

Verhandelingen

**Beenmergdosis tengevolge van de
Röntgendiagnostiek**

dr. J. Weber

Nederlands
Instituut
voor
Praeventieve
Geneeskunde



**BEENMERGDOSIS TENGEVOLGE VAN DE
RÖNTGENDIAGNOSTIEK**

DRUK: N.V. DRUKKERIJ v/h BATTJEE & TERPSTRA — LEIDEN

BT
W 31
2)

VERHANDELING VAN HET
NEDERLANDS INSTITUUT VOOR PRAEVENTIEVE GENEESKUNDE

LV

ACADEMISCH PROEFSCHRIFT LEIDEN 1964

BEENMERGDOSIS TENGEVOLGE VAN DE
RÖNTGENDIAGNOSTIEK

DOOR

dr. J. WEBER

1964

BIBLIOTHEEK-NEDERLANDS INSTITUUT
VOOR PRAEVENTIEVE GENEESKUNDE
WASSENAARSEWEG 56 - LEIDEN

Het in deze verhandeling beschreven onderzoek werd uitgevoerd in opdracht van het *Nederlands Instituut voor Praeventieve Geneeskunde* te Leiden. De machinale berekeningen werden in dit Instituut verricht door de afdeling Statistiek, onder leiding van de heer J. J. Moolenbel en door de afdeling Bewerking waarneming uitkomsten TNO, onder leiding van Dr. E. F. Drion. De radiologische werkgroep van de Gezondheidsorganisatie TNO verleende financiële hulp bij de constructie van het fantoom en stelde meetapparatuur ter beschikking.

INHOUD

	blz.
1. INLEIDING	1
2. FACTOREN VAN BELANG BIJ HET RÖNTGENONDERZOEK	10
3. ANATOMISCHE GEGEVENS	21
4. HET FANTOOM	25
5. GEABSORBEERDE DOSIS IN BEENMERGHOLTEN	35
6. DE APPARATUUR	43
7. RESULTATEN DER METINGEN IN HET FANTOOM	56
8. BEENMERGDOSIS PER ONDERZOEK	65
9. DE BEVOLKINGSDOSIS	77
10. SAMENVATTING	85
11. SUMMARY	89
LIJST VAN TABELLEN	95
LIJST VAN FIGUREN	96
LITERATUURLIJST	97
TABEL I—VI	

1. INLEIDING

In het begin van dit hoofdstuk wordt het onderwerp waarover dit proefschrift handelt kort aangegeven. Een aantal begrippen wordt gedefinieerd. Tenslotte worden literatuurgegevens betreffende bevolkingsdoses en betreffende de relatie tussen de gemiddelde-beenmergdosis en de daaruit voortvloeiende leukemie-inductie besproken.

De toepassing van ioniserende straling is bijzonder succesrijk geweest in de geneeskunde. Speciaal de röntgendiagnostiek wordt zo uitgebreid toegepast dat per duizend inwoners jaarlijks enkele honderden onderzoeken worden verricht. Het gevolg hiervan is dat de röntgendiagnostiek, na de straling uit natuurlijke bronnen, de grootste bijdrage levert tot de stralingsdosis van de bevolking. Hoewel de vraag of deze dosis schadelijke effecten kan veroorzaken op grond van de huidige kennis niet met zekerheid is te beantwoorden, wordt wel aangenomen dat genetische schade en leukemie-inductie de belangrijkste zouden zijn. De uit genetisch oogpunt belangrijke dosis op de geslachtsorganen was in vele landen het onderwerp van speciale studies. In Nederland verscheen hierover een proefschrift (BEEKMAN 1962) waarvoor een uitgebreide studie was verricht naar de röntgenonderzoeken die de inwoners van Leiden en Oegstgeest in 1959 ondergingen, en naar de hierbij gebruikte stralenkwaliteiten.

De in dit proefschrift te beschrijven studie richt zich op de door de röntgendiagnostiek veroorzaakte doses op het belangrijkste bloedbereidende weefsel, het beenmerg. Hierbij is uitgegaan van een zo goed mogelijke benadering van de in de radiologische praktijk gebruikte technieken. Als stralenbron diende een normaal diagnostiekapparaat. Een met zorg geconstrueerd fantoom verving de patiënt, waarin met een speciaal voor dit doel ontworpen apparatuur de metingen werden verricht. De resultaten van deze metingen werden gecombineerd met de gegevens van BEEKMAN waardoor een berekening van de bevolkingsdosis kon worden gemaakt. Als inleiding zullen thans enkele literatuurgegevens worden besproken. Hiervoor worden allereerst enkele begrippen gedefinieerd.

De grootte van de schade die straling in weefsels veroorzaakt wordt beïnvloed door een aantal fysische en biologische factoren. De fysische factoren hebben betrekking op de straling waaraan het biologisch materiaal wordt blootgesteld en de wisselwerkingen die daarbij optreden. De belangrijkste factor is de door de straling afgegeven energie per gram materiaal,

geabsorbeerde dosis of kortweg dosis genoemd, uitgedrukt in rad (1 rad = 100 erg/gram).

De energie-overdracht aan de materie vindt steeds plaats door snelle geladen deeltjes. Deze is daardoor geconcentreerd langs de baan van dit deeltje en de overgedragen energie per weglengte, aangegeven met LET (*Linear Energy Transfer*), blijkt een belangrijke factor te zijn voor de relatieve biologische werkzaamheid (*Relative Biological Effectiveness*, symbool RBE). De RBE wordt opgegeven als de verhouding van de dosis röntgenstraling opgewekt bij een buisspanning van 200 à 300 kV, nodig om een bepaald biologisch effect te verkrijgen tot de dosis van de onderzochte straling, nodig om hetzelfde effect te verkrijgen. Het product van de dosis in rad en de RBE wordt de dosis in rem (afgeleid van „*roentgen equivalent man*”) genoemd, een eenheid waarvan vooral in de stralingsbescherming veel gebruik wordt gemaakt. De RBE is niet alleen afhankelijk van de LET en het onderzochte biologische effect, maar ook van velerlei andere factoren, zoals de eigenschappen van de weefsels of cellen die worden bestudeerd, de temperatuur, de zuurstofspanning en de metabolische activiteit tijdens of na de bestraling. De RBE, als een eigenschap van de straling, is daardoor in de regel een onvolledig bekende grootheid. In de stralingsbescherming wordt uit veiligheidsoverwegingen steeds gebruik gemaakt van vaste naar boven afgeronde waarden voor deze factor. In het laatste rapport van de ICRU (1962) wordt aanbevolen voor deze RBE waarden de naam kwaliteitsfactor (*Quality factor*, QF) in te voeren en de term RBE te reserveren voor de radiobiologie. In dit proefschrift zal slechts bij uitzondering gebruik worden gemaakt van de rem.

Een praktische en zeer veel gebruikte wijze van meting van straling is gebaseerd op zijn eigenschap in lucht ionisatie te veroorzaken. De kwantitatief beschrijvende grootheid zal hier worden aangeduid met het woord bestraling. De bestraling in een punt is het quotiënt van ΔQ en Δm , waarin ΔQ de som is van alle ladingen op alle ionen van één teken gevormd in lucht wanneer alle elektronen, vrijgemaakt door fotonen in een volume-element met massa Δm volledig worden gestopt in lucht. Het symbool Δ heeft hierbij de volgende betekenis. Het volume-element met massa Δm moet zo klein zijn dat een verdere verkleining geen verandering in de waarde van het quotiënt met zich meebrengt, terwijl aan de andere kant het toch steeds groot genoeg is om vele interacties te omvatten en door-kruist te worden door vele deeltjes. De oudste eenheid, „röntgen”, berust op deze wijze van meten en wordt gedefinieerd als een bestraling met röntgen- of gammastraling, die in 0,001293 gram droge lucht corpusculaire straling veroorzaakt, die in lucht één ese van lading van ieder teken vrijmaakt. Het woord bestraling heeft dus in dit proefschrift naast zijn intuïtieve ook een scherp omlijnde wetenschappelijke betekenis. Het is een vertaling van het door de ICRU (1962) aanbevolen woord „*Exposure*”. Een commissie (102a) van het Nederlands Normalisatie Instituut en de Neder-

landse Vereniging voor Radiologie hebben besloten een nieuw woord „*exposie*” aan te bevelen.

Een overzicht van de stand der kennis omtrent de gevolgen van straling voor de mens is gegeven in twee rapporten, samengesteld door de *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation* (UNSCEAR), verschenen in 1958 en 1962 (hierna aangeduid met UN 1958 en UN 1962). Hier wordt alleen datgene gereleveerd wat voor een goed begrip van de achtergrond van dit onderzoek noodzakelijk is. In deze rapporten wordt de bevolkingsdosis gesplitst in een dosis veroorzaakt door natuurlijk aanwezige bronnen en door kunstmatig verkregen bronnen. Bij de kunstmatig verkregen bronnen wordt de radioactieve neerslag veroorzaakt door proef-explosies geheel afzonderlijk behandeld. Deze zal hier verder geheel buiten beschouwing worden gelaten. Een overzicht van de verschillende doses is te vinden in tabel 1.1.

TABEL 1.1 GEMIDDELTE BEVOLKINGSDOSES PER JAAR (RADIOACTIEVE NEERSLAG NIET INBEGREPEN).

	genetische dosis (mrem)	beenmergdosis (mrem)
Natuurlijke bronnen	125	122
Medische toepassing:		
diagnostisch	30	50—100
therapeutisch	5	—
Radiologisch werk en diversen	2	—

Voor de beoordeling van het genetisch effect wordt gebruik gemaakt van de genetische dosis waaronder wordt verstaan de dosis welke, ontvangen door ieder individu van de bevolking, dezelfde genetische schade zou veroorzaken als de werkelijk door de individuen ontvangen dosis (genetically significant dose). Hierbij wordt aangenomen, dat de mutagene werking van straling een lineair verband vertoont met de dosis. In het algemeen is deze veronderstelling niet alleen door experimenten maar ook door het verkregen theoretische inzicht bevestigd. Bij de nieuwste experimenten is echter een invloed geconstateerd van de doseringssnelheid, evenals van het stadium van ontwikkeling en het geslacht van de gameten. Deze factoren zijn nog onvoldoende bekend en kunnen niet in rekening worden gebracht. De UNSCEAR schatte op grond van de opgaven welke ter kennis van de commissie waren gebracht dat de genetische dosis tengevolge van de röntgendiagnostiek en -therapie respectievelijk 30 en 5 mrem per jaar bedraagt. De opgaven varieerden van 6 tot 60 mrem voor de

röntgendiagnostiek en van 2 tot 13 mrem voor de stralingstherapie en van 0,18 tot 0,42 mrem voor de toepassing van radioactieve nucliden in de geneeskunde. HOLTHUSEN (1961) en BEEKMAN (1962) berekenden zowel de gemiddelde dosis op de gonaden als de gemiddelde genetische dosis. Deze bleek respectievelijk 29 en 18,6 mR te bedragen, te vergelijken met een genetische dosis van 18 en 6,8 mR. Het grote verschil wordt veroorzaakt doordat de kinderverwachting van de onderzochte patiënten in de betrokken landen laag is.

De bepaling van een dosis relevant voor de inductie van leukemie is ingewikkelder dan de bepaling van de gonadendosis. Door de geringe afmetingen van de gonaden kan men bij de meting of berekening van de gonadendosis tengevolge van de röntgendiagnostiek aannemen, dat de dosis in dit orgaan van punt tot punt weinig verandert. Het actieve beenmerg is verspreid over het gehele lichaam zodat in verschillende punten grote verschillen in dosis zullen voorkomen. Het is niet bekend welke dosis nu in rekening moet worden gebracht als parameter voor het schadelijk effect. Verschillende onderzoekers hebben hiervoor het naar het gewicht aan actief beenmerg gewogen gemiddelde gebruikt (*mean bone marrow dose*) en ook het UNSCEAR rapport sluit zich daarbij aan. Wij zullen deze gewoonte volgen en het aldus gewogen gemiddelde aanduiden als de *gemiddelde-beenmergdosis*. Door de gemiddelde-beenmergdosis te middelen over de gehele bevolking wordt de *per capita gemiddelde-beenmergdosis* berekend.

De UNSCEAR had niet voldoende gegevens tot zijn beschikking om een goede schatting van de per capita gemiddelde-beenmergdosis tengevolge van de röntgendiagnostiek mogelijk te maken. Wel berekende de commissie voor verschillende onderzoeken de daaruit voortvloeiende dosis. Uitgaande van een bepaalde huidbestraling werd met behulp van dieptedosis-tabellen de dosis ter plaatse van de verschillende skeletdelen bepaald, die daarna voor de afscherpende werking van het bot werd gecorrigeerd. EPP (1961) voerde een aantal metingen uit aan een fantoom. De commissie had eveneens de beschikking over de resultaten van een Deens onderzoek (BUHL 1962). Op grond van deze gegevens komt de commissie tot een schatting voor de per capita gemiddelde-beenmergdosis van 50–100 mrem per jaar tengevolge van de medische röntgendiagnostiek. De bijdrage van de therapeutische toepassing van röntgenstraling en van de toepassing van radioactieve isotopen kon niet worden geschat.

Voordat met het hier te beschrijven onderzoek werd begonnen is een voorlopige schatting gemaakt van de per capita gemiddelde-beenmergdosis, waarbij gebruik werd gemaakt van de toenmaals beschikbare gegevens betreffende de dosis per onderzoek (UN 1958) en van voorlopige gegevens van BEEKMAN betreffende het in 1959 verrichte aantal röntgenonderzoeken in Leiden en omgeving. Het resultaat van deze berekening was 107 mrem per jaar. Bij vergelijking met de gemiddelde gonadendosis viel het op, dat

de per capita gemiddelde-beenmergdosis hoger zou zijn en ongeveer gelijk aan die, veroorzaakt door de natuurlijke straling. Op grond van het feit dat bij vele onderzoeken een deel van het beenmerg in de directe röntgenbundel ligt, terwijl dit met de gonaden slechts bij uitzondering het geval is, was het aannemelijk dat de per capita gemiddelde-beenmergdosis hoger is dan de gonadendosis. Echter is de wijze waarop de berekening werd uitgevoerd onbevredigend. De bepaling van de dosis per onderzoek was zeer globaal. De UNSCEAR berekende de dosis slechts voor één stralenkwaliteit (1e hvd 3 mm A1). Experimentele bepalingen waren slechts door enkele onderzoekers uitgevoerd. Dit stak zeer ongunstig af tegen het grote aantal metingen betreffende de gonadendosis die in zeer veel centra zijn verricht. Een juiste kennis van de bij een röntgenonderzoek optredende dosis zou echter niet alleen van belang zijn voor een juistere bepaling van de bevolkingsdosis, maar ook voor de bescherming van de patiënt en van groepen patiënten. Men kan dan immers de stralingsdosis mede in overweging nemen bij de keuze van de manier waarop het onderzoek zal geschieden, bv. thoraxfoto, schermbeeldfoto of doorlichting.

Een kennis van de per capita gemiddelde-beenmergdosis van bevolkingsgroepen is van belang voor een verdere bestudering van leukemie-inductie door straling. Een verhoging van de leukemiefrequentie na bestraling is zowel bij proefdieren als bij de mens aangetoond. De leukemiefrequentie bij bepaalde bevolkingsgroepen is het onderwerp geweest van een aantal medisch-statistische studies, die wij in het kort zullen bespreken.

In Engeland is door COURT-BROWN en DOLL (1957, 1958) van 13.352 patiënten, welke door bestraling voor spondylitis ankylopoëtica (M. Bechterew) waren behandeld, de doodsoorzaak nagegaan. Tevens is de dosis op het beenmerg in de wervelkolom uit de behandeling afgeleid. Deze onderzoekers vonden een verhoogde leukemiefrequentie bij deze patiënten, die een zeer sterke bestraling van het beenmerg in de wervelkolom ondergingen (100–2500 rad). De regressielijn door de verkregen waarnemingen kan worden voorgesteld door

$$Y = 0,586 X + 38$$

waarin Y de leukemie-inductie per 10^6 personen per jaar is en X de gemiddelde dosis op het beenmerg in de wervelkolom in rad (UN 1962, zie fig. 1.1). De maximum kans op het optreden van leukemie bestaat 4–7 jaar na de bestraling.

Vele studies zijn gewijd aan de leukemie-inducties bij kinderen, na therapeutische bestralingen. Hoewel in enkele gevallen een verhoogde leukemiefrequentie is gevonden, zijn deze gegevens niet nauwkeurig genoeg om er verdere conclusies uit te trekken.

Onder de overlevenden van de bom-explosie boven Hiroshima werd een uitvoerig onderzoek gedaan naar het optreden van leukemie. HEYSSSEL

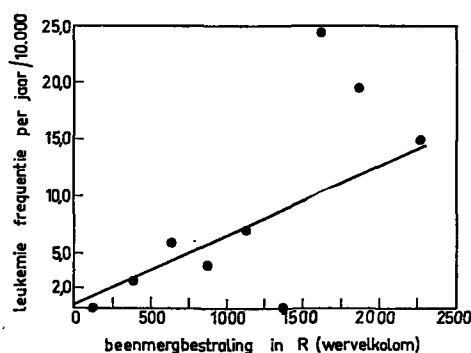


fig. 1.1 *Regressielijn van COURT-BROWN en DOLL (UN 1962).*

Deze regressielijn is verkregen na weging van de verschillende waarden met hun betrouwbaarheid.

c.s. (1960) concluderen uit de waarnemingen, dat deze boven 177 rad een lineair verband suggereren en dat een acceptabele schatting van het effect 100 extra gevallen van leukemie-inductie per 10^6 personen per 100 rad per jaar bedraagt. De doses zijn in dit geval zeer moeilijk te bepalen. Betrekkelijk willekeurig is voor neutronen een RBE van 1 gebruikt; berekend is de „first collision dose” (RITCHIE en HURST, 1959). Voor 77 rad (dosis in lucht) wordt nog leukemie-inductie geconstateerd (2 gevallen op 3605 personen). Dit punt valt op de regressielijn die door de punten voor de hogere doses kan worden getrokken. Voor de groepen met een luchtdosis van 34 en 19 rad zijn geen gevallen van leukemie geconstateerd. TOMONAGA (1962) publiceerde de resultaten van onderzoeken in Nagasaki die nog steeds worden voortgezet en analyseert het totale materiaal van Nagasaki en Hiroshima. Bij dit totale materiaal treedt de maximale leukemie-inductie naar voren tussen $4\frac{1}{2}$ en $7\frac{1}{2}$ jaar na de bestraling, terwijl 14 jaar na de bestraling een verhoogde leukemiefrequentie viel te constateren. In een steekproef (Master sample) van de bevolking van Nagasaki was eveneens een regelmatige toename in de leukemiefrequentie met de geschatte dosis te constateren, die in overeenstemming kan zijn met een lineair verband (een toename in de leukemiefrequentie van ongeveer $2/10^6$ per jaar per rad luchtdosis). Evenals HEYSSEL (1960) gebruikte ook deze auteur de dosimetrie gegevens van RITCHIE en HURST (1959).

Een aantal onderzoeken werd verricht naar de doodsoorzaken van radiologen in de Verenigde Staten en in Engeland. Hieruit bleek, dat in de Verenigde Staten van 1938 tot 1952 de gemiddelde jaarlijkse sterfte door leukemie $610/10^6$ bedraagt voor radiologen, te vergelijken met $121/10^6$ voor het bevolkingsgemiddelde, na correctie voor de leeftijdsverdeling en voor een hogere waarschijnlijkheid voor het stellen van de diagnose leukemie voor deze groep, in vergelijking met de gehele bevolking (LEWIS 1957). In Engeland kon een dergelijke verhoging niet worden aangetoond.

BRAESTRUP (1957) schat, dat die radiologen, welke met ouderwetse apparaten en weinig veiligheidsmaatregelen werkten 100 rad per jaar ontvingen; voor 1930 zou de bestraling nog hoger geweest zijn maar thans aanzienlijk lager (minder dan 5 rad per jaar). LEWIS (1957) veronderstelt een dosis van 30 rad per jaar op het bloedbereidend weefsel voor radiologen. Rekening houdende met de veronderstelling dat de leukemie-inductie binnen de 10 jaar zal optreden, is de in aanmerking te nemen dosis ongeveer 300 rad.

Een onderzoek, waarbij een verhoogde leukemie-inductie werd gevonden na absorptie van zeer lage doses, is dat van STEWART, WEBB en HEWITT (1958). Deze onderzoekers interviewden moeders van 1416 kinderen in Engeland en Wales, die beneden de 10 jaar waren overleden aan leukemie. In 13,7% der gevallen ondergingen de moeders een röntgenologisch pelvimetrie onderzoek tijdens de zwangerschap tegen 7,2% in een controlegroep. De conclusie is dat het risico ongeveer verdubbeld is. Vier andere soortgelijke retrospectieve onderzoeken leidden tot tegenstrijdige resultaten. FORD c.s. (1959) vonden overeenkomstige resultaten als STEWART c.s. maar POLHEMUS en KOCH (1959) en MURRAY c.s. (1959) vonden geen verhoging. KAPLAN (1958) vond een verhoging ten opzichte van één van twee controlegroepen. COURT-BROWN, DOLL en HILL (1960) vonden in een prospectieve studie betreffende 39.166 levend geboren kinderen, waarvan de moeders een dergelijk onderzoek ondergingen geen verschil met de normale verwachting van 10,5 (9 sterfgevallen aan leukemie, te vergelijken met een normale verwachting van 10,5). Deze aantallen zijn echter weer te klein om een definitieve conclusie te trekken. MACMAHON (1962) verrichtte een onderzoek aan de hand van gegevens van 37 grote kraamklinieken en overlijdens- en geboortebewijzen in een deel der Verenigde Staten (North East Region). Kinderen die in utero werden bestraald doordat de moeders gedurende de zwangerschap een röntgenonderzoek ondergingen, vertoonden een grotere waarschijnlijkheid voor het ontwikkelen van kanker; zowel leukemie als neoplasmata in het centrale zenuwstelsel en andere neoplasmata waren 40% sterker vertegenwoordigd in de bestraalde groep. De verhoogde sterfte trad het sterkst op in het 5e tot 7e jaar. MACMAHON gaf een overzicht van onderzoeken waarin dit vergrote risico niet is gevonden en kwam tot de conclusie dat deze studies niet van voldoende omvang waren om een risico vergroting van 40% aan te tonen.

STEWART, PENNYBACKER en BARBER (1962) publiceerden de resultaten van een retrospectief onderzoek waarbij trio's van dezelfde leeftijd en van hetzelfde geslacht zijn bestudeerd bestaande uit een leukemie patiënt, een patiënt lijdende aan kanker en een normaal individu. De leukemie patiënten werden verdeeld in patiënten met lymphatische leukemie en andere vormen van leukemie. Voor deze laatste groep bleek een blootstelling aan röntgenstraling van thorax of abdomen vaker te zijn voorgekomen in de

8 jaar (met een maximum tussen 36 en 40 maanden) voorafgaande aan de ziektesymptomen dan bij alle andere patiënten. Na een uitvoerige analyse van de factoren die deze verhoging zouden kunnen verklaren, komen de schrijvers tot de conclusie, dat het verschijnsel niet door de onderzoekingsmethode is geïntroduceerd. Door een speculatieve berekening, gebaseerd op hun waarnemingen, schatten zij dat 8% van de leukemieën anders dan lymphatische, veroorzaakt zijn door de röntgendiagnostiek.

Uit dit korte overzicht valt te concluderen, dat een lineair verband tussen leukemie-inductie en de door het bloedbereidend weefsel geabsorbeerde dosis niet in strijd is met — en wordt gesuggereerd door — de waarnemingen die bekend zijn voor de hogere doses. COURT-BROWN en DOLL hebben op grond van deze waarnemingen als voorlopige werkhypothese dit lineaire verband aangenomen. Een consequente doorvoering van deze veronderstelling voor onderdelen van het weefsel leidt tot de hypothese dat de kans op het waarnemen van het effect evenredig zal zijn met de gemiddelde dosis geabsorbeerd door het bloedbereidend weefsel. Zoals hiervoor vermeld, wordt de gemiddelde-beenmergdosis dan ook als parameter gebruikt.

Voor de lagere doses, zoals die, welke optreden bij de röntgendiagnostiek, zijn de waarnemingen tegenstrijdig; de jongste publicaties wijzen weer in de richting van een verhoogde leukemie-inductie (MACMAHON 1962, STEWART c.s. 1962). Er moet aan worden gedacht, dat een drempeldosis kan bestaan waar beneden geen inductie kan worden veroorzaakt. Het ontbreken van een goede theorie over de carcinogene werking van straling maakt iedere veronderstelling over het verband tussen dosis en effect tot een ongefundeerde werkhypothese. Bij de interpretatie van resultaten, die steunen op het gebruik van de gemiddelde-beenmergdosis, moet deze beperking steeds in het oog worden gehouden.

Zoals we gezien hebben, vormt de medische röntgendiagnostiek de enige stralingsbron waarvan men verwachten kan dat de per capita gemiddelde-beenmergdosis vergelijkbaar is met de natuurlijke. Aan de bestraling van het beenmerg tengevolge van de röntgendiagnostiek is aandacht besteed in verband met een geleidelijke stijging van de leukemiefrequentie vanaf het begin van deze eeuw. Recente statistieken vertonen een sterke vermindering van deze toename in de Verenigde Staten sedert 1940. Ook in Japan is een dergelijke relatieve vermindering gedurende de laatste jaren waargenomen. De oorzaak van de toename van leukemie sterfte is onbekend; de vraag is opgeworpen of de vergrote blootstelling aan straling van de bevolking een leukemie-inductie kan hebben veroorzaakt. Tegen deze gedachte zijn enkele argumenten aan te voeren. De verbeterde diagnostiek sedert de laatste decennia kan tot gevolg hebben dat bij meer sterfgevallen leukemie als doodsoorzaak wordt herkend en opgegeven. Ook valt het op, dat de meest optredende vormen van leukemie

niet diegene zijn waarvan wordt aangenomen dat de inductie in verband staat met de bestraling. De recente vermindering van de jaarlijkse toename is niet in overeenstemming met wat men oppervlakkig gezien zou verwachten indien het gebruik van straling voor medische en technische doeleinden als oorzaak van leukemie-inductie zou willen aanwijzen (UN 1962 III §§ 19-31). De juistheid van het laatste argument kan worden betwijfeld, omdat een verbetering van voorzorgsmaatregelen bij de toepassing van röntgenstraling een geweldige beperking van de gemiddelde dosis aan de bevolking kan opleveren. Dit is voor de genetische dosis aangetoond (*Radiological Hazards to Patients*, 1960 § 148) en zal evenzo kunnen gelden voor de bestraling van het beenmerg.

Het is niet de bedoeling van deze studie verder op de medisch statistische problematiek van de leukemie-inductie in te gaan. De aandacht zal speciaal worden bepaald tot het fysisch aspect en gericht zijn op de bepaling van de beenmergdosis veroorzaakt door de röntgendiagnostiek.

2. FACTOREN VAN BELANG BIJ HET RÖNTGENONDERZOEK

In dit hoofdstuk worden de volgende punten gememoreerd:

- a. fysische facetten van het röntgenonderzoek;*
- b. het tot stand komen van röntgenspectra en de meting daarvan;*
- c. de eerste halveringsdikte als bepalende grootte voor de kwaliteit van de straling;*
- d. grootheden bepalend voor de bestraling in het fantoom bij een röntgenopname en bij doorlichting;*
- e. de bepaling van de bestraling (in röntgen) en de geabsorbeerde dosis.*

Aan het gedeelte betreffende de kwaliteit van de straling is een bespreking toegevoegd van eigen metingen en van in de literatuur te vinden metingen betreffende de 1e hvd van röntgenstraling na passage door water en van de door het water verstrooide straling.

Röntgen toonde reeds in zijn eerste publicaties aan, dat het mogelijk was met behulp van de door hem ontdekte straling foto's te maken van het inwendige van een lichaam. Het lag voor de hand deze eigenschap van de röntgenstraling toe te passen in de geneeskunde voor het stellen of controleren van een diagnose. Het belang van een visuele waarneming van de inwendige organen van een patiënt bleek zo groot te zijn, dat een apart medisch specialisme is ontstaan, dat zich hiermede bezighoudt. De apparatuur waarvan de medicus zich in de beginperiode bediende was zeer primitief. De röntgenbuis was naar alle zijden onafgeschermd en stelde zowel de onderzoeker als de patiënt aan hoge bestraling bloot. Langzamerhand zijn praktische röntgenapparaten ter beschikking gekomen, waarbij een beperking van de röntgenbundel tot de strikt noodzakelijke openingshoek mogelijk is. Ten behoeve van de toepassing van de röntgenstraling in de therapie en de röntgendiagnostiek is in de loop der jaren een speciaal gebied der stralenfysica ontwikkeld, waarvan voor een goed begrip van dit proefschrift enkele gedeelten hier zullen worden weergegeven.

Een röntgenonderzoek geschiedt door via de patiënt een film te bestralen („opname”) of door een directe waarneming op het fluorescentiescherm te verrichten. De posities van de patiënt, de openingshoek en filmgrootte zijn zeer verschillend en sterk afhankelijk van het onderzoek. Zij zijn te vinden in voor dit doel samengestelde handboeken (CLARK 1960).

De röntgenstralen zijn afkomstig uit het focus en gaan op hun weg naar

de fotografische plaat door het lichaam. De verschillende lichaamsdelen absorberen of verstrooien, al naar gelang van hun dichtheid en atomaire samenstelling, meer of minder van de straling. De afbeelding op de foto ontstaat door de doorgaande straling en de voorwaarts verstrooide straling, terwijl de schuin voorwaarts en meermalen verstrooide straling het beeld vertroebelt. Er moet dus zoveel mogelijk worden vermeden dat deze laatste straling de film treft. De verhouding tussen de hoeveelheid verstrooide straling en de directe straling welke de plaat bereiken, wordt gunstiger door de bundel zo klein mogelijk te maken. Bundelbeperking door diafragma's is een maatregel, die de kwaliteit van het onderzoek ten goede komt. Tevens beperkt zij de blootstelling van de patiënt en de onderzoeker, de laatste door beperking van de hoeveelheid verstrooide straling welke uit de patiënt naar buiten treedt. Verder kan door een raster van loodlamellen op de plaat te leggen een deel van de verstrooide straling worden weggevangen. Het raster kan door bewegen onzichtbaar worden gemaakt („Bucky”).

De grootheden van belang bij het maken van een opname met een röntgenapparaat zijn de buisspanning, de buisstroom en de belichtingstijd; het product van de laatste twee vormt het mAs getal, indien de buisstroom in mA wordt uitgedrukt en de belichtingstijd in seconden. De buisspanning bepaalt het energiespectrum van de aanvankelijk uitgezonden fotonen, waarvan het gemiddelde door de absorberende werking van het buisvenster (eigen filter van de buis) en van eventueel toegevoegde filters (extra vast filter) naar de kant van de hoge energieën wordt verschoven. De buisspanning en het mAs-getal samen bepalen de hoeveelheid uitgezonden straling.

Een röntgenbuis zendt bij een constante buisspanning fotonen uit van verschillende energie, ontstaan door de wisselwerking van de opvallende elektronen met het materiaal van de anode. Deze wisselwerking komt o.a. tot stand door de vertraging, die de elektronen ondervinden in de velden van de atoomkernen. De kans op het ontstaan van een röntgenfoton is theoretisch te berekenen. Meestal worden hiervoor de formules van BETHE en HEITLER (1934) gebruikt. Vele onderzoekers hebben een experimentele bevestiging van deze formules beschreven (PETRAUSKAS, VAN ATTA en MYERS, 1943). Zij gelden voor één enkele botsing en kunnen slechts direct worden toegepast op anodefolies, die zo dun zijn, dat het elektron bij het passeren van het folie geen noemenswaardige energie- of richtingsverandering ondergaat. Voor dikke anodes moeten deze in rekening worden gebracht, waardoor de theoretische berekening zeer gecompliceerd wordt en slechts bij benadering is uit te voeren (KIRKPATRICK en WIEDMANN, 1945). Het uittrekkende spectrum is nog gewijzigd door zelfabsorptie van de anode terwijl de karakteristieke straling van het materiaal op het continue spectrum is gesuperponeerd (voor wolfram is bv. de bindingsenergie van K-elektronen 69.5 keV; het geeft karakteristieke $K\alpha$ lijnen van 57,9

en 59,2 keV). Tenslotte wordt het spectrum beïnvloed door het buisvenster en het extra filter. De toegevoegde filters bestaan meestal uit aluminium, soms uit koper. Het eigen filter van de buis wordt veelal opgegeven in mm aluminium equivalent.

Röntgenspectra kunnen worden gemeten met een scintillatiespectrometer, uitgerust met een natriumjodide-kristal. Door een smalle bundel op een betrekkelijk groot kristal te laten vallen kan worden bereikt dat steeds de gehele fotonenergie in het kristal wordt geabsorbeerd. Het verlies aan karakteristieke K-straling van jodium kan sterk verminderd worden door het aanbrengen van een nauw cilindervormig gat in het centrum van het kristal waar de te meten röntgenstraling in valt (HETTINGER en STARFELT, 1958). HETTINGER (1960) verrichtte met deze apparatuur metingen aan de spectra van achterwaarts verstrooide straling o.a. met waterfantomen. HETTINGER en LIDEN (1960) maten de spectra in het water door de fotonen naar buiten te leiden via een met lucht gevulde perspex buis.

Inrichtingen die röntgenstraling toepassen voor bestralingsdoeleinden zijn meestal niet in staat het energiespectrum te meten. Toch is het van bijzonder veel belang gegevens over dit energiespectrum ter beschikking te hebben, onder andere voor het bepalen van de juiste meettechniek en voor de berekening van de geabsorbeerde dosis uit de bestraling op een bepaalde plaats in een materiaal. In plaats van het volledige spectrum gebruikt men enkele grootheden die gemakkelijk hanteerbaar zijn voor de kwalificatie van de gebruikte straling.

Allereerst kan als zodanig dienst doen de anodespanning, die steeds vrij nauwkeurig kan worden opgegeven. Daarbij dient de vorm van het spanningsverloop mede te worden gespecificeerd. Bij diagnostiektoestellen wordt zowel enkel- als dubbelphasige gelijkrichting gebruikt. In deze gevallen is de bekrachtiging van de buis ongeveer half-sinusvormig en de piekspanning wordt opgegeven (kVp). Soms, speciaal bij doorlichting onder gebruik van lage stroomsterkten, wordt de spanningsvorm enigszins afgevlakt door de kabelcapaciteit. Ook worden drie-phasige gelijkgerichte generatoren gebruikt waarbij de anodespanning nauwelijks varieert. Röntgeneratoren welke worden gebruikt voor therapeutische bestraling leveren veelal een constante buisspanning. Een opgave van de buisspanning en de gebruikte spanningsvorm geven echter geen voldoende informatie over het te verwachten spectrum. Steeds dienen deze vergezeld te gaan van een opgave van het eigen filter van de buis en van de gebruikte extra filters.

