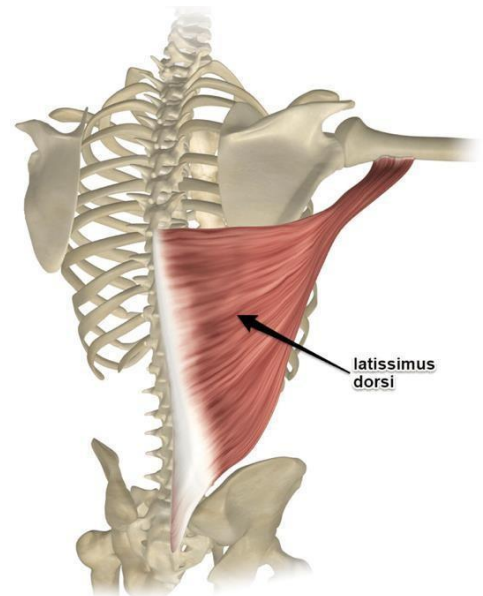


Figuur 23. Belangrijke richtingstermen (Martini & Bartholomew, 2012)

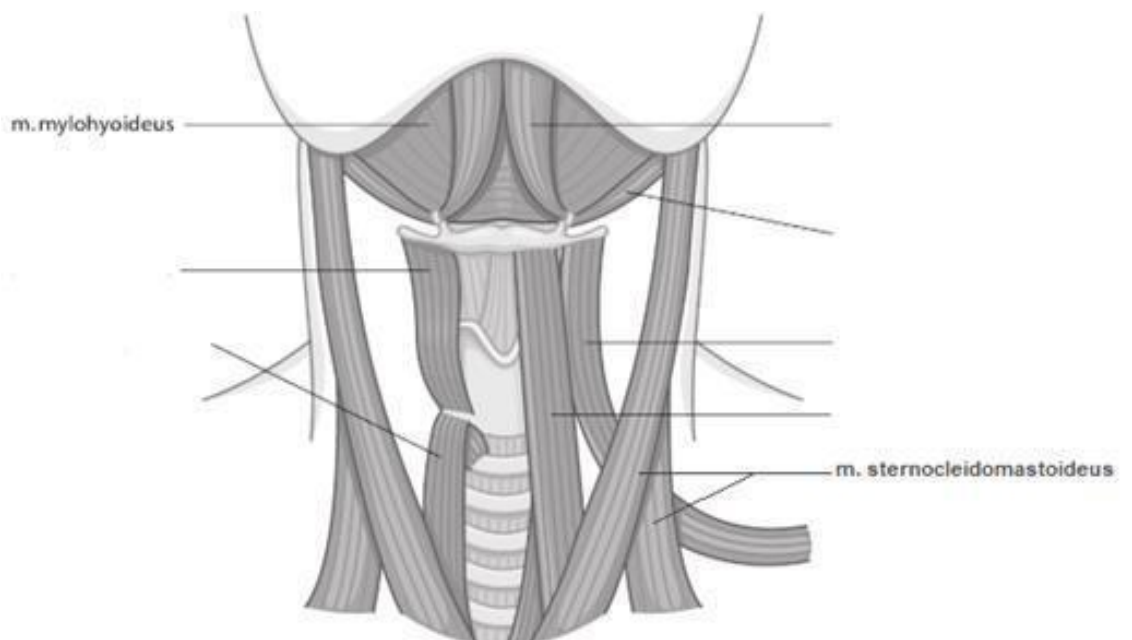
Bijlage E – Musculatuur pilotmeting



Figuur 24. M. Trapezius
(Yoganatomy, 2015a)

