



# De bloedsomloop na spierarbeid

<https://hdl.handle.net/1874/280186>



1923

DE BLOEDSOMLOOP NA  
SPIERARBEID

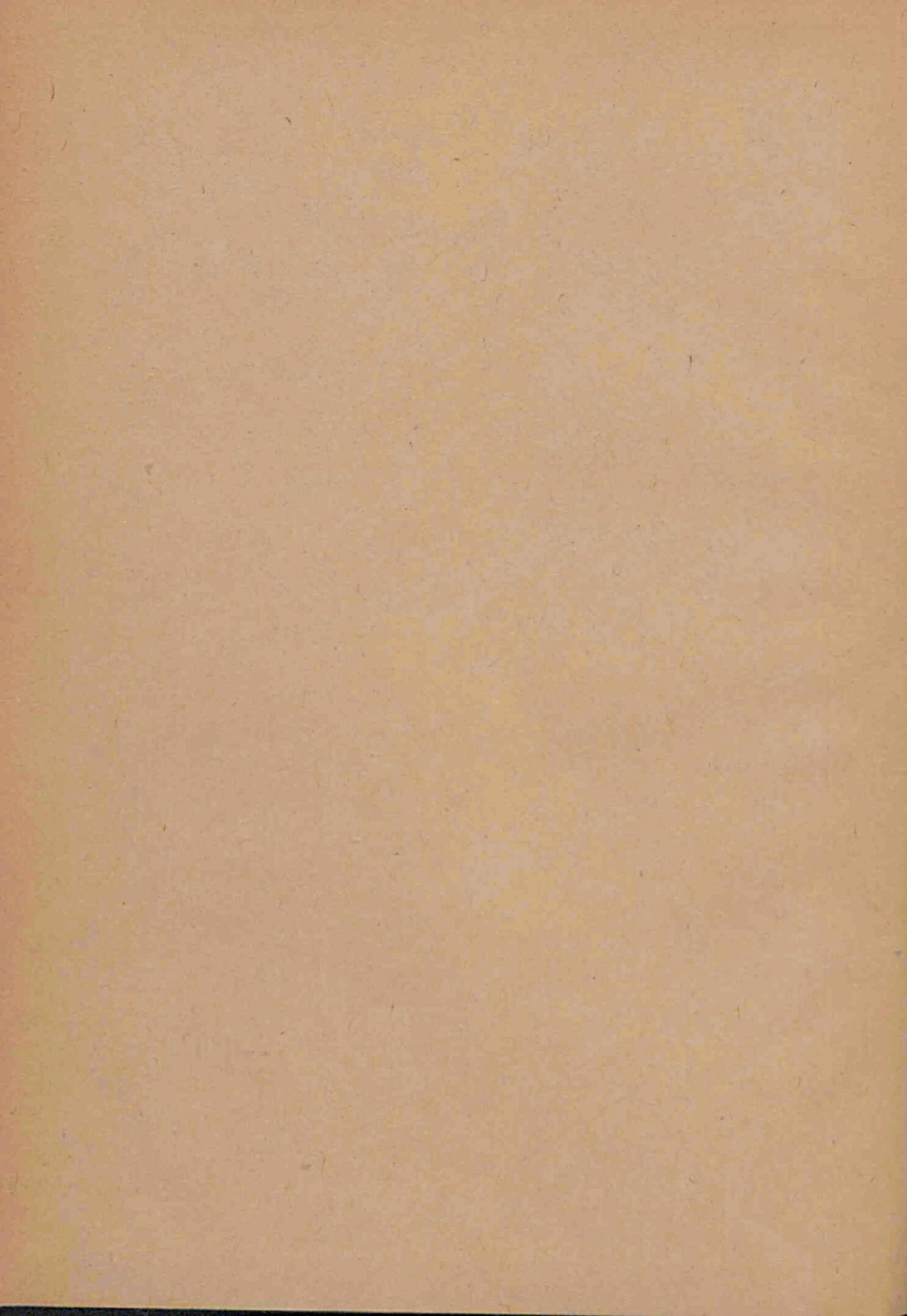


G. C. E. BURGER

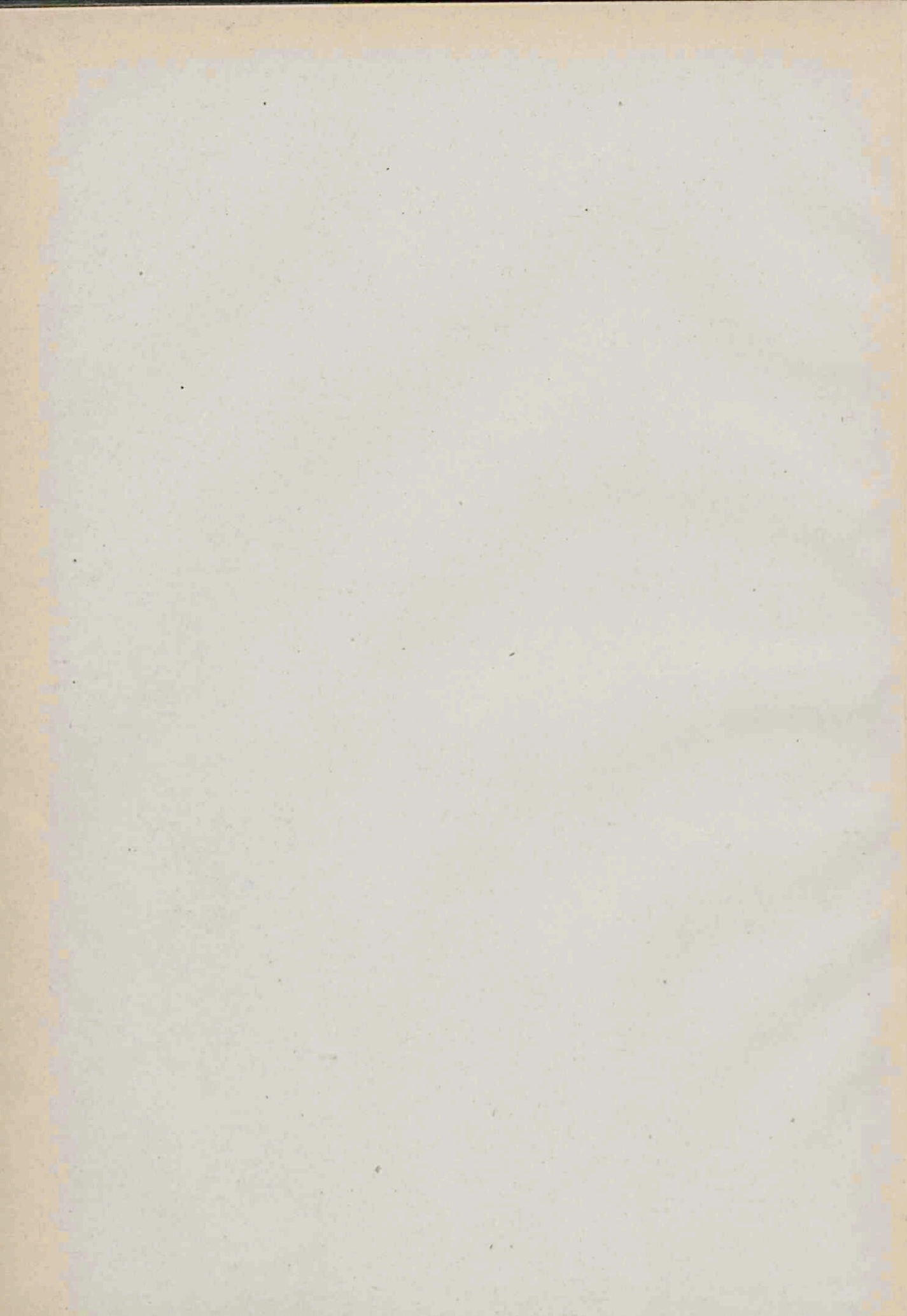
**A. qu.**  
**192**







DE BLOEDSOMLOOP NA SPIERARBEID



*A. qu. 192*

# DE BLOEDSOMLOOP NA SPIERARBEID

PROEFSCHRIFT TER VERKRIJGING VAN DEN GRAAD  
VAN DOCTOR IN DE GENEESKUNDE AAN DE RIJKS-  
UNIVERSITEIT TE UTRECHT OP GEZAG VAN DEN  
RECTOR MAGNIFICUS Mr. J. C. NABER, HOOGLEERAAR  
IN DE FACULTEIT DER RECHTSGELEERDHEID, VOL-  
GENS BESLUIT VAN DEN SENAAT DER UNIVERSITEIT  
TE VERDEDIGEN TEGEN DE BEDENKINGEN VAN  
DE FACULTEIT DER GENEESKUNDE OP DINSDAG  
10 JULI 1923, DES NAMIDDAGS TE 4 URE, DOOR

GEORG CARL EDUARD BURGER

ARTS

GEBOREN TE UTRECHT



---

□ M. DE WAAL — 1923 — GRONINGEN □





Bij het voltooien van mijn proefschrift is het mij een aangename taak U, Hooggeleerden in de Faculteit der Geneeskunde mijn dank te betuigen, voor het van U genoten onderwijs.

In de eerste plaats geldt mijn dank U, Hooggeleerde ZWAARDEMAKER, Hooggeachte Promotor. Uw onverflauwde belangstelling in mijn werk en Uw groote hulpvaardigheid hebben den tijd mijner detachering aan Uw laboratorium tot den aangenaamsten mijner studietijd gemaakt.

Den Inspecteur van den Geneeskundigen Dienst der Landmacht, Generaal-majoor TEN HOVE, betuig ik mijn oprechten dank voor de detachering aan het Physiologisch laboratorium, waardoor ik in staat werd gesteld mij geheel te wijden aan de studie van de physiologie der lichaams oefeningen.

Hooggeleerde NOYONS, ik ben U zeer erkentelijk voor Uw raad en hulp. Door het afstaan van een Uwer nieuw-geconstrueerde apparaten werd mijn onderzoek belangrijk vereenvoudigd.

De assistenten dank ik voor den vriendschappelijken omgang; U, zeergeleerde J. B. ZWAARDEMAKER in het bijzonder ook voor de hulp bij het electrocardiografisch onderzoek.

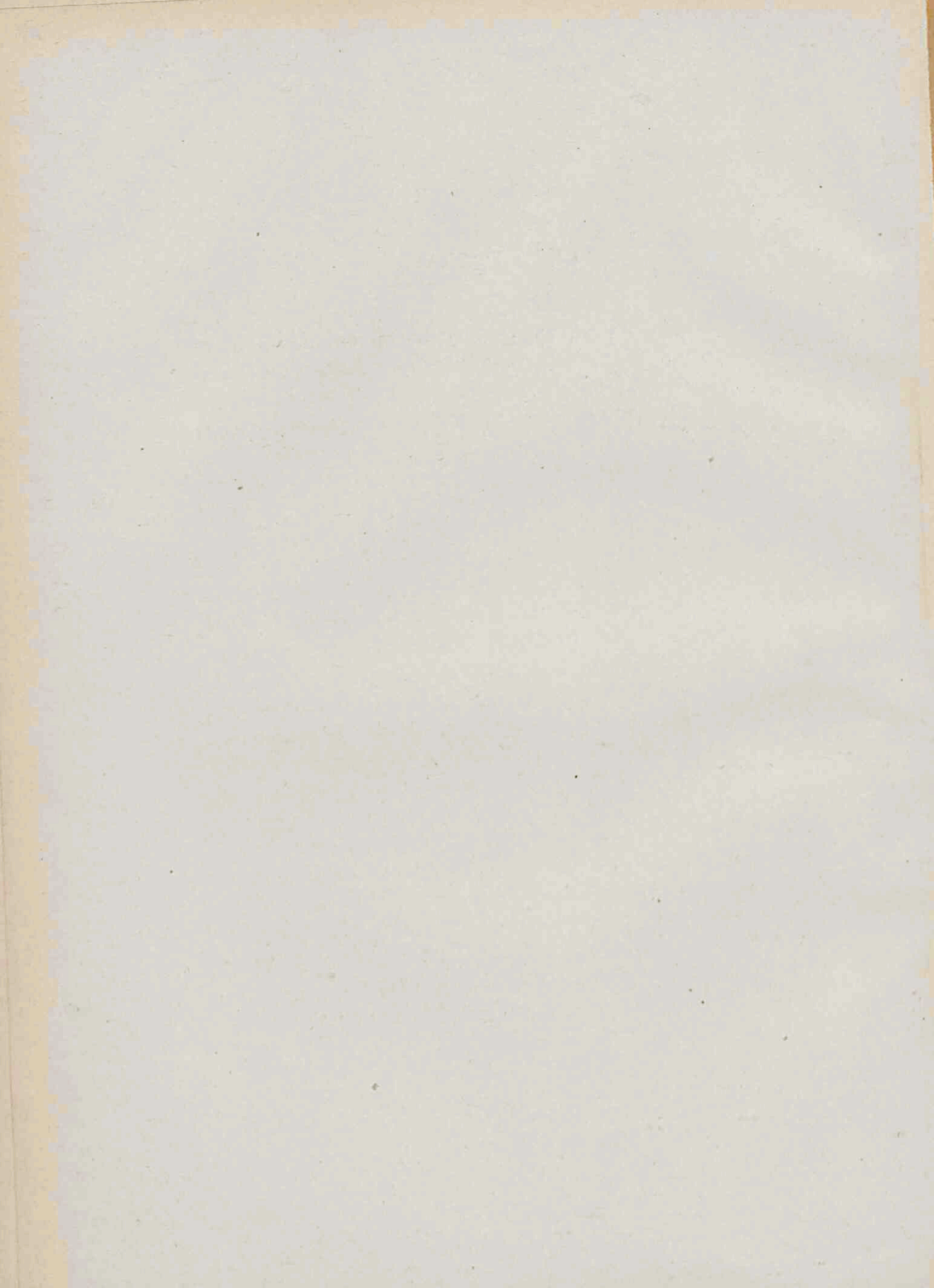
Allen, die als proefpersoon hebben bijgedragen tot het tot stand komen van mijn dissertatie zij mijn welgemeenden dank gebracht.



AAN MIJNE MOEDER

AAN DE NAGEDACHTENIS VAN MIJN VADER

AAN MIJN AANSTAANDE VROUW





## INLEIDING.

---

Sinds de ontdekking van den bloedsomloop door HARVEY heeft een stroom van nieuwe feiten en ontdekkingen op dit gebied de physiologie verrijkt, en heeft geleid tot een breederen en dieperen blik op den bloedsomloop. Langs verschillende wegen trachtte men door te dringen in het wezen van de hartswerking en de regelende mechanismen, die hierop hun invloed uitoefenen. Het was dank zij deze onderzoekingen, dat men inzicht verkreeg in de processen, die bij den bloedsomloop een rol spelen.

Naarmate echter de kennis omtrent deze vraagstukken meer uitgebreid werd, rezen er nieuwe, belangrijke vragen. Terwijl men zich eerst tevreden gesteld had met een kwalitatief onderzoek, deed thans de *maat* haar intrede bij deze vraagstukken. Men vroeg zich af *hoe groot* de druktoename was, die bij elken hartslag in hartsholten en slagaderen optrad; *hoe groot* de hoeveelheid bloed was, die bij elke samentrekking door de linker kamer wordt uitgedreven, en *hoe groot* de arbeid was, die door het hart in de tijds-eenheid werd geleverd. Door deze belangrijke vragen werd de studie van den bloedsomloop in kwantitatieve, meer exacte richting uitgebreid.

De *bloedsdruk*, zoowel in het arterieele vaatstelsel, als in de verschillende holten van het hart, werd bij dieren uitvoerig bestudeerd (MAREY, CHAUVÉAU, e. a.).

Moeilijker was het een inzicht te verkrijgen in de grootte



van het *slagvolume* van het hart. De methode, waarbij de volumewisselingen van het blootgelegde hart werden gemeten, leverde belangrijke resultaten op; de circulatieverhoudingen waren echter in al deze proeven, door het openen van den thorax sterk gewijzigd, zoodat deze gegevens slechts een benadering gaven van de normaliter plaats hebbende volumewisselingen. Men zocht daarom naar een methode ter bepaling van het slagvolume van het hart bij een intact dier, d.w.z. zonder operatieven ingreep. Een dergelijke methode zou dan tevens bruikbaar moeten zijn voor waarnemingen bij den mensch.

In de verschillende methoden, die hiervoor zijn aangegeven, wordt niet het slagvolume direct bepaald, doch het *minuutvolume*, d.i. de hoeveelheid bloed, welke per minuut door den linker ventrikel wordt uitgedreven. Is de polsfrequentie, welke tijdens de proef bestond, bekend, dan is door een eenvoudige deeling het slagvolume te berekenen. De hoeveelheid bloed, die door den linker ventrikel in de tijdseenheid wordt uitgedreven, moet even groot zijn als de hoeveelheid bloed, welke in denzelfden tijd door den rechter ventrikel in de arteria pulmonalis wordt geworpen, en dus ook gelijk aan de hoeveelheid bloed, welke in dien tijd door de longen stroomt. Deze laatste grootheid is te bepalen door een meting van de *gaswisseling*. De methoden, welke hiervoor gebruikt worden, zijn in Hoofdstuk II nader besproken.

De resultaten, welke deze indirecte bepalingen van minuut- en slagvolume hebben opgeleverd, zijn zeer belangrijk. Niet alleen is hierdoor een inzicht verkregen in den toestand, welke bij den mensch in rust aanwezig is, maar ook de veranderingen, die het minuut- en slagvolume ondergaan

tengevolge van spierarbeid en van houdingsverschillen zijn hierdoor meetbaar geworden.

Het is juist de *invloed van houdingsverschillen* op den bloedsomloop bij personen in *onvermoeiden* en *vermoeiden* toestand, die in dit proefschrift aan een nader onderzoek is onderworpen.

Reeds lang is het bekend, dat de *polsfrequentie* in staande houding meestal grooter is, dan in liggende.

Ook de *bloedsdruk* ondergaat wijzigingen tengevolge van veranderingen in de lichaamshouding; let men alleen op den *systolischen* bloedsdruk, dan blijkt een lichte daling in staande houding in vele gevallen opvallend.

De invloed van wijzigingen in de houding op *minuut- en slagvolume* van het hart is door LINDHARD (27) aan een onderzoek onderworpen. Uit waarnemingen bij vier proefpersonen bleek, dat het minuutvolume liggende gemiddeld 5.0 L. bedroeg, terwijl staande een waarde van 4.7 L. werd gevonden. Daar de polsfrequentie in liggende houding meestal kleiner is dan in staande, zal dus ook het slagvolume bij deze personen in staande houding *kleiner* zijn dan in liggende. In denzelfden zin spreken de uitkomsten van het onderzoek van MORITZ (29) en DIETLEN (2, 3) met behulp van Röntgendoorlichting. Hierbij bleek, dat bij normale personen alle hartdiameters in staande houding *kleiner* werden gevonden dan in liggende.

Uit bovenstaande blijkt voldoende, dat er bij den overgang van de staande in de liggende houding belangrijke veranderingen in den bloedsomloop plaats hebben. Welke factoren bij deze veranderingen een rol spelen, zal in Hoofdstuk IV nader worden besproken.



De invloed van *spierarbeid* op den bloedsomloop is door verschillende onderzoekers uitvoerig bestudeerd. Uit deze onderzoekingen blijkt dat *tijdens den arbeid* een sterke vergrooting van het minuutvolume van het hart optreedt.<sup>1)</sup> De eigenschappen van den bloedsomloop *na den arbeid* zijn slechts weinig onderzocht.

In dit proefschrift zullen de volgende vragen aan een nader onderzoek worden onderworpen:

1<sup>o</sup>. Welke veranderingen treden er in de circulatie op bij den overgang van staande in liggende houding (en omgekeerd)?

2<sup>o</sup>. Ondergaan deze veranderingen een wijziging door het voorafgaan van spierarbeid?

3<sup>o</sup>. Welke eigenschappen heeft de bloedsomloop na het verrichten van arbeid en hoe verhouden deze zich ten opzichte van die in den rusttoestand?

Ter beantwoording dezer vragen is een onderzoek ingesteld naar eenige eigenschappen van de perifere circulatie, welke in Hoofdstuk I beschreven worden. Vervolgens werd bij twaalf proefpersonen een aantal bepalingen van minuut- en slagvolume verricht, onder verschillende omstandigheden; deze worden in Hoofdstuk II vermeld. Tenslotte zal in Hoofdstuk III het electrocardiografisch onderzoek worden besproken, dat aan een aantal personen voor en na arbeid werd verricht.

---

1) Omtrent het slagvolume is nog geen éénstemmigheid verkregen; terwijl KROGH, LINDHARD e.a. een sterke *vergrooting* van het slagvolume *tijdens den arbeid* aannemen, huldigt Y. HENDERSON een tegengestelde opvatting; deze is nl. van meening, dat het slagvolume *in rust en arbeid* steeds *gelijk van grootte* is.

---

## HOOFDSTUK I.

### Perifere circulatie.

Achtereenvolgens werden onderzocht:

- 1<sup>o</sup>. de polsfrequentie.
- 2<sup>o</sup>. de bloedsdruk (maximaal, minimaal en polsdruk).
- 3<sup>o</sup>. het plethysmogram van de hand (volgens de methode van WIERSMA).

Er werd onderzocht welke veranderingen in deze kwaliteiten optraden door den overgang van staande in liggende houding.

Door het onderzoeken van proefpersonen, die van te voren spierarbeid hadden verricht, werden gegevens verkregen, over de wijzigingen van den invloed van houdingsverschillen, door voorafgeganen spierarbeid.

#### § 1. *Polsfrequentie.*

Alvorens tot een bespreking van de eigen waarnemingen over te gaan, zij medegedeeld wat over de verandering in de polsfrequentie tengevolge van houdingsverschillen in de literatuur bekend is.

De gegevens hieromtrent zijn in zooverre éénsluidend, dat de polsfrequentie in staande houding meestal groter wordt gevonden dan in liggende. Volgens GEIGEL (13), die een groot aantal (789) personen onderzocht, was in 90 <sup>0</sup>/<sub>0</sub> van de gevallen de polsfrequentie staande groter dan liggende.



