

integendeel, als hij meent tegen het voornemen te moeten waarschuwen, behoort hij dat ook te doen. Slaagt hij er echter niet in zijn mening te laten overnemen, dan is het zijn taak deskundig advies te geven of desnoods, als hem dat in geweten onmogelijk is, de patiënt zelf te verwijzen naar een instantie, die wel zou kunnen en willen helpen. Het advies „probeer maar ergens anders.” doet in zijn vaagheid tekort aan de verantwoordelijkheid van de arts voor zijn patiënten. In dit verband zou ik aanstaande echtparen gelijk willen stellen met echtparen. Moeilijker wordt het als minderjarigen om advies komen: het lijkt aangewezen dan in elk geval niet buiten de ouders om te helpen.

Een laatste algemene kwestie die aan de orde dient te komen, de ethische onzekerheid, hangt samen met enkele nieuwere methoden, die de laatste jaren op de markt zijn geweest respectievelijk gekomen. Het betreft de orale anticonceptiemiddelen en de moderne plastic versie van de obsoleete Graefenberg-spiraal. Men zal zich herinneren dat in de historie van de anticonceptionele middelen deze door de tegenstanders ervan veelal zijn uitgekreten voor abortiva, terwijl de voorstanders de juistheid van deze gelijkstelling steeds met grote verontwaardiging hebben ontkend en juist de nadruk hebben gelegd op het (grote) principiële verschil: bij anticonceptie wordt (mogelijke) bevruchting voorkómen, bij abortus bestaat er echter al een vrucht, die wordt gedood.

Het merkwaardige feit doet zich nu voor, dat deze oude kwestie, die de laatste tien jaren nauwelijks meer leefde, opnieuw aan de orde moet komen, omdat zich stoffen en middelen aandienen die wel degelijk op het grensgebied van anticonceptie en abortus werken. Wat namelijk te denken van stoffen,

die de bevruchting van de eicel niet voorkomen, maar het bevruchte ei tot afsterven doemen door de innesteling ervan in de baarmoederwand te verhinderen? Waarmee heeft men hier te maken? Het is mij bekend, dat beide mogelijke redeneringen een zekere aanhang hebben; ten eerste, het zijn wel degelijk abortiva, want of de vrucht nu groot of klein is, het is een vrucht en verhinderen van de innesteling komt praktisch neer op doden van de vrucht; ten tweede, het zijn nog contraceptiva want de noodzakelijke eenheid tussen moederlichaam en vrucht is nog niet tot stand gekomen, de moeder is daarom nog niet zwanger en dus kan er nog geen sprake van zwangerschapsverstoring zijn.

Hoewel ik geneigd ben, voor de laatste uitleg te kiezen en ook de katholieke moraaltheoloog *Van de Marck* dat heeft gedaan in zijn inmiddels befaamde voordracht op het symposion van de medische faculteit van Nijmeegse studenten op 8 november 1964, zou ik er toch verre de voorkeur aan geven middelen te kunnen toepassen, waarvan de werking minder onduidelijk is, meer specifiek anti-conceptioneel. En niet alleen op ethische gronden. Hoewel de ervaring leert dat tal van vrouwen, die er hoge beginselen op na houden, niettemin rustig komen vragen om een middel, dat „hun weggebleven menstruatie weer op gang helpt” en helemaal niet ont-hutst blijken als de arts dan stelt dat dit neerkomt op het vragen om abortus, dient men ook rekening te houden met de mogelijkheid dat anderen, als hun de toedracht van de werking van anti-nidatie middelen bekend wordt, dit als een psychotrauma zullen ervaren, zoals — naar inmiddels is bewezen — in elk geval niet zelden voorkomt, zelfs bij legale abortus in een wat later stadium.

Eerst thans lijkt het moment gekomen, de voornaamste methoden tegen elkaar af te wegen.

De stethoscoop*

DOOR A. VAN ROTTERDAM

Inleiding. De borstwand beweegt, evenals de rug, ten gevolge van de werking van de inwendige organen. Voor het grootste gedeelte worden deze bewegingen, welke periodiek zijn, veroorzaakt door het hart en de longen. Uitsluitend die bewegingen welke in het audiogebied (ca 30-16.000 Hz) liggen kunnen, mits sterk genoeg, met behulp van een stethoscoop als geluid worden waargenomen (*figuur 1*).

De bijdrage van het hart kan men onderverdelen in twee groepen van componenten: a de beweging van het hart als geheel; b de beweging van hart en grote vaten ten gevolge van de bloedstroming en het openen en sluiten van de kleppen.

De bijdrage van de longen heeft ook twee groe-

pen van componenten: a de langzame beweging bij het vullen en ledigen van de longen; b de beweging door de luchtstroming in de longen.