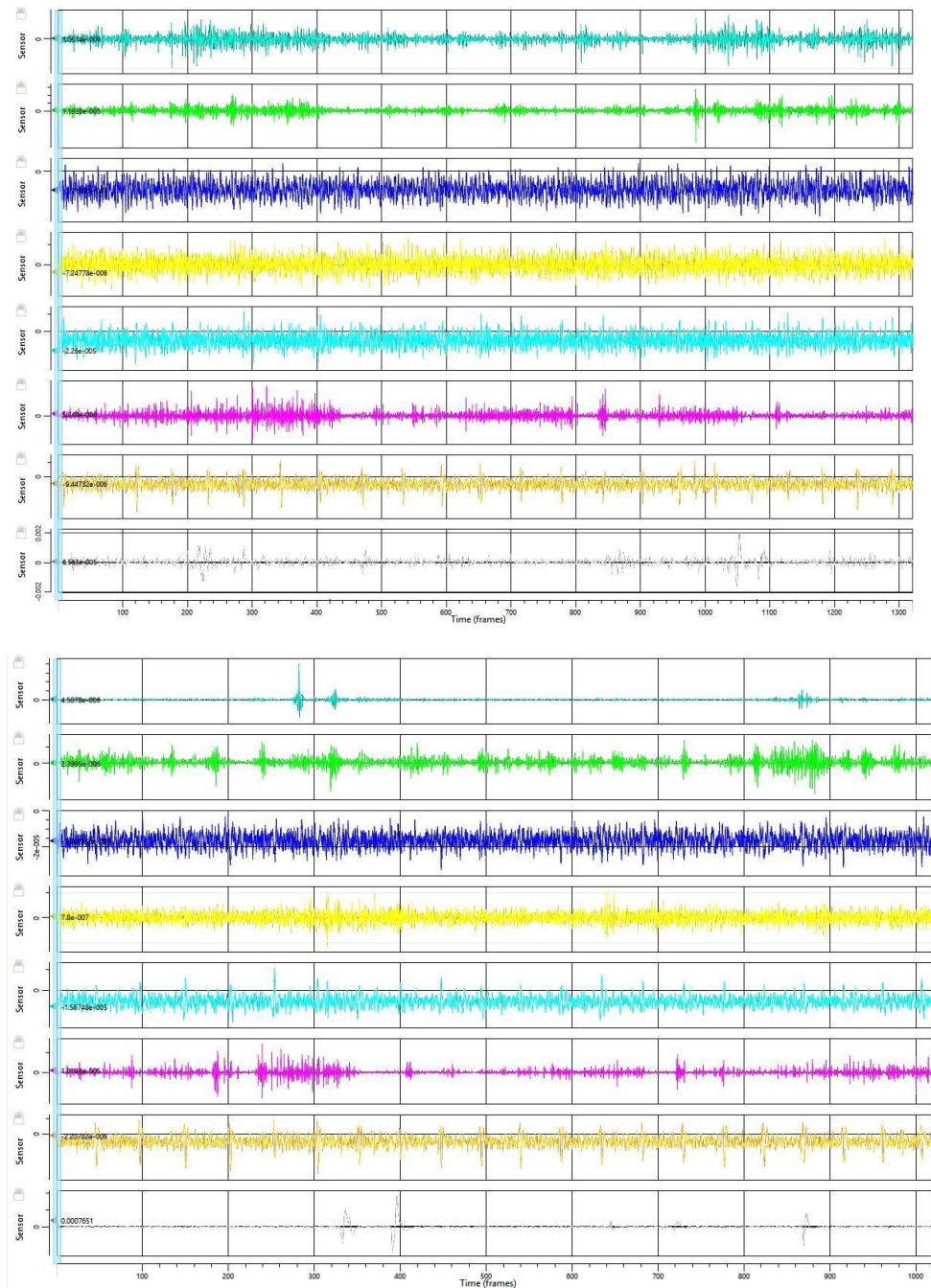


Figuur 25. M. Latissimus dorsi
(Yoganatomy, 2015b)



Figuur 26. M. mylohyoideus & M. sternocleidomastoideus (De Bodt et al, 2015)