In de röntgentherapie en diagnostiek is men vooral geïnteresseerd in het doordringingsvermogen van de straling die men toepast. Door in een smalle bundel röntgenstraling laagjes materiaal te plaatsen kan men onderzoeken hoe de bestraling op enige afstand daarvan varieert met de dikte. In eerste benadering kan het verband tussen de dikte d en de bestraling X worden voorgesteld door

$$X_d = X_0 e^{-\alpha d}$$

waarbij de verzwakkingscoëfficiënt α kleiner zal zijn naarmate de straling doordringender is. Men spreekt van een straling met een hardere kwaliteit. Bij toenemende dikte zal de coëfficiënt afnemen doordat de fotonen met de laagste energie het sterkst worden geabsorbeerd. TAYLOR en SINGER (1934) bepleitten het gebruik van een gehele verzwakkingskromme als maat voor de kwaliteit van de straling. Veelal wordt echter gebruikt de materiaaldikte die een verzwakking van de bestraling van 50% veroorzaakt, de *eerste halveringsdikte* (1e hvd). Soms wordt de tweede halveringsdikte (2e hvd) eveneens opgegeven; de verhouding tussen de 1e en 2e hvd levert de homogeniteitsfactor (ZIELER 1954). De 1e hvd blijkt een parameter te zijn die zich niet alleen goed bij de praktische behoefte van de röntgentherapie aansluit maar die tevens kan worden toegepast in de röntgendiagnostiek (PAPE 1961). Bij de bepaling van de halveringsdikten wordt meestal voor de zachtere straling aluminium en voor de hardere koper als absorberend materiaal gebruikt. Door het kiezen van een goede geometrie van de opstelling dient ervoor gezorgd te worden, dat de bijdrage van de door de absorptiefolies uitgezonden secundaire fotonen te verwaarlozen is (SOMERWIL, 1957; TROUT c.s. 1960).

De spectrale verdeling van een bundel röntgenstraling zal bij de passage door een materiaal (bv. het menselijk lichaam) veranderen. Door compton-verstrooiing, fotonabsorptie en verstrooiing aan het gehele atoom (coherente verstrooiing) zullen voornamelijk de quanta met lage energie uit de bundel verdwijnen. De verstrooide straling en de karakteristieke röntgenstraling van het materiaal, opgewekt door de in het materiaal gedissipeerde energie, worden naar alle zijden uitgezonden. Door de relatief sterkere absorptie van de fotonen met lagere energie wordt de kwaliteit van de primaire bundel harder. Echter worden de verstrooide fotonen aan de primaire bundel toegevoegd; indien deze worden meegemeten kan een zachtere kwaliteit worden gevonden. Hoewel in het energiespectrum van de verstrooide straling niet de maximale energie van de primaire straling aanwezig kan zijn, vindt men veelal dat de kwaliteit harder is dan die van de primaire bundel, doordat de quanta met geringe energie relatief weinig in de verstrooide straling voorkomen.

Verschillende onderzoekers constateerden deze bevindingen aan de hand van kwaliteitsmetingen, uitgevoerd met behulp van eenvoudige fantomen. SCHAAL (1958) voerde een experiment uit met waterfantomen (in plexiglas vaten van $35 \times 35 \times 10$ en $35 \times 35 \times 20$ cm³) en mat de kwaliteit van de verstrooide straling uittrekkende onder 45° , 90° en 135° met de invalrichting. De resultaten zijn in *tabel 2.1* in de drie eerste regels weergegeven, waardoor aan de hand van de 1e hvd de hierboven beschreven feiten worden geïllustreerd. Men ziet een duidelijke vergroting van de 1e hvd met 2 mm Al na passage van de eerste 10 cm water en met nog

TABEL 2.1 KWALITEITSMETINGEN MET KONSTANTE BUISSPANNING (1e hvd in mm Al).

buisspanning (kV)	totale filter (mm Al)	1e hvd primaire bundel	1e hvd uittredende bundel na passage van				1e hvd aan water verstrooide straling onder			1e hvd aan lucht verstrooide straling onder
			10 cm water		20 cm water		135°	90°	45°	
			zonder ver- strooide straling	met verstrooide straling	zonder verstrooide straling	met verstrooide straling				
60 ¹⁾	2	1,6	3,5	3,2	4,5	3,5	2,2	2,6	2,8	1,4
100 ¹⁾	3	3,3	5,5	4,5	7	4,5	3,5	4	4,2	2,8
150 ¹⁾	4	6	8	5	9	5	3,8	4,5	4,6	4,2
100 ²⁾	1	—	—	—	—	—	—	6,2	—	—
100 ²⁾	5	4,8	—	—	8,3	—	—	6,3	—	—

¹⁾ Metingen van SCHAAL (1958).²⁾ Eigen metingen.

1 mm Al na passage van de volgende 10 cm water. Indien de in het fantoom verstrooide straling wordt meegemeten is de gevonden 1e hvd steeds lager.

In de laatste 4 kolommen is de 1e hvd van verstrooide straling te vinden. Voor een buisspanning van 60 en 100 kV is de kwaliteit van de verstrooide straling harder, voor 150 kV zachter dan die van de primaire bundel. De aan lucht verstrooide straling (laatste kolom) is steeds zachter dan de aan weefsel verstrooide straling; de kwaliteit van de verstrooide straling wordt harder bij zijn passage door het water. Dit vonden KEANE en SPIEGLER (1951) ook bij metingen van de verstrooide straling afkomstig uit een groot fantoom (waterbak 16 cm diep en 40×40 cm² doorsnede) veroorzaakt door een klein veld (15×10 cm²) van een diagnostiektoestel. Bij verplaatsing van het veld van de rand van het fantoom naar binnen over 3 cm, neemt de 1e hvd van de verstrooide straling toe van 2,5 tot 2,8 mm Al.

Met behulp van een therapietoestel verrichtten wij enkele metingen betreffende de kwaliteit van aan een waterfantoom verstrooide straling. Voor de opstelling zij verwezen naar fig. 2.1. Bij de meting waarvan de resultaten zijn weergegeven in de laatste regel van tabel 2.1, is de primaire

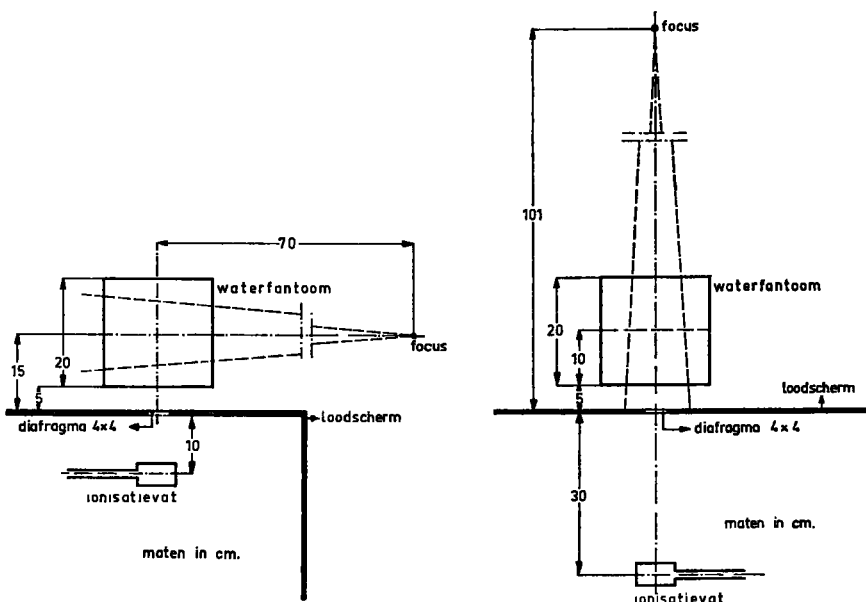


fig. 2.1 Opstelling gebruikt voor de metingen van de kwaliteit van de door een waterfantoom doorgelaten en verstrooide straling.

Bij de metingen met het therapietoestel is de afstand van het diafragma tot het ionisatievat 55 cm genomen.

straling harder dan die door SCHAAL gebruikt. De na 20 cm water uittredende straling en de onder 90° verstrooide straling zijn eveneens harder. De 1e hvd van de verstrooide straling blijkt niet erg afhankelijk te zijn van de extra filters: een vermindering van het totale filter met 4 mm Al geeft vrijwel geen verschil in de kwaliteit van de verstrooide straling (zie tabel 2.1, eerste regel van onderen).

Ook met het diagnostiektoestel, beschreven in hoofdstuk 6 werden dergelijke metingen verricht (zie fig. 2.1). De resultaten zijn weergegeven in tabel 2.2. Er is nog enige invloed van de bundelgrootte te constateren

TABEL 2.2 HALVERINGSDIKTEN (IN MM AL) VAN RÖNTGENSTRALING VAN HET DIAGNOSTIEKTOESTEL.

bundelgrootte: $20 \times 20 \text{ cm}^2$	directe bundel na 10 cm water	directe bundel na 20 cm water	zijwaarts verstrooide bundel (90°)
1e hvd: 3 mm Al; 85 kVp, 2 mm Al extra filter, (bundelgrootte $10 \times 10 \text{ cm}^2$)	5,5 (6,7)	6,8 (7,3)	5,8
1e hvd: 5 mm Al; 95 kVp, 1 mm Al + 0,1 mm Cu extra filter	6,9	7,8	6,5
1e hvd: 1,8 mm Al; 95 kVp geen extra filter	5,7	7,5	

op de 1e hvd, vooral na het doorlopen van 10 cm water. Blijkbaar wordt dus nog enige verstrooide straling meegemeten. Uit deze metingen valt te concluderen, dat de straling in het fantoom bij 95 kVp buisspanning een 1e hvd met een maximum van ruim 7 mm Al zal krijgen. Bij het ontwerpen van de meetapparatuur moet hiermede rekening worden gehouden.

De keuze van de spanning van de röntgenbuis en het mAs-getal wordt bepaald door de dikte van het lichaamsdeel en het doel van de foto. De buisspanning beïnvloedt in sterke mate het contrast tussen verschillende weke delen onderling en botweefsel. De responsie van het fotografisch materiaal voor een bepaalde bestraling is geringer naarmate de straling harder is. Bij gebruik van versterkingsschermen (veelal vervaardigd uit calciumwolframaat) is de gevoeligheid van de combinatie film plus versterkingsscherm aanzienlijk groter dan van de film alleen (factor 2 à 10; MATTSON 1955). De gevoeligheid van de combinatie is groter voor harde

straling dan voor zachte. De bestralingssnelheid op een bepaalde plaats in röntgen per tijdseenheid is bij een bepaalde spanning afhankelijk van het mAs-getal, doch deze loopt terug naarmate de röntgenbuis ouder wordt. Bovendien zijn er verschillen tussen de buizen onderling. Het mAs-getal en de buisspanning bepalen daardoor slechts binnen een factor 2 à 3 de opbrengst van een buis. Hoewel het mAs-getal in de praktijk van de röntgenkliniek op grond van de dagelijkse ervaring steeds als maat wordt gebruikt bij de instelling voor een opname, is dit getal voor een dosimetrisch onderzoek minder geschikt. Het is nodig dit getal uit te breiden met een tweede gegeven, bijvoorbeeld de bestraling in lucht op een bepaalde afstand van het focus per mAs. Dit getal is in vrijwel alle inrichtingen met een eenvoudige bestralingsmeter te bepalen.

In een bepaald onderzoek kan men in plaats van het mAs-getal de bestraling op een bepaalde plaats als referentiewaarde gebruiken. Als zodanig is de huidbestraling in het centrum van het veld zeer geschikt. Het is echter een slechte maat voor de filmzwarting die zal worden verkregen. De grootte van de huidbestraling wordt sterk beïnvloed door de hoeveelheid zachte componenten in de oorspronkelijke straling aanwezig, terwijl de filmzwarting juist wordt bepaald door de hardere componenten, die op hun weg door het lichaam minder worden verstrooid of geabsorbeerd. De huidbestraling, nodig voor het verkrijgen van een bepaalde filmzwarting zal sterk afhankelijk zijn van de dikte van het te doorstralen weefsel. Een zwaardere patiënt zal een hogere huidbestraling nodig hebben dan een lichtere patiënt.

De filmzwarting die bij een opname wordt verkregen, zal een sterke afhankelijkheid vertonen van de bestraling ter plaatse van de filmcassette. Deze cassettebestraling is zeer klein (per foto enkele mR) en varieert sterk van plaats tot plaats in het uittreenveld tengevolge van meerdere of mindere afscherming door botweefsel. Een sterke bijdrage tot de cassettebestraling wordt geleverd door de meermalen verstrooide straling, die in veel mindere mate bijdraagt tot de filmzwarting. De bestraling nodig voor het bereiken van eenzelfde filmzwarting zal dan ook sterk afhankelijk zijn van de veldgrootte. Zij zal echter veel minder afhankelijk zijn van de bouw van de patiënt dan de huidbestraling.

Bij het maken van een opname zijn het mAs-getal, de huidbestraling en de gebruikte stralenkwaliteit sterk afhankelijk van de bouw van de patiënt en de persoonlijke gewoonten van de radioloog. Iedere radioloog zal echter streven naar een goede foto. In het overgrote aantal der gevallen zal deze foto worden vervaardigd met een middel-snel versterkingsscherm en een middel-snelle film. Foto's zonder versterkingsscherm worden zeer zelden gemaakt en dan meestal van plaatsen, die geen actief beenmerg bevatten zoals de extremiteiten. Om deze redenen werd besloten bij het vaststellen van de bestraling die bij een opname in verschillende punten van het fantoom optreden uit te gaan van de cassettebestraling. De relatie

tussen de cassettebestraling en de filmdensiteit zal verder in hoofdstuk 8 besproken worden.

Bij doorlichting ontbreekt een dergelijke basis. De röntgenoloog heeft meestal de gewoonte bij een vaste buisstroom door te lichten. Indien voldoende is geadapteerd, kan worden volstaan met 1 à 2 mA bij een buisspanning van 70 à 80 kV. Aangezien ter bevordering van een rustige waarneming van het veld de bundel steeds zo veel mogelijk wordt gediafragmeerd en over het te onderzoeken gebied wordt bewogen, ontbreekt de mogelijkheid op een vaste plaats een huidbestraling te bepalen. De optredende bestraling zal voornamelijk worden bepaald door het gebruikte diafragma en de doorlichtingstijd; de variatie zal vele malen groter zijn dan bij het maken van een opname. Door middel van een vast tijdschema is voor enkele doorlichtingen geschat welke bestralingen optreden; dit zal verder in hoofdstuk 8 worden behandeld.

Het bepalen van de hoeveelheid energie die door ioniserende straling aan materiaal is overgedragen kan langs verschillende wegen geschieden. Aangezien verreweg het grootste deel van de overgedragen energie uiteindelijk in warmte wordt omgezet, is de meest voor de hand liggende bepalingwijze calorimetrie. Een zeer hoge dosis geeft echter nog slechts een zeer geringe temperatuurverhoging, bv. in water resulteert 1000 rad in een temperatuurverhoging van $0,002^{\circ}\text{C}$, zodat deze methode volkomen onbruikbaar is voor routinemetingen. Een veel praktischere methode is het meten van de afgegeven energie langs meer indirecte weg, waarvoor diverse chemische of fysische veranderingen, door de straling in het materiaal veroorzaakt, dienst kunnen doen. Meestal maakt men echter gebruik van de ionisatie welke optreedt in een gas, speciaal lucht. De energie, welke gemiddeld nodig is om 1 ionenpaar te produceren, W , is voor verschillende gassen en speciaal voor lucht goed bekend. Theoretisch is de eenvoudigste weg zich een holte in het materiaal te denken van voldoende kleine afmetingen, gevuld met een bekende massa gas waarin de ionisatie gemeten wordt. Wanneer de afmetingen van de holten klein genoeg zijn, zal de ionisatie veroorzaakt worden door de secundaire elektronen, die, vrijgemaakt in het omringende materiaal, de holte doorkruisen. Om de energie-afgifte per gram materiaal E_m te berekenen, moet de energie-afgifte per gram gas worden vermenigvuldigd met de verhouding van het remvermogen (stopping power) van het betreffende medium tot dat van lucht, S_m . Deze verhouding is te schrijven als

$$S_m = \frac{{}_mN_m \cdot {}_eS_m}{{}_mN_g \cdot {}_eS_g}$$

waarin ${}_mN_m$ en ${}_mN_g$ = aantal elektronen respectievelijk per gram medium en gas;
 ${}_eS_m$ en ${}_eS_g$ = remvermogen per elektron respectievelijk in medium en gas.

Het remvermogen per elektron hangt af van de atomaire samenstelling van het materiaal en het ioniserende deeltje. De waarde van S_m die moet worden toegepast is ook enigszins afhankelijk van de afmetingen van de holte, doordat in kleine holten energie-uitwisseling met het wandmateriaal kan optreden door tertiaire elektronen, δ -straling genoemd (SPENCER en ATTIX 1955).

Men vindt de geabsorbeerde energie per gram van het materiaal met de formule van GRAY (1936).

$$E_m = J_m W S_m \quad (2.1)$$

E_m = energie in ergs, geabsorbeerd per gram materiaal.

J_m = aantal gevormde ionen van ieder teken per gram gas.

W = de gemiddelde energie in ergs aan het gas overgedragen per gevormd ionenpaar.

In de praktijk zou het voor de uitvoering van deze meetprocedure het eenvoudigst zijn een meetkamer te vervaardigen van het materiaal waarin men wenst te meten of van een hiermede equivalent materiaal, zodat de meetkamer op elke gewenste plaats kan worden ingebracht. Een belangrijke technische moeilijkheid is echter, dat een absolute meting moet worden verricht, zodat men zowel het volume van het meetvat als de lading die men meet absoluut moet bepalen. Bij het meten van niet te harde röntgen- en γ -straling kan men een andere en praktischere gedragslijn volgen door gebruik te maken van de eenheid van bestraling, de röntgen en hieruit E_m te berekenen. Men kan dan een ionisatievat maken, dat men ijkt tegen een röntgenstandaard. Men moet er voor zorgen, de wanddikte zo groot te kiezen, dat de secundaire elektronen van het materiaal waarin het vat gedompeld wordt, het gas niet meer bereiken, zodat men er zeker van is dat de gemeten ionisatie niet beïnvloed wordt door het omringende materiaal. Verder moet men de afhankelijkheid van de gevoeligheid van het vat van de kwaliteit der gemeten straling kennen. Tenslotte moet men bedenken, dat de gemeten bestraling in een punt van het materiaal niet gelijk zal zijn aan de bestraling, die voor het aanbrengen van het vat aanwezig was. Men zal het meetvat klein moeten kiezen om de verstoring van het oorspronkelijke stralingsveld zo klein mogelijk te doen zijn.

De geabsorbeerde dosis in lucht, D_1 , volgt uit de bestraling uitgedrukt in röntgen, B , door toepassen van de relatie

$$D_1 = 0,887 B \text{ (rad)}$$

waarin voor de energie afgegeven per gevormd ionenpaar 34 elektronvolt is gebruikt. De dosis in een medium kan hieruit worden gevonden door vermenigvuldiging met de verhouding van de energie-absorptie coëfficiënt van het medium en de lucht. Voor fotonen van een bepaalde energie en voor materiaal van bekende samenstelling is de relatie tussen bestraling

en geabsorbeerde dosis eenvoudig uit te rekenen met behulp van tabellen voor de absorptie-coëfficiënten. Voor een aantal röntgenspectra zijn deze waarden door verschillende onderzoekers bepaald. Een volledige lijst hiervan is te vinden in het rapport van de ICRU (1959) blz. 31. Enkele waarden zijn overgenomen in *tabel 5.1*. Voor dit onderzoek is het van belang dat, bij eenzelfde bestraling, de geabsorbeerde dosis in bot voor lage fonotonenergieën veel groter is dan in zacht weefsel. In de buurt van een grensvlak tussen bot en zacht weefsel doen zich gecompliceerde overgangsverschijselen voor. Zij resulteren in de buurt van een grensvlak in een geleidelijke overgang van de hogere dosis in het bot naar de lagere in het zachte weefsel. De verhoging van de dosis in het weefsel dicht bij het grensvlak zal voor deze studie in het bijzonder van belang zijn en zal in hoofdstuk 5 nader worden bestudeerd.

3. ANATOMISCHE GEGEVENS

Een aantal anatomische gegevens waarvan in dit proefschrift gebruik zal worden gemaakt worden besproken.

Betreffende de bouw van het menselijk lichaam kan men steunen op vele voortreffelijke anatomische atlassen en beschrijvingen. Bij de uitvoering van dit onderzoek werd veel gebruik gemaakt van de atlassen van EYCLESHYMER en SCHOEMAKER (1911) en van SPALTEHOLZ (1898). Hoewel aan de samenstelling van deze atlassen de grootste zorg is besteed en de tekeningen de relatieve maten steeds getrouw weergeven, missen zij een kwantitatieve achtergrond. Maten betreffende de organen, weefsel en lichaamsgedeelten en hun statistische spreiding in een bevolkingsgroep zijn meestal in anatomische beschrijvingen niet te vinden. Soms kan men met behulp van zeer verspreide onderzoeken enige gegevens verzamelen. Zo werd voor de afmetingen van het fantoom gebruik gemaakt van de anthropometrische gegevens verzameld voor een onderzoek ten dienste van de confectie-industrie (zie hoofdstuk 4).

Van bijzondere interesse voor de wisselwerking van de straling met het menselijk lichaam is de chemische samenstelling van het weefsel. Voor sommige weefsels zijn gegevens te vinden in de *Tabulae biologicae* van OPPENHEIMER en PINCUSSEN (1926) en *Documenta Geigy* (1955) en het *Handbook of biological data* (SPECTOR 1956). JOYET c.s. (1953) berekende hieruit de samenstelling naar de chemische elementen voor spierweefsel en bot. De ICRU nam deze waarden vrijwel onveranderd over (NBS *handbook* 78). Deze gegevens zijn te vinden in *tabel 3.1*.

TABEL 3.1 SAMENSTELLING WEEFSELS (GEW. %).

	spier ¹⁾	bot ¹⁾	bot ²⁾
H	10,2	6,4	3,39
C	12,3	27,8	15,5
N	3,5	2,7	3,97
O	72,9	41,0	44,1
Na	0,08	—	0,06
Mg	0,02	0,2	0,21
P	0,2	7,0	10,2
S	0,5	0,2	0,31
K	0,3	—	—
Ca	0,007	14,7 ³⁾	22,2

¹⁾ ICRU 1959.

²⁾ WOODARD 1962.

³⁾ Opgaven variëren van 11—20% Ca.

Voor dit onderzoek is de anatomie van het beenmerg van speciaal belang. Een van de oudste en veel aangehaalde artikelen over de verdeling van het beenmerg is dat van NEUMANN (1882). Deze auteur geeft echter slechts een kwalitatieve beschrijving van deze verdeling. In 1922 schreef PINEY in het *British Medical Journal* over dit onderwerp:

'The standard textbooks of anatomy make only indefinite statements on the subject of the anatomy of the marrow; this is probably due to the lack of opportunity in the dissecting room for the observation of the changes associated with advancing age. The textbooks of haematology, in which one might expect to find the required information, are filled with cytological details and theoretical considerations as to the genealogy of the blood cells, but the essential facts of the ordinary macroscopic anatomy of the bone marrow are not described; brief statements of more than doubtful accuracy are found which appear to have been copied from book to book.'

De schrijver geeft zelf zijn bevindingen bij 91 secties, verricht op de lijken van personen van 3 tot 81 jaar, aan de hand van een kwalitatieve beschrijving, maar zegt . . .

'But I can make no contribution to our knowledge of its weight, either relative or absolute.'

Uit deze en andere kwalitatieve beschrijvingen is af te leiden dat het rode beenmerg in het zeer jonge kind in alle botten is te vinden, maar zich langzamerhand concentreert in de wervels, de ribben, het sternum en het os coxae. In het femur en de humerus is het vooral te vinden in het proximale deel van de diaphyse en voor een gering deel in de epiphyse.

In overeenstemming hiermede zijn de bevindingen van HUGGINS en BLACKSON (1936), die vermelden dat bij de geboorte de botten van zoogdieren en vogels rood merg bevatten, dat daarna gedeeltelijk door vet wordt vervangen. In het volwassen stadium vindt men rood merg in de schedel, sleutelbeenderen, schouderbladen, sternum, ribben, wervels en de proximale gedeelten van de extremiteiten. Op grond van experimenten komen deze schrijvers tot de conclusie, dat de temperatuurvariaties in de distale gedeelten van het skelet aan de concentrering van de haemopoëtische activiteit na de geboorte debet zijn. CUSTER en AHLFELDT (1932) bepaalden de cellulariteit van het beenmerg in tibia, femur, ribben, sternum en wervels. Zij geven grafieken waaruit het percentage rood beenmerg is af te leiden als functie van de leeftijd.

MECHANIK (1926) heeft een uiterst nauwkeurige beschrijving gegeven van het gewicht van het totale beenmerg, dat elk van de menselijke botten bevat, aan de hand van metingen aan 12 lijken van volwassenen en een lijk van een 15-jarige jongen. Een samenvatting van deze uitvoerige gegevens is gepubliceerd door WOODARD en HOLODNY (1960). ELLIS (1961) verwerkte de gegevens van MECHANIK, met weglating van de gegevens van het lijk van de 15-jarige jongen en combineerde de resultaten met de pro-

centuele activiteiten zoals die opgegeven zijn door CUSTER (1949) voor 40-jarigen. In hoofdstuk 7 zal van de gegevens van ELLIS gebruik worden gemaakt.

Het beenmerg is voor het grootste gedeelte gelegen in „spongy bones”; dit beenmerg wordt dus doorsneden door een complex netwerk van beenlamellen. ENGSTRÖM c.s. (1958) onderzochten deze structuur kwalitatief en kwantitatief aan de hand van een groot aantal histologische secties. Zij kwamen tot de conclusie, dat de lamellen 50–100 μ breed zijn, terwijl de tussenruimten 500–1000 μ breed zijn. De verdeling van de grootte der tussenruimten zoals ENGSTRÖM c.s. die vonden zijn in fig. 3.1

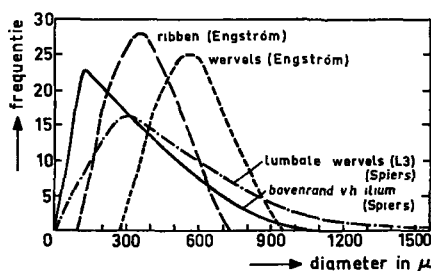


fig. 3.1 Verdeling van de grootte der beenmergholten in enkele skeletdelen volgens ENGSTRÖM c.s. (1958) en SPIERS c.s. (1962).

TABEL 3.2 RELATIEVE FREQUENTIE VAN HOLTE-DIAMETER IN RIBBEN (ENGSTRÖM 1958).

diameter in μ	relatieve frequentie in %
100—200	8,3
200—300	20,9
300—400	27,6
400—500	23,7
500—600	14,0
600—700	5,2
> 700	0,3

TABEL 3.3 RELATIEVE FREQUENTIE VAN HOLTE-DIAMETER IN WERVELS (ENGSTRÖM 1958).

diameter in μ	relatieve frequentie in %
< 300	0,6
300—400	10,0
400—500	20,4
500—600	24,6
600—700	22,2
700—800	14,7
800—900	6,7
> 900	0,8

opnieuw getekend en uit de door hen gegeven grafiek berekend (*tabel 3.2 en 3.3*). Over beperkte gebieden lopen de lamellen parallel; de schrijvers concluderen daaruit, dat het gerechtvaardigd is, dosis-berekeningen (in hun geval ten gevolge van Sr^{90} opname) op grond van een gelaagde opbouw („sandwich model”) uit te voeren. ROBERTSON en GODWIN (1954) bepaalden in coupes het deel van het oppervlak van de beenmergholte dat door beenlamellen wordt ingenomen. Gemiddeld vonden zij hiervoor 12%. Op grond daarvan namen zij aan, dat 12% van het volume door deze lamellen wordt ingenomen. Dit klopt ongeveer met de gemiddelde dikten van ENGSTRÖM c.s. SPIERS c.s. (1962) bepaalden eveneens de verdeling van de grootte der holten in enkele botten. Enkele van hun resultaten zijn in *fig. 3.1* weergegeven.

4. HET FANTOOM

Een aantal punten van belang bij de constructie van een weefsel-equivalent fantoom worden besproken. In het bijzonder wordt ingegaan op het effectieve atoomnummer, waarvoor een berekeningswijze wordt gegeven, die enigszins afwijkt van de tot nog toe gebruikelijke. De constructie van het voor het onderzoek gebruikte fantoom wordt besproken.

Een fantoom wordt geconstrueerd om de wisselwerking van de straling met het menselijk lichaam zo goed mogelijk na te bootsen. Aangezien de wisselwerking van röntgen- en gammastraling met de materie vrijwel niet wordt beïnvloed door de wijze waarop de atomen tot moleculen verenigd zijn, zal het fantoom geheel exact aan zijn doel beantwoorden indien bij ieder volume-element gezorgd is voor dezelfde atomaire samenstelling en dichtheid. Dit ideaal zal door praktische moeilijkheden niet steeds geheel kunnen worden gerealiseerd. Vanwege spreidingen in de afmetingen en anatomische bouw van het menselijk lichaam van verschillende individuen kan echter met een zekere onnauwkeurigheid genoegen worden genomen. Ook is het mogelijk bij een enigszins verschillende atomaire samenstelling toch bij benadering hetzelfde fysische effect te bereiken. Door de ICRU (1959) worden voor spier en bot de samenstellingen aangenomen die zijn weergegeven in *tabel 3.1*. Dit zijn (ongeveer) de getallen berekend door JOYET c.s. (1953) uit *Tabulae biologicae* van OPPENHEIMER en PINCUSSEN (1926). Algemene beschouwingen over de bouw van fantomen zijn o.a. gegeven door MARKUS (1956), HARRIS c.s. (1956) en KROKOWSKI (1957 en 1959).

De wisselwerking van röntgen- en gammastraling met materie kan worden verdeeld in verstrooiing en absorptie. De verstrooiing kan voor een groot deel worden verklaard uit de wisselwerking van de fotonen met de elektronen van het medium, die voor dit doel als vrij worden beschouwd (comptoneffect). Voor lage fotonenergieën is de golflengte zo groot dat ze vergelijkbaar wordt met de afstanden tussen de elektronen van een atoom, zodat deze elektronen het foton niet meer onafhankelijk verstrooien. Er treedt een coherente verstrooiing op, die sterker is naarmate het atoomnummer hoger is. Voor de bij deze studie van belang zijnde energieën en atoomnummers kan de coherente verstrooiing buiten beschouwing worden gelaten, mits het fantoom wordt opgebouwd uit de lichte elementen die ook in het menselijk lichaam aanwezig zijn (zie *tabel 4.1*). Voor hoge fotonenergieën daalt de werkzame doorsnede voor de verstrooiing per

TABEL 4.1 TOTALE VERZWAKKINGS-COËFFICIËNT IN CM²/G MET EN ZONDER COHERENTE VERSTROOING (Berekend uit de tabellen van GRODSTEIN (1957)).

fotonenergie		30 keV		80 keV		
element	met coh.	zonder coh.	verschil in % van het totaal	met coh.	zonder coh.	verschil in % van het totaal
C	0,252	0,229	9	0,161	0,157	2
N	0,301	0,272	10	0,164	0,159	3
O	0,371	0,334	10	0,168	0,162	4
Na	0,705	0,646	8	0,179	0,168	6
P	1,72	1,62	6	0,228	0,211	7
K	3,50	3,35	4	0,321	0,293	9
Ca	4,16	4,00	4	0,359	0,330	8

elektron langzaam, op een wijze die door een golfmechanische berekening op bevredigende wijze is beschreven (KLEIN en NISHINA, 1929).

Van het door het comptoneffect verstrooide foton is een deel van de energie overgedragen aan het verstrooiende elektron. Gemiddeld is dit voor fotonen met lage energieën slechts een zeer gering deel van de foton-energie (oplopend van 3 tot 15% voor fotonenergieën van 20 keV tot 100 keV). De absorptie van de fotonenergie wordt dan ook voornamelijk verkregen door het foto-effect.

De werkzame doorsnede van het foto-effect is sterk afhankelijk van het atoomnummer. De elektronen van het atoom worden door het foton vrij gemaakt, mits de energie van het foton voldoende is. Bij dalende energie stijgt de doorsnede allereerst door de sterker wordende wisselwerking met de elektronen van de K-schil; deze bijdrage valt plotseling weg bij de bindingsenergie van de elektronen van deze schil, gelegen bij $13,5 (Z-1)^2$ eV, indien Z het atoomnummer is. Na deze sprong blijft de wisselwerking met andere elektronen over, waarvan de doorsnede bij verder dalende energie stijgt tot weer sprongen optreden bij de bindingsenergieën van de L en M-schillen.

Door vele onderzoekers is naar empirische absorptie formules gezocht ter beschrijving van deze verschijnselen. Zo geeft WALTER (1927) de formules voor de werkzame doorsnede van het foto-effect, τ_a , hier in barn uitgedrukt:

$$\tau_a = 2,66 \cdot 10^{-2} Z^{3.94} \lambda^3 \quad \lambda < \lambda_K \quad (4.1)$$

$$\text{en} \quad \tau_a = 8,66 \cdot 10^{-4} Z^{4.30} \lambda^3 \quad \lambda_K < \lambda < \lambda_L \quad (4.2)$$

waarin: τ_a de werkzame doorsnede van het foto-effect in barn per atoom is en λ_K en λ_L de golflengten corresponderende met de bindingsenergieën van de elektronen uit de K en L-schillen zijn, terwijl λ de golflengte van de straling in Å is. Op grond van (4.1) leidden MAYNEORD (1937) en

SPIERS (1946) de volgende formule af voor de massa-verzwakkingscoëfficiënt van een mengsel:

$${}_m\mu = N_0 ({}_e\sigma + k \sum_i \alpha_i Z_i^{2.94} \lambda^3) \quad (4.2)$$

waarin: ${}_e\sigma$ = werkzame doorsnede voor de Compton verstrooiing;
 N_0 = het aantal elektronen per gram mengsel;
 α_i = de fractie van het aantal elektronen behorende bij het element Z_i ;
 k = evenredigheidsconstante,

waarvan de juistheid is in te zien door te bedenken dat de werkzame doorsnede voor het foto-effect per atoom evenredig is met $Z^{3.94}$ en dus per elektron met $Z^{2.94}$.

