

全国歯科大学・歯学部附属病院 診療放射線技師連絡協議会会誌

*The Japanese Meeting of Radiological Technologists in
Dental College and University Dental Hospital*

[巻頭言]			
今、次世代に託すこと	東北大学	石塚 真澄	1
[調査・研究費助成、奨励賞]			
2019年度 調査・研究費助成 採択者			2
調査・研究費助成制度、奨励賞のご案内			3
[2019年度 総会・歯科放射線技術研修会 報告]	日本歯科大学	林 亮	5
[2019年度 総会議事録]			14
[2019年度 事業計画]			17
[特別講演]			
歯科材料・技術の変遷と未来	日本歯科大学 生命歯学部 歯科理工学講座 教授	宮坂 平	19
[教育講演]			
今さら聞けない放射線物理の超基本 -X線の発生と減弱-	東京歯科大学 化学研究室	西川 慶一	25
歯科 X線検査における診断参考レベルの線量	明海大学 歯学部 病態診断治療学講座 歯科放射線学分野	佐藤 健児	38
[奨励賞受賞講演]			
歯科領域における CBCT 線量評価	愛知学院大学	後藤 賢一	47
[研究報告] 「現場で生きる放射線技術」			
口内法 X線撮影用 IP の物理的画質特性評価	九州大学	倉本 卓	49
口内法 X線撮影における撮影条件の再検討	鶴見大学	奥山 祐	53
OSL 線量計を用いた口内法介助撮影時における空間線量測定について	九州大学	津留 弘樹	60
装置間における金属アーチファクト低減再構成技術の比較	広島大学	小林 誠	66
頭頸部 MRI 撮像における脂肪抑制画像の評価	大阪歯科大学	財家 俊幸	70
反磁性被覆材を用いた MRI 金属アーチファクト低減効果の検討	鶴見大学	岩崎 武士	77
[アンケート結果報告]			
口内法 X線撮影の実態調査	大阪大学	鹿島 英樹	84
[第 35 会日本診療放射線技師学術大会 報告]			
分科会企画 口腔・顎顔面領域撮影分科会	純真学園大学	吉田 豊	93
[新会員挨拶]			
自己紹介	大阪歯科大学	財家 俊幸	94
自己紹介	東北大学	高根 侑美	95
自己紹介	東北大学	西原 拓也	96
はじめまして	東北大学	鈴木 友裕	97
はじめまして	鶴見大学	吉田 雄樹	98
[近況報告]			
広島大学病院勤務を終えて (感謝、感謝の 26 年間)	広島大学	隅田 博臣	99
[企業製品紹介]			
線量最適化支援ソリューション DoseWatch	GE ヘルスケア・ジャパン	中島 義耀	102
手持ち型口内法 X線撮影装置 NOMAD の有用性	アイデンス	町田 貴之	111
岩手医科大学 法科学講座 法歯学・災害口腔医学分野		熊谷 章子	
X線防護用具の検査記録管理ソフト「羽衣の見張り番」の開発	マエダ	村田 健太郎	115
[役員会報告]			118
[連絡協議会規約]			123
[投稿規程・総務よりお願い]			125
[編集後記]	鶴見大学	宇田川 孝昭	126

平成から令和へ改元され、世間はそろそろ「令和」に違和感を覚えなくなったころであろうか。そもそも、改元は天皇の崩御に伴って行われるものであった。昭和から平成の改元は、昭和天皇の崩御によるもので、当時、皇族は喪に伏し、国民も派手なイベント、娯楽を自粛し街の灯や音楽も消され、いわゆる「喪中」であった。

平成生まれにこの話をする、俄かに信じがたいようである。確かに、平成から令和への改元はお祝い事そのものであった。では、なぜ本来なら粛々たる改元が、奉祝ムードとなったのだろうか。それは、平成天皇が上皇へ即位するためのものであり、平成天皇が自ら考え、自ら決断した退位の意向によるものであったからである。象徴天皇として、また人の父として、その決断に至るまでは複雑な思いがあったであろう。しかし、平成天皇は自ら決断し、改元をみごとに「喪」から「慶事」に変えた。もちろん、政治評論家やジャーナリストには別の見方もあるであろうが、私にとってはカッコいい平成天皇なのである。

昨今、「報告」「連絡」「相談」である「報連相」という言葉をよく聞く。ビジネスにおけるコミュニケーションの基本として社会に広まっている。ここで、「報告」「連絡」は良しとして、問題は「相談」である。人は、生きていく上で様々な分岐点に立たされる。個人の生活、そして職場という社会生活において、何かを「選択し決断する」行為は避けられない。その時、人はどうするのか。自ら選択し決断するのか、他の人に委ねる、あるいは成り行きにまかせるのか。ここでも、選択を迫られる訳だが、このところ「他の人に委ねる」傾向が多く見受けられる。「選択し決断」することを「相談」している。これは、「相談」ではなく、指示受け、指示待ちである。「相談」とは、何か物事の判断を下す場合や、その判断に行き詰ってしまった場合に意見、アドバイスを求めることだ。自ら何も考えず、自らの判断もせぬまま闇雲に判断を仰ぐのは「相談」ではない。自分自身で考え、判断し、それを決断する。ここで、その結果がある程度推測でき、間違いないと思ったら行動に移せば良い。もし、その判断に迷いが生じた場合、その時こそ相談すれば良いのだ。

確かに、指示を仰ぎ、指示通りに行動していれば、迷い悩むこともなく結果に対する責任もない。つまり、楽に無難に生きられるのだ。ただ、果たしてそれがいつまで通用するのだろうか。身近に、指示してくれる人間がいつまでもいるはずがない。やがては自らが指示する立場に置かれるのである。その時になって初めて自ら判断、決断することを任せられ、的確な指示ができるだろうか。過去に多くの判断、決断を経験してこそ次の世代の「相談」にのれるのではないか。判断力は豊富な経験がもたらすものと、私は考える。

新しい令和という時代を牽引していく平成生まれには、自ら考え、自ら判断し、それを行動に移す力を身につけてほしい。小さな事から少しずつ経験を積んでいけば、決して難しいことではない。また、「相談」にのってくれるであろう、昭和世代もここにいるのだから。

そして、昭和世代は寛容さを持って次世代を導ける存在でありたい。

【 調査・研究費 】

2019 年度 調査・研究費助成採択者

会長 笹垣 三千宏

2019 年 6 月 29 日開催の 2019 年度 第 1 回役員会において、全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会 2019 年度 調査・研究費助成採択が下記 1 題に決定致しました。

「金属アーチファクト低減再構成技術の装置間における比較・検討」

研究代表者 広島大学病院 診療支援部
共同研究者 広島大学病院 診療支援部
 広島大学病院 診療支援部
 広島大学病院 診療支援部
 広島大学病院 歯科放射線科

小林 誠
牛尾 綾香
藤岡 知加子
木口 雅夫
柿本 直也



JORT

全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会
調査・研究費助成制度のご案内

会長 笹垣 三千宏

全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会では、平成26年度から会員を対象に研究活動を支援する事業を展開していきます。

調査・研究費を助成し会員の活発な研究活動を支援することを目的としております。日本放射線技師会、日本放射線技術学会、日本歯科放射線学会、全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会等で発表していただける方、下記の要領を確認していただき多数のご応募をお待ちしています。

[目的]

会員の活発な研究活動を支援し、広く研究成果を公表することにより成果を共有する。会員の人材育成を行い事業の活性化を推進する。

[方法]

申請書を記入の上、メール添付にて学術委員長宛申し込みを行う。

[対象]

全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会会員であること。

[助成]

一研究あたり6万円を上限として助成する。
研究代表者に総会時に助成金を渡す。

[研究成果報告]

翌年の全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会研修会で発表報告し、研究成果報告を誌上にて行うこと。

[申込締切り]

毎年5月末

[その他]

締め切り後、学術委員会の審議後幹事会の審査を経て一ヶ月以内に申請者に通知する。
申し込みフォームは、連絡協議会HP 会員ページからダウンロードすること。

[申込先]

学術委員長 大塚 昌彦 (広島大学)
E-mail: otsuka@hiroshima-u.ac.jp

全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会
奨励賞のご案内

会長 笹垣 三千宏

全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会では平成26年度から会員を対象に、国際学会、日本放射線技師会、日本放射線技術学会、日本歯科放射線学会、全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会等で口頭発表または論文発表された方、また、社会貢献活動をされた方の中から、特に優秀であった方を研究奨励賞として総会時に表彰いたします。

全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会奨励賞 内規

平成26年7月14日作成

平成28年6月25日改訂

[目的]

会員の歯科放射線技術の意識向上のため学会等での発表ならびに論文や著書の執筆等の学術活動をされた方や、社会貢献活動をされた方の中から、特に優秀と認められた方に奨励賞を授与する。

[申請方法]

自薦・他薦は問わず申請書を記入の上、メール添付にて学術委員長宛申し込みを行う。
なお、申請書は連絡協議会HP 会員ページからダウンロードすること。

[対象]

全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会会員であること。

[応募締切り]

毎年1月末

[選考]

申請書を学術委員会で審議し、幹事会に推薦された奨励賞候補者を毎年2月に開催される幹事会で審議し決定する。

[奨励賞受賞講演]

全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会技術研修会で受賞発表を行う。

[申込先]

学術委員長 大塚 昌彦 (広島大学)

E-mail: otsuka@hiroshima-u.ac.jp

全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会
2019年度 総会・歯科放射線技術研修会報告

日本歯科大学
林 亮

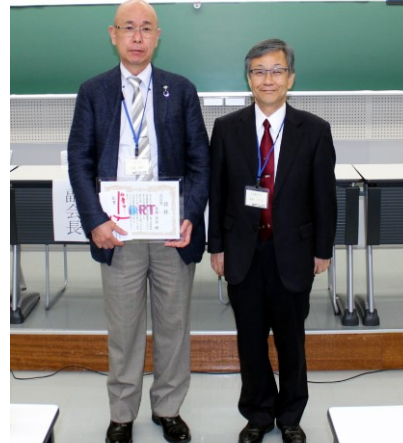
2019年6月29日(土)、30日(日)に、日本歯科大学131講堂で全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会2019年度総会・歯科放射線技術研修会を当番校として開催させていただきました。講師3名、名誉会員1名、会員57名、企業18名と、多くの方々にご参加いただき誠にありがとうございました。当校では、総会・研修会の当番校を初めて務めさせていただきましたので、至らない点が多々あったかとは思いますが、皆様のご協力のおかげで無事に2日間を終えることができました。

【総会】

6月29日(土)13時より、2019年度総会が吉田豊副会長の開会の辞から始まりました。続いて笹垣三千宏会長から挨拶がありました。総会議長に朝日大学 岩田哲成先生、書記に昭和大学 金子福和先生、議事録署名人に日本大学松戸歯学部 似内毅先生が選出され、平成30年度事業報告、決算報告、会計監査報告が行われました。また、2019年度事業計画案、予算案が審議され、満場一致で承認されました。

平成30年度奨励賞表彰には愛知学院大学 後藤賢一先生が受賞されました。表彰式では後藤先生がまだ到着されていなかったため、愛知学院大学 蛭川亜紀子先生に代理で表彰を受けていただきました。平成30年度会長表彰には大阪大学 北森秀希先生が受賞されました。





【歯科放射線技術研修会 1 日目】

歯科放射線技術研修会は日本歯科大学附属病院 歯科放射線・口腔病理診断科科长 岩田洋准教授から来賓挨拶をしていただき、始まりました。

教育講演 I では、東京歯科大学 西川慶一准教授に「今さら聞けない放射線物理の超基本－X線の発生と減弱－」を講演して頂きました。

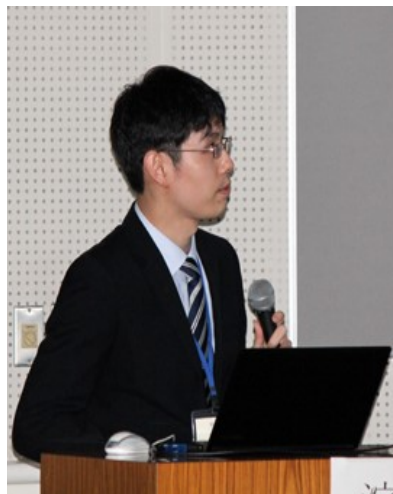
平成 30 年度奨励賞受賞講演では愛知学院大学の後藤賢一先生に「歯科領域における CBCT 線量評価」を講演して頂きました。

特別講演では日本歯科大学歯科理工学講座の宮坂平教授に「歯科材料・技術の変遷と未来」を講演して頂きました。





研究報告「現場で生きる放射線技術 I」では、九州大学 倉本卓先生に「口内法 X 線撮影用 IP の物理的画質特性評価」を、鶴見大学 奥山祐先生に「口内法 X 線撮影における撮影条件の再検討」を、九州大学の津留弘樹先生に「OSL 線量計を用いた口内法介助撮影時における空間線量測定について」をそれぞれ発表して頂きました。



最後に集合写真を撮影しました。

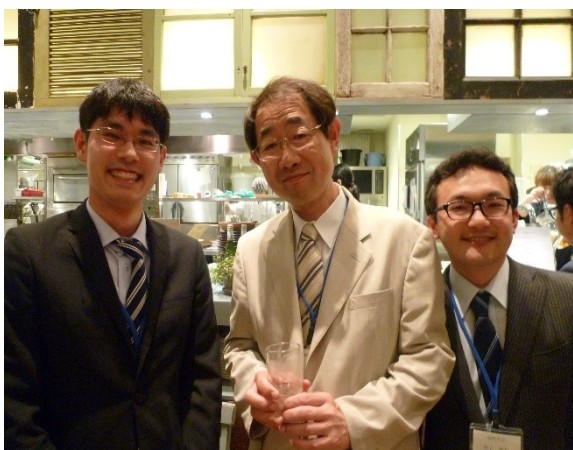


【情報交換会】

18時30分よりロイヤルガーデンカフェ飯田橋店で情報交換会が開催されました。







情報交換会の途中に、今回初めて参加された先生方に挨拶をして頂きました。



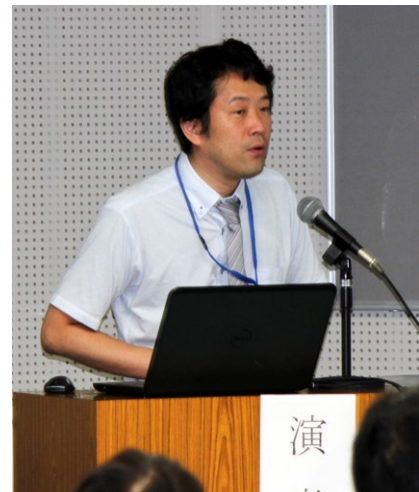


【歯科放射線技術研修会 2 日目】

アンケート結果報告では大阪大学 鹿島英樹先生に「口内法 X 線撮影の実態調査」について報告して頂きました。

教育講演Ⅱでは明海大学歯学部 病態診断治療学講座 歯科放射線学講座 佐藤健児先生に「歯科 X 線検査における診断参考レベルの線量」について講演して頂きました。

研究報告「現場で生きる放射線技術Ⅱ」では広島大学 小林誠先生に「装置間における金属アーチファクト低減再構成技術の比較」を、大阪歯科大学 財家俊幸先生に「頭頸部 MRI 撮像における脂肪抑制画像の評価」を、鶴見大学 岩崎武士先生に「反磁性被覆材を用いた MRI 金属アーチファクト低減効果の検討—撮像方向の検討—」をそれぞれ発表して頂きました。





次回開催校挨拶では東北大学 石塚真澄先生に挨拶をしていただき、最後に吉田豊副会長に閉会の挨拶をしていただきました。



2020年度 総会・歯科放射線技術研修会
会期：2020年6月27日（土）、28日（日）
会場：エル・パーク仙台
担当校：東北大学

2019年度 総会議事録

日時：2019年6月29日（土）13:00～13:50

場所：日本歯科大学 131 講堂

- | | |
|--|-------------|
| | 総合司会 林 亮 |
| 1. 開会の辞 | 副会長 吉田 豊 |
| 2. 会長挨拶 | 会 長 笹垣三千宏 |
| 3. 総会議長・書記・議事録署名人選出 | 議 長 岩田 哲成 |
| | 書 記 金子 福和 |
| | 議事録署名人 似内 毅 |
| 4. 総会議事 | |
| 1) 平成30年度 事業報告 | 総 務 石塚 真澄 |
| ・平成30年度事業計画実施のため、第144回から第147回の役員会を開催した。 | |
| ・平成30年度 総会及び歯科放射線研修会を平成30年6月30日（土）、7月1日（日）に大阪大学の担当でサニーストンホテル江坂 富士の間にて開催し106名が参加した。 | |
| ・出版事業として第28巻1号（通巻56号）、第28巻2号（通巻57号）の2回を発行した。創立30年記念誌を平成30年12月に発刊した。 | |
| ・歯科系デジタル化対策及び医療安全管理として、日本歯科放射線学会の医療情報委員会、防護委員会への委員継続派遣、歯科領域 X線撮影の DRL 設定に向けた全国歯科大学調査協力を行った。また、医療安全管理に関する情報発信を行った。 | |
| ・奨励賞および学術調査研究費制度について、奨励賞1名を選出した。学術調査研究費は申込者無しであった。 | |
| ・口腔・顎顔面撮影認定技師制度について、日本診療放射線技師会の e-ラーニングシステムが2019年度に更新される予定であり、それに合わせた教材を検討中である。 | |
| ・日本診療放射線技師会および日本放射線技術学会との連携企画として、平成30年9月21日（金）に第34回日本診療放射線技師学術大会 分科会企画2「顎関節の検査について学ぼう！」を実施。日本放射線技術学会 関東・東京支部合同研究発表大会2018にて、パノラマ X線撮影、歯科用 CBCT の DRL 設定のための線量測定について明海大学原田康雄先生が講演を行った。 | |
| ・ホームページに会誌56、57号を掲載、創立30年記念ページの作成、歯科領域 X線撮影法の改修、被ばく線量ポスターの改修、会員コラムの更新を行った。 | |
| ・各種委員会活動の活性化として学術委員会、企画委員会、口腔・顎顔面領域撮影分科会、ホームページ委員会、口腔・顎顔面領域 e-ラーニング委員会の継続、編集委員会の設置を行った。 | |
| ・各種アンケート調査の継続として「術者の同室撮影実態調査」について結果を発表 | |
| ・会員ならびに広告掲載企業との親睦を目的として、第74回日本放射線技術学会 総会学術大会にあわせ4月に横浜にて懇親会を開催した。 | |
| ・日本歯科放射線学会、日本放射線技術学会、日本診療放射線技師会などの学術大会への会 | |

員発表の推進、日本放射線技術学会近畿支部 第 62 回学術大会 CBCT における線量評価
シンポジウムにて、愛知学院大学 後藤会員がシンポジストとして発表

・各種医療団体への啓発活動

日本診療放射線技師会・診療放射線技師養成機関・職域団体との懇談会参加
日本診療放射線技師会 分科会合同会議に出席

平成 30 年度事業報告について賛成多数により承認を得た。

2) 平成 30 年度 決算報告 会 計 坂本 彩香
総会資料に基づき報告された。

3) 平成 30 年度 会計監査報告 会計監査 長谷川 順一
監査報告書に基づき報告された。

平成 30 年度 決算報告、会計監査報告について賛成多数により承認を得た。

4) 2019 年度 事業計画案 会 長 笹垣 三千宏

【第 1 号議案】総会および研修会の開催

2020 年度 総会および歯科放射線技術研修会は東北大学が当番校で開催する。
2020 年 6 月 27 日（土）、28 日（日）を予定

【第 2 号議案】会誌の発行

- 1) 第 29 卷 1 号（通巻 58 号）は 2019 年 6 月に発刊
- 2) 第 29 卷 2 号（通巻 59 号）は 2019 年 12 月に発刊予定

【第 3 号議案】歯科系のデジタル化対策および医療安全管理

- 1) 日本歯科放射線学会「医療情報委員会」の委員継続
- 2) 各施設におけるデジタル化の情報交換を推進
- 3) 日本歯科放射線学会「防護委員会」の委員継続
- 4) 歯科 X 線撮影の DRL 改定、設定に向けた調査協力（来年度改定予定）
- 5) 医療安全管理に関する情報発信

【第 4 号議案】奨励賞表彰および学術調査研究費制度について

平成 26 年度から開始した奨励賞表彰および学術調査研究費制度を継続

【第 5 号議案】口腔・顎顔面領域撮影認定技師について

日本診療放射線技師会の Web 学習に合わせた口腔・顎顔面領域撮影 e-ラーニングシステム
および認定技師制度構築に向けた講習会のあり方を検討する。

【第 6 号議案】日本診療放射線技師会及び日本放射線技術学会との連携企画
日本診療放射線技師学術大会での口腔・顎顔面領域撮影分科会企画継続
日本放射線技術学会との学際化協力

【第 7 号議案】ホームページ
専任者（責任者 1 名、補佐 4 名）を置き、ホームページの充実
撮影法のページを医療従事者用と一般用に分けて改訂

【第 8 号議案】各種委員会活動の活性化
連絡協議会内の学術委員会、企画委員会、口腔・顎顔面領域撮影分科会、HP 委員会、口
腔・顎顔面領域撮影 e-ラーニング委員会、編集委員会を継続し、連絡協議会業務の分担に
よる業務遂行の活性化を図る。

【第 9 号議案】その他

- 1) 各種アンケート調査を継続して実施
- 2) 会員ならびに支援企業との親睦を図る（春の JRC 開催時横浜等）。
- 3) 日本歯科放射線学会、日本放射線技術学会、日本診療放射線技師会などの学術大会への
会員発表の推進
- 4) 各種医療団体への啓発活動

5) 2019 年度 予算案 会 計 坂本 彩香
総会資料に基づいて予算案の説明があった。

2019 年度予算案について賛成多数により承認を得た。

6) その他

名誉会員として広島大学 隅田博臣氏が推挙され、賛成多数により承認を得た。
2019 年度調査・研究費採択者について本日午前の役員会で広島大学 小林誠会員から申請
があった「金属アーチファクト低減再構成技術の装置間における比較・検討」に決定した
旨、笹垣会長から報告された。

5. 閉会の辞

副会長 三島 章

議 長 岩田 哲成
議事録署名人 似内 毅
書 記 金子 福和

2019 年度 事業計画

【第 1 号議案】 総会および研修会の開催

2020 年度総会および歯科放射線技術研修会は東北大学が当番校で開催する。

【第 2 号議案】 会誌の発行

- 1) 第 29 巻 1 号 (通巻 58 号) は 2019 年 6 月に発刊予定
- 2) 第 29 巻 2 号 (通巻 59 号) は 2019 年 12 月に発刊予定

【第 3 号議案】 歯科系のデジタル化対策および医療機器安全管理

- 1) 日本歯科放射線学会「医療情報委員会」の委員継続
- 2) 各施設におけるデジタル化の情報交換を推進
- 3) 日本歯科放射線学会「防護委員会」の委員継続
- 4) 歯科 X 線撮影の DRL 改定、設定に向けた調査協力
- 5) 医療機器安全管理に関する情報発信

【第 4 号議案】 研究奨励賞表彰および学術調査研究費制度について

平成 26 年度から開始した奨励賞表彰および学術調査研究費制度を継続

【第 5 号議案】 口腔・顎顔面領域撮影分科会について

日本診療放射線技師会の Web 学習に合わせた口腔・顎顔面領域撮影 e-ラーニングシステム
および認定技師制度構築に向けた講習会のあり方を検討する。

【第 6 号議案】 日本診療放射線技師会及び日本放射線技術学会との連携企画

日本診療放射線技師会学術大会での口腔・顎顔面領域撮影分科会企画継続
日本放射線技術学会との学際化協力

【第 7 号議案】 ホームページ

専任者 (責任者 1 名、補佐 4 名) を置き、ホームページの充実
撮影法のページを医療従事者用と一般用に分けて新しくする。

【第 8 号議案】 各種委員会活動の活性化

連絡協議会内の学術委員会、企画委員会、口腔・顎顔面領域撮影分科会、HP 委員会、口
腔・顎顔面領域撮影 e-ラーニング委員会、編集委員会を継続し、連絡協議会業務の分担に
よる業務の遂行の活性化を図る。

