

論文発表

欧文

- Nakamoto Y, Higashi T, Sakahara H, Tamaki N, Itoh K, Imamura M and Konishi J: Evaluation of pancreatic islet cell tumors by fluorine-18 fluorodeoxyglucose positron emission tomography: comparison with other modalities. Clin. Nucl. Med. 25: 115-119, 2000.
- Nakamoto Y, Saga T, Ishimori T, Higashi T, Mamede M, Okazaki K, Imamura M, Sakahara H and Konishi J: FDG-PET of autoimmune-related pancreatitis: preliminary results. Eur. J. Nucl. Med. 27: 1835-1838, 2000.
- Kitano H, Magata Y, Tanaka A, Mukai T, Kuge Y, Nagatsu K, Konishi J and Saji H: Performance assessment of O-18 water purifier. Ann. Nucl. Med. 15: 75-78, 2001.
- Nakamoto Y, Saga T, Ishimori T, Mamede M, Togashi K, Higuchi T, Mandai M, Fujii S, Sakahara H and Konishi J: Clinical value of positron emission tomography with FDG for recurrent ovarian cancer. Am. J. Roentgenol. 176: 1449-1454, 2001.
- Higashi T, Saga T, Nakamoto Y, Ishimori T, Mamede MH, Wada M, Doi R, Hosotani R, Imamura M and Konishi J: Relationship between retention index in dual-phase ¹⁸F-FDG PET, and hexokinase-II and glucose transporter-1 expression in pancreatic cancer. J. Nucl. Med. 43: 173-180, 2002.

邦文

- 小西淳二、佐賀恒夫、東達也、石守崇好：放射線診療の経済学。FDG-PET の保険適用と PET のこれから。新医療 29: 86-89, 2002.
- 花本行生、蓼沼克嘉、多久和友也、日尾彰宏、小西淳二、笠木寛治：医療用放射性ヨウ素廃液高度処理システムに関する研究（Ⅰ）放射性ヨウ素吸着剤の廃液処理への適用。RADIOISOTOPES 51: 261-265, 2002.
- 多久和智也、日尾彰宏、蓼沼克嘉、花本行生、小西淳二、笠木寛治：医療用放射性ヨウ素廃液高度処理システムに関する研究（Ⅱ）医療施設廃液による現場試験。RADIOISOTOPES 51: 296-300, 2002.
- 小西淳二、玉木長良、福田寛、遠藤啓吾、大友邦、米倉義晴、西村恒彦、増田康治：FDG-PET による診断精度の向上と医療経済効果に関する研究。京都大学医学部附属病院 平成 11 年～13 年度高度先進医療開発経費研究成果報告書（B 研究）（研究代表者 小西淳二），2002.

平成14年度厚生科学研究費補助金（医薬安全総合研究事業）

「医療機関における使用済放射線源及び診療用放射性同位元素の管理の合理化等のあり方に関する研究（H12-医薬-006）」

分担研究報告書

分担研究課題：ポジトロン放出短寿命放射薬剤製造用小型サイクロトロンの使用状況と廃棄に関する研究

分担研究者：棚田修二（放射線医学総合研究所画像医学部）

要旨

現在の我が国の法律上、人を対象とした陽電子断層撮影（Positron Emission Tomography: PET）には、不可欠なポジトロン放出短寿命核種を製造する設備として、小型サイクロトロンが設置されてきたが、初期の装置が導入されてから既に20年近くが経過し、その廃棄・更新が重要な検討課題であることが認識されつつある。そこで、昨年度に引き続き、我国におけるポジトロン放出短寿命放射薬剤製造用小型サイクロトロンの設置状況とその廃棄・更新状況について調査研究を行い、今後解決すべき問題点について検討した。FDGによるPET検査が、平成14年4月より保険診療が認められたのを契機として、今後益々小型サイクロトロンの普及が促進されることが予想されるので、その更新・廃棄を考えた設置と、将来的には関連法規や規制等の見直し等の関連機関への働きかけが重要と考えられた。

ポジトロン断層撮影（PET）は、短半減期陽電子放出核種を用いた生理・病理機能の画像診断技術として、診療や臨床研究における役割が大いに囑望されており、平成14年4月には、腫瘍画像診断における役割が大きいフッ素-18標識フロロデオキシグルコース（FDG）を用いたPET検査が、保険診療として承認された。その後、研究的色彩の濃い大学病院を始めた公的病院を中心に普及してきたPETとサイクロトロン装置は、保険診療を目的として民間病院への普及が急速に進んでいる（文献1）。一方、使用される放射薬剤は、標識RIである陽電子放出

核種の半減期が極めて短いため（2分から120分程度）、半減期が120分であるフッ素-18標識放射薬剤を除いて、放射性医薬品メーカーからの供給は困難であり、これらの核種を製造するサイクロトロンがPET施設に併設されることが必要である。事実、我が国でもほぼすべてのPET装置保有施設がポジトロン放出短寿命放射薬剤製造用小型サイクロトロン（小型サイクロトロン）を設置してきた。本年は、昨年にも引き続き、小型サイクロトロンの設置状況を調査し、その利用状況を考察して我が国における小型サイクロトロンの役割を検討する。また、古い

