

andert ook weefseleiwitten en maakt lysosomale enzymen vrij. Ook het stollingsstelsel, het complementsysteem en andere systemen worden bij de ontsteking betrokken. De hyperemie vergroot de exsudatie.

Via serumfactoren worden infiltratie en hyperemie en daardoor weer exsudatie bevorderd. Het zal duidelijk zijn dat, indien in een dergelijk systeem één factor therapeutisch beïnvloed wordt (b.v. histamine), het effect op de ontstekingsreactie gering zal zijn. Voor een chronische ontsteking is een dergelijk schema te ontwerpen. De factoren, die daarbij een rol spelen, zijn echter nog minder bekend. Wel wordt in figuur 5 aangegeven op welke wijze een ontsteking zou kunnen blijven voortbestaan.

Meestal gebeurt dit wanneer de prikkel aanwezig blijft. De mogelijkheid bestaat echter ook dat de oorspronkelijke oorzaak eiwitveranderingen teweegbrengt, die via een antigeen-antistof interactie tot een chronische ontsteking leiden. Ook bestaat de mogelijkheid, dat de door de oorspronkelijke oorzaak veroorzaakte acute ontsteking, weefselveranderingen heeft doen ontstaan, welke hetzij rechtstreeks (necrose), hetzij eveneens via een immunologisch mechanisme een chronische ontsteking onderhouden.

Samenvatting:

De ontsteking is een complexe reactie. Bij therapeutische beïnvloeding van één der reactie-elementen zal men zich in de eerste plaats moeten afvragen, of de onderdrukking van een fenomeen wel een voor de patiënt gunstige invloed heeft.

Voorts hebben de vorderingen op het gebied der mediators het duidelijk gemaakt, dat bij ontsteking sprake is van samenhangende, ingewikkelde systemen, welke elkaar vaak wederkerig beïnvloeden. De farmacologische beïnvloeding van één der mediators zal waarschijnlijk zelden tot een merkbare beïnvloeding van het ontstekingsproces leiden.

Voor chronische ontstekingen biedt dezelfde complexiteit een verklaring voor het feit dat een chronische ontsteking kan voortbestaan ook als de oorspronkelijke ontstekingsoorzaak niet meer werkzaam is.

Summary:

Title: Inflammation – humoral aspects – old facts and new problems.

Inflammation is a complex reaction. A therapeutic approach to one of the reaction components should primarily focus on the question whether suppression of a phenomenon actually exerts a favourable influence on the patient.

Moreover, advances in the field of mediators have shown that inflammation involves complex interrelated systems so that a pharmacological attack upon one of the mediators will probably only seldom lead to a discernible influence on the inflammatory process.

In chronic inflammations the same complexity explains the fact that a chronic inflammation can persist even when the original cause of inflammation has been eliminated.

Literatuur:

1. Houck, J. C., Forscher, B. K. (1967): Chemical biology of inflammation. Pergamon Press, Oxford.
2. Movat, H. Z. (1971): Inflammation, immunity and hypersensitivity. Harper, New York.
3. Rocha, M., Silva, E., Garcia Leme, J. (1972): Chemical mediators of the acute inflammatory reaction. Pergamon Press, Oxford.

Maart 1973.

Adres: Prof. Dr. J. Oort,
De Boelelaan 1117,
Amsterdam.

OVER DE NOODZAAK VAN HET PROEFONDERVINDELIJK TOETSEN VAN EEN BEREKENDE BELICHTINGSTIJD

A. C. M. VAN DE POEL

Bij het samenstellen van een belichtingstabel wordt, om de gegevens van de film aan te passen aan die van het röntgenapparaat, onder de 100 kV, de formule $kV^5 \times mAs = \text{constant}$, toegepast (Van der Plaats, 1966).