【第 9 号議案】 その他

- 1) 各種アンケート調査を継続して実施

- 2) 会員ならびに支援企業との親睦を図る
- 3) 日本歯科放射線学会、日本放射線技術学会、日本診療放射線技師会などの学術大会への
会員発表の推進
- 4) 各種医療団体への啓発活動

【今後の関連学会予定】

- ・ 日本歯科放射線学会 第 39 回関西・九州合同地方会
2019 年 12 月 7 日 (土) 岡山大学歯学部棟 第一講義室
- ・ 第 30 回 高橋信次記念講演・古賀佑彦記念シンポジウム
2019 年 12 月 13 日 (金) 島津ビル イベントホール (東京)
- ・ 日本歯科放射線学会 第 230 回関東地方会
2020 年 1 月 25 日 (土) 東京歯科大学水道橋校舎 本館
- ・ 第 76 回日本放射線技術学会総会学術大会
2020 年 4 月 9 日 (木) ~12 日 (日) パシフィコ横浜会議センター他
- ・ 日本歯科放射線学会 第 61 回学術大会、第 13 回アジア口腔顎顔面放射線学会
2020 年 6 月 4 日 (木) ~7 日 (日) じゅうろくプラザ (岐阜)
- ・ 全国歯放技連絡協議会 2020 年度 総会・歯科放射線技術研修会
2020 年 6 月 27 日 (土) ~28 日 (日) エル・パーク仙台
- ・ 日本歯科放射線学会 第 28 回関東・北日本合同地方会
2020 年 8 月 22 日 (土) 東北大学
- ・ 第 48 回日本放射線技術学会秋季大会
2020 年 10 月 15 日 (木) ~17 日 (土) 東京ファッションタウンビル
- ・ 第 36 回日本診療放射線技師学術大会
2020 年 10 月 23 日 (金) ~25 日 (日) 仙台国際センター
- ・ 日本歯科放射線学会 第 25 回秋季学術大会
2020 年 10 月 30 日 (金) ~11 月 1 日 (日) アルピコプラザホテル (松本)
- ・ 第 77 回日本放射線技術学会総会学術大会
2021 年 4 月 8 日 (木) ~11 日 (日) パシフィコ横浜会議センター他
- ・ 日本歯科放射線学会 第 62 回学術大会
2021 年 5 月 21 日 (金) ~23 日 (日) 沖縄県市町村自治会館

【 特別講演 】

歯科材料・技術の変遷と未来

日本歯科大学 生命歯学部
歯科理工学講座 教授 宮坂 平

【はじめに】

歯科医療には、歯科材料が密接に関わっている。その関連性という意味においては、医科における新薬の開発による影響よりも甚だしいものがあり、新しい材料、器械、技術の開発にともない、歯科における治療法が劇的に変化する例も多く認められる。例えば、最近の IT の発達にともない、CAD/CAM（コンピュータ支援による設計、製造）が歯科に導入されつつあるが、この技術は従来の歯科治療を根本的に変容させるほどのインパクトを持っている。そこで、本講演では、このような今後の歯科治療を左右すると考えられる最新の材料および技術について、その変遷と未来について展望した。

【成形充填材の変遷】

小さな齲蝕については、齲蝕部位を削除して形成した窩洞に可塑性のある充填材（成形充填材）を填塞し硬化させる修復法が一般的である。この成形充填材としては、アマルガムが 19 世紀後半から歯科に導入され、その後の若干の改良を経て 20 世紀から現在に至るまで広く普及している。アマルガムは、水銀と銀、スズ、銅合金粉末との合金であり、練和直後は可塑性を示して窩洞に填入、成形が可能であるが、数分後には硬化して大きな硬度を発現する極めて操作性に優れ、歯科に適した材料である。しかし、水銀との合金であることから、水銀の毒性が懸念されていたが、現在においても WHO やアメリカ歯科医師会（ADA）においては、アマルガムは安全であるとしている。しかしながら、水銀に関する国際取引を禁止した水俣条約（2017 年）の発効により欧米においてもアマルガムは次第に消えてゆく運命にあると考えられる。日本においては水俣病の連想に伴う精神的な拒否反応により、より早期に代替材料への変換が進んでいる。この代替材料としては、コンポジットレジンが 1970 年代から本邦において使用されるようになってから、急激に普及した。その後、アマルガムは全て代替材料に置き換えられた。しかし、現在も過去に填入されたアマルガムが多く国民の口腔内に存在し、代替材料に置き換えるためにアマルガムの除去が必要となっている。除去時にはタービンバーにてアマルガムを削除する必要があるが、その操作時に発生する水銀蒸気とその排水中への毒性が新たな問題として浮上してきた。本講座では、厚労省からの依頼を受け、除去時の水銀蒸気と排水中に排出される水銀について研究を行い、水銀蒸気の発生と排出量を可及的に最小化する除去法のマニュアルを作成した。図 1 に本講座で作成した除去マニュアルを示す。

アマルガムに代わって、最も一般的に使用されるようになった材料がコンポジットレジンである。この材料は、図 2 に示すように、有機材料であるモノマーを結合材として無機材料のシリカをフィラーとして含む複合材料である。モノマーの硬化は、以前は過酸化剤と第三級アミンとの混合による酸化還元反応を利用し、化学重合型と呼ばれるタイプが主体であったが、現在では、光増感剤と還元剤を利用し、可視光線の照射で硬化する光重合型がほとんどとなっている。様々な改良が加えられ、特にフィラーの改良が物性を大きく変化させることが判っており、現在も様々な改良がなされつつある（図 3、表 1）。

アマルガム除去マニュアル

アマルガム修復物は、FDI Policy Statement (1997, WHO合意文書)にあるように、口腔内では安定であり、金属アレルギーなどの特殊な事情がない場合には敢えて除去する必要はない。しかし、破折や二次う蝕により止むを得ず除去する場合には、本マニュアルに従って除去するものとする。

口腔内に充填されているアマルガムを環境に配慮して安全に除去するためには以下の3項目についてご留意ください。

- ① ラバーダム[®]の装着(アマルガム粉塵の口腔内への落下防止)。
- ② エアタービンを注水下で使用が必須。
- ③ バキュームの使用が必須。

②かつ③の条件下において、実験からは直接放出される水銀蒸気量は二つの除去法にほとんど差が認められなかったが、口腔内への削片の飛散防止の観点から臨床的には一塊法が好ましい。除去時に発生した水銀蒸気は微量ですが、診察室の換気を数回行ったり、活性炭入りの空気清浄機などを使用したりすることにより、水銀蒸気吸引の危険性が減少します。バキュームのある機械室の換気にもご注意ください。

また、除去片は蓋付の容器で水中保管し、排水中の水銀汚染対策として、定期的に排水トラップ中のアマルガム切削屑の回収を行うか、アマルガムセパレータ、回収用フィルターなどの設置が望まれます。(回収物は業者へ委託願います。)



本マニュアルは平成25年10月に「水銀に関する水俣条約」が採択されたことを受けて、環境に負荷の少ない方法で歯科用アマルガム除去を行うための研究を行った結果をまとめたものです。本マニュアル作成にあたっては、日本歯科保存学会、日本歯科医学会、日本歯科医師会のご協力をいただきました。

平成25年度厚生労働科学研究「アマルガム充填物除去時の放出水銀量に関する研究」より、主任研究者：日本歯科大学生命歯学部歯科理工学講座 宮坂 平教授

図1 アマルガム除去マニュアル

歯科用コンポジットレジン

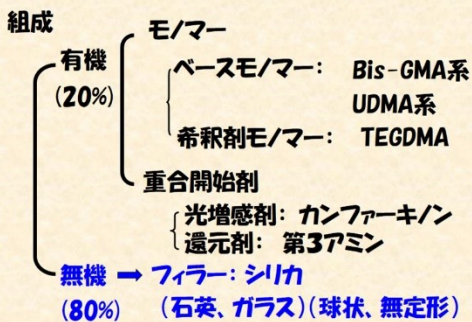


図2 コンポジットレジンの組成

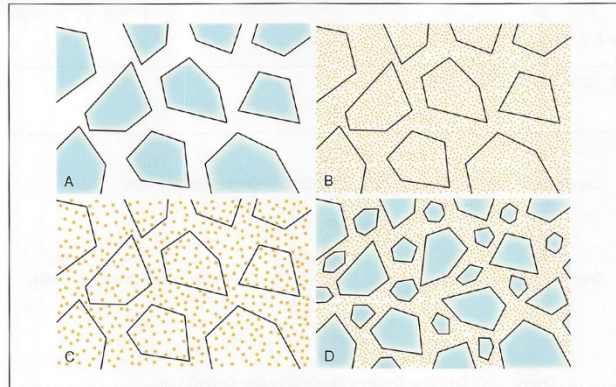


図3 コンポジットレジンの構成の模式図 (基礎歯科理工学、医歯薬出版、p86)

表1 各種充填材の物性

機械的性質	エナメル質	コンポジットレジン (ハイブリッド)	ガラスアイオノマー (レジン添加型)	アマルガム (高銅型)
圧縮強さ(MPa)	200-442	340-410	200-220	450-500
引張強さ(MPa)	10-35	78-80	30-40 (DMT)	50-60
スूप硬さ(HK)	300-343	45-65	20-30	90-110

【補綴装置（インレー、クラウン、義歯床）の変遷】

補綴装置としてのインレーやクラウンは、齶蝕などを削除し、支台歯形成に続き口腔内の印象採得を行い、石膏を注入して作製した口腔内の模型からワックスでパターンを作製し鑄造によりクラウンを作製するというのが従来の補綴装置作製の流れとなる。すなわち、金属を用いた鑄造が補綴装置作製の中心となっていた。このようなインレーやクラウンといった補綴装置では、現在のところ金銀パラジウム合金が健康保険の適用材料の主体となっているが、最近のパラジウムの価格高騰は驚くべきものであり、財政面からも代替材料の開発が急務となっている。セラミックスは有望な代替材料であるが、例えば、陶材を築盛、焼成する技術は極めて高度なテクニックを要し、強度に劣り高価とならざるを得ないなど様々な問題を抱えていた。

これらの問題を解決する手段として、新たに鑄造技術を応用した加熱加圧式のセラミックスが開発され普及してきている。二ケイ酸リチウム系やリューサイト系のガラスセラミックスを加熱して溶融させてプランジャーで鑄型に押し込む成形法（図4）であり、審美的にも強度的にも優れた補綴装置が製作可能であるが、材料や装置の価格などにより自費治療に限られるという欠点がある。

義歯床については、人工歯（陶材、アクリルレジン歯）と床部分を形成するアクリルレジンからなり、金属クラスプを用いて義歯の維持を図っていたが、近年では審美的に劣る金属クラスプを用いずに、レジンによる維持を求めるノンクラスプデンチャー（図5）とと呼ばれるものが登場している。金属クラスプを用いないため、金属アレルギーのおそれもなく、審美的にも優れたデンチャーが実現されている。

【従来の作製法から CAD/CAM への変遷】

従来の鑄造や陶材築盛、焼成といった補綴装置の作製法は、新しい材料、技術の開発とともに大きく変化している。特に著しいのは、歯科における CAD/CAM 導入である。これにより補綴装置の作製法も大きく変化してきている。上記のクラウン作製を例にとれば、印象採得および模型作製は、口腔内スキャナーによる光学的印象（図6）となり、仮想空間上での三次元デジタル模型を用いたデザイン（図7）へと変化している。現在のところ歯科で最も一般的な CAD/CAM による補綴物作製の技術は、切削加工によるものである。保険適用材料に限ると、ハイブリッドレジンと呼ばれる予め重合硬化させたコンポジットレジン（シリカフィラー80%、

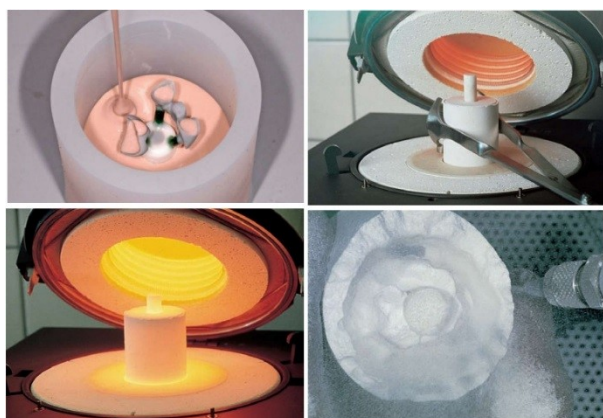


図4 加熱加圧式セラミックの製造工程 (e.Max カタログ)



図5 ノンクラスプデンチャー (<http://www.mitsui-shika.com/denture.html>)

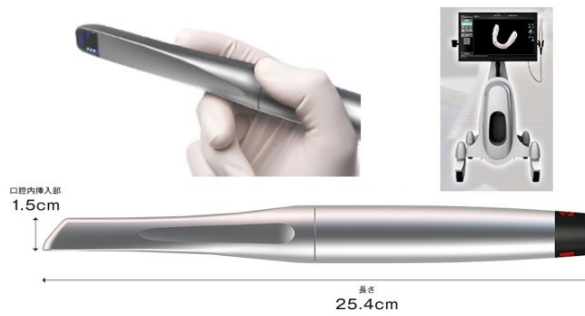


図6 口腔内スキャナー (3M トルー
デフィニションスキャナー カタログ)

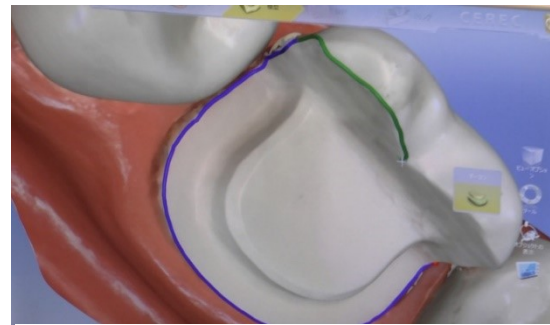


図7 バーチャルデザイン

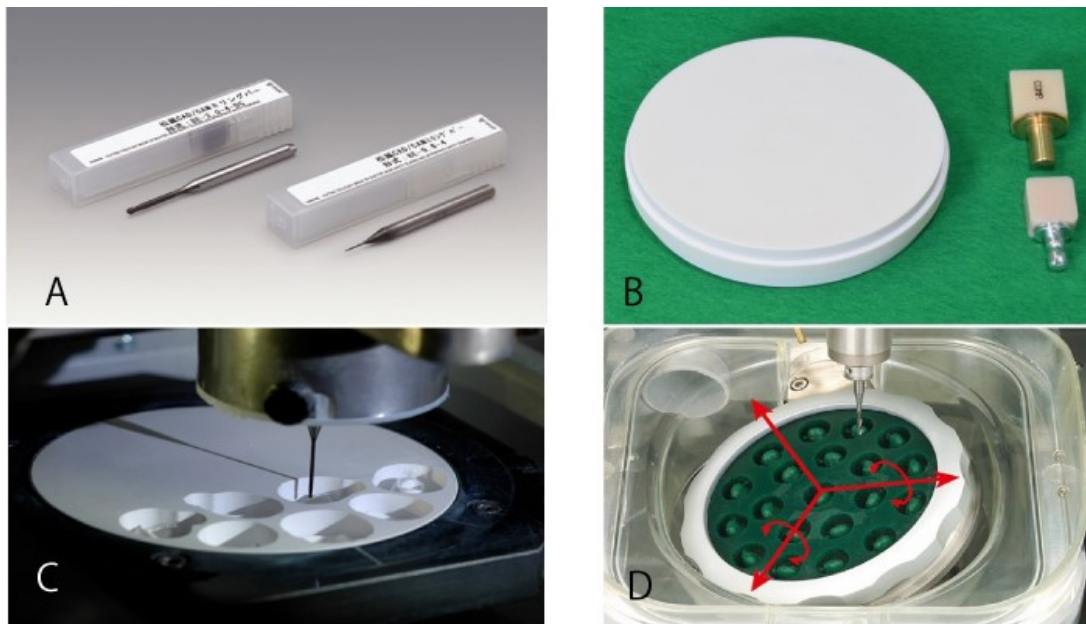


図8 切削加工によるCAM (最新歯科技工士教本 歯科理工学、医歯薬出版)
A：切削用バー、B：ジルコニアディスク、レジンブロック、C：乾式切削法
D：ワックスディスクの三軸の自由度を持つ切削装置による切削

レジン 20%) のブロックを切削加工 (図 8) するものが普及しつつある。また、自費の治療用としては、ジルコニアなどのセラミックスの半焼成ブロックを切削加工し、成形後に焼結するものや、チタンなどの金属ブロックを切削加工してインプラントのアバットメントなどとするものがある。

【積層造形法への展開】

CAD/CAM が歯科に取り入れられて、補綴装置の作製法は劇的な変化を遂げつつあるが、さらに最近では、従来の切削加工に代わって、3D プリンターに代表される積層造形法が歯科に導入され始めている。これらは、プラスチックフィラメントを熔融積層するもの、モノマーの溶液を噴霧してレーザー光で硬化させて積層するもの、金属の粉末をレーザーで選択的に焼結するものなど様々なものがあり、既に歯科応用されたものもある。3D プリンターに用いられる材料と成形法について表 2 に示す。現在のところ、表のようにレジン系材料が主体であり、

表 2 3D プリンターに用いられる材料とその成形法

分類	材料	成形法	造形精度 (μm)
レジン系材料	熱可塑性樹脂 (PLA 樹脂、ABS 樹脂)	熱溶融積層法、 選択的レーザー焼結法	50~100
	アクリル系モノマー、 エポキシ系モノマー	光造形法、 インクジェット法	10~100
セラミックス	石膏粉末	バインダージェット法	100
金属材料	コバルトクロム合金粉末、 チタン粉末	選択的レーザー焼結法	30~100

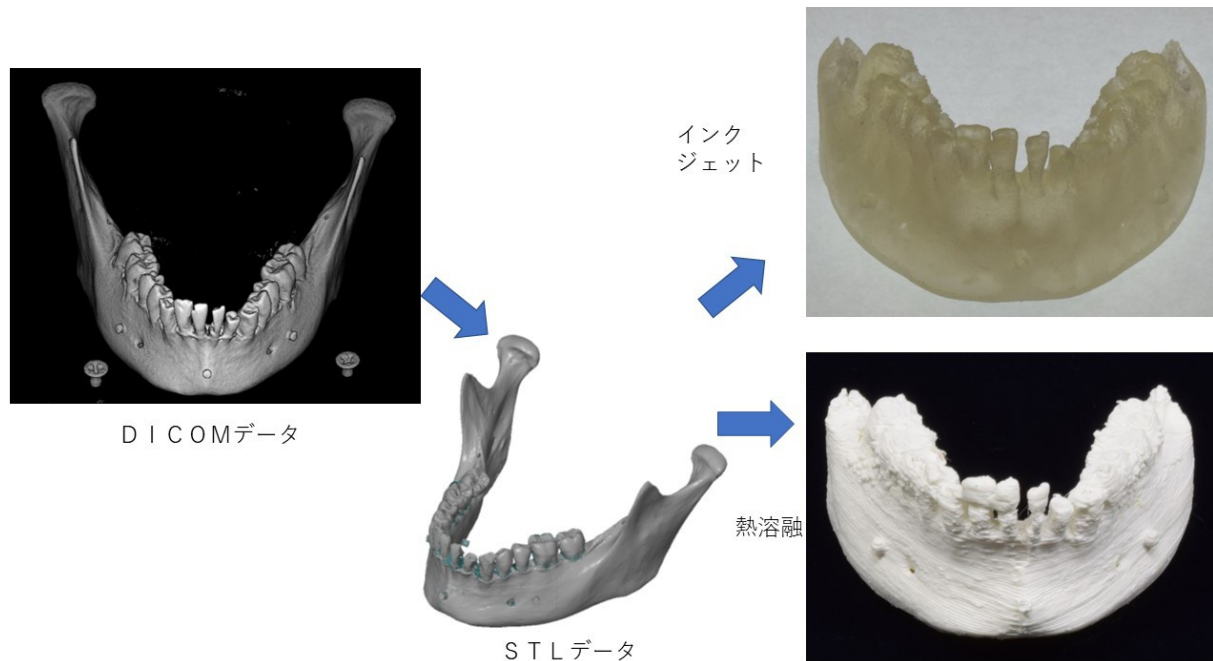


図 9 ヒト下顎骨の CT データから 3D プリンターによる模型の再現

インプラントガイドドサージェリーに用いるガイドの作製やマウスピース矯正などに応用されつつある。本講座では、図 9 に示すように、下顎骨の CT から 3D プリンターで用いられるデータ (STL) に変換し、3次元画像データを作成して、3D プリンター (熱溶融積層法) を用いて下顎骨の模型を作製し、それぞれの寸法精度を測定した。この結果、それぞれの寸法変化が明らかとなり、デジタルデータであることから、補正を行うことにより再現性に優れた模型が容易に得られることが明らかとなった。このように普及しつつある樹脂材料に比べて、金属材料やセラミック材料の使用頻度は現在のところ極めて低い。これは、加工装置すなわち 3D プリンターの価格が高いことが大きな原因であるが、選択的レーザー焼結法 (SLS) に関する特許が期限切れとなったため、今後は安価な 3D プリンターが発売されることが予想され、より歯科への応用が進むものと期待される。鋳造が全て金属粉末を用いた SLS に置き換わる可能性もあり、今後の動向が注目される。また、これにともない、現在のところ石膏をバインダーで結合させて模型作製のみ用いられているセラミックスについても、陶材粉末の SLS による成形の実現も視野に入ってくるものと考えられる。

【まとめ】

このように新しい材料や CAD/CAM 技術の発展により、歯科の治療法も大きく変化することとなる。本講演では、このような観点から IT の発展にともなう歯科材料、技術の変遷と未来を中心として展望した。今後の材料、技術の発展に伴い、さらに新しい変化が生ずることが予測されるが、現在までの材料や技術の変遷を知ることにより、新規の材料や技術への対応の一助となるものと確信している。本講演が少しでも、会員の皆様のお役に立てたなら幸である。

最後に、このような貴重な機会を与えて頂いた、日本歯科大学附属病院歯科放射線診断室の林 亮先生を初めとする室員の皆様、日本歯科大学生命歯学部歯科放射線学講座の河合泰輔教授を初めとする講座員の皆様、他関係者の皆様方に深甚なる感謝の意を表します。

【略歴】

- 1975年 東京理科大学理学部化学科 卒業
- 1977年 東京理科大学大学院理学研究科修士課程 修了
- 1980年 東京理科大学大学院理学研究科博士課程 単位取得退学
- 1981年 日本歯科大学歯学部歯科理工学教室 助手
- 1988年 歯学博士 日本歯科大学
- 1988年 日本歯科大学歯学部歯科理工学教室 講師
- 1990年 理学博士 東京理科大学
- 2005年 日本歯科大学生命歯学部歯科理工学講座 准教授
- 2009年 日本歯科大学生命歯学部歯科理工学講座 教授（現在に至る）