サイクロトロンとの違いを検討することで、将来の更新・廃棄についての提案を行う。

1. 我が国における小型サイクロトロン設置の現状について

現在、我が国において研究機関・医療施設等によって保有されている小型サイクロトロンは、平成15年1月時点で58台であり、新たに設置が予定されている台数は10台であり、合計68台が平成16年度中に設置されようとしている（文献1）。それらの研究機関・医療施設等は、既に北海道から九州まで全国に分布しており、PET検査はもはや一部の地域だけの研究・診療とはいえない状況である。従って、全国的に設置されたサイクロトロンが耐用年数を経てどのように使用停止、更新あるいは廃棄を行うかは、今後重要な問題になることが予想される。平成13年度の研究報告で、既に廃棄・更新した施設が存在しており、このような施設が行った方法について検討を加え、今後の廃棄・更新を考慮している施設等に有用な情報を与えることを意図した。なお、放射線医学総合研究所や東北大学サイクロトロンRIセンターのように、大型サイクロトロンを設置している施設とPET専用の小型サイクロトロンを設置している施設とでは、事情がかなり異なることが予想されるので（文献2）、ここではPET専用の小型サイクロトロンに関してのみ、使用状況を中心に諸問題について検討する。

2. 既に廃棄・更新した施設について

平成13年度において報告したように、

小型サイクロトロンを廃棄・更新した複数の研究機関・医療施設では、サイクロトロン製造元メーカーに引き取られた例、旧サイクロトロンに併置する形で新サイクロトロンを設置し、旧サイクロトロンは使用されないまま保存されている例、既に設置されていた旧サイクロトロンの一部設備およびその施設を再利用する形で、新サイクロトロンが導入された例がある。最後の例はサイクロトロンを収容する建物スペースに関して制約があったためであり、いわば苦肉の策ともいえるものである。後2者の例が、今後小型サイクロトロンを更新する際の参考になると考えられる。ここで、重要なことは前者の併設する場合は、新しい方式の小型サイクロトロンを設置することが可能であるが、後者のように旧サイクロトロンの一部を利用する場合は、全く新しい方式のサイクロトロンを設置することは困難になる場合があるということである。

3. 新たに設置されつつある小型サイクロトロンについて

1980年代後半から設置導入されてきたサイクロトロンは、陰イオン加速タイプであり、陽イオン加速タイプに比較して、放射化される部品の量が少ないことが予想され、更新・廃棄される際、その処理についても容易になることが予想される。一方、最近では自己シールドされた小型サイクロトロンも開発され一部施設に導入されつつある。これらのサイクロトロンは設置スペースも少なく済み、民間医療機関を中心に積極的に導入されつつあり、8台が既に設置あるいは導入を予定されている。特に、現状ではFDGによるPET検査と酸素-15標識ガス検査の

みが保険診療を認められているが、後者は一般的ではなく、事実上はFDGのみが保険診療によるPET検査である。すなわち、こうした医療機関では、FDGに特化した小型サイクロトロンの利用であるといえる。

4. 今後導入される小型サイクロトロンに期待される点について

PET検査は、我国の医学・医療のなかで、ポストゲノムの一環としての分子イメージング法による生理・病理機能を解明する上で、極めて重要な画像診断技術として、今まで開発研究されてきたが、今後は良質の医療を提供する検査手段としての役割が併せて重要になると考えられる。そこで、小型サイクロトロン製造メーカーへの要望も含めて今後以下のような事項を検討して行く必要がある。則ち、

- (1) サイクロトロンのさらなる小型化：既に小型化が図られているが、設置スペースが小さければそれに越した事はなく、それによって配置の自由度も飛躍的に高まることが予想され、今後益々の小型化が要求される。

- (2) 自己シールド化：これについては、収容建物も含めてコストの面からのメリットも大きく、廃棄・更新の際に果たす役割は重要である。

- (3) 放射化物の処理、特にマグネットの処理について：マグネットは超伝導タイプと常伝導タイプがあるが、どちらが廃棄・更新も含めた形で有利かを検討する必要がある。

- (4) 部品の共通化：可能であれば恒常的に使用できる部品デザインが望ましく、今後メーカーへ要望して行くことが必要である。

以上、小型サイクロトロンを今後新たに導入しようとしている研究・医療機関が考慮すべき点等について検討考察したが、法整備・規制の見直し等、関係機関への働きかけも重要と考えられる。

参考文献

1. PET設置医療機関名簿. 月刊新医療 30 (3) : 142-143, 2003.
2. 柴田徳思：使用を廃止加速器の放射化の問題. RADIOISOTOPES 48: 208-215, 1999.

「医療機関における使用済放射線源及び診療用放射性同位元素の管理
合理化等のあり方に関する研究」(H12・医薬・006)

分担研究報告

分担課題	歯科領域における放射線源の保守管理の現状と在り方
分担者	佐々木武仁
所属	東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科口腔放射線医学分野
研究協力者	岡野友宏、加藤二久、小林 馨、佐藤健児、藤田 實、和田真一 (日本歯科放射線学会放射線防護委員会)

研究要旨

一般に放射線診療が適切に行われるためには、一般医師のための放射線診療のガイドライン、及び放射線診療の質的保証のガイドラインが重要な役割を果たすことが指摘されている。歯科領域においても同様で、そのためには、歯科領域の放射線診療の現状と、その問題点を明らかにすることがまず必要である。このような背景から、本研究では、全国の歯学部附属病院における放射線診療の実態を調査し、それと全国の一般歯科診療所の放射線診療とを比較して、放射線画像検査の正当化と最適化に役立てることを目的とした。

全国の一般歯科診療施設における画像診断方法は、口内法X線撮影とパノラマX線撮影の両方で、99.4 %を占めているが、歯学部附属病院における画像診断では、口内法撮影頻度の全体に対する比率が施設によって大きく異なり、施設によってはCT検査が全体の9.1%も占める等、診断方法が極めて多様で、それぞれの画像診断頻度の全体に占める比率が施設間で大きく異なっていた。このことは、画像診断方法の適応選択基準が施設によって異なることを示唆している。疾患群別の画像診断方法の有効度に関する研究が、合理的画像診断方法の適応選択基準を決めるために必要である。