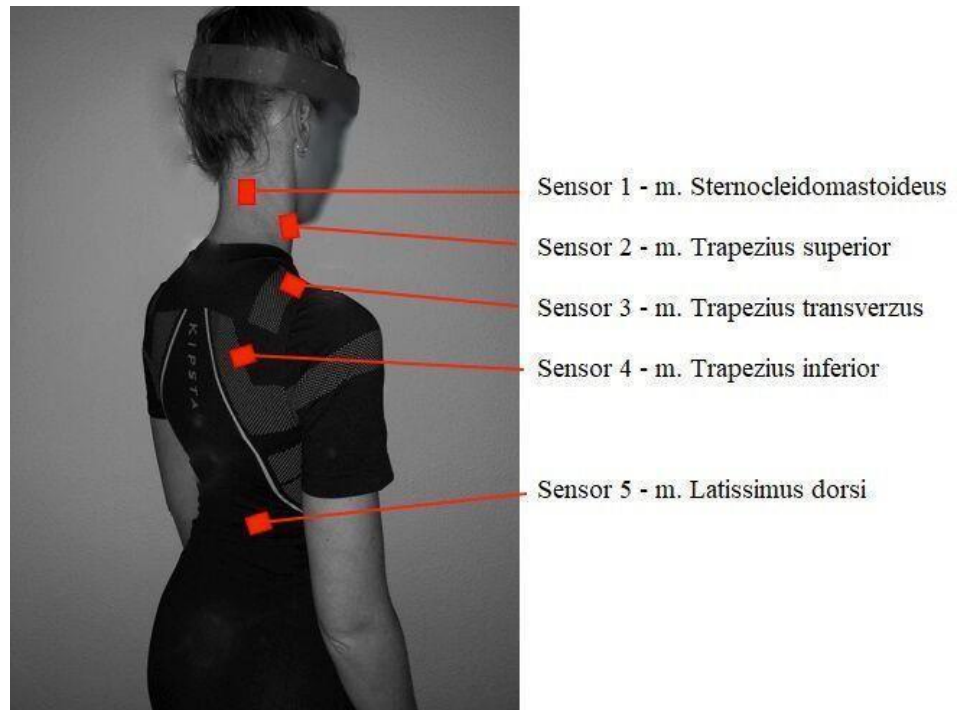
Bijlage F – Voorbeeld uitkomsten pilotmeting



Figuur 27. Spieractiviteitsmeting uit pilotmeting 2. Boven meetmoment 1, beneden meetmoment 7.

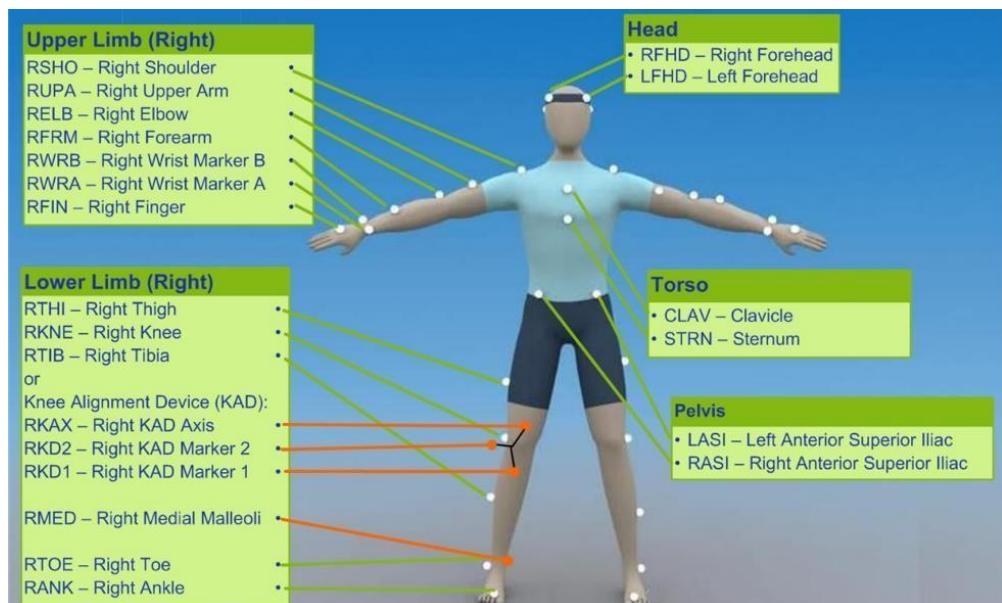
Elke kleur representeert één spier. Van boven naar beneden: *m. sternocleidomastoideus*, mondbodemspieren, *m. trapezius transversus*, *m. trapezius inferior*, *m. latissimus dorsi* (aanhechtingspunt), *m. latissimus dorsi* (midden), *m. pectoralis major*, *mm. scaleni*

