

HET STAAN VAN DE MENS

T.S. KAPTEIJN

Het staan van de mens

FYSISCH
EN FYSIOLOGISCHE ASPECTEN
VAN DE
STABILOMETRIE

T.S. KAPTEIJN

HET STAAN VAN DE MENS

Deze dissertatie is tot stand gekomen op de afdeling Audiologie,
behorende tot de Keel-, Neus-, en Oorheelkundige kliniek (Hoofd: Prof.
Dr. G. de Wit) van het Academisch Ziekenhuis der Vrije Universiteit.

VRIJE UNIVERSITEIT TE AMSTERDAM

HET STAAN VAN DE MENS

FYSISCH EN FYSIOLOGISCHE ASPECTEN VAN DE STABILOMETRIE

THE UPRIGHT POSITION OF MAN

PHYSICAL AND PHYSIOLOGICAL ASPECTS OF THE UPRIGHT POSITION

(WITH A SUMMARY IN ENGLISH)

ACADEMISCH PROEFSCHRIFT

TER VERKRIJGING VAN DE GRAAD VAN

DOCTOR IN DE GENEESKUNDE

AAN DE VRIJE UNIVERSITEIT TE AMSTERDAM,

OP GEZAG VAN

DE RECTOR MAGNIFICUS MR. I. A. DIEPENHORST,

HOOGLERAAR IN DE FACULTEIT DER RECHTSGELEERDHEID,

IN HET OPENBAAR TE VERDEDIGEN OP VRIJDAG 16 MAART 1973

TE 13.30 UUR IN HET HOOFDGEBOUW VAN DE UNIVERSITEIT

DE BOELELAAN 1105

DOOR

THEO SJOERD KAPTEYN

GEBOREN TE LOCHEM

PROMOTOR: PROF. DR. G. DE WIT
CO-PROMOTOR: DR. H. SCHNEIDER, LECTOR

VOORWOORD

Bij het verschijnen van deze dissertatie wil ik graag allen bedanken die hebben bijgedragen tot mijn wetenschappelijke vorming.

In het bijzonder wil ik hen noemen die betrokken waren bij de totstandkoming van dit proefschrift.

Prof. Dr. G. de Wit en Dr. H. Schneider, promotor en co-promotor, die veel tijd aan deze studie hebben willen besteden en met wie ik stimulerende en opbouwende discussies tijdens het onderzoek en het op schrift stellen van de resultaten had.

Collega drs. W. Bles, die een werkzaam aandeel had in de experimenten en met wie ik vele waardevolle discussies voerde over meetmethoden, meetresultaten en analysemethodieken.

Ir. P.D. Bezemer (statistische bewerking), Prof. Dr. E. Boeker (mechanica), Prof. Dr. E. de Boer (analyse methodiek) voor hun adviezen en hulp bij onderdelen van deze studie; M.T. Chier Ph. D. voor correctie van de summary en Prof. Dr. C.M.J. Velzeboer voor het beschikbaar stellen van haar optokinetische onderzoekkamer.

Prof. Dr. Ir. R. Plomp, wiens algemene raadgevingen mij van groot nut waren.

De Koninklijke Marine, met name de commandant van Het Marine Opleidings Kamp te Hilversum, voor de zeer gewaardeerde medewerking bij het onderzoek.

Mej. J.M.E. Matthijs voor haar zeer gewaardeerde medewerking bij de metingen, het typen en drukklaar maken van het manuscript, het tekenen van de figuren alsmede voor alles wat zij gedaan heeft ter voorbereiding van deze publikatie.

De artsen L.J.L. Fonad, N.W. van den Berge en A.M. de Vries, die een deel van de oriënterende experimenten verrichtten.

De heren P. Buursink, R. Hania, P.L.S. de Jonge, S.G. Mey en A.H. van Waveren voor het ontwerpen en vervaardigen van de elektronische schakelingen; mijn speciale dank aan de heer A.M. Snel voor zijn enthousiasme en voortvarendheid waarmee hij voorkomende problemen hielp oplossen.

De Technische Dienst van het A.Z.V.U. (Hoofd C. Jobse) voor het tekenen en vervaardigen van de mechanische apparatuur; de heer E. Keur voor zijn waardevolle adviezen daarbij.

De Medische Foto-, Film-, en Illustratiedienst van het A.Z.V.U. (Hoofd: C.J. van Stuyvenberg) voor het verzorgen van het fotomateriaal en de verdere hulp en bijstand en de heer G.J. Lijnzaad voor het ontwerpen van de omslag.

Waar men velen dank betuigt, blijven sommigen ongenoemd, wat geenszins betekent dat ik hen niet erkentelijk ben. Het zwijgen over haar die ongenoemd wilde blijven, vormt hiervan het sprekende bewijs.

INHOUD

1.	Inleiding	1
2.	De receptorsystemen, werkzaam bij het bewaren van het evenwicht tijdens het staan	5
2-1	Inleiding	5
2-2	Het vestibulaire systeem	6
2-2-1	De halfcirkelvormige kanalen	8
2-2-2	Het otolithensysteem	9
2-3	Het proprioceptieve systeem	11
2-4	Het visuele systeem	12
2-4-1	Het beeld-netvliessysteem	13
2-4-2	Het oog-hoofdsysteem	13
2-4-3	Het zien van bewegingen	13
2-4-4	Samenwerking van beide ogen	14
2-5	Samenwerking van de systemen bij het staan	14
2-6	Gevoel van desoriëntatie	15
2-7	Functiebeoordeling van het vestibulaire systeem	16
2-7-1	Integraal onderzoek	16
2-7-2	Specifiek onderzoek van het halfcirkelvormig kanalsysteem	16
2-7-3	De specifieke beoordeling van het otolithensysteem	18
2-7-4	Beoordeling van compensatoire oogbewegingen	18
3.	Factoren die van invloed zijn op het staan	19
3-1	Fysische beschouwing van het staan	19
3-1-1	De sta-houding	19
3-1-2	Beschouwing van Smith (1957)	20
3-1-3	Beschouwing van Thomas en Whitney (1959)	20
3-1-4	Beschouwing van Nashner (1970)	22
3-2	Psychologische invloeden op het staan	23
3-2-1	Verschillen tussen personen onderling	23
3-2-2	Invloed van aandachtsafleiding	24
3-2-3	Leereffect	25
3-2-4	Reproduceerbaarheid van de meetgegevens	25
3-3	Fysiologische invloeden op het staan	26
3-3-1	Invloed van de leeftijd	27
3-3-2	Invloed van sport en lichaams oefening	28

3-3-3	Vermoeidheid	28
3-3-4	Lichaamslengte	29
3-3-5	Lichaamsgewicht	29
3-3-6	Geslacht	30
3-3-7	Positie en situatie van de voeten	30
3-3-8	Hart- en ademhalingsrithme	30
3-3-9	Invloed van lichtintensiteit en invloed van blindzijn	31
3-4	Reaktie op aangeboden prikkels	32
3-5	Samenvatting en discussie	32
4.	De stabilometrie, meet- registratie- en analysemethode	35
4-1	Eisen welke gesteld dienen te worden aan de registratie- methode	35
4-2	Meet- en registratiemethoden	35
4-3	De in ons onderzoek toegepaste meetmethode	37
4-4	Onze experimentele opstelling	38
4-5	Het statokinesigram	39
4-6	Het stabilogram	40
4-7	Het meten en registreren van de hoofdbewegingen	40
4-8	Relatie tussen hoofd- en lichaamsstabilogram	41
4-9	Analyse van de meetgegevens	42
4-9-1	De analoge verwerkingsmethoden, zoals toegepast door andere auteurs	43
4-9-2	De in deze studie toegepaste digitale verwerkingsmethode	44
4-10-1	Het bepalen van de beweeglijkheid	45
4-10-2	Het detecteren van extreme waarden in het bewegingspatroon	49
4-10-3	Het berekenen van de auto-correlatiefunctie van het signaal	49
5.	Onderzoek naar de invloed van elk der samenwerkende systemen op de stabiliteit	51
5-1	Inleiding	51
5-2	Beïnvloeding van het proprioceptieve systeem	54
5-2-1	Meting door middel van een scheef opgestelde stabilometer	54
5-2-2	Meting met toepassing van schuimrubber	55
5-3	Stimulatie van het visuele systeem	56
5-3-1	Onderzoek met de optokinetische trommel	56
5-3-2	De zwaaistaaf	57
5-4	Stimulatie van het vestibulaire systeem	58

5-4-1	Proeven gericht op het stelsel der halfcirkelvormige kanalen	58
5-4-1-1	Het hoofdschudden	58
5-4-1-2	Calorisch onderzoek	61
5-4-2	Proeven gericht op het otolithensysteem	64
5-4-3	Stimulatie van het vestibulaire orgaan door middel van een elektrische stroom	67
5-5	Stijfheid van de proefpersoon	72
5-6	Invloed van medicamenten op de stabiliteit	73
5-6-1	Invloed van alcohol op de stabiliteit	73
5-6-2	Invloed van diazepam (Valium ^R) op de stabiliteit	78
5-6-3	Conclusies	81
6.	Criteria voor het normale stabilogram	83
6-1	Inleiding	83
6-2	Programma van onderzoek	83
6-3	Bewerking van de meetgegevens	84
6-3-1	Invloed van lichaamslengte op de beweeglijkheid	86
6-3-2	Invloed van lichaamsgewicht op de beweeglijkheid	87
6-3-3	Invloed van leeftijd op de beweeglijkheid	88
6-3-4	Invloed van sport-activiteit op de beweeglijkheid	89
6-3-5	Invloed van gevoeligheid voor zeeziekte op de beweeg- lijkheid	90
6-3-6	Conclusie van de matchmethodiek ten aanzien van de beweeglijkheid	93
6-3-7	Het opstellen van criteria voor de beweeglijkheid	93
6-3-8	Invloed van de testsituatie op de beweeglijkheid	95
6-4	Bewerking van de gegevens, verkregen met de piek- detectiemethode	96
6-4-1	De piekdetectie met de hoge samplefrequentie	96
6-4-2	De piekdetectie met de gereduceerde samplefrequentie	98
6-5	Bewerking van de auto-correlatiegegevens	99
6-5-1	De auto-correlatiefunctie	99
6-6	Samenvatting van de gevonden resultaten	102
7.	Beoordeling van de stabilogrammen van patienten met duizeligheidsklachten	105
7-1	Inleiding	105

7-2	Omschrijving van de gebruikte begrippen	106
7-3	Indeling van de onderzochte personen met duizeligheidsklachten	106
7-4	Onderzoekresultaten	108
7-5	Indeling van patiënten met duizeligheidsklachten op grond van de gestelde diagnose	109
7-5-1	Het formeren van een ijkgroep	110
7-5-2	Relatie tussen de gestelde diagnose en de geschatte grootte van de beweeglijkheid tijdens het staan	111
7-5-3	Conclusies	114
8.	Fysische aspecten van het staan	117
8-1	Inleiding	117
8-2-1	De posturale zwaai in voor-achterwaartse richting	117
8-2-2	Model van het werkingsmechanisme van de posturale zwaai in V-A richting als getekend in figuur 25	119
8-2-3	Berekening van de posturale zwaai volgens het opgestelde model	121
8-3-1	De posturale zwaai in zijwaartse richting	123
8-3-2	Model van het werkingsmechanisme van de posturale zwaai in L-R richting als getekend in figuur 29	126
8-3-3	Fysische beschouwing betreffende het ontwikkelde model	127
8-3-4	Berekeningen aan het opgestelde model voor de posturale zwaai in zijwaartse richting	130
8-4	Het testen van de opgestelde bewegingsvergelijkingen	131
8-4-1	Het berekende stabilogram in voor-achterwaartse richting	132
8-4-2	Berekening van het stabilogram in zijwaartse richting	134
8-5	Discussie van enkele meetresultaten uit hoofdstuk VI in verband met het ontwikkelde model	135
8-6	Perspectief van de modelmatige benadering	136
9.	Samenvatting	139
9.	Summary	149
Bijlage A		157
Bijlage B		160
Bijlage C		164
Bijlage D		165
Geraadpleegde literatuur		167

Hoofdstuk I

INLEIDING.

"Evenwicht is de toestand waarin een lichaam verkeert, wanneer alle krachten die erop werken, elkaars werking opheffen, zodat, eenmaal in rust, het lichaam in rust blijft" (Grote Winkler Prins encyclopedie).

In de fysiologie onderscheidt men "statisch" en "dynamisch" evenwicht. Van "dynamisch evenwicht" spreekt men indien steeds bewegingen rondom het punt van evenwicht noodzakelijk zijn, om dit evenwicht te handhaven. De staande mens verkeert in dynamisch evenwicht. "Staan is in werkelijkheid bewegen op een vaste plaats, dit bewegen is onafscheidelijk verbonden met het staan" (Hellebrandt). Het begrip "evenwicht" komt niet alleen in de mechanica voor, ook in de gedragswetenschappen wordt het gehanteerd en aangeduid met "evenwichtig" of "evenwichtigheid".

Het bewaren van het evenwicht moet op jonge leeftijd worden geleerd, want de omstandigheden zijn dan optimaal gunstig. Het kleine kind bezit een relatief groot steunoppervlak bij een geringe lengte en een klein gewicht. Bovendien is de angst om te vallen nagenoeg niet aanwezig.

Dit op jonge leeftijd ontwikkelde vermogen om te kunnen staan geeft bij het ouder worden verder geen problemen meer, hetgeen gezien kan worden als een voorbeeld van habituatie. Een volwassen mens immers blijkt in staat zijn relatief zwaar en min of meer ellipsvormig lichaam, waarvan het zwaartepunt ongeveer één meter boven het grondvlak is gelegen, stabiel overeind te houden op een steunvlak van niet meer dan 400 cm². Dit vermogen krijgt nog extra reliëf doordat het lichaam niet star is, maar opgebouwd uit een aantal delen, die ten opzichte van elkaar schijnbaar willekeurig verplaatst kunnen worden, zonder dat dit de stabiliteit in gevaar brengt. Bovendien blijken uitwendige krachten niet noodzakelijkerwijs een verstoring van het evenwicht tot gevolg te hebben.

De vraag welke eigenschappen de mens tot dit stabiele staan in staat stellen heeft reeds vele onderzoekers beziggehouden, immers hiertoe moet een zeer verfijnd en snel funktionerend mechanisme in het lichaam aanwezig zijn. Dit mechanisme moet alle verstoringen in de stabiliteit kunnen

opmerken en beoordelen, om vervolgens corrigerende akties te doen uitvoeren.

De receptoren die het lichaam bezit om stabiliteitsverstoringen op te merken zijn:

- a) het vestibulaire systeem
- b) het proprioceptieve systeem
- c) het visuele systeem

Aan deze systemen wordt, voor zover van belang voor dit onderzoek, in hoofdstuk II aandacht besteed.

De beoordeling van de aldus verkregen informatie omtrent stabiliteitsverstoringen geschiedt door het zenuwstelsel en wel op verschillende niveaus:

- het ruggemerg (spinaal)
- het verlengde merg
- centraal van het verlengde merg

Hierop wordt eveneens in hoofdstuk II nader ingegaan.

De beoordelingen op de drie genoemde niveaus leiden tot corrigerende akties, welke geëffectueerd worden door het motorisch systeem van spieren en pezen.

Deze akties leveren de meestgegevens welke in deze publikatie worden bewerkt.

Er zijn dus drie systemen die informatie aan het zenuwstelsel leveren omtrent de stabiliteit. De meeste aandacht echter zal worden besteed aan het onder a) genoemde vestibulaire orgaan. Deze keuze is een gevolg van het feit dat de studie plaatsvond op een keel-, neus-, oorheelkundige afdeling en het behoort tot de werkzaamheden van deze afdeling het functioneren van het vestibulaire orgaan te beoordelen.

Een ziek vestibulair systeem heeft grote invloed op de standvastigheid van de mens, zodat er alle reden is de invloed van dit systeem op het staan aan een nader onderzoek te onderwerpen. Hierbij kan opgemerkt worden dat een gezond vestibulair orgaan slechts een ondergeschikte rol speelt bij het handhaven van het evenwicht, zoals uit het vervolg van deze studie zal blijken.

Eén van de vraagstellingen die in het onderzoek aan de orde komt is of uit de informatie, verkregen door middel van de spontane bewegingen tijdens

het ontspannen staan, een kwalificatie kan worden afgeleid omtrent het functioneren van het vestibulaire systeem.

Indien men gegevens omtrent het vestibulaire systeem wil verkrijgen uit het staan van de patient, ligt het voor de hand dat men aan de proef van Romberg denkt. Romberg beschreef deze proef omstreeks 1850. De patient staat met gesloten ogen en met nagenoeg aaneengesloten voeten. Normaal is dat men in deze stand vrijwel onbeperkt lang kan blijven staan, waarbij men slechts kleine bewegingen maakt; abnormaal is dat men wankelt of omvalt.

Wilkins en Brodley (1968) hebben erop gewezen dat Romberg het wankelen of omvallen bij deze test pathognomonisch acht voor het tabes dorsalis. Later is men de proef ook gaan gebruiken als test voor de validiteit van het vestibulaire (evenwichts)orgaan.

De in dit proefschrift beschreven stabilometrie (het meten van de stabiliteit tijdens het staan) of posturometrie (het meten van het staan) omvat meer dan de proef van Romberg, omdat naast neurologische en vestibulaire gegevens ook andere factoren die van invloed zijn op het menselijk staan, in beschouwing zullen worden genomen.

De doelstellingen die wij in deze studie nastreven zijn:

1. *Het objectief en reproduceerbaar vastleggen van krachten die worden uitgeoefend op het steunvlak ten gevolge van onwillekeurige bewegingen die een persoon maakt, wanneer hij op een ontspannen wijze op beide benen staat.*
2. *Het komen tot een maatstaf waarmee de onderzoekresultaten beoordeeld kunnen worden, teneinde met een zekere mate van waarschijnlijkheid vast te kunnen stellen in hoeverre deze als afwijkend aangemerkt mogen worden.*
3. *Het zo mogelijk klassificeren van afwijkingen en deze klassificatie in relatie te brengen met bekende ziektebeelden, teneinde de test als diagnosticum te kunnen aanwenden.*
4. *Het komen tot een model dat inzicht geeft in de wijze waarop de mens zich beweegt, teneinde staande te blijven.*

In hoofdstuk III worden een aantal factoren besproken die van invloed zijn op het staan.

In hoofdstuk IV wordt een beschrijving gegeven van de gebruikte apparatuur alsmede van de toegepaste bewerkingsmethode der gegevens (doelstelling a).

In hoofdstuk V worden oriënterende experimenten beschreven.

In hoofdstuk VI komt doelstelling b aan de orde.

In hoofdstuk VII wordt besproken welke conclusies afgeleid kunnen worden uit meetgegevens van patienten met duizeligheidsklachten (doelstelling c).

In hoofdstuk VIII wordt beschreven hoe men met behulp van de verkregen resultaten tot een model kan komen, dat inzicht geeft in de wijze waarop de mens zich beweegt teneinde staande te blijven (doelstelling d).

Hoofdstuk IX geeft de samenvatting in het Nederlands en in het Engels.

Tenslotte is een overzicht van de geraadpleegde literatuur opgenomen.

Hoofdstuk II

DE RECEPTORSYSTEMEN, WERKZAAM BIJ HET BEWAREN VAN HET EVENWICHT TIJDENS HET STAAN.

2-1. INLEIDING.

Voor het bewaren van het evenwicht tijdens het staan werken drie receptorsystemen samen:

- a) het vestibulaire systeem
- b) het proprioceptieve systeem
- c) het visuele systeem

Deze receptorsystemen hebben in feite slechts één functie: het geven van informatie aan het centraal zenuwstelsel betreffende de stand van de lichaamsas ten opzichte van de vertikaal. Deze oriëntatie op de vertikaal is noodzakelijk om het lichaam "in het lood" te kunnen houden.

Het otolithenstelsel van het vestibulaire systeem is voor dit doel direct geschikt. De afgegeven informatie wordt veroorzaakt door traagheidskrachten, die een gevolg zijn van het werkzaam zijn van de zwaartekracht en deze laatste bepaalt per definitie de vertikaal.

Het proprioceptieve motorische systeem vereist voor de oriëntatie, behalve de zwaartekracht, ook een vaste ondergrond. De zwaartekracht drukt het lichaam op deze onderlaag en de reactiekrachten in de voeten, spieren en gewrichten stimuleren de druk- en rekreceptoren. De grote hoeveelheid informatie, op deze wijze verkregen, wordt door het zenuwstelsel doorgegeven en verwerkt tot een oriëntatie ten opzichte van de vertikaal.

Het visuele systeem geeft in feite geen directe informatie omtrent de richting van de vertikaal. Uit lijnen die gewoonlijk terecht worden gecorreleerd met "horizontaal" of "vertikaal", trekt men conclusies omtrent de vermoedelijke richting van de zwaartekracht.

Het vestibulaire orgaan is dus het enige directe receptorsysteem voor het bepalen van de richting van de vertikaal. Dit komt nadrukkelijk tot uiting wanneer iemand in donker in het water valt. Onder water kan dan alleen door het vestibulaire orgaan worden vastgesteld wat onder en boven is. Een niet goed functioneren van dit orgaan blijkt in deze situatie ver-

drinking tot gevolg te kunnen hebben. Bij waterdieren als kreeften en holtedieren, alsmede bij de meeste vissen die in donker leven, is het genoemde orgaan dan ook zeer ontwikkeld.

Ofschoon het de vraag is of het vestibulaire orgaan bij de mens onder normale omstandigheden van veel belang is, wordt in deze publikatie toch vooral de aandacht gericht op dit receptorsysteem. In het inleidende hoofdstuk I zijn daarvoor twee redenen genoemd:

- a) de studie vond plaats op de afdeling keel-, neus-, oorheelkunde en de functiebeoordeling van het vestibulaire orgaan valt onder deze specialisatie.
- b) de pathologie van het vestibulaire orgaan is van groot belang, omdat het dan informatie kan verstrekken die strijdig is met de gegevens van de andere receptorsystemen.

2-2. HET VESTIBULAIRE SYSTEEM.

Elke versnelling die een lichaam ondervindt, is te beschouwen als zijnde samengesteld uit een rotatoire component, de zogenaamde hoekversnelling en een rechtlijnige component, veelal lineaire versnelling genoemd. Het vestibulaire systeem is door de speciale bouw in staat deze beide componenten naar richting en grootte nauwkeurig waar te nemen. Hiertoe bevat het twee stelsels:

- 1) het otolithensysteem, dat primair gericht is op het waarnemen van de lineaire versnellingen.
- 2) het halfcirkelvormig kanalsysteem, voor de detectie van een verandering van de hoeksnelheid.

Aangezien de zwaartekracht onder fysiologische omstandigheden verreweg de grootste lineaire versnelling is, waarvan de mens constant de werking ondervindt, werd het vestibulaire orgaan vroeger wel aangeduid als "het statische zintuig". Deze ogenschijnlijk aantrekkelijke naam is niet juist, omdat de werking van dit orgaan meer omvat dan alleen maar informatie geven omtrent de lichaamspositie ten opzichte van de vertikaal. In deze publikatie wordt bij voorkeur gesproken over het vestibulaire systeem, waar men mogelijk eerder de naam "evenwichtszintuig" of "evenwichtsorgaan" zou verwachten. Hiervoor zijn drie redenen:

- a) in de eerste plaats is het bewaren van het evenwicht niet een exclusieve functie van het vestibulaire orgaan, zoals eerder in dit

hoofdstuk al werd uiteen gezet.

- b) in de tweede plaats is een argument van meer principiële aard aan te voeren. Het vestibulaire systeem is zó nauw verweven met het proprioceptief-motorisch systeem, dat het bijna te beschouwen is als een onderdeel van dit laatste. Slechts een klein gedeelte van de informatie die het vestibulaire systeem levert, kan men zich bewust maken; het grootste deel dient tot sturing van onbewust uitgevoerde houdingscorrecties of reflexen. Alleen wanneer het gaat om dat deel van de informatie van het systeem, dat men zich bewust kan maken in de vorm van waarneming van eigen situatie in de ruimte, zou gesproken kunnen worden van een evenwichtszintuig.
- c) in de derde plaats kan gememoreerd worden dat het vestibulaire orgaan lineaire en angulaire versnellingen waarneemt, die in ons dagelijks leven veelal direct in relatie staan met het bewaren van het evenwicht, maar in wezen een veel groter werkingsgebied hebben.

Het vestibulaire apparaat wordt in deze studie alleen in zoverre beschreven, als nodig is voor een goed begrip voor de verdere inhoud van deze publikatie. Figuur 1 geeft een schematische afbeelding van het vestibulaire systeem en het deel van het gehoororgaan die tezamen het met endolymfe gevulde vliezige labirynth vormen dat, door perilymfe omgeven, opgehangen is in het benig labirynth, dat is uitgespaard in het rotsbeen.

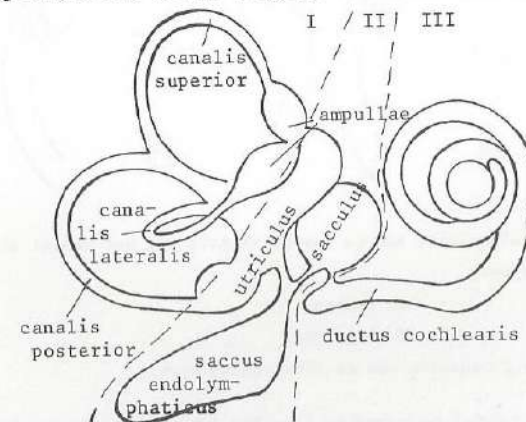


fig. 1 Het vestibulaire systeem met het gehoororgaan
 I de halfcirkelvormige kanalen
 II het otolithen systeem
 III het gedeelte van het vliezig labirynth gelegen binnen het perifere deel van het gehoororgaan.

2-2-1. DE HALFCIRKELVORMIGE KANALEN.

De drie halfcirkelvormige kanalen liggen in drie onderling vrijwel loodrecht op elkaar staande vlakken. Ieder der kanalen mondt met beide uiteinden uit in de veel ruimere utriculus en vormt met deze utriculus een in één vlak liggend circuit. Het horizontale kanaal is het dichtst gelegen bij de uitwendige gehoorgang. Bij de staande en recht naar voren kijkende mens is het gesitueerd in een vlak dat ongeveer 30° achterover gekanteld is ten opzichte van waterpas niveau. Het linker en rechter labirynth zijn ten opzichte van elkaar zo gelegen, dat het vlak door het linker canalis superior praktisch evenwijdig is aan het vlak door het rechter canalis anterior en omgekeerd.

Wanneer iemand bij voorbeeld het hoofd draait om naar achteren te kijken, zal het benig labirynth deze beweging uiteraard direct meemaken. De vloeistof in met name het horizontale kanaal van het vliezig labirynth, verzet zich ten gevolge van de trage massa in eerste instantie tegen de genoemde beweging. Hierdoor treedt een verplaatsing van de endolymfe op ten opzichte van de benige kanaalwand en dientengevolge kan er gesproken worden van een vloeistofstroom in dat kanaal.

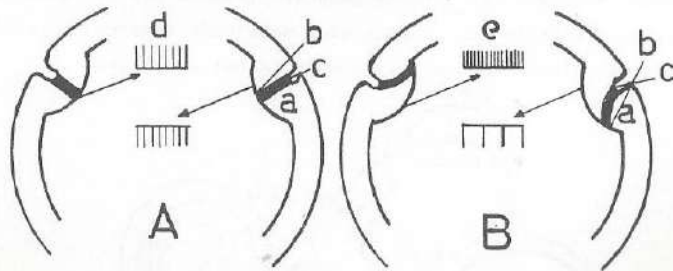


fig. 2 Schematische afbeelding van de cupula functie met het aantal afgegeven actiepotentialen.

- | | |
|---|--------------|
| a. ampulla | c. crista |
| b. cupula | d. rusttonus |
| e. gewijzigde frequentie van de actiepotentialen. | |

Elk van de drie halfcirkelvormige kanalen heeft een plaatselijke verwijding, de ampulla. In elke ampulla bevindt zich een klepje, de cupula, dat funktioneert als een draaideurtje dat het kanaal volledig afsluit. De cupula is scharnierend bevestigd aan de crista, die soliede verbonden is aan de wand van het benige labirynth. Het achterblijven van de vloeistof

in het kanaal ten opzichte van de benige wand, heeft een buiging van de cupula ten gevolge. Deze buiging wordt waargenomen door zintuigcellen in de crista, die de informatie in de vorm van elektrische pulsen, actiepotentialen geheten, via een zenuwbaan doorgeven aan de informatieverwerkende centra. Bij het afremmen van de hoofddraaiing zal op analoge wijze in het kanaal een vloeistofstroming ontstaan ten opzichte van de benige wand, zij het in tegengestelde richting. De cupula wordt nu dus naar de andere kant omgebogen.

Vanuit de zintuigcellen in de crista worden, ook wanneer de cupula niet gebogen is, actiepotentialen afgegeven (de rusttonus). Tengevolge van de ombuiging van de cupula in de ene richting neemt het aantal actiepotentialen per seconde toe, ombuiging in de andere richting doet het aantal dalen beneden de rusttonus. Op deze wijze wordt ook de richting van de vloeistofstroming in het kanaal doorgegeven.

De informatie omtrent de positie van de cupula in het linker labirynth wordt door het centraal zenuwstelsel, door middel van een soort brugschakeling, in relatie gebracht met de informatie van de corresponderende cupula van het rechter labirynth. Op grond van anatomische gegevens omtrent de ligging van de zintuigcellen in de crista, mag aangenomen worden dat door deze brugschakeling het systeem een grotere gevoeligheid verkrijgt.

Elke hoekversnellingsvector in de driedimensionale ruimte is te ontbinden in componenten die loodrecht staan op de vlakken van de drie halfcirkelvormige kanalen. Dit impliceert dat elke verandering in draai beweging van het hoofd naar grootte en richting kan worden opgemerkt door de halfcirkelvormige kanalen. Dankzij dit systeem kan ons centraal zenuwstelsel dus volledig worden ingelicht omtrent een verandering van draai beweging van het hoofd. Door middel van het proprioceptieve systeem krijgt het centraal zenuwstelsel ook informatie omtrent een eventuele tordering van de hals. Door deze gegevens te combineren wordt instantaan vastgesteld of alleen het hoofd, dan wel het hele lichaam aan de draai beweging deelneemt.

Van groot belang is het feit dat de lineaire versnellingen, uitgeoefend op het hoofd, geen aanleiding geven tot vloeistofstromingen in het halfcirkelvormige kanalen en door dit receptorsysteem dus niet worden waargenomen.

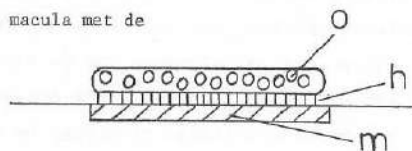
2-2-2. HET OTOLITHENSYSTEEM.

In het vliezig labirynth liggen, in de ruimte tussen het halfcirkelvormige kanalsysteem enerzijds en de cochlea anderzijds, de utriculus

en de sacculus, twee eveneens met endolymfe gevulde blaasjes. In elk der beide blaasjes bevindt zich een enigszins komvormig plateau, de macula, dat zintuigcellen bevat.

fig. 3 Schematische voorstelling van de macula met de daarop liggende otolith.

- o. otolith
- h. "haren" van de zintuigcellen
- m. macula



Op de macula ligt de otolith, een gelatineuze substantie, die calciumcarbonaatkristallen bevat: de otoconia. De otolith is beweeglijk ten opzichte van de onderlaag, de macula. Tussen de otolith en de macula bevinden zich uitstulpingen van zintuigcellen ("haren") die omgebogen worden bij verschuiving van de otolith. Het soortelijk gewicht van de otolith is twee à drie maal zo groot als dat van de omringende endolymfe. Bij optreden van een lineaire versnelling verplaatst de relatief zware otolith zich ten opzichte van de macula en bewerkstelligt op deze wijze een buiging van de haartjes van de zintuigcellen, hetgeen tot gevolg heeft dat deze zintuigcellen afferente pulsen afgeven aan het centraal zenuwstelsel.

De macula van de utriculus bevindt zich in een vlak dat ongeveer loodrecht staat op de macula van de sacculus van hetzelfde labyrinth. Dit is voor een aantal onderzoekers de reden geweest te veronderstellen dat de beide otolithensystemen in combinatie als een driedimensionale versnellingsmeter zouden kunnen functioneren. Het systeem is echter niet symmetrisch en er zijn in de literatuur duidelijk meningsverschillen omtrent de exacte werking van de sacculus, waarvan ook wel verondersteld is dat zij een hoorfunctie zou hebben. Spoendlin (1964) heeft aangetoond dat in de gebogen vorm van de macula van de utriculus de zintuigcellen op zeer geordende wijze zijn gerangschikt. De implicaties van een en ander zijn nog niet geheel te overzien, maar het is vrijwel zeker dat in de utriculus een lineaire versnelling, zowel wat betreft richting als grootte, gedetecteerd kan worden.

Alvorens in te gaan op de bijdrage die het vestibulaire systeem levert aan het bewaren van het evenwicht tijdens het staan, lijkt het gewenst eerst de beide andere systemen te bespreken, die in hoofdstuk I genoemd zijn als zijnde van invloed op het bewaren van de stabiliteit tijdens het staan, te weten het proprioceptief systeem en het visueel systeem.

2-3. HET PROPRIOCEPTIEVE SYSTEEM.

In het menselijk lichaam zijn tal van transductoren aanwezig, die een zekere vorm van energie omzetten in een elektrisch signaal, dat op zijn beurt een zenuwvezel prikkelt. Deze transductoren, veelal aangeduid als receptoren, geven afferente impulsen af aan het centraal zenuwstelsel en dien tengevolge kunnen zij invloed hebben op de efferente impulsen naar het bewegingsapparaat. De transductoren zijn, op grond van hun werkgebied, nader in te delen in extero-, intero- en proprioceptoren, waarbij de laatstgenoemde uitsluitend informatie geven omtrent de situatie in spieren, banden en gewrichten. Wij zullen alleen de transductoren bespreken, voor zover zij van belang zijn voor het bewaren van het evenwicht en beperken ons daarbij niet strikt tot de proprioceptoren. Voor het aanduiden van dit systeem van transductoren wordt in deze studie het begrip proprioceptief systeem gebruikt; deze aanduiding is niet geheel in overeenstemming met de bovengegeven introductie van de proprioceptoren, maar sluit wel aan bij het woordgebruik in de literatuur betreffende de stabilometrie.

Te onderscheiden zijn:

- a) de spierspoeltjes, gelegen in de spierbundels.
Zij reageren op de lengte en lengteveranderingen van de desbetreffende spierbundels.
- b) de Golgi-peeslichaampjes, vergelijkbaar met de spierspoeltjes, maar gelegen in de aan de spier verbonden pees.
Zij geven informatie over de spanning in de spier en zijn gevoeliger dan de in de spier gelegen spoeltjes. Aangenomen wordt dat deze receptoren informatie geven zowel bij contractie als bij rekking van de spier. Zij hebben een beschermende functie tegen overbelasting.
- c) lichaampjes van Pacini, gelegen direct onder de spierfascie en de Paciniforme lichaampjes, die verspreid in de spier voorkomen.
Zij blijken gevoelig voor inwendige druk en reageren niet op een lengteverandering van de spier.
- d) gewrichtsreceptoren, hoofdzakelijk gelegen in het gebied van de kapsels en de ligamenten.
Zij nemen veranderingen waar die in het gewricht kunnen optreden als gevolg van drukveranderingen of roterende bewegingen, daarnaast geven zij ook informatie omtrent de statio-

naire toestand.

- e) de vrije uiteinden van de vezel, gelegen in vet- en bindweefsel, die pijn- en tastzin verzorgen.

Hiermee worden de temperatuurs- en mechanische drukveranderingen waargenomen, die van invloed kunnen zijn in het proces van de ruimtelijke oriëntering.

Voor het bewaren van het evenwicht tijdens het staan zijn met name de gewichtsreceptoren van groot belang. Bij houdingsveranderingen zijn uiteraard spieracties betrokken, die gereguleerd kunnen worden door de informatie van de spierspoeltjes en peeslichaampjes. Deze afferente informatie wordt verwerkt in de voorhoorncellen in het ruggemerg, welke vervolgens correctieopdrachten geven aan de spier, waarvan de afferente informatie afkomstig was. Deze reflexboog is monosynaptisch en kan dus zeer snel zijn, zij is echter primair van plaatselijke betekenis.

De afferente informatie wordt ook doorgegeven aan hogere centra (retrospinaal en centraal), welke door middel van terugkoppeling (efferente banen) naar het ruggemerg een coördinatie van zowel de reflexen onderling, als van de reflexen met de spieractiviteiten bewerkstelligen. De afferente gegevens kunnen langs verschillende banen de hogere centra bereiken. De doorsnee en de loop van deze banen doen vermoeden dat er verschil is in zowel de snelheid waarmee de boodschap overgebracht wordt, alsook in het belang dat aan de diverse informaties toegekend wordt.

2-4. HET VISUELE SYSTEEM.

Met behulp van het visuele systeem wordt het licht waargenomen dat vanuit een gedeelte van de omgeving, het gezichtsveld, op de retina valt. In het centrale deel van de retina, de fovea, liggen de kegelvormige lichtgevoelige receptorcellen buitengewoon dicht op elkaar gepakt. De fovea geeft de meeste informatie omtrent detail en kleur van een voorwerp in het gezichtsveld. Wanneer het beeld van een object wordt geprojecteerd op de fovea, dan duidt men dit aan met centraal zien. De gevoeligheid voor lichtintensiteit is echter groter aan de randen van de retina, de meer primitieve zintuigcellen hebben hier de vorm van staafjes. Wordt dit gedeelte van de retina gebruikt, dan noemt men dit perifeer zien.

Voor het bewaren van de stabiliteit is met name het opmerken van bewegingen van belang. In het visuele systeem zijn hiervoor twee mechanismen

te onderscheiden: het beeld-netvliessysteem en het oog-hoofdsysteem.

2-4-1. HET BEELD-NETVLIESSYSTEEM.

Wanneer een voorwerp zich verplaatst in het gezichtsveld van een gefixeerd oog, verplaatst de afbeelding van dit voorwerp zich over het netvlies van dat oog. Hierdoor worden achtereenvolgens verschillende receptorcellen geprikkeld, zodat de beweging van het voorwerp opgemerkt wordt.

2-4-2. HET OOG-HOOFDSYSTEEM.

Indien het oog gericht blijft op een voorwerp dat in het gezichtsveld beweegt, verplaatst de afbeelding van het voorwerp op het netvlies zich niet, het oog draait in dat geval met het voorwerp mee. Dit mechanisme wordt aangeduid met oog-hoofdsysteem. Samenwerking van zes spieren per oog maken de oogbewegingen mogelijk. Wanneer bij het draaien van het oog het beeld van een voorwerp in rust blijft op het netvlies, kan geconcludeerd worden dat het voorwerp beweegt.

2-4-3. HET ZIEN VAN BEWEGINGEN.

De twee genoemde mechanismen van het oog werken nauw samen bij het opmerken van bewegingen. De beoordeling omtrent de mate van beweging van het voorwerp kan slechts juist zijn, als de informaties van beide onderscheiden systemen gekoppeld zijn. Nu kan de informatie omtrent de oogspieren via de daarin aanwezige proprioceptieve receptoren, worden doorgegeven aan het centraal zenuwstelsel, maar dit proces zou vrij tijdrovend zijn. Op grond van proeven is het waarschijnlijk dat niet zozeer de activiteit van de spieren zelf, dan wel de opdracht aan de spieren om activiteit te gaan ontplooiën gebruikt wordt, als gegeven om in relatie te brengen met de informatie van het beeld-netvliessysteem. Deze werkingwijze heeft als voordeel dat zij sneller is; zij impliceert echter het volgende opmerkelijke nadeel: naarmate de oogspieren meer vermoeid raken zijn voor eenzelfde mate van activering sterkere prikkels nodig. De samenwerking van beide bewegingssystemen is op elkaar afgestemd voor een onvermoeide staat van de oogspieren; bij het vermoeid raken van de spieren nu wordt de balans verstoord. Dit verschijnsel zou de oorzaak zijn van de illusoire dwaalbeweging die een vast punt in een donkere kamer na verloop van tijd lijkt uit te voeren.

Een andere mogelijkheid van onjuiste interpretatie van de gegevens die

het oog levert, komt naar voren bij proeven die door Dunker zijn gedaan. Het blijkt dat er een voorkeur bestaat om een klein voorwerp te zien bewegen ten opzichte van een groter voorwerp, ook wanneer in werkelijkheid dit grotere voorwerp het bewegende is. Kennelijk kan dus juiste informatie aanleiding geven tot een verkeerde interpretatie.

2-4-4. SAMENWERKING VAN BEIDE OGEN.

Besproken werd de samenwerking van de twee mechanismen om bewegingen waar te nemen. Het ligt voor de hand dat informatie van beide ogen afzonderlijk ook gekoppeld wordt door het centraal zenuwstelsel. Hoe nauw de samenwerking is, moge uit het volgende blijken.

Op het netvlies bevindt zich een ellipsvormig gebied binnen de fovea. Wanneer de beweging van een beeldpunt binnen dit gebied blijft, treedt een reflexmatige beweging van het oog op; het hoofd blijft hierbij in rust. Wanneer de beweging van het beeldpunt de grens van het ellipsvormig gebied overschrijdt, vindt reflexmatig ook een hoofdbeweging plaats. Voor het geval dat slechts in één der beide ogen de bovengenoemde grensoverschrijding zich voltrekt, veroorzaakt dit een conflictsituatie die aanleiding kan geven tot een gevoel van desoriëntatie. Door middel van een prismabril kan de stralengang van het licht zodanig beïnvloed worden dat een dergelijke conflictsituatie wordt voorkomen (Utermöhlen, Baron).

2-5. SAMENWERKING VAN DE SYSTEMEN BIJ HET STAAN.

"Staan is in werkelijkheid bewegen op een vaste plaats; dit bewegen is onafscheidelijk verbonden met rechtop staan", aldus Hellebrandt (1937). Teneinde de genoemde bewegingen te beperken, wordt informatie van het proprioceptieve systeem omtrent de situatie op de huid, in de gewrichten en in de spieren van diverse delen van het lichaam, in relatie gebracht met de informatie van het vestibulaire en visuele systeem. Een complicatie wordt veroorzaakt door het feit dat de informatie, komende van één der systemen, al beïnvloed kan zijn door één van de andere systemen voordat de centrale verwerking heeft plaatsgevonden (bij voorbeeld compensatoire oogbewegingen als gevolg van vestibulaire stimulatie).

Men acht, in geval van het staan, het proprioceptieve systeem meestal het belangrijkste van de drie boven vermelde informatiebronnen. Het brengt snelle, zij het minder nauwkeurige, correctiebewegingen teweeg. De integratie van deze vooral lokaal van invloed zijnde correcties wordt door het

centraal zenuwstelsel bewerkstelligd en dankzij de toevoeging van de informatie van de beide andere systemen wordt de correctie meer accuraat geëffectueerd.

Het visuele systeem is met name van belang om stationaire situaties en langzame stabiliteitsverstoringen op te merken.

Wat betreft de werking van het vestibulaire systeem, een aantal auteurs trekt in twijfel of het wel enige invloed heeft op het behouden van het evenwicht tijdens het staan, andere auteurs verklaren echter dat het de *primus inter pares* is.

In zijn monografie komt Nashner op grond van zijn experimenten tot de volgende zienswijze:

Het halfcirkelvormig kanalsysteem ligt zo gunstig, dat dit systeem zeker gestimuleerd kan worden door spontane bewegingen tijdens het staan. Het vestibulaire systeem kent twee gescheiden werkingsgebieden:

- a) voor de frequenties boven 0,1 Hz zijn de halfcirkelvormige kanalen van belang, evenals het proprioceptieve systeem.
- b) voor de frequenties onder 0,1 Hz is het otolithensysteem van de utriculus van belang, naast het visuele systeem.

Het vestibulaire orgaan is voor beide frequentiegebieden ongevoeliger dan het proprioceptieve- en het visuele systeem. Daarentegen treedt bij de laatste systemen sneller adaptatie op; zij zijn dientengevolge minder geschikt om continu informatie te blijven doorgeven omtrent bij voorbeeld een aanhoudend scheve stand, aldus Nashner.

2-6. GEVOEL VAN DESORIËNTATIE.

Uit de bovengegeven beschouwing omtrent de samenwerking van de systemen, moge duidelijk geworden zijn dat het bewaren van het evenwicht slechts mogelijk is, wanneer de informaties van de verschillende systemen met elkaar in overeenstemming zijn. Wanneer hieraan niet voldaan is, treedt er onzekerheid op inzake de werkelijke situatie, wat aanleiding kan geven tot een desoriëntatie, al of niet gepaard gaande met een panische reactie van het zenuwstelsel, veelal aangeduid met het begrip "duizeligheid".

In de keel-, neus-, oorheelkundige kliniek stelt men de vraag of bestaande duizeligheidsklachten hun oorsprong vinden in een niet correct functioneren van het vestibulaire orgaan. Dat dit orgaan de oorzaak kan zijn van ernstige desoriëntatie, wordt geïllustreerd door Crawford (1964). Hij maakte een verslag van zijn bevindingen nadat, ten gevolge van een

zware dosering streptomycine, zijn vestibulair orgaan vergiftigd raakte en degenereerde. In eerste instantie schenen zowel zijn bed als zijn kamer scheef te staan, ook bleek alles te blijven rondtollen wanneer hij zijn hoofd een klein beetje draaide. Daarnaast was de beheersing van zijn oogbewegingen zó slecht dat lezen onmogelijk was. Zelfs in een later stadium, enkele maanden na aanvang van de degeneratie, was het hem tijdens wandelingen niet mogelijk voorbijgangers te herkennen, omdat hij zijn ogen niet op een bewegend voorwerp kon fixeren.

2-7. FUNKTIEBEOORDELING VAN HET VESTIBULAIRE SYSTEEM.

De afferente informatie, zoals deze door het vestibulaire systeem wordt afgegeven, is niet op een directe manier te meten; slechts op indirecte wijze is een functiebeoordeling mogelijk.

In de kliniek gebeurt dit op grond van verklaringen van de onderzochte omtrent de beleving van zijn ruimtelijke oriëntatie, alsook op grond van de waarneming van de onderzoeker omtrent de lichaamspositie en de oogbewegingen tijdens proeven, waarbij al of niet een gekwantificeerde prikkel aan het evenwichtsorgaan wordt toegediend. Hierbij kan men een integraal en een specifiek onderzoek onderscheiden.

2-7-1. INTEGRAAL ONDERZOEK.

Wanneer men geen specifieke prikkel geeft, kunnen zogenaamde compensatoire oogbewegingen naast houdings- of bewegingsafwijkingen optreden. Tijdens het integrale onderzoek wordt de onderzochte persoon gevraagd in bepaalde omschreven posities te gaan staan of zitten, dan wel aangegeven bewegingen uit te voeren. Omdat bij deze onderzoeken, naast het vestibulaire systeem, ook andere informatieverstrekkende systemen de uitkomsten beïnvloeden, valt uit de onderzoekresultaten niet direct een functiebeoordeling van het evenwichtsorgaan te destilleren. Het belangrijke onderdeel van dit type onderzoek is echter dat de leefsituatie, waarin de patient zijn moeilijkheden ondervindt, wordt benaderd.

2-7-2. SPECIFIEK ONDERZOEK VAN HET HALFCIRKELVORMIG KANALENSYSTEEM.

Teneinde de werking van het vestibulaire systeem sec te testen, gebruikt men een gedoseerde specifieke prikkel. Dit is voor het halfcirkelvormig kanaalsysteem de hoekversnelling, die door middel van een draai-

stoel aan de onderzochte toegediend kan worden. Ten gevolge van deze stimulatie treden compensatoire oogbewegingen op in de vorm van nystagmus.

Deze nystagmusbeweging doet zich ook voor wanneer men een vloeistofstroming in het kanaalsysteem opwekt, zonder gebruik te maken van de hoekversnelling. Dit principe past men toe bij het zogenaamde "calorische onderzoek", waarbij water in de gehoorgang wordt gespoten dat 7° C in temperatuur verschilt met de lichaamstemperatuur. Door middel van dit relatief warme of koude water wordt in het rotsbeen een temperatuurgradiënt opgebouwd. Doordat deze gradiënt in het vlak van het horizontale kanaal ligt, zal daarin een convectiestroom optreden wanneer dit kanaal in verticale positie gebracht is. Door middel van deze "onfysiologische" prikkel is het mogelijk de horizontale kanalen van ieder der labyrinthen afzonderlijk te onderzoeken. Bovendien kan men nagaan of een even grote, maar tegengestelde calorische stimulatie van het horizontale kanaal, gelijkwaardige reacties teweeg brengt en dit weer voor elk labirynth afzonderlijk.

Het toedienen van variabele hoekversnellingen is door v. Egmond, Groen en Jongkees geperfectioneerd in de zogenaamde "cupulometrie". Naast de oogbewegingen worden ook de draaisensaties van de patienten als meetgegeven gebruikt. De cupulometrie wordt niet als routineonderzoek uitgevoerd vanwege de vereiste kostbare apparatuur en de lange duur van het onderzoek.

De zogenaamde "torsieschommel" biedt een aantrekkelijk alternatief. In de aan een tordeerbare verticale staaf opgehangen stoel onderwerpt men de proefpersoon aan de sinusvormig verlopende hoekversnelling.

Bij het optokinetisch onderzoek neemt niet de patient, maar zijn omgeving aan een draaibeweging deel; hierdoor wordt een nystagmusbeweging opgewekt die niet van vestibulaire oorsprong is, hierop komen we terug in hoofdstuk V.

Bij het "galvanisch" onderzoek gebruikt men elektrische stimulie tussen twee op het lichaam aangebrachte elektroden. Deze stimuli kunnen worden gevarieerd zowel wat betreft amplitude, als configuratie. De gekozen configuratie kan al dan niet periodiek worden aangeboden. Eén der elektroden brengt men altijd aan op één der beide mastoïden. De andere elektrode wordt, al naar gelang het de bedoeling is beide of slechts één der vestibulaire systemen te stimuleren, aangebracht op het andere mastoïd dan wel op een indifferente plaats, bij voorkeur de pols.

In hoofdstuk V zal nader worden teruggekomen op enkele van deze aangeduide onderzoeksmethoden.

2-7-3. DE SPECIFIEKE BEOORDELING VAN HET OTOLITHENSYSTEEM.

In de kliniek is, als specifieke onderzoeksmethode van het otolithen-systeem, de parallelschommel in gebruik. Dit toestel bestaat uit een draag-plateau, dat aan elk van de vier hoeken is opgehangen aan evenwijdige staven, die een slingerbeweging in één richting toelaten. De slingerbeweging van het plateau is te beschrijven als twee onderling loodrechte, sinus-vormige, lineaire versnellingen. Wanneer iemand op het plateau geschommeld wordt, zullen de opgewekte sensaties dan ook niet van de kanalsystemen, maar van de otolithsystemen afkomstig moeten zijn. Als meetgegevens worden zowel de compensatoire oogbewegingen, als de bewegingssensaties gebruikt.