Afhankelijk van hun frequenties zullen al deze bewegingen meer of minder goed worden voortgeplant naar de borstwand. De voortplanting is ook afhankelijk van specifieke eigenschappen, zoals viscositeit, dichtheid en elasticiteit van de tussen de borstwand en de bron gelegen weefsels.

Wanneer hart of longen niet normaal functioneren zal in vele gevallen een verandering in het bewegingspatroon van borstwand en rugwand optreden, die specifiek is voor de betreffende afwijking. Aan het patroon zal men dus de afwijking meer of minder goed kunnen herkennen. Om de borstwand-beweging te kunnen bestuderen zijn verschillende

* Uit het Medisch-Fysisch Instituut T.N.O. te Utrecht.

methoden ontwikkeld, waarvan de „onmiddellijke auscultatie”, toegepast door Hippocrates, vermoedelijk de oudste is. Laënnec, die deze methode ook kende, kon haar ten gevolge van de toen heersende fatsoensbegrippen niet toepassen. Hij gebruikte een papieren koker, waarvan hij veronderstelde dat deze het „geluid” zou voortplanten. Tot zijn verbazing was hij hiermede in staat het hartgeluid veel beter te horen. Zodoende vond hij de stethoscoop uit. Einthoven, die het nut van elektrische apparaten ten behoeve van de diagnostiek inzag, trachtte de borstwandbeweging met behulp van een galvanometer en koolmicrofoon te registreren. Hij ontwierp de eerste fonocardiograaf.

Wij zullen ons in dit artikel beperken tot het waarnemen door middel van auscultatie met de stethoscoop.

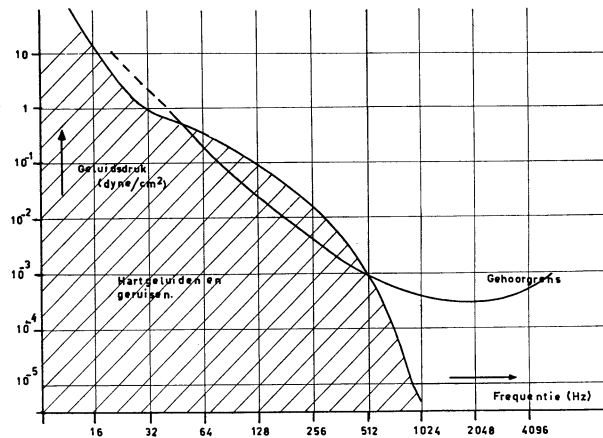
Beschrijving van de stethoscoop. Men kan de stethoscoop onderverdelen in twee typen: A De monaurale stethoscoop; B De binaurale stethoscoop (met twee slangen).

De monaurale stethoscoop bestaat uit een houten of metalen doorboorde cilinder met aan de onderkant een klokvormig open borststuk en aan de bovenkant een oorstuk dat meer of minder op de oorschelp aansluit. Dit instrument is in de loop der eeuwen bijna niet veranderd.

De binaurale stethoscoop bestaat uit het borststuk met membraan en/of het borststuk zonder membraan; twee slangen, of twee slangen die met behulp van een y-stuk samenkomen in één slang; twee oorknoppen met metalen beugel.

Principe van de stethoscoop. Wanneer men een starre buis, dat wil zeggen een buis met niet-elastische wanden, aan beide zijden met een membraan afsluit, zodat men een afgesloten systeem krijgt, zal het ene membraan gaan bewegen wanneer men het andere beroert. De luchtverdunningen en verdichtingen planten zich in de buis voort. Van gelijkvormigheid van beweging van de twee membranen kan men echter niet spreken. In ons geval wordt de buis samengesteld uit de slangen en de oorknoppen van de stethoscoop en de gehoorgang. Het ene membraan bevindt zich in het borststuk van de stethoscoop, of het wordt gevormd door de huid onder het open borststuk, het andere membraan is het trommelvlies. De bewegingen van het eerstgenoemde membraan zal men als geluid waarnemen.

Wanneer men echter een massieve staaf neemt en men beweegt de ene zijde, dan zal deze beweging zich door het vaste materiaal voortplanten en aan de andere zijde ook een beweging veroorzaken. Bij de stethoscoop vormen de wanden van de buizen het vaste materiaal. De beweging van de borstwand zal zich ook door de vaste buiswanden voortplanten en men zal deze eveneens als geluid waarnemen daar het oor ook reageert op trillingen van de schedelbeenderen (beengeleiding). De borstwandbeweging ervaart men dus ten gevolge van twee verschijnselen, de voortplanting van de bewe-



Figuur 1. Het gedeelte van de hartgeluiden en de geruisen welke in het algemeen door een stethoscoop kunnen worden waargenomen, worden weergegeven door het gedeelte van het gearceerde oppervlak boven de gehoorgrens. Voor pathologische gevallen zal het gearceerde oppervlak kunnen veranderen, terwijl de gehoorgrens ook van mens tot mens varieert (naar Butterworth, Chassin en McGrath: „Cardiac auscultation including audio visual principles”, Grune & Stratton Inc., 1955. Met toestemming van schrijvers en uitgever).

ging door de luchtkolom en de voortplanting door de wanden van stethoscoop.