Bijlage G - Plaatsing sEMG elektroden

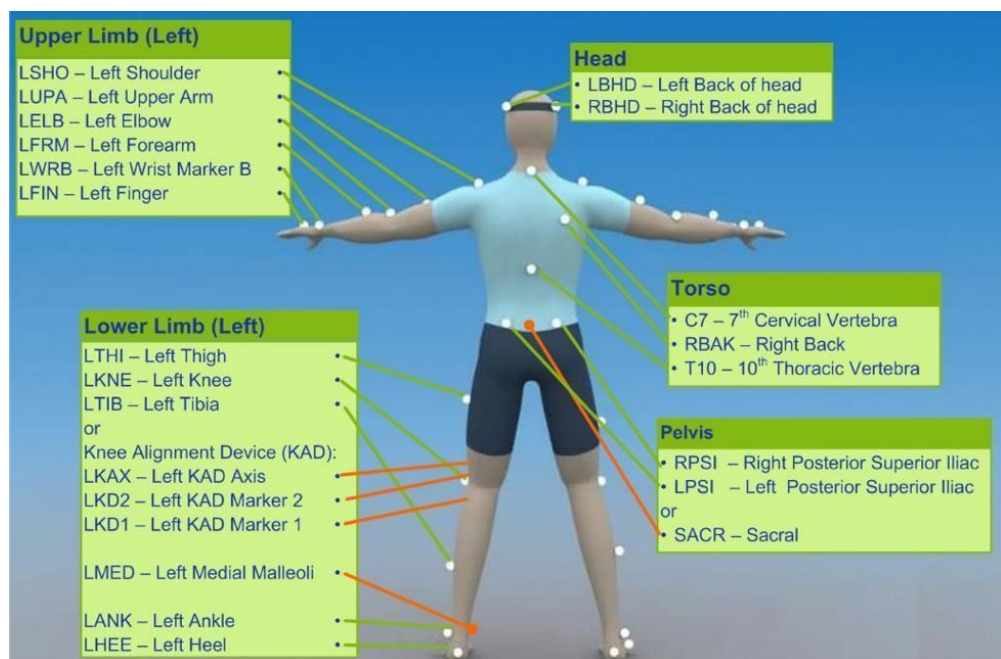


Figuur 28. plaatsing sEMG elektroden

Bijlage H – Protocol Vicon



Figuur 29. Plaatsing Vicon-reflectoren voorzijde



Figuur 30. Plaatsing Vicon-reflectoren achterzijde

Bijlage I – Meetopstelling



Figuur 31. Meetopstelling

Informatiesheet

Namens Meggie, Lone en Sil bedankt voor de interesse om deel te nemen aan ons afstudeeronderzoek. In deze brief wordt uitleg gegeven over hoe het onderzoek uitgevoerd zal worden.

Bij deze informatiesheet ontvang je een aantal stellingen met betrekking tot je stem. Wanneer deze is ingevuld en de onderzoekers bepalen dat je deel kunt nemen aan het onderzoek zal een toestemmingsformulier ondertekend worden, door zowel de proefpersoon als de onderzoekers.

Het onderzoek zal plaatsvinden op Zuyd Hogeschool in Heerlen. Adres: Nieuw Eyckholt 300, 6419 DJ, Heerlen in lokaal A1106.