<キーワード>

口内法撮影、パノラマ断層撮影、CT、正当化、最適化

A. 研究目的及び必要性

放射線検査の有効性は、疾患の診断に関する感度、特異度、正診率などの診断学的有効度のみならず、放射線被曝線量を考慮に入れた疾患の診断率に関する有効度も考慮すべきである。そのため、国際放射線防護委員会(ICRP)は、あらゆる放射線画像検査には、放射線被曝の正当性と最適化が要求されること、適応に基づかない不必要な放射線検査は避けるべきことを勧告している。一般に放射線診療が適切に行われるためには、一般医師のための放射線診療のガイドライン、及び放射線診療の質的保証のガイドラインが重要な役割を果たすことが指摘されている。歯科領域に置いても同様で、そのためには、放射線診療の現状と、その問題点を明らかにすることがまず必要である。

一方、一次歯科医療機関である一般歯科診療所と、二次・三次歯科医療機関である大学歯学部附属病院では診療内容が異なるため、放射線画像検査の種類、およびその正当性の基準や最適化の内容も異なる。最近の画像診断技術の進歩は歯科領域でも著しく、特にCT およびMRI 検査装置の性能は著しく向上し、検査の適応範囲も拡大し、検査頻度も増加している。

このような背景から、本研究では、全国の歯学部附属病院における放射線診療の実態を調査し、それと全国の一般歯科診療所の放射線診療とを比較して、放射線画像検査の正当化と最適化に役立てることを目的とした。

B. 研究方法

1999年4月から2000年3月までの1年間に、全国の歯学部附属病院において画像検査を行った、延べ患者数および撮影フィルム枚数(曝射回数)、検査回数、CT及びMRIのスキャン回数、スキャンパラメータなどを調査した。調査は画像検査の種類毎の調査記入用紙を全国の歯学部附属病院歯科放射線科の責任者に郵送し、全ての29施設から回答を得た。回答は注意深く分析し、不適切と思われた記入内容がある場合には再度調査を依頼し、訂正を求めた。

我々は、保険医療診療調査統計資料に基づき、1971年から1998年までの全国の歯科放射線診療件数について調査し、それを報告¹⁾しているため、そのデータを一般歯科診療所の放射線診療データとして、今回のデータと比較した。

C. 結果

各施設の画像検査の種類毎の患者数および撮影枚数、さらにその検査の全ての画像検査に占める%、画像検査間の相関関係を分析した。これらのデータを表.1 と表.2 にまとめて示す。全国集計で、検査頻度が最も高いのは、口内法撮影であるが、検査全体に占める比率は、施設によって患者数で 40 - 80%にわたって広く分布した。(図.1) これに応じて、パノラマ撮影を含む口外法撮影頻度の検査全体に占める比率も 18 - 56%に分布し(図.2)、両者は有意な逆相関関係を示した。(図.3) この逆相関関係は、撮影フィルム枚数(曝者回数)においても同様であった。(図.4)

調査時点で、CT検査は27施設、32台の装置で行われ、その内ヘリカルCT、マルチスライスCT装置は、全体の78%を占めた。(表.3)CT検査の全ての画像検査に対する比率は、患者数で最小0.8%から最大の施設で9.1%を占めた。CT検査の撮像パラメータは、撮影目的によって異なるので、歯科領域で最も一般的に用いられる次の5種類の撮像目的毎に撮像条件を調べた。

- 1) 軟組織モードの単純CTスキャン
- 2) 骨モードの単純CTスキャン
- 3) 造影CTスキャン
- 4) 歯科インプラント診断のための多断面再構成画像のCTスキャン
- 5) 3次元表示のためのCTスキャン

患者の被曝線量の指標になると思われる、照射野内の任意の点における管電流と曝射時間の積(mAs)を、管電流、sec/回転、スライス厚さ、スライス枚数/回転、テーブル移動速度/回転から求めた。これらを管電圧と共に表.4に示す。(表.4)管電圧は5種類の撮像目的によって変わらず、全ての施設で110-140kVの狭い範囲に分布した。これに反して、検査当たりのmAsは、施設によって著しく異なり、21-1000mAsの範囲に分布した。MRI検査は11施設で行われ、全検査数に占める患者数の比率は、患者数で最小0.4%から最大の施設で5.4%を占めた。超音波画像は20施設で行われていたが、その他の画像診断法は、比較的少なく、X線透視撮影は8施設、インビボ核医学検査は5施設、骨塩濃度測定検査は1施設で行われていた。

全国のほぼ同時期(1997)の全ての歯科医療機関における画像検査では、口内法85%、パノラマ撮影14.4%、両者の合計は99.4%を占め、歯学部附属病院とは著しく異なっていた。(表.5)

D. 考察

歯学部附属病院における画像検査で最も多いのは、全国平均では口内法 X線撮影であるが、その頻度を全ての画像検査に対する患者数%で表すと、施設によって 40-80 %と極めて広い分布を示した。これに対応して、パノラマ撮影を主とした口外法一般撮影の頻度も、18-56 % と広い分布を示し、両者は高度の有意な逆相関関係を示した。これらの関係を撮影フィルム枚数(曝射回数)で調べると、口内法撮影は、38-86%で、これに対応して、口外法一般撮影は 13-60%と更に広い分布を示した。両者の関係は、極めて高い有意な逆相関関係を示した。これらの結果は、施設によって口内法撮影とパノラマ撮影や頭部単純撮影の適応選択基準が異なることを示唆するものと解釈され、合理的な適応選択基準ガイドラインを確立するには、疾患群毎の両者の診断有効度についての研究が必要であることを示唆している。

