

医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻119号

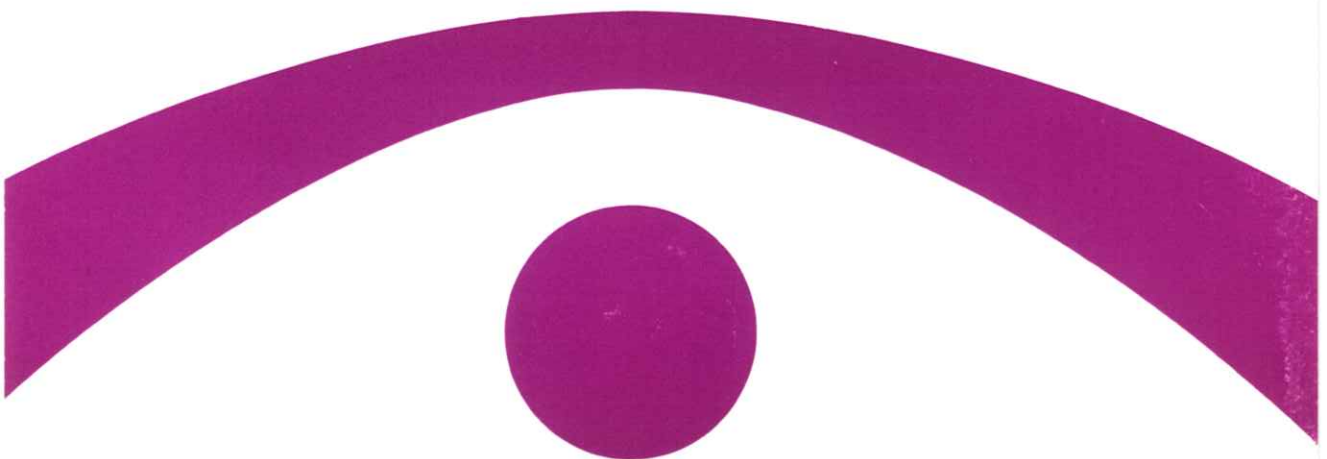
Medical Imaging and Information Sciences

Vol.15

No.2

May

1998



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences
Homepage : <http://www.fjti.info.gifu-u.ac.jp//mii/>

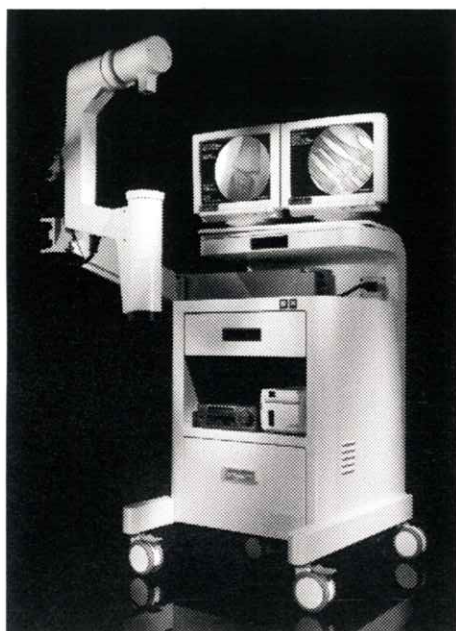
New 外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

FLUOROSCAN

FLUOROSCAN III

MINI C-ARM IMAGING SYSTEM

QDRシリーズX線骨密度測定装置で世界をリードする
米国HOLOGIC社から、手の外科第2弾、
「フルオロ・スキャンIII」外科用X線装置、新登場。



すべては新時代の
テクノロジー

高精細ナイトビジョンIIによる

超高画質

フットペダルによる

シンプルな操作性

低被曝線量が実現する

最高の安全性

機動力を発揮する

コンパクト&ポータブル

NEUROMETER[®] CPT/C



末梢神経検査装置

大形有髄繊維(Aβ繊維)、小形有髄繊維(Aδ繊維)、無髄繊維(主としてC繊維)を個別に定量評価が可能。無痛でしかも神経選択性をもった、このCPT検査技法は、これまで困難だった診断をより確実なものにしています。



For All Your Tomorrows

TOYO MEDIC

■米国・HOLOGIC社/NEUOTRON社 日本総代理店

東洋メディック株式会社

本社 〒162 東京都新宿区東五軒町2-13 TEL. (03) 3268-0021 (代表)

大阪支店・名古屋支店・福岡支店・新潟営業所・仙台営業所・高知出張所・広島出張所・札幌営業所(平成10年4月開設予定)

医用画像情報学会雑誌

15巻 第2号 1998年5月

目 次

会 告

- 平成10年度 年次(第 121 回) 大会のご案内 会告 1
秋季(第 122 回) 大会の予定および演題伺い 会告 3

巻 頭 言

- 若返る学会 樋口 清伯 67

論 文

- 歯科領域における連続動態撮影のためのエックス線発生装置の改良
..... 高部 明人 68
- Bednarekの手法を応用した強度スケール法
..... 天野 貴司, 末森 慎治, 荒尾 信一,
北山 彰, 山下 一也, 坂 麻由香 84
- 高速度硬・軟エックス線同時撮影法の開発と歯科における可能性
..... 高部真理子 92
- ヘリカルCTを用いた大動脈壁石灰化定量評価法の開発
..... 武藤 晃一, 安野 泰史, 山口弘次郎,
近藤 武, 古賀 佑彦, 高山 聡,
久米祐一郎, 津田 元久 106

会 報

- 春季(第120回) 大会記事 117
- 第120回理事会議事録, 編集委員から論文投稿に関するお知らせ 119
- 新入会員-会員移動-賛助会員名簿 120

複写をされる方に

本誌(書)に掲載された著作物は、政令が指定した図書館で行うコピーサービスや、教育機関で教授者が講義に利用する複写をする場合を除き、著作権者に無断で複写すると違法になります。そこで、本著作物を合法的に複写するには、著作権者から複写に関する権利の委託を受けている次の団体と、複写をする人またはその人が所属する企業・団体等との間で、包括的な許諾契約を結ぶようにして下さい。

学協会著作権協議会日本複写権センター支部

〒107 東京都港区赤坂 9-6-42-704

Phone 03-3475-4621・5618, Fax 03-3403-1738

Medical Imaging and Information Science

Vol.15 No.2 May 1998

Contents

Preface

Congress in Progress

..... Seihaku HIGUCHI 67

Original Papers

Development of a Repetitive X - Ray Generator

for Kinetic Radiography in Dentistry

..... Akihito TAKABE 68

Intensity Scale which Applied the Technique of Bednarek

..... Takashi AMANO, Shinji SUEMORI, Shinichi ARAO,

Akira KITAYAMA, Kazuya YAMASHITA

and Mayuka SAKA 84

Development of the Soft to Hard Radiography and

its Application to High - Speed Visualization in Dentistry

..... Mariko TAKABE 92

Development of Quantitative Evaluation Method of Aortic

Calcification Thoracic Helical CT Images

..... Koichi MUTO, Hirofumi ANNO, Kojiro YAMAGUCHI,

Takeshi KONDO, Sukehiko KOGA, Satoshi TAKAYAMA,

Yuichiro KUME and Motohisa TSUDA 106

(Med, Imag, Inform. Sci. Vol.15 No.2)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Department of Dental Radiology School of Dentistry Meikai Univ.

Sakado shi Keyakidai 1 - 1

Saitama 350 - 02

Notice about photocopying

In the U.S.A., authorization to photocopy items for internal or personal use, or the internal or personal use of specific clients, is granted by [copyright owners' name], provided that designated fees are paid directly to Copyright Clearance Center. For those organizations that have been granted a photocopy license by CCC, separate system of payment has arranged.

Copyright Clearance Center, Inc.

27 Congress St.

Salem, MA 01970

Phone (508) 774-3350, Fax (508) 741-2318

会 告

平成10年度 年次(第121回)大会のご案内

年次(第121回)大会を下記のように開催しますので、奮ってご参加下さい。

日 時 平成10年 6 月20日(土) 10:00~17:00

場 所 田辺製薬株式会社 東京事業所会議室

〒102-0075 東京都千代田区三番町26

連 絡 先 明海大学歯学部 奥村 泰彦 教授

〒350-0283 埼玉県坂戸市けやき台1-1

明海大学歯学部歯科放射線学講座

TEL 0492-85-5511 内線437

FAX 0492-87-6657

20日(土)

午前

10:00~11:00

特別講演 「口腔領域画像診断におけるパノラマエックス線撮影の意義」

九州歯科大学歯科放射線学 教授 大庭 健 先生

11:00~11:45

特別講演 「医用3次元画像システム:The Digital Holography™ Systemの技術」

コニカ株式会社中央研究所 本田 凡 先生

11:45~12:30

見学会 X線写真供覧(口腔領域に発生する疾患のX線写真)

医用3次元画像システム

午後

13:30~14:00

総会ならびに授賞式

14:00~17:00

研究発表会

18:00~

懇親会(アルカディア私学会館)

- 告會 2 -



交通機關

平成10年度 秋季（第122回）大会予定および演題伺い

平成10年度 秋季（第122回）大会を下記のように開催しますので、演題をお寄せ下さい。

今回は断層映像研究会との連続開催とします。

日 時 平成10年11月13日（金）～14日（土）午後

11月13日～14日午前 断層映像研究会

11月14日午後 医用画像情報学会

13日（金） 午後

特別講演，外国人を予定，演題未定。

懇親会 会場：未定。

申込等詳細はVol. 15 No. 3 に掲載します。

断層映像研究会の特別講演・懇親会と同じです。

14日（土） 午後

研究発表 会場：アクトシティ浜松コンgresセンター

〒430-7790

浜松市板屋町111番地の1（浜松駅前）

13日（金）午前と14日（土）午前は断層映像研究会の一般講演です。

演題締切 1998年 9 月30日

申 込 先 明海大学 歯学部 歯科放射線学講座内

医用画像情報学会

〒350-0248

埼玉県坂戸市けやき台 1 - 1

Tel. (0492)85-5511 Fax(0492)87-6657

（郵便またはファクスでお願いします。）

若 返 る 学 会

樋 口 清 伯

X線は100年の歴史をもつに至りましたが、当学会の活動はその医用面における基礎と応用についての最近の30年を担ってきたといえましょう。これは稲津 博氏他によって編まれた「学会30年の歩み」医用画像情報学会、平成6年10月7日をみれば一目瞭然であります。この冊子に名を連ねておられる諸先輩の活発な研究活動と組織運営に対する情熱が今日に引き継がれ、そこで培われた成果は当学会の財産として蓄積されてきました。この蓄積を生かすためには学会の更なる発展、そして脱皮についても思い致さねばなりません。この線に沿った動きとして、1996年の役員改選期には、今後の学会運営の核となる若手が理事に登用されました。さらに1997年には金森奨励賞が設けられ、これは若手の貢献を讃えると同時に今後のより一層の精進、活躍を期待するとの思いが込められていると理解しています。

現在の情報化社会は医用分野においても多方面に大きな影響を及ぼし、画像処理、画像データの蓄積といった静的な処理から、通信路容量の拡大によりネットワークを利用した遠隔診療のような動的な形の診断も現実化しています。これらに対する支援は若手が背負うことになりましょう。高齢化社会、返していえば若年層の減少期にいかにか彼らをこの分野に取り込むかが将来を決めるでしょう。新鮮で柔軟な考え方を縦横に発揮し、私どもがいま直面している問題に立ち向かうとき、たとえ小規模でも前向きな学会の未来が見えてきます。奨励賞は新展開への第一歩であり、今後もこの種の創意工夫が望まれ、また願っているところです。

〔論文〕

歯科領域における連続動態撮影のためのエックス線発生装置の改良

高部 明人

岩手医科大学歯学部歯科放射線学講座

〒020-0021 盛岡市中央通1-3-27

(1996年6月7日, 最終1998年2月5日受理)

Development of a Repetitive X-Ray Generator for Kinetic Radiography in Dentistry

Akihito TAKABE

Department of Oral Radiology, School of Dentistry, Iwate Medical University,

1-3-27 Chuo-Dori, Morioka 020-0021, Japan

(Received June 7, 1996, in final form, February 5, 1998)

The development of a kilohertz-range pulsed x-ray generator and its applications in dental medicine are described. The pulsed x-ray generator consists of the following major components: a constant high-voltage power supply, a high-voltage main condenser, a hot-cathode triode, a DC power supply for the filament (hot cathode), and a grid controller. The main condenser of $0.5 \mu\text{F}$ - 100 kV is charged up to 100 kV by the power supply, and the electric charges in the condenser are discharged repetitively to the triode by the grid controller. To be exact, the tube voltage slightly decreased during the discharging for generating pulsed x-rays, yet the maximum value was almost equivalent to the initial charging voltage of the main condenser. The maximum tube current had a value of about 0.5 A. The x-ray exposure and the repetition rate with a charging voltage of 60 kV and a total resistance R of $5.1 \text{ M}\Omega$ were $0.55 \mu\text{C/kg}$ at 1.0 m per pulse and about 800 Hz, respectively. The focal spot dimension was reduced by the electron focusing, and stable repetitive x-ray pulses were obtained when the rectangular pulses were input by the oscillator. In the case where the x-ray television system utilizing an image-memory device was employed, the x-ray exposure decreased with corresponding decreases in the repetition rate of pulsed x-rays.

1. 緒 言

歯科領域におけるエックス線診断は、口内法すなわちデンタル撮影法に始まり、パノラマエックス線撮影法が全盛だった時代を過ぎ、今や革命的画像診断装置とも言える CR、CT、そして MRI などによる画像診断、さらに高度なデジタル画像の時代へと進歩している。しかし歯科領域では、通常の方法のエックス線写真による診断が依然としてその主流をなしている。エックス線撮影法においては、常に患者自身の被曝線量の軽減を大きな目標として、エックス線フィルムの感度や解像力の向上、現像系の改善、およびエックス線発生装置の改良などが検討されてきた¹⁾。

最近では、動的画像による診断も多く見受けられる。たとえば、顎関節に関しては、関節頭やその周囲の軟組織の動きを、複数枚の MRI 画像を用いて連続的に観察するような技法、いわゆる準動態撮像法が普及し、広く臨床に用いられている²⁻⁸⁾。しかし、この方法では、MRI 検査に付随する装置のアーチファクト、そして撮影が仰臥位に限られ、また、運動の一点を捉え静止画像を連続的に撮影した準動態撮影にすぎないなどの問題がある。これらのことから、一連の動きを連続的に観察できるエックス線映画⁹⁾やエックス線テレビが着目された。近藤¹⁰⁾は、エックス線テレビにより舌の動きの動的観察を試み、動的撮影の有効性を示した。加えて、エックス線映画法は、口腔顎領域の機能的な部位の動的解析に効果的であると淵端¹¹⁾により報告されている。しかし、従来の映画法などで用いられていたエックス線発

生装置では、撮像の際、カメラシャッターが閉じている間も、エックス線が連続して照射されるため、患者への被曝線量が増加する¹²⁾。また、被写体の動きにより画像にブレが生じるなど、細かい部位の読影が困難になり、エックス線発生装置に関しては未解決の問題が多い。このことから、運動を伴った部位の瞬間撮影が行えて、必要な一定の線量で繰返し照射できる機能をエックス線発生装置に付加することを考えた。この装置を映画法などに用いた場合には、ブレのない画像が得られるばかりではなく、画像蓄積メモリーなどと組み合わせることにより被曝線量を軽減できるからである。

本研究では動態撮影を行う上で、照射時間を短く繰返しエックス線を発生させるために、コンデンサー放電式エックス線装置に新型の格子制御装置を取り付け、装置の各所に部分的な改良を加えた。続いて、この装置の性能を試験し、臨床応用の可能性を検討した。

2. 実験装置

1 ミリ秒 (ms) 程度のきわめて短い時間で、kHz 程度の繰返しエックス線を得るには、管電流を増し、線量率を増加させる必要がある。試作した実験装置は、Fig. 1 に示すように、高電圧電源 (High Voltage Power Supply, Model -500, 100 kV, パルス電子社製)、コンデンサー (Condenser, 0.5 μ F - 100 kV, ニチコン社製)、エックス線管球 (X-Ray Tube, H7042 D, 日立メディコ社製)、フィラメント加熱用直流電源 (DC Power Supply, RS-300,

DAIWA 社製), 格子制御装置 (Grid Controller, 東日本機電開発社製), 発振器 (Oscillator, FG-330, 0.1 Hz~1 MHz, 岩通社製) などにより構成した。実験では, 単発でのエックス線照射時間の短縮と繰返し頻度を増加させるため, 管電流容量が大きく, 正確に照射時間を調整できるコンデンサー方式^{1,3)}を採用した。次に, 鮮鋭度の高い画像を得るためには, 焦点をできるだけ小さくすることが望ましいため, 集束電圧を変化させて電子流の軌道を変え, 集束させる^{1,4)}ことが必要となる。

図のように実験装置を構成する各電気機器は交流 100 V を電源としている。0.5 μ F のコンデンサーを必要な電圧に充電し^{1,5-16)}, これをエック

ス線管球に接続して, 熱陰極 (フィラメント) からの電子流を対陰極に衝突させる。これによりエックス線は発生するが, 短時間で撮影に十分な線量を発生させ, 高い繰返し頻度を達成させるには, 十分な電子の放出と電子の流れの制御を繰返して行う必要がある。そのため, この装置では格子制御装置¹⁷⁻¹⁸⁾と管球内の格子とを同軸ケーブルにて接続し, 格子制御装置の電源を入れることにより, 格子に約 2 kV の電圧を印加する。熱電子を安定して発生させるために, 直流電源によりフィラメントを加熱する。発振器と格子制御装置を接続し, エックス線の繰返し頻度を調整する。

格子制御装置の等価回路と発振器による駆動については Fig. 2 に示すとおりである。発振器①

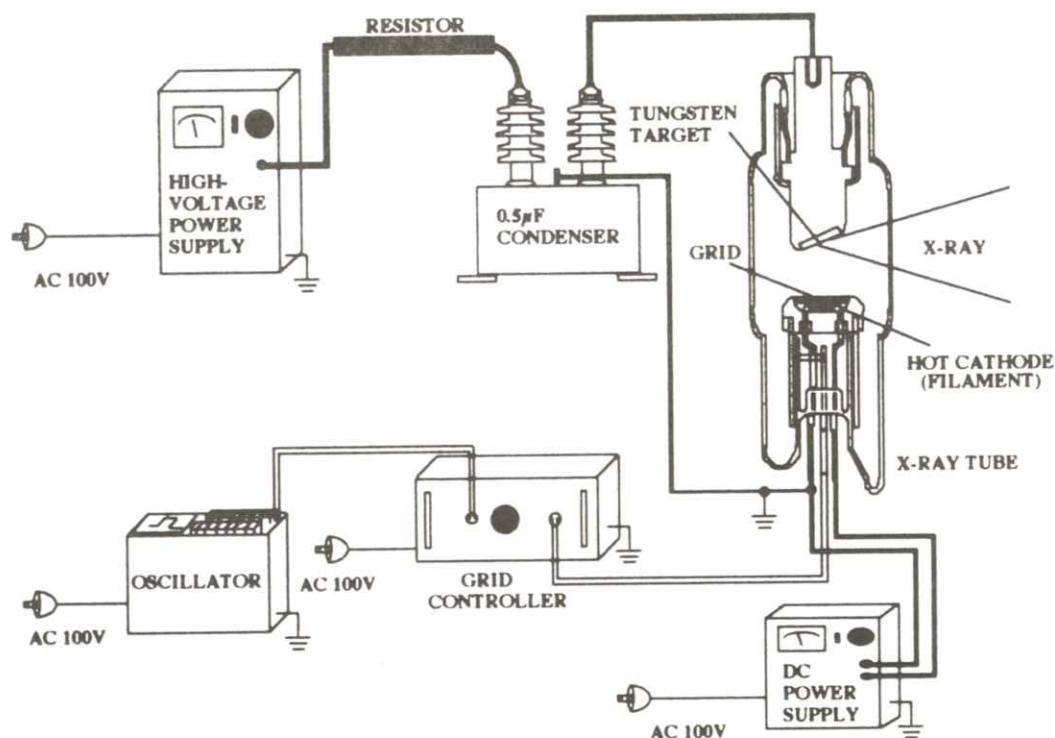


Fig. 1 Block diagram including the electric circuit of the repetitive pulsed x-ray generator.

からの方形波が整流器付きの微分回路② (Differentiating Circuit)に入力されると、短い正の方形波スタートパルス③に変換され、三連サイリスタ④のゲートに入力される。(図中ではスイッチとして示した。)同時にサイリスタは閉じるので、三連コンデンサー⑥が放電し、格子電圧は約 -2 kV から 0 V に変化する。これによりフィラメントからの熱電子は格子の抑制から解かれるので、電子流が流れ、エックス線が発生する。

三連コンデンサーが負の電圧で再充電され電子遮断電圧に達すると、電子流は止まり、エックス線の発生が終わる。コンデンサーの静電容量が一定のため、コンデンサー充電時間は充電抵抗 R ($=R_o + R_v$) ⑦に比例するので、エックス線照射時間を μs から ms 域で正確に調整できる。このことから、照射時間は R_v ($0\sim 10.0\text{ M}\Omega$ までの範囲で可変)を調整することにより、また、その最短は R_o ($0.1\text{ M}\Omega$ で一定)で決定され

る。⑤の大容量のコンデンサーは繰り返し頻度を増加させるために採用した。

3. 実験方法

前述の機器を組み合わせたエックス線発生装置において、コンデンサーの充電電圧と格子制御装置内の充電抵抗とを調節することにより、管電圧、格子電圧、管電流、エックス線線量、実効焦点、エックス線出力波形、およびその繰り返し波形を測定した (Fig. 3 参照)。ここで繰り返し波形以外の測定においては、エックス線の繰り返し頻度を 1 Hz に調整した。

3.1 管電圧測定法

管電圧の測定には入力インピーダンス $1\text{ G}\Omega$ の高電圧プローブ (High-Voltage Probe, HV-P60, 岩通社製) を用い、エックス線の1回照射によるプローブからの電圧出力をデジタル・スト

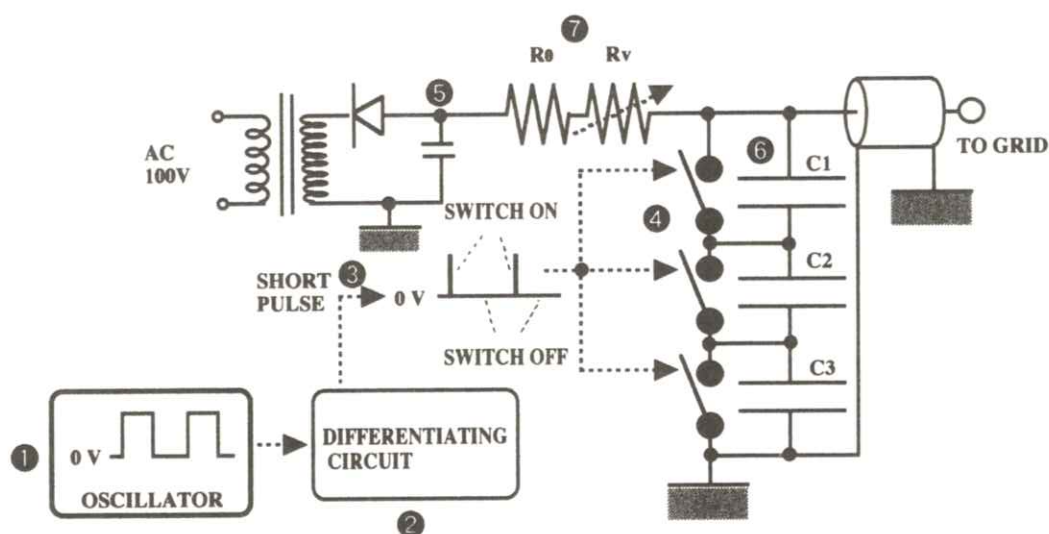


Fig. 2 Equivalent circuit of the grid pulser.