Een effectief atoomnummer van het mengsel kan dan worden gedefinieerd als:

$$\bar{Z}^{2.94} = \sum_i \alpha_i Z_i^{2.94} \quad (4.3)$$

Dit effectieve atoomnummer kan worden berekend voor stoffen met een bekende samenstelling, of experimenteel worden bepaald uit absorptiemetingen met monochromatische straling. SPIERS voerde een aantal van deze experimenten uit. Enkele waarden van $\bar{Z}$ zijn in tabel 4.2 opgenomen.

TABEL 4.2 KARAKTERISTIEKE GROOTHEDEN VAN WEEFSELS EN FANTOOMMATERIALEN.

Omschrijving materiaal	aantal elektronen		soortelijk gewicht g/cm ³	Effectief atoomnummer	
	per gram $\times 10^{-23}$	per cm ³ $\times 10^{-23}$		$\bar{Z}^1)$	$\bar{\bar{Z}}^1)$
	N_0	$N_0 \rho$	ρ		
spieren (samenstelling tabel 3.1)	3,31	3,31	1,00	7,46	7,70
spieren (Spiers)	3,36	3,36	1,00	7,2—7,46	—
bot (samenstelling tabel 3.1)	3,19	5,90	1,85	13,8—14,0 ²⁾	12,52
onderhuids vet	3,48	3,17	0,91	5,92 ²⁾	—
water	3,34	3,34	1,00	7,42	7,53
lucht ³⁾	3,01	0,0039	0,0013	7,64	7,84
perspex (ICI) (C ₅ H ₈ O ₂) _n	3,25	3,74	1,15	6,48	6,59
polystyreen (C ₈ H ₈) _n	3,24	2,95	0,91	5,70	5,76
paraffine C _n H _{2n+2} (n = 25)	3,45	3,07	0,89	5,44	5,54
Mix. D	3,39	3,36	0,99	7,47 ²⁾	7,80
Araldit 103 Ciba (C ₁₈ H ₂₀ O ₃) _n	3,22	3,67	1,14	6,17	6,26
vloeibaar rubber (Stacey c.s.)	—	3,32	1,01	± 7	8,15
aluminium	2,90	7,84	2,70	13	13
masonite	—	—	1,01	6,83	—

¹⁾ Verklaring zie tekst.

²⁾ Metingen van SPIERS.

³⁾ Samenstelling: 75,5% N₂, 23,2% O₂ en 1,3% A.

Indien de wisselwerking van de straling hoofdzakelijk wordt bepaald door het compton- en foto-effect, zou dus dit effectieve atoomnummer samen met de elektronendichtheid een maatstaf zijn voor het vergelijken van verschillende fantoommaterialen en weefsels. Sommige auteurs gebruiken andere maatstaven. JONES en RAINE (1949) vergelijken fantoommaterialen onderling door het verrichten van metingen op enkele plaatsen in en naast het fantoom. Zij gebruiken daarbij de achterwaartse verstrooiing aan het oppervlak, de bestraling op 5 cm diepte en de bestraling buiten de directe bundel, veroorzaakt door de verstrooide straling alleen. Als een minder tijdrovende methode gebruikten deze auteurs ook densiteitsmetingen aan röntgenfoto's van de te vergelijken materialen. Hierbij wordt een blok van het te onderzoeken materiaal (bijvoorbeeld het door hen ontwikkelde fantoommateriaal Mix D) verzonken in het vergelijkingsmateriaal (bijvoorbeeld water). OOSTERKAMP en PROPER (1958) vergelijken de verhouding van de verstrooiingscoëfficiënt van de materialen. JONES (1959) wijst erop, dat bij deze laatste methode het effect van een te laag effectief atoomnummer kan worden gemaskeerd door een te hoge elektronendichtheid; het lagere foto-effect wordt gecompenseerd door een te groot comptoneffect zoals bijvoorbeeld optreedt bij perspex.

Het gebruiken van het effectieve atoomnummer verschaft ons een zeer gemakkelijke test voor het beoordelen van fantoommaterialen. De juistheid van deze beoordeling hangt af van de voor de afleiding gebruikte formules. We zagen reeds, dat het gebruik van dezelfde σ voor de elementen met laag atoomnummer bij lage fotonenergieën is verantwoord. De voor het foto-effect gebruikte formule (4.1) geeft echter geen nauwkeurige schatting van de werkzame doorsnede. Indien men voor de elementen met laag atoomnummer de logaritme van de waarden voor de werkzame doorsnede van het foto-effect in barn per atoom, zoals die worden gegeven door GRODSTEIN (1957), uitzet tegen de logaritme van het atoomnummer, vindt men (zie fig. 4.1) dat het exponentiële verband wel goed wordt benaderd, zodat

$$\tau_a = cz^k \quad (4.5)$$

echter, k is groter dan 3,94.

Met behulp van de methode van de kleinste kwadraten hebben wij k berekend voor verschillende fotonenergieën en voor de τ_a -waarden van de elementen Be, C, N, O, Na, Mg, Al, Si, P, S, Ar, K en Ca. De resultaten zijn verzameld in tabel 4.3. Uit (4.5) kan opnieuw een effectief atoomnummer $\bar{Z}$ worden berekend

$$\bar{Z}^{k-1} = \sum_i \alpha_i Z_i^{k-1} \quad (4.6)$$

In tabel 4.2 zijn enkele effectieve atoomnummers opgenomen berekend volgens (4.6) voor $k = 4,69$.

Enkele in de literatuur vermelde experimenten kunnen met het op deze

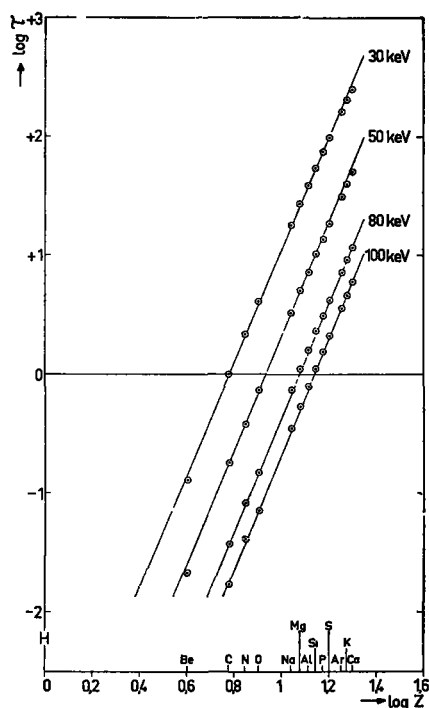


fig. 4.1 Werkzame doorsnede van het foto-effect τ_a als functie van het atoomnummer Z .

TABEL 4.3 K-WAARDEN (FORMULE 4.5) VOOR LAGE FOTONENERGIEËN EN ELEMENTEN MET LAAG ATOOMNUMMER (zie tekst).

Fotonenergieën in keV	k
30	4,69
50	4,79
80	4,77
100	4,83

wijze berekende effectieve atoomnummer beter verklaard worden dan met het volgens (4.3) berekende. SPIERS (1946) geeft in fig. 5 van zijn artikel N_0 voor een aantal stoffen als functie van $Z^{2.94}$ en is genoodzaakt zijn stoffen in twee groepen te verdelen. Voor zover is na te gaan uit de gegevens, komen bij gebruik van $Z^{3.69}$ alle resultaten beter op een rechte lijn te liggen. JONES en RAINE (1949) bereidden een water-equivalent mengsel van paraffine, polyaethyleen, magnesiumoxyde en titaandioxyde, na de

samenstelling zodanig berekend te hebben, dat het effectieve atoomnummer volgens (4.3) en de elektronen-dichtheid gelijk zijn aan die van water. Met hun hiervoor beschreven procedure gingen deze auteurs na, in hoeverre hun mengsel waterequivalent was. Zij vonden een te grote verstrooiing der straling. SPIERS bepaalde $\bar{Z}$ langs experimentele weg en vond, dat deze te hoog was. Na correctie werd een nieuw mengsel samengesteld, bekend onder de naam Mix D. Het effectieve atoomnummer volgens (4.3) is gelijk aan 6,98. Experimenteel vindt SPIERS 7,47. Berekend volgens (4.6) met $k = 4,69$ is het effectieve atoomnummer van de oude samenstelling 8,44, van de nieuwe samenstelling 7,80, vrijwel gelijk aan de waarde voor water 7,53 (zie tabel 4.2). Mix D wordt sindsdien veel gebruikt (KOREN en MAUDAL 1957; DEVIK c.s. 1960; WILSON c.s. 1962).

Water is een veel gebruikt vervangingsmiddel voor zacht weefsel. Een nadeel bij het gebruik van water is dat het lastig kan zijn de meetinstrumenten goed droog te houden. Vaak wordt dan ook aan vaste materialen de voorkeur gegeven. Constructief zijn hardboard en andere houtprodukten (presswood, masonite) zeer praktische materialen, vooral indien de fantomen eenvoudige geometrische vormen krijgen (BILLINGS c.s. 1957, WEBSTER en MERILL 1957, GARRET c.s. 1958 en FELDMAN c.s. 1958). LAUGHLIN c.s. (1957) construeerden een fantoom in nauwkeurige menselijke gedaante van op elkaar gestapelde plakken „presswood”, waarin ook een skelet was ingebouwd.

Paraffine is gemakkelijk in iedere gewenste vorm te krijgen en wordt om deze reden vaak gebruikt, hoewel $\bar{Z}$ laag is (LINCOLN en CRIPTON 1958, MEYER c.s. 1959; THURAU en DISTEL 1961). Door toevoeging van 19% SiO_2 aan paraffine verkreeg HARRIS (1956) een mengsel met een soortelijk gewicht van 0,98 en $\bar{Z} = 7,30$ en SHONKA c.s. (1958) hebben plastic materialen ontwikkeld die de samenstelling van bot en spieren van de ICRU (tabel 3.1) zeer goed benaderen. STACEY c.s. (1961) ontwikkelden een fantoommateriaal bestaande uit gedepolymeriseerd rubber met sporen stikstof, zwavel, titaan en zink. Deze onderzoekers bereikten een samenstelling waarvan de verzwakkingscoëfficiënten zeer dicht liggen bij die van weefsel. Het verloop van de bestraling in het fantoom voor 140 kVp, 250 kVp en 661 kVp blijkt geheel samen te vallen met die voor water. Enkele zeer geringe afwijkingen van de verzwakkingscoëfficiënten voor laag energetische fotonen (10 en 20 keV, zie tabel 4.4) zijn kennelijk niet van belang voor de dieptedosis.

De samenstelling van het skelet is zodanig, dat de lineaire verzwakkingscoëfficiënt sterk afwijkt van die voor zacht weefsel (tabel 4.4). Ook de relatieve verdeling van het foto- en comptoneffect is sterk verschillend. Het relatieve percentage aan foto-effect voor spierweefsel en bot is in fig. 4.2 uitgezet tegen de fotonenergie. We zien hieruit, dat voor vrijwel het gehele energiegebied tot 100 keV in het bot meer fotowisselwerkingen op-

TABEL 4.4 LINEAIRE VERZWAKKINGS-COËFFICIËNTEN (cm⁻¹).

keV	weefsel ¹⁾	water ¹⁾	vloeibaar rubber ¹⁾	bot ²⁾
10	4,757	5,309	4,274	37,89
20	0,725	0,789	0,739	5,313
30	0,349	0,369	0,360	1,834
50	0,217	0,222	0,222	0,638
100	0,169	0,172	0,169	0,335
150	0,149	0,151	0,149	
200	0,136	0,137	0,135	
300	0,118	0,119	0,118	
1000	0,0694	0,0706	0,0697	

¹⁾ Berekeningen van STACEY c.s. (1961) zie tekst.

²⁾ Berekeningen op grond van de tabellen van GRODSTEIN (1957).

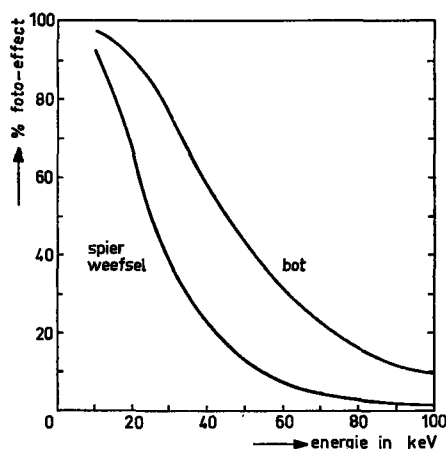


fig. 4.2 Relatieve percentage aan foto-effect voor spierweefsel en bot.

treten dan in het weefsel. De verstrooiing van de straling zal dan ook door het relatief groter aantal comptonwisselwerkingen in zacht weefsel groter zijn dan in bot. In het algemeen zal men liefst een echt skelet inbouwen, want de gecompliceerde structuur der beenderen maken deze minder geschikt voor nabootsing. Verschillende onderzoekers hebben dan ook een natuurlijk skelet geprepareerd waarbij vooral uitlogen moet worden vermeden. De mergholten kunnen worden gevuld, bv. met Mix D, paraffine, of bijenwas (*Radiological Hazards to Patients* 1962; EPP c.s. 1961).

Het gemiddelde soortelijk gewicht van het longweefsel is moeilijk vast te stellen. Het volume van de longen varieert bij normale ademhaling met

ongeveer 0,5 liter en het resterende luchtvolume is 2,5 liter. De hoeveelheid bloed in de longen zal kunnen variëren bijvoorbeeld in de staande en liggende toestand. Wanneer wij het totale volume van bloed en weefsel in de longen schatten op 0,5 à 1 liter, zal het totale volume dus variëren tussen 3 en 3,5 liter, terwijl het gewicht van de longen ongeveer 900 gram bedraagt. Op grond van deze gegevens zou men dus tot een schatting van 0,25 à 0,3 komen voor het soortelijk gewicht van het longweefsel. HARRIS c.s. (1956) stellen het soortelijk gewicht op 0,20, LAUGHLIN (1957) op 0,30 en KORNELSEN (1954) op 0,46. De volgende materialen zijn gebruikt voor de long: polytheenschuim (*Radiological Hazards to Patients* 1960), parafine gemengd met zaagsel (KORNELSEN 1954), zaagsel (DEVIK c.s. 1960; THURAU en DISTEL 1961), kurk (LAUGHLIN c.s. 1957) en gelatine capsules, soortelijk gewicht 0,15 (HARRIS c.s. 1956). HARRIS c.s. gebruiken de capsules in combinatie met een bloedvatensysteem gevormd door perspex en silicium dioxide; het soortelijk gewicht van dit mengsel is 1,19.

Voor de hier te beschrijven onderzoeken werd een fantoom geconstrueerd, waarbij de zachte weefsels vervangen zijn door water, omgeven door een perspex wand van 3 à 4 mm dikte. De keuze van het water had voor ons doel de volgende voordelen.

- a. Gemakkelijke bereikbaarheid van alle plaatsen voor dosimeters. Het bleek in de praktijk zeer goed mogelijk te zijn de dosimeters waterdicht uit te voeren.
- b. Het fantoom werd ook met het oog op andere onderzoeken geconstrueerd. In het vervaardigde fantoom is het mogelijk op alle gewenste plaatsen radioactieve stoffen aan te brengen in een verdeling, die het voorkomen van bepaalde stoffen in het lichaam op natuurlijke wijze nabootst.
- c. De vormgeving van perspex bleek geen moeilijk probleem. Perspex platen kunnen na verwarming tot 170° C in iedere gewenste vorm worden gebogen of geperst. In perspex verwerkende industrieën geschiedt dit meestal met behulp van perslucht. De platen kunnen met behulp van zelfhardende perspex-kit aan elkaar worden gelijmd. Entree's voor de dosimeters worden verkrege door boringen, afgesloten met schroefdoppen. Nieuwe entree's en kleine wijzigingen zijn steeds gemakkelijk aan te brengen.

De platen werden gebogen om gipsvormen, vervaardigd volgens de afmetingen van de meestgevraagde confectiemaat voor mannen, (welwillend ter beschikking gesteld door SITTING, *Adviesbureau voor toegepaste statistiek*).

Het skelet paste bij een man van deze afmetingen en werd met araldit bedekt. De beenmergholten werden gevuld met bijenwas. Kraakbeenschijven werden vervangen door araldit en alle skeletonderdelen werden met araldit aan elkaar gekit. De longen werden nagebootst door van gips ge-

boetseerde modellen passende in de thorax. Om deze modellen werden acetobutylaatplaten gevormd, die gevuld werden met een mengsel van zaagsel en polystyreenkorrels (s.g. 0,35). Het hart werd uitgespaard en wordt dus nagebootst door water. Dezelfde grondgedachte voor de fantoomconstructie werd gevolgd door MOHR c.s. (1959) en de Anderson Research Laboratories Inc. Dit fantoom is in de handel te verkrijgen tezamen met vele op dezelfde wijze vervaardigde 'organen'.

Het uiteindelijk resultaat is afgebeeld op *fig. 4.3*. Het fantoom bestaat uit 7 delen: hoofd, thorax, abdomen en bovenbenen, onderbenen en armen. De vele röntgenfoto's toonden aan, dat radiografisch een goede reproductie is verkregen van het menselijk lichaam.

De meetplaatsen zijn zo goed mogelijk over het fantoom verdeeld. De meeste zijn gelegen in de beenderen. De gaten hebben een diepte variërend van 2 tot 13 cm en hebben een diameter van 8 mm. In de ribben was het onmogelijk meetgaten van deze afmetingen te boren, daarom zijn in de thorax veel meetplaatsen tussen de ribben gelegen. Voor metingen op deze plaatsen werd het ionisatievat omgeven door een 'kunstrib', een samenstelling van vier overlangs gespleten ribben gekit op zacht hout (*fig. 4.4*). Een lijst van de meetplaatsen is te vinden in *tabel 4.5*, terwijl *fig. 4.5* de ligging demonstreert.

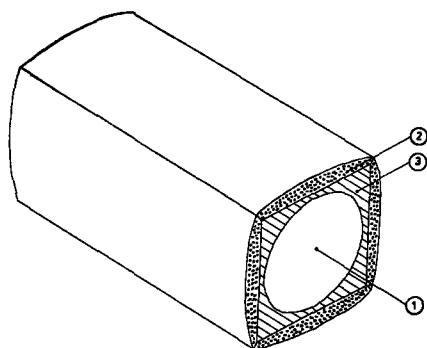


fig. 4.4 „Kunstrib“

Voor de metingen in de intercostale ruimten wordt het ionisatievat in het gat (1) geschoven en is zodoende omgeven door de overlangs doorgesneden ribben (2), welke op zacht hout (3) gekit zijn.

TABEL 4.5 MEETPLAATSEN IN HET FANTOOM.

	<i>No.</i>	<i>Localisatie</i>
Bekken	00	huidbestraling in het centrum van het stralingsveld
	01	lumbale IV van ventraal
	02	lumbale V van ventraal
	03	sacrale II van dorsaal
	04	sacrale kanaal van distaal in sacrale III
	05	linker os ilium van links lateroventraal, bij spina
	06	rechter os ilium bij sacroiliacaal gewricht, van rechts dorso-lateraal
	07	rechter os ilium achter acetabulum, van dorsaal
	08	linker tuberositas ischii, van distaal
	09	rechter os pubis bij symphysis, van distaal
	10	rechter caput femoris, van schuin dorsaal
Thorax	11	linker collum femoris, van lateraal
	12	lumbale II, schuin links ventraal
	13	door wervellichamen, distaal, van lumbale II tot in thoracale XI
	14	onderrand manubrium sterni van links lateraal
	15	manubrium sterni van proximaal
	16	thoracale XI schuin links ventraal
	17	rechter caput humeri, van schuin rechts dorsaal
	18	rechter clavicula, mediale derde deel, van lateraal
	19	thoracale I, schuin links ventraal
	20	rechter acromio-claviculair gewricht van schuin rechts latero-dorsaal tot in laterale derde deel clavicula
	21	linker caput humeri, van schuin links lateroventraal en proximaal tot in clavicula
	22	linker acromion, van schuin links ventraal en proximaal
	23	door wervellichamen van proximaal, van cervicale VII tot in thoracale II
	50	voor het sternum, ter hoogte van de 4e rib
	51	achter het sternum, ter hoogte van de 4e rib
	52	tussen de schouderbladen en de 5e rib, links
	53	tussen 1e en 2e rib, in het transversale middenvlak, links
	54	tussen 4e en 5e rib, 5 cm van de kraakbeenaanhechting, rechts
	55	tussen 5e en 6e rib, 4 cm van de kraakbeenaanhechting, links
	56	tussen 6e en 7e rib, 3 cm lateraal van het schouderblad, links
	57	tussen 9e en 10e rib, 6 cm lateraal van het sagittale vlak, bij de angulus costae, links
	58	tussen 9e en 10e rib, 4 cm achter het transversale middenvlak, rechts
	59	tussen 11e en 12e rib, 6 cm van het sagittale middenvlak, links
Hoofd	60	cervicale kanaal
	61	in de mondhoek langs de onderkaak, links
	62	in de schedel bij het os occipitale
	63	in de schedel bij het os frontale

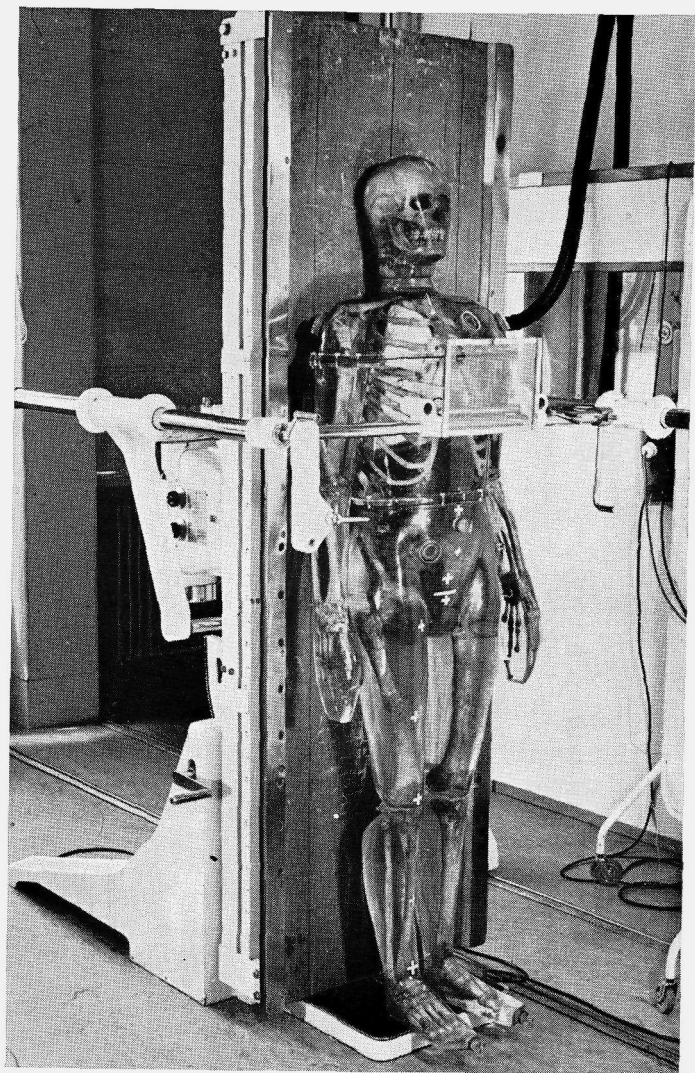
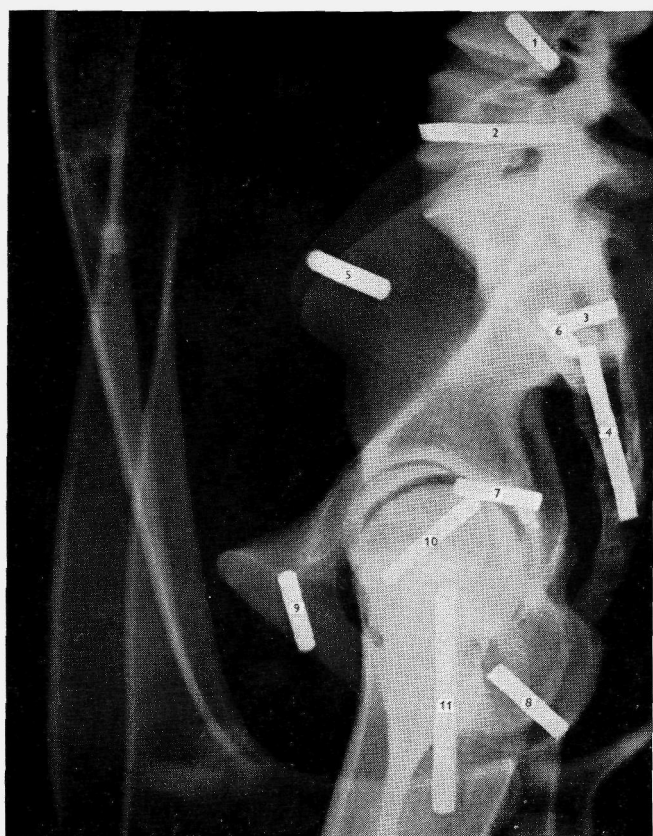
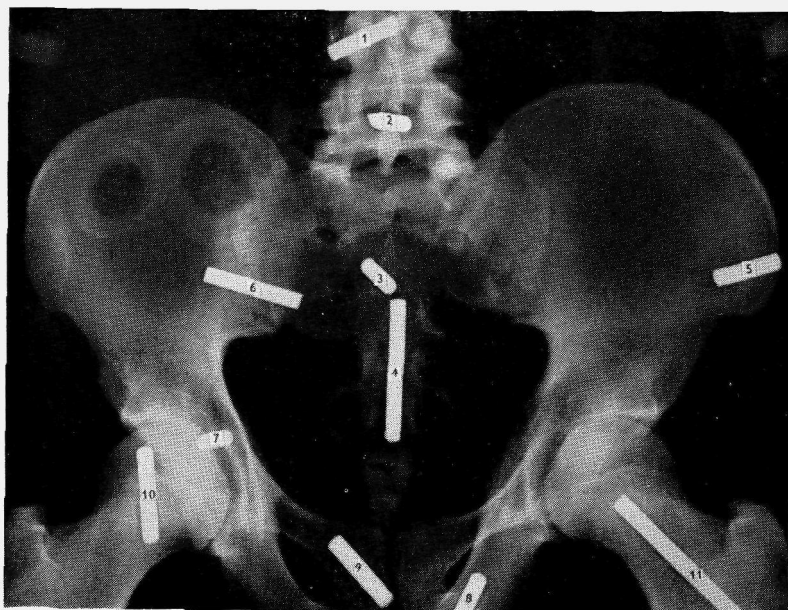


fig. 4.3 *Het fantoom.*



a



b

fig. 4.5 Ligging van de meetplaatsen in het fantoom (zie tabel 4.5).
a. abdomen LAT b. abdomen AP

5. GEABSORBEERDE DOSIS IN BEENMERGHOLTEN

De wijze waarop uit de bestraling de geabsorbeerde dosis in de beenmergholten kan worden berekend, wordt besproken. De behandeling van dit probleem door een aantal verschillende auteurs wordt weergegeven en met elkaar vergeleken. Voor holtegrootten met een diameter groter dan 100 μ werden een aantal eigen berekeningen gemaakt waarvan het resultaat wordt weergegeven.

Voor eenzelfde bestraling met de hier beschouwde röntgenstraling is de geabsorbeerde dosis in bot groter dan in zacht weefsel. Dit wordt veroorzaakt door het grotere aantal primaire wisselwerkingen per gram materiaal ten gevolge van het foto-effect in het bot. Het verschil is het grootst bij lage fotonenergieën en is, afhankelijk van de extra filters, bij een buisspanning van 250 à 400 kV vrijwel verdwenen (tabel 5.1). De door deze primaire wisselwerkingen vrijgemaakte secundaire elektronen leggen een zekere afstand in de weefsels af; de energie-overdracht aan het materiaal vindt plaats langs de baan van het elektron. Aan een grensvlak bot- zacht weefsel zal een deel van de banen van de secundaire elektronen welke vrijgemaakt zijn in het bot, door het zachte weefsel lopen en omgekeerd. Aangezien de dichtheid der secundaire elektronen in het bot het grootst

TABEL 5.1 GEMIDDELDE GEABSORBEERDE DOSIS IN RAD PER RÖNTGEN ¹⁾

kV	1e hvd		bot rad/R	spier rad/R
	mm Al	mm Cu		
50	0,25	—	4,19	0,935
50	0,35	0,01	4,03	0,931
80	1,8	—	4,04	0,936
80	3,2	0,12	3,93	0,928
100	4,2	0,18	3,66	0,931
150	—	0,59	2,55	0,945
200	—	1,2	1,89	0,953
250	—	1,55	1,81	0,950
280	—	2,17	1,46	—
280	—	3,14	1,18	—
220	—	3,9	1,09	0,967
400	—	4,0	1,08	0,965

¹⁾ Uittreksel tabel 8.2 ICRU 1959.

is, zal een netto energie-overdracht plaats vinden van het bot uit naar het zachte weefsel. In dit gedeelte zal worden besproken hoe de grootte van dit effect voor het beenmerg kan worden berekend.

Deze berekening wordt bemoeilijkt door het feit, dat het beenmerg ligt opgesloten in spongieus bot, en wel in de holten waarvan zowel de geometrie als de afmetingen slecht bekend zijn. Een overzicht van hetgeen bekend is over de gemiddelde diameter der holten werd gegeven in fig. 3.1. Uit de grote verschillen welke ENGSTRÖM c.s. (1958) en SPIERS c.s. (1962) vinden in de distributie van de holte-diameter voor wervels blijkt wel hoe onzeker deze distributie is.

De berekening zal moeten worden gemaakt uitgaande van een geïdealiseerd model van deze anatomische structuur. Een eerste berekening werd gegeven door SPIERS (1949), voor een oneindig grote plaat zacht weefsel aan beide zijden begrensd door bot („sandwich model”). Verdere beschouwingen over details van deze berekening zijn te vinden in MUNSON (1950), SPIERS (1950). WILSON (1950) geeft een schatting voor cilindervormige holten. Een andere berekening is te vinden in het ICRU-rapport van 1959 en is gebaseerd op een kubus-vormig model en op formules van KONONENKO (1957). Tenslotte is een berekening gepubliceerd voor cilindervormige holten door CHARLTON en CORMACK (1962) die uitvoeriger zal worden besproken en door ASPIN en JOHNS (1963).

WINGATE, GROSS en FAILLA (1962) hebben metingen verricht met een vlak ionisatievat waarvan de onder- en bovenzijde van geleidend plastic zijn vervaardigd. De afstand tussen de platen is instelbaar. Zowel de plastics (SHONKA c.s. 1958), als de gasvulling (GROSS c.s. 1957; GROSS c.s. 1959) kunnen een willekeurige atomaire samenstelling krijgen, bijvoorbeeld die van bot of spierweefsel. Door de atomaire samenstelling van één plaat van het vat bot-equivalent te maken en de atomaire samenstelling van de andere plaat en het gas spier-equivalent, kan het verloop van de geabsorbeerde dosis in spierweefsel worden bepaald. Hiertoe werden metingen bij verschillende kamerdiepten verricht. De overeenstemming van de verkregen resultaten der metingen met de berekende waarden is, gezien de vele benaderingen welke bij een berekening moeten worden ingevoerd, bevredigend te noemen. ASPIN en JOHNS (1963) vergelijken berekeningen voor holten in pyrex- en loodglas met een biologische dosismeter (T4 bacteriofagen). De algemene tendens van de sterk gespreide resultaten is in overeenstemming met hun theoretische berekeningen.

De wijze waarop de berekeningen worden uitgevoerd is als volgt weer te geven (CHARLTON en CORMACK 1962). De energiedissipatie in een punt P, waarvan wij om de gedachten te bepalen zullen aannemen dat het in het zachte weefsel is gelegen, kan worden berekend door na te gaan, welke elektronen een klein volume rondom P passeren en wat de energie-afgifte van deze elektronen ter plaatse zal zijn. De elektronen zullen afkomstig kunnen zijn uit volume-elementen gelegen in zacht weefsel of in bot bin-

nen een afstand R_0 van P , indien R_0 de afstand is, die elektronen met een bepaalde begin-energie E_0 kunnen afleggen. Deze afstand is korter dan de totale baanlengte L van de elektronen doordat deze veelvuldig kleine richtingsveranderingen ondergaan. Zowel SPIERS als CHARLTON en CORMACK nemen aan dat $R_0 = 0,7 L$. In het gebruik van deze constante schuilt een benadering. Snelle elektronen beschrijven een minder grillige baan dan langzame.

TABEL 5.2 DRACHT VAN ELEKTRONEN IN ZACHT WEEFSEL.

energiefoton in keV	dracht in zacht weefsel van de elektronen ($0,7 \times$ baanlengte) in μ	
	foto-elektronen	comptonelektronen
20	5,93	0,018
30	12,1	0,070
40	20,2	0,184
50	29,9	0,356
60	41,1	0,679
80	67,5	1,61
100	98,8	3,17

Voor de baanlengte L maken alle auteurs gebruik van waarden berekend door LEA (1946) uit de formule van BETHE (tabel 5.2). De baanlengte van een elektron met energie E is voor een beperkt energiegebied voor te stellen door de formules:

$$\text{of} \quad L = \frac{A}{\rho_w} E^m \text{ (weefsel)} \quad (5.1)$$

$$L = \frac{AE^m}{\rho_b s} \text{ (bot)}$$

Hierbij is aangenomen dat de verhouding van de baanlengte in zacht weefsel en in bot een constante, s , is. ($s = 0,92$ voor elektron energieën van 20–100 keV); ρ_w en ρ_b zijn de soortelijke gewichten van weefsel en bot; A en m zijn empirisch bepaalde constanten. Voor elektronen tussen 20 en 200 keV is $m = 1,75$. SPIERS (1949) en ASPIN en JOHNS (1963) gebruikten ter vereenvoudiging van de integratie $m = 1$, waardoor dus het feit dat energie-afgifte aan het einde van de baan van het elektron groter is dan aan het begin wordt verwaarloosd. Een groter deel van de in het bot vrijgemaakte energie wordt in het zachte weefsel afgegeven dan in de berekening is weergegeven, zodat het effect van het omringende bot op de dosis in de holte wordt onderschat. SPENCER en ATTIX (1955) hebben aangetoond, dat de invloed van δ -straling bij soortgelijke problemen niet geheel kan worden verwaarloosd. In de hier gevolgde berekeningsmethode

zal de grootte-orde van de andere verwaarlozingen echter veel belangrijker zijn.