【 教育講演 I 】

今さら聞けない放射線物理の超基本 —X 線の発生と減弱—

東京歯科大学 化学研究室

西川 慶一

【はじめに】

勉強というと、多くの場合、原因と結果の対応関係だけに注目しがちです。特に、試験に合格することだけを目指とする場合、さらに問題が選択式である場合は、その傾向が強くなるようです。例えば、以下の設問に答えてみて下さい。

次の文が正しければ○、誤っていれば×を解答欄に記せ。	解答欄
1) 制動 X 線のエネルギーは線スペクトルを示す。	[]
2) 患者に照射する X 線の強度は照射時間に比例する。	[]
3) 患者に照射する X 線の強度は管電流に比例する。	[]
4) 患者に照射する X 線の強度は管電圧に比例する。	[]
5) 患者に照射する X 線の強度は照射距離に反比例する。	[]
6) X 線は物質の原子番号が高いほど減弱しやすい。	[]
7) X 線は物質の密度が高いほど減弱しやすい。	[]
8) X 線は物質が厚いほど減弱しやすい。	[]
9) X 線は波長が長いほど物質透過性が高い。	[]

おそらく、すべての設問に正解できることと思います。それでは、設問を変えてみましょう。

-
- 1) 制動 X 線のエネルギーは連続スペクトルを示す。その理由を述べよ。
 - 2) 患者に照射する X 線の強度は照射時間に比例する。その理由を述べよ。
 - 3) 患者に照射する X 線の強度は管電流に比例する。その理由を述べよ。
 - 4) 患者に照射する X 線の強度は管電圧の 2~4 乗に比例する。2~4 乗と幅がある理由を述べよ。
 - 5) 患者に照射する X 線の強度は照射距離の 2 乗に反比例する。その理由を述べよ。
 - 6) X 線は物質の原子番号が高いほど減弱しやすい。その理由を述べよ。
 - 7) X 線は物質の密度が高いほど減弱しやすい。その理由を述べよ。
 - 8) X 線は物質が厚いほど減弱しやすい。その理由を述べよ。
 - 9) X 線は波長が短いほど物質透過性が高い。その理由を述べよ。
-

いかがでしょうか。すべての設問に自信を持って答えることができるでしょうか。

日常の撮影業務の中で、これまでに経験したことがない物理的な問題に遭遇することがあると思います。そのような問題を解決するには、原因と結果の対応関係を「知っている」だけでは不十分です。原因がどのようにして結果を生むのかを「理解している」ことが解決の糸口に

なります。「理解している」とは、原因がどのような理由で結果を生むのかを説明できるということです。「理解している」状態になるためには、常に「なぜ？」を考えることが必要です。

この教育講演では、X線の発生と減弱に関する超基本的な放射線物理について、ふたつ目の設問の解答を交えながら解説しました。内容的には診療放射線技師養成機関である技術系大学や専門学校時代に十分に学修し、今さら人に聞けないものばかりですが、「なぜ？」に答えられるかどうか、現象をきちんと説明できるかどうかを確認して頂くことを目的としました。この原稿は、その時の講演内容と使用したスライドを適宜改変してまとめ、さらに若干の説明の追加を行ったものです。講演内容の復習や知識の確認に利用して頂ければ幸いです。

【制動 X 線の発生】

X線は発生機序によって制動 X 線と特性 X 線に分類されます。X線管ターゲットがタングステン製である場合、制動 X 線の強度：特性 X 線の強度は、管電圧 60[kV]のときにはほぼ 100：0、管電圧 120[kV]で 76：24 程度になります。このように、通常の X 線撮影で利用されるのは、ほとんど制動 X 線です。特性 X 線が積極的に利用されるのは、モリブデンやロジウム製のターゲットを使用する乳房 X 線撮影法、²⁰¹TlCl シンチグラフィ等の一部の画像検査法に限られます。

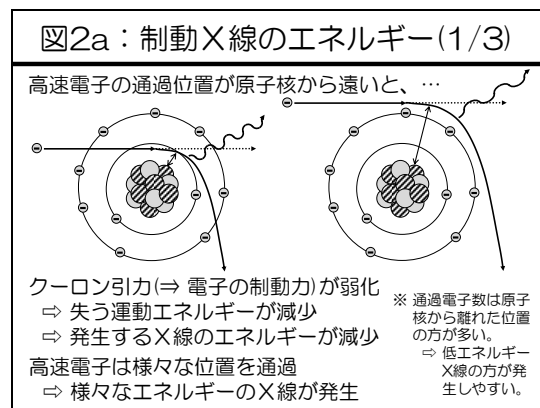
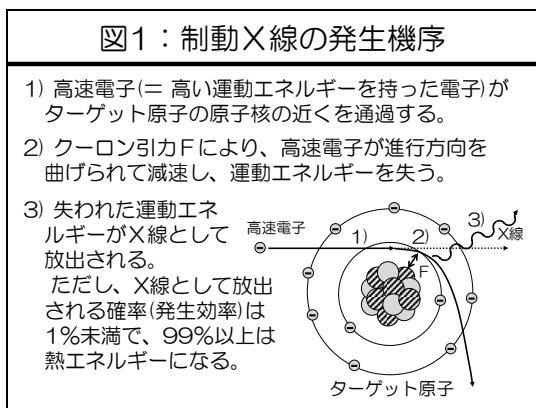
1. 制動 X 線のエネルギースペクトル

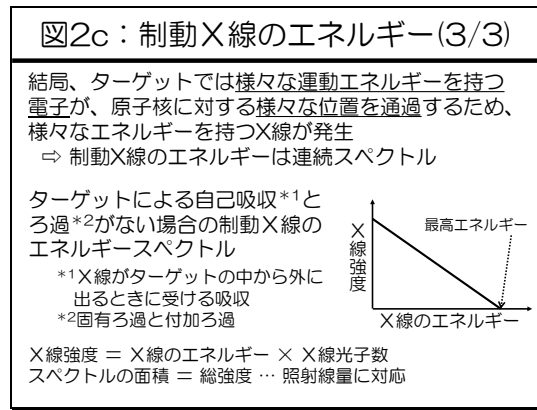
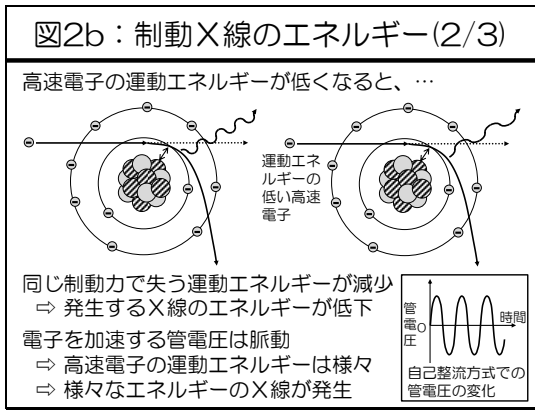
1. 1. 制動 X 線の発生機序

制動 X 線は、図 1 に示すように、高速電子（高い運動エネルギーを持った電子）がターゲット原子の原子核の近くを通過する際に、クーロン引力によって進行方向を曲げられて減速、すなわち運動エネルギーを失い、そのエネルギーが X 線に変換されることで発生します。ただし、X 線として放出される確率（発生効率）は 1%未満で、99%以上は熱エネルギーになります。

1. 2. 制動 X 線のエネルギー

図 2a に示すように、高速電子が原子核から離れた位置を通過しますと、クーロン引力による制動が弱くなりますので、失う運動エネルギーが減少し、発生する制動 X 線のエネルギーも低くなります。高速電子の通過位置は様々になりますので、発生する制動 X 線のエネルギーも様々になります。原子核からの距離が同じ位置を通過する高速電子の数は、原子核からの距離





を半径とする円周の長さを比較するとわかるように、原子核から離れるほど多くなります。このため、低エネルギーの制動 X 線の方が発生しやすくなります。

また、電子を加速する管電圧は、インバータ回路を使用する高周波整流方式ではほぼ一定になりますが、自己整流方式の場合には大きく脈動します。図 2b に示すように、管電圧が低いときには高速電子の運動エネルギーも低くなりますので、発生する制動 X 線のエネルギーも低くなります。自己整流方式の場合には、電子の加速電圧は 0[kV]から最高電圧 (=管電圧の表示値)の間で脈動(管電圧としては(-)管電圧表示値~(+))管電圧表示値の間で脈動)しますので、発生する制動 X 線のエネルギーも様々になります。

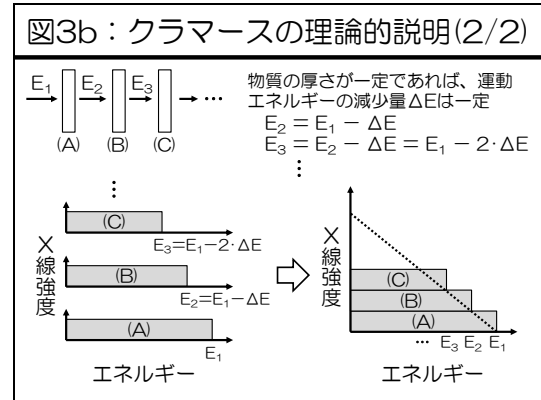
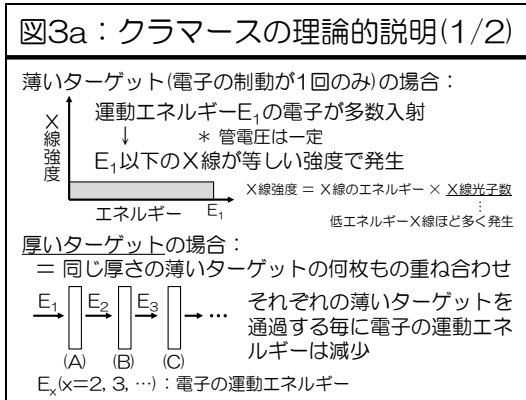
以上のふたつの理由により、図 2c に示すように、制動 X 線のエネルギーは様々になる、すなわち連続スペクトルを示すこととなります。直流整流と称される高周波整流方式であっても、ひとつ目の理由により、やはり連続スペクトルになります。X 線のエネルギースペクトルは、横軸に X 線のエネルギー、縦軸に X 線強度をとったグラフとして表されます。X 線強度は X 線のエネルギーと X 線光子数の積であり、スペクトルの面積が総強度となって照射線量と比例する量になります。後述する理由により、ターゲットによる自己吸収とろ過がない場合のスペクトルは三角形になり、その面積 (総強度、総エネルギー) は X 線発生強度と呼ばれます。

1. 3. 制動 X 線の最高エネルギー

最高の運動エネルギーを持った電子が原子核に非常に近い位置 (原子核の中) を通過し、最強のクーロン引力を受けて減速され、その (初期) 運動エネルギーをすべて失ったとき、最高のエネルギーの制動 X 線が発生します。すなわち、制動 X 線の最高エネルギーは高速電子の最高運動エネルギーになります。高速電子の最高運動エネルギーはピーク値で表示される管電圧で決まり、管電圧 V [kV]で加速された電子の最高運動エネルギーは V [keV]になりますので、結局、管電圧 V [kV]で発生する制動 X 線の最高エネルギーは V [keV]になります。

1. 4. 制動 X 線の発生強度

管電圧が一定で、ターゲットによる自己吸収とろ過がない場合の制動 X 線のスペクトルは、クラマースによって理論的に説明されました。図 3a に示すように、高速電子の制動が 1 回のみ生じるような薄いターゲットを考えます。この薄いターゲットに一定の運動エネルギー E_1 を持った電子が多数入射しますと、 E_1 以下の制動 X 線が発生します。エネルギーの低い X 線は



ど多く発生し、発生する X 線光子の数と X 線のエネルギーとは反比例することになりますので、X 線強度 (エネルギー × X 線光子数) はどのエネルギーに対しても一定になります。その結果、矩形のエネルギースペクトルを示します。

厚いターゲットは、この薄いターゲットを何枚も重ね合わせたものと考えます。電子の運動エネルギーは、それぞれの薄いターゲットを通過するたびに、主に軌道電子との非弾性散乱で減少していきます。通過する物質が高速電子の最大飛程に比べて十分に薄い場合、高速電子が物質中で失う運動エネルギーは物質の厚さに比例しますので、同じ厚さの薄いターゲットを通過したときの運動エネルギーの減少量 ΔE は一定になります。このため、図 3b に示すように、薄いターゲットの 2 枚目、3 枚目、…を通過するときの高速電子の運動エネルギー E_2 、 E_3 、…は、 $E_2 = E_1 - \Delta E$ 、 $E_3 = E_2 - \Delta E = E_1 - 2 \cdot \Delta E$ 、…となり、それぞれの薄いターゲットでは、それらのエネルギーを最高とする制動 X 線が発生します。また薄いターゲットの場合、ターゲットを通過する間に失われる電子の数は入射電子数に比べて無視できるくらい少ないので、それぞれの薄いターゲットで発生する X 線光子数はほとんど変わらず、X 線強度 (矩形のスペクトルの高さ) は E_1 の場合と同じになります。結局、薄いターゲットの 2 枚目、3 枚目、…より、最高エネルギーが同じ量だけ徐々に減少する同じ高さの矩形のスペクトルが形成されることになります。厚いターゲットで発生する制動 X 線のエネルギースペクトルは、これらの矩形のスペクトルを合成した形になりますので、 E_1 を最高エネルギーとする三角形になります。もちろん、この理論はターゲットによる自己吸収がないと仮定しています。

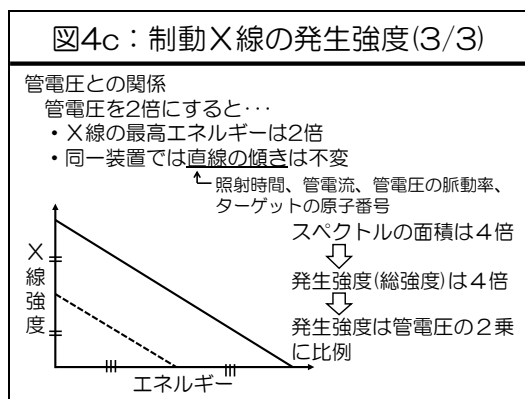
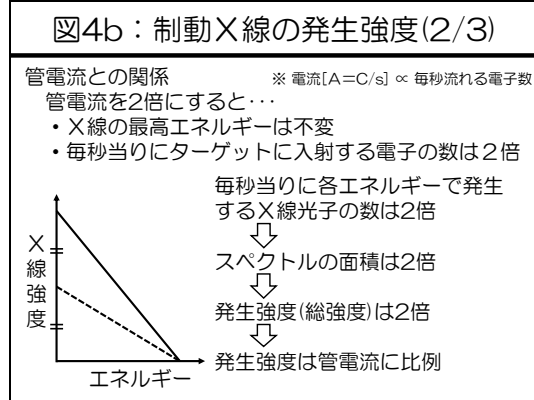
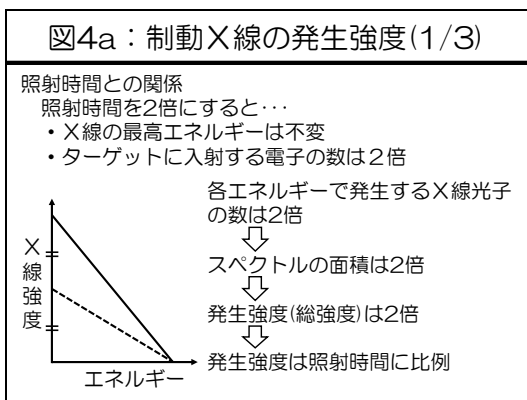
2. 照射条件と制動 X 線の発生強度

制動 X 線の発生強度すなわち三角形のエネルギースペクトルの面積は、照射時間、管電流、管電圧によって変化します。

2. 1. 照射時間との関係

照射時間は高速電子をターゲットに衝突させて X 線を発生させている時間です。厳密には、照射時間の定義はこの説明とは異なりますが、制動 X 線の発生強度への影響の仕方は同じと考えて問題ありません。

照射時間を 2 倍にすると、図 4a に示すように、ターゲットに入射する電子の数が 2 倍になります。その結果、発生する X 線の最高エネルギーは変わりませんが、各エネルギーで発生す



る X 線光子の数は 2 倍になります。すなわち、スペクトルの面積は 2 倍になりますので、発生強度（総強度）は 2 倍になります。このように、照射時間と発生強度（総強度）は比例関係になります。

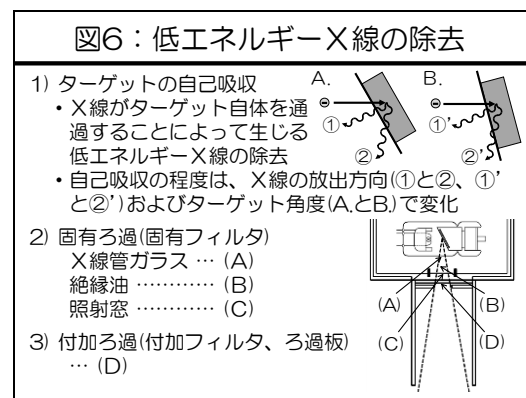
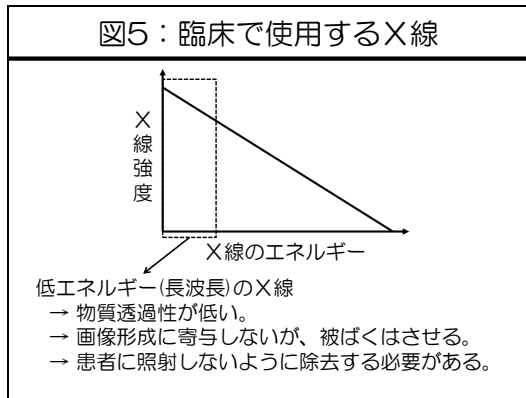
2. 2. 管電流との関係

電流[A=C/s]は毎秒当りに流れる電荷（電気量）を表しますので、毎秒当りに流れる電子数に比例します。管電流は X 線管の中を流れる電流のことですが、管電圧が脈動しますと、管電流も脈動します。このため、管電流は平均値で表されます。

管電流を 2 倍にすると、図 4b に示すように、毎秒当りにターゲットに入射する電子の数が 2 倍になります。その結果、発生する X 線の最高エネルギーは変わりませんが、毎秒当りに各エネルギーで発生する X 線光子の数は 2 倍になります。すなわち、スペクトルの面積は 2 倍になりますので、発生強度（総強度）は 2 倍になります。このように、管電流も照射時間と同様に、発生強度（総強度）と比例関係になります。

2. 3. 管電圧との関係

管電圧を 2 倍にすると、図 4c に示すように、発生する X 線の最高エネルギーが 2 倍になります。スペクトルの傾斜に影響するのは、照射時間、管電流、そして管電圧の脈動率（リップル百分率）、ターゲットの原子番号です。同一装置の場合には、管電圧によって変化しません。そのため、スペクトルの面積は 4 倍になり、発生強度（総強度）は 4 倍になります。このように、発生強度（総強度）は管電圧の 2 乗に比例することになります。

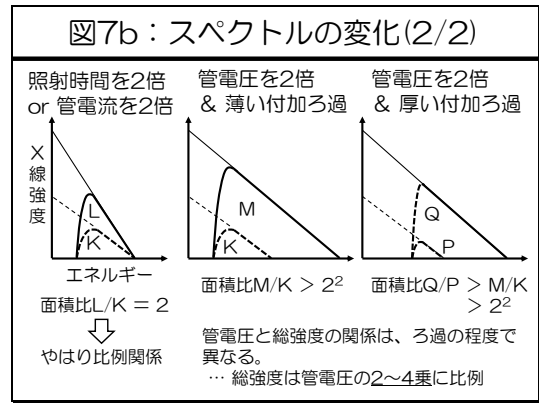
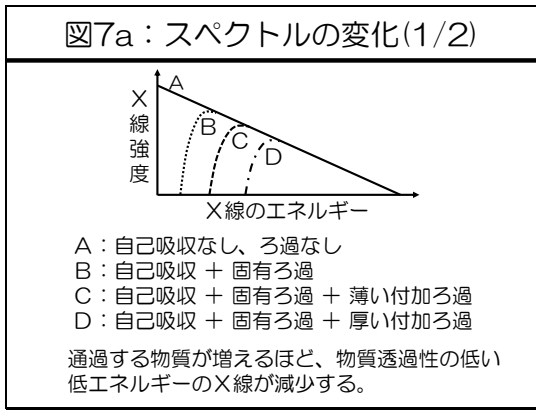


3. 患者に照射する X 線の強度

低エネルギー（長波長）の X 線は、図 5 に示すように、物質透過性が低く、X 線画像の形成に役立ちません。しかし、電磁波（電磁放射線）としてはエネルギーが高いため、被ばくの原因にはなりません。ですので、このような低エネルギーの X 線は、患者に照射されないように除去する必要があります。

実は、患者に照射する X 線（制動 X 線）のエネルギースペクトルは、今まで説明してきた形状とは異なり、ターゲットによる自己吸収の影響を受け、低エネルギー成分が除去されます。自己吸収の程度は、図 6 に示すように、X 線の放出方向とターゲット角度で変化します。どちらも、ターゲット内での X 線の通過距離の違いに起因します。X 線の放出方向によって自己吸収の程度が異なることがヒール効果の原因です。もちろん、ターゲットによる自己吸収だけでは低エネルギー X 線を十分に除去できません。そこで、金属製のろ過板を使用して、低エネルギー X 線を除去（ろ過）します。ところが、低エネルギー X 線は物質透過性が低いため、ろ過板に到達するまでに通過する X 線管ガラス、絶縁油、照射窓でも除去されます。これらはもともと別の目的で存在する X 線装置の構造物ですが、ろ過の働きもすることになります。このようなろ過を固有ろ過（固有フィルタ）といいます。これに対して、もともとろ過を目的として X 線装置に取り付けるろ過板を付加ろ過（付加フィルタ）と呼びます。固有ろ過と付加ろ過を併せて総ろ過といいます。固有ろ過の材質は付加ろ過とは異なるため、単純に足し合わせることはできません。そこで、固有ろ過をろ過板の金属の厚さに換算し、両者を加算して総ろ過が算出されます。総ろ過の単位は、ろ過板がアルミニウム製の場合は、mmAl 当量になります。

図 7a に、自己吸収およびろ過によるエネルギースペクトルの変化を示します。通過する物質が増えるほど、物質透過性の低い低エネルギーの X 線が減少していきます。図 7b は、ターゲットによる自己吸収とろ過がある場合に、照射時間、管電流、管電圧によって実際に患者に照射される X 線のスペクトルがどのように変化するかを示しています。図 4a、b に示したように、照射時間あるいは管電流を 2 倍にすると、それぞれのエネルギーでの X 線強度は 2 倍になります。この関係は低エネルギー X 線が除去されても変わりませんので、患者に照射される X 線の総強度ひいては照射線量は照射時間および管電流に比例することになります。これに対して、管電圧を 2 倍にした場合は、ろ過による低エネルギー X 線の除去の状態によって、総強度の比率が変化します。図 7b の中央の図は、薄い付加ろ過を使用したときのスペクトルの変化を示したのですが、管電圧を 2 倍にしたときの面積 M はもともとの面積 K の 4 倍を超えて



いることが直観的にわかります。厚い付加ろ過を使用すると、図 7b の右の図のように、面積比がさらに大きくなります。このように、低エネルギーX線を除去すると、総強度ひいては照射線量は、管電圧の 2 乗に比例するのではなく、ろ過の程度によって 2~4 乗に比例することになります。

