

Table 8

Dose (air kerma in mGy) and effective energy (keV) measured by glass dosimeter for radiography of maxillary molar region

	Mean	SD	Range
Air kerma in air at 50 cm of focus-dosimeter-distance	0.549	0.044	0.274-1.399
Air kerma in air at skin surface*	3.344	0.370	1.317-8.161
Effective energy (keV)	31.9	0.8	22.4-47.4

N=27

*The air kerma in air at the skin surface was calculated by the inverse square law from the values measured at 50 cm of focus-dosimeter-distance.

Mean \pm SD of air kerma in air at the skin surface was 1.788 ± 0.240 mGy for 9 departments using E speed film and 4.123 ± 1.922 mGy for 18 departments using D speed film. Range was 1.317-2.051 mGy for the former and 1.719-8.161 mGy for the latter, respectively.

Table 9

Dose (air kerma in mGy) in digital intraoral radiography measured by glass dosimeter

Digital sensor	air kerma in air (mGy)					
	at 50 cm			at skin surface		
	Mean	SD	range	Mean	SD	range
CCD type (N=8)	0.192	0.095	0.069-0.345	1.198	0.590	0.431-2.278
CR type (N=5)	0.352	0.263	0.164-0.813	1.304	0.889	0.456-2.278
total (N=13)	0.253	0.187	0.069-0.813	1.239	0.685	0.431-2.278

Table 10

Focus-skin (cone end)-distance in digital intraoral radiography

Digital sensor	focus-skin-distance (cm)		
	Mean	SD	range
CCD type (N=8)	20.7	6.2	15.0-30.0
CR type (N=5)	27.3	6.9	15.0-31.0
total (N=13)	23.2	7.0	15.0-31.0

Table 11

Effective energy (keV) of X-ray used in digital intraoral radiography measured by glass dosimeter

Digital sensor	Effective energy (keV)		
	Mean	SD	range
CCD type (N=8)	30.0	3.2	25.6–34.3
CR type (N=5)	31.2	2.1	28.1–33.6
total (N=13)	30.4	2.8	25.6–34.3

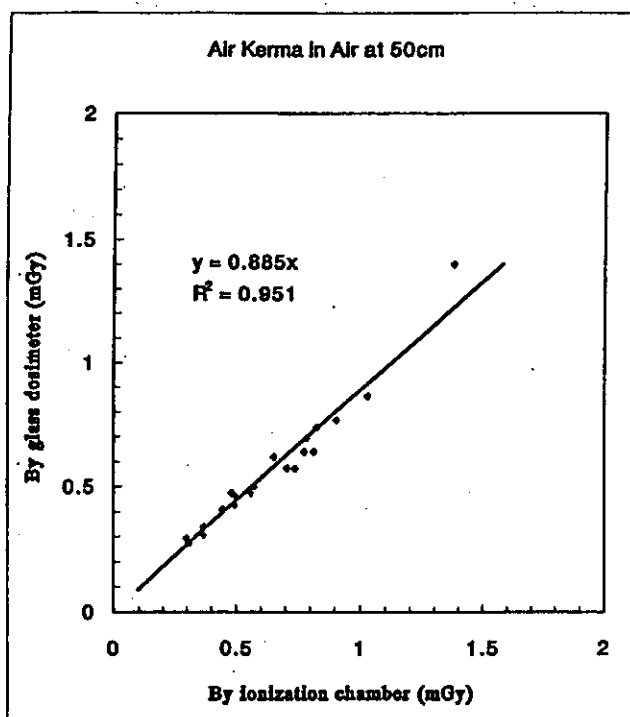


Figure 1

Linear regression analysis for 20 paired data between air kerma measured by ionization chamber and those measured by glass dosimeter.

Regression equation passing through origin is shown in the figure with the coefficient of determination R^2 .