De ideale stethoscoop. Om enerzijds onze bestaande stethoscopen aan een kritisch onderzoek te kunnen onderwerpen en daardoor de beste eruit te kunnen kiezen en om anderzijds de beste gebruiksmethode te kunnen aanwijzen, zullen een aantal criteria moeten worden gevonden. Hiertoe zal men het beste de „ideale” stethoscoop kunnen bezien. Deze ideale stethoscoop zal niet, zoals zo vaak is gesteld, de „geluiden” uit de borstkas onvervormd moeten weergeven (Landes). Hij zal een diagnostisch apparaat dienen te zijn, met behulp waarvan de pathologische borstwandbeweging zo goed mogelijk van de normale kan worden onderscheiden (Hollmack). Met deze eis wordt dus niet verlangd dat een signaal niet mag worden „gevormd” door een belasting van de borstwand of ten gevolge van een speciale stethoscoop. Indien men door deze „vervorming” het pathologische beeld duidelijker kan onderscheiden van het normale, is er geen enkele reden waarom men een „natuurgetrouwe” overdracht zou eisen. Men kan zich overigens afvragen wat „natuurgetrouw” betekent.

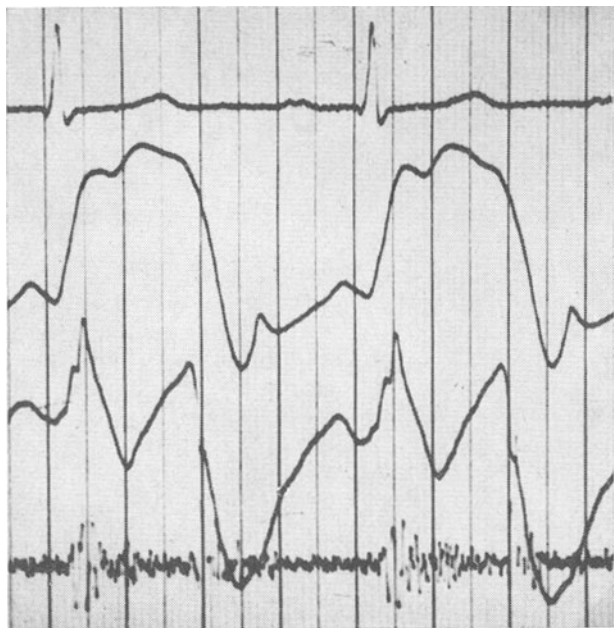
De borstwandbeweging. Om de stethoscoop zo goed mogelijk te kunnen dimensioneren, dient men de eigenschappen van de borstwandbeweging en die van het oor te kennen. Men zal kunnen volstaan met het beschrijven van de beweging ten gevolge van de hartactie in het audiofrequentiegebied. Als men de borstwand bij ademstilstand met behulp van bijvoorbeeld een fotocelopenemer bekijkt, dan zal

blijken, dat de laagfrequente (l.f.) bewegingen zeer veel groter zijn dan de hoogfrequente (h.f.) (figuur 2). De grootte van de amplitude neemt af als de frequentie toeneemt.

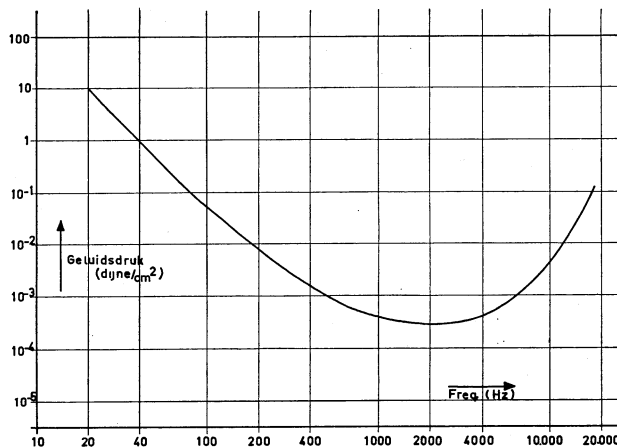
Het oor. Een beschrijving van de auscultatie zonder het vermelden van tenminste de belangrijkste eigenschappen van het oor is onvolledig. Het oor is het voornaamste instrument bij de auscultatie. Dat men zo goed hartgeluiden kan waarnemen en onderscheiden, wordt mogelijk gemaakt door de kwaliteiten van het oor. De stethoscoop vormt slechts de brug tussen het fenomeen en het waarnemende en bewerkende orgaan, het oor.