In het volgende stelt r de reeds afgelegde weg voor en R de resterende dracht van het elektron zodat

$$R = R_0 - r$$

In een aan bestraling onderhevig weefsel (zie fig. 5.1) worden n elektronen vrijgemaakt per cm^3 , waarvan wordt aangenomen, dat ze isotroop over alle richtingen zijn verdeeld; voor een bepaalde bestralingssnelheid is n

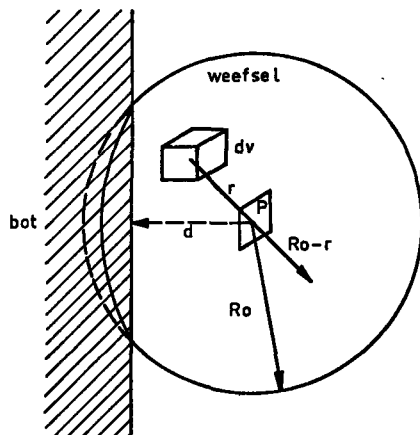


fig. 5.1 Berekening geabsorbeerde dosis in holten.

een functie van de atomaire samenstelling en de dichtheid van zacht weefsel of bot, en van het foton-energiespectrum. Van de ndv elektronen, ontstaan in het volume-element dv , passeren $\frac{ndv}{4\pi r^2}$ een oppervlak van 1 cm^2 door P loodrecht op r . De energie-afgifte in P , $\left(\frac{dE}{dR}\right)_P$, zal een functie zijn van de energie van het elektron op het moment dat het P passeert, ook uit te drukken als een functie van zijn oorspronkelijke energie, E_0 , en de afgelegde weg r , gegeven het medium. Door integratie van de bijdragen van alle volume-elementen dv is dan de totale energie-afgifte D in het punt P te vinden:

$$D = \int \frac{n}{4\pi r^2} \left(\frac{dE}{dR}\right)_P dv \quad (5.2)$$

De integratie moet in twee gedeelten worden uitgevoerd, namelijk over al die volume-elementen die in het zachte weefsel liggen en over de volume-elementen die in het bot gelegen zijn. CHARLTON en CORMACK bepaalden deze twee integralen voor een cilindrische holte met diameter D

voor een punt in de holte gelegen op afstand d van de rand. De uitkomst voor de bijdragen tot de dosis wordt door deze auteurs als volgt weergegeven:

$$\begin{aligned} \text{van weefsel:} \quad D_w(d,D) &= n_o E_o [1 - Q(d,D,R_o)] \\ \text{van bot:} \quad D_b(d,D) &= \frac{n_o' E_o}{s} Q(d,D,R_o) \end{aligned} \quad (5.3)$$

n_o (resp. n_o') is het aantal elektronen per cm^3 vrijgemaakt door de bestraling, E_o hun beginenergie. De factor Q is berekend door numerieke integratie, voor verschillende waarden van de parameters D/R_o en d/D en in tabelvorm weergegeven. Een overzicht van de waarden van Q is in fig. 5.2 gegeven.

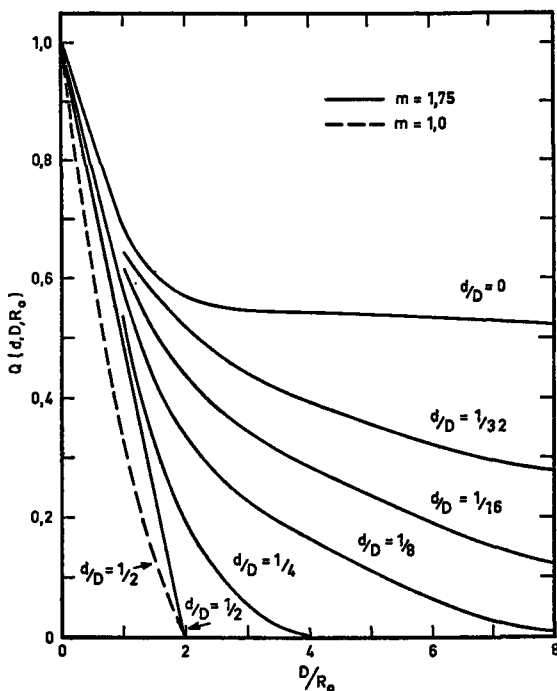


fig. 5.2 Geometrische factor (Q) voor de berekening van de rad/röntgen verhouding in cilindrische holten.

CHARLTON en CORMACK hebben op basis van deze tabel berekeningen uitgevoerd voor kleine holten (diameter 50μ). Hierbij is onderscheid gemaakt tussen foto-elektronen en comptonelektronen. Hoewel de energie van de comptonelektronen over een spectrum verdeeld is, maken beide auteurs gebruik van de gemiddelde waarde. De fout die hierdoor kan ontstaan is gering. Voor iedere fotonenergie zullen twee elektronenener-

gieën in de berekening optreden. Wij hebben deze berekening uitgevoerd voor grotere holten (100–900 μ). Hierbij werden $n_0 E_0$ en $\frac{n_0 E_0}{s}$ ook afzonderlijk berekend voor het foto-effect en het compton-effect. De getallen die men vindt voor deze grootheden indien men ze berekent uit de tabellen van het NBS (*circ.* 583) zijn iets groter dan die, welke CHARLTON en CORMACK geven. Wij hielden de laatste aan voor de berekening. Voor de energie van de elektronen ontstaan door het foto-effect namen wij de energie van het foton; voor de compton-elektronen werd de gemiddelde beginenergie aangehouden (ICRU, 1959, fig. 8.2). De dracht van de comptonelektronen, vrijgemaakt door fotonen van 100 keV en kleiner, is zo gering, dat iedere correctie voor de verstoring van het elektronen-evenwicht voor holten met een diameter van 100 μ en groter door deze elektronen achterwege kan blijven. De hierdoor gemaakte fout in de gemiddelde dosis in de holte is steeds kleiner dan 1%.

De berekening werd uitgevoerd door een doorsnede te verdelen in concentrische cirkels. Voor de hierdoor ontstane ringen werden de Q-waarden voor het midden van de ring uit de gegevens van CHARLTON en CORMACK (hun tabel III) opgezocht, waarna het naar de relatieve grootte van de bijbehorende oppervlakte gewogen gemiddelde van Q werd berekend. In sommige gevallen, speciaal bij grote waarden van D/R_0 , ontstaat een onnauwkeurigheid van enkele procenten. De uitkomsten van de berekening zijn weergegeven in tabel 5.3. Ter vergelijking zijn in tabel 5.3 voor een holte met een diameter van 100 μ de resultaten van ASPIN en JOHNS opgenomen.

Voor wervels en ribben beschikten wij over gegevens van de distributie van de holtegrootten (tabel 3.2 en 3.3). Op grond van deze gegevens werd de relatieve verdeling van het beenmergvolume over de holtegrootte be-

TABEL 5.3 GEMIDDELTE DOSES VOOR CYLINDRISCHE HOLTEN,
(waarden in rad per röntgen).

Berekend op grond van de Q-waarden van CHARLTON en CORMACK (1962).

foton- energie keV	diameter van de holte in μ				
	100	200	400	600	900
20	1,09 (0,97)	1,04	1,04	1,04	1,04
30	1,24	1,10	1,04	1,04	1,04
40	1,45	1,19	1,07	1,04	1,04
50	1,52 (1,32)	1,25	1,09	1,05	1,03
60	1,56	1,27	1,11	1,06	1,03
80	1,45	1,20	1,08	1,04	1,02
100	1,29 (1,12)	1,14	1,05	1,02	1,00

Tussen haakjes, waarden van ASPIN en JOHNS (1963).

TABEL 5.4 GEMIDDELDE RAD/RÖNTGEN VERHOUDING VOOR BEENMERG EN ENKELE SKELETDELEN.

Berekend op grond van de formules van CHARLTON en CORMACK (1962)

fotonenergie in keV	20	50	60	80	100
ribben ¹⁾	1,036	1,083	1,096	1,075	1,043
ribben ²⁾	0,951	1,048	1,066	1,061	1,050
wervels ¹⁾	1,037	1,047	1,054	1,039	1,019
rand van het ilium ²⁾	0,966	1,095	1,108	1,099	1,080
L3 enfemur ²⁾	0,942	1,032	1,049	1,045	1,039
Gem.	0,986	1,061	1,074	1,064	1,046

¹⁾ Eigen berekening, holte diameters van ENGSTRÖM c.s. (1958).

²⁾ SPIERS en ELLIS (1962).

rekend, onder de veronderstelling dat de holten cilindervormig zijn. Door interpolatie werd uit *tabel 5.3* de rad-röntgen verhouding opgezocht voor de verschillende groepen van holtegrootte en het naar het holtevolume gewogen gemiddelde bepaald voor deze skeletdelen. De resultaten zijn te vinden in *tabel 5.4*.

In 1962 voerde SPIERS opnieuw een berekening uit met behulp van de berekeningswijze van CHARLTON en CORMACK, waarbij hij zich baseerde op eigen metingen van de holtegrootte (zie *fig. 3.1*). Zijn resultaten zijn uit zijn grafiek afgelezen en eveneens weergegeven in *tabel 5.4*.

Ter vergelijking met deze resultaten werden nog enkele berekeningen uitgevoerd op grond van gegevens van de ICRU (1959, *fig. 3.12*, weergegeven in *fig. 5.3*). De door de ICRU commissie berekende rad/röntgen verhoudingen werden gebruikt in combinatie met de verhouding van het beenmerg volgens ENGSTRÖM c.s. (1958), op dezelfde wijze als hierboven. De resultaten zijn samengevat in *tabel 5.5*.

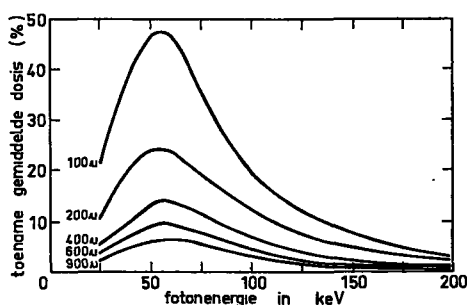


fig. 5.3 Verhoging van de dosis als functie van de fotonenergie voor verschillende holtegrootten (overgenomen uit ICRU 1959).

TABEL 5.5 GEMIDDELDE RAD/RÖNTGEN VERHOUDING VOOR BEENMERG.
Berekend op grond van ICRU gegevens.

fotonenergie in keV	25	50	75	100
wervels	0,9626	1,0127	0,9998	0,9728
ribben	0,9784	1,0444	1,0258	0,9905

De afhankelijkheid van de rad/röntgen verhouding van de fotonenergie blijkt steeds dezelfde algemene vorm te hebben. Steeds treedt een maximum op voor 60 keV. De resultaten weergegeven in de *tabellen* 5.4 en 5.5 verschillen echter in grootte. Speciaal valt op dat de ICRU gegevens aanleiding geven tot lagere rad/röntgen verhoudingen. De verschillen tussen de resultaten van SPIERS en die van ons ontstaan vermoedelijk door het gebruik van verschillende verdelingen van holtegrootten (zie *fig.* 3.1).

Aangezien bij de afleiding van de formules van CHARLTON en CORMACK minder benaderingen zijn ingevoerd dan bij alle andere wijzen van berekening, geven wij aan de resultaten bereikt op grond van deze formules (*tabel* 5.4), de voorkeur.

Uit de gegeven analyse van het probleem blijkt wel, dat een exacte keus van de rad/röntgen verhouding niet mogelijk is. De onnauwkeurigheid waarmee deze verhouding bekend is, is echter in verhouding tot de vele andere onnauwkeurigheden in de bepaling van de beenmergdosis niet belangrijk. Op grond van deze overwegingen zal dan ook in hoofdstuk 8 gebruik worden gemaakt van een gemiddelde omrekeningsfactor, die uit *tabel* 5.4 is vastgesteld op 1,07.

Doordat een constante factor voor deze verhouding werd aangehouden, was het mogelijk in hoofdstuk 7 de bestraling op iedere plaats te vermenigvuldigen met het gewicht van het ter plaatse aanwezige actieve beenmerg. De som van de produkten voor een bepaald skeletdeel, of voor het gehele skelet wordt aangeduid als *integrale bestraling* en uitgedrukt in gramröntgen. De berekeningen kunnen nu verder in gramröntgen worden uitgevoerd, waarna uit het eindresultaat de totaal door het beenmerg geabsorbeerde energie in gramrad kan worden gevonden door vermenigvuldiging met bovengenoemde omrekeningsfactor 1,07. Door deling door het totale gewicht van het actieve beenmerg wordt de gemiddelde-beenmergdosis verkregen, uitgedrukt in rad.

6. DE APPARATUUR

Voor sommige metingen werd gebruik gemaakt van de Philips dosimeter met daarbij behorende ionisatievaten. De metingen in het skelet van het fantoom vereisten een speciale apparatuur. De constructie van een voor dit doel geschikt ionisatievat wordt besproken en het principe van de daarbij gebruikte elektrometer wordt weergegeven. De constructie van een speciale condensator, gebruikt voor het ijken van de elektrometer, wordt besproken. Ten slotte wordt het gebruikte röntgenapparaat beschreven.

Voor het uitvoeren van de dosismetingen zijn sedert lang ionisatievaten, in combinatie met een gevoelig stroom- of ladingsmeetsysteem, in gebruik. Het detectie-mechanisme bestaat uit de ionisatie in de lucht of in een ander gas. Hoewel daarnaast meetsystemen zijn ontwikkeld, die op andere principes berusten, is geen detectie-mechanisme zo veelvuldig gebruikt voor toepassing bij dosimetrie als het ionisatievat. Bij de meting van zachte röntgenstraling, zoals in de diagnostiek wordt gebruikt, moet men ervoor zorgen dat de invloed van het wandmateriaal op de ionisatie in het vat de goede werking van het vat niet kan verstoren. Dit is te voorkomen door een juiste constructie van het vat. In dit hoofdstuk zal de vervaardiging van voor dit onderzoek geschikte ionisatievaten en het bij deze vaten gebruikte elektrometer systeem worden beschreven.

Naast dit meetsysteem werd gebruik gemaakt van twee Philips dosimeters. Als ionisatievaten werden de typen 37480/10; 37482/10 en 37488/10 gebruikt. De gevoeligheid van type 37482/10 is voor de stralingskwaliteiten van 0,4 mm Al–7 mm Al 1e hvd vrijwel constant. Het werd gebruikt voor het meten van de huidbestraling, die bij de metingen in het fantoom werd aangehouden als referentie grootte. Aangezien bij deze meting van de huidbestraling door achterwaarts verstrooide straling uit het fantoom rekening is te houden met een relatief groot aantal laag-energetische fotonen is het van belang, dat de responsie van dit ionisatievat hierdoor geen afwijkingen vertoont. Dat aan deze voorwaarde is voldaan, volgt uit de ijkingen door de leverancier van dit type vaten uitgevoerd, tegen een speciaal geconstrueerd luchtionisatievat voor röntgenstraling van lage energie (OOSTERKAMP EN PROPER 1952). Bovendien werd het vat geijkt in het Rotterdams Radio Therapeutisch Instituut door drs. A. Somerwil voor stralenkwaliteiten met een 1e hvd van 0,8 en 3,9 mm Al. De door de fabrikant opgegeven ijkwaarden stemden binnen de afleesnauwkeurigheid (1%) van het apparaat overeen met de ijkingen in Rotter-

dam. Met dit ionisatievat werden verder de door ons geconstrueerde vaten, bestemd voor het meten van de beenmergdosis, vergeleken.

Het ionisatievat type 37480/10 werd gebruikt bij de metingen aan de zelf geconstrueerde vaten waarbij straling opgewekt met een therapie-toestel werd gebruikt. Het heeft een vrijwel constante gevoeligheid voor straling met een 1e hvd van 0,05 tot 2,5 mm Cu. Het ionisatievat 37488/10 heeft een constante gevoeligheid voor hetzelfde gebied en een veel groter volume. Het is daardoor zeer geschikt voor het meten van verstrooide straling. Het werd gebruikt voor de metingen van de uit het fantoom tredende straling.

Voor het meten van de beenmergbestraling (en de elders beschreven metingen van de gonadenbestraling) is een zeer gevoelige meetapparatuur noodzakelijk. Het meetvat, dat in het skelet moet worden ingebouwd, dient zeer kleine afmetingen te hebben. Tevens is de te meten bestraling soms zeer gering. Deze omstandigheden brengen met zich mee, dat een zeer kleine lading gemeten moet kunnen worden. Het elektrometergedeelte diende dus zeer gevoelig te zijn. Het beste systeem voor dit soort metingen wordt verkregen door gebruik te maken van een trillende condensator; door de variatie van de afstand van de platen wordt een wisselspanning opgewekt, die evenredig is met de lading van de condensator. De ruis van de eerste buis en de ingangsweerstand kan, door selectieve versterking van de trilfrequentie, doeltreffend worden onderdrukt.

Gebruikt werd de „vibrating-reed” elektrometer van de „Applied Physics Corporation”. Dit apparaat meet de lading van capaciteit C_v , gevormd door een trillend blad („reed”) en een anker (zie fig. 6.1). Door de beweging van het trillende blad wordt een wisselspanning opgewekt, die (in A) wordt versterkt en na gelijkrichting via een terugkoppelcircuit over C_c wordt teruggevoerd naar de ingang. Het terugkoppelsignaal wordt op de meterschaal (M) aangewezen (met tegengesteld teken). De elektrometer is van een uitgang voorzien, waardoor de gemeten spanning op een

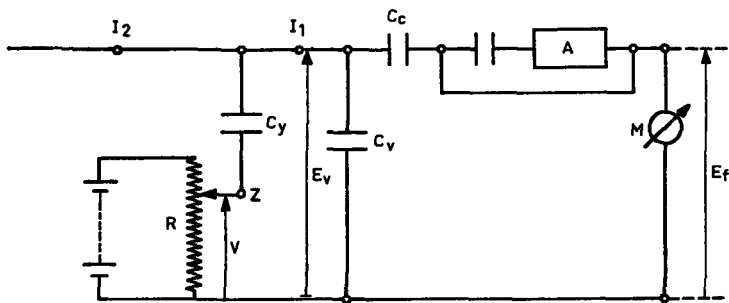


fig. 6.1 Schema van de elektrometer en het circuit voor de ijking van de ladingsgevoeligheid van het meetsysteem (voor verklaring der letters zie tekst).

recorder kan worden geregistreerd. Als recorder werd een Honeywell éénlijnschrijver gebruikt.

Indien E_v de spanning over C_v voorstelt geldt voor de op C_v en C_o aanwezige lading Q_o :

$$Q_o = C_v E_v + C_o (E_v - E_t) \quad (6.1)$$

Steeds geldt $E_t = -G \cdot E_v \quad (6.2)$

G is ongeveer $+1000$. Aangezien C_v en C_o van dezelfde orde van grootte zijn, geldt bij benadering

$$Q_o = -E_t \cdot C_o$$

De capaciteit C_v zal vergroot worden met de aansluitcapaciteit tussen ingang en aarde (kabel-capaciteit en de eigen capaciteit van het ionisatievat). De capaciteit C_o zal vergroot worden met iedere capaciteit, die tussen de ingang en de feedback-aansluiting wordt gebracht. Het circuit is op te vatten als een systeem voor automatische compensatie van een op C_v gebrachte lading op zodanige wijze, dat de spanning over C_v vrijwel constant blijft.

De „vibrating-reed” elektrometer geeft een relatieve meting. Het is gewenst de ladingsmeting absoluut te ijken. Dit kan geschieden door het aanbrengen van een capaciteit C_v aan de ingang (I_1) van de elektrometer. De kabel van het ionisatievat wordt nu met I_2 verbonden. De capaciteit C_v is via een potentiaaldeler R met aarde verbonden. De spanning V tussen het punt Z en aarde is nauwkeurig te bepalen. Door verandering in de potentiaal van Z van 0 naar V wordt schijnbaar een lading Q op het elektrometersysteem gebracht. Gemakkelijk is aan te tonen, dat

$$Q = C_v V$$

De constructieve uitvoering van de ijkcondensator is te zien in *fig. 6.2*. De ijkspanning V wordt via de plug q naar een stel van de condensatorplaten geleid. Deze spanning kan positief of negatief worden gekozen, de grootte van de spanning wordt ingesteld door een als potentiometer geschakelde weerstandsbank, waarover een constante spanning wordt onderhouden.

Voor onze metingen dienden de ionisatievaten in het fantoom te worden geplaatst en dus door een kabel met de elektrometer te worden verbonden. Deze verbindingskabel moest met zorg worden gekozen om lekstromen, ook indien de kabel werd bestraald, tot een minimum te beperken. Gebruikt werd een Telconkabel, type PTIGM (mod.) *). Om de centrale draad is een isolatiemiddel aangebracht vast bevestigd aan deze elektrode, achtereenvolgens omgeven door een halfgeleidende laag, een gevlochten afschermmantel, een isolerende laag, een tweede gevlochten afschermmantel en ten slotte een isolerende buitenlaag. De bedoeling van deze con-

*) British Insulated Callender's Cables Ltd.

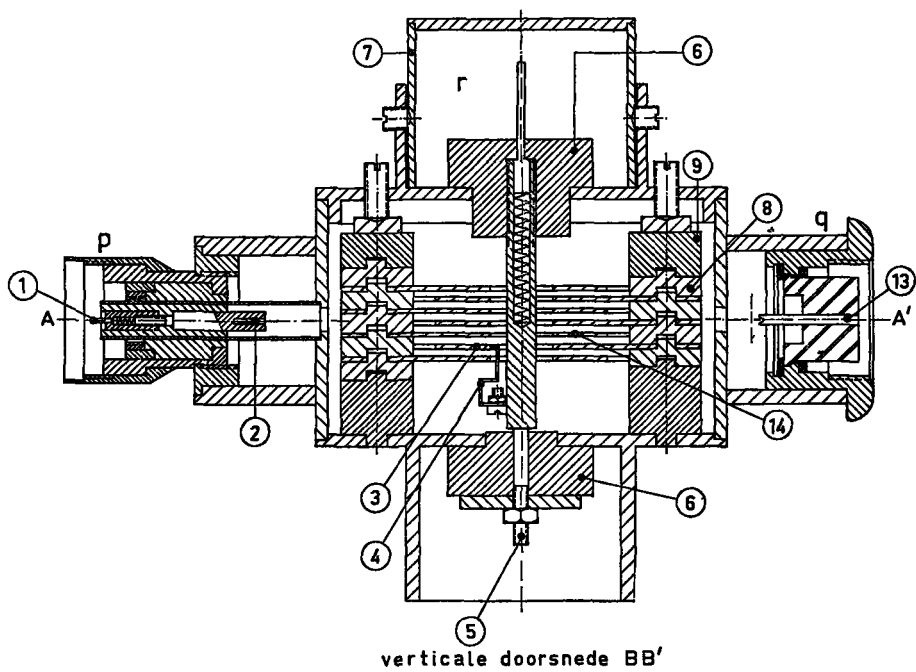
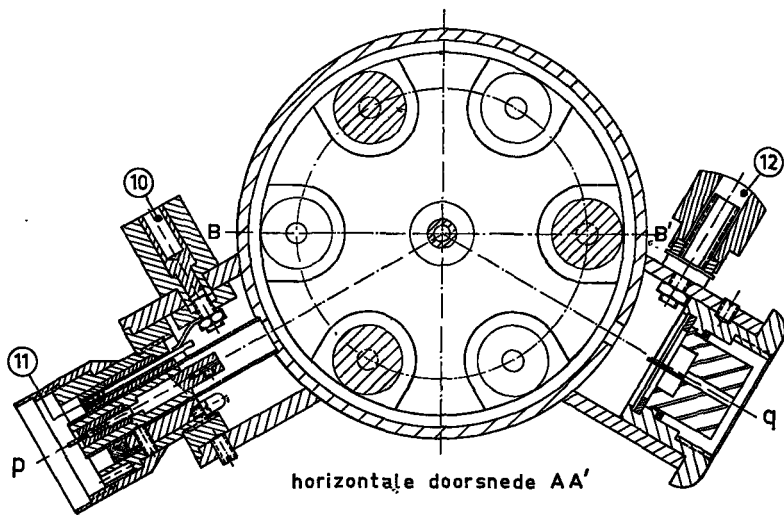


fig. 6.2 Ijkcondensator en ingang elektrometer.

In de verticale doorsnede zijn de ingangspluggen p en q in het vlak van de tekening gedraaid.

De ingangspug p vormt de verbinding met het ionisatievat, de plug q maakt het mogelijk een stel platen der condensator met een spanningsbron te verbinden ter ijkking van de elektrometer.

De centrale elektrode (1) wordt bij (2) door een draad (niet getekend) in elektrisch contact met de plaat (3) gebracht. De condensatorplaten zijn om en om met elkaar verbonden, terwijl één stel via de soldeerlip (4) met de centrale pen (5) is verbonden. Deze centrale pen wordt op de ingangselektrode van de elektrometer gedrukt. De ingang van de elektrometer is geheel identiek aan het gedeelte (r), dat boven de condensator is geplaatst. De polystyreenblokjes (6) dragen de centrale pen en isoleren deze van het huis. Door het wegnemen van het stofkapje (7) kunnen ook andere apparaten op de elektrometer worden aangesloten. De condensatorplaten worden door de messing blokjes (8) op afstand gehouden en door de polystyreenblokjes (9) van het huis geïsoleerd. Ieder stel condensatorplaten wordt gedragen door 3 op deze wijze gevormde kolommen. Door de ingang (10) wordt spanning gebracht op de buitenste afschermmantel van de kabel naar het ionisatievat. Dit gebeurt via de messing ring (11), die in polystyreen is gevat en waartegen een verende pen van de contraplug wordt gedrukt. Door de ingang (12) wordt het huis geaard. De ingang (13) is met de plaat (14) verbonden (verbindingstuk niet getekend). Deze ingang is ofwel geaard, of wordt op een constante spanning gehouden.

structie is, iedere vorm van oplading door het ontstaan van ionen (bv. in de dunne luchtmantel om de kern) te voorkomen. De eerste afschermmantel en de kern werden zo goed mogelijk op dezelfde potentiaal gehouden. (Met de „vibrating-reed” elektrometer was dit door de compensatie van de te meten lading zeer goed uitvoerbaar). De tweede afschermmantel werd gebruikt voor het toevoeren van de spanning, die over het ionisatievat komt te staan. Bij de constructie van de gehele apparatuur is er zorg voor gedragen, dat de kern, die met het meetcircuit wordt verbonden, steeds omgeven is door een isolator, afgeschermd door een geaarde geleider. Hierdoor wordt vermeden, dat door een eventueel potentiaal verschil over de isolator daarin lekstromen of polarisatiestromen ontstaan.

De verbinding van de kabel met de elektrometer en het ionisatievat komen tot stand door speciale pluggen (in *fig. 6.2* met p aangegeven); de constructie is vrijwel gelijk aan die van de pluggen der Bomke-ionisatiekamers welke door de Physikalisch Technische Werkstätten worden geleverd. Bij de constructie van de ijkcondensator is op dezelfde wijze het ontstaan van ongewenste lekstromen voorkomen. Het is een luchtcondensator, bestaande uit 2 stellen platen. Een stel platen verbonden met de ingang van de elektrometer en met de plug p, bestemd voor de meetkabel. Op het andere stel platen kan de ijkspanning worden aangebracht. De ijkcondensator is nauwkeurig geijkt tegen een variabele standaardcondensator van de firma P. Polland, door de lading, die op het elektrometerstelsel wordt gebracht voor een bepaald potentiaalverschil over de ijk-

condensator, te vergelijken met de lading, die op dezelfde wijze door deze standaard-condensator op het systeem wordt gebracht voor een aantal spannings- en capaciteitswaarden. De standaard-capaciteit werd daartoe via een zorgvuldig afgeschermd circuit met de ingang van de elektrometer verbonden.

De ionisatievaten dienen een voldoende kleine diameter te bezitten om te voorkomen, dat al te grote gaten in de botten zouden moeten worden geboord, waardoor de afschermende werking van het bot teveel zou worden verstoord. Nagegaan werd in hoeverre in de handel verkrijgbare, voor het gebruik bij röntgentherapie geconstrueerde ionisatievaten zouden kunnen worden gebruikt. Enkele experimenten werden uitgevoerd met een kleine flexibele sonde van de Physikalisch Technische Werkstätten. De diameter van deze sonde is 7 mm en de flexibiliteit zodanig, dat ze gemakkelijk in kleine boringen in het skelet van het fantoom kan worden gebracht. Het meetvolume is echter zeer klein (12 mm^3), zodat ook de gevoeligheid laag is. Ondanks de gevoelige elektrometer leidt dit voor metingen, diep in het fantoom en aan de rand of buiten het veld, tot moeilijkheden. Ook bleek de gevoeligheid een ongewenst sterke daling te vertonen voor zachte straling. Om deze redenen werd besloten zelf een ionisatievat te ontwikkelen, waarbij aan deze bezwaren tegemoet wordt gekomen.

Bij de constructie van een klein ionisatievat moet met de volgende factoren rekening worden gehouden. De ionisatie in het vat wordt voornamelijk veroorzaakt door secundaire elektronen, afkomstig uit het wandmateriaal. Voor zover deze veroorzaakt zijn door het comptoneffect is de samenstelling van het wandmateriaal niet zeer belangrijk; de verhouding van de ionisatie in vrije lucht en in de lucht in het vat wordt bepaald door de verhouding van het elektronenremvermogen van het wandmateriaal en van de lucht. Vooral bij de lagere energieën (15 keV–70 keV) speelt echter het foto-effect een belangrijke rol. Het atoomnummer van de elementen waaruit het wandmateriaal is opgebouwd is dan van invloed op de ionisatie. Deze invloed zal afnemen wanneer de dracht van de foto-elektronen van de orde van grootte is van de afmetingen van het vat, 0,25 à 0,5 cm, overeenkomende met fotonen van 10 à 15 keV (SPENCER en ATTIX, 1955). Het wandmateriaal zal een deel van de fotonen absorberen (zie tabel 6.1). De geringere ionisatie in het vat die bij zachte straling hiervan het gevolg is kan worden gecompenseerd door het wandmateriaal een effectief atoomnummer te geven, dat lager is dan van lucht (OOSTERKAMP en PROPER, 1952; GARRETT en LAUGHLIN, 1959). Het gevolg is dat ook in het energiegebied waar foto-elektronen uit het wandmateriaal een belangrijke bijdrage tot de ionisatie in het vat geven de gevoeligheid iets vermindert. De gevoeligheid zal bij een verdere vergroting van de fotonenergie toenemen in het gebied waar de comptonelektronen de belangrijkste rol gaan spelen.

Voor het verkrijgen van een juiste meting met een ionisatievat is het

TABEL 6.1 TRANSMISSIE VAN FOTONEN DOOR 0.5 MM PERSPEX.

energie in keV	totale verzwakkings-coëfficiënt cm ² /g	transmissie in %
10	3,29	0,83
15	1,07	0,94
20	0,556	0,97
30	0,298	0,98
40	0,232	0,99
60	0,191	0,99
100	0,165	0,99

noodzakelijk te verhinderen, dat recombinatie van eenmaal gevormde ionen optreedt. BOAG (1952) stelde een theorie op, die de recombinatieverschijnselen bij hoge bestralingsintensiteiten goed verklaart. Essentieel voor de theorie van BOAG is de veronderstelling, dat de ionen bij hun ontstaan gelijkmatig over het volume zijn verdeeld. De vorming van ionenparen is echter nooit gelijkmatig verdeeld. Steeds treedt een zekere opeenhoping van ionen op, die relatief belangrijker zal zijn bij geringere bestralingsintensiteiten. Een theoretische behandeling van de recombinatieverschijnselen in dergelijke „clusters” is gegeven door KARA-MICHAILOVA en LEA (1940). JAFFÉ (1913, 1914) gaf een verklaring van waarnemingen met α -straling. Een goede theorie, die zowel de recombinatie in het gehele volume als in de „clusters” of kolommen omvat, is tot heden niet gevonden. In de praktijk gebruikt men de formules van BOAG. Deze kunnen inderdaad dienen om een indruk te verkrijgen van het benodigde spanningsverschil tussen de elektroden. Een experimentele bevestiging door het opnemen van een verzadigingscurve is echter steeds noodzakelijk, omdat bij lage bestralingsintensiteiten afwijkingen zullen ontstaan. Fig. 6.3 geeft een dergelijke curve voor het hierna te beschrijven ionisatievat. Het verschil in curven voor een positieve en een negatieve spanning op de buitenste elektrode is vermoedelijk ontstaan door een extra potentiaalverschil

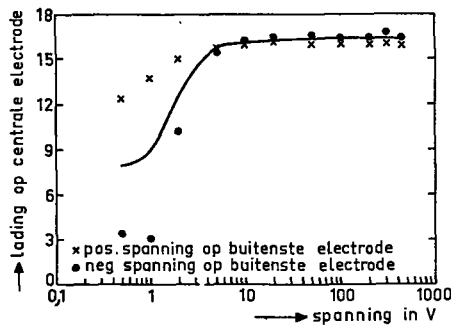


fig. 6.3 Verzadiging van de ionisatiestroom in het ionisatievat van eigen constructie.

ten gevolge van contactpotentialen en door het verschil in geometrie van de binnenste en buitenste elektrode. Deze curve werd opgenomen bij een hoge bestralingssnelheid. Voor alle met dit type ionisatievat uit te voeren metingen werd een spanningsverschil van 300 V tussen de elektroden aangehouden, zodat onder alle omstandigheden steeds een volledige verzadiging optrad.