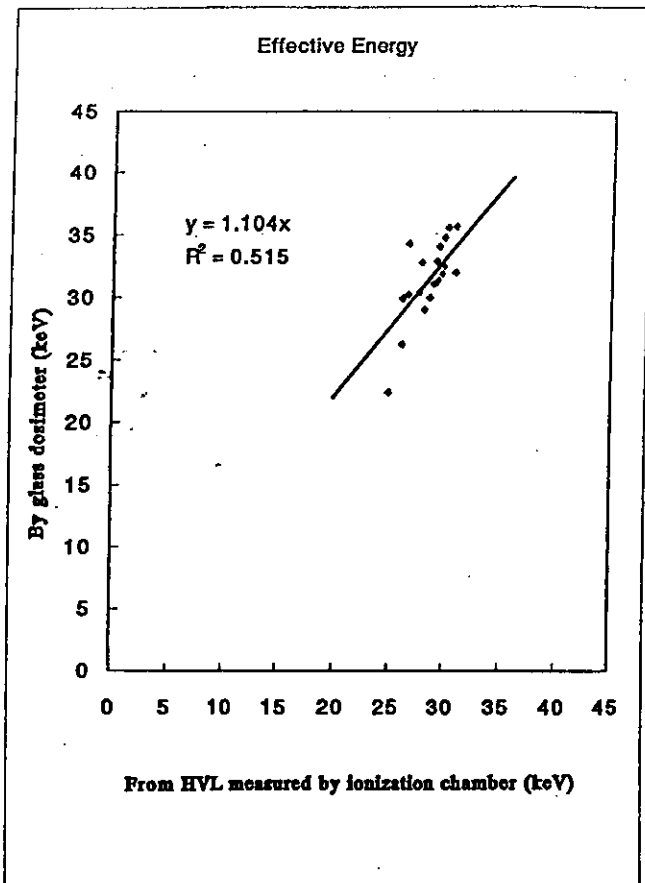


Figure 2

Linear regression analysis for 20 paired data between effective energies estimated from half value layer (HVL) measured by ionization chamber and those measured by glass dosimeter.

Regression equation passing through origin is shown in the figure with the coefficient of determination R^2 .

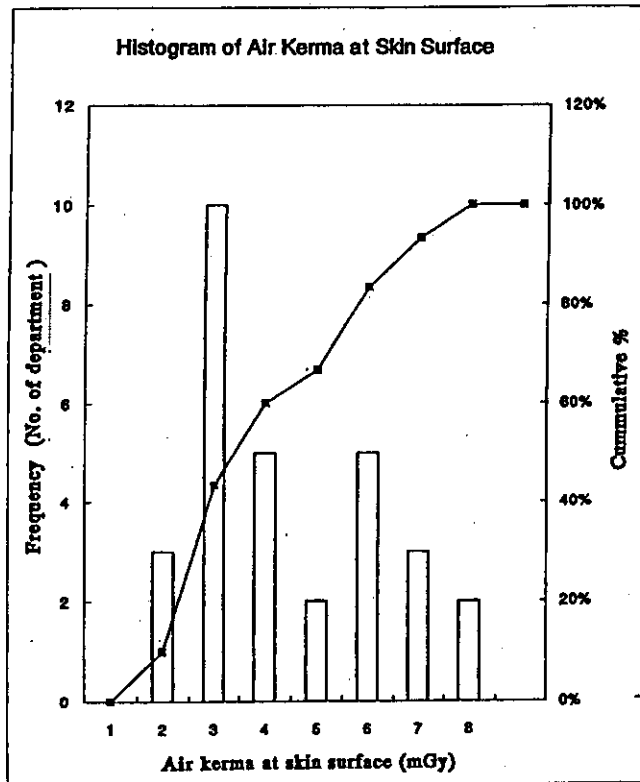


Figure 3

Histogram of air kerma in air (N=27) at skin surface measured by glass dosimeter and cumulative % shown as closed squares.