レージスコープを用いて測定・記録した。なお、管電圧が 50 から 70 kV の範囲でフィラメントに 15 V 以上の電圧を印加すると、管電流が 1 A 以上流れ、タングステン対陰極上の焦点面が融解することもある。本実験では、管電流が最大で 0.5 A 程度となるように、フィラメント加熱電圧を 12 V 一定に設定した。測定の詳細については以下のとおりである。

(1) 格子制御装置内の充電抵抗 R をほぼ中央値の 5.1 M Ω 一定とし、充電電圧を 50 kV, 60 kV, 70 kV と変化させた場合の管電圧の降下を測定した。

(2) 充電電圧を一定とし、充電抵抗を変化させ

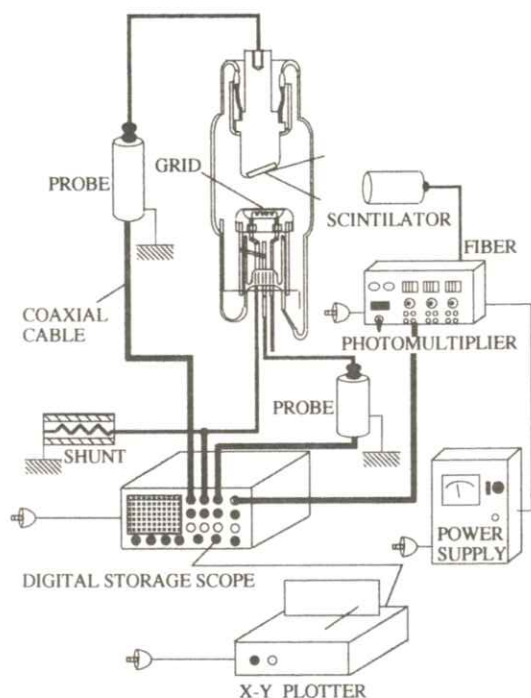


Fig. 3 Methods for measuring the tube voltage, the tube current, and the x-ray output by using a digital storage scope.

た際の管電圧の降下を測定した。本実験では、充電電圧を歯牙のエックス線撮影時における管電圧と同じ 60 kV とした。また、格子制御装置内の充電抵抗は固定の R_0 (0.1 M Ω) と可変の R_v (0.0 ~ 10.0 M Ω) からなるので、 R_v 0.0 ~ 10.0 M Ω の最小値, 中央値, 最大値である 0.0 M Ω , 5.0 M Ω , 10.0 M Ω をそれぞれ選択し、全抵抗 R はそれぞれ 0.1 M Ω , 5.1 M Ω , 10.1 M Ω とした。

3.2 格子電圧測定法

格子電圧の測定には入力インピーダンス 0.1 G Ω の高電圧プローブ (HV-P30, 岩通社製) を用い、その他は管電圧の場合と同様である。ここでは、充電電圧を 60 kV 一定とし、充電抵抗を前述のように変化させて格子電圧の時間変化を測定した。

3.3 管電流測定法

管電流の測定では、同軸分流器 (Coaxial Current Shunt) からの電圧出力をデジタル・ストレージスコープを用いて測定・記録した。充電抵抗を 5.1 M Ω に固定し、充電電圧を変化させて、管電流の時間変化を測定した。また管電流の尖頭値が設定値 0.5 A 以下になることを確認した。

3.4 エックス線出力波形測定法

エックス線出力の測定には、数 ns と短い蛍光減衰時間の高速計数用プラスチックシンチレータ (Plastic Scintillator) を用いた。このシンチレータでは、線量率にほぼ比例した蛍光強度が得

られ、光電子増倍管 (Photomultiplier, R663, 浜松フォトニクス社製) にて光電変換した後、デジタル・ストレージスコープを用いて測定・記録した。特に、高電圧による電気雑音を除去するために、シンチレータと光電子増倍管はプラスチック製光ファイバーにて接続した。

(1) 充電抵抗を $5.1\text{ M}\Omega$ とし、充電電圧を 50 kV , 60 kV , 70 kV に変化させ、エックス線パルスの出力波形、特に、波高と照射時間の変化を調べた。

(2) 充電電圧を 60 kV 一定とし、充電抵抗を $0.1\text{ M}\Omega$, $5.1\text{ M}\Omega$, $10.1\text{ M}\Omega$ と変化させて、出力波形を測定した。ここでは照射時間の変化を中心に調べた。

3.5 照射線量の測定

照射線量の測定には電離箱 (Ionization Chamber, Victoreen 660, ビクトリーン社製) を用い、頭部単純写真の基準に準じて、線源から 1 m の位置で測定した。各条件で7回ずつ測定し、測定値の平均および標準偏差を求めた。測定条件は以下のとおりである。

(1) 充電抵抗を $5.1\text{ M}\Omega$ 一定とし、充電電圧を 50 kV から 70 kV まで 5 kV 間隔で変化させた。

(2) 充電電圧を 60 kV 一定にし、充電抵抗を $0.1\text{ M}\Omega$ から $10.1\text{ M}\Omega$ まで、 $2.5\text{ M}\Omega$ 間隔で変化させた。

3.6 実効焦点径

実効焦点の大きさと電子集束による焦点内での電子密度分布を調べるため、充電抵抗を $5.1\text{ M}\Omega$ に固定し、充電電圧を 50 kV , 60 kV , 70 kV

に変化させて、焦点像を撮影した。撮影にはピンホールカメラ (Pinhole Camera, コダック社製) とエックス線フィルム (XR-7, ポラロイド社製) を用いた。線源とピンホール, ピンホールとフィルムとの間の距離は等しく 0.3 m であることから、実効焦点と等倍の像が得られる。

3.7 管電圧, 格子電圧, 管電流, およびエックス線出力の時間変化

管電圧, 格子電圧, 管電流, エックス線出力を同時に測定し、これらの時間変化について検討した。実験では歯牙や頭頸部の撮影ができる条件、すなわち充電電圧と抵抗をそれぞれ 60 kV と $5.1\text{ M}\Omega$ とした。

3.8 繰り返しエックス線出力波形の測定

充電電圧を 60 kV , 充電抵抗を $5.1\text{ M}\Omega$ 一定とし、格子制御装置に方形波を入力することにより、エックス線を繰り返して発生させ、その安定性を確認した。

4. 実験結果

4.1 管電圧

(1) 充電電圧を $5.1\text{ M}\Omega$ 一定にした場合, Fig. 4 に示すように、充電電圧を増すほど電圧は著しく降下した。電圧が 70 kV での降下は 0.39 kV であった。

(2) 充電抵抗を 60 kV 一定にした場合には、充電抵抗を高めるほど管電圧降下が増加した (Fig. 5 参照)。抵抗が $10.1\text{ M}\Omega$ での電圧の降下は 0.53 kV であった。

4.2 格子電圧

充電抵抗を一定にした場合に、格子電圧は充電電圧を変化させてもほとんど変化しなかった。

Fig. 6 は格子電圧の充電抵抗による変化である。

Fig. 2 の三連コンデンサーの放電前、すなわちエックス線照射前の格子電圧は -2.1 kV である。前述のようにコンデンサーは負に充電されるが、その充電時間は抵抗にほぼ比例した。

4.3 管電流

管電流の尖頭値は充電抵抗によっては変化しなかった。抵抗値を一定にして充電電圧を増加させ

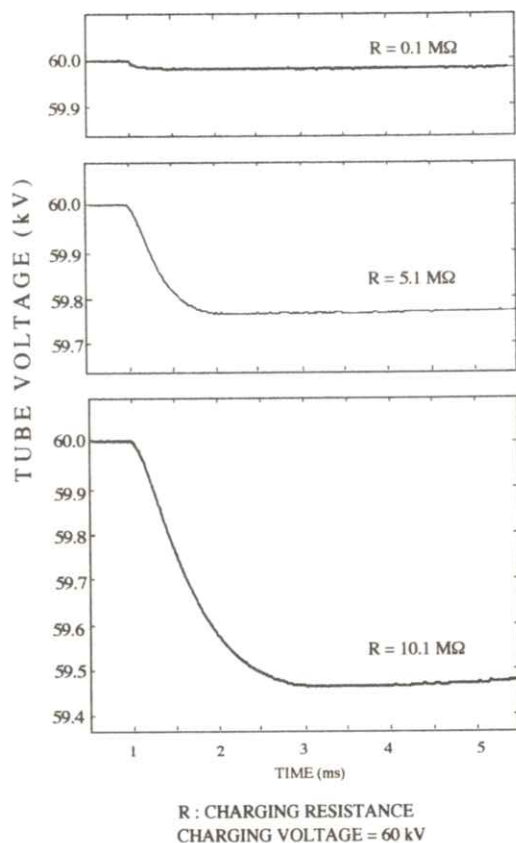


Fig. 4 Effect of the charging voltage in the tube voltage.

た場合には電流の尖頭値と電流継続時間が増加した (Fig. 7 参照)。このとき充電電圧が 70 kV で

の管電流の尖頭値は 0.48 A であった。

4.4 単発エックス線出力波形

(1) 充電抵抗を一定にして、充電電圧を高めた場合には、管電圧、管電流、そして管電流継続時間が増加するので、出力するエックス線パルスの波高と幅が増加した (Fig. 8)。ここでパルス幅 (半値幅) はエックス線照射時間にほぼ比例する。

(2) Fig. 9 のように充電電圧を一定にして充電抵抗を増した場合には、パルス幅は増加したが、

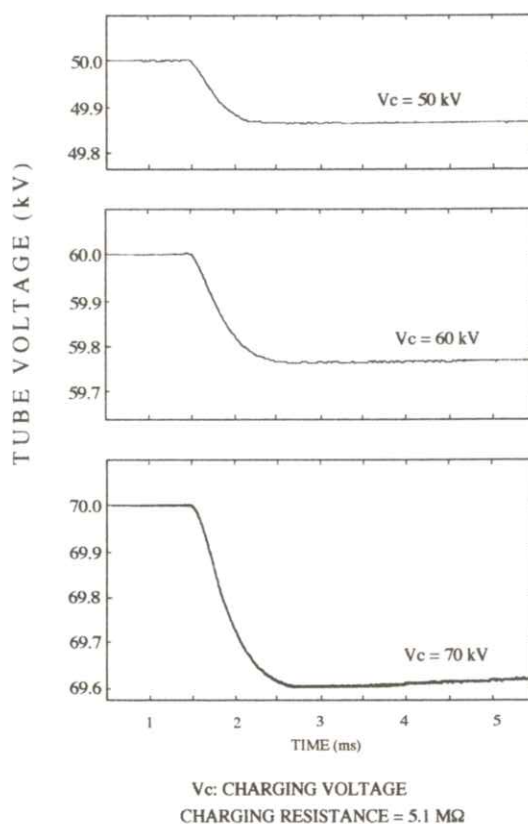


Fig. 5 Effect of the charging resistance in the tube voltage.

波高は変化しなかった。

4.5 照射線量

(1) 一定の充電抵抗では，照射線量は充電電圧の約 3.5 乗に比例した (Fig. 10)。

(2) 充電電圧を一定にした場合に，照射線量は充電抵抗にほぼ比例した (Fig. 11)。充電電圧 60 kV，抵抗が 5.1 M Ω の場合に，1 パルス当たりの照射線量は線源から 1.0 m の位置において， $0.55 \pm 0.02 \mu\text{C/kg}$ ($2.15 \pm 0.06 \text{ mR}$) であった。

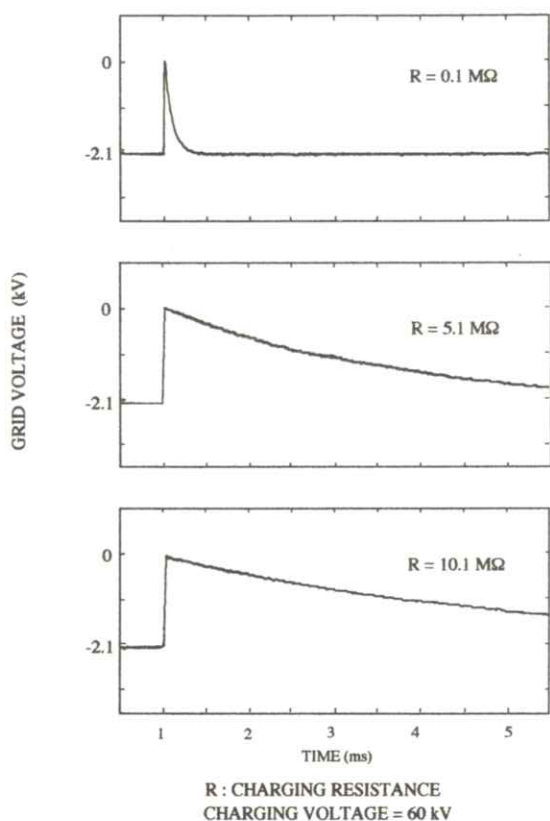


Fig. 6 Grid voltage according to changes in the charging resistance.

4.6 実効焦点像

ピンホールカメラにより撮影した実効焦点像は，Fig. 12 に示してある。フィラメントからの熱電子は集束電極により集束され，対陰極面で焦点を形成する。焦点像において，エックス線強度の低い部分と高い部分の寸法をノギスにて計測すると，管電圧 50 kV ではそれぞれ $2.4 \times 2.1 \text{ mm}$ ， $1.0 \times 0.64 \text{ mm}$ ，60 kV では $3.5 \times 3.3 \text{ mm}$ ， $1.2 \times 1.5 \text{ mm}$ ，そして 70 kV では $3.9 \times 3.8 \text{ mm}$ ， $3.4 \times 3.2 \text{ mm}$ であった。

4.7 管電圧，格子電圧，管電流，およびエックス線出力の時間変化

Fig. 13 に (A) 管電圧，(B) 格子電圧，(C) 管電流，および (D) エックス線出力の時間変化を示す。照射線量は相対値であるため，任意スケール

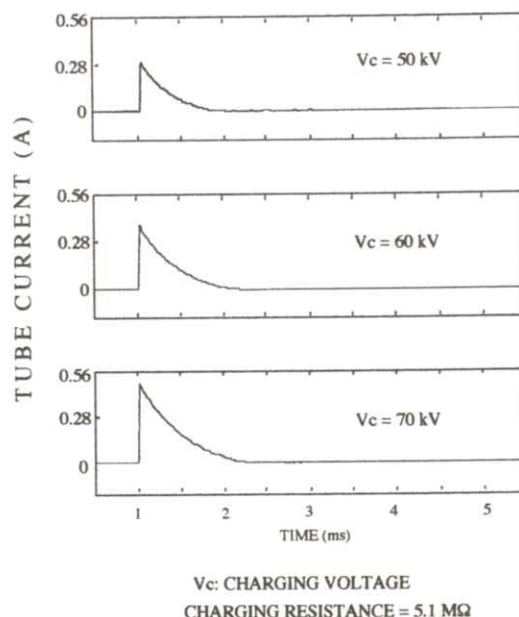


Fig. 7 Charging voltage dependence of the tube current.

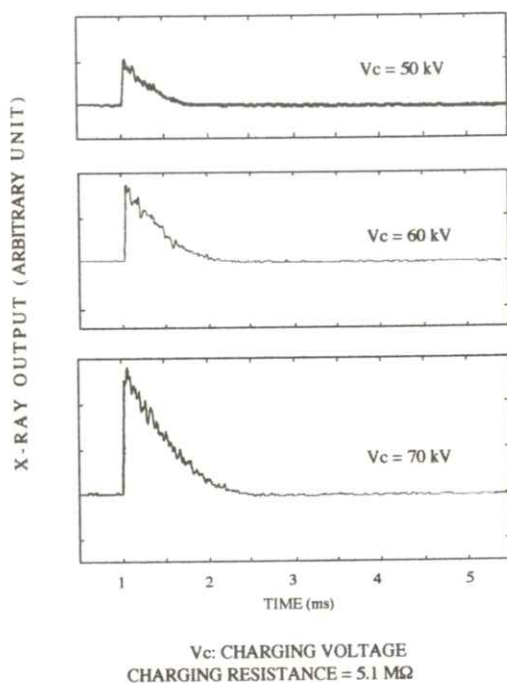


Fig. 8 Variations in the x - ray output with the charging voltage.

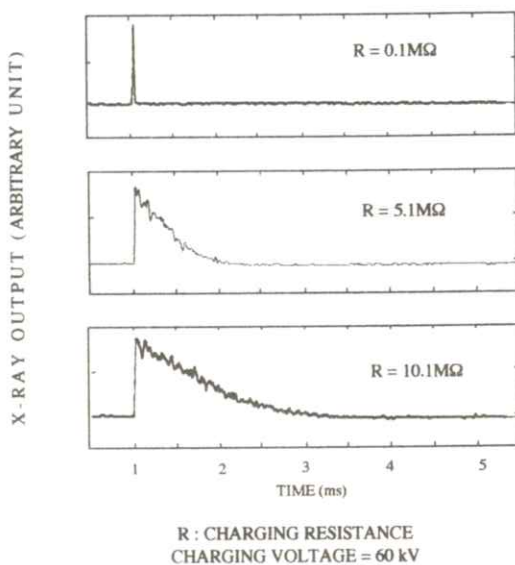


Fig. 9 Variations in the x - ray output with the charging resistance.

(Arbitrary Unit) とした。図の条件下で、エックス線の 1 回照射当たりでの管電圧降下は (A) のように 0.24 kV であった。また、(B) のようにエックス線発生前の格子電圧は -2.1 kV で

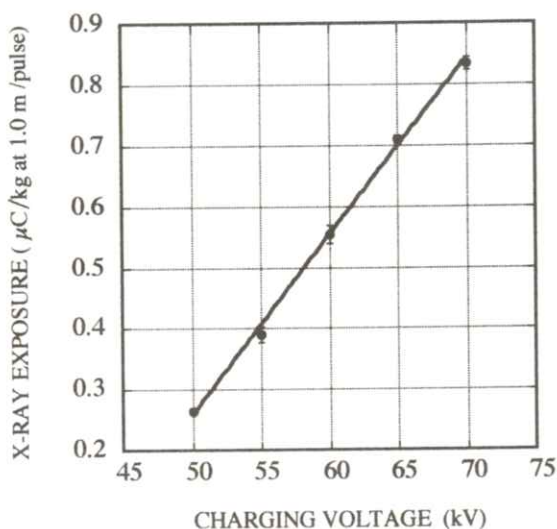


Fig. 10 Charging voltage dependence of the x - ray exposure at 1.0 m per pulse with a charging resistance of $5.1 \text{ M}\Omega$

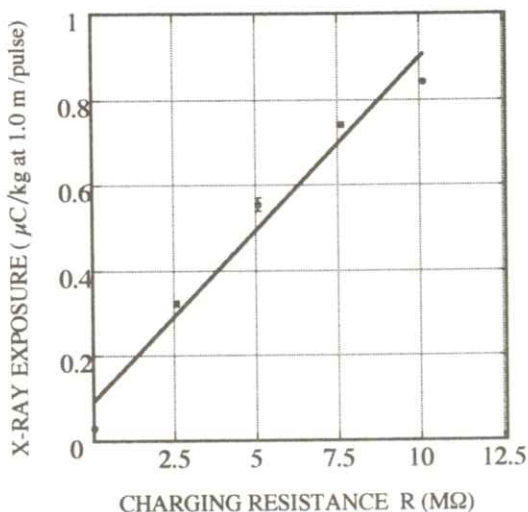


Fig. 11 Charging resistance dependence of the x - ray exposure at 1.0 m per pulse with a charging voltage of 60 kV .

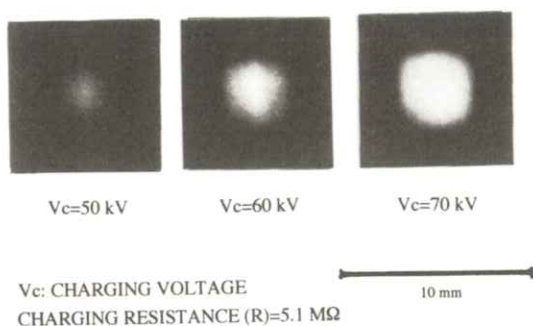


Fig. 12 X-ray source images according to changes in the charging voltage.

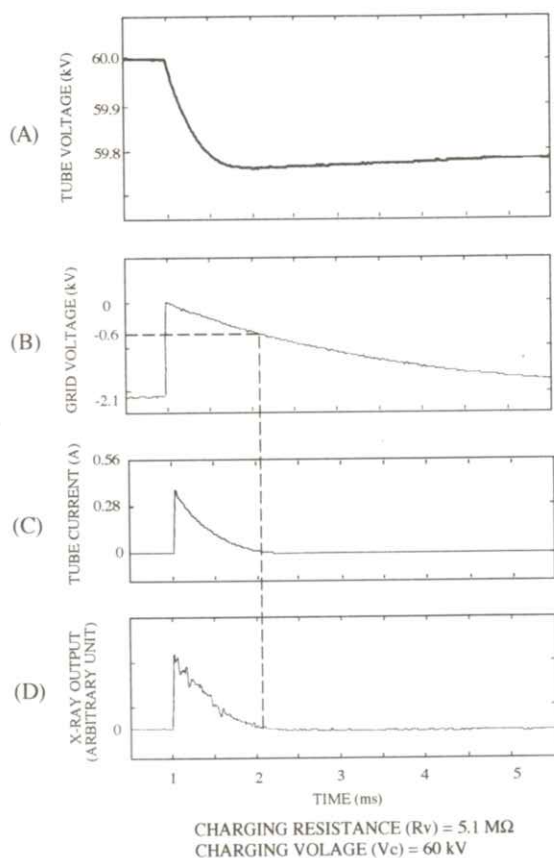


Fig. 13 Time relations among the tube voltage, the grid voltage, the tube current, and the x-ray output at the indicated conditions.