Om het ionisatievat een zo groot mogelijk effectief volume te geven bij een zo klein mogelijke diameter, werd de wanddikte zo dun gekozen als constructief was te verwezenlijken, n.l. 0,5 mm (zie fig. 6.4). Deze dikte is

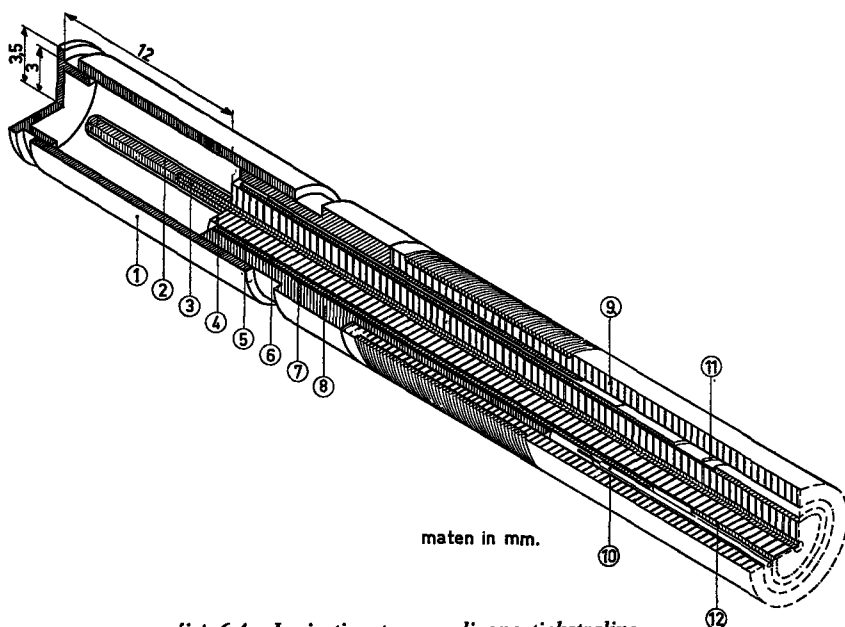


fig. 6.4 Ionisatievat voor diagnostiekstraling.

In deze opengewerkte tekening zijn de volgende onderdelen te onderscheiden:

- 1 perspex wand, dikte 0,5 mm; het inwendige is bedekt met grafiet en vormt een elektrode
- 2 aluminium elektrode, $\varnothing$ 1,2 mm, lengte 10 mm
- 3 koperen kern van de kabel $\varnothing$ 0,55 mm
- 4 polyaethyleen isolatielaag
- 5 afscherming van goudfolie, dikte 0,03 mm, geaard
- 6 isolatielaag van polyesterfilm
- 7 goudfolie 0,03 mm, voert spanning naar grafietbedekking op buitenste elektrode
- 8 perspex houder ter versteviging van de bevestiging van de kabel
- 9 latexslang, die om de kabel is gelegd, voor waterdichte afsluiting; bevestigd met een takeling van machinegaren
- 10 geïsoleerde aanvoerdraad voor de spanning, gesoldeerd op buitenste goudfolie, op zijn plaats gehouden door een (niet getekende) takeling van machinegaren
- 11 vertind koperen draad $\varnothing$ 0,4 mm, gesoldeerd aan binnenste goudfolie, spiraalvormig om de kabel gelegd en in de aansluitplug aan aarde bevestigd
- 12 geleidende laag in de kabel aanwezig om de polyaethyleen isolatielaag.

nog steeds veel groter dan de maximale dracht van de secundaire straling (de dracht van elektronen van 100 keV is ongeveer 0,13 mm in perspex). De inwendige diameter van het ionisatievat is 6 mm; de centrale elektrode heeft een diameter van 1,2 mm en is om constructieve redenen van aluminium vervaardigd. Om de perspex wand geleidend te maken is deze met een dunne grafiet laag (ongeveer 0,25 mg/cm²) bedekt.

De gevoeligheid van alle volgens dit ontwerp vervaardigde ionisatievaten werd zorgvuldig vergeleken met de Philips dosimeters. Deze vergelijking werd uitgevoerd met een therapietoestel en met het voor de verdere metingen te gebruiken diagnostiektoestel. Het vat werd daartoe op een nauwkeurig gedefinieerde plaats gebracht, op ongeveer 140 cm van het focus. Het vat werd zowel axiaal als radiaal in de as van de bundel geplaatst. De bundel werd gediafragmeerd door twee looddiafragma's met een opening van 4×4 cm² en een ronde opening met een diameter van 5,2 cm. Een referentievat werd terzijde van de opening voor het eerste diafragma opgesteld. Nadat de verhouding van de afleeswaarde op de referentie-apparatuur en de te ijken ionisatievaten waren vastgesteld, werd het te ijken vat vervangen door het voor de vergelijking te gebruiken meetvat (het Philips ionisatievat type 37482/10 of 37480/10). De fout, die op deze wijze door de onnauwkeurigheid van de opstelling van de vaten en door de afleesfout werd gemaakt, is ongeveer 1%.

Voor de in het vat optredende ionisatie werd voor harde stralenkwaliteiten 0,31 ese/R gevonden, in overeenstemming met het volume van het vat. De gevoeligheid als functie van de stralenkwaliteit vertoont een onregelmatig verloop (zie tabel 6.2 en 6.3). Dit wordt waarschijnlijk veroorzaakt door de onvolkomenheid van de 1e hvd als maat voor de stralenkwaliteit. Men kan echter constateren, dat tussen de stralenkwaliteiten met een 1e hvd van 2 tot 6 à 7 mm Al de gevoeligheid vrij constant is, terwijl deze voor zachtere en hardere straling geringer is. De relatieve verhouding van de aluminium en perspex oppervlakten en hun atomaire samenstelling zijn zodanig, dat gemiddeld het effectieve atoomnummer

TABEL 6.2 IJ KING VAN EEN IONISATIEVAT VAN EIGEN CONSTRUCTIE TEGEN EEN PHILIPS IONISATIEVAT 37482/10 (DIAGNOSTIEK STRALING).

1e hvd mm Al	kVp	extra filter	Gevoeligheid in schaaldelen ¹⁾ per mR 20° C 760 mm Hg	
			radiaal	axiaal
1	52	—	4,78	4,44
2	68	1 Al	5,56	5,15
3	85	2 Al	5,52	5,24
4	80	1 Al + 0,1 Cu	5,62	5,35

¹⁾ 100 schaaldelen komen overeen met een terugkoppelspanning van 300 mV.

TABEL 6.3 IJING VAN EEN IONISATIEVAT VAN EIGEN CONSTRUCTIE TEGEN EEN PHILIPS IONISATIEVAT 37480/10 (CONSTANTE BUISSPANNING).

1e hvd mm Al	kV	extra vast filter	Gevoeligheid in schaaldelen ¹⁾ per mR 760 mm/20° C		
			radiaal	axiaal	in water radiaal
1,3	50	—	5,26	4,95	5,00
1,6	50	0,5 Al	5,52	5,18	5,10
2,4	100	—	5,29	5,00	4,78
3,4	100	1 Al	5,43	5,24	4,93
3,8	150	—	5,10	5,13	4,55
4,8	100	4 Al	5,32	5,21	4,90
6,8	250	—	4,72	4,52	4,05
9,1	200	4 Al	4,39	4,27	4,10
14	200	1 Al + 1 Cu	3,45	3,42	3,41
20	250	1 Al + 1 Cu	3,26	3,22	3,23
28	250	0,6 Sn + 0,25 Cu + 1 Al	2,99	2,92	2,91

¹⁾ 100 schaaldelen komen overeen met 300 mV terugkoppelspanning.

voor het wandmateriaal ($\bar{Z}$) ongeveer 9,9 is. Dit is iets hoger dan het effectieve atoomnummer voor lucht, dat 7,8 bedraagt (zie tabel 4.2). Door het wandmateriaal een iets lager effectief atoomnummer te geven zou vermoedelijk deze daling van de gevoeligheid verminderd kunnen worden. De keuze van een zachter materiaal voor de inwendige elektrode was constructief echter bezwaarlijk. De vaten vertonen eenzelfde gevoeligheid in alle radiale richtingen. In axiale richting treedt een kleine afwijking op.

Naast de normale ijkingen in lucht werden tevens ijkingen in water uitgevoerd, zodanig dat die de situatie waarin de vaten in het fantoom werden gebruikt, zo goed mogelijk nabootsten. Hiertoe werd op de ijkplaats een bak van $20 \times 20 \times 20$ cm³ geplaatst, vervaardigd van perspex (2,5 mm wanddikte). In een zijwand kan een perspex cylinder naar binnen worden gebracht, die nauw past om de Philips ionisatievaten (wanddikte 1 mm). De voor de vergelijking gebruikte vaten zijn nu dus geheel door water omringd. Het ionisatievat wordt direct in het water op dezelfde plaats gefixeerd. Deze ijking geeft een gelijkmatiger verloop van de gevoeligheid met de 1e halveringsdikte, vermoedelijk ontstaan door de van alle richtingen afkomstige verstrooide straling (zie tabel 6.3, laatste kolom).

Vooral op grond van deze metingen kan worden geconstateerd, dat het geconstrueerde ionisatievat voldoet aan de eisen die voor dit onderzoek gesteld moeten worden. De ijkwaarden gevonden voor 50 en 100 kV verschillen onderling slechts $\pm 3\%$. Ter uitvoering van de in hoofdstuk 7 te beschrijven metingen werden 4 van deze ionisatievaten vervaardigd, die bij de hier beschreven ijkingen alle dezelfde eigenschappen vertoonden. De

onnauwkeurigheid in de metingen die in het fantoom werden uitgevoerd (50–100 kVp buisspanning) veroorzaakt door de afhankelijkheid van de gevoeligheid van de stralenkwaliteit kan op grond van deze metingen worden geschat te liggen beneden $\pm 5\%$.

Voor de uitvoering van de metingen in het fantoom werd gebruik gemaakt van een röntgenapparaat Medio D 100, uitgerust met 4 ventielen. Het toestel is zo ingericht, dat de buisspanning, de stroomsterkte en de bestralingstijden onafhankelijk kunnen worden gekozen. De buisspanning, die trapsgewijs met stappen van 2 kV kan worden ingesteld, werd geijkt met een piekvoltmeter, geschakeld tussen generator en buisanode. De weerstand van het meetcircuit is 100 M Ω . De extra belasting van de generator door dit meetcircuit was te verwaarlozen (0,5 mA). De röntgenbuis (0–75/100 type 21933/00) heeft 2 foci, $1 \times 1 \text{ mm}^2$ en $2 \times 2 \text{ mm}^2$. Het laatste focus werd steeds gebruikt voor de metingen.

Voor dit toestel werden combinaties van buisspanning en filters bepaald, zodanig, dat stralenkwaliteiten werden verkregen met een 1e hvd van ongeveer 1; 2; 2,5; 3; 4 en 4,8 mm Al. Tevens werd de 2e hvd van deze stralenkwaliteiten bepaald. Deze bepalingen geschieden door aluminiumfilters op een looddiafragma te plaatsen (opening $4 \times 4 \text{ cm}^2$), dat op 76 cm van het focus is opgesteld. Een ionisatievat is tussen de röntgenbuis en dit diafragma geplaatst voor een referentiemeting van de bestraling; 28 cm onder de absorbers wordt een tweede meetvat opgesteld (Philips type 37482/10) achter een diafragma ($\varnothing 5,2 \text{ cm}$). De resultaten, tezamen met de gebruikte buisspanningen en extra filters, zijn weergegeven in tabel 6.4.

TABEL 6.4 STRALENKWALITEIT VAN DE RÖNTGENBUNDEL VAN HET DIAGNOSTIEKTOESTEL (opstelling zie fig. 2.1).

kVp	extra vast filter (mm)	1e hvd mm Al	2e hvd mm Al	bundelrichting waarbij stralingsvelden toegepast zijn
52	—	1,0–1,1	1,4–1,6	AP ; PA
68	1 Al	2,0–2,1	2,9–2,9	AP ; PA ; LAT
85	2 Al	3,0–3,1	4,6–4,8	AP ; PA ; LAT
83	1 Al + 0,1 Cu	4,2–4,5	5,8–6,5	AP ; PA
95	1 Al + 0,1 Cu	4,7–5,0	6,2–7,3	AP ; PA ; LAT
95	—	1,8	3,8	LAT ¹⁾

¹⁾ Slechts gebruikt bij één veld.

Het bleek bij herhaling van deze bepalingen, na een aantal inleidende metingen, dat de opbrengst van de buis in röntgen per mAs terug liep, terwijl de kwaliteit der straling iets harder werd voor dezelfde buisspanning. De buis werd toen door een nieuwe vervangen. Bij de voortzetting der experimenten werd de buisspanning constant gehouden, zodat de 1e hvd der gebruikte straling iets varieert. Aan het einde der meetserie bleek

de kwaliteit der straling van de nieuwe buis weer iets harder te zijn geworden.

Het röntgenapparaat is voorzien van een dieptediafragma en een lichtvizier. Het dieptediafragma bestaat uit 2 rechthoekige diafragma's op verschillende afstanden van het focus, die mechanisch gekoppeld zijn, zodanig, dat de randen van het diafragma steeds in een lijn liggen met het focus. Door middel van een schuin in de röntgenbundel geplaatste spiegel wordt de van een lampje afkomstige lichtbundel zo in de richting van de röntgenbundel geprojecteerd en door de diafragma's begrensd, dat een lichtveld ontstaat, dat samenvalt met het stralingsveld. De bestralingsverdeling in het rechthoekige stralingsveld en de rand van het verlichte veld zijn weergegeven in fig. 6.5. De stralingsvelden die voor de in hoofdstuk 7 te bespreken metingen werden gebruikt zijn bepaald door de randen van het lichtveld in een vlak loodrecht op de as van de stralenbundel en de afstand

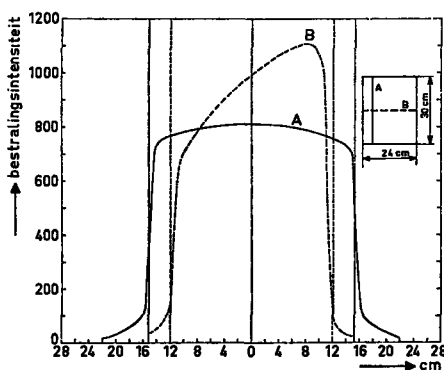


fig. 6.5 Stralingsveld van het röntgendiagnostiekapparaat.

Het lichtvizier is geopend op $24 \times 30 \text{ cm}^2$; de randen van het lichtveld zijn door verticale strepen aangegeven; de ligging van de lijnen in het lichtveld waarlangs is gemeten is in de inlas aangegeven.

van het focus tot het vlak van de meting. Steeds zijn deze afmetingen identiek aan de filmafmetering en de focus film afstand gehouden.

De gang van zaken bij de metingen van de bestraling van het beenmerg is schematisch weergegeven in fig. 6.6. Het ionisatievat werd in het fantoom gebracht op de gewenste meetplaats en het fantoom werd op de patiëntentafel gelegd; het veld werd nauwkeurig ingesteld met behulp van het lichtdiafragma. Het Philips ionisatievat werd in het midden van het veld opgesteld. Aan weerszijden van het vat werden stukjes zacht hout geplaatst, zodat het vat half verzonken was in weefsel equivalent materiaal. De beenmergbestraling werd aangegeven door de uitslag van de recorder, de bijbehorende huidbestraling afgelezen op de Philips dosismeter en genoteerd. Nadat de metingen voor de verschillende stralen-

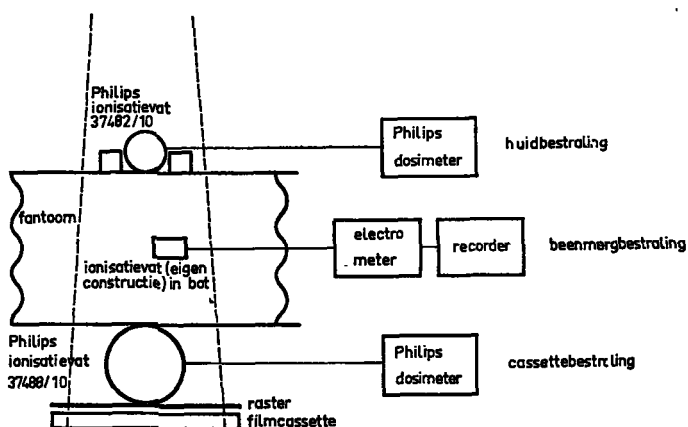


fig. 6.6 Blokschema meetopstelling.

kwaliteiten waren geschied, werd de bestraling van de cassette gemeten met het Philips strooistralenvat 37488/10. Vrijwel steeds werd een expositieduur van 8 seconden gebruikt.

De reproduceerbaarheid van de metingen in het fantoom bleek ongeveer $\pm 5\%$ te zijn. Indien zeer lage bestralingen werden gemeten ver buiten de directe bundel bleek de fout, die dan veroorzaakt werd door drift in de meetapparatuur, ongeveer $\pm 0,05$ mR te bedragen. Voorts rekening houdende met een absolute fout in de meting als gevolg van de afhankelijkheid van de gevoeligheid van het ionisatievat van de stralenkwaliteit, van ongeveer 5% zullen de metingen een totale onzekerheid vertonen die zeker minder dan 10% bedraagt.

7. RESULTATEN DER METINGEN IN HET FANTOOM

In dit hoofdstuk wordt de codering van de stralingsvelden en van de meetresultaten besproken. Vervolgens wordt de wijze waarop de berekeningen zijn uitgevoerd behandeld. Ten slotte worden de meetresultaten besproken, waarbij vooral aandacht wordt besteed aan de afhankelijkheid van de beenmergbestraling van de stralenkwaliteit. In het algemeen blijkt een hardere stralenkwaliteit bij eenzelfde cassettebestraling een geringere beenmergbestraling te veroorzaken.

De röntgenologische verrichtingen zijn door de UNSCEAR in een aantal typen van onderzoek verdeeld. Hoewel in de praktijk variaties worden aangebracht in de richting en grootte van de stralenbundel ten opzichte van de patiënt voor een bepaald onderzoek, kan men toch redelijkerwijs een aantal standaardvelden omschrijven, die bij de onderzoeken worden gebruikt. Voor de metingen aan het in hoofdstuk 4 beschreven fantoom werden een aantal stralingsvelden gebruikt, die in tabel 7.1 zijn omschreven (BEEKMAN 1962). Steeds is daarbij het veld zo ingesteld, dat het nauwkeurig samenvalt met de opgegeven filmafmetingen. Voor ieder van deze velden werden de metingen verricht voor 5 verschillende stralenkwaliteiten indien de stralenbundel ten opzichte van het fantoom van achteren naar voren (PA) of van voren naar achteren (AP) was gericht en voor 3 stralenkwaliteiten voor laterale bundels (LAT), als weergegeven in tabel 6.4.

De codering van de stralingsvelden bestaat uit twee getallen door een punt gescheiden. Het eerste getal correspondeert met het onderzoekings-type, zoals dat is weergegeven in tabel 8.5. Het tweede getal geeft aan hoe de stralingsrichting ten opzichte van het fantoom is, en wel voor AP, PA en LAT respectievelijk 1, 2 en 3. In die gevallen waarin het bestralingsveld asymmetrisch ligt ten opzichte van het fantoom (de velden 01; 02; 16 en 18 en alle laterale velden) was er behoefte aan een groter aantal meetplaatsen. Zo ligt voor het veld 01 de rechter heup in de directe bundel. Aan de buikzijde van het os ilium zou echter alleen een meting worden gedaan in meetplaats 5, links en dus niet in de directe bundel gelegen. De uitbreiding in de metingen werd nu verkregen door de velden te spiegelen ten opzichte van het sagittale middenvlak. Voor het veld 01 werden dus ook metingen verricht terwijl de bundel op de linker heup en femur was gericht. Voor de laterale velden werden metingen gedaan waarbij achtereenvolgens de linker- en de rechterzijde van het fantoom naar de cassette was gekeerd. Voor meetplaatsen die symmetrisch in het fantoom liggen

TABEL 7.1 STRALINGSVELDEN

code	omschrijving van het stralingsveld	richting van de bundel in het fantoom	focus film of focus-scherm afstand in cm	filmafmetingen in cm ²	raster
01.1 (01.5)	heup en proximale 3e deel van het femur, rechts	AP	100	24×30	+
02.1 (02.5)	femur, rechts	AP	100	15×40	+
03.1	bekken	AP	100	30×40	+
04.1	lumbo sacrale wervels	AP	100	24×30	+
04.3 (04.4)	lumbo sacrale wervels	LAT	100	24×30	+
05.1	lendenwervels	AP	100	24×30	+
05.3 (05.4)	lendenwervels	LAT	100	24×30	+
06.1	thoracale wervels	AP	100	30×40	+
06.3 (06.4)	thoracale wervels	LAT	100	30×40	+
09.2	urethrocystografie	PA	72,5	24×30	—
11.2	hysterosalpingografie	PA	72,5	24×30	—
13.1	buikoverzicht	AP	100	30×40	+
14.2	colon	PA	72,5	24×30	—
15.2	maag	PA	74	24×30	—
16.2 (16.6)	galblaas	PA	72,5	18×24	—
17.2	thorax	PA	150	35×35	—
17.3 (17.4)	thorax	LAT	150	35×35	—
18.1 (18.5)	schouder, rechts	AP	100	24×30	+
21.1	schedel	AP	100	24×30	+
22.1	halswervels	AP	100	18×24	+

(alle meetplaatsen in de wervelkolom) zijn de uitkomsten uiteraard identiek. Deze metingen zijn zo gecodeerd, dat bij de AP-richting het cijfer 5 en bij de PA-richting het cijfer 6 aangeeft, dat de stand van het veld volgens de omschrijving van de tweede kolom van *tabel 7.1* gespiegeld is ten opzichte van het sagittale middenvlak. Bij de laterale velden wordt nummer 3 gebruikt indien de linkerzijde van het fantoom naar de filmcassette is gekeerd en nummer 4 indien de linkerzijde naar de röntgenbuis is gekeerd.

Voor ieder van de meetplaatsen in het fantoom (aangeduid met i) wordt de dosis bepaald, die optreedt bij een cassettebestraling van 1 mR. Hiertoe

worden tijdens een opname met een bepaald stralingsveld (aangeduid met n) gelijktijdig de bestraling van een der meetplaatsen, $p_{n,i}$, en de huidbestraling in het centrum van het veld, $k_{n,i}$, bepaald. De aflezingen van de meters werden met de gevoeligheden van de ionisatievaten vermenigvuldigd en de gebruikelijke correcties voor temperatuur en druk moesten worden aangebracht. De verhouding tussen de huidbestraling en de cassettebestraling werd voor ieder veld nauwkeurig vastgesteld. De cassettebestraling wordt gemeten in het midden van het veld boven de cassette (of boven het raster) met het Philips ionisatievat voor verstrooide straling (fig. 6.6).

Indien de huidbestraling, nodig voor een cassettebestraling van 1 mR wordt aangegeven met $k_{n,0}$ wordt de bestraling van de meetplaats bij een cassettebestraling van 1 mR, $s_{n,i}$, gevonden uit

$$s_{n,i} = \frac{k_{n,0}}{k_{n,i}} \cdot p_{n,i} \quad (7.1)$$

In (7.1) slaat de eerste index steeds op het stralingsveld, de tweede op de meetplaats. Het grote aantal van deze eenvoudige bewerkingen maakte het gebruik van een ponskaartensysteem efficiënt. Zowel de vermenigvuldiging met de gevoeligheid van de ionisatievaten, de temperatuur en de druk correctie als de berekening 7.1 kunnen dan automatisch worden uitgevoerd. De berekeningen werden verricht door de afdeling Statistiek van het Nederlands Instituut voor Praeventieve Geneeskunde.

De berekening van de gemiddelde beenmerg dosis werd uitgevoerd door allereerst de integrale bestraling van het beenmerg en van het actieve beenmerg te berekenen in gramröntgen. Zoals in hoofdstuk 5 is uiteengezet, is deze procedure hier mogelijk, omdat steeds dezelfde omrekeningsfactor van röntgen naar rad zal worden gebruikt.

De hoeveelheid beenmerg en de fractie hiervan, die als actief is te beschouwen zijn voor de verschillende skeletdelen gelijk genomen aan de waarden die ELLIS (1961) opgeeft. Sommige skeletdelen, zoals het os coxae, zijn te groot en liggen in gebieden met te sterk verschillende bestraling om als geheel te worden opgevat. In deze gevallen werd het bot in verschillende delen verdeeld gedacht. De fracties van het totale gewicht aan beenmerg in de verschillende delen werden bepaald met behulp van de anatomische dwars-doorsneden van EYCLESHYMER en SHOEMAKER (1911). Met behulp van een planimeter werd het oppervlak van de beenmergholten van de verschillende doorsneden bepaald en vermenigvuldigd met de in de atlas opgegeven afstand der doorsneden, teneinde een maat voor het volume der holten te vinden. Aangenomen wordt, dat de beenmergverdeling evenredig is met de verdeling van de aldus verkregen volumina. De resultaten zijn te vinden in tabel 7.2. Voor de verdere berekening is voor ieder skeletdeel een codenummer ingevoerd, weergegeven in de eerste kolom van deze tabel. De uitkomsten van de berekening volgens (7.1), de getallen $s_{n,i}$, worden nu verder voor een bepaald veld aangeduid

TABEL 7.2 COMBINATIE FORMULES VOOR HET BEREKENEN VAN DE BEENMERGBESTRALING VAN DE SKELETDELEN.

Code	deel van het skelet	gewicht beenmerg (gram)	fractie rood (actief)	combinatieformule ¹⁾
01	schedel	165,8	0,75	$\frac{1}{4}((62)+(62)+63+63^*)$
02	onderkaak	16,4	0,75	$\frac{1}{2}(61+61^*)$
03 l	humerus (kop en hals)	13,2	0,75	$\frac{1}{2}(17^*+21)$
03 r		13,3	0,75	$\frac{1}{2}(17+21^*)$
04 l	schouderblad, bovenste deel	25,9	0,75	$\frac{1}{2}(21+22)$
04 r		25,9	0,75	$\frac{1}{2}(21^*+22^*)$
05 l	schouderblad, onderste deel	7,8	0,75	52
05 r		7,8	0,75	52*
06 l	sleutelbeen	10,8	0,75	$\frac{1}{2}(20^*+18^*)$
06 r		10,8	0,75	$\frac{1}{2}(20+18)$
07	sternum, bovenste deel	24,9	0,60	$\frac{1}{2}((14)+(15))$
08	sternum, onderste deel	14,1	0,60	$\frac{1}{2}((50)+(51))$
11 l	1e en 2e rib	11,4	0,40	53
11 r		11,4	0,40	53*
12 l	3e rib	8,0	0,40	$\frac{1}{6}((50)+(51)+52+53+$ $54^*+55)$
12 r		8,0	0,40	$\frac{1}{6}((50)+(51)+52^*+53^*+$ $54+55^*)$
13 l	4e rib	9,4	0,40	$\frac{1}{4}((50)+(51)+52+54^*$
13 r		9,4	0,40	$\frac{1}{4}((50)+(51)+52^*+54$
14 l	5e rib	11,9	0,40	$\frac{1}{4}(52+54^*+55+56)$
14 r		11,9	0,40	$\frac{1}{4}(52^*+54+55^*+56^*)$
15 l	6e en 7e rib	24,3	0,40	$\frac{1}{4}(52+55+56+57)$
15 r		24,3	0,40	$\frac{1}{4}(52^*+55^*+56^*+57^*)$
16 l	8e rib	12,0	0,40	$\frac{1}{8}(56+57+58^*)$
16 r		12,0	0,40	$\frac{1}{8}(56^*+57^*+58)$
17 l	9e en 10e rib	18,6	0,40	$\frac{1}{2}(57+58^*)$
17 r		18,6	0,40	$\frac{1}{2}(57^*+58)$
18 l	11e en 12e rib	7,9	0,40	59
18 r		7,9	0,40	59*
20	halswervels C1-C6	38,9	0,75	(60)
31	halswervels C7, T1 en T2	31,0	0,75	$\frac{1}{2}((23)+(19))$
32	thoracale wervels T3-T10	127,8	0,75	$\frac{1}{4}((23)+(19)+(16)+(13))$
33	thor. wervels T11 en T12	46,7	0,75	$\frac{1}{2}((16)+(13))$
34	lumbale wervels L1 en L2	56,9	0,75	$\frac{1}{2}((12)+(13))$
35	lumbale wervel L3	31,8	0,75	$\frac{1}{2}((1)+(12))$
36	lumbale wervel L4	32,1	0,75	(1)
37	lumbale wervel L5	31,4	0,75	(2)
38	sacrum	194,0	0,75	$\frac{1}{2}((3)+(4))$
41 l	os coxae, os ilium	45,66	0,75	$\frac{1}{2}(5+6^*)$
41 r		45,66	0,75	$\frac{1}{2}(5^*+6)$
42 l	os coxae, os ilium bij sacro iliacaal gewricht	35,87	0,75	6*
42 r		35,88	0,75	6
43 l	os coxae, bij acetabulum	58,70	0,75	7*
43 r		58,71	0,75	7
44 l	os coxae, os pubis	15,06	0,75	$\frac{1}{2}(8+9^*)$
44 r		15,07	0,75	$\frac{1}{2}(8^*+9)$
45 l	femur, kop en hals	26,5	0,75	$\frac{1}{2}(10^*+11)$
45 r		26,5	0,75	$\frac{1}{2}(10+11^*)$

¹⁾ Getallen met ster: metingen uit velden met laatste nummers 4, 5 of 6;
getallen zonder ster: metingen uit velden met laatste nummers 1, 2 of 3. Hierbij
is steeds te combineren in één combinatieformule 1 met 5; 2 met 6 of 3 met 4;
(): symmetrische meetplaats, willekeurig uit velden met laatste nummers 1 of 5;
2 of 6 en 3 of 4 te nemen.

door het nummer van de meetplaats. Het nummer wordt van een ster voorzien indien de meting is verricht terwijl het stralingsveld aan de andere zijde van het fantoom is gelegen dan volgt uit de omschrijving in *tabel 7.1*. Bij het aan het begin van dit hoofdstuk aangehaalde voorbeeld dus 5 en 5* als uitkomsten bij de velden 01.1 en 01.5.

Voor de meeste skeletdelen was het noodzakelijk de resultaten van metingen op een aantal meetplaatsen te combineren. In *tabel 7.2* is in de 5e kolom te vinden hoe deze combinatie werd uitgevoerd. Het bepalen van het gemiddelde volgens deze combinatieformules en de vermenigvuldiging met het gewicht aan beenmerg en met de fractie van het beenmerg, dat actief is, geschiedt weer met een ponskaartenmachine. Uit de totale integrale beenmergbestraling wordt de gemiddelde-beenmergbestraling gevonden door deling door het totale gewicht aan actief beenmerg (1045,7 gram). De resultaten zijn samengevat in de *tabellen I t/m VI* die achterin dit proefschrift zijn opgenomen. De machinale berekeningen brengen met zich mee dat alle getallen op een vast aantal decimalen zijn afgerond. Volledigheidshalve zijn de resultaten met het gehele aantal cijfers in de tabellen opgenomen, ook daar waar dit, gezien de nauwkeurigheid, geen zin meer heeft.

De onnauwkeurigheid van de bereikte uitkomsten is zeer moeilijk te schatten omdat ze zo sterk wordt beïnvloed door de verdeling van het actieve beenmerg. De in hoofdstuk 6 genoemde maximale fout van 10% in de meetresultaten wordt vergroot door een fout in de juistheid van de gebruikte combinatie van meetpunten, die samenhangt met de verdeling van het beenmerg over het skelet, met de anatomische vorm van het skelet die van persoon tot persoon zal verschillen en met de afmetingen van het lichaam. Zoals reeds is opgemerkt is de laatste factor geheel buiten beschouwing gelaten. Van sommige skeletdelen liggen de uiteinden in punten met zeer sterk verschillende bestraling. Dit is bijvoorbeeld het geval met de ribben, waarbij het verloop van de verdeling van het beenmerg over de lengte van de rib slecht bekend is, zodat het zinloos was een groot aantal meetpunten langs de rib aan te brengen. Bij het os ilium was het moeilijk meerdere meetplaatsen aan te brengen door het gemis aan voldoende botdikte tussen de twee aangebrachte meetpunten. Deze moeilijkheden maken dat de meetwaarden voor de meetpunten gebruikt voor de bepaling van de gemiddelde bestraling in een skeletdeel soms zeer sterk uiteenlopen. Uit de verschillen in deze meetwaarden hebben wij de orde van grootte van de fout in de berekende beenmergdosis geschat op 30%.

De kwaliteit van de straling bleek een zeer belangrijke invloed op het resultaat van de metingen te hebben. De noodzakelijke huidbestraling voor een cassettebestraling van 1 mR vermindert sterk bij het harder worden van de straling. Zo bleek bijvoorbeeld bij de stralingsvelden 04.3 en 04.4 (lumbo sacrale wervels, LAT) de noodzakelijke huidbestraling te vermin-

deren van 3,3 tot 0,8 R voor een kwaliteit met een 1e hvd oplopend van 2 tot 4,9 mm Al. Bij dit veld werd met 95 kVp buisspanning een serie metingen verricht zonder filter. De huidbestraling nam daardoor toe van 0,8 tot 1,9 R. Toch beïnvloedde het wegnemen van het filter de bestraling in de verschillende meetplaatsen in het fantoom niet sterk. Alleen in de meetplaatsen die niet te diep in het fantoom zijn gelegen nam de bestraling toe, bijvoorbeeld in meetplaats 5, in het linker os ilium gelegen, werd 0,55 R zonder filter gevonden, maar 0,44 R met filter, beide gemeten terwijl de linkerzijde van het fantoom naar de röntgenbuis is gekeerd (veld 04.4). Meetplaats 5 ligt (in de laterale positie) ongeveer 5,5 cm onder de perspex wand. De straling passeert dan dus slechts ongeveer 3 mm perspex, 3 à 4 cm water en 1 à 2 cm bot. Deze geringe hoeveelheid materiaal is blijkbaar reeds voldoende om het grote verschil in huidbestraling (een factor 2) vrijwel teniet te doen. Het wegnemen van het filter heeft in dit geval minder invloed dan het verlagen van de spanning tot dezelfde eerste halveringsdikte is bereikt. Bij 68 kVp, (1e hvd 2 mm Al) vindt men, weer voor een cassettebestraling van 1 mR, op dezelfde meetplaats 0,94 R en op alle meetplaatsen in de directe bundel gelegen een hogere bestraling dan bij 95 kVp zonder filter. Betreffende de integrale beenmergbestraling kan worden opgemerkt, dat voor dit veld voor 95 kVp 21,7 gramröntgen werd gevonden indien het filter (1 Al + 0,1 Cu) wordt gebruikt en 24,5 gramröntgen zonder filter. In het laatste geval was de eerste halveringsdikte van deze straling 1,8 mm Al en de tweede halveringsdikte 3,8 mm Al. Wat de kwaliteit betreft, beoordeeld naar de halveringsdikten, was deze straling dus gelegen tussen die, opgewekt met 85 en 68 kVp. Verlaagde men de spanning tot 85 of 68 kVp, dan steeg de integrale beenmergbestraling tot 25,6 respectievelijk 33,9 gramröntgen. Aangezien steeds een systematisch verloop van de integrale beenmergbestraling met de kwaliteit is gevonden is de buisspanning in dit extreme geval dus een betere maat voor de kwaliteit dan de 1e hvd. Vergelijking van de metingen bij 85 en 83 kVp geeft een tegengesteld beeld. Bij 83 kVp werd een sterke filtrering toegepast (1 Al + 0,1 Cu), waardoor de 1e hvd hoger is voor de lagere buisspanning. Op enkele uitzonderingen na is steeds een lagere integrale beenmergbestraling gevonden voor deze hardere kwaliteit opgewekt met 83 kVp. Hier heeft men dus een betere overeenkomst met de gehele meetserie indien men de kwaliteit uitdrukt in de eerste halveringsdikte.

