

DENTAL ROENTGENOGRAPHIC EXPOSURE  
IN HIROSHIMA AND NAGASAKI

広島・長崎における歯科 X 線被曝

PARTS 3 SURVEY OF EXPOSURE FACTORS

第 3 報 照射条件の調査

SHIGETOSHI ANTO<sup>KU</sup>, Ph.D. 安德重敏

TAKUJI KIHARA, D.D.S. 木原卓司

SHOICHIRO FUJITA, M.S. 藤田正一郎

MASAYOSHI MIZUNO 水野正義

SHOJI NISHIO 西尾正二



ATOMIC BOMB CASUALTY COMMISSION

国立予防衛生研究所 - 原爆傷害調査委員会

JAPANESE NATIONAL INSTITUTE OF HEALTH OF THE MINISTRY OF HEALTH AND WELFARE

## TECHNICAL REPORT SERIES

### 業 績 報 告 書 集

The ABCC Technical Reports provide the official bilingual statements required to meet the needs of Japanese and American staff members, consultants, advisory councils, and affiliated government and private organizations. The Technical Report Series is in no way intended to supplant regular journal publication.

ABCC 業績報告書は、ABCC の日本人および米人専門職員、顧問、評議会、政府ならびに民間の関係諸団体の要求に応じるための日英両語による記録である。業績報告書集は決して通例の誌上発表に代るものではない。

DENTAL ROENTGENOGRAPHIC EXPOSURE  
IN HIROSHIMA AND NAGASAKI

広島・長崎における歯科 X 線被曝

PARTS 3 SURVEY OF EXPOSURE FACTORS

第 3 報 照射条件の調査

SHIGETOSHI ANTOKU, Ph.D. 安徳重敏

TAKUJI KIHARA, D.D.S. 木原卓司

SHOICHIRO FUJITA, M.S. 藤田正一郎

MASAYOSHI MIZUNO 水野正義

SHOJI NISHIO 西尾正二



ATOMIC BOMB CASUALTY COMMISSION  
HIROSHIMA AND NAGASAKI, JAPAN

A Cooperative Research Agency of

U.S.A. NATIONAL ACADEMY OF SCIENCES — NATIONAL RESEARCH COUNCIL

and

JAPANESE NATIONAL INSTITUTE OF HEALTH OF THE MINISTRY OF HEALTH AND WELFARE

with Funds Provided by

U.S.A. ATOMIC ENERGY COMMISSION

U.S.A. NATIONAL CANCER INSTITUTE

U.S.A. NATIONAL HEART AND LUNG INSTITUTE

U.S.A. ENVIRONMENTAL PROTECTION AGENCY

JAPANESE NATIONAL INSTITUTE OF HEALTH

原 爆 傷 害 調 査 委 員 会

広島および長崎

米国学士院—学術会議と日本国厚生省国立予防衛生研究所  
との日米共同調査研究機関

米国原子力委員会, 米国癌研究所, 米国心臓・肺臓研究所  
米国環境保護庁および日本国厚生省国立予防衛生研究所  
の研究費による

DENTAL ROENTGENOGRAPHIC EXPOSURE  
IN HIROSHIMA AND NAGASAKI

広島・長崎における歯科X線撮影

PARTS 3 SURVEY OF EXPOSURE FACTORS

第3部 照射条件の調査

SHOJI NISHIO, D.D.S.  
TAKUJI KHARA, D.D.S.  
SHOICHIRO FUJITA, M.S.  
MASAYOSHI MINO  
SHOJI NISHIO, D.D.S.

## ACKNOWLEDGMENT

## 謝 辞

The authors sincerely appreciate the cooperation of the Hiroshima and Nagasaki City Dental Associations and the dentists in the hospitals and clinics of both cities. They are grateful to Drs. Yoshishige Fujiki, Daryl R. Beach, Walter J. Russell, Haruma Yoshinaga and Kenji Takeshita for their criticisms and suggestions throughout this study. They are indebted to Mmes. Sakae Kuwabara, Kiyoko Nishioki, Sachiko Tanigawa and Hasumi Oishi for much clerical assistance. They are grateful to the J. Morita Dental Manufacturing Company, Limited for providing the experimental dental roentgenographic apparatus used in this investigation.

著者らはご協力を賜った広島・長崎両市の歯科医師会および両市の病医院の歯科医師のかたがたのご協力に深謝する。本調査全般にわたりご批判ならびに示唆をいただいた藤木芳成博士, Dr. Daryl R. Beach, Dr. Walter J. Russell, 吉永春馬博士および竹下健児博士に対し感謝の意を表する。また, 記録, 整理などは, 桑原サカエ氏, 西沖清子氏, 谷川幸子氏および大石蓮美氏らに負うところ大である。本調査において使用した実験用の歯科X線撮影装置をご貸与下さったモリタ製作所に対して謝意を表する。

# CONTENTS

## 目 次

Summary	緒 言 .....	1
Introduction	要 約 .....	1
Material and Method	材料および方法 .....	2
Results	結 果 .....	3
Discussion	考 察 .....	7
References	参考文献 .....	12
Table	1. Institutions and apparatus by city 医療機関および装置：都市別 .....	2
表	2. Radiation output and Half-value layer by manufacturer and city 放射線出力および半価層：製造会社および都市別 .....	5
	3. Beam size at cone tip by manufacturer and city コーン先端における照射野：製造会社および都市別 .....	8
	4. Focal-spot cone tip distance (FCD) estimated by Film Magnification, Nagasaki フィルム $\phi$ の拡大率によって推定した焦点-コーン先端間距離，長崎 .....	8
	5. Film type, speed and manufacturer by city フィルムの種類，感度および製造会社：都市別 .....	9
	6. Comparison of Japanese regulations and NCRP recommendations for dental radiography 歯科X線撮影法に関する日本の法規と米国放射線防護委員会の勧告との比較 .....	10
Figure	1. Apparatus for radiation output and quality assessments	
図	放射線出力および線質測定のための装置 .....	3
	2. X-ray attenuation curves by added filtration X線の減弱曲線：付加濾過板別 .....	4
	3. Radiation output by city 放射線出力：都市別 .....	4
	4. Half-value layer by city 半価層：都市別 .....	6
	5. Radiation output by half-value layer 放射線出力：半価層別 .....	6
	6. X-ray beam size at cone tip by city コーン先端におけるX線照射野：都市別 .....	7