あった。前述の三連コンデンサーが放電すると、格子電圧が下がり（絶対値）、管電流が流れるのでエックス線が発生する [(B)~(D)参照]。電子遮断電圧は、(C)の管電流値が 0 A あるいは (D)のエックス線出力が終了した時点での格子電圧で、管電圧が 60 kV の場合には約 -0.6 kV であった。

4.8 発振器による方形波の入力と繰返しエックス線出力波形

Fig. 14 のように、発振器を用いて格子制御装置に 520 Hz と 800 Hz の方形波を入力し、繰返しエックス線発生 of 安定性を確認した。個々の出力波形を比較した場合には、周波数による違いは観測されず、それぞれの周波数で安定した繰返し波形が得られた。このことから、発振器からの信号と同調して繰返しのエックス線照射が可能であることが確認できた。

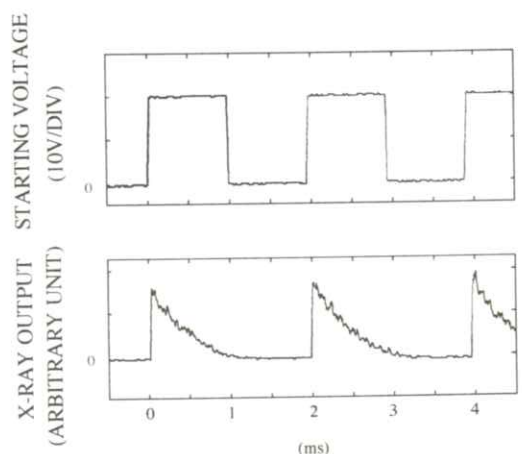
5. 考 察

5.1 管電圧と管電流について

エックス線の 1 回照射による管電圧の降下は充電電圧と格子制御装置内の充電抵抗を増すことにより増加する (Fig. 4, Fig. 5)。これは (1) 充電抵抗を増すことにより管電流継続時間が増加することと、また (2) コンデンサー充電電圧を高めることにより尖頭管電流と管電流継続時間が増加するからである。

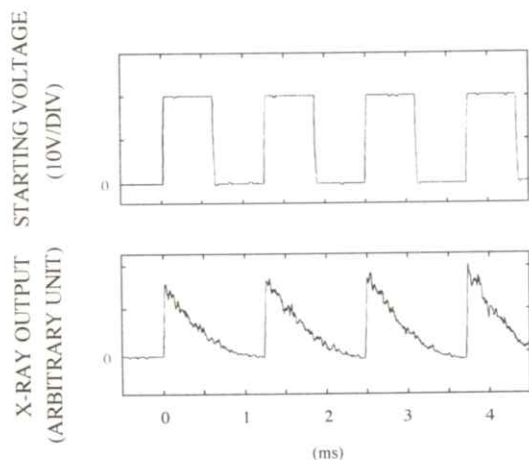
5.2 格子電圧とエックス線照射時間について

コンデンサー充電電圧を一定にした場合、負の



CHARGING VOLTAGE = 60 kV
CHARGING RESISTANCE = 5.1 MΩ
REPETITION RATE = 520 Hz

(a)



CHARGING VOLTAGE = 60 kV
CHARGING RESISTANCE = 5.1 MΩ
REPETITION RATE = 800 Hz

(b)

Fig. 14 Relation between the rectangular starting pulse and the x-ray output: (a) with a rate of 520 Hz; (b) with a rate of 800 Hz.

電子遮断電圧に達するまでの充電時間は原理的に充電抵抗に比例するので、抵抗を増すことによりエックス線照射時間も増加する (Fig. 6, Fig. 9)。ここで繰り返し頻度を増加する場合には、必ずしも格子電圧をエックス線発生前の電圧に戻す必要はなく、一定の充電抵抗で最大の頻度を得るためには電子遮断電圧と 0 V との間で格子電圧を制御すれば可能と思われる。

5.3 照射線量について

上述のように照射時間は充電抵抗に比例するので、照射線量もほぼ抵抗に比例する。充電電圧が 60 kV、抵抗が 5.1 MΩ での線量は $0.55 \mu\text{C/kg}$ (2.15 mR) であるから、これ以下の抵抗値で、撮像系としてフィルム (SHR-HA30, 富士フィルム社製) と増感紙 (LX-250, コダック社製) を用いた場合、人体頭部模型 (Fig. 15 参照) を撮影するには線量不足となると思われる。

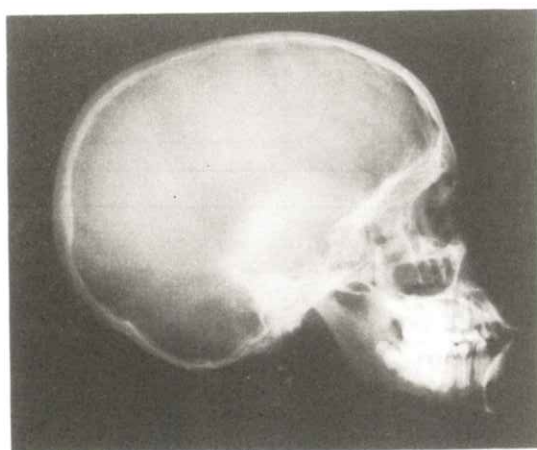


Fig. 15 Lateral skull radiogram (human phantom) achieved with this x-ray generator using a film-screen combination.

本実験で用いたエックス線管の対陰極はタンゲステンである。実験では管電圧が70 kV以下であるため、撮影に影響するK系列特性線は発生しない。L系列特性線は硝子管体などで吸収されるため撮影に用いるのは制動エックス線と考えられる。Fig. 5で示したように、エックス線発生中、管電圧はほとんど降下しないので、照射時間 T における制動エックス線線量 D は次の式により近似される。

$$D = AZV^n \int_0^T I(t) dt \quad (1)$$

ここで、 $I(t)$ は管電流（時刻 t の関数）、 A はエックス線管やその他の条件によって決まる定数、 Z は対陰極の原子番号である。 n は定数で管電圧によって異なるが、医療診断用に使われている40～150 kVの範囲では $n \approx 2.0$ である¹⁹⁾。対陰極材料とエックス線管を選定することにより Z と A は決まるので、 D は管電圧、管電流、そして照射時間により決定される。この場合、管電流の尖頭値はフィラメント加熱電圧により制御される。

5.4 電子遮断電圧とエックス線照射時間

Fig. 13の結果を用いれば、エックス線照射が終了したときの格子電圧が電子遮断電圧(V_{off})で、原理的に次式にて表わされる^{16, 20)}。

$$V_{\text{off}} \approx -HV \quad (2)$$

ここで V は管電圧、 H は個々の管のもつ定数である。

管電圧60 kVの実験で得られた $V_{\text{off}} = -0.6$

kVを(2)式に代入すると $H \approx 1 \times 10^{-2}$ と計算される。また、(2)式から V_{off} は管電圧に比例するので、充電電圧が50 kVと70 kVでは、それぞれ-0.5 kVと-0.7 kV程になる。このため充電電圧を高めることにより管電圧が増し、負の電子遮断電圧も増加する。このことから遮断電圧までの充電時間が長くなり、エックス線照射時間も増加する。

5.5 実効焦点について

実効焦点試験法は日本工業規格(JIS Z4704, 1975年)¹⁴⁾により規格化されており、ピンホール写真を撮影し、実効焦点の大きさを測定する。この方法では、測定する焦点の写真濃度により焦点の大きさが異なって測定され、あるいはピンホールの大きさに対する正確な補正が難しいなどの欠点もある。しかし、ピンホール写真は焦点の形状や電子分布などが容易に描写できるという特徴をもっている。

一般のエックス線発生装置は、管球内のフィラメントから発生した電子流が、集束電極により集束され、対陰極面で焦点を形成する。フィラメントの比較的中央より発生した電子により形成される焦点を正焦点(Main Focus)といい、側方より発生した電子により形成される焦点を副焦点(Sub Focus)という¹⁴⁾。この固定陽極管の正焦点は、格子電圧が0 Vの際、 3.5×3.5 mmとなるように設計しており、正・副焦点の大きさはほぼ等しい。充電電圧の増加によっては、原理的に焦点の大きさは変化しないので、70 kVでの像が最大の実効焦点といえ、この値は規格値にほぼ

一致する。多くの場合、実効焦点径は電子密度の高い正焦点の大きさでほぼ決定されることから、エックス線照射中、時間の経過とともに正焦点が小さくなることになる。また、大きさが規格値以上にはならないことから、副焦点も小さくなると考えられる (Fig. 16)。したがって、実効焦点内における電子密度の分布は通常の管のものとは全く異なり、中心部で密度の高い焦点となる。

5.6 動態撮影について

本装置で動きを伴う被写体を撮影する場合、考えなければならないのは、フィルム上における写真のブレを防ぐことである。そのためにはエックス線の照射時間を短くし、画像の鮮鋭度を増すことである。

被写体の最高速度 v_{max} 、照射時間 T 、肉眼でみてフィルム上でボケと認識されない値 B を 0.2

mm¹²⁾ としたとき、これらの関係は次式で与えられる。

$$v_{max} = B / T \quad (3)$$

本装置を用いた際に、充電電圧 60 kV、充電抵抗を 5.1 MΩ とした場合の T は約 1 ms であるから、このときの v_{max} は 0.2 m/s と算出される。

連続撮影法は直接法と間接法とに分けられるが、本装置は両者に応用できる。前者では、エックス線発生装置の他にフィルムチェンジャーなどが必要である。チェンジャーによるフィルムの交換速度は、最高で毎秒 6 枚程度¹²⁾ であるから、繰返し頻度に関する実験結果を考慮して、本装置はチェンジャーの動きに同期するエックス線を発生することができる。次に後者において、平山²¹⁾ はエックス線装置と蛍光増倍管 (Image Intensifier, 以後 I.I. と略す) とを組み合わせたエックス線テレビ法を使用し、光電流がエックス線量に比例することを確かめた。

篠田ら²²⁾ はフィルムの現像処理を省いた映像の即応答化とテレビ系の感度を上げることにより、患者の被曝線量の低減を目的とした歯科用エックス線テレビシステムを開発した。続いて、高橋ら²³⁾ はエックス線ビデオ装置を試作し、記録前後の処理が簡便で、反復観察もできるビデオの有効性について述べている。さらに、岩崎²⁴⁾ はエックス線映画による二方向同時撮影法を用いて、顎関節部位の撮影を行なうことを診断の一基準とするための研究を行なった。

次に、上村ら²⁵⁾ は、老人に関する身体的変化と術者に対する撮影時の注意点を述べている。嚥下障害者のための嚥下造影の検査結果については、

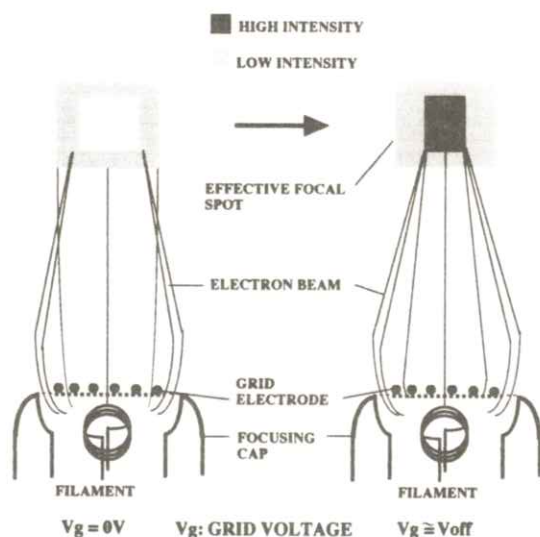


Fig. 16 Electron-focusing method and the focal spot structure.

嚥下造影検査の画像から咽頭蓋谷の残留や誤飲の様子が読影でき、透視撮影検査が効果的であることが藤島²⁶⁾により報告されている。

最近では、顎運動の評価方法に MRI 画像が利用され、三浦ら⁴⁾により輪郭抽出法が提案された。また小西³⁾は顎関節症例を動的に定量分析することにより、関節円板を基準とした症型と顎運動量およびそのパターンとの関連について解析した。伊藤⁶⁾は、MRI画像をもとに下顎頭の形態変化について検討し、臨床所見と MRI 所見の関連性については、飯塚ら⁷⁾ 豊田ら⁸⁾が報告している。

しかし、MRIと比較して、本装置の엑스線照射時間は 1 ms と短いので、義歯や体位に制約されることなく、顔面表情の観察を行いながら、顎運動に関する撮影ができる。解剖学的形態の変化も検討できるので、診断に有効であると思われる。

6. 結 論

(1) 動態の完全静止画像が得られる本装置では、可搬で車載できるコンデンサー放電方式を採用した。静電容量が 0.5 μ F のコンデンサーを使用しているため、엑스線照射時の管電圧降下は小さく、極めて短い엑스線パルスを繰返して照射でき、しかも安定した線量が得られた。

(2) 엑스線照射前、管球内の格子に -2.1 kV の電圧を印加して熱電子を遮断する。次に格子制御装置内の三連コンデンサーを放電することにより格子電圧を 0 V とし、電子流を放出させ、線量率の高い엑스線を得た。コンデンサーを再充電することにより、엑스線照射中、電子

流は時間とともに集束され、実写上、小さな実効焦点が得られた。

(3) 格子制御装置内にある充電抵抗値と三連コンデンサーの充電時間とは比例するので、엑스線照射時間を ms 域で正確に調整できた。また、管電圧を 60 kV、充電抵抗を 5.1 M Ω とした場合、約 800 Hz 以下で安定した繰返し照射が可能となった。この条件下での照射時間は 1 ms 程度であるが、充電抵抗を小さくすることにより時間を縮め、繰返し頻度を増加させることができる。

(4) 엑스線撮影では完全静止画像が得られ、I.I. を用いたテレビシステムへの応用が可能である。

以上より、本研究での繰返し엑스線発生装置の医療への応用は、本来の形態診断から機能診断までの役割を占める。本装置と入力面に受けた엑스線像を電子的に増幅し明るい可視像として出力する I.I. とを組み合わせることで、少ない線量で明るい画像が得られる。その上、本装置、I.I.、高速度ビデオカメラ、瞬間画像メモリーなどを組み合わせて使用することにより、ビデオの各フレームが完全静止画像として得られる엑스線テレビシステムの試作にも成功している。このシステムではフレーム速度を減らすことにより、違和感なく被曝線量を軽減することができる。

まとめれば、一般のフィルム・スクリーン系や CR による撮影はもとより、高速度엑스線テレビやシネ撮影のための高速度엑스線源として本装置を用いれば、歯科領域においては顎運動などの観察に応用できる。また、患者の体位を

ほとんど制約しないことから、目的や個々の患者の状態に合わせた撮影が可能である。

謝 辞

稿を終えるにあたり、御懇切なる御指導、御校閲を賜りました岩手医科大学歯学部歯科放射線学講座坂巻公男教授に深甚なる感謝の意を表します。本研究の機会を与えて下さり御指導、御校閲を賜りました教養部物理学教室大泉貞治元教授に謹んで感謝の意を表します。本研究を進めるにあたり、終始快く御指導、御教示を賜りました教養部物理学教室佐藤英一助教授に心より感謝します。さらに、本研究に御協力、御理解を頂きました歯科放射線学講座ならびに教養部物理学教室諸氏に感謝します。装置の使用にあたりご協力頂きました中央放射線部佐々木勝明技師に厚く御礼申し上げます。動物の健康管理にご助力頂きました、船橋済生会病院遠藤伸行血液指導医に心より感謝します。なお、本研究の一部は日本私学振興財団平成7年度大学院重点特別経費の補助を受けて行なった。

文 献

- 1) Tomohiro Okano, Hans - Goran Grondahl, Kerstin Grondahlet, et al: Oral Surg. **53** 212 (1982)
- 2) 中里龍彦: 映像情報 (M) **28** 189 (1996)
- 3) 中里龍彦, 江原茂: 日本医放会誌 **52** 1247 (1992)
- 4) 三浦周, 服部佳功, 佐々木啓一, 他: 顎機能誌 **2** 91 (1996)
- 5) 小西信浩: 歯放 **36** 3 (1996)
- 6) 伊藤紫織: 岩医大歯誌 **19** 149 (1994)
- 7) 飯塚康之, 三浦廣行, 石川富士郎, 他: 岩医大歯誌 **21** 58 (1996)
- 8) 豊田長隆, 浅田洸一, 尚原弘明, 他: 日口外誌 **42** 396 (1996)
- 9) 和田卓郎: 阪大歯学誌 **13** 105 (1968)
- 10) 近藤久子, 足立忠, 山本昭, 他: 歯放 **18** 130 (1978)
- 11) 淵端孟, 和田卓郎: 歯界展望 **54** 97 (1975)
- 12) 江副正輔, 田島聖正, 森山有相: X線撮影技術学 3 版 p.20, pp.315-317, p.335 (南山堂, 東京 1995)
- 13) 増田康治: 放射線機器工学 4 版 p.155 (南山堂, 東京 1996)
- 14) 青柳泰司: 診断用X線装置 2 刷 p.74 p.79 p.97 p.120 (コロナ社, 東京 1980)
- 15) M. Yamamoto, A. Takabe, K. Sakamaki, et al: SPIE **2549** 206 (1995)
- 16) A. Takabe, M. Yamamoto, K. Sakamaki, et al: SPIE **2549** 111 (1995)
- 17) H. Isobe, E. Sato, S. Kimura, et al: An. Rep. Iwate Med. U. Sch. Lib. Arts and Sci. **24** 7 (1989)
- 18) E. Sato, H. Isobe, Y. Tamakawa, et al: An. Rep. Iwate Med. U. Sch. Lib. Arts and Sci. **25** 13 (1990)
- 19) 東与光, 青山亘, 鈴木信一郎, 他: Oral Radiology 8th edition pp.26-28 (日本医事新報社, 東京 1989)
- 20) E. Sato, A. Shikoda, H. Isobe, et al: Med. Imag. Inform. Sci. **8** 58 (1991)

- 21) 平山雄健：歯科放射線 13 14 (1973)
- 22) 篠田宏司，橋本光二，大木亨，他：歯放
27 346 (1987)
- 23) 高橋章，西山秀昌，藤下昌巳，他：歯放
34 58 (1994)
- 24) 岩崎裕一：歯放 22 51 (1982)
- 25) 上村修三郎，藤木知一：老年者歯科
pp.226－277 pp.346－359
(Dental Diamond社，東京 1991)
- 26) 藤島一郎：口から 食べる－嚥下障害 Q&A
p.67 (中央法規出版，東京 1995)

Bednarekの手法を応用した強度スケール法

天野 貴司, 末森 慎治*, 荒尾 信一, 北山 彰, 山下 一也, 坂 麻由香*

川崎医療短期大学 放射線技術科

〒701-0194 岡山県倉敷市松島316

*川崎医科大学附属病院 中央放射線部

〒701-0192 岡山県倉敷市松島577

(1997年2月1日, 最終1998年2月10日受理)

Intensity Scale which Applied the Technique of Bednarek

Takashi AMANO, Shinji SUEMORI*, Shinichi ARAO,

Akira KITAYAMA, Kazuya YAMASHITA and Mayuka SAKA*

Department of Radiological Technology, Kawasaki College of Allied Health Professions

316, Mathushima, Kurashiki 701-0194

*Department of Radiology, Kawasaki Medical School Hospital

577, Mathushima, Kurashiki 701-0192

(Received February 1, 1997, in final form February 10, 1998)

It is difficult to obtain accurate characteristic curves for screen-film combinations because of technological factors. The purpose of this study is to present a new method for accurate and simple sensitometry.

To evaluate the method, we used inverse-square and the Bednarek's technique for bootstrap. Characteristic curves obtained by the new sensitometry were compared with these obtained by the inverse-square sensitometry.

As a result, maximum percentage errors of gradient were found to be within 6.62%. It was confirmed that the new sensitometry had the same accuracy as the inverse-square sensitometry.

1. はじめに

増感紙／フィルム系のX線センシトメトリーは、時間スケール法と強度スケール法に大別できる。これらの手法は、ほぼ確立しているとはいえ、それぞれに測定精度や手技上の煩雑さなどの問題をかかえているのが現状である。

時間スケール法は、相反則不軌の影響を受けるという致命的な欠陥があるために、現在では単純な定性的比較に用いられているだけである。強度スケール法には、信頼性と再現性が高いとされている距離の逆二乗則を応用した方法（以下、距離法）^{1), 2)}と、その簡便さから広く利用されているアルミニウムのステップウエッジを用いたBootstrap法（以下、BS法）がある³⁾。ここで距離法には、空気によるX線減弱を無視できる距離の範囲という制約や設定距離の長さとその精度などに問題があり、BS法にも金属吸収体からの散乱X線の影響やX線減弱による線質の変化などの問題があって、それぞれに改良を加えたり、補正を考慮した手法が併用されている。また、1980年代初期に案出されたBednarekの方法（以下、Bed法）は、従来BS法で利用される特性曲線の作図法（靴紐状処理）を変形した斬新で画期的な手法であった^{4), 5)}。そして、この手法とさまざまなX線強度の変化を組み合わせた方法が提案されているが^{6), 7)}、それでもなお、吸収体の材質や距離設定の煩雑さなどの基本的な問題点を解消することはできなかった。

われわれは、このような問題点を十分に考慮した上で、Bed法を発展的に適用し、金属吸収体を

用いないで、しかも任意に距離だけを変化させる新しいX線センシトメトリー法（以下、新距離法）を考案し、併せて従来の距離法との比較検討も行ない^{2), 3)}の知見を得たので、その結果を報告する。

2. 新距離法の考え方

Fig. 1の中心軸から上方は、新距離法による考え方を図で示したものである。一般に使用しているカセットに増感紙／フィルム系を装填し、その前面にはX線シールドのための鉛板（以下、鉛板）を置く。鉛板には照射に必要な最小限の窓を設け、照射範囲を制限する。X線管の基準軸上に任意の距離を設定して、計測対象である増感紙／フィルム系を置く。任意の距離は、距離の逆二乗則が成立するといわれている40～350cmの距離範囲内にとる。ここに示すように、任意の最長照射距離 d_0 を定め、ある照射条件でX線照射（以下、基準照射）を行ない、増感紙／フィルム系への到達照射線量を E_0 とする。この最長照射距離 d_0 での照射条件は、用いる増感紙／フィルム系の「ベース濃度＋カブリ濃度」と同じ程度の写真濃度が得られる条件とし、事前に照射条件の調整を行なう。カセットだけを移動させ、基準照射の2倍の照射（以下、倍数照射）を行なう（ $E_0/2 E_0$ ）。このときの倍数照射では、管電圧は変化させず管電流量だけで行なうので、管電流と照射時間は、事前に充分な点検と整合をしておく。次に任意の距離 d_1 （ $d_0 > d_1$ 、以下同様）を定め、先に決定した照射条件で基準照射および倍数照射を行なう。ここでの増感紙／フィルム系への到達照射線量は、

基準照射線量 E_1 ($E_0 > E_1$, 以下同様), 倍数照射線量 $2E_1$ ($2E_0 > 2E_1$, 以下同様) となる。以下順次 $d_2, d_3, d_4, \dots, d_{n-1}, d_n$ と測定距離を任意に定め, 基準照射と倍数照射を繰り返し行う。距離の設定個数に制限はないが, 当然ながら多い方が高い精度を得やすい。

Fig. 1 の中心軸から下方には, 従前の距離法を示した。この方法では, 焦点からの最長距離を定め, 以下距離の逆二乗則に基づいた距離を計算・計測し, 正確に設定しなければならない。

Fig. 2 に, 新距離法による特性曲線作図法を示す。ここで同じ距離での, 基準照射の濃度値に対する倍数照射の濃度値としてプロットし, (a)図のような上弦の濃度曲線を描く。次に座標の原点を通る 45° の直線を引き, 濃度曲線との間で靴紐状の処理をする。この図の各段階位置での濃度

の大きさは, それぞれ特性曲線の横軸における比露光量 (対数) での 0.3 間隔に対応するから結局, (b)図の特性曲線を求めることができる。

3. 実験方法

3.1 使用機器

増感紙/フィルムはレギュラ系として富士メディカルシステム社製 FS-V/RX-U (以下, FS-V系), HS-V/RX-U (以下, HS-V系), およびオルソ系として同社製 HR-4/HR-S₃₀ (以下, HR-4系) の 3 種類を使用した。X線装置は, 出力の安定性とタイマ精度を考慮して, インバータ方式で CPU 制御による半導体タイマを装備した東芝メディカル社製 MODEL DC-1050 F (X線管: 同社製 DRX-2924HD, 公称焦点サイズ: 1.2mm/0.6mm, W) を使用し, 付加

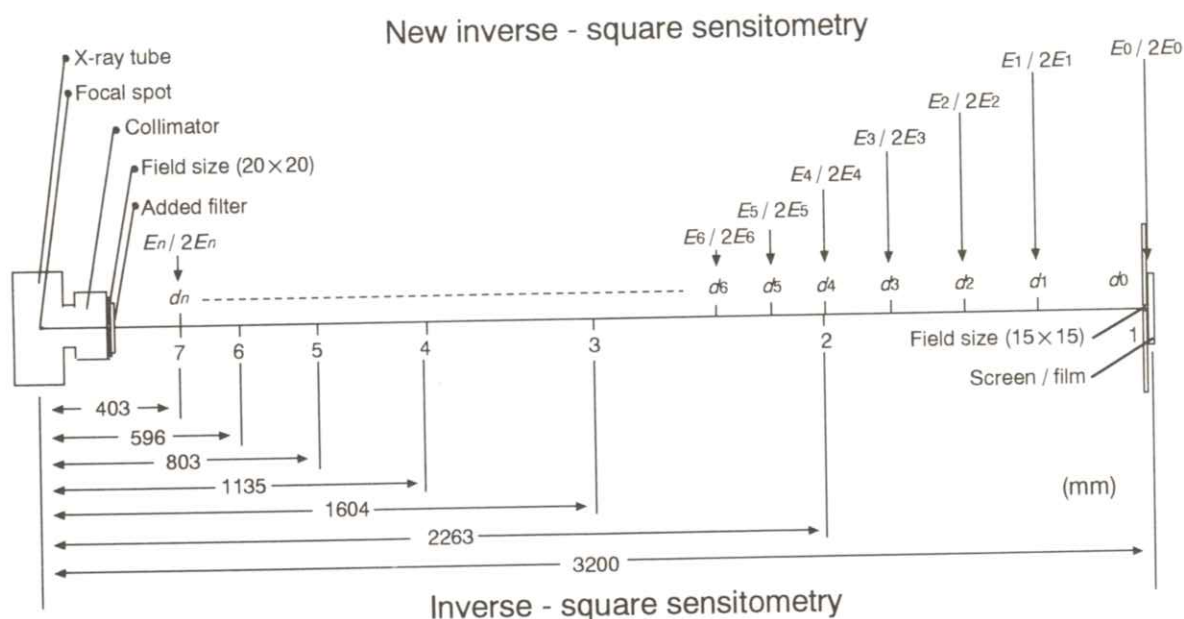


Fig. 1 Schematic representations of the geometric distributions employed in the new inverse-square sensitometry and the inverse-square sensitometry.