Voor een tweetal stralingsvelden zijn de resultaten voor 4 stralenkwaliteiten samengevat in de *tabellen* 7.3 en 7.4, waarbij een verdeling is gemaakt tussen de botten die in de directe bundel liggen en die, welke daarbuiten liggen. We constateren, dat de gemiddelde beenmergbestraling voor eenzelfde cassettebestraling steeds vermindert met harder wordende stralenkwaliteit. Dit is op slechts enkele uitzonderingen na, voor alle stralingsvelden gevonden.

TABEL 7.3 SAMENVATTING VAN DE BEREKENING VAN DE GEMIDDELTE-BEENMERGBESTRALING BIJ MAAKONDERZOEK PA (STRALINGSVELD NO. 15.2)
f.f. afstand 74 cm; veldgrootte 24 × 30 cm².

skelet deel	gewicht beenmerg (Mechanik) gram	fractie van het beenmerg dat actief is (Ellis)	bestraling van het actieve beenmerg in gram-röntgen bij een cassettebestraling van 1 mR			
			52 kVp; geen extra filter	68 kVp; 1 Al	85 kVp; 2 Al	95 kVp; 1 Al + 0,1 Cu
			1e hvd 1 mm Al	1e hvd 2 mm Al	1e hvd 3 mm Al	1e hvd 5 mm Al
In de directe bundel: ribben 9—12 wervels: T 11; T 12 L 1 — L 5	53,0	0,40	5.580	2.130	1.170	810
	46,7	0,75	970	690	530	460
	152,2	0,75	5.380	3.910	3.010	2.630
			11.930	6.730	4.710	3.900
Buiten de directe bundel: wervels: T 3 — T 10 sacrum ribben 1—8 os coxae	127,8	0,75	1.330	950	730	640
	194,0	0,75	280	300	280	270
	154,0	0,40	390	220	160	130
	280,5	0,75	260	260	250	240
			2.260 (16%)	1.730 (20%)	1.420 (23%)	1.280 (25%)
Totale bestraling (gramröntgen)			14.190	8.460	6.130	5.180
Gemiddelde bestraling (mR)			13,6	8,1	5,9	5,0

: 1045,7

TABEL 7.4 SAMENVATTING VAN DE BEREKENING VAN DE GEMIDDELDE-BEENMERGBESTRALING BIJ THORAXONDERZOEK PA (STRALINGSVELD NO. 17.2)
f.f. afstand 150 cm; veldgrootte $35 \times 35 \text{ cm}^2$.

skelet deel	gewicht beenmerg (Mechanik) gram	fractie van het beenmerg dat actief is (Ellis)	bestraling van het actieve beenmerg in gram-röntgen bij een cassettebestraling van 1 mR			
			52 kVp; geen extra filter	68 kVp; 1 Al	85 kVp; 2 Al	95 kVp; 1 Al + 0,1 Cu
			1e hvd 1 mm Al	1e hvd 2 mm Al	1e hvd 3 mm Al	1e hvd 5 mm Al
In de directe bundel: schouderbladen sleutelbeenderen sternum 1e—12e rib wervels: T1-T12; L1-L3	67,4	0,75	1.500	720	610	510
	21,6	0,75	100	80	70	70
	39,0	0,60	170	150	140	140
	207,0	0,40	6.720	3.580	2.470	1.930
	294,2	0,75	2.230	2.000	1.890	1.830
Buiten de directe bundel: schedel humeruskop en -hals wervels: C1-C6 sacrum os coxae			10.720	6.530	5.180	4.480
	165,8	0,75	30	30	30	30
	26,5	0,75	50	40	30	30
	38,9	0,75	20	10	10	10
	194,0	0,75	20	20	20	20
	280,5	0,75	20	20	20	20
			140	120	110	110
Totale bestraling (gramröntgen)			10.860	6.650	5.290	4.590
Gemiddelde bestraling (mR)			10,4	6,4	5,1	4,4

: 1045,7

De eerste uitzondering vormt het veld 02, waarbij alle meetplaatsen buiten de directe bundel zijn gelegen. De meetplaatsen werden slechts getroffen door de verstrooide straling. In overeenstemming met wat wij herhaaldelijk vonden, stijgt de hoeveelheid verstrooide straling met toenemende buisspanning voor dezelfde filmbestraling. Verschillende onderzoekers hebben aan de hand van fantoommetingen, meestal uitgevoerd voor onderzoekingen naar de invloed van de kwaliteit der straling op de gonadedosis (SCHAAL 1958 en 1959; KLOTZ en SEELENTAG 1958), hetzelfde effect gevonden.

Andere uitzonderingen zijn gevonden bij het hoofd, cervicale wervels, de schouders en de thorax lateraal. Bij thorax lateraal wordt de afwijking voor de twee laagste buisspanningen veroorzaakt door de meetpunten tussen de ribben gelegen. Bij opnamen van het hoofd en de cervicale wervels blijken de waargenomen bestralingen in de meetpunten in het hoofd en in het wervelkanaal (60 t/m 62) vrijwel constant te blijven met de kwaliteit der straling. Vermoedelijk is de combinatie van de vrij geringe te doorstralen massa en de sterke afscherming van de botten van de schedel en de wervelkolom hiervoor verantwoordelijk. Bij het veld 17.2 (thorax PA) werd ook waargenomen dat de bestraling in de wervelkolom slechts weinig verminderde bij harder wordende stralenkwaliteit (meetpunten 13; 16 en 23). Van deze velden is de huidbestraling, nodig voor 1 mR cassettebestraling, vrij laag. Bij de velden 17.2 en 18.1 werd gevonden, dat de dicht bij het oppervlak, waar de bundel binnenkomt, gelegen meetpunten een hogere bestraling vertonen bij hogere buisspanning. De vermindering van de bestraling met de diepte is voor de straling van zachtere kwaliteit in het begin zeer sterk. De grotere achterwaartse verstrooiing bij hogere buisspanning voor de even onder het oppervlak gelegen meetpunten veroorzaakte mogelijk dit effect.

Bij het stralingsveld 15.2 (maag) zien we, dat de verstrooide straling een belangrijke bijdrage tot de totale beenmergbestraling levert; deze bijdrage neemt toe met de stralenkwaliteit van 16 tot 25% (tabel 7.3).

Bij het stralingsveld 17.2 blijkt de bijdrage van de verstrooide straling zeer gering te zijn. Vermoedelijk wordt dit veroorzaakt door de geringe verstrooiing in het longweefsel. Ook de totale bestraling is veel geringer doordat voor eenzelfde cassettebestraling een veel geringere huidbestraling noodzakelijk is dan bij de andere velden (tabel 7.4).

8. BEENMERGDOSES PER ONDERZOEK

De relatie tussen cassettebestraling en filmdensiteit wordt besproken. Metingen betreffende deze relatie voor de opstelling gebruikt bij de in hoofdstuk 7 behandelde experimenten, worden beschreven. De resultaten maken het mogelijk de dosis per onderzoek te berekenen als functie van de stralenkwaliteit. Beneden een 1e hvd van 3 mm Al blijkt een sterke vermindering van de beenmergdosis per opname op te treden bij harder wordende straling. De doses optredende bij doorlichting worden geschat. Onder gebruikmaking van gegevens betreffende de stralenkwaliteit toegepast in de röntgenologische praktijk wordt voor ieder type onderzoek een gemiddelde beenmergdosis berekend.

De in hoofdstuk 7 beschreven metingen en berekeningen gaven als resultaat voor een aantal stralingsvelden de integrale beenmergbestraling behorende bij een cassettebestraling van 1 mR. Voor ieder type onderzoek is door BEEKMAN (1962) aangegeven welke opnamen bij een normaal onderzoek worden gemaakt (zie tabel 8.5). Teneinde gebruik te kunnen maken van de in hoofdstuk 7 beschreven resultaten voor het berekenen van de beenmergdosis per onderzoek, zal nu eerst worden nagegaan welke cassettebestraling nodig is voor het verkrijgen van een goede filmzwarting.

Het begrip „goede filmzwarting” is sterk afhankelijk van de persoonlijke smaak van de röntgenoloog. De zwarting van een röntgenfilm bij een bepaalde bestraling is eveneens afhankelijk van het soort film en de ontwikkeltechniek die wordt toegepast. Veelal wordt van een combinatie van film en versterkingsscherm gebruik gemaakt. Het soort versterkingsscherm dat wordt toegepast speelt dan een belangrijke rol. Door gebruik te maken van homogene fantomen van eenvoudige vorm, bijvoorbeeld een bak met water, kan de relatie tussen de bestraling van de cassette en de hierdoor ontstane filmzwarting worden bepaald. WIDENMANN (1957) vindt zeer weinig afhankelijkheid van de filmzwarting van de buisspanning bij gelijkblijvende bestraling van het versterkingsscherm. De uitreebestraling wordt echter gemeten achter een vrij kleine opening in een looddiafragma ongeveer van de grootte van het gebruikte meetvat $9 \times 3,2 \text{ cm}^2$. Wel wordt bij de hardere stralenkwaliteiten minder energie geabsorbeerd door de voorwand van de cassette (20% bij 40 kV afnemend tot 10% bij 100 kV). Het resultaat is enigszins afhankelijk van de verdeling van de Ca-wolframaatbedekking tussen voor- en achterfolie. MATTSON (1955) geeft aan, dat bij gebruik van een film zonder versterkingsscherm de bestraling, nodig voor

het verkrijgen van een filmdensiteit 1, toeneemt van ± 18 mR voor 50 kV tot 25 mR bij 100 kV. Voor calciumwolframaat versterkingsscherm en bijbehorende film neemt de gevoeligheid echter toe met de buisspanning (6 mR voor 50 kV, 3 mR bij 100 kV). Deze onderzoeker gebruikt een 16 cm dik fantoom dat van was is vervaardigd. FRIK (1961) komt tot de conclusie, dat voor het verkrijgen van dezelfde densiteit de bestraling van de cassette met 120 kV buisspanning slechts 50% behoeft te zijn van de bestraling benodigd bij 50 kV.

Uit de aangehaalde literatuur is af te leiden, dat de benodigde cassettebestraling sterk afhankelijk is van de gebruikte opstelling. Dit is in te zien door te bedenken dat de hoeveelheid verstrooide straling, die in het ionisatievat wordt meegemeten, sterk afhankelijk is van de wijze waarop de cassettebestraling wordt gemeten. Aangezien wij hier willen verder werken met de resultaten van hoofdstuk 7 besloten wij na te gaan welke cassettebestraling, gemeten in onze opstelling onder het fantoom, nodig is voor het verkrijgen van een „goede foto” van het fantoom.

Allereerst moet worden vastgesteld wat onder een „goede foto” moet worden verstaan. Hoewel de densiteit de belangrijkste factor is, is het mogelijk, dat het bereikte contrast en de beelddefinitie, die beide afnemen bij hardere stralenkwaliteit (SCHAAL 1960) de subjectieve keus van de gemiddelde densiteit van een „goede foto” enigszins beïnvloeden. EPP c.s. (1961) liet dan ook door een radioloog uit een rij foto's met verschillende densiteit de „juiste” kiezen, dat wil zeggen die foto welke naar het oordeel van deze specialist de meeste informatie verschafte. We hebben nu geprobeerd langs objectievere weg de „goede foto” vast te stellen. Met een speciaal hiervoor geconstrueerde densitometer bepaalden wij de gemiddelde densiteit van een cirkelvormig oppervlak (7 cm²) op enkele plaatsen van de röntgenfoto's.

Hiertoe werden van het fantoom opnamen gemaakt voor de verschillende stralingsvelden en stralenkwaliteiten. Hierbij werd steeds gebruik gemaakt van Gevaert Curix film en calciumwolframaat versterkingsschermen, omdat bij het onderzoek van BEEKMAN was gebleken dat deze combinatie goed aansluit bij de gewoonten in de Nederlandse röntgenologische praktijk. Voor deze film-versterkingsscherm combinatie werd de zwarting van de film bepaald als functie van de expositie. Fig. 8.1 geeft de densiteit weer als functie van het mAs-getal voor enkele stralenkwaliteiten (de gebruikte buisspanning en filters zijn die, opgegeven in tabel 6.4). De maximaal te bereiken densiteit is enigszins afhankelijk van de gebruikte ontwikkeltechniek. Uit fig. 8.1 is af te leiden, dat de gradiëtmogelijkheden van deze film het beste worden benut indien de gemiddelde densiteit van de film tussen 1 en 2 ligt. In verband met de zichtbaarheid van details voor een niet al te lichtsterke lichtkast zal de tendens bestaan een gemiddelde densiteit te prefereren die niet veel hoger is dan 1. Van de opnamen voor ieder stralingsveld en iedere stralenkwaliteit werd bepaald welke cassette-

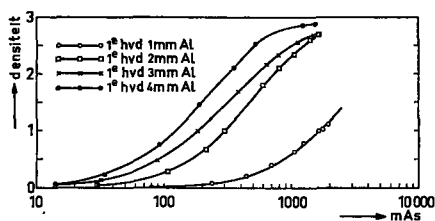


fig. 8.1 Relatie tussen de filmzwarting en het mAs getal.

bestraling een gemiddelde densiteit 1 à 1,4 van de röntgenfoto oplevert. Indien bij de betreffende opname een raster wordt gebruikt, is dit raster op de cassette gelegd en het ionisatievat ligt dan tussen het fantoom en het raster. Steeds werd gebruik gemaakt van een raster met een ratio van 4,3 : 1 en 22 lijnen per cm. Bij gebruik van een raster zal de benodigde cassettedosis hoger zijn dan bij gebruik zonder raster. Vaak wordt gebruik gemaakt van een vlug heen en weer bewegend raster („Bucky”). Dit zal op de gemiddelde densiteit geen andere invloed hebben dan een stilstaand, omdat gemiddeld hetzelfde percentage der straling wordt weggevangen door de loodlamellen.

De resultaten van de metingen aan de foto's van het fantoom zijn verzameld in tabel 8.1. Men ziet een sterke vermeerdering van de noodzakelijke cassettebestraling bij zachter wordende stralenkwaliteiten voor alle stralingsvelden. Dit blijkt duidelijk indien men de waarnemingen voor de verschillende stralingsvelden middelt; bij een 1e hvd van 1; 2; 3,1 en 4,9 mm Al wordt achtereenvolgens een noodzakelijke cassettebestraling van: 13,0; 9,1; 5,0 en 3,9 mR gevonden. Echter is bij een thoraxfoto (PA) de vermeerdering relatief veel minder sterk dan bijvoorbeeld bij een opname van de wervelkolom, waarbij het te doorstralen bot een belangrijke rol speelt.

Ter bevestiging van de juistheid van de gekozen gemiddelde densiteit is van 12 willekeurige opnamen thorax PA en LAT, afkomstig uit het archief van een röntgenologische kliniek, de densiteit bepaald in het longveld op 4 plaatsen (rechts boven, links boven, rechtsonder en linksonder). De gemiddelde densiteit op deze plaatsen werd genoteerd. In tabel 8.2 en fig. 8.2 is een overzicht gegeven van de 96 metingen voor de densiteitsgebieden van 0,2 tot 0,4; 0,4 tot 0,6 enz. Van deze waarden is de mediaan bepaald, die bij 1,2 bleek te liggen (4 waarnemingen van de groep 1,2—1,4 liggen bij 1,2).

Met de gegevens die ons ter beschikking staan is het mogelijk te berekenen welke beenmergdosis optreedt voor één opname van een bepaald type onderzoek met verschillende stralenkwaliteiten. Daartoe wordt de beenmergbestraling per mR cassettebestraling behorende bij het betreffende stralingsveld (te vinden in de tabellen I—V door deling door het totale

TABEL 8.1 BESTRALING VAN DE FILMCASSETTE IN mR VOOR FILMDENSITEIT 1 à 1,4.

buisspanning (kVp)		52	68	85	95
extra filter		—	1 mm Al	2 mm Al	1 mm Al + 0,1 mm Cu
1e hvd (mm Al)		1	2	3,1	4,9
veld	raster				
01.1	+	17,0	13,0	7,7	5,0
02.1	+	17,2	12,0	5,0	3,4
03.1	+	13,7	10,0	4,9	4,9
04.1	+	16,9	9,1	6,0	4,3
04.3	+		9,4	7,3	4,6
05.1	+	20,0	7,2	5,4	4,2
05.3	+		14,0	7,6	5,3
06.1	+	12,0	8,0	6,4	4,7
06.3	+		5,4	3,7	3,1
09.2	—	7,5	7,4	3,0	2,8
11.2	—	5,5	5,7	3,3	3,0
13.1	+	15,5	9,5	6,6	6,3
14.2	+	12,0	12,7	4,8	4,0
15.2	—	5,8	5,1	2,2	2,6
16.2	—	9,7	11,0	3,4	3,0
17.2	—	1,9	1,5	1,4	1,3
17.3	—	7,2	2,1	2,0	1,9
18.1	+	11,3	7,9	5,2	3,9
21.1	+	24,1	16,2	4,8	3,6
22.1	+	23,7	15,4	9,0	6,1

TABEL 8.2 DENSITEIT VAN HET LONGVELD BIJ OPNAMEN VAN DE THORAX PA EN LAT.
(gemeten aan 24 willekeurige foto's van een röntgenologische kliniek)

densiteit	frequentie (aantal velden)
0,2 — 0,4	1
0,4 — 0,6	4
0,6 — 0,8	13
0,8 — 1,0	10
1,0 — 1,2	18
1,2 — 1,4	14
1,4 — 1,6	11
1,6 — 1,8	8
1,8 — 2,0	10
2,0 — 2,2	6
2,2 — 2,4	0
2,4 — 2,6	0
2,6 — 2,8	1

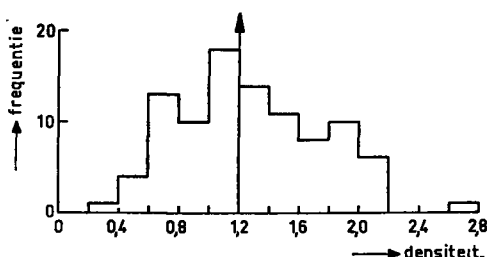


fig. 8.2 Densiteit van het longveld, gemeten in opnamen van de thorax PA en LAT.

beenmerggewicht) vermenigvuldigd met de rad/röntgen verhouding (1,07) besproken in hoofdstuk 5, en met de cassettebestraling opgegeven in tabel 8.1. De resultaten zijn te vinden in tabel 8.4. De waarden van de cassettebestraling voor een 1e hvd van 4,3 mm Al zijn gevonden uit tabel 8.1 door interpolatie tussen de waarden voor een 1e hvd van 3,1 en 4,9 mm Al. Zoals uit het voorgaande onderzoek reeds te verwachten is, treedt een duidelijke vermindering op van de beenmergdosis bij een harder worden van de stralenkwaliteit. Boven een 1e hvd van 3 mm Al (buisspanning 85 kVp; extra filter 2 mm Al) is de vermindering nog slechts gering. Uit het oogpunt van bescherming tegen onnodige bestraling is het dus aan te bevelen bij röntgenopnamen zo min mogelijk met zachte straling te werken.

Een bijzonder en belangrijk probleem vormt het thoraxonderzoek. Naast de normale thoraxopname wordt niet alleen gebruik gemaakt van de doorlichting, maar ook van de schermbeeldfotografie. In het Consultatiebureau in Leiden konden nog enkele aanvullende metingen worden gedaan van de noodzakelijke cassettebestraling voor het verkrijgen van een goede filmzwarting bij normale foto's en bij schermbeeldfotografie. De resultaten zijn samengevat in tabel 8.3. Bij de berekeningen is voor schermbeeldfotografie een noodzakelijke schermbeeldbestraling van 10 mR aangehouden. Aangezien de beenmergbestraling bij de hoogste buisspanningen nog slechts weinig vermindert bij vergroting van de buisspanning, baseer-

TABEL 8.3 BESTRALING VAN DE FILMCASSETTE IN mR VOOR EEN FILMDENSITEIT 1,0 à 1,4 BIJ THORAXOPNAMEN.

schermbeeldopname		normale opname kruisraster	normale opname geen raster
f.f. afstand 150 cm	f.f. afstand 120 cm	f.f. afstand 150 cm	f.f. afstand 150 cm
90 kVp : 10	70 kVp : 9	90 kVp : 6	68 kVp : 1,5
160 kVp : 12	100 kVp : 9	100 kVp : 6	95 kVp : 1,3

den wij ons op de waarden gevonden bij de metingen voor 95 kVp buisspanning. Voor de normale foto is verondersteld, dat geen raster is gebruikt, hoewel dit door sommige radiologen wel wordt gedaan.

Uit het materiaal van BEEKMAN (1962) konden wij beschikken over de gegevens van de röntgentoestellen, die in 1959 in Leiden en omgeving werden gebruikt voor medische onderzoeken. Voor ieder toestel is het aantal onderzoeken van ieder type te vinden, met dat toestel in dat jaar verricht. Voorts is de 1e hvd, gebruikt bij dat onderzoek, af te leiden uit de genoteerde spanning en het totale filter. Het eigen filter van iedere röntgenbuis werd door BEEKMAN gemeten door de bepaling van de 1e hvd bij één buisspanning en toepassing van curven van TROUT c.s. (1956) en REINSMA (1960), waaruit het eigen filter van een buis is te vinden indien de 1e hvd in mm Al, de buisspanning en de spanningsvorm bekend zijn.

Door interpolatie kan nu uit *tabel 8.4* voor ieder toestel de gemiddelde beenmergdosis worden gevonden optredende bij een opname. De interpolatie kan zowel naar de bij de opname gebruikte buisspanning als naar de optredende eerste halveringsdikte gebeuren. Beide methoden werden toegepast. Voor ieder onderzoek werden de gevonden beenmergdoses gewogen naar het aantal onderzoeken die in 1959 werden uitgevoerd met de verschillende toestellen, en het aldus gewogen gemiddelde werd berekend. Deze gewogen gemiddelden zijn te vinden in *tabel 8.5*, 4e en 5e kolom. Voor ieder onderzoek is een vast aantal opnamen aangenomen, soms gepaard met een doorlichting, (zie 2e kolom van de tabel), op grond van de gegevens verzameld door BEEKMAN (1962).

Bij het maken van een röntgenfoto is (bij goede techniek) een aantal waarden met zekerheid aan te geven, zoals veldgrootte en cassettebestraling, waardoor de doses op verschillende punten in het lichaam in eerste benadering zijn bepaald. Bij doorlichting zijn veldgrootte, doorlichtingstijd en doseringssnelheid sterker afhankelijk van de onderzoekende medicus en van de bevindingen aan de patiënt. De doses die hier kunnen worden opgegeven zullen dan ook veel onnauwkeuriger zijn. Om toch een schatting te kunnen maken zijn wij als volgt te werk gegaan.

In enkele publicaties zijn gegevens te vinden over gemiddelde doorlichttijden (DRION, KESTRA en PETERS 1961; BEEKMAN en KRUIZINGA 1961). De gegevens van de laatsten zijn aangehouden en zijn weergegeven in *tabel 8.6*. In (niet gepubliceerde) gegevens van het frequentie-onderzoek van BEEKMAN (1962) zijn te vinden de aantallen doorlichtingen welke met de diverse röntgenapparaten in Leiden en omgeving werden verricht en de daarbij gebruikelijke buisspanning en buisstroom, terwijl de 1e hvd der straling bij deze instelling werd bepaald. Voor ieder van de onderzoeken met doorlichting werden de gemiddelden van deze parameters bepaald, gewogen naar het aantal doorlichtingen dat werd verricht. Voor thorax-doorlichting zijn deze gewogen gemiddelden 72 kVp, 2,56 mA, 0,52 mm Al extra filter en een 1e hvd van 1,6 mm Al. Hoewel de waarde van deze

TABEL 8.4 GEMIDDELDE-BEENMERGDOSIS IN MILLIRAD PER OPNAME ALS FUNCTIE VAN DE STRALENKWALITEIT.

Omschrijving stralingsveld		buis- spanning (kVp)	52	68	85	83	95
		1e hvd in mm Al	1	2	3,1	4,3	4,9
01	heup en proximale 3e deel femur	AP	29,3	22,7	13,1	10,9	8,2
02	femur	AP	0,17	0,24	0,14	0,13	0,11
03	bekken	AP	253,1	110,1	41,2	40,0	36,0
04	lumbosacrale wervels	AP	172,5	67,9	36,4	30,6	23,8
		LAT		325,8	191,4		102,3
05	lendenwervels	AP	94,2	27,9	17,5	15,2	12,7
		LAT		122,2	49,6		33,4
06	thoracale wervels	AP	61,5	27,4	18,0	15,1	11,6
		LAT		70,4	35,4		24,0
09	urethrocystografie	PA	74,0	55,5	18,7	18,2	16,2
11	hysterosalpingografie	PA	159,3	101,1	45,2	42,2	34,7
13	buikoverzicht	AP	172,5	86,1	50,2	48,4	45,0
14	colon	PA	285,3	176,0	50,1	44,7	36,0
15	maag	PA	84,3	44,3	13,9	14,2	13,8
16	galblaas	PA	28,6	19,9	5,2	4,7	4,2
17	thorax	PA	21,1	10,3	7,6	7,2	6,1
		LAT	54,6	17,2	13,1	12,6	11,4
18	schouder	AP	2,9	3,1	2,4	2,4	1,9
21	hoofd	AP	57,8	47,2	12,8	11,3	9,2
22	halswervels	AP	4,8	4,5	3,2	2,8	2,5

getallen zeer betrekkelijk is geven zij toch enig inzicht omtrent de in de praktijk gebruikte instelling van de toestellen.

In een aantal meetplaatsen in de thorax van het fantoom zijn beenmerg-bestralingen bepaald bij doorlichting volgens een vast tijdschema (zie tabel 8.6); 67 kVp en 72 kVp + 1 mm Al extra filter. Aangezien de veld-verdeling van de gehele doorlichting gemiddeld genomen niet veel zal afwijken van het totale veld bij een röntgenfoto, werden de uitkomsten van de meetplaatsen berekend op 2,56 mA en 1 min. doorlichten vergeleken met de doses ontvangen op deze meetplaatsen bij het vervaardigen van een foto (PA), en het gemiddelde van deze verhouding werd bepaald. Deze verhouding werd vermenigvuldigd met de gemiddelde-beenmergdosis geabsorbeerd bij het vervaardigen van een foto. Deze berekening werd uitgevoerd door de doorlichting te vergelijken met het vervaardigen van een foto met een stralenkwaliteit van een 1e hvd van 1,6 mm Al; het resultaat voor de gemiddelde-beenmergbestraling bij 1 min. doorlichten is 34 mR. Bovendien werd de berekening op een andere wijze uitgevoerd. Uit

TABEL 8.5 GEMIDDELDE-BEENMERGDOSIS PER ONDERZOEK.

Onderzoek	opnamen voor één onderzoek	filmgrootte in cm ² en aantal films	Gemiddelde-beenmergdosis per onderzoek in mrad		
			opnamen		door- lichting
			kwaliteit bepaald door		
			1e hvd	kVp	
1 heup en proximale 3e deel van het femur	1 AP+1 LAT	24 × 30 (2)	52	42	
2 femur	1 AP+1 LAT	15 × 40 (2)	0	0	
3 bekken	1 AP	30 × 40 (1)	181	94	
4 lumbo sacrale wervels	1 AP+1 LAT+ 2 Obl.	24 × 30 (4)	814	487	
5 lendenwervels	1 AP+1 LAT	24 × 30 (2)	197	83	
6 thoracale wervels	1 AP+1 LAT	30 × 40 (2)	129	80	
7 intraveneuse urografie	4 AP	30 × 40 (4)	518	348	
8 retrograde urografie	2 AP	30 × 40 (2)	325	188	
9 urethrocystografie	2 PA+2 Obl.	24 × 30 (4)	164	171	
11 hysterosalpingografie	3 PA	24 × 30 (3)	280	284	
12 buikoverzicht (graviditeit)	1 AP	35 × 35 (1)	61	50	
13 buikoverzicht (algemeen)	1 AP	30 × 40 (1)	102	83	
14 colon	4 PA+2 min. doorlichten	35 × 35 (4)	451	266	60
15a slokdarm	1 PA+1 LAT	15 × 40 (2)	62	38	20
15b maag en duodenum	4 PA+4 min. doorlichten	24 × 30 (4)	104	55	60
16 galblaas	2 PA	18 × 24 (2)	34	38	
17a thoraxdoorlichting	1 min. doorl.	—			40
17b thoraxopname	1 PA	35 × 35 (1)	11	9	
18 sternum, ribben en schouder	1 AP+1 LAT	24 × 30 (2)	6	6	
19 arm en hand	1 AP+1 LAT	24 × 30 (2)	0	0	
20 onderbeen en voet	1 AP+1 LAT	15 × 40 (2)	0	0	
21 hoofd	1 AP+1 LAT	24 × 30 (2)	89	91	
22 halswervels	1 AP+1 LAT	18 × 24 (2)	8	8	
23 schermbeeld fotografie	1 PA	35 mm	47	47	

het tijdschema van de doorlichting (tabel 8.6) volgt, dat tijdens de doorlichting slechts een deel van het stralingsveld, zoals dit voor een opname wordt gebruikt, bestraald wordt. Gemiddeld is deze fractie 0,44. De huid-bestralingsintensiteit kan worden geschat op 2,15 R per min. Gemiddeld krijgt de huid dus een bestraling van 946 mR bij een minuut doorlichten. Bij een opname met een stralenkwaliteit met een 1e hvd van 1 mm Al krijgt men een gemiddelde beenmergbestraling van 10,4 mR bij een huid-

TABEL 8.6a THORAXDOORLICHTING: TOTALE DOORLICHTTIJD 1 MIN.

fractie van de totale tijd	gebruikte stralingsveld	
	oppervlakte in cm ²	fractie
5/20	35 × 35	geheel
5/20	15 × 30	0,367
9/20	15 × 15	0,184
1/20	15 × 20	0,254

Resulterende gemiddelde beenmergdosis ongeveer 40 mrad (40 mrad/min.).

TABEL 8.6b MAAGDOORLICHTING: TOTALE DOORLICHTTIJD 4,2 MIN.

fractie van de totale tijd	gebruikte stralingsveld	
	oppervlakte in cm ²	fractie
1/4	24 × 30	geheel
3/4	8 × 10	0,111

Resulterende gemiddelde beenmergdosis ongeveer 54 mrad (13 mrad/min.).

TABEL 8.6c COLONDOORLICHTING: TOTALE DOORLICHTTIJD 2,3 MIN.

fractie van de totale tijd	gebruikte stralingsveld	
	oppervlakte in cm ²	fractie
2/8	35 × 35	geheel
1/8	24 × 30	0,588
5/8	15 × 15	0,184

Resulterende gemiddelde beenmergdosis ongeveer 59 mrad (26 mrad/min.).

bestraling van 360 mR. Bij een huidbestraling van 946 mR zou dus een beenmergbestraling van 27,3 mR ontstaan. Indien de 1e hvd van de straling 2 mm Al is, verkrijgt men op dezelfde wijze berekend een beenmergbestraling van 51,7 mR. Bij een opname met een 1e hvd van 1,6 mm Al, de halveringsdikte die als gewogen gemiddelde bij de doorlichting werd gevonden, zou dus een beenmergbestraling van 42 mR worden verkregen. Op grond van deze schattingen is voor doorlichting een gemiddelde-beenmergdosis van 40 mrad aangehouden. Voor maag- en colondoorlichtingen zijn de schattingen volgens de laatste methode uitgevoerd. De gewogen gemiddelden voor de buisspanning, het extra filter en de 1e hvd waren voor het maagonderzoek 79 kVp; 2,53 mA en 2,6 mm Al en voor het colononderzoek 81 kVp; 2,34 mA en 2,8 mm Al. De uitkomsten voor de gemiddelde-beenmergbestralingen waren respectievelijk 54 en 59 mR.

Voor beide is 60 mrad als gemiddelde dosis aangehouden. De doses bij doorlichten zijn vermeld in tabel 8.5.

Het is interessant op te merken dat bij een schermbeeldopname een gemiddelde-beenmergdosis van 47 mrad ontstaat terwijl bij 1 minuut doorlichten deze dosis slechts 40 mrad bedraagt. In de praktijk kan men gewoonlijk met een kortere doorlichtingstijd volstaan, (DRION c.s. 1961; BEEKMAN c.s. 1961) zodat een juist uitgevoerde doorlichting een geringere beenmergdosis veroorzaakt dan een schermbeeldopname. Een bijkomstige factor is nog dat bij een schermbeeldopname veelal niet voor iedere patiënt afzonderlijk gediafragmeerd kan worden.

Ter vergelijking met de resultaten van andere onderzoekers zijn de gemiddelde-beenmergdoses die optreden bij de verschillende onderzoeken nog eens vermeld in tabel 8.7 naast de resultaten van anderen. Voor de

TABEL 8.7 VERGELIJKING VAN WAARDEN VOOR DE GEMIDDELDE-BEENMERGDOSIS PER ONDERZOEK UIT DE LITERATUUR MET DE EIGEN RESULTATEN (in mrad).

Onderzoektype	eigen onder- zoek ¹⁾	UN 1958 ²⁾ (excl. door- lichten)	BUHL (UN 1962)	SPIERS en ELLIS (1962)	
				mannen	vrouwen
1 heup en proximale 3e deel van femur	47	30	20		
2 femur	0	5			
3 bekken	138	20	30		
4 lumbo sacrale wervels	651	300			
5 lendenwervels	140	400	100	221	222
6 thoracale wervels	105	400	200		
7 intraveneuse urografie	433	200	80	479	371
8 retrograde urografie	257	100	30		
9 urocystografie	168	300			
11 hysterosalpingografie	282	100	25		
12 buikoverzicht (graviditeit)	56	100			169
13 buikoverzicht (algemeen)	93	50	30	101	105
14 colon	359	700	200	433	871
15a slokdarm	50	—	—	1.062	481
15b maag en duodenum	80	500	200	414	655
16 galblaas	36	400	150		
17a thorax doorlichten	40				
17b thorax opname	10	40	20	10	11
18 schouder, ribben en sternum	6	200	150		
19 arm en hand	0	2	0,2		
20 onderarm en voet	0	2			
21 hoofd	90	50			
22 halswervels	8	50			
23 schermbeeld fotografie	47	100		65	65

¹⁾ Gemiddelden van de 4e en 5e kolom van tabel 8.5.