1. ガラス線量計による線量計測値の信頼性

用いたガラス線量計は ① Ag^+ の電子および正孔の捕獲力が極めて強いため、ガラス素子内部に生じた蛍光中心の安定性が高く、フェーディングが無視できる、② 読み取り操作によって蛍光中心が消滅しないので、繰り返し読みとることが可能、③ 蛍光中心は再生処理 (400 °C, 1時間) によって消滅する、④ ガラス素子は均一性に優れ、線量計間の感度ばらつきは 1 mSv 以上の線量では変動係数 2% 以下である、⑤ ^{60}Co ガンマ線に対する線量直線性については、0.1 mSv から 1 Sv までの範囲で $\pm 5\%$ 以内の直線性を示す

⑥ X, γ 線の 1 cm 線量当量に対するエネルギー特性は、24 keV - 1.25 MeV の範囲で $\pm 15\%$ 以内である、などの特徴を示し、本研究の目的に適すと考えられた。ガラス線量計の方向依存性に関して、 ^{137}Cs ガンマ線に対する正面方向の感度を 1 とすると、真上および左右方向では 0.9、真下方向では 0.6 にまで減少するので注意が必要であるが、本研究では全て直交する正面からの曝射であるので問題は無い。

空気カーマ測定値では、ガラス線量計による測定値は電離箱による測定値と良く一致し、両者は極めて高い相関関係を示した (Fig.1)。回帰係数は約 0.9 であるが、ガラス線量計の、この実効エネルギー領域での校正定数は quality index (実効エネルギー/管電圧) 0.6 の X 線に対しての値を用いているのに対し、今回の測定対象が主として quality index 0.5 であることが回帰係数の値に関係している可能性がある。詳細は今後の実験に委ねたい。Fig.1 の関係は、本委員会委員の施設で行った予備実験の結果とも良い一致を示し、この測定方法の再現性の良さを示したものと考えられる。以上の結果から、同一ロット番号のガラス線量計素子を用いる線量測定調査方法は、施設毎に異なる種々の線量計を用いる方法や、国家標準とのトレーサビリティの無い電離箱線量計を用いた測定調査よりも信頼性が高い可能性を示唆している。

2. ガラス線量計による実効エネルギーの推定値の信頼性

実効エネルギーの測定では、ガラス線量計による測定値は電離箱による半価層測定

値からの値と有意な相関を示したが、前者は後者の値より大きい傾向を示し、回帰係数は 1 より大きかった。また、両者の相関関係は統計学的に有意ではあるが、相関係数はあまり高くなく、両者の値にはかなりの差異が見られる (Fig.2)。特にガラス線量計による測定値に管電圧と総濾過からみて明らかに高過ぎる測定値が見られ、この点でもガラス線量計を用いる実効エネルギーの測定には問題があると考えられる。この傾向は、委員会で行った予備実験の結果でも指摘されていたことで、ガラス線量計で用いているフィルターに問題があり、極めて狭い範囲に分布する実効エネルギーの僅かな差異を検出出来る感度の高いフィルターに変更する必要があると考えられる。

3. 口内法 X 線撮影におけるガイダンスレベル

本研究によってガラス線量計を用いた空中空気カーマ測定値は信頼性の高いことが立証された。この値から、照射筒端の皮膚の位置における空中空気カーマ値が距離の逆二乗則によって計算できる。従って、後方散乱係数 (BSF) が何らかの方法で推定できれば、郵送法によるガラス線量計を用いる調査研究によって、皮膚表面の空気カーマで表される日本全体のガイダンスレベルの推定が可能である。ガラス線量計による、上顎大白歯部の一般口内法 X 線撮影における入射部位皮膚の位置における空中空気カーマ測定値のヒストグラムを Fig.3 に示す。この分布は約 3mGy と約 6mGy にピークを持つ 2 つの集団から成るパターンを示し、それぞれ E スピードフィルムと D スピードフィルム使用施設の空気カーマ分布を反映していると考えられる。全体の 75% の施設での線量は約 5.5mGy 未満である。本研究によって推定された BSF の平均値と SD は 1.269 ± 0.003 で、BSF は実効エネルギー、照射野の実用的変動範