2-7-4. BEOORDELING VAN COMPENSATOIRE OOGBEWEGINGEN.

Wanneer er een afwijkend patroon van de compensatoire oogbewegingen wordt gevonden, is het aan bedenkingen onderhevig te concluderen dat de oorzaak daarvan ligt in het vestibulaire systeem. Immers alleen al een dysfunctie van de oogspieren kan een dergelijke afwijking veroorzaken. Daarnaast blijkt de psyche van de patient van grote invloed te zijn.

Hoofdstuk III

FACTOREN DIE VAN INVLOED ZIJN OP HET STAAN.

3-1. FYSISCH BESCHOUWING VAN HET STAAN.

3-1-1. DE STA-HOUDING.

Bij het observeren van staande mensen valt op dat veelal een asymmetrische houding wordt aangenomen, waarbij het grootste deel van het lichaamsgewicht op één der beide benen steunt. Na enige tijd wordt het gewicht dan overgebracht op het andere been. De tijdsintervallen hiertussen lijken karakteristiek voor de desbetreffende persoon (Smith 1953).

Bij het symmetrisch staan zijn nog verschillende houdingen mogelijk. Braun en Fischer (1890) bepaalden op grond van metingen aan menselijke kadavers de ligging van het zwaartepunt. In de door hun gedefinieerde "Normalstellung" is het zwaartepunt gelegen recht boven de assen van zowel heup-, knie-, als enkelgewricht en bovendien nog in het links-rechts symmetrievlak. Hellebrandt c.s. (1943) wijzen erop dat deze houding als uitgangspositie voor verdere berekeningen is bedoeld en dat het hier niet gaat om een definitie van een normale sta-houding.

In de literatuur worden naast de "Normalstellung", de natuurlijke houding en de militaire houding onderscheiden (Schildback 1940, Liebert 1940, Hellebrandt 1943). In de beide laatste houdingen valt de projectie van het zwaartepunt vóór het vertikale vlak dat gaat door de as van het enkelgewricht. De militaire houding onderscheidt zich van de natuurlijke houding doordat men het lichaam meer gestrekt houdt, waardoor de afstand van de vertikaal door het zwaartepunt van het lichaam, tot hoofd en schouders alsook tot de gewrichtsassen, kleiner wordt en het lichaam meer als één geheel gaat bewegen met kleinere amplituden.

Hellebrandt heeft het rechtop-staan getypeerd als bewegen op een vaste plaats. Vele onderzoekers hebben zich al beziggehouden met deze bewegingen, zoals blijkt uit de historische overzichten van Fearing (1923), Edwards (1942), Hellebrandt en Franseen (1943).

3-1-2. BESCHOUWING VAN SMITH (1957)

Smith is één der eersten die de onwillekeurige bewegingen tijdens het staan op objectieve wijze heeft vastgelegd; tevens tracht hij te komen tot een analyse en een interpretatie van de verschijnselen. In zijn fysische beschouwing gaat deze auteur ervan uit dat de staande persoon bij bewegingen in voor-achterwaartse richting zijn lichaam laat scharnieren om het enkelgewricht. Op grond van deze gedachtengang komt hij tot een differentiaalvergelijking, waarmee hij de lichaamsbeweging in voor-achterwaartse richting beschrijft. Het door de spieren en weefsel op het enkelgewricht uitgeoefende koppel wordt gelijkgesteld aan de som van een statisch koppel (tengevolge van de verplaatsing van het zwaartepunt uit de middenstand) en een traagheidskoppel (tengevolge van de verandering van de bewegingssnelheid van de trage massa van het lichaam). Smith geeft in zijn publikatie methoden aan, waarmee de in de vergelijking voorkomende lichaamsgegevens, kunnen worden bepaald.

De auteur leidt uit registraties van bewegingen op heupniveau bij een aantal staande proefpersonen het bestaan af van twee frequentiebanden, te weten één die gelegen is rond de 10 Hz en één rond de 0,3 Hz. De laatste heeft een grotere amplitude en wordt in relatie gebracht met de uitwijking van het lichaamszwaartepunt. De hogere frequentie wordt toegeschreven aan activiteiten van de kuitspier.

3-1-3. BESCHOUWING VAN THOMAS EN WHITNEY (1959)

Thomas en Whitney hebben door middel van rekstrookjes de krachten gemeten die de staande persoon uitoefent op het grondvlak. Hoewel de meetopstelling volgens de beschrijving gevoelig is voor het vastleggen van de krachten in drie dimensies, richten de auteurs zich hoofdzakelijk op de lichaamsbeweging in voor-achterwaartse richting. De gemeten uitwijkingen blijken een min of meer periodiek karakter te hebben. Onderscheiden worden een minder regelmatige component van 0,12 tot 0,39 Hz, die een relatief grote amplitude heeft en daarnaast een meer regelmatige component van ca. 15 Hz met kleinere amplitude. De lichaamsbewegingen worden door middel van een penschrijver vastgelegd. Door een aldus verkregen curve voor de beweging in voor-achterwaartse richting, wordt een rechte lijn getrokken en wel zodanig dat de oppervlakken die de curve boven en beneden deze lijn begrenst, even groot zijn. De som van beide oppervlakken wordt gedeeld door de registratieduur, zijnde 2,5 seconden. De aldus verkregen

waarde wordt door ons in hoofdstuk IV als gemiddelde uitwijking gedefinieerd (4-10). Thomas en Whitney berekenen voor elk van hun proefpersonen de gemiddelde uitwijking die het zwaartepunt van het lichaam gehad heeft uit de evenwichtsstand tijdens de meting en vinden waarden die variëren tussen 0,36 en 1,13 cm. De lage frequentie wordt gezien als een soort slingerbeweging van het lichaam. Vanwege de onregelmatigheid van deze component menen de auteurs slechts een gemiddelde waarde te kunnen geven van de parameters.

Op grond van metingen op verschillende plaatsen van het lichaam komen de auteurs tot de conclusie dat het lichaam in voor-achterwaartse richting niet als een paal scharniert om het enkelgewricht, maar veeleer buigt als "een riet in de wind".

Alleen wanneer het lichaam passief de krachtenwerking ondergaat (als een staaf waarvan de elasticiteit niet verandert), kan uit de op het grondvlak uitgeoefende krachtsveranderingen direct iets geconcludeerd worden omtrent de verplaatsing van het zwaartepunt. In werkelijkheid wordt niet steeds aan deze voorwaarde voldaan. Ten gevolge van de uitwijking van het lichaam ten opzichte van de horizontaal kan een actieve aanspanning van spieren de stijfheid en de lichaamshouding veranderen. Deze spieractiviteiten kunnen resulteren in een krachtenwerking, die via de voeten op het grondvlak wordt overgebracht. De op het grondvlak uitgeoefende krachten bevatten dus naast de statische bijdrage ten gevolge van de uitwijking van het zwaartepunt, ook een dynamische component.

Door te wijzen op deze dynamische component hebben de auteurs een denkfoutesignaleerd, die in de meeste eerdere publikaties gemaakt is en die tot op heden nog steeds gemaakt wordt, namelijk dat de meetgegevens, afgeleid van de krachtenwerking op het grondvlak, worden geduid als zijnde veroorzaakt door verplaatsing van het lichaamszwaartepunt.

De amplitude van de beschreven min of meer regelmatige component van ca. 15 Hz is meer dan 1000 maal zo klein als die van de langzame component. Op grond van het absorberend vermogen van het lichaam voor deze hoge frequentie veronderstelt men, dat de oorsprong ervan gezocht moet worden in de directe omgeving van de voet. Opmerkelijk is de beschrijving van een derde periodiciteit van ca. 11 Hz, gemeten met een versnellingsopnemer die daartoe op de heup was aangebracht. Er blijkt voor de onderzochte proefpersoon geen directe relatie te bestaan tussen de beide gemeten hogere frequenties, wij komen hierop terug in hoofdstuk VIII.

Omdat de langzame component niet doorlopend aanwezig is, achten de auteurs een frequentieanalyse van de complexe bewegingsvorm niet zinvol. Als bron van de hoge frequentie noemen zij de continue spierakties, wat in overeenstemming is met de gedachtengang van Smith.

3-1-4. BESCHOUWING VAN NASHNER (1970)

Smiths' gedachte dat het lichaam in voor-achterwaartse richting schariert om het enkelgewricht, is ook het uitgangspunt van Nashner in zijn dissertatie "Sensory feedback in human posture control" (MIT 1970). Ook deze auteur beperkt zich tot de beweging in voor-achterwaartse richting. Hij leidt meetgegevens af uit de krachtenwerking van het lichaam op het grondvlak, bovendien wordt de lichaamsbeweging op heupniveau geregistreerd. In de studie komt de schrijver tot dezelfde differentiaalvergelijking als Smith. Door middel van systeemanalyse tracht hij inzicht te krijgen in de specifieke bijdrage van het proprioceptieve systeem, het vestibulaire systeem en het visuele systeem op het sta-proces; ook de onderlinge beïnvloeding wordt in het geheel betrokken.

De gedachtengang is als volgt: de strekreflex bepaalt het houdings-evenwicht primair tijdens het staan op een vaste ondergrond; wanneer de ondergrond niet vast is en onverwachte bewegingen gaat maken, is het bewaren van het evenwicht meer afhankelijk van de informatie die de andere systemen geven.

Over de werking van het vestibulaire systeem wordt gezegd dat de gevoeligheid van de halfcirkelvormige kanalen toeneemt voor oscillaties met frequenties hoger dan 0,1 Hz. Het otolithensysteem heeft juist onder deze frequentie een grotere gevoeligheid en is bij 0,01 Hz en lager ongeveer tien maal zo gevoelig als bij 0,1 Hz.

De visuele terugkoppeling heeft een betrekkelijk grote traagheid van ca. 0,40 seconde en levert alleen dan een bijdrage als het daartoe geactiveerd is door het vestibulaire systeem.

Met behulp van een kantelbaar platform, waarvan de beweging werd gestuurd door de lichaamsuitwijking op heupniveau, is nagegaan wat de bijdrage is die de informatie van het enkelgewricht levert aan het handhaven van het evenwicht. Op deze wijze kon bewerkt worden dat bij zwaaien van het lichaam de hoek van het enkelgewricht ongewijzigd bleef, omdat de ondergrond meekantelde. De uitschakeling van de enkelinformatie blijkt te leiden tot:

- a) een verhoging van de waarnemingsdrempel voor de lichaamszwaai van $0,13^\circ$ tot $0,36^\circ$.
- b) een toename van de amplitude van de bewegingsfrequenties tussen 0,1 Hz en 1 Hz.
- c) een afname van de "natuurlijke frequentie" van de lichaamsbeweging van 0,35 tot 0,20 Hz.

De onder punt c) genoemde lagere frequentie treedt volgens Nashner ook op, als alleen het vestibulaire systeem de houdingscontrole moet sturen. Het sluiten van de ogen zou slechts de amplitude doen toenemen van de bewegingen in het gebied van de lagere frequenties.

Opmerkelijk is dat de opgegeven fouriercoëfficiënten in het gebied tussen 0,01 Hz en 1 Hz, verkregen door een analyse van de meetresultaten, geen duidelijke aanwijzing geven voor uitgesproken maxima.

3-2. PSYCHOLOGISCHE INVLOEDEN OP HET STAAN.

3-2-1. VERSCHILLEN TUSSEN PERSONEN ONDERLING.

Het is verleidelijk de besproken fysische aspecten van de bewegingen tijdens het staan als basis te gebruiken voor verdere studie. Dat hier toch een zekere mate van voorzichtigheid geboden is, komt naar voren in het artikel van Kühnke (1950). Hij bevestigt op borsthoogte koorden aan het lichaam en de bewegingen hiervan laat hij door een schrijver weergeven. De opdracht aan de personen is zo lang mogelijk te blijven staan, tot aan het moment dat verder staan ondraaglijk is geworden. De ogen zijn tijdens dit experiment afgedekt met een lichtdichte bril. De resultaten blijken in vier geleidelijk in elkaar overgaande groepen (A t/m D) in te delen te zijn. De drie personen uit groep A kunnen gemiddeld ca. 40 minuten blijven staan en het bewegingspatroon is over deze periode vrijwel stationair. Een in het artikel weergegeven illustratie laat een welhaast sinusvormige beweging van 0,3 Hz zien. Opvallend is dat de curve geen aanwijzing geeft voor componenten met hogere frequenties van ca. 5 Hz. Deze laatste componenten zouden wel naar voren komen in de registraties van de drie proefpersonen uit groep D, die gemiddeld niet langer dan twaalf minuten kunnen blijven staan.

Personen uit de groepen B (5) en C (7) liggen, wat bewegingsvorm betreft, tussen de genoemde uitersten in, maar onderscheiden zich onderling sterk in het verloop van het sta-gedrag gedurende het onderzoek.

Bij het zoeken naar de verklaring van de gevonden verschijnselen brengt de auteur naar voren dat het staande lichaam in ontspannen toestand een soort harmonische slingerbeweging kan uitvoeren, die weinig vermoeiend is en gestuurd wordt door het "fijn gनुanceerde spel van de reflexen". Naarmate iemand zich meer bewust gaat bezighouden met zijn al of niet goed stilstaan treedt er, door het ingrijpen van de corticale centra, een toename van de hoog-frequente componenten op en tegelijkertijd een afname van de voorkomende amplituden in het bewegingspatroon. Het sneller vermoeid raken in deze laatste situatie zou niet veroorzaakt worden door lichamelijke vermoeidheid, maar veel meer door het "Functionsuntüchtig werden der corticalen Zentren".

De auteur maakt de gevolgtrekking dat psychologische invloeden wellicht de oorzaak zijn van de grote discrepanties tussen de beschikbare gegevens omtrent het staan van de mens. Met het oog op het mogelijk verschillend sta-gedrag van mannen en vrouwen dat in dit hoofdstuk nog besproken zal worden, moge opgemerkt worden dat drie van de vier vrouwen in de groepen C en D voorkwamen en de vierde in groep B.

3-2-2. INVLOED VAN AANDACHTSAFLEIDING.

Fearing (1924) vermeldt dat het geven van afleiding tijdens het staan de spontane bewegingen reduceert. De verklaring luidt als volgt: Wanneer men de aandacht richt op andere dingen dan op het zo goed mogelijk stilstaan, wordt een "paniek"gevoel voorkomen. Een dergelijke afleiding kan men geven in de vorm van geluid - bij voorbeeld geruis, spraak, muziek - alsook in de vorm van variaties van lichtsterkte of andere veranderingen in de situatie. Volgens deze auteur zouden al deze factoren een afname van de bewegingsamplitude ten gevolge hebben.

Een artikel van Edwards (1943) is hiermee in tegenspraak. Hij beschrijft dat het ten gehore brengen van muziek, zelfs al komt deze vanuit een andere kamer, de lichaamszwaai vergroot. Ook heeft het laten tellen tijdens het experiment een soortgelijk effect, evenals het geven van mondelinge aanwijzingen aan de proefpersoon, wanneer deze met gesloten ogen zo goed mogelijk tracht stil te staan.

Schildback (1940) vermeldt dat hoofdrekenen de over een tijdsinterval van drie minuten gesommeerde bewegingen van het hoofd doet toenemen. De amplituden van de extreme waarden in de geschreven curve worden weliswaar kleiner, maar het aantal van deze extreme waarden per tijdseenheid wordt

groter.

Gurfinkel (1971) beschrijft dat 80% van de onderzochte personen bij een eerste onderzoek rustiger gaan staan, wanneer hoofdrekenopdrachten worden uitgevoerd. Ook de zogenaamde sensibilisatie - bij voorbeeld door de handgreep van Jendrassik - van de proef van Romberg, waardoor de aandacht van de onderzochte persoon wordt afgeleid, reduceert de bewegingen nauwelijks (Ballus 1969, Gurfinkel 1972). Het stabiliserend effect zou berusten op een centrale beïnvloeding van de reflexboog en zou na ongeveer een halve minuut zijn uitgeput.

Begby (1967) brengt naar voren dat de onzekerheid van het staan toeneemt wanneer men de proefpersoon vraagt een stuk uit de krant voor te lezen, in plaats van hem naar zijn eigen schoenen te laten kijken. Het is echter de vraag of het opgemerkte verschijnsel veroorzaakt wordt door een verandering van aandachtsniveau, omdat ook wijzigingen in het gezichtsveld van invloed kunnen zijn op het sta-proces, zoals uit het vervolg van dit hoofdstuk moge blijken.

Sugano (1970) heeft opgemerkt dat ten gevolge van angst de lichaamsbewegingen tijdens het staan lager in frequentie en groter in amplitude worden en dat toediening van een rustgevend middel de oorspronkelijke bewegingsvorm weer doet terugkomen. Ook Silfverskiöld (1968) vermeldt frequentieveranderingen in het bewegingspatroon ten gevolge van angst.

3-2-3. LEEREFFECT.

De vraag of door oefening de stabiliteit vergroot kan worden, komt aan de orde in een artikel van Fearing (1923). Hij vermeldt dat door oefening de excursies wel iets gereduceerd kunnen worden, maar dat deze verbetering niet significant is en in vergelijking tot leereffecten bij andere neuro-musculaire processen in ieder geval gering is. Hij schrijft de verbetering met name toe aan een psychisch vrijer komen te staan tegenover het onderzoek, ten gevolge waarvan de proefpersoon in mindere mate bewust bezig is met het stilstaan. Ook Edwards (1943) vermeldt dat enige ervaring met de test de bewegingsamplitude tijdens het staan doet verminderen. De bevindingen van Liebert (1940) zijn hiermee in overeenstemming.

3-2-4. REPRODUCEERBAARHEID VAN DE MEETGEGEVENS.

Na het bovenstaande kan men zich afvragen in hoeverre registraties van bewegingen tijdens het staan herhaalbaar zijn. Fearing (1923) beschrijft

dat de bewegingsamplituden van het hoofd, tijdens de fotografische registratie die één minuut duurt, in een tijdsbestek van twaalf minuten zeer goed reproduceerbaar zijn.

Liebert (1940) heeft met behulp van een overeenkomstige registratiemethodiek soortgelijke onderzoekresultaten verkregen. Wanneer hij evenwel de test op verschillende dagen herhaalt, blijken de meetresultaten per proefpersoon sterk te variëren. Dergelijke fluctuaties zijn bij alle proefpersonen aanwezig, maar er bestaat geen onderling verband tussen, zodat zij individueel bepaald lijken en niet veroorzaakt door meet- en registratieapparatuur. Opvallend is ook dat de subjectieve beleving van het stilstaan niet gecorreleerd is met de objectieve testuitslag. Gedurende de testperiode (3 minuten) nemen de excursies niet toe. Op grond van zijn bevindingen komt Liebert er toe de onderzochte personen in twee groepen in te delen. De ene groep beweegt gemiddeld een factor 2 à 3 minder dan de andere. Ieder van de veertien proefpersonen kan duidelijk tot de ene dan wel tot de andere groep gerekend worden en blijft bij herhalingsonderzoeken consistent tot dezelfde groep behoren. De oorzaak van dit onderscheid wordt niet besproken.

Edwards (1942) beschrijft, in overeenstemming met Liebert, dat meetresultaten van dag tot dag aanzienlijk kunnen variëren. Deze variaties worden in het artikel niet kwantitatief opgegeven. De auteur zoekt de oorzaak niet in de meetomstandigheden, omdat er geen relatie is tussen het verloop van de variatie voor verschillende proefpersonen. Hij komt tot de conclusie dat de bewegingen tijdens het staan vooral aanwijzingen geven omtrent de psychomotorische conditie van de onderzochte persoon en dat grote beweeglijkheid tijdens de Rombergtest meer voorkomen bij personen met "mental diseases", dan bij personen met verlamningsverschijnselen en dit terwijl de Rombergtest pathognomonisch zou zijn voor tabes dorsalis! Ook andere auteurs wijzen op het feit dat zwakzinnigen een grotere mate van beweeglijkheid vertonen tijdens het staan dan de doorsnee proefpersoon.

3-3. FYSIOLOGISCHE INVLOEDEN OP HET STAAN.

In een uitgebreid onderzoek hebben Fregly c.s. (1968) de invloed onderzocht van niet-vestibulaire fysiologische factoren op de stabiliteit. Daartoe hebben zij achtendertig, hoofdzakelijk anatomische en fysiologische lichaamsgegevens gecorreleerd met de mate van het kunnen handhaven van het houdingsevenwicht tijdens het lopen over- of het staan op een smalle loop-

rail; dit laatste zowel met geopende als met gesloten ogen.

Als belangrijkste conclusie van de analyse komt naar voren dat lichaamsomvang en lichaamsvorm grotere invloed hebben op het resultaat, dan cardiovasculaire factoren of variabelen zoals de hoeveelheid geconsumeerde sigaretten per dag. De grootheden uit deze tweede categorie kunnen wel een eventueel reeds aanwezige biomechanische handicap verzwaren.

Uit een tabel in dit artikel blijkt dat de testresultaten van een groep van vijfhonderd personen de tendens vertonen, minder gunstig te worden bij toenemende leeftijd van de proefpersoon. Dit geldt met name voor het staan met gesloten ogen op een smalle rail.

3-3-1. INVLOED VAN DE LEEFTIJD.

Boman (1953) beschrijft dat de leeftijd invloed heeft op de bewegingen en tijdens het staan. Hij meet de uitwijkingen van een op het hoofd aangebracht lampje. Op de foto's van de bewegingspatronen, gemaakt met een belichtingstijd van 1 minuut, is te zien dat de doorsnee, met name in de voor-achterwaartse richting, sterk toeneemt met de leeftijd van de proefpersoon. Ook in zijwaartse richting is deze toename, zij het in geringe mate, aanwezig. Hellebrandt (1939) en Sugano (1970) vermelden wel een overeenkomstige tendens, maar constateren dat het verband niet significant is.

Edwards (1942) vindt geen duidelijke relatie tussen de leeftijd en de grootte der bewegingsexcursies tijdens het staan, als het personen betreft met een leeftijd tussen twintig en zeventig jaar. In de periode tussen vijf en twintig jaar blijkt de stabiliteit wel toe te nemen met de leeftijd. Dit is in overeenstemming met de bevindingen van Ganancia (1972) en Nelson (1972) die kinderen tussen vijf en twaalf jaar onderzochten. Ter verklaring voert Edwards aan dat gedurende de periode tot het vijfde levensjaar de coördinatie, zowel van het centraal zenuwstelsel als van het organisme in zijn geheel, nog niet tot volledige ontplooiing is gekomen. De auteur wijst er in dit verband op dat een aantal zwakzinnigen een minder grote stabiliteit bezitten dan normaal begaafde leeftijdsgenoten. Dat op latere leeftijd de bewegingen tijdens het staan weer toenemen, verklaart hij uit het feit dat een minder goede coördinatie van de lichaamsfuncties optreedt bij het bereiken van hoge leeftijden.

Njiokiktjien (1971) beschrijft in zijn proefschrift een onderzoek bij honderd personen en geeft aan geen significante invloed te hebben kunnen

vinden tussen leeftijd van de proefpersoon en de resultaten van zijn statokinesimetriscche registratie van het houdingsevenwicht.

3-3-2. INVLOED VAN SPORT EN LICHAAMSOEFENING.

In het boven aangehaalde artikel van Edwards (1942) wordt eveneens de invloed van lichaamstraining op het staan aan de orde gesteld. Lichaams-oefening in de vorm van militaire training, bewerkt geen reductie van de beweeglijkheid en zware trainingsprogramma's, welke topatleten volgen, veroorzaken zelfs een vergroting van de excursies tijdens het staan. Zijn conclusie dat sporttraining geen positief effect heeft op de stabiliteit is des te opmerkelijker, omdat hij de zwakte van het musculaire systeem in combinatie met lengte en gewicht van het lichaam aanwijst, als mogelijke oorzaak van grote excursies in het bewegingspatroon tijdens het staan. Hieraan wordt tegelijkertijd toegevoegd dat er geen duidelijke aanwijzing is, dat een grote lichaamslengte op zichzelf de oorzaak is van grote excursies.

Liebert (1940) bespreekt in zijn artikel het werk van Vierordt (1864) die een direct verband tussen het stilstaan en de spierbeheersing heeft gelegd. De conclusie van Vierordt zou zijn geweest dat lichaamstraining een positief effect op het bewaren van het evenwicht heeft. De legerarts Leitensdorfer (1897) heeft volgens Liebert de gedachtengang van Vierordt onderzocht en deze bevestigd. De gemiddelde amplitude van de hoofdbewegingen van geoefenden zou slechts eenderde bedragen van die van ongeoeffenden. Liebert zelf kan geen duidelijke aanwijzing vinden voor de invloed van de lichaamstraining en stuit op het reeds genoemde niet reproduceerbaar zijn van de meetresultaten, die zijn proefpersonen op verschillende dagen produceren.

3-3-3. VERMOEIDHEID.

Verschiedende auteurs noemen vermoeidheid als factor die het staan kan beïnvloeden. Sugano (1970) stelt zelfs voor beweeglijkheidsmetingen te doen tijdens het staan, in combinatie met andere tests ter kwantificering van angst en vermoeidheid, omdat deze factoren een specifiek bewegingspatroon veroorzaken. Het reeds besproken artikel van Kühnke vermeldt dat bij personen uit klasse A, die lange tijd kunnen blijven staan, de bewegingsamplituden weinig toenemen bij het voortduren der test. Voor personen die slechts korte tijd kunnen blijven staan, is de situatie min-

der stationair. Ook Begby (1966) noemt vermoeidheid als factor die de beweeglijkheid tijdens het staan doet toenemen terwijl Edwards (1943) het tegendeel beweert.

3-3-4. LICHAAMSLENGTE.

In de differentiaalvergelijking, waarmee Smith en Nashner de beweging van het lichaam in voor-achterwaartse beweging beschrijven, komt de afstand van het lichaamsswaartepunt tot het grondvlak voor. Aangenomen mag worden dat deze afstand recht evenredig is met de lengte van de proefpersoon. Hieruit zou moeten volgen dat in alle registratietechnieken, waar bij gebruik gemaakt wordt van de reactie van het grondvlak op de door de proefpersoon uitgeoefende krachten, de lichaamslengte van de proefpersoon van invloed is. Uitgaande van het feit dat de staande mens zich stijf houdt, zouden echter ook de registraties van de hoofdbewegingen grotere amplituden moeten vertonen, naarmate de onderzochte persoon langer is. Auteurs die met deze meetmethoden werken, stellen echter dat de lengte van de persoon geen of weinig invloed heeft op hun meetgegevens.

Sugano (1970) meent in zijn meetgegevens, ontleend aan de uitwerking van uitgeoefende krachten op het grondvlak, wel invloed van de lichaamslengte te vinden (significantie $P < 0,01$). Wapner (1950) heeft echter met een soortgelijke meetmethodiek geen significante invloed kunnen vaststellen.

3-3-5. LICHAAMSGEWICHT.

Er blijkt eveneens verschil in opvatting te bestaan omtrent de invloed van het lichaamsgewicht. Edwards (1943) en Fearing (1924) achten de invloed, indien aanwezig, kleiner dan die van een aantal andere factoren. Njiokiktjien (1971) kan uit zijn materiaal geen significante invloed afleiden. Sugano (1970) echter beschrijft dat zwaardere mensen grotere uitwijkingen hebben (significantie $P < 0,01$).

Opmerkelijk is het onderzoekresultaat van Hellebrandt (1943). Zij beschrijft dat een gevulde rugzak de stabiliteit van de proefpersoon vergroot, mits deze dan op de juiste hoogte op de rug wordt vastgebonden. Een te hoge plaatsing doet, met name bij lange personen, de mate van beweeglijkheid tijdens het staan toenemen.

3-3-6. GESLACHT.

Een aantal auteurs hebben zich bezig gehouden met de vraag of vrouwen evenwichtiger zijn dan mannen. Fearing (1924), Edwards (1942) en Corti (1959) menen van wel en ter verklaring brengen zij het verschil in lengte en gewicht naar voren. Sugano (1971) geeft aan dat zelfs na correctie voor lengte en gewicht, de beweeglijkheid van de vrouw kleiner is dan van de man.

Andere auteurs (Wapner 1950, Orma 1957) zijn van mening dat de man beter stil kan staan en wijzen hierbij op de geringere spierkracht van de vrouw, waardoor zij minder in staat is, met behulp van het motorisch stelsel, correcties aan te brengen.

Hellebrandt (1943) en Begby (1966) hebben echter geen verschil kunnen meten. Nelson (1972) kan geen verschil in beweeglijkheid tijdens het staan vinden tussen jongens en meisjes van elf jaar.

3-3-7. POSITIE EN SITUATIE VAN DE VOETEN.

De omvang van het steunoppervlak dat het lichaam heeft en dat bepaald wordt door de plaatsing van de voeten, is van invloed op de beweging tijdens het staan, met name in zijwaartse richting. Schildbacks' experimenten (1940) duiden erop dat een optimale stabiliteit wordt verkregen, als het steunoppervlak ongeveer de afmeting heeft van de verticale lichaamsprojectie. De verschillende auteurs zijn eensluidend van mening dat de bewegingen in voor-achterwaartse richting tijdens het staan met gesloten voeten grotere amplituden hebben, dan in zijwaartse richting. Wanneer de voeten met de hielen aangesloten in de stand "tien voor twee" worden geplaatst, blijft dit effect bestaan. (Fearing 1924, Liebert 1940).

Liebert stelt ook vast dat wanneer de onderzochte de schoenen aanhoudt tijdens de test, dit de subjectieve beleving geeft beter te kunnen stilstaan; de metingen leveren hiervoor echter geen objectief bewijs. Dit is in overeenstemming met de conclusie van Edwards (1942).

Schildback (1940) en Orma (1956) hebben door de voeten elektrisch te prikken of respectievelijk af te koelen, het drukgevoel beïnvloed; het bleek weinig effect te hebben op de beweeglijkheid tijdens het staan.

3-3-8. HART- EN ADEMHALINGSRIJTHE.

Wanneer men niet alleen de amplitude, maar ook de herhalingsfrequentie in de beweeglijkheid tijdens het staan van belang acht, ligt het voor

de hand na te gaan of hart- en ademhalingsrithme de metingen beïnvloeden. Whals (1963) vindt in zijn onderzoek geen relatie tussen de mechanische activiteit van het hart en de periodiciteit van de lichaamsbewegingen tijdens het staan. Daarnaast blijken noch het veranderen van ademhalingsrithme, noch het inhouden van de adem, een verandering in bewegingsfrequentie te veroorzaken in zijn onderzoekresultaten. Gurfinkel (1967) en Sugano (1970) komen tot dezelfde conclusie ten aanzien van hart- en ademperiodiciteit.

Wel is beschreven dat een kortstondige hyperventilatie de stabiliteit ongunstig kan beïnvloeden. Als verklaring van dit laatste verschijnsel moge gewezen worden op het gevoel van lichte duizeligheid, dat in die situatie kan optreden.

3-3-9. INVLOED VAN LICHTINTENSITEIT EN INVLOED VAN BLINDZIJN.

In hoofdstuk II werd de invloed van het visuele systeem op de beweeglijkheid tijdens het staan besproken. Op grond van het daar behandelde is het niet verwonderlijk, dat het sluiten van de ogen de beweeglijkheid tijdens het staan doet toenemen bij mensen die normaal kunnen zien. Edwards (1942) merkt op dat blinde personen meer gaan bewegen, wanneer zij hun ogen open doen. Ganancia (1972) geeft aan dat blinde kinderen stabiel staan dan een overeenkomstige groep ziende kinderen, die de ogen gesloten houden. Njikiktjien (1971) beschrijft dat het sluiten van de ogen in een donkere kamer minder effect heeft dan in een lichte kamer. Edwards deed hieromtrent in 1942 gedetailleerde proeven en komt tot de conclusie dat zelfs bij zeer geringe achtergrondverlichting de informatie van het oog kennelijk nog van belang is. Eerst in een totaal donkere kamer wordt het effect van het sluiten van de ogen vrijwel nihil.

Litvienenkova (1968) onderzocht de invloed van het sluiten der ogen in een donkere kamer als functie van de adaptatietijd. Haar conclusie is dat in een verlichte omgeving de stabiliteit groter is met de ogen geopend dan met de ogen dicht. Wanneer na een zeer korte tijd van adaptatie de test wordt herhaald in een volledig donkere kamer, blijkt de beweeglijkheid tijdens het staan nauwelijks toe te nemen wanneer de ogen worden gesloten. Na een langere adaptatietijd blijkt de stabiliteit, in het geval dat men de ogen open houdt, niet meer te veranderen. In het geval dat men de ogen gesloten houdt, wordt de beweeglijkheid echter minder als de adaptatie dertig minuten of langer heeft geduurd; de maximale adaptatie-

tijd was vierentwintig uur.

Ter verklaring van een verschil in stabiliteit bij het staan met geopende of met gesloten ogen in een donkere kamer, noemt de schrijfster het verschijnsel dat de oogbol bij het sluiten van de ogen wegdraait uit de evenwichtsstand.

3-4. REAKTIES OP AANGEBODEN PRIKKELS.

Men kan de registratie van bewegingen tijdens het staan gebruiken om het effect te beoordelen van prikkels, toegediend aan mechanismen, die evenwichtsregulatie beïnvloeden. Deze methode van onderzoek kan tevens van belang zijn om de effectiviteit van medicamenteuze of andersoortige behandeling van bij voorbeeld patienten met duizeligheidsklachten, te objectiveren. Een overzicht van onderzoeken die gedaan zijn ten aanzien van stimuli en medicamenten valt buiten het bestek van deze studie. Bij het bespreken van de resultaten van eigen experimenten (hoofdstuk V) zullen resultaten van andere onderzoekers besproken worden, voor zover deze afkomstig zijn van vergelijkbare experimenten.

3-5. SAMENVATTING EN DISCUSSIE.

Ons literatuuronderzoek omtrent de vraag hoe stabiel de stabiliteit van de mens is en welke factoren hierbij een rol spelen, laat de volgende voorzichtige conclusies toe.

FYSISCH BESCHOUWINGEN.

In de literatuur worden drie manieren van staan onderscheiden, namelijk de theoretische "Normalstellung", de militaire houding en de natuurlijke houding; voor ons onderzoek is alleen de laatste van belang.

Rechttop staan is te beschouwen als bewegen op een vaste plaats. Enkele auteurs hebben in hun publikaties betreffende onderwerpen op het gebied der stabilometrie, aandacht gegeven aan de anatomische aspecten van het handhaven van het evenwicht; zij allen hebben zich daarbij echter beperkt tot de bewegingen in voor-achterwaartse richting. Het enkelgewricht wordt dan opgevat als scharnier, waarom het min of meer stijf gehouden lichaam draait; de voortdurende aktiviteit van de kuitspier behoedt daarbij het steeds iets naar voren hellende lichaam voor voorover vallen.

Verschillende auteurs onderscheiden in de bewegingen tijdens het staan

componenten in twee frequentiebereiken: één met een kleine amplitude en een frequentie van ca. 10 Hz en één met grotere amplitude en frequentie van ca. 0,3 Hz. De component met de hoge frequentie wordt toegeschreven aan het proprioceptieve systeem. De Wit (1970) brengt naar voren dat de lage frequentie in bepaalde gevallen zou kunnen samenhangen met het functioneren van het vestibulaire orgaan.

In aansluiting bij dit spraakgebruik zal in deze studie gesproken worden over lage component in het stabilogram, als bedoeld wordt de component van ca. 0,3 Hz; onder componenten met hogere frequenties zullen worden verstaan de componenten in het stabilogram met periodiciteiten van 2 Hz en hoger.

PSYCHOLOGISCHE INVLOED.

Er bestaan grote individuele verschillen in de bewegingen die worden uitgevoerd tijdens het staan. In ontspannen toestand maakt het lichaam een harmonische slingerbeweging van ca. 0,3 Hz. Verschillende auteurs hebben zich bezig gehouden met de invloed die het afleiden van de aandacht heeft op het staan. Op een enkele uitzondering na zijn alle auteurs van mening dat aandachtsafleiding het rustige staan bevordert; met name de amplitude van de component met hogere frequentie neemt dan af. Bekendheid en ervaring met de onderzoeksmethode reduceren de beweeglijkheid.

FYSIOLOGISCHE INVLOEDEN.

De leeftijd van volwassen personen lijkt geen grote invloed te hebben op de stabilometrische meetgegevens. Bij kinderen neemt de stabiliteit toe met het ouder worden; dit zou samenhangen met de ontwikkeling van het centraal zenuwstelsel. Volgens enkele auteurs neemt op hogere leeftijd de stabiliteit tijdens het staan weer af; dit verschijnsel is echter niet evident en wordt door andere auteurs tegengesproken. De invloed van sport- en lichaamsvoeding op de stabilometrische meetgegevens is nog niet uitvoerig onderzocht. Auteurs die in hun publikatie aandacht besteden aan dit onderwerp, komen tot tegenstrijdige conclusies. Angst en vermoeidheid doen de beweeglijkheid toenemen. Lichaamslengte en lichaamsgewicht hebben volgens de meeste auteurs geen grote invloed; daarentegen zijn er enkele publikaties waarin deze factoren van significant belang geacht worden.

Het geslacht van de proefpersoon lijkt geen of weinig invloed te hebben op de beweeglijkheid tijdens het staan.

De stand der voeten bepaalt, met name in zijwaartse richting, in belangrijke mate de grootte van het steunoppervlak. Onder dit laatste wordt verstaan het gedeelte van het grondvlak, waarop het lichaam door middel van de voeten correctiekrachten uitvoert. Het blijkt weinig verschil te maken of het stabilometrisch onderzoek wordt gedaan met geschoeide, dan wel met blote voeten. Vermindering van de pijn- of drukgevoeligheid in de voeten blijkt weinig invloed te hebben. Dit zou erop kunnen wijzen dat proprioceptoren in spieren en pezen een grotere invloed hebben dan de exteroceptoren voor pijn- en drukgevoel.

Hart- en ademhalingsrithme zijn in de registraties niet waar te nemen. Het visuele systeem blijkt van belang te zijn, ook wanneer er slechts een zeer geringe achtergrondverlichting aanwezig is. Na langdurige adaptatie aan het donker is de stabiliteit met gesloten ogen groter dan met geopende ogen. In de normale werksituatie met niet te verwaarlozen achtergrondverlichting bevordert de visuele informatie de stabiliteit.

Hoofdstuk IV

DE STABILOMETRIE, MEET- REGISTRATIE- EN ANALYSEMETHODE.

4-1. EISEN WELKE GESTELD DIENEN TE WORDEN AAN DE REGISTRATIEMETHODE.

Het doel van dit onderzoek is na te gaan of uit de informatie over de spontane bewegingen tijdens het ontspannen staan, gevolgtrekkingen zijn te maken omtrent het functioneren van het vestibulaire systeem. Omdat het lichaam niet een star geheel is dient men, voor het beoordelen van de spontane bewegingen, de verplaatsingen van de verschillende lichaamsdelen gelijktijdig vast te leggen. De verwerking van al deze gegevens zou zeer gecompliceerd zijn. Als benadering wordt gestreefd naar het meten van de zwaartepuntsverplaatsing.

Bij het overwegen welke meetmethode daartoe het meest geschikt is, is uitgegaan van een aantal eisen:

- 1) de toegepaste meettechniek mag de onderzochte persoon niet beïnvloeden.
- 2) de bewegingen moeten reproduceerbaar en onvervormd worden weergegeven.
- 3) de verkregen meetgegevens dienen bij voorkeur zó beschikbaar te komen dat:
 - a) een snelle patroon herkenning mogelijk is.
 - b) de registraties als patient-gegevens in de status zijn op te bergen.
 - c) de informatie voor computerbewerking beschikbaar blijft.

4-2. MEET- EN REGISTRATIEMETHODEN.

De methode, waarbij de beweging wordt vastgelegd door het meten van verplaatsingen van koorden die aan het lichaam zijn bevestigd, staat op gespannen voet met de eerste eis.

Wanneer men bewegingen vastlegt door middel van fotograferen of filmen, is wel voldaan aan de eerste eis, maar de verkregen gegevens zijn niet in een zodanige vorm aanwezig dat zij gemakkelijk geschikt zijn voor verdere bewerking.

De eenvoudigste oplossing is de vervorming van het grondvlak te meten, zoals deze zich manifesteert ten gevolge van de drukveranderingen die de staande persoon erop uitoefent. Deze oplossing heeft als bezwaar - Thomas en Whitney wezen hier reeds op - dat de aldus verkregen meetgegevens niet uitsluitend de verplaatsing van het zwaartepunt weergeven (3-1-3)

Omdat de onderzochte persoon zelf de vast te leggen vervormingen niet mag voelen, moet met een aanzienlijk stijf grondvlak gewerkt worden. Voor het meten van de dan toch optredende kleine vervormingen, zijn verschillende meetmethoden denkbaar (Kapteyn 1969). Gedacht kan worden aan toepassing van transducers, die gebaseerd zijn op:

- 1) het inductief principe
- 2) het capacitief principe
- 3) het piëzo-elektrisch effect
- 4) rekstrookjes

Ad 1:

De eerste methode, die gebruik maakt van het inductief principe, is door een aantal onderzoekers toegepast. Deze methode heeft echter enkele bezwaren. Voor de lineairiteit van de transducer moet de bewegende ijzeren kern of anders de spoel, een speciaal aangepaste vorm hebben. Bovendien heeft de snelheid waarmee de verplaatsing van de kern ten opzichte van de spoel geschiedt, invloed op het verkregen signaal, zodat de eis van een lineaire verplaatsing speciale voorzieningen vraagt. Verder is deze methode gevoelig voor capacitaire storingen van buiten af.

Het voornaamste bezwaar wordt gevormd door het feit dat er beweeglijke delen in de transducer zitten.

Als voordeel brengt men wel naar voren dat op deze wijze een elektrisch signaal met grotere amplitude verkregen wordt, waardoor minder versterking nodig is.

Ad 2:

Tegen het meten van een verplaatsing door middel van een variërende capaciteit gelden in principe dezelfde bezwaren als tegen de reeds besproken inductiemeting. Bovendien is de mechanische realisatie moeilijker en is de kwetsbaarheid van een dergelijke transducer groter.

Ad 3:

Het gebruik van piëzo-elektrisch materiaal lijkt aantrekkelijk. Tot voor kort waren vrijwel al deze materialen echter gevoelig voor klimatologische factoren en bovendien tamelijk kwetsbaar. Met name het

laatste aspect maakt het bezwaarlijk om met dunne laagjes van het genoemde materiaal te werken; het gebruik van dikkere lagen betekent een geringere gevoeligheid. Door de ontwikkeling van rekstrookjes is de toepassing geringer geworden.

Ad 4:

Wanneer men rekstrookjes op het materiaal kit, veroorzaken kleine deformaties van dit materiaal lengteveranderingen van de rekstrookjes. De met de lengteverandering samenhangende weerstandsverandering levert het meetgegeven. De eerste rekstrookjes hadden een vrij ongunstige signaal-ruisverhouding, maar dit is zeer verbeterd en de versterking van het signaal is vereenvoudigd door de ontwikkeling van temperatuurs-onafhankelijke circuits.

4-3. DE IN ONS ONDERZOEK TOEGEPASTE MEETMETHODE.

Op grond van bovengenoemde overwegingen is gekozen voor het aanwenden van rekstrookjes, die aangebracht zijn op de steel van een paddestoelachtig registratieinstrument: de Stabilometer (figuur 4)*

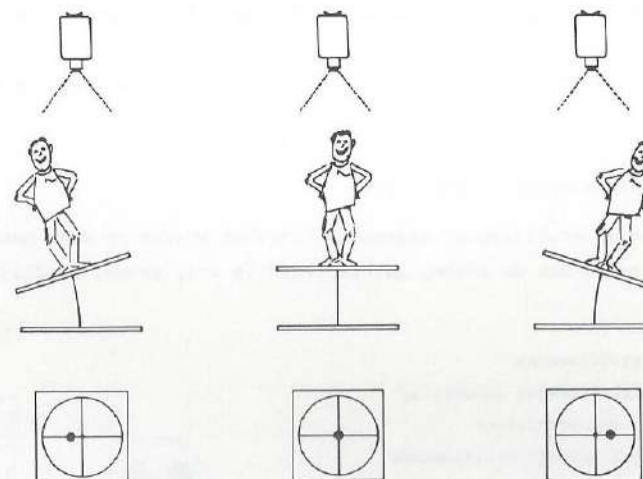


fig. 4 Het principe van de stabilometer.

* In deze publikatie wordt steeds gesproken over stabilometer. Min of meer synoniem zijn posturometer en statokinesimeter.

Het ronde bovenplateau van 50 cm doorsnede, waarop de te onderzoeken persoon staat, wordt in het centrum gesteund door een ijzeren staaf van 2 cm doorsnede. Deze diameter is nodig omdat vóór en achter, zowel als links en rechts, een rekstrookje op de omtrek moet worden aangebracht. Deze rekstrookjes worden twee aan twee gecombineerd in een halve brug van Wheatstone.

Op deze wijze bereikt men dat de voor-achterwaartse, zowel als de zijdelingse bewegingen van de op de stabilometer staande persoon worden vastgelegd, mits deze bewegingen een geringe buiging van de staaf veroorzaken. Deze buiging van de staaf dient zó gering te zijn dat ze niet door de proefpersoon is waar te nemen.

De meetmethode kan verfijnd worden door aan elk van de vier genoemde kanten van de staaf niet één, maar twee rekstrookjes boven elkaar te plakken, in tegengestelde vertikale oriëntatie. De twee rekstrookjes aan de ene kant zijn met de twee rekstrookjes aan de tegenovergestelde zijde, in een volledige brug van Wheatstone opgenomen. Op deze wijze kunnen zowel het hysteresis-effect als de temperatuursgevoeligheid en de invloed van spanningsfluctuaties door de voeding geëlimineerd worden, terwijl bovendien de gevoeligheid met een factor twee toeneemt. De lengte van de staaf komt zodoende op 15 cm.

De ijkprocedure van de stabilometer en verdere gegevens zijn vermeld in bijlage A.

4-4. ONZE EXPERIMENTELE OPSTELLING.

De door de stabilometer afgegeven signalen worden op drie manieren gebruikt, waarmee aan de eisen, geformuleerd in 4-1, zoveel mogelijk is voldaan.

1. stabilometer
2. rekstrookjes schakeling met versterker
3. X-Y storage oscilloscope
4. penschrijver
5. voorzijde beeldbuis van de oscilloscope.

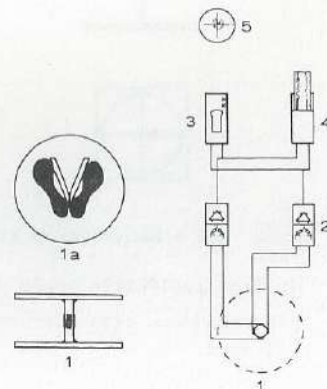


Fig. 5 De meetmethode met de stabilometer.

- 1) Dankzij de gevoeligheid van de rekstrookjes kan de stabilometer zo stijf zijn, dat de vervorming ervan voor ongetrainde personen niet is op te merken.
- 2) de zwaartepuntsbeweging wordt geregistreerd, met dien verstande dat ook de dynamische component zijn bijdrage daarin levert; hierop wordt nader teruggekomen in 4-6.
- 3) a) door een X-Y storage oscilloscope (fig. 5-3) wordt een beeld verkregen van de op de stabilometer uitgeoefende krachten en dus bij benadering van de verplaatsing van het zwaartepunt van de onderzochte persoon tijdens de dertig seconden durende meting:
Het STATOKINESIGRAM.
b) tevens legt een tweekanaals penschrijver (fig. 5-4), zowel voor de voor-achterwaartse als voor de links-rechts richting, het verloop vast van de beweging in de tijd: het STABILOGRAM. Uit het stabilogram is snel een indruk te verkrijgen omtrent de periodiciteit en de amplitude van de bewegingen.
c) door het statokinesigram te fotograferen (fig. 5-5) kan men een in de status op te bergen document verkrijgen, dat een snel te beoordelen globale informatie geeft omtrent de beweeglijkheid tijdens het staan. Ook het geschreven stabilogram kan in de status worden bewaard.
d) door een meerkanaals F.M. tape-recorder parallel te schakelen aan de penschrijver, blijft de informatie voor nadere analyse beschikbaar.

4-5. HET STATOKINESIGRAM.

Het statokinesigram is op eenvoudige wijze uit de signalen van de stabilometer te verkrijgen. Men kan zich afvragen of de informatiereductie die hierbij optreedt, niet te sterk is. De belangrijkste informatie die uit het statokinesigram wordt afgeleid, betreft het oppervlak, waarbij een solitaire grote excursie beoordelingsmoeilijkheden veroorzaakt. Uit de grootte van het oppervlak zou een maatstaf afgeleid moeten kunnen worden omtrent het al of niet stabiel staan. Dat dit aan bedenkingen onderhevig is, moge blijken uit het theoretische geval dat iemand een harmonische slingerbeweging uitvoert, met componenten in de X en Y richting van gelijke frequentie en amplitude. Het verschil in fase wordt dan bepalend voor de grootte van een oppervlak. Wanneer het faseverschil con-

stant nul graden blijft, is uit de registratie geen informatie te halen omtrent een eventuele gelijk opgaande variatie van amplituden der slingerbewegingen.

4-6. HET STABILOGRAM.

In het stabilogram worden de amplituden in voor-achterwaartse of in zijwaartse richting genoteerd als functie van de tijd. Met name wanneer men zoekt naar een relatie tussen bepaalde frequentiecomponenten in het bewegingspatroon en de mechanismen welke werkzaam zijn in het lichaam voor het handhaven van het evenwicht, is deze registratie onontbeerlijk. Hierbij dient men echter te bedenken dat het koppel, zoals een staande persoon dat op het grondvlak uitoefent, niet alleen gevormd wordt door de grootte van de massa van de persoon vermenigvuldigd met de uitwijking van het zwaartepunt vanuit de evenwichtspositie (passief koppel). Slechts in het theoretische geval kan het lichaam een slingerbeweging uitvoeren waarbij de fysische parameters constant blijven, zoals dat het geval is bij een ingeklemde staaf (passieve beweging). In werkelijkheid leidt een uitwijking van het lichaam vanuit de evenwichtsstand er veelal toe dat spieracties optreden, waardoor de stijfheid verandert. Elke spieractie, waarvan de krachten een resulterend koppelmoment hebben ten opzichte van de stabilometer, wordt eveneens door dit instrument geregistreerd (actief koppel). Dit actieve koppel kan als hoge frequentie in de registratie aanwezig zijn en is - vaak stilzwijgend - ten onrechte als beweging van het zwaartepunt aangemerkt; het zijn echter de reactiekrachten, opgewekt door de spieren, die bij het staan zijn betrokken.

De conclusie van deze beschouwing is dat de stabilometrische metingen, zo deze worden afgeleid uit vervormingen van het grondvlak, niet geheel voldoen aan de eis dat zij onvervormd de beweging van het zwaartepunt moeten weergeven (4-1).