²⁾ Stralenkwaliteit: 3 mm Al 1e hvd.

eigen resultaten zijn in de 2e kolom van deze tabel de gemiddelden van de getallen, verkregen door weging met respectievelijk de buisspanning en de 1e halveringsdikte als parameter gegeven. In de 3e kolom zijn de resultaten van de berekeningen van de UNSCEAR commissie (UN 1958), besproken in hoofdstuk 1, vermeld. In de 4e kolom de resultaten van BUHL (1962) eveneens besproken in hoofdstuk 1.

In Engeland startte ELLIS in aansluiting op onderzoeken betreffende de gonadedosis (samengevat in het rapport *Radiological Hazards to patients*, London 1960) onderzoeken betreffende beenmergdoses met behulp van een fantoom, waarin 11 meetplaatsen waren gekozen. Dit onderzoek liep ongeveer gelijktijdig met het hier beschreven onderzoek. De opzet van ELLIS is op een aantal punten verschillend van het hier beschreven onderzoek. ELLIS gebruikte een therapietoestel voor de bestraling, wat een verschil in de bekrachtiging van de buis en daardoor van het röntgenspectrum met zich mee zal brengen. Voor de berekening werd het lichaam verdeeld in blokken van $5 \times 5 \text{ cm}^2$ in de lengterichting van het lichaam en 3 cm diep. Voor iedere rechthoek werd met een computer de dosis en het percentage actief beenmerg bepaald. De voorlopige resultaten van ELLIS zijn te vinden in de 5e en 6e kolom van tabel 8.7 zoals die in een voordracht werden gegeven (SPIERS c.s. 1962).

EPP c.s. (1961) hebben metingen verricht aan een fantoom, bestaande uit „presswood”, waarin een skelet is ingebouwd. De metingen geschieden met condensator ionisatievaten die met behulp van laatjes op een 12-tal plaatsen in het fantoom worden gebracht, (C4, T6, T12, L5; ilium (2), sternum, ribben (2), wervels, ischium, femurkop en schedel holte). Deze onderzoekers berekenen hun uitkomsten in mR per mAs. Van een aantal foto's werd op grond van de standaardprocedure, gebruikt in het Memorial Hospital, de dosis per film uitgerekend. Voor het thorax (PA) onderzoek werd voor een aantal buisspanningen en extra filters de „goede” foto uitgezocht. De resultaten zijn verzameld in tabel 8.8 en vergeleken met de eigen waarden. Over het algemeen is de overeenstemming bevredigend te noemen. Een sterke afwijking wordt gevonden voor het bekken AP en voor de lendenwervels LAT. In het laatste geval is de veldgrootte gebruikt door EPP c.s. echter veel groter ($35 \times 43 \text{ cm}^2$ i.p.v. $24 \times 30 \text{ cm}^2$) dan in dit onderzoek.

PAPAGNI c.s. (1962) verrichtten metingen betreffende de beenmergdosis optredende bij hartkatheterisatie en angiokardiografie. De lange doorlichttijd die optreedt bij hartkatheterisatie (30 min.) veroorzaakt een zeer hoge dosis. De schatting van deze auteur loopt van 17 tot 72 R gemiddelde beenmergbestraling. Voor angiokardiografie wordt 2,6 R gevonden. Indien een goede techniek wordt gebruikt zijn de waarden voor katheterisatie vermoedelijk aanzienlijk lager dan de hier genoemde. Gezien het zeer lage aantal van deze onderzoeken per jaar is in het verdere betoog met deze bijzondere procedures geen rekening gehouden.

**TABEL 8.8 GEMIDDELDE-BEENMERGDOSIS PER OPNAME IN MILLIRAD; VERGELIJKING
TUSSEN EIGEN WAARDEN EN WAARDEN VAN EPP C.S. (1963).**

onderzoek	kVp	1e hvd (mm Al)	EPP c.s.	Eigen waarden; geïnterpoleerd naar	
				kVp	1e hvd
Bekken AP	68	2,2	38	110	108
Lendenwervels AP	68	2,2	23	28	26
Lendenwervels LAT	82	2,4	210	58	98
Thoracale wervels AP	70	2,2	30	26	26
Thoracale wervels LAT	72	2,2	72	92	94
Thorax AP	60	—	4,7	16	—
	80	—	3,4	8,4	—
	100	—	3,4	6,1	—
	120	—	3,2	—	—
Halswervels AP	56	2,1	6,4	4,7	4,3

9. DE BEVOLKINGSDOSIS

De per capita gemiddelde-beenmergdosis voor het jaar 1959 van de bevolking van Leiden en omgeving wordt berekend. De uitkomst, die 30 mrad blijkt te zijn, wordt vergeleken met de resultaten van sommige andere onderzoekers. De bijdragen van de verschillende onderzoektypen worden besproken. Nagegaan wordt, hoe de beenmergdosis over de bevolking is verdeeld. De gemiddelde-beenmergdosis per patiënt voor verschillende leeftijdsgroepen wordt gegeven. Een schatting van de leukemie-inductie wordt gemaakt. Deze blijkt zo laag te zijn, dat zelfs een uitgebreid statistisch onderzoek weinig kans biedt op het aantonen van leukemie-inductie door röntgendiagnostiek veroorzaakt.

Door de gemiddelde dosis optredende bij een bepaald type van onderzoek, D_i , te vermenigvuldigen met het aantal onderzoeken, n_i , die de personen uit een populatie in een bepaalde tijd ondergaan, verkrijgt men een rekengrootheid, $D_i n_i$, met als eenheid man-rad. Voor ieder type van onderzoek uit tabel 8.5 is het aantal man-rad uitgerekend voor het jaar 1959 van de bevolking van Leiden en omgeving. Het aantal onderzoeken is gegeven door BEEKMAN (1962). De bevolkingsomvang van de populatie bedraagt 109.041 zielen (gemiddelde van 1 januari 1959 en 1 januari 1960). Tabel 9.1 geeft een overzicht van het resultaat van deze berekening, die voor beide gemiddelde doses uit tabel 8.5 is uitgevoerd. Door de bijdragen in man-rad van ieder type onderzoek op te tellen, ($\sum n_i D_i$) en het totaal te delen door het aantal personen uit de populatie wordt de per capita gemiddelde-beenmergdosis gevonden. Indien de 1e hvd als bepallende grootheid voor de stralenkwaliteit wordt gebruikt blijkt de uitkomst 33,5 mrad per jaar te zijn. Wordt de buisspanning als zodanig gebruikt dan is het resultaat 26,5 mrad. Het gemiddelde hiervan geeft als uitkomst voor de per capita gemiddelde-beenmergdosis 30 mrad per jaar.

Bij de beoordeling van dit getal moet bedacht worden dat bij het maken van alle berekeningen een juiste röntgenologische techniek is verondersteld. In de praktijk zullen vele factoren optreden die de werkelijke dosis verhogen zoals bijvoorbeeld het gebruik van grotere velden dan strikt nodig is, het overmaken van foto's bij onder- of overbelichting, het „redden” van overbelichte films door het voortijdig stoppen van het ontwikkelproces.

Onze uitkomst kan worden vergeleken met de resultaten van de

TABEL 9.1 BEREKENING VAN DE PER CAPITA GEMIDDELDE-BEENMERGDOSIS 1959.

omschrijving onderzoek	aantal onder- zoeken	blootstelling van het actieve beenmerg			
		kwaliteit bepaald door:			
		1e hvd		kVp	
		man-rad $\times 10^3$	%	man-rad $\times 10^3$	%
1 heup en proximale 3e deel van het femur	398	20.696	0,6	16.716	0,6
2 femur	198	0	0	0	0
3 bekken	735	133.035	3,6	69.090	2,4
4 lumbo sacrale wervels	370	301.180	8,3	180.190	6,2
5 lendenwervels	847	166.859	4,6	70.301	2,4
6 thoracale wervels	321	41.409	1,1	25.680	0,9
7 intraveneuse urografie	938	485.884	13,3	326.424	11,3
8 retrograde urografie	117	38.025	1,0	21.996	0,8
9 urethrocystografie	152	24.928	0,7	25.992	0,9
11 hysterosalpingografie	33	9.240	0,3	9.372	0,3
12 buikoverzicht (graviditeit)	12	732	0	600	0
13 buikoverzicht (algemeen)	684	69.768	1,9	56.772	2,0
14 colon	822	420.042	11,5	267.972	9,3
15a slokdarm	224	18.368	0,5	12.992	0,4
15b maag en duodenum	1.972	323.408	8,9	226.780	7,9
16 galblaas	1.375	46.750	1,3	52.250	1,8
17a thorax doorlichting	21.758	870.320	23,9	870.320	30,1
17b thorax opname	11.859	130.449	3,6	106.731	3,7
18 sternum, ribben en schouder	720	4.320	0,1	4.320	0,2
19 arm en hand	2.554	0	0	0	0
20 onderbeen en voet	2.854	0	0	0	0
21 hoofd	1.378	122.642	3,4	125.398	4,3
22 halswervels	771	6.168	0,2	6.168	0,2
23 schermbeeld fotografie	8.779	412.613	11,3	412.613	14,3
	59.871	3.646.836	100,1	2.888.677	100,0
totale bevolking 109.041 personen					
per capita gemiddelde- beenmergdosis in mrad		33,5		26,5	

UNSCEAR commissie, die tot 50 à 100 mrad per jaar komt. SPIERS en ELLIS (1962) berekenen 26 mrad per jaar voor de bijdrage van röntgenonderzoekingen uitgevoerd door de National Health Service in Engeland en Schotland. Zij veronderstellen, dat ongeveer 5% voor andere röntgen-

onderzoeken en therapeutische behandelingen moet worden toegevoegd en menen, dat het totaal niet boven 40 mrad zal komen.

Op grond van onze onderzoeken kunnen wij verwachten dat de dosis groter zal zijn dan 30 mrad. Een bovengrens is op grond van deze onderzoeken niet aan te geven. Voor het maken van een aantal schattingen zullen wij in het vervolg aannemen dat de bovengrens kleiner is dan $3 \times$ de ondergrens. Ten opzichte van de natuurlijke achtergrond (ongeveer 122 mrad per jaar, UN 1962) betekent dit een verhoging van 25 à 75%. Ten opzichte van vele natuurlijke variaties in deze achtergrond die zich in verschillende individuen en bevolkingsgroepen zullen voordoen is deze verhoging niet zeer groot te noemen. Er is echter een belangrijk verschil in doseringssnelheid, die bij een diagnostisch onderzoek enkele honderden rad per uur bedraagt.

Om tot een schatting te komen van de mogelijke leukemie-inductie tengevolge van deze doses, kan gebruik worden gemaakt van de regressielijn, die COURT-BROWN en DOLL (UN 1962) berekenden bij de waargenomen leukemie-inductie bij bepaalde patiënten (zie hoofdstuk 1). Indien wij aannemen, dat het verband tussen leukemie-inductie en dosis ook voor deze zeer lage doses geldig blijft, volgt uit deze regressielijn, dat voor 1 rad gemiddelde-beenmergdosis ongeveer 1,7 extra gevallen van leukemie-inductie per jaar in een populatie van 10^6 personen zullen optreden boven de natuurlijke leukemie-inductie, die ongeveer 50 per 10^6 bedraagt. Hierbij is aangenomen, dat 30% van het actieve rode beenmerg zich in de wervelkolom bevindt, in overeenstemming met de verdeling van ELLIS (1961), te vinden in *tabel 7.2*.

De extrapolatie van de resultaten van COURT-BROWN en DOLL naar deze lage doses is niet voldoende gefundeerd. Het hierna volgende moet dan ook als een speculatieve schatting worden gezien. Voor de schatting van de totale kans op leukemie-inductie tengevolge van een ontvangen dosis, moet men nog een veronderstelling maken over het aantal jaren na de bestraling waarover deze extra kans op leukemie-inductie zal blijven bestaan. Op grond van de waarnemingen van COURT-BROWN en DOLL (1958) en van HEYSSEL (1960) is een hoge veronderstelling 10 à 15 jaar met een maximum kans 4 à 7 jaar na de bestraling. Gedurende een observatietijd van 15 jaar na de bestraling zou men dus 26 extra leukemie-gevallen moeten waarnemen per 10^6 personen voor 1 rad gemiddelde-beenmergdosis, boven de normale inductie van 750 gevallen. Wanneer wij dit terugrekenen op de per capita jaardosis van 30 à 90 mrad vinden wij een extra leukemie-inductie van 0,8 à $2,4/10^6$, te vergelijken met $50/10^6$. Tegenover deze eventuele geringe verhoging (1,6 à 5%) staat de verbetering van de gezondheidstoestand door de grotere diagnostische mogelijkheden tot stand gebracht. Men komt tot de conclusie dat voor de bevolking als geheel genomen de beenmergdosis tengevolge van de röntgendiagnostiek geen onevenredig risico met zich meebrengt.

In tabel 9.1 is het percentage te vinden dat ieder onderzoektype bijdraagt tot de totale beenmergdosis van de bevolking. Hieruit valt reeds dadelijk op te merken, dat een betrekkelijk klein aantal onderzoektypen verantwoordelijk is voor het grootste deel van deze dosis. De grootste bijdrage wordt geleverd door de thoraxonderzoeken n.l. 43% van de bevolkingsdosis (in de 4e en 6e kolom vindt men respectievelijk 27,5 en 33,8% voor doorlichting en opname gezamenlijk en respectievelijk 11,3 en 14,3% voor de schermbeeldfotografie). Voegt men hierbij de onderzoeken van

de lumbo sacrale wervels	(resp. 8,3 en 6,2%)
de lendenwervels	(resp. 4,6 en 2,4%)
de intraveneuse urografie	(resp. 13,3 en 11,3%)
het colon	(resp. 11,5 en 9,3%)
de maag en het duodenum	(resp. 8,9 en 7,9%)

dan heeft men reeds ongeveer 85% van de totale bevolkingsdosis. De laatste 5 onderzoeken hebben betrekking op 42% van de bevolkingsdosis (ongeveer 1700 man-rad) veroorzaakt door 4949 onderzoeken, met een gemiddelde-beenmergdosis van 340 mrad per onderzoek.

Volgens de bovengenoemde veronderstelling zou 10^6 man-rad 1,7 extra leukemiegevallen veroorzaken per jaar. Maximaal zouden dus deze 10^6 man-rad, na 15 jaar, 26 extra leukemie gevallen induceren. De 1700 man-rad zouden dus in totaal 0,044 extra leukemiegevallen induceren, d.w.z. per onderzoek een verhoging van de kans op leukemie van $1/10^5$ voor de patiënt die het onderzoek ondergaat. Ook voor de patiënten die aan een

TABEL 9.2 VERDELING VAN DE GEMIDDELDE-BEENMERGDOSIS OVER DE ONDERZOCHE PERSONEN.
(26.571 onderzoeken verricht aan 17.785 personen)

gem.been- mergdosis	<25 mrad		25—50 mrad			50—100 mrad			100—200 mrad		200—400 mrad	
leeftijd	m	vr	m	vr	0 ¹⁾	m	vr	0 ¹⁾	m	vr	m	vr
0—9	291	249	35	30	—	88	66	—	55	28	24	21
10—19	392	416	341	513	269	49	70	1	47	45	39	35
20—29	359	389	804	846	489	81	67	2	104	67	62	66
30—39	279	254	951	638	394	67	70	—	111	75	120	80
40—49	262	252	772	470	286	52	51	2	116	80	107	97
50—59	303	310	611	385	201	64	61	—	128	98	122	108
60—99	377	416	305	265	102	95	88	1	145	132	130	163
totaal	4.549		8.707			975			1.231		1.174	
% van het aantal patiënten	26		48			5			7		7	

¹⁾ Geslacht onbekend.

onderzoek worden onderworpen valt het aldus berekende risico vermoedelijk weg tegen het nut van het onderzoek, hoewel het mogelijk is dat voor enkele patiënten de verhoudingen ongunstiger liggen dan deze getallen aangeven.

Door een verder gebruik te maken van het materiaal van BEEKMAN konden nog een aantal nadere gegevens worden verkregen over de verdeling van de dosis. Van een gedeelte (26.571) van de 59.871 onderzoeken is de naam bekend van de patiënt waarop het onderzoek betrekking had. Van ieder van deze onderzoeken is een ponskaart aanwezig, waarin behalve de personalia van de patiënt, ook het toestel en het soort onderzoek vastgelegd zijn. Door nu de bijbehorende dosis in de kaart te ponsen en de kaarten te sorteren op naam, leeftijdsgroepen en geslacht, kon de dosisverdeling over personen worden vastgesteld. Deze bewerkingen werden uitgevoerd door *Afdeling Bewerking Waarnemingsuitkomsten* TNO onder leiding van Dr. E. F. Drion. In dit materiaal zijn ongeveer 70% van de onderzoeken, met uitzondering van de thoraxonderzoeken, vertegenwoordigd. Van de thoraxonderzoeken zijn slechts 34% vertegenwoordigd. De resultaten zijn weergegeven in tabel 9.2 waarin voor leeftijdsgroepen van 0—9, 10—19 enz. de aantallen personen zijn te vinden, die in 1959 een gemiddelde-beenmergdosis ontvingen van 0—25, 25—50, 50—100 enz. mrad. Tevens is de totale beenmergdosis in man-rad te vinden voor de verschillende leeftijdsgroepen, terwijl de gemiddelde-beenmergdosis van de patiënten die een onderzoek ondergingen in de laatste kolom is opgegeven. Bij gebrek aan nadere ge-

400—800 mrad		800—1600 mrad		1600—3200 mrad		≥ 3200 mrad		totaal aantal personen	beenmerg- dosis in man-rad	gem. been- mergdosis in mrad
m	vr	m	vr	m	vr	m	vr			
15	7	4	2	—	—	—	—	915	55	60
8	18	5	9	2	1	—	—	2.260	126	56
48	23	23	16	1	1	—	—	3.448	251	73
54	39	35	32	4	—	—	—	3.203	308	96
63	46	39	40	—	5	1	—	2.741	316	115
72	44	47	50	5	3	—	—	2.612	335	128
130	75	73	95	7	7	—	—	2.606	466	179
642		470		36		1		17.785	1.857	
4		3		0,2		0,0				

gevens zijn voor de kinderen dezelfde doses gebruikt als voor de volwassenen. Hieruit blijkt dat de gemiddelde-beenmergdosis per patiënt toeneemt met de leeftijd. Aangezien zowel het aantal onderzoeken als het aantal patiënten bij de hogere leeftijdsgroepen geen sterke stijging vertoont moet dit feit worden verklaard door te veronderstellen dat oudere patiënten worden onderworpen aan onderzoeken die gepaard gaan met een hogere dosis.

In de laatste regel van *tabel 9.2* is te vinden hoe de verdeling is van het aantal patiënten over de verschillende doses. We zien daaruit dat 80% van de patiënten een dosis kleiner dan 100 mrad ontvangen.

De verdeling van het aantal onderzoeken over de patiënten werd eveneens nagegaan. Hiervoor werd gebruik gemaakt van een iets omvangrijker materiaal. Van het consultatiebureau is van het aantal onderzoeken een steekproef van 1 op 15 aanwezig in de vorm van ponskaarten. Door berekening kon een correctie worden aangebracht, zodat het volledige materiaal van het consultatiebureau vertegenwoordigd is in deze verdeling. Hierdoor is het aantal thoraxonderzoeken voor 48% vertegenwoordigd. Het aantal personen dat 1,2, 3 enz. onderzoeken onderging is te vinden in *tabel 9.3*. Uit deze tabel blijkt dat sommige personen een bijzonder groot

TABEL 9.3 AANTAL ONDERZOEKEN PER PERSOON.
(33.011 onderzoeken van 22.279 personen)

aantal onderzoeken	aantal personen (alle onderzoeken)	aantal personen (alleen thoraxonderzoeken)
1	16.766	15.568
2	3.233	1.678
3	1.094	241
4	514	75
5	272	30
6	144	10
7	103	6
8	66	4
9	35	—
10	18	1
11	11	—
12	2	—
13	4	—
14	6	—
15	2	—
16	3	1
17	1	—
18	1	—
19	2	—
20	1	—
21	1	—

aantal onderzoeken ondergingen; 34 personen waren onderworpen aan meer dan 10 onderzoeken en 1 persoon onderging zelfs 21 onderzoeken.

Tenslotte willen wij nagaan of het mogelijk zou zijn door een uitgebreid onderzoek aan een grote populatie de hypothese dat 10^6 man-rad 1,7 extra leukemiegevallen per jaar induceren op zijn juistheid te toetsen. Hierbij moet men veronderstellen dat de personen die later leukemie ontwikkelen niet op grond hiervan worden onderworpen aan röntgenonderzoeken. Deze veronderstelling wordt gesteund door de resultaten van een onderzoek van STEWART (1962). Door een vergelijking van 512 personen die aan lymphatische leukemie lijdende en 511 personen lijdende aan andere vormen van leukemie, met een groep lijdende aan verschillende vormen van kanker (951 personen) en met gezonde personen (controlegroep: 974 personen), constateert STEWART dat de leukemiepatiënten van beide groepen alleen in het eerste jaar voor het verschijnen van de eerste symptomen van de leukemie iets meer ziekten melden dan alle andere groepen (22,6% tegen 16,2%) terwijl in de daaraan voorafgaande jaren geen verschillen zijn te constateren.

Voor ons doel zouden wij uit het patiëntenmateriaal een groep met de hoogste dosis moeten selecteren en die vergelijken met een willekeurige groep uit de bevolking. In tabel 9.4 zijn de leeftijdsgroepen waarover wij beschikten opgenomen, de gemiddelde dosis die de patiënten ontvangen en de natuurlijke leukemiefrequentie, weergegeven door de sterfte aan leukemie en aleukemie berekend uit de sterftetabellen van de jaren 1957–1961.

Teneinde een indruk te krijgen van de kans op leukemie tengevolge van het natuurlijk optreden van deze ziekte is voor iedere leeftijdsgroep berekend de gemiddelde leukemiefrequentie optredende in de 10 volgende

TABEL 9.4 VERGELIJKING VAN DE GEMIDDELTE-DOSIS EN DE STERFTE AAN LEUKEMIE PER LEEFTIJDGROEP.

leeftijd op het moment der bestraling	gem. beenmergdosis in mrad per jaar	verwachte sterfte aan leukemie per jaar per 100.000 voor de eerst- volgende 10 jaar volgende na de bestraling; getallen tussen haakjes: gem. dosis/verwachte sterfte	
		mannen	vrouwen
0—9	60	3,34 (18)	2,59 (23)
10—19	56	3,66 (15)	2,22 (25)
20—29	73	2,53 (29)	2,38 (31)
30—39	96	3,29 (29)	3,05 (32)
40—49	115	7,07 (16)	5,41 (21)
50—59	128	14,12 (9)	9,93 (13)
60—99	179		

jaren; ze zijn berekend uit de sterfte aan leukemie voor de leeftijdsgroepen 5–14, 15–24 enz.

Uit de verhouding tussen de gemiddelde dosis per leeftijdsgroep en de verwachte sterfte (de getallen tussen haakjes in de laatste kolommen van *tabel 9.4*) blijkt, dat de leeftijdsgroepen van 20–29 jaar en van 30–39 jaar voor ons doel de gunstigste zijn. In deze leeftijdsgroepen hebben wij in totaal 961 personen die een gemiddelde-beenmergdosis van 100 mrad of meer ontvingen. De totale som van de doses bedraagt 344 man-rad. Op grond van de hypothese zal in de opvolgende jaren na 1959 dus een leukemie-inductie optreden van $5,85 \times 10^{-4}$ per jaar. De te verwachten natuurlijke frequentie van leukemie bedraagt voor deze groep patiënten, berekend uit de getallen uit de 3e en 4e kolom van *tabel 9.4*, $27,69 \times 10^{-3}$ per jaar. Het waar te nemen effect bedraagt dus 2,11% van de natuurlijke frequentie. De voor ons doel belangrijkste onderzoeken (niet thorax) zijn afkomstig uit een populatie van 76.000 mensen (70% van de bevolking van Leiden); door nu de gehele bevolking van Nederland te beschouwen zou men de groep 150 maal kunnen vergroten. Door van 10 jaargroepen iedere jaargroep 10 jaar te volgen kan men het materiaal nogmaals 100 maal vergroten. De verwachte natuurlijke frequentie bedraagt dan 415 en de verhoging 8,8. De standaarddeviatie van de natuurlijke frequentie bedraagt 20 (poisson-verdeling) zodat de verhoging niet aantoonbaar zal zijn.

Hoe groot zal de steekproef moeten zijn om het effect volgens onze hypothese aantoonbaar te maken? De te verwachten verhoging zal dan ongeveer 2,5 maal zo groot moeten zijn als de standaarddeviatie van de gemiddelde frequentie, μ , waaruit volgt:

$$2,11 \times 10^{-2} \mu = 2,5 \sqrt{\mu}$$
$$\mu = 14.038$$

zodat de steekproef nog ongeveer 34 maal zo groot zou moeten zijn. Het onderzoek zou van een zo grote omvang worden dat een goede organisatie, die de betrouwbaarheid moet garanderen, ondoenlijk zou worden.

Het is mogelijk dat de doses enigszins onderschat zijn, zoals hiervoor is uiteengezet. De dosis zal echter niet zoveel groter zijn dat de conclusie dat een steekproef van onhanteerbare omvang noodzakelijk is, aanvechtbaar zou worden. Slechts indien de stralingsinductie groter is dan hier werd verondersteld, of sterker geconcentreerd is in enkele jaren na de bestraling, zou een effect kunnen worden gevonden.

10. SAMENVATTING

In dit proefschrift wordt een studie beschreven van de verschillende factoren welke bepalend zijn voor de beenmergdosis van de Nederlandse bevolking tengevolge van de medische röntgendiagnostiek. Door metingen in een fantoom werden de gemiddelde beenmergdoses bepaald, optredende bij het vervaardigen van röntgenfoto's en bij doorlichting beide met zo goed mogelijk gediafragmeerde bundels. Speciale aandacht werd besteed aan de invloed van de stralenkwaliteit. Door gebruik te maken van gegevens van BEEKMAN (1962) betreffende de in Leiden en omgeving aanwezige röntgentoestellen en de daarmee in 1959 uitgevoerde röntgenonderzoeken kon een minimum waarde worden vastgesteld voor het gemiddelde van de door de verschillende typen van onderzoek veroorzaakte gemiddelde-beenmergdosis. Het risico verbonden aan deze doses wordt in ogenschouw genomen.

Nadat in hoofdstuk 1 een aantal begrippen zijn gedefinieerd, worden literatuurgegevens betreffende de bevolkingsdoses en betreffende de relatie tussen beenmergdosis en leukemie-inductie besproken.

In hoofdstuk 2 worden enkele fysische facetten van het röntgenonderzoek gememoreerd. In dit proefschrift worden de 1e hvd en de buisspanning als de bepalende grootheden voor de stralenkwaliteit gebruikt. Een aantal metingen van de 1e hvd van röntgenstraling uitgevoerd in een waterfantoom worden beschreven.

De anatomische gegevens die voor dit proefschrift van belang zijn, worden besproken in hoofdstuk 3. Het totale gewicht aan beenmerg in de verschillende beenderen werd bepaald door MECHANIK (1926). De activiteit van het beenmerg in de verschillende beenderen is een functie van de leeftijd. CUSTER en AHLFELDT (1932) geven hierover enige kwantitatieve informatie. ELLIS (1961) publiceerde een lijst met beenmerg gewichten en activiteiten van het beenmerg in de verschillende skeletdelen op grond van de gegevens van deze onderzoekers. Wij maakten in dit proefschrift van deze getallen gebruik nadat voor grotere skeletdelen een verdere onderverdeling was aangebracht (*tabel 7.2*).

De metingen werden uitgevoerd in een fantoom dat wordt besproken in hoofdstuk 4. De afmetingen werden bepaald aan de hand van gegevens van een statistisch onderzoek, ten dienste van de confectie-industrie uitgevoerd, naar de afmetingen van Nederlandse mannen. Het was niet mogelijk fantomen van verschillende afmetingen te vervaardigen, zodat de invloed van de grootte van de patiënt buiten beschouwing moest blijven. Voor de constructie van het fantoom werd gebruik gemaakt van weefsel-

equivalente materialen. Nagegaan wordt welke eisen aan deze materialen moeten worden gesteld. Argumenten worden gegeven voor de berekening van het effectieve atoomnummer door middel van een verbeterde formule:

$$\bar{Z}^{3.69} = \sum_i \alpha_i Z_i^{3.69}$$

De betekenis van deze symbolen is als aangegeven op blz. 27.

De metingen in het fantoom geschieden in 37 meetplaatsen in het skelet of tussen de ribben gelegen (*tabel 4.5, fig. 4.5*). Aangezien het beenmerg in nauwe holten in de beenderen is gelegen, is de berekening van de geabsorbeerde dosis gecompliceerd door de bijdragen geleverd door in het bot vrijgemaakte elektronen. De berekeningsmethoden worden in hoofdstuk 5 besproken. Uit de beschouwingen blijkt, dat de rad/röntgen verhouding afhankelijk is van de holtegrootte en de fotonenergie. De in het beenmerg geabsorbeerde energie, de *dosis*, uitgedrukt in rad wordt berekend uit de meetresultaten in röntgen, in dit proefschrift met het woord *bestraling* aangeduid (Eng. „exposure”, vroeger bestralingsdosis „exposure dose” genoemd). De grootste fout wordt echter gemaakt door het gemis aan kwantitatieve kennis van de grootte der holten in de verschillende beenderen van het menselijk skelet. De onzekerheid in de juiste waarde van de rad/röntgen verhouding maakt het irreëel verschillende omrekeningsfactoren voor verschillende beenderen en voor verschillende röntgenspectra te gebruiken. Op grond van een aantal berekeningen kozen wij een omrekeningsfactor 1,07.

De voor de metingen gebruikte apparatuur wordt beschreven in hoofdstuk 6. De eisen betreffende afmetingen en gevoeligheid die aan de ionisatievaten moesten worden gesteld, maakten het noodzakelijk een speciaal vat te construeren (*fig. 6.4*). Dit ionisatievat wordt door speciale verbindingskabels en pluggen met een gevoelige elektrometer verbonden. De metingen in het fantoom (zie schema *fig. 6.6*) worden zowel in als buiten de nuttige bundel van een diagnostiektoestel uitgevoerd voor een aantal stralenkwaliteiten (*tabel 6.4*) die de röntgenoloog in zijn praktijk toepast.

De uitvoering van de metingen en de verwerking van de meetresultaten worden besproken in hoofdstuk 7. Het grote aantal eenvoudige rekenkundige bewerkingen dat moest worden uitgevoerd maakte het gebruik van een ponskaartenmachine efficiënt. Voor ieder skeletdeel wordt de beenmergbestraling gevonden door een combinatie van de resultaten voor een aantal meetplaatsen (*tabel 7.2*). Door vermenigvuldiging met het gewicht aan beenmerg in ieder skeletdeel wordt het resultaat uitgedrukt in gramröntgen per mR cassettebestraling (*tabel I–VI*). De meetresultaten tonen aan, dat voor eenzelfde cassettebestraling de integrale beenmergbestraling uitgedrukt in gramröntgen, in het algemeen vermindert met het harder worden van de stralenkwaliteit. De bestraling van de skeletdelen buiten de nuttige bundel gelegen, neemt echter toe bij het harder worden

van de stralenkwaliteit. De bijdrage van de verstrooide straling is in sommige gevallen belangrijk, bijvoorbeeld bij een maagonderzoek loopt deze op tot 25% van de totale beenmergbestraling.

De berekening van de beenmergdoses optredende bij de verschillende typen van onderzoek wordt in hoofdstuk 8 gegeven. Hiervoor was het nodig te bepalen welke cassettebestraling bij het maken van een röntgenfoto optreedt. Van een aantal willekeurig uit het archief van een röntgenologische kliniek gekozen röntgenfoto's werd de gemiddelde densiteit bepaald (tabel 8.2, fig. 8.2). De mediaan van de gevonden densiteiten lag bij 1,2. Van röntgenfoto's van het fantoom werd voor de in hoofdstuk 7 gebruikte stralingsvelden bepaald welke cassettebestraling nodig is voor het bereiken van een gemiddelde densiteit van 1 à 1,4. Deze blijkt te verminderen bij het harder worden van de stralenkwaliteit. Aangezien ook de beenmergdosis per mR cassettebestraling sterk vermindert met het harder worden van de stralenkwaliteit, vinden wij *een sterke vermindering van de gemiddelde-beenmergdosis per opname naarmate straling van hardere kwaliteit wordt toegepast*. Boven de 85 kVp (1e hvd 3 mm Al) wordt deze vermindering minder geprononceerd.

De beenmergdosis optredende bij doorlichting is zeer sterk afhankelijk van de gebruikte veldgrootte en de doorlichttijd. Op grond van vergelijkingen met de resultaten van de metingen in het fantoom voor de opnamen konden schattingen worden gemaakt van de optredende doses. Hieruit bleek dat bij *goede diafragmering en geringe stroomsterkten (goede adaptatie van de onderzoeker) de gemiddelde beenmergdosis per minuut vrij laag is*. Thoraxdoorlichting resulteert in een dosis van 40 mrad per minuut.

Een belangrijk probleem vormt de verhouding tussen de beenmergdosis optredende bij een schermbeeldfoto en bij doorlichting. Uit speciale onderzoeken aan een tweetal toestellen voor schermbeeldopname kwamen wij tot de conclusie, dat een schermbeeldopname een gemiddelde beenmergdosis van 47 mrad veroorzaakt. Bij vele schermbeeldtoestellen is het onmogelijk de diafragma-opening voor iedere patiënt afzonderlijk in te stellen, waardoor kleine patiënten relatief sterker worden belast. In de praktijk blijkt 1 minuut doorlichten van de thorax slechts zelden noodzakelijk, zodat *een thoraxonderzoek door een op een juiste wijze uitgevoerde doorlichting een geringere beenmergdosis veroorzaakt dan een schermbeeldopname*.