Het omrekenen van het ene kV naar het andere kV wordt veelal gedaan met behulp van een tabel (zie tabel I). Hierbij wordt uitgegaan van de premisse dat bij een bepaald vast kV en een zelfde mAs-getal altijd bij de

*Uit de afdeling Tandheelkundige Röntgenologie
van de Katholieke Universiteit te Nijmegen.
Hoofd: A. C. M. van de Poel.*

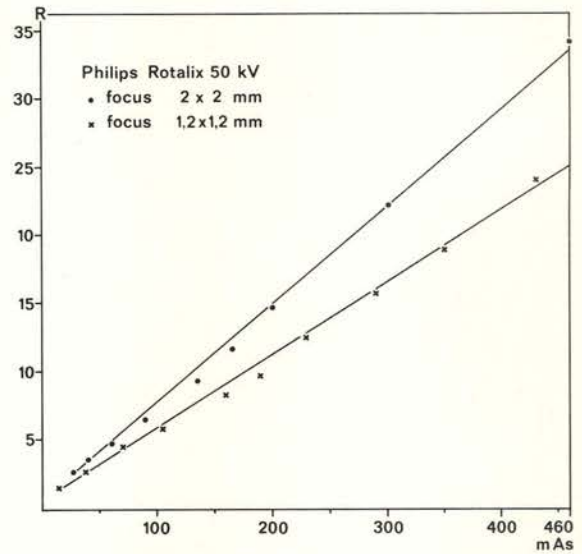
diverse typen röntgenapparaten een zelfde output zou zijn. Echter een ieder, die wel eens een dergelijke belichtingstabel heeft samengesteld, is het bekend, dat de berekende tijd belangrijk kan afwijken van de optimale belichtingstijd. Het verdient dan ook aanbeveling de berekende tijd door middel van één of meer proefopnamen te toetsen (Van de Poel en Klopogge, 1969).

De afwijkingen zijn echter te groot om geheel te kunnen worden verklaard met de individuele variaties in de output van de diverse apparaten van hetzelfde merk, ten gevolge van het toegepaste fabricageproces. Veel onderdelen van de tandheeskundige röntgenapparatuur worden nog geheel met de hand vervaardigd. Ook andere factoren spelen hierbij een rol, zoals de samenstelling (de kwaliteit) van de röntgenbundel. Deze wordt onder meer bepaald door het materiaal waaruit de focus is samengesteld. Ook is bekend dat buizen, die een groter vermogen kunnen leveren, zijn voorzien van een grotere focus dan buizen die een kleine output geven en zeker bij buizen voorzien van een vaste anode, zoals dat in de meeste tandheeskundige röntgenapparaten wordt toegepast. Samenhangend met het toenemen van het oppervlak van de focus wordt de gehele röntgenbuis groter uitgevoerd.

De diverse typen en merken tandheeskundige röntgenapparaten zijn constructief alle verschillend en ook is de metallurgische samenstelling van hun foci niet geheel gelijk. Dit nu zou mogelijk een oorzaak kunnen zijn van het afwijken van de berekende belichtingstijd van de optimale tijd. Om na te gaan of dit inderdaad het geval was werd het volgende onderzoek gedaan.

Tabel I. Omrekeningstabel voor het in de tandheeskundige röntgenologie veel gebruikte kV.

Oude spanning in kV					Vermenigvuldigingsfactor
50	1	0,4	0,3	0,2	
60	2,5	1	0,7	0,5	
65	3,7	1,6	1	0,7	
70	7,5	2,5	1,6	1	
	Nieuwe spanning in kV				
	50	60	65	70	

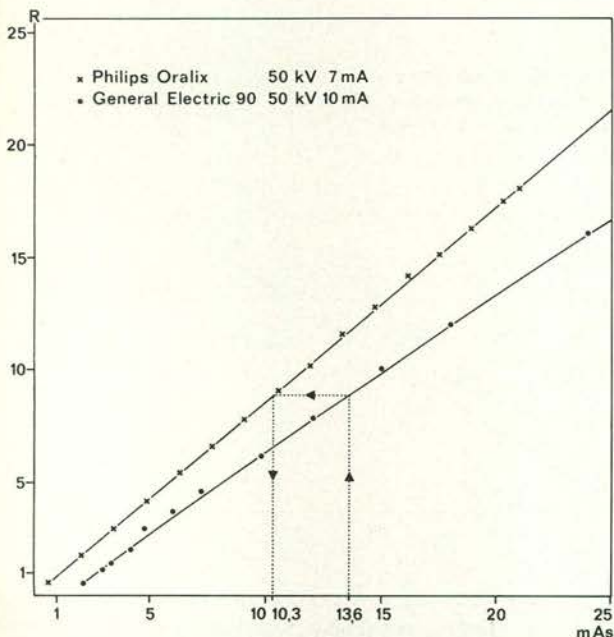


Afb. 1. Een grafische weergave van de output van beide foci bij de diverse mAs-waarden van de Philips Rotalix bij 50 kV.