a *De gehoordrempel.* Indien wij de luchtdruk aan het trommelylies sinusvormig variëren, zal een toon worden gehoord met een hoogte, die bepaald wordt door de frequentie van de luchtdrukvariatie. De gehoordrempel is de laagst waarneembare geluidsintensiteit en is afhankelijk van de frequentie. Uit de vorm van de gehoorrens in het diagram (figuur 3), waarin de luchtdrukvariatie (geluidsdruk) is uitgezet tegen de frequentie, kan men afleiden, dat het gemiddelde oor bij ongeveer 2000 Hz het gevoeligst is. De gevoeligheid neemt sterk af bij hogere frequenties en minder sterk bij lagere frequenties. De minimum drukvariatie nodig bij 2000 Hz, is slechts ongeveer $5 \cdot 10^{-4}$ dyne/cm² (ongeveer 5 mg/m²).

b *Afhankelijkheid van luidheidservaring en ge-*



Figuur 2. Verplaatsingen van de borstwand ten gevolge van de hartactie als functie van de tijd. De onderste curve geeft hoogfrequente componenten van die verplaatsing. In de verplaatsingscurve zijn deze componenten niet te zien omdat zij te klein zijn ten opzichte van de laagfrequente componenten.



Figuur 3. Gehoorrens van het oor (naar H. Fletcher: „Speech and Hearing”, Copyright 1953, D. Van Nostrand Company Inc., Princeton, N.J.).

luidsdruk. Een andere eigenschap van het oor is, dat de luidheidservaring ongeveer evenredig is met de logaritme van de geluidsdruk. Dit wil zeggen, dat men een geluid tweemaal zo luid hoort indien de logaritme van de geluidsdruk (intensiteit) tweemaal zo groot wordt. Het oor is in staat tussen de gehoordrempel en de pijngrens geluiden waar te nemen die zeer veel in geluidsdruk verschillen. Bladergeritsel bijvoorbeeld ligt ongeveer 10 dB (decibel) boven de gehoorrens. De pijngrens ligt 130 dB boven de gehoorrens. De luidheidservaringen verhouden zich dan als 1 : 13. De amplitudes van de geluidsdruk verhouden zich echter als 1 : 10⁶. Intensiteit van geluid in dB uitgedrukt, is gelijk aan $20 \log P/P_0$ met P = geluidsdruk en P_0 = geluidsdruk bij gehoorrens.

c *Minimale, maar nog waarneembare, variaties in geluidsdruk.* De wet van Weber-Fechner zegt, dat een bepaald vast percentage van de stimulus nodig is om een waarneembare ervaringsverandering te geven. Bij het oor zijn enige afwijkingen van deze wet gevonden. Uit metingen is namelijk gebleken, dat boven een bepaalde geluidsdruk bij ongeveer 2000 Hz het oor het gevoeligst is voor geluidsdrukvariaties. Variatie van tien tot vijftien procent bleek al voldoende om een waarneembare verandering te geven. Bij een zeer lage geluidsdruk had men daarentegen 70 procent variatie nodig om een verandering waar te nemen (wij kunnen de geluidsdruk van een zeer zwak geluid veel sterker maken zonder dat wij dit merken).

d *Mogelijkheden voor het constateren van frequentie-variaties.* Frequentie-variaties kunnen gemakkelijk door het oor worden waargenomen. Een frequentie-variatie van ongeveer een procent is zelfs in de laagste frequenties van het audiogebied nog waarneembaar.

e *Maskeereffect.* Een belangrijk effect, waarmee bij het ontwerpen van de stethoscoop reke-

ning moet worden gehouden, is het maskeren. Wanneer men bijvoorbeeld twee tonen van verschillende frequentie hoort, zal men door de laagste toon te versterken de hoogste toon minder goed horen. Bij een bepaalde amplitudeverhouding is het zelfs mogelijk dat men de hoogste toon helemaal niet meer hoort. Wanneer men een complex geluid (bestaande uit verscheidene componenten die in frequentie en amplitude verschillen) versterkt, zal de hoorervaring reeds zonder vervorming niet alleen sterker maar ook anders worden. De laagfrequente componenten gaan de hoogfrequente meer maskeren. Een ander maskeereffect bestaat uit het niet horen van een zwak geluid wanneer dit binnen korte tijd volgt op een sterk geluid.