De vraagstelling van het onderzoek eist dat onder ogen gezien wordt in hoeverre een aldus onjuiste informatie over de lichaamsbeweging toegepast kan worden om de bijdrage te bestuderen, die het vestibulaire orgaan levert aan het bewaren van het evenwicht.

4-7. HET METEN EN REGISTREREN VAN DE HOOFDBEWEGINGEN.

Het vestibulaire orgaan is gehuisvest in het rotsbeen, een vast onderdeel van de schedel. Het zijn de snelheidsveranderingen, die het vestibulaire

laire orgaan als enige specifieke prikkel accepteert en in reactie waarop dit orgaan een bijdrage levert aan het tot stand komen van een corrigerende spieractie. Deze snelheidsveranderingen kan men direct aan het hoofd meten, of ook berekenen uit de vastgelegde bewegingen van het hoofd. De laatstgenoemde methode is in dit onderzoek toegepast. Ten behoeve van de meetprocedure wordt een lampje op het hoofd van de persoon aangebracht. Vervolgens moet de proefpersoon recht onder de camera gaan staan, die nu de verplaatsing van het lampje in X-Y richting vastlegt op de beeldbuis van de monitor en op de video-recorder.

Het beoordelen van de aldus verkregen meetgegevens is sterk te vereenvoudigen met behulp van een op de afdeling ontwikkelde positie-indicator, waardoor het mogelijk is de X-Y component van de beweging van het lampje te registreren met de penschrijver en de tape-recorder, als zogenaamd "hoofdstabilogram". Een functiebeschrijving met blokschema van de positie-indicator is als bijlage B aan deze publikatie toegevoegd. Daarin wordt een uiteenzetting gegeven dat frequenties in het bewegingspatroon boven de 12 Hz op de beschreven wijze niet zijn vast te stellen.

4-8. RELATIE TUSSEN HOOFD- EN LICHAAMSTABILOGRAM.

Met de opstelling van figuur 6 kunnen tegelijkertijd de lichaamsbewegingen en de hoofdbewegingen gemeten worden.

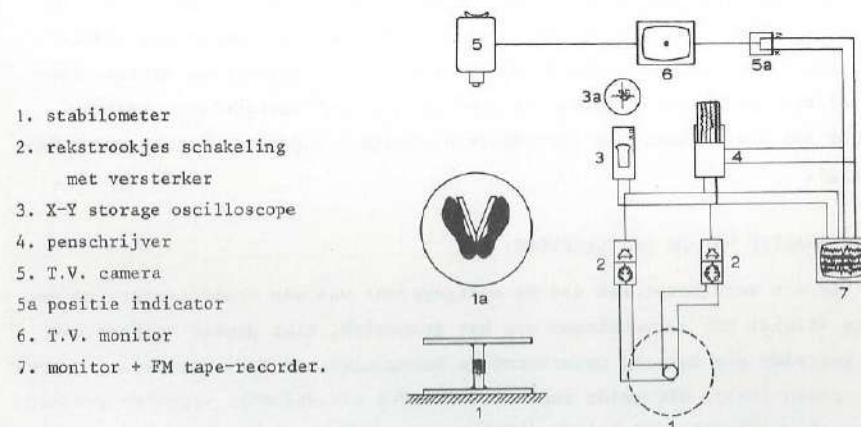


fig. 6 De meetopstelling voor het vastleggen van de hoofd- en lichaamsstabilogrammen.

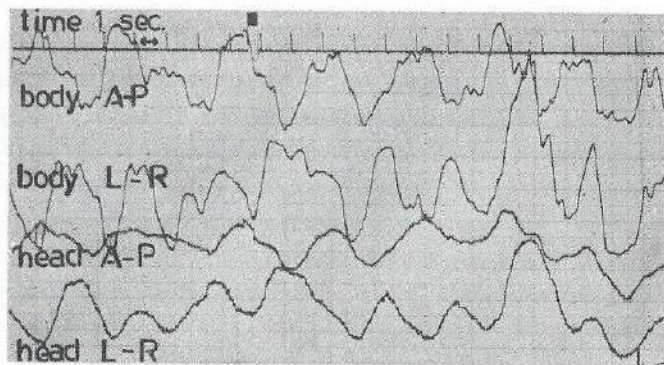


fig. 7 Hoofd- en lichaamsstabilogrammen.
(De amplituden van de hoofdstabilogrammen
in arbitraire eenheden)

Wanneer we het hoofd- en lichaamsstabilogram met elkaar vergelijken (figuur 7) valt op dat het globale verloop van de corresponderende curves gelijk is. Het aanwezige verschil wordt veroorzaakt doordat de beschreven actieve koppels een directe bijdrage leveren in het lichaamsstabilogram en slechts indirect de bewegingen van het hoofd beïnvloeden. Thomas en Whitney concluderen dat de hoogfrequente componenten, die men aan de voeten meet, in hogere regionen van het lichaam nauwelijks meer voorkomen, omdat ze geleidelijk geabsorbeerd worden. Het ontbreken van de hoge frequenties in figuur 7 vormt een bevestiging van deze conclusie, omdat het meetsysteem op zichzelf snel genoeg is om een eventueel aanwezige component tot 8 Hz waar te nemen. (Bijlage B). Het feit dat deze hogere frequenties (waarschijnlijk veroorzaakt door de op het grondvlak uitgeoefende actieve koppels) het hoofd niet bereiken is gunstig voor het vestibulaire systeem, omdat het deze - voor dit systeem irrelevante - gegevens niet te verwerken krijgt.

4-9. ANALYSE VAN DE MEETGEGEVENEN.

In 4-6 werd besproken dat de meetgegevens van een stabilometer, zo men deze afleidt uit vervormingen van het grondvlak, niet geheel voldoen aan de gestelde eis dat zij onvervormd de bewegingen van het zwaartepunt moeten weergeven (4-1). Dit geldt voor de methodiek als zodanig, afgezien van het type stabilometer, dat bij de diverse onderzoekers sterk verschilt. Deze verschillen in meetapparatuur kunnen invloed hebben op de mate waarin te kort geschoten wordt om aan de gestelde eis te voldoen. Ook bestaat de mogelijkheid dat het toegepaste transducerprincipe vervorming van de meet-

gegevens veroorzaakt, zoals besproken in 4-2.

Bij het behandelen van de analyse der meetgegevens zijn deze factoren verder buiten beschouwing gelaten. Als uitgangspunt wordt genomen een verkregen signaal, waaruit men de gewenste informatie moet destilleren. De toegepaste verwerkingsmethoden vallen in twee categorieën uiteen, die in combinatie zijn toe te passen:

- a) de analoge verwerkingsmethode.
- b) de digitale verwerkingsmethode.

4-9-1. DE ANALOGIE VERWERKINGSMETHODEN, ZOALS TOEGEPAST DOOR ANDERE AUTEURS.

Als voorbeeld van de analoge verwerkingsmethode zijn te noemen het schrijven van het statokinesigram en het stabilogram. Tijdens dit schrijfproces onderwerpt men het uitgangssignaal van het meetinstrument aan een bewerking, door middel waarvan op parallel geschakelde recorders verschillende aspecten van de informatie kunnen worden vastgelegd. Voorbeelden hiervan zijn te vinden in de publikaties van een aantal auteurs (Baron, Njiokiktjien, Soulaïrac, Sugano, Thiebaut e.a.)

Baron en andere gebruikers van eenzelfde type statokinesimeter, schrijven naast het statokinesigram, verkregen met d.c. versterkers, ook een soortgelijke registratie waarbij gebruik gemaakt wordt van een a.c. versterker. Het statokinesigram is het geschreven resultaat van de uitsluitend versterkte uitgangssignalen van het meetinstrument. Het oppervlak en het centrum van het statokinesigram worden dan vastgesteld. Bij de tweede registratie gebruikt men een versterker met een beperkte tijdsconstante, hetgeen tot gevolg heeft dat, wanneer een persoon gedurende langere tijd zijn gewicht op één been plaatst, de versterker deze voortdurende component in de toegevoerde elektrische spanning zal gaan compenseren. De tijdsduur waarin deze compensatie zich voltrekt, wordt bepaald door de tijdsconstante van de a.c. versterker. Het gevolg van dit principe is, dat wanneer deze persoon zijn houding wijzigt en symmetrisch gaat staan, de inmiddels gecompenseerde versterker dit opvat als een uitwijking in tegenovergestelde richting en dus iets anders registreert dan wat in werkelijkheid heeft plaatsgevonden.

Baron e.s. maken van deze registratiemethodiek gebruik om de snellere componenten uit het signaal selectief te bestuderen. De grens tussen de versterkte snellere en de gefilterde langzamere frequenties wordt bepaald door de gekozen tijdsconstante in de versterkers. Van de op deze wijze be-

werkte uitgangssignalen maken deze auteurs weer een X-Y registratie. Het X-Y vlak wordt bovendien door vier concentrische cirkels verdeeld in zones, die elk nog weer worden onderscheiden in de vier kwadranten. Wanneer de uitgangsspanningen van de statokinesimeter de aldus arbitrair ingestelde grenzen tussen de twaalf gebieden overschrijden, wordt dit op daartoe aangebrachte tellers vastgelegd. Een daarnaast aangesloten penschrijver registreert hoe langdurig het verblijf in één gebied is geweest en laat zien welke grens vervolgens is overschreden. Op deze wijze menen deze auteurs een indruk te kunnen krijgen omtrent zowel amplitude als frequentie van de snellere componenten in het signaal. Naar onze mening is deze vorm van signaalverwerking aan kritiek onderhevig.

Het zogenaamd integreren van de uitgangssignalen door middel van condensatoren, is op eenvoudige wijze uit te voeren. Op deze wijze kan men, na een registratieperiode, vaststellen wat de gesommeerde uitwijking geweest is in elk der vier hoofdrichtingen.

De analoge verwerkingsmethoden zijn met betrekkelijk eenvoudige apparatuur uit te voeren. Wat betreft de kwantificatie van de meetgegevens blijven de mogelijkheden echter beperkt tot een vrij globale klassificatie.

In onze studie bestaat de bewerking van de meetgegevens uit een klassificatie van statokinesigrammen en stabilogrammen en een digitale analyse van de daartoe beschikbare opnames op de tape-recorder.

4-9-2. DE IN DEZE STUDIE TOEGEPASTE DIGITALE VERWERKINGSMETHODE.

Bij de digitale verwerkingsmethode worden van het analoge uitgangssignaal van de stabilometer een aantal malen per seconde samples (steekproeven) genomen. Met het nemen van een sample wordt de amplitude van het signaal op dat moment in digitale vorm vastgelegd en dit gegeven is dan voor verdere bewerking beschikbaar.

De verschillende bewerkingen in het toegepaste analyseprogramma zijn gericht op:

- 1) het kwantificeren van de beweeglijkheid.
- 2) het detecteren van de extreme waarden in het bewegingspatroon.
- 3) het berekenen van de auto-correlatiefunctie van het signaal.

4-10-1. HET BEPALEN VAN DE BEWEEGLIJKHEID.

Voor elk van beide uitgangssignalen van de stabilometer zijn de samples, - ingedeeld naar polariteit - gesommeerd. Op grond van een eventueel verschil van beide sommen is voor elk der signalen een correctiewaarde uitgerekend, waarmee vervolgens alle samples zijn gecorrigeerd. Op deze wijze is het effect van een niet geheel in het centrum van de stabilometer staan geëlimineerd en de zogenaamde gemiddelde positie berekend. Deze positie wordt gebruikt als een uitgangspositie gedurende de registratie. De gebruikte correctiefactor wordt vastgelegd. Een verandering van de correctiefactor kan - mits de positie van de voeten ongewijzigd is gebleven - informatie geven omtrent een verandering van de aangenomen gemiddelde positie. Dit gegeven is interessant bij onderzoek van de invloed van de visuele informatie op de lichaamshouding.

Als gemiddelde uitwijking in één richting van de uitgangspositie is genomen de som van de absolute waarden van alle steekproeven van het signaal, gedeeld door het aantal genomen steekproeven. Deze gemiddelde uitwijking is berekend voor zowel zijwaartse, als voor-achterwaartse richting. Het produkt van de beide gemiddelde uitwijkingen is aangemerkt als het gemiddeld oppervlak van het stabilogram. Dit gemiddeld oppervlak hoeft niet noodzakelijk dezelfde waarde te hebben als het gemeten oppervlak van het geschreven statokinesigram, omdat dit laatste niet zonder meer als objectieve norm voor de stabiliteit genomen mag worden, zoals al is besproken in 4-7. Het gemiddeld oppervlak, zoals boven gedefinieerd, is echter ook een dubieze grootte, zoals uit het volgende voorbeeld moge blijken: Stel het theoretische geval dat een persoon een sinusvormig stabilogram produceert in zijwaartse richting met een maximale amplitude van A Volt. Aangenomen dat de halve sinus een geheel aantal malen in de registratietijd past, zal de gemiddelde uitwijking bedragen

$$\bar{A} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |a_n|$$

Waarin A = de gemiddelde uitwijking
 a_n = waarden van het n^e sample
 N = aantal te nemen samples

Wanneer de samplefrequentie voldoende hoog genomen wordt, zal $\bar{A}$ de waarde aannemen van de effectieve amplitude van de gelijkgerichte sinus,

zodat geldt

$$\bar{A} = \frac{1}{2} A \sqrt{2}$$

Waarin A de amplitude is van de sinus.

Wanneer een andere proefpersoon volledig stilstaat gedurende de eerste helft van de registratietijd en zo voortdurend een signaal van + A Volt ten opzichte van het midden veroorzaakt voor de zijwaartse bewegingen en vervolgens snel op het andere been gaat staan en een constante uitwijking van - A Volt veroorzaakt, is voor hem de gemiddelde uitwijking $\bar{A} = A$. De gemiddelde uitwijking van de slingerende persoon is dus duidelijk kleiner; de eventuele conclusie dat deze persoon ook stabiel staat is echter aan bedenkingen onderhevig.

Njiokiktjien heeft als maat voor het oppervlak geïntroduceerd de som van alle driehoekjes, die worden bepaald door de ligging in het X-Y vlak van de bovengenoemde gemiddelde positie, alsmede door de ligging van het voorlaatste en het laatste sample. Hij komt zo tot de oppervlaktemaat

$$T_A = \frac{1}{T} \sum_{i=1}^n (X_{i+1} \cdot Y_i - X_i \cdot Y_{i+1})$$

Waarin: T = registratieduur

X_i = de x coördinaat van het i^e sample ten opzichte van de oorsprong

Y_i = de Y coördinaat van het i^e sample ten opzichte van de oorsprong

Als oorsprong van het coördinatie stelsel is de gemiddelde positie van de persoon tijdens het onderzoek genomen.

Tegen deze methode van kwantificatie van stabiliteit kan bezwaar ingebracht worden:

Neem het theoretische geval dat iemand met dezelfde frequentie en amplitude slingert in de X en de Y richting. Als het faseverschil tussen de slingerbewegingen nul graden is, zal het oppervlak T_A 0 zijn; wanneer er echter een faseverschil van 90° is, zal het bewegingspatroon een grote waarde van T_A opleveren. Het is niet goed in te zien dat een dergelijk verschil in fase zoveel invloed zou kunnen hebben op de stabiliteit.

Ook Agajan (1967) heeft getracht een maat te vinden voor het stabiel staan. Hij neemt samples van zijn signaal met een frequentie van 4 Hz en bepaalt op grond daarvan drie grootheden, die tezamen zijn stabiliteits-index bepalen.

1e De afstand a_i wordt vastgelegd van het afbeeldingspunt van het sample in het X-Y vlak, tot de oorsprong van het assenstelsel, dat weer in de gemiddelde positie van de registratie is gelegd.

$$a_i = \sqrt{(X_i - X_0)^2 + (Y_i - Y_0)^2}$$

Het X-Y vlak wordt verdeeld door een aantal concentrische cirkels en vervolgens wordt geteld hoeveel vectorpunten in elke ring zijn gelegen. De eerste karakteristieke grootheid is nu $Q(A) = \frac{M}{r_m}$

waarin:

M het maximum is van de reeks sommen van afbeeldingspunten binnen de ringen.

r_m de afstand is van de oorsprong tot de hartlijn van de ring, waarin dit maximum is opgetreden.

2e De tweede karakteristieke grootheid A wordt verkregen door sommatie van alle a_i 's. $A = \sum a_i$

3e Tenslotte wordt het X-Y vlak vanuit de oorsprong verdeeld in twaalf gelijke sectoren. Voor elke sector wordt het aantal daarbinnen vallende afbeeldingspunten bepaald.

De derde karakteristieke grootheid is $Q(a) = \frac{C_{\max}}{C_{\min}}$

waarin:

$C_{\max}$ het maximum is van de reeks sommen van afbeeldingspunten binnen de diverse zones,

$C_{\min}$ het minimum is van bovengenoemde reeks.

De auteur gaat ervan uit dat bij een optimale stabiliteit:

- 1) de som A klein is.
- 2) de bewegingen met kleine excursies het meest voorkomen, zodat $Q(A)$ groot is.
- 3) de afbeeldingsverdeling cirkel-symmetrisch is, zodat $Q(a)$ weinig groter dan 1 is.

Op grond hiervan voert hij de stabiliteitsindex in

$$I = \frac{k \cdot Q(A)}{Q(a) \cdot A}$$

waarin k de maatstafcoëfficiënt is.

Men kan als bezwaar aanvoeren dat, wanneer iemand een slingerbeweging uitvoert welke te beschrijven is met twee sinusvormige bewegingen van gelijke frequentie langs de X en de Y as, deze stabiliteitsindex gevoelig is voor de faserelatie tussen de beide componenten.

Een betere maat voor de stabiliteit lijkt men te kunnen vinden in de zogenaamde lijnintegraal L , waaronder wij verstaan de lengte van de weg die het lichtende punt van de oscilloscope heeft afgelegd bij het op het beeldscherm schrijven van het statokinesigram. Met behulp van de sampletechniek kan men deze benaderen:

$$L = \sum_{n=1}^N \sqrt{(X_n - X_{n-1})^2 + (Y_n - Y_{n-1})^2}$$

waarbij X_n = de waarde van de n^e steekproef van het links-rechts signaal

Y_n = de waarde van de n^e steekproef van het voor-achter signaal

Terugkomende op het theoretische voorbeeld, gegeven in het begin van deze paragraaf, kan men stellen dat de lijnintegraal voor de persoon die het gewicht van het ene been overbrengt op het andere, ongeveer de waarde van $2A$ zal hebben, hetgeen ongeveer gelijk is aan de weg die de zijwaartse slingerende persoon in een halve slingerperiode aflegt.

Daarnaast is de lijnintegraal nagenoeg ongevoelig voor faseverschuivingen, in tegenstelling tot de besproken stabiliteitsindex van Agajan.

Voor de berekeningen van de lijnintegraal moeten de samples van de voor-achterwaartse en de zijwaartse beweging tegelijkertijd in het computergeheugen aanwezig zijn, dit in tegenstelling tot het bepalen van het zogenaamd gemiddeld oppervlak. Uit de publikatie van Sugano (1970) blijkt dat ook hij werkt met een door hem als geïntegreerde snelheidsvector aangeduide lijnintegraal.

In hoofdstuk VI zullen bedenkingen tegen de lijnintegraal naar voren komen, zodat men ook deze maat voor beweeglijkheid niet zonder meer mag aanmerken als zijnde ideaal.

4-10-2. HET DETECTEREN VAN EXTREME WAARDEN IN HET BEWEGINGSPATROON.

Het tweede onderdeel van het analyseprogramma is gericht op de detectie van extreme waarden in het stabilogram, met het doel na te gaan of de tijdsintervallen tussen het optreden van twee opeenvolgende pieken veelvuldig dezelfde waarden hebben. Wanneer men een staande persoon zou mogen opvatten als een ingeklemde staaf met constante massa, lengte en stijfheid, zou men een vast tijdsinterval tussen de maximale uitwijkingen kunnen verwachten. Uit het voorgaande is echter te concluderen dat de stijfheid van een staande persoon niet als vaste grootheid mag worden opgevat. Door nu een histogram te maken van de tijdsintervallen tussen twee opeenvolgende extreme waarden in de voor-achterwaartse, zowel als in de zijwaartse richting, is getracht een indruk te krijgen van voorkomende periodiciteiten in het signaal.

Omdat deze piekdetectiemethode gevoelig kan zijn voor ruis van geringe amplitude, is een factor E_0 ingevoerd, zodanig dat een sample eerst dan als piek wordt aangemerkt, wanneer het meer dan een waarde E_0 verschilt met het opvolgende sample.

De gekozen methode van piekdetectie is echter frequentieafhankelijk, omdat een frequentie met een trillingstijd gelijk aan ongeveer de helft van de samplefrequentie, reeds met kleine amplitude aan de ingebouwde drempelvoorwaarde E_0 kan voldoen, terwijl voor de opvolgende samples van veel langzamer periodiciteiten, die overigens wel dezelfde amplitude hebben, de voorwaarde E_0 een veel zwaardere eis vormt. Om deze reden is een tweede detectie uitgevoerd met een samplefrequentie die een factor drie lager ligt, waarbij de drempelvoorwaarde E_1 onafhankelijk te kiezen is.

Deze methode van piekdetectie is gekozen omdat het zeer wel mogelijk werd geacht dat bepaalde periodiciteiten, welke in het stabilogram aanwezig zijn, een tijdlang door spieracties worden onderdrukt, om zich vervolgens weer te manifesteren met een faseverandering ten opzichte van hun eerder geregistreerde bijdrage.

4-10-3. HET BEREKENEN VAN DE AUTO-CORRELATIEFUNKTIE VAN HET SIGNAAL.

Door middel van het berekenen van de auto-correlatiefunctie kan men een verborgen periodiciteit in een signaal manifest maken. De auto-correlatie-

funktie wordt verkregen door de nieuwe samples van een signaal te vermenigvuldigen met een aantal voorafgaande samples van hetzelfde signaal en de uitkomsten van deze vermenigvuldigingen systematisch op te tellen. De eerste term van de auto-correlatiefunctie is in feite de som van de kwadraten van alle getrokken samples en is daarmee de grootste term die in de reeks voorkomt. Slechts in het geval van een zuivere sinus kan de som van de producten van elk nieuw sample met dat sample, dat precies één periode eerder is getrokken, een term in de reeks opleveren die bij benadering even groot is als de eerste term.

Men kan stellen dat een periodiciteit in de auto-correlatiefunctie wijst op een component met die periodiciteit in het gesampelde signaal. Wanneer in het oorspronkelijke signaal een sinusvormige component aanwezig is, die van tijd tot tijd een negatieve faseverschuiving ondergaat, vertoont de auto-correlatiefunctie een - als het ware - uitgesmeerde piek die een periodiciteit in het oorspronkelijke signaal doet vermoeden, welke enigszins lager is dan de nominale frequentie van de vervormde sinus. Een systematisch positief faseverschuiven van een sinus geeft in de auto-correlatiefunctie indicatie voor een component met hogere frequentie dan die van de vervormde sinus. Tijdens het staan zal waarschijnlijk geen systematische faseverschuiving optreden.

Door middel van een fouriertransformatie kan men uit de auto-correlatiefunctie van een signaal de energieverdeling over het frequentiespectrum berekenen (Scott 1972). Het geheugen van de PDP-8 computer, waarop de gegevens bewerkt zijn, was echter niet groot genoeg om deze bewerkingen tegelijkertijd uit te voeren. Daarom zijn de auto-correlatiefuncties, zowel van de snelle als de langzame samplefrequentie, op het beeldscherm van de oscilloscope zichtbaar gemaakt, teneinde een visuele beoordeling mogelijk te maken. Daarnaast zijn door middel van de onder 4-10-2 beschreven piekdetectiemethode de coördinaten vastgelegd van de extreme waarden van de auto-correlatiefuncties, waardoor een meer objectieve klassificatiemogelijkheid open bleef.

Hoofdstuk V

ONDERZOEK NAAR DE INVLOED VAN ELK DER SAMENWERKENDE SYSTEMEN OP DE STABILITEIT.

5-1. INLEIDING.

In hoofdstuk II werd besproken dat verschillende systemen samenwerken bij het bewaren van het evenwicht tijdens het staan. Voor het verkrijgen van een indruk omtrent de bijdrage van elk der systemen is naar situaties gezocht, waarin het proprioceptieve-, het visuele- en het vestibulaire systeem afzonderlijk dan wel tezamen, gestimuleerd kunnen worden. Een unieke gelegenheid werd gevonden in een speeltuin, waar een scheepshut aanwezig was, die in zijn geheel, inclusief de daarin aanwezige betimmering, ongeveer 20° is gekanteld om de lengteas (figuur 8). Deze kamer is genoemd naar het in 1953 bekend geworden schip van kapitein Carlson, de Flying Enterprise, dat - na een tijdlang met aanzienlijke slagzij te hebben rondgedreven - uiteindelijk toch nog kapseisde en zonk.

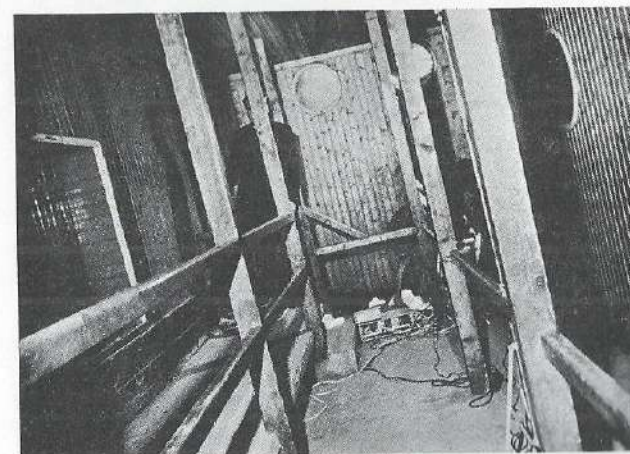


fig. 8 De "Flying Enterprise" kamer.

Het verschijnsel, dat een onvoorbereide bezoeker bij het betreden van deze kamer een gevoel van desoriëntatie ondergaat en de neiging heeft opzij te vallen, is door de Wit (1972) het "Flying Enterprise symptoom" genoemd. De vraag is nu in hoeverre dit symptoom opgewekt kan worden, wanneer men niet gelijktijdig elk der drie samenwerkende systemen prikkelt. In bovengenoemde kamer kan dit onderzocht worden, omdat in één hoek een horizontaal plateau is aangebracht.

Door middel van de stabilometer zijn metingen gedaan tijdens het staan in verschillende situaties. Het blijkt dat het bewaren van het evenwicht in deze kamer veel moeilijker is tijdens het lopen, dan tijdens het staan met geopende ogen. Mogelijk is de beweging van het hoofd gedurende het lopen en daarmee de stimulatie van het vestibulaire systeem, hiervan mede de oorzaak. Met het oog hierop is in het onderzoek ook een onderdeel opgenomen, waarbij de proefpersoon gevraagd wordt het hoofd te schudden, omdat dit een vorm van stimulatie van het evenwichtssysteem kan zijn, vooral als de twee labirinth in gevoeligheid verschillen. Op grond van nog te bespreken proeven is het waarschijnlijk dat tijdens het hoofdschudden de informatiestroom van het vestibulaire systeem aan het coördinatiecentrum onderdrukt wordt, terwijl juist na het hoofdschudden (de eventuele onjuiste) informatie weer doorbreekt (7-5-3).

De situaties waarin de stabiliteit werd gemeten, zijn als volgt te omschrijven:

- 1a) de proefpersoon staat op een horizontaal plateau met gesloten ogen zonder het hoofd te schudden.
- 1b) de proefpersoon staat op het horizontaal plateau met gesloten ogen, hij schudt gedurende tien seconden het hoofd en houdt daarna de ogen gesloten.
- 1c) de proefpersoon staat op het horizontaal plateau met gesloten ogen en schudt gedurende tien seconden het hoofd; direct na dit hoofdschudden opent de proefpersoon de ogen.
- 2a) de onderzoekssituatie is gelijk aan 1a), maar de stabilometer is nu geplaatst op de hellende vloer.
- 2b) de onderzoekssituatie is gelijk aan 1b), maar de stabilometer is geplaatst op de hellende vloer.
- 2c) de onderzoekssituatie is gelijk aan 1c), maar de stabilometer is geplaatst op de hellende vloer.

Uit deze onderzoeken komt naar voren dat bij het staan op het horizontale vloergedeelte noch het al of niet open houden van de ogen, noch het

hoofdschudden enige valneiging oproept. Wanneer men op het hellende vloergedeelte staat, heeft het openen van de ogen een toename van de beweeglijkheid ten gevolge. Het hoofdschudden tijdens test 2b), veroorzaakt wel een extra toename van de beweeglijkheid van het lichaam, maar het bewaren van de stabiliteit wordt niet in gevaar gebracht. Wanneer men echter bij test 2c) direct na het hoofdschudden de ogen opent, blijken drie van de vier proefpersonen niet of nauwelijks in staat op de been te blijven. De vierde proefpersoon kan de valneiging zodanig compenseren, dat een verplaatsing van de voeten niet nodig is. Na enig oefenen blijken de andere proefpersonen dit vermogen ook te kunnen ontwikkelen.

Een vijfde proefpersoon heeft ongeveer twee jaar voor dit onderzoek een vrij ernstige hersenschudding doorgemaakt. Hij wordt na een kort verblijf in de gekantelde kamer onwel, krijgt duizeligheidsklachten, vertoont verschijnselen van zeeziekte en moet zich naar buiten spoeden.

Kitahara en Uno (1967) beschrijven de somatische klachten van zesenzestig bewoners van huizen, die ten gevolge van een aardverschuiving 2° tot 7° zijn scheef gezakt. Deze klachten blijken ernstiger naarmate de huizen schever staan. Dezelfde verschijnselen treden op bij mensen die een scheef gezakt grachtenhuis betreden..

De auteurs hebben in aansluiting aan dit onderzoek proeven genomen met een kantelbare stabilometer. Wanneer men alleen het grondvlak scheef zet, gaan de proefpersonen zodanig staan dat het lichaam vertikaal blijft. Kantelt men de cabine waarin het plateau staat mee, dan vertoont de proefpersoon de neiging zijn lichaam te richten naar de schijnbare vertikaal. De auteurs wijzen in verband hiermee naar het verschijnsel dat passagiers op een schip in hun cabine eerder last zouden hebben van zeeziekte dan aan dek, omdat in dit laatste geval de horizon informatie geeft omtrent de werkelijke vertikaal.

Conclusie.

Als resultaat van deze proefnemingen komen de volgende gedachten naar voren:

- 1) Het proprioceptieve systeem is onder normale ometandigheden in staat de stabiliteit te handhaven, zelfs wanneer het visuele systeem geen corresponderende informatie geeft en de informatie van het vestibulaire systeem gereduceerd is.

- 2) Wanneer het proprioceptieve systeem nog niet is aangepast aan het staan op het hellende vlak, kunnen de strijdige informatie van het visuele systeem of de reductie van de informatie van het vestibulaire systeem alleen, het handhaven van de stabiliteit niet verstoren. Wanneer echter deze beide factoren gecombineerd voorkomen, treedt een valneiging op.
- 3) Het gedrag van de vijfde persoon wekt de indruk dat een doorgemaakte commotie de centrale informatieverwerking nadelig kan beïnvloeden. In hoofdstuk VII wordt aan duizeligheidsklachten na een doorgemaakte commotie nader aandacht besteed.

Naast dit onderzoek, waarbij het mogelijk was de verschillende systemen afzonderlijk, alsook tegelijkertijd te stimuleren, zijn een aantal onderzoeken gedaan, waarbij steeds één van de samenwerkende systemen werd beïnvloed.

5-2. BEÏNVOEDING VAN HET PROPRIOCEPTIEVE SYSTEEM.

Teneinde het proprioceptieve systeem selectief te beïnvloeden, zijn twee proeven genomen:

- a) registratie met een scheef opgestelde stabilometer.
- b) registratie met gebruikmaking van een dik stuk schuimrubber.

5-2-1. METING DOOR MIDDEL VAN EEN SCHEEF OPGESTELDE STABILOMETER.

Bjerver (1968) schrijft dat personen met het Wallenbergssyndroom - andere andere lijdend aan een dysfunctie van het vestibulaire systeem - minder stabiel staan op een hellend vlak dan gezonde personen. Op grond van proeven in onze kliniek is de indruk ontstaan dat vergelijking van registraties van dezelfde patient, gemaakt op een rechtstaande en op een scheef gezette stabilometer, geen waardevolle gegevens oplevert. De oorzaak is waarschijnlijk niet zozeer gelegen in het feit dat de patient het scheef zetten van de stabilometer ziet gebeuren en dus voorbereid is op hetgeen hem te wachten staat, maar veel meer in het feit dat hij noodzakelijkerwijs af moet stappen van de stabilometer, hetgeen onvermijdelijk een gewijzigde stand van de voeten tot gevolg heeft in de volgende registraties. Bovendien is de helling van de stabilometer niet steeds reproduceerbaar. Eén en ander heeft ertoe geleid dat op ons verzoek een door een motor bewogen kantelbare stabilometer is gemaakt. Dit apparaat wordt nu op de af-

deling beproefd.

5-2-2. METING MET TOEPASSING VAN SCHUIMRUBBER.

Men kan het proprioceptieve systeem op een andere wijze ondermijnen, namelijk met behulp van een dik stuk schuimrubber. Op deze wijze heeft het lichaam geen vaste ondergrond, zodat niet voldaan is aan de voorwaarde voor een goed functioneren van het proprioceptieve systeem (2-1). Het gebruikte schuimrubber heeft een zodanige kwaliteit dat, wanneer men er met één voet op staat, de ondergrond nog veerkrachtig blijft.

Bij het staan op dit stuk schuimrubber wordt de stabiliteit ernstig bemoeilijkt, omdat de spieracties die de lichaamshouding moeten corrigeren, niet meer effectief zijn. Zo zal bij voorbeeld het naar binnen draaien van de voet in het enkelgewricht niet meer een directe reactiekracht oproepen, maar resulteren in het wegduwen van de verende ondergrond. Ten gevolge van de vermindering van het gewicht op de binnenkant van de voet veroorzaakt de veerkracht van het schuimrubber hier een opwaartse verplaatsing. Op deze wijze kan een correctiebeweging in eerste instantie een averechts effect hebben.

Door de veerkracht van de ondergrond heeft het hele lichaam de neiging periodiek op en neer te bewegen met een gedempte slingerbeweging, welke een prikkeling van het labirynth kan impliceren. Daarom is het de vraag of het schuimrubber, behalve het proprioceptieve systeem, ook niet het vestibulaire systeem beïnvloedt. Het blijkt dat gezonde proefpersonen, staande op het schuimrubber, goed hun evenwicht kunnen bewaren, zowel met geopende ogen als met gesloten ogen, alhoewel de beweeglijkheid in het laatste geval aanzienlijk groter is. Enkele duizelige patienten zijn echter niet in staat met gesloten ogen op het schuimrubber te blijven staan. Voor gezonde personen komt het bewaren van de stabiliteit eerst dan in gevaar, als na hoofdschudden de ogen gesloten worden gehouden.

Conclusie.

Uit deze proef blijkt dat de informatie van het visuele systeem bij het staan op schuimrubber van grote betekenis is, met name als het vestibulaire systeem informatie geeft die niet geheel correspondeert met de informatie van de andere systemen die meewerken aan het bewaren van het evenwicht.

5-3. STIMULATIE VAN HET VISUELE SYSTEEM.

Omtrent de beïnvloeding van de stabiliteit ten gevolge van de verandering van de informatie die het visuele systeem aangeboden krijgt, is veel gepubliceerd. Enkele factoren zijn reeds in hoofdstuk II en III genoemd.

In verband met de onderzoeken in de kliniek is het van belang uit te zoeken of een beweging in het gezichtsveld een daaraan gerelateerde lichaamsbeweging van de proefpersoon kan veroorzaken. Dat op deze wijze een bewegingssensatie is op te roepen, is aan de meeste treinreizigers bekend. Wanneer men op een groot station in een trein is gezeten, kan het voorkomen dat men op een gegeven ogenblik niet zeker weet of de eigen trein, dan wel degene die ernaast staat, is gaan rijden. Bij het auto rijden in de stad kunnen dergelijke onzekerheden leiden tot een panisch intrappen van de rem, terwijl in feite niet de eigen, maar de genabuurde auto in beweging is gekomen.

Op grond van deze verschijnselen is het niet voor de hand liggend dat het vestibulaire systeem de primus inter pares is van de systemen, die de evenwichtsregulatie besturen.

5-3-1. ONDERZOEK MET DE OPTOKINETISCHE TROMMEL.

Bij dit optokinetisch onderzoek plaatst men de proefpersoon op de stabilometer in het centrum van een cilindervormige kamer, welke een volledig gladde wand heeft, waarop geen fixatiepunten aanwezig zijn. Met behulp van een soort vuurtorentje kunnen lichte en donkere verticale strepen met variabele rotatiesnelheid over de wand geschoven worden. Deze zwart/witte strepen vullen het gehele gezichtsveld ⁺

De meetgegevens van tien proefpersonen zijn niet eenduidig. Een aantal van deze personen vertoont in eerste instantie, bij lage draaisnelheden (60° per seconde), de tendens het lichaam lateraal tegen de draairichting van de strepen in te plaatsen. Andere proefpersonen vertonen, met name bij hogere rotatiesnelheden, de tegenovergestelde tendens. Bij weer andere proefpersonen treedt een duidelijke instabiliteit op, als de draairichting van de lichtstrepen bij een snelheid van 180° per seconde plotseling wordt omgekeerd.

⁺ Het gebruikte toestel werd ontwikkeld op de afdeling van Prof. Velzeboer en door haar vriendelijke medewerking konden wij er gebruik van maken.

Bij alle proefpersonen blijkt een dergelijk effect, zo dit in eerste instantie al aanwezig was, na een gewenningsperiode van enkele minuten niet of nauwelijks meer aantoonbaar te zijn. De computeranalyses van de stabilogrammen leveren geen bruikbare informatie op. Zelfs wanneer de personen door alcohol minder stabiel staan, zijn de meetresultaten niet eenduidig.

Conclusie.

Ook in combinatie met alcoholgebruik blijkt de optokinetische prikkel geen evidente invloed te hebben op de stabiliteit. Op grond van een visuele beoordeling lijkt de tendens te bestaan dat de proefpersonen tegen de draairichting in gaan hellen in zijwaartse richting. De computeranalyse geeft echter geen grond aan deze beoordeling.

5-3-2. DE ZWAAISTAAF.

De Wit heeft een andere vorm van stimulatie van het visuele systeem gerealiseerd. Hij maakt gebruik van een lichtstaaf van 2,4 meter lengte, die zodanig is geconstrueerd dat deze 2 meter vóór de proefpersoon, vanuit een steunpunt op de grond, heen en weer zwaait in zijwaartse richting over een hoek van 10° met een frequentie van ca. 0,02 Hz (figuur 9).

De vraagstelling is of een persoon in een donkere kamer de verlichte staaf als vertikaal gaat accepteren en de langzame zwaaibeweging van de staaf met het lichaam gaat volgen (de zogenaamde "optische zwaai" gaat uitvoeren). De resultaten van deze proeven zijn veelbelovend (de Wit 1972).

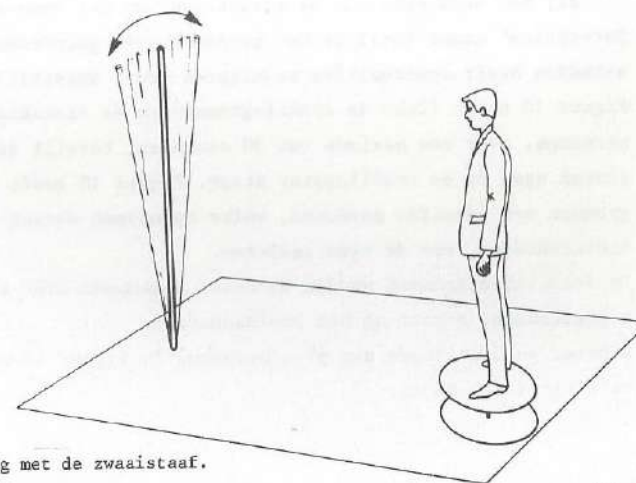


fig. 9 De meetopstelling met de zwaaiastaaf.

Conclusie.

In het artikel van de Wit komt naar voren:

1. Niet alle proefpersonen voeren een optische zwaai uit wanneer zij frontaal voor de zwaaiastaaf staan.
2. Wanneer zodanige voorzieningen worden getroffen dat de proefpersoon de zwaaiastaaf alleen kan waarnemen door middel van het perifere zien, wordt de optische zwaai versterkt.
3. Wanneer men de ene voet tijdens de proef vóór de andere zet, wordt de zijdelingse stabiliteit geringer en neemt de amplitude van de optische zwaai toe.
4. Een geringe dosis diazepam (Valium^R) lijkt de optische zwaai te vergroten.

5-4. STIMULATIE VAN HET VESTIBULAIRE SYSTEEM.

Een aantal auteurs hebben beschreven dat tijdens het staan zowel het otolithensysteem als ook het halfcirkelvormig kanalsysteem een bijdrage leveren aan het bewaren van het evenwicht. In verband hiermee zijn oriënterende proeven gedaan ter verkrijging van informatie omtrent de bijdrage van ieder der systemen afzonderlijk, zowel als van het vestibulaire systeem in zijn geheel.

5-4-1. PROEVEN GERICHT OP HET STELSEL DER HALFCIRKELVORMIGE KANALEN.

5-4-1-1. HET HOOFDSCHUDDEN.

Bij het bespreken van de resultaten van het onderzoek van de "Flying Enterprise" kamer (5-1) is het hoofdschudden geïntroduceerd. Het hoofdschudden heeft opmerkelijke resultaten onder verschillende omstandigheden. Figuur 10 geeft links de stabilogrammen en de statokinesigrammen van vier personen, over een periode van 30 seconden, terwijl zij ontspannen met gesloten ogen op de stabilometer staan. Figuur 10 geeft rechts de stabilogrammen van dezelfde personen, welke opgenomen werden tijdens en na het hoofdschudden, met de ogen gesloten.

De statokinesigrammen werden eveneens opgenomen over een periode van dertig seconden, direct na het hoofdschudden.

Wanneer de bewegingen der proefpersonen in figuur 10 worden vergeleken valt het volgende op:

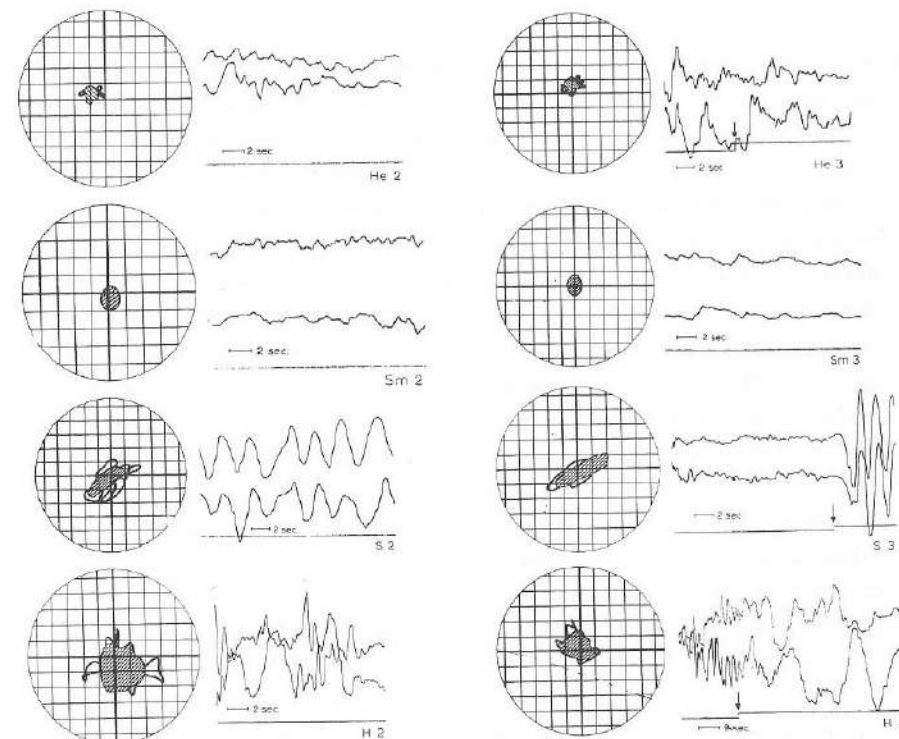


fig. 10 Stabilogrammen en statokinesigrammen van vier personen, zoals in de tekst beschreven (1 schaaldeel = $15 \text{ kg.m}^2/\text{sec}^2$)

-2- tijdens het ontspannen staan met gesloten ogen

-3- bij staan met gesloten ogen tijdens en na een periode van hoofdschudden. Het pijltje markeert het einde van het hoofdschudden.

- A) De gezonde heer He. beweegt tijdens het hoofdschudden zijn lichaam vrij sterk (He 3), daarna neemt de beweeglijkheid geleidelijk af tot het niveau in He 2, met dien verstande dat de hoogfrequente component enigszins nadrukkelijker blijft bestaan.⁺
- B) Bij Mej. Sm. is na een streptomycinebehandeling (ongeveer 20 jaar geleden) geen activiteit van het vestibulaire orgaan meer aantoonbaar. Het stabilogram vertoont weinig veranderingen ten gevolge van het hoofdschudden. In de bewegingen komt de laagfrequente component, gelegen tussen 0,2 en 0,6 Hz, minder sterk voor dan bij de gezonde proefpersoon, terwijl met name in figuur (Sm 2) de hoge frequenties geprononceerd zichtbaar zijn.

⁺ De begrippen hoog- en laag frequente component worden hier en in het vervolg gebruikt conform de in 3-6 gegeven definities.

C) Mevr. Sch. lijdt aan psychosomatisch geduide duizeligheidsklachten met een Ménière-achtig beeld. De metingen zijn verricht terwijl zij onder invloed was van een vrij sterke dosis diazepam. Op de werking van dit middel wordt in dit hoofdstuk onder 5-5-2 nader ingegaan.

Tijdens het ontspannen staan met gesloten ogen vertoont zij een sinus-vormig bewegingspatroon, dat sterk doet denken aan dat van de personen, zoals beschreven in het artikel van Kühnke in zijn klasse A (zie 2-4). Gedurende het hoofdschudden vertoont het stabilogram een beeld dat lijkt op dat van Mej. Sm.-3, bij wie het vestibulaire orgaan niet meer funktioneert. Aansluitend aan het hoofdschudden gaat het bewegingspatroon spoedig weer het beeld vertonen als in S-2, zij het aanvankelijk met een wat hogere frequentie, welke echter geleidelijk daalt tot de regelmaat van S-2.

D) De heer H. lijdt aan het syndroom van Ménière, waarvan de oorzaak is gelegen in het vestibulaire orgaan. Tijdens het ontspannen staan is het stabilogram grillig en vertoont het grote amplituden (H-2).

Het bewegingspatroon zou beschouwd kunnen worden als een superpositie van een component met lage frequentie en grote amplitude, alsmede een component met kleine amplitude en hogere frequentie. Het hoofdschudden (H-3) lijkt de bijdrage van de hoogfrequente componenten groter te doen worden, terwijl na het hoofdschudden de langzame beweging zich nadrukkelijk herstelt met een periodiciteit van ongeveer 0,3 Hz.

Opmerking:

I De registraties in figuur 20 zijn voorbeelden van meetgegevens van - zij het soms ook kleine - groepen personen met overeenkomstige omstandigheden en testresultaten.

II Het hoofdschudden is in de routine van het stabilometrisch onderzoek opgenomen. De resultaten van de onderzoeksmethode bij verschillende categorieën patienten worden in hoofdstuk VII besproken.

Vooruitlopend op die bespreking moge nu reeds gewezen worden op de invloed van het hoofdschudden op het stabilogram.

a) de amplitude van de component met lagere frequentie lijkt erdoor af te nemen.

b) de bijdrage van de component met hogere frequentie lijkt erdoor versterkt te worden.

Het eerste aspect doet zich niet voor bij patienten zonder aantoonbare vestibulaire functie en is extra sterk bij personen met duizeligheidsklachten van vestibulaire oorsprong.

Dit leidt tot de vraagstellingen:

1) *Is de laagfrequente component in het stabilogram van vestibulaire oorsprong?*

2) *Zo ja, is tijdens het hoofdschudden het centraal verwerkingssysteem verminderd toegankelijk voor informatie, afkomstig uit het vestibulaire systeem?*

In hoofdstuk VII wordt op deze vraagstellingen nader teruggekomen.

5-4-1-2. CALORISCH ONDERZOEK.

In 2-1 werd besproken dat voor het verkrijgen van een optimale reactie op een calorische prikkel, het hoofd 60° achterover gekanteld moet zijn vanwege de ligging van het halfcirkelvormige kanalsysteem in het rotsbeen. Wanneer men staat en het hoofd in deze stand moet houden, geeft de ongewone en ongemakkelijke positie van het lichaam al zonder meer aanleiding tot grotere beweeglijkheid. De ligging van het kanalsysteem moge dan bij het ontspannen rechtop staan niet optimaal zijn, een eventuele afname van de stabiliteit ten gevolge van de calorische prikkel is door middel van de stabilometer zeer gevoelig vast te leggen en te vergelijken met een in dezelfde houding gemaakt normaal stabilogram. Wij dienen de calorische prikkel toe, terwijl de proefpersoon het hoofd gewoon rechtop houdt.

De calorische prikkel blijkt bij de meeste personen een onprettige sensatie op te roepen die varieert van: "enigszins dizzy worden" tot "het gevoel krijgen rond te tollen". De stabilogrammen vertonen in relatie met deze subjectieve bevindingen een tijdelijke verandering van de gemiddelde lichaamspositie en een toename van bewegingsamplitude, waarbij periodiciteiten naar voren komen die gelegen zijn rond de 0,3 Hz.

Een representatief voorbeeld van de beïnvloeding van het stabilogram door de calorische prikkel wordt gegeven in figuur 11.

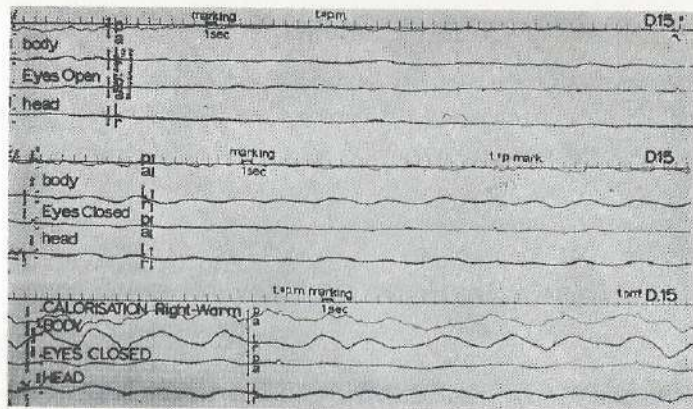


fig. 11 De hoofd- en lichaamsbewegingen.