フィルムとEスピードフィルム使用の線量比は2.3を示した。同じ上顎大白歯部撮影でも、施設によって約6倍の被曝線量の相違あることがわかる。

7. デジタル口内法撮影におけるガラス線量計素子のX線曝射

13施設13台のデジタル口内法X線撮影装置について、上顎大白歯部撮影時の被曝線量測定をガラス線量計素子のX線曝射によって行った。用いたデジタル口内法X線撮影装置は、CCDセンサー配列方式が8台、輝尽性蛍光体を用いるCR方式が5台であった。

X線装置の使用管電圧は60kVが9台、65kVが2台、70kVが2台であった。

Table 9 にデジタル口内法X線撮影装置による上顎大白歯部撮影時の被曝線量測定結果を示す。皮膚表面の空気カーマはCR方式のデジタル撮影ではEスピードフィルムを使用した場合とほぼ同じ値を示していた。またCCD方式の中にもEスピードフィルム使用と同等の線量を示した施設も見られた。

Table 10 にデジタル口内法X線撮影装置で用いた焦点・皮膚間距離（焦点-照射筒端距離）を示す。CCDセンサー配列方式及びCR方式とも、焦点-照射筒端距離は15、20、30cmの機種が混在して使用されていた。

Table 11 にデジタル口内法X線撮影装置のX線の実効エネルギー測定結果を示す。CCDセンサー配列方式及びCR方式とも、X線管電圧は60、65、70kVの機種が混在して使用され、そのため実効エネルギーにも両者の間で差が見られなかった。

8. ガラス線量計による線量測定値と電離箱線量計による測定値との関係

焦点から50 cmの位置における空中空気カーマについて、ガラス線量計による測定値と電離箱線量計による測定値の20対のデータの関係を示す。

電離槽による測定値(X)とガラス線量計による測定値(Y)は良く一致し、相関係数=0.975、決定係数=0.951、回帰係数=

0.885の直線関係を示した。、回帰係数の95%信頼区間は0.847-0.923である。この関係は予備実験で本委員会委員の所属施設における13対の測定データについての分析結果の相関係数=0.965、決定係数=0.931、回帰係数=0.971、回帰係数の95%信頼区間は0.893-1.049と同様で、再現性の極めて高い結果を示した。

9. ガラス線量計による実効エネルギーの推定値と電離箱線量計による半価層測定からの実効エネルギー推定値との関係

両者の関係を20対のデータについて分析した結果を Fig.2 に示す。電離槽による測定値(X)とガラス線量計による測定値(Y)は有意な相関関係を示し、相関係数=0.718、決定係数=0.515、回帰係数=1.104の直線関係を示した。、回帰係数の95%信頼区間は1.067-1.140である。この関係は予備実験で本委員会委員の所属施設における13対の測定データについての分析結果の相関係数=0.594、決定係数=0.353、回帰係数=1.179、回帰係数の95%信頼区間は1.122-1.236とほぼ同様の結果を示した。

D. 考察

診断領域で用いるX線は治療領域にくらべて実効エネルギーが低いことなどの点で異なり、そのため線量測定には、エネルギー依存性、線量率依存性、線量計の大きさ等に特別の注意が必要である。現在国際的に最も信頼性の高いのは国家標準へのトレーサビリティがある電離箱線量計を用いる方法で、本研究ではこの方法を基準測定法とした。測定に参加した施設で使用している電離箱線量計の約70%は国家標準へのトレーサビリティがあり、この点で今回の測定調査は信頼性が高いと考えられる。しかし、電離箱線量計は高価で、通常的一般歯科診療施設には備わっていない。そのため、もっと簡便なしかも実効エネルギーの低いX線に対して信頼性のある測定方法が必要である。本研究ではこの候補としてガラス線量計を選択した。