フィルタ1.5mm Cu+2mm Alとした。カセット側の照射窓(1.5cm×1.5cm)を3個開けた鉛板(横×縦×厚さ:60cm×30cm×0.15cm)を使用した。実際の照射にあたっては、カセットを上下反転させ、6段の照射窓として利用した。距離の計測は、X線管容器の焦点マーク位置を基準にして、JIS一級の巻尺を用いて各照射距離を設定した。現像は、コニカ社製KX-500(32.9℃, 90秒)で処理し、濃度の測定はコニカ社製PDA15で行なった。X線出力の安定性および基準照射に対する倍数照射の線量比の確認は、X線出力アナライザNERO(VICTOREEN: 6000B)で行なった。

3.2 新距離法による試料の作成

照射距離の範囲は、距離法との比較実験のため最長距離は320cm、最短距離は40cm程度とした。最長距離320cmをFig. 1での距離 d_0 とし、基準照射線量 E_0 とその2倍の倍数照射線量 $2E_0$ を与えた。基準照射の条件は、FS-V系では80kV, 100mA, 0.2sec。HS-V系およびHR-4系では、80kV, 100mA, 0.08secとした。倍数照射として、それぞれ2倍の照射時間を与えた。次にX線管を増感紙/フィルム系側に任意に移動させ距離 d_1 とし、その距離における基準照射線量 E_1 とその倍数照射線量 $2E_1$ を増感紙/フィルム系に与えた。以下、45点の任意の照射距離を設定し、前記の照射作業を繰り返した。現像処理後、Fig. 2 (a)に示すように基準照射濃度に対する倍

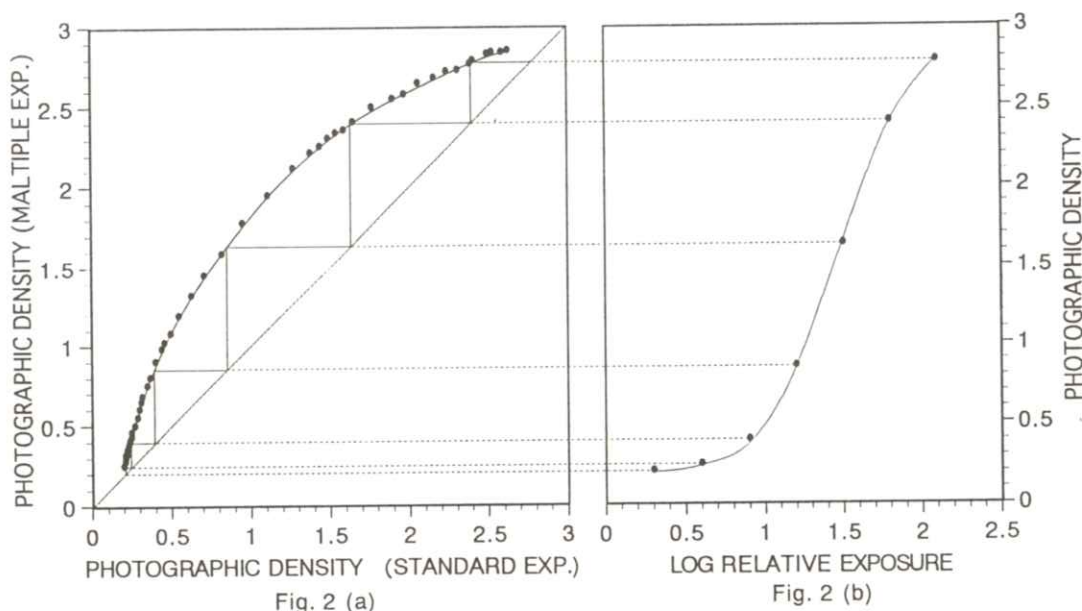


Fig. 2 Method of construction of a characteristic curve using the new inverse-square sensitometry for the FS-V/RX-U system. (a): Photographic density (standard exp.) - (multiple exp.) relation curve with a exposure ratio of 2.0. (b): Characteristic curve obtained by the Bednarek's technique for bootstrap.

数照射濃度点（以下、濃度－濃度点）合計45点をデータにして曲線を描き、以下さきに述べた方法で特性曲線を作図した。

3.3 距離法による試料の作成

比較試料として距離法による特性曲線を求めた。基準となる最長距離を320cmとし、距離の逆二乗則に従ってX線強度が2倍ずつ増加するような距離を7点設定した。各設定距離は、Fig. 1に示す通りである。X線照射のさいの幾何学的配置および照射条件は、新距離法と同様とし、各増感紙／フィルム系ごとに3回計測した。現像処理では、新距離法にて作成した試料との同時現像を行ない、得られた各距離での濃度値を平均し1本の特性曲線とした。

4. 結 果

Fig. 3は、新距離法および距離法によって得られた各増感紙／フィルム系の特性曲線、階調度曲線を示す。Table 1は、各増感紙／フィルム系

における特性曲線、階調度曲線から求めた平均階調度、階調度（最大値）、および距離法を基準とした百分率誤差を示したものである。FS-V系における百分率誤差は平均階調度：2.55%，階調度（最大値）：2.77%，HS-V系では平均階調度：2.15%，階調度（最大値）：2.10%，HR-4系では平均階調度：6.05%，階調度（最大値）：6.62%，となった。X線出力の安定性および基準照射に対する倍数照射の線量比の確認のため、基準照射と倍数照射を10回ずつNEROで計測した平均値±標準偏差は、FS-V系：基準線量 95.75 ± 0.23 (mR)，倍数線量 191.52 ± 0.16 (mR)，線量比 2.00 ± 0.00 ，HS-V系およびHR-4系：基準線量 37.71 ± 0.12 (mR)，倍数線量 75.30 ± 0.35 (mR)，線量比 2.00 ± 0.01 であった。X線出力は安定しており、線量比はほぼ2倍を示した。

5. 考 察

Fig. 3からわかるように、距離法と新距離法における特性曲線は、各増感紙／フィルム系とも

Table 1 Comparison of average gradients and gradients(maximum) for the screen/film combinations using the new inverse - square sensitometry and the inverse - square sensitometry.

METHOD		SCREEN/FILM		
		FS-V/RX-U	HS-V/RX-U	HR-4/HR-S ₃₀
INVERSE-SQUARE	AVE.GRAIDENT	2.35	2.33	2.48
	GRADIENT(MAX)	2.89	2.86	3.17
NEW	AVE.GRAIDENT	2.29	2.28	2.33
	PERCENTAGE ERROR	(2.55%)	(2.15%)	(6.05%)
	GRADIENT(MAX)	2.81	2.8	2.96
INVERSE-SQUARE	PERCENTAGE ERROR	(2.77%)	(2.10%)	(6.62%)

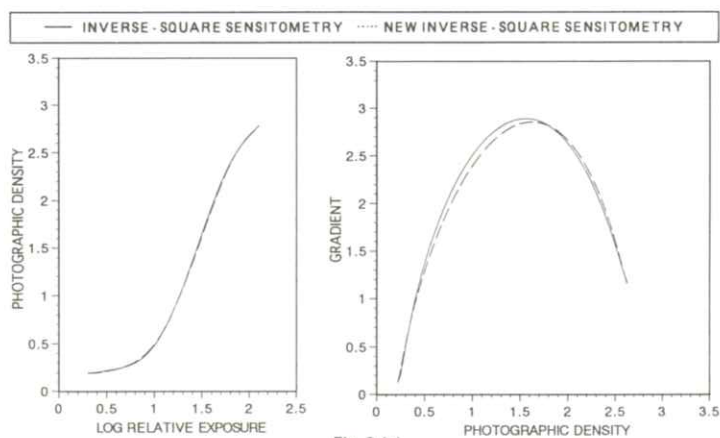


Fig. 3 (a)

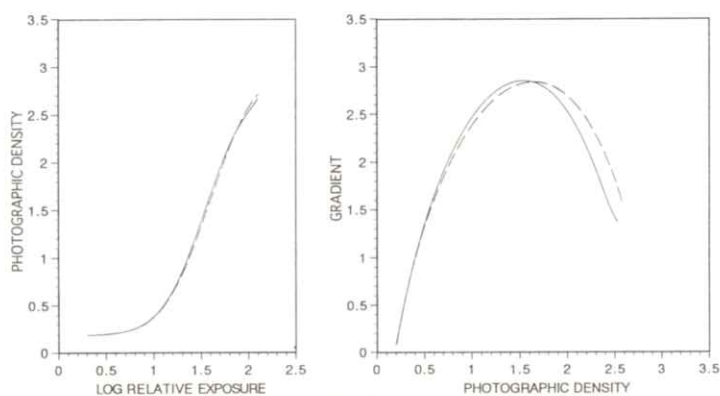


Fig. 3 (b)

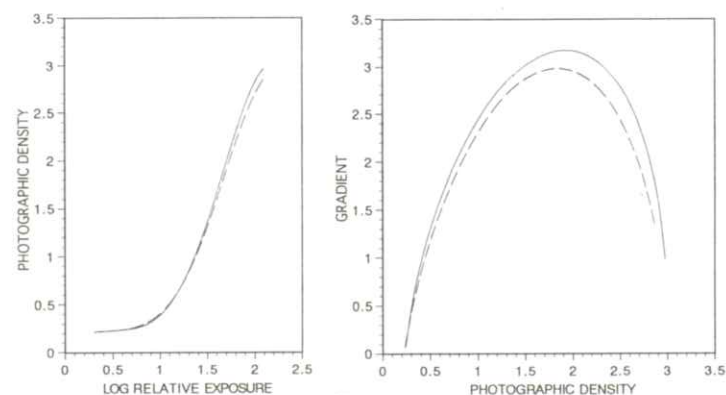


Fig. 3 (c)

Fig. 3 Characteristic curves and gradient curves of the new inverse - square sensitometry and the inverse - square sensitometry for (a)the FS - V/RX - U system, (b)the HS - V/RX - U system, and (c)the HR - 4/HR - S₃₀ system.

によく一致した。階調度曲線は、HS-V系、HR-4系において若干の差を生じた。しかし、Table 1の結果から、階調度（最大値）の百分率誤差が最大でも6.62%であるので、3種類の増感紙／フィルム系は一致したと考えられる。これらのことから、われわれの新距離法は距離法と同等の正確さがあることが確認された。

Bed法は、BS法を改良した方法として考案された特性曲線作図法である。BS法は、各アルミニウム階段に対する基準照射濃度値と倍数照射濃度値の濃度－階段（段数）曲線が2本必要となる。これに対しBed法は、ある階段（段数）上での濃度－濃度点をプロットし、曲線を1本描くだけで特性曲線の作図が可能となる。今回われわれが提案する新距離法の特徴は、Bed法を応用して任意に設定した距離で、基準照射と倍数照射を繰り返せば、特性曲線が得られることに着目した点である。

Bed法とBS法は本来、ステップウエッジ厚の段階的变化によるX線強度増減を用いた特性曲線作図法であるから、前述したように被写体からの散乱X線が影響する。さらに被写体を透過するので線質の変化も問題となる。しかし新距離法におけるX線強度増減は単純に距離の逆二乗則を応用したものであるから、被写体を必要としないので散乱X線の影響は無視できる。また線質の変化も、従来の距離法の適用距離範囲で、同一の管電圧設定で行えば問題はないと考える。

次に従来の距離法では、各設定距離の正確さが重要な要素である。焦点位置から増感紙／フィルム系までの距離を正確に測定・設定するのは非常

に繁雑であり、専用の設備を持たない施設においてはかなりの労力を要する。しかし、新距離法においては、この繁雑な距離の設定は一切必要としない。この方法においては基準照射線量と倍数照射線量との線量比が、特性曲線の横軸における比露光量（対数）間隔となるからである。本報告では、基準照射線量に対する2倍照射線量で行なったが、必ずしも2倍にする必要はない。例えば1.5倍で行なったとすれば $\log 1.5 = 0.176$ となり、特性曲線の横軸の比露光量（対数）間隔を0.176にするだけである。また従来の距離法においては、設定する管電圧に制約を受ける。つまり、X線が空気による減弱の影響を受けないことが前提である。しかしながらX線エネルギーが低くなるとその影響は無視できず、距離の逆二乗則そのものが成立しなくなる。われわれの新距離法では、X線が空気による減弱の影響を受けたとしても、ある設定距離における基準照射線量と倍数照射線量が増感紙／フィルム系へ到達する線量比は常に一定と考えられる。したがって空気のX線減弱の影響を無視できない低エネルギー領域におけるセンチメートルに非常に有利である。すでに乳房撮影系への適用を試みている。

われわれの新距離法では測定点を約45点設定し、その濃度－濃度点をプロットして、曲線を描いた。実際にこの45点分の測定点のデータ作成は容易ではない。特性曲線の寛容度や濃度域によって違うが、Bed法で作成される濃度－濃度点、通常20～30点であることからみれば、データ数をこの程度までは減らせる可能性がある。しかし、BS法は距離法に比べ誤差が多く再現性が

劣る⁸⁾ので逆にある程度測定個数を増やし、曲線を平滑化させて正確さを向上させる必要もある。今後の課題にしたい。

6. 結 論

- (1) 本法が距離法と同等の正確さを有していることが確認出来た。
- (2) 距離法での距離設定の正確さ・繁雑さを必要としない。
- (3) 特別な装置、器具を必要とせず、どの施設でも適用可能である。
- (4) 本新距離法を、従来の技術的諸問題を考慮にいった新しいセンチメートル法として提案する。

文 献

- 1) AG. Haus and K. Rossmann :
Radiology **94** p.673 (1970)
- 2) 総合委員会・X線センチメートル一班報告
(班長・山本義憲) : 日放技学誌 **40** p.59
(1984)
- 3) Eastman Kodak Company:
Sensitometric Properties of X-ray
Films Radiography Markets Division,
(Rochester, New York 27 1963)
- 4) DR. Bednarek and S. Rudin : Proc.
SPIE **233** p. 7 (1980)
- 5) DR. Bednarek, S. Rudin and R. Wong :
Optical Engineering **21** p.105 (1982)
- 6) MV. Yester, GT. Barnes and MA. King:
Radiology **136** p. 785 (1980)
- 7) 吉田 彰 : 日放技学誌 **44** p. 535
(1988)
- 8) 岩井譜憲 : 総合医用画像技術研究会 **9** p. 24
(1996)

〔論文〕

高速度硬・軟エックス線同時撮影法の開発と歯科における可能性

高部 真理子

岩手医科大学歯学部歯科放射線学講座

〒020-0021 盛岡市中央通 1-3-27

(1996年6月7日、最終1998年2月19日受理)

Development of the Soft to Hard Radiography and its Application to High - Speed Visualization in Dentistry

Mariko TAKABE

Department of Oral Radiology, School of Dentistry, Iwate Medical University,

1 - 3 - 27 Chuo - Dori, Morioka 020 - 0021, Japan

(Received June 7, 1996, in final form February 19, 1998)

The development of an x-ray generator utilizing a cold-cathode triode with a molybdenum target (anode tip) and its application to high-speed dental radiography are described. This generator employs the following essential components: a high-voltage power supply, a high-voltage condenser of $0.2\ \mu\text{F}$, a turbo-molecular pump, a trigger device, and a cold-cathode x-ray tube. The main condenser is charged from 40 to 60 kV by the power supply, and the electric charges in the condenser are discharged to the tube after closing a high-voltage switch. In this generator, the trigger electrode is connected to the anode electrode through a resistor in order to induce the main discharging for producing x-rays. Because this tube employs a long target, the x-ray source which consists of molybdenum ions and electrons is easily produced by the target evaporating. The peak tube voltage was nearly equivalent to the initial charging voltage of the main condenser, and the maximum current had a value of 22 kA with a charging voltage of 60 kV. The average width of flash x-rays was less than $1\ \mu\text{s}$, and the maximum exposed dose was about $4.8\ \mu\text{Sv}$. The characteristic x-ray intensities of molybdenum K-series lines substantially increased with corresponding increases in the

charging voltage. Using this generator having a molybdenum-target x-ray tube, we have performed wide-range radiography in oral surgery in order to image soft to hard tissues simultaneously by means of high-current discharge in the x-ray tube.

1. 緒 言

近年画像診断法は大きな進歩を見せ、口腔領域においても広く利用され治療効果を高めている。しかし、口腔領域は硬組織を中心とした複雑な形態を持ち、硬組織と軟部組織とが入り組んでいるなどその画像診断においては単純撮影のみでは不十分であることが多い、さらに撮影、撮像に多くの枚数を必要とし情報を得るのが現状である。その上、最近では単なる形態上の診断から機能上の診断まで¹⁾ 幅広く行われるので、いかに的確な診断に必要な撮影、撮像をするかが問題となっている。

通常の撮影法ではエックス線写真のみによる全体像の把握は困難をきたすことがあるが、さらに一枚の画像にたようとすれば、その構成組織の関係で関心部位のコントラストや鮮鋭度の低下が見られ、読影上支障をきたすことが多い²⁾。つまり硬組織と軟部組織との混在する部位を同時に撮影する場合、両組織間の実効原子番号や密度の差を同一線質のエックス線では識別し得ない例が多い。

読影しやすい両組織の画像を得るためには、硬組織・軟部組織の観察部位によって撮影条件を変え、それぞれ、管電圧を調節し、エックス線の線質を変化させるなどして撮影を行なっている。なかでも軟部組織を中心とする撮影では、構成する

軟部組織間の相互の実効原子番号や密度の差が極めて小さいため、組織のコントラストが低下し、相互の差が画像上に描出しにくい。そのため、管電圧を低く設定し軟部組織間のエックス線吸収差を広げて撮影する方法^{3), 4)}をとっている。しかし、管電圧を下げた状態で撮影を行った場合、読影に必要な線量(管電流×時間)を補う必要があるもので、実際には管電流を高めたり、照射時間の延長などを考慮することもある。照射時間を延長することは画像上、ブレが生じやすくなるので読影に支障をきたすことが多くなる。特に咀嚼時、嚥下時、発音時などの機能状態の診査⁵⁻⁷⁾を行なう場合、ブレのない軟部組織を含めた撮影が必要となる。通常のエックス線撮影では、前述した理由から運動時の一瞬を、硬・軟部組織を同時に一枚の静止画像としてフィルム上に描写するには、管電圧による線質を変化させるだけでは解決ができにくく、照射時間の短縮を必要とする。さらに撮影時は患者に静止体位をとらせるので、当然、患者に負担が増す⁸⁾。

本研究では、上記の問題を解決するために、焦点金属にモリブデンを採用した冷陰極三極エックス線管と高速度放電技術^{9), 10)}を組み合わせた装置(以下、高速度冷陰極エックス線発生装置¹¹⁻¹⁶⁾と称す)を用い、口腔領域の動きをとらえ硬・軟部組織の混在する、観察部位の読影に必要な情報量を、放射線被曝を最小限にして得るため

の撮影方法に着目した。

硬組織の撮影には、従来使用されている制動エックス線を、また軟部組織の撮影では軟エックス線を効率的に発生させることのできるK系列特性線（以下K特性線と略す）を用いる。軟部組織間の構造を描出するには少なくとも30 kV以下の管電圧による撮影が望ましい³⁾。さらに、制動エックス線とK特性線を利用するためには、一般の医療用エックス線装置の焦点金属に用いられているタングステンでは、K特性線の励起電圧が69.5 kV¹⁷⁾のため利用できない。そのため焦点金属は、K特性線の励起電圧が各軟部組織の分離描出に適した範囲内から、焦点物質の諸条件⁴⁾を考慮して選択を行ない、タングステンから他の金属に変更する必要がある。以上の点を考慮し、焦点金属には励起電圧が20 kV、原子番号42、融点2,610℃のモリブデンを採択した^{18, 19)}。