De eisen voor de „ideale” stethoscoop. Uitgaande van de eigenaardigheden van het oor en het karakter van de borstwandbeweging kunnen de eisen voor een „ideale” stethoscoop worden opgesteld.

a Om het maskeren van de (diagnostisch belangrijke) h.f. geruisen door de grote l.f. componenten te voorkomen, zullen deze l.f. componenten ten opzichte van de h.f. componenten akoestisch moeten worden verzwakt.

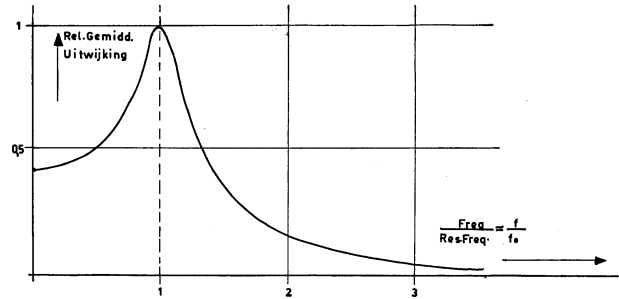
b Daar ook de l.f. geluiden waardevolle informatie kunnen bevatten, moet de stethoscoop eveneens geschikt zijn voor l.f. weergave.

c De stethoscoop zal bovendien de vaak zeer zwakke h.f. geruisen niet te veel mogen verzwakken, terwijl de energieoverdracht van borstwand naar stethoscoop en van stethoscoop naar oor maximaal moet zijn. Het is namelijk zeer wel mogelijk dat de geluidsdruk beneden de gehoorrens komt te liggen ten gevolge van verliezen in de stethoscoop.

d Om de herkenning van zwakke geluiden te vergemakkelijken, zal elk storend lawaai moeten worden geweerd. De stethoscoop moet dus de oren afsluiten voor andere signalen dan die van de borstwand.

e Wanneer men bij een patiënt tweemaal op dezelfde plaats luistert, moet men in beide gevallen hetzelfde horen, met andere woorden de waarneming met de stethoscoop moet reproduceerbaar zijn.

De monaurale stethoscoop. Men kan het beste gebruik maken van deze stethoscoop wanneer er geen l.f. bewegingen aanwezig zijn of wanneer deze zeer zwak zijn, terwijl de h.f. bewegingen eveneens zeer zwak zijn (bijvoorbeeld de hartbewegingen van het kind in het moederlichaam). Daar hij geen membraan bezit, zal de energie-overdracht gunstiger zijn dan bij een membraan-stethoscoop. Indien de l.f. geluiden zwak zijn, behoeft men voor maskeren niet bang te zijn, zodat zwakke h.f. geluiden dan kunnen worden waargenomen. Men kan bovendien het volume van de stethoscoop klein houden door de buis zo kort mogelijk te kiezen. Een nadeel van deze stethoscoop is dat één oor niet meedoet met luisteren. Het kan bij zwakke geluiden wenselijk zijn om het vrije oor af te sluiten met de vinger om storend achtergrondgeluid te beperken en het maskeren van



Figuur 4. Gemiddelde uitwijking van een membraan, aangedreven met een constante kracht, als functie van de frequentie (naar: Ph. M. Morse, „Vibration and sound”, Copyright 1948, McGraw-Hill Book Company, met toestemming van de uitgever).

het signaal hierdoor te verhinderen. De druk van het borststuk op het lichaam is, evenals bij het open borststuk van de slangen stethoscoop, weer belangrijk.

De binaurale stethoscoop. a De akoestische filtering wordt hier verkregen door het membraan-borststuk te gebruiken. Het membraan, in contact met de huid gebracht, heeft een bepaalde stijfheid (elasticiteit), een massa en een demping. Deze eigenschappen bepalen de eigenresonantie, dat wil zeggen de trilling, welke het membraan krijgt, wanneer het wordt aangestoten en vrij kan uittrillen. Wanneer de stijfheid van het membraan groter wordt, wordt de resonantiefrequentie hoger, toename van diameter en/of massa doet de resonantiefrequentie echter dalen. Wanneer de variërende druk op het membraan bij verschillende frequenties even groot is, zal het membraan bij zijn resonantiefrequentie de grootste uitwijking krijgen (figuur 4). Het membraan doet dus dienst als filter. Een andere eigenschap van het op de borstwand gelegen membraan is, dat het de energie-overdracht ongunstiger maakt en zo de borstwandbeweging meer „verzwakt” naarmate het membraan een hogere resonantiefrequentie bezit. Wanneer men de resonantiefrequentie van het membraan voldoende hoog kiest, zullen de grote l.f. componenten zodanig verzwakt worden ten opzichte van de h.f. componenten, dat deze niet meer worden gemaskeerd. Om de bepaalde resonantiefrequentie te verkrijgen, wordt aangeraden een bakeliet membraan te gebruiken met een diameter van $1\frac{3}{8}$ inch (35 mm) en een dikte van 0,015 inch (0,38 mm) (Rappaport en Sprague, 1941). Dikkere membranen, die stijver zijn, verzwakken de borstwandbeweging te veel. Een membraan kan op den duur zijn elasticiteit verliezen, waardoor onder andere zijn resonantiefrequentie verandert. De filtering wordt dan ook anders, waardoor men bepaalde tonen niet meer herkent of hoort. Het zo nu en dan vervangen van een membraan is daarom geen overbodige luxe.