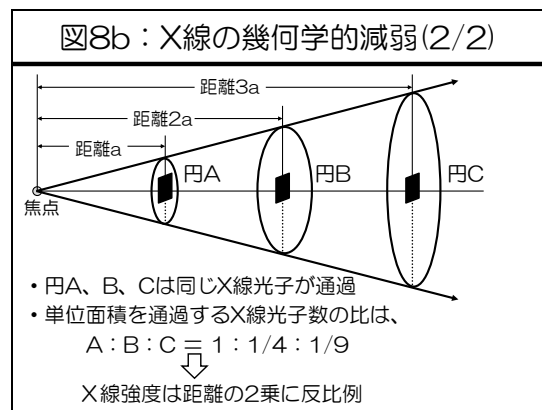
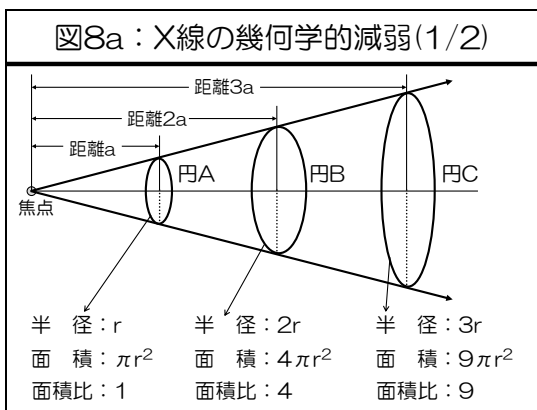
【X線の減弱】

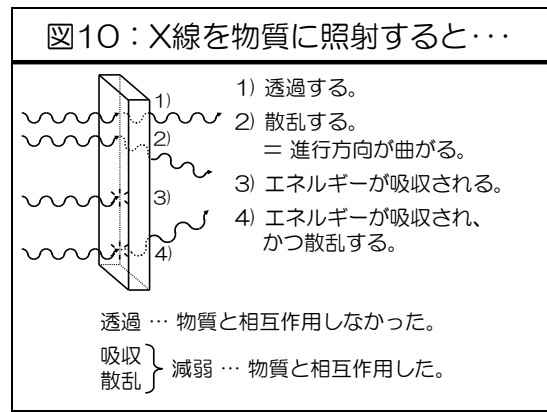
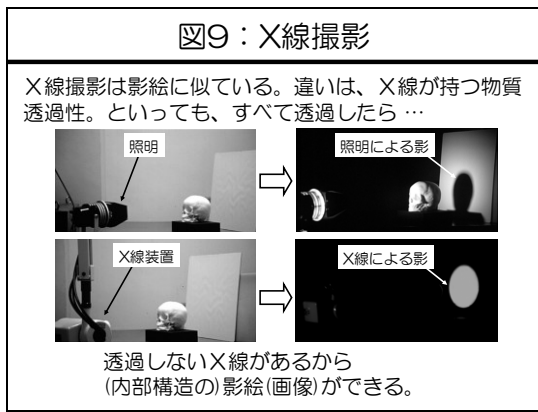
1. X線強度の距離逆2乗則

X線は放射状に広がりながら飛びます。このため、図 8a、b に示すように、X線の発生場所である焦点からの距離が 2 倍になれば、同じ X線光子が通過する面積が 4 倍になるため、単位面積あたりを通過する X線光子の数が 1 / 4 になります。このように、X線強度は焦点からの距離の 2 乗に反比例します。要するに、焦点から離れるほど薄まるということで、幾何学的減弱あるいは見掛けの減弱と呼ばれます。これに対して、次に説明する物質との相互作用による減弱は真の減弱とも呼ばれています。

2. X線の物質との相互作用による減弱

X線撮影は、図 9 に示すように、X線の物質透過性を利用します。しかし、X線がすべての物質を透過したら、X線画像は得られません。物質を透過しない X線があるからこそ、コントラストひいては画像が形成されます。X線を物質に照射しますと、図 10 に示すように、物質と相互作用をしないで透過する X線、物質と相互作用して散乱する、あるいはエネルギーが吸





収される X 線に分かれます。エネルギーが吸収されるとともに散乱が生じる場合もあります。散乱と吸収を併せて減弱といいます。

X 線と物質との相互作用には、図 11 に示すように、6 種類あります。それらのうち、診断用の X 線で生じるのは古典散乱、光電効果、コンプトン効果の 3 つですので、この 3 つの現象について少し詳しく説明します。まず、図 12a に示すように、エネルギー E_x の X 線が結合エネルギー E_0 の軌道電子に衝突するところから話が始まります。

2. 1. 古典散乱

$E_x < E_0$ すなわち X 線のエネルギーが軌道電子の結合エネルギーより小さい場合、図 12b に示すように、軌道電子と原子核の結びつきが強いため、X 線は軌道電子に影響を与えることができず、単に散乱します。エネルギーは吸収されません。電離も起こりません。この現象は X 線の波動性で説明されます。すなわち、電磁気学で理論的に説明されますので、古典散乱と呼ばれます。軌道電子の束縛を考慮しない説明はトムソン散乱、束縛を考慮する説明はレイリー散乱とも呼ばれます。また、入射 X 線はまったくエネルギーを失わずに散乱しますので、入射 X 線と散乱 X 線の波長は同じになります。このため、入射する他の X 線や散乱した他の X 線と干渉、すなわち強め合ったり弱め合ったりできますので、干渉性散乱とも呼ばれます。

2. 2. 光電効果

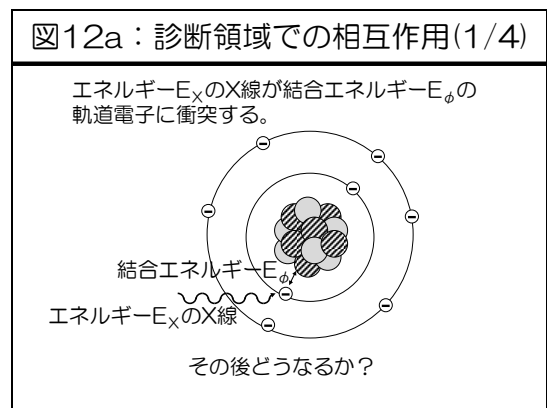
$E_x \geq E_0$ すなわち X 線のエネルギーが軌道電子の結合エネルギー以上になりますと、図 12c

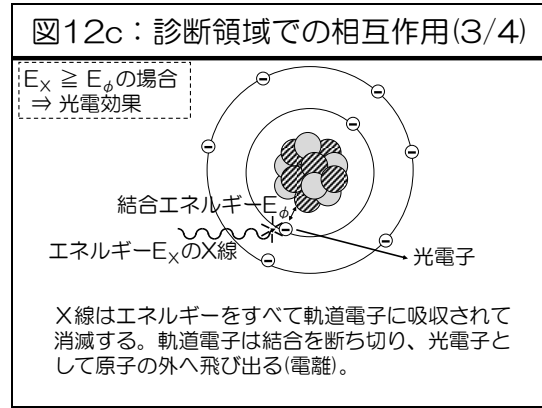
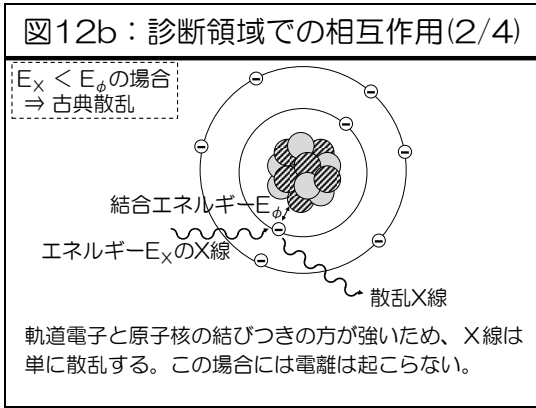
図11：X線と物質との相互作用

名称	相手	吸収・散乱の別
古典散乱*1	軌道電子	散乱
光電効果	軌道電子	吸収
コンプトン効果*2	軌道電子	吸収と散乱
電子対生成	原子核	吸収
三対子生成	軌道電子	吸収
光核反応	原子核	吸収

*1別称：トムソン散乱、レイリー散乱、干渉性散乱
*2別称：非干渉性散乱

診断用X線で生じるのは、
古典散乱、光電効果、コンプトン効果のみ





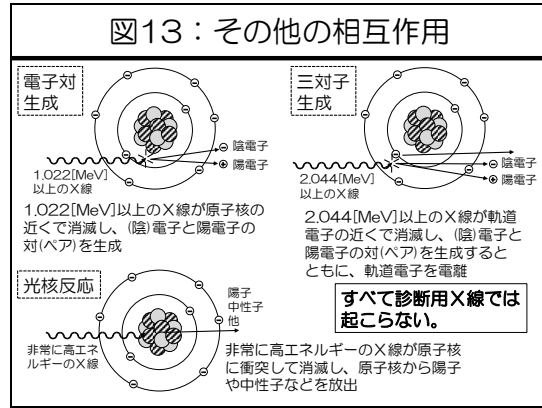
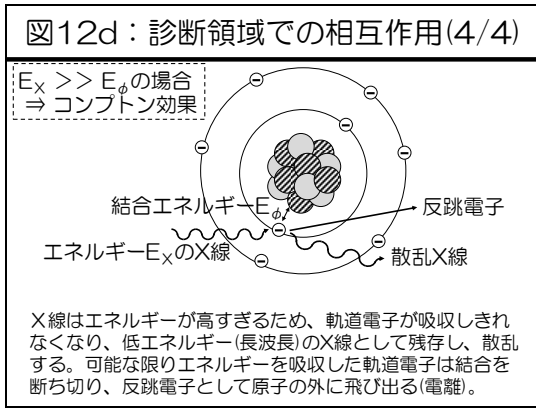
に示すように、X線は軌道電子に影響を与えることができます。すなわち、X線はそのエネルギーをすべて軌道電子に与えて消滅します。結合エネルギー以上のエネルギーを吸収した軌道電子は、結合を断ち切って原子の外に飛び出ます。

金属に光を当てたときに、金属の表面から電子が飛び出る現象を光電効果と呼び、飛び出る電子を光電子と呼びます。X線も光と同じ電磁波（電磁放射線、光子）ですので、図12cの現象も光電効果と呼ばれ、飛び出る電子も光電子と呼ばれます。普通の光による光電効果とX線による光電効果の違いは、光電子が軌道電子の電離によって生じたものかどうかにあります。物理学でいう電離は、原子が陽イオンと電子に分かれる現象です。普通の光による光電効果で放出される光電子は、金属原子の結合（金属結合）に使用される自由電子ですので、電離電子ではありません。これに対して、X線で放出される光電子は電離電子です。また、X線で生じる光電子の多くは運動エネルギーが高く、電離能力を持ちます。これも普通の光による光電効果と異なる点です。なお、光電効果は電磁波（光、X線）の粒子性で説明されます。

ついでにお話ししますと、光電効果には外部光電効果と内部光電効果の2種類があります。外部光電効果は、光の照射によって光電子が放出される現象で、一般に“光電効果”といえば、この外部光電効果を意味します。光と金属の間で生じる光電効果やX線の減弱の原因となる光電効果は、外部光電効果になります。また、外部光電効果は、かつてX線透視装置で主に用いられていたイメージインテンシファイアやCRシステムで用いられている光電子増倍管などで利用されています。内部光電効果は光の照射によって物質内部の伝導電子が増加する現象で、光起電力効果と光導電（光伝導）効果の2種類があります。光起電力効果はフォトダイオードなどの半導体で起こり、起電力が生じます。光導電効果はアモルファスセレンなどの絶縁体で起こり、電気伝導率が増加して電気抵抗が減少します。光起電力効果は間接変換方式のFPD、光導電効果は直接変換方式のFPDで利用されています。

2.3. コンプトン効果

$E_x \gg E_\phi$ すなわち X線のエネルギーが軌道電子の結合エネルギーに比べて非常に高くなりますと、図12dに示すように、X線のエネルギーが高すぎて、軌道電子はX線のエネルギーすべてを吸収しきれなくなります。そのため、軌道電子はX線のエネルギーを吸収できるだけ吸収し、結合を断ち切って原子の外に飛び出ます。この電子を反跳電子と呼びます。もちろん、反跳電子は電離電子です。一方、X線はまだエネルギーが残っていますので、低エネルギー（長



波長)のX線として散乱します。散乱X線はすべての方向に飛ぶ可能性があります。

実は、 $E_x \gg E_0$ の場合は必ずコンプトン効果が生じるということではありません。古典散乱や光電効果を生じることもあります。現象を容易にイメージできるように断定的な形で説明しましたが、実際には、どれが生じるかは確率に支配されます。あくまで、 $E_x \gg E_0$ の場合にはコンプトン効果が生じやすいということに過ぎません。また、同じ原子の中であっても、相互作用の相手となる軌道電子がどの電子殻(正確には電子殻を構成する電子軌道)に存在するのかわによって結合エネルギーの大きさが変わりますので、同一の原子の中で古典散乱、光電効果、コンプトン効果の3つが生じることもあります。

2. 4. X線と物質とのその他の相互作用

診断用のX線で生じる物質との相互作用は古典散乱、光電効果、コンプトン効果の3つですが、相互作用にはこれら以外に図13に示す電子対生成、三対子生成、光核反応の3つがあり、どれも非常に高いエネルギーのX線で生じます。

2. 5. 散乱X線の発生に影響する因子

図14aに示すように、人体内で主に古典散乱を起こすような低エネルギーのX線は、物質透過性が低く、人体のほとんどの構造物を透過できませんので、画像形成には役立ちません。一方、低エネルギーのX線であっても、結合エネルギーの低い外殻軌道電子とは光電効果やコンプトン効果の電離現象を生じるでしょうから、被ばくの原因にはなりません。ですので、このよ

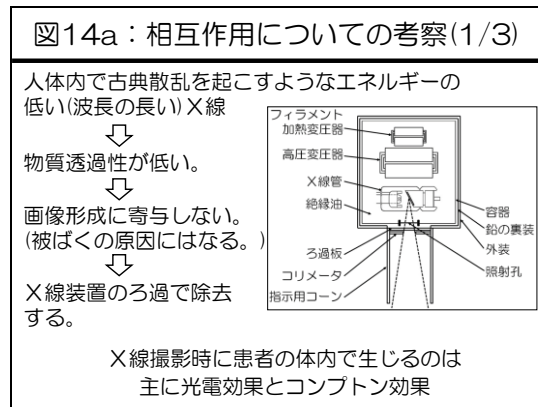
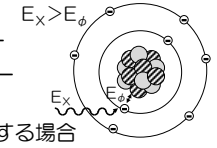


図14b：相互作用についての考察(2/3)

E_x : X線のエネルギー
 E_ϕ : 軌道電子の結合エネルギー
 軌道電子が吸収すべきエネルギー
 $\Delta E = E_x - E_\phi$



$E_x > E_\phi$

- 軌道電子が ΔE をすべて吸収する場合
→ X線は消滅 ⇒ 光電効果
- 軌道電子が ΔE を吸収しきれない場合
→ X線は残存して散乱 ⇒ コンプトン効果
- E_x が小($> E_\phi$) → ΔE が小 起こりやすいのは
→ ΔE をすべて吸収しやすい ⇒ 光電効果
- E_x が大 → ΔE が大 起こりやすいのは
→ ΔE すべての吸収は困難 ⇒ コンプトン効果

図14c：相互作用についての考察(3/3)

軌道電子が吸収すべきエネルギー $\Delta E = E_x - E_\phi$

- 管電圧を高くする → E_x が大 → ΔE が大
⇒ コンプトン効果が起こりやすくなる
- E_ϕ が大($< E_x$) → ΔE が小 起こりやすいのは
→ ΔE をすべて吸収しやすい ⇒ 光電効果
- E_ϕ が小 → ΔE が大 起こりやすいのは
→ ΔE すべての吸収は困難 ⇒ コンプトン効果
- 原子番号の高い金属や硬組織(歯や骨) → E_ϕ が大
→ ΔE が小 ⇒ 光電効果が起こりやすい
- 原子番号の低い軟組織(筋肉、脂肪等) → E_ϕ が小
→ ΔE が大 ⇒ コンプトン効果が起こりやすい

うな X 線を患者に照射してはいけません。ということで、X 線装置のろ過で除去する訳です。その結果、X 線撮影時に患者の体内で生じるのは、主に光電効果とコンプトン効果になります。

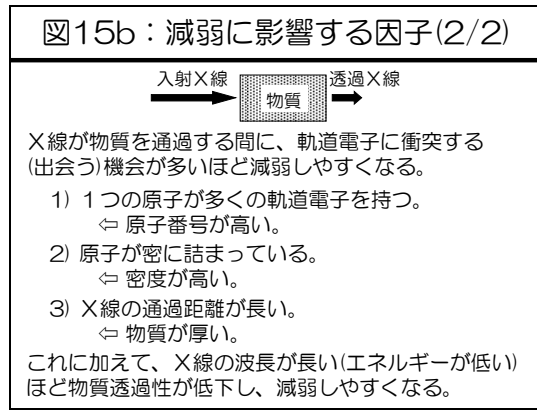
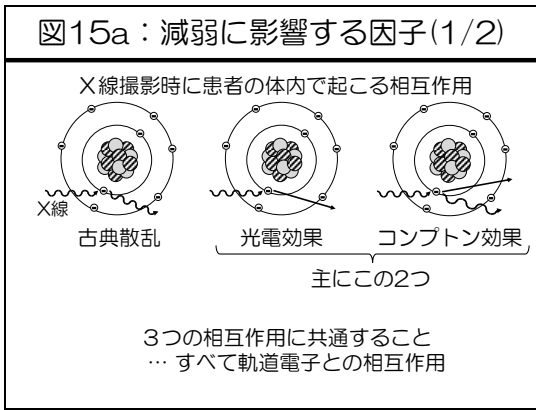
散乱 X 線には、X 線の照射部位以外を被ばくさせ、X 線画像の画質(コントラストと解像度)を低下させるという問題点があります。光電効果では散乱 X 線が発生しませんが、コンプトン効果では発生します。ですので、光電効果はどのような状況で生じやすいのか、コンプトン効果はどうかを理解しておくことは重要です。

前述のように、光電効果とコンプトン効果のどちらが生じやすいかは、軌道電子が X 線のエネルギーをすべて吸収できるかどうかにかかっています。図 14b に示すように、X 線のエネルギーを E_x 、軌道電子の結合エネルギーを E_ϕ とすると、軌道電子が吸収すべきエネルギー ΔE は $\Delta E = E_x - E_\phi$ となります。軌道電子が ΔE をすべて吸収しますと光電効果が起こり、X 線は消滅します。 ΔE が大き過ぎて軌道電子が ΔE を吸収しきれない場合は、コンプトン効果が起こって X 線は残存し、散乱します。

さて、 E_x が小さい(もちろん、 $> E_\phi$) の場合は ΔE が小さくなり、 ΔE をすべて吸収しやすくなりますので、光電効果が起こりやすくなります。 E_x が大きい場合は ΔE が大きくなりますので、 ΔE すべての吸収が困難になり、コンプトン効果が起こりやすくなります。これはすでに説明した内容です。管電圧を高くしますと、図 14c に示すように、 E_x が大きくなります。その結果、 ΔE が大きくなり、コンプトン効果が起こりやすくなります。

次に E_ϕ について考えてみます。原子番号の高い原子では、原子核の正電荷が大きくなりますので、軌道電子は大きなクーロン引力で束縛され、結合エネルギー E_ϕ が大きくなります。すなわち、原子番号(実効原子番号)の高い金属や硬組織(歯や骨)では E_ϕ が大きくなります。その結果、 ΔE が小さくなり、光電効果が起こりやすくなります。逆に、原子番号の低い軟組織(筋肉、脂肪等)は E_ϕ が小さいため、 ΔE が大きくなり、コンプトン効果が起こりやすくなります。

結局、散乱 X 線は管電圧を高くするほど多く発生し、硬組織より軟組織で多く発生することになります。また、厚いろ過を使用した場合は、低エネルギー X 線が多く除去されるため、線量が減少します。その減少分は照射時間を長くして、あるいは管電流を高くして補われますが、当然、X 線全体に占める高エネルギー X 線の割合が高くなります。すなわち、ろ過が薄い場合に比べて、コンプトン効果を生じやすい X 線が多くなります。結局、厚いろ過を使用した場合も、散乱 X 線が多く発生することになります。



3. X線の減弱に影響する被写体の因子

X線は、エネルギーが低い(波長が長い)ほど、被写体(物質)の原子番号が高いほど、密度が高いほど、そして厚いほど減弱しやすくなります。X線のエネルギーが低いと減弱しやすくなるのは、もちろん物質透過性が低いためです。では、物質側の因子である原子番号、密度、厚さが減弱に影響するのはなぜでしょうか。

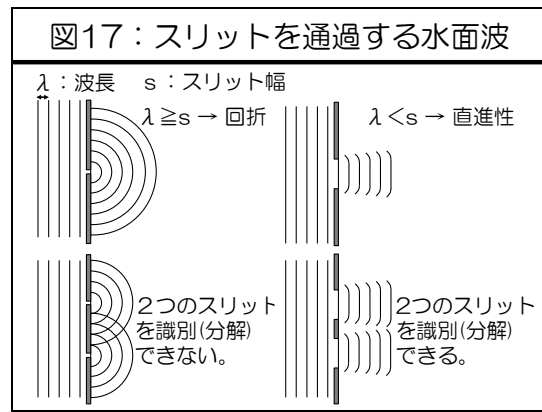
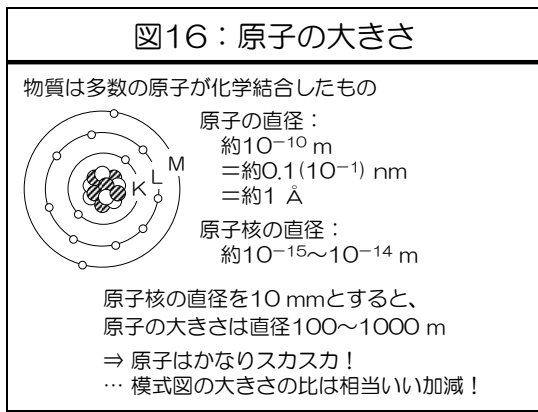
前述のように、X線撮影時に患者の体内で生じるのは、古典散乱、光電効果、コンプトン効果の3つです。この3つの相互作用は、図15aに示すように、すべて軌道電子が相手です。ですので、図15bに示すように、X線が物質(被写体、患者)を通過する間に、軌道電子に出会う(衝突する)チャンスが多いほど、減弱しやすくなるといえます。軌道電子に出会うチャンスは、X線が通過する経路上に軌道電子が多く存在すれば(正確には、X線の通過経路と軌道電子の通過経路が交差する可能性が高ければ)、多くなります。そのための条件として、まず、1つの原子が多くの軌道電子を持っていること、すなわち原子の原子番号が高いことが上げられます。原子が密に詰まっている、すなわち密度が高くても、X線が通過する経路上に存在する軌道電子は多くなります。そして、X線が通過する経路(距離)が長い、すなわち物質が厚くても、通過経路上に存在する軌道電子は多くなります。以上の理由から、物質の原子番号が高く、密度が高く、そして物質が厚いほど、X線は減弱しやすくなります。

X線が物質によってどの程度減弱されるかは、線減弱係数という数値で表されます。線減弱係数は、X線(正確には間接電離放射線)が物質中を単位距離だけ通過する間に減弱する確率を表し、物質の原子番号、密度、X線の波長によって数値が変わります。線減弱係数に物質の厚さを乗じた値は、X線がその物質を通過する間に減弱する確率を表します。

4. X線の物質透過性

これまで、X線に物質透過性があるという事実を当たり前のように使ってきました。では、なぜX線は物質透過性を示すのでしょうか。

すべての物質は原子で構成されています。原子の直径は、図16に示すように、原子の種類にかかわらず、およそ 10^{-10} [m] (1[Å])になります。普通に考えますと、原子番号の大きい原子ほど多くの軌道電子を持ち、軌道電子が外側の電子殻に収容されるようになりますので、原子は大きくなるように思えます。ところが、原子番号の大きい原子ほど陽子を多く持ちますので、原子核と軌道電子の間のクーロン引力が強くなります。その結果、電子殻が原子核側に