冷陰極三極管を使用した高速度エックス線発生装置¹¹⁻¹⁶⁾では、エックス線管の放電抵抗が小さいので非常に電流が流れやすく、10 kA以上の大電流を瞬時に流すことが出来る。エックス線発生初期の高い管電圧は0に急下降し、エックス線発生後期には低い管電圧となり、逆に管電流は0から急上昇し大電流となる⁹⁾。したがって、この特性を焦点のモリブデンに適用するとK特性線が発生する低い管電圧側では、高い管電流を得るので、K特性エックス線を高線量で発生させることができる。そのため、一回の照射中に高い管電圧での制動エックス線と低い管電圧側で発生するK特性エックス線の硬・軟2種類のエックス線をもった線質を同線量で放射させることが可能とな

る。さらに、可及的な照射時間の短縮により、被曝線量の軽減を行いながら、動きをとまなう観察部位の瞬時の撮影を行ない機能上の診断にも用いられる。

以上により、本研究では高速度冷陰極エックス線発生装置を試作し、機能時の硬・軟組織が瞬時に撮影できる高速度硬・軟同時撮影法について検討した。

2. 高速度冷陰極エックス線発生装置

本実験に使用する主電気回路図を含む高速度冷陰極エックス線発生装置のブロック図をFig. 1に示す。装置は高電圧充電器（High-voltage power supply、指月電気社製）、高電圧コンデンサー（High-voltage condenser 0.2 μ F、指月電気社製）、高電圧スイッチ（High-voltage switch、指月電気社製）、ターボ分子ポンプ（Turbo-molecular pump, UTM150, ULVAC社製）、および冷陰極三極エックス線管（Cold-cathode x-ray tube、北斗精機社製）により構成される。

エックス線管は、焦点や陰極の交換できる開放式を採用する。エックス線管内を清浄な真空にするため、ターボ分子ポンプで約1 mPa (1×10^{-5} Torr)に連続排気する¹⁷⁾。また、通常の熱陰極エックス線管の管電流は1 A以下であるのに対して、この冷陰極エックス線管では陰極として10 kA以上の大電流を瞬時に流す必要から炭素棒（Carbon cathode、直径10.0 mm）を使用し、焦点金属にモリブデン（Molybdenum target、直径3.0 mm）を用いる。トリガー電極

(Trigger electrode) には銅線を用い、セラミック管により陰極と絶縁する。遠隔操作をするために、手動スイッチと高電圧スイッチを光ファイバーにて接続する^{1) (1-16)}。

エックス線発生を行なうには、高電圧充電器を用いて高電圧コンデンサーを測定条件にあわせて充電する。次に、コンデンサー内に蓄積された電荷を高電圧スイッチを閉じることによりエックス線管内に導き、エックス線を得る。エックス線管の陽極とトリガー電極 (Trigger electrode) は

高電圧抵抗器 (High-voltage resistor, 多摩電気社製) にて接続されているので、スイッチを閉じると同時に陰極とトリガー電極との間で小 (火花) 放電が起こり、瞬時にエックス線管内に電子流が放出 (主放電) され、エックス線が発生する。

3. 実験方法

高速度冷陰極エックス線発生装置において、コンデンサー充電電圧を40 kV, 50 kV, 60 kVと

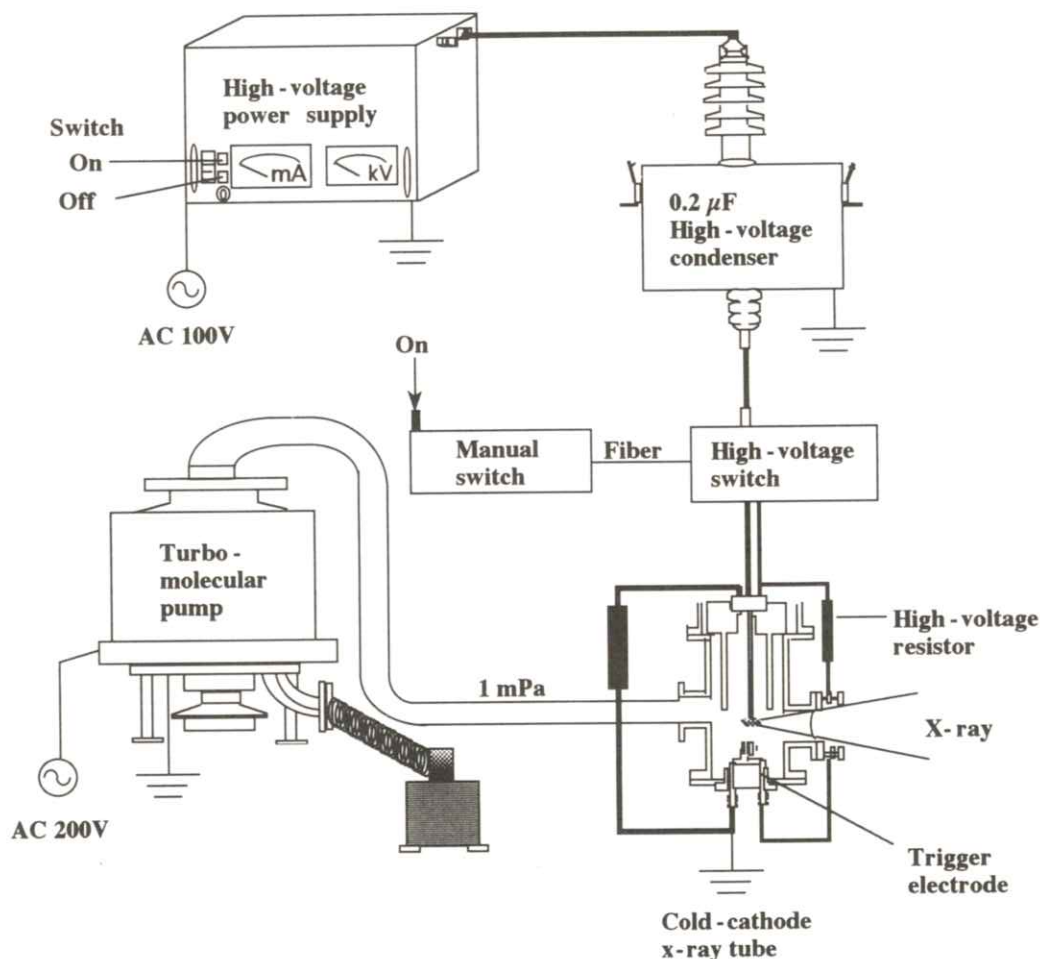


Fig. 1 Block diagram of the high-speed x-ray generator having a cold-cathode triode.

調節することによりエックス線を発生させた時の管電圧と管電流，エックス線出力波形，特性エックス線強度，エックス線源（実効焦点）の大きさ，そして被曝線量について測定を行なった。

本研究の目的である硬・軟部組織の同時撮影では，充電電圧を 60 kV³⁾ に設定するが，管電流と管電圧などの充電電圧による変化と大電流による装置の安定性を確認するため，充電電圧を 40 kV と 50 kV に設定した場合についても測定を行なった。また，アルミニウムのろ過材によるエックス線の減弱について調べた。

3.1 管電圧と管電流との測定

管電圧と管電流の測定には高電圧分圧器（High-voltage divider, 指月電気社製）と変流器（Current transformer, Model 110 A, Peason 社製）をそれぞれ用いた。それらの出力を同軸ケーブル^{2, 3)}を介して，デジタル・スト

レージスコープ（Digital storage scope, DS-8620 岩通社製）に入力し，同時に測定・記録した（Fig. 2 (a)）。記録した各波形の値を確認するため，グラフデータ自動数値化ソフト：フレキシトレース（スリースカンパニー社製）を用いコンピュータに入力し統計ソフト Kaleida Graph（Synergy Software 社製）で処理を行なった。

3.2 エックス線出力波形の測定

エックス線照射時間の測定とアルミニウムフィルタによるろ過効果を調べるためエックス線出力波形を測定した。エックス線の照射によりプラスチックシンチレータ（Plastic Scintillator）から発生する蛍光を光電子増倍管（Photomultiplier, R663, 浜松ホトニクス社製）にて電気の強弱に変換し，その電圧出力をストレージスコープを用いて測定・記録した

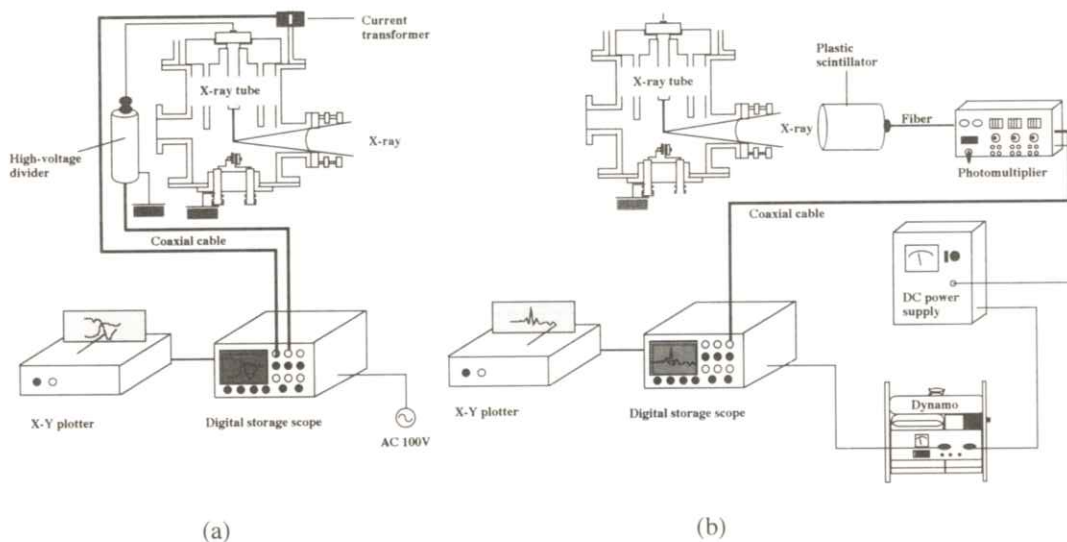


Fig. 2 Measurements: (a) methods for measuring the tube voltage and current; (b) x-ray detection using a plastic scintillator.

(Fig. 2 (b))。このシンチレータでは、エックス線の線量にほぼ比例した蛍光強度が得られる。プラスチックシンチレータと光電子増倍管はエックス線発生時に起こる電気雑音を除去するために5.0 mのプラスチック製光ファイバー(Fiber, FOJ-301B501-502, 第一電子社製)にて接続した^{1,5)}。また、100 V交流電源からの電気雑音の影響を避けるため、ストレージスコープと光電子増倍管用直流電源^{2,9)}(DC Power supply, HTV C448A, 浜松ホトニクス社製)は発電機に接続した。

(1) 充電電圧を40 kV, 50 kV, 60 kVと変化させ、エックス線出力波形を測定・記録した。

(2) 充電電圧を60 kVと一定にし、アルミニウムフィルターの照射口に取り付け、厚さを0.25 mmと0.50 mmにし、各出力波形を測定・記録した。

3.3 エックス線スペクトルの測定

モリブデン陽極から発生する軟部組織の撮影に有効なK特性線、および通常の制動エックス線を調べるため、フッ化リチウム湾曲単結晶(Lithium fluoride, 200面, 面間隔 4.027 Å, フルウチ科学社製)付きの透過式エックス線分光器(Transmission-type x-ray spectrometer, 東北大学理学部制作)を用いてエックス線回折法によりスペクトル分布を測定した。透過式分光器の角度はBraggの回折条件^{2,2), 2,3)}により、約10°に調整した。

陽極からのエックス線は人造雲母の照射窓を透過し、湾曲単結晶により回折された後、エックス

線写真(XR-7)上にスペクトルとして写し出される。写真上に写し出されたエックス線スペクトルの濃淡をCCDカメラを用いて取り込み、画像処理装置により濃度を解析した。測定条件は次のとおりである。

(1) 主に特性エックス線の相対強度を調べるため、充電電圧を40 kV, 50 kV, 60 kVと変化させ、エックス線を2回照射してスペクトルを測定した。

(2) 充電電圧を60 kVと一定にし、アルミニウムフィルターの厚さを0.25 mmと0.50 mmとし、これらを照射口に取り付け、エックス線を2回照射してスペクトルを測定した。

(3) この実験では、制動エックス線の出力を中心に確認するために、照射回数を10回にし、充電電圧を40 kV, 50 kV, 60 kVと変化させて測定した。なお、この測定では特性エックス線による黒化度は線量過度により変化しない。

3.4 X線源の大きさの測定

管電圧の増減とろ過によるエックス線源(実効焦点)の変化を調べるために形状、大きさを写真撮影した。エックス線源(実効焦点)の形状と大きさの測定には、ピンホールカメラ(Pinhole camera, コダック社製)法を採用した。焦点と等倍のピンホール像を撮影するために焦点とピンホール、ピンホールとエックス線フィルム(XR-7, ポラロイド社製)間の距離を各30 cmとした。

(1) 充電電圧を40 kV, 50 kV, 60 kVと変化させ、ピンホール像の撮影を行なった。

(2) 充電電圧を 60 kV と一定にし、アルミニウムフィルターを照射口に取り付け、厚さを 0.25 mm と 0.50 mm にし、ピンホール像の撮影を行った。

3.5 被曝線量の測定法

被曝線量の測定では、熱蛍光線量計 (Thermoluminescence dosimeter, TLD Reader 1500 極光社製) と素子 (MSO-S), 蛍光体 $Mg_2SiO_4 : Tb$, 寸法形状 $2\phi \times 12$ mm ガラスカプセル, 適用範囲 $1 \mu Sv \sim 1 Sv$ 極光社製) を用いた。次にエックス線源から 1.0 m の位置にある頭頸部に相当するアクリル板 ($30 \times 40 \times 10$ cm) の背面に、素子 6 本を取り付け、充電電圧 60 kV で計 10 回のエックス線照射を行い、測定した。

3.6 エックス線撮影

高速度硬軟同時撮影法による画像上の硬組織部位、軟部組織部位の効果を確認するため、犬の頭頸部の撮影を行なった。撮影では、充電電圧を 60 kV、撮影距離を頭部エックス写真に準じて 1.6 m に設定した。実験動物は生後 5 年、体重 16 kg、性別オスの雑種犬である。犬の咀嚼、嚥下運動を自由に行わせるため、試作した体幹固定装置により頭頸部以外を固定し、硫酸バリウム入りの加工食 (自作) を与え、咀嚼、嚥下時の側頭部を撮影した。

4. 結 果

4.1 管電圧と管電流の測定について

管電圧と管電流の時間変化を Fig. 3 (a) に示した。40 kV、50 kV、60 kV とどの充電電圧においても管電圧と管電流はほぼ同様の波形となり、一定の規律性があり、再現性に富むことがわかつ

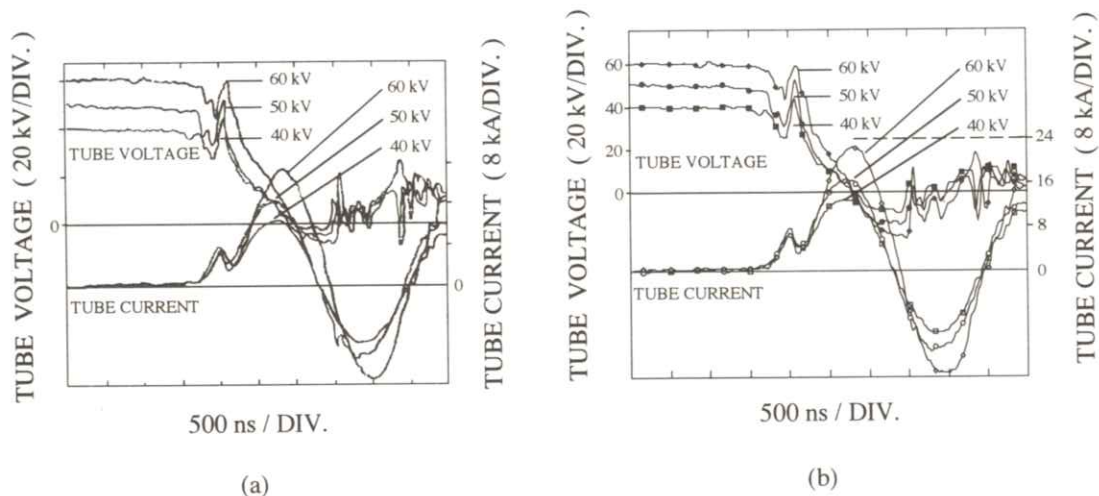


Fig. 3 Tube voltages and currents according to changes in the charging voltage: (a) original data; (b) by means of computer analysis.

た。記録された各管電圧と管電流の波形をコンピュータ処理して、300値ずつ合計1800値取り出した。次に、それらの値の信頼性を確認するため、取り出した値から逆に波形を作り、記録された波形と比較し、Fig. 3 (b)に示すように、ほぼ同一である事を確認した。値をさらに比較検討しやすい数に減らし、照射中の約1 μ s 間を観察すると、管電圧60 kV では管電流5.5 kAを示した。モリブデン特性エックス線が効率よく得られる25~30 kV 時では12.3~10.5 kA、励起電圧20 kV 時では17.3 kA、0 kV 時では22.3 kAを示すことがわかった。これらの値から、照射中の約1 μ s 間の管電圧、管電流の時間平均を求めると約40.8 kV、8.7 kAであった。

4.2 エックス線出力の測定について

Fig. 4, Fig. 5 にはエックス線出力の時間変化(蛍光波形)²⁰⁾ が示してある。Fig. 4 に示すように管電圧と管電流の時間変化により、出力波形には数本のピークが観測され、エックス線照射時間は約1 μ s であった。40 kV、50 kV、60 kV と充電電圧を高めることにより、パルスの波高と実効的な幅は増加したが、Fig. 5 に示すようにアルミニウムフィルターの挿入により、波高と幅は著しく減少した。

4.3 スペクトル分布の測定 について

エックス線フィルムの濃度解析法により得られたK特性エックス線のスペクトルをFig. 6 に示した。冷陰極エックス線管でのスペクトル測定では、フィルム上に $K_{\alpha 1}$ と $K_{\alpha 2}$ からなる線、 $K_{\beta 1}$ と $K_{\beta 3}$

からなる線、そして $K_{\beta 2}$ の線が現われた。図のように充電電圧の増加により、各線の強度が著しく高まり、電圧が60 kV では $K_{\beta 2}$ の出力が確認

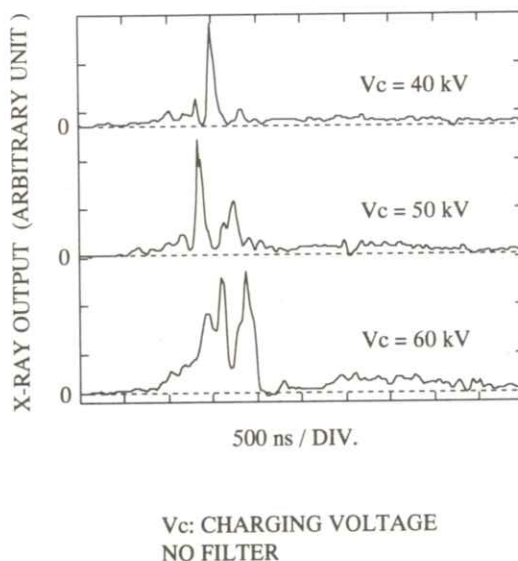


Fig. 4 Variations in the flash x-ray output with the charging voltage.

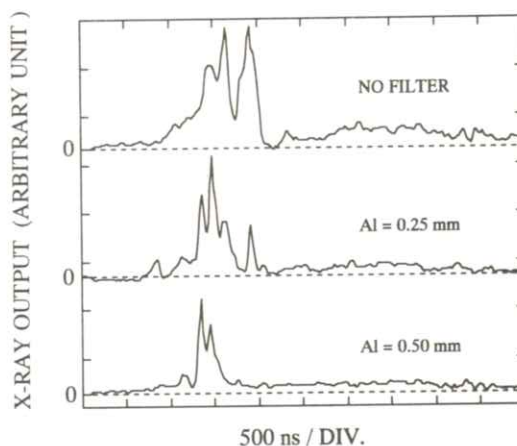


Fig. 5 Variations in the flash x-ray output with the inserted aluminum thickness.

できた。0.5 mm のアルミニウムフィルターを取り付けることによりスペクトル強度は減少し、 $K\beta_2$ は消失した^{8, 20)}。以上の実験結果から、焦点金属からK特性エックス線が放射されていること²¹⁾を確認した。次に制動エックス線の測定では、写真上に帯状のスペクトルが現われ、コンデンサーの充電電圧に対応する制動線が確認された。

4.4 被曝線量の測定について

この熱蛍光線量計²⁰⁾の素子は、 $1\ \mu\text{Sv}$ から1 Sv までの範囲で使用でき、低い管電圧のエックス線にも高感度を示した。素子6本の測定値のうち、低く過ぎる値1本を除き素子5本の1回吸収分を算出した結果 (Table 1), 5本の測定値の平均は $4.8\ \mu\text{Sv}$ であった。

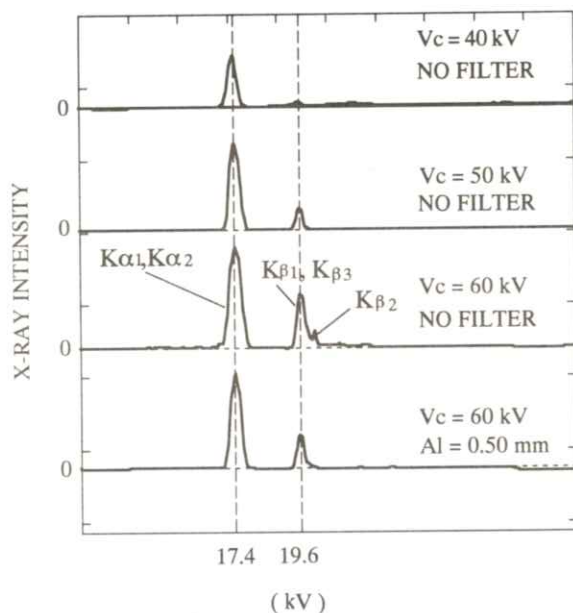


Fig. 6 Density analysis of the measured spectra achieved with a CCD camera.