CT検査の頻度は、同様に施設によって大きく異なり、全ての画像検査に占める比率は 0.8-9.1%と広い分布を示した。注目すべきは、撮像パラメータが施設によって、同じ撮像目的でも大きく異なり、結果的に患者の被曝線量にほぼ比例すると考えられる、スキャンあたりの mAs が約 20 倍も異なっていた。特に、3次元画像を目的とする場合には、21-1000 mAs と広い分布を示し、施設によって 50 倍もの相違を示した。1000 mAs を使用している施設では、1 回転 4 秒のシークエンシャルスキャンで、管電流 250 mA を使用し、1000 mAs になったものである。このことは、被曝線量に大きな影響を及ぼすのは、装置の性能による要因が極めて大きいことを示している。スキャンパラメータは、撮影目的によっては、高い空間分解能を要求する場合があるが、撮像範囲は限られることが多く、患者毎、撮影目的毎に個別化することが放射線防護の観点から求められる。²⁾

表.1

Number of patients with imaging examinations in dental
university hospitals in Japan from April 1999 to March 2000

Modality	patients/hospital		% patients		Total patients
	mean	range	mean	range	
Introral	16,091.00	5,412-35,151	58.9	39.7-80.1	466,634
Extraoral	9,873	2,460-24,995	36.1	18.2-44.0	286,330
Fluoroscopy	55	0-224	0.2	0-1.0	1,586
CT	740	0-1,850	2.9	0.0-9.1	21,448
US	246	0-845	1	0.0-3.8	7,141
MRI	237	0-1,428	0.8	0.0-5.4	6,862
NM in vivo	26	0-236	0.1	0.0-2.0	757
Bone densitometry	4	0-101	0.01	0-0.4	101
Total imaging	27,271	7,872-62,904	100	100	790,859

表.2

Number of exposures with imaging examinations in dental
university hospitals in Japan from April 1999 to March 2000

Modality	Exposures (films)/hospital		% exposures (films)		Total exposures (films)
	mean	range	mean	range	
Intraoral	35,728	11,976-108,000	62.2	38.1-85.9	1,036,112
Extraoral	19,719	4,839-67,335	33.7	12.9-59.6	571,860
Fluoroscopy	55	0-224	0.1	0-0.6	1586
CT	1,181	0-4,666	2	0.0-8.6	34,257
US	246	0-845	0.4	0.0-1.6	7,141
MRI	1,075	0-7,621	1.5	0.0-11.6	31,176
NM in vivo	26	0-236	0.1	0.0-0.6	757
Bone densitometry	7	0-197	0.01	0.0-0.4	197
Total imaging	58,037	16,812-156,793	100	100	1,683,086