囲内で極めて狭い範囲に分布することが明らかになった。従って、5.5mGyにBSFの平均値を乗じた約7 mGyが大学の歯科放射線科のガイダンスレベルに相当すると推定される³⁾。これ以上の患者の被曝線量は、Dスピードフィルム使用施設の空気カーマの平均値の4.1mGyにBSFを乗じた値が5.2mGyであることから、Dスピードフィルム使用グループにおいても過大な線量と判断される。今回の同一のガラス線量計を用いる測定法によって、同じ上顎大白歯部撮影に対して、歯科放射線科という専門的診療機関においても、施設によって約6倍の被曝線量の相違あることが明らかにされた。今後一般歯科診療所における分布に関する調査が必要である。

E. 結論

全国29大学歯科放射線学教室の内、26大学の協力を得てガラス線量計を用いる口内法X線撮影における患者の入射部位皮膚表面線量(空気カーマ)測定の信頼性について検討した。比較の対象として、国家標準とトレーサビリティのある電離箱線量計を用いる空中空気カーマ測定と半価層測定からの実効エネルギー推定を同時に行った。ガラス線量計による空中空気カーマ測定は極めて信頼性が高いことが明らかにされたが、実効エネルギーの測定値は電離箱線量計による値に比べて再現性に乏しく、X線線質の変動を検出するには問題があると結論された。大学病院の歯科放射線科での上顎大白歯部撮影のガイダンスレベルは約7 mGyと推定された。

F. 引用文献

- 1) International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication No. 60, Pergamon Press, Oxford and New York (1991).
- 2) International Atomic Energy Agency. Basic Series No.115. International Basic

Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. International Atomic Energy Agency, Vienna (1996).

3) 佐々木武仁：デジタルラジオグラフィーにおける放射線防護上の問題点. 歯科放射線 1999 ; 39 (3) : 193-194.

4) 佐々木武仁：歯科診療におけるX線利用と管理基準の研究、平成10年度 厚生科学研究費補助金(医薬安全総合研究事業) 遠藤班 報告集「医療機関における放射線利用の合理化と国際動向に関する研究」分担研究報告

5) 加藤 二久、佐々木 武仁 他：口内法X線撮影時の入射部位表面線量評価法 -ガイダンスレベルとの比較のために-。歯科放射線 1999 ; 39 (増刊号):109.

6) Grosswendt B : Dependence of the photon backscatter factor for water on source-to-phantom distance and irradiation field size. Phys. Med. Biol. 1990 ; 35:1233-1245.

7) Storm E., Israel H.I. : Photon cross sections from 1keV to 100MeV for elements Z=1 to Z=100. Nuclear Data Tables 1970; A7: 565-681.

8) 東芝ガラス線量計システム技術資料。東芝硝子株式会社、1997.

G. 研究発表

論文発表

- 1) Tetsumura A., Yoshino N., Yamada I., Sasaki T.: Head and neck haemangiomas: contrast-enhanced three-dimensional MR angiography. Neuroradiol. 41: 140-143, 1999.
- 2) Tetsumura A., Honda E., Sasaki T., Kino K.: Metallic residues as a source of artifacts in magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint. Dentomaxillofac Radiol. 28: 186-190, 1999.
- 3) 大林尚人、中村伸、吉野教夫、佐々木武仁：MRシアログラフィーの臨床的有用

- 性. 口病誌 66 ; 225, 1999.
- 4) 佐々木武仁 ; 防護エプロン着用の有用性. 歯科放射線 39 : 91-93, 1999.
- 5) 誉田栄一、田中晶子、鉄村明美、佐々木武仁 : 国産デジタルパノラマX線画像システム Veraviewepocsの臨床的有用性. 歯界展望 93 : 1407-1418, 1999.
- 6) 佐々木武仁 : デジタルラジオグラフィにおける放射線防護上の問題点. 歯科放射線 39 : 193-194, 1999.
- 7) Katoh T., Saitoh H., Matsumoto M., Ohbayashi N., Sasaki T., Shimanishi S.: A supplementation to DICOM Supplement 32 (Digital X-ray) for digitized film image and computed radiography. In "Proc. Of SPIE Conference on PACS Design and Evaluation", SPIE Vol.3662, pp.369-376, 1999.
- 8) 佐々木武仁 : Chemoradiotherapy の生物学的基礎. 肺癌の臨床 2 : 5-14, 1999.
- 9) 佐々木武仁 : 放射線治療におけるQOL評価法. 癌の臨床 45:311-313, 1999.
- 10) Watanabe H., Miura M., Sasaki T.: Differential effects of the insulin-like growth factor I receptor on radiosensitivity and spontaneous necrosis formation of human glioblastoma cells grown in multicellular spheroids. Exptl Cell Res. 250: 99-111, 1999.
- 11) Miura M., Sasaki T.: Detection of chromatin-bound PCNA in cultured cells following exposure to DNA-damaging agents. In "DNA Repair Protocols: Eukaryotic Systems", D.S.Henderson Ed, Method in Molecular Biology vol. 113, Human Press Inc., pp.577-582, 1999.