- a) tijdens staan met geopende ogen
- b) tijdens staan met gesloten ogen
- c) tijdens staan met gesloten ogen na calorisatie van het rechter oor met warm water.



fig. 12 De resultaten van de analyse door het computerprogramma van de bovenstaande stabilogrammen van de lichaams- en hoofdbewegingen, gemaakt na calorisatie van het rechter oor met warm water.

Op de linker helft de gegevens van de lichaamsstabilogrammen; op de rechter helft de gegevens van de hoofdstabilogrammen. Van boven naar beneden opvolgend:

de analyse van de bewegingen in voor-achterwaartse richting

1. tijdsinterval histogram van de piekdetectie met 10 s.p.s.
2. tijdsinterval histogram van de piekdetectie met 2 s.p.s.
3. auto-correlatie functie met 10 s.p.s.
4. auto-correlatie functie met 2 s.p.s.

Daaronder opvolgend dezelfde analyse gegevens voor de beweging- en in zijwaartse richting.

Langs de X-as is de periodiciteit uitgezet in Hz.

Figuur 12 geeft de resultaten van een computeranalyse van een andere meting. De linker helft van deze figuur geeft de computeranalyse van de daarboven afgedrukte lichaamsstabilogrammen, die verkregen zijn in reactie op een calorische prikkeling met warm water in het rechter oor. Opmerkelijk is dat de opgewekte periodiciteit met name manifest is in zijwaartse richting. Deze langzame golfbeweging veroorzaakt een piek in het tijdsinterval-histogram, gemaakt met de lage samplefrequentie (2 s.p.s.), die wijst op een periodiciteit van 5 seconden (0,2 Hz).

De correlatiefunctie met de hogere samplefrequentie (10 s.p.s.) vertoont de eerste piek na hetzelfde tijdsinterval. De vijf maal gecomprimeerd weergegeven correlatiefunctie, verkregen met de gereduceerde samplefrequentie, laat het verloop in de tijd duidelijker zien. De rechter helft van figuur 12 laat zien dat ook het hoofdstabilogram in zijwaartse richting een slingerbeweging vertoont met dezelfde periodiciteit. Bij alle proefpersonen, die na het uitspuiten een duizeligheidssensatie kregen, is een duidelijke langzame golvende beweging waar te nemen, waarvan de periodiciteit gelegen is tussen 0,1 en 0,4 Hz.

Aubry c.s. (1968) beschrijven de gevolgen van calorisatie met koud water (24°C) voor de elektronystagmografie, de elektromyografie en de statokinesimetrie. De auteurs stellen dat het lichaamsgewicht gedurende enige tijd, afhankelijk van de hoeveelheid ingespoten water, naar voren en naar de kant van het uitgespoten oor verplaatst wordt.

Fischer en Wodak (1924) observeren bij het uitspuiten met koud water een beweging naar de homolaterale kant en naar achteren. De verplaatsing naar voren kan door ons niet worden bevestigd. Wat betreft de verplaatsing in zijwaartse richting moet gesteld dat niet elk van de zeven proefpersonen in alle situaties hetzelfde beeld vertoont.

In grote lijnen worden, wat betreft de zijwaartse richting, de resultaten van de genoemde auteurs door onze experimenten bevestigd:

- a) bij uitspuiten met koud water gaat de proefpersoon enige tijd overhellen in de richting van het uitgespoten oor.
- b) daarentegen gaat de proefpersoon na uitspuiten met warm water enige tijd overhellen in de tegenovergestelde richting.

Deze houdingsveranderingen zijn te verklaren als zijnde reacties op de schijnbaar optredende hoekversnellingen, die de vloeistofbeweging in het horizontale kanaal kan veroorzaken. Daarnaast lijkt de calorisatie een versterkend effect te hebben op een component in het stabilogram, waarvan de frequentie gelegen is rond de 0,3 Hz.

5-4-2. PROEVEN GERICHT OP HET OTOLITHENSISTEEM.

In hoofdstuk II werd besproken dat de specifieke prikkel voor het otolithensysteem een lineaire versnelling is en dat deze stimulatie in de kliniek wordt verkregen door toepassing van de parallelschommel. Stabilometrisch onderzoek van het otolithensysteem is mogelijk door de proefpersoon met gesloten ogen op de stabilometer op de schommel te plaatsen.

In deze laatste situatie moet men dan bij verschillende uitslagen van de schommel een stabilogram maken. De vraag is of uit een verband tussen de grootte van de rechte lijnige versnelling en de instabiliteit tijdens de proef, de werkzaamheid van het otolithensysteem te bestuderen is.

In de praktijk blijkt deze opstelling grote bezwaren te hebben, omdat de massa van de schommel niet veel groter is dan die van de proefpersoon. Dit heeft tot gevolg dat de beweging van de schommel beïnvloed wordt door de krachten die de staande persoon door middel van zijn correctiebewegingen uitoefent op de stabilometer. Een vergroting van de massa van de schommel verbetert de situatie in onvoldoende mate. Opvallend is dat enkele personen de uitwijking van de schommel zeer snel kunnen reduceren, terwijl anderen, ondanks alle pogingen dit doel ook te bereiken, de uitwijking doen toenemen totdat het blijven staan onmogelijk wordt. Het blijkt niet mogelijk op grond van dit gedrag de proefpersonen in klassen in te delen, omdat de uitkomst per proefpersoon niet reproduceerbaar is. De test lijkt in deze vorm geen praktische waarde te bezitten.

Als alternatief is een opstelling gemaakt, bestaande uit een wagentje waaraan, door middel van een valmachine van Atwood, een versnelling kan worden gegeven. In de periode tussen 1942 en 1944 hebben Groen en Jongkees gepubliceerd over hun experimenten betreffende de standvastigheid van de mens. Ook zij werken met een bewegende wagen. Als norm voor de standvastigheid hanteren zij de maximale versnelling die een persoon kan verdragen, zonder te vallen. Bij deze proeven blijkt dat een naar voren gerichte versnelling van 76 cm. per sec.² door normale personen nog net kan worden opgevangen. Patienten met vestibulaire klachten ondervinden bij aanzienlijk kleinere versnellingen onoverkomelijke moeilijkheden.

De zeventien proefpersonen in ons experiment (5e jaars medische studenten) hebben de opdracht gekregen ontspannen te blijven staan op de bovenop de wagen geslaatste stabilometer en een knop ingedrukt te houden

gedurende de periode dat zij menen dat het wagentje rijdt. In figuur 13 is de snelheid van het wagentje uitgezet als functie van de rijtijd, met daarin vermeld de tijdstippen waarop de diverse proefpersonen hebben aangegeven dat de rijbeweging startte en eindigde.

In tabel 5-1 zijn de coördinaten van de punten per proefpersoon gegeven. In tabel 5-2 is de gemiddelde rijnsnelheid van de proefpersonen aangegeven, berekend op intervallen van 1 seconde na de start van de beweging van het wagentje.

Tabel 5-1 Coördinaten van de momenten waarop de proefpersonen de rijbeweging voelden beginnen en eindigen.

Proefpersoon	lengte m.	gewicht kg.	geslacht	rij-illusie	T ₁ sec	V ₁ cm/sec	T ₂ sec	V ₂ cm/sec
1	1.71	65	m	-	1.08	28	5.80	15
2	1.70	54	m	+	.60	11	6.40	0
3	1.76	83	m	-	2.72	35	5.70	23
4	1.82	72	m	+	.52	13	5.70	15
5	1.70	60	m	+	1.04	14	5.90	0
6	1.73	76	m	-	.56	14	5.20	35
7	1.75	60	v	-	1.12	18	4.90	42
8	1.80	63	m	-	1.44	20	6.30	0
9	1.77	70	m	-	1.04	15	5.15	47
10	1.67	60	v	-	.20	7	5.15	47
11	1.74	62	v	-	.80	18	6.50	0
12	1.80	70	m	-	.48	10	5.80	15
13	1.60	55	v	+	.80	20	5.20	49
14	1.90	80	m	+	1.00	18	7.00	0
15	1.83	83	m	+	1.28	23	5.20	47
16	1.74	68	v	+	.48	15	4.80	47
17	1.79	74	m	-	1.08	14	5.30	35

Tabel 5-2 Gemiddelde rijnsnelheid van de proefpersonen met standaarddeviatie.

	T sec	V cm/sec
A	1.00	17 ± 1,7
B	2.00	32 ± 3,4
C	3.00	46 ± 4,8
D	4.00	58 ± 3,3
E	5.00	46 ± 4,2

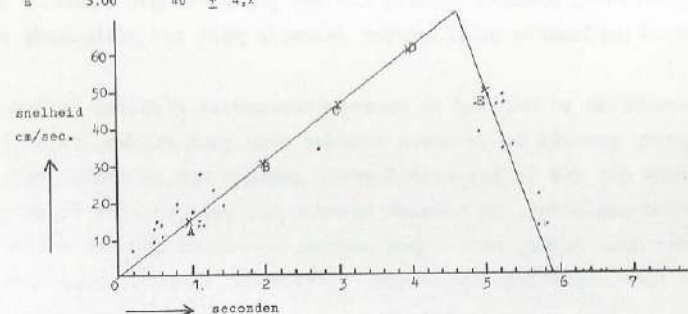


fig. 13 De tijdstippen waarop begin en einde van de rij sensatie is aangegeven. De getrokken lijn geeft het verloop van de rijnsnelheid van de wagen.

Opgemerkt moet worden dat de proefopstelling voor verbetering vatbaar is. De massa van het wagentje is niet zodanig groot, dat de beweging ervan geheel onafhankelijk geacht mag worden van de krachten die de staande persoon op de stabilometer, en dus op het wagentje, uitoefent. Daarnaast is de nauwkeurigheid van de plaatsregistratie van het wagentje - op grond waarvan de snelheden berekend zijn - niet geheel bevredigend.

Eén patiënte, met beiderzijds een onprikkelbaar vestibulair systeem, heeft de proef met het wagentje verschillende malen ondergaan. Haar reacties op het gaan rijden komen duidelijk later dan die van alle andere proefpersonen en een enkele maal zelfs te laat, zodat men haar moet opvangen. Mogelijk is de toegediende versnelling van $15,4 \text{ cm per sec}^2$ te groot om zonder hulp van het vestibulaire orgaan op adequate wijze te compenseren.

Vit de gegevens, verkregen met onze opstelling, komt naar voren:

- a) ongeveer de helft van de proefpersonen heeft, voordat de wagen in beweging wordt gebracht, reeds een rij-illusie.
- b) de personen die minder snel het in beweging komen opmerken, behoeven niet tevens minder snel waar te nemen dat de wagen tot stilstand komt.
- c) de testresultaten van de vijf dames onderzochten zich niet van die van de twaalf heren.
- d) alle proefpersonen op één na, vertonen reeds een aanzienlijke uitwijking in het stabilogram, als gevolg van het in beweging komen van de wagen, voordat ze de knop indrukken. Deze uitwijking in achterwaartse richting is gemiddeld op de penschrijver $1,24 \text{ cm}$. Dit is groter dan de maximale uitwijking in de stabilogrammen van gezonde proefpersonen, gemaakt tijdens het met gesloten ogen staan op de op de grond geplaatste stabilometer (normale piek tot piekwaarde ca. 1 cm .)
- e) de gemiddelde uitwijking in voor-achterwaartse richting in het stabilogram, gemaakt op de wagen voordat deze gaat rijden, is twee maal zo groot als die in het stabilogram, gemaakt met de stabilometer op de grond geplaatst. De oorzaak hiervan kan gelegen zijn in de psychische druk welke, naar eigen zeggen, voortvloeit uit een zekere vrees voor onprettige ervaringen tijdens het komende experiment, alhoewel vrijwel alle personen eerst zagen hoe een andere student de test onderging.

f) de gemiddelde uitwijkingen van de proefpersoon vóór en tijdens de periode van rijden verschillen vrij sterk:

In voor-achterwaartse richting is de toename een factor drie en in zijwaartse richting een factor twee.

- g) de meest voorkomende periodiciteit in het bewegingspatroon tijdens het rijden is gelegen rond de 1 Hz . Drie personen vertonen een duidelijke component van 3 Hz en dit betreft drie van de vijf dames.
- h) het vestibulaire apparaat speelt een rol bij het bewaren van het evenwicht, wanneer op het lichaam plotseling een lineaire versnelling gaat werken.

In samenwerking met andere afdelingen van onze Universiteit hopen wij in de naaste toekomst de reactie van de staande mens op een rechtlijnige versnelling met een betere proefopstelling te kunnen bestuderen.

5-4-3. STIMULATIE VAN HET VESTIBULAIRE ORGAAN DOOR MIDDEL VAN EEN ELEKTRISCHE STROOM.

Verscheidene auteurs, die zich bezighouden met de stabilometrie of statokinesimetrie, gebruiken een elektrische stroom als stimulus voor het evenwichtsorgaan (Baron 1972, Cernacek 1972, Coach 1972, Fokerts en Nijotkijtjen 1971 en 1972, Soulaïrac 1970). Wanneer men een elektrische stroom door middel van elektroden door het hoofd voert, - in de orde van 1 mA - is het niet zo erg onwaarschijnlijk dat het centraal zenuwstelsel erop reageert. De vraag is in hoeverre hieruit een conclusie getrokken mag worden omtrent het functioneren van het vestibulaire orgaan.

Kühnke (1950) laat in een uitvoerig artikel zien dat de lichaamsbeweging, ten gevolge van een door het hoofd gevoerde gelijkstroom, afhankelijk is van de grootte van de stroomsterkte. Hij neemt aan dat de fijnste vezels van de achtste zenuw, welke geen myelineschede hebben, het aangrijpingspunt van de elektrische stimulus zijn. Deze gedachte is gebaseerd op het feit dat bij degeneratie van de nervus vestibularis en het ganglion van Scarpa, de respons tot een minimum is gereduceerd.

Löwenstein (1954) beschrijft dat door galvanische stimulatie en door rotatoire stimulatie gelijksoortige reacties kunnen worden opgewekt. Het artikel geeft tevens aan dat de reactie niet uitsluitend van het halfcirkelvormig kanalsysteem afkomstig behoeft te zijn, omdat ook polarisatie van zenuwvezels die betrekking hebben op de utriculus en de sacculus

soortgelijke reacties kunnen geven.

In het artikel van Coach en Stolz (1967) komt naar voren dat patiënten met ernstige afwijkingen in de calorigrammen, veroorzaakt door een dysfunctie van het perifere evenwichtsorgaan, normale reacties kunnen geven op galvanische prikkels. Daarnaast vertonen enkele patiënten met geverifieerde (3) of zeer waarschijnlijke (2) retro-vestibulaire laesies, een duidelijk afwijkende reactie op de galvanische prikkel, hetzij enkelzijdig, hetzij dubbelzijdig. Dit is dan steeds in overeenstemming met de resultaten van het calorisch onderzoek.

Pfaltz en Koike (1968) geven aan dat bij onderzoeken met behulp van elektrische stromen, de oogbewegingen van patiënten met centrale vestibulaire laesies niet afwijkend behoeven te zijn van die van gezonde personen.

Bos (1962) beschrijft superpositie van calorisch- en galvanisch opgeroepen compensatoire oogbeweging, hetgeen zou wijzen op onafhankelijke mechanismen voor deze beide verschijnselen.

Op grond van de bovengenoemde literatuur lijkt het onwaarschijnlijk dat een elektrische stroom welke men door het hoofd voert, op zichzelf genomen een zinvolle beoordelingsmethode oplevert omtrent de mate van functioneren van het vestibulaire systeem. In combinatie met andere onderzoeken kan de test wel betekenis hebben om eindorgaanlaesies te onderscheiden van aandoeningen van het perifere neuron (Pfaltz).

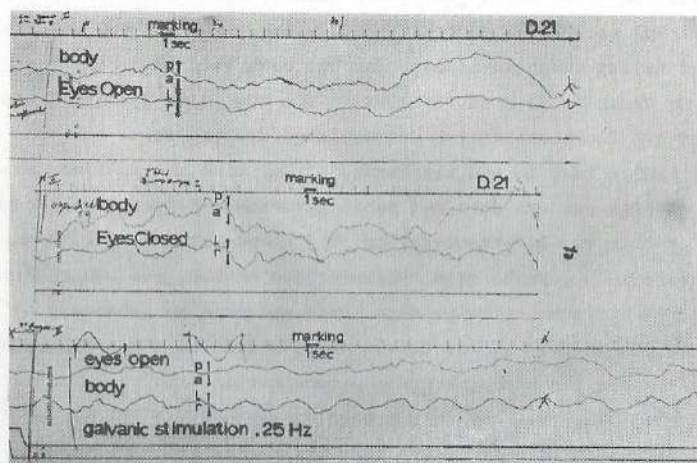


fig. 14 Stabilogrammen van een persoon met een vertebro-basilaair syndroom.

- a) met geopende ogen
- b) met gesloten ogen
- c) met gesloten ogen tijdens een galvanische stimulatie.

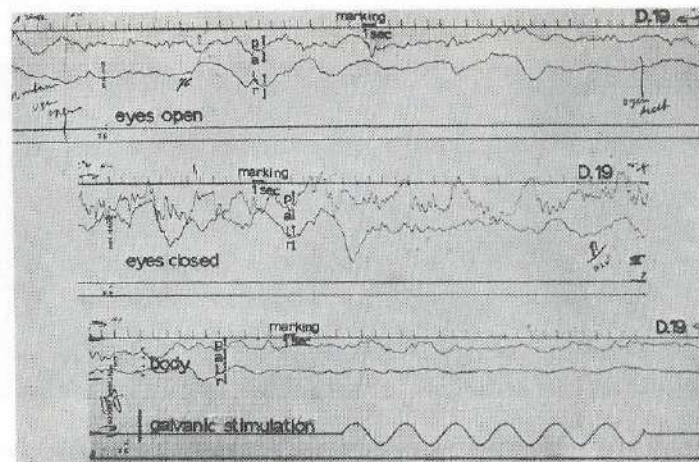


fig. 15 Stabilogrammen van een persoon met een olivo-cerebellaire atrophie.

- a) met geopende ogen
- b) met gesloten ogen
- c) met gesloten ogen tijdens een galvanische stimulatie.

De figuren 14 en 15 hebben betrekking op de stabilogrammen van twee patiënten, welke Njiokiktijen bij ons demonstreerde. Figuur 14 geeft de registraties van een persoon met een vertebro-basilaair syndroom; zeer duidelijk is de lichaamszwaai te zien in reactie op een wisselstroom met een periode van 0,25 Hz. In onze computeranalyse van de stabilogrammen blijkt met name de zijwaartse lichaamsbeweging een component te bevatten met de opgedrongen frequentie. De stabilogrammen van een patient met olivo-cerebellaire atrophie zijn te zien in figuur 15. Hierin geven noch het stabilogram, noch de computeranalyse enige aanwijzing voor de aanwezigheid van een component met de frequentie van de elektrische wisselstroom (0,25 Hz).

Opmerkelijk zijn de stabilogrammen van een patient uit onze kliniek met een dysfunctie van het vestibulaire systeem. Hij vertoont een spontane lichaamszwaai met een periodiciteit van ca. 0,3 Hz. Deze persoon werd gestimuleerd met elektrische wisselstromen van verschillende frequenties. Enkele van de tijdens dit onderzoek beschreven stabilogrammen vertonen een zogenaamd "zwevingspatroon", waarbij het lijkt alsof twee periodiciteiten interfereren. (met pijltjes aangegeven in curve 5 van figuur 16) Van verschillende stabilogrammen zijn computeranalyses gemaakt en in figuur 17 zijn de vastgelegde extreme waarden van de auto-correlatiefuncties met verlaagde samplerate verbonden door getrokken lijntjes. Bij elke correlatiefunctie is de frequentie van de stimulatorstroom aangegeven.



fig. 16 Spontane stabilogrammen van een patient met vestibulaire klachten.

a) spontaan

- | | |
|-------------------------|----------------------|
| 1. lichaamsbeweging V-A | 3. hoofdbeweging V-A |
| 2. lichaamsbeweging L-R | 4. hoofdbeweging L-R |

b) tijdens galvanische stimulatie

- | | |
|-------------------------|------------------------------|
| 5. lichaamsbeweging V-A | 7. hoofdbeweging V-A |
| 6. lichaamsbeweging L-R | 8. de galvanische stimulatie |

Een aantal van deze analyses bevestigt duidelijk het interferentieverschijnsel dat ook op te merken is in de analyse van de spontane zwaaibeweging (figuur 17-1). Uit deze figuur blijkt dat in voor-achterwaartse richting in eerste instantie de zwaaiperiode 3 seconden is, gezien de ligging van het eerste maximum in de auto-correlatiefunctie. Voor de zijwaartse beweging is dit 3,8 seconden. Mogelijk ten gevolge van een soort onderlinge beïnvloeding der bewegingen vertonen beide correlatiefuncties een afwijking van het sinusvormig verloop. Behalve dit frequentieverloop is er ook een wijziging in amplitude op te merken. De beweging in voor-achterwaartse richting vertoont eerst een afnemende amplitude en na ca. 10 seconden gaat de amplitude van de slingerbeweging weer toenemen, hetgeen samenvalt met een wat meer "in fase" komen van de zijwaartse slingerbeweging. De galvanische stimulatie blijkt de slingertijd van de beweging in zijwaartse richting te beïnvloeden, terwijl de voor-achterwaartse beweging vrijwel onveranderd de periodiciteit blijft behouden van ca. 0,3 Hz. Opvallend is dat enkele auto-correlatiefuncties van de beweging in zijwaartse richting een zwevingspatroon vertonen, waarvan de maxima, net als bij de spontane beweging, samenvallen met een in fase liggend maximum van de auto-correlatiefunctie van de voor-achterwaartse beweging (figuur 17-2 en 17-3)

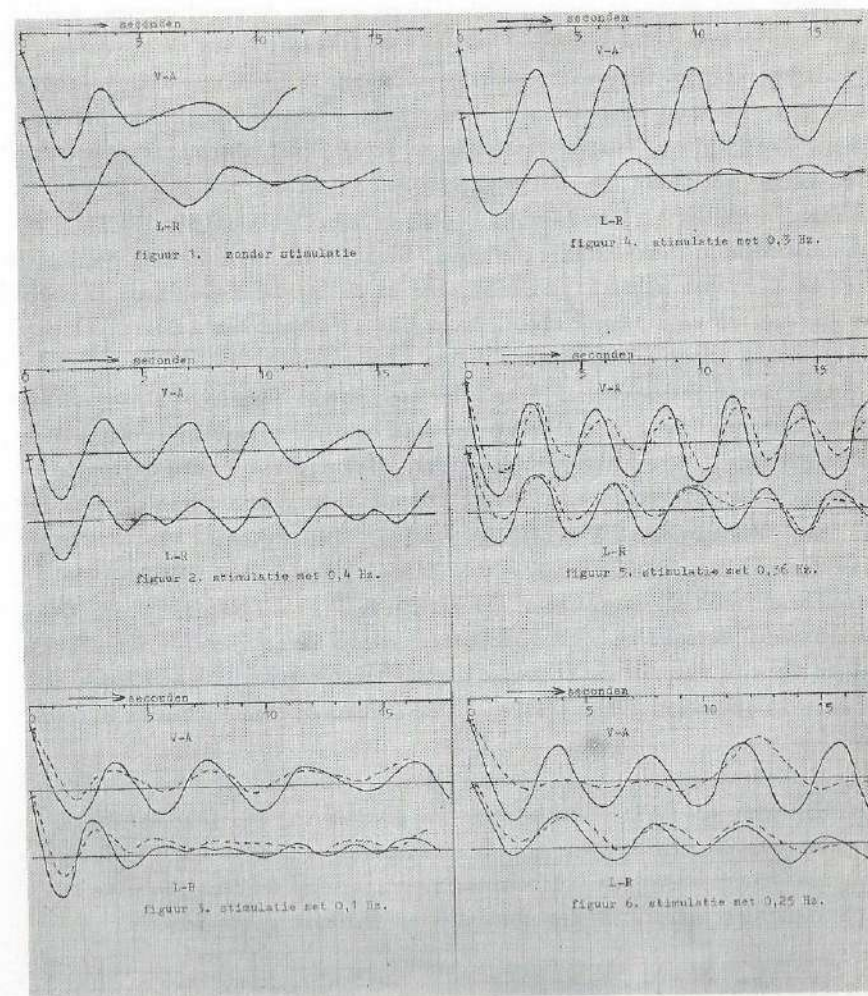


fig. 17 Auto-correlatiefuncties van stabilogrammen in V-A en L-R bewegingsrichting van een patient met duizeligheidsklachten. Tijdens de metingen is galvanische stimulatie toegepast met een elektrische spanning van opgegeven frequentie.

Figuur 17-4 geeft de auto-correlatiefunctie van de proefpersoon, wanneer deze gestimuleerd wordt met vrijwel de frequentie van de spontane slingerbeweging in voor-achterwaartse richting. Dit blijkt in de voor-achterwaartse richting welhaast een sinusvormige lichaamsbeweging te veroorzaken, terwijl in zijwaartse richting de auto-correlatiefunctie gedempt en niet zuiver periodiek is. Het resultaat van stimulatie met 0,36 Hz wordt gegeven in figuur 17-5 en hierbij is ook de correlatiefunctie van de corresponderende hoofdbeweging aangegeven, evenals dit is gedaan in de figuren 17-3 en 17-6. Het hoofd blijkt niet precies de lichaamsbewegingen te volgen, de verschillen zijn echter klein. In figuur 17-6 komt een duidelijker verschil tussen hoofd- en lichaamsbeweging naar voren.

Voor zover ons bekend zijn de hier weergegeven verschijnselen niet eerder beschreven. Coach (1972) geeft in zijn artikel illustraties betreffende de spectrale dichtheden van bewegingen die uitgevoerd worden tijdens stimulatie met elektrische prikkels; hieruit zijn geen aanwijzingen te halen voor zwevingsverschijnselen. In auto-correlatiefuncties van verscheidene marinemensen (hoofdstuk VI) zijn soortgelijke interferentieverschijnselen naar voren gekomen, zodat een artefact niet waarschijnlijk is. Een bevredigende verklaring voor de bovenbeschreven verschijnselen hebben wij tot op heden niet. Het is de bedoeling dit onderwerp nader te bestuderen en daarbij een meer uitgebreide frequentieanalysemethodiek toe te passen.

Op grond van de geciteerde literatuur is het aan twijfel onderhevig of veranderingen van de lichaamshouding ten gevolge van een door het hoofd gevoerde elektrische stroom, direct mogen worden gebruikt als indicaties voor het functioneren van het vestibulaire systeem. Om deze reden is de elektrische stimulatie in het onderzoek verder niet toegepast.

5-5. STIJFHEID VAN DE PROEFPERSOON.

Bij de aanvang van deze studie is gedacht aan een ingeklemde staaf als model van de staande mens. Tijdens de studie heeft dit eenvoudige model steeds meer aan attractiviteit ingeboet. Toch blijft de voor dit model centrale vraag relevant namelijk: Met welke methode kan informatie verkregen worden omtrent de elasticiteit van de staande mens?

We hebben in eerste instantie getracht een antwoord te vinden op deze vraag met behulp van de volgende proef:

Achter of naast de staande proefpersoon wordt een vertikaal gericht impuls-

moment aan de stabilometer toegevoerd in de vorm van een vallend gewicht. Uit de geregistreerde stabilogrammen valt geen zinvolle informatie omtrent de lichaamsstijfheid te destilleren.

In tweede instantie is een forsere methodiek toegepast: De proefpersoon gaat boven op de stabilometer staan, welke op een parallelschommel is geplaatst. De zwaai van de schommel wordt op het diepste (rust)punt geblokkeerd door een zeer zwaar voorwerp. De schommel met de daarop staande geblijndoekte persoon wordt nu enige centimeters uit het rustpunt getrokken en vervolgens onverwacht losgelaten. Ook dit experiment blijkt geen zinvolle methode om de stijfheid van de proefpersoon te bepalen.

Door middel van elektromyografie kan een idnruk verkregen worden omtrent de aktiviteit van een onderzochte spier. Wanneer men langs deze weg tot een kwantificatie van de stijfheid van het menselijk lichaam wil komen, impliceert dit een omvangrijk onderzoek, dat niet valt binnen het raam van deze studie.

Het is ons niet gelukt een geschikte test te ontwikkelen, waarmee de stijfheid van de proefpersoon kan worden gekwantificeerd.

5-6. INVLOED VAN MEDICAMENTEN OP DE STABILITEIT.

Van sommige farmaca is bekend dat zij de stabiliteit ongunstig beïnvloeden (aethylalcohol), van andere kan men dit vermoeden (diazepam). Farmaca die duizeligheid gunstig beïnvloeden zullen mogelijk ook de stabiliteit van de patienten met duizeligheidsklachten kunnen verbeteren. Het is belangrijk in al deze gevallen de stabiliteit, met behulp van de stabilometer, te registreren.

5-6-1. INVLOED VAN ALCOHOL OP DE STABILITEIT.

Verscheidende onderzoekers hebben zich beziggehouden met de invloed van alcohol op de stabiliteit, onder andere Soullairac (1970), Krtilova (1969), Baron (1972).

Een boeiende vraag is of met behulp van de stabilometer metingen kunnen worden verricht welke aanwijzing geven omtrent de mate, waarin de proefpersoon onder invloed verkeert. Hiertoe zijn drie experimenten gedaan die zich van elkaar onderscheiden door de verschillende hoeveelheden alcohol, die de proefpersonen met ongelijke tussenposen hebben genuttigd.

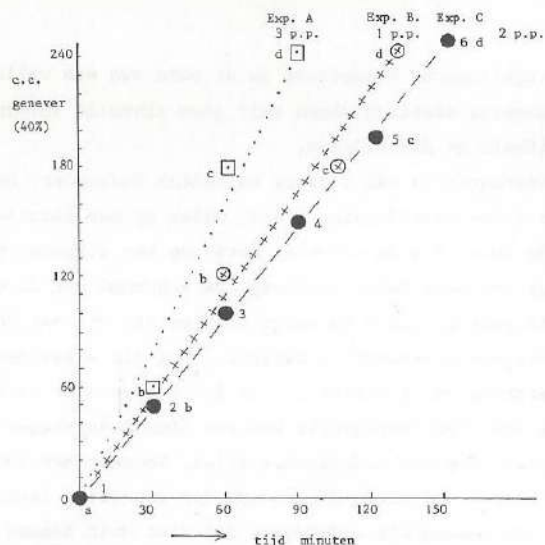


fig. 18 Overzicht van de tijdstippen waarop is gemeten en aansluitend een nieuwe dosis alcohol werd verstrekt.

Figuur 18 geeft voor elk der drie experimenten het verloop van de alcoholconsumptie in de tijd. De stabiliteit is telkens gedurende 30 seconden gemeten in zes situaties, waarin de proefpersoon de volgende houdingen aanneemt

- 1) rechtop staand met open ogen.
- 2) rechtop staand met gesloten ogen.
- 3) rechtop staand met gesloten ogen en het hoofd naar rechts gedraaid.
- 4) rechtop staand met gesloten ogen en het hoofd naar links gedraaid.
- 5) rechtop staand met gesloten ogen, maar nu gesensibiliseerd (de handen in elkaar gehaakt, terwijl een zo groot mogelijke trekkracht van de ene hand op de ander wordt uitgeoefend: Handgreep van Jen-drassik).
- 6) rechtop staand met gesloten ogen met tien seconden hoofdschudden, waarna de ogen gesloten gehouden worden.

In elk van deze situaties is het stabilogram van het scherm van de storagescope gefotografeerd en zijn de stabilogrammen van beide bewegingsrichtingen geschreven. Bij vergelijking van de stabilogrammen valt op dat de amplituden van de bewegingen toenemen, naarmate de hoeveelheid geconsumeerde alcohol groter wordt. Een voorbeeld is gegeven in figuur 19. Het bewegingspatroon is echter ook aan veranderingen onderhevig.

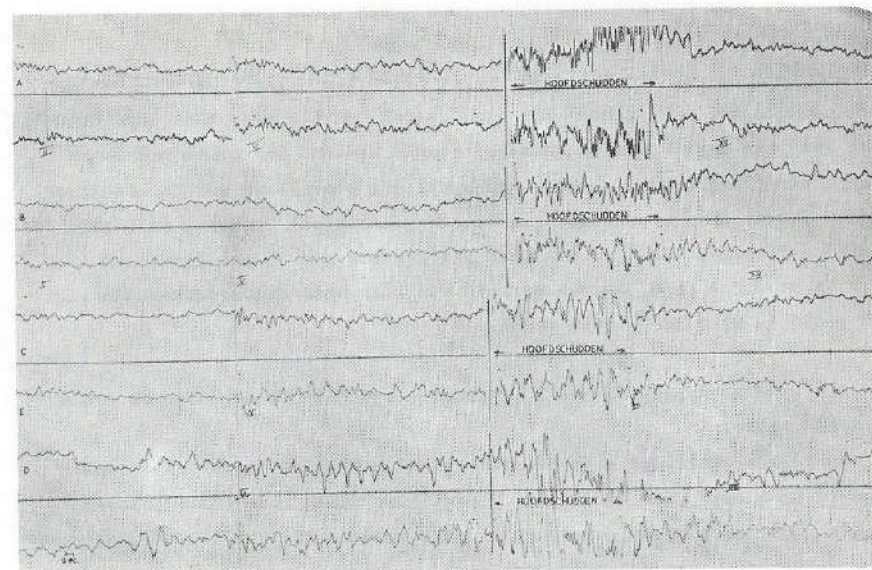


fig. 19 De invloed van alcohol op de stabilogrammen van een persoon uit experiment A in de situaties 2, 5 en 6 van de meetpunten a, b, c en d. De bovenste curve voor elk meetpunt betreft de V-A richting.

In de registratie vóór de eerste alcoholconsumptie vertonen de stabilogrammen een min of meer rustige curve van vloeiend in elkaar overgaande bewegingen.

Een half uur na gebruik van de eerste hoeveelheid (40%) alcohol lijken de stabilogrammen niet zoveel veranderd te zijn. De verschillende bewegingen gaan nog soepel in elkaar over en de hogere frequenties komen praktisch nog in gelijke mate in het stabilogram voor.

Een half uur na het nuttigen van de tweede dosis alcohol zijn de excursies van alle proefpersonen duidelijk groter geworden. De bewegingen lijken abrupter te zijn en minder soepel in elkaar over te gaan, hetgeen veroor-

zaak wordt door een nadrukkelijker naar voren komen van de bijdrage van de hogere frequenties in het bewegingspatroon.

Een half uur na het nuttigen van de derde hoeveelheid alcohol blijken de excursies van het lichaam nog weer groter te zijn geworden; heel duidelijk komt dit naar voren tijdens het hoofdschudden. De curven wekken de indruk alsof het lichaam bewegingen maakt die plotseling worden onderbroken en dan enigszins ongecoördineerd overgaan in een beweging in tegenovergestelde richting. In deze toestand blijken een aantal proefpersonen niet meer in staat te zijn, na een periode van tien seconden hoofdschudden, met gesloten ogen te blijven staan.

Als bewerkingsmethode van de statokinesigrammen is de volgende procedure toegepast:

Voor ieder meetpunt zijn de statokinesigrammen genomen welke gemaakt zijn in de eerste vier houdingen, zoals boven omschreven. Deze zestien foto's zijn per persoon gerangschikt naar grootte van het beschreven oppervlak en voorzien van een volgordenummer.

In de eerste plaats blijkt dat de negatieve invloed van een extra dosis alcohol op de stabiliteit niet gecompenseerd kan worden door de visuele informatie, want gemiddeld heeft de foto van situatie 1 (met de ogen open) van het nieuwe meetpunt een groter beschreven oppervlak dan de foto's 2, 3 en 4 van het voorafgaande meetpunt.

Vervolgens is per meetpunt de som van de aan de foto's toegekende rangnummers bepaald. Wanneer de grootte van het statokinesigram sterk zou zijn toegenomen ten gevolge van de genuttigde hoeveelheid alcohol, zou deze som voor de vier foto's van het eerste meetpunt het kleinst zijn (minimaal 10 punten).

Voortbouwend op deze gedachtengang zijn ook voor de volgende meetpunten de minimale waarden aangegeven, zoals in kolom 5 van tabel 5-3 gedaan is. Tabel 5-3 vermeldt verder de punten die de verschillende proefpersonen in de verschillende meetpunten toegekend krijgen. Voor experiment C zijn de meetpunten 1, 2, 5 en 6 in de beschouwing betrokken, omdat deze het meest corresponderen met de meetpunten van experiment A.

De vrij grote dosis alcohol van de proefpersoon in experiment B blijkt de stabiliteit na vijftig minuten al drastisch te hebben aangetast en een tweede, half zo grote dosis veroorzaakt veertig minuten later kennelijk geen dramatische toename van de instabiliteit.

Tabel 5-3 Relatie tussen de relatieve grootte van het statokinesigram en de genuttigde hoeveelheid alcohol.

experiment proefpersoon	A			B		C		gem.	optimaal
	1	2	3	1	1	2			
meetpunt									
a	16	10	25	12	17	12	15	10	
b	25	30	24	35	23	24	27	26	
c	39	44	33	36	38	45	39	42	
d	56	52	54	53	58	55	55	58	
								136	

de gegevens van experiment C zijn ingepast in de opzet van experiment A en B.
Voor verklaring van de gegevens zie de tekst.

Tabel 5-4 Relatie tussen de relatieve grootte van het statokinesigram en de genuttigde hoeveelheid alcohol voor experiment C.

meetpunt	Score proefpersoon		Gem. score	Optimale score
	C1	C2		
1	23	12	17	10
2	32	24	28	26
3	46	44	45	42
4	48	65	57	58
5	61	69	65	74
6	90	86	88	90

Voor verklaring van de gegevens zie de tekst.

Voor experiment C is eenzelfde rangschikking van de foto's gemaakt voor alle zes testsituaties. Tabel 5-4 geeft de resultaten voor de beide proefpersonen. Uit deze tabel komt dezelfde tendens naar voren als uit tabel 5-3. Hierdoor wordt de indruk gewekt dat, wanneer een proefpersoon eenzelfde hoeveelheid alcohol, verdeeld over kleinere doses, consumeert in de loop van een wat groter tijdsinterval, de meetresultaten eenzelfde tendens blijven vertonen.

De conclusie uit deze experimenten is dat per proefpersoon een relatie lijkt te bestaan tussen de grootte van de statokinesigrammen en de genuttigde hoeveelheid alcohol.

Dit is in overeenstemming met de conclusie van Groen en Jongkees (1942) die met behulp van hun metingen van de stabiliteit, door middel van een rijdend wagentje, ook constateerden dat alcohol een negatieve invloed heeft op de stabiliteit. Deze invloed is, volgens de genoemde auteurs, echter sterk afhankelijk van de persoon in kwestie en niet direct gerelateerd aan het alcoholpromillage in het bloed. De grootste afname van de stabiliteit zou plaatshebben ongeveer anderhalf uur na het nuttigen van de alcohol.

Fregly (1968) vindt met zijn ataxiastest wel een zekere relatie tussen het alcoholpromillage in het bloed en de mate van ataxia, de grootste instabiliteit treedt echter eerder op dan de maximale hoeveelheid alcohol in het bloed. Op grond van dit gegeven komt hij tot de veronderstelling dat de ataxia meer afhankelijk is van de toename van alcoholconcentratie in het weefsel, dan van de concentratie zelf.

Soulairac (1970) kan de bevindingen van Fregly niet bevestigen; hij constateert dat de maximale instabiliteit later voorkomt dan het maximale alcoholpromillage in het bloed.

Sugano (1971) wijst erop dat de invloed van alcohol op de stabiliteit sterk individueel bepaald is. Het gebruik van alcohol bewerkstelligt naar zijn mening meestal een vergroting van het statokinesigram, bij bepaalde personen kunnen echter positief stabiliserende effecten verkregen worden ten gevolge van een geringe dosis alcohol.

Opmerkelijk is een gegeven van Fregly (1968): hij beschrijft dat de ataxia ten gevolge van alcohol bij personen zonder funktionerend vestibulair orgaan minder ernstig is dan bij normale personen en dat geringe stabiliteitsmoeilijkheden, welke van vestibulaire origine zijn, opgeheven kunnen worden door het nuttigen van een passende hoeveelheid alcohol.

5-6-2. INVLOED VAN DIAZEPAM (VALIUM^R) OP DE STABILITEIT.

Diazepam heeft, naast een kalmerend effect, ook een spierrelaxerende werking. Deze laatste werking zou enerzijds berusten op een remming van de spinale reflexen en anderzijds op een beïnvloeding van de centrale verwerking van de informatie. Bovendien zijn er aanwijzingen dat tussen emotionele spanningen en spierspanningen relaties bestaan die mede bepaald worden door anatomische en funktionele verbindingen en wederkerige beïnvloeding door centraal nerveuze substraten.

Soulairac (1967) vermeldt, op grond van beoordelingen van statokinesigrammen, dat diazepam de frequentie en amplitude van de zwaartepuntsbewegingen vermindert. Deze reactie gaat gepaard met een vermindering van het waakzaamheidsniveau. Krtilova (1972) komt tot soortgelijke conclusies.

Op onze afdeling is de invloed van diazepam op de stabiliteit onderzocht bij een groep van zes proefpersonen. Van deze personen is het statokinesigram en het stabilogram gemaakt in de zes testsituaties, zoals beschreven in 5-6-1, voor het onderzoek van de invloed van alcohol op de

stabiliteit. Direct in aansluiting hieraan hebben zij 10 mgr. diazepam toegediend gekregen. Na een uur werden de onderzoeken herhaald en werd opnieuw 10 mgr. diazepam aan de persoon gegeven. Een uur later werd een derde serie registraties gemaakt.

In de hier volgende figuur worden de registraties van een proefpersoon gegeven.

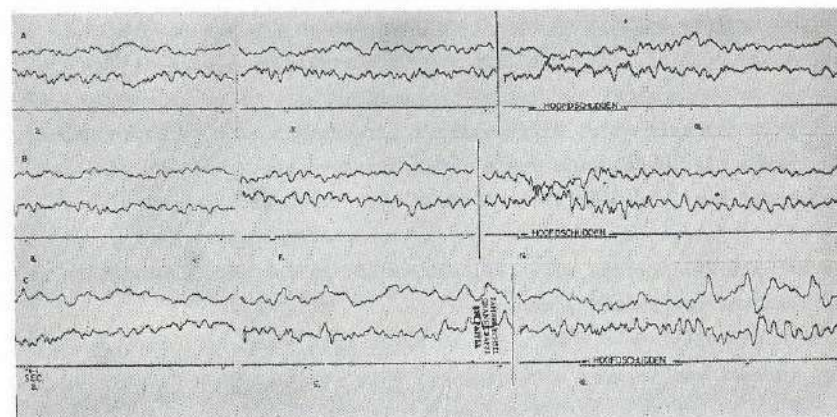


fig. 20 De invloed van Diazepam op de stabilogrammen van één der proefpersonen in de testsituaties 2, 5 en 6 van de meetpunten a, b en c. De bovenste curve voor elk meetpunt betreft de V-A richting.

De stabilogrammen uit de tweede serie vertonen ten opzichte van de eerste serie een rustiger beeld. De maximale amplituden zijn niet veel afwijkend, maar de hogere frequenties komen minder uitgesproken voor en de lichaamsbewegingen lijken minder grillig en gaan soepeler in elkaar over met een periodiciteit van ongeveer 2 seconden (0,5 Hz).

Een uur na het toedienen van de tweede dosis diazepam hebben de curves grotere amplituden, met name de componenten met frequenties gelegen tussen de 0,2 en 0,5 Hz komen meer geprononceerd naar voren. De bewegingen worden goed afgerond, zodat het lijkt alsof de personen vrij ontspannen staan. De visuele informatie blijkt nu weinig of geen invloed te hebben op de beweeglijkheid.

De in deze beschouwing naar voren komende verschijnselen zijn ook bij de patienten waargenomen, wanneer dezen onder invloed van diazepam zijn.

In vergelijking met de curven van de proefpersonen die onder invloed van alcohol verkeren, is de bijdrage van de hogere frequenties in het bewegingspatroon van personen die onder invloed van diazepam verkeren, opvallend klein.

Opmerkelijk is dat één persoon, na het gebruik van valium^R, afwijkend reageert. Het stabilogram is na drie kwartier niet rustiger, maar vertoont duidelijk grotere amplituden die sterk doen denken aan een sinusvormige beweging van 0,33 Hz., dit zowel in voor-achterwaartse als in zijwaartse richting. De componenten van hogere frequenties, die in het oorspronkelijke stabilogram aanwezig zijn, blijken sterk gereduceerd voor te komen, zowel in de tweede als in de derde registratie. Desgevraagd verklaart deze persoon dat zij een jaar vóór dit onderzoek een vrij ernstige hersenschudding heeft opgelopen en sindsdien wel duizeligheidsklachten heeft, maar hierover niet wil praten, omdat zij van mening is dat dit onbelangrijk is en de klachten wel zullen afnemen.

Als opmerkelijk feit komt uit deze proef naar voren dat, in reactie op het innemen van 10 mgr. diazepam, bij alle proefpersonen de hogere frequenties in het stabilogram onderdrukt worden en dat een periodiciteit van de langzame component gaat domineren. De Wit (1971) wijst ter verklaring hiervan op het feit, dat diazepam de werking van het proprioceptieve systeem reduceert en dat de stabiliteit diensgevolge meer bepaald wordt door het visuele- en het vestibulaire systeem. Bij het sluiten van de ogen zou met name dit laatste systeem dus grote invloed krijgen. Mede op grond hiervan oppert hij de veronderstelling dat deze langzame frequentie van vestibulaire oorsprong is. De Wit voegt eraan toe, dat deze gedachte door nader onderzoek geverifieerd zou moeten worden en dat het een zeer gecompliceerd systeem betreft.

Bij één proefpersoon is nagegaan hoe het verloop van diazepam op de stabiliteit is. Deze persoon kreeg 10 mgr. diazepam toegediend, na het registreren van de stabilogrammen en statokinesigrammen in vijf lichaamsposities. Na vijfenveertig minuten werden opnieuw metingen gedaan, hetgeen één en twee uur later normaal herhaald werd. De totaal twintig foto's zijn gerangschikt naar grootte van het beschreven oppervlak, zoals dit ook toegepast werd bij het alcoholexperiment. Het resultaat van deze bewerking is gegeven in tabel 5-5.

Tabel 5-5 Relatie tussen toegekende volgordenummers en de meetsituatie.

situatie	tijdstip	positie					behaalde score	model score
		A	B	C	D	E		
1	0.00'	2	5	6	3	1	17	15
2	0.45'	4	16	13	19	20	72	78
3	1.45'	18	17	14	15	7	71	77
4	2.45'	12	9	10	8	11	50	40
		36	47	43	45	39	210	210

De laatste kolom van tabel 5-5 geeft de puntenverdeling voor een model, waarin verondersteld is dat de foto's in situatie 1 de kleinste beschreven oppervlakken hebben en dat de dan volgende rangnummers zijn toegekend aan de foto's van situatie 4. Ten aanzien van situatie 2 en 3 is verondersteld, dat de stabilogrammen in deze situaties het grootst zijn ten gevolge van de optimale werkzaamheid van de ingenomen dosis diazepam. Uit dit ene experiment mogen geen ingrijpende conclusies worden getrokken, maar het lijkt alsof het diazepam na drie kwartier al bijna optimaal werkzaam is als spierrelaxans en dat na ongeveer twee uur de werking afneemt.

5-6-3. Conclusies:

Het nuttigen van een aanzienlijke hoeveelheid alcohol blijkt tot gevolg te hebben:

- 1) de bewegingen tijdens het staan krijgen grotere amplituden, worden abrupter en lijken minder gecoördineerd.
- 2) de componenten met hogere frequenties gaan zich in het stabilogram duidelijker manifesteren.
- 3) de statokinesigrammen, gemaakt in verschillende houdingen, blijken groter te worden, naarmate de genuttigde hoeveelheid alcohol toeneemt.
- 4) de visuele informatie kan de toenemende instabiliteit ten gevolge van de genuttigde alcohol niet compenseren.

Het innemen van diazepam blijkt tot gevolg te hebben:

- 1) de bewegingen tijdens het staan krijgen grotere amplituden, maar blijven vloeiend verlopen.
- 2) de componenten met hogere frequenties gaan zich minder duidelijk manifesteren, componenten met lagere frequenties gaan domineren.

- 3) het lijkt alsof een genuttigde dosis van 10 mgr. na drie kwartier volledig effectief is en dat de werkzaamheid na drie uur afgenomen is.

Vit deze proeven moge blijken dat de stabilometrie toegepast kan worden in onderzoeken naar de invloed van medicamenten op de stabiliteit.

Hoofdstuk VI

CRITERIA VOOR HET NORMALE STABILOGRAM.

6-1. Aan de resultaten van een onderzoekmethode mogen vanzelfsprekend pas diagnostische conclusies verbonden worden, als nauwkeurig de grenzen zijn bepaald van de meetresultaten bij gezonde proefpersonen en als tevens is vastgesteld welke factoren deze resultaten beïnvloeden. Wij kregen van de Koninklijke Marine toestemming 75 marinemensen uitvoerig stabilometrisch te onderzoeken.⁺

6-2. PROGRAMMA VAN ONDERZOEK.

Van ieder der proefpersonen werd in acht situaties gedurende 30 seconden het stabilogram bepaald, terwijl tegelijkertijd de statokinesigrammen werden vastgelegd. Alle situaties werden steeds in dezelfde volgorde doorlopen. Tijdens de metingen voerden de proefpersonen eenvoudige hoofdrekenopdrachten uit.

⁺ Gaarne willen wij hier onze grote erkentelijkheid uitspreken voor de medewerking die wij tijdens dit onderzoek gekregen hebben van de Koninklijke Marine, in het bijzonder van de commandant van het Marine-opleidingskamp te Hilversum, zijn officieren, onderofficieren en manschappen.

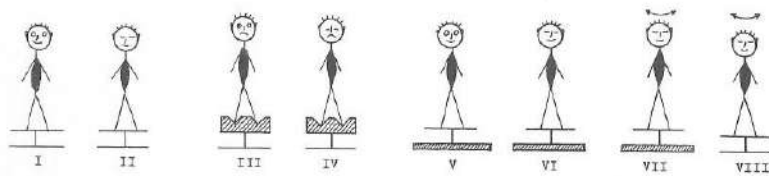


fig. 21 Schematische voorstelling van de testsituaties.

De acht testsituaties waren:

- I Ontspannen staan op de stabilometer met ogen open en de voeten in de stand "tien voor twee".
- II Als situatie I met gesloten ogen.
- III Als situatie I maar nu met een stuk dik schuimrubber (20 cm) onder de voeten.
- IV Als situatie III maar met gesloten ogen.
- V Als situatie I maar nu met een stuk dun veerkrachtig materiaal (2 cm) tussen de onderplaat van de stabilometer en het vloeroppervlak.
- VI Als situatie V maar nu met gesloten ogen.
- VII Als situatie VI maar nu aansluitend op tien seconden stevig hoofdschudden.
- VIII Als situatie VII maar nu zonder veerkrachtig materiaal tussen de stabilometer en het vloeroppervlak.