Voor de *grootte* van deze frequentie-toename in staande houding worden door de verschillende onderzoekers zeer uiteenlopende waarden opgegeven. NICOLAI (30) geeft als gemiddelde polsfrequentie in verschillende houdingen, samengesteld uit een groot statistisch materiaal (naar waarnemingen van GUY, ROBINSON, e. a.) voor de staande houding 89 en voor de liggende 77 slagen per minuut, en dus een toename van 12 slagen in staande houding. TIGERSTEDT (38) noemt als polsfrequentie in staande houding 72 en in liggende 64, en dus een verschil van 8 slagen per minuut. SCHAPIRO (33) onderzocht 150 gezonde soldaten en vond in staande houding een polsfrequentie, welke gemiddeld 14 slagen per minuut groter was dan liggende. DIETLEN (2) vond als gemiddelde toename van de polsfrequentie bij den overgang van liggende in staande houding 18.6 slagen bij normale personen. In de tabel, waarin al zijn resultaten zijn samengevat, komen echter slechts 7 normale personen voor! Bij 18 patienten zonder hartafwijking werd een toename van 15 slagen per minuut gevonden. GEIGEL (13) vond een gemiddelde vergrooting der polsfrequentie met 12 slagen per minuut. Hierbij dient echter te worden opgemerkt, dat onder zijne waarnemingen vele patienten voorkomen met hartafwijkingen, neurasthenie, tuberculose en nephritis, waarbij gemiddeld grootere verschillen werden gevonden, dan bij de overige personen.

Bij de medegedeelde waarnemingen was de overgang van de staande in de liggende houding steeds door den *proefpersoon zelf* bewerkstelligd. In de onderzoekingen van lateren tijd komen echter bepalingen voor, waarbij de proefpersoon geheel *passief* van de eene houding in de andere werd overgebracht. HENDERSON en HAGGARD (16) verrichtten een groot aantal dusdanige waarnemingen aan 10 proefpersonen. Hierbij werd de polsfrequentie in staande en liggende houding bepaald en tevens in een houding met het hoofd omlaag onder een helling van 30—45°. De polsfrequentie bleek het kleinst te zijn in den stand met het hoofd omlaag, en het grootste in staande houding. Ze was gemiddeld staande 8 groter dan liggende, en liggende 9,5 groter dan in



de houding met omlaag gericht hoofd. ELLIS (4) nam soortgelijke proeven bij 50 gezonde jonge mannen van 20—31 jaar oud. De gemiddelde polsfrequentie vond hij staande 15 grooter dan in liggende houding. ENGHOFF (5) verrichtte een groot aantal experimenten met 13 proefpersonen, waarbij deze door middel van een wipstoel snel in verschillende houdingen werden geplaatst. In deze verschillende houdingen werden electrocardiogrammen geregistreerd. De hieruit bepaalde polsfrequentie is in staande houding gemiddeld 2 grooter dan in liggende houding.

Uit deze reeks van waarnemingen blijkt, dat alle onderzoekers de polsfrequentie gemiddeld *staande grooter vonden dan liggende*. Voor de grootte van het verschil werden echter zeer uiteenlopende waarden gevonden.

Bij het onderzoek, dat de leerlingen van de Militaire Gymnastiek- en Sportschool bij hun aankomst aan die school en na afloop van den cursus ondergaan, wordt sinds een jaar steeds de polsfrequentie in staande en liggende houding bepaald. Het raadplegen van het keuringsregister leverde de volgende uitkomsten op: Van 101 personen (20—50 jaar oud) hadden 79 staande een *grootere* polsfrequentie, 13 een *kleinere* en 9 een *gelijke*. De grootte van het verschil in polsfrequentie in staande en liggende houding varieerde tusschen de waarden — 12 + 36, terwijl het gemiddelde verschil + 6 bedroeg. In tabel I zijn de resultaten der verschillende onderzoekers weergegeven. De zeer verschillende uitkomst, waartoe deze onderzoeken leiden, behoeft bij de kleinheid der statistiek niet te verbazen.

Verder werden door mij waarnemingen verricht aan 34 personen, welke *voor het onderzoek* een inspannenden *spierarbeid hadden verricht*. Deze personen waren deelnemers aan de afstandsmarschen, welke door de Nederlandsche

Bond voor Lichamelijke Opvoeding elk jaar worden georganiseerd. Bij deze marschen wordt gedurende vier achtereenvolgende dagen telkens een afstand van 40 K.M. afgelegd. Direct na aankomst aan het eindpunt had iederen dag het onderzoek plaats. Dit bestond in het bepalen van polsfrequentie en systolischen en diastolischen bloedsdruk, zoowel in staande als in liggende houding. Grootendeels werden

Tabel I.

| Naam van onderzoeker.   | $\Delta$ polsfreq. | spreiding der waarden voor $\Delta$ |
|-------------------------|--------------------|-------------------------------------|
| Nicolai . . . . .       | 12                 | ?                                   |
| Tigerstedt . . . . .    | 8                  | ?                                   |
| Schapiro . . . . .      | 14                 | + 2 tot + 34.                       |
| Dietlen . . . . .       | 15                 | + 4 tot + 34.                       |
| Geigel . . . . .        | 12                 | — 8 tot + 30.                       |
| Henderson en Haggard .  | 8                  | ?                                   |
| Ellis . . . . .         | 15                 | ?                                   |
| Enghoff . . . . .       | 2                  | — 6 tot + 10.                       |
| Eigen onderzoek . . . . | 6                  | — 12 tot + 36.                      |

deze 34 personen op drie of vier achtereenvolgende dagen telkens na den marsch onderzocht.

De gemiddelde waarden, welke voor het verschil in polsfrequentie in staande en liggende houding op de vier marschdagen werden gevonden, bedroegen respectievelijk 21, 25, 17 en 26, terwijl als algemeen gemiddelde 22 werd gevonden. De waarden voor het verschil liepen uiteen van + 5 tot + 48.

Een vergelijking met de in tabel I gegeven cijfers, doet



zien, dat het *verschil in polsfrequentie* in staande houding na het verrichten van arbeid groter is dan in rust. Niet alleen is het gemiddelde verschil groter, ook uit de cijfers zelf is dit te concludeeren. Terwijl van 101 waarnemingen in rust in 22 gevallen geen, of een negatief verschil gevonden werd, kwam dit in de 103 waarnemingen na den

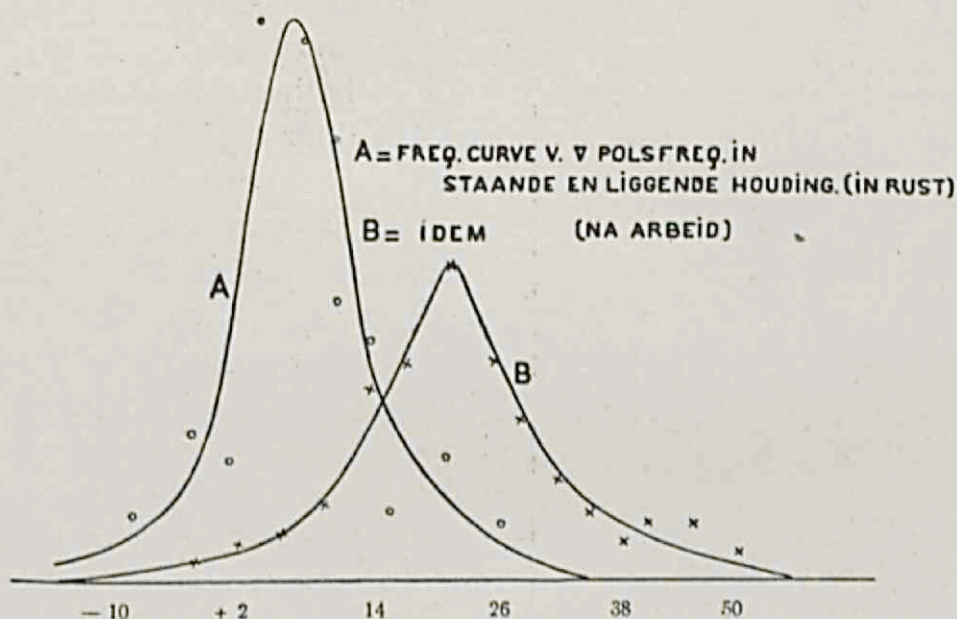


Fig. 1. Frequentiecurven voor  $\Delta$  polsfrequentie.  
Curve A = in rust. Curve B = na arbeid.

marsch slechts 4 maal voor. Duidelijk blijkt de invloed van voorafgegaan arbeid ook uit fig. 1, waarin frequentiecurven van de verschillen in polsfrequentie in rust (blz. 7) en na arbeid zijn voorgesteld.

Intusschen zijn de waarnemingen in rust en na arbeid, niet aan dezelfde proefpersonen verricht, en de gevonden



verschillen behoeven niet het gevolg te zijn van den arbeid. Zij kunnen uitsluitend door het verschillend onderzoeksmateriaal veroorzaakt zijn.

Tabel II.  $\Delta$  Polsfrequentie.

| in rust. | na arbeid. |
|----------|------------|
| 10       | 32         |
| 6        | 17         |
| 6        | 16         |
| 18       | 20         |
| 21       | 6          |
| 5        | 13         |
| 10       | 21         |
| 5        | 12         |
| 7        | 16         |
| 3        | 8          |
| 6        | 11         |
| 12       | 22         |
| 11       | 22         |
| 4        | 6          |
| 0        | 12         |
| 10       | 11         |
| 8        | 20         |
| 8        | 13         |
| — 4      | 28         |
| 6        | 12         |

Om deze mogelijkheid uit te sluiten, werden een aantal waarnemingen verricht *vóór* en *na* den arbeid *bij dezelfde proefpersonen*.<sup>1)</sup>

De liggingsveranderingen werden door middel van een wip tot stand gebracht, zoodat de proefpersoon zich hierbij volkomen passief hield. De polsfrequentie werd deels bepaald uit geregistreerde plethysmogrammen (zie § 3), deels bepaald door eenige malen gedurende een kwart minuut den pols te tellen, waarbij het gemiddelde van de gevonden waarden in rekening werd gebracht. De hierbij gevonden waarden voor het verschil in polsfrequentie in staande en liggende houding zijn in tabel II samengevat.

Concludeerende kan dus worden vastgesteld, dat bij den

1) De arbeid, welke de onderzochte personen verrichtten, bestond uit schermen of Zweedsche gymnastiek gedurende een uur.

overgang van de liggende naar de staande houding meestal een *toename van de polsfrequentie* optreedt. *Na het verrichten van spierarbeid wordt deze toename der polsfrequentie belangrijk groter.*

HILL, BARNARD en SOLTAU (18) hebben reeds hetzelfde verschijnsel waargenomen. Zij schrijven: „The pressure in the brachial artery is in the change from the horizontal to the vertical position, maintained constant *without* noteworthy acceleration of the heart so long as the subject is vigorous and unfatigued; *with* noteworthy acceleration when the subject is exhausted.” De verklaring van deze wijzigingen in de polsfrequentie zal in Hoofdstuk IV in samenhang met het verdere onderzoek besproken worden.

## § 2. *Bloedsdruk en Polsdruk.*<sup>1)</sup>

De invloed van standsveranderingen op den bloedsdruk is door meerdere onderzoekers nagegaan.

Door FRIEDMANN (11), SCHAPIRO (33), LANGOWOY (26) en JOHN (20) werd bij den overgang van de liggende in de staande houding een *verlaging* van den *maximalen* of *systolischen* bloedsdruk vastgesteld. HILL, BARNARD en SOLTAU (18) stelden een gelijk blijven of een geringe *stijging* vast van den gemiddelden bloedsdruk bij overgang van liggen naar staan. HENSEN (17) vond vaak een verlaging van 5—15 m.m. Hg, maar dikwijls ook geen verandering van den systolischen bloedsdruk. DIETLEN (2) zag bij 25 patienten, zonder hartafwijkingen, in de helft van de gevallen den maximalen bloedsdruk verhoogen of gelijk blijven, en in de andere gevallen een verlaging van dien druk optreden.

---

<sup>1)</sup> Onder *polsdruk* wordt verstaan het verschil van systolischen en diastolischen bloedsdruk.



Omtrent den *minimalen of diastolischen* bloedsdruk zijn slechts weinig gegevens in de literatuur aanwezig. JOHN (20) vond een geringe verhooging van dezen druk in staande houding nl. 5—10 c.m. water. DIETLEN (2) vond bij 34 personen den minimalen druk in 80 % van de gevallen verhoogd in staande houding.

Bij het keuren der leerlingen van den Militairen Gymnastiek- en Sportschool werden gegevens over den invloed van houdingsverschillen op den systolischen en diastolischen bloedsdruk en op den polsdruk verzameld. De bloedsdruk werd steeds bepaald volgens de auscultatorische methode van KOROTKOW (23).

Deze onderscheidde 5 fasen in de geluidsgewaarwording bij de bepaling van den bloedsdruk: 1<sup>o</sup>. *tonen*, 2<sup>o</sup>. *geruischen*, 3<sup>o</sup>. *duidelijke tonen*, 4<sup>o</sup>. *zwakke tonen* en 5<sup>o</sup>. *verdwijnen van tonen*. De maximale bloedsdruk wordt gevonden bij het begin der 1<sup>e</sup> periode. Omtrent den minimalen bloedsdruk bestaat verschil van meening. Volgens FISCHER (10), LANG en MANSWETOWA (25), WESTENRIJK (39) en BRENTON en LUTZ (1) komt de diastolische druk overeen met het begin van de 4<sup>e</sup> periode, terwijl volgens ETTINGER (7), GITTINGS (14) en KOROTKOW zelf het begin der 5<sup>e</sup> periode den juiststen diastolischen druk aangeeft. Door mij werd het begin van de 5<sup>e</sup> periode als maatstaf gebruikt, omdat dit punt in het algemeen scherper is te bepalen, als het begin der 4<sup>e</sup> periode.

Van alle onderzochte personen werden, zoowel in staande als in liggende houding, systolischen en diastolischen bloedsdruk bepaald.

Bij den overgang van de *staande* in de *liggende* houding nam de *maximale bloedsdruk* bij 98 waarnemingen 22 maal toe, 29 maal trad geen verandering op, terwijl 47 maal een verlaging werd waargenomen. Als gemiddelde werd een



*verlaging* van 3 m.m. Hg. van den systolischen bloedsdruk bij deze standsverandering verkregen.

De *minimale bloedsdruk* nam bij dezelfde liggingsverandering 12 maal toe, 28 maal trad geen verandering op, terwijl 58 maal een verlaging werd gevonden. Gemiddeld trad een *daling* van dezen druk op van 7 m.m. Hg.

De *polsdruk* nam in 49 gevallen toe, in 21 gevallen bleef deze gelijk en 28 malen werd een vermindering gevonden. Gemiddeld was de polsdruk in liggende houding 4 m.m. Hg. grooter dan in staande houding.

De spierarbeid, welke de proefpersoon verricht bij de verandering van positie, zal op de gemeten drukken van invloed kunnen zijn. Deze factor is in de onderzoekingen van ERLANGER en HOOKER (6) vermeden. Zij bepaalden den bloedsdruk van personen, die met behulp van een wip geheel passief van stand verwisseld konden worden. Zij vonden meestal een *lichte daling* van den maximalen bloedsdruk bij den overgang van liggende in staande houding.

De bloedsdrukverhoudingen *na spierarbeid* werden door mij vastgesteld aan dezelfde 34 proefpersonen, waarvan in § 1 de veranderingen in polsfrequentie werden medegedeeld, na een marsch van 40 K.M. De bloedsdruk werd in staande en liggende houding bepaald volgens de auscultatorische methode.

Van 104 waarnemingen aan deze personen, vertoonde de *maximale bloedsdruk* bij den overgang van staande in liggende houding 7 maal een daling, 13 maal een gelijke waarde en 84 maal een stijging. De gemiddelde stijging bedroeg 13.5 m.m. Hg.

De *minimale bloedsdruk* steeg 16 maal, was 20 maal

onveranderd en vertoonde 68 maal een daling. De gemiddelde daling bedroeg 6.5 m.m. Hg.

De *polsdruk* was bij dezelfde standsverandering in 6 gevallen kleiner geworden; 6 maal trad geen verandering op, terwijl in 92 gevallen een toename van den polsdruk plaats had. Gemiddeld was de polsdruk in liggende houding 20 m.m. Hg grooter dan in staande houding.

Ter vergelijking van de in rust en na inspanning gedane waarnemingen, diene het overzicht in tabel III.

Tabel III <sup>1)</sup>. Overgang van *staande* in *liggende* houding.

|               | in rust.   |         |            |             | na arbeid. |         |            |             |
|---------------|------------|---------|------------|-------------|------------|---------|------------|-------------|
|               | ver-laagd. | gelijk. | ver-hoogd. | gemid-deld. | ver-laagd. | gelijk. | ver-hoogd. | gemid-deld. |
| max.bloedsdr. | 48         | 30      | 22         | — 3         | 7          | 12      | 81         | + 13.5      |
| min. „        | 59         | 29      | 12         | — 7         | 65         | 19      | 16         | — 6.5       |
| polsdruk . .  | 29         | 21      | 50         | + 4         | 5          | 6       | 89         | + 20        |

Uit deze cijfers blijkt, dat bij den overgang van staande in liggende houding *in rust* slechts een geringe verandering van den polsdruk optreedt. — Bij personen, *die van te voren een inspannenden arbeid* hebben verricht, treedt een belangrijke toename van den polsdruk op.

Welke conclusies kunnen uit deze bloedsdrukverandering getrokken worden?

In het begin van de periode der ontwikkeling van de techniek der bloedsdrukbeplating koesterde men groote ver-

<sup>1)</sup> De waarnemingen in rust en na arbeid zijn beide op 100 gevallen teruggebracht.



wachtingen van de gegevens, die deze methode van onderzoek zou opleveren omtrent de *functie van het hart*. De resultaten verkregen met de bepaling van den maximalen bloedsdruk beantwoordden niet aan de verwachtingen. — Om een inzicht in de hartswerking te verkrijgen, ging men meer aandacht schenken aan den minimalen bloedsdruk en vooral aan het verschil van maximalen en minimalen bloedsdruk, de zoogenaamde „*pulsatorische Druckzunahme* (Strasburger) of *polsdruk*. — HÜRTHLE (19) kende aan deze grootheid een zeer groote beteekenis toe en drukt zich hierover als volgt uit: „Die Bestimmung der pulsatorischen Druckzunahme ist die Grundlage der Haemodynamik.”

STRASBURGER (36) meende dat het slagvolume van het hart evenredig was met het quotient  $\frac{\text{polsdruk}}{\text{maximale bloedsdruk}}$ .

Deze evenredigheid zou volgens de experimenten van STRASBURGER gelden voor het gebied waarin de bloedsdruk normaliter schommelt. <sup>1)</sup> Ook FÜRST en SOETBEER (12) en ERLANGER en HOOKER (6) namen een dergelijk verband tusschen polsdruk en slagvolume aan. — MORITZ (28) meende, dat de verhouding beter werd weergegeven door het quotient

$$\frac{\text{polsdruk}}{\text{minimale druk} + \frac{\text{polsdruk}}{3}}$$

Terwijl men dus aanvankelijk een direct verband tusschen polsdruk en slagvolume van het hart aannam, is men later van deze meening teruggekomen. KLEMPERER (21) wees er reeds op, dat de polsdruk niet als maat van het slagvolume

<sup>1)</sup> Voor hogere drukken zou dit niet meer juist zijn, daar dan de elasticiteitsmodulus van den vaatwand niet dezelfde blijft.



kan gelden, omdat deze druk, behalve door de grootte van het slagvolume, beïnvloed wordt door elasticiteit en tonus van den vaatwand. — Ook GRÄUPNER (15), FELLNER (8) en SAHLI (32) wezen er op, dat het verband tusschen polsdruk en slagvolume door vasomotorische invloeden wordt vertroebeld. — V. RECKLINGHAUSEN (31) stelde reeds een formule op voor de berekening van het slagvolume, waarin behalve de polsdruk ook de „Weitbarkeit” van de vaten voorkomt. — Ten slotte zij nog gewezen op een onderzoek van RUTH SKELTON (35). Zij vergeleek aan een hartlongpraeparaat volgens STARLING (22) het direct gemeten minuutvolume, met de waarde welke volgens de formule van ERLANGER en HOOKER (6) kon worden berekend. — Deze formule luidt: minuutvolume = polsdruk  $\times$  polsfrequentie  $\times$  constante. De waarde van de „constante” bleek in haar onderzoek te wisselen van 6.5 tot 47.0.

Uit deze beschouwingen volgt, dat uit de veranderingen in den polsdruk dan alleen het bestaan van veranderingen van het slagvolume mag worden geconcludeerd, wanneer *vasomotorische* invloeden zijn uit te sluiten.

Bij de auscultatorische bloedsdrukbepaling is nog een verschijnsel opgevallen. Bij de bepalingen na den marsch was het zeer opvallend, dat de *vaatgeruischen en -tonen*, welke bij de bloedsdrukbepaling aan den arm worden waargenomen *in liggende houding veel luider klonken dan in staande houding*. In de laatste waren ze zelfs herhaaldelijk ternauwernood hoorbaar. De verklaring van dit feit zal in samenhang met de overige waargenomen verschijnselen aan de perifere circulatie in § 4 van dit hoofdstuk besproken worden.

### § 3. *Plethysmogram.*

Ten einde een beter inzicht te verkrijgen in de zooeven bedoelde vasomotorische en verdere veranderingen, welke in staande en liggende houding, in rust en na arbeid optreden, is overgegaan tot het registreeren van polscurven. Hiertoe werd gebruik gemaakt van de *plethysmograaf* van WIERSMA. Een kleine langwerpige gummiballon, die door den proefpersoon in de vuist stevig wordt dichtgeknepen, wordt met behulp van een linnen zwachtel in de hand bevestigd. De volumewisselingen, welke in de door den zwachtel afgesloten ruimte optreden, worden door middel van luchttransport en een tambour van MAREY op een kymografion met beroet papier opgeschreven.

Van een aantal proefpersonen werden plethysmogrammen geregistreerd in staande en liggende houding, zoowel in rust, als na het verrichten van arbeid. Deze arbeid bestond hetzij in een uur Zweedsche gymnastiek, hetzij in een uur schermen.

De overgang van staande in liggende houding werd zoo tot stand gebracht, dat de proefpersoon bij deze beweging volkomen passief was. De man werd hiertoe op een *wip* bevestigd. De plethysmograaf werd steeds aan de rechterhand aangelegd. Er werd zorg gedragen, dat de geheele rechter arm zoowel in staande als liggende houding ter hoogte van het hart werd gehouden, zoodat het gemiddelde volume van den arm bij standsveranderingen niet onder invloed van de zwaartekracht kon veranderen.

Fig. 2 doet de veranderingen zien, welke bij standsveranderingen *voor* en *na arbeid* in het plethysmogram optreden. *In rust* bestaat slechts een *gering verschil in amplitude*



van het plethysmogram in staande en liggende houding opgenomen; meestal is amplitude liggende een weinig grooter.