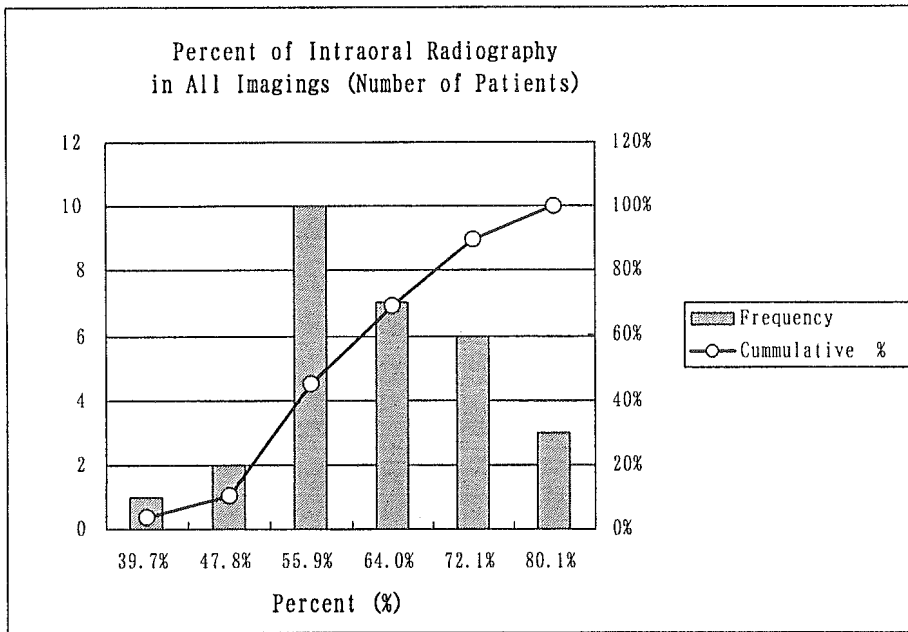


图.1

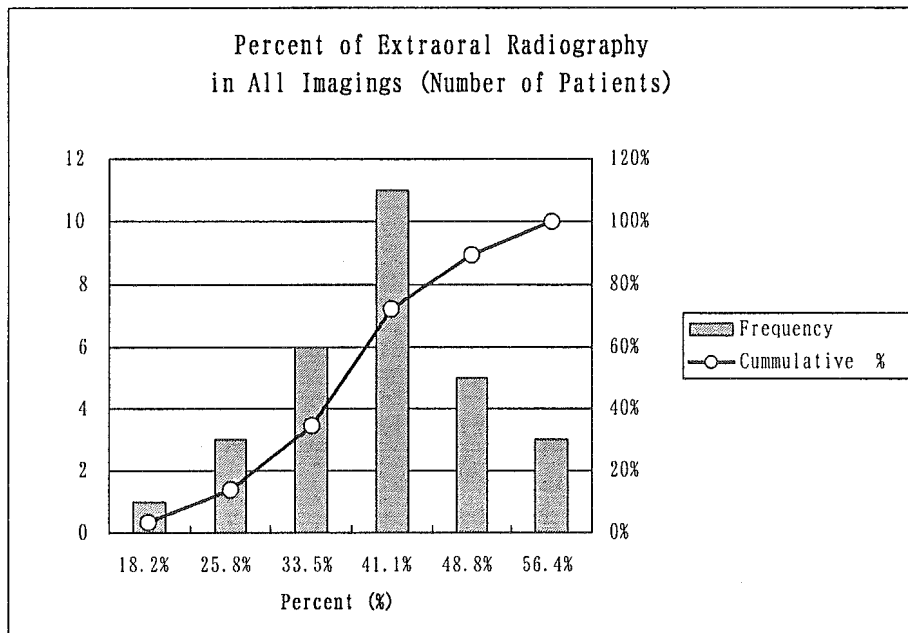


图.2

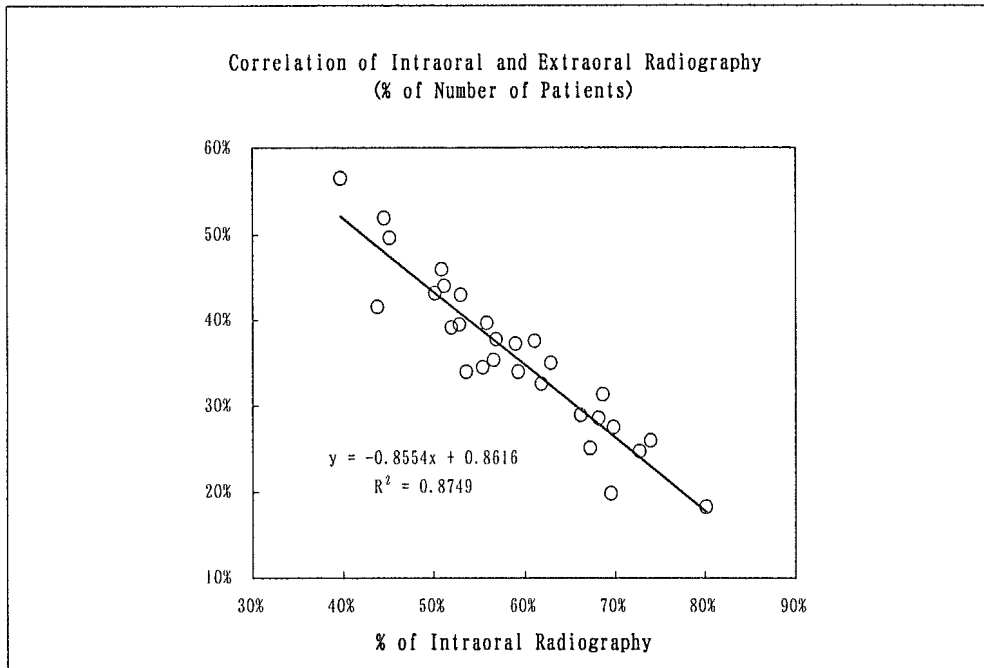


图.3

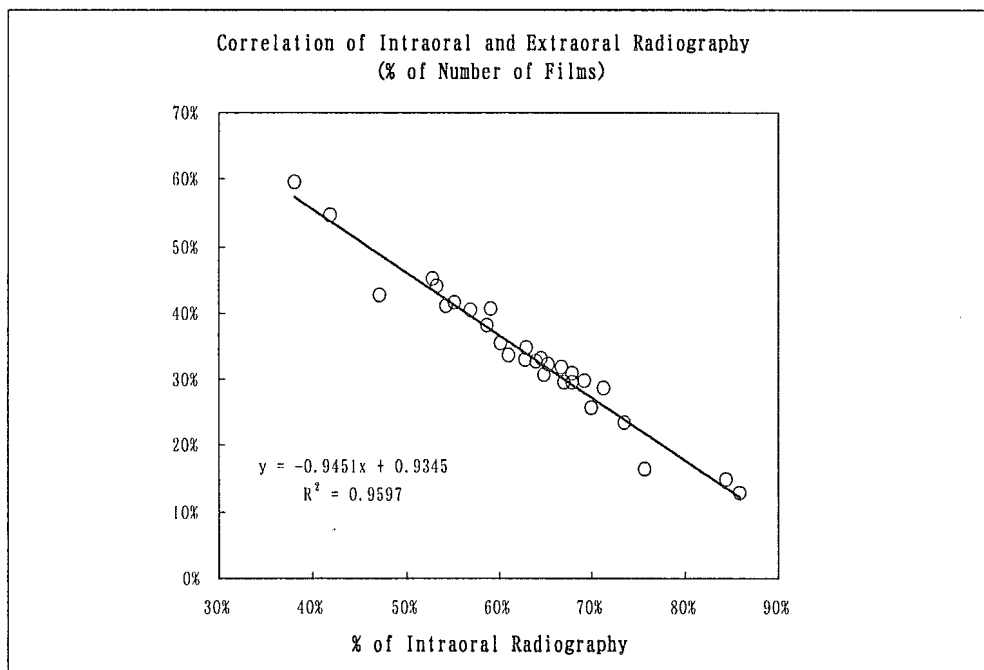


图.4

表.3

Number of CT apparatus

Type of CT Apparatus	Number of Hospitals	Number of Apparatus
Sequential CT	11	11
Helical CT	15	15
Multislice CT	6	6
Total	27	32

表.4

Tube voltage and mAs per exposure

Item of examination	N	tube voltage (kV) mean \pm SD (range)	mAs per exposure mean \pm SD (range)
Plain CT for soft tissue mode	32	122 \pm 6 (110-140)	293 \pm 266 (65-1250)
Plain CT for bone mode	32	122 \pm 7 (110-140)	250 \pm 221 (43-1000)
Contrast enhanced CT	31	122 \pm 22 (110-140)	257 \pm 212 (65-1000)
Dental CT for dental implant	30	123 \pm 31 (110-140)	169 \pm 67 (50-1000)
3D CT	29	122 \pm 36 (110-140)	196 \pm 201 (21-1000)

mAs per exposure: determined from tube current (mA), sec per rotation (sec), slice thickness (mm), number of slices per rotation and table speed (mm per rotation).