引き寄せられ、直径が小さくなります。原子の直径が軌道電子数、すなわち原子番号にあまり影響されないのは、このためです。

一方、原子核の大きさは、核子（陽子と中性子）の数が多く、すなわち質量数が大きいほど大きくなります。原子核の体積は質量数に比例しますので、原子核を球と考えると、原子核の直径は質量数の立方根に比例することになり、およそ 10^{-15} [m]~ 10^{-14} [m]になります。仮に、原子核の直径を10[mm]とすると、原子の直径は100~1000[m]になります。原子がいかにかスカスカな状態にあるのかを実感できると思います。

さて、なぜ X 線が物質透過性を示すのかですが、まず、水面波で考えてみたいと思います。図17に示すように、水面波の進行をスリット（細い隙間を持つ板）で妨害します。このとき、水面波の波長に比べてスリット幅が狭いと、スリット通過後の水面波は回折現象を起こし、円弧状に広がる球面波になります。スリットが2つある場合、2つの球面波が重ね合わされるため、2つのスリットを分離して認識することは困難になります。これに対して、水面波の波長に比べてスリット幅が広いと、スリット透過後の水面波は直進性を示しますので、スリットが2つあることを容易に認識できます。

電磁波の場合も同じことがいえます。光学顕微鏡の分解能の限界は、水面波の例と同様に、可視光線の波長程度になります。可視光線の波長は4000~7000[Å] (0.4~0.7[μm]) ですので、物質を構成する1[Å]程度の大きさの原子を分解することは不可能です。原子が何千個集まってできた物質を1つのものとして認識するのがやっとです。これに対して、診断用 X 線の波長は0.1~0.6[Å]ですので、1[Å]程度の大きさの原子を余裕で分解できます。それどころか、中身スカスカの原子自体を分解し、原子核、軌道電子、そしてそれらの隙間を識別することができます。このため、隙間を通過する、すなわち原子さらには物質を透過できることになります。X 線の波長が短くなれば、分解能が向上しますので、物質透過性はさらに高くなります。

【おわりに】

いかがでしたか。今回説明した内容をほとんど知っていたら（覚えていたら）、かつて相当きちんと勉強した（今でも勉強している）証拠です。是非自分を褒めてあげてください。知らない内容が数多くあった場合には、原因と結果の間には必ず両者を結ぶストーリーがあり、そのストーリーを理解することが自分の知識レベルを高め、日常業務を支える土台になることを再認識して頂ければと思います。

【 教育講演Ⅱ 】

歯科 X 線検査における診断参考レベルに用いられる量

明海大学歯学部 病態診断治療学講座 歯科放射線学分野
佐藤 健児

【はじめに】

これまで、国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection ; ICRP) は、放射線診断における患者防護の最適化を促進するため、診断参考レベル (diagnostic reference level ; DRL) の利用を勧告してきたが、新たに 2017 年に Publication 135 (以下、ICRP 135) を発表した¹⁾。これには従来の勧告と異なる点や詳細になった項目が多く認められる。歯科 X 線撮影の最適化を推進するためには、口内法とパノラマ X 線撮影、および歯科用 CBCT などの DRL の設定が不可欠であるが、現在のところ、J-RIME の報告書「最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定」(2015 年 6 月)にある口内法 X 線撮影のみである。今後の DRL 値を新たに設定および改定するうえで、ICRP 135 は必要不可欠である。そこで今回は、ICRP 135 の歯科に関連する事項について紹介する。なお、ICRP 135 に関する和約の一部は発表者が行ったものである。

【用語 (抜粋)】

ICRP 135 に掲載されている用語で歯科に関連すると思われるものを以下に紹介する。

1) Air kerma-area product (P_{KA})

「単位」 $mGy\ cm^2$

「和訳」 空気カーマ-面積積

「解説」 多くの出版物では KAP が用いられ、以前は DAP (dose-area product、線量-面積積) がある。

2) Air kerma at the patient entrance reference point ($K_{a,r}$)

「単位」 mGy

「和訳」 患者入射基準点での空気カーマ

「解説」 焦点から固定された距離における点での X 線検査時の空中積算空気カーマ。以前は CAK (cumulative air kerma) があり、“cumulative dose”、“reference air kerma”、“reference point air kerma”と同意である。

3) Computed tomography dose index (volume) ($CTDI_{vol}$)

「単位」 mGy

「和訳」 CT 線量指数 (体積)

「解説」 加重 $CTDI$ ($CTDI_w$) をヘリカルピッチで規格化したもの

4) Diagnostic reference level (DRL)

「和訳」 診断参考レベル

「解説」 放射線診断および IVR における患者医療被曝の防護の最適化のためのツールとして

用いられる調査レベル

5) Dose (ionizing radiation)

「和訳」線量（電離放射線）

「解説」特定の状況下では”dose”ではなく計測線量の名前またはシンボルを用いる。

6) Dose-length product (DLP)

「単位」mGy cm

「和訳」線量・長さ積

「解説」CTのスキャン長さLにおいて患者に付与されたエネルギーを知るために用いられる。

7) DRL quantity

「和訳」DRL量

「解説」医用画像検査に用いられる電離放射線量を評価する、一般的で容易に測定あるいは決定できる放射線測定法（例えば $K_{a,e}$ 、 $K_{a,i}$ 、 $CTDI_{vol}$ 、DLP、 P_{KA} 、 $K_{a,r}$ 、s、投与放射能など）

8) DRL process

「和訳」DRL過程

「解説」DRL値を推定するための周期的な過程

9) DRL value

「和訳」DRL値

「解説」DRL量の任意の概念的な値で、”local DRL value”、”national DRL value”、”regional DRL value”がある。

10) Entrance surface air kerma ($K_{a,e}$)

「単位」mGy

「和訳」入射表面空気カーマ

「解説」X線ビームが患者またはファントムに入射する点におけるビーム中心での線量（背面散乱を含む）。多くの出版物ではESD（entrance surface dose；入射表面線量）が使われている。

11) Incident air kerma ($K_{a,i}$)

「単位」mGy

「和訳」入射空気カーマ

「解説」X線ビーム軸の焦点-表面間距離における空気カーマ（背面散乱を含まない）。多くの出版物ではIAK（incident air kerma）が用いられている。

12) Local DRL

「和訳」 局所的 DRL

「解説」 臨床画像に携わる健康管理施設 (healthcare facility) で行われている X 線撮影のための DRL であり、合理的な数 (10~20) の各 X 線室における DRL 量分布の中央値 (median) の 75 パーセンタイル値で定義される。

13) National DRL

「和訳」 国の DRL

「解説」 国の代表的な健康管理施設におけるデータに基づく DRL 値。DRL は特定の臨床画像作業に限定される。DRL 値は各健康管理施設における DRL 量分布の中央値の 75 パーセンタイル値で定義される。

14) Reference phantom

「和訳」 標準ファントム

「解説」 CT 画像から人体の種々の臓器・組織の密度と元素組成を特定した計算用ボクセルファントム。ICRP ファントムは、成人男性と女性の人体として使用される。

15) Region

「和訳」 地域

「解説」 患者線量測定を目的として、データを共有および保管できる国の集まりであり、一般的に地理的な近接および/または文化の類似によって決められる。国連の地域区分は有効である。

16) Regional DRL

「和訳」 地域の DRL

「解説」 代表的な健康管理施設または国の DRL 値を基にした地域での DRL

17) Size-specific dose estimate (SSDE)

「和訳」 患者サイズによる線量推定

「解説」 患者または患者画像から測定または決定される寸法を用いて、患者の大きさを考慮した CT 検査の患者線量の推定

18) Standard-size adult

「和訳」 標準サイズの成人

「解説」 集められるデータが限定される場合、患者サイズの標準化は重要である。患者サイズの標準化は、一般的に体重限定によって行われる。幾つかの国における平均体重 (mean weight) は 70 ± 10 kg が適切かも知れない。この値はある範囲内の体重の患者データを用いることで達成される (例えば、範囲 50~90 kg は平均 70 kg になるように用いられる)。

19) Tissue reaction

「和訳」 組織反応

「解説」 細胞集団における損傷であり、しきい線量によって特徴づけられ、反応の重篤度は線量の増加に伴って増加する。以前は“確定的影響 deterministic effects”と呼ばれていた。ある場合、組織反応は、照射後の健康管理や生物学的応答の緩和により修復可能である。

20) Typical value

「和訳」 典型（的な）値

「解説」 臨床画像検査における DRL 量分布の中央値。調査される対象は、幾つかの X 線室を有する健康管理施設、少数の管理施設群、新しい検査技術と関連する 1 個の施設である。

【DRL 値の設定】

ICRP 135 は、各種 DRL の調査領域、DRL 設定方法、およびその適用について報告している（ICRP 135／表 2.2）。DRL 値の設定には基本的に患者線量データ分布の中央値および／または 75 パーセンタイル値を用いることを勧告しており、平均値は用いるべきではないとしている。分かりやすく説明すると、例えば K 市に 25 台の CT がある場合、各 CT による患者線量分布から中央値を求め、25 の CT の中央値の 75 パーセンタイル値を評価することによって K 市の DRL 値つまり局所的 DRL 値が得られる。

【DRL に用いられる量】

ICRP 135 では、DRL 量を表すものとして国際放射線単位測定委員会（International Commission on Radiation Units and Measurements ; ICRU）の記号を用いている（ICRP 135／表 2.3）。ICRP 135 は、各種 X 線撮影装置の DRL 設定に適した DRL 量を勧告している（ICRP 135／表 2.4）。これに基づいて、歯科に関する DRL 量の測定方法を具体的に解説する。

1) 口内法 X 線撮影

ICRP 135 では、口内法 X 線撮影で用いられる DRL 量は $K_{a,i}$ である。 $K_{a,i}$ はコーン先端での空中空気カーマを測定することによって得られる。ここで空中とは散乱体のない状態いわゆる自由空気中のことであり、 $K_{a,i}$ は背面散乱を考慮しない量である。患者入射線量（patient entrance dose ; PED）は $K_{a,i}$ と同じである。

ICRP 135 では口内法 X 線撮影の DRL 量として P_{KA} を推奨していないが（ICRP 135／表 2.4.）、矩形照射野を考慮する場合、無視できない量と考えられる。また、 P_{KA} は $K_{a,i}$ にコーン先端での照射面積を乗ずることによって得られる。 P_{KA} は面積線量計によってモニターすることができる。

ICRP 135／表 2.2. DRL のタイプ、DRL の設定、および適用領域

用語	調査領域と施設	DRL 設定に用いる量の分布値	適用
典型的 ¹⁾	幾つかの X 線室を有する健康管理施設、少数の管理施設群、新しい検査技術と関連する 1 個の施設	75 パーセンタイル値を使用するには不十分なデータであることから分布の中央値	更なる最適化を必要とする X 線装置を特定するために局所的に使用
局所的 ²⁾	局所的領域における少数（例えば、20～30 の X 線室）の健康管理施設内の X 線室	個々の X 線室における中央値の 75 パーセンタイル値	更なる最適化を必要とする X 線装置を特定するために局所的に使用
国 ³⁾	全国を代表して選択された施設	個々の X 線室における中央値の 75 パーセンタイル値、または国における 75 パーセンタイル値	最適化が必要な X 線施設を特定するために全国的に使用
地域的 ⁴⁾	大陸内の数か国	国の DRL 値の分布の中央値、または地域の代表として選択された健康管理施設における分布の 75 パーセンタイル	関連する DRL の無い、または局所的 DRL 値より高い国の DRL 値を有する領域内の国

(発表者注) 1) Typical、2) Local、3) National、4) Regional

ICRP 135／表 2.3. DRL 量の ICRU 記号

ICRU 記号*	意味	他の一般的記号
CTDI _{vol}	CT 線量指数 (体積)	
DLP	線量・長さ積	
K _{a,i}	入射空気カーマ	IAK
K _{a,e}	入射表面空気カーマ	ESAK, ESD
K _{a,r}	患者入射基準点での空気カーマ	CAK
D _G	平均乳腺線量	MGD, AGD
P _{KA}	空気カーマ・面積積	KAP, DAP

* 当勧告は ICRU 記号を用いる。読者の便宜のために他の一般的な記号を示す。

ICRP 135/表 2.4. 診断参考レベル (DRLs) の設定に適した量

装置	勧告する量	勧告する単位
X線撮影	$K_{a,e}$	mGy
	P_{KA}	mGy cm ²
マンモグラフィ、乳房トモシンセシス	$K_{a,e}$, $K_{a,i}$, DG	mGy
歯科口内法	$K_{a,i}$	mGy
歯科パノラマ	P_{KA} (または線量-幅積)	mGy cm ² (mGy cm)
診断透視	P_{KA}	mGy cm ²
IV透視	$K_{a,e}$	Gy
	透視時間	s
	シネまたはデジタルサブトラクション血管造影時の画像数	数
CT、IV CT	$CTDI_{vol}$	mGy
	DLP	mGy cm
コーンビーム CT (DRL量の有用性に依存)	$K_{a,r}$	mGy
	P_{KA}	mGy cm ²
	$CTDI_{vol}$	mGy
	DLP	mGy cm
核医学	投与放射能または体重当たりの投与放射能	M Bq または M Bq kg ⁻¹

2) パノラマ X線撮影

ICRP 135 では、パノラマ X線撮影で用いられる DRL 量は、 P_{KA} または線量-幅積 (dose-width product ; DWP) である。パノラマ X線撮影では、全 X線束における DRL 量が必要である。 P_{KA} は、電離箱を X線管ハウジングに設置し、一般の X線撮影と同様に測定できる。DWP は二次スリット側での X線束内の平均 $K_{a,i}$ と X線束の幅を乗じて得られる。 P_{KA} は、DWP に二次スリット側の X線束の高さを乗じて得られる。また、 P_{KA} は面積線量計をビーム射出口に装着することでモニターすることができる。

3) 頭部 X線規格撮影

ICRP 135 では、頭部 X線規格撮影で用いられる DRL 量は、 $K_{a,e}$ および P_{KA} である。 $K_{a,e}$ はイヤーロット位置での空中空気カーマを測定し、これに背面散乱係数を乗ずることで得られ、 P_{KA} はイヤーロット位置での空中空気カーマと照射面積を乗ずることで得られる。ESD は $K_{a,e}$ と同じである。また、 P_{KA} は面積線量計をビーム射出口に装着することでモニターすることができる。

4) CT

ICRP 135 では、CT で用いられる DRL 量は、 $CTDI_{vol}$ および DLP である。 $CTDI_{vol}$ は加重 CT 線量指数 (weighted CT dose index ; $CTDI_w$) をピッチファクターで規格化したものである。 $CTDI_w$ と DLP は ICRP Publication 87 で定義されており、 $CTDI_w$ は、CT 用線量計と CT 用標準ファントム (PMMA 円柱) を用いて測定し、DLP は $CTDI_w$ に実効的なスキャン長さを乗ずることによって得られる²⁾。CT 用標準ファントムには直径 32 cm の腹部用と 16 cm の頭部用ファントムがある。ICRP 87 では、小児の体幹部撮影では直径 16 cm の頭部ファントムを用いるように勧告しているが、2012 年に IEC は、成人および小児ともに腹部撮影には 32 cm ファントムを用いるよう修正している³⁾。したがって、過去の $CTDI_{vol}$ を取り扱う場合には使用ファントムの確認が必要であり、今後報告を行う場合には使用ファントムの明記が必要と考えられる。

5) 歯科用コーンビーム CT

ICRP 135 では、歯科用コーンビーム CT で用いられる DRL 量は、 $K_{a,r}$ 、 P_{KA} 、 $CTDI_{vol}$ 、および DLP である。これらの量のうち何を用いるかは量の有用性に依存する。歯科用コーンビームの $K_{a,r}$ は回転中心での X 線検査時の空中積算空気カーマであると考えられる。また、 P_{KA} は面積線量計をビーム射出口に装着することでモニターすることができる。

歯科用コーンビーム CT は、CT と比較して低線量で高コントラスト物質 (骨と空気) を表示することを意図している。ICRP 137 では、同等の高コントラスト撮影における CT の線量を超えるべきではないとしており、典型的には、 $CTDI_{vol} < 10$ mGy としている。

【DRL 過程 (患者線量調査および最適化)】

ICRP 135 は、DRL 過程の 1 例として CT および IVR に関する患者線量調査および最適化を示している (ICRP 135/図 7.1)。また、ICRP 135 は、歯科においては「すべての歯科施設は、X 線装置の設置時およびその後は 3 年ごとに X 線装置の線量および撮像性能を測定すべきである。」としている。

【歯科に関する記述 (抜粋)】

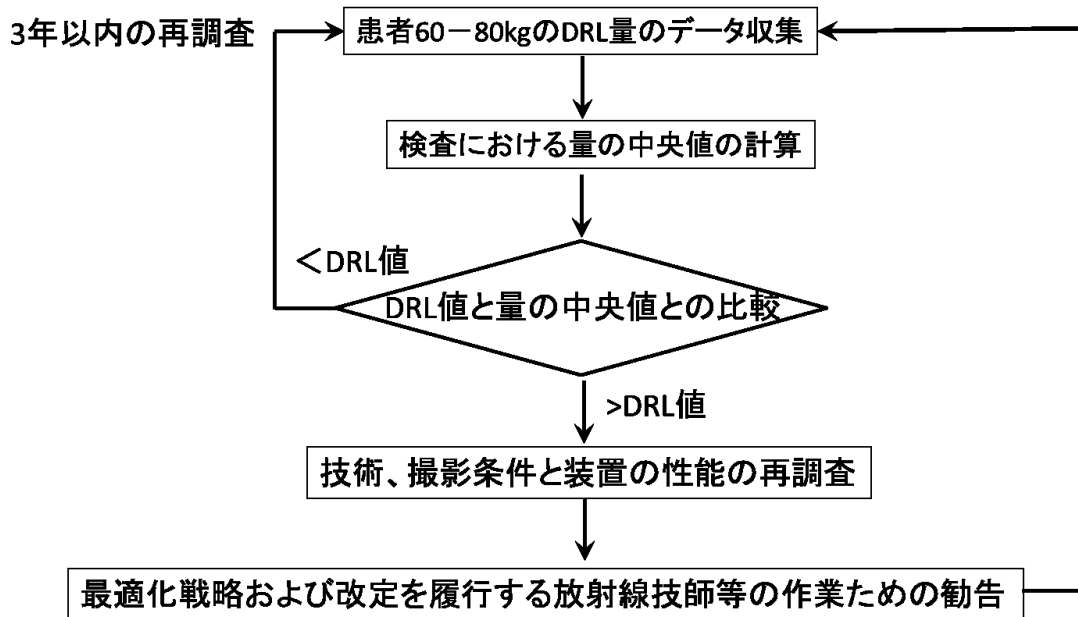
ICRP 135 の中から、上記以外で重要と思われる歯科に関する記述を目次とともに紹介する。

2. DRL 推定の調査についての考察

2.2. DRL 値の設定方法

(56) DRL 値設定時の患者検査におけるデータ取り扱いの唯一の例外は歯科 X 線撮影装置である (3 章)。対象の歯に関連する標準的な撮影条件が大部分の成人に対して用いられることから、適切な設定におけるコーン先端での出力が、個々の口内法 X 線撮影装置による入射空気カーマの中央値または患者線量として考えることができる。DRL 値は異なる歯科装置の測定から得られる分布を基にして設定することができる。

患者線量調査および最適化



ICRP 135／図 7.1. 監査周期および最適化フローチャートの例 (CT、IVR)

3. X線撮影および透視

3.6. 歯科 X線撮影

(168) 調査は、X線撮影装置の QA 時に放射線検出器による直接測定によって行われる。

(170) 測定は、歯科医師が通常用いている撮影条件で行われるべきである。撮影条件を確かめるために情報を入手する必要がある。これは、調査前に、可能ならば簡単なアンケートを歯科医師に送り、歯科 X線撮影に伴う他の情報とともに得られる。一般的に撮影条件は、成人と子供で異なるので、線量計測と DRL 値は両方必要である。

(172) 直接歯科施設を訪問する代わりに、 フィルムを同封した校正されたテストパックを送る調査方法がある。これによってフィルム使用の X線装置同様、デジタル X線装置についても評価することができる。これらのテストパックは、遠隔評価としてポテンシャルの高い方法である。

(173) 歯科医師は、教育の一環として X線検査と放射線防護の訓練を受けるべきである。訓練は継続され、DRLに関する情報が含まる。

5. デジタル X線撮影、CT、核医学、および複合診断装置

5.3. CT

5.3.3. コーンビーム CT (CBCT)

(229) コーンビーム CT は、一般的に歯顎顔面コーンビーム CT、X線透視画像および放射線治療に用いられるコーンビーム CT がある。歯顎顔面撮影は、一般 CT と比較して低線量で高コントラスト物質 (骨と空気) を表示することを意図し、一方、透視と放射線治療は一般 CT と

比較して大きいか同等の線量で軟組織の可視化を必要とする。

(230) 委員会は、必要に応じて DRL 量として P_{KA} 、 $K_{a,r}$ 、 $CTDI_{vol}$ および DLP を勧告する。 P_{KA} と $K_{a,r}$ は、透視と歯科用コーンビーム CT システムに有用であり、 $CTDI_{vol}$ と DLP は、放射線治療画像システムと一部の歯科用コーンビーム CT に用いられる。

(231) HPA (2010) は、41 台の歯顎顔面コーンビーム CT 装置における P_{KA} の予備調査を基にして、暫定的な DRL (‘achievable dose’ という用語) として 250 mGy cm^2 (標準成人患者の上顎第一大臼歯のインプラント埋入時の回転中心における $4 \times 4 \text{ cm}$ に相当する面積に規格化) を提案した。

7. DRL の臨床への適用

7.1. X 線撮影における DRL 量の品質保証 (QA) 再調査

7.1.2. 歯科 X 線検査における QA 再調査

(301) 歯科 X 線撮影においては、DRL 過程の適用は重要である。何故ならば、新しい技術が導入されなくとも、より高感度の撮像方法の導入によって、X 線装置の撮影条件の変更が頻繁に起こっているためである (例えば、D 感度フィルムに代わる E または F 感度フィルムの使用、またはデジタル X 線撮影における受像体)。 IP および CR の使用によるデジタル X 線撮影の感度が大幅に増加したことから、デジタル X 線撮影システムの局所的 DRL または典型値の導入は有効である。

(304) 歯科 X 線装置の定期試験および DRL 量の測定からなるプログラムによって、不必要な長い撮影時間の撮影装置を認識することができる。

【参考文献】

- 1) ICRP, 2017. Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. ICRP Publication 135. Ann. ICRP 46 (1).
- 2) ICRP, 2000. Managing Patient Dose in Computed Tomography. ICRP Publication 87. Ann. ICRP 30 (4).
- 3) IEC, 2012. Medical Electrical equipment – Part 1-44: Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of X-ray Equipment for Computed Tomography, IEC 60601-2-44, ed. 3.1. IEC, Geneva.