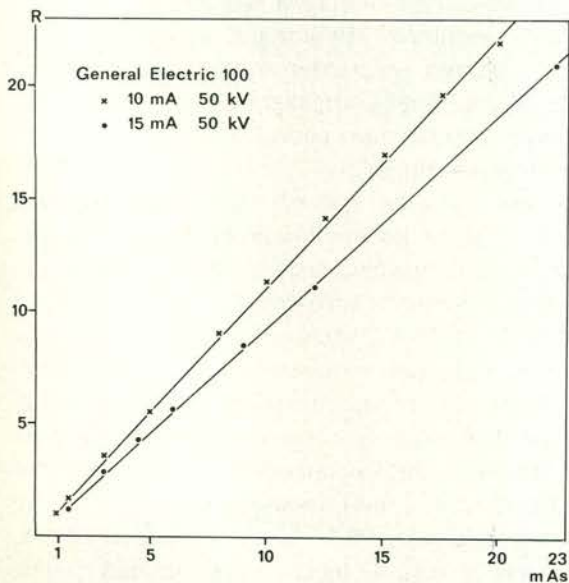
Materiaal en methoden

Bij een aantal röntgenapparaten van een verschillend merk en/of type, werd de output bij een zelfde kV en gelijk mAs-getal vergeleken. Hiertoe werd met behulp van een Philips universele dosimeter en een ionisatiekamer nr. 37488 (0,07 mm Cu – 2,5 mm Cu HVD), bij 65 kV en/of 50 kV bij oplopende mAs-getallen de output bepaald. Alle metingen werden vijfmaal herhaald. Om eventuele afwijkingen bij een bepaalde meting te kunnen vaststellen werden de gevonden waarden in een grafiek uitgezet (afb. 1, 2 en 3). Als meetpunten werden de gemiddelden van de vijf waarnemingen gebruikt.

Allereerst werd de invloed van de focusgrootte nagegaan. Om de kwaliteit van de bundel zo min mogelijk te beïnvloeden, werd hiervoor gebruik gemaakt van een dubbelfocusbuis, een Philips Rotalix focus 2, 1,2 x 1,2 mm en focus 1,2 x 2 mm. Vervolgens werd om het eventuele effect te kunnen demonstreren ten gevolge van een verschil in constructie en focusgrootte, de output gemeten bij twee tandheeskundige röntgenapparaten, te weten: de Philips Oralix (50 kV, 7 mA), focusgrootte 0,9 x 0,9 mm en de General Electric 90 II, 50 kV, 10 mA en 15 mA, focusgrootte 1,5 x 1,5 mm, beide op een zelfde focus-ionisatiekamer afstand van 27,5 cm. Ten slotte werd de output nog bepaald bij een General Electric 90 II, focusgrootte 1,5 x 1,5 mm en een General Electric



Afb. 2. Een grafische weergave van de output van de G.E. 90 II, 50 kV, 10 mA en de Philips Oralix bij de diverse mAs-waarden. Met behulp van deze grafiek is uitgaande van de bekende mAs-waarde voor de G.E. 90 II (13,6) het overeenkomende mAs-getal voor de Oralix te bepalen (10,3).



Afb. 3. Een grafische weergave van de output van de G. E. 100, 50 kV bij respectievelijk 10 mA en 15 mA bij oplopende mAs-waarden.

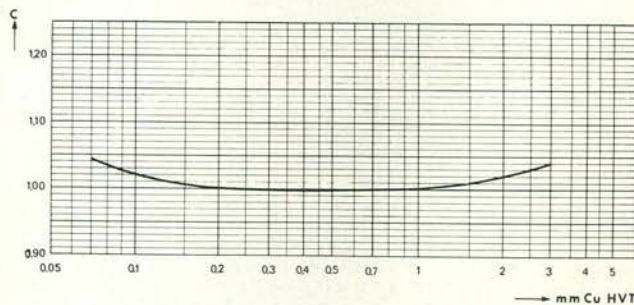
100, focusgrootte $1,1 \times 1,1$ mm bij 50 kV, 10 mA en bij 50 kV, 15 mA.

Resultaten

De resultaten van de metingen van de Philips Rotalix staan vermeld in tabel II en worden grafisch weergegeven in afb. 1. Die voor de Philips Oralix en de General Electric 90 II in tabel III respectievelijk afb. 2. De meetresultaten van de General Electric 90 II en de 100 ten slotte worden weergegeven in tabel IV en die van de General Electric 100 afgebeeld in afb. 3.