Approved 承認 17 February 1972

## DENTAL ROENTGENOGRAPHIC EXPOSURE IN HIROSHIMA AND NAGASAKI

## 広島・長崎における歯科 X 線被曝

## PART 3 SURVEY OF EXPOSURE FACTORS

## 第 3 報 照射条件の調査

SHIGETOSHI ANTOKU, Ph.D. (安徳重敏)<sup>1\*</sup>; TAKUJI KIHARA, D.D.S. (木原卓司)<sup>1</sup>;  
SHOICHIRO FUJITA, M.S. (藤田正一郎)<sup>2</sup>; MASAYOSHI MIZUNO (水野正義)<sup>1</sup>; SHOJI NISHIO (西尾正二)<sup>1</sup>

Departments of Radiology<sup>1</sup> and Statistics<sup>2</sup>放射線部<sup>1</sup> および統計部<sup>2</sup>

## SUMMARY

One hundred and sixty Hiroshima and 65 Nagasaki dental units were surveyed for radiation output, quality, beam size and focal-spot-cone tip distance. The data obtained will be used in phantom dosimetry to estimate X-ray exposure of ABCC subjects. This equipment evaluation can also be applied to improving X-ray examination techniques, equipment design, and to minimize exposure of patients and dental personnel. This study showed that governmental regulations were generally fulfilled with respect to beam size, but not with respect to radiation quality. Wide variations in radiation output were observed among the surveyed units. These variations will be taken into account in subsequent phantom dosimetry, making corrections for differences in radiation output and quality between the units in use in dental practice and the experimental unit at ABCC.

## INTRODUCTION

Reported and confirmed exposures of ABCC-JNIH Adult Health Study (AHS)<sup>1</sup> subjects to dental roentgenography were studied by surveying subjects<sup>2,3</sup> and responsible dental facilities. In applying experimental dose data from phantom studies to the actual examinations of patients, errors can arise

## 要 約

歯科用 X 線装置の放射線出力、線質、照射野ならびに焦点—コーン先端間距離を、広島で 160 台、長崎で 65 台の装置について調査した。得られた資料は主として、ABCC 調査対象者の X 線被曝線量推定のための人体ファントムによる線量測定に利用されるが、このほかに X 線検査における技術や設計の改良に利用することができるし、患者および歯科診療従事者の被曝線量を減少させるためにも利用できる。本調査の結果によれば、照射野については大部分の装置が規則に合致していたが、線質については装置の多数が規則を満足していなかった。調査した装置の放射線出力には大きなばらつきがみられた。将来実施される人体ファントムによる線量測定においては、これらのばらつきを考慮に入れて、現在歯科病医院で使用されている診療用 X 線装置と ABCC の実験用装置との間の放射線出力と線質における相違が補正される。

## 緒 言

ABCC—予研成人健康調査<sup>1</sup> 対象者についての対象者調査<sup>2,3</sup> および歯科病医院における調査によって、歯科 X 線撮影検査を受けたと報告したものについてその確認を行った。人体ファントムを用いた実験に基づく線量資料を実際の患者の検査に適用する場合には、患者の検査に

\* Research Institute for Nuclear Medicine and Biology, Hiroshima University; Visiting Research Associate, ABCC

広島大学原爆放射能医学研究所, ABCC 非常勤研究員

from discrepancies between the clinical and experimental units as to radiation output and quality. To minimize such discrepancies, all dental roentgenographic apparatus involved were monitored.<sup>3</sup> The results obtained can also be applied to the improvement of radiographic techniques and reduction of patient exposure.

## MATERIAL AND METHOD

**Dosimeter.** An Electronic Instruments Limited (EIL) electrometer<sup>4</sup> and a 35 cc ionization chamber<sup>5</sup> were used to measure radiation output and quality.

**X-ray Unit.** The experimental unit in this study was a Max II model dental radiographic apparatus made by the J. Morita Dental Manufacturing Company, Limited, Kyoto, Japan.

Two hundred and twenty-five Hiroshima and Nagasaki dental X-ray apparatus were assessed for radiation output and quality, beam size, focal-spot-skin distances and other characteristics. The X-ray apparatus surveyed are shown in Table 1.

使用された装置と実験に用いられた装置との間の放射線出力および線質の相違により誤差が起こりうる。このような相違を最小限にとどめるために、使用された全歯科X線装置について調査した。<sup>3</sup> 入手された結果は、X線撮影技法の改良と患者の被曝線量の軽減とにも利用できる。

## 材料および方法

**線量計.** 放射線出力および線質の測定には、Electronic Instruments Limited (EIL) の電位計<sup>4</sup> および35cc電離箱<sup>5</sup>を使用した。

**X線装置.** 本調査に用いた実験用装置は、Max II型歯科X線撮影装置で、京都のモリタ製作所が製造したものである。

広島・長崎で225台の歯科用X線装置について、放射線出力、線質、照射野、焦点-皮膚間距離およびその他の因子の評価を行なった。調査したX線装置は表1に示す。

TABLE 1 INSTITUTIONS AND APPARATUS BY CITY

表1 医療機関および装置：都市別

	Hiroshima 広島	Nagasaki 長崎
Hospitals and clinics surveyed 調査した病医院	146	61
X-ray Units for survey 調査の対象となったX線装置	163	67
Surveyed 調査したもの	160	65
Not surveyed 調査しなかったもの	3	2

**Measurement of Radiation Output and Quality.**<sup>6</sup> The cabinet shown in Figure 1 accommodated aluminum absorbers and an ionization chamber. The tube side of the cabinet was covered with 2 mm lead, except for an aperture 9 cm in diameter for entry of the X-ray beam. The aluminum absorbers were inserted immediately behind this aperture. The ionization chamber was placed in the X-ray beam at the far end of the cabinet. The field thus described measured approximately 15 cm in diameter at the chamber's location. The cabinet's tube side was placed at the X-ray cone tip. X-ray output and half-value layer (HVL) were calculated from attenuation curves based on ionization chamber readings with and without absorbers.