Uit het uitgebreide onderzoek van BEEKMAN kan worden beschikt over de gegevens betreffende de röntgenonderzoeken in 1959 uitgevoerd in Leiden en omgeving. Van ieder onderzoek is bekend met welk toestel het is uitgevoerd en welke de nominale buisspanning was die werd gebruikt. Van alle toestellen werd de 1e hvd gemeten bij één nominale buisspanning; de 1e hvd bij alle andere buisspanningen is hieruit geschat. Op grond van deze kwaliteitsbepaling is een schatting gemaakt van de gemiddelde-beenmergdosis, die bij een opname optreedt. Ook is een schat-

ting gemaakt op grond van de gebruikte buisspanning. Nadat het aantal opnamen dat bij een onderzoek wordt uitgevoerd en eventueel de doorlichting, in rekening is gebracht, kan de gemiddelde-beenmergdosis per onderzoek uitgevoerd met het betreffende toestel worden bepaald. Door een middeling waarbij gewogen wordt naar het aantal onderzoeken dat met ieder toestel is uitgevoerd, komt men tot de gemiddelde-beenmergdosis tengevolge van een bepaald soort onderzoek. Voor ieder type van onderzoek is in *tabel 8.5* de aldus bepaalde gemiddelde-beenmergdosis te vinden, zowel berekend met gebruikmaking van de 1e hvd als van de buisspanning als bepalende grootte voor de stralenkwaliteit. Voor sommige onderzoeken blijkt in het eerste geval de uitkomst aanzienlijk hoger te zijn, veroorzaakt door het gebruik van in het geheel geen of zeer weinig extra filters in de opstelling. In *tabel 8.7* wordt een overzicht gegeven van de resultaten en een vergelijking met de resultaten van andere onderzoekers. Op enkele uitzonderingen na is de overeenstemming zeer bevredigend, speciaal met de resultaten van SPIERS en ELLIS, voor zover het de onderzoeken betreft waarbij geen doorlichting wordt toegepast.

In hoofdstuk 9 wordt de bevolkingsdosis en de verdeling van de beenmergdosis over de bevolking besproken. *De per capita gemiddelde-beenmergdosis in 1959 bleek 30 mrad te bedragen (33,5 mrad en 26,5 mrad indien respectievelijk de 1e hvd en de buisspanning als bepalende grootte voor de stralenkwaliteit werden gebruikt). De grootste bijdrage wordt geleverd door de onderzoeken van de thorax (43%); tezamen met een gering aantal (5) andere onderzoektypen wordt reeds 85% van de dosis bereikt.* Opmerkelijk is de toename van de gemiddelde-dosis met de leeftijd van de patiënten (zie laatste kolom *tabel 9.2*).

Aangezien vele patiënten meer dan één röntgenonderzoek per jaar ondergaan (*tabel 9.3*) werd, voor zover dit mogelijk was, nagegaan hoe de dosisverdeling per persoon was. Het grootste aantal patiënten (48%) bleek een dosis tussen 25 en 50 mrad te hebben ontvangen. Een grote bijdrage tot de totale beenmergdosis (28%) wordt geleverd door de weinige patiënten van de groep (3%) die een dosis groter dan 0,8 rad ontvangen.

Op grond van dit materiaal is nagegaan of een leukemie-inductie, veroorzaakt door deze door röntgendiagnostiek veroorzaakte stralingsdosis, aantoonbaar zou zijn. Verondersteld is dat 10^6 man-rad ontvangen door een bevolking, gedurende de eerste 10 jaar na de bestraling een leukemie-inductie van 1,7 per jaar zou veroorzaken. Door een vergelijking met de natuurlijke leukemiefrequentie blijkt een dergelijk effect slechts aantoonbaar in een zeer grote steekproef, die de omvang van de Nederlandse bevolking vele malen te boven zou moeten gaan. *De te onderzoeken groep zou te inhomogeen zijn om een betrouwbaar statistisch onderzoek te verrichten.* Eveneens kan men concluderen dat het mogelijke verhoogde aantal leukemiegevallen in de totale groep van de patiënten te verwaarlozen klein is.

11. SUMMARY

This thesis analyses the various factors which determine the bone marrow doses of the Dutch population resulting from diagnostic radiology. The results of dosimetric experiments were combined with information about the frequency of roentgendiagnostic examinations given by BEEKMAN (1962) in order to obtain an estimation of the per capita annual mean bone marrow dose.

Measurements were performed in a phantom (*fig. 4.3*) which was subjected to exposures as they are standardly utilized in radiology. A four valve roentgendiagnostic unit (Philips Medio D 100) was used. For each exposure the radiation field size was carefully adjusted to the minimum dimensions necessary for the normally used films. Five radiation qualities were employed for the AP views, three for the LAT views (*table 6.4*).

For the construction of a tissue equivalent phantom various materials are available (*table 4.2*). The main parameters for the evaluation of such materials are the number of electrons per gram (N_o) or per cm^3 ($N_o\rho$) the effective atomic number of a compound which is found from the formula (4.6):

$$\bar{Z}^{k-1} = \sum_i \alpha_i Z_i^{k-1}$$

SPIERS (1946) uses $k = 3.94$. We found a better agreement between theoretical and experimental results by using higher values (*table 4.3, fig. 4.2*). Effective atomic numbers, $\bar{Z}$, based on $k = 4.69$ are given in *table 4.2*.

The phantom material used in this investigation was water, held in an outer layer of lucite. The phantom contains a male human skeleton, impregnated with beeswax. The bones are attached to each other with an epoxy resin ("Araldit", Ciba) which is also used to simulate the cartilage. Thirty-seven fixed measuring sites were used (*table 4.5, fig. 4.5*); 23 of these consisted of holes ($\varnothing 8$ mm), drilled in the bones of the abdomen and thorax; 14 other sites are situated in the head and between the ribs. In the latter sites the ionization chamber was covered by an "artificial rib" (*fig. 4.4*), consisting of an assemblage of split ribs.

The ionization chamber had an external diameter of 7 mm and the length of the sensitive volume was 12 mm (*fig. 6.4*). The walls were constructed of lucite, coated with graphite and the inner electrode consisted of aluminium. This construction provides a sufficiently flat sensitivity curve for the radiation qualities used (*table 6.2 and 6.3*), taking into account the modifications of the quality due to absorption and scattering

in the phantom material. The inner electrode of the ionization chamber is connected to a vibrating reed electrometer. The sensitivity of the measuring device is such that 0.1 mr in an exposition of a few seconds' duration can be measured on the recorder. In this way we were able to measure not only the primary radiation but also the scattered radiation in the phantom at large distances from the direct beam.

Simultaneously with the marrow exposures the skin and exit exposure were measured with Philips ionization chambers (see block diagram, *fig. 6.6*), the exit exposure was measured directly above the filmholder or grid. For each bone or part of a bone the mean exposure was calculated from the measurements at one or several sites (*table 7.2*).

We derived the total weight of the marrow contained in the bones from the figures of MECHANIK (1926), while the activity of the marrow was estimated in the same way as published by ELLIS in 1961 using the figures of CUSTER and AHLFELDT (1932). For the bigger bones such as the os coxae a subdivision was made with the help of a cross sectional Atlas (EYCLSHIMER and SHOEMAKER, 1911) from which the relative volumes were obtained with a planimeter.

We carried out measurements for 20 different fields (*table 7.1*). The integral exposure of the marrow in the different bones as calculated with the formulae of *table 7.2* are given in *tables I–VI* in milligram-röntgen for an exit exposure of 1 mR. The mean bone marrow exposure is obtained by dividing the sum of the contributions from all the bones by the total weight of the active marrow (1045,7 gram). In *table 7.3* a summary of the calculations for a radiograph of the stomach is given for 4 radiation qualities. For a tube potential of 95 kVp the total integral exposure for the bones in the primary beam amounts to 39 gramroentgen. The integral exposure in the bones outside the beam is nearly 1.3 gramroentgen. In this case the contribution of the scattered radiation to the total exposure is nearly 25%.

Table 7.4 gives the results for a chest examination PA again in condensed form. Here the contribution of the scattered radiation to the total exposure is small. The decrease in marrow exposure with increasing radiation quality is not as sharp as in the case of the stomach.

The next step consisted in the assesment of the exit exposure, leading to a good radiograph. The mean density in the lungfield of 24 films of the chest (PA and LAT) was measured. The median of the obtained densities was 1.2 (*table 8.2, fig. 8.2*). For each radiation field the exit exposure necessary to obtain a mean film density between 1–1.4, was measured. In our experimental arrangement a sharp decrease of necessary exposure, with increasing radiation quality is obtained (*table 8.1*). We used medium speed calcium tungstate intensifying screens and Gevaert Curix X-ray film.

By multiplying the mean bone marrow exposure per unit exit exposure

with the exit exposure necessary for an adequate film blackening we obtained the mean bone marrow exposure resulting from one film exposure.

The relation between the marrow exposure and the marrow dose is discussed in Chapter 5. Calculation methods described by different authors are compared. Calculations were performed based on the method of CHARLTON and CORMACK (1962) for cylindrical cavities with a diameter between 100 and 900 μ . The results show a dependence of the rad/roentgen ratio from cavity size and photonenergy (*table 5.3*). The inaccuracy with which the rad/roentgen ratio can be assessed is primarily due to the lack of knowledge of the anatomical details of the marrow cavities. With the figures of ENGSTRÖM (1958) given in *table 3.2* and *3.3* we calculated the rad/roentgen ratios for some parts of the skeleton (*table 5.4*). The uncertainty of the results makes it unrealistic to use different rad/roentgen ratios for each radiation quality and each bone. For all calculations a figure of 1.07 was used.

The mean bone marrow doses derived in this way from the measurements are given in *table 8.4*. *We find a sharp decrease in the mean bone marrow dose per radiograph with increasing radiation quality.*

From a survey in the city of Leiden and surroundings (BEEKMAN 1962) comprising about 110,000 inhabitants, the following data were available:

1. The number of the different types of radiographic examinations carried out with the X-ray units in the city and its surroundings.
2. The H.V.L. and tube potentials of each X-ray unit as used for the various types of examinations.

By interpolation between the results of the measurements shown in *table 8.4* the mean bone marrow dose administered to the patients by the different types of examination was estimated for each particular X-ray unit. The interpolation was carried out in two ways using as the parameter of radiation quality either the tube potential or the 1st H.V.L. For each type of examination the average of the mean bone marrow exposures, weighted to the number of examinations carried out with the different X-ray units, is established. The results are given in *table 8.5* (4th and 5th column). The use of the H.V.L. as the parameter of radiation quality has given higher results for the average mean bone marrow dose than the use of the tube potential. This is probably due to the lack of adequate filtering of the radiation in many X-ray units which leads to an exaggeration of the value of the radiation quality.

The marrow dose due to fluoroscopy is estimated by comparing this procedure with a radiograph. The time scheme used for the field sizes during the fluoroscopy is given in *table 8.6*. The exposure was measured in various sites and compared with the exposures during radiography. Alternatively a mean skin exposure was calculated and compared with the skin exposure during radiography. For the chest both procedures have

given satisfactory agreement. For the stomach and gall bladder only the latter method was used. The results are given in the last column of *table 8.5. In general, with good techniques, fluoroscopy results in relatively low doses per minute.* The dose resulting from fluoroscopy of the chest (40 mrad) is based on an examination time of 1 minute. Several authors indicate shorter examination times (DRION e.a. 1961; BEEKMAN e.a. 1961). The dose resulting from miniature radiography and an normal exposure of the thorax (PA) is estimated at 47 mrad and 10 mrad respectively. In conclusion, *fluoroscopy normally produces a smaller dose than miniature radiography.*

The annual per capita mean marrow dose for the population is estimated by multiplying the mean marrow dose for each examination type D_i , by the number of examinations of this type, n_i and by dividing $\sum n_i D_i$ by the total population. The values of $n_i D_i$, $\sum n_i D_i$ and the quotient are given in *table 9.1. The per capita mean marrow dose found in this way is 30 mrad per year (33.5 or 26.5 mrad using 1st H.V.L. or kVp as the parameter of radiation quality).* The largest contribution to the dose is due to chest examination (43%); in combination the next 5 contributors (lumbo sacral region, lumbar spine, urography, colon and upper gastro intestinal tract) yield 42% of the dose.

From 26,571 examinations of the total number of 59,871 name, sex and age of the patients, types of examination and X-ray unit used, are known. This material comprises 34% of the chest examinations and 70% of all other examinations. For each patient the total dose was calculated and the number of patients receiving doses from 0–25, 25–50, 50–100, 100–200 mrad and so on was determined, and divided into age-groups. The results are given in *table 9.2.* The mean dose per age-group (last column of *table 9.2*) increases strongly with the age. Most patients (80%) received a dose below 100 mrad. From a slightly larger number of examinations (48% of the chest examinations and 70% of all other examinations) the number of patients subjected to 1, 2, 3 etc. examinations in the year 1959 has been established (*table 9.3*), 34 of these 22,279 patients have been subjected to more than 10 examinations, one even to 21 examinations, during the year under study.

An estimation of the possible leukaemia induction is performed on the basis of a linear extrapolation of the results of COURT-BROWN and DOLL (1957) to low doses (*fig. 1.1*). These data suggest that 10^6 man-rad delivered to a population will induce 1.7 leukaemias each year during 10 years after irradiation, in addition to the spontaneous frequency of $50/10^6$ per year. The calculated per capita mean bone marrow dose might be too low due to various factors, such as inaccurate field alignment and overexposed films. If we suppose an annual per capita mean marrow dose between 30 and 90 mrad the induction is only between 0.8 to $2.4/10^6$ or

1.6 to 5% of the spontaneous frequency. The 5 most important types of examination produce 1700 man-rad in 4949 examinations (a mean of 34 rad per examination). This doses would induce 0.044 leukaemias or an increase of the probability to develop leukaemia with $1/10^5$ for the average patient. *Undoubtedly an unimportant risk in comparison with the overall benefit of the diagnostic information obtained.*

Finally we considered the possibility to detect the leukaemia induced by the diagnostic radiology in a large population. Average mean marrow doses of patients from different age-groups are compared with the spontaneous leukaemia frequency of these age-groups (*table 9.4*). It is concluded that the age-groups of 20–29 and 30–39 year would give the best chance. Patients of this age who received 100 mrad or more have an increased risk of 2.11%. To detect this effect against the spontaneous frequency in a control group the increase should be 2.5 times the standard deviation. This would require a follow up of the patients from a population of 380×10^6 between age 20–39 who received in a 10 year period 100 mrad or more, during 10 years after their irradiation. This is clearly not a feasible task at present.

LIJST VAN TABELLEN

	blz.
1.1 Gemiddelde bevolkingsdoses per jaar	3
2.1 Kwaliteitsmetingen met constante buisspanning	14
2.2 Halveringsdikten van röntgenstraling van het diagnostiektoestel in water-fantoom	16
3.1 Samenstelling weefsels (in gew. %)	21
3.2 Relatieve frequentie van holte-diameter in ribben	23
3.3 Relatieve frequentie van holte-diameter in wervels	23
4.1 Totale verzwakingscoëfficiënt met en zonder coherente verstrooiing	26
4.2 Karakteristieke grootheden van weefsels en fantoommaterialen	27
4.3 k-waarden voor lage fotonenergieën en elementen met laag atoomnummer	29
4.4 Lineaire verzwakingscoëfficiënten	31
4.5 Meetplaatsen in het fantoom	34
5.1 Gemiddelde geabsorbeerde dosis in rad per röntgen	35
5.2 Dracht van elektronen in zacht weefsel	37
5.3 Gemiddelde doses voor cilindrische holten (in rad per röntgen)	40
5.4 Gemiddelde rad/röntgen verhouding voor het beenmerg in enkele skeletdelen	41
5.5 Gemiddelde rad/röntgen verhouding voor wervels en ribben berekend op grond van ICRU (1959)	42
6.1 Transmissie van fotonen door 0,5 mm perpex	49
6.2 IJking van een ionisatievat van eigen constructie tegen een Philips ionisatievat 37482/10 (diagnostiekstraling)	51
6.3 IJking van een ionisatievat van eigen constructie tegen een Philips ionisatievat 37480/10 (constante buisspanning)	52
6.4 Stralenkwaliteit van de röntgenbundel van het diagnostiektoestel	53
7.1 Stralingsvelden	57
7.2 Combinatieformules voor het berekenen van de beenmergbestraling in de skeletdelen	59
7.3 Samenvatting bestraling van het actieve beenmerg bij maagonderzoek PA (bestralingsveld 15.2)	62
7.4 Samenvatting bestraling van het actieve beenmerg bij thoraxonderzoek PA (bestralingsveld 17.2)	63
8.1 Bestraling van de filmcassette in mR voor een filmdensiteit 1 à 1,4	68
8.2 Densiteit van het longveld bij opnamen van de thorax PA en LAT	68
8.3 Bestraling van de filmcassette in mR voor een filmdensiteit 1 à 1,4 bij thoraxopnamen	69
8.4 Gemiddelde-beenmergdosis in mrad per opname als functie van de stralenkwaliteit	71
8.5 Gemiddelde-beenmergdosis per onderzoek	72
8.6 Doorlichttijden en veldgrootte bij thoraxdoorlichting, maag- en colon-onderzoek	73
8.7 Vergelijking van waarden voor de gemiddelde-beenmergdosis per onderzoek uit de literatuur met de eigen resultaten	74
8.8 Gemiddelde-beenmergdosis per opname in mrad; vergelijking tussen eigen waarden en waarden van EFP c.s. (1963)	76
9.1 Berekening van de per capita gemiddelde-beenmergdosis voor 1959	78

	blz.
9.2 Verdeling van de gemiddelde-beenmergdosis over de onderzochte personen	80
9.3 Aantal onderzoeken per persoon	82
9.4 Vergelijking van de gemiddelde-dosis en de sterfte aan leukemie per leeftijdsgroep	83
I. Integrale bestraling van het actieve beenmerg 52 kVp; 1e hvd 1 mm Al	104
II. Integrale bestraling van het actieve beenmerg 68 kVp; 1e hvd 2 mm Al	
III. Integrale bestraling van het actieve beenmerg 85 kVp; 1e hvd 3 mm Al	
IV. Integrale bestraling van het actieve beenmerg 83 kVp; 1e hvd 4,4 mm Al	
V. Integrale bestraling van het actieve beenmerg 95 kVp; 1e hvd 4,9 mm Al	
VI. Integrale bestraling van het actieve beenmerg 95 kVp; 1e hvd 1,8 mm Al	

LIJST VAN FIGUREN

1.1 Regressielijn van COURT-BROWN en DOLL	6
2.1 Opstelling gebruikt voor de metingen van de kwaliteit van de door een waterfantom doorgelaten en verstrooide straling	15
3.1 Verdeling van de grootte der holten in enkele botten volgens ENGSTRÖM en SPIERS	23
4.1 Werkzame doorsnede van het foto-effect (τ_a) als functie van het atoomnummer (Z)	29
4.2 Relatieve percentage aan foto-effect voor spierweefsel en bot	31
4.3 Het fantoom	t.o. 34
4.4 De kunstrib	33
4.5 Ligging van de meetplaatsen in het fantoom	t.o. 35
5.1 Berekening geabsorbeerde dosis in holten	38
5.2 Geometrische factor voor de berekening van de rad/röntgen verhouding in cilindrische holten	39
5.3 Verhoging van de dosis als functie van de fotonenergie voor verschillende holtegrootten (overgenomen uit ICRU 1959)	41
6.1 Schema van de elektrometer en het circuit voor de ijking van de ladingsgevoeligheid van het meetsysteem	44
6.2 Ijkcondensator en ingang elektrometer	46
6.3 Verzadiging van de ionisatiestroom in het ionisatievat van eigen constructie	49
6.4 Ionisatievat voor diagnostiekstraling	50
6.5 Stralingsveld van het röntgendiagnostiekveld	54
6.6 Blokschema meetopstelling	55
8.1 Relatie tussen de filmzwarting en het mAs getal	67
8.2 Densiteit van het longveld, gemeten in opnamen van de thorax PA en LAT	69

LITERATUURLIJST

- ASPIN, N. en N. E. JOHNS — Brit. J. Radiol. 36, 350 (1963).
- BEEKMAN, Z. M. en E. H. KRUIZINGA — Ned. T. Geneesk. 2, 2460 (1961).
- BEEKMAN, Z. M. — Genetically significant dose from diagnostic roentgenology. — Verh. Ned. Inst. praev. Geneesk. 53 (1962).
- BETHE, H. en W. HEITLER — Proc. roy. Soc. A 146, 83 (1934).
- BILLINGS, M. S., A. NORMAN en M. A. GREENFIELD — Radiology 69, 37—41 (1957).
- BOAG, J. W. — Brit. J. appl. Phys. 3, 222 (1952).
- BRAESTRUP, C. B. — Amer. J. Roentgenol. 78, 988 (1957).
- BUHL, J. — (1962) Persoonlijke mededeling aan UNSCEAR.
- CHARLTON, D. E. en D. V. CORMACK — Brit. J. Radiol. 35, 473 (1962).
- CLARK, K. C. — Positioning in radiography. — London, Heinemann, 1960.
- COURT-BROWN, W. M. en R. DOLL — Spec. Rep. Ser. med. Res. Coun. (Lond.) 295, (1957).
- COURT-BROWN, W. M. — Brit. med. Bull. 14, 168 (1958).
- COURT-BROWN, W. M., R. DOLL en A. B. HILL — Brit. med. J. 2, 1539 (1960).
- CUSTER, R. P. en F. E. AHLFELDT — J. Lab. clin. Med. 17, 960 (1932).
- CUSTER, R. P. — An atlas of the blood and bone marrow. — Philadelphia, London, Saunders, 1949.
- DEVIK, F., J. FLATBY en I. BERTEIG — Acta radiol. (Stockh.) 54, 296 (1960).
- DRION, R., S. KIESTRA en A. PETERS — Ned. T. Geneesk. 2, 1920 (1961).
- ENGSTRÖM, A., R. BJÖRNERSTEDT, R. J. CLEMEDSON en A. NELSON — Bone and radiostrontium. — Stockholm, New York, Almquist, Wiley, 1958.
- ELLIS, R. E. — Phys. in Med. Biol. 5, 255 (1961).
- EPP, E. R., H. WEISS en J. S. LAUGHLIN — Brit. J. Radiol. 34, 85 (1961).
- EPP, E. R., J. M. HESLIN, H. WEISS en J. S. LAUGHLIN — Brit. J. Radiol. 36, 247 (1963).
- EYCLESHYMER, A. C. en D. M. SCHOEMAKER — A cross-section anatomy. — New York, London, Appleton, 1911.
- FELDMAN, A., G. C. BABCOCK, R. LANIER en D. MOHOVIN — Radiology 71, 197 (1958).
- FORD, D. D., H. C. S. PATERSON en W. L. TRUETING — J. nat. Cancer Inst. 22, 1093 (1959).
- FRIK, W. — Hartstrahltechnik — Stuttgart, Thieme, 1961.
- GARRETT, R., O. TAMUSI, M. L. MEURK, J. S. LAUGHLIN en R. S. SHERMAN — Radiology 71, 216 (1958).
- GARRETT, R. en J. S. LAUGHLIN — Hlth. Phys. 2, 189 (1959).
- GEIGY, J. R. — Documenta Geigy. Wissenschaftliche Tabellen. — Basle, Geigy.
- GRAY, L. H. — Proc. roy. Soc. A 156, 578 (1936).
- GRODSTEIN, G. R. — X-ray attenuation coefficients from 10 KeV to 100 meV. N.B.S. (U.S.) Circ. no. 583, 1957.
- GROSS, W., R. CATOLLA-CAVALCANTI, W. BELL en A. FOX — U.S. Atomic Energy Commission Documents NYO — 2274, 1958 en NYO — 2784, 1959.
- GROSS, W., C. WINGATE en G. FAILLA — Radiat. Res. 7, 570 (1957).
- HARRIS, J. H. jr. en anderen — Radiology 67, 6, 805 (1956).
- HETTINGER, G. en K. LIDEN — Acta radiol. (Stockh.) 53, 73 (1960).

- HETTINGER, G. en N. STARFELT — Nucl. Instr. 3, 25 (1958).
 HETTINGER, G. — Acta radiol. (Stockh.) 54, 129 (1960).
 HEYSSEL, R., A. B. BRILL en L. A. WOODBURY — Blood 15, 313 (1960).
 HOLTHUSEN, H., H. H. K. LEETZ en W. LEPPIN — Strahlenschutz, 21 (1961).
 HUGGINS, CH. en B. H. BLOCKSOM — J. exp. Med. 46, 253 (1936).
- ICRU — Report of the International Commission on Radiological Units and Measurements (N.B.S. Handbook, 78), 1959.
 ICRU — Report of the International Commission on Radiological Units and Measurements (N.B.S. Handbook, 84), 1962.
- JAFFÉ, G. — Ann. Phys. (Leipzig), 42, 303 (1913).
 JAFFÉ, G. — Ann. Phys. (Leipzig), 43, 249 (1914).
 JONES, D. E. A. en H. C. RAINE — Brit. J. Radiol. 21, 549 (1949).
 JONES, D. E. A. — Brit. J. Radiol. 32, 68 (1959).
 JOYET, G., C. TRUMPY-EGGENBERGER en W. MANDERLI — The Brown Boveri Betatron, Boveri and Co., Ltd., Baden (Zwits.) (1953).
- KAPLAN, H. S. — Amer. J. Roentgenol. 80, 696 (1958).
 KARA-MICHAILOVA, E. en D. E. LEA — Proc. Cambridge Phil. Soc. 36, 101 (1940).
 KEANE, B. E. en G. SPIEGLER — Brit. J. Radiol. 24, 198 (1951).
 KIRKPATRICK, P. en L. WIEDMAN — Phys. Rev. 67, 321 (1945).
 KLEIN, O. en Y. NISHINA — Z. Physik 52, 853 (1929).
 KLOTZ, E. en W. SEELENTAG — Fortschr. Röntgenstr. 89, 6 (1958).
 KONONENKO, A. M. — Biofizika 2, no. 1, 98 (1957).
 KOREN, K. en S. MAUDAL — Acta radiol. (Stockh.) 48, 273 (1957).
 KORNELSON, R. O. — Brit. J. Radiol. 27, 289 (1954).
 KROKOWSKI, E. — Strahlentherapie 104, 442 (1957).
 KROKOWSKI, E. — Fortschr. Röntgenstr. 91, 76 (1959).
 KROKOWSKI, E. — Z. Naturforsch. 146, 304 (1959).
- LAUGHLIN, J. S., M. L. MEURK, I. PULLMANN en R. S. SHERMAN — Amer. J. Roentgenol. 78, 961 (1957).
 LEA, D. E. — Actions of radiation on living cells. Cambridge University Press, 1946.
 LEWIS, E. P. — Science 125, 965 (1957).
 LINCOLN, T. A. en E. D. GRIPTON — Radiology 71, 208 (1958).
- MACMAHON, B. — J. nat. Cancer Inst. 28, 1173 (1962).
 MARKUS, B. — Strahlentherapie 101, 111 (1956).
 MATTSON, O. — Acta radiol. (Stockh.) Suppl. 120 (1955).
 MAYNEORD, W. V. — Acta Un. int. Cancr. 2, 271 (1937).
 MECHANIK, N. — Z. Anat. Entwickl.-Gesch. 79, 58 (1926).
 MEYERS, A., I. KOZLOWITZ en P. KIPFER — J. belge Radiol. 42, 100 (1959).
 MOHR, H., K. WERNER, D. BUTTENBERG en H. ZEITZ — Fortschr. Röntgenstr. 90, 492 (1959).
 MUNSON, R. J. — Brit. J. Radiol. 23, 505 (1950).
 MURRAY, R., P. HECKEL en L. H. HEMPELMANN — New Eng. J. med. 261, 585 (1959).
 NEUMANN, E. — Zbl. med. Wiss. 20, 321 (1882).
- OOSTERKAMP, W. J. en J. PROPER — Acta radiol. (Stockh.) 37, 33 (1952).
 OOSTERKAMP, W. J. en J. PROPER — Brit. J. Radiol. 31, 644 (1958).
 OPPENHEIMER, C. en L. PINCUSSEN — Tabul. biol. (s-Grav.) 3 (1926).
- PAPAGNI, L., B. ROSEO en F. BELLINI — Fortschr. Röntgenstr. 96, 75 (1962).
 PAPE, L., S. BAKER en H. L. GILDENHORN — Radiology 77, 480 (1961).
 PETRAUSKAS, A. A., L. C. VAN ATTA en F. E. MYERS — Phys. Rev. 63, 390 (1943).

- PINEY, A. — Brit. med. J. 2, 792 (1922).
- POLHEMES, D. W. en R. KOCK — Pediatrics 23, 453 (1959).
- Radiological hazards to patients — London, Her Majesty's Stationery Office, 1960.
- REINSMA, K. — Radiology 74, 971 (1960).
- RITCHIE, R. N. en G. S. HURST — Hlth Phys. 1, 390 (1959).
- ROBERTSON, J. S. en J. T. GODWIN — Brit. J. Radiol. 27, 241 (1954).
- SCHAAL, A. — Fortschr. Röntgenstr. 88, 475 (1958).
- SCHAAL, A. — Fortschr. Röntgenstr. 90, 247 (1959).
- SCHAAL, A. — Fortschr. Röntgenstr. 93, 119 (1960).
- SHONKA, F. R., J. E. ROSE en G. FAILLA — Proceedings of the second International conference on the peaceful uses of atomic energy, 21, 184 (1958).
- SITTIG, J. — Persoonlijke mededeling.
- SOMERWIL, A. — In: Report of the ICRU pag. 25 fig. 7.5a (N.B.S. Handbook, 78), 1959.
- SPALTEHOLZ, W. — Handatlas und Lehrbuch der Anatomie des Menschen; Band 1—3. Amsterdam, Scheltema en Holkema 1898 — 1903.
- SPECTOR, W. S. — Handbook of biological data. — Philadelphia, London, Saunders, 1956.
- SPENCER, L. V. en F. H. ATTIX — Radiat. Res. 3, 239 (1955).
- SPIERS, F. W. — Brit. J. Radiol. 19, 52 (1946).
- SPIERS, F. W. — Brit. J. Radiol. 22, 521 (1949).
- SPIERS, F. W. — Brit. J. Radiol. 23, 743 (1950).
- SPIERS, F. W. en ELLIS, R. E. — Bijdrage Xth International Congress of Radiology, Montreal 1962.
- STACEY, A. J., A. R. BEVAN en C. W. DICKENS — Brit. J. Radiol. 34, 510 (1961).
- STEWART, A., J. WEBB en D. HEWITT — Brit. med. J. 1, 1495 (1958).
- STEWART, A., W. PENNYBACKER en R. BARBER — Brit. med. J. 2, 883 (1962).
- TAYLOR, L. S. en G. SINGER — Radiology 22, 445, 1934 — J. Research N.B.S. 12, 401, 1934.
- THURAU, R. en L. DISTEL — Fortschr. Röntgenstr. 94, 522 (1961).
- TOMONAGA, M. — Bull. Wld. Hlth. Org. 26, 619 (1962).
- TROUT, E. D., J. P. KELLEY en E. J. FURNO — Radiology 66, 102 (1956).
- TROUT, E. D., J. P. KELLEY en A. C. LUCAS — Radiology 74, 255 (1960).
- TROUT, E. D., J. P. KELLEY en A. C. LUCAS — Amer. J. Roentgenol. 84, 729 (1960).
- UNSCEAR — Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation — Suppl. no. 16(A/3838). New York, 1958.
- UNSCEAR — Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation — Suppl. no. 16(A/5216). New York, 1962.
- WALTER, B. — Fortschr. Röntgenstr. 35, 1308 (1927).
- WALTER, B. — Fortschr. Röntgenstr. 35, 929 (1927).
- WEBSTER, E. W. en O. E. MERRILL — New Engl. J. med. 257, 811 (1957).
- WIDENMANN, L. — Fortschr. Röntgenstr. 87, 386 (1957).
- WILSON, C. W. — Brit. J. Radiol. 23, 92 (1950).
- WILSON, R. en J. A. CARRUTHERS — Radiology 76, 478 (1961).
- WILSON, R. en J. A. CARRUTHERS — Hlth. Phys. 7, 171 (1962).
- WINGATE, C. L., W. GROSS en G. FAILLA — Radiology 79, 984 (1962).
- WOODARD, H. Q. en E. HOLODNY — Phys. in Med. Biol. 5, 57 (1960).
- WOODARD, H. Q. — Hlth. Phys. 8, 513 (1962).
- ZIELER, E. — Strahlentherapie 93, 579 (1954).

CODE VAN DE SKELETDELEN VAN DE VERDELING VAN HET BEENMERG VOOR TABEL I—VI

code	skelet deel	gewicht van het beenmerg (gram)	fractie actief beenmerg
01	schedel	165,8	0,75
02	onderkaak	16,4	0,75
03 l	humerus kop en hals	13,2	0,75
03 r		13,3	0,75
04 l	schouderblad, bovenste deel	25,9	0,75
04 r		25,9	0,75
05 l	schouderblad, onderste deel	7,8	0,75
05 r		7,8	0,75
06 l	sleutelbeen	10,8	0,75
06 r		10,8	0,75
07	sternum bovenste deel	24,9	0,60
08	sternum onderste deel	14,1	0,60
11 l	1e en 2e rib	11,4	0,40
11 r		11,4	0,40
12 l	3e rib	8,0	0,40
12 r		8,0	0,40
13 l	4e rib	9,4	0,40
13 r		9,4	0,40
14 l	5e rib	11,9	0,40
14 r		11,9	0,40
15 l	6e en 7e rib	24,3	0,40
15 r		24,3	0,40
16 l	8e rib	12,0	0,40
16 r		12,0	0,40
17 l	9e en 10e rib	18,6	0,40
17 r		18,6	0,40
18 l	11e en 12e rib	7,9	0,40
18 r		7,9	0,40
20	halswervels C1 — C6	38,9	0,75
31	C7, T1 en T2	31,0	0,75
32	thoracale wervels T3 — T10	127,8	0,75
33	T11 en T12	46,7	0,75
34	L1 en L2	56,9	0,75
35	L3	31,8	0,75
36	L4	32,1	0,75
37	L5	31,4	0,75
38	sacrum	194,0	0,75
41 l	os coxae, os ilium	45,66	0,75
41 r		45,66	0,75
42 l	os coxae, bij sacro-iliacale gewricht	35,87	0,75
42 r		35,88	0,75
43 l	os coxae, bij ascetabulum	58,70	0,75
43 r		58,71	0,75
44 l	os coxae, os pubis	15,06	0,75
44 r		15,07	0,75
45 l	femoral kop en hals	26,5	0,75
45 r		26,5	0,75