Discussie

De stelling dat bij een zelfde kV en mAs-getal een zelfde output hoort gaat voor de Philips Rotalix althans niet op, gezien de duidelijk gemeten verschillen in output tussen de grote focus (f1) en de kleine focus (f2) (afb. 1.). Wellicht dat hier de focusgrootte een rol speelt evenals de constructie van de buis. Bij dit type buis heeft iedere focus een aparte bijbehorende kathode die ook verschillend van grootte zijn. Een verschil in output werd ook gemeten tussen de Philips Oralix en de General Electric 90 II. Zij het dat hier de buis met de kleinste focus de Philips Oralix de hoogste output geeft. Er van uitgaande dat voor het verkrijgen van een zelfde zwarting op de film bij gelijkblijvend kV een gelijke huidexposie is vereist (Bean, 1972) zou dat bij een optimale belichtingstijd van de General Electric 90 II voor het bovenfront van 0,6 sec. een huidexposie, voor de op de grafiek gemeten afstand, geven van 13,6 R. Voor de Oralix kan nu met behulp van de grafiek (afb. 2) het bijbehorende mAs-getal 10,3 worden afgelezen. De belichtingstijd voor een focus-object afstand van 10 cm bedraagt dan 0,23 sec. Echter de gevonden optimale tijd is 0,35 sec. dit is beduidend hoger. Gezien het verloop van de ijkgrafiek van de



Afb. 4. De ijkgrafiek van de ionisatiekamer type 37488. (Uit: Gebruiksaanwijzing voor de Philips Universele dosismeter.)

Tabel II. De output in R van de Philips Rotalix bij 50 kV.

mAs	12	14	22	26	40	58	90	110	126	162	192	200	245	280	300	350	370	425	450
R (F1)	1,3		2,1		3,2		5,9	6,7		10,5		12,7	15,5		18,9		23,1		29,8
R (F2)		1,3		2,0		3,5		6,5	9,1			14,7		17,9		22,4			

F1 = focus 1 2 × 2 mm.

F2 = focus 2 1,2 × 1,2 mm.

Tabel III. De output in R van de Philips Oralix, 50 kV, 7 mA en een G.E. 90 II, 50 kV, 10 mA.

mAs	0,7	2,1	3,5	4,9	6,3	7,7	9,1	10,5	11,9	13,3	14,7	16,1	17,5	18,9	20,3	21			
R	0,5	1,7	2,9	4,1	5,4	6,6	7,8	9,1	10,2	11,6	12,8	14,2	15,2	16,3	17,6	18,1			Philips Oralix
mAs	1,2	2	2,4	3,2	4,8	6	7,1	9,8	12	15	18	24							
R	0,5	1,1	1,4	2,0	2,9	3,7	4,6	6,2	7,9	10,1	12,1	16,2							G.E. 90 II

Tabel IV. De output in R van een G. E. 90 II en een G.E. 100 bij 50 kV en 10 mA en 15 mA.

G.E. 90 II 50 kV																		
mAs	0,6	1,2	2,4	3,6	4,8	6	7,2	9	9,6	10,8	12	14,4	18	22,5	24	27		
R	0,07	0,68	1,66		3,7		6,6		7,5		9,4		14,3		18,3			bij 10 mA
R	—	0,41	1,43	2,35	3,3	4,2	5,0	6,4		8,1		10,5	13,3	16,5		19,8		bij 15 mA
G.E. 100 50 kV																		
mAs	1	1,5	3	4,5	5	6	8	9	10	12	12,5	15	17,5	20	22,5			
R	1,0	1,7	3,6		5,6		9,1		11,4		14,3	17,1	19,8	22,2				bij 10 mA
R		1,2	2,9	4,3		5,7		8,6		11,2				21,1				bij 15 mA

meetkamer (afb. 4) is het gevonden verschil niet te wijten aan een meetfout. Het verschil is alleen maar te verklaren door het anders samengesteld zijn van de twee röntgenbundels en dat dit het geval is blijkt uit de halveringsdikte in mm Al ervan te weten. 1,4 mm Al voor de Philips Oralix en 1,6 mm Al voor de General Electric 90 II. Hoe hoger deze waarde is des te groter is het doordringend vermogen van de bundel. Vandaar dat ondanks de hogere output van de Oralix de General Electric 90 II bij dezelfde opnamen met een identieke zwarting toch lagere mAs-waarden heeft. Indien bij een