Om het onderzoek goed te kunnen uitvoeren zijn de volgende kledingvoorschriften van toepassing: strakke broek, (sport)legging of kort sportbroekje met daarbij een aansluitende (mouwloze) top.

Het onderzoek ziet als volgt uit:

- Je leest 30 minuten lang (staand) verschillende teksten voor. Je gaat in een hiervoor bestemd vak staan.
- Tijdens deze 30 minuten worden een aantal zaken gemeten. Dit gebeurt met behulp van een aantal reflectoren en kleine zwarte "kastjes" die op je lichaam geplakt worden. Je voelt vrijwel niets van het meten, aanbrengen en verwijderen van de plakkers.

Tijdens het gehele onderzoek mag je stoppen indien nodig, echter hopen wij natuurlijk dat je het onderzoek wil afronden, aangezien we anders jouw gegevens niet mee kunnen nemen in onze resultaten.

Veel succes!

Lone, Meggie en Sil

Informed Consent

Ik verklaar hierbij voldoende schriftelijk geïnformeerd te zijn over de wijze waarop het onderzoek uitgevoerd gaat worden.

Ik begrijp dat:

- Mijn medewerking aan dit onderzoek geheel op vrijwillige basis is, en dat het niet afmaken van het onderzoek geen enkele consequenties teweegbrengt.
- De gegevens anoniem verwerkt worden in een verslag dat openbaar gesteld wordt.
- Na afronding van het gehele onderzoek de foto's en video-opnames zullen worden vernietigd.

Naam:

Datum: / /

Handtekening:

Onderzoeker:

Ik verklaar hierbij de proefpersoon voldoende te hebben geïnformeerd via een schriftelijke informatiesheet. Hierbij zijn de onderzoekers bereid vragen te beantwoorden mocht de schriftelijke informatie niet voldoende zijn.

Naam:

Datum: / /

Handtekening:

Naam:

Datum: / /

Handtekening:

Naam:

Datum: / /

Handtekening:

Bijlage K – Overzicht objectieve en subjectieve resultaten

Tabel K1

Resultaten houding interventiegroep

PP = proefpersoon; MM = meetmoment; THK = Thoracale hyperkyfose; LHL = Lumbale hyperlordose; CHL = cervicale hyperlordose; L = links; R = rechts.

PP	MM	Subjectief Waarneming t.o.v. vorig MM	Objectief Verschil hoek t.o.v. vorig MM	Toelichting in waarneming	objectieveOpmerkingen
1	0	Lichte protractie hoofd; lichte endorotatie schouders	-	-	-
	1	Hoofd: = 0	0	Hoek blijft gelijk	Kijkt meer omhoog.
		Schouder: = 0	+0,1	Schouderpositie stijgt	
		Rug: THK	+5,8	Kromming vermindert	
	2	Hoofd: protractie >1	-2,2	Protractie verergert	-
		Schouder: = 1	-0,1	Schouderpositie daalt	
		Rug: THK = 1	-4,1	Kromming verergert	
	3	Hoofd: protractie <2	+1,3	Protractie vermindert.	-
		Schouder: =2	-0,1	Schouderpositie daalt	
		Rug: =2	+5,4	Kromming vermindert	
	4	Hoofd: =3	+0,3	Protractie vermindert	Leunt naar voren.
		Schouder: =3	-0,4	Schouderpositie daalt	
		Rug: THK >3	-6,0	Kromming verergert	
	5	Hoofd: protractie <4	-0,6	Protractie verergert	-
		Schouder: =4	0	Schouderpositie blijft gelijk	
		Rug: THK <4	0	Kromming blijf gelijk	
	6	Hoofd: =5	+1,9	Protractie vermindert	-
		Schouder: =5	-0,3	Schouderpositie daalt	
		Rug: =5	0	Kromming blijft gelijk	
	7	Hoofd: =6	-0,5	Protractie verergert	-
		Schouder: =6	-0,1	Schouderpositie daalt	
		Rug: =6	-0,2	Kromming verergert	
2	0	Protractie hoofd; lichte- endorotatie schouders	-	-	-
	1	Hoofd: protractie >0	+0,6	Protractie vermindert	Kijkt meer naar links
		Schouder: =0	+0,5	Schouderpositie stijgt	
		Rug: THK	+0,4	Kromming vermindert	
	2	Hoofd: =1	-0,4	Protractie verergert	Kijkt meer terug naar voor
		Schouder: =1	+1,4	Schouderpositie stijgt.	
		Rug: =1	+0,1	Kromming vermindert	
	3	Hoofd: Protractie < 2	+1,3	Protractie vermindert.	-
		Schouder: =2	+1,0	Schouderpositie stijgt	