放射線治療における精度管理と新しい治療用放射線機器の研究

分担研究者 青木幸昌 東大病院放射線医学教室助教授

研究要旨 移動式放射線治療装置は、術中照射の臨床応用上の問題点の解決に大きく貢献する。放射線治療装置の移動は医療法上禁じられているが、近く法令改正の見込みである。改正後の装置の適正で効率的な管理、運用方法について検討を行い、試案を得た。

A.研究目的

術中照射は、癌病巣を手術的に露出して、正常臓器を手動的に照射野外に避けることで、大線量を投与するものであり、わが国で開発され、世界に普及した放射線治療技術である。

術中照射の施行では、手術場での開創、遠隔もしくは隣接する照射室への移送、照射、照射室での閉創もしくは手術場へ移送後閉創、の順序をとる。これは本法の機動性を相殺するばかりか、多大なマンパワーを要求するため、その普及を大きく阻害している。最近米国で開発、商品化されている、移動式放射線治療装置は、術中照射専用で、電子のみを発生し、自己遮蔽機能によって、漏洩線量が極めて少ない。

本装置は、従来の術中照射の問題点をほぼ完全に解消しているが、本邦では、医療法において、診療用高エネルギー放射線発生装置は、同使用室で使用するとされており、発生装置の移動は認められないが、本研究での成果等により、医療法は改正の運びである。

本研究では、装置の管理および運用、インターロック等の安全基準の検討などにより、法令改正後の適切な臨床利用の在り方を確立することを目的とする。

B.研究方法

移動式放射線治療装置の概要は、以下の通り

である。

- 1) 電子線エネルギー:4,6,9,12MeV
- 2) 出力:最大10Gy/min(at isocenter)
- 3) SSD:40cm
- 4) 照射野:直径3-10cm,15種類のアプリケーション
- 5) 平坦度:±5%以内
- 6) 照射部回転:±45度(本体ガントリー回転),
±30度(Cアーム)
- 7) 照射部上下移動:±25cm(中心127cm)
- 8) 本体(輸送時):190cm(高さ)x109cm(幅)x255cm(長さ), 1140Kg
本体(治療時):250cm(高さ)x109cm(幅)x290cm(長さ)

昨年度までに、インターロック、装置側の自己シールド、建屋の防護条件、その他の安全性に関する事項を検討しており、この条件にもとでの、管理運用条件を策定した。

C.研究結果

装置の管理、運用について、以下の試案を得た。これは、東京大学での手術室配置案(図、参照)に基づくものである。

管理案

- 1)術中照射を行う2手術室は、恒常的管理区域とする。
- 2)当該装置が手術室にない時間は、立入りの制限を行わない。

装置がその部屋にある時間には、放射線業務従事者のみが立入りを許可される。

3)放射線業務従事者は、診療放射線技師、放射線科医師の他、必要に応じて各科担当医、看護婦等を登録する。

運用手順案

1)手術に先立ち、診療放射線技師が、装置を手術場内に移動して、線量校正を行う。(保管室が放射線管理区域となった場合には、保管室での校正の可能性もある。)