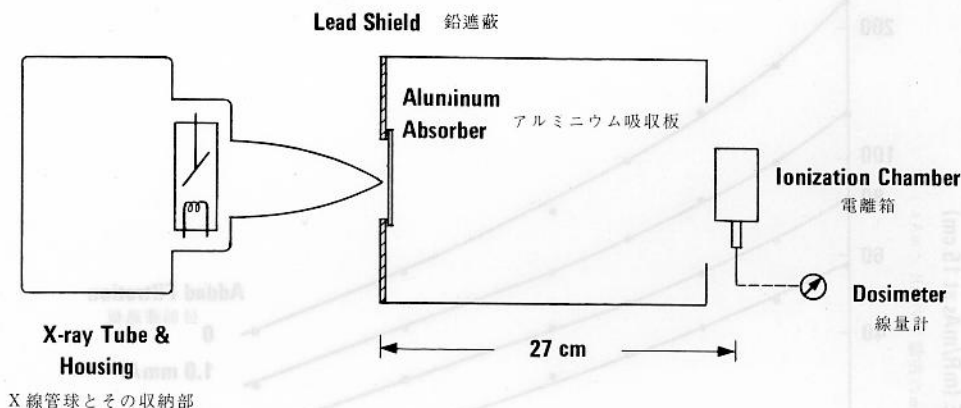
**Measurement of Beam Sizes and Focal-Spot Cone Tip Distances.** Beam sizes were measured using medical

放射線出力と線質の測定。<sup>6</sup> 図1に示す箱の中に、アルミニウム吸収板と電離箱とが収納されている。箱の管球側には線束の入射口として直径9cmの孔を設け、それ以外の部分は2mm厚みの鉛板で遮蔽した。アルミニウム吸収板は、この孔のすぐうしろに挿入した。電離箱はX線束内で箱の出射面に置いた。電離箱における照射野は、直径約15cmであった。箱の管球側はX線コーン先端部に向くように置いた。X線の出力および半価層(HVL)は、アルミニウム吸収板のある場合とない場合とにおける電離箱の読みに基づく減弱曲線から計算した。

**照射野および焦点-コーン先端間距離の測定.** 照射野の測定は、コーンの先端に対して垂直に置いた遮光封筒

FIGURE 1 APPARATUS FOR RADIATION OUTPUT AND QUALITY ASSESSMENTS

図1 放射線出力および線質測定のための装置



X-ray film in light-tight envelopes perpendicular to the cone tips. To estimate focal-spot-cone tip distances in Hiroshima, it was initially assumed that focus locations were 1 cm inside the tube windows, but this method was unsatisfactory because these locations varied. All focal-spot-cone tip distances were therefore calculated according to the magnification of lead cross marks on two films exposed at the cone tip and 10 cm distal to the cone tip, respectively.

## RESULTS

Of the total 230 existing X-ray units responsible for the exposure reported by AHS subjects in Hiroshima and Nagasaki, only 5 could not be surveyed, either because they were defective or because permission was unobtainable. All units were self-rectified. A tube voltage of 60 kVp was used by the majority. The maximum used by any practitioner was 70 kVp.

Examples of attenuation curves for the aluminum absorbers are shown in Figure 2. No appreciable differences in attenuation curves were observed, compared to those of full-wave rectified and condenser units.<sup>6</sup> Radiation outputs in mR were obtained from dosimeter readings from zero absorber thickness. HVLs were calculated from these attenuation curves. Histograms illustrating X-ray outputs are shown in Figure 3.

The mean radiation outputs 15 cm from the focal spot were 95.3 mR and 102 mR per mAs in Hiroshima and Nagasaki respectively. In Hiroshima, 70 mR/mAs at 15 cm was most frequent. The majority of units had outputs ranging from 50 to 100 mR/mAs. In Nagasaki, a rather broad distribution in outputs was observed.

入りの医療用X線フィルムを用いて実施した。広島において焦点-コーン先端間距離を推定するにあたり、最初、焦点の位置は、X線管球窓の内側1 cmにあると仮定したが、この位置は一定ではなかったため、この方法からは満足すべき結果は得られなかった。したがって、焦点-コーン先端間距離はすべて、コーンの先端と先端から10 cm離れた位置で、鉛製の十字を貼付したフィルム2枚を曝射し、その拡大倍率によって計算で求めた。

## 結果

広島および長崎において、成人健康調査対象者が照射を受けたと報告した病医院のX線装置の計230台のうち、故障または調査の許可が得られなかったものはわずか5台にすぎなかった。装置はいずれも、自己整流型のものではなかった。大多数の機種では管電圧は60 kVpのものを使用していた。使用装置中、最も高い電圧は70 kVpであった。

アルミニウム吸収板による減弱曲線の例を図2に示す。全波整流およびコンデンサー装置に使用されているものとの比較では、目だった差は認められなかった。<sup>6</sup> 放射線の出力はmR単位で吸収板なしのときの線量計の読みから求めた。半価層は、これらの減弱曲線から計算した。X線出力の棒グラフは図3に示す。

焦点より15 cmでの放射線の平均出力は、広島および長崎でそれぞれ95.3 mR / mAs, 102 mR / mAsであった。広島においては15 cmの距離で70 mR / mAsが最も多く、大部分の装置の出力は50-100 mR / mAsの範囲内にあった。長崎では、出力にやや幅広い分布がみられた。