röntgenapparaat het mA kan worden verhoogd dan kan de tijd met een zelfde factor worden verlaagd. Vooral uit het oogpunt van bewegingsonscherpte is een zo kort mogelijke belichtingstijd gewenst. Bij de grotere tandheelkundige röntgenapparaten kan men veelal kiezen uit twee milli-amperages te weten: 10 en 15 mA. In dit onderzoek werd echter een belangrijk verschil tussen deze twee gemeten, wellicht een gevolg van het niet geheel juist ingesteld zijn van het elektronische gedeelte van het apparaat (afb. 3). Ook hier dient dus voor het verkrijgen van de optimale

belichtingstijd de berekende tijd weer proefondervindelijk te worden geëvalueerd.

Conclusie

De constructie van de röntgenbuis, de focusgrootte en de metallurgische samenstelling van de focus zijn van invloed op de output van het röntgenapparaat. Gezien de gevonden verschillen in output en kwaliteit van de geproduceerde röntgenbundel bij een zelfde kV en mAs-getal bij de diverse typen en merken röntgenapparaten dient de berekende belichtingstijd proefondervindelijk te worden geëvalueerd.

Samenvatting:

Met behulp van metingen van de output bij een zelfde kV en mAs-getal bij diverse typen en merken röntgenapparaten wordt aangetoond dat, gezien de grote verschillen hierin en het verschil in kwaliteit van de geproduceerde bundels, het voor het verkrijgen van

de optimale belichtingstijd noodzakelijk is de berekende tijd proefondervindelijk te evalueren.

Summary:

Title: Why it is necessary to evaluate experimentally the calculated exposures times.

With the aid of output measurements, using the same level of kV and mAs by several types and brands of X-ray apparatus, it is shown that differences exist between the output and the quality of the beam. Therefore it is necessary – to obtain the optimal exposure time – to evaluate experimentally the calculated times.

Literatuur:

1. Bean, L. R. (1972): A new monitoring system. J Am Dent Assoc 85: 90, 192
2. Plaats, J. G. van der (1966): Medische röntgentechniek. Tijdstroom, Lochem.
3. Poel, A. C. M. van de, Kloprogge, M. J. G. M. (1969): De belichtingstabel. Ned Tijdschr Tandheelkd. 76: 12.
4. Gebruiksaanwijzing Philips Universele Dosismeter.

Februari 1973.

Philips van Leydenlaan 25,
Nijmegen.

DE KWALITEIT VAN HET GEBIT ALS FACTOR VAN DE GEBITSVERZORGINGSGEZINDHEID

Werkgroep Tand- en Mondziekten
van de Gezondheidsorganisatie T.N.O.
Hoofd: Tj. Pot.

EEN VERGELIJKEND TANDHEELKUNDIG, SOCIAAL-ECONOMISCH EN GEDRAGSWETENSCHAPPELIJK
ONDERZOEK IN TIEL EN CULEMBORG

TJ. POT D. J. PURDELL-LEWIS
A. GROENEVELD H. M. THEUNS
G. W. KWANT

Inleiding

Uit vele onderzoeken (Koch en Martinsson (1970), Shuval (1970), Roder (1971), Kalsbeek (1972) en Martinsson (1973)) blijkt dat er een correlatie bestaat tussen het milieu waartoe iemand behoort en zijn belangstelling voor de eigen verzorging van zijn gebit en de bereidheid zijn gebit door de tandarts te doen behandelen. In een „sociaal hoger” milieu bestaat in het algemeen een grotere behandelingsbereidheid; er zijn minder extracties en meer vullingen.

Het is duidelijk dat de eigen gebitsverzorging en de behandelingsbereidheid, te zamen de gebitsverzor-

gingsgezindheid vormend, een positieve invloed uitoefenen op de hoeveelheid cariës en de mate waarin het gebit is behandeld, dus op respectievelijk de kwaliteit en de toestand van het gebit. Immers door een beter tandheelkundig gedrag (poetsen, voeding) en door preventieve en conserverende behandeling wordt cariës voorkomen en vroegtijdig behandeld, zodat voortijdige gebitsmulitatie wordt voorkomen.

Indien vaststaat dat een grotere gebitsverzorgingsgezindheid leidt tot een betere kwaliteit van het gebit, dan kan de vraag worden gesteld of omgekeerd het