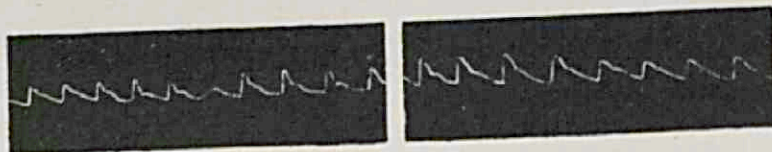
in rust



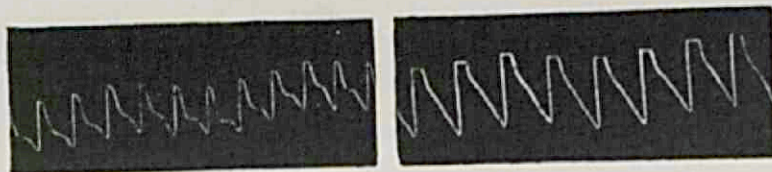
na arbeid



in rust



na arbeid



staan

liggen

Fig. 2. Plethysmogrammen in staande en liggende houding opgenomen bij 2 personen vóór en na 1 uur schermen.

In de plethysmogrammen *na den arbeid* opgenomen, bestaat een *zeer duidelijk verschil in amplitude*, thans is deze in



liggende houding *veel grooter* dan in staande. Het resultaat van de meting van een aantal, op deze wijze opgenomen plethysmogrammen is samengevat in tabel IV.

Tabel IV <sup>1)</sup>. Amplitude van plethysmogram.

| Proef-<br>persoon. | in rust |          |         |          | na arbeid |          |         |          |
|--------------------|---------|----------|---------|----------|-----------|----------|---------|----------|
|                    | staande | liggende | staande | liggende | staande   | liggende | staande | liggende |
| I                  | 1.6     | 1.3      | 1.0     | 1.3      | { 2.8     | 4.5      | 2.3     | 3.1      |
| II                 | 2.3     | 2.3      | 2.0     | 2.3      | { 5.0     | 10.5     | 4.0     | 8.5      |
| III                | 1.6     | 1.9      | 1.2     | 1.6      | { 1.5     | 2.6      | 0.9     | 2.0      |
| IV                 | 2.6     | 3.1      | 2.6     | 3.0      | { 1.0     | 2.1      | 1.1     | 2.1      |
| V                  | 1.6     | 1.6      | 1.8     | 2.0      | { 1.0     | 1.9      | 1.5     | 2.3      |
| VI                 | 1.0     | 2.0      | 1.0     | 1.8      | { 1.5     | 2.8      | 1.4     | 3.1      |
| VII                | 2.4     | 2.6      | 2.2     | 2.7      | { 3.3     | 6.0      | 4.0     | 5.9      |
| VIII               | 2.1     | 2.7      | —       | —        | { 4.5     | 6.7      | 4.5     | 6.6      |
| IX                 | 5.1     | 5.1      | 4.0     | 5.0      | { 5.7     | 8.9      | 6.6     | 8.2      |
| X                  | 5.0     | 6.2      | 5.1     | 6.7      | { 2.3     | 2.6      | 1.2     | 2.1      |
| gemiddeld          | 2.5     | 2.9      | 2.1     | 2.6      | { 2.1     | 3.0      | 1.5     | 3.1      |
|                    |         |          |         |          | { 2.4     | 4.4      | 2.7     | 4.4      |
|                    |         |          |         |          | { 1.9     | 3.0      | 1.5     | 2.7      |
|                    |         |          |         |          | { 1.8     | 1.9      | 1.5     | 2.7      |
|                    |         |          |         |          | { 2.8     | 3.5      | 2.2     | 4.0      |

Uit de tabel blijkt, dat *in rust* de amplitude gemiddeld staande 15 % verkleind is ten opzichte van de amplitude

<sup>1)</sup> In rust en na arbeid is steeds driemaal van houding veranderd. De houdingen zijn in volgorde in de tabel weergegeven.

in liggende houding. Na den arbeid bedraagt deze verkleining 40 %.

In fig. 3 is een plethysmogram weergegeven, van een proefpersoon, welke gedurende een uur heeft geschermd. De pijlen geven het moment aan, waarop de man van verticale in horizontale houding wordt gebracht.

Tijdens deze beweging wordt het plethysmogram door-geregistreerd. Men ziet duidelijk, dat na 4 à 5 polsslagen de grootte van de amplitude bereikt is, die voor het plethysmogram in dat geval typisch is.

Wat kunnen we uit de waargenomen veranderingen in het plethysmogram concludeeren? Om deze vraag te be-

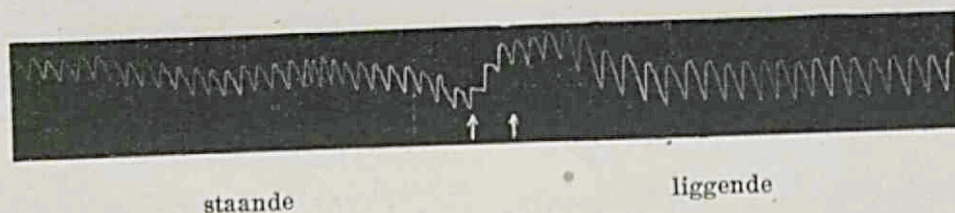


Fig. 3. Plethysmogram na arbeid in staande en liggende houding.

antwoorden, dient eerst de beteekenis van het plethysmogram in het algemeen besproken te worden.

De *afvoer van veneus bloed* uit de hand zal met een *constante* stroomsnelheid plaats hebben <sup>1)</sup>. De *toevoer van arterieel bloed* naar de hand is *discontinu*, bij elken polsslag is het maximum van stroomsnelheid. Hierdoor treden bij elken polsslag volume-wisselingen in de hand op. — „Die plethysmografische Schwankung während eines einzelnen

<sup>1)</sup> Meestal is een wisseling in de stroomsnelheid door de ademhaling aanwezig.



Pulses ist nichts anderes als die pulsatorische Schwankung der Strömungsgrösse, d. h. der den Gefässdurchschnitt durchströmenden Blutmenge, wobei nur die absolute Höhe der Ordinate, das absolute Mass der Strömungsgrösse unbekant ist. Das Plethysmogramm stellt also die in den Arterien pulsatorisch auftretenden Schwankungen um die mittlere Strömungsgrösse dar, welche letztere der durch die gewöhnliche Plethysmografie nicht zu ermittelnden Strömungsgrösse in den das Organ verlassenden Venen entspricht" (H. STRAUB (37)). Hieruit volgt, dat onder bepaalde omstandigheden de vergrooting der amplitude van het plethysmogram het gevolg *kan* zijn van een grootere hoeveelheid bloed, welke bij iederen polsslag in het onderzochte lichaamsdeel wordt geworpen. De elasticiteit en tonus van de vaatwanden, alsmede de weerstand voor den veneuzen afvoer van bloed uit dit lichaamsdeel zullen echter op de amplitude een belangrijken invloed uitoefenen. Daar deze factoren bij *verschillende individuen* zeer sterk uiteen kunnen loopen, mag men dan ook volgens SAHLI, TIGERSTEDT e. a. uit de volume-wisselingen, welke door middel van het plethysmografisch onderzoek worden bepaald, geen gevolgtrekkingen maken omtrent de grootte van het slag-volume.

Gunstiger zijn de verhoudingen bij het door mij verrichte plethysmografische onderzoek. Hierbij worden slechts plethysmogrammen vergeleken, welke aan *hetzelfde individu direct na elkaar* werden opgenomen, onder, behoudens het verschil in ligging, *gelijke omstandigheden*.

Uit het niveau van de curve, dat bij staan en liggen steeds gelijk blijft (fig. 3) blijkt, dat het gemiddelde volume



van de hand tijdens het onderzoek gelijk blijft. Vasomotorische invloeden zullen in dit geval dus waarschijnlijk slechts een ondergeschikte rol spelen. De veneuze afvoer echter, kan door de wijziging in houding veranderd zijn; hierdoor zouden verschillen in de amplitude van het plethysmogram kunnen optreden. Uit de veranderingen in het plethysmogram *alléén* kan dus niet tot verandering in het slagvolume besloten worden.

Met behulp van het *vlamtachogram volgens* v. KRIES (24) werd getracht gegevens te verkrijgen over de *snelheid*, waarmee de volumewisselingen in de hand bij elken polsslag tot stand komen. De fotografische registreering van de beweging der vlam geeft een curve, die de snelheid aangeeft, waarmee de volumeverandering van den arm tot stand komt. Deze curve is het eerste differentiaal quotient van het plethysmogram. Dit is, zooals FICK (9) aantoonde, evenredig met de stroomsnelheid in de arterieele doorsnede van de „Plethysmografeneintrittsebene”. — De registratie van de vlambeweging was voor mij moeilijk uitvoerbaar; dit had in een donkere kamer moeten gebeuren. Ik heb daarom getracht alleen een indruk van de verhoudingen te verkrijgen, door op een achter de vlam geplaatste strook millimeterpapier de maximale hoogteverschillen van de vlam bij elken polsslag te schatten. Terwijl *in rust* bij 4 proefpersonen de hoogtevariatie in staande en liggende houding steeds 4—5 m.m. bedroeg, was deze *na den arbeid* in staande houding resp. 4, 4.5, 5, 4, 3.5 en 3 en in liggende 7, 7, 6, 7, 6, 5. Wegens de onnauwkeurigheid van de methode werd dit onderzoek niet verder voortgezet. Intusschen wijzen

de voorloopige resultaten erop dat de snelheid van den arterieelen bloedstroom in den arm in rust ongeveer gelijk is in liggende en staande houding, terwijl na arbeid deze stroom-snelheid in liggende houding duidelijk grooter is dan in staande. Dit blijkt ook reeds uit de plethysmogrammen. In de curven is duidelijk te zien, dat na den arbeid de primaire verheffing in liggende houding veel meer steil verloopt dan in staande houding. Dit wijst eveneens op een snellere volumeverandering in de liggende houding en dus ook volgens FICK op een grootere snelheid in den arterieelen bloedstroom.

#### § 4. *Conclusie.*

*Bij den overgang van de liggende in de staande houding treden in den periferen bloedsomloop een reeks van veranderingen op.*

*Deze zelfde veranderingen treden in veel sterker mate op, wanneer spierarbeid is voorafgegaan.*

Deze veranderingen bestaan in:

- 1<sup>o</sup>. toename van de polsfrequentie;
- 2<sup>o</sup>. afname van den polsdruk;
- 3<sup>o</sup>. zwakker worden van de vaatgeruischen aan den arm bij auscultatorische bloedsdrukmeting;
- 4<sup>o</sup>. afname van de amplitude van het plethysmogram.
- 5<sup>o</sup>. vermindering van de snelheid van den arterieelen bloedstroom.

Op grond van deze verschijnselen meen ik te mogen concludeeren, dat *in liggende houding bij elken polsslag een grootere hoeveelheid bloed in den arm wordt gedreven*. Dit kan door twee verschillende mechanismen worden veroorzaakt:



1<sup>o</sup>. door een verandering van de verdeeling van het bloed over de verschillende arteriën, bij een *'gelijk slagvolume* van het hart;

2<sup>o</sup>. door *verandering van het slagvolume* van het hart.

Alleen bepalingen van het slagvolume van het hart kunnen een antwoord geven op de vraag, welke van de twee oorzaken bij de beschreven verschijnselen in het spel is.

---



## HOOFDSTUK II.

### Minuutvolume en slagvolume van het hart.

#### § 1. *Methodiek.*

Vroeger trachtte men zich een indruk te verschaffen over de grootte van het slagvolume van het hart van verschillende dieren, door na den dood na te gaan, hoe groot de capaciteit van de hartkamers was. Alleen een ruwe schatting van het werkelijk bestaande slagvolume was hiermee mogelijk.

In het dierexperiment heeft men voorts, door bepaling van de stroomsnelheid van het bloed in de arteriën, met behulp van de „Stromuhr" van LUDWIG inzicht in de grootte van het slagvolume gekregen. FICK (47) was de eerste, die het principe aangaf, waardoor een bepaling van het minuutvolume bij het intacte dier, en ook bij den mensch mogelijk werd gemaakt. Hij ging uit van het feit, dat het minuutvolume van de linker kamer gelijk moet zijn aan de hoeveelheid bloed, welke per minuut door de longen stroomt. Deze grootheid is te berekenen uit de volgende gegevens.<sup>1)</sup>

---

<sup>1)</sup> Het principe van FICK is alleen toepasselijk, wanneer in de longen zelf geen noemenswaardige oxydatie van in het bloed circuleerende stoffen plaats heeft. Het bestaan van een dergelijk oxydatieproces, langen tijd met klem door HENRIQUES en BOHR verdedigd, wordt thans algemeen ontkend. Ook HENRIQUES en BOHR zelf hebben de onhoudbaarheid hunner theorie toegegeven.

- 1<sup>o</sup>. O<sub>2</sub>- of CO<sub>2</sub>-gehalte van het bloed, dat door de *apulmonalis* stroomt, d.i. het *veneuze* bloed.
- 2<sup>o</sup>. O<sub>2</sub>- of CO<sub>2</sub>-gehalte van het bloed, dat door de *vpulmonalis* stroomt d.i. het *arterieele* bloed.
- 3<sup>o</sup>. De hoeveelheid O<sub>2</sub>, die per minuut wordt gebruikt, of CO<sub>2</sub>, die in denzelfden tijd wordt geproduceerd, te bepalen door onderzoek van de *gaswisseling*.

De methoden, welke berusten op het principe van FICK, zullen hier in het kort besproken worden.

De *gaswisseling*, d.w.z. de hoeveelheid O<sub>2</sub>, welke in een bepaalden tijd wordt opgenomen, en de hoeveelheid CO<sub>2</sub>, welke in dien tijd wordt afgegeven, wordt door de verschillende onderzoekers op principieel overeenkomstige wijze bepaald. De proefpersoon ademt door dubbele ventielen. Door meting van de hoeveelheid uitgeademde lucht en gasanalyse der expiratielucht is de gaswisseling eenvoudig te meten.

Het *arterieele* bloed is in evenwicht met de *alveolair lucht*. Bloed van den proefpersoon, in evenwicht gebracht met lucht van dezelfde samenstelling als zijn alveolairlucht, zal een O<sub>2</sub>- en CO<sub>2</sub>-gehalte verkrijgen, overeenkomstig aan dat van het arterieele bloed. BARCROFT (41), CHRISTIANSEN, DOUGLAS en HALDANE (44) e. a. hebben uit het onderzoek van bloed, dat in evenwicht was met lucht van verschillende samenstelling, absorptiecurven geconstrueerd, welke het verband aangeven tusschen den partiëelen CO<sub>2</sub>- en O<sub>2</sub>-druk in die lucht, en het aantal volumepercenten van deze gassen, dat in het bloed aanwezig is. Met gebruik maken van deze curven, kan de arteriële gasconcentratie direct uit de samenstelling van de alveolairlucht worden afgeleid.

Voor de bepaling van de samenstelling der *alveolair*



*lucht* zijn er twee geheel verschillende methoden, welke om den voorrang strijden. De *directe methode* van HALDANE en PRIESTLEY (49) bestaat in het kort uit het volgende. Door een diepe uitademing wordt de lucht, welke in de schadelijke ruimte der luchtwegen aanwezig is „uitgewaschen”; de laatste hoeveelheid uitgeademde lucht wordt voor onderzoek verzameld en zal de samenstelling der alveolairlucht hebben. Bij de *indirecte methode* wordt de samenstelling der alveolairlucht berekend uit de samenstelling van de uitademingslucht, de diepte van de ademhaling en de grootte van de schadelijke ruimte.

KROGH en LINDHARD (58 en 59) hebben de directe methode aan kritiek onderworpen. Zij komen tot de conclusie, dat *in rust* de samenstelling van de alveolairlucht, volgens de directe methode bepaald, overeenstemt met de werkelijke samenstelling. Tijdens *arbeid* zal dit volgens hen niet het geval zijn. In den tijd, die noodig is om de diepe uitademing te voltooien ter verkrijging der alveolairlucht, zal een stijging van het  $\text{CO}_2$ -gehalte in de alveolairlucht optreden. In rust zal dit eveneens aanwezige kleine tijdsverschil slechts een geringe fout veroorzaken. Tijdens arbeid, waarbij een snelle respiratie en circulatie optreedt, zal deze fout belangrijk zijn. Bovendien toonden KROGH en LINDHARD aan, dat de samenstelling der alveolairlucht, volgens de directe methode bepaald, sterk afhankelijk was van de diepte der voorafgaande respiraties.

Ook HOUGH (53) wijst er op dat, indien de uitademing voor het verkrijgen der alveolairlucht langer duurt dan een normale uitademing, *tijdens arbeid* belangrijke fouten kunnen optreden.



Intusschen bepleiten DOUGLAS en HALDANE (46) in een hunner laatste artikelen de juistheid der directe methode. Terwijl de beide methoden in rust goed overeenstemmen, geeft volgens hen de indirecte methode tijdens arbeid foutieve waarden. Een belangrijk voordeel der directe methode is haar groote snelheid en eenvoud. Bij de indirecte is behalve het onderzoek der ventilatie nog een bepaling van de schadelijke ruimte noodig, waarvoor KROGH en LINDHARD (58) een methode aangeven.

Voor de bepaling van het  $O_2$ - en  $CO_2$ -gehalte van het *veneuze bloed* zijn een groot aantal methoden gebruikt. Al deze methoden hebben ten doel lucht te verkrijgen, die in evenwicht is met de gasen in het veneuze bloed. Met behulp der absorptiecurven is uit de samenstelling dezer lucht, het  $O_2$  en  $CO_2$  gehalte van het veneuze bloed af te leiden.

LOEWY en v. SCHROETER (69) maakten gebruik van den tamponkatheter, door PFLÜGER reeds in dierexperimenten aangewend. Bij den proefpersoon wordt in cocaïne-anaesthesie een tamponkatheter ingebracht, die een gedeelte van de long afsluit, zoodat dit deel niet meer aan de respiratie deelneemt. De lucht van dit longgedeelte zal in evenwicht komen met het veneuze bloed. De nadeelen van deze methode liggen voor de hand. De voorafgaande cocaïne-anaesthesie en het inbrengen van den katheter kunnen een grooten invloed op den bloedsomloop van den proefpersoon uitoefenen. Voor de berekening van het slagvolume van den mensch gebruikten de schrijvers gemiddelden van de bij twaalf personen gevonden samenstelling van veneus en arterieel bloed. Ze vonden een gemiddeld minuutvolume

van 3.8 L. of bij een polsfrequentie van 70 slagen per minuut een slagvolume van 55 c.c.

PLESCH (74) ging op de volgende manier te werk. De proefpersoon ademt tweemaal uit een grooten zak, met een inhoud van  $\pm 10$  L., welke met stikstof gevuld is. Door deze respiraties wordt het  $O_2$ -gehalte van de longenlucht sterk verminderd. Daarna wordt door middel van een driewegkraan verbinding gemaakt met een kleinere zak (3 à 4 L.) waarin een halve liter stikstof is. In deze zak ademt de proefpersoon 5—15 sec. De lucht in de kleine zak zal nu volgens PLESCH een samenstelling verkrijgen, welke overeenkomt met het veneuze bloed.

PLESCH is de eerste geweest, die duidelijk uitsprak, dat de duur van de proef, welke dient om veneuze lucht <sup>1)</sup> te verkrijgen, steeds korter moet zijn dan de duur van één circulatie. Wordt de proef langer voortgezet, dan zal het  $CO_2$  gehalte van de lucht grooter worden, als met de samenstelling van het normale veneuze bloed overeenkomt.

LINDHARD (64), de methode van PLESCH besprekend, meent dat de samenstelling van de lucht in de kleine zak niet altijd die van de veneuze lucht is. De eerste voorwaarde om een goede overeenstemming in de samenstelling van de lucht in de zak en de veneuze lucht te verkrijgen, is een goede menging. KROGH en LINDHARD (57) hebben aangetoond, dat minstens drie ademhalingen van 1 Liter grootte noodig zijn om een indifferent gas voldoende met de lucht in de longen te mengen. Aan deze voorwaarde is bij de methode van PLESCH niet in alle gevallen voldaan.

---

<sup>1)</sup> De lucht welke in evenwicht is met het veneuze bloed zal ter verkorting *veneuze lucht* genoemd worden.



FRIDERICIA (48) verbeterde de methode van PLESCH. In een spirometer wordt een luchtmengsel gebracht, dat ongeveer gelijk is van samenstelling als de veneuze lucht. Na een diepe uitademing ademt de proefpersoon lucht uit den spirometer in, waarna hij den adem gedurende eenigen tijd inhoudt.

Als spirometer wordt het type van KROGH en LINDHARD (57) gebruikt, welke het mogelijk maakt de hoeveelheid ingeademde lucht en den tijd gedurende welke de lucht in de longen wordt gehouden nauwkeurig te registreeren. Voor elke bepaling worden twee proeven verricht, waarbij de samenstelling van de lucht in den spirometer zoo gekozen is, dat in de eerste proef gasen worden *opgenomen* in de long, en in de tweede *afgegeven*. Alleen die proeven worden in rekening gebracht, waarbij minder dan 1 c.c.  $\text{CO}_2$  of  $\text{O}_2$  per secunde wordt opgenomen of afgegeven.

De waarden, welke volgens de beschreven methoden voor *koolzuur-* en *zuurstofgehalte* van uitademingslucht, arterieel en veneus bloed gevonden worden, kunnen *beide* volgens het principe van FICK voor de berekening van het minuut-volume worden gebruikt. Op deze wijze worden hiervoor in *één* proef *twee* uitkomsten verkregen, welke theoretisch gelijk moeten zijn.

Intusschen kan men voor de bepaling van het minuut-volume met een van beide volstaan. Thans volgen enkele methoden, waarbij *alleen het  $\text{CO}_2$ -gehalte* van het veneuze bloed wordt bepaald.

CHRISTIANSEN, DOUGLAS en HALDANE (44) beschreven de volgende methode: De proefpersoon ademt diep uit en ademt daarna lucht in uit een zak, die lucht bevat met 6—8 %  $\text{CO}_2$ .

Nadat de adem eenige secunden is ingehouden, wordt in 2 of 3 tempo's uitgeademd. Tusschen de uitademingen wordt nog telkens eenige seconden de adem ingehouden. De laatste hoeveelheid lucht van elke uitademing wordt voor analyse opgevangen. Uit de toe- of afname van het  $\text{CO}_2$ -gehalte wordt de veneuze samenstelling bepaald.