FIGURE 2 X-RAY ATTENUATION CURVES BY ADDED FILTRATION

図2 X線の減弱曲線：付加濾過板別

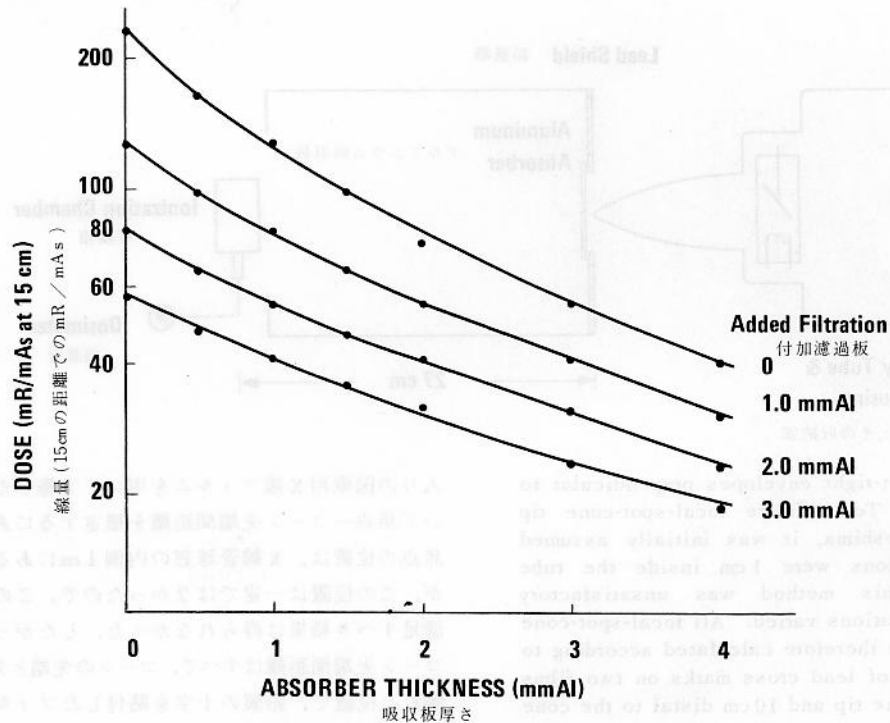


FIGURE 3 RADIATION OUTPUT BY CITY

図3 放射線出力：都市別

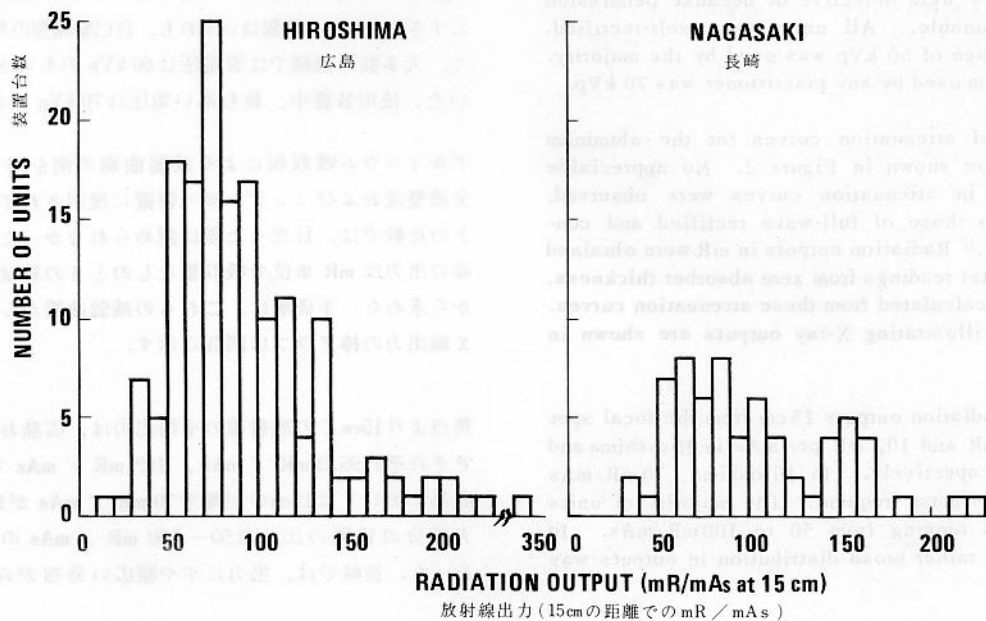


TABLE 2 RADIATION OUTPUT AND HALF-VALUE LAYER BY MANUFACTURER AND CITY

表2 放射線出力および半価層：製造会社および都市別

City 都市	Manufacturer 製造会社	Tube Voltage(kVp) 管電圧	X-ray Units X線装置	Output (Mean, $\sigma$ )* 出力 (平均値, 標準偏差) (mR/mAs at 15 cm)**	HVL (Mean, $\sigma$ ) 半価層 (平均値, 標準偏差) (mmAl)
Hiroshima 広島	a	60	50	77, 30	1.61, 0.22
	b	60	30	99, 36	1.26, 0.18
	c	60	35	93, 44	1.69, 0.29
	d	70	10	130, 57	1.39, 0.19
	e*	60	6	109, 48	1.26, 0.22
	f	70	11	97, 53	1.38, 0.23
	g	60	4	129, 42	1.31, 0.16
	h	65	3	80, 11	1.29, 0.28
	j	60	2	273, 108	1.09, 0.23
	k	60	2	117, 37	1.44, 0.18
	l	-	1	61, -	1.50, -
	m	70	1	98, -	1.10, -
	n	-	1	32, -	1.32, -
	o	60	1	84, -	1.17, -
	p	-	1	168, -	1.27, -
	q	70	1	72, -	2.10, -
Nagasaki 長崎	a	60	21	82, 35	1.70, 0.21
	b	60	12	114, 46	1.18, 0.10
	d	70	11	116, 38	1.45, 0.16
	e	60	10	105, 68	1.41, 0.24
	f	70	5	137, 35	1.41, 0.08
	i	60	3	89, 33	1.47, 0.06
	r	60	1	57, -	1.36, -
	s	60	1	101, -	1.42, -
	t	60	1	113, -	1.15, -
			224	97	1.48

\* One of 7 units from this manufacturer with broken timer was not assessed. \*\* Values at a point 15 cm from focal spot.

この会社製の装置7台のうち1台は、タイマー破損のため評価は行なわなかった。 焦点より15cmの場所における値。

Histograms illustrating HVLs are shown in Figure 4. The mean HVLs were 1.49 mmAl in Hiroshima and 1.46 mmAl in Nagasaki. For a given unit with the same tube voltage and mAs, the output was nearly inversely proportional to the half-value layer on a logarithmic scale, as shown in Figure 5. However, in both cities, no definite correlation was established between output and HVL for units with tube voltages of 60 kVp. The output and HVL according to manufacturer are shown in Table 2. Due to rather wide variations in output and HVL, no statistically significant differences were observed by manufacturer or tube voltage, except for slightly higher outputs for units operating at 70 kVp. The X-ray tubes in all the units studied were made exclusively by one company.\* Differences in nominal tube voltages and degrees of timer accuracy are reportedly responsible for such variations, but this was not verified in the present study.