2)一旦、装置を保管室に移動させた後、外科医師、麻酔医、看護婦等が入室、手術を開始。

3)術野の露出が完了した時点で、従事者以外は退出し、診療放射線技師が装置を手術室に移動させ、所定の場所に設置する。放射線治療医および、従事者登録を行った担当医が、位置決めを行う。

4)診療放射線技師により、装置に電源が投入され、全員が退出する。

5)モニタ画面で観察を行いながら、遠隔スイッチにより照射を開始する。

6)放射線従事者登録を行ったものについては、法令に従い、再教育、健康診断などの適切な管理を行う。

D. 考察

現行の医療法では、医療用加速器を移動させることは認められていない。「診療用高エネルギー放射線発生装置」は「診療用高エネルギー放射線発生装置使用室」で使用するとある。また、加速器については、放射線線障害防止法によっても規制されている。

昨年度までの研究によって、放射線照射装置を、手術場内に設置して、手術室に移動させて、術中照射を行う方法は、放射線障害防止法および、医療法の使用場所制限以外に抵触しないことが明らかになった。これまでの、監督当局等と折衝の結果、近日中に法規改正が得られる見通しを得ている。本研究では、法令改正後を想定して、移動式放射線治療装置の、管理、運用の実際を検討している。厚

生省、科学技術庁との確認作業を経て、さらに必要十分で、臨床現場に適応したものとしてほしい。

E. 結論

医療法改正後の、移動式放射線治療装置の臨床使用に向けての、管理、運用の実際について検討を行い、その試案を得た。

F. 研究発表

1. 論文発表

Nakagawa K, Igaki, H, Aoki Y, Ohtomo K, Kawaguchi, H, Eto M.

A Quantitative Analysis of Rat Osteoporosis Model with a Microfocus X-ray Tube and Digital Radiography System. *Radiation Medicine* 17:165-168, 1999

Nakagawa K, Aoki Y, Ohtomo K, Albright N, Goer D.

Dosimetry of leakage doses from a mobile accelerator for IORT and legal issues for its clinical use in Japan. *International Journal of Clinical Oncology* 4: 215-219, 1999

Takeuchi T, Kozuka T, Nakagawa K, Aoki Y, Ohtomo K, Yoshiike K, Kanda T

Adeno-Associated Virus Type 2 Nonstructural Protein Rep78 Suppresses Translation in Vitro. *Virology* 266:196-202, 2000

Nakagawa K, Aoki Y, Tago M, Terahara A, Ohtomo K.

Megavoltage CT-assisted stereotactic radiosurgery for thoracic tumors. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics* in print

多湖正夫, 寺原敦朗, 中川恵一, 青木幸昌, 栗田浩樹, 辛正広, 河本俊介, 大友邦, 佐々木康人. 脳動静脈奇形に対するガンマナイフ後の合併症に関する検討. *定位的放射線治療* 3:27-

33,1999

中川恵一, 井垣浩, 青木幸昌, 大友邦. 術中照射用移動式ライナック -漏洩線量と法律上の問題-. INNERVISION 14(10):100-102,1999

中川恵一, 青木幸昌, 後藤正治, 長尾昌隆, 岸本健, 札本博明, 鈴木保恒C-armライナックと歳差集光原体照射. INNERVISION 14(10):96-99 1999

2.学会発表

中川恵一, 寺原敦朗, 多湖正夫, 青木幸昌, 大友邦. ライナック-CTによる転移性胸部腫瘍の定位放射線治療. 日本医学放射線学会, 東京, 4.7, 1999

中川恵一, 寺原敦朗, 坂田耕一, 青木幸昌, 大友邦. 照射計画の変遷と21世紀への展望. 日本頭頸部腫瘍学会, 6.17-19, 舞浜, 1999

中川恵一, 青木幸昌, 寺原敦朗, 多湖正夫, 井垣浩, 大友邦. Cアーム型ライナックによる歳差原体照射法. 日本放射線腫瘍学会, 11.21, 横浜, 1999

G.知的所有権の取得状況

1. 特許取得
2. 実用新案登録
3. その他