b De geschiktheid voor het weergeven van l.f. bewegingen. Om l.f. geluiden te kunnen horen past

men een klok- of bekervormig borststuk zonder membraan toe. De huid onder het borststuk doet nu dienst als membraan. De stijfheid van dit „membraan” is veel kleiner dan die van het bakeliet membraan, waardoor de resonantiefrequentie veel lager ligt. De l.f. bewegingen worden nu veel minder verzwakt ten opzichte van de h.f. bewegingen dan bij het membraanborststuk (figuur 5). Men hoort nu overwegend l.f. geluiden, omdat de h.f. geluiden worden gemaskeerd door de relatief sterke l.f. geluiden. Voor de afmetingen van het open borststuk wordt aangeraden een diameter van 2, 1,5 of 1 inch (50, 38 of 25 mm) (Rappaport en Sprague, 1941). Daar het borststuk met een diameter van 50 mm de laagste resonantiefrequentie veroorzaakt, zal dit het gevoeligst zijn voor l.f. geluiden.

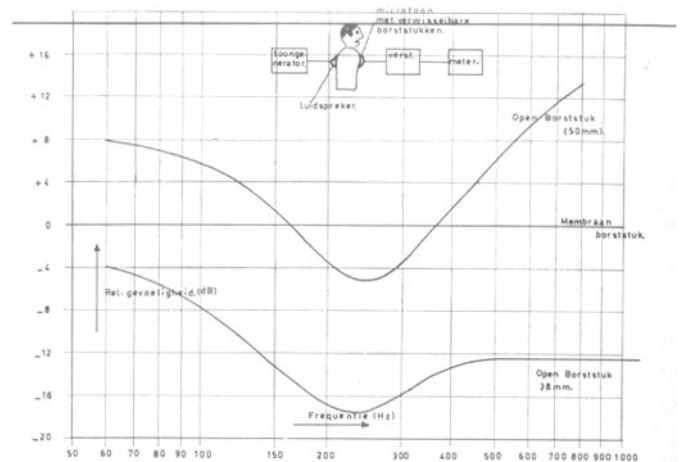
c De maximale energieoverdracht. Hoewel de maximale energieoverdracht slechts goed te bepalen is wanneer men de akoestische impedanties van oor en stethoscoop en ook de mechanische impedantie van de borstwand kent, kan men toch als vuistregel stellen, dat het volume van de borststukken zo klein mogelijk moet zijn. De volumeverandering in de stethoscoop ten gevolge van de beweging van het membraan of van de borstwand onder het open borststuk, veroorzaakt dan meestal een zo groot mogelijke drukvariatie, die een maximale hoorervaring geeft. Bij het open borststuk kan men het volume niet onbegrensd klein maken. Bij gezette mensen zou, vooral bij gebruik van een borststuk met een diameter van 50 mm, het weefsel niet meer als membraan fungeren, maar het borststuk vullen.

Bij een diameter van 50 mm wordt als het minimale volume aangegeven: 12,7 cm³, bij 38 mm: 6,2 cm³ en bij 25 mm: 2,3 cm³ (Rappaport en Sprague, 1941). Bij een membraan-borststuk kan men het volume nog wel verder verkleinen. Het minimale volume wordt hier bepaald door de eis, dat het membraan bij de grootste uitwijking de achterwand van het borststuk niet mag raken.

Een andere voorwaarde voor maximale energieoverdracht is, dat men de slangen op een bepaalde manier moet dimensioneren. Men zou ze zo kort en zo nauw mogelijk willen maken om bij een bepaalde membraanuitwijking een zo groot mogelijke drukvariatie te krijgen. De minimumlengte is die waarbij de stethoscoop nog te gebruiken is; bij te nauwe buizen wordt de wrijvingsweerstand te groot, waardoor veel geluidsenergie verloren gaat.

Experimenteel hebben Rappaport en Sprague bepaald, dat de lengte ongeveer 10-12 inch (ongeveer 25-30 cm) en de inwendige diameter ongeveer 1/8 inch (ongeveer 3 mm) moest zijn. Voor gunstige overdracht van zeer h.f. geluiden (groter dan 750 Hz) is 1/4 inch (ongeveer 6 mm) de beste diameter (Rappaport en Sprague, 1941 en 1951). Verder dienen de slangen zo stug mogelijk te zijn. De binnenwand moet glad zijn om de wrijvingsverliezen klein te houden.