半価層の棒グラフは、図4に示す。平均半価層は、広島では1.49 mm Al、長崎では1.46 mm Alであった。一つの装置で管電圧と mAs を同じにした場合、図5に示すように両対数グラフ上で、出力は半価層に対しほとんど反比例した。しかしながら、いずれの都市においても電圧60 kVpの装置について出力と半価層とを比較したところ明確な相関関係は認められなかった。製造会社別の出力および半価層は表2に示す。出力と半価層にやや幅広い変動があったため、70 kVpの装置でわずかに高い出力が認められた以外は、装置の製造者別または管電圧別に統計的に有意な差はみられなかった。調査した全装置のX線管球はいずれも一つの会社の製品であった。\* このような変動の原因として管球の公称電圧とタイマーの精度が報告されているが、本調査ではこれについては調べなかった。

\* Toshiba Electric Company, Ltd. 東芝電機株式会社

FIGURE 4 HALF-VALUE LAYER BY CITY

図4 半価層：都市別

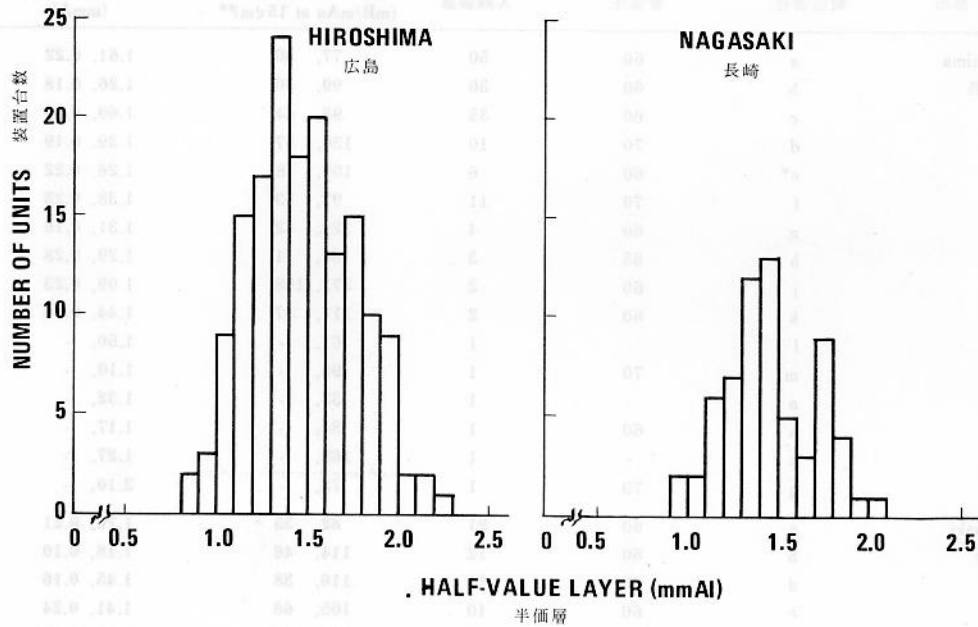


FIGURE 5 RADIATION OUTPUT BY HALF-VALUE LAYER

図5 放射線出力：半価層別

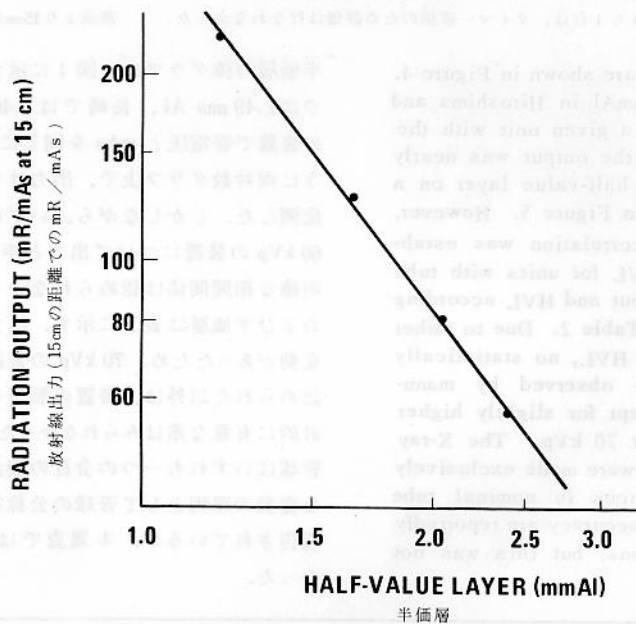
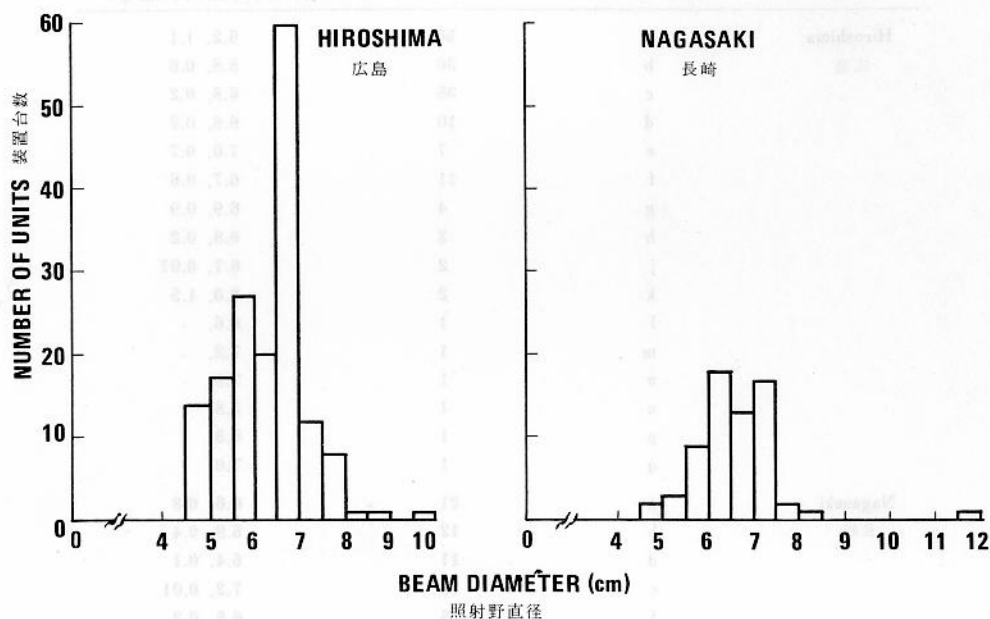


FIGURE 6 X-RAY BEAM SIZE AT CONE TIP BY CITY

図6 コーン先端におけるX線照射野：都市別



Variations in beam size at cone tip are shown in Figure 6. According to Japanese regulations,<sup>7</sup> beam sizes should not exceed 8 cm diameter at skin surface. This requirement was met in the case of most units. Beam size by manufacturer is shown in Table 3.