4.5 エックス線源 (焦点) の観察について

エックス線源のピンホール像はFig. 7に示すとおりである。焦点像において、エックス線強度の高い部分(横幅)の寸法をノギスにて計測すると、管電圧40 kVでは4.27 mm, 50 kVでは5.48 mm, そして60 kVでは6.45 mmであった。また、管電圧60 kVにおいて0.25 mm, 0.50 mmのアルミニウムフィルターを挿入後のエックス線源の横幅は、それぞれ4.71 mm, 4.27 mmであった。まとめれば、フィルム上でのエックス線源の輝度と寸法は充電電圧を高めることにより増加し、アルミニウムフィルターを挿入することにより減少した。

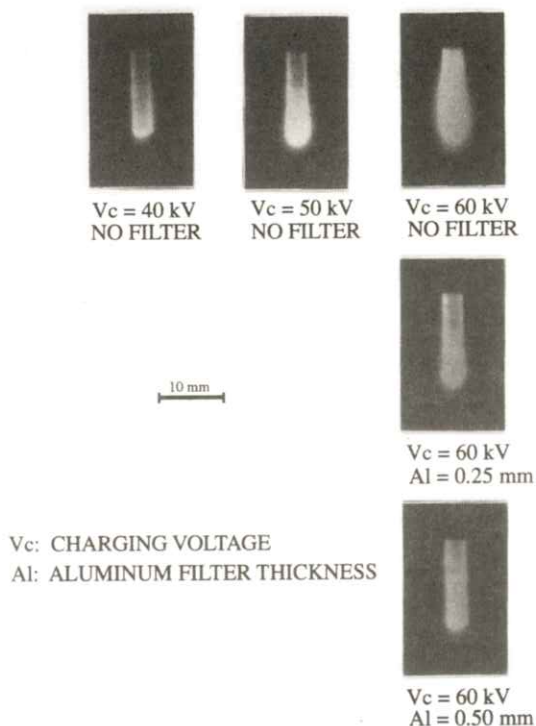


Fig. 7 Images of the x-ray source at the indicated conditions.

4.6 高速度硬軟撮影について

咀嚼中であるにもかかわらず、頭蓋骨から、咽頭部の軟骨部、歯髄など、広範囲にわたり²⁷⁾ 読影しやすい瞬時の静止画像が得られた (Fig. 8)。

5. 考 察

Fig. 3 に示すように管電圧と電流は充電電圧の増加にともなって同様な波形を示し、一定の規則性が認められた。また、管電圧が60 kV 時には、撮影に適する管電流が5.5 kAを示すことから、骨や歯などの撮影に適する線質が得られる。一方、軟部組織に関しては、管電圧が20~30 kV では17.3~10.5 kA (モリブデンK特性線の励起

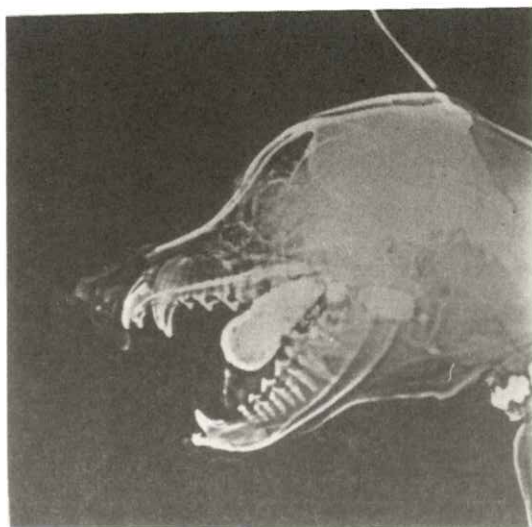


Fig. 8 Lateral skull radiogram of a dog with a charging voltage of 60 kV.

Table 1 Measurement results of the absorbed dose per shot.

ELEMNT NUMBER	1	2	3	4	5	AVERAGE
ABSORBED DOSE PER 1 SHOT (μ Sv)	4.60	5.61	4.64	4.73	4.41	4.80

電圧は20 kV)と管電流値は高く、スペクトル測定結果のFig. 6 からわかるように診断に有効な軟質のエックス線が確認できた。

廣松ら²⁸⁾ は、顎顔面骨格の計測診断に用いられる頭部エックス線規格写真は、軟部組織陰影もある程度観察できることから、舌に迷入したバーの位置を診査するうえで具体的な迷入位置を推測することができ、術前診査として有効であったと述べている。また喜田ら²⁹⁾ は、頬部軟部組織においてガラス片の確認を行っているが、異物が金属かあるいは比較的浅い位置の物と限られると報告している。本実験では、軟部組織間のエックス線吸収差を広げて撮影する方法をとっているため、このようなバーの迷入した位置や異物の確認には、一層効果があると思われる。

エックス線照射時の被写体の動きによる写真上のブレは、焦点とフィルム間距離を(b)、被写体とフィルム間距離を c 、被写体の動きを m 、写真像のずれを H_m とすると

$$H_m = m \{ 1 + c / (b - c) \} \quad (1)$$

として表わされる^{3, 11)}。(1) 式より、ブレによる鮮鋭度やコントラストの低下を防ぐには、撮影の際、患者に静止体位を制約して、被写体の動き m を0に近づけることにより、写真像のずれの H_m の値を最小にすればよいことがわかる。しかし、いろいろな状況下にある患者には静止体位の制約は難しい。Rosenstein³⁰⁾ の報告では、この多岐にわたる歯科治療の問題点を改良する一手段として、患者の抑制しづらい動きによるブレを少なくさせるため、短時間照射が有効であると述べている。実際には、ブレを少なくするため、高感度

フィルムを使用し、短時間照射可能な電子管タイマー付きエックス線装置を用いて、管電圧90 kV、管電流15 mAで作動させ、高速度撮影が行われた。従来の歯科の撮影法より管電流を増加させ、照射時間の短縮をはかり、実際に被写体の動き m を小さくしている。本実験においても、高速冷陰極エックス線装置を使用したことにより、約 $1 \mu s$ という可及的な照射時間の短縮により、さらに被写体の動き m を0近づけた。微妙な生体の動きさえ瞬時に撮影可能なため、機能時でもブレのない撮影が可能となった。

1992年、佐藤ら³¹⁾は、高電圧スイッチ無し装置を用いて鳥の撮影を試みた。陽極には、銅とタングステンを採用したので、銅 K 系列（励起電圧が 9.0 kV）とタングステン L 系列（励起電圧が 12.1 kV）の特性エックス線が出力する。しかし、臨床的には、軟エックス線撮影の場合、20 kV から 40 kV⁴⁾ の管電圧が使用される。さらに、15 kV 以下のエックス線は、被写体に吸収されやすく診断に寄与しないので、フィルターの挿入により除去される。このことから、上述の特性線は人体の軟エックス線撮影用としては適切ではない。一方、本装置では、K 特性線の励起電圧が 20.0 kV のモリブデンを使用しているため、人体の硬・軟組織の撮影に適した2種の線質を持つエックス線が放射される。軟エックス線撮影の診断用装置では、特性エックス線による効果を有効に得るには、陽極の金属の選択がいかに重要かを両装置は示している。磯部¹⁶⁾、佐藤³¹⁾、山本ら³²⁾の報告と本実験の結果から判断すれば、このエックス線源からは 15 kV 以下のエックス線も

多く出力することから、撮影の際は十分なアルミニウムなどのフィルターで 15 kV 以下の軟線を除去することが必要である。

最近、Gingoldら³²⁾による焦点金属とフィルターの組み合わせに関する報告がある。本装置の焦点金属であるモリブデンにモリブデンやロジウムのフィルターを組み合わせることにより、軟部組織を中心とした撮影に適したほぼ単色のエックス線が得られる³³⁾。一方、使用するアルミニウムフィルターを厚くして軟エックス線を吸収すれば、従来の硬組織撮影のための線質が得られると予測できるので、各フィルターの使用法にあたっては今後検討の余地があると思われる。

また石川^{36, 37)}の報告では頭蓋下顎骨のエックス線像と舌を含む軟部組織のエックス線像を、同様に描出させるには、管電圧が 100 kV 以上必要であり 120~140 kV では一層高度に描出されるとある。高速度硬・軟同時撮影法にこの方法を取り入れ管電圧を上昇させ骨をさらに透過させれば、運動状態にある舌や関節円板等の軟部組織が撮影されて認めやすくなり、ブレのない診断域の広い口腔領域の鮮明な画像が得られると推測される。

以上より、高速度硬・軟同時撮影法について検討した結果、口腔領域の機能状態にある軟部組織を含めた硬組織の診断に有効なエックス線撮影法であると推測される。

6. 結 語

本研究で得られた結論を以下に述べる。

(1) 高速度放電技術と焦点金属の特性を有効に利用することにより、管電圧 60 kV の制動エッ

クス線と、高線量率のモリブデン K 特性エックス線を得ることができ、高速度硬・軟エックス線同時撮影が可能であることがわかった。

(2) エックス線照射時間は約 $1\ \mu\text{s}$ であり、頭頸部などの動きをともしなう場合の一瞬時が完全静止画像として撮影できる。

(3) アルミニウムフィルターなどを用いて $15\ \text{kV}$ 以下のエックス線を除去することにより、被曝を軽減する必要がある。

(4) 目的の線質を得るために、焦点金属やフィルター（種類と厚み）を変えてほぼ単色エックス線を発生させ、撮影することは有効であると考えられるため、今後検討を要する。

(5) 装置の安全性の向上と軽量化を考慮し、改良を重ねたいと考える。

冷陰極三極エックス管の焦点金属にモリブデンを使用して短時間照射を行なった撮影法は、歯科に限らず医科においてもまだ報告されていない。そのため本研究では高速度硬・軟同時撮影法について研究をした。本装置の臨床応用が可能となれば、約 $1\ \mu\text{s}$ 照射により生体の詳細な因子だけでなく、動きをともしなう診断の場合においても有効であるとする。すなわち、機能的にも形態的にも、短時間同時撮影により患者の静止体位による緊張や苦痛を和らげ、その上動きによる再撮影を防ぐことができるので、被曝線量の軽減にもつながることが示唆された。

謝 辞

稿を終えるにあたり、御懇切なる御指導、御校

閱を賜りました岩手医科大学歯学部歯科放射線学講座坂巻公男教授に深甚なる感謝の意を表します。本研究の機会を与えて下さり御指導、御校閱を賜りました教養部物理学教室大泉貞治元教授に謹んで感謝の意を表します。本研究を進めるにあたり、終始快く御指導、御教示を賜りました教養部物理学教室佐藤英一助教授に心より感謝します。さらに、本研究に御協力、御理解を頂きました歯科放射線学講座ならびに教養部物理学教室諸氏に感謝します。装置の使用にあたりご協力頂きました中央放射線部佐々木勝明技師に厚く御礼申しあげます。動物の健康管理にご助力頂きました岩手大学農学部佐藤潤獣医師、船橋済生会病院遠藤伸行血液指導医に心より感謝します。なお、本研究の一部は日本私学振興財団平成7年度大学院重点特別経費の補助を受けて行なった。

引用文献

- 1) 板井悠二, 荒木力, 町田徹, 他: 図解放射線医学 p.1, p.13 (医学文光堂 東京1989)
- 2) 江副正輔, 田島聖正, 森山有相: X線撮影技術学 3版 pp.280-282 (南山堂 東京1995)
- 3) 網川高美: X線撮影技術入門 pp.12-16, p.35, pp.88-92 (医歯薬出版 東京 1971)
- 4) 江藤秀雄: 放射線医学 p.22, p.45 (医学書院 東京 1977)
- 5) 澤木修二, 松永亨, 坂倉康夫: 耳鼻咽喉科最近の動向 p.174 (金芳堂 京都 1990)
- 6) 末舛恵一, 海老原敏: 頭頸部癌-国立ガンセンター編 p.45, pp.53-54, p.111 (メジカルビュー 東京 1995)

- 7) 藤島一郎：口から食べる一嚥下障害 Q&A
pp.11-21 (中央法規出版 東京 1995)
- 8) 上村修三郎, 藤木知一, 渡辺郁馬：老年者
歯科 pp.266-277, pp.346-359 (Dental
Diamond 社 東京 1985)
- 9) 京都ハイパワーテクノロジー研究会：パル
スパワー工学の基礎と応用 pp.122-124 (近
代科学社 東京 1994)
- 10) 堀岡一彦, 青木尊之：応用物理 **65** 6
(1996)
- 11) 磯部寛, 小原春雄：岩手医科大学教養部研
究年報 **17** 1 (1982)
- 12) 佐藤英一, 磯部寛, 有馬宏寧：岩手医科大
学教養部研究年報 **18** 19 (1983)
- 13) 磯部寛, 星野文彦, 太田温, 他：岩手医科
大学教養部研究年報 **12** 1 (1977)
- 14) 磯部寛, 佐藤英一, 小原春雄：岩手医科大
学教養部研究年報 **18** 1 (1983)
- 15) 磯部寛, 佐藤英一, 川崎敏：放射線 **15** - **3**
32 (1989)
- 16) 磯部寛, 佐藤英一：岩手医科大学教養部研
究年報 **17** 9 (1982)
- 17) 菊田惺志：X線回折・散乱技術 pp.45-49,
pp.62-67, p.166, pp.211-217 (東京大学
出版会 東京 1996)
- 18) 村上悠紀雄, 團野皓文, 小林昌敏：放射線
データブック pp.5-135 (地人書館 東京
1982)
- 19) 青柳泰司：診断用X線装置 pp.78-79,
pp.126-127 (コロナ社 東京 1980)
- 20) 河田燕：放射線計測技術 p.67, pp.136-138
(東京大学出版会 東京 1986)
- 21) 長哲二：放射線計測学 2版 pp.34-76,
pp.151-157 (南山堂 東京 1991)
- 22) 竹井力：放射線物理学 pp.99-105,
pp.136-141 (南山堂 東京 1994)
- 23) 宇田川康夫：X線吸収微細構造
pp.118-121 (学会出版センター 東京
1995)
- 24) 東与光, 青山亘, 鈴木信一郎, 他：Oral
Radiology pp.98-105 (日本医事新報社
東京 1989)
- 25) 高村敬純：歯放 **28** 387 (1988)
- 26) 荒木和之, 小西圭介, 豊橋不可依, 他：歯
放 **23** 22 (1982)
- 27) H.E. Evans, G.C. Christensen：
Anatomy of the Dog, 2nd Edition
pp.149-163 (W.B.Saunders Company
Philadelphia .London.Toronto 1979)
- 28) 廣松辰巳, 森本泰宏, 永田芳子, 他：歯放
36 213 (1996)
- 29) 喜田豊子, 兼松宣武, 土井 尚, 他：日口
外誌 **20** 286 (1974)
- 30) S.N. Rosenstein (祖父江鎮雄, 西田百代,
鈴木俊行, 他訳):脳性麻痺患者の歯科治療
pp.60-61 (医歯薬出版 東京 1980)
- 31) E. Sato, A. Shikoda, S. Kimura, et al：
SPIE **1801** 1001 (1992)
- 32) M. Yamamoto, A. Takabe,
K. Sakamaki, et al：SPIE **2549** 206
(1995)
- 33) E.L. Gingold, X. Wu, and

G.T. Barnes : Radiology **195** 639 (1995)

- 34) 角田博子, 東野英利子 : Mammography
and Breast Ultrasound pp.1-15, p. 79
(メディカルコア 東京 1996)
- 35) 小西圭介, 豊橋不可依, 神田重信 : 歯放 21
265 (1982)
- 36) 石川富士郎 : 日矯誌 17 3 (1958)
- 37) 石川富士郎 : 日矯誌 19 161 (1960)

ヘリカルCTを用いた大動脈壁石灰化定量評価法の開発

武藤 晃一, 安野 泰史, 山口 弘次郎, 近藤 武*, 古賀 佑彦**,
高山 聡***, 久米 祐一郎***, 津田 元久***

藤田保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科

〒470-1192 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪1-98

*藤田保健衛生大学医学部循環器内科

〒470-1168 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪1-98

**藤田保健衛生大学医学部放射線科

〒470-1168 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪1-98

***東京工芸大学工学部光工学科

〒243-0213 神奈川県厚木市飯山1583

(1997年6月7日, 最終1998年4月1日受理)

Development of Quantitative Evaluation Method of Aortic Calcification Thoracic Helical CT Images

Koichi MUTO, Hirofumi ANNO, Kojiro YAMAGUCHI,
Takeshi KONDO*, Sukehiko KOGA**, Satoshi TAKAYAMA***,
Yuichiro KUME*** and Motohisa TSUDA***

Department of Radiological Technology, Fujita Health University,

School of Health Sciences

1-98 Dengaku-gakubo Kutsukake-tyo Toyoake, Aichi 470-1192, Japan

*Department of Cardiology, Fujita Health University,

School of Medicine

1-98 Dengaku-gakubo Kutsukake-tyo Toyoake, Aichi 470-1168, Japan

**Department of Radiology, Fujita Health University,

School of Medicine

1-98 Dengaku-gakubo Kutsukake-tyo Toyoake, Aichi 470-1168, Japan

***Department of Photo - Optical Engineering, Faculty of Engineering,
Tokyo Institute of Polytechnics
1583 Iiyama, Atsugi, Kanagawa 243 - 0213, Japan
(Received Jun 7, 1997, in final form April 1, 1998)

In this study, we investigated quantitative evaluation of aortic calcification employing thoracic images scanned by helical CT.

To measure a volume of aortic calcification in a series of thoracic images, we developed a software on Apple Macintosh personal computer that extract calcification semiautomatically. The measurement process of calcification in this program consists of the following steps : (1) manual designation of an approximate center point in the aorta area on the first image, (2) semiautomatic extraction of aortic ROI by successive radial edge detection, (3) measurement of the sum of calcification pixels in the ROI and of the sum of scored calcification values that was weighted by the factors allotted to the CT numbers of the calcification pixels, and (4) calculation of the total sum of the number of the calcification pixels and the total sum of scored calcification values by applying(1) - (3) repeatedly to whole slice images of a patient.

We processed 10 series of thoracic helical CT images containing aortic calcification at an interval of 2 years.

In consequence, our evaluation method could quantitate the temporal change of amounts of aortic calcification.

1. はじめに

胸部大動脈血管壁の石灰化は臨床上胸部単純X線写真で発見されることが多く、動脈硬化の進展度を評価するための一つの手がかりとなるが、胸部単純X線写真を用いて定量的に石灰化量を評価することは困難であった。

近年X線CT装置の普及にともない、X線CT画像を用いた大動脈壁石灰化の定量的評価が検討されてきた¹⁻⁴⁾。しかし、コンベンショナルスキャンのCT装置を用いて大動脈壁石灰化の定量

的評価を行う場合、得られる胸部スライス画像(以下画像)の定量性に問題があった。

そこで我々は大動脈壁石灰化を定量評価するため、ヘリカルスキャンCT装置⁵⁻⁷⁾を用いて胸部撮影を行った。得られた多数枚の画像から石灰化を抽出し、定量評価を行う石灰化定量評価ソフトウェアをApple社製Macintoshパーソナルコンピュータ(以下Mac)上で構築した。

本論文では、2節で従来法の問題点、3節で石灰化定量評価法の基本方針と手順、4節で評価ソフトウェアの処理手順、5節と6節で本評価法の

臨床応用とその結果，7節で考察を示す。

2. 従来法の問題点

CT装置から得られる画像で大動脈壁石灰化を定量評価する時の問題点は以下の3つが挙げられる。

1) コンベンショナルスキャン法ではスライス厚のパーシャルボリューム効果が問題であった。つまり，従来10mmスライス厚で撮影が行われるのが一般的であったため，スライス幅が厚いことによる石灰化部位のCT値再現性の低下があった。

また，コンベンショナルCTで体軸方向に長い大血管を撮影する場合，撮影枚数が多くなるので全体の撮影時間が長いという問題があった。

2) CT装置で得られた画像を定量化処理を行うコンピュータへ転送する方法に問題があった。従来法では，フィルムスキャナやビデオカメラでイメージャーフィルムをデジタル化する方法¹⁾や，ビデオ信号でVTR装置に記録しビデオキャプチャボードで取り組む方法⁸⁾等が試みられてきた。このような方法では，画像のアナログ信号転送に伴う質的な低下や安定性の低さが問題であった。

3) 石灰化量は，画像に含まれる石灰化とみなされるCT値以上の画素をカウントすることで求めることができる。ただし，閾値処置で画像全体を走査して石灰化画素を見つけることは石灰化部位のCT値が画像に含まれる脊椎部位のCT値と近接するため不可能である。このため，石灰化を含む大動脈血管輪郭をROI設定して抽出し，その中で閾値処置することで石灰化画素をカウントするソフトウェアが開発された⁸⁾。しかし，この

ソフトウェアでは血管輪郭の検出を単一の閾値のみで行っており輪郭検出の精度が低く，一患者分の画像の連続処理が不可能で定量化処理に時間が掛かるという問題があった。

3. 石灰化定量評価法の基本方針と手順

従来法の問題点を解決するために，1)ヘリカルCTによる撮影，2)画像のデジタル転送，3)半自動的大動脈血管輪郭抽出処理および石灰化定量処理の効率化を行った。以下にその詳細を述べる。

1) パーシャルボリューム効果と撮影時間短縮の問題を解決するために，断層撮影にはヘリカルCTを用いる。具体的には，1回の息止めで5mm幅のX線ビームを用いてスライス間隔2mmの再構成画像を得る。これにより，体軸方向の空間分解能は若干低下するが，画像の連続性が増すことで，大動脈壁石灰化の形状識別が向上する^{9, 10)} (Fig. 1)

2) 画像の画素値の信号劣化を防止するため，画像をデジタル転送する。転送方法は，まずCT装置より5センチ光磁気ディスク(IS&C)に画像を記録する。続いてMacで動作するブレインラボV1.5(リコー社製)ソフトウェアを用いて，5インチ光磁気ディスクからMacへ転送する。この際，ソフトウェアの制約から1画素当たり12bit階調の画像が8bit階調のPICT形式¹¹⁾画像へ変換される。

3) 本評価法においても，画像中の石灰化に相当するCT値を持つ画素をカウントすることで定量評価を行う。これを石灰化画素数とする。また，石灰化の程度評価を加味するため，血管ROI内

の石灰化画素をそのCT値によって複数の階級に分割し、階級に応じたスコア（重み係数）を画素数に乘じた石灰化スコア値を設定する。つまり、高い階級に属する石灰化画素数にはより大きなスコアを乗じ、低い階級に属する場合には小さなスコアを乗ずる。大きなCT値を持つ石灰化程度の高い画素数を強調することで、石灰化の程度を評価する。

今回作成する評価ソフトウェアでは、定量化処理速度を向上させるため画像の連続処理を可能と

し、半自動的な血管ROI抽出アルゴリズムの精度向上を図る。詳細は4節に示す。

4. 石灰化定量評価ソフトウェアの処理手順

本研究で作成した評価ソフトウェアは、Mac上にPICT形式画像としてデジタル転送されたヘリカルCT画像に対して、1)半自動的な大動脈血管輪郭抽出処理、2)抽出された血管輪郭ROI内の石灰化画素数および石灰化スコア値の計測を1

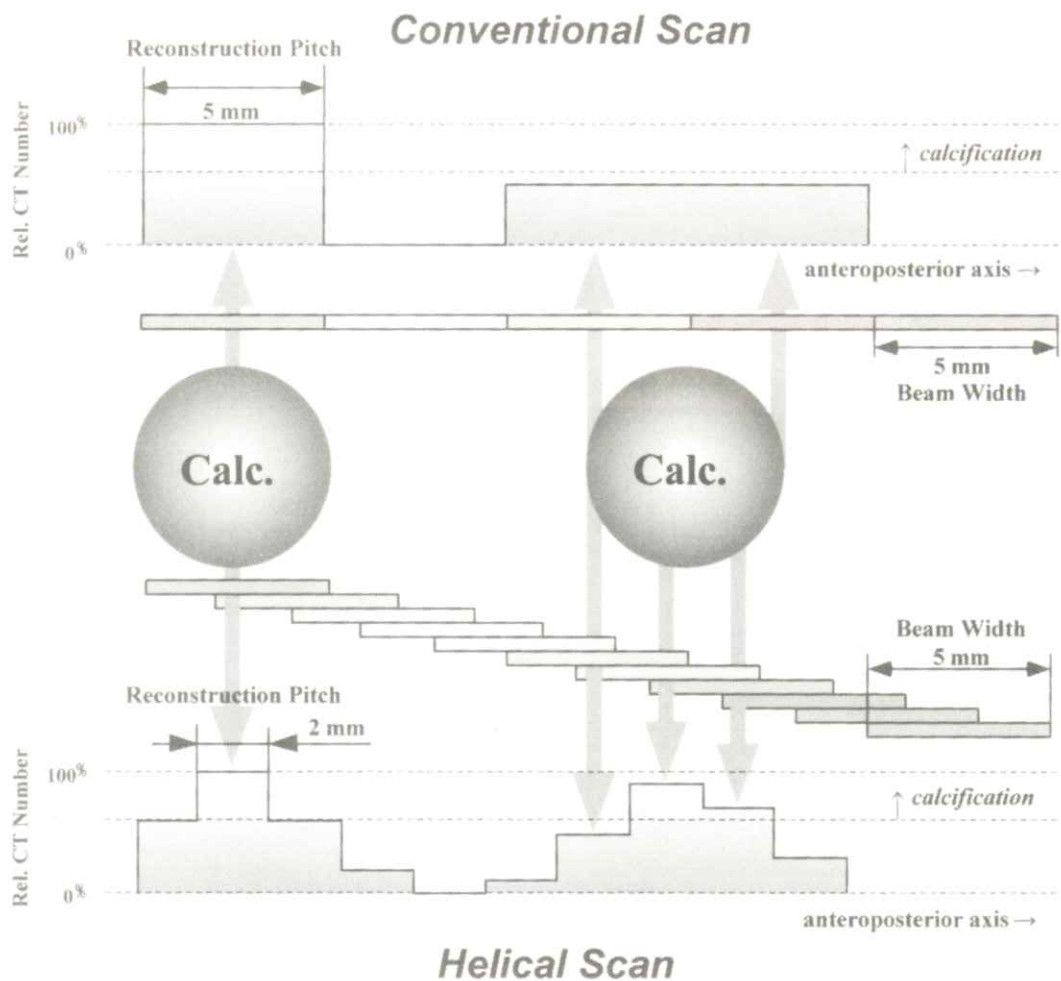


Fig. 1 Anteroposterior reproducibility of calcification.