		Rug: =2	+0,6	Kromming vermindert	
4		Hoofd: >3	-0,2	Protractie verergert	-
		Schouder: =3	+0,8	Schouderpositie stijgt	
		Rug: THK >3	+0,2	Kromming vermindert	
5		Hoofd: =4	-5,1	Protractie verergert	Kijkt meer naar voor
		Schouder: =4	-1,1	Schouderpositie daalt	
		Rug: =4	+0,1	Kromming vermindert	
6		Hoofd: =5	+4,7	Protractie vermindert.	-
		Schouder: =5	+0,4	Schouderpositie stijgt	
		Rug: =5	-0,1	Kromming verergert	
7		Hoofd: protractie <6	-0,4	Protractie verergert	-
		Schouder: =6	+0,2	Schouderpositie stijgt	
		Rug: =6	0	Kromming blijft gelijk	
3	0	-	-	-	-
	1	Hoofd: Protractie > 0	-5,0	Protractie verergert	-
		Schouder: =0	-0,4	Schouderpositie daalt	
		Rug: recht de rug	-6,4	Kromming vermindert	
	2	Hoofd: =1	+5,2	Protractie vermindert	-
		Schouder: lichte endorotatie	-2,0	Schouderpositie daalt	
		Rug: lichte THK	-5,8	Kromming verergert	
	3	Hoofd: =2	-0,9	Protractie verergert	-
		Schouder: =2	-0,3	Schouderpositie daalt	
		Rug: =2	+1,3	Kromming vermindert	
	4	Hoofd: =3	+2,0	Protractie vermindert	-
		Schouder: =3	+0,9	Schouderpositie stijgt	
		Rug: =3	-1,3	Kromming verergert	
	5	Hoofd: =4	-3,1	Protractie verergert	Kin licht omhoog.
		Schouder: =4	0,5	Schouderpositie stijgt	Heupen licht naar achteren.
		Rug: =4	+5,0	Kromming vermindert	Draait meer naar links.
	6	Hoofd: =5	-0,2	Protractie verergert	-
		Schouder: =5	-1,2	Schouderpositie daalt	
		Rug: =5	-0,3	Kromming verergert	
	7	Hoofd: =6	-0,3	Protractie verergert	-
		Schouder: endorotatie >6	+0,7	Schouderpositie stijgt	
		Rug: zeer lichte THK	+1,2	Kromming verergert	
4	0	Protractie; sway-back; endorotatie.	-	-	-
	1	Hoofd: protractie <0	+5,9	Protractie vermindert	Kijkt meer naar voren.
		Schouder: =0	-0,2	Schouderpositie daalt	
		Rug: =0	+7,8	Kromming vermindert	
	2	Hoofd: protractie <1	-5,3	Protractie verergert	Leunt met heupen naar voren.
		Schouder: =1	-0,1	Schouderpositie daalt	
		Rug: Sway-back >1 LHL	+1,1	Kromming vermindert	