In Nagasaki, there were only small variations in focal-spot-cone tip distances by unit type, as shown in Table 4. Within 4%, the measured values agreed with those specified by the manufacturers. For units of the same type, model and manufacturer in Hiroshima, distances were calculated using Nagasaki data. For 11, there was no corresponding Nagasaki unit, and values indicated by the manufacturers or the average value for the Nagasaki units were used.

Dental X-ray films used by the practitioners have been reported previously.<sup>3</sup> They are presented again in Table 5 in slightly different form because of their importance in reducing patient exposure. This table shows that one company supplies the majority of the intermediate speed film used.

## DISCUSSION

Winkler and Levin<sup>8</sup> reported errors in output and quality estimates with film techniques to be about

コーン先端における照射野の変動は図6に示す。日本の法規によれば、<sup>7</sup> 照射野は皮膚表面において直径8 cmを超えてはならない。大部分の装置は、この条件を満たしていた。製造会社別による照射野は、表3に示す。

長崎では、表4に示すように、装置の型別によって焦点—コーン先端間距離にきわめてわずかな変動があるにすぎなかった。実測値と製造会社の表示値とは4%の範囲内で一致した。広島における装置については、それが長崎と同じ機種、型および製造会社の装置であった場合には、長崎の資料を用いて距離の計算を行なった。11台については、長崎に対応する装置がなかったので製造会社が示した数値、または長崎の装置についての平均値を用いた。

開業医が使用している歯科X線フィルムについては先に報告した。<sup>3</sup> フィルムは患者の被曝線量軽減に重要であるので、やや違った形式でもう一度表5に示す。この表から、使用されている中等度感度のフィルムの大部分が一つの会社から供給されていることがわかる。

## 考 察

Winkler と Levin<sup>8</sup> は、フィルム法を用いて出力と線質を推定した場合誤差は約10%であると報告している。本

TABLE 3 BEAM SIZE AT CONE TIP BY MANUFACTURER AND CITY

表3 コーン先端における照射野: 製造会社および都市別

City 都市	Manufacturer 製造会社	Units 装置	Beam Size (Mean, $\sigma$ ) cm 照射野 (平均値, 標準偏差)
Hiroshima 広島	a	50	6.2, 1.1
	b	30	5.8, 0.6
	c	35	6.8, 0.2
	d	10	6.6, 0.2
	e	7	7.0, 0.7
	f	11	6.7, 0.6
	g	4	6.9, 0.9
	h	3	6.8, 0.2
	j	2	6.7, 0.07
	k	2	8.0, 1.5
	l	1	6.6, -
	m	1	7.2, -
	n	1	7.8, -
	o	1	5.8, -
	p	1	5.3, -
	q	1	7.0, -
Nagasaki 長崎	a	21	6.6, 0.8
	b	12	5.9, 0.4
	d	11	6.4, 0.1
	e	10	7.2, 0.01
	f	5	6.5, 0.2
	i	3	6.7, 0.2
	r	1	8.1, -
	s	1	7.3, -
	t	1	11.6, -
		225	6.4

TABLE 4 FOCAL-SPOT CONE TIP DISTANCE (FCD) ESTIMATED BY FILM MAGNIFICATION, NAGASAKI

表4 フィルムの拡大率によって推定した焦点-コーン先端間距離, 長崎

Manufacturer 製造会社	No. of Unit 装置台数	FCD (Mean, $\sigma$ ) 焦点-コーン先端間距離 (平均値, 標準偏差)
a	19	15.5, 0.3
a*	2	10.9, 0.0
b	12	14.7, 0.3
d	11	15.4, 0.3
e	10	15.2, 0.2
f	5	15.5, 0.2
i	3	15.7, 0.3
r	1	14.1, -
s	1	13.4, -
t	1	14.1, -
	65	15.1

\* Different from other 19 units. 他の19台の装置と異なる型式



TABLE 5 FILM TYPE, SPEED AND MANUFACTURER BY CITY

表5 フィルムの種類、感度および製造会社：都市別

Film Type フィルムの種類	Manufacturer 製造会社	Film Speed フィルム感度	Institution 施設	
			Hiroshima 広島	Nagasaki 長崎
Packet developed パケット現像	1	Intermediate 中感度	102	51
	2	Intermediate 中感度	2	3
Tank developed タンク現像	3	Intermediate 中感度	30	5
	4	Fast 高感度	11	3
	5	Intermediate 中感度	4	0
	6	Unknown 不明	1	0

10%. In the present study the errors were about 5% and were caused mainly by instability of X-ray output by time. Film methods for measuring radiation output and quality are practical and convenient, especially in nationwide surveys, due to their relatively small size and their mailability. In our Hiroshima and Nagasaki studies, measurements were confirmed by recorded exposure parameters.

The data obtained in this study will be used to estimate doses to ABCC subjects from dental X-ray examinations. Doses to critical organs will be described in a subsequent publication. These data can also be useful when applied to the improvement of techniques and the reduction of patient exposure. Recommendations by the National Committee on Radiation Protection (NCRP)<sup>9</sup> in the United States provide for inspection of dental radiographic units. Many studies have been performed to reduce patient and personnel exposure in dental offices. Brodeur and Seagle<sup>10</sup> established the following relative contributions to medical X-ray exposure: Beam size, 60%, filtration, 10%, and beam alignment, 10%. The remaining 20% was accounted for by factors such as film sensitivity. These proportions are not directly applicable to dental radiography, but beam size, radiation quality and film speed are most important in effecting excess patient exposure. The Japanese<sup>7</sup> and NCRP<sup>9</sup> recommendations are summarized in Table 6.

Most of the Hiroshima and Nagasaki units fulfilled beam size requirements. The average beam size for 225 units in this study was 6.4 cm which is smaller than those reported by Bjarnagard and Hollender<sup>11</sup> in Sweden and Gorson et al<sup>12</sup> in the United States. Though, a field size less than 5 cm in diameter is desirable, so that the eyes and the thyroid gland are not within the direct beam. At least 5 cm diameter was required to avoid cone cutting. This beam size includes in its field intraoral 3×4 cm dental films.