Zooals HENDERSON en PRINCE (52) terecht opmerken, zou de eenvoudigste manier om veneuze lucht te verkrijgen hierin bestaan, dat de proefpersoon zoolang den adem inhoudt, tot de lucht in de longen de veneuze samenstelling heeft bereikt. De hiertoe benoodigde tijd is echter zoo lang, dat intusschen reeds een circulatie is voleindigd, hetgeen tot foutieve uitkomsten zou leiden (PLESCH).

Om aan deze moeilijkheid te ontkomen geven HENDERSON en PRINCE een eenvoudige oplossing. De periode, gedurende welke de adem wordt ingehouden, wordt korter genomen dan de duur van één bloedsomloop. De uitgeademde lucht wordt echter eenige malen, met tussenpoozen van eenige minuten, *opnieuw ingeademd*. Hierna zal het  $\text{CO}_2$ -gehalte van de lucht in overeenstemming komen met het veneuze gehalte. — HENDERSON en PRINCE maken dit waarschijnlijk met de volgende proef. Zij gingen uit van lucht, welke 9%  $\text{CO}_2$  bevatte; deze werd evenals in de vorige proef eenige malen gedurende 10—15 secunden in de longen gehouden. Ook nu werd na 4 à 5 perioden een constante samenstelling bereikt, welke overeenkwam met die van de vorige proef en ongeveer 6,8% bedroeg. Deze uitkomst was in ruime mate onafhankelijk van den tijd gedurende welchen de adem telkens werd ingehouden. Deze mocht varieeren tusschen 6 en 16 sec. — LAURENS (61) komt in een uitvoerig onder-



zoek tot de conclusie, dat de methode van HENDERSON en PRINCE goede resultaten oplevert.

Y. HENDERSON (50) voerde nog een belangrijke vereenvoudiging in, die de toepassing van het principe van FICK zeer vergemakkelijkt. Door CHRISTIANSEN, DOUGLAS en HALDANE (44) en anderen werd aangetoond, dat de oxygenatie van het bloed invloed uitoefent op de absorptiecurve voor  $\text{CO}_2$ . Door DOUGLAS en HALDANE (46) werd aangetoond, dat deze verhouding niet alleen geldt voor gedefibrineerd bloed in vitro, maar ook in het levende organisme. Wil dus de samenstelling van het gasmengsel, dat voor de bepaling gebruikt wordt, wat zijn  $\text{CO}_2$ -gehalte betreft juist beantwoorden aan dat van het veneuze bloed, zoo moet ook het  $\text{O}_2$ -gehalte van de lucht zoodanig geregeld worden, dat dit met de veneuze samenstelling overeenkomt.

Hierdoor wordt de bepaling van de veneuze  $\text{CO}_2$ -concentratie belangrijk bemoeilijkt. Bovendien mag voor een op deze wijze gevonden  $\text{CO}_2$ -waarde geen gebruik gemaakt worden van de  $\text{CO}_2$ -absorptiecurve, welke geldt voor bloed, dat met zuurstof volkomen verzadigd is.

HENDERSON geeft nu een methode aan, waardoor deze moeilijkheid wordt geëlimineerd. Het is niet noodig om met onze methoden te komen tot de samenstelling van de „*true venous air*”, waarin dus zoowel  $\text{CO}_2$  als  $\text{O}_2$  in evenwicht zijn met het veneuze bloed. Voor de bepaling van het minuut-volume is het voldoende, indien we het  $\text{CO}_2$ -gehalte kennen van wat hij noemt „*virtual venous air*”, d. i. lucht, die voldoende  $\text{O}_2$  bevat om het bloed te verzadigen, en genoeg  $\text{CO}_2$  om in evenwicht te zijn met het veneuze bloed. De zoo gevonden  $\text{CO}_2$ -druk, toegepast op

de  $\text{CO}_2$ -absorptiecurve voor *arterieel bloed*, geeft het juiste  $\text{CO}_2$ -gehalte van het *veneuze bloed*. Ter verklaring zegt HENDERSON hieromtrent nog: „The reasoning involved in the use of the virtual venous  $\text{CO}_2$  and the  $\text{CO}_2$ -dissociationcurve of oxygenated blood, instead of the true  $\text{CO}_2$ -tension and a corrected dissociationcurve, is essentially that occurring in a mathematical operation where a factor appears on both sides of an equation and may therefore be simply dropped out.” — Het  $\text{CO}_2$ -gehalte van de lucht, welke verkregen wordt volgens de methode van HENDERSON en PRINCE, is dat van „virtual venous air.”

Door BORNSTEIN (43) is een geheel ander principe aangegeven, om tot de bepaling van het minuutvolume te komen. — Wanneer voor een indifferent gas een drukverschil wordt tot stand gebracht tusschen *bloed* en *alveolairlucht*, dan zal gas aan de alveolairlucht worden afgegeven (of eruit opgenomen). Aannemende, dat het bloed, als het de longen verlaat, in evenwicht is met de alveolairlucht (A. en M. KROGH (55)), kan uit de, in een bepaalden tijd afgegeven (of opgenomen) hoeveelheid gas, het minuutvolume worden berekend. Dit principe is gebruikt in de volgende methoden.

BORNSTEIN werkte zelf een methode uit, waarmee geen absolute waarden voor het minuutvolume werden gevonden, doch die moest dienen voor vergelijkend onderzoek. De proefpersoon ademt in een grooten zak, die een mengsel bevat, dat rijk is aan zuurstof. In de long komt dus nu een luchtmengsel, dat arm is aan stikstof, en bij het ademen zal stikstof uit het bloed vrij komen. Deze hoeveelheid stikstof zal volgens BORNSTEIN, behalve van het minuutvolume, ook afhangen van het lichaamsgewicht en het vetgehalte



van het lichaam. Voor onderzoeken aan denzelfden proefpersoon zijn deze echter gelijk, en zal de hoeveelheid afgegeven stikstof uitsluitend afhankelijk zijn van het minuut-volume. Deze methode is gebleken onnauwkeurig te zijn, en tot groote fouten aanleiding te geven, het *principe* is echter juist en de invoering daarvan beteekende een grooten vooruitgang in de studie van de circulatie (KROGH en LINDHARD (57).

In 1911 publiceerden ZUNTZ, MÜLLER en MARKOFF (82) een voorloopige mededeeling omtrent een methode, op hetzelfde principe berustend, waarbij zij als indifferent gas niet stikstof, maar stikstofoxydule ( $N_2O$ ) gebruikten. De methode zelf was practisch onbruikbaar. ZUNTZ meende, dat de fouten grootendeels waren toe te schrijven aan een onvoldoende menging van de gassen in den spirometer<sup>1)</sup>. F. MÜLLER (71) heeft later getracht deze methode te verbeteren. In het kort bestaat de methode uit het volgende: Uitgaande van een expiratiestand van den thorax, ademt de proefpersoon 3 of 4 maal in een spirometer, welke een luchtmengsel bevat, waarin 20 %  $N_2O$  en overmaat  $O_2$  aanwezig is. De thorax wordt hierna in den uitgangsstand teruggebracht. Dit wordt bereikt, door om den thorax een gordel aan te leggen, die de bewegingen van den thoraxwand op een kymografion opschrijft. Van de laatste uitademing wordt de alveolairlucht voor onderzoek opgevangen. Hierna ademt de proefpersoon gedurende 20 secunden in een tweeden spirometer, welke een zelfde luchtmengsel bevat als de eerste. Ook deze

---

1) De techniek van deze methode is zeer gecompliceerd, hetgeen haar ongeschikt maakt voor het verrichten van bepalingen tijdens arbeid (LINDHARD 64).

periode wordt geeindigd met een uitademing tot de oorspronkelijke diepte, waarvan eveneens de alveolairlucht wordt geanalyseerd. Uit het  $N_2O$ -gehalte van spirometerlucht en alveolairlucht wordt nu de hoeveelheid  $N_2O$  berekend, welke in het bloed in 20 sec. is opgenomen. Daar het  $N_2O$ , zooals uit het onderzoek van SIEBECK (77) bleek, volgens physische wetten in het bloed oplost zonder chemische binding, is uit de hoeveelheid opgeloste  $N_2O$  te berekenen, hoeveel bloed in 20 sec. door de longen is gestroomd.

KROGH en LINDHARD (57) deelden in 1912 een methode mede, waarbij zij onafhankelijk van ZUNTZ, MÜLLER en MARKOFF het  $N_2O$  als indifferent gas gebruikten. Het principe dezer methode is het volgende:

In de longen wordt gedurende een bepaalden tijd een bekende hoeveelheid van een luchtmengsel gehouden, dat  $N_2O$  bevat. Uit het gehalte aan  $N_2O$  van het ingesloten luchtmengsel, vóór en ná de proef, kan men de hoeveelheid opgenomen  $N_2O$  berekenen, en hieruit het minuutvolume vinden.

Bij het gebruik van  $N_2O$  doet zich nog een moeilijkheid voor.  $N_2O$  wordt nl. behalve in het bloed, ook in het *longweefsel* opgenomen. Het is daarom noodzakelijk, de eigenlijke circulatieproef te laten voorafgaan door een voorbereidende proef, waarin het longweefsel met  $N_2O$  verzadigd wordt.

In een speciaal geconstrueerden spirometer (aeroplethysmograaf), die het mogelijk maakt een nauwkeurige registratie van de hoeveelheid ingeademd gas te verkrijgen, wordt een gasmengsel gebracht, dat 10—25 %  $N_2O$  bevat en 20—25 %  $O_2$ . — Na een diepe expiratie ademt de proefpersoon zoo diep mogelijk in uit den spirometer en houdt den adem 10—15 sec. in, teneinde het longweefsel met  $N_2O$  te ver-



zadigen. — De proefpersoon expireert daarna  $\pm 1$  liter; van deze expiratie wordt alveolair lucht voor onderzoek opgevangen. De adem wordt nu weer 6—25 sec. ingehouden en daarna maximaal uitgeademd. Ook van deze laatste uitademing wordt alveolairlucht genomen ter analyse. — Vóór deze circulatieproef wordt met behulp van denzelfden spirometer, die gevuld wordt met 10—15 % waterstof een bepaling van de residulucht verricht (KROGH en LINDHARD (58)). Uit de hoeveelheid ingeademde lucht en de grootte van de residulucht is bekend hoeveel lucht gedurende de proef in de longen aanwezig is, terwijl het onderzoek van de alveolairlucht gegevens verstrekt omtrent het  $N_2O$ - en  $O_2$ -gehalte van deze lucht voor en na de proef. Hieruit is de hoeveelheid opgenomen  $O_2$  en  $N_2O$  te berekenen.

De hier beschreven „*residual method*” is later vervangen door de „*equilibrium method*”, die alleen in de voorbereidende proef gewijzigd is. Uitgaande van een middenstand van den thorax, maakt de proefpersoon drie minstens 1 liter diepe ademhalingen. Van de laatste uitademing wordt alveolairlucht voor onderzoek opgevangen (LINDHARD (65)).

Aan de *circulatieproef* dient een *respiratieproef* vooraf te gaan, waarbij het  $O_2$ -gebruik wordt bepaald onder omstandigheden, die gelijk zijn aan die tijdens de circulatieproef. De hoeveelheid opgenomen  $O_2$  blijkt bij de circulatieproef steeds *belangrijk groter* te zijn dan in dit voorafgaande respiratie-experiment. KROGH en LINDHARD schrijven dit verschijnsel toe aan een toename van de circulatie tijdens de proef. Zij meenen, dat het  $O_2$ -gehalte van veneus en arterieel bloed tijdens de proef practisch constant is; het minuutvolume moet dan evenredig zijn met het  $O_2$ -gebruik.

De in het circulatie-experiment gevonden waarde voor het minuutvolume moet daarom volgens hen *gereduceerd* worden tot een waarde, welke overeenkomt met het  $O_2$ -gebruik, dat tijdens de respiratieproef gevonden is.

Met behulp van deze methode zijn een zeer groot aantal onderzoeken verricht door KROGH, LINDHARD, BOOTHBY, LUNDSGAARD e. a., die belangrijke uitkomsten hebben opgeleverd omtrent de grootte van de circulatie onder zeer uiteenlopende voorwaarden.

Intusschen is ook deze methode niet zonder kritiek gebleven. SONNE (78) maakt erop opmerkzaam, dat de menging van het  $N_2O$ -mengsel met de lucht in de longen niet altijd voldoende is, hetgeen hij met speciale proeven aantoonst. TIGERSTEDT (80) heeft ernstige bezwaren aangevoerd tegen de door KROGH en LINDHARD uitgevoerde *reductie*. Deze reductie gaat van de veronderstelling uit, dat de bloedhoeveelheid, welke de longen moet passeeren om 100 c.c.  $O_2$  op te nemen, steeds even groot is (*Stroom-aequivalent*, LUNDSGAARD (70)). TIGERSTEDT heeft nu uit gegevens van LUNDSGAARD en BOOTHBY dit stroomaequivalent berekend. Bij LUNDSGAARD was het gemiddelde van 24 bepalingen 1.63 met een minimum 1.29 en maximum 1.90. Bij BOOTHBY werd van 26 bepalingen een gemiddelde gevonden van 1.34 met een minimum 0,82 en maximum 2.06. De waarden van het stroomaequivalent varieeren dus zeer sterk, ook bij hetzelfde individu. Hieruit is dus te concluderen, dat een dergelijke reductie niet gerechtigd is <sup>1)</sup>.

<sup>1)</sup> Ook in de door LINDHARD (67) onlangs gepubliceerde vereenvoudiging van de  $N_2O$ -methode wordt het stroomaequivalent als constant aangenomen, hetgeen volgens de uiteenzettingen van TIGERSTEDT niet gerechtigd is.



HENDERSON (51) heeft reeds voor ZUNTZ, MÜLLER en MARKOFF en KROGH en LINDHARD een poging gedaan om  $N_2O$  voor bepaling van het minuutvolume te gebruiken. „In these experiments”, zegt HENDERSON, „it was found that marked functional disturbances of an obscure character in respect to the absorption of oxygen occurred, and that the results obtained were subject to so much doubt and error, that the method was not developed.”

Tenslotte wijst HENDERSON op de mogelijkheid van een pharmakologische werking van  $N_2O$ , waarvan nog slechts weinig bekend is <sup>1)</sup>.

## § 2. Keuze der methode.

Door LINDHARD (67) zijn tegen het principe van FICK de volgende bezwaren geopperd:

1<sup>o</sup>. De absorptiecurve voor  $CO_2$  van bloed is voor verschillende individuen niet identiek, en moet dus voor iederen proefpersoon afzonderlijk bepaald worden.

2<sup>o</sup>. Door de verschillende methoden ter bepaling der veneuze  $CO_2$ -concentratie kan een *onberekenbare* invloed op de circulatie worden uitgeoefend.

3<sup>o</sup>. De waarden voor alveolaire en veneuze  $CO_2$ -concentratie en voor de  $CO_2$ -productie, worden *na elkaar* verkregen en *niet gelijktijdig*.

Wat het *eerste* bezwaar betreft, waarop ook reeds BARCROFT en HILL (42) wezen, Y. HENDERSON (50) merkt hierover op, dat de verschillen in de absorptiecurven voor

<sup>1)</sup> PEEMÖLLER (73) toonde aan, dat de bloedsdrukstijging, welke regelmatig bij inwerking van hoogfrequente stroomen optreedt, het gevolg is van het inademen van  $N_2O$ -houdende lucht. Dit  $N_2O$  ontstaat bij de elektrische ontladingen.

verschillende individuen hoofdzakelijk *niveauverschillen* zijn. Voor de bepaling van het minuutvolume is echter de *helling* der curve, in het gebied van 35—60 mm Hg CO<sub>2</sub>-druk, het meest belangrijk. Deze verschilt in de verschillende gepubliceerde curven slechts weinig. De fout, die gemaakt wordt bij het gebruik van dezelfde curve voor verschillende individuen, zal dus slechts gering zijn.

Omtrent het *tweede* bezwaar meent LINDHARD, dat de door hem voorgestane N<sub>2</sub>O-methode wel eveneens een beïnvloeding der circulatie ten gevolge heeft, dat deze echter door de reeds beschreven reductie in rekening kan worden gebracht. In verband met de berekeningen van TIGERSTEDT blijkt deze reductie echter zeer onbetrouwbare resultaten te geven. Deze onberekenbare beïnvloeding der circulatie door de methode is dus een nadeel, dat voor alle beschreven methoden geldt.

Wat het *derde* bezwaar aangaat, dit geldt voornamelijk bij onderzoek van een niet-stationnaire toestand; intusschen is de samenstelling van de alveolairlucht ook in rust aan wisselingen onderhevig (STENSTRÖM en LILJESTRAND (79)). Deze fout is te verkleinen door een vergrooting van het aantal bepalingen en het varieeren van de volgorde, waarin de drie gegevens, welke voor de berekening van het minuutvolume nodig zijn, worden bepaald.

In eenige onderzoeken werden de uitkomsten vergeleken, welke voor het minuutvolume van denzelfden persoon werden gevonden, wanneer dit op 2 methoden werd bepaald, die respectievelijk op het principe van FICK en van BORNSTEIN berusten. FRIDERICIA (48) bepaalde van 2 proefpersonen het minuutvolume volgens twee verschillende methoden, nl. met



de methode van KROGH en LINDHARD en een methode volgens het principe van FICK, waarbij de alveolaire samenstelling direct bepaald werd, (HALDANE—PRIESTLEY) en de veneuze lucht werd bepaald volgens de eigen methode van FRIDERICIA. LILJESTRAND en LINDHARD (62) bepaalden de samenstelling der veneuze lucht met de methode van FRIDERICIA, terwijl de alveolaire samenstelling langs indirecten weg werd bepaald. De hieruit berekende minuutvolumina werden vergeleken met de uitkomsten, welke de methode van KROGH en LINDHARD opleverde. In beide gevallen werd een zeer goede overeenstemming verkregen.

SANDIFORD en BOOTHBY (76) bepaalden bij eenige proefpersonen het  $\text{CO}_2$ -gehalte van de veneuze lucht volgens de methode van CHRISTIANSEN, DOUGLAS en HALDANE. Uit bepalingen van het minuutvolume volgens KROGH en LINDHARD werd de samenstelling van de veneuze lucht berekend. De direct bepaalde, en de berekende  $\text{CO}_2$ -concentratie van de veneuze lucht bleken zeer goed overeen te stemmen.

Op grond van bovenstaande beschouwingen en onderzoekingen meen ik te mogen besluiten, dat verschillende methoden voor de bepaling van het minuutvolume, wat de betrouwbaarheid der uitkomsten betreft, ongeveer gelijkwaardig zijn. Ook LINDHARD (67) komt tot een dergelijke conclusie: „All observers have, notwithstanding the method employed obtained results of the same order of magnitude; it is therefore not essential which method is employed. The choice of method is mainly a matter of convenience.”

Een van de voornaamste eischen, welke aan de door mij gebruikte methode moest worden gesteld, was de *snelheid*

waarmee de bepaling (met voldoende nauwkeurigheid) kon worden verricht. Van denzelfden proefpersoon moest direct na elkaar een bepaling worden gedaan van het minuut-volume in staande en liggende houding. Nadat de proefpersoon dan gedurende eenigen tijd spierarbeid had verricht, moest weer een bepaling in staande en liggende houding plaats hebben. Deze bepalingen moeten twee aan twee *zo snel mogelijk* op elkaar volgen teneinde vergelijkbare waarden te verkrijgen.

De methode van Y. HENDERSON en PRINCE bleek voor dit onderzoek zeer geschikt. De duur van de bepaling kon nog belangrijk worden verkort, door een bijzondere manier, waarop het  $\text{CO}_2$ -gehalte van de lucht bepaald werd, en welke in § 3 eerst besproken zal worden, alvorens tot de beschrijving van den gang van het onderzoek over te gaan.

§ 3. *Physische methode voor de bepaling van het  $\text{CO}_2$ -gehalte van de lucht* (NOYONS).

NOYONS (72) heeft onlangs een physische methode beschreven voor het bepalen van  $\text{CO}_2$  in lucht. Deze methode berust voornamelijk op het verschil in warmte-afgifte van een verwarmden draad aan verschillende gassen.

Twee dunne platinadraden zijn ieder geplaatst in de as van een buis. Deze draden zijn opgenomen in twee takken van een brug van WHEATSTONE, waarvan de twee andere takken worden gevormd door twee weerstanden. Door deze opstelling wordt een zwakke electrische stroom geleid; met een tusschengeschakelden fijnen regelweerstand is het mogelijk den in de brug van WHEATSTONE opgenomen



galvanometer op zijn nulstand te brengen. Wanneer beide buizen identiek zijn, en hetzelfde gas bevatten, dan zal aan beide zijden een even groot warmteverlies plaats hebben en de temperatuur van de beide draden zal gelijk zijn. Zoodra echter in een van de beide buizen een gas wordt gebracht, dat de warmte in meerdere of mindere mate afvoert, dan zal een temperatuursverandering in dezen draad optreden. Deze heeft wederom een veranderden weerstand van den platinadraad tengevolge, en daardoor tevens een uitslag van den galvanometer.

Prof. NOYONS was zoo welwillend een van de door hem geconstrueerde, op dit principe berustende instrumenten tot mijne beschikking te stellen <sup>1)</sup>. Dit apparaat bestaat uit vier dikwandige koperen buizen van 40 cM. lengte en met een lumen van 6 mM. Aan de onderzijde staan deze buizen twee aan twee met elkaar in verbinding, zoodat twee naast elkaar staande U-buizen worden verkregen. In de as van elk dezer U-buizen is een platinadraad gespannen, dik  $30 \mu$ , die geïsoleerd door den kop van het apparaat is gebracht. De weerstand van ieder dezer draden is  $\pm 100$  Ohm. In het voetstuk loopt elke draad over twee geïsoleerde katrolletjes. Het lumen der vier buizen kan aan de bovenzijde met één enkele kraan geopend of gesloten worden.

De opstelling is verder uit het schema (fig. 4) te zien.