日本放射線技術学会 近畿支部 第 62 回学術大会（2018 年 11 月 25 日）にて開催されたシンポジウム「異なるモダリティでの CBCT 線量評価」にて講演を行った。近年、CBCT を様々な診療分野で使用する機会が増えてきていることを背景に、CT 装置と比較してそれぞれのモダリティで CBCT の線量評価がどのように行われているか、またそれぞれのモダリティの線量評価に関して共通する点や異なる点、および抱えている問題点があるかということ話し合い、共有するということが趣旨のシンポジウムであり、

1. CT 検査における線量評価
2. 歯科撮影領域
3. 血管撮影領域
4. 放射線治療領域

の 4 つのセッションのうち、「2. 歯科撮影領域」を担当したので概要を報告する。

空間分解能が高く、骨組織の描出に優れる CBCT は、歯科領域においては必要不可欠なモダリティである。国内では 2001 年に商品化され、2012 年の診療報酬改定では歯科用 CT の項目が新設され、歯科診療所にも普及している。近年はパノラマ・CBCT 複合機も多数販売され、機種多様性は全身用 CT を上回り、メーカー、機種毎に撮影条件、スキャン方式は多岐に渡っている。

現在、全身用 CT の線量評価に用いられる代表的なものが $CTDI_{vol}$ (volume CT Dose Index) および DLP (Dose Length Product) である。2015 年に設定された本邦の診断参考レベル (Diagnostic Reference Levels ; DRL) においてもこの指標が用いられているが、歯科用 CT の DRL はまだ設定されていない。

CTDI は、とある断面の任意の 1 点の平均的な空気カーマ（または吸収線量）を表しており、DLP はその点の線量に長さを乗じた、線積分線量を表す。測定には直径 32 cm（頭部用 16 cm）、高さ 15 cm の円柱型アクリルファントムと 10 cm 長の CT 用電離箱線量計が使用される。しかし、近年の MDCT においては多列化が進み体軸方向のビーム幅が大きくなっており、散乱線成分による線量の寄与を考慮するにはファントムの長さや線量計の長さが足りないなどの問題点が指摘されている。その問題を解決するため米国医学物理学会 (American Association of Physicists in Medicine ; AAPM) の Task Group にて、長さ 45 cm のアクリルファントムと、23 mm の微小電離箱を使用して測定する方法が提唱されている。しかし、これらの測定方法は全身用 CT を基準に考えられており、歯科用 CBCT においてこの CTDI で評価を行うには様々な問題がある（座位での撮影のためファントム配置が困難、照射野形状が不均等、アーム回転中心が患者中心と異なる、ハーフスキャン・オフセットスキャン・ステイッチスキャン等の取扱いなど）。

そこで、日本歯科放射線学会では面積線量 (Dose Area Product ; DAP) の値を使用して DRL を設定することを計画している。DAP は空気吸収線量と照射面積の積で表され、面積線

量計で測定する方法と、放射線着色フィルムを用いて測定する方法がある。これらの測定方法に関しては、日本歯科放射線学会の防護委員会、教育委員会主催で毎年1月に線量測定研修会が開催されているので未受講の方はぜひ参加されたい。

ここまで述べた CTDI や DAP の値は、あくまで線量管理のための指標のひとつであり、個々の患者の被ばくを表しているものではない、ということに留意されたい。また、他の撮影領域のシンポジストの講演やディスカッションにおいても、CBCT を CTDI で評価することの問題点は指摘されており、現状すべての領域の CT、CBCT を同一の指標で評価するのは困難であろう、とのことであった。特に歯科用 CT は小照射野の不均等被ばくであるため、使用する FOV や撮影位置・撮影条件によって患者被ばく線量は著しく変化する。患者被ばくの評価のためには、モンテカルロシミュレーションを利用する等の方法で個々の臓器・組織の吸収線量を算出して評価をするべきであると考えられる。



【 研究報告 】

口内法 X 線撮影用 IP の物理的画質特性評価

九州大学
倉本 卓

【共同研究者】

寶部 真也	九州大学病院 医療技術部 放射線部門
津留 弘樹	九州大学病院 医療技術部 放射線部門
辰見 正人	九州大学病院 医療技術部 放射線部門
加藤 豊幸	九州大学病院 医療技術部 放射線部門
岡村 和俊	九州大学大学院歯学研究院 口腔顎顔面病態学講座 口腔画像情報科学分野
吉浦 一紀	九州大学大学院歯学研究院 口腔顎顔面病態学講座 口腔画像情報科学分野

【はじめに】

デジタル X 線画像診断システムは、アナログ撮影系で使用される X 線フィルムに取って代わっており、これは歯科用 X 線画像診断システムにも当てはまる。現在、デジタル口内法 X 線撮影システムには、charge-coupled device (CCD)、complementary metal oxide semiconductor (CMOS)、輝尽性蛍光体イメージングプレート (IP) とスキャナーシステム (以下、デジタル口内法撮影用 computed radiography (CR) システム) との組み合わせとして使用されているシステムがある^{1,2)}。CR システムは CCD や CMOS と比較して、従来のフィルムと同等な取扱いが可能であることから、一般臨床現場において広く普及している。

デジタル X 線画像の解像特性を決定する要素のひとつにピクセルサイズがある。いくつかのデジタル口内法撮影用 CR システムは、設定する画像読取モードに応じて異なるピクセルサイズで画像を取得することができる。デジタル X 線画像の解像度特性は、presampled modulation transfer function (MTF) の測定によって評価される。また、International Electrotechnical Commission (IEC) による No. 62220-1 の報告³⁾ では、デジタル X 線画像の MTF の測定にはエッジ法を使用し、RQA で定義される線質を使用することを提案している。一方、デジタル口内法 X 線撮影システムの解像特性の評価に関する先行研究では、スリット、エッジ、またはバーパターン画像などを用いて、MTF の測定が行われてきた^{4,6)}。しかしながら、これらの報告では、異なる特性の歯科用 X 線発生装置や取得条件 (X 線管電圧、X 線スペクトルおよび X 線付加フィルタが統一されていない) を使用しており、これらの違いは MTF に影響を与える可能性がある。したがって、先行研究の報告結果を単純に比較することは非常に困難である。

そこで本研究の目的は、デジタル口内法撮影用 CR システムにおけるピクセルサイズの違いが画質に及ぼす影響を、IEC 規格に基づく物理特性を用いて評価を行うことである。本研究では、デジタル特性曲線と MTF の測定を行った。

【方法】

デジタル口内法撮影用 CR システム (CS 7600 CR、Carestream Health Inc., Rochester, NY, USA) と IP (photostimulable phosphor imaging plate: smart plate、

Carestream Health Inc.、Rochester, NY, USA)、41×31 mm (size 2) を使用した。この CR システムは、high-speed (HS)、high-resolution (HR)、super high-resolution (SHR) の 3 つの画像読取モードを有している。各画像読取モードの特徴を表 1 に示す。画像取得には、高電圧発生装置 (KXO-50R、Canon Medical Systems Corporation、Tochigi、Japan) と X 線管 (DRX-3724HC、Canon Medical Systems Corporation、Tochigi、Japan) の組み合わせを用いた。検出器に入射する線量は、校正された X 線線量計システム (Model No. Radcal 9095 radiation monitor、Radcal 6 cc ionization chamber、Radcal Corporation、Monrovia, CA, USA) を用いて測定した。全ての画像は、汎用の画像解析ソフトウェア Image J (NIH、Bethesda、MD) を使用して解析した。IEC No. 61267⁷⁾ で規定された RQA3 (設定管電圧 50 kV) の X 線の線質を用いて、全ての画像を取得した。

デジタル特性曲線は、タイムスケール法を用いて 3 回測定を行った。得られた画像の中央に関心領域を設定し、平均ピクセル値を算出した。MTF にはエッジ法を採用し、1.0 mm 厚のタングステンエッジ (以下、エッジ) を用いた。エッジは IP の表面に配置し、IP に対して約 2.5 度傾けた。CR の MTF は、IP 上のエッジの方向と CR システムのレーザービームの走査方向との関係に強く依存するため、エッジと IP の配置が異なる水平および垂直方向の MTF を取得した。

表 1 本研究で使用したシステムの 3 つの画像読取モードの概要

【結果】

図 1 に各画像読取モードのデジタル特性曲線をそれぞれ示す。全ての画像読取モードで、相対 X 線露光量に対する相対ピクセル値は反比例し、高い直線性を示した。また、画像読取モードの違いにより、デジタル特性曲線の傾きは変化し、ピクセル値が飽和する相対 X 線露光量が異なった。

各画像読取モードの水平方向および垂直方向の MTF を図 2 に示す。MTF は、IP 読取方向に対して水平方向よりも垂直方向の方が高かった。各画像読取モードで比較すると、垂直方向の MTF はわずかな差しか示さなかったのに対し、水平方向の MTF は SHR が最も高く、HS が最も低い値を示した。

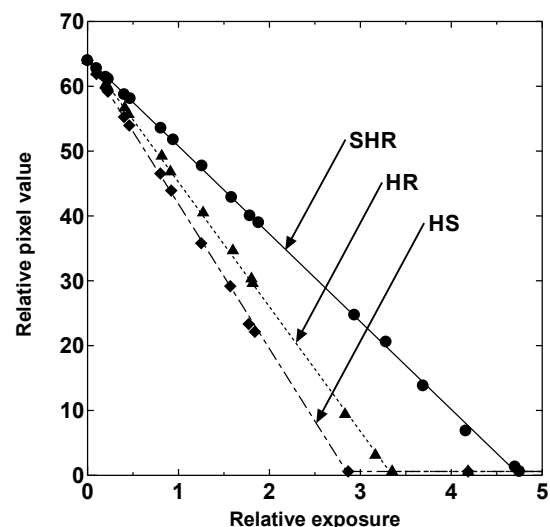


図 1 各読取モードのデジタル特性曲線の比較

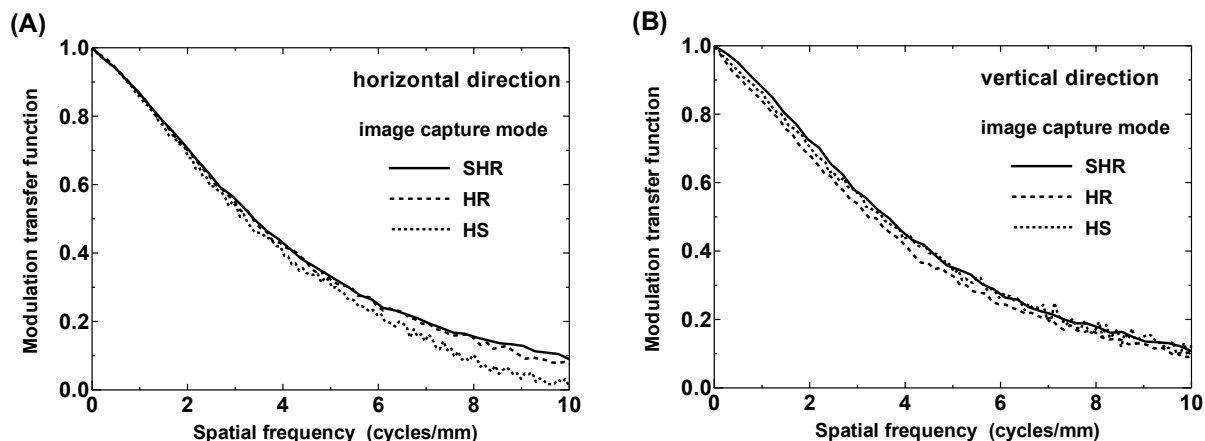


図2 各読取モードのMTFの比較 (A) 水平方向、(B) 垂直方向

【考察】

各画像読取モードのデジタル特性曲線は顕著な違いを示した。その理由は、平均ピクセル値を取得するための関心領域のサイズが関連していると考えられる。本研究では、各画像読取モードで取得された画像に対し、関心領域のマトリクスサイズが等しくなるように設定した。つまり、各画像読取モードにより関心領域の面積が異なる。ピクセルサイズが小さくなると、設定した関心領域内の1ピクセル当たりの輝尽性蛍光体の発光量は減少する。その結果、各画像読取モードのデジタル特性曲線はそれぞれ異なると考える。

各画像読取モードにおいて、水平方向のMTFは垂直方向のMTFよりもわずかに低かった。これは、輝尽性蛍光体の残光とスキャンタイムが密接に関連していると考えられる。各画像読取モードのIPのスキャンタイムは異なり、SHRと比較してHSとHRのスキャンタイムは、それぞれ約1/4と約1/2である。この違いにより、SHRと比較して他の画像読取モードでは、輝尽性蛍光体の残光の影響をより強く受ける。その結果、MTFは各画像読取モードと各方向で異なると考えられる。

【結論】

デジタル口内法撮影用CRシステムに対するピクセルサイズの影響を、IEC規格に準拠した手法を用いて入出力特性とMTFを評価した。我々の結果は、デジタル口内法撮影用CRシステムの特徴を理解するための有用な情報となると考える。

【参考文献】

- 1) Kashima I. Computed radiography with photostimulable phosphor in oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995; 80: 577-98.
- 2) Syriopoulos K, Sanderink GCH, Velders XL, Van Der Stelt PF. Radiographic detection of approximal caries: A comparison of dental films and digital imaging systems. *Dentomaxillofac Radiol* 2000; 29: 312-8.
- 3) IEC 62220-1. Medical electrical equipment, Characteristics of digital X-ray imaging devices, Part 1: Determination of the detective quantum efficiency, 2003.

- 4) Yoshiura K, Stamatakis HC, Welander U, McDavid WD, Shi XQ, Ban S, et al. Physical evaluation of a system for direct digital intra-oral radiography based on a charge-coupled device. *Dentomaxillofac Radiol* 1999; 28: 277–83.
- 5) Farman TT, Vandre RH, Pajak JC, Miller SR, Lempicki A, Farman AG. Effects of scintillator on the modulation transfer function (MTF) of a digital imaging system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 99: 608–13.
- 6) Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T. Modulation transfer function evaluation of cone beam computed tomography for dental use with the oversampling method. *Dentomaxillofac Radiol* 2010; 39: 28–32.
- 7) IEC 61267. Medical diagnostic X-ray equipment-Radiation conditions for use in the determination of characteristics, 1994.

【 研究報告 】

口内法 X 線撮影における撮影条件の再検討

鶴見大学
奥山 祐

【共同研究者】

三島 章	鶴見大学附属病院 画像検査部
五十嵐 千浪	鶴見大学 歯学部 口腔顎顔面放射線・画像診断学講座
若江 五月	鶴見大学 歯学部 口腔顎顔面放射線・画像診断学講座
杉崎 正志	鶴見大学 歯学部 口腔顎顔面放射線・画像診断学講座
小林 馨	鶴見大学 歯学部 口腔顎顔面放射線・画像診断学講座

【背景と目的】

当院の口内法 X 線撮影における PED を測定した結果、成人患者に対する撮影線量はすべての撮影装置（表 1）、すべての撮影部位において DRL よりも低い（0.32～0.68 倍）ことを前回報告した（表 2）。また、下顎大臼歯部について、自施設線量の画像が適切な線量であるかを視覚的に評価したが、輝度とコントラストは固定した条件での画像評価であったため、デジタルシステムの特徴を活かした評価とは言い難い。そこで今回は、成人上下顎前歯部、犬歯部、小臼歯部、大臼歯部の計 8 部位について、観察時の輝度、コントラストの調整を自由とした条件で視覚的画質評価を行った。また、DRL 線量画像と自施設線量画像を比較する評価方法では、線量が高い DRL 線量画像の評価が高くなることは明白であることから、自施設線量画像の単独評価を行った。同時に低線量画像が画質に及ぼす影響について検討するため自施設線量の 1/2 線量画像についても単独評価した。

【材料と方法】

1. DRL 線量画像と自施設線量画像との比較評価

成人乾燥頭蓋骨の頰側に軟組織等価物質として厚さ 30 mm のエポキシ樹脂のレジン（日新レジン株式会社）を付加したものを撮影対象とした。31×41 mm の YCR イメージングプレート（IP）標準型 DT-1（株式会社吉田製作所）と IP の保護材であるウレタンを保護袋に入れた状態で、コーン先端-IP 受像面間距離が 50 mm となるように配置した。成人患者の撮影で用いている 4 機種で、当院の撮影条件および DRL 線量となるような条件で上下顎前歯部、犬歯部、小臼歯部、大臼歯部の計 8 部位を撮影した。arcana（アレイ株式会社）の標準モード（サンプリングピッチ 30 μm）で IP を読み取り、DICOM 形式（12 bit、1360×1022 pixel）で画像を保存した。

DRL 線量と自施設線量で撮影した画像をモニター Radiforce RX211（EIZO 株式会社）上に同時に表示し視覚的に比較することで評価を行った。DRL 線量の画像に対する当院の撮影条件での画像が「5：非常に優れている」「4：優れている」「3：同等である」「2：劣っている」「1：非常に劣っている」の 5 段階で評価した。評価対象部位は正常解剖構造として、A：エナメル象牙境、B：歯髓腔、C：歯根膜腔、D：歯槽硬線、E：歯槽頂縁部歯槽骨とした。視覚評価の際に観察者は輝度とコントラストは自由に調整可能とし、歯科放射線専門医 3 名が診断への影

響を考慮した上で評価した。画像表示の順番は無作為とし、この評価を3回ずつ行った。4機種について観察者3名が3回評価を行った合計36枚の画像について評価した。

2. 自施設線量画像の単独評価

自施設線量画像の画質を単独で視覚評価した。使用機器、撮影対象、評価対象部位、観察者は比較評価と同様とした。自施設線量画像を単独でモニター上に表示し、5か所の評価対象部位が「5:非常に明瞭である」「4:明瞭である」「3:どちらともいえない」「2:不明瞭である」「1:非常に不明瞭である」の5段階で評価した。輝度とコントラストは自由に調整可能とし、4機種について観察者3名が3回評価を行った合計36枚の画像について評価した。また、自施設線量の1/2線量で撮影した画像についても同様の評価を行った。

表1 口内法X線撮影装置

装置名	管電圧 [kV]	管電流 [mA]	FSD [mm]	総ろ過 [mmAl]	整流方式
ALULA-TS (朝日レントゲン工業)	70	6	200	1.5	インバータ
ALULA-TS (朝日レントゲン工業)	70	6	300	1.5	インバータ
Prostyle Intra (PLANMECA)	70	8	300	2.0	インバータ
MTX-90 (朝日レントゲン工業)	65	20	300	2.5	単相全波

表2 成人における口内法X線撮影のPED [mGy]

撮影部位	DRL	ALULA-TS (FSD 200 mm)	ALULA-TS (FSD 300 mm)	Prostyle Intra	MTX-90
前歯部	1.3	0.74	0.75	0.69	0.84
上 犬歯部	1.6	0.92	0.94	0.85	1.03
顎 小臼歯部	1.7	0.92	0.94	0.85	1.03
大臼歯部	2.3	1.10	1.18	1.38	1.30
前歯部	1.1	0.56	0.57	0.57	0.55
下 犬歯部	1.1	0.74	0.75	0.69	0.55
顎 小臼歯部	1.2	0.74	0.75	0.69	0.55
大臼歯部	1.8	0.92	0.94	0.85	0.84

【結果】

1. DRL 線量画像と自施設線量画像の比較評価

5 か所の評価対象部位それぞれについての比較評価の結果を表 3～7 に示す。8 か所の撮影部位それぞれについて、36 枚の画像を 5 段階で評価した評価数を示す。上顎前歯部のエナメル象牙境（表 3）において「2：劣っている」の評価が多く、上顎前歯部以外の部位では「3：同等である」の評価が多かった。また、歯槽頂縁部歯槽骨の評価（表 7）では下顎のすべての撮影部位において「3：同等である」の評価であった。

前回、輝度とコントラストの調整をせずに評価した下顎大臼歯部の結果と、今回の輝度、コントラスト調整有りの結果の比較を表 8 に示す。エナメル象牙境において輝度、コントラスト調整有りにすることで「4：優れている」の評価が減少し、「2：劣っている」と「1：非常に劣っている」の評価が増加した。エナメル象牙境以外の 4 部位の評価対象部位については「4：優れている」と「3：同等である」の評価数が増加し、「2：劣っている」の評価数が減少した。

表 3 エナメル象牙境の比較評価結果

DRL 画像に対する 自施設画像の評価	上顎				下顎			
	前歯部	犬歯部	小臼歯部	大臼歯部	前歯部	犬歯部	小臼歯部	大臼歯部
非常に優れている	0	0	0	0	0	0	0	0
優れている	1	0	1	2	0	0	6	0
同等である	16	23	26	23	32	28	17	18
劣っている	18	11	9	11	4	7	13	17
非常に劣っている	1	2	0	0	0	1	0	1

表 4 歯髓腔の比較評価結果

DRL 画像に対する 自施設画像の評価	上顎				下顎			
	前歯部	犬歯部	小臼歯部	大臼歯部	前歯部	犬歯部	小臼歯部	大臼歯部
非常に優れている	0	0	0	0	0	0	0	0
優れている	0	1	1	1	0	0	4	1
同等である	25	22	27	28	30	32	17	28
劣っている	11	12	8	7	6	4	14	7
非常に劣っている	0	1	0	0	0	0	1	0

表 5 歯根膜腔の比較評価結果

DRL 画像に対する 自施設画像の評価	上顎				下顎			
	前歯部	犬歯部	小白歯部	大白歯部	前歯部	犬歯部	小白歯部	大白歯部
非常に優れている	0	0	0	0	0	0	0	0
優れている	0	3	0	0	0	0	1	0
同等である	28	21	31	35	31	31	27	36
劣っている	8	11	5	1	5	5	8	0
非常に劣っている	0	1	0	0	0	0	0	0

表 6 歯槽硬線の比較評価結果

DRL 画像に対する 自施設画像の評価	上顎				下顎			
	前歯部	犬歯部	小白歯部	大白歯部	前歯部	犬歯部	小白歯部	大白歯部
非常に優れている	0	0	0	0	0	0	0	0
優れている	0	2	0	0	0	0	0	0
同等である	30	23	33	35	33	35	33	36
劣っている	6	10	3	1	3	1	3	0
非常に劣っている	0	1	0	0	0	0	0	0

表 7 歯槽頂縁部歯槽骨の比較評価結果

DRL 画像に対する 自施設画像の評価	上顎				下顎			
	前歯部	犬歯部	小白歯部	大白歯部	前歯部	犬歯部	小白歯部	大白歯部
非常に優れている	0	0	0	0	0	0	0	0
優れている	0	0	0	0	0	0	0	0
同等である	29	34	36	36	36	36	36	36
劣っている	6	1	0	0	0	0	0	0
非常に劣っている	1	1	0	0	0	0	0	0

表 8 輝度、コントラスト調整の有無の比較

輝度、コントラスト調整	エナメル 象牙境		歯髄腔		歯根膜腔		歯槽硬線		歯槽頂縁部 歯槽骨	
	無し	有り	無し	有り	無し	有り	無し	有り	無し	有り
非常に優れている	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
優れている	2	0	0	1	0	0	0	0	0	0
同等である	18	18	25	28	29	36	35	36	35	36
劣っている	16	17	11	7	7	0	1	0	1	0
非常に劣っている	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0

2. 自施設線量画像の単独評価

8 撮影部位の 5 か所の評価対象部位それぞれにおける単独評価の結果を表 9～13 に示す。自施設線量画像と自施設 1/2 線量画像のそれぞれについての 5 段階評価で、1 撮影部位、1 評価部位の合計評価数は 36 である。自施設線量画像の評価では「4：明瞭である」が最も多く、次いで「3：どちらともいえない」であった。自施設 1/2 線量画像も同様に「4：明瞭である」と「3：どちらともいえない」の順に評価が多くなったが、表 9 の下顎前歯部と下顎小臼歯部のエナメル象牙境、表 10 の下顎前歯部の歯髓腔、表 12 の上顎犬歯部の歯槽硬線において「2：不明瞭である」の評価が多かった。

また、自施設線量画像と自施設 1/2 線量画像の視覚評価結果の Wilcoxon 符号付順位検定結果を表 14 に示す。それぞれの評価対象部位の結果で、エナメル象牙境において 5 撮影部位で有意差を認めた。撮影部位ごとに見ると、上顎犬歯部と下顎小臼歯部において、評価対象部位 4 部位で、上顎小臼歯部において評価対象部位 5 部位で有意差を認めた。