For radiation quality, the NCRP recommendations may be assumed to have been met if the HVL was

調査では、誤差は約5%であって、主として経時的なX線出力の変動に起因していた。放射線出力と線質のフィルムによる測定調査方法は、フィルムの大きさが比較的小さくて、郵送可能なので、特に全国的な調査では実用的でしかも便利である。広島および長崎における本調査では、記録された照射条件によって測定値を確認した。

本調査で得られた資料を用いてABCC調査対象者の歯科X線検査による被曝線量を推定することにする。重要臓器に対する被曝線量については、後日報告する。これらの資料は技法の改良と患者への被曝線量の軽減との目的に適用されれば有用なものとなりうる。米国放射線防護委員会(NCRP)の勧告<sup>9</sup>により、歯科用X線装置の点検が規定されている。歯科医院における患者および歯科診療従事者の被曝線量を軽減するため、多くの調査が実施されている。Brodeur および Seagle<sup>10</sup> は、医療用X線被曝に対する相対的寄与を次のように定めている：照射野60%；濾過板10%，および線束の位置決め10%。残りの20%は、フィルム感度などのような要因からなる。これらの割合は、歯科X線撮影には直接適用できないが、患者の不必要な被曝をもたらす原因のうち、照射野、放射線の線質およびフィルム感度は最も重要である。日本における規則<sup>7</sup> および米国放射線防護委員会<sup>9</sup>の勧告内容は、表6に要約して示した。

広島および長崎のX線装置の大多数は、照射野についての規則を満たしていた。本調査の対象となった225台の装置の平均照射野は6.4 cmで、これはスウェーデンのBjarnagard および Hollender,<sup>11</sup> および、米国のGorsonら<sup>12</sup>が報告したものよりも小さい。しかし、眼と甲状腺とを直接線束内に入れないためには、照射野は直径5 cm以下であることが望ましい。コーンカットを避けるためには、少なくとも直径5 cmは必要であった。3×4 cm大の口腔内歯科X線フィルムは、この線束内に入る。

半価層が1.5 mm Al以上であったなら、放射線の線質についての米国放射線防護委員会の勧告に合致していると

TABLE 6 COMPARISON OF JAPANESE REGULATIONS AND  
NCRP RECOMMENDATIONS FOR DENTAL RADIOGRAPHY

表6 歯科X線撮影法に関する日本の法規と米国放射線防護委員会(NCRP)の勧告との比較

Item 項目	Japanese Regulation <sup>7</sup> 日本の法規	NCRP Recommendation <sup>9</sup> NCRPの勧告
Beam size 照射野	Less than 8 cm in diameter at skin surface 皮膚表面で直径8 cm以下	Less than 7.6 cm at cone tip コーン先端部で7.6 cm以下
Filtration 濾過	2 mmAl equivalent above 60 kVp 60 kVp 以上で2 mm Al 等価物質	1.5 mmAl up to 70 kVp 70 kVp までは1.5 mm Al
Focus-skin-distance 焦点—皮膚間の距離	More than 15 cm 15 cm以上	More than 17.8 cm above 50 kVp 50 kVp 以上では17.8 cm以上 More than 10.2 cm up to 50 kVp 50 kVp までは10.2 cm以上

not less than 1.5 mmAl. About half of the units did not meet this requirement, causing unnecessary exposure of superficial structures. This was also the case for medical X-ray apparatus in Hiroshima and Nagasaki.<sup>13</sup> In 1959, Gorson et al<sup>12</sup> reported a mean HVL of about 1.0 mmAl for 56 dental X-ray units in Pennsylvania. In a more recent survey in Nassau County, New York, Pentel et al<sup>14</sup> encountered a HVL varying from 1.75 to 3.65 mmAl, with an average of about 2.5 mmAl for X-rays in the 60 to 70 kVp range. These studies reflected considerable improvement in radiation quality in dental radiography over a span of 10 years in the United States. Similar comparisons could not be made in Japan because no comprehensive surveys of dental X-ray units were made in the past.

Sixty kVp was used in the majority of units. The reduction in skin doses by increasing kVp is obvious, but such dose reduction does not necessarily hold true for other organs.<sup>15,16</sup> Opinions have been given concerning the use of high kVp technique. According to Ardran and Crooks,<sup>17</sup> it is unnecessary to use a kVp higher than 60, as far as reduction in dose is concerned. However, Sinclair,<sup>18</sup> Paul,<sup>19</sup> and Boren et al<sup>20</sup> have recommended the use of higher kVp. For long-cone techniques, higher kVp is necessary to increase radiation output.

Inaccuracies of timers in dental units are well known.<sup>14,21,22</sup> According to Updegrave et al,<sup>22</sup> 80% of units have inaccurate timers. In this study we did not investigate timer accuracy; however, our use of mAs in the assessment of radiation output itself incorporates the contribution of timers.

Focal-spot-cone tip distances were about 15 cm in the majority of units—the minimum required by law. For units with distances less than 15 cm, requirements can be met by providing a space between cone-tip and skin. However, distances less than

考えられる。しかし、X線装置の約半はこの条件に合致せず、体の表面近くの組織への不必要な照射の原因となっている。これは、広島および長崎の医療用X線装置の調査の場合にも認められた。<sup>13</sup> 1959年に Gorson ら<sup>12</sup> は、米国 Pennsylvania 州における56台の歯科X線装置の平均半価層(HVL)は約1.0 mm Alであったと報告している。New York 州 Nassau 郡における最近の調査において、Pentel ら<sup>14</sup> は電圧60—70 kVp の範囲のX線では半価層が1.75から3.65 mm Alの範囲内にあり、平均値は約2.5 mm Alであったという。これらの調査から、米国において10年間の歯科医療X線撮影による線質に相当の改良が加えられたことがわかる。日本では、これまで歯科X線装置についての総合的な調査が実施されていないので、同じような比較を実施することはできなかった。

大部分の装置では60 kVp が使用されていた。kVp の増加により、皮膚への被曝線量が減少することは明らかであるが、皮膚線量の減少は、必ずしも他の器官に対しての減少とはならない。<sup>15,16</sup> 高kVp 技法の使用についてはいろいろの意見が述べられている。Ardran および Crooks<sup>17</sup> は、線量の減少ということだけであれば、60 kVp 以上のkVp を使用する必要はないと言っている。しかし、Sinclair,<sup>18</sup> Paul<sup>19</sup> および Boren ら<sup>20</sup> は、高いkVp を使用するよう勧めている。長いコーンを使用する技法では放射線出力を増加させるために高いkVp が必要である。

歯科用X線装置においてタイマーが不正確であるということは周知のことである。<sup>14,21,22</sup> Updegrave ら<sup>22</sup> は、その調査でタイマーの80%が不正確であったと報告している。本調査では、タイマーの正確度について調査を行なわなかったが、放射線出力の評価にあたって、mAs を使用したことは、タイマーの寄与をも含めていることになる。

大部分の装置において、焦点—コーン先端間距離は、法規上、必要とされている最小限度の約15 cmであった。距離が15 cm以下の装置においては、コーン先端と皮膚とを離すことによってこの条件を満たすことができる。しか

15 cm make it difficult to collimate the beam. They result in more off-focus radiation, as described by Ardran and Crooks,<sup>17</sup> and the additional space between cone-tip and skin results in a larger beam size.