Het dikke stuk schuimrubber diende om de invloed van het proprioceptieve systeem te reduceren, door de voeten de vaste ondergrond te ontnemen. In situatie V, VI en VII is de ondergrond van de voeten enigszins verend ten opzichte van de vaste grond. Het hoofdschudden in situatie VII en VIII is in het onderzoekprogramma opgenomen, omdat in de kliniek gebleken is dat de resultaten van deze test voor duizelige patiënten sterk afwijkend kunnen zijn, afhankelijk van de oorzaak van de duizeligheid. Hierop wordt in hoofdstuk VII nader teruggekomen.

6-3. BEWERKING VAN DE MEETGEGEVENS.

De meetgegevens zijn vastgelegd op een Analooq 7 tape-recorder en in het laboratorium geanalyseerd met behulp van het in hoofdstuk IV besproken computerprogramma. Door middel daarvan zijn bepaald:

- 1) de gemiddelde uitwijking in voor-achterwaartse, zowel als in zijwaartse richting, uitgedrukt in een koppel met als eenheid $\text{kg.m}^2/\text{sec}^2$.

- 2) de lijnintegraal, berekend uit de stabilogrammen en uitgedrukt in arbitraire eenheden.
- 3) het aantal pieken, gedetecteerd met de hoge en lage samplefrequentie, zowel in voor-achterwaartse als in zijwaartse bewegingsrichting.
- 4) de auto-correlatiefuncties van de stabilogrammen in voor-achterwaartse en zijwaartse richting, voor zowel de hoge als de gereduceerde samplefrequentie.

De statokinesigrammen van de personen zijn op arbitraire wijze gekwantificeerd, door de omtrek van het beschreven oppervlak te vergelijken met cirkelvormige schijfjes, waarvan de doorsnede gelijk is aan 1, 2, 3, 4 of 5 maal 0,25 cm. Voor het vastleggen van het statokinesigram wordt de gevoeligheid van de oscilloscope zodanig ingesteld, dat een op de stabilometer uitgevoerde koppel van $15 \text{ kg.m}^2/\text{sec}^2$ een uitwijking van de spot op het scherm van de oscilloscope veroorzaakt van 1 cm.

Voor het vastleggen van het stabilogram wordt dezelfde gevoeligheid toegepast, zodat een koppel van $15 \text{ kg.m}^2/\text{sec}^2$ een uitslag geeft op papier van 1 cm. In de computerbewerking geeft een koppel van deze grootte een verandering van de samplewaarde met 43 eenheden. Voor het kiezen van de overschrijdingsconstanten E_0 en E_1 in de piekdetectiemethode (zie 4-11-1) zijn een aantal opvolgende samples uitgetypt van verschillende stabilogrammen. De optimale waarde van E_0 en E_1 blijkt te zijn 2 eenheden.

Bij de bewerking is in de eerste plaats nagegaan of enkele van de in hoofdstuk III genoemde fysieke eigenschappen van de proefpersonen invloed hebben gehad op hun stabilometrische meetgegevens. Hierbij is aandacht besteed aan:

- a) lengte
- b) gewicht
- c) leeftijd
- d) sport-activiteit
- e) gevoeligheid voor zeeziekte.

Als bewerkingsmethode voor het nagaan van de eventuele invloed van elk dezer factoren is de zogenaamde matchmethode gekozen. Hierbij wordt als matchpersoon van iemand die een extreme waarde heeft van de te onderzoeken factor (bij voorbeeld een grote lengte) uit de groep van proefpersoene een opponent gezocht, van wie de waarde van de onderzochte factor zoveel

mogelijk verschilt, terwijl de waarde van de andere factoren zo goed mogelijk gelijk moeten zijn (in dit geval dus een kortere persoon van wie gewicht, leeftijd, sport-activiteit en gevoeligheid voor zeeziekte gelijk zijn aan die van de lange persoon). Voor elk van de vijf factoren zijn op deze wijze matchgroepen gevormd, samengesteld uit een zo groot mogelijk aantal uitgezochte paren.

6-3-1. INVLOED VAN LICHAAMSLENGTE OP DE BEWEEGLIJKHEID.

Voor het onderzoek van de invloed van de lengte der proefpersoon op de gemiddelde uitwijking is het mogelijk matchgroepen van zes personen te formeren. Het lengteverschil is telkens minimaal 10%.

Tabel 6-1 Invloed van lengte op de stabilometrische meetgegevens.
Matchgroep A bestaat uit lange en B uit korte personen.

Testsituatie:	I		II		III		IV		V		VI		VII		VIII	
	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
Uitwijking V-A	46	36	35	39	52	50	80	81	28	34	38	37	45	52	33	47
gecorrigeerd	24	21	19	19	28	29	48	52	15	20	20	20	21	24	18	27
Uitwijking L-R	25	34	27	18	54	44	87	85	24	23	23	27	34	26	24	28
gecorrigeerd	13	21	15	10	29	25	46	48	13	13	12	13	18	15	13	16
Lijnintegraal	91	92	93	79	136	114	233	205	88	104	94	106	102	115	98	144
gecorrigeerd	49	53	51	44	74	63	127	113	48	60	51	61	55	66	53	82
gem. Statokinesigram	1,2	1,5	1,3	2,1	2,0	2,8	4,2	6,2	0,9	2,2	1,1	1,5	1,6	1,2	1,0	1,8

In tabel 6-1 zijn voor beide matchgroepen de getallen opgegeven, die verkregen zijn door de gemiddelde uitwijking van de personen van de beide groepen te middelen. Dit is voor beide bewegingsrichtingen in alle acht situaties aangegeven. Uitgaande van de verwachting dat langere personen een grotere gemiddelde uitwijking zullen hebben, is vervolgens in tabel 6-1 een voor lengte gecorrigeerde waarde aangegeven. Deze waarde is verkregen door per persoon het quotiënt te bepalen van zijn gemiddelde uitwijking en zijn lichaamslengte en de aldus verkregen getallen per matchgroep te middelen.

Uit de tabel komt naar voren dat niet in alle testsituaties de gemiddelde waarden van de groep lange personen groter zijn dan die van de groep kortere personen. In geen enkele situatie geeft de toestand van Wilcoxon een significant verschil aan. Wanneer in ongecorrigeerde toestand de gemiddelde uitwijking van de langere personen al kleiner is dan van de

kortere personen, zal de correctie voor de lengte meestal een averechts effect hebben.

Op grond van de verkregen gegevens kan gesteld worden, dat de lengteverschillen bij volwassen personen geen evidente invloed hebben op de gemiddelde uitwijkingen tijdens het staan.

Voor de waarden van de lijnintegraal geldt hetzelfde en ook de grootte van de statokinesigrammen lijkt geen duidelijke relatie te hebben met de lengte van de proefpersoon. In de uiteindelijke bewerking van de gegevens is derhalve geen correctie toegepast voor de lengte van de proefpersoon.

6-3-2. INVLOED VAN LICHAAMSGEWICHT OP DE BEWEEGLIJKHEID.

Teneinde de invloed van het gewicht van de proefpersoon op de stabilometrische meetgegevens te onderzoeken, kunnen matchgroepen van zes personen worden samengesteld. Het gewichtsverschil tussen de gematchte personen is ca. 38%.

Tabel 6-2 Invloed van gewicht op de stabilometrische meetgegevens.
Matchgroep A bestaat uit zware en B uit lichte personen.

Testsituatie:	I		II		III		IV		V		VI		VII		VIII	
	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
Uitwijking V-A	30	47	42	33	47	47	87	82	31	25	34	28	44	41	31	30
gecorrigeerd	.34	.72	.48	.52	.52	.72	.96	1.24	.35	.39	.38	.43	.49	.61	.57	.48
Uitwijking L-R	21	21	29	20	43	39	78	69	21	20	25	22	28	31	34	26
gecorrigeerd	.24	.33	.33	.31	.48	.61	.88	1.09	.24	.31	.28	.33	.31	.47	.37	.42
Lijnintegraal	101	103	104	73	152	141	324	214	108	94	120	111	132	132	135	108
gecorrigeerd	114	165	121	117	172	225	359	326	123	151	134	170	147	203	153	174
Statokinesigram	1,4	1,1	1,5	1,2	2,1	2,7	6,0	4,8	1,1	1,0	1,6	1,1	1,5	2,4	1,8	1,2

In tabel 6-2 is in de eerste plaats aangegeven de uitwijking van beide matchgroepen in beide bewegingsrichtingen; deze waarden zijn verkregen door middeling van de gemiddelde uitwijking van de personen in de desbetreffende groepen. Daaronder is voor elke situatie de voor gewicht gecorrigeerde waarde vermeld, zoals die verkregen wordt wanneer men voor elke proefpersoon het quotiënt bepaalt van zijn gemiddelde uitwijking en zijn lichaamsgewicht en van deze getallen per matchgroep het gemiddelde bepaalt. Ook hier blijkt dat de groep zware personen niet in alle situaties een grotere gemiddelde uitwijking heeft als de groep, bestaande uit lichte per-

sonen. Voor geen van de situaties kan, op grond van de toets van Wilcoxon, het verschil significant worden genoemd. Opmerkelijk is, dat in bijna alle gevallen het delen door het lichaamsgewicht een te sterke correctie geeft en dat de grootste uitwijkingen dan juist gaan voorkomen bij de groep van lichte personen.

De ongecorrigeerde gemiddelde lijnintegraal is in twee van de acht situaties voor de groep lichte personen reeds groter en na de correctie voor het gewicht is dit in zes situaties het geval. Het gemiddelde statokinesigram is in zes situaties groter voor de groep zwaardere personen.

Uit de gegevens komt naar voren, dat het gewicht van de proefpersoon wel enige relatie lijkt te hebben met de grootte van de gemiddelde uitwijking tijdens het staan, maar dat de omrekening van de meetgegevens op een eenheid-lichaamsgewicht kennelijk niet de goede correctie is om deze invloed te nivelleren. Dit is niet in overeenstemming met de verwachtingen op grond van de differentiaalvergelijking, zoals die door verschillende auteurs is opgesteld ter beschrijving van de amplitude van de bewegingen tijdens het staan.

In de uiteindelijke bewerking van de gegevens in dit onderzoek is geen correctie voor het lichaamsgewicht toegepast.

6-3-3. INVLOED VAN LEEFTIJD OP DE BEWEEGLIJKHEID.

De invloed van de leeftijd van de proefpersonen op de stabilometrische gegevens kan onderzocht worden door middel van het vergelijken van matchgroepen, bestaande uit vijf personen. De gemiddelde leeftijd van de ouderen is 49 jaar en van de jongeren 21 jaar.

Tabel 6-3 Invloed van leeftijd op de stabilometrische meetgegevens.
Matchgroep A bestaat uit oudere en B uit jongere personen.

Testsituatie:	I		II		III		IV		V		VI		VII		VIII	
	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
Uitwijking V-A	29	33	31	27	42	43	78	88	26	30	30	42	49	43	40	32
Uitwijking L-R	16	19	20	21	32	45	85	72	23	21	18	24	32	29	35	19
Lijnintegraal	72	74	78	73	127	122	194	215	94	88	112	108	107	115	111	93
Statokinesigram	0,9	1,0	1,3	1,1	3,1	2,8	6,8	6,0	1,2	1,5	1,2	1,5	1,8	1,5	1,5	1,4

In tabel 6-3 zijn voor beide bewegingsrichtingen de gemiddelde waarden per situatie opgegeven, zoals die verkregen zijn door middeling van de gemiddelde excursies van de personen uit de beide groepen. Daaronder zijn gegeven de gemiddelde waarden van de lijnintegralen en van de statokinesigrammen. De groep oudere personen blijkt in de helft van de gevallen een grotere uitwijking te hebben in één van beide bewegingsrichtingen. De lijnintegraal is in vijf van de acht situaties groter voor de groep oudere personen. De leeftijd blijkt de grootte van het statokinesigram niet duidelijk te beïnvloeden.

De conclusie lijkt gewettigd dat de leeftijd van de persoon geen sterke invloed heeft op de amplitude van de lichaamszwaai en in de uiteindelijke bewerking van de meetgegevens is met de leeftijd van de proefpersoon verder geen rekening gehouden.

6-3-4. INVLOED VAN SPORT-AKTIVITEIT OP DE BEWEEGLIJKHEID.

Door middel van een vragenlijst is van elke proefpersoon informatie verkregen omtrent activiteiten op het gebied van de sport. De norm die de verschillende personen hanteren omtrent het veel of weinig aan sport doen, blijkt sterk te verschillen. Daarnaast is het de vraag, of de verschillen de takken van sport die de proefpersonen beoefenen zonder meer gelijkgesteld mogen worden, wanneer het gaat om een mogelijk positieve invloed op het bewaren van de stabiliteit. Getracht is de matchgroep met name samen te stellen uit personen die veelvuldig takken van sport beoefenen, waarvoor een fijne motoriek vereist is. De groepen bestaan uit tien personen.

Tabel 6-4 Invloed van sportbeoefening op de stabilometrische meetgegevens.
Matchgroep A bestaat uit sportbeoefenaars.

Testsituatie:	I		II		III		IV		V		VI		VII		VIII	
	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
Uitwijking V-A	41	30	36	31	52	41	83	91	37	31	38	37	38	49	41	39
Uitwijking L-R	30	16	20	22	44	46	79	75	25	19	25	24	27	30	26	24
Lijnintegraal	109	70	85	82	116	122	194	178	104	94	96	107	100	114	94	136
Statokinesigram	1,4	1,0	1,5	1,5	2,2	2,5	4,8	5,5	1,4	1,1	1,1	1,5	2,0	2,4	2,0	2,0

In tabel 6-4 worden de gemiddelde waarden gegeven van de gemiddelde uitwijkingen van beide matchgroepen. In tien van de zestien gevallen blijkt, dat een gemiddelde waarde voor de groep sportbeoefenaars groter is dan voor de matchgroep. Daartegenover staat dat de lijnintegraal slechts in vier van de acht situaties groter is voor de groep sportbeoefenaars. Hierbij stuiten we op het verschijnsel dat de lijnintegraal niet zonder meer gezien kan worden als resultante van de gemiddelde uitwijkingen in voor-achterwaartse en zijwaartse richting. De lijnintegraal geeft in eerste instantie informatie over de beweeglijkheid van het lichaam, terwijl de gemiddelde uitwijking meer informatie geeft omtrent de uitwijking vanuit de centrale stand die het lichaam tijdens de meting gehad heeft. Nu is te verwachten dat met name hogere frequenties in het stabilogram de lijnintegraal wel vergroten, maar de gemiddelde uitwijking hoegenaamd niet beïnvloeden. Voor het bepalen van de mate waarin hogere frequenties in het stabilogram voorkomen, is in het computerprogramma de piekdetectiemethode opgenomen. Bij het bespreken van de resultaten met dit programmaonderdeel zal nader aandacht besteed worden aan de invloed die de sportbeoefening heeft op het aantal gedetecteerde pieken. De bewerking van de statokinesigrammen geeft geen aanwijzing voor een duidelijk verschil tussen beide matchgroepen.

Op grond van deze meetgegevens mogen wij concluderen dat de mate van sportactiviteit geen duidelijke relatie heeft met de amplitude van de bewegingen tijdens het staan, zodat aan deze factor in de uiteindelijke bewerking van de meetgegevens geen verdere aandacht is besteed.

6-3-5. INVLOED VAN GEVOELIGHEID VOOR ZEEZIEKTE OP DE BEWEEGLIJKHEID.

Zeeziekte ontstaat hoofdzakelijk door overprikkeling van het evenwichtsorgaan (Groen, de Wit, Nieuwenhuysen, v. Maanen). In verband met de aard van deze studie is op ons verzoek in de groep marinemensen een zo groot mogelijk aantal personen opgenomen, die gevoelig zijn voor zeeziekte. Vier personen die veel last van zeeziekte hebben, zijn gematcht met personen die deze verschijnselen tijdens hun zeereizen nooit hebben gekend.

In tabel 6-5 is voor elke situatie vermeld de gemiddelde waarde van beide groepen, verkregen door de gemiddelde uitwijkingen van de personen te middelen, alsmede ook de gemiddelde waarden van de lijnintegralen en de statokinesigrammen. De gemiddelde uitwijkingen van beide groepen verschillen in geen van de beide bewegingsrichtingen duidelijk; in elf van de zestien situaties is de waarde groter voor de groep zeezieken, maar de ver-

schillen zijn niet significant wanneer ze worden getoetst met de toets van Wilcoxon.

Opvallend is echter, dat in situatie I en V de gemiddelde excursies van de groep zeezieken in beide bewegingsrichtingen groter zijn dan in de vergelijkbare situaties II en IV, waarbij de ogen gesloten zijn. Een verklaring voor het verschijnsel, dat in situatie I de stabiliteit minder gunstig is dan in situatie II, kan worden gevonden in het feit dat de proefpersonen in eerste instantie nog moesten wennen aan de test en mogelijk ook enigszins nerveus zijn geweest. Ervaring leerde, dat in situatie V de proefpersonen voldoende vertrouwd waren met de testprocedure, zodat deze verklaring dan niet meer bevredigend is.

Tabel 6-5 Invloed van gevoeligheid van zeeziekte op de stabilometrische meetgegevens.
Matchgroep A bestaat uit personen die gevoelig zijn voor zeeziekte.

Test situatie:	I		II		III		IV		V		VI		VII		VIII	
	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
Uitwijking V-A	42	28	29	32	38	46	77	103	45	24	34	34	37	46	43	37
Uitwijking L-R	21	17	21	16	41	44	86	78	27	25	25	21	36	31	37	20
Lijnintegraal	80	67	79	84	123	110	252	257	85	74	106	96	146	113	113	88
Statokinesigram	1,6	0,7	1,1	1,2	2,0	2,1	5,0	5,7	1,2	0,8	1,1	1,0	1,7	2,2	1,5	1,3

Nagegaan is bij welke personen de stabiliteit in situatie I, zowel als in situatie V, ongunstiger is dan in respectievelijk de situaties II en VI; wanneer dit het geval is wordt gesproken van een positief zijn van het criterium. Het criterium blijkt positief te zijn bij twaalf van de negenveertig personen, van wie gegevens bekend zijn omtrent gevoeligheid voor zeeziekte. Van de resterende proefpersonen - net opgekomen dienstplichtigen - zijn hieromtrent geen gegevens bekend.

De personen die verklaarden gevoelig te zijn voor zeeziekte, zijn ingedeeld in drie categorieën:

- vrij gevoelig voor zeeziekte
- licht gevoelig voor zeeziekte
- zeer licht gevoelig voor zeeziekte.

Tot de groep "zeer licht gevoelig voor zeeziekte" zijn die personen gerekend die aangaven, dat zij hinder hadden tijdens de eerste vaardagen gedurende een periode van ongeveer één dag, in het geval dat gevaren werd op een klein schip bij windkracht 7 à 8.

Wanneer de klachtenperiode wat langer duurde en deze klachten ook reeds

optraden bij windkracht 5 à 6, werd de desbetreffende persoon aangemerkt als zijnde licht gevoelig voor zeeziekte.

Wanneer de klachten gedurende de hele vaart optraden, danwel zich steeds herhaalden bij geringe windkracht en ook voorkwamen bij het varen op grotere schepen, is de persoon aangemerkt als zijnde vrij gevoelig voor zeeziekte.

Onderstaand figuurtje geeft de relatie tussen het gevoelig zijn voor zeeziekte en het bovengenoemd criterium.

	gevoeligheid voor zeeziekte		
	+	-	totaal
met ogen dicht stabiel dan met ogen open	9	3	12
met ogen dicht niet sta- biel dan met ogen open	12	25	27
Totaal	21	28	49

Voor de personen die gevoelig zijn voor zeeziekte is de verhouding voor wel of niet stabiel staan met gesloten ogen $9 : 12 = 3 : 4$.

Voor de groep personen die niet gevoelig zijn voor zeeziekte is deze verhouding $3 : 25$.

Vervolgens is nagegaan of er een relatie bestaat tussen het zich manifesteren van dit criterium en de mate van gevoeligheid voor zeeziekte. Hierbij blijkt dat het criterium positief is bij:

- 4 van de 5 vrij gevoeligen voor zeeziekte
- 3 van de 9 licht gevoeligen voor zeeziekte
- 2 van de 7 zeer licht gevoeligen voor zeeziekte
- 3 van de 28 niet gevoeligen voor zeeziekte.

Hieruit blijkt dat de groep, bestaande uit personen die vrij gevoelig zijn voor zeeziekte, significant ($P < 0,03$) stabiel staat met gesloten ogen dan met open ogen.

In het licht van de publikatie van de Wit betreffende de relatie tussen het cupulogram en het gevoelig zijn voor zeeziekte, ligt het voor de hand de verklaring van dit waargenomen verschijnsel te zoeken in het functioneren van het vestibulaire orgaan. Het lijkt alsof bij de personen die

vrij gevoelig zijn voor zeeziekte, het vestibulaire systeem optimaal functioneert. Het zou interessant zijn een vervolgonderzoek uit te voeren bij marinemensen die niet binnen zijn gekomen, na een lange zeereis op een kleiner schip.

Voorzichtigheidshalve zijn de testgegevens van personen die vrij gevoelig of licht gevoelig zijn voor zeeziekte niet gebruikt in het uiteindelijke berekenen van het populatiegemiddelde.

6-3-6. CONCLUSIE VAN DE MATCHMETHODIEK TEN AANZIEN VAN DE BEWEEGLIJKHEID.

Op grond van het voorgaande kan geconcludeerd worden, dat de amplitude van de beweging tijdens het staan niet duidelijk afhankelijk is van de leeftijd en sport-activiteit en ook niet van lengte of gewicht van de onderzochte persoon. Met name deze laatste feiten zijn niet in overeenstemming met hetgeen verwacht mag worden op grond van een modelmatige benadering, welke ten grondslag ligt aan de differentiaalvergelijkingen die verschillende auteurs hebben opgesteld voor het beschrijven van de bewegingen tijdens het staan.

Welhaast onontkoombaar dringt de gedachte zich op dat andere - niet in de analyse opgenomen - factoren een belangrijke invloed hebben op het proces dat de beweeglijkheid tijdens het staan bepaalt.

Een andere mogelijkheid is echter dat in het proces dat ten grondslag ligt aan het optimaal handhaven van de stabiliteit, de verschillende factoren een verschillende gewichtsfactor hebben, teneinde tot een optimaal samenspel te komen. Volgens deze laatste gedachtengang zouden de in dit onderzoek uitgevoerde bewerkingsmethoden in feite te simpel zijn. De opmerkelijke invloed van de visuele informatie op de stabiliteit bij personen die gevoelig zijn voor zeeziekte, zou hiervan een voorbeeld kunnen zijn.

6-3-7. HET OPSTELLEN VAN CRITERIA VOOR DE BEWEEGLIJKHEID.

De onderzochte parameters hebben kennelijk niet een zodanige invloed op de stabiliteit van de staande mens, dat hiervoor gecorrigeerd hoeft te worden. Derhalve zijn de meetgegevens van alle personen, met uitzondering van de mensen die gevoelig zijn voor zeeziekte, tezamen genomen en als ijk-materiaal gebruikt. De meest voor de hand liggende manier van bewerken zou zijn geweest het gemiddelde uit te rekenen en de standaarddeviatie te bepalen. Nu is deze methodiek alleen toegestaan, wanneer de te bewerken ge-

gevens een normaalverdeling hebben. De verdeling van de gemiddelde uitwijking is zeker geen normaalverdeling, omdat enerzijds niemand in staat is geheel stil te staan en anderzijds de beperking van de beweeglijkheid wordt bepaald door het feit dat de proefpersoon van de stabilometer afvalt. In feite hebben we hier te maken met een scheve verdeling die bij voorbeeld te vergelijken is met die van de inkomens van de werkende mensen in de samenleving. Getracht kan worden een dergelijke scheve verdeling door een speciaal gekozen eenhedenstelsel te transformeren tot een normaalverdeling.

In de bewerking zijn beide methodieken toegepast. Tabel 6-6 geeft de gemiddelde waarde met de standaarddeviatie, wanneer geen correctie voor de scheve verdeling wordt toegepast. Daaronder zijn de resultaten gegeven, wanneer men in plaats van de gemiddelde uitwijking de logaritme van deze grootte neemt. Bij een eerste beschouwing lijkt het nemen van de logaritme een grote verbetering te geven. Bij nader inzien blijkt echter dat de standaarddeviatie in verhouding tot de gemiddelde waarde weliswaar veel gunstiger is, maar dat de gemiddelde waarden voor de acht testsituaties elkaar ook veel meer genaderd zijn. In feite komt het erop neer, dat deze transformatie naar een logaritmische schaal de presentatie van de gegevens verbetert, maar het scheidend vermogen van de test niet gunstiger maakt.

Tabel 6-6 Gemiddelde waarde met standaarddeviatie van de gemiddelde uitwijkingen en van de lijnintegralen van de personen uit de marinepopulatie voor de acht testsituaties.

Testsituatie:	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII
Gemiddelde uitwijking								
V-A								
lineaire schaal	38 ± 19	35 ± 8	49 ± 11	89 ± 22	30 ± 9	34 ± 10	43 ± 15	37 ± 11
logaritm. schaal	3.6 ± .4	3.5 ± .3	3.8 ± .2	4.5 ± .2	3.3 ± .3	3.5 ± .4	3.7 ± .3	3.5 ± .3
I-R								
lineaire schaal	22 ± 11	22 ± 14	45 ± 14	86 ± 25	22 ± 6	24 ± 6	30 ± 16	26 ± 12
logaritm. schaal	3.0 ± .4	3.0 ± .4	3.7 ± .3	4.4 ± .3	3.0 ± .3	3.1 ± .3	3.3 ± .4	3.2 ± .4
Lijnintegraal								
lineaire schaal	86 ± 23	91 ± 38	120 ± 24	229 ± 61	88 ± 18	101 ± 19	116 ± 26	108 ± 58

In tabel 6-6 zijn tevens de gemiddelde waarden van de lijnintegraal gegeven voor de verschillende testsituaties. Ook hier zijn de standaarddeviaties berekend, alsof er sprake kan zijn van een normaalverdeling. De spreiding om de gemiddelde waarde blijkt voor de lijnintegraal naar verhouding even groot te zijn als voor de gemiddelde uitwijking. Alleen in situatie IV onderscheidt de waarde van de lijnintegraal zich min of meer duidelijk van die in de andere testsituaties. Opmerkelijk is dat het quo-

tiënt van de waarde van de lijnintegraal en de gemiddelde uitwijking in V-A richting vrijwel een constante waarde heeft voor alle testsituaties. Het dikke schuimrubber blijkt de gemiddelde uitwijking in zijwaartse richting sterker te vergroten dan de lijnintegraal; de visuele informatie heeft weinig invloed op deze verhouding.

In de praktijk blijkt de lijnintegraal dus een zinvol gegeven te zijn.

6-3-8. INVLOED VAN DE TESTSITUATIE OP DE BEWEEGLIJKHEID.

Wanneer men de meetgegevens van de verschillende testsituaties vergelekt, valt op dat met name de dunne laag verend materiaal onder de stabilometer weinig invloed heeft. De resultaten van situatie V en VI corresponderen over het algemeen goed met die van situatie I en II. Opgemerkt kan worden dat voor alle proefpersonen de testsituatie I volledig nieuw was en dat een zekere mate van nervositeit een ongunstige invloed gehad kan hebben op het testresultaat. Over het algemeen blijkt in deze situatie de visuele informatie een stabiliserende factor te zijn. Het eigenaardige gedrag van personen die gevoelig zijn voor zeeziekte, werd reeds besproken.

Het dikke stuk schuimrubber vermindert de stabiliteit met name in links-rechts richting en de visuele informatie blijkt voor alle proefpersonen van groot belang te zijn. Het hoofdschudden heeft een betrekkelijk geringe en sterk individueel bepaalde invloed. Er blijkt geen eenduidig verschil tussen de situaties VII en VIII, zodat ook hier naar voren komt dat de dunne laag veerkrachtig materiaal geen grote invloed heeft.

Uit tabel 6-6 komt naar voren dat de gemiddelde uitwijkingen in de omschreven testsituaties weliswaar duidelijk lijken te verschillen, maar dat de standaarddeviaties over het algemeen groter zijn dan deze verschillen. In zes van de acht testsituaties liggen de gemiddelde uitwijkingen binnen het interval van de standaarddeviaties. Een uitzondering hierop maken de situaties III en IV, waarbij een dik stuk schuimrubber is toegepast, maar zelfs dan is het onderscheid met de situaties waarbij het schuimrubber niet is toegepast, niet erg overtuigend.

Op grond van deze meetgegevens lijkt het een moeilijke zaak tot een maatstaf te komen, die kan dienen om een geconstateerde beweeglijkheid tijdens het staan als pathologisch aan te merken.

Als bedenking tegen de bovenbeschreven normeringspoging kan worden ingebracht, dat dit onderzoek voor de marinemensen een duidelijke relatie

had met gevoelig zijn voor zeeziekte. Op grond van dit feit is het niet geheel onmogelijk dat een deel van de beroepsmilitairen het onderzoek als een bedreiging voor hun loopbaan heeft ervaren, hetgeen de testresultaten kan hebben beïnvloed.

Als argument tegen deze bedenking kan men aanvoeren, dat de gemiddelde waarden van de groep van vijftientig dienstplichtige marinemensen zich niet onderscheiden van die van de beroepsmilitairen. In het eindresultaat zijn de gegevens van beide groepen dan ook samengenomen.

6-4. BEWERKING VAN DE GEGEVENS, VERKREGEN MET DE PIEKDETECTIEMETHODE.

In hoofdstuk IV is beschreven, dat in het analyseprogramma een onderdeel is opgenomen dat ten doel heeft de extreme waarden van de amplitude in het stabilogram te detecteren. Dit piekdetectieprogramma is toegepast zowel voor de samplefrequentie van twintig samples per seconde (het bepalen van de "snelle pieken"), alsook voor de gereduceerde samplefrequentie van 20 : 3 samples per seconde (het bepalen van de "langzame pieken"). De gedetecteerde pieken zijn vastgelegd in de vorm van tijdsintervalhistogrammen. Op deze wijze kan voor ieder geanalyseerd stabilogram een indruk verkregen worden omtrent:

- 1) het aantal gedetecteerde pieken
- 2) de verdeling van de tijdsintervallen tussen de opeenvolgende gedetecteerde pieken.

6-4-1. DE PIEKDETECTIE MET DE HOGE SAMPLEFREQUENTIE.

Wanneer in een tijdsinterval van bij voorbeeld tien seconden een aantal pieken wordt gedetecteerd, is het de vraag of dit totale aantal op zichzelf het meest relevante gegeven is. Immers vijf gedetecteerde pieken, behorende bij een frequentie van .5 Hz, is een optimaal aantal, maar wanneer deze vijf pieken, gezien hun onderlinge tijdsverschil, toegeschreven moeten worden aan een periodiciteit van 1.5 Hz, dan betekent dit dat slechts een-derde van het aantal aanwezige pieken is gedetecteerd.

Op grond van deze overwegingen is in een eerdere bewerking (Kapteyn 1972) aan gedetecteerde pieken een gewichtsfactor toegekend, gerelateerd aan de grootte van het tijdsinterval, verlopen sinds het detecteren van de voorlaatste piek. Het blijkt dat met deze bewerkingsprocedure de piekdetectiemethode weinig waardevolle informatie geeft. Dit is ook niet zo verwonderlijk, omdat het extreem doorvoeren van deze procedure uitloopt op

een ingewikkelde methode om te bepalen hoeveel samples er genomen zijn.

Ondanks de aanvankelijke bedenkingen is uiteindelijk toch de som van al die gedetecteerde pieken genomen, waarvan de tijdsperiode tot de voorafgaande gedetecteerde piek kleiner is dan 0,75 seconde. Deze grens is genomen, omdat alle componenten in het stabilogram met frequenties groter dan 1,33 Hz vrijwel zeker afkomstig moeten zijn van reflexgestuurde spierakties. Deze wijziging in de methode van bewerking brengt met zich mee dat de snel op elkaar volgende pieken een grotere invloed gaan krijgen op het testresultaat, ten koste van de pieken met grotere onderlinge tijdsintervallen.

Bij de bewerking van de meetgegevens, verkregen met behulp van de piekdetectiemethode, is weer aandacht besteed aan de invloed van de vijf in 6-3 geïntroduceerde factoren. Voor alle personen uit de reeds genoemde matchgroepen is het aantal gedetecteerde pieken vastgelegd. Vervolgens is nagegaan in hoeverre elk van de vijf onderzochte factoren invloed heeft op het aantal gedetecteerde pieken.

Tabel 6-7 Gemiddeld aantal gedetecteerde pieken voor de verschillende matchgroepen in de acht testsituaties.

Testsituatie:	I		II		III		IV		V		VI		VII		VIII	
	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R
Matchfactor																
<u>Langte</u>																
groep A (lang)	65	49	86	49	49	43	42	47	77	47	68	49	74	49	81	48
groep B	85	55	110	57	81	50	75	45	87	57	80	55	86	61	90	57
<u>Gewicht</u>																
groep A (zwaar)	85	68	88	64	80	58	67	56	96	71	88	65	110	67	100	63
groep B	43	55	87	64	53	60	54	54	93	55	87	56	90	69	100	75
<u>Leeftijd</u>																
groep A (ouderen)	86	44	74	43	75	45	57	47	89	44	91	49	78	58	96	56
groep B	69	40	82	42	61	42	69	44	79	42	75	46	87	51	84	47
<u>Sportactiviteit</u>																
groep A (veel)	131	48	127	45	70	47	69	47	78	52	103	50	69	52	72	52
groep B	74	49	72	53	55	48	67	53	73	43	80	57	82	62	90	56
<u>Zeeziektegevoelig</u>																
groep A (zeeziek)	59	39	48	41	39	39	63	52	59	35	85	43	34	38	52	47
groep B	55	44	51	41	54	47	65	45	60	43	53	44	45	41	52	37
<u>Gemiddelde</u>																
Totale Populatie	84	53	92	52	71	51	65	52	87	53	83	55	87	50	88	58

Het lijkt of er belangrijke verschillen voorkomen tussen de meetgegevens van de diverse matchgroepen, zoals gegeven in tabel 6-7. Deze verschillen blijken echter in geen geval significant te zijn, wanneer men de toets van Wilcoxon toepast. Voor een deel worden de ogenschijnlijke verschillen namelijk veroorzaakt door het verschijnsel, dat bij een aantal personen in alle testsituaties een opmerkelijk hoog aantal snelle pieken is gedetecte-

teerd. Hierop komen wij later in dit hoofdstuk terug.

Omdat de vijf onderzochte factoren kennelijk geen duidelijke invloed hebben op het aantal gedetecteerde pieken, is het gemiddeld aantal gedetecteerde pieken per testsituatie bepaald voor alle proefpersonen, met uitzondering van de personen die ernstig gevoelig zijn voor zeeziekte (tabel 6-7). Het blijkt dat in alle situaties het stabilogram van de beweging in voor-achterwaartse richting een groter aantal pieken vertoont, dan dat voor de beweging in zijwaartse richting. Voor zes van de acht testsituaties is het gemiddeld aantal gedetecteerde pieken praktisch gelijk. Een uitzondering vormen de situaties III en IV, waar het veerkrachtige schuimrubber kennelijk de "gepiektheid" van de stabilogrammen voor alle matchgroepen, zowel als voor de hele populatie, heeft onderdrukt. Opmerkelijk is, dat het hoofdschudden geen duidelijke invloed heeft op het aantal gedetecteerde pieken.

Bij een bepaalde groep wordt een opvallend aantal pieken vastgelegd. Dit is dan het geval in alle acht testsituaties. Op zoek naar een mogelijke oorzaak van dit verschijnsel blijkt dat nòch lengte, nòch gewicht, nòch sport-activiteit een gemeenschappelijke factor vormt bij de personen in deze groep. Het zou kunnen zijn dat de betreffende personen vlak voor het onderzoek nog gerookt hadden of alcohol hadden gebruikt. In de groep komen echter ongeveer evenveel personen voor, voor wie deze feiten bevestigd als ontkend moeten worden, zodat het niet waarschijnlijk is dat hier de oorzaak van de extra "gepiektheid" ligt. Wel is het opmerkelijk dat een groot deel van de desbetreffende metingen gedaan zijn aan het einde van de werkdag, hetgeen erop zou kunnen wijzen dat vermoeidheid het aantal pieken doet toenemen.

Op grond van de publikatie van Kühnke (1959) zou men kunnen veronderstellen dat er een relatie bestaat tussen het aantal pieken en het mentaal betrokken zijn bij de test, hetgeen leidt tot extra inspanning om goed stil te staan. Deze relatie kan door ons echter niet aangetoond worden, omdat wij geen criterium voorhanden hebben om het betrokken-zijn bij de test te meten. Hierbij moge worden opgemerkt dat alle proefpersonen tijdens de test eenvoudige rekenopgaven moesten uitvoeren.

6-4-2. DE PIEKDETECTIE MET DE GEREDUCEERDE SAMPLEFREQUENTIE.

Naast de reeds besproken piekdetectie, waarbij alle twintig samples per seconde zijn benut, is ook een piekdetectie toegepast op elk derde sample.

Dit onderdeel van het computerprogramma was bedoeld om de periodiciteit van componenten met lagere frequenties in het stabilogram na te gaan. Het resultaat van deze methodiek voldoet, wanneer in het laboratorium gewerkt wordt met sinusvormige signalen van lage frequenties. In de praktijk blijkt echter dat de hogere componenten in het stabilogram invloed hebben op de plaats, waar de maxima van de langzame golf worden gedetecteerd. Bij een aantal personen levert deze methode een min of meer bevredigend resultaat op, maar het stabilogram heeft dan een dusdanig, haast sinusvormig verloop, dat men met de hierna te bespreken auto-correlatiemethodiek een duidelijker indruk kan verkrijgen omtrent de periodiciteit van het bewegingspatroon.

6-5. BEWERKING VAN DE AUTO-CORRELATIEGEGEVENS.

Het derde onderdeel van het computerprogramma heeft betrekking op het berekenen van de auto-correlatiefunctie. Deze functie is zowel berekend voor de hoge samplefrequentie, alsook voor de gereduceerde samplefrequentie. In de praktijk blijkt dat de eerst genoemde auto-correlatiefunctie slechts in enkele gevallen duidelijke aanwijzing geeft voor een component van 1 Hz of hoger. In die gevallen is de piekdetectiemethodiek met de hoge samplefrequentie superieur, omdat dan in het tijdsintervalhistogram een duidelijk gepiekte structuur naar voren komt. Aanduidingen voor langzame componenten kunnen met behulp van de correlatiefunctie met de hoge samplefrequentie wel verkregen worden, maar omdat deze slechts een tijdsinterval van totaal 3 seconden beslaat, impliceert dit dat alleen de ligging van het eerste maximum min of meer scherp bepaald kan worden. De auto-correlatiefunctie met de gereduceerde samplefrequentie beslaat een drie maal zo groot tijdsinterval en hiermee kan het verloop in de tijd van de langzame component in het stabilogram beter bestudeerd worden.

In de praktijk wordt de auto-correlatiefunctie, bepaald met de hoge samplefrequentie, alleen gebruikt als indicatie bij de interpretatie van de met de gereduceerde samplefrequentie verkregen correlatiefunctie.

6-5-1. DE AUTO-CORRELATIEFUNCTIE.

Met behulp van het piekdetectiedeel van het computerprogramma zijn de coördinaten van de extreme waarden van de auto-correlatiefuncties vastgelegd. Bij de verwerking zijn alle auto-correlatiefuncties genormeerd, zodanig dat de amplitude op tijdstip $T = 0$ op 100% is gesteld. Vervolgens

zijn de auto-correlatiefuncties ingedeeld in vier categorieën:

- klasse A omvat alle auto-correlatiefuncties die een aantal maxima en minima hebben op onderling gelijke afstand, terwijl bovendien de eerste positieve piek een amplitude van tenminste 30% en de tweede van tenminste 20% heeft van de amplitude op tijdstip $T = 0$.
- klasse B omvat alle auto-correlatiefuncties die duidelijk omschreven positieve en negatieve extreme waarden hebben, welke onderling op een nagenoeg constante afstand liggen.
- klasse C omvat die correlatiefuncties, waarbij een aantal extreme waarden optreden die de 20% overschrijden, maar waarvan de onderlinge afstand geen aanwijzing geeft voor een duidelijke periodiciteit.
- klasse D omvat die auto-correlatiefuncties, waarin geen duidelijke aanwijzing is te vinden voor enige periodiciteit.

Bij het bekijken van de auto-correlatiefuncties op het beeldscherm van de oscilloscope blijkt, dat de functies zeer uiteenlopende vormen kunnen hebben. Zo komen bij voorbeeld "zwevingspatronen" naar voren, zoals getekend zijn in figuur 17, betrekking hebbend op auto-correlatiefuncties van stabilogrammen, gemaakt tijdens galvanische stimulatie.

Bij de bewerking van de gegevens is in de eerste plaats weer aandacht besteed aan de vijf in het begin van dit hoofdstuk geïntroduceerde fysieke grootheden. Voor elk van de gematchte groepen is nagegaan of er duidelijke verschillen zijn in het voorkomen van periodiciteiten. Dit blijkt niet het geval te zijn in de auto-correlatiefuncties die een duidelijke periodiciteit vertonen en dus ingedeeld zijn in klasse A of klasse B.

Vervolgens werd nagegaan of er mogelijk een verschil in de periode van de posturale zwaai is, in relatie tot één van de vijf onderzochte grootheden. Hiervoor kan geen aanwijzing worden gevonden. Omdat geen van de vijf onderzochte grootheden een duidelijke invloed heeft op de periodiciteit van de auto-correlatiefunctie, lijkt het verantwoord ook hier de meetgegevens van alle personen tezamen te nemen, weer met uitzondering van personen die gevoelig zijn voor zeeziekte. De periodiciteiten in de diverse auto-correlatiefuncties variëren tussen 0,29 en 0,9 Hz. Wanneer de verdeling wordt beschouwd als een normaalverdeling, liggen het 25% punt en het 75% punt bij respectievelijk 0,3 en 0,7 Hz.

Voor elk van de testsituaties is in tabel 6-8 opgegeven de mate (en dit uitgedrukt in procenten) waarin de auto-correlatiefuncties voorkomen, zoals

die ingedeeld zijn in klasse A, B, C en D. Daarnaast is in de tabel aangegeven het gemiddelde van de zwaalfrequenties, zoals deze zich voordoen in de auto-correlatiefuncties in klasse A en klasse B en dit zowel voor de beweging in voor-achterwaartse als in zijwaartse richting.

Tabel 6-8 Mate van voorkomen van periodiciteit in de auto-correlatiefunctie, gerubriceerd in klassen A, B, C en D, uitgedrukt in % voor de verschillende testsituaties.

Testsituatie:	I		II		III		IV		V		VI		VII		VIII	
	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R
Klasse A	17	15	10	11	32	12	38	39	22	15	28	16	21	23	15	25
B	20	20	30	20	32	39	41	36	25	30	20	23	36	17	25	15
C	51	45	55	54	36	48	21	22	47	45	42	49	36	41	54	45
D	12	20	5	15	-	1	-	3	6	10	10	12	7	19	6	15

Gemiddelde periodiciteit uitgedrukt in Hz van de auto-correlatiefunctie voor de klassen A en B in de verschillende testsituaties.

Testsituatie:	I		II		III		IV		V		VI		VII		VIII	
	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R
Klasse A	.35	.39	.44	.44	.51	.47	.44	.44	.55	.51	.55	.47	.47	.42	.47	.44
B	.42	.39	.35	.37	.51	.42	.44	.44	.55	.51	.61	.44	.47	.37	.47	.42

Voor zes van de acht situaties blijken de periodiciteiten ongeveer in dezelfde mate voor te komen; een uitzondering vormen weer de situaties III en IV, waar kennelijk ten gevolge van de dikke laag schuimrubber de neiging om periodiek te zwaaien groter is. De gemiddelde periodiciteit per groep en per bewegingsrichting is voor de stabilogrammen in klasse A en klasse B vrijwel gelijk.

Wanneer de neiging om in voor-achterwaartse richting te zwaaien vergeleken wordt met de neiging om in zijwaartse richting te zwaaien, valt op dat deze laatste neiging geringer is in alle testsituaties en dat bovendien de frequentie van de slingering in zijwaartse richting vaak afwijkt van die van de voor-achterwaarts gerichte slingerbeweging. Dit verschil lijkt in situatie V, VI en VII het grootst, mogelijk ten gevolge van de dunne laag verend materiaal tussen de onderkant van de stabilometer en de vloer.

Dit verschil in slingertijd kan niet verklaard worden op grond van het feit dat het hier een vergelijking betreft van gemiddelde gegevens, die afkomstig zijn van een tamelijk kleine groep die kan bestaan uit vrij sterk verschillende personen. Als bewijs dat deze verklaring niet juist is, moge verwezen worden naar tabel 6-9, waarin de gegevens staan vermeld van personen die zowel in voor-achterwaartse als in zijwaartse richting tegelijkertijd een periodieke auto-correlatiefunctie hebben. Opmerkelijk is dat in 80% van deze gevallen de periodiciteit in beide bewegingsrichtingen niet geheel gelijk is en soms zelfs duidelijk verschillend is.

Tabel 6-9 Relatie tussen de periodiciteiten waaraan personen tegelijkertijd in beide bewegingsrichtingen zwaaien in diverse testsituaties.

Periode van de zwaai V/A ten opzichte van L/R	Langer 30%	Gelijk 21%	Korter 49%
---	---------------	---------------	---------------

Bij het bespreken van de resultaten van de patient die spontaan slingerende bewegingen uitvoerde alsmede vestibulaire klachten had en aan wie elektrische stimuli zijn aangeboden - zoals beschreven in 5-4-3 - is dit zelfde verschijnsel evident zichtbaar geworden (figuur 17), met name ook in het spontane bewegingspatroon. In hoofdstuk VIII wordt een mogelijke verklaring voor dit verschijnsel gegeven.

6-6. SAMENVATTING VAN DE GEVONDEN RESULTATEN.

- 1) De invloed van persoonlijke parameters zoals lengte, gewicht, leeftijd en mate van sportbeoefening hebben geen duidelijke invloed op de stabilometrische meetgegevens.
- 2) Personen die gevoelig zijn voor zeesiekte blijken in vergelijkbare normale situaties stabiel te staan met gesloten ogen dan met geopende ogen.
- 3) De amplitude van de lichaamszwaai blijkt in zes van de acht testsituaties nauwelijks verschillend van grootte te zijn, in alle situaties is de gemiddelde uitwijking in voor-achterwaartse richting ongeveer anderhalf maal zo groot als die in de zijwaartse richting.
- 4) In de testsituaties III en IV, waarbij gebruik gemaakt is van een laag dik schuimrubber, zijn de gemiddelde uitwijkingen duidelijk groter en in zijwaartse richting zelfs in die mate, dat deze gelijk worden aan die in voor-achterwaartse richting.
- 5) De meetresultaten laten niet toe een scherp omliggende maatstaf vast te leggen die kan worden gebruikt om de beweeglijkheid tijdens het staan, al of niet als pathologisch aan te merken. De standaarddeviaties blijken groot in verhouding tot de verschillen in gemiddelde waarden voor de verschillende testsituaties en dit zowel voor de lijnintegraal als voor de gemiddelde uitwijking.
- 6) Het aantal gedetecteerde pieken blijkt voor een beperkt aantal personen in alle acht situaties duidelijk hoger te liggen dan voor de andere onderzochte personen. Voor dit verschijnsel kan geen bevredigende verklaring gegeven worden.

- 7) Het aantal gedetecteerde pieken is in zes van de acht situaties vrijwel even groot; in al deze situaties blijken in voor-achterwaartse richting ongeveer anderhalf maal zo veel pieken voor te komen als in zijwaartse richting.
- 8) Alle matchgroepen vertonen in situatie III en IV een minimaal aantal gedetecteerde pieken voor de beweging in voor-achterwaartse richting.
- 9) Op grond van de beoordeling van de auto-correlatiefuncties blijkt in zes van de acht testsituaties geen duidelijk verschil te bestaan in de mate van voorkomen van een duidelijke periodiciteit van de posturale zwaai.
- 10) In voor-achterwaartse richting treedt over het algemeen een grotere mate van periodiciteit op dan in zijwaartse richting.
- 11) Ook ten aanzien van de auto-correlatiefuncties onderscheiden zich situatie III en IV, waar de toepassing van het dikke stuk schuimrubber kennelijk het periodiek slingeren bevordert.
- 12) De frequentie van de posturale zwaai is voor de diverse testsituaties niet duidelijk verschillend.
- 13) In een vrij hoog percentage van de gevallen verschilt de zwaai-frequentie in voor-achterwaartse richting van die in zijwaartse richting.

Hoofdstuk VII

BEOORDELING VAN DE STABILOGRAMMEN VAN PATIENTEN MET DUIZELIGHEIDSKLACHTEN.

7-1. INLEIDING.

In het voorgaande hoofdstuk zijn de resultaten beschreven van het onderzoek, dat tot doel had te komen tot een criterium voor het normale stabilogram. De gemiddelde uitwijkingen van de onderzochte gezonde personen blijken tijdens de stabilometrische onderzoeken nogal sterk te variëren. Op grond hiervan werd het in twijfel getrokken of de verkregen gemiddelde waarden met hun spreidingen wel als maatstaf zouden kunnen worden gehanteerd, om te bepalen of een in de kliniek gemaakte registratie als pathologisch mag worden aangemerkt. Anderzijds wekt een globale beoordeling van de in de kliniek gemaakte stabilogrammen wel de verwachting, dat de onderzoeksmethode relevante informatie kan geven.

Dankzij het feit dat een groot aantal stabilogrammen in het archief op de afdeling aanwezig is van patienten die in verband met hun duizeligheidsklachten een evenwichtsonderzoek hebben ondergaan, is het mogelijk de bruikbaarheid van de onderzoeksmethode nader te bestuderen. Deze stabilogrammen zijn door middel van een penschrijver vastgelegd, zodat er geen mogelijkheid is om een computeranalyse toe te passen; wij moeten volstaan met een visuele beoordeling.

Als maat voor de instabiliteit is genomen de afstand tussen twee horizontale lijnen, waartussen de maxima en de minima van het stabilogram gelegen zijn. Hierbij is buiten beschouwing gelaten een geleidelijke verplaatsing van de curven over de breedte van het papier, die veroorzaakt kan zijn door de langzame verplaatsing tijdens de dertig seconden durende registratie. Hierbij dient opgemerkt te worden, dat in een eventueel gemaakt statokinesigram, een dergelijke langzame verplaatsing wel een vergroting van het beschreven oppervlak tot gevolg zou hebben gehad. Toch zijn deze houdingsveranderingen niet in de bewerking verdisconteerd, omdat deze niet primair gerelateerd behoeven te zijn aan de instabiliteit tijdens het staan. Bij het bespreken van het statokinesigram is aan dit punt reeds aandacht besteed.