患者分の画像について連続的に処理する。評価結果の概観をFig. 2に示す。図中の□マークは輪郭点、輪郭点を結ぶ実線が抽出された血管輪郭である。血管輪郭内の石灰化部位をCT値に応じて色分けして表示している。なお、開発言語はSymantec C++8.4J (Symantec社製)である。

以下に本評価ソフトウェアの処理手順の詳細を述べる。

4.1 血管輪郭抽出処理

4.1.1 大動脈血管部位の指定

ヘリカルCTで得られた画像に含まれる胸部大動脈は、大動脈弓部から下行大動脈にかけて、楕

円を2つ繋げた様なピーナツ形からほぼ円に近い楕円形まで連続的に変化し、その重心の位置も移動している。このため、アルゴリズムのみによる血管部位の特定処理は困難である。よって本評価ソフトウェアではマニュアル操作で大動脈血管領域の中心点を1点指定し、血管部位を特定する。そして、この指定された点を起点に血管輪郭を探索する。また、画像の連続処理を可能としたので、1つの前の画像で検出された血管領域の重心点を求め、その点を次の画像の血管輪郭探索の開始点とする。輪郭の検出が的確でなかった場合には、マニュアル指定し直すことも可能である。

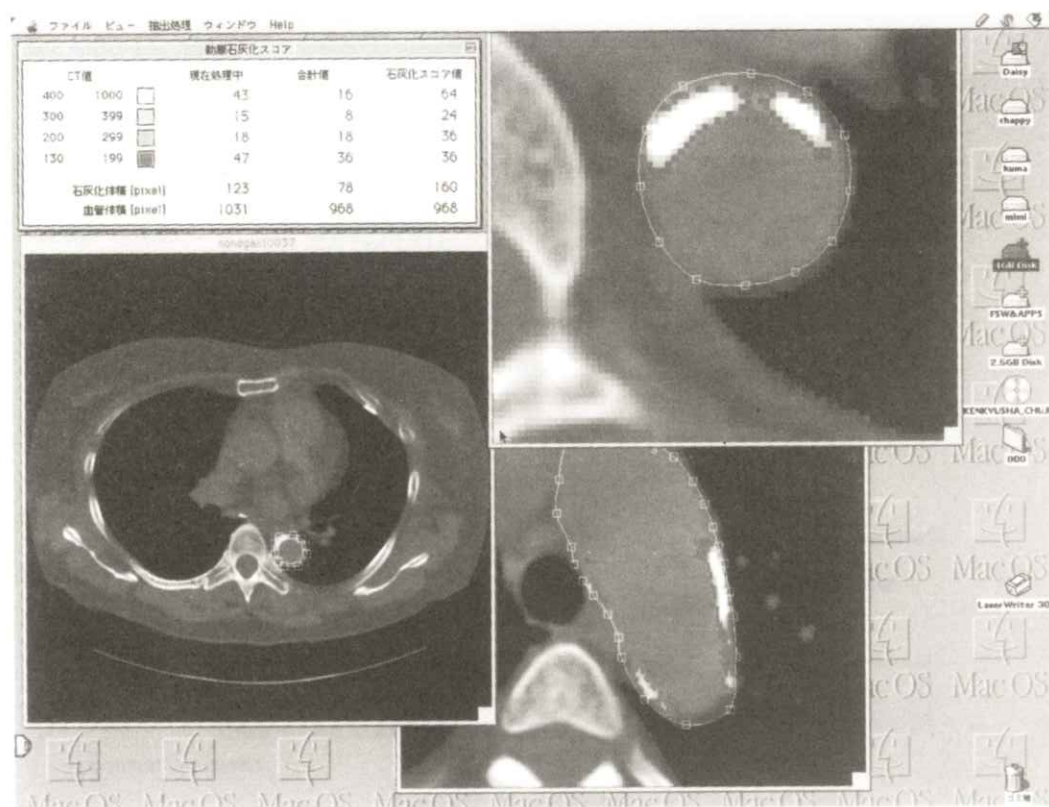


Fig. 2 Overview of the software running on Macintosh.

4.1.2 血管輪郭の検出

血管輪郭は、指定された中心点から放射状に画素を走査し、閾値処理で検出する。検出する輪郭点の数 N_{cont} は可変で、中心点から360度方向に N_{cont} 等分した角度毎に走査する。また、閾値処理はCT値 (HU:Hounsfield Unit) 単位とする。処理対象となる画像は8bit階調に変換されているので元画像のウインドウレベル値 (WL) とウインドウ幅 (WW) を評価ソフトウェアに入力し、内部で画素値をCT値に変換する。

血管輪郭の検出のアルゴリズムは以下の通りである (Fig. 3)。

1) 大動脈血管領域は血液で満たされているのでほぼ均一なCT値を有している。また、血管壁のCT値は血液と大差が無い。血管領域中の肺野

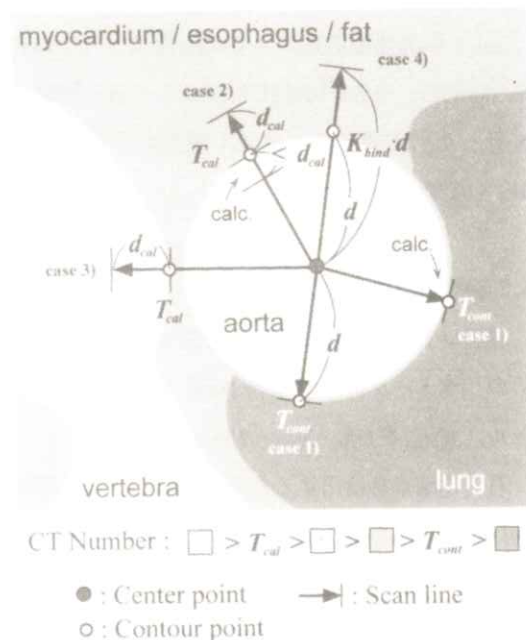


Fig. 3 Method for detecting the contour of aortic vessel.

と隣接する部分ではCT値が急激に低下するので、血液のCT値の下限值 T_{cont} を輪郭決定の閾値とすることで用意に輪郭が検出できる。

2) 大動脈血管壁が肺野と接する部分に石灰化が存在する場合は T_{cont} で輪郭が求められる。しかし、心臓や食道と接する部分に石灰化が存在する場合は、拍動や脈動の影響によるパーシャルボリューム効果で石灰化の外側部分にある脂肪のCT値が変化するため T_{cont} では輪郭の検出が困難である。石灰化は血管壁の中に存在し解剖学的に大きさが制限され、血管領域中央部から放射状方向に見て2つ以上の石灰化が重なることも少ない。これより、石灰化画素と判断されるCT値の下限値を T_{cal} として、探索開始点から走査を開始する。一定距離 d_{cal} 内で T_{cal} 以上のCT値を検出し再び T_{cal} より低いCT値を検出 (その点を P_{cont} とする) した場合、さらに d_{cal} だけ走査を延長する。その間に T_{cont} 以下の画素が見つからない場合には点 P_{cont} を輪郭として検出する。

3) 石灰化が無く、脊椎と接した方向に走査し、 T_{cont} での輪郭検出ができなかった場合、 d_{cal} より長い距離の間 T_{cal} より高いCT値を検出するため、その時点で走査を終了し初めに T_{cal} を検出した地点の手前を輪郭とする。

4) 石灰化が無く、血管部位が心臓と接する方向に走査した場合、非常に長い距離を走査して T_{cont} などで輪郭が検出される可能性がある。そこで、大動脈血管断面の輪郭形状の特徴を利用した拘束条件を設定する。血管輪郭形状はどのスライス画像に於いても楕円状を呈しているので、血管領域の中心から見て180度方向の輪郭点がそれ

それはほぼ等距離にある。これより、検出された N_{cont} 個の輪郭点データをそれぞれ中心点から180度方向に対するデータの組に分ける。中心からの距離が一方より K_{bind} 倍大きい場合、双方の輪郭点までの距離を短い方に合わせるという拘束条件を設定する。

5) 検出された輪郭点を自然スプラインを用いて結ぶことで、大動脈壁石灰化を含む血管輪郭ROIを設定する。なお、検出された輪郭点はマニュアル操作で補正することが可能である。

4.2 石灰化計測処理

設定した血管領域ROI内を走査し、閾値 T_{cal} より高いCT値を持つ画素を石灰化画素数としてカウントする。

石灰化スコア値を求めるための階級を決定する境界値とスコアは10段階まで設定が可能である。各値は操作者が自由に設定できる。

石灰化画素数と石灰化スコア値は、数値データとしてウィンドウに表示する。画像中の石灰化画素は各階級毎に色分して表示する。

最終的には、各画像に含まれる石灰化画素数と石灰化スコア値の総計（総石灰化画素数および総石灰化スコア値）を求め表示する。

5. 臨床応用

今回作成した評価ソフトウェアを実際に臨床画像に適用し、大動脈壁石灰化の進展状況の定量化を試みた。

5.1 対象および撮影条件

胸部単純X線撮影で大動脈に石灰化を認めた動脈硬化症患者10例（男性3例、女性7例、平均年齢 67.9 ± 7.1 歳）を対象とし、TCT-900S Helix（東芝製全身用X線高速CT装置）を用いて、ヘリカルスキャンにて得られた画像を使用した。

スキャン条件は、管電圧120kV、管電流150mA、撮影領域300mm、1秒/回転、X線ビーム幅5mm、寝台移動速度5mm/秒、連続スキャン時間を30秒間とした。

撮影範囲は大動脈弓部上縁より10mm頭側から足側へ150mmと設定した。

補間再構成法は、対向ビーム補間で2mm間隔に再構成を行った。1患者当たり75枚のスライス画像を得た。

Macへの画像転送は、全ての画像についてWWを1000HU、WLを100HUに固定して8bit階調化を行った。画像サイズは元の画像から変更せず512×512画素とした。

5.2 評価ソフトウェアの設定

評価ソフトウェアに設定する血管輪郭検出のためのパラメータは、 T_{cont} を10HU、 d_{cal} を5ピクセル、 K_{bind} を1.2、 N_{cont} は24とした。

石灰化画素を検出するための閾値 T_{cal} は、経験的に130HUと設定した。

また、石灰化の程度を4つの階級に分割して石灰化スコア値を求めるためのスコアを設定した。石灰化画素のCT値とスコアの関係はTable 1に示す。この階級を分ける境界のCT値の設定は放

Table 1 Calcification rank and Score (weight).

Rank of Calcification [HU]	Score
+400 ~ +1000	4
+300 ~ +399	3
+200 ~ +299	2
+130 ~ +199	1

放射線科医の経験に基づき決定した。スコアは簡便に4段階に設定した。

6. 臨床応用結果

平成4年3月から平成7年3月に同一の撮影条件で、同一の補間再構成方法によって得られた、対象患者10例の2年の間隔を経た2回の画像（計2回×75枚×10例）を評価ソフトウェアで処理し、それぞれ総石灰化画素数と総石灰化スコア値を求めた。

6.1 評価ソフトウェアについて

評価ソフトウェアの操作者は臨床画像の経験が豊富な放射線科医1名とソフトウェア技術者1名とした。それぞれ同一の全ての画像を処理した。

6.1.1 石灰化画素数の信頼性

Fig. 4 に同一画像から求めた石灰化画素数の操作者間での比較を行ったグラフを示す。対象患者10例の画像データ中、石灰化を認めた136画像を対象にした相関係数は $R = 0.999$ であった。

6.1.2 血管領域抽出の信頼性

血管領域全体を示す画素数を計測し、操作者間で比較したグラフをFig. 5 に示す。136画像を対象とした相関係数は $R = 0.945$ であったが、操作

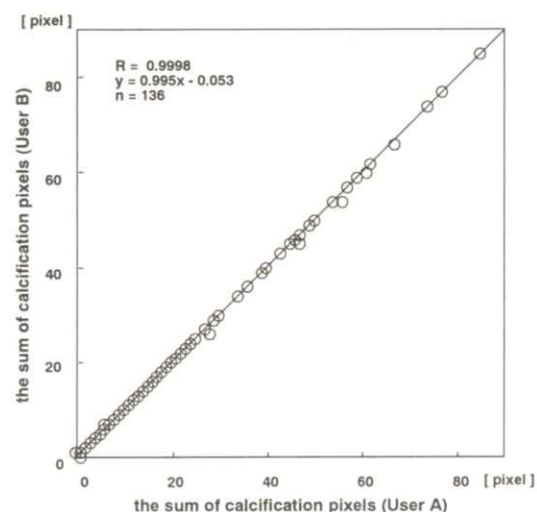


Fig. 4 Correlation of the sum of calcification pixels that obtained from the software by 2 different users.

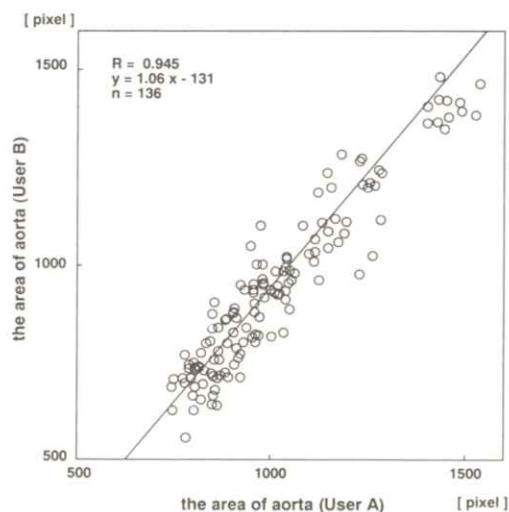


Fig. 5 Correlation of the aortic vessel area that obtained from the software by 2 different users.

者間で1画像あたりの血管領域画素数が最大で29%の差, 平均で8.2%の差を生じた。

6.2 石灰化の定量結果

Fig. 6 に示したグラフは, 対象患者10症例について, 2年の間隔をおいたスライス画像から計測された総石灰化画素数を示したものである。総石灰化画素数を用いて, 患者毎の石灰化量とその変化を定量的に示すことができた。

同様に総石灰化スコア値の変化をFig. 7 に示す。総石灰化画素数の変化を示したグラフと比較して特徴的な評価の差は表れなかった。

7. 考 察

7.1 評価ソフトウェアについて

本評価ソフトウェアは, 画像を連続的に定量化処理できるよう作成した。文献8)のソフトウェアでは, 1患者当たり75枚の画像を処理するのに1時間程度かかっていたが, 本ソフトウェアでは, 10分程度で定量化処理することが可能となった。

7.1.1 石灰化画素数の信頼性

本ソフトウェアで測定した石灰化画素数は, 操作者の違いによりほとんど変化せず良好な再現性を有した。石灰化の進展を定量化する際に操作者によるばらつきの影響が少なく, 評価ソフトウェアは石灰化の評価に有用であった。

7.1.2 血管領域抽出の問題点

同一画像について操作者間で血管領域全体を示

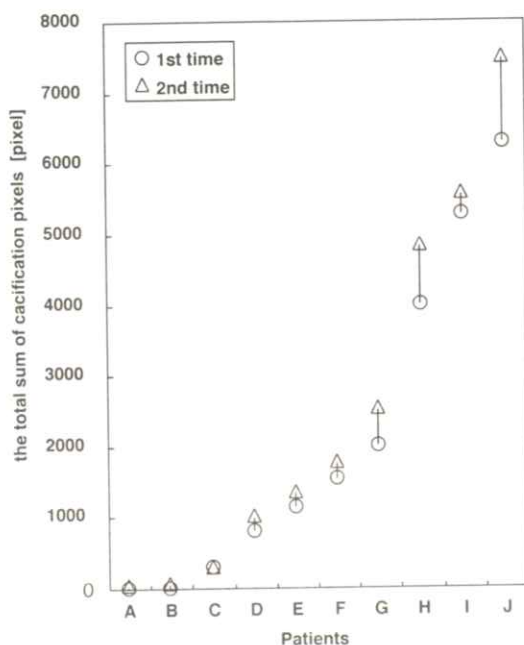


Fig. 6 2 years of change in the total sum of the calcification pixels.

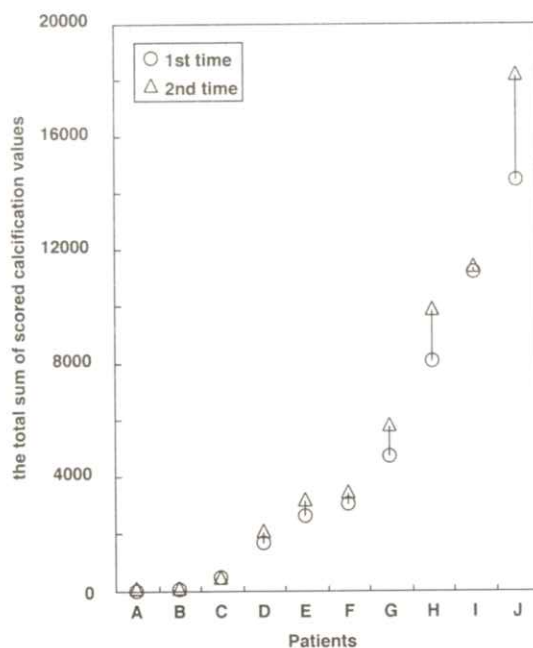


Fig. 7 2 years of change in the total sum of the scored calcification values.

す画素数を比較したところ、石灰化画素数に比較して大きなばらつきを生じた。これは、本ソフトウェアではマニュアル操作で大動脈血管の中心点を指定し輪郭点の探索を行うため、検出される輪郭点のずれが血管ROIの形状に差を生じさせた。石灰化を含むように血管ROIを抽出することに注目したため、多少大きめの血管ROIが設定されても操作者の判断で黙認される可能性があった。輪郭点の検出が不良でマニュアル操作補正を行った場合に血管輪郭ROIの形状に差が生じた、等の理由が考えられる。

今後、大動脈血管の体積や形状を利用した評価を行うとする場合、大動脈血管の輪郭決定アルゴリズムの精度を向上させる必要がある。

7.2 石灰化の定量化法について

総石灰化スコア値による石灰化の程度評価を試みたが、今回行ったスコアの設定では総石灰化画素数と比較して顕著な評価の差がみられなかった。石灰化の進展形態は、石灰化の程度が進みCT値が上昇するよりも、程度の低い新しい石灰化が増加する傾向が大きい。このため、今回設定したスコアでは程度が高い石灰化の強調が不完全であった。スコアの設定や階級の設定方法に検討の余地が残った。

また、画像のデジタル転送を行う際に、変換ソフトウェアの制約から8bit階調のPICT画像へ変換を行ったため、階調の圧縮が起きた。石灰化量の定量性を向上させるため、今後ヘリカルCT装置のネットワーク対応化を行い12bit階調の画像を直接Macデジタル転送し、評価ソフトウェア

で処理する必要がある。

8. ま と め

ヘリカルCT装置で撮影した胸部スライス画像を用いて胸部大動脈壁石灰化の定量的な評価を試みた。

今回開発した石灰化定量評価ソフトウェアは、半自動的な大動脈血管輪郭抽出と石灰化画素数および石灰化スコア値の計測を連続的に処理し、石灰化の定量化処理を安定にかつ円滑に行うことを可能にした。本評価法は石灰化疾患の進展状況を定量的に示すことが可能であった。

今後、石灰化定量評価ソフトウェアの自動化を進めるとともに、本石灰化定量評価法の定量性について詳しく検討していきたい。

文 献

- 1) 師岡信裕, 高須準一郎, 西本良博, 他: 循環器科 **24** 193 (1988)
- 2) 高須準一郎: 脈管学 **30** 1205 (1990)
- 3) 都島基夫, 他: 動脈硬化 **18** 1091 (1990)
- 4) 都島基夫: Clin Calcium **4** 26 (1994)
- 5) Kalender, WA et al: Radiology **176** 181 (1990)
- 6) 安野泰史, 近藤武, 片田和廣, 他: 日医放誌 **53** 1033 (1993)
- 7) 辻岡勝美, 安野泰史, 片田和廣, 他: 日医放誌 **48** 253 (1992)
- 8) 篠崎仁史, 近藤武, 石川恵美子, 他: 臨床と研究 **74** 2606 (1997)
- 9) 鈴木憲二, 片倉俊彦, 遊左烈, 他: 日放技

誌 **52** 348 (1996)

10) 辻岡勝美：日放技誌 **52** 389 (1996)

11) Apple Computer, Inc. : Inside Macintosh
Volume V pp.85 - 90(Addison - Wesley,
1989)