Hierin stelt K den katharometer voor, bestaande uit 2 U-vormige buizen  $U_1$  en  $U_2$ . Hierin zijn uitgespannen de

<sup>1)</sup> Dit apparaat is eenigzins afwijkend van het in het Arch. Néerl. de Physiol. beschreven toestel; het is in navolging van SHAKESPEAR, die een soortgelijk instrument beschreef, *katharometer* genoemd.

platinadraden A en B, met behulp van de veertjes  $V_1$  en  $V_2$ . De stroom wordt geleverd door de batterij B, met een spanning van 12 Volt. W is een weerstand, die dient om de stroomsterkte in het apparaat te regelen. M is een milliampèremeter, waardoor deze stroomsterkte wordt gemeten.  $R_1$  en  $R_2$  zijn vaste weerstanden van  $\pm 100$  Ohm. G is een wijzergalvanometer. Is in beide buizen atmosferische lucht

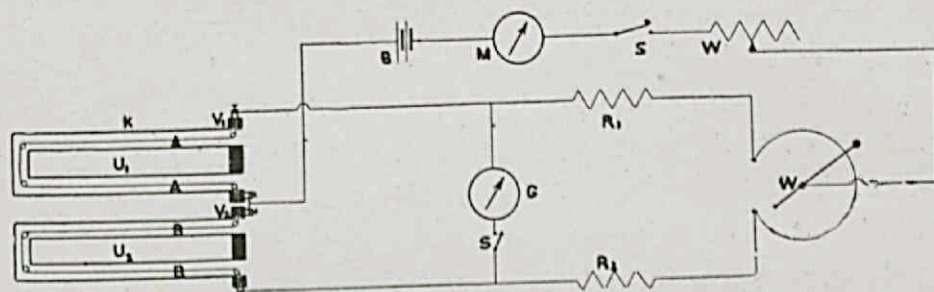


Fig. 4. Schema van de opstelling voor de physische bepaling van het  $\text{CO}_2$ -gehalte inademslucht (NORONS).

aanwezig, dan kiest men den weerstand W zoodanig, dat de galvanometer stroomloos is.

Wordt de in buis  $U_1$  aanwezige atmosferische lucht vervangen door een  $\text{CO}_2$ -rijke lucht, dan zal de temperatuur van draad A stijgen, daar  $\text{CO}_2$ -houdende lucht minder warmte afvoert dan  $\text{CO}_2$ -vrije lucht. Daar de warmteafgifte aan zuurstof en stikstof slechts weinig verschilt, zal een eventueel gewijzigd gehalte aan  $\text{O}_2$  of  $\text{N}_2$  geen invloed hebben op den uitslag van den galvanometer.

De galvanometeruitslag is een maat voor het  $\text{CO}_2$ -gehalte van de lucht. Door onderzoek van luchtmengsels met een bekend  $\text{CO}_2$ -gehalte is voor het apparaat, voor een bepaalde



stroomsterkte, een ijkingskromme te construeeren, die het verband voorstelt tusschen galvonometeruitslag en  $\text{CO}_2$ -gehalte, *geldig voor de gebruikte opstelling*.

Bij de  $\text{CO}_2$ -bepalingen in ademlucht geeft echter de hierin aanwezige waterdamp nog eenige moeilijkheden. De ademlucht is verzadigd met waterdamp bij een temperatuur van  $37^\circ \text{C}$ . Wordt deze lucht nu gebracht in één van de buizen van den katharometer, terwijl aan de andere zijde atmosferische lucht aanwezig is, dan zal de galvanometer een uitslag verkrijgen, die niet alleen het gevolg is van het  $\text{CO}_2$ -gehalte van de lucht eenerzijds, doch tevens van het grootere waterdampgehalte in de ademlucht. Dat deze invloed werkelijk belangrijk is, blijkt uit het volgende experiment. Ademlucht wordt opgevangen in een gummiballon. Hiervan wordt elke 1.5 minuut 100 c.c. met een LUER'sche spuit afgenomen. De galvanometeruitslag bleek nu telkens te verminderen. Ter toelichting diene de volgende proef.

*Ademlucht; elke 1.5 minuut  $\text{CO}_2$ -bepaling.*

|           |               |                     |       |
|-----------|---------------|---------------------|-------|
| ademlucht | direct . .    | galvanometeruitslag | 58.5  |
| "         | na 1.5 minuut | "                   | 56.5  |
| "         | na 3 minuten  | "                   | 54.5  |
| "         | na 4.5 minuut | "                   | 54.0. |

Deze vermindering werd aanvankelijk toegeschreven aan een absorptie van  $\text{CO}_2$  in het caoutchouc van den ballon. Door chemische analyse bleek echter, dat het  $\text{CO}_2$ -gehalte van ademlucht in dezen ballon opgevangen en gedurende  $\pm 20$  minuten bewaard, geen noemenswaardige wijziging onderging.

Het vermoeden rees nu, dat deze vermindering van den

galvanometeruitslag was toe te schrijven aan het langzamerhand condenseeren van waterdamp uit de ademplucht. Dit vermoeden werd bevestigd door de volgende proef. Ademplucht wordt opgevangen in een gummiballon. Een monster hiervan wordt in den katharometer onderzocht. Direct daarna wordt de lucht snel afgekoeld door een waterstraal, welke gedurende eenige oogenblikken op de buitenzijde van den ballon stroomt. Daarna wordt weer bepaald welken galvanometeruitslag deze lucht veroorzaakt. Tevens wordt een chemische analyse van deze lucht verricht. In de ijkinglijn, welke gevonden wordt door onderzoek van  $\text{CO}_2$ -houdende lucht, gemaakt door het mengen van lucht met  $\text{CO}_2$  uit een cylinder in bekende verhouding, wordt opgezocht met welken uitslag van den galvanometer dit  $\text{CO}_2$ -gehalte overeenkomt. De volgende proef dient als toelichting.

|                                                                                     |       |
|-------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| <i>Ademluchtuitslag galvanometer direct . .</i>                                     | 56.5. |
| " " " na koelen                                                                     | 50.5. |
| chemische samenstelling 6.76 % CO <sub>2</sub> , volgens<br>ijkingskromme . . . . . | 50.6. |

Door deze afkoeling werd, zooals uit dit voorbeeld blijkt, een goede overeenstemming tusschen chemische en physische  $\text{CO}_2$ -bepaling bereikt, en werden de fouten vermeden, welke door den in ademplucht aanwezige waterdamp worden veroorzaakt.

NOYONS gebruikt een andere methode om deze moeilijkheid te ontgaan. De te onderzoeken lucht wordt in *beide* U-buizen van den katharometer gebracht, aan de *eene zijde* passeert de lucht echter een absorptievat met *natronkalk*.



De lucht, die aan de andere zijde komt, passeert een gelijkvormig vat, dat met glaskralen gevuld is. Op deze wijze zou beiderzijds lucht van *dezelfde samenstelling* aanwezig zijn, die alleen daarin verschilt, dat ze *eenerzijds CO<sub>2</sub>-vrij* is en *anderzijds CO<sub>2</sub>-houdend*. De ijking van het dusdanig opgestelde apparaat met behulp van lucht, waaraan een bekend percentage CO<sub>2</sub> is toegevoegd, leverde als betrekking tusschen CO<sub>2</sub>-gehalte en galvanometeruitslag een rechte lijn op.

Afgezien van de technische moeilijkheid om kleine hoeveelheden lucht (100 c.c.) in een absorptievat van kleine schadelijke ruimte afdoende van CO<sub>2</sub> te bevrijden, zal deze methode bij het onderzoek van *ademplucht* nog een bezwaar met zich kunnen brengen. De lucht, welke de natronkalk passeert zal, veel minder waterdamp bevatten, dan de lucht, welke aan de andere zijde in het apparaat komt <sup>1)</sup>. Bij ijking met mengsels van kamerlucht en CO<sub>2</sub> zal deze fout niet tot uiting komen, omdat het waterdamp-gehalte van de kamerlucht slechts betrekkelijk gering is. Het onderzoek van ademplucht zou echter foutieve resultaten kunnen opleveren. Deze zijn vast te stellen door een vergelijking der galvanometeruitslagen met chemische CO<sub>2</sub>-bepalingen in ademplucht.

Het is gebleken, dat afkoeling van de lucht tot kamertemperatuur, voordat deze in den katharometer wordt gebracht, voldoende was om de fouten, welke eventueel door den waterdamp kunnen ontstaan, te elimineeren. Dit is in alle bepalingen verricht, door vóór de U-buis van den

---

<sup>1)</sup> De verzadigingsdruk van waterdamp is boven een geconcentreerde oplossing van NaOH aanzienlijk kleiner dan boven water.

katharometer een dunwandige spiraalvormige glasbuis te plaatsen, welke staat in water van 10—12° C.

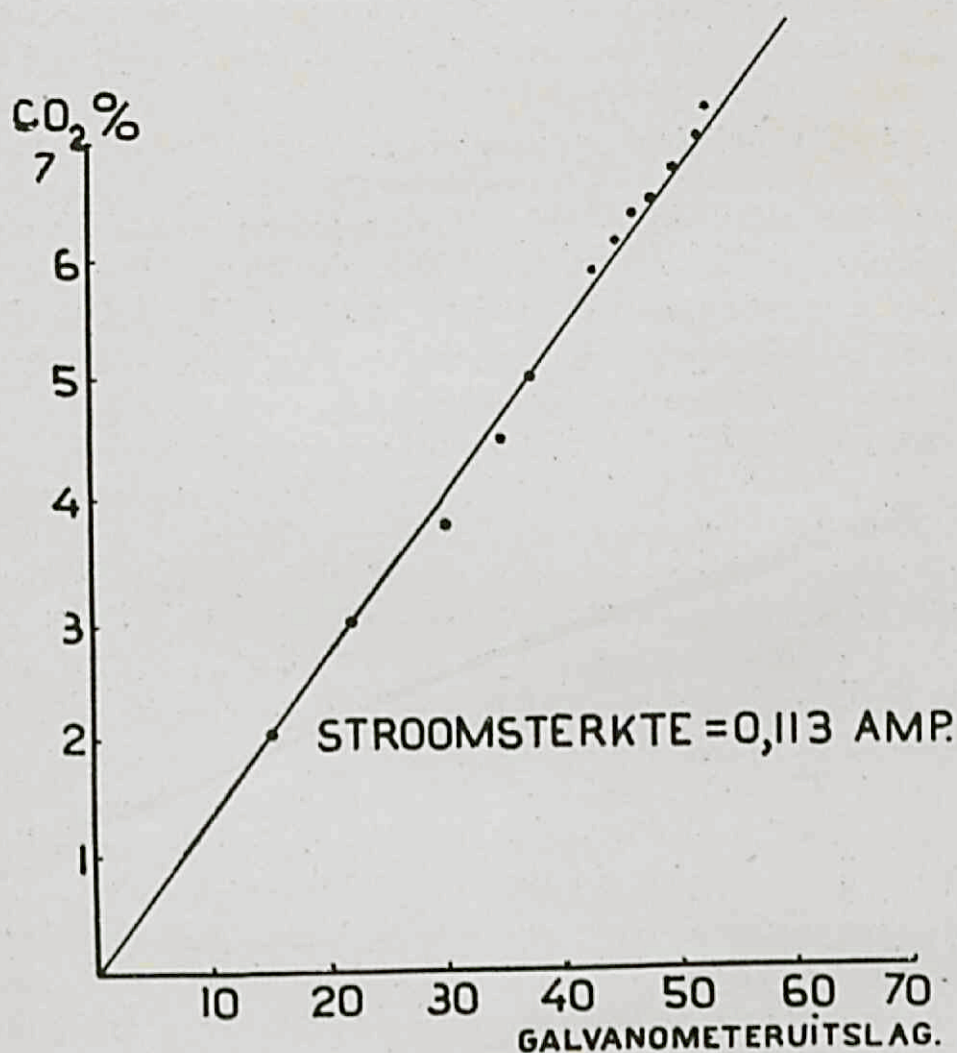


Fig. 5. Verband tusschen galvanometeruitslag en CO<sub>2</sub>-gehalte.

De ijking met luchtmengsels van een bekend CO<sub>2</sub>-gehalte



gaven als betrekking tusschen galvanometeruitslag en koolzuurpercentage een rechte lijn (fig. 5). De volgens deze lijn bepaalde  $\text{CO}_2$ -concentratie bleek overeen te stemmen met de chemische bepaling van het  $\text{CO}_2$ -gehalte.

#### § 4. *Beschrijving der gevolgde methode.*

Voor de bepaling van het minuutvolume werd het principe van FICK gebezigd. Alle koolzuurbepalingen werden verricht met de in § 3 beschreven physische methode van NOYONS, welke het mogelijk maakt een aantal bepalingen in zeer korten tijd te verrichten.

De *koolzuurproductie* werd op de volgende manier bepaald: De proefpersoon ademt door ventielen van LOVÉN—KROGH. De neus is met een neusklem gesloten. Aan het uitademingsventiel is een caoutchouc buis bevestigd, welke over den schouder van den proefpersoon hangt. De man ademt hierdoor in de vrije lucht, tot dat hij aangepast is aan de gewijzigde omstandigheden. Daarna wordt de uitademingslucht opgevangen in een gummiballon met een inhoud van 4 liter. Aan het begin van een inspiratie wordt de volkomen ledig gedrukte ballon met behulp van een kort, 18 m.m. wijd glasbuisje, aan de uitademingsbuis aangesloten<sup>1)</sup>. Op dit oogenblik wordt een aftikhorloge in gang gebracht. Zoodra de ballon gevuld is, wordt deze verwijderd en het horloge gelijktijdig gestopt. Door kneden wordt de lucht in den ballon gemengd. Met een spuit wordt door een in

---

<sup>1)</sup> Lekken wordt voorkomen door het inwrijven van de binnenzijde van de gummislang met glycerine.

den ballon aanwezig ventielbuisje 100 c.c. lucht uitgezogen en voor de  $\text{CO}_2$ -bepaling in den katharometer gebracht. Uit den tijd, welke noodig is om den ballon te vullen, en het  $\text{CO}_2$ -gehalte van de lucht, is de  $\text{CO}_2$ -productie per minuut te berekenen.

Het  *$\text{CO}_2$ -gehalte der alveolairlucht* werd bepaald volgens de directe methode van HALDANE—PRIESTLEY. Hiertoe werd gebruik gemaakt van een glazen buis van 2 M. lengte en 2 c.m. inwendigen diameter. 5 c.m. van het mondstuk af is een klein, kort zijbuisje aangebracht van 4 m.m. diameter, waaraan een kort gummislangetje is bevestigd. De buis is aan een statief draaibaar opgehangen. De proefpersoon ademt rustig, en houdt het mondeinde van de buis in de linkerhand gereed. *Na een inspiratie* van normale diepte wordt de buis in den mond genomen, zoo snel mogelijk maximaal uitgeademd en daarna het lumen van de buis met de tong goed afgesloten. Aan het einde van deze exspiratie wordt het aanzetstuk van de Luer'sche spuit aan het gummislangetje bevestigd en wordt 100 c.c. alveolairlucht uitgezogen, welke direct in den katharometer wordt geanalyseerd.

Wil men de juiste samenstelling van de alveolairlucht kennen, dan moet volgens HALDANE en PRIESTLEY een tweede proef worden verricht, waarbij de diepe uitademing plaats heeft *na een exspiratie* van normale diepte. Hierbij zal een hoger  $\text{CO}_2$ -gehalte gevonden worden.

Bij de door mij genomen proeven is hiervan afgezien, daar bij het voorbereidend onderzoek bleek, dat deze wijze van ademen voor de proefpersonen moeilijkheden opleverde, zoodat de getallen met een te groote fout behept waren.



De door mij opgegeven waarden voor het  $\text{CO}_2$ -gehalte van de alveolairlucht zijn dus allen *te laag*. Waar het doel van de onderzoekingen echter was, *de verhoudingen* van het minuutvolume vast te stellen tusschen staande en liggende houding, vóór en na het verrichten van arbeid, en de *absolute grootte* daarvan *van ondergeschikt belang* was, meende ik hierin geen bezwaar te moeten zien.

Het  $\text{CO}_2$ -gehalte van de veneuze lucht (*virtual venous air*) werd bepaald volgens de methode van HENDERSON en PRINCE. Na een diepe respiratie ademt de proefpersoon uit in een gummiballon. De neus wordt met een neusklem gesloten. De proefpersoon ledigt de longen zoover mogelijk, ademt de lucht uit den ballon in, houdt deze 10—15 sec. in de longen, en ademt ze daarna weer in den ballon uit. Deze bewerking wordt driemaal met tusschenpoozen herhaald. — De samenstelling beantwoordt nu, wat het koolzuurgehalte betreft, aan die van het veneuze bloed. Deze *voorbereidende ademhalingen* werden verricht vóór het begin van het eigenlijke experiment. — Tijdens de proef zelf kon nu elke hernieuwde ademhaling op de boven omschreven manier direct voor analyse gebruikt worden. Door deze indeeling nam de bepaling van het  $\text{CO}_2$ -gehalte van de veneuze lucht tijdens de circulatieproef minder tijd in beslag.

De volgorde waarin de 3 factoren, waaruit het minuutvolume moet worden berekend, werden bepaald, werd bij de verschillende proeven herhaaldelijk gevariëerd, waardoor een systematische beïnvloeding van deze factoren onderling vermeden wordt.

De berekening van het minuutvolume uit de bovengenoemde gegevens geschiedt als volgt: Uit het  $\text{CO}_2$ -gehalte

van alveolair- en veneuze lucht wordt de partieele  $\text{CO}_2$ -druk berekend, waarbij rekening wordt gehouden met het feit, dat de ademlucht bij  $37^\circ \text{C}$ . verzadigd is met waterdamp, waarvan de dampspanning 47 m.m. Hg. bedraagt. De hoeveelheid  $\text{CO}_2$ , welke bij de gevonden drukken in arterieel bloed oplost bij  $37^\circ$ , wordt ontleend aan de tabel, welke HENDERSON (50) berekende uit de absorptiecurve van  $\text{CO}_2$  volgens DOUGLAS en HALDANE. Het verschil van de twee gevonden waarden geeft de hoeveelheid  $\text{CO}_2$  aan, welke door 100 c.c. bloed in de longen wordt afgegeven. Uit deze hoeveelheid, en de  $\text{CO}_2$ -productie per minuut, is het minuutvolume van het hart te berekenen. — Als voorbeeld eener bepaling diene het volgende proefverslag:

Datum 26.2.23 2.30 n.m.

Proefpersoon Z.

Staande houding.

Barometerstand 765 m.m. Hg.

Ventilatie: 4000 c.c. in 30 sec.

$\text{CO}_2$  gehalte  $3.35\%$  = 266 c.c.  $\text{CO}_2$  p. min.

Veneuze lucht  $6.75\%$ ;  $6.50\%$ ;  $6.60\%$  = gemiddeld  $6.62\%$   $\text{CO}_2$

Alveolairlucht  $5.20\%$ ;  $5.23\%$  = "  $5.22\%$   $\text{CO}_2$

Ventilatie: 4000 c.c. in 28 sec.

$\text{CO}_2$  gehalte  $2.88\%$  = 248 c.c.  $\text{CO}_2$  p. min.

$\text{CO}_2$  productie gemiddeld = 257 c.c. p. min.

Part.  $\text{CO}_2$  druk ven. lucht =  $6.62 \times (765 - 47) = 47.5$  m.m. Hg

" " " alv. " =  $5.22 \times (765 - 47) = 37.5$  m.m. Hg

Bij  $37^\circ \text{C}$ . en 47.5 m.m. Hg lossen in

arter. bloed op . . . . . 55.07 vol.  $\%$   $\text{CO}_2$

Bij  $37^\circ \text{C}$ . en 37.5 m.m. Hg lossen in

arter. bloed op . . . . . 50.35 vol.  $\%$   $\text{CO}_2$

$\text{CO}_2$  afgifte per L. 47.2 c.c.



$$\text{Minuutvolume } \frac{257}{47.2} = 5.5 \text{ liter.}$$

Gemiddelde polsfrequentie tijdens proef = 70.

$$\text{Slagvolumen } \frac{5500}{70} = 79 \text{ c.c.}$$

§ 5. *Onderzoek van het minuut- en slagvolume in rust en na arbeid in staande en liggende houding.*

Van 12 proefpersonen werd het minuutvolume bepaald in staande en liggende houding. De proefpersoon stond op een wip. Het CO<sub>2</sub>-gehalte van alveolairlucht en veneuze lucht en de CO<sub>2</sub>-productie werden telkens direct na elkaar in staande en liggende houding onderzocht. Van elk dezer factoren werd een dubbelbepaling verricht, in enkele gevallen werden drie bepalingen gedaan. De liggingsveranderingen werden met de wip tot stand gebracht; de proefpersoon was volkomen passief. Voor dat deze bepaling begon, werd, terwijl de man rustig zat, eenige malen de polsfrequentie bepaald. Met de circulatieproef werd eerst begonnen, nadat gebleken was dat de polsfrequentie stationnair was. Tijdens de proef werd, zoowel in staande als liggende houding eenige malen de polsfrequentie bepaald, teneinde uit het bepaalde minuutvolume het slagvolume te kunnen berekenen.

Na deze proef werd door den proefpersoon *spierarbeid* verricht. Om redenen van voornamelijk practischen aard werd hiervoor schermen gekozen. Hierbij wordt in een korten tijd een groote arbeidshoeveelheid geleverd; de arbeid vereischt geen enkel instrumentarium, en was ge-

bleken de in Hoofdstuk I beschreven verschijnselen zeer duidelijk te veroorzaken <sup>1)</sup>.

Na den arbeid moest nu wederom, op gelijke wijze als in rust, een bepaling van het minuutvolume in staande en liggende houding worden verricht. *Direct* na den arbeid was echter een bepaling van het minuutvolume met de door mij gevolgde methode niet mogelijk, daar dan *geen stationnaire toestand* bestaat (zie § 2). Bij het onderzoek bleek echter, dat ongeveer 10—15 minuten na het eindigen van het schermen, wat circulatie- en ventilatie-grootte betreft, een vrijwel stationnaire toestand werd bereikt. Ook de polsfrequentie daalt na den arbeid snel, en is na 10—15 minuten stationnair.

KROGH en LINDHARD (60) vonden dat de *ventilatie* na het einde van den arbeid bij normale proefpersonen in 10—15 minuten weer ongeveer tot de rustwaarde was genaderd. Uit een grafiek van LINDHARD (67) blijkt eveneens dat *ventilatie* en *circulatie*  $\pm$  10 minuten na het beeindigen van den arbeid weer tot de rustwaarden genaderd zijn en vrijwel stationnair blijven.

Om deze reden werd dus de bepaling van het minuutvolume *na den arbeid* eerst begonnen  $\pm$  15 minuten na het beeindigen van den arbeid <sup>2)</sup>.

Een overzicht van de door mij verrichte bepalingen is in tabel V samengesteld.

---

<sup>1)</sup> Behalve *spierarbeid* wordt bij het schermen ook *psychischen arbeid* verricht. Deze zal mogelijk eenige invloed uitoefenen op de bloedsverdeeling in het lichaam. Deze invloed zal echter klein zijn vergeleken bij die, welke de zeer intensieve spierarbeid uitoefent.

<sup>2)</sup> Deze tijd werd benut voor het electrocardiografisch onderzoek, dat in Hoofdstuk III is medegedeeld.