De onderzochte personen met duizeligheidsklachten zijn in eerste instantie ingedeeld in categorieën, op grond van bevindingen, verkregen door middel van het evenwichtsonderzoek, zoals dat in de kliniek wordt uitgevoerd met behulp van loop- stand- en wijsproeven, alsook door middel van het elektronystagmografisch onderzoek in diverse houdingen en na calorische prikkeling. De stabilometrische gegevens worden bij deze indeling buiten beschouwing gelaten.

7-2. OMSCHRIJVING VAN DE GEBRUIKTE BEGRIPPEN.

In de loop van dit onderzoek zullen verschillende begrippen gebruikt worden, waarvan hier de omschrijving volgt:

Onder prikkelbaar zijn van een labyrinth wordt verstaan het verschijnsel, dat een nystagmusbeweging van de ogen kan worden opgeroepen door het spuiten van 100 cc. warm (44°) of koud (30°) water, in 20 seconden in de gehoorgang.

Als reaktietijd is genomen het tijdsinterval, gelegen tussen het beëindigen van het spuiten en het tijdstip dat twee opvolgende nystagmus-slagen meer dan 10 seconden uit elkaar komen te liggen.

Een labyrinth wordt aangemerkt als zijnde onprikkelbaar, wanneer het normaal calorimetrisch onderzoek geen nystagmusbeweging van de ogen te weeg brengt en wanneer ook het daarop uitgevoerde uitspuiten met ijswater geen nystagmus kan oproepen.

Als norm voor predominance is aangehouden dat:

- a) beide labyrinthen wel prikkelbaar zijn
- b) de verschillen in reaktietijd van beide labyrinthen, zowel voor warm als voor koud water, groter zijn dan 15%.

Als norm voor preponderance is aangehouden dat:

- a) beide labyrinthen prikkelbaar zijn
- b) het verschil in reaktietijd bij een calorisch opgewekte draaisensatie linksom ten opzichte van rechtsom, groter is dan 30%.

7-3. INDELING VAN DE ONDERZOCHE PERSONEN MET DUIZELIGHEIDSKLACHTEN.

Van totaal 79 personen zijn de stabilogrammen beoordeeld. Deze personen met duizeligheidsklachten zijn op grond van de meetresultaten van het gebruikelijk klinisch evenwichtsonderzoek ingedeeld, zonder daarbij gebruik te maken van de stabilometrische gegevens.

De indeling is als volgt:

a1) onprikkelbaar labyrinth links	6
a2) onprikkelbaar labyrinth rechts	6
b) onprikkelbare labyrinthen beiderzijds	16
c) predominance	9
d) preponderance	10
e) uitgesproken syndroom van Ménière	8
f) cervicale klachten	3
g) doorgemaakte commotio	5
h) niet vallend onder één van de bovengenoemde groepen	16
	79

Van alle patiënten zijn gedurende 30 seconden de stabilogrammen geregistreerd, zowel voor de beweging in zijwaartse als in voor-achterwaartse richting en wel in zes testsituaties. Aan de patiënten was gevraagd in ontspannen situatie op de stabilometer te blijven staan. Tijdens de onderzoeken zijn geen mentale belastingsopdrachten gegeven, uitgezonderd in situatie 3, waarin aan de patiënten gevraagd is de handgreep van Jendrassik uit te voeren. Hierbij worden de handen in elkaar gehaakt en gedurende de meettijd moet een zo groot mogelijke trekkracht met beide handen op elkaar worden uitgeoefend.

Omdat in elke testsituatie opnieuw een stabiele lichaamshouding moet worden ingesteld, is de registratie van 30 seconden eerst aangevangen 10 seconden nadat de onderzochte persoon de gewenste testhouding had aangenomen.

De testsituaties waren:

- 1) Rechtop staan met ogen open
- 2) Rechtop staan met gesloten ogen
- 2a) Als 2 met het hoofd naar rechts gedraaid
- 2b) Als 2 met het hoofd naar links gedraaid
- 3) Rechtop staan met de ogen gesloten, met toepassing van de handgreep van Jendrassik ("gesensibiliseerde" test)
- 4) Rechtop staan met gesloten ogen, maar de voeten evenwijdig ca. 30 cm uit elkaar geplaatst
- 5) Rechtop staan met gesloten ogen en met hoofdschudden
- 6) Rechtop staan met gesloten ogen, direct aansluitend op een periode van hoofdschudden.

7-4. ONDERZOEKRESULTATEN.

De in de zes testsituaties gemaakte curven zijn voor elke groep patienten beoordeeld. Bekeken is in hoeverre de meetresultaten voor de onderscheiden groepen verschillen.

Allereerst blijkt dat de uitwijkingen in de posities 2, 2a en 2b bij geen enkele groep duidelijk van elkaar verschillen, zodat in de verdere bewerking alleen gebruik gemaakt wordt van de gegevens van situatie 2.

Vervolgens is nagegaan of zich enig verschil voordoet tussen de meetresultaten van de groep patienten met een onprikkelbaar linker labyrint en de groep met een onprikkelbaar rechter labyrint. Omdat er geen duidelijk verschil blijkt te bestaan, zijn deze samengenomen als groep van personen met één onprikkelbaar labyrint.

Bij vier van de acht groepen patienten vertonen de meetgegevens een enigszins karakteristiek gedrag.

- Groep e, patienten, lijdend aan het syndroom van Ménière, staan met de ogen open gemiddeld duidelijk stabielere dan met de ogen gesloten. Merkwaardigerwijs is ook tijdens het hoofdschudden de stabiliteit beter dan tijdens het ontspannen staan met gesloten ogen, terwijl het de patienten kennelijk moeite kost staande te blijven in de periode die direct aansluit op het hoofdschudden.
- Groep b, patienten met beiderzijds een onprikkelbaar labyrint, staan vrij instabiel met geopende ogen en dit wordt hoegenaamd niet beïnvloed door de verschillende testsituaties.
- Groep f, patienten met cervicale klachten staan met geopende ogen stabiel; het sluiten van de ogen tast deze stabiliteit echter tamelijk sterk aan en dit blijft ongewijzigd het geval voor de overige testsituaties met uitzondering voor de situatie na het hoofdschudden, waarin de stabiliteit nog verder afneemt.
- Groep g, patienten die een commotio hebben doorgemaakt en sindsdien duizeligheidsklachten hebben, staan in alle situaties instabiel, waarbij opvalt dat de instabiliteit in testsituatie 3 extra groot is.

Naar aanleiding van deze feiten zijn de testresultaten van alle in bovenstaande beschouwing betrokken patienten opnieuw bekeken. Het blijkt dat in alle groepen een aantal personen voorkomen, van wie de stabilometrische gegevens tendensen vertonen, zoals boven beschreven voor Ménière-

patienten of patienten die een commotio hebben doorgemaakt. Daarom is bij de nadere bewerking van de meetgegevens de informatie uit de poliklinische status van de patienten gebruikt. Hieruit blijkt dat een aantal patienten met één of twee onprikkelbare labyrinten, of met een duidelijke predominance of preponderance, in feite een klachtenpatroon vertonen dat wordt gediagnostiseerd als het syndroom van Ménière. Dat bij Ménière-patienten één of zelfs beide labyrinten onprikkelbaar kunnen zijn, alsook dat er een predominance of een preponderance kan optreden, is beschreven in het onderzoek van Maas (1960). Enkele patienten met beiderzijds een onprikkelbaar labyrint, blijken ook een ernstige commotio doorgemaakt te hebben en enkele andere patienten uit deze groep hebben duidelijk cervicale klachten.

Als conclusie van deze eerste bewerking komt naar voren, dat verschijnselen als predominance of preponderance alsook het onprikkelbaar zijn van één of beide labyrinten, op zichzelf niet gepaard hoeft te gaan met karakteristieke systematische afwijkingen in de bewegingsamplitude tijdens het staan.

7-5. INDELING VAN PATIENTEN MET DUIZELIGHEIDSKLACHTEN OP GROND VAN DE GESTELDE DIAGNOSE.

Uitgaande van de resultaten van de bovenbeschreven bewerking zijn de polikliniekstatussen bekeken van alle patienten, waarvan stabilogrammen in de kliniek zijn geschreven, met als doel na te gaan of zij evident behoren tot één van de volgende groepen:

- A) patienten duidelijk lijdend aan het "Syndroom van Ménière".
- B) patienten met duizeligheidsklachten van duidelijk cervicale aard.
- C) patienten met duizeligheidsklachten die zijn opgetreden in relatie met een doorgemaakte commotio.

Het blijkt dat een groot aantal patienten die in de laatste categorie ingedeeld kunnen worden, een zo grote instabiliteit hebben tijdens het onderzoek, dat de stabilometrische gegevens niet bruikbaar zijn. Een aantal van deze patienten heeft de ogen niet goed gesloten gehouden, wanneer hun dat in de verschillende testsituaties is gevraagd.

7-5-1. HET FORMEREN VAN EEN IJKGROEP.

Teneinde te kunnen komen tot een interpretatie van de meetgegevens van deze patienten, is in eerste instantie een controlegroep geformeerd, bestaande uit twaalf gezonde personen, die onderzocht werden in de zes beschreven testsituaties. Het betreft hier in het algemeen personen die min of meer bekend zijn met het onderzoek. Omdat dit feit een oorzaak kan zijn van een enigszins te gunstig beeld, is een tweede controlegroep gevormd door een selectie steekproef te nemen ter grootte van tien personen uit dat deel van de marinegroep, dat niet gevoelig is voor zeeziekte, zoals besproken in het voorgaande hoofdstuk.

Omdat deze marinemensen niet onderworpen zijn geweest aan de testsituatie 3 (handgreep van Jendrassik) en 5 (de voeten parallel op een afstand van 30 cm geplaatst), kan deze groep in die testsituaties niet als referentie worden genomen. De beoordeling van de stabilogrammen van deze marinemensen moet in het raam van het patientenonderzoek uiteraard ook op het oog gebeuren.

Voor alle zekerheid lijkt het gewenst na te gaan of de geselecteerde groep marinemensen representatief is voor de gehele marinepopulatie.

In tabel 7-1 worden de gemiddelde uitwijkingen met de standaarddeviaties van de hele groep marinemensen gegeven voor de voor dit onderzoek relevante testsituaties, met daaronder de gemiddelde waarde van de uit deze groep gekozen controlegroep van tien personen.

Tabel 7-1 Relatie van de berekende stabilogrammen van de personen uit de controlegroep van de marine, gebruikt in tabel 7-2, met de gegevens van de totale marinepopulatie, zoals gegeven in tabel 6-6, hoofdstuk VI.

Testsituatie:	I		II		V		VI		VIII	
	ogen open		ogen gesloten		ogen open op dun veerkr. mat.		ogen gesl. op dun veerkr. mat.		na hoofdschudden	
	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R
Marinepopulatie	38 ± 19	22 ± 11	35 ± 8	22 ± 14	30 ± 9	22 ± 6	34 ± 10	24 ± 6	37 ± 11	26 ± 12
Tabel 6-6										
Controlegroep										
Marine	28	17	29	15	30	18	33	21	44	29

Het blijkt dat de controlegroep inderdaad representatief geacht mag worden voor de groep marinemensen. Deze controlegroep is nu zoveel mogelijk gebruikt als ijkgroep voor de beoordeling van de patientengegevens; in de twee situaties waarin dit niet mogelijk is, werd de afdelingsgroep gebruikt.

7-5-2. RELATIE TUSSEN DE GESTELDE DIAGNOSE EN DE GESCHATTE GROOTTE VAN DE BEWEEGLIJKHEID TIJDENS HET STAAN.

In onderstaande tabel 7-2, zijn de meetgegevens vermeld van de verschillende groepen patienten en van de beide ijkgroepen, zoals die verkregen zijn in de zes testsituaties.

Tabel 7-2 Gemiddelde waarden van de geschatte amplituden der stabilogrammen van verschillende groepen duizelige patienten in zes testsituaties en tevens de waarden van de controlegroepen.

Testsituatie:	1		2		3		4		5		6	
	ogen open		ogen gesl.		gesensibilis.		voeten gespr.		tijdens hfdsch.		na hoofdsch.	
	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R	V/A	L/R
Diagnose												
Cervicale kl. (6)	1.9	1.8	2.7	2.9	2.8	2.2	2.7	1.6	2.4	2.4	3.1	3.5
Comotie (11)	2.4	1.7	2.6	1.7	3.2	2.1	2.7	1.1	3.4	2.4	3.3	2.4
Syndroom												
v. Ménière (26)	1.6-	1.4-	2.4	2.0	2.3	1.9	2.3	1.5-	1.7-	1.8-	2.8+	3.2+
Controlegroep												
afdeling (12)	1.0	1.1	1.3	1.1	1.1	1.0	1.1	0.6	1.1	1.0	1.6	1.4
Controlegroep												
Marine (10)	1.4	1.1	1.6	1.1	-	-	-	-	2.1	1.5	2.2	1.5

Toegepast is de toets van Yates op $P = 0,05$

- of + heeft betrekking op significantie binnen de groep ten opzichte van de uitwijking in gelijke bewegingsrichting bij staan met gesloten ogen (2)

' heeft betrekking op significantie van de uitwijking ten opzichte van die van de controlegroep in dezelfde situatie en richting.

Ter beoordeling van de afwijkingen is in overleg met de afdeling Statistiek van de Medische Faculteit van de V.U. de toets van Yates toegepast.⁺ Significante afwijkingen van de groepen ten opzichte van de gebruikte controlegroep in dezelfde situatie, zijn aangegeven met een apostrofe vóór de getalwaarden. De gebruikte controlegroep is aangemerkt met een onderstreping.

Tevens is voor elke groep patienten bekeken in hoeverre de resultaten in de andere situaties significant verschillen van de testresultaten in situatie 2, waarbij de onderzochte persoon op een ontspannen wijze en met gesloten ogen staat. Wanneer deze verschillen volgens de toets van Yates significant zijn, is dit achter de desbetreffende waarde aangegeven met een - of een + teken, al naar gelang de waarde significant kleiner of groter is dan de op dezelfde regel voorkomende uitslag in de tweede kolom. Ook is nagegaan of er een verschil bestaat tussen de bewegingsamplituden tijdens en na het hoofdschudden; dit verschil blijkt alleen voor de groep

⁺ De toets van Yates is gebruikt omdat het materiaal geen normaalverdeling heeft en veel gelijke waarden bevat.

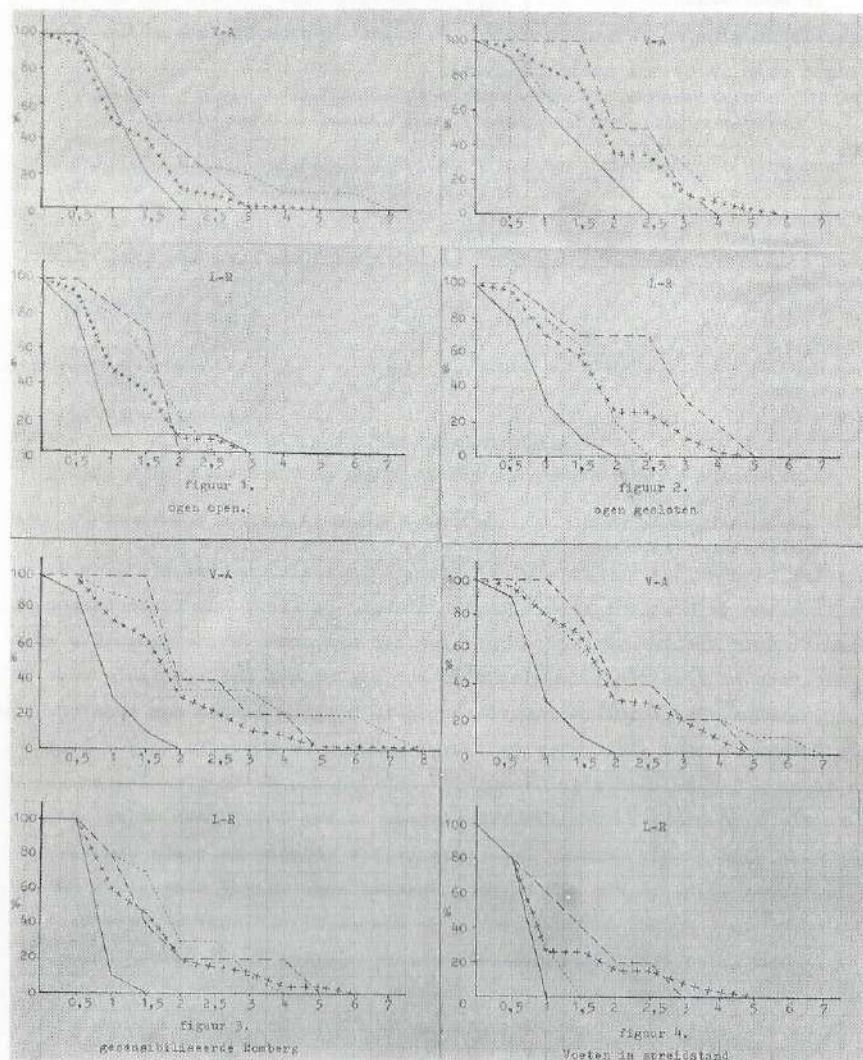
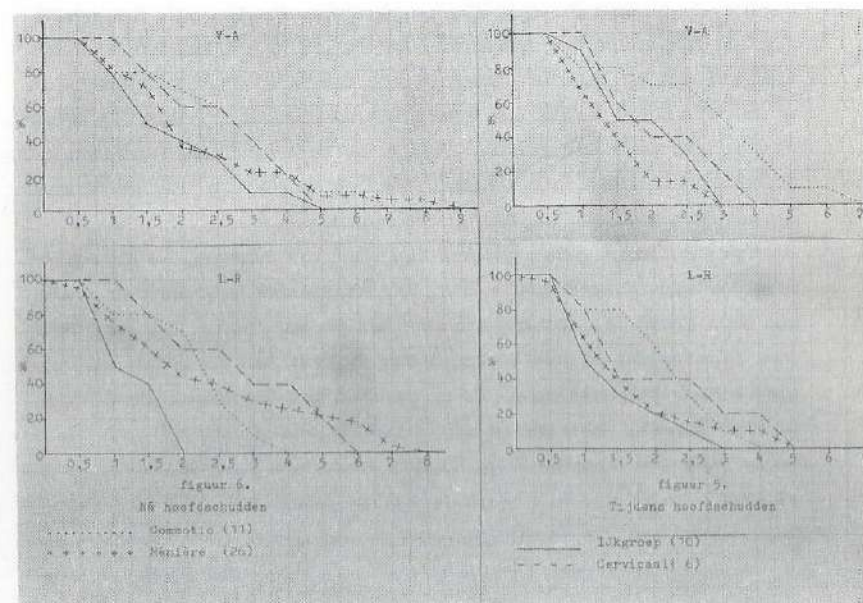


fig. 22 Verdeling van de geschatte amplitude van de stabilogrammen in beide richtingen, voor de drie groepen patiënten en de controlegroep.

Ménière-patiënten significant te zijn en wel voor beide bewegingsrichtingen. In tabel 7-2 is dit met haken aangegeven.

De toets van Yates wordt met name dan toegepast, wanneer de te onderzoeken gegevens een verdeling hebben die afwijkt van een normaalverdeling. In feite wordt aan elk meetpunt een gewichtsfactor toegekend, samenhangend met de grootte van de gemeten waarde. In figuur 22 zijn de verdelingen van de meetgegevens voor de verschillende groepen patiënten in de verschillende situaties grafisch uitgezet, waarbij weer onderscheid gemaakt wordt voor beide bewegingsrichtingen. Gewezen moet worden op het feit dat de schaal niet geheel lineair gehouden is.



7-5-3. CONCLUSIES.

Als conclusie van dit deel van het onderzoek komt het volgende naar voren:

- 1) De drie groepen patienten onderscheiden zich in de situatie met een afleidende opdracht (situatie 3) en in de situatie met de spreidstand (situatie 4) significant van de gebruikte controlegroep.
- 2) In de andere testsituaties zijn de gemiddelde uitwijkingen in beide bewegingsrichtingen van de patientengroepen steeds groter dan die van de controlegroep, bestaande uit de marinemensen.
- 3) In bijna de helft van de situaties is de beweeglijkheid van de patienten zelfs op significante wijze groter. Hieruit kan worden afgeleid dat, alhoewel de normering van gezonde personen niet leidt tot een scherp omschreven maatstaf, de meetresultaten van duizelige patienten toch duidelijk ongunstiger uitvallen.
- 4) De patienten met duizeligheidsklachten na een commotio staan, wanneer zij de ogen geopend hebben, instabiel ten opzichte van de ijk-groep, zowel als ten opzichte van de andere patienten. Deze vrij grote instabiliteit neemt niet veel toe, wanneer de ogen worden gesloten of wanneer de testsituatie op andere wijze wordt veranderd.
- 5) Voor de patienten met cervicale klachten is de ooginformatie kennelijk wel van belang, in tegenstelling tot de commotiepatienten. In de testsituaties waarbij met gesloten ogen wordt gestaan, is de instabiliteit niet erg afhankelijk van de verschillende testsituaties, met dien verstande dat in aansluiting op de periode van hoofdschudden de instabiliteit nog verder toeneemt.
- 6) Voor patienten, lijdend aan het syndroom van Ménière, is de ooginformatie significant van belang. Karakteristiek voor de patienten uit deze groep is, dat zij tijdens het hoofdschudden met gesloten ogen significant stabiel staan dan tijdens het staan met gesloten ogen zonder hoofdschudden. Na de periode van hoofdschudden blijkt de stabiliteit, met name in zijwaartse richting, significant slechter te zijn dan wanneer de patienten staan met gesloten ogen, zonder daaraan voorafgaand het hoofd te hebben geschud.
- 7) Als controle op dit laatst genoemde verschijnsel is voor alle groepen nagegaan of er een significant verschil bestaat tussen de stabiliteit in de periode tijdens het hoofdschudden en de tijdperiode direct daarop volgend: dit blijkt voor géén andere groep het geval.

- 8) In de literatuur wordt over het algemeen aangenomen dat de oorzaak van het syndroom van Ménière gezocht moet worden in een dysfunctie van het labyrint, zodat het voor de hand ligt aan te nemen dat de instabiliteit van deze groep, voor zover die in dit onderzoek naar voren komt, van vestibulaire origine is. Uitgaande van dit feit moet welhaast geconcludeerd worden dat tijdens het hoofdschudden de invloed van de storende informatie van het vestibulaire systeem wordt teruggedrongen, maar dat na beëindiging van het hoofdschudden het nog meer dan normaal gestoorde labyrintaire systeem in volle omvang zijn stempel drukt op het proces dat dient voor handhaving van de stabiliteit.
- 9) Omdat in het stabiliogram deze verandering vooral tot uiting komt in het verzwakt voorkomen van de laagfrequente component tijdens het hoofdschudden en het versterkt optreden ervan na het hoofdschudden, is het waarschijnlijk dat de bijdrage van het - zieke - labyrint zich met name in deze bewegingsfrequentie van ca. 0,3 Hz manifesteert.

Hoofdstuk VIII

FYSISCH ASPECTEN VAN HET STAAN.

8-1. INLEIDING.

De gemiddelde waarden van de stabilometrische gegevens van gezonde personen - in hoofdstuk VI beschreven - zijn significant kleiner dan die van duizelige patienten, beschreven in hoofdstuk VII. Een moeilijkheid blijft echter, dat de meetgegevens van gezonde personen een grote spreiding vertonen.

Opmerkelijk is dat een correctie voor de lichaamsparameters, zoals lengte en gewicht, geen beperking van de spreiding kunnen bewerkstelligen, hetgeen strijdig is met de modelmatige benadering die ten grondslag ligt aan de in de literatuur bekende differentiaalvergelijking voor de beweging in voor-achterwaartse richting. Dit doet de gedachte opkomen, dat er vanuit het centrale zenuwstelsel een besturing plaatsheeft met een zodanig effect, dat er geen lineair verband te vinden is tussen de beweeglijkheid tijdens het staan en de fysische lichaamsparameters als lengte en gewicht. Hoedanig de invloed van een dergelijke besturing ook moge zijn, het blijft gewenst de invloed van de fysische parameters te bestuderen. Daartoe zijn registraties gemaakt van het bewegingsgedrag van een aantal personen tijdens het staan.

8-2-1. DE POSTURALE ZWAAI IN VOOR-ACHTERWAARTSE RICHTING.

Voor het bestuderen van de bewegingen in voor-achterwaartse richting is de hieronder beschreven meetopstelling gebruikt:

Op het lichaam van een proefpersoon worden, als markeerpunten, een aantal lichtpunten aangebracht (fig. 23). Tijdens het registreren van het stabilogram legt een T.V. camera de bewegingen van de lampjes vast op een video band. De bewegingsamplituden van de lichtpunten kunnen vervolgens op het monitor beeldscherm worden gemeten. Daarnaast is gebruik gemaakt van de positie indicatorschakeling, waarmee het mogelijk is de verplaatsing van één lichtpunt tegelijk met het stabilogram door de penschrijver vast te leggen.

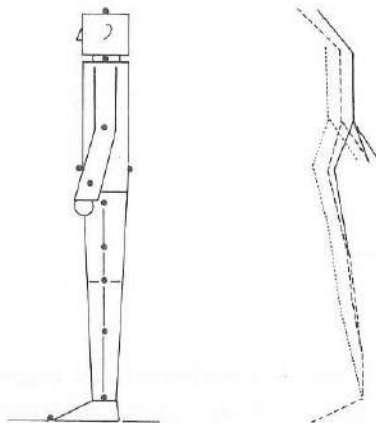


fig. 23 Meting van de verplaatsing van punten op het lichaam tijdens de posturale zwaai in V-A richting.

In de literatuur wordt aangenomen, dat de spontane bewegingen van een staande persoon in voor-achterwaartse richting bij benadering mogen worden opgevat als een "reversed pendulum", met het enkelgewricht als draaipunt (Nashner, Smith). Op grond van onze meetresultaten kunnen wij dit in grote lijnen bevestigen.

Figuur 23 geeft aan op welke plaatsen van het lichaam de lichtpunten zijn aangebracht. Tevens geeft deze figuur een beeld van de verplaatsingen van de punten, wanneer een persoon een posturale zwaai uitvoert met een amplitude die ongeveer zes maal groter is dan die van de normale zwaai van een gezonde proefpersoon. De amplituden van de lichtpunten op de heup, de buik en de schouder, zijn vastgelegd door de camera die terzijde staat van de proefpersoon, die in voor-achterwaartse richting beweegt. Het quotiënt van de verplaatsing van een lichtpunt en de afstand van dat punt tot het enkelgewricht geeft de tangens van de draaihoek voor dat punt. Voor de verschillende meetpunten in fig. 23 blijkt deze hoek - binnen de meetnauwkeurigheid - gelijk te zijn, hetgeen wil zeggen dat de proefpersoon zich vrijwel heeft bewogen als een stijf lichaam dat scharniert om het enkelgewricht. Voor vier verschillende proefpersonen is dit zo gemeten. Dit meetresultaat is in overeenstemming met de fysiologische beschouwingen in de literatuur, waarin wordt beschreven dat bij de voor-achterwaartse beweging een staande persoon als het ware in zijn kuitspieren hangt; hij draagt er daarbij zorg voor dat de projectie van zijn zwaartepunt op het grondvlak vrijwel steeds vóór het enkelgewricht ligt, zodat de trekkracht van de kuitspier een voorovervallen voorkomt.

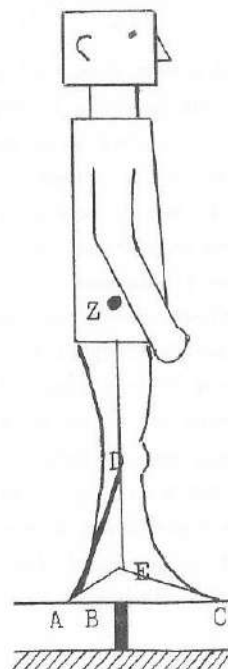


fig. 24 Model van het bewegingsmechanisme in V-A richting.

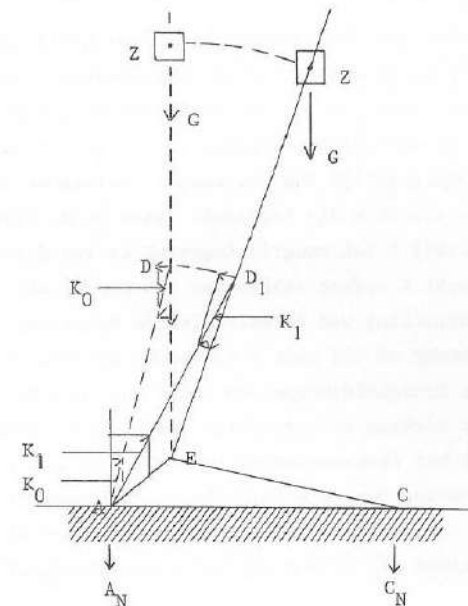


fig. 25 Vector voorstelling van de werkende krachten in fig. 24.

Figuur 24 geeft schematisch weer hoe het proces plaatsvindt, in figuur 25 wordt de vectoriële ontbinding van de krachten aangegeven.

8-2-2. MODEL VAN HET WERKINGSMECHANISME VAN DE POSTURALE ZWAAI IN V-A RICHTING ALS GETEKEND IN FIGUUR 25.

Wanneer het zwaartepunt Z van de staande persoon in rust verkeert, precies boven het enkelgewricht E ligt en dit weer precies boven het steunpunt B van de bovenplaat van de stabilometer ligt, zal er geen koppel op de staaf van de stabilometer werken. Indien de persoon voorover gebogen staat, is de druk op de stabilometer bij punt C toegenomen en bij punt A afgenomen, tengevolge waarvan een koppel op de staaf van de stabilometer wordt uitgeoefend. Op grond van dit model moet het op de plaat werkend koppel evenredig zijn aan het gewicht van de patient, vermenigvuldigd met de uitwijking van het zwaartepunt in horizontale richting. Dit uitgeoefende koppel is door Smith (1957) aangeduid als statisch koppel. Wanneer een persoon een voorwaartse beweging van zijn zwaartepunt wil afremmen, kan dit ge-

beuren door het aantrekken van de kuitspier - getekend tussen punt A en D - tengevolge waarvan de neiging ontstaat een rotatie van de lengteas EZ van het lichaam om het enkelgewricht E te doen plaatsvinden. Wanneer in de kuitspier een kracht K werkt, is het effect van deze kracht bij de genoemde afremming gelijk aan het koppel, bestaande uit het produkt van de component van kracht K die loodrecht staat op de lichaamsas EZ en de afstand ED, waarbij D het aangrijpingspunt is van deze kracht op de lichaamsas. De kracht K oefent echter ook een koppel uit op de grondplaat, omdat door de aantrekking van de kuitspier de belasting van het steunvlak bij punt A afneemt en bij punt C toeneemt. Dit koppel is door Smith (3-1-2) aangeduid als traagheidskoppel en heeft tot doel de rotatiebeweging van de massa van het lichaam te corrigeren. De grootte ervan is evenredig met het produkt van het traagheidsmoment van het lichaam ten opzichte van punt E en de verandering van de hoeksnelheid. We kunnen dan het totale koppel, dat tijdens de voor-achterwaartse beweging op de stabilometer wordt uitgeoefend, formuleren als de som van het statisch koppel en het traagheidskoppel:

$$T_a = M \cdot g \cdot h \cdot \phi - I_a \ddot{\phi}$$

Waarin T_a = het totale koppel dat op de stabilometer wordt uitgeoefend

M = het gewicht van de persoon

g = de versnelling van de zwaartekracht

h = afstand EZ

ϕ = de hoek van de lichaamsas met de vertikaal door het enkelgewricht

I_a = het traagheidsmoment van het lichaam in voor-achterwaartse richting ten opzichte van E

Van essentieel belang in deze beschouwing is, dat bovengenoemde corrigerende krachten hoofdzakelijk vertikaal gericht zijn en direct door de stabilometer worden gemeten, evenals de krachten tengevolge van de versnelling van de zwaartekracht. De hier afgeleide differentiaalvergelijking is gelijk aan die van Nashner en Smith. Op grond van de theoretische benadering zouden dus lengte en gewicht invloed moeten hebben op de grootte van de amplituden van de stabilogrammen. In 6-3-6 is aan deze zaak aandacht besteed.

8-2-3. BEREKENING VAN DE POSTURALE ZWAAI VOLGENS HET OPGESTELDE MODEL.

De bewegingsvergelijking is met de computer berekend voor een sinusvormig verloopende zwaaibeweging met een periode van 3 seconden.⁺

Bij deze berekening is als eis gesteld, dat de geprogrammeerde bewegingsvorm in overeenstemming met de realiteit moet zijn. Daartoe zijn de volgende uitgangspunten gekozen:

- 1) Het lichaam van de modelpersoon in figuur 25 is 85,7 kg. zwaar en het zwaartpunt ligt 88 cm. boven het draaipunt in de enkel.
- 2) Als maten van de voet zijn aangenomen, vanaf de hiel: tot de bal van de voet, $AC = 23$ cm. tot de enkel $AE = 8$ cm. tot de verticale projectie van de enkel $AF = 4$ cm. tot de knie $AD = 37$ cm.
- 3) Op grond van eigen metingen en de gegevens van Smith (1954) is als traagheidsmoment van het lichaam ten opzichte van E genomen $84 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$.
- 4) Op grond van eigen metingen en de gegevens van Thomas en Whitney (1959) is als eis gesteld, dat het aangrijpingspunt op de voetzool van de verticale kracht tijdens de beweging gelegen blijft tussen de projectie van de enkel en de bal van de voet en dat het zich verplaatst over een afstand van ongeveer 1 cm. Voor normale proefpersonen is in onze metingen de piek tot piekwaarde in het stabilogram voor de voor-achterwaartse bewegingsrichting ca. 1 cm, hetgeen overeenkomt met een koppel van $15 \text{ kg} \cdot \text{m}^2/\text{sec}^2$.

Aan de voorwaarde kan voldaan worden door de denkbeeldige persoon te laten staan in een evenwichtspositie, waarin de lichaamsas 2° voorover helt ten opzichte van de vertikaal. Om deze evenwichtspositie moet dan een periodieke zwaai gemaakt worden, in de periode van 3 seconden, met een hoekverdraaiing over $0,2^\circ$ in het enkelgewricht.

In tabel 8-1 worden de - met het computerprogramma van bijlage C - berekende waarden gegeven van een aantal variabelen uit het model van figuur 25. Het blijkt dat de resulterende kracht in horizontale richting, alsook de verandering ervan, klein is ten opzichte van de werkzaam zijnde vertikaal gerichte krachten. Daarnaast is de berekende toename van de kracht die de kuitspier uitoefent tijdens de beweging, niet recht evenredig

⁺ Het geschreven computerprogramma is bijgevoegd als bijlage C.

Tabel 8-1

Berekende parameter waarden voor het model van de posturale zwaai in V-A richting.

GO

AB : .08 PE : 3

T	KTR.	KSTAT.	KR.	AD.	NA.	NC.	NR.	KH.	UI.
T:0.00	= 42.61	= 784.2	= 741.6	= 44.28	= 581.0	= 277.4	= 858.4	= 36.31	= 7.43
T:0.15	= 40.54	= 788.7	= 748.2	= 44.29	= 579.9	= 278.5	= 858.4	= 36.71	= 7.46
T:0.30	= 34.52	= 801.9	= 767.4	= 44.29	= 567.6	= 281.8	= 858.4	= 37.86	= 7.55
T:0.45	= 25.11	= 822.6	= 797.5	= 44.29	= 571.5	= 287.1	= 858.5	= 39.66	= 7.69
T:0.60	= 13.22	= 848.8	= 835.5	= 44.29	= 565.1	= 293.6	= 858.7	= 41.92	= 7.87
T:0.75	= -0.03	= 877.9	= 877.9	= 44.30	= 557.9	= 300.9	= 858.8	= 44.43	= 8.57
T:0.90	= -13.33	= 907.1	= 920.4	= 44.30	= 550.7	= 308.3	= 859.0	= 46.93	= 8.26
T:1.05	= -25.38	= 933.6	= 958.9	= 44.30	= 544.2	= 315.0	= 859.1	= 49.20	= 8.43
T:1.20	= -34.97	= 954.6	= 989.6	= 44.30	= 539.0	= 320.3	= 859.2	= 50.99	= -5.57
T:1.35	= -41.14	= 968.2	= 1009.0	= 44.31	= 535.6	= 323.7	= 859.3	= 52.15	= 8.66
T:1.50	= -43.26	= 972.8	= 1016.0	= 44.31	= 534.5	= 324.8	= 859.3	= 52.54	= 8.70
T:1.65	= -41.10	= 968.1	= 1009.0	= 44.31	= 535.7	= 323.7	= 859.3	= 52.14	= 8.66
T:1.80	= -34.91	= 954.5	= 989.4	= 44.30	= 539.0	= 320.2	= 859.2	= 50.98	= 8.57
T:1.95	= -25.29	= 933.4	= 958.6	= 44.30	= 544.2	= 314.9	= 859.1	= 49.18	= 8.43
T:2.10	= -13.23	= 906.9	= 920.1	= 44.30	= 550.7	= 308.2	= 859.0	= 46.92	= 8.25
T:2.25	= 0.08	= 877.6	= 877.5	= 44.30	= 557.9	= 300.9	= 858.8	= 44.41	= 8.06
T:2.40	= 13.32	= 848.5	= 835.2	= 44.29	= 565.1	= 293.6	= 858.7	= 41.90	= 7.86
T:2.55	= 25.20	= 822.4	= 797.2	= 44.29	= 571.6	= 287.0	= 858.5	= 39.64	= 7.69
T:2.70	= 34.58	= 801.8	= 767.2	= 44.29	= 576.6	= 281.8	= 858.4	= 37.85	= 7.55
T:2.85	= 40.57	= 788.6	= 748.1	= 44.29	= 579.9	= 278.5	= 858.4	= 36.70	= 7.46
T:3.00	= 42.61	= 784.2	= 741.6	= 44.28	= 581.0	= 277.4	= 858.4	= 36.31	= 7.43

T = TIJDSTIP

KTR. = TRAAGHEIDSKOPPEL

KSTAT. = STATISCH KOPPEL

KR. = SOM VAN KTR. EN KSTAT.

AD. = LENGTE KUITSPIER IN CM.

KO = OP STABILITEIT WERKEND KOPPEL

NA = VERT. KRACHT BIJ A.

NC = VERT. KRACHT BIJ C.

NR = SOM VAN NA EN NC.

KH = SCHUIFKRACHT OP DE STABILITEIT

UI = BEREKENDE UITWIJING VAN HET ZWAARTEPUNT

TEN OPZICHT VAN A, UITGAANDE VAN KO

T = TIJDSTIP

KTR. = TRAAGHEIDSKOPPEL

KSTAT. = STATISCH KOPPEL

KR. = SOM VAN KTR. EN KSTAT.

AD. = LENGTE KUITSPIER IN CM.

KO = OP STABILOMETER WERKEND KOPPEL

NA = VERT. KRACHT BIJ A.

NC = VERT. KRACHT BIJ C.

NR = SOM VAN NA EN NC.

KH = SCHUIFKRACHT OP DE STABILOMETER

UI = BEREKENDE UITWIJKING VAN HET ZWAARTEPUNT

TEN OPZICHT VAN A, UITGAANDE VAN KO

met de lengteverandering van de afstand AD. In dit model gaat kennelijk de wet van Hooke niet op zoals die geformuleerd is voor veren in hun lineairiteitsgebied.

Wanneer in het model het zwaartepunt recht boven de enkel wordt gelegd, is de kracht in de kuitspier nul en de lengte van AD = 0,4418 m. Uitgaande van deze randwaarde kan op grond van de gegevens uit tabel 8-1 de relatie gegeven worden tussen de lengteverandering van AD (Δl) en de kracht in de kuitspier (KR).

$$KR = K \cdot (\Delta l)^2$$

Deze betrekking wordt niet gegeven als hebbende algemene geldigheid want in het model is de werking van een aantal andere spieren genegeerd. Deze betrekking wordt uit dit model afgeleid om een werkhypothese te krijgen welke kan worden toegepast in de modelmatige benadering van de posturale zwaai in zijwaartse richting (8-3-3).

Conclusie:

- 1) Het blijkt mogelijk fysiologische meetgegevens van de posturale zwaai in voor-achterwaartse richting te simuleren met een modelpersoon, die slechts over een zeer kleine hoek zwaait.
- 2) Bij deze zwaai in voor-achterwaartse richting zijn het vooral de verticale krachtsveranderingen, die de stabilometrische meetgegevens leveren.
- 3) In een model, als boven beschreven, mag voor de spierfunctie geen gebruik gemaakt worden van de wet van Hooke.

8-3-1. DE POSTURALE ZWAAI IN ZIJWAARTSE RICHTING.

Met behulp van de op het lichaam aangebrachte lichtpunten en het video-systeem zijn ook de lichaamsbewegingen vastgelegd tijdens het meten van het stabiliogram. Voor zover ons bekend heeft het meten van de lichaamsbeweging in zijwaartse richting in de literatuur nog geen aandacht gekregen.

Aan vier personen is gevraagd in de donkere kamer met de lampjes op hun lichaam in zijwaartse richting voor de camera heen en weer te zwaaien. De uitgevoerde bewegingen hebben een veel grotere amplitude dan normaal voorkomt bij gezonde personen. De verplaatsingen van de lichtpunten zijn achteraf op het monitorscherm gemeten.

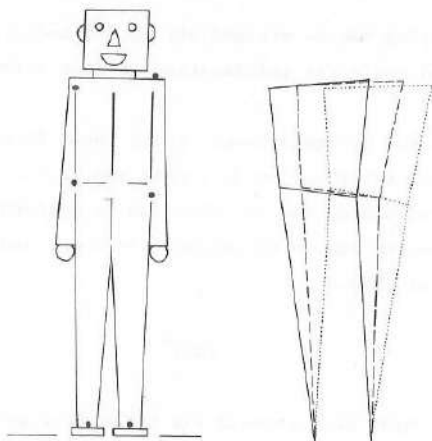


fig. 26 Meting van de verplaatsingen van punten op het lichaam tijdens de posturale zwaai in L-R richting.

Figuur 26 geeft weer hoe twee van de vier personen zich hebben bewogen. Het lichaam wordt min of meer stijf gehouden en lijkt naar buiten te draaien om het enkelgewricht. Voor deze twee personen blijkt de hoekverdraaiing van de aangebrachte lampjes, zijnde het quotiënt van de beschreven boog en de afstand tot de ipsilaterale enkel, op heupniveau iets groter te zijn dan op schouder niveau tijdens éénzelfde zwaai. Dit wijst erop dat deze personen tijdens de lichaamszwaai het bovenlichaam relatief minder uitzwaaien dan het bekken en dus in de taille enigszins naar binnen buigen.

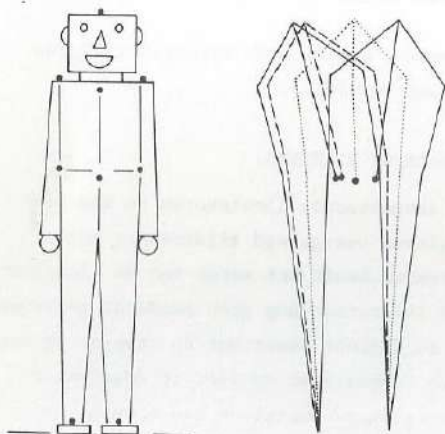


fig. 27 Meting bij een persoon die tijdens de zwaai in L-R richting het bovenlichaam een relatief grotere uitwijking geeft.

Figuur 27 geeft de abnormale grote zwaaibeweging van de derde persoon. Deze blijkt met het bovenlichaam naar verhouding een grotere zwaai uit te voeren en hij buigt in de taille naar buiten. Het lampje dat in de buikstreek is aangebracht op de plaats waar ongeveer het lichaamszwaartepunt gelegen is, verplaatst zich in een horizontaal vlak. De bewegingen van dit lampje werden, door middel van de positie indicator, gedurende enige tijd met de pen-

schrijver vastgelegd. Ook op deze wijze blijkt dat er hoegenaamd geen vertikale component optreedt in de verplaatsing tijdens deze ongewoon grote zwaai van het lichaam in zijwaartse richting.

De vierde proefpersoon vertoont een ander bewegingsbeeld. In figuur 28 komt naar voren dat de uitwijking op heupniveau relatief groot is, maar dat de uitwijking van de schouders absoluut gezien zelfs kleiner is en dat het hoofd in sterk verminderde mate beweegt.

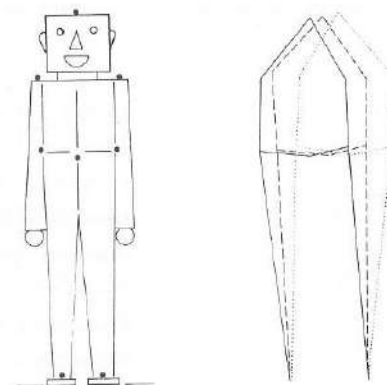


fig. 28 Meting van de verplaatsingen van punten op het lichaam van een proefpersoon die tijdens schommelen al gauw last heeft van misselijkheid.

Deze persoon heeft op de schommel snel last van misselijkheid. Mogelijk wordt de lichaamsbeweging met opzet zodanig uitgevoerd, dat het hoofd een zo klein mogelijke uitwijking en dus een zo klein mogelijke versnelling ondervindt. Deze persoon heeft bovendien een verschil in de lengte van beide benen van ca. 1,5 cm. Wanneer men de bewegingen op het monitorscherm bestudeert blijkt, dat bij het zwaaien naar de kant van het kortste been het bovenlichaam enigszins doorschiet, terwijl de lichaamsbeweging naar de andere kant als het ware op natuurlijke wijze wordt geremd door de omzetting van kinetische- in potentiële energie. Deze persoon gaf zelf aan het gevoel te hebben, dat de zwaai naar de zijde van het langste been wat minder makkelijk verliep. Opmerkelijk is, dat de beweging van het lampje op de buik bij deze persoon wel een verticale verplaatsing, vertoont en wel met de dubbele frequentie van de zwaaibeweging.

8-3-2. MODEL VAN HET WERKINGSMECHANISME VAN DE POSTURALE ZWAAI IN L-R RICHTING ALS GETEKEND IN FIGUUR 29.

Bij het overwegen welk model gebruikt kan worden om de zijwaartse bewegingsvorm te beschrijven dient allereerst aandacht besteed te worden aan de in de stabilometrische literatuur voor zover bekend nog niet aan de orde gestelde vraag: "Welk mechanisme levert de vertraging ter afremming van de zijwaartse beweging?"

Aan de hand van figuur 29 menen wij hiervoor een bevredigende verklaring te kunnen geven.

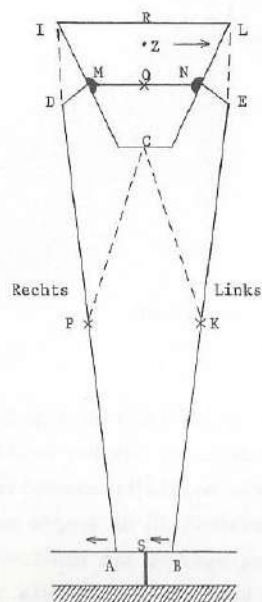


fig. 29 Model van het bewegingsmechanisme in L-R richting.

projectie van M verder van S afligt dan A, zal deze kracht die voet A om heup M naar buiten wil laten cirkelen een vergroting tot gevolg hebben van de verticale druk, die door A op het grondvlak uitgeoefend wordt. Dit impliceert dus een gewichtsvermeerdering in punt A. Belangrijker is echter datgene dat zich afspeelt in horizontale richting. Wanneer het been bij A weerstand ondervindt bij de neiging naar buiten te draaien door "stroef-

Bij een zijwaartse beweging zullen met name de spieren gelegen om het heupgewricht werkzaam zijn. Schetsmatig zijn de twee abductoren LE en ID aangegeven, evenals de twee adductoren PC en KC. Wanneer een zwaaibeweging naar rechts wordt uitgevoerd, is het niet mogelijk met het linker been een remmende trekkracht op het grondvlak uit te oefenen. Het remmen van de beweging zal dus op andere wijze moeten plaatsvinden. Stel nu dat spier ID aantrekt, het stijf gehouden been MA zal tengevolge daarvan de neiging hebben te gaan draaien in het heupgewricht M, zodat het bij punt A een cirkelbeweging naar buiten wil gaan beschrijven. Wanneer de

heid" van het grondoppervlak, dan wordt door dit grondvlak een tegenkracht uitgeoefend op het been in A, hetgeen tot gevolg heeft dat de voet A niet wegglijdt. De konsekwentie van deze beschouwing is dat, indien het grondoppervlak voldoende stroef is, de spier ID de beweging naar rechts kan remmen door zich te verzetten tegen de voor deze beweging vereiste verlenging. Een overeenkomstige redenering kan gegeven worden voor de functie van de adductor CK in combinatie met de wrijving in punt B.

Uit deze beschouwing volgt dat de vereiste horizontale versnelling naar links, ter afremming van de zwaaibeweging naar rechts, kan worden geleverd door aantrekking van of de abductor ID of de adductor CK, of van beide spieren in combinatie. Deze spieren leveren de correctiekrachten welke door de benen op het grondvlak worden overgebracht in de vorm van bijna geheel horizontaal gerichte krachten: de schuifkrachten in zijwaartse richting door de voeten op het grondvlak uitgeoefend. In 8-3-3 zal deze fysische beschouwing nader worden uitgewerkt.

Ter illustratie van ons model moge het beeld worden opgeroepen van een tafel, waarvan het blad wordt gedragen door twee scharnierend bevestigde, naar binnen staande steunen; veren moeten daarbij het omvallen verhinderen. Als een dergelijke tafel een schommelbeweging gaat uitvoeren is het evident dat bij de beschrijving van de uitgevoerde beweging de totale massa van het systeem niet midden op het blad gedacht mag worden. In feite bestaat het systeem uit drie onderling scharnierend verbonden delen, met elk een eigen massa en bewegingsvorm. Het naar binnen staan van de steunen heeft tot gevolg dat bij een zijwaartse beweging het blad aan de ene kant naar beneden draait maar aan de andere kant omhoog draait. Wanneer de steunen niet te schuin staan en de hoek waarover de schommelbeweging plaatsvindt klein blijft, mag bij benadering gesteld worden dat de beide steunvlakken over een even grote hoek roteren. Daarnaast zal, onder deze voorwaarden, het midden van het blad zich niet vertikaal, maar alleen horizontaal bewegen en dus een translatiebeweging uitvoeren.

8-3-3. FYSISCH BESCHOUWING BETREFFENDE HET ONTWIKKELDE MODEL.