Het is duidelijk dat door een lek in het gesloten systeem (stethoscoop - gehoorgang), in de meeste



Figuur 5. Gevoeligheid van het open borststuk voor bewegingen van de borstwand, ten opzichte van de gevoeligheid van het membraan-borststuk, als functie van de frequentie van de harmonische borstwandbeweging (naar Rappaport en Sprague: *American Heart Journal* 21:257, 1941, uitgegeven door de C.V. Mosby Company, St. Louis, Missouri).

gevallen geluidsenergie verloren gaat. Rappaport en Sprague stelden vast dat een lek langs beide oorknoppen van 0,015 inch diameter (5 haardikten), bij 30 Hz de geluidsdruk al viermaal kleiner deed worden. De oorknoppen moeten daarom goed in de gehoorgang passen (Rappaport en Sprague 1952).

d De storende invloed van achtergrondlawaai kan men door goedpassende oorknoppen zoveel mogelijk verkleinen. De stethoscoop moet bovendien zo zijn geconstrueerd dat de slangen elkander bij normaal gebruik niet raken. Het wrijven geeft namelijk een storend geluid.

e Voor de reproduceerbaarheid is het van belang, dat men vooral het open borststuk steeds met dezelfde druk op de borstwand houdt. Verhoogt men de druk, dan zal de huid onder het borststuk strakker worden gespannen, waardoor de resonantiefrequentie van het „membraan” hoger wordt. De hoge tonen in het hartgeluid komen dan meer naar voren. Wanneer men enige ervaring bezit, dan kan men deze eigenschap van het open borststuk benutten. Bij lichte druk op het borststuk hoort men de l.f. geluiden, zoals de derde harttoon en de gallopritmen. Drukt men harder, dan hoort men de eventuele h.f. geruisen (Ravin). Het open borststuk kan men dus gebruiken als variabel filter.

Wanneer wij het voorafgaande resumeren dan blijkt dat het voldoen aan de volgende voorwaarden aanbevelenswaardig is:

- 1 een open borststuk met een diameter van 50, 38 of 25 mm, met volumes van respectievelijk 12,7, 6,2 en 2,3 cm³;
- 2 een membraan borststuk met een diameter van

35 mm en een zo klein mogelijk volume;

3 een membraan van bakeliet of ander even stijf materiaal met een dikte van ongeveer 0,38 mm;

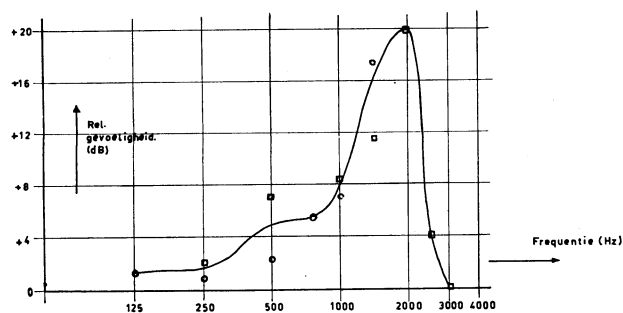
4 twee slangen, waarvan de lengte per slang ongeveer 25-30 cm moet bedragen en de inwendige diameter 3 mm moet zijn. Gebruikt men een koppelsstuk met een derde slang, dan zal de totale lengte van borststuk tot oorstuk ook weer 25-30 cm moeten bedragen;

5 goed sluitende oorstukken.

Burch en Stock hebben een stethoscoop ontworpen, die met behulp van een akoestisch resonantie-systeem zijn grootste gevoeligheid bezat bij 1000 Hz (figuur 6). De akoestische filtering wordt niet alleen veroorzaakt door het membraan. Ook het volume van het borststuk zal een van de frequentie afhankelijke invloed uitoefenen op de energieoverdracht. De ontwerpers hebben van deze zogenaamde dode ruimte van het borststuk gebruik gemaakt door deze ruimte te koppelen aan een speciaal gevormd aansluitingsstuk. Door de resonantiefrequentie van dit systeem bij 1000 Hz te kiezen, bereikte men, dat de maximale energieoverdracht optrad bij 1000 Hz. Vanaf 125 Hz was deze stethoscoop beter dan een met het membraan-borststuk.

Gebruik van de stethoscoop. Indien men ausculteert controleer men eerst of l.f. geluiden aanwezig zijn en of dit l.f. patroon afwijkingen vertoont. Dit doet men het beste met een open borststuk. Om bij aanwezigheid van l.f. geluiden geruisen te kunnen constateren, zal men druk moeten uitoefenen op het open borststuk. Beter is het een membraan-borststuk te gebruiken. Zijn er geen l.f. „geluiden” aanwezig, dan kan men overgaan op een monoraule stethoscoop.