表 9 エナメル象牙境の単独評価結果

	上顎								下顎							
	前歯部		犬歯部		小臼歯部		大臼歯部		前歯部		犬歯部		小臼歯部		大臼歯部	
	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2
非常に明瞭である	3	2	4	1	2	0	5	1	0	0	6	6	1	0	10	12
明瞭である	15	17	23	18	23	11	15	10	13	4	15	17	25	11	19	19
どちらともいえない	17	10	7	11	9	17	12	20	12	13	15	13	8	12	7	5
不明瞭である	1	6	2	6	2	8	4	5	11	19	0	0	2	13	0	0
非常に不明瞭である	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

* 自：自施設線量画像の評価数 1/2：自施設 1/2 線量画像の評価数

表 10 歯髓腔の単独評価結果

	上顎								下顎							
	前歯部		犬歯部		小臼歯部		大臼歯部		前歯部		犬歯部		小臼歯部		大臼歯部	
	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2
非常に明瞭である	2	2	0	3	2	0	2	0	0	0	5	4	3	0	13	11
明瞭である	22	18	31	15	9	8	18	19	3	1	11	13	23	11	15	16
どちらともいえない	11	12	4	15	21	17	16	15	18	16	20	19	8	13	8	9
不明瞭である	1	4	1	3	4	11	0	2	15	19	0	0	2	12	0	0
非常に不明瞭である	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

* 自：自施設線量画像の評価数 1/2：自施設 1/2 線量画像の評価数

表 11 歯根膜腔の単独評価結果

	上顎								下顎							
	前歯部		犬歯部		小臼歯部		大臼歯部		前歯部		犬歯部		小臼歯部		大臼歯部	
	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2
非常に明瞭である	5	5	6	4	8	3	8	5	1	0	6	5	0	0	17	17
明瞭である	18	14	16	12	19	11	28	30	35	33	23	24	28	14	19	19
どちらともいえない	10	11	14	18	9	17	0	1	0	3	7	7	6	18	0	0
不明瞭である	3	6	0	2	0	5	0	0	0	0	0	0	2	4	0	0
非常に不明瞭である	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

* 自：自施設線量画像の評価数 1/2：自施設 1/2 線量画像の評価数

表 12 歯槽硬線の単独評価結果

	上顎								下顎							
	前歯部		犬歯部		小臼歯部		大臼歯部		前歯部		犬歯部		小臼歯部		大臼歯部	
	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2
非常に明瞭である	5	4	4	2	7	3	9	5	1	0	6	4	0	0	17	18
明瞭である	6	8	15	10	16	9	27	30	34	30	12	12	27	13	19	18
どちらともいえない	16	14	5	10	13	19	0	1	1	6	17	18	8	17	0	0
不明瞭である	9	10	12	14	0	5	0	0	0	0	1	2	1	6	0	0
非常に不明瞭である	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

* 自：自施設線量画像の評価数 1/2：自施設 1/2 線量画像の評価数

表 13 歯槽頂縁部歯槽骨の単独評価結果

	上顎								下顎							
	前歯部		犬歯部		小臼歯部		大臼歯部		前歯部		犬歯部		小臼歯部		大臼歯部	
	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2	自	1/2
非常に明瞭である	3	3	1	1	5	2	3	0	0	0	6	4	0	0	7	6
明瞭である	18	16	26	23	29	21	33	33	19	10	29	32	35	33	29	30
どちらともいえない	13	15	9	10	2	13	0	3	17	23	1	0	1	3	0	0
不明瞭である	2	2	0	2	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0	0
非常に不明瞭である	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

* 自：自施設線量画像の評価数 1/2：自施設 1/2 線量画像の評価数

表 14 自施設線量画像と 1/2 線量画像の Wilcoxon 符号付順位検定の p 値

	上顎				下顎			
	前歯部	犬歯部	小白歯部	大白歯部	前歯部	犬歯部	小白歯部	大白歯部
エナメル象牙境	0.267	0.013	0.001	0.020	0.003	0.594	0.000	0.445
歯髄腔	0.178	0.019	0.042	0.248	0.173	0.965	0.000	0.576
歯根膜腔	0.239	0.028	0.000	0.208	0.068	0.820	0.000	1.000
歯槽硬線	0.727	0.027	0.000	0.091	0.059	0.327	0.000	0.735
歯槽頂縁部歯槽骨	0.740	0.279	0.004	0.028	0.008	0.735	0.180	0.686

* : p > 0.05

【考察】

DRL 線量と自施設線量とでは約 2 倍の線量差があることから、ノイズが視覚評価に影響していると考えられる。エナメル象牙境はノイズの影響を受けやすく、齶蝕を観察する際は線量低下によるノイズの増加が診断に影響する可能性がある。一方で、歯槽頂縁部歯槽骨はノイズの影響を受けにくい部位であることから、辺縁性歯周炎などの評価では線量低下の影響が少ないと考えられる。また、エナメル象牙境において輝度、コントラスト調整をすることで評価が低下した原因は、輝度、コントラストの調整によりノイズがより強調されたためだと考えられる。

単独評価では自施設線量画像において「4：明瞭である」と「3：どちらともいえない」の評価が多く、「2：不明瞭である」と「1：非常に不明瞭である」が最多となる評価部位はなかったが、今回は正常解剖構造についてのみの評価としたため、病変の診断に関する評価についての検討も必要と考えられる。

自施設線量画像と自施設 1/2 線量画像の比較を統計解析した結果、エナメル象牙境において 6 撮影部位で有意差を認めた原因はノイズの影響によるものと考えられる。上下顎小白歯部で有意差を認めたが、小白歯部は犬歯部と同一の撮影条件を用いているため、小白歯部の自施設 1/2 線量は線量不足であった可能性が考えられる。上顎犬歯部においても有意差を認めたため 4 機種装置間と 3 名の評価者間で Bonferroni の補正をした Mann-Whitney の U 検定による多重比較 ($p < 0.008$) を行った結果、装置間では ALULA-TS の FSD 200 mm と FSD 300 mm の装置で $p = 0.005$ と有意差を認め、3 名の評価者間では ALULA-TS (FSD 200 mm) において評価者 1 と評価者 3 で $p = 0.000$ 、評価者 2 と評価者 3 で $p = 0.000$ と有意差を認めた。よって今回の上顎犬歯部の結果は装置間と評価者間で評価に差が生じていたと考えられる。

【結語】

8 撮影部位について、DRL 線量画像と自施設線量画像の画質を視覚的に比較評価した。また、自施設線量画像と自施設線量 1/2 線量画像のそれぞれの画質について視覚的に単独評価を行った。その結果、エナメル象牙境のように線量低下によるノイズが影響しやすい部位における診断能を下げることなく、どこまで線量低減可能かを検討する必要があると考えられる。

【 研究報告 】

OSL 線量計を用いた口内法介助撮影時における空間線量測定について

九州大学
津留 弘樹

【共同研究者】

辰見 正人 九州大学病院 医療技術部 放射線部門
松尾 千尋 九州大学病院 医療技術部 放射線部門
小宮 勲 九州大学病院 医療技術部 放射線部門
加藤 豊幸 九州大学病院 医療技術部 放射線部門

【はじめに】

放射線業務従事者の被ばく線量を正確に把握することは必要不可欠である。2011年に国際放射線防護委員会（ICRP）が勧告した新しい水晶体の線量限度^{1, 2)}や、近年の水晶体被ばくの実態や放射線防護に関して報告されていることもあり、術者や介助者の被ばくは非常に注目されていると言える。水晶体の被ばく低減に関しては特に重要となる。歯科領域など、術者と患者との距離が近い一般 X 線撮影時における術者の散乱線による被ばくも例外ではない。

歯科領域では、口内法 X 線撮影における介助時の被ばくが特に問題となる。口内法 X 線撮影は、細部まで描出が可能で解像度が最も優れており、歯周疾患、齲蝕などの歯科²大疾患の診断を基本として、歯科領域で頻用される。近年、齲蝕年齢の低年齢化、障害者歯科および周術期口腔ケアの需要増加に伴い、診療放射線技師の介助を要する口内法 X 線撮影が増加傾向にある。術者の被ばく低減を考える上では、X 線撮影時の散乱線の空間線量を把握しておく必要があると考えられるが、口内法 X 線撮影時の空間線量を定量的に評価した報告はない。

そこで本研究では、小さな領域での線量測定を可能とする小型（Optically Stimulated Luminescence : OSL）線量計を用いて^{3, 4)}口内法 X 線撮影介助時における患者周囲の空間線量を 3 次元的に実測した。

【方法】

小型光刺激ルミネセンス OSL 線量計（nanoDot、長瀬ランダウア株式会社、茨城、図 1）^{3, 4)}を用い、専用の携帯型読み取り装置システム（microStar、長瀬ランダウア株式会社、茨城）で X 線量を測定した。読み取りは 3 回行い、その平均値を実測値とした。また、X 線照射を行ってない OSL 線量計を用意し、それらの実測値をバックグラウンドとして上述の実測値から減算した。線量計の寸法は 10×10×2 mm である。

携帯型口内法 X 線撮影装置 KX-60（朝日レントゲン工業株式会社、京都）を用いて、管電圧 60 kV、管電流 10 mA、照射時間 0.1 秒で照射した。焦点-皮膚表面間距離 20 cm、照射筒先端での照射野直径は 6 cm であった。頭部ファントム PB-1（京都科学社、京都）を用いて撮影を行った。床からの散乱を避けるため、約 50 cm 離れた高さに設置したソフトロンボードの上に頭部ファントムを配置し実験を行った。



図 1 nanoDot 線量計



図 2 a 頭部ファントム PB-

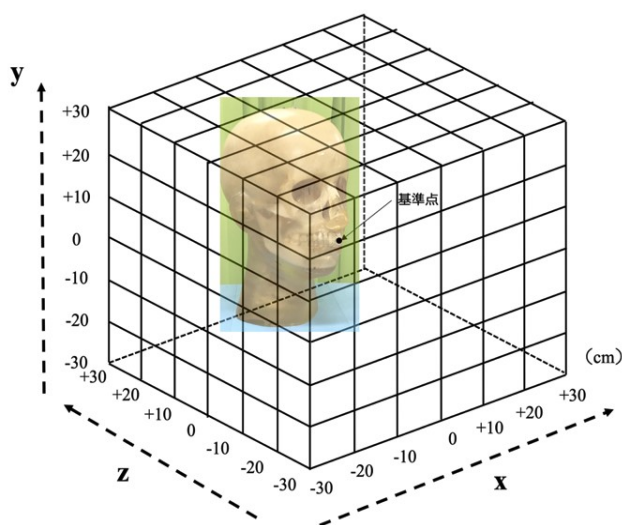


図 2b 基準平面の原点から上下、左右、前後それぞれ 30 cm の立方空間
頭部ファントムに向かって左右方向に x 軸、
上下方向に y 軸、前後方向に z 軸とする

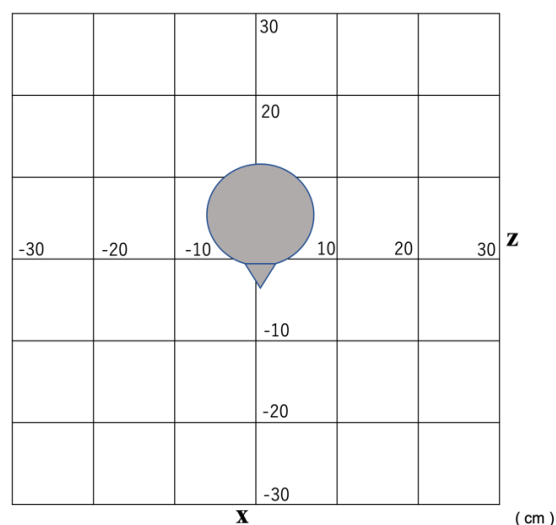


図 2c 基準平面

線量計は各測定点に配置し、測定点は、正中にてファントムの上唇と下唇の交点を基準点とする空間座標を設け、床面に水平に設定し基準平面とした。この基準平面の原点から上下、左右、前後それぞれ 30 cm の立方空間を考えた。各方向 10 cm 毎に計 343 点の測定点を設けた (図 2)。測定値は口内法全顎撮影法 1 回分 (10 回照射) の値とした。OSL 線量計は、上下、左右、前後方向に張られたタコ糸により保持され、X 線を照射した後に線量計の読み取りを行った。

【結果】

各高さ (xz 平面) における空間線量の値を示した。図 3 は、基準平面 (高さ 0 cm) における空間線量分布を示している。X 座標、Z 座標が 0 である中心付近の測定点に関して、ファントムと重なり測定不可能であった点が $(x, z) = (10, 10)$ 、 $(0, 10)$ 、 $(-10, 10)$ の 3 点である。 $(x, z) = (0, 0)$ において空間線量が約 7.33 mGy と他の測定点と比較して非常に大きな値を示した。中心から 10 cm 離れた測定点での空間線量は約 0.1 mGy であり、中心から距離が離れるほど空間線量の値は小さい値を示した。

図4に高さ10 cmにおける空間線量分布を示す。X座標、Z座標が0である中心付近において約0.125 mGyの値を示し、前後左右方向ともに中心から距離が離れるほど空間線量の値は小さい値を示した。

図5に高さ-10 cmにおける空間線量分布を示す。X座標、Z座標が0である中心付近において約0.125 mGyの値を示し、高さが10 cmにおける分布とほぼ同じ傾向を示した。

図6に高さ20 cmにおける空間線量分布を示す。X座標、Z座標が0である中心付近において約0.025 mGyの値を示し、前後左右方向ともに中心から距離が離れるほど空間線量の値は小さい値を示した。ファントム後方領域において多少のばらつきが見られた。

図7に高さ-20 cmにおける空間線量分布を示す。X座標、Z座標が0である中心付近において約0.03 mGyの値を示し、前後左右方向ともに中心から距離が離れるほど空間線量の値は小さい値を示した。高さ20 cmにおける空間線量分布と比較すると、わずかに空間線量の値が高く、分布にばらつきが見られた。

図8に高さ30 cmにおける空間線量分布を示す。約0.005 mGyと全体的に非常に小さい線量分布となった。

図9に高さ-30 cmにおける空間線量分布を示す。約0.005 mGyと全体的に非常に小さい線量分布となった。高さ30 cmにおける空間線量分布とほぼ同じ傾向を示した。

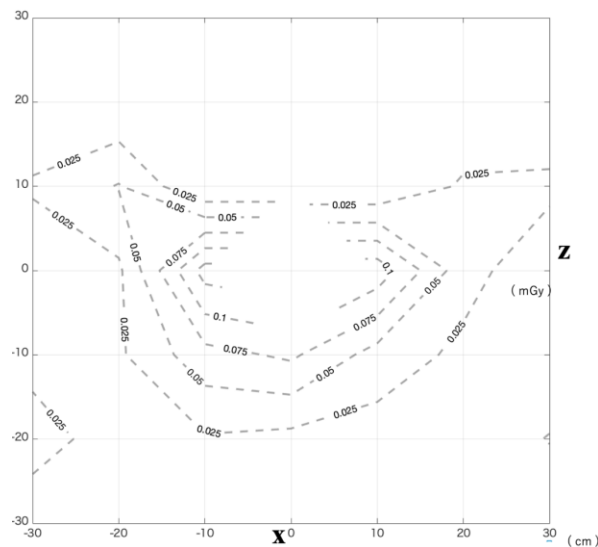


図3 高さ0 cmにおける空間線量

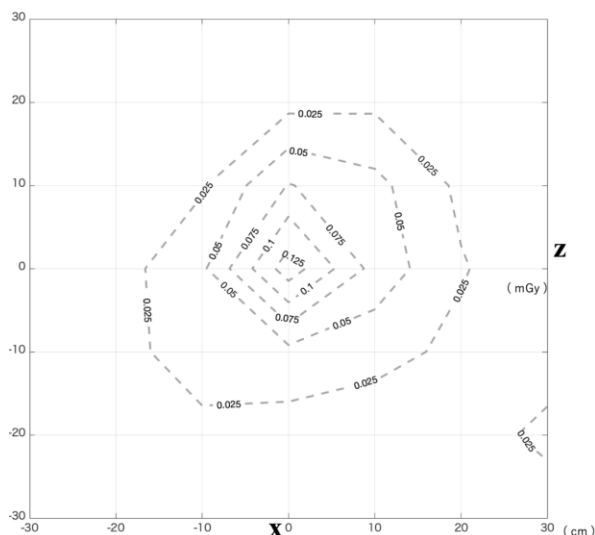


図4 高さ10 cmにおける空間線量

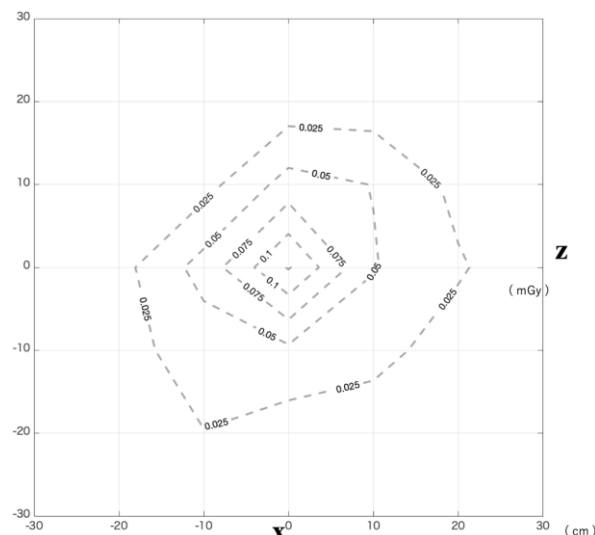


図5 高さ-10 cmにおける空間線量

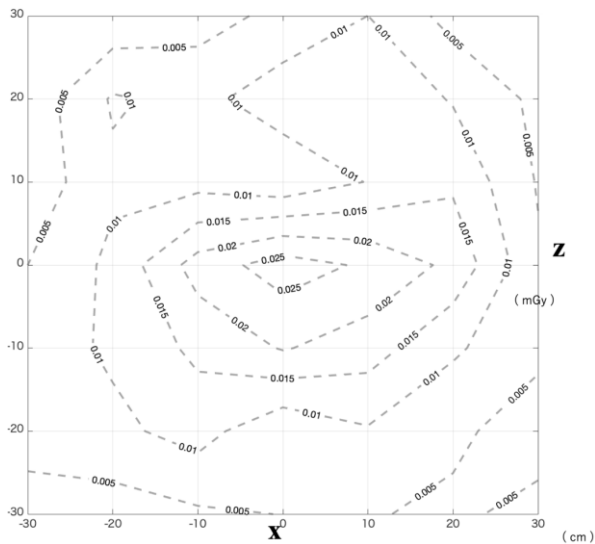


図6 高さ 20 cm における空間線量

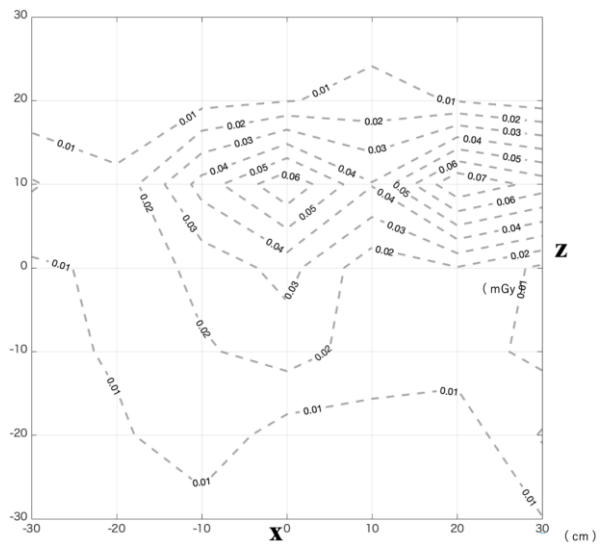


図7 高さ -20 cm における空間線量

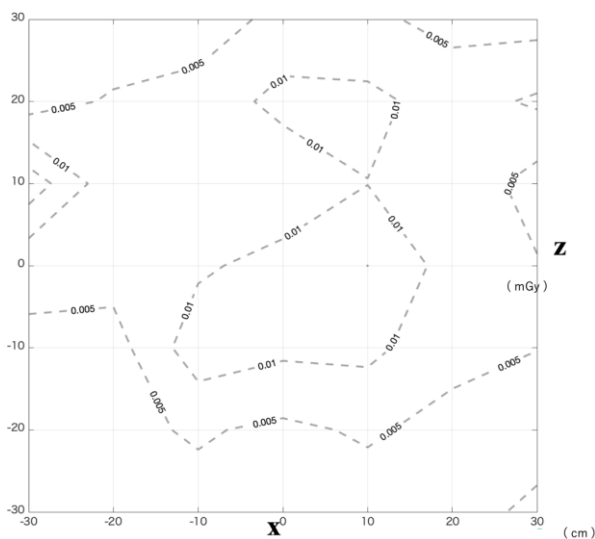


図8 高さ 30 cm における空間線量

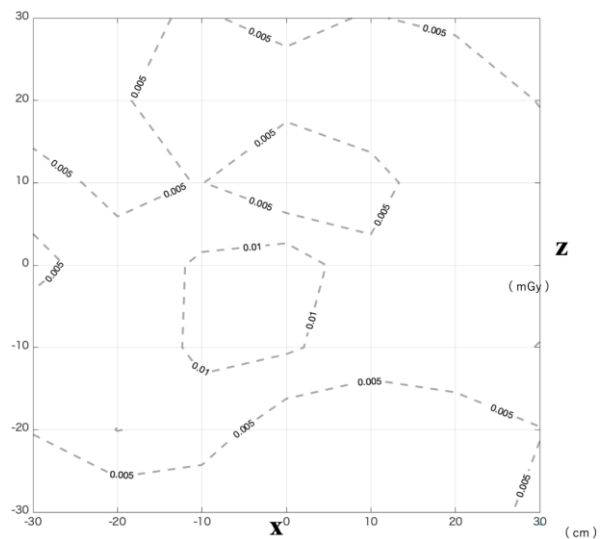


図9 高さ -30 cm における空間線量

【考察】

口内法全顎撮影法 1 回分（10 回照射）の標準的な条件における散乱線分布を、OSL 線量計である nanoDot を用いて測定した。空間線量は、基準点から 10 cm 離れた地点で約 0.14 mGy、20 cm 離れた地点で約 0.03 mGy、30 cm 離れた地点で約 0.01 mGy であった。空間線量は距離の逆二乗則に従って減衰するものであるが、今回の測定結果では限りなく逆二乗に近づいたものの、単純な逆二乗にはならなかった。また、基準点からの距離が同じ地点での上下差、左右差、前後差があった。散乱線の方法が単一方向では無いこと、X 線装置などの構造物による遮蔽、散乱等の影響などが考えられる。また、 $(x, z) = (0, 0)$ において、他の測定点と比較して非常に大きな空間線量を示した。これは $(x, z) = (0, 0)$ が上下顎前歯部の照射野内であったためだと考えられる。

水晶体の被ばくに関して着目する。ICRP が 2011 年に勧告した職業被ばくの水晶体等価線量限度の 5 年間の平均 20 mSv/年と比較してみる。30 cm 地点で換算すると年間約 2000 回で

水晶体の平均年限度に達することになるが、30 cm 離れることで平均年限度に達する可能性は非常に低いものだと考えられる。20 cm 地点では年間約 670 回、10 cm 地点において 140 回で水晶体の平均年限度に達することになる。ここで言う 1 回は口内法全顎撮影法 1 回（10 回照射）換算であるため、1 部位の口内法 X 線撮影であれば水晶体の平均年限度に達する可能性はより低くなる。ただし、より詳細な比較を行うためには、本研究で得た空間線量を校正、変換しなければならないため、今後検討を行う予定である。

本研究で使用した OSL 線量計は、素子 (Al₂O₃:C) を用いた小型の nanoDot 線量計であり、この線量計は医療⁸⁻¹¹⁾ や放射線生物¹²⁾ の研究分野など多くの場面でも使用されている。そのため、X 線 CT (computed tomography) や IVR (interventional radiology) などの比較的高線量域の医療被ばくの実測はもちろん、一般撮影における医療被ばくの実測を行える可能性をも秘めている。さらに非常に小型で低エネルギー X 線に対してもほとんど相互作用を起こさないため、X 線のビーム軸上に線量計が存在しても診断に用いられる医用画像に写り込まない。また、ダイナミックレンジが広いという特長を有する。またエネルギー依存性に関して、約 20 keV 以上のエネルギー範囲において 1%未満という報告があり、角度依存性に関してもランダムな 4 π 方向に対して 40~140 keV のエネルギー範囲で 4%未満であるという報告がある。OSL 線量計は安価であり、フェーディングの影響がほとんどないことや、照射が行われた素子の情報を消去せずに多数回にわたって読み取ることができるという特徴も併せ持つことから、今後も医療現場に普及し、日本でも広く使われることが期待されている。

【結論】

口内法介助撮影時における空間線量を定量的に測定、把握することができ、放射線防護、被ばく管理に有用なデータが得られた。

【参考文献】

1. Kashima I. Computed radiography with photostimulable phosphor in oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995; 80: 577-98.
2. Syriopoulos K, Sanderink GCH, Velders XL, Van Der Stelt PF. Radiographic detection of approximal caries: A comparison of dental films and digital imaging systems. *Dentomaxillofac Radiol* 2000; 29: 312-8.
3. IEC 62220-1. Medical electrical equipment, Characteristics of digital X-ray imaging devices, Part 1: Determination of the detective quantum efficiency, 2003.
4. Yoshiura K, Stamatakis HC, Welander U, McDavid WD, Shi XQ, Ban S, et al. Physical evaluation of a system for direct digital intra-oral radiography based on a charge-coupled device. *Dentomaxillofac Radiol* 1999; 28: 277-83.
5. Farman TT, Vandre RH, Pajak JC, Miller SR, Lempicki A, Farman AG. Effects of scintillator on the modulation transfer function (MTF) of a digital imaging system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 99: 608-13.
6. Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T. Modulation transfer function evaluation of cone beam computed tomography for dental use with the oversampling method.