3	Hoofd: protractie >2	+4,2	Protractie vermindert	Heupen naar achteren	
	Schouder: =2	-0,1	Schouderpositie daalt		
	Rug: THK	-0,8	Kromming verergert		
4	Hoofd: protractie <3	-1,8	Protractie verergert	-	
	Schouder: =3	+0,6	Schouderpositie stijgt		
	Rug: THK <3	+1,5	Kromming vermindert		
5	Hoofd: =4	-4,4	Protractie verergert	Kijkt meer naar links. Leunt met heupen meer naar voren.	
	Schouder: meer opgetrokken	0	Schouderpositie blijft gelijk		
	Rug: = 4	-1,8	Kromming verergert		
6	Hoofd: =5	+0,7	Protractie vermindert	-	
	Schouder: =5	+0,3	Schouderpositie stijgt		
	Rug: =5	+0,8	Kromming vermindert		
7	Hoofd: x	+1,8	Protractie vermindert	Subjectieve beoordeling niet mogelijk door lichaamsbeweging	
	Schouder: x	+0,5	Schouderpositie stijgt		
	Rug: x	-9,0	Kromming verergert		
5	0	-	-	-	
	1	Hoofd: =0	-3,4	Protractie verergert	Kin staat meer omhoog
		Schouder: afhangende schouder R	-0,6	Schouderpositie daalt	
		Rug: =0	-1,2	Kromming verergert	
	2	Hoofd: =1	-1,7	Protractie verergert	Kin staat iets omhoog. Staat licht naar links gedraaid
		Schouder: afhangende schouder <1	+0,6	Schouderpositie stijgt	
		Rug: = 1	+1,7	Kromming vermindert	
	3	Hoofd: = 2	+0,5	Protractie vermindert	-
		Schouder: geen afhangende schouder	+2,2	Schouderpositie stijgt	
		Rug: =2	+0,2	Kromming vermindert	
	4	Hoofd: =3	0	Protractie blijft gelijk	Hoofd licht naar links gedraaid. Kin staat meer omhoog.
		Schouder: afhangende schouder R	-1,7	Schouderpositie daalt	
		Rug: =3	-1,2	Kromming verergert	
	5	Hoofd: =4	+3,1	Protractie vermindert	Hoofd terug naar voor gedraaid
		Schouder: geen afhangende schouder	+0,8	Schouderpositie stijgt	
		Rug: =4	+1,7	Kromming vermindert	
	6	Hoofd: =5	-1,2	Protractie verergert	Kin staat meer omlaag
		Schouder: afhangende schouder R	-1,3	Schouderpositie daalt	
		Rug: =5	-1,2	Kromming verergert	
	7	Hoofd: =6	-0,4	Protractie verergert	-
		Schouder: =6	-1,0	Schouderpositie daalt	
		Rug: =6	0	Kromming blijft gelijk	
6	0	Protractie hoofd	-	-	
	1	Hoofd= 0	-0,7	Protractie verergert	
		Schouder: =0	+1,4	Schouderpositie stijgt	

	Rug: =0	-0,7	Kromming verergert	
2	Hoofd: protractie >1	-1,1	Protractie verergert	-
	Schouder: =1	+0,3	Schouderpositie stijgt	
	Rug: =1	-0,1	Kromming verergert	
3	Hoofd: =2	+0,3	Protractie vermindert	Holle nek
	Schouder: =2	+1,2	Schouderpositie stijgt	
	Rug: =2	+0,3	Kromming vermindert	
4	Hoofd: =3	-1,3	Protractie verergert	Holle nek verdwijnt
	Schouder: =3	+1,6	Schouderpositie stijgt	
	Rug: =3	+0,3	Kromming vermindert	
5	Hoofd: protractie >4	-1,0	Protractie verergert	-
	Schouder: =4	-0,2	Schouderpositie daalt	
	Rug: =4	0	Kromming blijft gelijk	
6	Hoofd: =5	+2,7	Protractie vermindert	-
	Schouder: =5	+1,0	Schouderpositie stijgt	
	Rug: =5	0	Kromming blijft gelijk	
7	Hoofd: protractie >6	-1,4	Protractie verergert	-
	Schouder: =6	+0,2	Schouderpositie stijgt	
	Rug: =6	+0,2	Kromming vermindert	