表.5

Annual Number of Dental

Radiographic Examinations in Japan (%)

(expressed as x 1,000 exposures)

Imaging	Annual number in 1997
Intraoral	91,156 (85.0)
Panoramic	15,391 (14.4)
Extraoral	566 (0.53)
CT, MRI	59 (0.006)
Total	107,200 (100)

CT, MRI; number of patients

CT検査は単純投影X線撮影に比べて患者の被曝線量が大きいことが指摘されているが、歯科領域においてもCT検査による3次元画像情報の有用性は高く、適応選択と共に、撮像方法の最適化が必要である。²⁾ 診断目的によっては、極めて限られた領域の3次元情報のみを必要とすることが、かなり多いので、不必要な部位まで被曝する可能性のある汎用CT装置を用いる場合には、被曝線量の軽減方策が必要である。最近開発され、商品化された歯科用小照射野コーンビームCT装置は被曝線量が、単純X線撮影にほぼ匹敵する程少なく、空間解像度も一般CT装置より高いので、^{3,4)} そのような限られた領域の精細な診断と広範な領域の診断には、適応選択基準に基づいたCT装置の使い分けが望まれる。

E. 結論

全国の一般歯科診療施設における画像診断方法は、口内法X線撮影とパノラマX線撮影の両方で、99.4 %を占めているが、歯学部附属病院における画像診断方法は極めて多様で、施設によってそれぞれの検査方法の画像診断頻度の全体に占める比率が大きく異なっている。このことは、画像診断方法の適応選択基準が施設によって異なることを示唆している。疾患群別の画像診断方法の有効度に関する研究が、合理的画像診断方法の適応選択基準を決めるために必要である。また、CT検査による患者被曝線量が、検査目的が同じ場合でも、施設によって著しく異なっていた。CT検査方法の患者毎の個別化が必要で、適応に応じた歯科用小照射野コーンビームCT装置などの積極的利用と普及が望まれる。

F. 引用文献

- 1) 島野達也, 鈴木陽典, 佐々木武仁: 日本における歯科放射線検査件数の長期的動向 - 健康保険調査資料の分析 -. 歯科放射線 2002; 42: 9-21.
- 2) ICRP Publication 87. Managing Patient Dose in Computed Tomography. Annals of ICRP. Elsevier Science Ltd., 2001.
- 3) Toyofuku F, Tanaka T, Kanda S: Three-dimensional imaging of teeth and jaw bones using fluoroscopic computed tomography. Oral Radiol 1988; 4: 75-79.
- 4) Arai Y, Tammsalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K: Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. Dentomaxillofac Radiol 1999; 28: 245-248.

G. 研究発表

- 1) Katoh T, Sasaki T, Iwai K, Okano T, Satoh K, Shimano T, Hayami A, Wada S, Juto N: A method for evaluation of entrance surface dose from the measurement of exposure and HVL in intraoral radiography using radiophotoluminescent dosimeter. *Radiat. Protec. Dosim.* 103 (1): 47-55, 2003.
- 2) Kurabayashi T, Ida M, Tetsumura A, Ohbayashi N, Yasumoto M, Sasaki T. MR imaging of benign and malignant lesions in the buccal space. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31: 344-349.
- 3) Ogura I, Kurabayashi T, Amagasa T, Okada N, Sasaki T. Mandibular bone invasion by gingival carcinoma on dental CT images as an indicator of cervical lymph node metastasis. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31: 339-343.
- 4) Ogura I, Kurabayashi T, Amagasa T, Sasaki T. CT findings of cervical lymph node metastasis from intraoral mucoepidermoid carcinoma: histopathological correlation. *Oral Radiol* 2002; 18: 73-79.
- 5) Yoshioka T, Kobayashi C, Suda H, Sasaki T. An observation of the healing process of periapical lesions by digital subtraction radiography. *J Endodo* 2002; 28: 589-591.
- 6) 森田康彦, 誉田栄一, 犬童寛子, 加藤二久, 原田康雄, 河野一典, 佐藤強志, 馬嶋秀行, 和泉雄一, 佐々木武仁, 野井倉武憲. 歯科インプラント治療計画の画像診断のための高速らせん CT 撮像条件の画質に与える影響評価 - 半解剖学的下顎ファントムによる影響評価-. *歯科放射線* 2002; 42: 259-273.
- 7) 島野達也, 鈴木陽典, 佐々木武仁. 日本における歯科放射線検査件数の長期的動向 - 健康保険調査資料の分析 -. *歯科放射線* 2002; 42: 9-21.
- 8) 佐々木武仁, 島野達也 編著. 歯科診療における放射線の管理と防護 第2版 日本歯科放射線学会編. 医歯薬出版, 東京, 2002.

厚生労働科学研究費補助金（医薬安全総合研究事業）
分担研究報告書

新しい放射線治療装置の開発と放射線管理に関する研究

分担研究者 青木 幸昌 国際医療福祉大学教授

研究要旨 最適の線量分布を得る IMRT 法の実現手法において MLC 法はビーム利用効率や QC の面で不利であり Compensator 法は掘削装置や線質変化の問題があるが安全性が高い。

A. 研究目的

放射線治療を安全かつ有効に実施するための新たな技法である IMRT 法についてその安全性、有効性を特に少分割照射において評価することが本研究目的である。

B. 研究方法

IMRT 法は微小照射野毎の線量強度を制御することにより最適な線量分布を得る技法である。その実現手法を解析しモンテカルロによる分布再現性を評価した。（倫理面への配慮）
純粋に工学的研究であり配慮は不要。

C. 研究結果

MLC 法ではビーム利用効率が悪く QC が大変であり、Compensator 法では掘削装置が必要で線質変化があるが QC は概ね容易。モンテカルロ計算では両者とも設定条件との誤差がともに 6%程度であり有意差は認めなかった。