Reeds in § 4 werd er op gewezen, dat de absolute grootte van de gevonden minuutvolumina onjuist is; de opgegeven

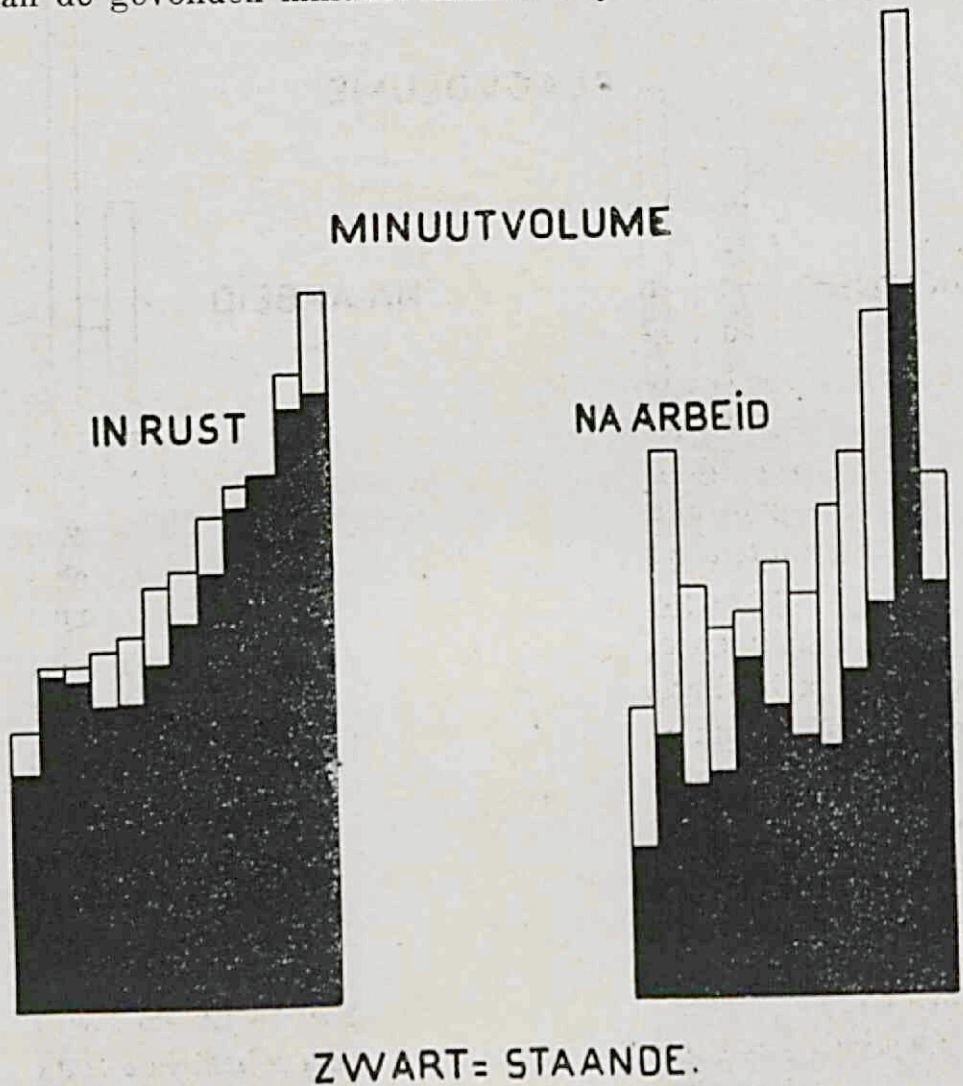


Fig. 6.

waarden zullen te laag zijn. Voor het doel van dit onderzoek had dit echter weinig beteekenis. De vraag toch die langs

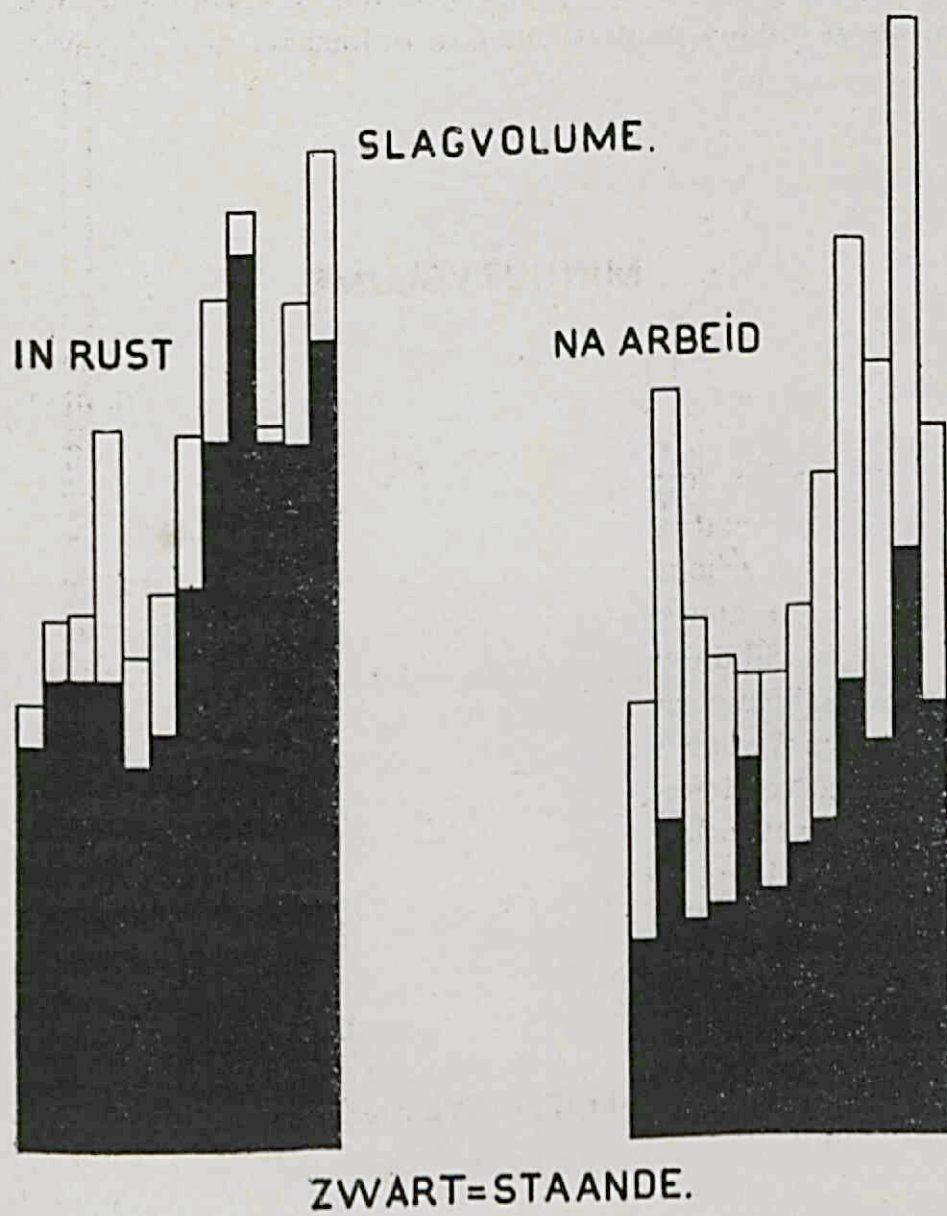


Fig. 7.



den in dit hoofdstuk gevolgden weg moest worden beantwoord, was deze: Treden er bij den overgang van staande in liggende houding verschillen op in minuut- en slagvolume van het hart; hoe groot zijn deze, en worden ze beïnvloed door het voorafgaan van spierarbeid?

Zooals reeds medegedeeld is, vond LINDHARD (65) in rust een vermindering van minuut- en slagvolume in staande houding. Uit de door mij verkregen resultaten blijkt, dat bij alle proefpersonen een afname van het minuutvolume optreedt bij den overgang van liggende in staande houding; gemiddeld bedraagt deze  $\pm 10\%$ . Het slagvolume ondergaat in deze houding een vermindering van  $\pm 15\%$ .

Na het verrichten van arbeid (30—45 minuten schermen), waren deze verhoudingen zeer belangrijk gewijzigd. Thans bedroeg de afname van het minuutvolume in staande houding  $\pm 40\%$ , terwijl die van het slagvolumen  $\pm 50\%$  bedroeg. De door deze cijfers weergegeven veranderingen blijken duidelijk uit fig. 6 en 7, waarin een grafische voorstelling wordt gegeven van de gevonden waarden voor minuut- en slagvolume <sup>1)</sup>. Hierin is met *zwart* aangegeven het minuut- en slagvolume in *staande* houding. De toename, welke deze ondergaan bij den overgang van staande naar *liggende* houding, is aangegeven met het opplaatsen van een *witten* rechthoek.

Vergelijken we in deze figuren minuut- en slagvolume *in rust* en *na arbeid* dan valt nog een verandering in het oog. Terwijl deze namelijk in liggende houding slechts betrekkelijk weinig verschillen, blijkt dat *minuut- en slag-*

---

1) De volgorde van links naar rechts is opklimmend naar de grootte van het minuutvolume in liggende houding in rust.

*volume na den arbeid in staande houding belangrijk kleiner zijn dan in rust.*

In denzelfden zin wijzen waarnemingen van ZUNTZ en NICOLAI (83), DIETLEN en MORITZ (45) en KATZ en LEYBOFF (54) welke bij Röntgendoorlichting een verkleining van de hartschaduw na arbeid waarnamen.

Een nadere beschouwing van de tabel V kan een antwoord geven op de vraag, welke van de twee factoren, *CO<sub>2</sub>-afgifte per liter bloed* of *CO<sub>2</sub>-productie per minuut*, aansprakelijk moet worden gesteld voor de gevonden verschillen in het minuutvolume. Terwijl de eerste factor zich in de verschillende proeven uiteenlopend gedroeg, was de CO<sub>2</sub>-productie in liggende houding bijna steeds groter dan in staande. *Na den arbeid was dit verschil veel groter dan in rust.* Waar men tijdens het staan een grootere spieractie verwacht, dan liggende, zou juist de omgekeerde verhouding in de CO<sub>2</sub>-productie te verwachten zijn. Deze vondst vindt echter steun in de uitkomst van eenige andere onderzoeken.

WIDLUND (81) stelde een onderzoek in naar de CO<sub>2</sub>-productie in staande en liggende houding. Bij 13 proeven vond hij 7 maal in staande houding een geringere CO<sub>2</sub>-productie dan in liggende. Gemiddeld werd de CO<sub>2</sub>-productie in beide houdingen echter ongeveer gelijk gevonden. WIDLUND schrijft dit toe aan het feit, dat bij het passief staan slechts geringe spierarbeid wordt verricht, omdat de proefpersoon a. h. w. aan zijn gewrichtsbanden hangt. LILJESTRAND en WOLLIN (63) komen tot een soortgelijk resultaat. Door mij werd echter niet een gelijk blijven van de CO<sub>2</sub>-productie in de twee houdingen, maar zelfs een vermeerdering in liggende



houding gevonden. Deze uitkomst wordt ook nog bevestigd in een reeks van proeven, deels met andere proefpersonen verricht. In 21 waarnemingen werd in rust 16 maal een vermeerdering van de koolzuurproductie in liggende houding gevonden; deze vermeerdering bedroeg gemiddeld 10 %<sup>1)</sup>.

## § 6. *Zuurstofverbruik.*

Bij de methode voor de bepaling van het minuutvolume van het hart, zooals deze in dit hoofdstuk is beschreven, werden geen gegevens verkregen omtrent het zuurstofverbruik van de onderzochte personen, onder verschillende omstandigheden. Om eenigszins aan deze tekortkoming tegemoet te komen, zijn eenige afzonderlijke proeven over het zuurstofverbruik verricht. De methode van FRÉDÉRICQ—KROGH (56) werd voor deze bepalingen gebruikt.

De proefpersoon ademt door mondstuk en ventielen in een spirometer (aeroplethysmograaf, model KROGH<sup>2)</sup>), welke vooraf met zuurstof gevuld is. De bewegingen van het spirometerdeksel worden door middel van frontaalschrijving met een inkschrijver op een voor den spirometer geplaatst, langzaam draaiend kymografion opgeteekend. De uitademingslucht wordt gevoerd door een met natronkalk gevulden bak, welke zich op den bodem van den spirometer bevindt.

---

1) De ademproeven van WIDLUND en LILJESTRAND en WOLLIN strekten zich over een langen tijd (15—30 minuten) uit, terwijl ze in mijne waarnemingen slechts gedurende een *korten tijd* en *direct* na de standswisseling werden verricht. Deze verschillende wijze van proefneming is misschien voor de gevonden verschillen aansprakelijk.

2) zeer tegemoetkomend ons door Prof. KROGH's Laboratorium verschaft.

De in deze lucht aanwezige  $\text{CO}_2$  wordt door de natronkalk opgenomen. Bij elke inademing wordt door den spirometer op het kymografion een dalende lijn opgeschreven; bij elke uitademing een stijgende lijn, die echter niet tot de oorspronkelijke hoogte terugkeert, doch een weinig lager blijft, doordat een gedeelte van de zuurstof verbruikt is, en de in de lucht aanwezige  $\text{CO}_2$  door de natronkalk wordt opgenomen. Op deze wijze wordt op het kymografion een ademhalingscurve opgeschreven, waarvan de verbindingslijn van de toppen een rechte lijn vormt, die daalt. Deze daling is een maat voor de hoeveelheid verbruikte zuurstof.

De proefpersoon werd evenals in de vorige proeven op de wip geplaatst en nadat hij eenigen tijd door het mondstuk had geademd, aan den spirometer aangesloten. In staande en liggende houding werd nu telkens gedurende 5 minuten in den spirometer geademd. Daarna schermde de man gedurende 30—45 minuten, waarna om de reeds in § 5 genoemde reden een rustpauze van 10—15 minuten werd ingelascht. Hierna werd opnieuw het zuurstofverbruik in staande en liggende houding bepaald. De resultaten van dit onderzoek, waaraan 10 personen onderworpen werden, zijn in tabel VI samengevat.

De gevonden hoeveelheden gebruikte zuurstof kunnen niet direct vergeleken worden met de in § 5 medegedeelde waarden voor de  $\text{CO}_2$ -productie; deze bepalingen hadden niet gelijktijdig plaats en hebben zelfs deels op andere personen betrekking. Toch blijkt wel, dat na den arbeid, vooral in staande houding, bij mijn proefpersonen een laag respiratorisch quotient bestond. Dit is waarschijnlijk toe te schrijven aan de uitwassching van  $\text{CO}_2$  uit het lichaam



tijdens den arbeid, deels door de sterke ventilatie, deels door de gedurende den arbeid gevormde zuren, welke een stijging van de H-ionen concentratie van het bloed tengevolge hebben. KROGH en LINDHARD (60) nemen dezelfde verklaring aan voor de sterke daling van het respiratorisch

Tabel VI. Zuurstofverbruik per min. 0°. 760 mm. Hg.

| Proef-<br>persoon. | in rust. |           | na arbeid. |           |
|--------------------|----------|-----------|------------|-----------|
|                    | staande. | liggende. | staande.   | liggende. |
| A                  | 314      | 310       | 351        | 296       |
| B                  | 418      | 327       | 362        | 309       |
| C                  | 340      | 217       | 387        | 264       |
| D                  | 376      | 338       | 387        | 288       |
| E                  | 276      | 239       | 368        | 287       |
| F                  | 473      | 341       | 403        | 322       |
| G                  | 376      | 288       | 363        | 301       |
| H                  | 376      | 297       | 389        | 303       |
| K                  | 306      | 263       | 346        | 282       |
| L                  | 367      | 282       | 323        | 278       |
| gemiddeld          | 362      | 290       | 368        | 293       |

quotient, welke ze na den arbeid zien optreden. Tot dezelfde resultaten komen o.a. ook LOEWY (68) en PORGES en PRIBRAM (75).

Door KROGH en LINDHARD (60), BAINBRIDGE (40) e.a. wordt het bestaan van een *evenredigheid tusschen  $O_2$ -verbruik en minuutvolume tijdens arbeid* aangenomen. Deze evenredigheid bestaat onder de door mij onderzochte omstandigheden

niet. Terwijl in *staande houding* steeds een *kleiner minuut-volume* wordt gevonden dan in liggende, werd toch steeds het *O<sub>2</sub>-verbruik in staande houding* *grooter* gevonden dan liggend, zelfs na arbeid, waarbij een groot verschil in minuutvolume in deze twee houdingen bestaat. Dit verschijnsel is alleen te verklaren door het bestaan van een *meer volkomen utilisatie* van de in het bloed aanwezige zuurstof in *staande houding*.

LINDHARD (65) komt in zijn onderzoek over den invloed van de houding op het minuutvolume en zuurstofverbruik tot dezelfde conclusie.

De vermindering van het minuutvolume, welke in staande houding optreedt, wordt wat de zuurstofvoorziening betreft gecompenseerd door een grootere utilisatie van de zuurstof. Deze compensatie treedt zoowel in rust op als na arbeid, wanneer de verkleining van het minuutvolume in staande houding zoo veel sterker is.

### § 7. *Conclusie.*

Bij den overgang van *liggende* naar *staande* houding treedt in *rust* een *verkleining* van minuut- en slagvolume van het hart op. Deze verkleining bedraagt voor het minuutvolume 10 %, voor het slagvolume 15 %.

*Na den arbeid* treedt bij den overgang van *liggende* naar *staande* houding een *belangrijke verkleining* van minuut- en slagvolume op. Deze verkleining bedraagt thans voor het minuutvolume 40 %, voor het slagvolume 50 %.

*Na den arbeid* is het minuut- en slagvolume in *staande houding* belangrijk *kleiner* dan in *rust*; in *liggende houding* is het slechts weinig veranderd.



De gevonden verhoudingen blijken nog uit het volgende diagram, waarin de grootte van het *slagvolume* is weergegeven, vergeleken bij het slagvolume in *liggende houding in rust*, dat gelijk 100 gesteld is.

|                    | Rust. | Na arbeid. |
|--------------------|-------|------------|
| liggende . . . . . | 100   | 93         |
| staande . . . . .  | 85    | 50         |

De *utilisatie van de zuurstof* uit het bloed is in *staande houding* groter dan in *liggende*. Deze vergroting van de utilisatie-coëfficiënt is zoodanig, dat zoowel in rust als na arbeid steeds het *zuurstofverbruik* in *staande houding* groter is dan in *liggende houding*.

### HOOFDSTUK III.

#### Electrocardiografisch onderzoek.

Het onderzoek van het electrocardiogram <sup>1)</sup> werd om verschillende redenen verricht.

Door het opnemen van E.K.G. na het schermen, konden gegevens verkregen worden omtrent den *invloed van het verrichten van spierarbeid* op het E.K.G.

Bovendien was er gelegenheid om na te gaan wat de *invloed is van veranderingen in de lichaamshouding* op het E.K.G.

Het voornaamste doel was echter, te onderzoeken of de *verschillen in grootte van het slagvolume*, die bij standsveranderingen voornamelijk na arbeid optreden, zich op eenigerlei wijze uiten in het E.K.G.

Door verschillende onderzoekers werden E.K.G. bestudeerd *voor en na het verrichten van spierarbeid* EINTHOVEN (85) onderzocht 7 personen voor en na arbeid. De proefpersonen werden in drie afleidingen onderzocht. Bij de 1<sup>e</sup> afleiding werden geen veranderingen tengevolge van arbeid waargenomen. Bij de 2<sup>e</sup> en 3<sup>e</sup> afleiding daarentegen werden P en T steeds vergroot gevonden. In de 3<sup>e</sup> afleiding, waarbij in rust T vaak negatief werd gevonden, werd deze T na

---

<sup>1)</sup> Voor electrocardiogram zal de afkorting E.K.G. gebruikt worden.



arbeid positief. Bovendien werd in deze afleiding een dieper worden van S gevonden. MÜLLER en NICOLAI (88) onderzochten het E.K.G. in 1<sup>e</sup> afleiding bij personen voor en na het verrichten van arbeid aan een ergometer. De breedte van het E.K.G. (van begin P tot einde T) werd bij 9 personen gemiddeld 16 % verkort gevonden; top R werd kleiner en T groter na den arbeid. NICOLAI en SIMONS (89) vonden bij de 1<sup>e</sup> afleiding meestal een verkleining van R en vergrooting van S, terwijl in de helft van de gevallen een vergrooting van T werd gevonden. STRUBELL (90) onderzocht het E.K.G. voor en na het zwemmen bij 15 proefpersonen in de 1<sup>e</sup> afleiding. Deze vond geen verandering van P, een enkele maal een vergrooting van R, S of T.

De *invloed van veranderingen in de houding* op het E.K.G. is reeds vroeger aan een onderzoek onderworpen. HERING (86) vond bij verschillende lichaamshoudingen slechts geringe verschillen in het E.K.G.; de toppen werden staande groter gevonden, dan liggende op de linker zijde. ENGHOFF (84) verrichte een onderzoek van het E.K.G., waarbij hij zijn proefpersonen, door middel van een wip, snel vanuit de horizontale ligging in de verticale kon brengen, zoowel met het hoofd naar boven als naar beneden gericht. Steeds werd de 1<sup>e</sup> afleiding gebruikt, d.w.z. van beide armen afgeleid. Op deze wijze werden 13 proefpersonen onderzocht. Bij den overgang van liggende in staande houding werd gemiddeld een toename van de polsfrequentie gevonden, terwijl meestal een verkleining van de toppen P, R, S en T optrad.

Het onderzoek werd door mij op de volgende wijze verricht. De proefpersoon wordt op de wip geplaatst. Als

electroden worden gebruikt armband-electroden, welke bestaan uit een flanellen en een linnen lap, breed  $\pm 13$  c.m., waartusschen koperdraad is aangebracht. Het geheel is met behulp van gespen aan armen of beenen te bevestigen. Alvorens de electroden aan te brengen worden deze gedrenkt in zout water. Van elken persoon werd *voor* het schermen een E.K.G. in staande en liggende houding gemaakt. *Direct na* het schermen werd wederom een E.K.G. opgenomen in staande en liggende houding, zoodat van elke afleiding 4 E.K.G. werden verkregen. Van enkele proefpersonen werden E.K.G. in drie afleidingen achter elkaar opgenomen, van andere alleen in één der afleidingen. In het geheel werden 17 proefpersonen onderzocht, en werden 9 E.K.G. in de eerste, 7 in de tweede, en 7 in de derde afleiding vervaardigd.