Met behulp van de computer is een berekening uitgevoerd voor een massaloos model met anatomische lengtegegevens. Hieruit blijkt dat, wanneer één been een hoekverdraaiing uit de evenwichtsstand wordt gegeven van $3,5^\circ$, het midden van de verbindingslijn van de heupgewrichten horizontaal 4,5 cm. verschoven wordt en het 30 cm hoger gelegde zwaartepunt van het bovenlichaam

een horizontale verplaatsing van ca. 5 cm. heeft alsmede een verticale verplaatsing van ca. 0,3 cm. ondervindt. Hierbij wordt aangenomen dat het bovenlichaam niet buigt en loodrecht blijft staan op de verbindingslijn door de heupgewrichten. De geschetste situatie geeft de uiterste positie, waarin het lichaam nog overeind kan blijven, omdat het zwaartepunt gelegen is boven de rand van het steunvlak; de steunpunten van de voeten zijn namelijk geplaatst op een onderlinge afstand van 10 cm. Waarschijnlijk zal in werkelijkheid in een dergelijke situatie het bovenlichaam in de taille naar binnen worden gebogen, waardoor de verticale verplaatsing van het zwaartepunt nog kleiner wordt. Het lijkt verantwoord deze verticale component in de slingerbeweging van het zwaartepunt, welke wordt uitgevoerd met een periodiciteit van 3 seconden, te verwaarlozen ten opzichte van de horizontale component. Dit houdt in dat verder gewerkt wordt met een vereenvoudigd model, waarin beide benen over een gelijke hoek draaien en waarin het midden van de verbindingslijn van de heupgewrichten zich uitsluitend horizontaal verplaatst.

In het vereenvoudigd model zal het zwaartepunt van het bovenlichaam ook een vrijwel uitsluitend horizontaal gerichte beweging uitvoeren. Op grond van gegevens uit de literatuur, kan hier 64% van het lichaamsgewicht gecentreerd gedacht worden, terwijl elk been ongeveer 18% van het lichaamsgewicht vormt.

Wanneer we de vergelijking opstellen voor de horizontale- en de verticale krachten, alsmede voor de werkende koppelmomenten, en dit voor elk van de drie scharnierend aan elkaar verbonden lichaamsdelen, dan leidt dit tot een negental vergelijkingen. Tot de onbekenden behoren de spanningen in de vier heupspieren, de horizontale- en de verticale componenten van de krachten in de heupgewrichten en de horizontale- en de verticale componenten van de krachten die de voeten op het grondvlak uitoefenen. Voor onze beschouwing zijn de vier laatstgenoemde grootheden van direct belang.

Nu is de beweging van de benen op te vatten als een rotatie om de enkel, zoals in 8-2-2 besproken werd voor het hele lichaam bij de posturale zwaai in V-A richting. Bij een beschouwing van de drie vergelijkingen betreffende de in horizontale richting werkzaam zijnde krachten op de drie delen van het systeem komt naar voren dat de bijdrage van de benen hierin klein is. De schuifkracht langs de bovenkant van de stabilometer is dus bij benadering gelijk aan de traagheidskracht zoals de massa van het bovenlichaam die ondervindt van de horizontaal gerichte versnelling. Het verplaatsen van een kracht over een afstand, loodrecht staande op de werklijn

van die kracht betekent het uitoefenen van een koppel, waarvan de grootte gelijk is aan het produkt van de kracht en de afstand waarover de verplaatsing is opgetreden. Daarnaast is de invloed van de schuifkracht langs de bovenkant van de stabilometer op het meetresultaat afhankelijk van de toegepaste stabilometer. Uit bijlage A blijkt dat ons apparaat aan een schuifkracht een koppel toekent, alsof de kracht werkzaam is met een arm van 4 cm. In feite is hiermee het traagheidskoppel bekend.

Het statisch koppel heeft betrekking op de uitwijking van het lichaamszwaartepunt uit de evenwichtsstand. Wanneer de posturale zwaai een geringe amplitude heeft (normaal ca. 1 cm.), mag als statisch koppel genomen worden het produkt van het totale lichaamsgewicht en de horizontale uitwijking van het lichaamszwaartepunt uit de evenwichtsstand.

Voor de beschrijving van de koppels die werkzaam zijn op de stabilometer, betreffende bewegingen met de bovengestelde beperkte amplitudes, geldt dan de volgende vergelijking:

$$T_z = M \cdot g \cdot a_z - (M_r \cdot d^2 a_r / dt^2 \cdot (h_r + K) + 2 I_b \ddot{\phi})$$

waarin: T_z = het koppel dat door de stabilometer gemeten wordt

M = de massa van het hele lichaam

g = de versnelling van de zwaartekracht

a_z = de bewegingsamplitude van het zwaartepunt van het gehele lichaam

M_r = de massa van het bovenlichaam

a_r = de bewegingsamplitude van het zwaartepunt van het bovenlichaam

h_r = de afstand van het zwaartepunt van het bovenlichaam tot het grondvlak

K = een stabilometerconstante, voor ons apparaat geldt $K = 0,04$ m.

I_b = het traagheidsmoment van een been ten opzichte van de enkel

ϕ = de hoek waarover een been draait in de enkel

Naar aanleiding van deze formule kan worden opgemerkt, dat voor een normale zwaaibeweging met een periode van 3 seconden, de amplitude van het lichaamszwaartepunt 1 cm. is en dat dit bewerkt wordt door een rotatie van

de benen in het enkelgewricht over $0,75^\circ$. De horizontale versnelling heeft dan de orde van grootte van 0.05 m/sec^2 . Deze horizontale versnelling van M_x is dus ongeveer 1% van g , maar de kracht die erdoor veroorzaakt wordt is werkzaam over een honderd maal grotere afstand dan a_z , zodat de eerste en de tweede term van de vergelijking een gelijkwaardige bijdrage kunnen leveren aan het te meten koppel T_z . De invloed van de schuifkrachten is echter te verwaarlozen bij metingen met onze stabilometer en ook de bijdrage van het traagheidskoppel tengevolge van de rotatie van de benen om het enkelgewricht, is te verwaarlozen.

8-3-4. BEREKENINGEN AAN HET OPGESTELDE MODEL VAN DE POSTURALE ZWAAI IN ZIJWAARTSE RICHTING.

Met behulp van het in bijlage D gegeven computerprogramma zijn een aantal parameterwaarden berekend van een model op anatomische schaal, dat is onderworpen aan een posturale zwaai in zijwaartse richting welke werd veroorzaakt door één van de benen een sinusvormig verlopende hoekverdraaiing in het enkelgewricht op te dringen. De periode van de aan het been opgedrongen beweging is 3 seconden en de amplitude is $0,75^\circ$. De maximale uitwijking uit de evenwichtsstand van het zwaartepunt van het bovenlichaam is dan ongeveer 1 cm, als ervan wordt uitgegaan dat het bovenlichaam stijf blijft op het bekken en dus niet doorbuigt in de taille.

Bij het uitwerken van de modelmatige benadering kan dan worden uitgegaan van een aantal randvoorwaarden:

- 1) In de symmetrische rustpositie, als getekend in figuur 29, zullen de krachten, uitgeoefend door de beide abductoren, gelijk van grootte zijn; voor de beide adductoren zal hetzelfde gelden.
- 2) Als werkhypothese kan verondersteld worden dat de kracht, uitgeoefend door een spier, evenredig is met het kwadraat van de lengte toename ten opzichte van een rust lengte waarin geen kracht wordt uitgeoefend (8-2-3).
- 3) Betreffende de uitgangspositie als getekend in figuur 29 kan verondersteld worden dat elke voet de helft van het lichaamsgewicht draagt en dat geen horizontaal gerichte schuifkrachten optreden.
- 4) In de situatie waarin het lichaamsswaartepunt gelegen is boven één voet, dient het onbelaste been geen resulterend draaimoment te ondervinden.

Uitgaande van deze randvoorwaarden en de vergelijkingen voor de horizontale- en de vertikale krachten alsmede voor de werkende koppelmomenten voor elk van de drie scharnierend aan elkaar verbonden lichaamsdelen, is een berekening op te zetten voor de krachten die in het model werkzaam zijn. Een dergelijke berekening heeft echter alleen zin wanneer de verkregen rekenresultaten kunnen worden gerelateerd aan meetgegevens ten gevolge waarvan de modelmatige benadering al of niet bevestigd wordt.

Op grond van deze overwegingen is besloten eerst over te gaan tot het meten van de componenten in de drie dimensionale ruimte van de krachten die elk der voeten op het grondvlak uitoefent, alvorens de rekengegevens te publiceren als verkregen op basis van speculatieve voorveronderstellingen in een model.

De apparatuur voor het meten van de door de voeten op het grondvlak uitgeoefende krachten is inmiddels gerealiseerd.

8-4. HET TESTEN VAN DE OPGESTELDE BEWEGINGSVERGELIJKINGEN.

Bij het bespreken van de televisieopnamen is gebleken, dat in voor-achterwaartse richting de verschillende proefpersonen allen op eenzelfde wijze de posturale zwaai uitvoeren. Voor de zwaai in zijwaartse richting bleek dit voor de vier proefpersonen niet het geval te zijn. Bij het testen van de differentiaalvergelijkingen zijn wij ervan uitgegaan, dat bij de posturale zwaai in zijwaartse richting het bovenlichaam met het hoofd vertikaal gehouden wordt door een corrigerende beweging in de taille.

Op grond van deze modelmatige benadering is het mogelijk, bij een vastgestelde uitslag van één punt van het lichaam, door middel van de afgeleide differentiaalvergelijkingen uit te rekenen welke krachten op de stabilometer zijn uitgeoefend.

Als registratiepunt kozen wij een lichtpunt bovenop het hoofd. Op deze wijze kan direct informatie verkregen worden over de verplaatsing van het hoofd en uitgaande van de hoofdbeweging kan direct uitgerekend worden, wat de stimulatie van het vestibulaire orgaan moet zijn geweest ten gevolge van de beweging.

Ten behoeve van de registratie van de beweging van het lampje is ongeveer 1 meter boven het hoofd van de op de stabilometer staande proefpersoon een T.V. camera aangebracht, voorzien van een groothoeklens.



fig. 30 Het uit de hoofdbeweging berekende stabilogram in V-A richting.

1. stabilogram in V-A richting
2. stabilogram in L-R richting
3. hoofdbeweging in V-A richting
4. hoofdbeweging in L-R richting
5. geconstrueerd stabilogram in V-A richting
6. het berekende "statische" deel van de vergelijking
7. het berekende stabilogram in V-A richting op grond van de uit de hoofdbeweging (3) genomen samplewaarden
8. het berekende "dynamische" deel van de vergelijking
9. de berekende derde afgeleide van de hoofdbeweging (curve 3)

8-4-1. HET BEREKENDE STABILOGRAM IN VOOR-ACHTERWAARTSE RICHTING.

Een voorbeeld van de in 8-4 genoemde registratie vindt U in figuur 30. De bovenste curve geeft het lichaamsstabilogram in voor-achterwaartse richting. De tweede curve geeft het lichaamsstabilogram in zijwaartse richting. De derde curve geeft de beweging van het lampje op het hoofd in voor-achterwaartse richting. De vierde curve geeft de hoofdbeweging in zijwaartse richting.

Uitgaande van het feit dat in voor-achterwaartse richting tijdens de posturale zwaai het lichaam stijf gehouden wordt, kan op grond van de uitwijking van het lampje de hoekverdraaiing in het enkelgewricht worden vastgesteld. Hiertoe is het nodig de amplitude van de hoofdregistratie te ijken; dit is gedaan door de uitslag te bepalen van het geschreven signaal, wanneer het lampje over één cm. wordt verplaatst. Tevens is de afstand van

de camera tot het hoofd opgemeten en ook is de lengte van de proefpersoon bekend. Dankzij deze gegevens kan uit de verplaatsing van het lampje de hoekverdraaiing in het enkelgewricht worden bepaald.

Bij het bepalen van het traagheidsmoment zijn wij ervan uitgegaan dat de massa van het menselijk lichaam op symmetrische wijze om het zwaartepunt is gegroepeerd en dat het centrum van het traagheidsmoment samenvalt met het zwaartepunt, hetwelk ligt op ongeveer 4/7 van de lichaamslengte. Alle grootheden zijn omgerekend in het kg-m-sec stelsel en de hoekverdraaiing is uitgedrukt in radialen. Curve vijf in figuur 30 geeft het lichaamsstabilogram, dat men verkrijgt wanneer de computercurve één sampelt en men vervolgens de aldus verkregen meetpunten grafisch uitzet. Curve zes geeft de bijdrage die het statisch koppel levert aan het berekende stabilogram. Curve zeven geeft het berekende stabilogram, wanneer ook de bijdrage van het dynamisch koppel-gedeelte uit de differentiaalvergelijking tot uitdrukking wordt gebracht. Curve acht geeft de afzonderlijke bijdrage van het dynamische koppeldeel van de differentiaalvergelijking. In curve negen is de derde afgeleide van de hoekverdraaiing in het enkelgewricht gegeven.

Bij het beschouwen van de resultaten valt in de eerste plaats de aandacht op het grillige patroon van de dynamische component en van de derde afgeleide van de hoekverdraaiing. De grilligheid wordt veroorzaakt door het feit dat waarden van opeenvolgende samples slechts weinig verschillen. Zoals in bijlage B werd besproken ligt de oorzaak hiervan in een onvoldoend nauwkeurig zijn van de gebruikte 9 bits analoog-digitaal converter. De afrondingsfouten die hierbij gemaakt worden zijn zó groot, dat een tweede en zeker een derde keer differentiëren een niet zinvolle zaak lijkt te zijn. Gepoogd zal worden op andere wijze tot een meer nauwkeurige methode van differentiëren van signalen te komen. Het onvoldoend nauwkeurig zijn van de converter komt ook al naar voren wanneer curve één met curve vijf vergeleken wordt. In feite betreft het hier dezelfde curven, in eerste instantie direct geschreven en in tweede instantie (curve 5) opgebouwd uit de door de computer getrokken samples van het signaal. Door een hogere samplerate te kiezen worden de onderlinge verschillen van de samples geringer en zal de invloed van de afrondingsfouten niet worden gereduceerd.

Afgezien van het grillig verloop kan echter gesteld worden, dat de gemeten curve vijf en de berekende curve zeven, een grote mate van gelijkenis vertonen. Het kwalitatieve verloop is goed te herkennen en kwantita-

tief komen de waarden van maxima en minima zeer goed overeen.

Opmerkelijk is dat de corresponderende extreme waarden in de curven vijf en zeven iets verschoven liggen. Ter verklaring kan gewezen worden op het feit dat voor het corrigeren van de lichaamsbeweging eerst door de voeten een correctiekracht wordt uitgeoefend op de stabilometer, welke als zodanig in het stabilogram voorkomt en dat vervolgens het lichaam ten gevolge van deze kracht een corrigerende werking gaat uitvoeren. De stabilometer registreert de krachten die de correctie gaan bewerkstelligen, terwijl de hoofdbeweging het resultaat geeft van deze corrigerende beweging.

8-4-2. BEREKENING VAN HET STABILOGRAM IN ZIJWAARTSE RICHTING.

Voor de beweging in zijwaartse richting is de posturale zwaai berekend op overeenkomstige wijze als boven beschreven voor de voor-achterwaartse richting. Als model voor de zijwaartse beweging is genomen een horizontale verplaatsing van de heup, terwijl het bovenlichaam vertikaal gehouden wordt en dus een translatiebeweging uitvoert. Dit impliceert dat wij ervan uitgaan dat de beweging van het zwaartepunt voor het bovenlichaam gelijk is aan die van het hoofd.

In figuur 31 worden van boven naar beneden achtereenvolgens weer de stabilogrammen in voor-achterwaartse en zijwaartse richting gegeven, met daaronder de hoofdbewegingen in voor-achterwaartse en zijwaartse richting. Curve vijf in figuur 31 geeft de uitgezette samplewaarden, die getrokken zijn van het in curve twee gegeven signaal; waarbij opgemerkt moet worden dat de tijdas een iets andere schaal heeft. Curve zes geeft het resultaat van de differentiaalvergelijking, die is afgeleid voor de zijwaartse beweging. Curve zeven geeft afzonderlijk de berekende bijdrage van het statisch koppel en curve acht van het traagheidskoppel. Curve negen geeft de derde afgeleide van de verplaatsing van het lichtpunt op het hoofd. Ook hier blijkt dat de samplenaauwkeurigheid onvoldoende geweest is voor het berekenen van de tweede en de derde afgeleide van het signaal.

Het kwalitatief verloop van de berekende curve zes blijkt goed overeen te komen met het gemeten stabilogram in curve twee en de waarden van de maxima en minima corresponderen vrij nauwkeurig. In de figuur komt tevens naar voren dat de berekende curve enigszins in tijd verschoven is ten opzichte van het gemeten lichaamsstabilogram. Ter verklaring kan ook hier gewezen worden op het feit dat de stabilometer de impuls meet die leidt tot de houdingsverandering welke door de camera wordt vastgelegd.

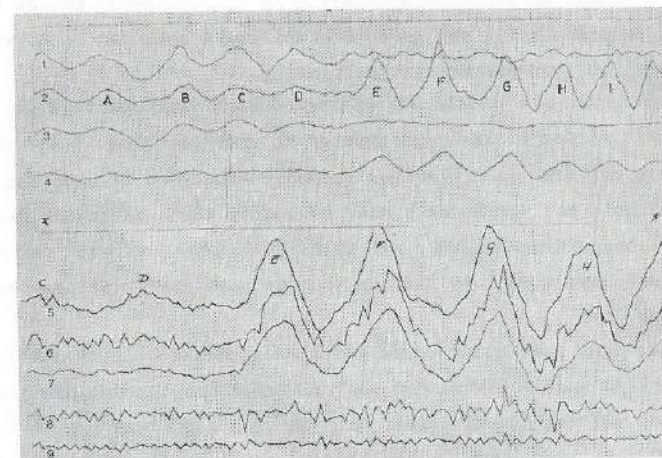


fig. 31 Het uit de hoofdbeweging berekende stabilogram voor de L-R richting.

1. stabilogram in V-A richting
2. stabilogram in L-R richting
3. hoofdbeweging in V-A richting
4. hoofdbeweging in L-R richting
5. geconstrueerd stabilogram in L-R richting
6. het berekende stabilogram in L-R richting op grond van de uit de hoofdbeweging (4) genomen samplewaarden
7. het berekende "statische" deel van de vergelijking
8. het berekende "dynamische" deel van de vergelijking
9. de berekende derde afgeleide van de hoofdbeweging (curve 4)

8-5. DISCUSSIE VAN ENKELE MEETRESULTATEN UIT HOOFDSTUK VI IN VERBAND MET HET ONTWIKKELDE MODEL.

In hoofdstuk VI zijn een aantal metingen besproken. De meetresultaten voor de bewegingen in zijwaartse richting vertoonden daarbij soms een ander beeld dan die voor de voor-achterwaartse bewegingsrichting. Wij willen deze verschillen nu bespreken in relatie tot de ontwikkelde modellen voor de bewegingsmechanismen.

Het model voor de zijwaartse beweging leert dat de corrigerende spierwerking plaatsheeft op heupniveau door samenspel van een aantal spieren. De correcties kunnen daardoor goed gereguleerd worden in vergelijking met die voor de voor-achterwaartse bewegingsrichting; immers in dit laatste geval moet de kuitspier praktisch alleen de correcties uitvoeren en dan nog in de situatie dat het totale lichaam als het ware in deze spier hangt.

Op grond van deze modelmatige benadering is te verklaren, dat de stabilometrische meetresultaten een grotere stabiliteit aangeven in zijwaartse richting dan in voor-achterwaartse richting.

Bovendien kan een verklaring gegeven worden voor het feit dat met de piekdetectie minder pieken zijn gemeten voor de beweging in L-R richting. Niet alleen verlopen de correcties soepeler - hetgeen inhoudt dat er minder gepiektheid zal voorkomen - maar bovendien komen de hogere frequenties vanuit het heupniveau verzwakt aan op het grondvlak, vanwege de absorberende eigenschappen van het lichaam voor mechanische trillingen met hogere frequenties.

Dat een laag goed absorberend materiaal, zoals het stuk schuimrubber, het resterende aantal pieken dan veel minder reduceert dan het geval is ten aanzien van het aantal pieken voor de voor-achterwaartse bewegingsrichting, is te begrijpen. In het laatste geval worden de pieken in grotere mate opgewekt, op een plaats die mechanisch als het ware kortgesloten is met de stabilometer. Het schuimrubber werkt hier veel effectiever als isolator.

Het feit dat het schuimrubber juist in zijwaartse richting de stabiliteit ondermijnt, is ook verklaarbaar. Bij zijwaartse bewegingen wordt het door de ene voet gedragen gewichtsaandeel verkleind ten koste van een vergroting van het gewichtsaandeel van de andere voet. Wanneer men op dik schuimrubber staat, is er voor elk van de voeten evenwicht tussen de opwaartse kracht, uitgeoefend door het schuimrubber op de voet en het door de voet gedragen gewichtsaandeel. Wanneer dit laatste van grootte verandert, moet de opwaartse druk van het rubber evenveel veranderen. Bij benadering zal de wet van Hooke opgaan, hetgeen inhoudt dat deze verandering van veerkracht een verticale verplaatsing veroorzaakt. In feite is de ondergrond dus niet meer vast van hoogte, bij het zoeken naar extra steun zakt de ondergrond weg. Voor de beweging in voor-achterwaartse richting is dit effect minder dramatisch, omdat hierbij het gedragen gewicht per voet niet verandert in grootte; slechts het aangrijpingspunt van de verticale kracht op de voetzool verschuift. De ondergrond zal dus nauwelijks niveauveranderingen vertonen, derhalve zal de stabiliteit in deze bewegingsrichting door het schuimrubber in mindere mate worden aangetast.

8-6. PERSPECTIEF VAN DE MODELMATIGE BENADERING.

De behaalde resultaten met de bovenbeschreven modelmatige benadering

zijn, hoewel niet ideaal, redelijk bevredigend te achten. De vraag is nu of het vestibulaire orgaan een stuursignaal geeft aan het centraal zenuwstelsel, wanneer een overschrijding plaatsvindt van een kritische uitwijking of kritische versnelling en of het motorische systeem dan opdracht krijgt correcties in de lichaamshouding aan te brengen.

Alvorens deze vraagstelling nader kan worden onderzocht, moet eerst een methode ontwikkeld worden om de tweede en mogelijk zelfs de derde afgeleide van het gemeten hoofdstabilogram voldoende nauwkeurig vast te leggen.

Wanneer aan deze voorwaarde is voldaan, kunnen hoofd- en lichaamsbewegingen tegelijkertijd worden gemeten, waarna op deze meetgegevens een analysemethodiek kan worden toegepast waarin kritieke waarden voorkomen. Deze kritieke waarden kunnen betrekking hebben op de uitwijking of de versnelling van het lichaam en zowel op een lineaire- als een rotatoire versnelling. Wanneer in de lichaamsbeweging een dergelijke kritieke waarde wordt overschreden, kan onderzocht worden of daaraan gerelateerd een verandering van de lichaamshouding plaats heeft die gezien zou kunnen worden als een correcte beweging.

Op deze wijze denken wij nader inzicht te krijgen in de bijdrage die het vestibulaire systeem levert aan het bewaren van het evenwicht. De bedoeling is in dit onderzoek de zogenaamde "getriggerde correlatietechniek" toe te passen zoals beschreven door De Boer en Kuiper (1968).

Daarnaast ligt het in de bedoeling nader onderzoek te doen naar de krachten die tijdens het staan op de stabilometer worden uitgeoefend. De meetapparatuur is daarvoor reeds vervaardigd. Met behulp van deze apparatuur is het mogelijk de door de beide voeten op het grondvlak uitgeoefende krachten zodanig te meten, dat de componenten in de drie dimensionale ruimten bekend zijn tijdens het staan, zodat de ontwikkelde modelmatige benadering effectief getoetst kan worden.

Hoofdstuk IX

SAMENVATTING.

De mens kan tijdens het staan zijn relatief hoge en zware lichaam op een klein steunoppervlak stabiel overeind houden dankzij de werkzaamheid van de drie receptorsystemen: het vestibulaire, het proprioceptieve en het visuele systeem.

Deze drie systemen verstrekken het centraal zenuwstelsel de informatie betreffende de ruimtelijke oriëntatie, alsmede de belasting van spieren, banden, gewrichten e.d. In reactie op deze informatie kan het centraal zenuwstelsel door middel van efferente pulsen het motorisch systeem opdracht geven verandering aan te brengen in de lichaamshouding.

In deze studie wordt speciaal aandacht geschonken aan de bijdrage van het vestibulaire systeem in het proces van het bewaren van de stabiliteit. De doelstellingen van deze studie zijn:

- 1) het objectief en reproduceerbaar vastleggen van de krachten zoals die worden uitgeoefend op het steunvlak ten gevolge van onwillekeurige bewegingen die een persoon maakt tijdens het staan: de Stabilometrie.
- 2) het komen tot een maatstaf waarmee de onderzoekresultaten beoordeeld kunnen worden teneinde met een zekere mate van waarschijnlijkheid vast te kunnen stellen in hoeverre deze als afwijkend aangemerkt mogen worden: Standaardisatie van de stabilometrie.
- 3) het zo mogelijk klassificeren van afwijkingen en deze klassificatie in relatie brengen met bekende ziektebeelden: de Stabilometrie voor diagnostische doeleinden.
- 4) het komen tot een model dat inzicht geeft in de wijze waarop de mens zich beweegt teneinde staande te blijven: de modelmatige benadering van de bewegingsmechanismen.

In hoofdstuk II worden de drie samenwerkende receptorsystemen kort besproken, alsook de wisselwerking en de coördinatie van deze systemen.

1. DE STABILOMETRIE.

Hoofdstuk III geeft een oriënterend overzicht van het werk dat andere onderzoekers op het gebied van de stabilometrie of posturografie hebben verricht. In dit overzicht is vooral aandacht besteed aan publikaties die handelen over de aspecten welke ook in ons onderzoek aandacht krijgen. Omdat de meningen van de verschillende auteurs niet altijd even gefundeerd lijken en vaak niet geheel met elkaar in overeenstemming zijn, is aan het einde van dit hoofdstuk een korte samenvatting gegeven.

a) de apparatuur

Hoofdstuk IV vermeldt allereerst de eisen, die wij aan onze meetapparatuur gesteld hebben. Enkele meetmethoden worden kritisch besproken en de keuze van het rekstrookjesprincipe in onze stabilometer wordt toegelicht. De ijkgegevens van het instrument staan beschreven in bijlage A. Thomas en Whitney (1959) hebben gewezen op het feit dat de door het motorisch systeem bewerkte houdingsveranderingen gepaard gaan met krachten die werkzaam zijn op het steunvlak. Gedurende snelle correcties van de lichaamshouding stemt de krachtenwerking op de stabilometer dan ook niet geheel overeen met de verplaatsing van het lichaamszwaartepunt. Dit impliceert dat strikt genomen de gekozen stabilometrische meetmethode niet geheel voldoet aan de eisen zoals geformuleerd in doelstelling 1. Met het oog hierop is op onze afdeling een meetapparatuur ontwikkeld - de positie indicatorschakeling - die het mogelijk maakt de bewegingen van een lichtbron op het lichaam van de staande persoon, welke worden waargenomen door een T.V. camera, vast te leggen met een penschrijver of een FM tape-recorder. Het blokschema en de ijkgegevens van deze positie indicatorschakeling zijn gegeven in bijlage B. Een overzicht van de meetopstelling wordt gegeven in figuur 6.

Op grond van onze interesse voor de bijdrage van het vestibulaire systeem in het proces van handhaven van het evenwicht, is door middel van de positie indicatorschakeling met name de beweging van het hoofd vastgelegd tijdens het meten van het stabilogram. Figuur 7 laat zien dat er een goede overeenstemming is tussen de bewegingen van het hoofd en de geregistreerde stabilogrammen; het blijkt dat in de hoofdbewegingen de bijdrage van de frequentiecomponenten tussen 1 en 10 Hz in veel mindere mate voorkomt dan in het stabilogram. Uit bijlage B blijkt dat dit niet veroorzaakt

kan zijn door de meetopstelling, zodat in dit verschijnsel een bevestiging gezien kan worden van de gedachtengang van Thomas en Whitney, dat het lichaam deze frequenties absorbeert.

De bewerkingsmethoden van de meetgegevens van andere auteurs en de door ons gekozen methode, worden aan een kritische beschouwing onderworpen. De toegepaste bewerking is gericht zowel op kwantificatie van de beweeglijkheid tijdens het staan als op het vastleggen van eventuele periodiciiteiten die zich in het bewegingspatroon kunnen manifesteren. Met het oog op dit laatste aspect is in het analyseprogramma een piekdetectiemethodiek en een auto-correlatiemethodiek toegepast voor twee verschillende samplesnelheden, te weten 10 s.p.s. en 10 : 3 s.p.s.

b) oriënterende onderzoeken

Hoofdstuk V geeft een overzicht van een aantal oriënterende onderzoeken. Het doel hiervan was een indruk te krijgen over de bijdrage die elk van de drie onderscheiden receptorsystemen levert aan het proces van het bewaren van de stabiliteit. De resultaten van het onderzoek in de "Flying Enterprise kamer" - figuur 8 - bevestigen de gedachte dat het proprioceptieve systeem de meest belangrijke is van de drie. Iemand verliest alleen dan zijn evenwicht wanneer het vestibulaire systeem tijdelijk wordt uitgeschakeld en het visuele systeem op zichzelf juiste informatie verstrekt, welke echter uitnodigt tot een verkeerde interpretatie door het centraal zenuwstelsel en bovendien het proprioceptieve systeem ten gevolge van het staan op een hellend grondvlak, in zijn werking wordt gehinderd. In alle gevallen waarin op een horizontaal grondvlak wordt gestaan en het proprioceptieve systeem wel goed kan functioneren, kan de proefpersoon zijn evenwicht handhaven ondanks de invloeden van het staan in een scheve kamer en het hoofdschudden. Wanneer één der systemen door experimentele omstandigheden minder goed kan functioneren, blijken de andere systemen meer invloed te hebben in het proces van het handhaven van het evenwicht. Het oproepen van een bewegingsillusie door middel van de optokinetische trommel beïnvloedt de stabiliteit nauwelijks. De meetopstelling van de Wit met de "zwaai" blijkt in staat te zijn de zogenaamde "optische zwaai" te veroorzaken.

In enkele andere onderzoeken komen aanwijzingen naar voren dat pathologie van het vestibulaire orgaan een opmerkelijke invloed kan hebben op het bewegingspatroon tijdens het staan gedurende en vlak na een periode

van hoofdschudden (figuur 10). Dit leidt tot de vraagstellingen:

*Is de laagfrequente component in het stabilogram van vestibulaire oorsprong?
Zo ja, is tijdens het hoofdschudden het centraal verwerkingsysteem verminderd toegankelijk voor informatie afkomstig uit het vestibulaire systeem?*

In hoofdstuk VII wordt nader aandacht besteed aan deze vragen.

Het calorisch onderzoek blijkt tijdelijk een lichaamsverplaatsing in zijwaartse richting te veroorzaken: Bij uitspuiten met koud water naar de ipsilaterale kant en bij uitspuiten met warm water naar de contra-laterale kant. Daarnaast blijkt bij dit onderzoek een component van ca. 0,3 Hz gedurende enige tijd meer geprononceerd voor te komen in het stabilogram in zijwaartse bewegingsrichting (figuur 11 en figuur 12).

Stimulatie van het otolithensysteem door middel van een wagentje dat een versnelde beweging uitvoert laat zien, dat de meetgegevens van een aantal gezonde proefpersonen vrij sterk gespreid liggen (figuur 13). Een persoon met beiderzijds een onprikelbaar vestibulair systeem blijkt echter niet staande te kunnen blijven wanneer zij aan het experiment deelneemt.

Stimulatie met een elektrische stroom, welke door middel van elektroden door het hoofd wordt gevoerd, kan het bewegingspatroon van personen wijzigen, met name in zijwaartse richting. Deze reactie is sterk afhankelijk van sommige ziektebeelden (figuur 14 en figuur 15).

Een patient met een uitgesproken periodieke beweging, waarschijnlijk veroorzaakt door een dysfunctie van het vestibulaire systeem, gaat tijdens galvanische prikkelingen met wisselstromen van bepaalde frequenties in het stabilogram bewegingsvormen demonstreren die het best te beschrijven zijn als zwevingspatronen (figuur 16). Voor verschillende frequenties zijn auto-correlatiefuncties berekend van de gemeten stabilogrammen (figuur 17). Het blijkt dat de voor-achterwaartse beweging in veel mindere mate gevoelig is voor de galvanische prikkeling dan de zijwaartse beweging. De zwevingsverschijnselen lijken samen te hangen met het met elkaar in fase zijn van de spontane beweging in voor-achterwaartse richting en de beweging in zijwaartse richting, waarbij de spontane beweging wordt beïnvloed door de opgedrongen periodiciteit. Tenslotte blijkt bij deze proef dat de hoofdbeweging niet steeds overeenstemt met het tegelijkertijd geschreven stabilogram.

In de literatuur blijken er meningsverschillen te bestaan omtrent de vraag welke conclusies men kan trekken uit de resultaten die men krijgt door middel van de stimulatie met een elektrische stroom zoals hier toe-

gepast. Om deze reden is deze stimulatiemethode in het onderzoek verder niet toegepast.

In figuur 19 wordt aangetoond dat het nuttigen van alcohol invloed heeft op de gemeten stabilogrammen. Op grond van een sorteringsmethode van de tijdens deze onderzoeken gemaakte statokinesigrammen, wordt het aannemelijk dat er een verband bestaat tussen de genuttigde hoeveelheid alcohol en de toename van de beweeglijkheid tijdens het staan (tabel 5-3 en tabel 5-4). De invloed van diazepam (Valium^R) op de stabiliteit komt naar voren in figuur 20. In tegenstelling tot alcohol blijkt diazepam de hoge frequenties te reduceren; de component van ca. 0,5 Hz gaat meer geprononceerd naar voren komen in het stabilogram. Op grond van het reactiepatroon van één persoon lijkt het waarschijnlijk dat een genuttigde hoeveelheid diazepam na drie kwartier de stabiliteit reeds optimaal aantast en dat de stabiliteitsvermindering na ongeveer drie uur weer afneemt (tabel 5-5).

De stabilometrie blijkt een nuttig hulpmiddel te kunnen zijn voor onderzoek naar het functioneren van het vestibulaire systeem, alsook voor onderzoek naar de invloed die bepaalde farmaca kunnen hebben op het proces voor het bewaren van de stabiliteit tijdens het staan.

2. STANDAATDISATIE VAN DE STABILOMETER.

In hoofdstuk VI staat beschreven, hoe getracht is tot een maatstaf te komen, waarmee in de kliniek beoordeeld kan worden of de stabilometrische meetresultaten als normaal of als pathologisch mogen worden aangemerkt. Door toepassing van de match-methode is nagegaan wat de invloed is van de navolgende factoren: lengte (6-1), gewicht (6-2), leeftijd (6-3), sportactiviteit (6-4) en gevoeligheid voor zeeziekte (6-5).

Dit onderzoek kon worden verricht dankzij het feit dat wij toestemming kregen van de Koninklijke Marine om 75 personen aan een uitvoerig stabilometrisch onderzoek te onderwerpen. Elke persoon is onderzocht in acht verschillende testsituaties (figuur 21). De bovengenoemde factoren blijken geen duidelijke invloed te hebben op de stabilometrische meetgegevens met uitzondering van de gevoeligheid voor zeeziekte. Personen die gevoelig zijn voor zeeziekte hebben namelijk een geringere beweeglijkheid tijdens het staan met gesloten ogen dan met geopende ogen ($P < 0,03$). Als verklaring voor dit opmerkelijke verschijnsel kan men veronderstellen dat het vestibulaire systeem van deze personen ongewoon gevoelig is en dat deze

gevoeligheid te groot is in situaties waar het lichaam doorlopend aan versnellingen wordt onderworpen, zoals dit het geval is op een schip. Wij hopen in staat gesteld te worden dit verschijnsel nader uit te zoeken.

De spreiding van de meetgegevens van de 75 personen in de acht testsituaties blijkt zo groot te zijn (6-6) dat we niet tot een scherp omschreven maatstaf kunnen komen wat betreft de normale beweeglijkheid.

De piekdetectiemethode levert voor een beperkt aantal proefpersonen in alle situaties een ongewoon groot aantal gedetecteerde pieken. Het is niet gelukt hiervoor een bevredigende verklaring te vinden; mogelijk is lichamelijke vermoeidheid één van de oorzaken van dit verschijnsel.

Algemeen blijkt het aantal gedetecteerde pieken in het voor-achterwaartse stabilogram groter te zijn dan in het stabilogram in zijwaartse richting (6-7). In hoofdstuk VIII wordt hiervoor een verklaring gegeven.

De auto-correlatiefuncties zijn ingedeeld, op grond van de mate van periodiciteit, in de vier klassen A t/m D, waarbij de eerstgenoemde een bijna sinusvormig karakter heeft terwijl in de stabilogrammen, welke in klasse D zijn ingedeeld, geen periodiciteit meer op te merken is.

Voor alle testsituaties, uitgezonderd III (staand op een dik stuk schuimrubber met de ogen geopend) en IV (als III, maar nu met de ogen gesloten), zijn de resultaten vrijwel hetzelfde (6-8). De periodiciteiten in de beide bewegingsrichtingen kunnen tijdens een meetperiode verschillen (6-8 onderste gedeelte). Dit is niet alleen het geval voor gemiddelde waarden van groepen personen, maar dit verschijnsel wordt ook gezien bij personen die tegelijkertijd in beide bewegingsrichtingen een duidelijke periodieke beweging vertonen (6-9). In 80% van deze laatste gevallen blijkt er een duidelijk verschil in periodiciteit te zijn tussen de voor-achterwaartse en de zijwaartse posturale zwaai. In de bovengenoemde situaties III en IV, waarbij gebruik gemaakt wordt van een dik stuk schuimrubber, blijkt met name de stabiliteit in zijwaartse richting sterk afgenomen te zijn; daarnaast is het aantal gedetecteerde pieken voor de beweging in voor-achterwaartse richting sterk afgenomen en krijgen de bewegingsvormen een meer periodiek karakter, gezien de klassificatie van de auto-correlatiefuncties. In hoofdstuk VIII worden deze gegevens besproken in relatie tot de ontwikkelde modellen voor de onderscheiden bewegingsmechanismen.

3. DE STABILOMETRIE ALS DIAGNOSTISCH HULPMIDDEL.

In hoofdstuk VII komt doelstelling 3 aan de orde. Het beschrijft de

bewerking van stabilometrische meetgegevens op onze afdeling, verkregen tijdens het klinisch onderzoek van patienten met duizeligheidsklachten. Het blijkt dat de stabiliteit van deze personen duidelijk ongunstiger is dan van de personen die gezond zijn en die in het vorige hoofdstuk werden besproken. Het is niet mogelijk een relatie te vinden tussen de stabilometrische meetgegevens en de specifieke gegevens omtrent het functioneren van het vestibulaire systeem, zoals deze verkregen worden met behulp van de elektronystagmografie (predominance, preponderance of onprikelbaar zijn van een labyrint). Wel zijn er aanwijzingen gevonden dat bepaalde diagnoses gerelateerd kunnen zijn met karakteristieke verschijnselen in de stabilogrammen. Teneinde dit nader uit te zoeken zijn drie groepen patienten geformeerd:

- 1) Patienten met duidelijke verschijnselen van het "cervicale syndroom" (6)
- 2) Patienten met duizeligheidsklachten na een doorgemaakte commotio (11)
- 3) Patienten lijdend aan het syndroom van Ménière (26)

De meetgegevens van deze patienten zijn vergeleken met die van een ongeselecteerde groep van de Marinepopulatie (10) en die van een aantal personen, werkzaam op onze afdeling (12).

Omdat de patient-gegevens alleen aanwezig zijn in de vorm van op papier geschreven curves, is een visuele beoordeling toegepast. De meetgegevens van de referentiegroepen zijn op dezelfde wijze beoordeeld. In tabel 7-2 worden de meetresultaten gegeven van de verschillende groepen in de zes toegepaste testsituaties. De optredende verschillen zijn met de toets van Yates onderzocht op significantie. Het blijkt dat de patienten in alle testsituaties instabieler staan dan de controlegroepen. Daarnaast blijken de verschillende groepen patienten zich onderling te onderscheiden in de verschillende testsituaties:

- 1) groep 1 (cervicaal syndroom) blijkt duidelijk profijt te hebben van de visuele informatie (tabel 7-2, kolom 1-2). In de andere situaties is de stabiliteit vrijwel gelijk, behalve in de situatie VI, waar na het hoofdschudden de stabiliteit extra afgenomen is.
- 2) groep 2 (commotio-patienten) ondervindt niet veel steun van de visuele informatie (1-2). De sensibilisatie doet de stabiliteit afnemen (2-3), evenals het hoofdschudden (2-5), maar in de periode na het hoofdschudden is de stabiliteit niet extra afgenomen (5-6).

3) groep 3 (Ménière-patienten). De visuele informatie blijkt een grote invloed te hebben (1-2); karakteristiek voor deze groep is dat de stabiliteit groter is tijdens het hoofdschudden met gesloten ogen dan tijdens het stilstaan met gesloten ogen (5-2); ná het hoofdschudden blijkt de stabiliteit sterk af te nemen met name in links-rechts richting (2-6). Het verschil tussen de situaties V en VI, is alleen voor deze groep significant.

De verdeling van de geklassificeerde amplituden worden in figuur 22 gegeven. Op grond van dit onderzoek kan men zeggen dat, hoewel de maatstaf voor het al of niet normaal-zijn van een stabilogram niet scherp te definiëren is, patienten met duizeligheidsklachten toch duidelijk minder stabiel staan dan normale proefpersonen. Tevens blijkt dat de drie groepen patienten zich duidelijk van elkaar onderscheiden, mits de testsituaties goed gekozen worden. De onderzoekresultaten maken het waarschijnlijk dat tijdens het hoofdschudden de invloed van de informatie van een pathologisch vestibulair apparaat wordt teruggedrongen en dat de specifieke bijdrage van het vestibulaire systeem voor het handhaven van het evenwicht, zoals dat wordt vastgelegd in het stabilogram, naar voren komt in de vorm van een component met een frequentie van ca. 0,3 Hz.

4. DE MODELMATIGE BENADERING VAN DE BEWEGINGSMECHANISMEN.

In hoofdstuk VIII wordt beschreven hoe met een gesloten T.V. circuit het bewegen tijdens het staan in beide richtingen is vastgelegd. Voor de voor-achterwaartse bewegingsrichting (figuur 23) blijken de meetgegevens te kunnen worden beschreven met een eenvoudig model (figuur 25) dat leidt tot een differentiaalvergelijking die door andere auteurs ook is aangegeven. De bewegingsvorm in zijwaartse richting blijkt persoonlijk bepaald te zijn (figuur 26, 27 en 28). Als model voor het stabiliserend mechanisme wordt gewezen op de functie van de abductoren en adductoren bij de heup (figuur 29). Op grond van dit model is een differentiaalvergelijking ontwikkeld ter beschrijving van het op de stabilometer uitgeoefende koppel. Met behulp van de positie indicatorschakeling zijn tijdens het meten van het stabilogram ook de bewegingen van het hoofd vastgelegd. Door het PDP-8 computersysteem zijn de uitkomsten van de differentiaalvergelijkingen berekend, waarbij uitgegaan is van de hoofdbeweging. Voor beide bewegingsrichtingen worden de berekende resultaten in relatie gebracht met de ge-

meten stabilogrammen (figuur 30 en figuur 31). Het kwalitatieve verloop van de curven stemt goed overeen, evenals de piek-tot-piekwaarden van de curven. De beperking bij deze metingen is gelegen in de gebruikte 9 bits analoog digitaalconverter, die de samplewaarden onvoldoende nauwkeurig vastlegt, waardoor het vereiste twee maal differentiëren grote onnauwkeurigheid met zich meebrengt. Uit de curven komt ook een tijdsverschil naar voren tussen het gemeten en het berekende stabilogram. Ter verklaring hiervan kan gewezen worden op het feit dat de stabilometrie de krachtenwerking registreert welke de aanzet vormt voor het veranderen van de lichaamshouding, terwijl de hoofdbeweging juist het resultaat van deze verandering in lichaamshouding vastlegt.

Aan het eind van hoofdstuk VIII worden enkele meetresultaten uit eerdere hoofdstukken in verband gebracht met de modelmatige benadering van het bewegingsmechanisme. Met name voor de meetgegevens uit hoofdstuk VI, verkregen met het toepassen van de dikke laag schuimrubber, kunnen bevredigende verklaringen worden gegeven.

Tenslotte wordt aangegeven op welke wijze het onderzoek zal worden voortgezet.

SUMMARY

THE GOALS OF THIS STUDY.

Man can stand upright with his tall and heavy body on a polygonal base of about 400 square centimeters. This can be done because of the co-operation of three receptor systems, the vestibular-, the proprioceptive-, and the visual system, through which the central nervous system (C.N.S.) is informed about the position of the body in space as well as the state of the muscles, tendons, joints, etc.

In answer to this information the C.N.S. can, by means of efferent pulses, order the motor-system to change the posture.

In this study special attention was given to the contribution of the vestibular system in the process of maintaining balance.

The goals of this study were:

- 1) To measure objectively and reproducibly the body movements during standing: The stabilometry.
- 2) To find a standard for marking test results as being normal or pathological: Standardization of stabilometry.
- 3) To look for relations between types of pathologic test results and diagnoses: The stabilometry for diagnostic purposes.
- 4) To describe a model that can give insight into the mechanism of motion during standing: Afterthought about the physics and mechanics of the postural position.

Chapter II gives the description of the three receptor systems - as mentioned above - as far as necessary for a good understanding of the investigations.

1. THE STABILOMETRY.

Chapter III gives a review of those publications in the field of stabilometry or posturography which are relevant to our investigations.

a) the apparatus

In chapter IV the method of measuring and data processing is discussed, (Kapteyn 1972 a and b). The static and dynamic test results of the stabilo-

meter are given in appendix A. Thomas and Whitney (1959) have pointed to the fact that the execution of the orders of the C.N.S. by the motor-system causes forces on the foot support. So, during a rapid correction of body tilt, the forces recorded by the stabilometer are not directly proportional to the displacement of the body's center of mass. This implies that - strictly speaking - goal no 1 cannot be realised with this stabilometer. Because of this, an apparatus was developed that can detect the position of a luminous point in a dark room if it is in the "eye field" of a T.V. camera. The block diagram and frequency response are given in appendix B. The output of this position indicator (fig. 7) is related to the X-Y coordinates of the light spot on the monitor screen. A pen-writer and an F.M. tape recorder record the signals. In this way the real movements of a point on the body can be measured. Because the major interest is in the functioning of the vestibular system, the point chosen for monitoring was on the skull. Good correlation was found between the head- and body stabilograms (fig. 7). In the head movements the high frequency-components are less visible and this cannot be caused by the position indicator system as shown in appendix B (fig. b-2). So it must be concluded, in agreement with the ideas of Thomas and Whitney, that these components are achieved on a level near the stabilometer and are absorbed by the body. The data processing is directed toward a quantification of the movements during standing, and toward a detection of the possible periodicities in these movements by means of peak-detection methods and an auto-correlation technique, with sample-rates of 10 and 10 : 3 s.p.s. The results of the peak detection methods are presented in the form of time interval histograms with the scale defined in Hz. (c.p.s.)

b) explorative investigations

In chapter V a number of explorative investigations are described. The goal here was to get an impression about the contribution of each of the receptor systems to the process of keeping the body in an upright position. The findings in the "Flying Enterprise room" (fig. 8) confirm the thought that the proprioceptive-system is the most important one of the three. Man will loose balance only if none of the three systems works correctly and if, in addition, the information given by the three systems is in disagreement. Normally the other systems take over the function of

the system which, by the experimental set-up, is brought to functioning at a lower level.

The results indicate that a pathologic vestibular system can be the cause of striking effects during and after head-shaking with closed eyes (fig. 10) For the left part of the figure the subjects stood relaxed with eyes closed (curves 2), and in the right part they have shaken their head up to the arrow. About the subjects of fig. 10 some information can be given: Subject He. is a healthy person, Mrs. Sm. has no vestibular function, Mrs. S. has vestibular complaints and has received diazepam, and Mr. H. suffers from Ménière's syndrome.

The question arises:

- a) is the lower frequency (ca. 0,3 Hz) component in the stabilogram of vestibular origin?
- b) is the C.N.S. during head-shaking less sensitive to information of the vestibular-system?

In chapter VII these questions are discussed.

A patient without vestibular function turns out to have insurmountable difficulties in remaining standing on an accelerated car, in contrast to a number of normal subjects.

Calorization of one of the ears causes temporal displacements in L-R direction: by cold water to the ipsi-lateral side and by warm water to the contra-lateral side.

Besides this most subjects show a pronounced periodic component in their stabilogram of ca. 0.3 Hz (fig. 11 and 12).

In reaction to a galvanic stimulation the conduct of patients with different diagnoses can be quite different. A sufferer from a vertebrobasilar syndrom gives a vivid reaction (fig. 14) and a patient suffering from a olivo-cerebellar atrophy shows no reaction at all (fig. 15). The stabilograms of a person with vestibular complaints show a spontaneous periodicity (fig. 16, 1 = A-P, 2 = L-R) and the head movements have the same course (resp. curve 3 and 4).

In response to the galvanic stimulation by an a.c. current of 0.4 Hz (curve 8) the A-P stabilogram (5) shows a sort of modulated amplitude, with the head movement in A-P direction showing a corresponding course.

Fig. 17 gives the auto-correlation functions of stabilograms of the same

subject without stimulation (1) and with galvanic stimulation by a.c. currents of different frequencies as mentioned under the pictures. The A-P stabilogram, the upper curve, does not change much, but the movements in L-R direction are influenced by the stimulation and sometimes a sort of modulation pattern is shown. The head movements (dotted curves) are not always in full agreement with the body movements. The interpretation of the effects as obtained by galvanic stimulation is not unanimously accepted, and therefore galvanic stimulation was not used.

The influence of aethyl-alcohol is shown in fig. 19. The contribution of the high-frequency components in the stabilogram becomes more pronounced and the areas of the statokinesigrams in the different test situations become larger by a growing volume of consumed alcohol.

The influence of diazepam reduces the contribution of the higher components in the stabilograms (fig. 20). The areas of the statokinesigrams in the different test situations become larger after the intake of diazepam up to about half an hour and the areas grow smaller again about two and a half hours after intake (tab. 5-5).

2. STANDARDIZATION CRITERIA BETWEEN PSYIOLOGIC AND PATHOLOGIC OUTPUTS.

Chapter VI reports the effort to obtain a standard for marking test-results as being normal or pathological (goal two). By means of a match method we have investigated the influence of the subjects length (6-1), weight (6-2), age (6-3), sport-activities (6-4), and sensitivity to sea-sickness (6-5). For the matchings the stabilograms of 75 persons in the Royal Dutch Navy were used (every subject was tested in eight different situations fig. 21).

The mentioned factors apparently do not have a clear influence on the measuring results, with the exception of the sensitivity to sea-sickness. Subjects who are sensitive to sea-sickness have a smaller mean-excursion during standing with eyes closed than with eyes open ($P < 0.03$).

This is striking and may be explained by the thought that the vestibular system of these persons is more sensitive than normal, possibly too sensitive for being pleasant on board a ship. Further investigations into this point are planned.