D. 考察

MLC 法では微小時間内に標的の一部しか照射されていない。また相対的に治療時間が長く標的移動のリスクは増大すると考えられる。通常分割照射ではその変動は相殺されるが定位的少分割照射には当てはまらない。Compensator 法では線質硬化が生じるが計算上補正は容易であり分布再現性は MLC 法と同等であった。

E. 結論

IMRT 法の導入に当たっては QC に膨大な手間を要する MLC 法より準備のために掘削装置を必要とするものの Compensator 法の方が安全かつ実用的であると評価された。

F. 健康危険情報

MLC 法による IMRT 線量増大試験施行時には QC に留意し定位照射には応用しない。

G. 研究発表

1. 論文発表

Solid IMRT Radiology Frontier 6,13-18 2002
照射技術の進歩と適応 血液・腫瘍科 44(3), 218-225, 2002

2. 学会発表

Features of intensity modulated beam with solid compensators. 第2回日本高精度放射線外部照射研究会, 仙台, 2.15. 2003.

H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

2. 実用新案登録

3. その他

はじめに

従来の放射線治療はPTV (planning target volume: 計画標的体積) にいかに高線量を集中するか主眼が置かれてきたが、周囲のOAR (organ at risk: 要注意臓器) の被曝の軽減については一定の限界があった。そこで1980年代後半より、PTVやOARに予め処方される線量を与え、それらを満足する解を得る手法が開発されてきた。これがIP (inverse planning: 逆問題による治療計画) である。従来では困難とされてきた凹型の高線量域を作成したり、原発巣と領域リンパ節に同時に異なる線量を投与することが可能となった。本手法を用いてOARの被曝量を増やさずにPTVへの投与線量を増大させるdose escalation studyが実施されている。

通常、IPによる治療計画では各照射野を小さな領域に分割し、領域毎に異なる線量強度が与えられている。この線量強度の分布をIntensity Profileと呼び、全体の線量分布図はIntensity Profileの集合として与えられる。この各野のIntensity Profileをどのように実現していくかという現実的手法の総称をIMRT (intensity modulated radiation therapy: 強度変調照射) という。本稿においてはIMRTの各手法について言及し、特にCompensatorを用いたIMRTについてbeamの特性の変化を含めその利点と欠点につき検討する。

IMRTの各手法

表1に様々なIMRT実現方法を列記する。1.MLC (multi-leaf collimator: 多分割絞) を用いたIMRTが一般的であるが、2.Compensatorを用いた方法は1.にない特徴を有している。3.のScanning Beamはレーストラックマイクロトロンで実現される手法である。IPの実現方法には他にGantryを回転させながら同時にMLC開度を制御する方法 (tomotherapyなど) もあるが紙面の都合上省略する。

各方法における利点と欠点を考えると、以下のとおりである。

1. MLC を用いる方法

Intensity Profile を一定サイズの Matrix に量子化し各 Matrix の強度に従って MLC の開度を制御する。1.a. Step and Shoot と 1.b. Sliding Window の違いは前者が異なる開度で多段階の曝射を積み重ねるのに対し後者では常に beam を出しながら各 Matrix に必要な強度を与えつつ MLC が一定方向に移動していくことにある。この方法で投与される X 線の線質は open field と比較して MLC によってのみ止められるため既知かつ一定である。しかし、open field と比較すると一定時間内には PTV の一部分しか曝射されておらず、beam 利用率は不良である。そのため治療に要する時間が長くなり、通常分割照射において 30-40 分程度と見積もられ

ている。そのため治療時間内での臓器移動のリスクがある。また Matrix のサイズについては MLC と直角方向の分解能が MLC の厚みに依存して固定しており平行方向の分解能とは不均等となる。また平行方向の分解能について微小な制御をするにつれ治療時間が延長していくという欠点がある。さらに、非常に微小な照射野が形成されることが多く MU (monitor unit) の補正を含め、門ごとの QA に多大な時間を要する。

2. Compensator を用いる方法

Intensity Profile に従った強度変調用の Compensator を照射門ごとに作成し open field の下流側に装着して照射を行う。そのため掘削装置による形成の手間が必要となるが、MLC を装備していない直線加速器においても IMRT を実現できるという利点がある。Metal Block では施設内に導入した掘削装置で削り出す場合は一個あたり 2 時間程度、外注した場合は 2 日程度を要し、Mold では一個あたり 5~30 分を要するといわれている。この方法で投与される X 線の線質は任意の厚みを有する Compensator を通過するため beam hardening を含む未知の変化が生じる。しかし、open field と比較して PTV には強度の変調された beam が常に曝射されており、beam 利用効率は良好、照射時間は open field とさほど変わらない。ただし複数門を照射するには毎回 Compensator を取り替える必要がありその分時間がかかる。これらを含み通常分割照射に要する時間は 15 分程度と見積もられている。2.c. ではその手間を省くため予め必要な門数分の Compensator をマウント上に装着し自動的に変更する工夫が施されている。Matrix サイズについては 2.a. Metal Block 法の場合掘削装置の性能限界による多少のスミージングはあるもののほぼ任意の Intensity profile を作成することが可能であり、2.b. Mold 法でも掘削装置の性能限界に依存した 2 次元方向に均等な分解能を有する。かつ、掘削装置の性能向上により分解能が上がっても治療に要する時間は不変である。QA に関しては上記の線質変化の問題を除けば非常に容易であるという特徴がある。

3. Scanning Beam を用いる方法

量子化した Intensity Profile に従い、一定領域に線量を順に投与していく手法。1.と同様に線質は原則的に open field と変わらない。Matrix サイズは一定。一定時間内に曝射される範囲は非常に小さい。QA も 1.と同様に大変である。