Zelfs wanneer men op de meest efficiënte manier van een goede stethoscoop gebruik maakt zullen bruikbare resultaten slechts worden verkregen indien men zijn informatie kan herkennen en deze op de juiste manier kan interpreteren. „Die Schwierigkeiten der Auskultation liegen nicht in der zu geringen Lautheit, sondern in der richtigen Deutung dessen was man hört” (Edens, zie Landes). Wan-



Figuur 6. Gemiddelde gevoeligheid van de stethoscoop van Burch en Stock ten opzichte van de gevoeligheid van een membraan-borststuk als functie van de frequentie (naar C. R. Burch and J. P. P. Stock: „A new diaphragmatic stethoscope”, *British Heart Journal* 23:447, 1961).

neer men een andere stethoscoop gaat gebruiken zullen vele fenomenen een andere gehoorervaring geven. Hierdoor zou de diagnose bemoeilijkt kunnen worden. Er wordt daarom vaak op aangedrongen dezelfde stethoscoop te blijven gebruiken, zelfs indien er betere bestaan.

Stethoscopen met elektronische versterking. Tegen het gebruik van een elektronische stethoscoop pleiten geen andere redenen dan de hierboven genoemde. Voor artsen met een slecht gehoor zal een dergelijke stethoscoop een uitkomst betekenen. Een ander voordeel van elektronische versterking ligt in de mogelijkheid van het uitzeven van bepaalde frequentiegebieden, waardoor sommige afwijkingen, bijvoorbeeld in een geruis, kunnen worden waargenomen.

Samenvatting. Aan de hand van de eigenschappen van de borstwand en de bijzondere eigenschappen van het oor zijn eisen opgesteld waaraan een stethoscoop zo goed mogelijk moet voldoen. Voor de slangenstethoscoop zijn een aantal maten opgegeven voor borststukken en slangen, voornamelijk ontleend aan publikaties van Rappaport en Sprague. Ook de meest efficiënte gebruiksmethode is aangegeven. Om een en ander zo algemeen mogelijk te behandelen is niet gesproken van geluiden maar van borstwandbewegingen (trillingen), die onder andere met behulp van een stethoscoop een geluidservaring geven. Hierdoor is bijvoorbeeld de werking van het membraan gemakkelijker te begrijpen dan wanneer men er van uitgaat, dat borst- en rugwand geluidstralende oppervlakken zijn. Er is alleen ingegaan op het ausculteren van hartgeluiden. Eenzelfde beschouwing geldt ook voor longgeluiden. Deze bevatten hogere frequentie componenten.

Summary. The stethoscope. On the basis of the properties of the chest wall and special characteristics of the ear, requirements are formulated which a stethoscope should meet as well as possible. With reference to the tube stethoscope, measurements of chest pieces and tubes are discussed, for the greater part on the basis of publications by Rappaport and Sprague. The most effective mode of employment is also discussed. This paper does not discuss sounds but rather chest wall movements (vibrations) converted into sounds through the stethoscope. This facilitates the understanding of, for example, the mechanism of action of a membrane. This mechanism is more easily explained in these terms than on the basis of the presumption, often made, that chest wall and dorsal wall are sound-emitting surfaces. The discussion is confined to the auscultation of heart sounds, but the considerations also hold true for pulmonary sounds which contain components of higher frequency.

- Delaunoy, A. L., Enkele beschouwingen over moderne medische fysica. Standaard Boekhandel, Antwerpen.
- Hardman, V. en J. S. Butterworth (1961) *Amer. Heart Ass. Inc.* 30, 651.
- Holldack, K. (1955) *Lehrbuch der Auskultation und Perkussion*. Thieme Verlag, Stuttgart.
- Landes, G. (1958) *Grundriss der Perkussion und Auskultation*. De Gruyter & Co., Berlin.
- Lepeschkin, A. en J. Burlington (1952) *Amer. Heart J.* 43, 881.
- Levine, S. A. en W. P. Harvey (1949) *Clinical auscultation of the heart*. Saunders Company, Philadelphia, London.
- Martini, P. (1920) *Z. Biol.* 71, 117.
- Rappaport, M. B. en H. B. Sprague (1941) *Amer. Heart J.* 21, 257.
- idem (1942) *Amer. Heart J.* 23, 591.
- idem (1951) *Amer. Heart J.* 42, 605.
- idem (1952) *Amer. Heart J.* 43, 713.
- Ravin, A. (1958) *Auscultation of the heart*. The Year book publishers Inc. Chicago.
- Weber, A. (1954) *Herzschall Registrierung*. Steinkopff, Dresden und Leipzig.