I 春季（第120回）大会記事

春季（第120回）大会を下記のように開催しました。

日 時 平成10年1月31日（土） 10:00～17:00

場 所 京都工芸繊維大学 工芸学部5号館10号講義室
〒606 京都市左京区松ヶ崎

特別講演 10:00～11:00

「仕事のメディア、暮らしのメディア」

京都工芸繊維大学工芸学部 教授 田村 博 先生

見学会 11:00～12:00

人間情報工学研究室（田村研究室）の施設見学

研究発表会 13:00～16:40

- 1) Xレイフィルムの画像変色修復処理の画質への影響
本田 凡、田口雅昭
コニカ感光開発・第2開発センター
- 2) ノンスクリーンフィルムのLSFに関与する因子
丹羽克味、山田英彦、奥村泰彦、大坊元二*
明海大・歯・歯放、*奥羽大・歯・歯放
- 3) ウェーブレット変換を用いたコーンビーム型三次元CT画像の画質改善
塚本和也、松井邦晃、角尾卓紀、中森伸行、吉田靖夫
京都工繊大・工芸・電子情報
- 4) ウェーブレット変換を用いた医用画像の圧縮
平木啓愛、今村裕之、中森伸行、吉田靖夫
京都工繊大・工芸・電子情報
- 5) ネットワークを利用したコンピュータ支援診断システムの構築
山口達也、吉田幸司、石野 肇、中森伸行、吉田靖夫
京都工繊大・工芸・電子情報
- 6) Navigator Echo Gated Coronary MR Angiography
山口弘次郎、深津 博*、長縄慎二*、石垣武男*、杉浦 聡**、市之瀬伸保**、
二宮綾子***、武藤一、江本 豊****、近藤 武*****、片田和廣、古賀祐彦
藤田保衛大・衛生、*名大・医・放、**東芝・那須工場・第4技術、
東芝メディカル・中部支社、*藤田保衛大・医・放、
*****藤田保衛大・医・循環器内科

- 7) 新生児早期の頭部動脈拍動とその経時変化
福澤理行、山田正良、狐塚善樹*
京都工繊大・工芸・電子情報、*済生会兵庫県病・小児科
- 8) NICUにおける新生児頭部動脈拍動のその場観察
井峯良太郎、福澤理行、山田正良、狐塚善樹*
京都工繊大・工芸・電子情報、*済生会兵庫県病・小児科
- 9) 乳房X線画像における腫瘍陰影のフラクタル次元を用いた解析
谷 芳伸、原 武史、藤田広志、遠藤登喜子*
岐阜大・工・応用情報、*国立名古屋病・放
- 10) マンモグラムにおける腫瘍陰影検出アルゴリズムの開発
— 線状陰影の擬陽性削除 —
笠井 聡、藤田広志、原 武史、遠藤登喜子*
岐阜大・工・応用情報、*国立名古屋病・放

Ⅱ 第120回理事会議事録

日 時 平成10年1月31日(土) 12:00～13:00

場 所 京都工芸繊維大学工芸学部

出席者 金森、稲本、小島、中森、藤田、松本、滝川、津田、山田、丹羽
内田名誉会長、竹中顧問、長谷川顧問

議 題

- 1) 平成10年度秋季(第122回)大会は平成10年11月13日、14日に開催される断層映像研究会(金子昌生会長)と連続開催を行うことを決定し、期日は平成10年11月14日とすることとした。なお、小島理事に連絡調整ならびに企画を依頼した。
- 2) 平成10年度春季(第123回)大会は平成11年2月初旬に大阪で開催することとし、企画を松本理事に依頼した。
- 3) 表彰選考委員長に丹羽理事を選出し、各賞の選考を依頼した。また委員長から申し出のあった選考委員を了承した。
- 4) 本学会と他の学会との共催や協賛等を行う場合について協議した。まず他学会と共催を行う場合は総会の承認を得ることとし、協賛や協力等に関しては、会長が必要と認めた場合には理事会の承認を得ることとした。
- 5) ホームページ充実のため藤田理事を中心に中森理事、小島理事の協力の下にワーキンググループを作り活動することとした。
- 6) 電子情報通信学会のデジタル信号処理研究会に対する本学会の協賛に関して藤田理事から説明があった。

Ⅲ 編集委員会から論文投稿に関するお知らせ

来る秋季(第122回)大会は、会告でお知らせのごとく断層映像研究会との連続開催により11月14日に行われることになりました。

通常この大会で発表された研究の論文は、平成11年1月発行の医用画像情報学会誌第16巻1号に掲載されることとなりますが、発表後の論文投稿では編集業務の日程が不足し正規の発行日に間に合いません。そこで16巻1号に論文掲載を希望される場合は、あらかじめ論文を発表前の10月31日までに事務局にお送りくださるようお願いいたします。

なお11月14日に研究発表されその後投稿された論文については、第16巻2号(平成11年5月発行)に掲載されることとなります。

新 入 会 員

No.	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
516	荒 尾 信 一	川崎医療短期大学放射線技術科 〒701-01 岡山県倉敷市松島316	TEL 086-462-1111 FAX 086-463-4339

会 員 異 動 届

No.	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
371	中 川 浩 三	勤務先	株式会社 東芝 那須工場 技術管理部 〒324-0036 栃木県大田原市下石上1385番地	TEL 0287-26-6283 FAX 0287-26-6227
511	本 田 凡	勤務先	コニカ株式会社 中央研究所 〒191-0063 東京都日野市さくら町1	TEL 042-589-8466 FAX 042-589-8079
216	仲 出 貴 英	勤務先	兵庫県立こども病院 放射線科 〒654-0081 神戸市須磨区高尾台1丁目1番1号	TEL 078-732-6961 FAX 078-735-0910
255	東 田 秀 治	勤務先	九州大学 医療技術短期大学部 〒755-8505 山口県宇部市小串1144	TEL 092-642-6723 FAX 092-642-6723
418	吉 永 秀 幸	勤務先	山口大学 医学部付属病院 放射線部 〒755-8505 山口県宇部市小串1144	TEL 0836-22-2631
450	有 村 秀 孝	勤務先	広島国際大学 保健医療学部 臨床工学科 〒724-0695 広島県賀茂郡黒瀬町学園台555-36	TEL 0823-70-4600 FAX 0823-70-4542
36	犬 井 正 男	勤務先	東京工芸大学 工学部 画像工学科 〒243-0297 神奈川県厚木市飯山1583	TEL 0462-42-9515 FAX 0462-42-3000

賛 助 会 員

平成10年4月1日現在、本学会の賛助会員は下記の通りです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名簿を掲載させていただきます。（五十音順）

化 成 オ プ ト ニ ク ス (株)
コ ニ カ (株)
シーメンス旭メディテック(株)
島 津 製 作 所
(株) ジ ー シ ー
中 央 精 機 (株)
東 芝
東 洋 メ デ ィ ッ ク (株)

トムソン-CSF ジャパン(株)
日 本 コ ダ ッ ク (株)
浜 松 ホ ト ニ ク ス (株)
(株) 日 立 メ デ ィ コ
富 士 写 真 フ ィ ル ム (株)
(株) モ リ タ
横河メディカルシステム(株)
(株) ヨ シ ダ

役 員

会 長	金森 仁志 (福井工業大)
名誉会長	内田 勝 名誉顧問 立入 弘
顧 問	竹中 榮一 (関東労災病院)、長谷川 伸 (東京工芸大)
総務理事	丹羽 克味 (明海大)
常務理事	〔企画担当〕 中森 伸行 (京都工繊大)、松本 政雄 (大阪大)
	〔庶務担当〕 奥村 泰彦 (明海大)
	〔財務担当〕 山田 英彦 (明海大)
理 事	〔大学関係〕 稲津 博 (NBU)、稲本 一夫 (大阪大)、小島 克之 (浜松大)、 滝川 厚 (広島県立保健福祉短大)、滝沢 正臣 (信州大)、 藤田 広志 (岐阜大)、和田 卓郎 (松本歯大)
	〔会社関係〕 青木 雄二 (化成オプトニクス)、加藤 久豊 (富士フィルム)、 小池 功一 (日立メディコ)、杉本 博 (東芝)、細羽 実 (島津)、 松井 美楯 (ユニカ)
監 事	津田 元久 (東京工芸大)、樋口 清伯 (大阪産業大)

編 集 後 記

通勤途中の満開の桜並木が、あっという間に美味しそうなサラダ菜色に変わり、日差しは完全にあの真夏の眩しさを取り戻した感があります。そして、こんな季節だからこそなのか小生の食欲だけは益々旺盛で、セルフコントロールの難しさを嫌と言うほど思い知らされているこの頃です。事務局内では現在、6月の年次大会および雑誌発行の準備と他学会への発表準備が重なってしまい、余力が完全に削がれ忙しさも頂点に達してきたところです。

去る1月に第120回研究会が京都工芸繊維大学で行われました。特別講演の田村先生並びに会場準備などすべてのお世話を頂いた中森先生に厚く御礼申し上げます。

6月の学会は明海大学の担当で東京の市ヶ谷で開催予定です。研究会のみならず懇親会へも多数の御参加をお待ちしています。

(山田)

ホームページ <http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/mii/>

編 集 委 員

丹 羽 克 味 (明海大)
竹 中 榮 一 (関東労災病院)
長谷川 伸 (東京工芸大)
松 本 政 雄 (大阪大)
藤 田 広 志 (岐阜大)

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

平成10年(1998)5月7日発行

編集兼発行 丹 羽 克 味
発 行 所 医用画像情報学会
〒350-0283 埼玉県坂戸市けやき台1-1
明海大学歯学部歯科放射線学講座内
TEL 0492-85-5511(内437)
FAX 0492-87-6657
印 刷 所 (有)リュウウ印刷
〒350-0831 埼玉県川越市府川223-5
TEL 0492-22-5677

入 会 の 手 続 き

別紙の入会申込書に必要事項をご記入のうえ、下記の年間会費を添えてお申し込みください。

なお、年間会費は4月から翌年3月迄の会費なので、年度途中の入会者には、その年度のバックナンバーをお送りします。

◎ 会員の種別、年間会費

種 別	資 格	年 間 会 費
個 人 会 員	本学会の主旨に賛同し、専門の学識または経験を有する者	4, 0 0 0 円
賛 助 会 員	本学会の目的事業を賛助する団体	1 口につき 3 0, 0 0 0 円 (何口でも可)

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

入会希望者は次頁の入会申込書に必要事項を記入し、下記までお送りください。この時、年会費を指定の郵便振替口座に振り込んでください。

入会申込先：〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1番1号

明海大学歯学部歯科放射線学講座内

医用画像情報学会 事務局 奥村泰彦

TEL 0492-85-5511 FAX 0492-79-1290

FAX 0492-87-6657

郵便振替口座：東京 00120-0-582178 医用画像情報学会

◎ 勤務先、住所等の変更があった場合は、異動届にご記入の上、事務局までお送りください。

医用画像情報学会入会申込書

年 月 日

会員番号

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓、名の順に)

印

印

3) 生年月日: 19 年 月 日

4) 性 別 男 ・ 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年、月を記入してください。)

学校 科 年 月 (卒. 在. 中退)

大学 学部 学科 年 月 (卒. 在. 中退)

(修士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (卒. 在. 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (卒. 在. 中退)

6) 学 位

7) 免状、資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称
(所属部課まで)

所在地〒

TEL

FAX

10) 自宅住所〒

TEL

FAX

11) 通信先 勤務先 ・ 自 宅

(注: 連絡の都合上、なるべく勤務先を通信先としてください。)

医用画像情報学会会員（勤務先、所属、住所）異動届

年 月 日

会員番号

氏 名

印

新勤務先、所属名称 ふりがな

勤務先住所〒

TEL

FAX

新住所〒

TEL

FAX

（注：勤務先、所属、住所のうち変更した箇所のみ記入してください。）

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

- 1.1 論 文：未発表の内容を含むもの
- 1.2 研究速報：特に急いで発表する価値のある研究報告で、刷り上がり2頁以内
- 1.3 資 料：研究、技術に関する資料・調査報告
- 1.4 製品紹介：賛助会員の会社の製品の紹介で、刷り上がり2頁以内
- 1.5 そ の 他：定例の研究会での特別講演・見学会の資料、国際会議の報告、解説等、編集委員会が必要と認めたもの

2. 著 者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

- 3.1 本会の定例研究会で発表し、編集委員会で認めたもの
- 3.2 直接事務局に送付されるもの

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

6. 著 作 権

医用画像情報学会雑誌に掲載された記事・論文の著作権は、医用画像情報学会に帰属する。したがって本学会が必要と認めたときは記事・論文等の複製・転載を行うことができる。また、第三者から記事・論文等の複製あるいは転載等の許諾要請があった場合、本学会で適当と認めたものについて許諾することができる。

Konica

環境保全と情報ネットワークを提唱する コニカ医療用製品群

- 直接撮影用フィルム
- 間接撮影用フィルム
- 画像記録用フィルム
- 複製用フィルム
- スクリーン
- マンモシステム
- 非イオン性尿路・血管造影剤

- X-レイ自動現像機
- オートフィーダ
- レーザーイメージャ
- フィルムチェンジャ
- デーライトシステム
- イメージファイリングシステム
- ダイレクトディジタイザ

コニカ株式会社

メディカルイメージング事業部

札幌支店・メディカルイメージング課 060 札幌市中央区北3条西1-1-1 ナショナルビル
東北支店・メディカルイメージング課 983 仙台市宮城野区福岡5-12-55 仙台ソフトウエアセンタービル
東京営業部1課・2課・3課 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2
名古屋支店・メディカルイメージング課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋広小路ビル

関西支店・メディカルイメージング部 542 大阪市中央区西心斎橋1-5-5 千代田生命御堂筋ビル
中国支店・メディカルイメージング課 730 広島市中区中町8-6 フジタビル
四国支店・メディカルイメージング課 760 高松市古新町2-3 三井海上高松ビル
九州支店・メディカルイメージング課 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル
本社・営業部 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2

光と語る。

光の技術集団、浜松ホトニクス。
光技術を通じて医学に、ひいては人間社会
に貢献するため、今日もたゆまぬ研究開発
を続けています。



HAMAMATSU

営 業 品 目

- 光電子増倍管
- 光源
- 撮像管
- 半導体光センサ
- 画像処理、計測装置

浜松ホトニクス株式会社

本社事務所 〒430 浜松市砂山町325-6(日生駅前ビル) ☎(053)452-2141
東京支店 ☎(03)3436-0491 大阪営業所 ☎(06)271-0441



安全と健康を願う心から

増感紙 蛍光板 防護エプロン TLD X線アナライザ MO

化成オプトニクス株式会社

〒105 東京都港区芝公園1-8-12
TEL.03(3437)5383 FAX.03(3437)5320

SIEMENS



世界初のオープンタイプMRI

- イージーアクセス、フリーコミュニケーション実現
- どんな部位でも、マグネットの中心でイメージング可能
- 前後左右に自由に可動するフリーテーブル機構採用
- 関節を動かしてのモーションスタディに最適 ● 新型フラット型アクティブシールド傾斜磁場コイル採用 ● 広範囲にわたる磁場均一性実現 ● 最新アプリケーション対応

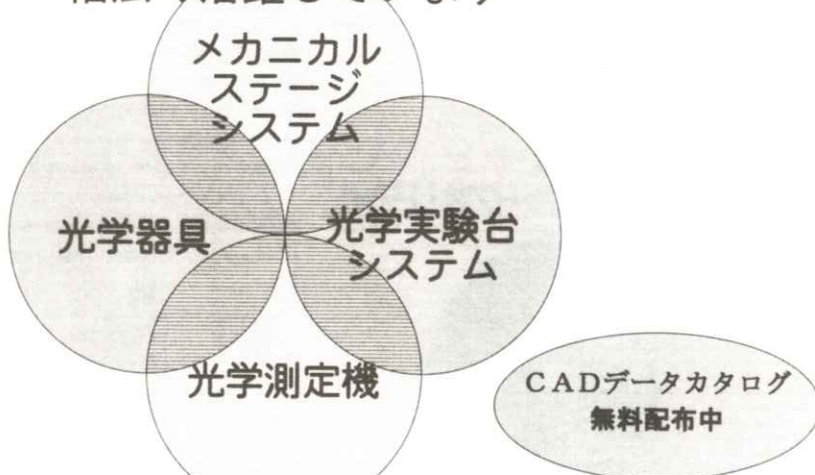
人に
優しい

MAGNETOM
Open

シーメンス旭メディテック株式会社

〒141 東京都品川区東五反田3-20-14 高輪パークタワー
TEL.03-5423-8411

中央精機の製品は研究機関・生産技術・製造部門で
幅広く活躍しています



中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-5 及川ビル

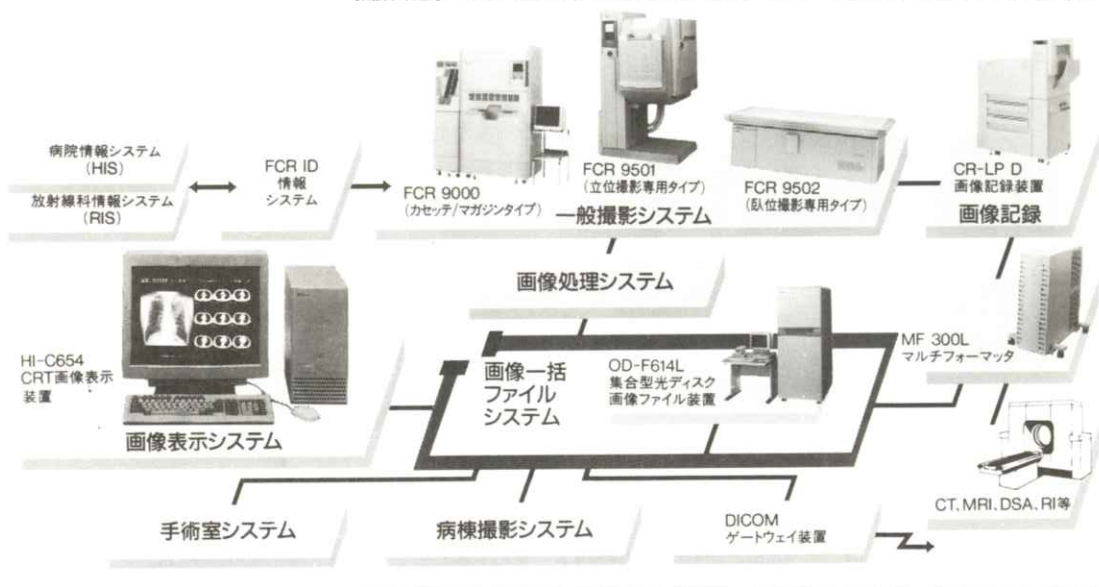
TEL03-3257-1911 (代) FAX03-3257-1915

X線画像情報のデジタル化により医用画像の一元管理を実現する

FUJI COMPUTED RADIOGRAPHY

FUJI E-DMSネットワーク Expanding

●高画質で安定した診断画像の提供。●豊富なラインアップで診断目的に合わせたシステムの構築および拡張が自在。●FCRやCT・MRIなど各種診断画像・情報を一括して光ディスクに保管、画像の一元管理を実現。



富士写真フイルム株式会社 お問い合わせ先 総発売元 富士メディカルシステム株式会社 東京都中央区銀座7-13-8 第2丸高ビル 104 ☎東京 (03) 3545-3321



GE Medical Systems

インターナショナル・クオリティ



お届けしたいのは、世界品質のイメージです。

私たちが目指しているのは世界品質の医用画像診断装置です。そしてそれを支えるのが、アメリカのGEメディカルシステムズ(GEMS)、ヨーロッパのGEMS-E、GE横河メディカルシステムが中核となるアジアのGEMS-Aの3極体制です。いま、世界の医療の現場で何が起きているか、何が求められているか。それらをいち早く察知し、各拠点で協力しながら、その解決策を探り、最新鋭の技術で具現化します。私たちの活動に国境はありません。GE横河メディカルシステムは、国際的に卓越した製品、イメージ、サービスをお届けします。

CT

全身用コンピュータ
断層撮影装置
ProSeed EF
ProSeed Accell EI
Lemage
Legato
PreSage
CTLuminex
Eii
CTMAX640
CTHSpeed Advantage

MR

磁気共鳴
断層撮影装置
SIGNA Advantage i ST
SIGNA Advantage i QT
Sierra
MRVectra II
GE Independent
Console (IC)

NUCLEAR

核医学画像診断装置
OPTIMA
MAXXUS
Starcam4000XR/T XC/T
ADVANCE

X-RAY

X線撮影装置
アトミックスLCLP
アトミックスLCLC
アトミックスLCLV LCN
アトミックスAFM-IFC
アトミックスDLX
センタラ70MR
センタラ760T 600TFD
センタラ3HF
ステラニュー7000 6000
ステラニューLE
AMX-4
GM-1215
フレキシブル700

ULTRASOUND

超音波診断装置
LOGIQ700
LOGIQ500
RT5000シリーズ
RT4600
RTline
RT50

NETWORK

画像処理・画像管理
Advantage Windows
Dataview



YOKOGAWA

GE横河メディカルシステム

本社/〒191 東京都日野市旭が丘4-7-127
営業本部/〒165 東京都中野区大和町1-4-2
東部支社 (03) 3223-8511 西部支社 (06) 368-1551

THOMSON-CSF JAPAN K.K.

取扱品目

- X線II管
- 大電力三・四極管
- その他特殊電子管
- 高解像CRT
- TWT
- SAWフィルター
- カラープラズマディスプレイ
- クライストロン
- etc.

お問い合わせ：〒102 東京都千代田区麹町5-7 TBRビル

トムソン シーエスエフ ジャパン(株)電子管事業部 TEL: 03-3264-6346
FAX: 03-3264-6696

輸入販売元：トムソン シーエスエフ ジャパン(株)電子管事業部
国際品質保証規準 ISO 9002 取得

製造元：トムソンチューブエレクトロニック社
国際品質保証規準 ISO 9001 全工場取得

HITACHI MEDICAL CORPORATION



見えますか?
生命の尊さ...

立場は違っても、
環境が違っても、
大切なものは同じです。
はじまりはいつも生命を見つめることから...



株式会社日立メディコ

〒101 東京都千代田区内神田1-1-14日立ビル本館 ☎(03) 3292-8111(代表) ●北海道(札幌) 261-5651 ●東北(仙台) 221-6311
●茨城(水戸) 25-5815 ●千葉 225-5321 ●北関東(大宮) 643-1487 ●東京 3293-1651 ●官公需部 3293-1666 ●東京西(立川)
28-0051 ●横浜 311-5601 ●静岡 255-5271 ●北陸(金沢) 62-3391 ●名古屋 571-9106 ●京浜(京都) 256-3092 ●大阪 312-8091
●神戸 241-8181 ●中国(広島) 243-8816 ●四国(高松) 51-4508 ●九州北(福岡) 713-5115 ●九州南(鹿児島) 23-5721

手に取るように説明できる、
患者さんにやさしいシステムです。



保険
適用

患部が実際どのようになっているのか。
それをどのように治療するのか。
コンピュレイは、患者さんの知りたいことを、
納得いくまで説明するのに最適なデジタルX線画像解析システムです。
患部をリアルタイムで見ることができ、しかも高密度・鮮明画質。
さらにあらゆる角度からの情報を収集できるので、明快的説明ができます。
コンピュレイは信頼のコミュニケーション治療を実現する
先進の画像解析システムです。

デジタルX線画像解析システム【コンピュレイ】

COMPURAY



株式会社ヨネタ

東京都台東区上野7-6-9 TEL03-3845-2941