Compensator 簡易作成および回転式 Mount による高速の IMRT を実用化方法

以上の検討に基づき、IMRT を日常臨床上容易に実現させるために Compensator を簡易に作成し、予め必要数の Compensator をトレイにマウントしておくことによりポートごとの装着の手間を省くことができるシステムを開発した。

Intensity Profile を量子化した Matrix に基づき Rod を制御することにより雄型を作成、熱可塑性プラスチックの加熱、加圧、真空吸引により数分以内に雌型の Mold を作成する。

図 1 に簡易 Compensator 作成装置を、図 2 に Rod Matrix と形成された Mold を示す。

微小粒状の Metal Grain (平均径 150~750 μm 、平均比重 10.1g/cm³) を充填しシールドすることにより Compensator を完成させる。

図3に直線加速器の head 部分に回転式 Mount を装着し計6個までの Compensator を自動的に切り替えて照射できるシステムを示す。実験装置のため本システムを駆動させる PC とは外付けのリード線が用いられている。

このシステムにより5ポート分の Compensator を作成し Mount に装着するまでの所要時間は約30分であった。

図4、図5に Film による本システムの精度評価を示す。Intensity Profile より算出した Matrix の理想値と実測値の差は4.2%であった。低線量域で理想値と比較すると実測値のほうが多少多くなっている。

Compensator を用いる場合の線質変化

Compensator を用いる場合の線質の変化についてはこれまでに複数の報告がある。beam hardening については MLC 法と比較して約3%以内の PDD の変化内に収まっており、実質的に無視しても構わないという主旨である。

一方、Intensity Profile において極端に線量を落としたい場合には Compensator 法には限界がある。すなわち MLC にて beam を止めた場合0.1%のリークであるのに対し、Compensator 法では7.5%~16%程度のリークが存在するといわれている。もし open field 内に OAR が存在しその被曝を極端に軽減するような profile が要求されるような場合には Compensator 法には対応しきれない恐れがある。

これまでの検討にて Intensity Profile 上急峻な線量勾配が存在するケースでの評価は十分に行われていなかった。今回簡易モンテカルロ法により Compensator と MLC の両者により急峻な線量勾配が生じるケースで吸収線量分布にどのような差が生じるかを検討した。図6にその吸収線量曲線を示す。5cm厚の Cerrobend を用いた Compensator で open field を止めた場合と MLC を用いて止めた場合の比較を示す。MLC の下流では数%以内に線量が低下しているが、Compensator の下流では20%の減衰にとどまっている。さらに、両者間の空隙部分に注目すると、MLC 側より Compensator 側のほうが10~15%程度高線量となっている。この現象は不十分な減衰しか得られない Compensator によるものと考えられるが、両者の辺縁から1mm空隙よりの領域(水中5cm深)で電子のエネルギーフルエンスを見ると、図7のように Compensator 側のほうで低~中エネルギーの電子が増大していることがわかる。このことは Compensator を用いた場合、Intensity Profile 上低強度領域に隣接して高強度領域が存在するケースではその領域の線量が増大する傾向にあることを示している。このような線質の変化を軽減させるためにはあまりに急峻な線量勾配を生じる Intensity Profile を避けるような IP のアルゴリズムを設定することも有効であろう。

まとめ

以上の検討に基づき、IMRT の各方法における特徴と欠点を表2にまとめる。

最後に、照射中の臓器移動に伴う課題に言及する。一般に IMRT において臓器移動に伴う計

画された分布と実施された分布との差異は、open field とまったく同様には扱えない。すなわち、open field の場合は CTV の周囲に一定の margin を設定することにより、照射時間内や各照射間の臓器移動を考慮した照射体積を PTV として設定することが可能であるが、IMRT においては Matrix サイズに従って分割される CTV の各 segment について margin は ” となる。このことはどの IMRT 法においても真である。かつ、MLC 法や Scanning Beam 法においては一定時間内に曝射される CTV は全 CTV の極一部となるという事態が認識されるべきである。つまり計画用 CT 画像の取得と実際の照射時には時間的な差異があるため、本来高線量域が投与されるはずであるにもかかわらず、たまたまその線量を投与すべき微小 segment がずれていることにより、結果として異なる segment に高線量が投与される事態が生じるリスクが存在する。もしその曝射領域が OAR に相当した場合は治療効果の減少のみならず障害の増大につながる恐れがある。この現象によって生じる線量の過不足については最近の研究により、十分な fractionation が行われる場合には結果として各分割照射時の変動が統計学的に相殺されてくることが示されている（特に MLC を用いる場合）。しかしながら、fraction 数の少ない定位的照射や定位手術的照射においてはこの事態は無視できない。そのようなケースでは Compensator 法の有用性が一層期待されるといえよう。

参考文献

1. S.B. Jiang and K.M. Ayyangar, “On compensator design for photon beam intensity-modulated conformal therapy,” *Med. Phys.* 25, 668-675 (1998)
2. A. Bakai, W.U. Laub and F. Nüsslin, “Compensators for IMRT – An Investigation in Quality Assurance,” *Z. Med. Phys.* 11, 15-22 (2001)
3. H. Salz, T. Wiezorek et al, “Intensitätsmodulierte Strahlentherapie (IMRT) mit Kompensatoren,” *Z. Med. Phys.* 12, 115-121 (2002)
4. T. Bortfeld, K. Jokivarsi et al, “Effect of intra-fraction motion on IMRT dose delivery: statistical analysis and simulation,” *Phys. Med. Biol.* 47, 2203-2220 (2002)

1.MLCを用いる		
	1.a.Step and Shoot	
	1.b.Sliding Window	
2.Compensatorを用いる		
	2.a.Metal Block	
	2.b.MoldとMetal Grain	
		c. 回転式Mountを用いる
3.Scanning Beamを用いる		

表1 様々なIMRT実現方法.