Teneinde de verkregen E.K.G. te vergelijken werden van elk E.K.G. de volgende afstanden gemeten R tot R, breedte van het E.K.G., d.i. van begin P tot einde van T, de pauze, d.i. van einde T tot begin P van volgende E.K.G.; begin P tot begin R, begin R tot begin T, en de breedte van T. Voorts werd de hoogte van de toppen P, Q, R, S en T gemeten. Elk dezer grootheden werd bij 4 verschillende hartslagen gemeten, en hiervan het gemiddelde genomen. De gemiddelden van alle waarden van de op deze wijze verkregen getallen voor de drie afleidingen en onder de verschillende onderzochte voorwaarden volgen in tabel VII.

Deze gemiddelde cijfers werden gebruikt om hiervan volgens de door KAHN (87) aangegeven methode schematisch E.K.G. te construeeren. De hoogte van de verschillende



Tabel VII.

| Afleiding . . .    | Rust.             |      |      | Na arbeid.        |      |      |
|--------------------|-------------------|------|------|-------------------|------|------|
|                    | staande houding.  |      |      | staande houding.  |      |      |
|                    | I                 | II   | III  | I                 | II   | III  |
| R—R . . . . .      | 16.8              | 18.1 | 17.1 | 11.9              | 13.8 | 13.8 |
| breedte E.K.G. . . | 9.7               | 10.4 | 9.8  | 8.8               | 9.7  | 9.6  |
| pauze . . . . .    | 7.1               | 7.7  | 7.3  | 3.1               | 4.1  | 3.7  |
| P—R . . . . .      | 2.9               | 3.3  | 3.3  | 2.5               | 3.0  | 3.2  |
| R—T . . . . .      | 3.0               | 3.6  | 4.1  | 2.7               | 3.2  | 3.7  |
| breedte T . . . .  | 3.8               | 3.5  | 2.4  | 3.6               | 3.5  | 2.6  |
| hoogte P . . . .   | 1.0               | 0.9  | 1.8  | 1.1               | 1.9  | 2.8  |
| ” Q . . . . .      | +                 | 0.3  | 0.9  | 0.1               | 0.3  | 1.2  |
| ” R . . . . .      | 5.4               | 7.4  | 8.1  | 4.7               | 8.4  | 9.4  |
| ” S . . . . .      | 1.4               | 1.8  | 1.5  | 1.8               | 1.7  | 1.0  |
| ” T . . . . .      | 3.0               | 2.6  | -0.5 | 2.9               | 3.0  | -0.4 |
| Afleiding . . .    | liggende houding. |      |      | liggende houding. |      |      |
|                    | I                 | II   | III  | I                 | II   | III  |
| R—R . . . . .      | 21.3              | 21.5 | 20.8 | 15.1              | 17.6 | 18.1 |
| breedte E.K.G. . . | 10.5              | 11.1 | 10.6 | 9.7               | 10.7 | 10.3 |
| pauze . . . . .    | 10.8              | 10.4 | 10.2 | 5.4               | 6.9  | 7.8  |
| P—R . . . . .      | 3.1               | 3.5  | 3.3  | 3.0               | 3.2  | 3.3  |
| R—T . . . . .      | 2.8               | 3.3  | 4.1  | 3.1               | 3.2  | 4.3  |
| breedte T . . . .  | 4.6               | 4.3  | 3.1  | 3.6               | 4.3  | 2.7  |
| hoogte P . . . .   | 0.9               | 0.4  | 1.1  | 1.0               | 1.4  | 1.6  |
| ” Q . . . . .      | 0.2               | 0.2  | 0.6  | 0.1               | +    | 0.5  |
| ” R . . . . .      | 6.1               | 7.6  | 6.7  | 5.9               | 8.5  | 7.6  |
| ” S . . . . .      | 0.9               | 1.6  | 1.4  | 0.9               | 1.4  | 0.9  |
| ” T . . . . .      | 3.4               | 3.3  | 0.4  | 3.3               | 4.0  | 1.0  |

N.B. Hoogte der toppen in m.m., overige afstanden in  $\frac{1}{20}$  sec.

toppen en hun breedte is hierin aangegeven; de gevonden punten zijn met rechte lijnen verbonden (fig. 8).

Uit de cijfers in tabel VII blijkt, dat de wijzigingen in polsfrequentie, zoowel door houdingsverschillen, als door verrichten van arbeid, grootendeels tot stand komen door een verkorting van de electrische pauze in het E.K.G.; de veranderingen in de breedte van het E.K.G. zijn slechts betrekkelijk gering. Bij den overgang van de staande in de liggende houding wordt zoowel in rust als in arbeid de polsverlangzaming voor 80 % veroorzaakt door verlenging der pauze en slechts voor 20 % door een vergrooting van de breedte van het E.K.G. <sup>1)</sup>.

De invloed van den lichaamsarbeid komt in alle 3 afleidingen duidelijk tot uiting. In de *eerste afleiding* wordt top R kleiner, terwijl S groter wordt na den arbeid. Deze verandering is in staande houding duidelijker dan in liggende. De overige toppen blijven ongeveer gelijk. In de *tweede afleiding* nemen de toppen P, R en T in beide houdingen in hoogte toe. In de derde afleiding treedt zoowel bij staan als bij liggen een vergrooting op van de toppen P en R. De top T, welke in deze afleiding herhaaldelijk negatief werd gevonden, werd na arbeid *minder* negatief; een enkele maal werd een dergelijke negatieve T-top na arbeid positief.

De invloed van wijzigingen in de lichaamshouding blijkt uit het volgende: Bij den overgang van staande in liggende houding trad in de *eerste afleiding* een toename op van de hoogte van top R en T, terwijl S in diepte afnam. In tegenstelling met ENGHOF werd top P dus

---

<sup>1)</sup> Hierbij is het gemiddelde berekend van de E.K.G. in alle afleidingen.



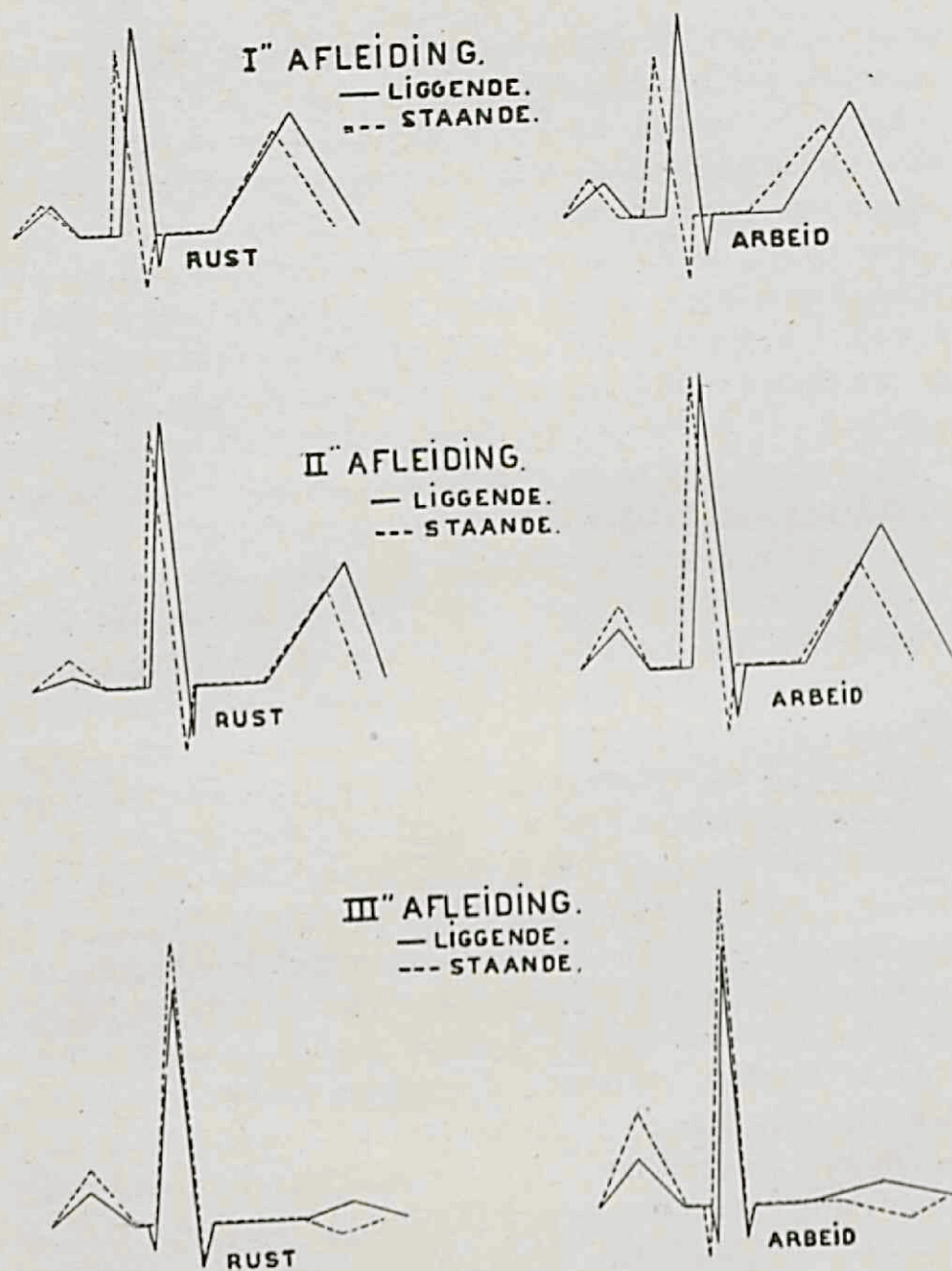


Fig. 8.

ongeveer gelijk groot gevonden, terwijl top S juist in tegengestelden zin veranderde als door dezen onderzoeker wordt aangegeven. In de *tweede afleiding* werd een duidelijke verkleining van de hoogte van top P gevonden, R en S bleven ongeveer ongewijzigd, terwijl T een duidelijke toename vertoonde. In de *derde afleiding* treedt eveneens een afname van P op; ook R neemt duidelijk af, S blijft onveranderd, terwijl T, welke in deze afleiding vaak negatief is, in positieven zin veranderde, en een enkele maal zelfs van negatief tot positief werd.

De vraag rijst in hoeverre deze veranderingen in het E.K.G. van een veranderde ligging van het hart afhankelijk zijn, en of de veranderingen in het slagvolume, welke bij houdingsverschil optreden, hierop tevens hun invloed uitoefenen. In Hoofdstuk II werd aangetoond, dat de verschillen in slagvolume, welke bij standsveranderingen optreden, na het verrichten van arbeid belangrijk toenemen. Indien deze wijzigingen van het slagvolume dus invloed uitoefenen op den vorm van het E.K.G., dan zullen de verschillen tusschen het E.K.G. in staande en liggende houding na arbeid groter moeten zijn dan in rust. Een beschouwing van fig. 8 doet zien, dat de verschillen, welke bestaan tusschen het E.K.G. in staande en liggende houding, door het vooraf verrichten van arbeid ternauwernood worden beïnvloed, alleen de verschillen van den top T schijnen na den arbeid wat duidelijker te zijn dan in rust. De *groote verschillen in het slagvolume*, welke na arbeid door standsveranderingen optreden, hebben dus *weinig of geen invloed op het E.K.G.*

In het dierexperiment is een groot aantal onderzoeken verricht omtrent het verband tusschen de grootte van E.K.G.



en mechanogram van het hart. Het resultaat van deze onderzoeken leidt KAHN (87) tot de volgende conclusie: „Derlei Beobachtungen lassen es ganz untunlich erscheinen, aus der Grösse, d.h. Zackenhöhe beobachteter E.K.G. Schlüsse auf den Umfang des mechanischen Geschehens zu ziehen.”

Uit het electrocardiografisch onderzoek van mijn proefpersonen volgt dus, dat de groote onafhankelijkheid, welke in het dierexperiment tusschen electrisch en mechanisch verschijnsel bij den hartslag kon worden aangetoond, ook bij den mensch aanwezig is.

---

## HOOFDSTUK IV.

### Beschouwingen.

De veranderingen in polsdruk, plethysmogram en snelheid van den arterieelen bloedstroom, tengevolge van standwijzigingen, worden, zooals in Hoofdstuk I reeds is uiteengezet, veroorzaakt door verandering in de hoeveelheid bloed, welke met elken hartslag in den arm wordt gedreven. Dit laatste kan het gevolg zijn, *òf* van een wijziging in de bloedsverdeeling over de verschillende arteriën, *òf* door wijziging van het slagvolume van het hart. Op grond van de uitkomsten van het onderzoek van minuut- en slagvolume is het zeer waarschijnlijk, dat deze laatste oorzaak in dit geval voornamelijk in het spel is.

Voor de *polversnelling*, welke bij den overgang van liggende in staande houding optreedt, is nog geen verklaring gegeven. Sommige onderzoekers meenden hierin het gevolg te moeten zien van den spierarbeid, welke in staande houding wordt verricht. Door GEIGEL (93) werd gedacht aan veranderingen in den intracerebralen druk, tengevolge van de houdingsverschillen. Uit de gegevens van dit onderzoek meen ik te mogen besluiten, dat de terloops geuite veronderstelling van DIETLEN (92), dat door „*relatieve hersenanaemie*” een vermindering in vagustonus optreedt, zeer aan waarschijnlijkheid wint. In rust treedt in staande



houding een verkleining van het minuutvolume van het hart op, die een relatieve hersenanaemie tengevolge heeft. Na het verrichten van arbeid is deze verkleining van het minuutvolume echter veel sterker en zal dus ook een belangrijker anaemie in de hersenen optreden, die door een sterkere daling van den vagustonus ook tot een sterker stijging van de polsfrequentie voeren zal <sup>1)</sup>. Dat na inspannenden arbeid vaak een vrij belangrijke hersenanaemie optreedt, blijkt ook nog uit andere verschijnselen. Na marschen, hardloopen en andere zware sportpraestaties zien we herhaaldelijk in staande houding een sterke bleekheid van het gelaat, braakneiging, gapen en zelfs een collaps optreden; deze verschijnselen verdwijnen in liggende houding in zeer korten tijd.

Alle veranderingen bij standsverschillen zoowel *vóór* als *na* den arbeid in de perifere circulatie kunnen dus op wijzigingen in het minuut- en slagvolume van het hart berusten. *Tenslotte* dan echter rest dus nog de beantwoording van de vraag hoe deze wisselingen in de grootte van het slagvolume tot stand zouden kunnen komen.

LINDHARD (99) verklaart de verkleining van het slagvolume (in rust) in staande houding op de volgende wijze: In deze houding zal een zekere mate van veneuze stuwing in de onderste extremiteiten bestaan. Hierdoor treedt een ophooping van bloed in de perifere vaten op; dit zal een geringere vulling van de „venous cistern” tengevolge hebben.

---

<sup>1)</sup> In dit verband zij nog verwezen naar een onderzoek van MANTEGAZZA, die vaststelde, dat vagusdoorsnijding de verschillen in polsfrequentie bij standswisselingen opheft (zie DIETLEN (92).

De druk zal hierin dalen en de diastolische vulling van het hart verminderen.

DIETLEN (92), die de verkleining der hartschaduw in staande houding in verband brengt met de door LINDHARD gevonden afname van het slagvolume in die houding, geeft een overeenkomstige verklaring. In staande houding bevindt zich twee derde van het vaatstelsel onder het niveau van het hart. Onder invloed van de zwaartekracht zal een overvulling van capillair- en venensysteem optreden. Dit bloed wordt aan de circulatie, en dus ook aan het hart onttrokken, wat tot een geringere vulling van het hart zal leiden. Deze opvatting vindt steun in experimenten van DIETLEN, waarbij hij van eenige proefpersonen de beenen door inwikkelen met gummizwachtels bloedledig maakte. Bij deze proefpersonen, die vooraf een duidelijke verkleining van de hartschaduw vertoonden bij overgang van liggende in staande houding, was deze verkleining thans belangrijk verminderd <sup>1)</sup>.

TIGERSTEDT (106) noemt als voornaamste oorzaak van de veranderingen in het slagvolume bij houdingsverschillen, een daling van den druk in het centrale deel van de v. cava inferior.

Een aantal onderzoeken hebben de juistheid aangetoond van het feit, dat bij gelijk blijven van polsfrequentie, en weerstand in het vaatsysteem, de hoeveelheid bloed, welke door de linker kamer wordt uitgedreven, direct afhankelijk is van de grootte van den veneuzen toevoer. Dit geldt zoowel voor het geval dat deze verandering in den veneuzen toevoer met een wijziging

<sup>1)</sup> Bij deze personen was in *staande* houding de polsfrequentie groter dan in dezelfde houding *met ingewikkelde beenen*. Deze waarneming kan als steun gelden voor de op pag. 72 gegeven verklaring voor de toename der polsfrequentie in staande houding.



van den druk in het veneuze systeem gepaard gaat (STARLING, PATTERSON en PIPER (104); SOCIN (103) KROGH (98) als voor gevallen, waarbij de veneuze toevoer veranderd bij constanten druk C. TIGERSTEDT (105) SCHRAM (102).

Een van deze meening afwijkend standpunt neemt Y. HENDERSON (94, 95) in. Deze meent, dat bij een veneuzen druk van 50 m.m. water of hooger, steeds een maximale vulling van het rechterhart optreedt, en het slagvolume alleen afhankelijk is van de polsfrequentie. Bij veneuze drukken lager dan 50 m.m. water vertoont het slagvolume wijzigingen, tengevolge van drukveranderingen in het veneuze systeem. HENDERSON meent, dat zowel *in rust* als *tijdens arbeid* deze „critische” druk steeds aanwezig is. Indien deze meening juist is, dan zou de sterke vermindering van het slagvolume in staande houding *na arbeid* moeten worden toegeschreven aan een daling van den veneuzen druk onder dezen critischen druk.

Dat de veneuze bloedstoevoer naar het hart in verticale houding belangrijk kan verminderen, volgt nog uit eenige andere experimenten. L. HILL (97) bond een aal recht uitgestrekt op een plankje. Wanneer dit verticaal gehouden werd, zoo trad door onvoldoenden veneuzen bloedstoevoer hartstilstand op. CAVAZZANI (9) bracht bij een hond een canule aan in het pericard. Werd de hond in verticale houding gebracht, dan had dit een verminderde vulling van het hart en een kleiner systole tengevolge. Mosso (101) verrichtte proeven over de bloedverdeeling in het lichaam. Hij bracht een proefpersoon, op een horizontale plank liggende, in evenwicht. Dit evenwicht werd dan na eenige oogenblikken spontaan verbroken door een lichter worden van het voeteinde. Mosso schreef dit toe aan de verplaatsing van bloed vanuit de beenen. Door het bijzetten van gewichten kon hij een schatting maken van de hoeveelheid

bloed, welke verplaatste. Dit bedroeg onder normale omstandigheden  $\pm 100$  c.c., bij vaatverwijding, door warme baden opgewekt, zelfs 260 c.c.

Terwijl, zooals uit het voorgaande blijkt, de bloedverplaatsing tengevolge van de zwaartekracht een groote rol speelt bij het tot stand komen van veranderingen in den bloedsomloop, schijnen er mechanismen van *nerveuzen aard* te zijn, die tot zekere hoogte in tegengestelde richting werken en de eerstgenoemde invloeden gedeeltelijk compenseeren. L. HILL (96) vond bij een hond, welke om een as in verticale richting werd gedraaid met den kop naar boven, een vasoconstrictie optreden van de buikvaten. Wanneer deze compensatorische vaatvernauwing in het splanchnicusgebied niet tot stand kan komen (diepe narcose, doorsnijding van rugmerg, of van n.n. splanchnici) treedt een zeer sterke bloedsdruk-daling op tengevolge van een te geringe diastolische vulling van het hart. Volgens HILL is deze compensatorische vaatvernauwing bij apen veel beter ontwikkeld dan bij viervoeters.

De veranderingen in minuut- en slagvolume tengevolge van houdingsverschillen, zijn dus door wijzigingen in den veneuzen bloedstoevoer, op grond van de vermelde onderzoekingen voldoende verklaard. Thans rest nog de *sterke toename* dezer verschillen in den bloedsomloop *na den arbeid* te verklaren.

Ik meen hiervoor de *sterke vaatverwijding* in de arbeidende spieren aansprakelijk te mogen stellen. Gedurende den arbeid (marsch, gymnastiek, schermen) zal een belangrijke vaatverwijding vooral in de onderste extremiteiten optreden. De hoeveelheid bloed, welke thans in staande houding door de zwaartekracht aan de circulatie wordt onttrokken, zal waarschijnlijk vele malen grooter zijn dan in rust. Dat er werkelijk een belangrijke stasis in den bloedsomloop der

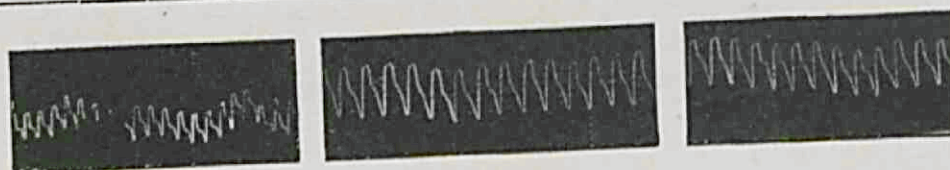


beenen voorkomt na spierarbeid blijkt uit de ervaring, dat bij zware marschen herhaaldelijk oedemen aan voeten en onderbeenen optreden, zonder dat aan hart of nieren afwijkingen zijn te constateeren (LINDHARD).

Uitkomsten met het plethysmografisch onderzoek ver-

Tabel VIII. Amplitude van plethysmogram.

| Proefpersoon. | staande. | liggende. | zittende. |
|---------------|----------|-----------|-----------|
| A             | 4        | 8.5       | 7.0       |
| B             | 1.5      | 3.1       | 2.3       |
| C             | 2.7      | 4.4       | 3.8       |
| D             | 1.5      | 2.7       | 2.0       |
| E             | 7.0      | 9.0       | 8.2       |
| F             | 1.5      | 2.7       | 2.0       |
| G             | 3.0      | 6.5       | 6.5       |
| H             | 4.5      | 6.6       | 4.9       |
| gemiddeld     | 3.1      | 5.4       | 4.6       |



staande

liggende

zittende

Fig. 9. Plethysmogram na arbeid.

kregen, wijzen er op, dat ook de groote verschillen in het slagvolume na den arbeid grootendeels te verklaren zijn, door een bloedverplaatsing naar de onderste extremiteiten. Bij eenige van de in Hoofdstuk I onderzochte proefper-

sonen werd de volgende proef genomen: Wanneer na den arbeid de plethysmografische kromme een duidelijk verschil in amplitude in staande en liggende houding vertoonde, werd het bovenlichaam van den proefpersoon vanuit de liggende houding opgericht, terwijl de beenen horizontaal gehouden werden. Er werd zorg gedragen, dat de arm op de hoogte van het hart werd gehouden, zoodat het gemiddelde volume van de hand gelijk bleef. Het bleek nu, dat in een aantal gevallen de amplitude van het plethysmogram belangrijk grooter was dan in staande houding. (Tabel VIII).