The standard deviations of the mean values in the different test situations are large (6-6), so this effort does not result in a sharply defined standard.

The peak-detection method delivers, for a number of the subjects, more peaks in all the test situations than normal. A satisfactory explanation for this fact is not apparent; none of the considered factors have a positive relation with it. Every person has a greater number of peaks in the A-P stabilogram than in that for L-R direction in all the test situations (6-7): The auto-correlation functions are classified based on their periodicity; class A implies a clear sinusoid character, class D implies that no periodicity is shown, class B and C contain intermediate forms. With the exception of test situations III and IV, the results are roughly the same (6-8). The periodicity in the A-P and L-R direction can be different (6-8 under part) and this is not only the case for the means of groups of subjects as a whole, but can also be seen in the results of individuals (6-9); in 80% of the situations in which a subject has at the same time a clear periodicity in both directions, the sway periodicities are unequal. In the situations III and IV the thick piece of foam rubber enlarges the amplitudes of the movements, especially in L-R direction, while it reduces the number of peaks in A-P direction and increases the appearance of the periodicity in the auto-correlation functions of the stabilograms. In chapter VIII these facts are discussed in relation to the model as developed.

3. THE STABILOMETRY FOR DIAGNOSTIC PURPOSES.

In chapter VII attention is given to goal number 3. The stabilograms of a number of patients, examined in the E.N.T. Department because of their dizziness complaints, are marked visually concerning the amplitudes. No relation was found between this item and the specific information about the vestibular-organ as obtained by electro-nystagmic investigations: predominance, preponderance, and insensitivity. From these observations, there appeared to be a relationship between the characteristic course of the stabilograms in certain test situations and the diagnosis in certain patients. In order to check this hypothesis statistically, three groups of patients were formed:

- 1) Persons suffering from cervical-complaints (6)
- 2) Patients with dizziness complaints after a commotio (11)
- 3) Patients suffering from Ménière's syndrome (26)

A non-selective sub-group of persons from the Royal Dutch Navy group (10) and a number of persons working in The Audiology department (12) were used as reference.

A clear difference can be seen between the groups (7-2): the amplitudes of the patients movements are larger in every test situation - and for the most part significantly larger (+) - than those of the reference group, in spite of the great standard deviation of the latter.

Besides this the patients show a different conduct in some test situations:

- Group 1 (cervical) demonstrates great benefit from the visual information (7-2 column 1-2)
- In the other situations the instability remains unchanged except in the period after head-shaking when it is enlarged.
- Group 2 (commotio). Visual information is not of great importance (1-2), sensibilisation enlarges the instability (2-3) just as head-shaking does (2-5) and in the period after head-shaking the instability is not extra enlarged (5-6)
- Group 3 (Ménière). Visual information is of great importance (1-2), characteristic is the better stability during the period of head-shaking (2-5) and the great instability after this period (2-6) especially in L-R direction. The difference between the situations 5 and 6 is significant only for this group.

The distributions of the classified amplitudes are shown for the groups in fig. 22.

It can be concluded with respect to the stabilograms that although the standard for being normal is not sharply defined, patients suffering from dizziness have clearly a worse stability than normal persons. In the second place can be concluded that the measurement results of group 3 make it very probable that the C.N.S. is less sensitive for the disturbing information of the pathological vestibular organ during the period of head-shaking, but that after this period the extra disturbing information gets full influence and causes a bad stability.

Up to this, stabilometric measurements can be helpful for clinical diagnostic examination.

4. AFTERTHOUGHTS ABOUT THE PHYSICS AND MECHANICS OF THE POSTURE POSITION.

Chapter VIII deals with the physical and mechanical problems of the upright position in man, as far as these are detectable by stabilometry. The results of measurements with a T.V. system and videorecorder are mentioned. The postural sway in both directions is recorded.

With respect to the movements in the A-P direction, the differential

equation given by Smith (1957), Nashner (1970), and Scott (1972), seems to be valid, though no clear influence of length and weight could be demonstrated in chapter VI.

The values of the head movements, as measured with the position indicator, were put into the equation and fig. 30 shows the rather good agreement between the calculated curve (7) and the stabilogram as built up out of the samples (curve 5) of the real body stabilogram (curve 1). Curve 3 shows the direct recorded head movements in A-P direction. The limitation in this investigation is situated in the A-D converter of the PDP-8 system; the accuracy of the samples is not satisfactory for calculating the second and third derivative (shown in curves 8 and 9).

The sway in L-R direction is governed on hip-level (fig. 29) by a number of muscles. The corrections cause shearing forces to the stabilometer. The upper part of the body makes an approximately transverse movement with the pelvis as the base. Up to this the pelvis rotates a little because of the change in vertical projection of the turning legs (fig. 26, 27 and 28).

The simplified differential equation is tested in the same way as the equation for A-P movements. In fig. 31 the results are shown; the calculated curve 6 is in agreement with the curve as built up out of the samples (5) of the real body stabilogram (2) while curve 4 shows the head movements from which the samples are used in the calculation of curve 6.

It should be considered in the obtaining of the results that during rapid corrections of the body the tilt forces as being brought over on the stabilometer are not directly proportional to the displacements of the body, and therefore also not to the movements of the head. Secondly, it may be pointed out that the feet exercise forces on the stabilometer to slacken the speed of the body by giving an acceleration in the opposite direction: the head follows the resulting movements of the body so there will be a discrepancy, mainly in time, between the points of maximum and minimum amplitude in the curves.

An implication of this model is that the postural sways in both directions are certainly governed by the same C.N.S. so that there will be a coordination, but the realisation is executed by separated mechanisms on different body levels.

The difference in periodicity of the postural sway in both directions is understable, although the C.N.S. will assure passable coordination.

At last, the balancing process in A-P direction takes place by the calf muscle in a situation in which the whole body is hanging in it; while for the L-R corrections a number of muscles work together without being loaded so much; these corrections can be more subtle and so the amplitude of the movements is smaller (6-6), as are the number of peaks.

The muscle activities in A-P direction will cause more direct and only slightly attenuated forces on the stabilometer, while the muscle activities for the moments in L-R direction in respect to the stabilometer have a greater attenuation and a shearing character.

This can explain the fact that in the A-P direction more peaks are detected (tab. 6-7). The reduction of the peaks in A-P direction by the foam-rubber may be caused by the mechanical isolation that is more effective for the more direct and less attenuated vibrations in this direction.

In L-R direction the stability is maintained by balancing upon two separated points of support - the feet - and this balancing process is largely effected by the foamrubber, as shown by the enlarged instability (6-6).

For the A-P direction the balancing takes place for each of the feet and the only effect is a small change of the point where the vertical force seizes; the force as such is nearly the same and so the elasticity of the foamrubber has no great influence in this direction (6-6).

- A) Meanwhile the apparatus is developed to measure, in three dimensions, the forces as exercised by each of the feet on the platform.
- B) In connection to the study as described here, a better method is developed to get the second derivative of the head-stabilogram with greater accuracy.
- C) With this method is tried to get information about a possible critical value of either an amplitude or an acceleration (rotational or linear) with such a meaning that exceeding of this value is the cause of an order from the C.N.S. to the motoric system to change the body posture. In this study the triggered correlation technique of De Boer and Kuyper (1968) is being used.

Bijlage A.

DE EIGENSCHAPPEN VAN DE STABILOMETER.

In hoofdstuk IV (4-6) is besproken dat een staande persoon op de stabilometer een passief koppel en een actief koppel uitoefent, zodat de krachtenwerking niet alleen statisch maar ook dynamisch is.

Voor de ijking van de stabilometer houdt dit in dat niet volstaan kan worden met een onderzoek naar de lineairiteit van de uitgangsspanning, afgegeven door de stabilometer ten gevolge van een stapsgewijs vergrote stationnaire belasting. Daarnaast zal onderzocht moeten worden in hoeverre de stabilometer een vlakke frequentie karakteristiek heeft. Wanneer het apparaat een resonantiepiek heeft in het meetgebied, zal de resonantiefrequentie in het stabilogram sterker vertegenwoordigd kunnen zijn dan direct overeen komt met het krachten spel, dat de oorzaak is van het uitgangssignaal. De krachten die door een persoon op het bovenvlak van de stabilometer worden uitgeoefend, zijn ten dele vertikaal gericht en ten dele horizontaal gericht; deze laatste zijn dus schuifkrachten langs het bovenvlak van de stabilometer (8-3-2). In de ijkprocedure zal derhalve ook nagegaan moeten worden in hoeverre de stabilometer gevoelig is voor de schuifkrachten langs de bovenkant van de stabilometer.

A) DE LINEAIRITEIT VOOR EEN STATISCH KOPPEL.

De gevoeligheid voor een statisch koppel, waarvan de kracht loodrecht

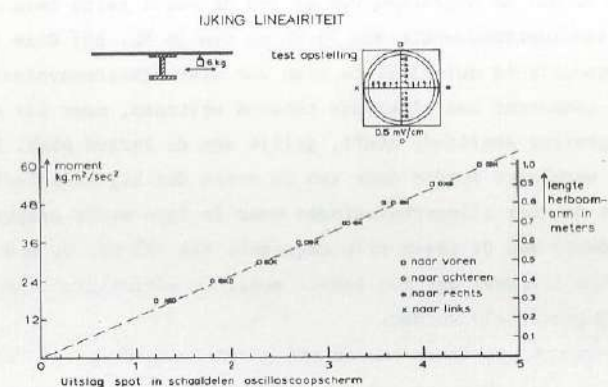


fig. A-1 De lineariteit van de stabilometer voor een statische belasting.

op het bovenvlak van de stabilometer staat, is onderzocht met behulp van een hefboom, waarlangs een gewicht werd geschoven (figuur A-1). Als meetgebied is aangemerkt de volle uitslag van het lichtpunt op het oscilloscopescherm in de meetstand, waarin de afmeting van het statokinesigram van een normale proefpersoon ongeveer 1 cm^2 bedraagt. Er blijkt een lineair verband te zijn tussen de uitwijking van de spot en de grootte van het statische koppel, hetwelk voor elk van de vier hoofdrichtingen gelijk is.

B) METING VAN DE FREQUENTIEKARAKTERISTIEK.

Bij het onderzoeken of de stabilometer resonanties vertoont in het meetgebied, gelegen tussen 0 en 15 Hz, is in eerste instantie gekeken naar de uittrilfrequentie van het apparaat, wanneer het met een staaf wordt aangetikt. Deze uittrilfrequentie van de onbelaste stabilometer is gelegen bij 150 Hz.

Vervolgens is de frequentiekaracteristiek gemeten met behulp van een vibrator. Deze met de vibrator opgedrongen frequentie is geleidelijk opgevoerd tot 100 Hz. Het blijkt dat bij de lage frequenties, na elke puls van de vibrator, de plaat uittrilt met de frequentie van 150 Hz, waarvan de amplitude in ongeveer 0,33 seconde daalt tot 10% van de aanvangsamplitude. Wanneer een proefpersoon op de plaat gaat staan, heeft deze demping in kortere tijd plaats (ca. 0,15 seconde).

Bij het opvoeren van de aanstootfrequentie wordt, bij scherp afgegrenste frequentiegebieden, een toename van de amplitude van de 150 Hz resonantiefrequentie gemeten. Deze frequentiegebieden liggen rond de 15, 26, 32 en 52 Hz. De amplitude van de 150 Hz wordt zelfs twee maal zo groot bij de aanstootfrequentie van 75 Hz en van 38 Hz. Bij deze laatste stimulatiefrequentie is duidelijk te zien dat vier achtereenvolgende toppen van de 150 Hz component een afnemende tendens vertonen, maar dat de vijfde top weer een grotere amplitude heeft, gelijk aan de eerste piek. Dit verschijnsel kan verklaard worden door aan te nemen dat bij stimulatie met 38 Hz de plaat na vier slingerbewegingen weer in fase wordt aangestoten. Dit correspondeert met de resonantiefrequentie van 150 Hz. De bovengenoemde frequenties zijn allemaal met een geheel getal te vermenigvuldigen, zodat de produkten ongeveer 150 worden.

Op grond van dit onderzoek hebben wij geconcludeerd dat de frequentiekaracteristiek van de stabilometer als lineair beschouwd mag worden in het meetgebied van 0 tot 15 Hz.

C) METING VAN DE GEVOELIGHEID VOOR SCHUIFKRACHTEN.

De gevoeligheid van de stabilometer voor schuifkrachten is onderzocht door een gewicht aan een koord te hangen en dit koord via een katrol langs de bovenkant van de plaat over het centrale punt te leiden en te bevestigen aan de zijkant van de bovenplaat. Het blijkt dat een gewicht van 10 kg. een uitwijking op de schrijver veroorzaakt van 1 cm. Een gewicht van 10 kg., geplaatst op een afstand van 15 cm uit het centrum van de bovenplaat van de stabilometer, geeft bij eenzelfde versterkergevoeligheid een uitwijking van 3,5 cm op de schrijver. Hieruit kan geconcludeerd worden dat de stabilometer een schuifkracht langs het bovenoppervlak opvat, alsof de schuifkracht een draaikoppel heeft met een arm van 4,29 cm. De lengte van de staaf van de stabilometer is 15 cm.

van het lampje is vastgesteld door middel van de units B en C. Voor elk T.V. beeld (vijftig maal per seconde) wordt de plaats van het lampje zo gemeten. Het door de teller gemeten aantal lijnen wordt op commando van de in unit E aangepaste rasterpuls in het eerst gewiste geheugen opgeslagen, waarna de teller weer wordt gewist. Een digitaal naar analoog omzetter geeft de informatie in een geschikte vorm aan de penschrijver. Een verplaatsing van het lampje in het gezichtsveld van de camera zal dus een verandering veroorzaken van de spanning, welke de schrijver registreert.

Voor de detectie van de horizontale coördinaat van het lampje is een soortgelijke schakeling gemaakt. Wanneer unit C de unit D set, wordt ook tegelijkertijd de puls aan unit G gegeven. Nu zal unit G op zijn beurt unit H setten, mits de overschrijding van het door B ingestelde kritisch niveau langer duurt dan de in G met een knop ingestelde minimumtijd. Als H geset is, geeft deze direct de pulsen door aan unit I, welke op zijn beurt poort J openzet. Voor poort J staat een puls rij te wachten, die afkomstig is uit de generator K, zodat het openen van poort J deze puls rij vrij baan geeft naar de 10 bits teller. De frequentie van generator K is zo genomen, dat het scheidend vermogen in de X-Y richting per cm. op het T.V. beeld ongeveer gelijk is.

Het tellen van de pulsen wordt gestopt door de volgende lijnpuls, die via unit H een sluitcommando geeft aan poort J. De speciale functie van unit I is ervoor te zorgen dat poort J maar één maal tijdens het schrijven van een beeld geopend kan worden. Bij het starten van een nieuw beeld zorgt de rasterpuls ervoor dat door middel van unit F de tellerinhoud in het geheugen wordt geschoven en dat vervolgens de teller wordt gewist.

In feite wordt dus als X-coördinaat genomen het aantal pulsjes dat de vaste generator K afgeeft gedurende de tijdsinterval, gelegen tussen het moment dat aan de in unit G vastgelegde minimum eis is voldaan - waarmee het besluit valt dat het lampje is gedetecteerd - en het bereiken van het einde van de beeldlijn. Evenredig met het aantal pulsen in het geheugen wordt een analoge spanning aan de schrijver toegevoerd, zodat de geschreven lijn op het tweede kanaal van de schrijver informatie geeft over de plaatsing van het lampje langs de X-coördinaat.

Teneinde de instelling van de units C en G te kunnen controleren, is unit M in de schakeling opgenomen. Door schakelaar N in de horizontale stand te zetten, wordt de detectieplaats van het lampje zichtbaar op het monitorscherm, hetgeen de optimale afregeling van de units C en G mogelijk

maakt. Door middel van de verticale stand van schakelaar N kan aan het begin van de meting bekeken worden of het kritisch niveau van unit B goed is samengesteld. Wanneer het video-sigitaal de kritische waarde overschrijdt, verschijnen namelijk op de monitor zwarte stipjes in het witte beeld van het te detecteren lampje.

Omdat een normaal televisiesysteem vijftig maal per seconde een beeld schrijft, wordt de plaats van het lampje in feite met deze samplerate vastgelegd. Figuur B-2 geeft de frequentiekaracteristiek van het ontwikkelde systeem. In de curven zijn de stapjes te zien die het gevolg zijn van deze sampleratefrequentie van 50 Hz. De karakteristiek is lineair over het gebied van 0 tot 8 Hz. In verband met de samplefrequentie van 50 Hz mag de ontwikkelde apparatuur gebruikt worden tot maximaal 12 Hz, zodat geconcludeerd kan worden dat de apparatuur de vereiste lineaire frequentiekaracteristiek heeft.

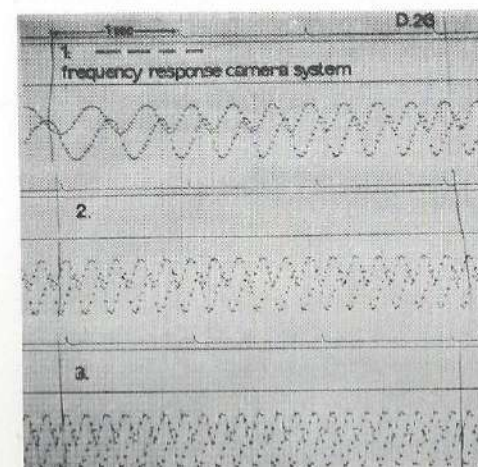


fig. B-2 De frequentie karakteristiek van het positie indicator systeem.

W
C-FOCAL, 1969

```

01.01 E
01.05 S G=10;S I=84;S M=85.7;S D=.37;S L=.88
01.10 S AE=.08;S AF=.04;S CF=.19;S EF=.07;S AC=.23
01.15 A ?AB PE?
01.20 T " T KTR. KSTAT. KR. AD. NA. NC. NR. KH
01.25 A "T",T
01.30 S U=(2-.2*FCOS(2*22*T/(7*PE)))*22/(7*180)
01.45 S AP=(AF+D*FSIN(U))*2+(EF+D*FCOS(U))*2
01.50 S AD=FSQT(AP)
01.55 S Y=(4*AD*AD*D-D-(AE*2-D*2-AD*2)*2)/(4*AD*AD*D)
01.60 S C=FSQT(Y)
01.65 S K=M*G*FSIN(U)*L/(D*C)
01.72 S KK=.2*FCOS(2*22*T/(7*PE))*2*2*22*I*22*22/(PE*PE*7*7*D*C*7*180)
01.73 S KR=K-KK
01.76 S KL=KR*C*D/AE
01.79 S A3=KR*(D*FCOS(U)+EF)/AD
01.80 S A1=(M*G*FCOS(U)+KR*FSQT(1-C*C))*FCOS(U)*CF/AC
01.84 S AR=A1-A3
01.85 S C1=M*G*FCOS(U)+KR*FSQT(1-C*C)
01.86 S CN=C1*FCOS(U)*AF/AC
01.88 S AH=KR*(D*FSIN(U)+AF)/AD
01.92 S EH=(KR*FSQT(1-C*C)+M*G*FCOS(U))*FSIN(U)
01.94 S PZ= 23*CN/(CN+AR)
01.95 S K0=-(AR*AB)+(CN*(AC-AB))-(EH*EF)+(AH-EH)*.04
01.96 S KH=AH-EH
01.97 T KK,K,KR,AD*100,AR,CN,AR+CN,KH,PZ,!

```

```

02.01 GOTO 01.25
02.04 T "AH=HOR.KRACHT IN A, EH IN E. AD=LENGTE KUITSPIER",!
02.05 T "K0=KOPPEL OP STABILOMETER,UI=HOR.VERPL.Z",!!
*
```

W BIJLAGE D.
C-8K FOCAL #1969

```

01.01 E
01.02 S Z=.08
01.03 S D=.11
01.04 S H=.11
01.05 S U0=3
01.06 S A=.05
01.07 S B=.14;S L=.79;S M=.81;S N=.42;S MN=.18482
01.08 S T=0
01.09 A ?UM PE?
01.10 A ?T?
01.11 S U0=U0*22/7*180
01.12 S U=UM*FSIN(2*22*T/7*PE)*22/7*180
01.15 T %8.07, "T";T T;T " U";T U,!
01.20 S AX=-A;S AY=0;S BX=A;S BY=0
01.21 S DX=AX-L*FSIN(U0+U0-U);S DY=L*FCOS(U0+U0-U)
01.22 S EX=BX+L*FSIN(U0+U0+U);S EY=L*FCOS(U0+U0+U)
01.23 S MX=AX-M*FSIN(U0-U);S MY=M*FCOS(U0-U)
01.24 S NX=BX+M*FSIN(U0+U);S NY=M*FCOS(U0+U)
01.25 S SA=(NY-MY)/MN;S CA=(NX-MX)/MN
01.27 S OX=MX+.5*MN*CA;S OY=MY+.5*MN*SA
01.28 S ZX=OX-Z*SA;S ZY=OY-Z*CA
01.29 S CX=OX+D*SA;S CY=OY-D*CA
01.30 S IX=MX+(-.5*MN-B)*CA+H*SA;S IY=MY+(-.5*MN-B)*SA+H*CA
01.31 S LX=MX+(-.5*MN+B)*CA+H*SA;S LY=MY+(-.5*MN+B)*SA+H*CA
01.32 S PX=.5*(AX+DX);S PY=.5*(DY)
01.33 S KX=.5*(BX+EX);S KY=.5*(EY)
01.40 S H1=FSQT((CX-PX)*2+(CY-PY)*2)
01.41 S H2=FSQT((IX-DX)*2+(IY-DY)*2)
01.42 S H3=FSQT((LX-EX)*2+(LY-EY)*2)
01.43 S H4=FSQT((CX-KX)*2+(CY-KY)*2)
01.50 T "DX";T DX;T " DY";T DY;T " EX";T EX;T " EY";T EY,!
01.51 T "MX";T MX;T " MY";T MY;T " NX";T NX;T " NY";T NY,!
01.53 T "OX";T OX;T " OY";T OY;T " ZX";T ZX;T " ZY";T ZY,!
01.54 T "CX";T CX;T " CY";T CY;T " SINA";T SA;T " COSA";T CA,!
01.55 T "IX";T IX;T " IY";T IY;T " LX";T LX;T " LY";T LY,!
01.56 T "PX";T PX;T " PY";T PY;T " KX";T KX;T " KY";T KY,!
01.57 T "H1";T H1;T " H2";T H2;T " H3";T H3;T " H4";T H4,!!
01.60 S T=T+PE/40
01.61 I (T-PE/40)01.62,01.62,01.64
01.62 S L1=H1;S L2=H2;S L3=H3;S L4=H4
01.64 S D1=L1-H1;S D2=L2-H2;S D3=L3-H3;S D4=L4-H4
01.65 T "D1";D1," D2";D2," D3";D3," D4";D4,!
01.70 S S1=(CX-PX)/H1;S S2=(IX-DX)/H2;T "S1";S1," S2";S2
01.71 S S3=(LX-EX)/H3;S S4=(CX-KX)/H4;T " S3";S3," S4";S4,!
01.72 S C1=(CY-PY)/H1;S C2=(IY-DY)/H2;T "C1";C1," C2";C2
01.73 S C3=(LY-EY)/H3;S C4=(CY-KY)/H4;T " C3";C3," C4";C4,!!!
01.81 GOTO 01.11
01.82 Q
01.

```

VOOR VERKLARING VAN DE GEBRUIKTE LETTERS ZIE FIGUUR 29
Z= OZ, D= OC, H= OR, A= SA, L= DA, M= MA, N= NA, MN=MN
B= 0, S*(IL-MN), U0= HOEK DAC, T BEPAALT HET BEGIN TIJDSTIP.
PE= DE SLINGERPERIODE, UM= DE AMPLITUDE VAN DE ROTATIE IN A.
S1= DE SINUS VAN HOEK PCS, C1= DE COSINUS VAN HOEK PCS.
MET ZO GELDT DE DEFINITIE VAN S2, S3, S4 EN C2, C3, C4.
IN HET PROGRAMMA IS A= DE HOEK TUSSEN MN EN DE HORIZONTAAL.

GERAADPLEEGDE LITERATUUR.

- AGAJAN von G.C. (1967). Untersuchung und Modellierung des Mechanismus der vertikalen Körperhaltung des Menschen. Wiss. Zeitschrift Karl Marx Univ. Leipzig 16 ; 557.
- AUBRY.M., PIALOUX.P., BURGEAT.M, c.s. (1968). Etude d'une méthode d'explorations fonctionnelles des syndromes vestibulaires par l'association de l'ENG, de l'EMG et de la SKM, Acta otolaryng. 65 : 154-160.
- BALLUS. C., BARON. J.B., JARRIGE. P. c.s. (1969). Enregistrement de l'activité tonique posturale par différents appareillages; au cours de l'épreuve de Romberg, de la manœuvre de renforcement et de l'imagination de cette manœuvre. Comptes Rendus des séances de la Société de Biologie 163 (11);2267-2273.
- BARIGANT. P., MERLET. P., ORFAIT. J. c.s. (1969) New development of elatostatokinesimeter. Aggressologie 1972 13 - c, blz. 69.
- BARON. J.B. (1963). Les troubles oculomoteurs, origine des déséquilibres du syndrome subjectif post-commotionnel. Excerpta Medica International Congress Series No. 62.
- BARON. J.B. (1964). Présentation d'un appareil pour mettre en évidence les déplacements de centre de gravité du corps dans le polygone de sustentation. Archives des Maladies Professionnelles. T. 25, 1964, no. 1-2 (pp. 41-49), no. 6 (pp. 328-331).
- BARON. J.B. (1964). Oculomotor Dysfunction as the Origin of Some Equilibrium Disorders; Therapy by Means of Prismatic Correction. Occupational Health Review. Volume 16, no.4.
- BARON. J.B., FILLIOZAT. R. (1964). Syndromes subjectifs post-commotionnels améliorés par correction oculo-motrice. Société de Médecine et d'Hygiène du travail.
- BARON. J.B. (1967). Oculomotor Postural Regulation and its Disorders in the Subjective Post-commotional Syndrome. Mechanisms of orienting reaction in man, Publishing House of Slovak Academy of Sciences Bratislava.
- BARON. J.B., LITVINENKOVA. V. (1968). Activité tonique posturale et appareil visuel. Comptes rendus des séances de la Société de Biologie. Extrait du Tome 162, no. 12, 1968, p. 2098.

- BARON. J.B., MARQUES. R., MERLET. P., TROTIN. G. (1968). Etude Statokine-simetrique de l'activité tonique posturale. Paper IV 2, Electronics in medicine Ljubljana.
- BARON. J.B., BESSINETON. J.C., AYMARD. N. (1972) Influence d'une ingestion d'alcool sur l'activité tonique posturale et le tir de tireurs confirmés. *Agressologie* (13) C.
- BEGBIE. G.H. (1963). Eye-Centering and the Vestibulo-Ocular Reflex in Man. *J. Theoret. Biol.* 4, 215-222.
- BEGBIE. G.H. (1966). The Effects of Alcohol and of Varying Amounts of Visual Information on a Balancing Test. *Ergonomics* vol.9 no. 4, 325-333.
- BEGBIE. G.H. (1967). Some Problems of Postural Sway. *Ciba Foundation Symposium* 1967. pp. 80 - 92.
- BIZZO. G., BARON. J.B. (1971). Aspect cybernétique des déplacements du centre de gravité du corps induits par des stimulations labyrinthiques électriques rectangulaires ou sinusoïdales. *Agressologie* 1972, 13, B : 41-50.
- BJERVER. K., SILFVERSKIÖLD. B.P. (1968). Lateropulsion and imbalance in Wallenberg's syndrome. *Acta Neurol. Scand.* 44, 91-100.
- BLES. W., KAPTEYN. T.S. (1972). Separate recording of the movements of the human eyes during parallel swing tests. *Acta O.R.L.* in press.
- BOER. DE. E. (1964). De nauwkeurigheid van correlatiemethoden. *N.T.v.N.* 30, blz. 275.
- BOER. DE. E., KUYPER. P. (1968). Triggered Correlation. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 15. no. 3. pp. 169.
- BOMAN. K., JALAVISTO. E. (1953). Standing steadiness in old and young persons. *Ann. Med. Exp. Biol.* 1953 - 31.
- BOS. J.H. (1962) On Vestibular Nystagmus without causative endolymph displacement. Thesis Amsterdam.
- BRANDT. U., FLUUR. E. (1966). Postural perceptions and compensatory displacements of the eye in respect to a presented force field. *Acta O.L.* 62-252.
- BRUNNSTROM. S. (1966). *Clinical Kinesiology: Chapter 10 "Erect Posture"*.
- CANTIAN. M. (1966). Le test du balancier. *Archive des maladies professionnelles*.
- CANTRELL. R.P. (1963). Body balance activity and perception. *Perceptual and Motor Skills*, 1963, 17, 431-437.

- CERNACEK. J., JAGR. J. (1972). Posture, Vision and Motor Dominance. *Agressologie* 1972, 13, C : 101-105.
- CERNACEK. J., JAGR. J. (1971). Motor Dominance, Master Eyes and Changes of Posture during Galvanic Mastoid-HAND Stimulation. *Agressologie* 1972, 13, B : 69-74.
- COATS. A.C., STOLTZ. M.S. (1967). The recorded body-sway response to galvanic stimulation of the labyrinth: A preliminary study. *The Laryngoscope* 1968. pag. 85.
- COATS. A.C. (1972). The sinusoidal galvanic body sway response. *Acta O.L.* 74 no. 3, 155.
- CORTI. U.A. (1959). Erschütterungsmessungen am Lebenden. *Schweizerischen Medizinischen Wochenschrift* 89, Jahrgang 1959, nr. 22, Seite 577.
- CRAWFORD. J. (1964). Living without a balancing mechanism. *Brit. J. Ophtal.* 48, 357.
- EDWARDS. A.S. (1942). The measurement of static ataxia. *Ann. J. Psych.* 55-171.
- EDWARDS. A.S. (1943). Factors tending to decrease the steadiness of the body at rest. *Ann. J. of Psych.*, vol. 56. p. 599.
- EDWARDS. A.S. (1946). Body sway and vision. *J. Exp. Psychol.* 36; 526-535.
- EKLUND. G. (1969). Influence of Muscle Vibration on Balance in Man. *Acta Soc. Med. Upsal.* 74, 113-117.
- EKLUND. G., LÖFSTEDT. L. (1970). Bio-mechanical Analysis of Balance. *Bio-medical Engineering* 1970. p. 333.
- FEARING. F.S. (1923). The factors influencing static equilibrium. An experimental study of the influence of height, weight and position of the feet on amount of sway, together with an analysis of the variability in the records of one reagent over a long period of time. *J. Comp. Psychology* vol. IV; 91-121.
- FEARING. F.S. (1924). An experimental study of the effects of practice upon amount and direction of sway. *J. Comp. Psychology* vol. IV; 163-188.
- FEARING. F.S. (1925). An experimental study of the effect of controlled and uncontrolled attention upon sway. *J. Comp. Psychology* V; 1-24.

- FISCHER. M.H., WODAK.E. (1924). Die vestibularen Körperreflexe und die Fallreaktion. Pflüger's Arch. 202;523-552.
- FOLKERTS. J.P., NJIOKIKTIJEN. CH.J. (1972). The influence of L-dopa on the Postural Regulation of Parkinsonpatients. Agressologie 1972, 13, C : 19-24.
- FREDERICKSON. J.M., SCHWARZ. D., KORNHUBER. H.H. (1965). Convergence and interaction of vestibular and deep somatic afferents upon neurons in the vestibular nuclei of the cat. Acta Otolaryng. 61; 168-188.
- FREGLY. A.R., BERGSTEDT. M., GRAYBIEL. A. (1965). Some relationships between blood alcohol, positional alcohol nystagmus and postural equilibrium. NASA Order No. R-93.
- FREGLY. A.R., GRAYBIEL. A. (1965). Residual effects of storm conditions at sea upon the postural equilibrium functioning of vestibular normal and vestibular defective human subjects. NASA JOINT REPORT NSAM-935.
- FREGLY. A.R., GRAYBIEL. A. (1968). An ataxia Test Battery Not Requiring Rails. Aerospace Med. Vol. 39, no. 3. p. 277.
- FREGLY. A.R., OBERMAN. A., GRAYBIEL. A., MITCHELL. R.E. (1968). Thousand Aviator Study: Nonvestibular Contributions to Postural Equilibrium Functions. Aerospace Med. 1968. p. 33.
- FREGLY. A.R., GRAYBIEL. A. (1969). Labyrinthine defects as shown by ataxia and caloric tests. Acta Otolaryng. 69 : 216.
- FREGLY. A.R., GRAYBIEL. A. (1968). Acute alcohol ataxia in persons with loss of labyrinthine function. Acta Oto-Laryng. 65, 468-473.
- GANANCIA; M. (1972). Etude des variations de la posture en fonction de la vigilance et de l'émotivité chez des fillettes de 5 à 11 ans normales et handicapées visuelles. Agressologie 1972, 13, B: 81-90.
- GANTCHEV. G.N., DUNEV. S., DRAGANOVA. N. (1972). On the Problem of the Inducted Oscillations of the Body. Agressologie 1972, 13, B : 51-54.
- GANTCHEV. G.N., DRAGANOVA. N., DUNEV. S. (1972). The Role of Visual Information and Ocular Movements for the Maintenance of Body Equilibrium. Agressologie 1972, 13, B : 55-61.
- GLASER. G. (1963). Cerebellum, Stretch Responses and Initiation of Movement. Cerebellum, Posture and Cerebral Palsy 1963.
- GRAYBIEL. A., FREGLY. A.R. (1965). A new quantitative ataxia test battery. NASA JOINT REPORT. NSAM - 919.
- GRAYBIEL. A.c.s. (1968). Transfer of Habituation of Motion Sickness on Change in Body Position Between Vertical and Horizontal in a Rotating Environment. Aerospace Med. Vol. 39. no. 9.
- GREGORY. R.L. (1966). Visuele waarneming. Wereldakademie.
- GROEN. J.J. (1959). Central regulation of the vestibular system. Acta oto-laryng. 59. p. 211.
- GURFINKEL. V.S., ELNER. A.M. (1967). The relation of stability in a vertical posture to respiration in focal cerebral lesions of different etiology. IMP- ELA-10-71.
- GURFINKEL. V.S. ALEXEIEF. M., ELNER. G, BARON. J.B. (1971). Variations de l'activité tonique posturale et du réflexe achilléen sous l'influence de calcul mental et d'une manoeuvre dérivée de celle de Jendrassik. Agressologie 1972, 13, B:63-68.
- HELFAND. I.M., GURFINKEL. V.S. c.s. (1964). Biophysique des systemes complexes modèles mathématiques. Etude de l'activité posturale. Académie des sciences d'USSR. Biophysique tome IX.
- HELLEBRANDT. F.A. (1938). Standing as a geotropic reflex, the mechanism of the asynchronous rotation of motor units. Am. J. Phys. 121;471-473.
- HELLEBRANDT. F.A., TEPPEP. R.H., BRAUN. G.L. c.s. (1938). The location of the cardinal anatomic orientation planes passing through the center of weight in young adult women. Am. J. of Physiol. 121; 465-469.
- HELLEBRANDT. F.A., BRAUN. G.L. (1939). The influence of sex and age on the postural sway of man. Am. J. of Physiol. vol. 24, no. 3.
- HELLEBRANDT. F.A., NELSON. B.G., LARSEN. E.M. The eccentricity of standing and its cause (1943). Am. J. Physiol. 140; 205-211.
- HELLEBRANDT. F.A., FRANSEEN. E.B. (1943). Physiological study of the vertical stance of man. Physiol. Reviews 23; 220-255.
- HELLEBRANDT. F.A. LARSWN. E.M., FRIES. E.C. (1943). Influence of the army pack on postural stability and stance mechanics Am. J. Physiol. 140. p. 645.

- HENRICKSSON. N.G., JOHANSSON. G., OLSSON. L.G. c.s. (1967). Electric analysis of the Romberg test. *Acta oto-laryng. suppl.* 224 ; 272-279.
- HENRICKSSON. N.G., JOHANSSON. G., OSTLUND. H. (1967). New techniques of otoneurological diagnosis. Vestibulo-spinal and postural patterns. *Ciba Foundation Symposium*. p. 232.
- HERRERO. J. (1966). Spierverslappende werking van valium^R bij de behandeling van tetanus. *Proc. Int. Conf. on Tetanus 1966*.
- HOFFMANN. F. - La Roche en Co (1965). "Valium" Roche als spierrelexans.
- HOLT. K.S. (1963). The measurement of Muscle tone and Posture. *Cerebellum, Posture and Cerebral Palsy 1963*.
- JONGE DE. H. (1964). Inleiding tot de Medische Statistiek. N.I.P.G.
- JARRIGE. P. (1968). Présentation d'un appareil de mesure automatique des déplacements au cours du test de Romber. *Arch. des maladies prof.* 29 (1-2) ; 43-50.
- JONGKEES. L.B.W., GROEN. J.J. (1942). De standvastigheid van de mens. *N.T.v.G.* 86, 1401.
- JONGKEES. L.B.W., GROEN. J.J. (1942). De standvastigheid van de mens bij labyrinthafwijkingen. *N.T.v.G.* 86, 1876.
- JONGKEES. L.B.W., GROEN. J.J. (1942). De standvastigheid van de mens. *Mechanische beschouwingen. N.T.v.G.* 86, 2127.
- JONGKEES. L.B.W., GROEN. J.J. (1942). De standvastigheid van de mens en de invloed hierop van verschillende standen van het hoofd. *N.T.v.G.* 86, 3270.
- JONGKEES. L.B.W. (1969). Physiologie und Pathophysiologie des Vestibularorganen. *Archiv. für Klin. in Exp. O.N.K.* Bnd 194. 1-110.
- JOSEPH. J. (1960). Man's posture, Electromyographic studies, Thomas e.d.
- JONSSON. B., SYNNERSTAD. B. (1966). Electromyographic studies of muscle function in standing. *Acta morph. Neerl.- Scand.* 6. p. 361.
- KAPTEYN. T.S. (1968). Het stabilogram: de geschreven Rombergproef. *N.T.v.G.* 112.
- KAPTEYN. T.S. (1969). The Stabilogram: Measurement Techniques. *Agressologie* 1972, 13, C : 75-78.
- KAPTEYN. T.S. (1971). Data Processing of Posturographic Curves. *Agressologie* 1972, 13, B : 29-34.
- KAPTEYN. T.S., WIT. DE G. (1972). Posturography as an auxiliary in vestibular investigation. *Acta Otolaryng.* 73 ; 104-111.
- KITAHARA. M. (1965). Acceleration registrography. *Annals O.R.L.* 74, no.1. page 203.
- KITAHARA. M., UNO. R. (1967). Equilibrium and vertigo in a tilting environment. *Annals O.R.L.* 76; 166.
- KRTILOVA. A., BALIK. S., JISOVA. H. (1969). Influence d'un bref stimulus lumineux sur l'équilibre. *Agressologie* 1972, 13, C, p. 85.
- KÜHNKE. E. (1950). Über die menschlichen Körperschwankungen und ihre Veränderung im Laufe längeren Stehens. *Pflügers Archiv.* 590.
- KÜHNKE. E. (1950). Über die durch den galvanischen Strom bewirkten Körperschwankungen. *Pflügers Archiv.* 252, 599-608.
- LANSBERG. M.P. (1954). Some considerations and investigations in the field of labyrinthine functioning. *Aero med. Acta* III.
- LANSBERG. M.P. (1963). On Standardisation of the Vestibular Examination. *Pract. oto-laryng.* 25 : 333-338.
- LIEBERT. H. (1940). Über die Schwankungen beim Stehen. *Arbeitsphysiol* 11, 151.
- LITVINENKOVA. V., BARON. J.B. (1966). Variations de la régulation posturale en fonction des informations visuelles et oculomotrices. *Comptes rendus des séances de la Société de Biologie.* 162 (7); 1294-1299.
- LÖWENSTEIN. O. (1955). The effect of galvanic polarization on the impulse discharge from sensé endings in the isolated labyrinth of the thornback ray. *J. Physiol.* 127; 104-117.
- MAAS. J.P.M. (1960). Klinische nystagmografie. Thesis Amsterdam.
- MAANEN. VAN J.C.D. (1965). Chronische zeeziekte. Thesis Utrecht.
- MONTERRAT. E.S., BALLUS. P.C. (1955). Nueva técnica para el estudio de los vértigos. *Medicina clinica* XIII 25 (5); 346-349.
- MURRAY. M.P., SEIRIG. A., SCHOLZ. R.C. (1967). Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. *J. of Applied Physiol.* 23; 831.
- NASHNER. L.M. (1970). Sensory feedback in human posture control. Thesis M.I.T. MVT-70-3.
- NASHNER. L.M. (1971). A model describing vestibular detection of body sway motion. *Acta Otolaryng.* 72; 429-436.
- NASHNER. L.M. (1972). Vestibular Postural Control Model. *Kybernetik*, 10, 107.
- NAYRAC. P., MILBLED. G., PARQUET. P.J. (1966). Le statokinésimètre Etude en clinique neurologique. *Lille Médical* 11, 4, 476-480.

NIEUWENHUYSEN, J.H. (1958). Experimental investigations on seasickness. Thesis Utrecht.

NILSSON, O. (1964). High frequency postural movements in man. Acta Morph. Nearl. Scand. 6;9-16.

NJIOKIKTIJEN. CH., FOLKERTS. J.F. (1970). Enige aspecten van de vestibulo-spinale reflex en haar registratie. N.T.v.G. 115 nr.5.217.

NJIOKIKTIJEN. CH. (1969). The influence of Vision on the Vestibulospinal Reflex. Int. Soc. of Posturography. Agressologie 13, C, 91.

NJIOKIKTIJEN. CH. (1971). Statokinesimetriscie registratie van het houdingsevenwicht. Thesis Amsterdam. V.U.

NJIOKIKTIJEN. CH., DE RIJKE. W. (1971). The Recording of Romberg' Test and its Application in Neurology. Agressologie 1972 13, C : 1-7.

NELSON. J.R. (1971). The Effect of Unilateral Labyrinthectomy on Postural Equilibrium in Man. Agressologie 1972, 13 B : 91.

NELSON. J.R., ZIKE. K.L. (1971). The Development of Postural Equilibrium in Children. Agressologie 1972, 13, B : 92.

OOSTERVELD. W.J., JAMES. J., BOELES. J.TH.F., GROEN. J.J., JONGKEES. L.B.W. VLIET. VAN. A.G.M. (1968). Duizeligheid. Stafleu Leiden.

ORMA. E.J. (1956). The effects of cooling the feet and closing the eyes on standing equilibrium. Different patterns of standing equilibrium in young adults and women. Acta Physiol. Scand. 38;288-297.

PFALTZ. C.R.P., KOIKE. Y. (1968). Galvanic test in central vestibular lesions. Acta Otolaryng. (Stockholm) 65; 161-168.

SCHILDBACH. Fr. (1940). Über das Stehen bei verschiedenen Fuszstellungen. Arbeits Physiol. 11-151.

SCOTT. D.E., DZENDOLET. E. (1971). Quantification of Sway in Standing Humans. Agressologie 1972, 13, B : 35-40.

SILFVERSKIOLD. P.B. (1968). Romberg's test in the cerebellar syndrome occurring in chronic alcoholism. Acta Neurol. Scand. 45; 292-301.

SMITH. J.W. (1953). The act of standing. Acta orthopaed. Scand. 23, 159.

SMITH. J.W. (1957). The forces operating at the human ankle joint during standing. J. Anat. London. 91 : 545-564.

SMITH. K.U., ARNDT. R. (1970). Self-generated control mechanisms in posture. Amer. J. of Physical Med. Vol. 49, no 4. p. 241.

SOULAIRAC. A., BARON. J.B. c.s. (1965). Importance des troubles de la régulation posturale d'origine oculo-motrice dans certains cas de syndrome subjectif post-commotionnel et leur objectivation clinique. Revue Neurologique Paris, Tome 112, no.6 pp. 531 à 538.

SOULAIRAC. A. (1966). L'examen de la régulation de posture au statokinésimètre son application a l'étude des niveaux de vigilance chez le sujet normal avant et après traitement par le PC 63-14. Cahiers An Collège de Méd. 7, no.10.

SOULAIRAC. A., BARON. J.B. (1967). Etude statokinésimétrique de la régulation posturale chez l'homme. La Semaine des Hôpitaux 43 ; 3365-3370.

SOULAIRAC. A., BARON. J.B., PRÉVOST. G. (1967). Etude statokinésimétrique des variations posturales en fonction de stimulations visuelles. C.R. Acad. Sc. Paris. t. 264, p. 1636-1639.

SOULAIRAC. A., BARON. J.B., AYMARD. N. (1970). Activité tonique posturale et alcool. Rev. Neurol. 122 (1) ; 54-59.

SOULAIRAC. A., BARON. J.B., NJIOKIKTIJEN. CH. c.s. (1970). L'activité posturale au cours de traitements neuroleptiques. Annales médico-psychol. Paris, 1, 128 année (3); 353-364.

SOULAIRAC. A., BARON. J.B., CHAVANNES. N. (1971). Intérêt des études corrélatives de la posture et des réactions psychomotrices en chimiothérapie psychiatrique. Agressologie 1972, 13, C: 25.

STEINDLER. (1955). Kinesiology of the human body.

SUGANO. H., TAKEYA. T. (1970). Measurement of body movement and its clinical application. The Jap. J. of Physiol. vol. 20. no. 3. 296.

SUGANO. H. TAKEYA. T., KODAIRA. N. (1971). A new Approach to the Analysis of Body Movement. Agressologie 1972. 13, B : 15-19.

THIEBAUT. F., ISCH.F., COLLARD. M. c.s. (1966). La Statokinésimétrie. Rev. Neurol. 114 (2) ; 123-134.

THOMAS. D.P., WHITNEY. R.J. (1959). Postural movements during normal standing in man. J. Anat. (London) 93 ; 524-539.

TOKITA. T., AOKI. S., MIYATA. H. c.s. (1971). The loading equilibrium examination for etiologic diagnosis of Ménière's disease. Acta Otolaryng. 72 : 107-117.

- TOKITA. T., FUKUDA. T., WATANABE. T. (1971). Telemetering of Eye and Head Movements in Ballet Rotation. *Agressologie* 1972, 13, B : 21-27.
- VOORHOEVE. P.E., WALTER. W.G., VAN DEN BRINK. G. (1968). Physiologie van het centrale zenuwstelsel en de zintuigen. N.H.U.M. Amsterdam.
- WALSH. G. (1963). Possible Factors in Postural Sway. *Cerebellum Posture and Cerebral Palsy*. p. 31.
- WAPNER. S., WITKIN. H.A. (1950). The role of visual factors in the maintenance of body-balance, (1950). *Am. J. of Psych.* 63 ; 385.
- WILKINS. R.H., IRWIN. A. BRODY. (1968). Romberg's Sign. *Arch. Neurol.* Vol. 19. p. 123-127.
- WIT. DE. G. (1953). Seasickness. (Motion Sickness), a Labyrinthological Study, *Acta Otolaryng. Suppl.* 108, 1.
- WIT. DE. G. (1957). Acquired Sensitivity to Seasickness after an Influenza Infection. *Practica Oto-Rhino-Laryng.* Vol. 19, no.6. p. 45.
- WIT. DE. G. (1958). Zeeziekte, een vorm van het "overprikkelingssyndroom". *N.T.v.G.* 102, no.45. p. 2227.
- WIT. DE. G. (1959). Symptomatologie en therapie van duizeligheid. *Disipal-Colloquium* 1959.
- WIT. DE. G. (1969). Analysis of the Stabilographic Curves. *Agressologie* 1972, 13, C : 79-83.
- WIT. DE. G. (1970). Enige aspecten van de stabilometrie. *N.T.v.G.* 1971, 218.
- WIT. DE. G. (1971). Optic versus Vestibular and Proprioceptive Impulses, Measured by Posturometry. *Agressologie* 1972, 13, B : 75-79.
- WHITNEY. R.J. (1962). The Stability provided by the feet during manoeuvres whilst standing. *J. of Anatomy*, vol 96, part 1.
- ZIKMUND. V., BARON. J.B. (1969). Activité tonique posturale et représentation posturale psychique. *Comptes Rendus des séances de la Société de Biologie* 163 (10); 2075-2079.
- SPOENDLIN. VON. H. (1964). Über die Polarisierung der vestibulären Sinnesepithelien. *Pract. oto-rhino-laryng.* 26 : 418-432.

STELLINGEN

1. Van de drie receptorsystemen die samenwerken bij het bewaren van het evenwicht is het proprioceptieve systeem de "primus inter pares".
2. De door Nashner in zijn proefschrift gebruikte eenheid voor het traagheidsmoment (lb-in-sec^2) is onjuist.
Thesis M.I.T. 1970.
3. De meetmethode, door Jarrige toegepast - waarbij het aantal malen wordt geteld dat een lichtbundel van een op het hoofd bevestigde lichtbron de grens overschrijdt tussen twee cellen van een met lichtgevoelige cellen bezet gefixeerd plateau, levert geen bruikbare maat voor de beweeglijkheid van het hoofd.
4. Het nog steeds gebruik maken van foutieve beschouwingen over de versnellingen die werkzaam zijn bij stimulatie met de parallelschommel, rechtvaardigt de uitspraak van Lansberg daarover: "Old sins cast long shadows".
Aeromedica Acta deel 3 (1954).
5. Het grote uitstaande collum femoris heeft een essentiële functie voor het bewaren van het evenwicht bij de mens.
6. Het perifere zien heeft in dynamische situaties meer invloed op het evenwicht dan het centrale zien.
7. De functie van het middenoor is het beste aan te duiden als zijnde een focuseringsfunctie.
8. De algemeen in gebruik zijnde methode van spraakaudiometrie meet, in plaats van het auditieve discriminatievermogen van de onderzochte, een produktfunctie van dit discriminatievermogen van de onderzochte met dat van de onderzoeker.
9. Op scholen voor onderwijs aan auditief gehandicapte kinderen dient de emotionele ontwikkeling van deze kinderen meer aandacht te krijgen.
10. De weerstand van de slechthorende tegen het dragen van een hoortoestel wordt mede veroorzaakt door de weerstand van de personen uit zijn omgeving tegen een dergelijk toestel, omdat dit in verband gebracht wordt met een moeizame communicatie welke extra inspanning vereist.
11. Bij revalidatie door middel van een hoortoestel gaat de slechthorende over tot aanschaf van een zeer kostbaar apparaat, met name op grond van het met gezag geven van advies door de voorschrijvende instantie. Deze laatste dient daarom prijsbewust voor te schrijven en op de hoogte te zijn van de reparatiefrequenties van de verschillende typen toestellen.
12. Het zich laten betalen voor werkzaamheden, die in feite door andere instanties worden verricht is niet minder laakbaar dan het misbruik maken van sociale voorzieningen.
13. Het feit dat cartoonisten de voorhoofdreflector veelal als aanduiding gebruiken voor het arts-zijn behoeft niet te worden opgevat als insinuatie, dat behandelende artsen aan blikveldvernaauwing lijden.