In the United States, slow (B), intermediate (C), and fast (D) types of dental film are available. At the time of this study, in Japan, only C type Japanese film was used in the two cities. The D type was imported. Nearly all investigators<sup>17-21,23</sup> have recommended the use of the high speed (D) type, with which dose to the patient can be reduced by 50%. In a survey of dental offices and clinics in Alameda County, California, Rosenthal and Malcolm reported in 1970 that about 70% of the films used were of the fast speed (D) type.<sup>21</sup> As shown in Table 5, films of intermediate speed (C) were used almost exclusively (93%) in Hiroshima and Nagasaki according to the present study, and 72% of all film used was of one manufacturer (Hanshin). It would seem that dental practitioners in both of these cities would want to adopt the use of the high speed film without delay.

し、15cm以下の距離では、線束を絞ることが困難である。15cm以下の距離では、Ardran および Crooks が述べているように、<sup>17</sup> 焦点外X線の増加を招き、またコーン先端と皮膚との間の間隙を増すと照射野が大きくなる。

米国には、低感度(B)、中感度(C)および高感度(D)の3種の歯科用X線フィルムがある。本調査実施時において広島・長崎両市では、日本製Cタイプのフィルムのみが使用された。Dタイプフィルムは輸入品であった。患者への線量が50%も軽減できることから、ほとんどすべての研究者は、<sup>17-21,23</sup> 高感度のDタイプフィルムの使用を勧めている。1970年、Rosenthal および Malcolm によって実施された California 州 Alameda 郡の歯科医院および診療所の調査では、使用フィルムの約70%が高感度のDタイプのものであったと報告している。<sup>21</sup> 表5に示すように、本調査では、広島・長崎において使用されたフィルムのほとんど(93%)が中感度のCタイプフィルムであって、消費フィルム量の72%は一つの製造会社(株式会社阪神技術研究所)の製品であった。両市における歯科医は、高感度フィルムの使用を早急に採用すべきではないかと考える。

## REFERENCES

### 参考文献

1. Research Plan for Joint ABCC-JNIH Adult Health Study in Hiroshima and Nagasaki. ABCC TR 11-62
2. KIHARA T, ANTOKU S, FUJITA S, BEACH, DR, RUSSELL WJ: Dental roentgenographic exposure in Hiroshima and Nagasaki; subject survey. Part 1. Subject survey. ABCC TR 5-72
3. KIHARA T, ANTOKU S, FUJITA S: Dental roentgenographic exposure in Hiroshima and Nagasaki. Part 2. Hospital and clinic survey. ABCC TR 24-72
4. STUART S, OSBORN SB: A wide range direct reading X-ray dosimeter. Phys Med Biol 3:255-63, 1959
5. OSBORN SB, BURROW RG: An ionization chamber for diagnostic X-radiation. Phys Med Biol 3:37-43, 1958
6. ANTOKU S, SAWADA S, MIZUNO M, SUGA Y: Radiation output and quality of diagnostic X-ray apparatus in community hospitals and clinics. ABCC TR 23-67
7. 厚生省: 医療法施行規則, 昭和35年改訂  
(Japanese Ministry of Health and Welfare: Enforcement Regulations for Medical Law. Revised 1960)
8. WINKLER KG, LEVIN SG: A film method for estimating peak kilovoltage, total filtration and roentgen output of self-rectified dental X-ray machine. Health Phys 12:345-53, 1966
9. National Bureau of Standards: Medical X-ray Protection up to Three Million Volts. Handbook 76. Superintendent of Documents, Washington, D.C. February 9, 1961
10. BRODEUR AE, SEAGLE EF: Selecting surveyors of X-ray equipment. Publ Health Rep 79:317-23, 1964
11. BJARNGARD B, HOLLENDER L: Radiation doses in oral radiography. III. A limited survey of dental X-ray units. Odontologisk Revy 11:193-206, 1960
12. GORSON RO, HALVORSEN RM, LIEBERMAN J, AITKEN EV: A limited survey of radiation exposure from dental X-ray units. Radiology 72:1-13, 1959
13. SAWADA S, RUSSELL WJ, WAKABAYASHI T: Radiography and fluoroscopy techniques in hospitals and clinics, Hiroshima and Nagasaki, 1964-1965. ABCC TR 2-68
14. PENTEL L, GOREN AD, SHAPIRO G, BERNSTEIN S, PLOTNICK S, MAFRICI D, HARRIS S: A survey of dental X-ray equipment and radiological practices in Nassau County, New York. Health Phys 20:59-71, 1971
15. O'SHAUGHNESSY PE, MITCHELL DF: Effect of altering physical roentgenographic factors on patient radiation dose levels. J Amer Dent Ass 69:335-42, 1964
16. RICHARDS AG, WEBBER RL: Dental X-ray exposure of sites within the head and neck. Oral Surg 18:752-6, 1964
17. ARDRAN GM, CROOKS HE: Observations on the dose from dental X-ray procedures with a note on radiography of the nasal bones. Brit J Radiol 32:572-83, 1959
18. SINCLAIR WK: X-radiation and protection in dental radiography. J Amer College of Dentists 25:26-35, 1958
19. PAUL IR: Oral roentgenology: Is our X-ray machine a hazard? Oral Surg 11:282-8, 1958
20. GOREN AD, PENTEL L, LUIZZI A, SHAPIRO G, GOLDFARB SK: Radiation quality and X-ray emulsion responses. Oral Surg 27: 467-74, 1969
21. ROSENTHAL RB, MALCOLM JC: Results of a program directed toward reduction of dental X-ray exposure. Radiological Health Data & Report 11:109-15, 1970
22. UPDEGRAVE WJ, MOHR RL, POTTS AJ: Accuracy of X-ray timers. Oral Surg 12:717-22, 1959
23. Council on Dental Research; Council on Dental Materials and Devices: Radiation Hygiene and Practice in Dentistry. Reports of Councils and Bureaus 74:1032-3, 1967