Terwijl hier de romp in dezelfde houding verkeert als bij het staan, is de sterke verplaatsing van bloed door de zwaartekracht naar de door arbeid verwijde vaten van de beenen sterk verminderd door de horizontale houding der beenen. Tengevolge hiervan zal dus ook het verschil in slagvolume tusschen zittende en liggende houding slechts gering zijn, hetgeen in de plethysmografische curve tot uiting komt (fig. 9).

Enkele waarnemingen met het plethysmografisch onderzoek wijzen erop, dat de bloedverplaatsing naar de beenen tengevolge der zwaartekracht, niet het eenige mechanisme is, dat voor de veranderingen in de circulatie bij overgang van staan naar liggen aansprakelijk is.

Bij het tot horizontaal voorover buigen van den romp in staande houding (arm ter hoogte van het hart) werd nl. af en toe eveneens een vergrooting van de amplitude van het plethysmogram waargenomen. Dit wijst er op, dat ook de houding van hoofd en romp van invloed zijn op de veranderingen in den bloedsomloop.

---



## CONCLUSIES.

De uitkomsten van dit onderzoek kunnen tenslotte in de volgende conclusies worden samengevat.

1. In rust is in staande houding het minuutvolume van het hart 10 % en het slagvolume 15 % kleiner dan in liggende houding.
2. Een voornamelijk oorzaak voor deze verkleining van minuut- en slagvolume is de bloedverplaatsing, welke onder invloed van de zwaartekracht plaats heeft, waardoor een vermindering van den veneuzen bloedtoevoer naar het hart optreedt.
3. Tengevolge van deze wijziging in minuut- en slagvolume hebben eenige veranderingen in de perifere circulatie plaats. In staande houding is
  - a. de polsfrequentie grooter,
  - b. de polsdruk kleiner,
  - c. de amplitude van het plethysmogram kleiner.
4. Na den arbeid is het minuut- en slagvolume van het hart in staande houding *kleiner* dan in rust.
5. Deze verkleining van het minuut- en slagvolume wordt verklaard door een *sterker bloedverplaatsing* naar de onderste extrimititeiten door de zwaartekracht, tengevolge van de in de beenen aanwezige sterke vaatverwijding.
6. De verkleining van minuut- en slagvolume na den

## ERRATUM.

### De bloedsomloop na spierarbeid.

G. C. E. Burger.

pag. 79 staat:

..... het minuutvolume is 40% en het slagvolume 50%  
kleiner dan in staande houding.

moet zijn:

..... het minuutvolume is 40% en het slagvolume 50%  
kleiner in staande houding.



arbeid in staande houding is oorzaak van de verschijnselen van hersenanaemie (frequente pols, misselijkheid, braken, collaps), welke in deze houding na zware inspanning herhaaldelijk optreden.

7. De verschillen in minuut- en slagvolume tusschen staande en liggende houding zijn na den arbeid belangrijk groter dan in rust; het minuutvolume is 40 % en het slagvolume 50 % kleiner ~~dan~~ in staande houding.
  8. De in punt 3 genoemde verandering in de perifere circulatie zijn na den arbeid belangrijk vergroot.
  9. Het zuurstofverbruik is in staande houding steeds groter dan in liggende houding, hetgeen, de sterke verkleining van het minuutvolume na den arbeid in staande houding in aanmerking genomen, alleen te verklaren is door een meer volkomen utilisatie der zuurstof in staande houding.
  10. De sterke wijzigingen in het slagvolume, zooals die na het verrichten van arbeid door liggingsverschillen kunnen worden teweeggebracht, hebben geen noemenswaardigen invloed op het E.K.G.
-

## LITERATUUR.

### INLEIDING EN HOOFDSTUK I.

1. BRENTON en LUTZ, Amer. Journal of Physiol., Vol. 32 p. 427.
2. DIETLEN, Deutsch. Arch. f. Klin. Med., Bd. 97 p. 132.
3. DIETLEN, Ergebnisse d. Physiol., Jahrgang X p. 598.
4. ELLIS, Amer. Journ. of the medic. Sciences, Vol. 161 p. 568.
5. ENGHOFF, Acta medica Scandinavica, Vol. 52 p. 177.
6. ERLANGER en HOOKER, John. Hopkins Hosp. Reports, Vol. 12 p. 184.
7. ETTINGER, Wien. Klin. Wochenschr., Bd. 20 p. 992.
8. FELLNER, Deutsch. Arch. f. Klin. Med., Bd. 84 p. 407.
9. FICK gecit. n. STRAUB, Abderhaldens Handbuch d. biol. Arbeitsmeth., Abt. V, Teil 4, Heft 2, p. 500.
10. FISCHER, Deutsch. Med. Wochenschr., Bd. 34, p. 1141.
11. FRIEDMANN, Wiener Med. Jahrberrichte 1882.
12. FÜRST en SOETBEER, Deutsch. Arch. f. Klin. Med., Jahrg. 1907.
13. GEIGEL, Deutsch. Arch. f. Klin. Med., Bd. 99 p. 31.
14. GITTINGS, Archives of internal Medicine, Vol. 6 p. 196.
15. GRÄUPNER, Med. Klinik, Bd. 5 p. 1229.
16. HENDERSON en HAGGARD, Journ. Pharm Exp. Therap., Vol. 11 p. 189.
17. HENSEN, Deutsch. Arch. f. Klin. Med., Bd. 67.
18. L. HILL, BARNARD en SOLTAU, Journal of Physiol., Vol. 22 Proceedings XIX.
19. HÜRTHLE, Deutsche Med. Wochenschr., Jahrg. 1904.
20. JOHN, Deutsch. Arch. f. Klin. Med., Bd. 93.
21. KLEMPERER, München. Med. Wochenschr., Jahr. 54 p. 1052.
22. KNOWLTON en STARLING, Journal of Physiol., Vol. 44 p. 3.
23. KOROTKOW, geciteerd naar SCHRUMPF en ZABEL.
24. v. KRIES, Arch. f. (Anat. u.) Physiol. 1887 p. 254.



25. LANG en MANSWETOWA, Deutsch. Arch. f. Klin. Med., Bd. 94 p. 441.
26. LANGOWOY, Deutsch. Arch. f. Klin. Med., Bd. 68.
27. LINDHARD, Skand. Arch. f. Physiol., Bd. 30 p. 395.
28. MORITZ, München. Med. Wochenschr., Jahrg. 54 p. 1052.
29. MORITZ, Deutsch. Arch. f. Klin. Med., Bd. 82 p. 23.
30. NICOLAI, NAGELS Handbuch d. Physiol. d. Menschen, Bd. I, 2e Hälfte, 2. Teil p. 757.
31. v. RECKLINGHAUSEN gecit. volgens BRÖSAMMLER Deutsch. Arch. f. Klin. Med., Bd. 119 p. 492.
32. SAHLI, Deutsche Med. Wochenschr., Jahrg. 1907 no. 16 en 17.
33. SCHAPIRO, Wratsch no. 10—13 en 30 1881 (geciteerd volgens DIETLEN).
34. SCHRUMPF en ZABEL, Zeitschr. f. Klin. Med., Bd. 54.
35. SKELTON, Journal of Physiol., Vol. 55 p. 319.
36. STRASBURGER, München. Med. Wochenschr. Jahrg. 54 p. 1052.
37. H. STRAUB, Abderhaldens Handbuch d. biolog. Arbeitsmeth., Abt. V, Teil 4, Heft 2 p. 447.
38. TIGERSTEDT, Physiologie des Kreislaufs, Bd. II p. 451, 2e Aufl. 1921.
39. WESTENRIJK, Zeitschr. f. Klin. Med., Bd. 66 p. 465.

## HOOFDSTUK II.

40. BAINBRIDGE, The physiology of muscular exercise 1919.
41. BARCROFT, The respiratory function of the blood 1915.
42. BARCROFT en HILL, Journal of Physiol., Vol. 56 p. 157.
43. BORNSTEIN, Pflügers Archiv, Bd. 132 p. 307.  
Zeitschr. f. exp. Pathol. u. Therap. Bd. 9 en 14.
44. CHRISTIANSEN, DOUGLAS en HALDANE, Journal of Physiol., Vol. 48 p. 244.
45. DIETLEN en MORITZ, München. Med. Wochenschr. 1908 p. 489.
46. DOUGLAS en HALDANE, Journal of Physiol., Vol. 56 p. 76.
47. FICK, Sitz. Berichte d. phys. med. Gesellsch. Würzburg 1870 S. XVI.
48. FRIDERICIA, Biochem. Zeitschr., Bd. 85 p. 307.
49. HALDANE en PRIESTLEY, Journal of Physiol., Vol. 32 p. 245.

50. Y. HENDERSON, Archives néerl. de physiol., Tome 7 p. 379.
51. Y. HENDERSON, Physiol. Reviews, Vol. III no. 2 p. 165.
52. Y. HENDERSON en PRINCE, Journal of Biol. Chemistry, Vol. 32 p. 325.
53. HOUGH, Amer. Journal of Physiol., Vol. 30 p. 18.
54. KATZ en LEYBOFF, Deutsche Med. Wochenschr. 1913 p. 1589.
55. A. en M. KROGH, Skand. Arch. f. Physiol., Bd. 23 p. 179.
56. A. KROGH, C. R. de Soc. de Biol., T. 2 1922 p. 458.
57. KROGH en LINDHARD, Skand. Arch. f. Physiol., Bd. 27 p. 100.
58. KROGH en LINDHARD, Journal of Physiol., Vol. 47 p. 30.
59. KROGH en LINDHARD, Skand. Arch. f. Physiol., Vol. 47 p. 431.
60. KROGH en LINDHARD, Journal of Physiol., Vol. 53 p. 431.
61. LAURENS, Amer. Journal of Physiol., Vol. 46 p. 147.
62. LILJESTRAND en LINDHARD, Journal of Physiol., Vol. 40 p. 546.
63. LILJESTRAND en WOLLIN, Skand. Arch. f. Physiol., Bd. 30 p. 199.
64. LINDHARD, Pflügers Archiv, Bd. 161 p. 240.
65. LINDHARD, Skand. Arch. f. Physiol., Bd. 30 p. 73.
66. LINDHARD, Skand. Arch. f. Physiol., Bd. 30 p. 395.
67. LINDHARD, Journal of Physiol., Vol. 57 p. 17.
68. LOEWY, Pflügers Archiv, Bd. 49 p. 405.
69. LOEWY en v. SCHRÖTTER, Zeitschr. f. exper. Pathol. u. Therapie Bd. I.
70. LUNDSGAARD, Deutsch. Arch. f. Klin. Med. Bd. 118 p. 400.
71. F. MÜLLER, Berliner Klin. Wochenschr. 1913, no. 51.
72. NOYONS, Arch. néerl. de Physiol., T. 7 p. 488.
73. PEEMÖLLER, Klin. Wochenschr., Jahrg. II no. 21 p. 973.
74. PLESCH, Zeitsch. f. exper. Pathol. u. Therapie, Bd. 6.
75. PORGES en PRIBRAM, Biochem. Zeitschr., Bd. 3 p. 453.
76. SANDIFORD en BOOTHBY, Amer. Journal of Physiol., Vol. 40 p. 546.
77. SIEBECK, Skand. Arch. f. Physiol., Bd. 21 p. 368.
78. SONNE, Journal of Physiol., Vol. 52 p. 75.
79. STENSTRÖM en LILJESTRAND, Skand. Arch. f. Physiol., Bd. 42 p. 81.
80. R. TIGERSTEDT, Physiol. d. Kreislaufs, Bd. I p. 204.

*h 904*



81. WIDLUND, Skand. Arch. f. Phys., Bd. 17 p. 290.
82. ZUNTZ, MÜLLER en MARKOFF, Zeitschr. f. Balneologie, Bd. 4 no. 14—15.
83. ZUNTZ en NICOLAI, Berliner Klin. Wochenschr. Jahrg. 1914.

## HOOFDSTUK III.

84. ENGHOFF, Acta medica Scandinavica. Vol. 52 p. 177.
85. EINTHOVEN, Pflügers Archiv, Bd. 122 p. 517.
86. HERING, Deutsche med. Wochenschr. 1909, p. 1503.
87. KAHN, Ergebnisse d. Physiol., Jahrg. XIV 1914.
88. MÜLLER en NICOLAI, Zentralblatt f. Physiol., Bd. 22 p. 58.
89. NICOLAI en SIMONS, Med. Klinik, Jahrg. V, Bd. I p. 160.
90. STRUBELL, Zentralbl. f. Herz. u. Gefässkrankh.. Bd. 4 p. 137.

## HOOFDSTUK IV.

91. CAVAZZANI, Arch. ital. de biologie, T. 19 p. 394.
92. DIETLEN, Deutsch. Arch. f. Klin. Med., Bd. 97 p. 132.
93. GEIGEL, Deutsch. Arch. f. Klin. Med., Bd. 99 p. 31.
94. Y. HENDERSON, Physiol. Reviews, Vol. III no. 2 p. 165.
95. Y. HENDERSON en BARRINGER, Amer. Journal of Physiol., Vol. 31 p. 352.
96. L. HILL, Journal of Physiol., Vol. 18 p. 22.
97. L. HILL, Lancet, Vol. 198 p. 359.
98. A. KROGH, Skand. Arch. f. Physiol., Bd. 27 p. 126 en 227
99. LINDHARD, Skand. Arch. f. Physiol., Bd. 30 p. 395.
100. LINDHARD, Pflügers Archiv, Bd. 161 p. 306.
101. MOSSO, Arch. ital. de biologie, T. 5 p. 1884.
102. SCHRAM, De dynamica v. h. zoogdierenhart bij aorta-insufficiëntie. Diss. Utrecht.
103. SOCIN, Arch. f. d. gesammte Physiol., Bd. 160 p. 161.
104. STARLING, PATTERSON en PIPER, Journal of Physiol., Vol. 48 p. 497.
105. C. TIGERSTEDT, Skand. Arch. f. Physiol., Bd. 22 p. 157.
106. R. TIGERSTEDT, Physiol. d. Kreislaufs, Bd. III p. 72.

## INHOUD.

---

|                                                                                                              |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| INLEIDING . . . . .                                                                                          | 1  |
| HOOFDSTUK I. Perifere circulatie . . . . .                                                                   | 5  |
| § 1. Polsfrequentie . . . . .                                                                                | 5  |
| § 2. Bloedsdruk en polsdruk . . . . .                                                                        | 11 |
| § 3. Plethysmogram . . . . .                                                                                 | 17 |
| § 4. Conclusie . . . . .                                                                                     | 23 |
| HOOFDSTUK II. Minuut- en slagvolume van het hart . . . . .                                                   | 25 |
| § 1. Methodiek . . . . .                                                                                     | 25 |
| § 2. Keuze der methode . . . . .                                                                             | 38 |
| § 3. Physische methode voor de bepaling van<br>het CO <sub>2</sub> -gehalte van lucht (NOYONS) . . . . .     | 41 |
| § 4. Beschrijving der gevolgde methode . . . . .                                                             | 48 |
| § 5. Onderzoek van minuut- en slagvolume in<br>rust en na arbeid in staande en liggende<br>houding . . . . . | 52 |
| § 6. Zuurstofverbruik . . . . .                                                                              | 58 |
| § 7. Conclusie . . . . .                                                                                     | 61 |
| HOOFDSTUK III. Electrocardiografisch onderzoek . . . . .                                                     | 63 |
| HOOFDSTUK IV. Beschouwingen . . . . .                                                                        | 71 |
| CONCLUSIES . . . . .                                                                                         | 78 |
| LITERATUUR . . . . .                                                                                         | 80 |

---



## STELLINGEN.

---

### I.

De stoornissen in den bloedsomloop na acute infectieziekten zijn grootendeels afhankelijk van het zoogenaamde „venopressor mechanism”.

### II.

In de aetiologie der chronische hepatitis kan het trauma somtijds een belangrijke rol spelen.

### III.

Bij de splitsing der koolhydraten tijdens de contractie van de hartspier, vervullen fosfaten dezelfde belangrijke rol als bij de contractie van de skeletspier.

### IV.

Een aantal gevallen van herpes zoster hebben dezelfde aetiologie als waterpokken.

---

V.

De diastase-reactie in de urine is een belangrijk hulpmiddel bij de bepaling van den ernst eener zwangerschapstoxaemie.

VI.

In sommige gevallen van angina pectoris dient de operatieve behandeling te worden toegepast.

VII.

Van de eischen, welke men bij de militaire vóór-oefening aan een „geoeffend man” stelt, late men den marsch vervallen.

---





Tabel V. Bevattende de gegevens van Hoofdstuk II § 5.

| Proef-<br>persoon. | Staande.    |             |                           |                        |           |           | Liggende.   |             |                           |                        |           |           |
|--------------------|-------------|-------------|---------------------------|------------------------|-----------|-----------|-------------|-------------|---------------------------|------------------------|-----------|-----------|
|                    | In          |             |                           |                        |           |           | rust.       |             |                           |                        |           |           |
|                    | ven. lucht. | alv. lucht. | CO <sub>2</sub> -afg.p.L. | CO <sub>2</sub> -prod. | min. vol. | slag vol. | ven. lucht. | alv. lucht. | CO <sub>2</sub> -afg.p.L. | CO <sub>2</sub> -prod. | min. vol. | slag vol. |
| A                  | 52.3        | 39.4        | 58.2                      | 182                    | 3.1       | 43        | 53.8        | 39.6        | 63.2                      | 204                    | 3.2       | 49        |
| B                  | 49.3        | 39.0        | 47.8                      | 262                    | 5.5       | 65        | 49.3        | 38.9        | 48.3                      | 281                    | 5.8       | 78        |
| C                  | 42.3        | 34.8        | 38.6                      | 188                    | 4.9       | 65        | 44.1        | 34.6        | 47.2                      | 233                    | 4.9       | 66        |
| D                  | 45.5        | 38.3        | 34.2                      | 190                    | 5.6       | 74        | 44.7        | 36.4        | 40.2                      | 264                    | 6.6       | 94        |
| E                  | 49.7        | 35.8        | 65.7                      | 181                    | 2.8       | 43        | 49.1        | 36.9        | 57.5                      | 191                    | 3.3       | 66        |
| F                  | 50.2        | 33.5        | 80.5                      | 225                    | 2.8       | 35        | 51.2        | 34.0        | 81.8                      | 278                    | 3.4       | 45        |
| G                  | 49.0        | 37.5        | 54.0                      | 247                    | 4.6       | 82        | 49.0        | 36.9        | 57.0                      | 272                    | 4.8       | 86        |
| H                  | 53.0        | 37.3        | 71.5                      | 287                    | 4.0       | 65        | 52.1        | 39.4        | 57.4                      | 264                    | 4.6       | 78        |
| I                  | 55.6        | 36.8        | 84.4                      | 267                    | 3.2       | 38        | 54.5        | 37.2        | 78.0                      | 308                    | 3.9       | 51        |
| K                  | 52.3        | 39.4        | 58.2                      | 182                    | 3.1       | 43        | 53.8        | 39.6        | 63.2                      | 204                    | 3.2       | 49        |
| L                  | 52.9        | 33.8        | 89.2                      | 198                    | 2.2       | 37        | 53.1        | 34.2        | 87.7                      | 227                    | 2.6       | 41        |
| M                  | 52.1        | 37.9        | 64.9                      | 227                    | 3.5       | 52        | 51.6        | 36.4        | 70.4                      | 282                    | 4.0       | 66        |
| Gemiddeld          | 50.2 ± 0.6  | 36.8 ± 0.4  | 62.6                      | 223 ± 10               | 3.8       | 55        | 50.2 ± 0.7  | 36.8 ± 0.4  | 62.6                      | 255 ± 11               | 4.2       | 65        |
|                    |             |             |                           |                        |           | Na        | arbeid.     |             |                           |                        |           |           |
| A                  | 53.6        | 38.6        | 67.4                      | 162                    | 2.4       | 29        | 53.6        | 41.4        | 53.4                      | 270                    | 5.0       | 69        |
| B                  | 44.7        | 37.4        | 35.2                      | 227                    | 6.5       | 59        | 47.4        | 39.7        | 35.8                      | 323                    | 9.0       | 103       |
| C                  | 44.2        | 33.1        | 56.9                      | 203                    | 3.6       | 36        | 45.2        | 35.7        | 46.1                      | 292                    | 6.3       | 71        |
| D                  | 47.2        | 35.2        | 37.8                      | 216                    | 3.8       | 40        | 48.4        | 35.8        | 59.9                      | 288                    | 4.8       | 65        |
| E                  | 45.8        | 29.6        | 82.3                      | 173                    | 2.1       | 21        | 46.3        | 33.8        | 61.5                      | 212                    | 3.4       | 44        |
| F                  | 47.0        | 33.0        | 69.0                      | 216                    | 3.1       | 35        | 48.5        | 33.2        | 74.6                      | 259                    | 3.5       | 43        |
| G                  | 47.0        | 35.0        | 58.0                      | 170                    | 3.0       | 42        | 47.0        | 35.4        | 55.8                      | 281                    | 5.0       | 83        |
| H                  | 48.5        | 33.4        | 73.6                      | 172                    | 2.3       | 29        | 50.2        | 37.2        | 60.8                      | 272                    | 4.5       | 61        |
| I                  | 45.8        | 31.6        | 71.3                      | 193                    | 2.7       | 23        | 49.2        | 35.9        | 63.0                      | 248                    | 4.0       | 43        |
| K                  | 55.6        | 39.9        | 68.9                      | 136                    | 2.0       | 20        | 56.5        | 42.6        | 59.3                      | 226                    | 3.8       | 48        |
| L                  | 48.6        | 31.9        | 82.2                      | 141                    | 1.7       | 18        | 48.6        | 34.8        | 66.3                      | 181                    | 2.7       | 40        |
| M                  | 51.6        | 34.4        | 81.2                      | 192                    | 2.4       | 27        | 51.1        | 34.9        | 76.4                      | 282                    | 3.7       | 49        |
| Gemiddeld          | 48.3 ± 0.7  | 34.4 ± 0.5  | 65.3                      | 183 ± 7                | 2.8       | 32        | 49.3 ± 0.5  | 36.5 ± 0.5  | 59.4                      | 278 ± 10               | 4.6       | 60        |