- Dentomaxillofac Radiol 2010; 39: 28–32.
7. IEC 61267. Medical diagnostic X-ray equipment-Radiation conditions for use in the determination of characteristics, 1994.
 8. Kerns JR, Kry SF, Sahoo N, et al : Angular dependence of the nanoDot OSL dosimeter, Med Phys. 38, 3955-3962, 2011.
 9. Al-Senan RM, Hatab MR : Characteristics of an OSLD in the diagnostic energy range, Med. Phys. 38, 4396-4405, 2011.
 10. Tappouni R, Mathers B : Scan Quality and Entrance Skin Dose in Thoracic CT : A Comparison between Bismuth Breast Shield and Posteriorly Centered Partial CT Scans, ISRN Radiology 2013, Article ID 45739(6 6 pages), 2013.
 11. Bao Q, Hrycushko BA, Dugas JP, et al. : A technique for pediatric total skin electron irradiation, Radiation Oncology 7(40), 7 page, 2012.
 12. Lu L, Bondra K, Gupta N, et al. : Using NanoDot dosimetry to study the RS 2000 X-ray Biological Irradiator, International Journal of Radiation Biology 89(12), 1094-1099, 2013.
 13. 宮内英明,古富寛,佐藤義高,他:OSL型リングバッジの開発(JAEA-Technology 2010-050),1-17,日本原子力研究開発機構,茨城,2011.

【 研究報告 】

装置間における金属アーチファクト低減再構成技術の比較

広島大学
小林 誠

【共同研究者】

牛尾 綾香 広島大学病院 診療支援部
山岡 秀寿 広島大学病院 診療支援部
藤岡 知加子 広島大学病院 診療支援部
木口 雅夫 広島大学病院 診療支援部
柿本 直也 広島大学病院 歯科放射線科

【背景】

近年、CT装置の発展により金属アーチファクトを低減する方法として metal artifact reduction (MAR) が開発され、臨床的有用性が報告されている。金属アーチファクトを低減する方法として、single energy CT (SECT) 装置を用いた MAR と dual energy CT (DECT) 装置を用いた MAR がある。

MAR は体幹部や四肢での応用は多く報告されているが、顎・口腔領域においては検討が少なく有用性は示されていない。

【目的】

本研究の目的は MAR による金属アーチファクト低減効果を SECT 装置と DECT 装置において検討することである。

【方法】

直径 20 cm のアクリル円柱ファントム中央に歯着脱顎模型を配置し、内部を水で満たした。歯着脱顎模型の下顎右側第一大臼歯にクラウン（全部被覆冠）による歯冠補綴を行った複製歯牙を配置した。作成したファントムとその配置を図 1、2 に示す。歯列がスライス面に平行になるようにファントムを設置し、DECT 装置と SECT 装置で管電流を変化させ撮影を行った。管電流は臨床条件（280 mA）と最大線量（DECT 装置：485 mA、SECT 装置：700 mA）とした。それぞれの管電流で MAR を使用しなかった画像（MAR-）と MAR を使用した画像（MAR+）を作成した。画像再構成には FBP を使用し DECT 装置では 70 keV の仮想単色 X 線画像を用いた。撮影した画像のなかで最もストリークアーチファクトが発生しているスライスを選択した。歯クラウンから発生したストリークアーチファクト付近に 50×80 ピクセルの矩形 region of Interest (ROI) を設定し Gumbel 法を用いて金属アーチファクトの評価を行った。配置した ROI を図 3 に示す。矩形 ROI より得られた CT 値の最大変動量を金属アーチファクトの特徴量と定義し、Gumbel plot を求めた。Gumbel plot より位置パラメータ (β) を求め金属アーチファクトの定量指標として評価した。位置パラメータ (β) の算出方法を式 (1) に示す。

$$\beta = -\frac{b}{a} \cdot \dots \cdot (1)$$

式 (1) の a は Gumbel plot の直線分布の傾き、b は Gumbel plot の直線分布の切片である。

求めた位置パラメータより Reduction rate を算出し装置ごとの比較を行った。Reduction rate の算出方法を式 (2) に示す。

$$\text{Reduction rate (\%)} = \frac{\beta_{MAR-} - \beta_{MAR+}}{\beta_{MAR-}} \times 100 \cdot \dots \cdot (2)$$



図 1 歯牙模型、ファントム配置図



図 2 作成ファントム

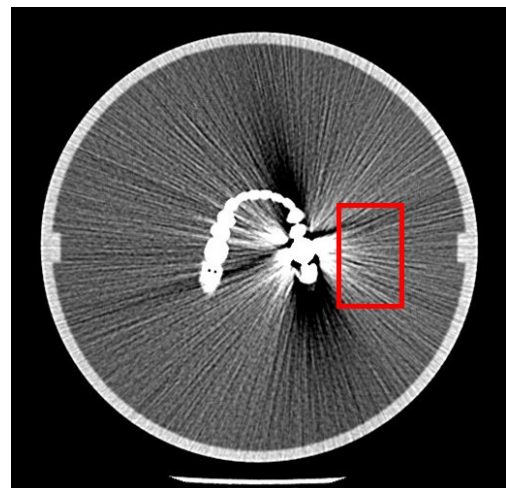


図 3 ROI の設定

【結果】

各装置の画像と Gumbel plot を図 4~7 に示す。最大変動量は DECT 装置、SDCT 装置のどちらも直線的な分布となり高い極値統計性を示した ($R^2 > 0.95$)。各画像における位置パラメータの値は、DECT 装置臨床条件において MAR- ; 75.9、MAR+ ; 25.8 となり、最大線量において MAR- ; 53.4、MAR+ ; 21.5 となった。SECT 装置臨床条件において MAR- ; 72.5、MAR+ ; 48.2、最大線量では MAR- ; 48.9、MAR+ ; 33.2 となった。位置パラメータの比較を表 1 に示す。

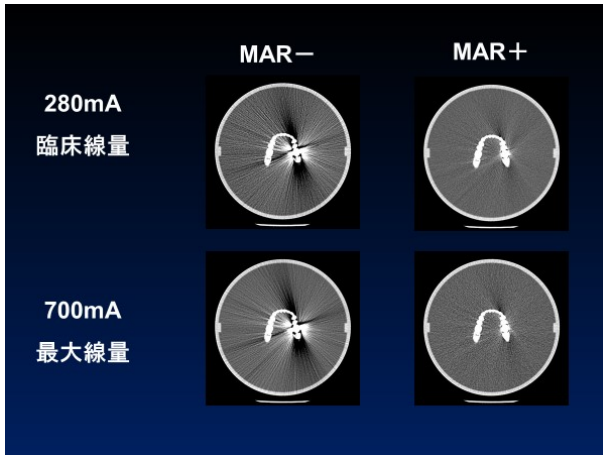


図 4 SECT 装置の画像

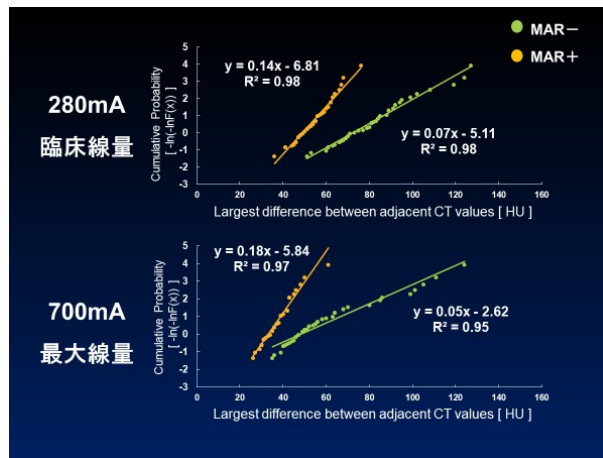


図 5 SECT 装置の Gumbel plot

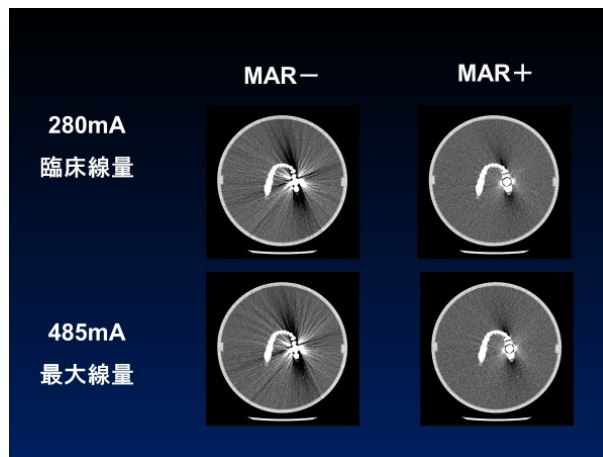


図 6 DECT 装置の画像図

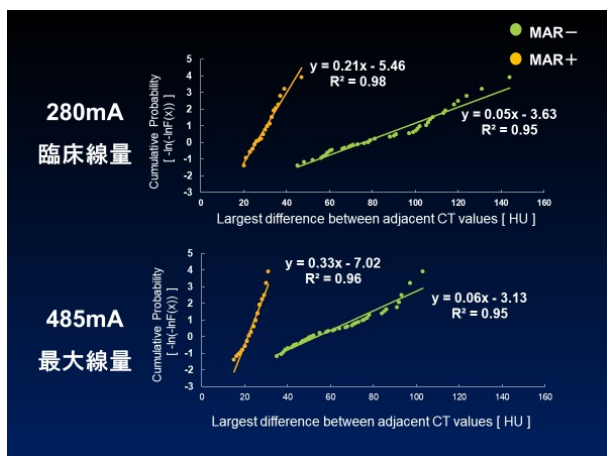


図7 DECT装置のGumbel plot

表1 位置パラメータの比較

	SECT		DECT	
	280 mA	700 mA	280 mA	485 mA
MAR -	72.5	48.9	75.9	53.4
MAR +	48.2	33.1	25.8	21.5
Reduction rate (%)	32.6	31.1	65.9	59.8

【考察】

MARを使用した結果、SECT装置、DECT装置どちらも金属アーチファクトを大きく低減させる効果があった。

SECT装置、DECT装置どちらも線量が高い方が金属アーチファクト低減率は低くなった。これは、線量が高くなることで元画像の金属アーチファクトが少なくなったためと考える。

定量評価の値を比較するとDECT装置の方が金属アーチファクト低減率は高かったが、実際の画像ではDECT装置で撮影した画像は金属周囲に新たなアーチファクトが発生していた。これは、MAR再構成アルゴリズムの違いによるもので、MARを使用する際にはその装置の特性を把握しておく必要があると考える。

【Limitation】

今回用いた金属は1種類で大白歯部の1か所のみで検討を行ったが、実際の臨床では様々な金属が複数配置されている可能性もある。今後、金属の種類を増やし、配置を変化させ検討を行う必要がある。また、今回はGumbel法を用いて頰側のアーチファクト評価しかしておらず、今後は視覚評価を含めた様々な評価を検討する必要がある。

【結語】

DECT装置とSECT装置におけるMARによる金属アーチファクト低減効果を検討した。

どちらの装置でもMARを使用することで金属アーチファクトを大きく低減させることができた。

【 研究報告 】

頭頸部 MRI 撮像における脂肪抑制画像の評価

大阪歯科大学
財家 俊幸

【共同研究者】

高橋 梢吾 大阪歯科大学附属病院 中央画像検査室
佐野 雅信 大阪歯科大学附属病院 中央画像検査室
笹垣 三千宏 大阪歯科大学附属病院 中央画像検査室
小滝 真也 大阪歯科大学 歯科放射線学講座
秋山 広徳 大阪歯科大学 歯科放射線学講座
四井 資隆 大阪歯科大学 歯科放射線学講座
清水谷 公成 大阪歯科大学 歯科放射線学講座

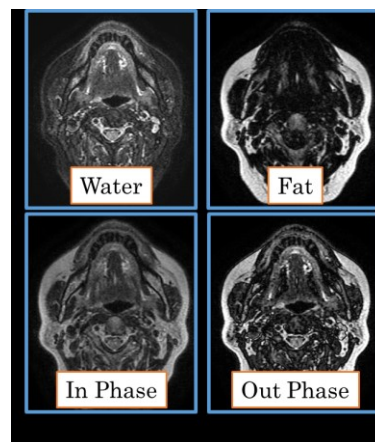
【背景、目的】

当院では、頭頸部腫瘍や頸部リンパ節転移検索などの目的で脂肪抑制を用いた頭頸部 MRI 撮像が頻回に施行される。脂肪抑制には、飽和パルスを用いる Chemical Shift Selective (CHESS) 法を用いており、頭頸部領域の不均一な磁場の影響で脂肪抑制不良な画像が散見される。不均一な磁場に強い脂肪抑制法として、Short T1 Inversion Recovery (STIR) 法と Iterative Decomposition of water and fat with Echo Asymmetry and Least-squares estimation (IDEAL) 法がある。そこで、従来法の CHESS と STIR、IDEAL との脂肪抑制画像を評価した。

・ IDEAL 法

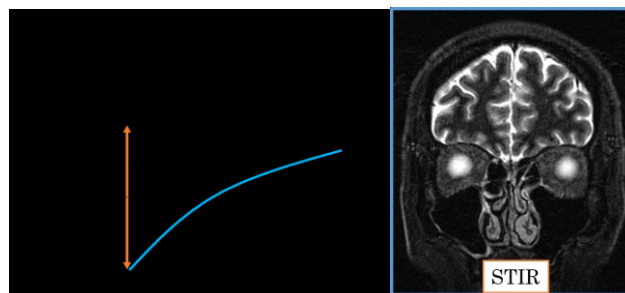
水と脂肪のケミカルシフトを利用して水脂肪分離画像を生成する手法です。

非対称な 3 エコーを収集
↓
フィールドマップによる磁場不均一性の計算
↓
1 回の撮影で 4 種類の画像を生成



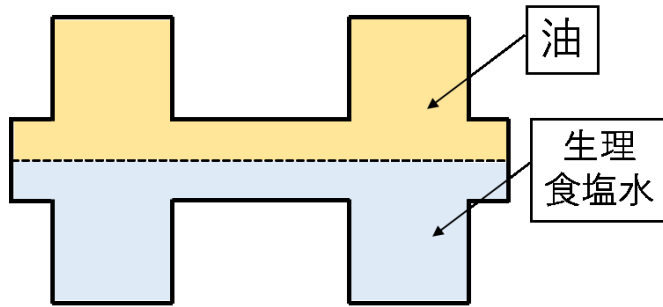
・ STIR 法

脂肪信号抑制を目的に反転時間を短くした IR シーケンスです。

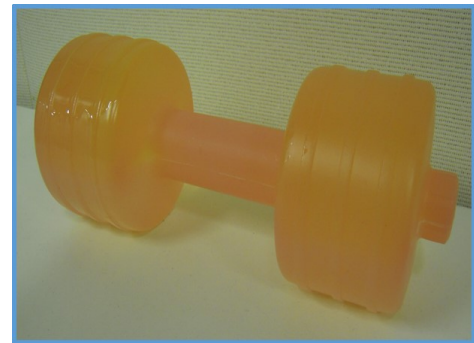


【使用機器、ファントム】

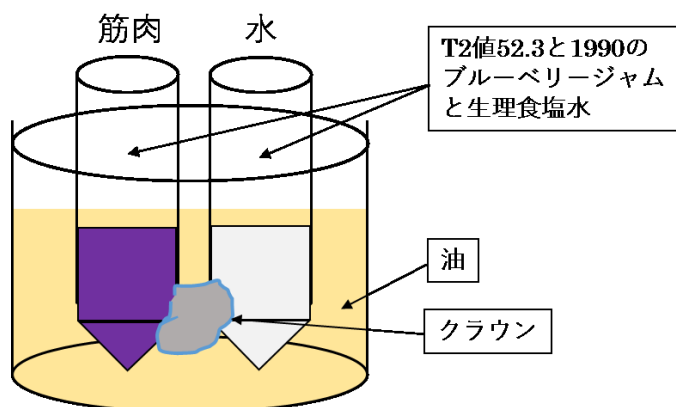
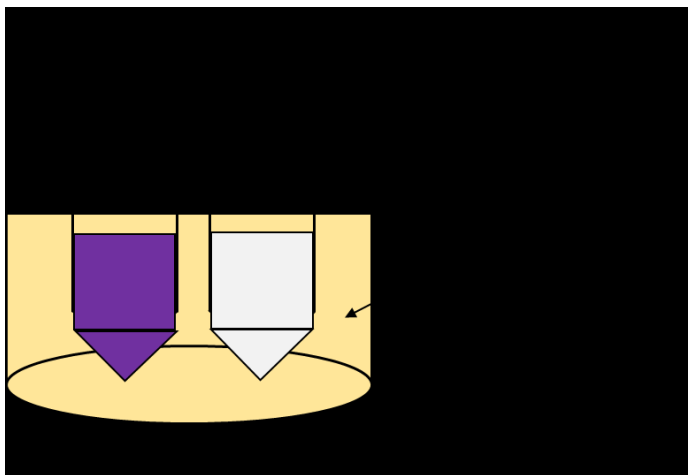
- GE 社製 Signa EX-HDX1.5T、8ch Head and Neck Coil
- 生理食塩水と油をダンベル型のプラスチック容器に封入した自作ダンベルファントム
- 生理食塩水と筋組織の T2 値を模擬したブルーベリージャムを充填したスピッツを、油で満たした円筒プラスチック容器に挿入した自作円筒ファントム
- 前述の円筒ファントムに金銀パラジウム合金のクラウンを挿入した自作円筒ファントム
- ImageJ



ダンベルファントム概略図



ダンベルファントム実物



円形ファントム概略図



金銀パラジウム合金挿入

【方法】

自作ダンベルファントムを撮像し、得られた画像を用いて脂肪抑制の均一性について変動係数を求め物理評価を行い、視覚評価も行った。また、自作円筒ファントムを撮像し、得られた画像に差分法を用いて **Signal to Noise Ratio (SNR)** と信号強度比を算出し、**T2WI** を基準にコントラストの視覚評価も行った。先述の金銀パラジウム合金のクラウンを挿入した自作円筒ファントムを撮像し、得られた画像を用いてメタルアーチファクトの視覚評価も行った。視覚評価は、診療放射線技師 4 人、歯科放射線科医 4 人、放射線科医 1 人で行い正規化順位法を用いた。

評価項目

物理評価

ダンベルファントム ⇒ ① 変動係数

円筒ファントム ⇒ ② SNR、③ 信号強度比

視覚評価

ダンベルファントム ⇒ ④ 不均一性

円筒ファントム ⇒ ⑤ コントラスト、⑥ メタルアーチファクト

Sequence	CHESS STIR IDEAL
FOV (mm)	280×280
TR/TE (ms)	6000 /90
Matrix	288×288
Pixel Size (mm)	0.97×0.97
Slice Thickness/gap (mm)	4 / 1
Echo Train Length (shot)	11
Bandwidth (Hz)	25
NEX (回)	1
Shim	Auto

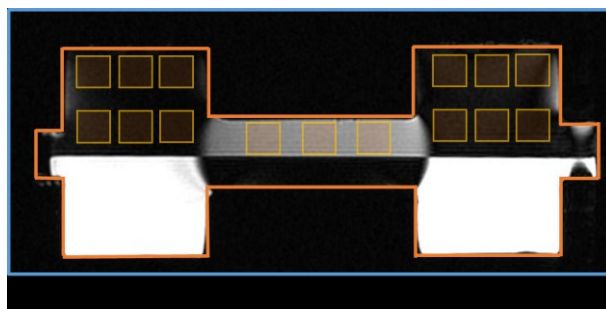
ダンベルファントムパラメータ

Sequence	CHESS STIR IDEAL
FOV (mm)	200×200
TR/TE (ms)	6000 /90
Matrix	256×256
Pixel Size (mm)	0.78×0.78
Slice Thickness/gap (mm)	4 / 1
Echo Train Length (shot)	10
Bandwidth (Hz)	25
NEX (回)	1
Shim	Auto

円形ファントムパラメータ

① 変動係数

ダンベルファントム画像の油の領域に 25×25 pixels の正方形 ROI を 15 個設定し、各 ROI の信号強度を得た。信号強度の標準偏差を平均値で割り変動係数を算出した。

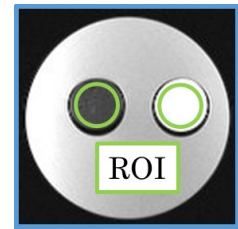


② SNR、③ 信号強度比

得られた画像のファントム内に任意に設定した ROI から平均信号値を算出した。(平均信号値 = S) 差分画像に対して平均信号値に用いた ROI を使用し標準偏差を算出した。(差分画像の標準偏差 = N) 次記式より SNR を算出した。

$$\text{SNR} = \sqrt{2} \times S / N$$

また、信号強度 = ブルーベリージャムの SNR / 生理食塩水の SNR により算出した。



④ 不均一性、⑤ コントラスト、⑥ アーチファクト

- ・正規化順位法を用いて

評価者：診療放射線技師 4 名と歯科、医科放射線科医計 5 名

- ・評価試料、評価項目 (3 種類)

- ・3 種類の撮像法によるダンベルファントム画像

→ 自作ファントムの脂肪抑制の不均一性

- ・3 種類の撮像法による円形ファントム画像

→ ブルーベリージャムと生理食塩水のコントラスト

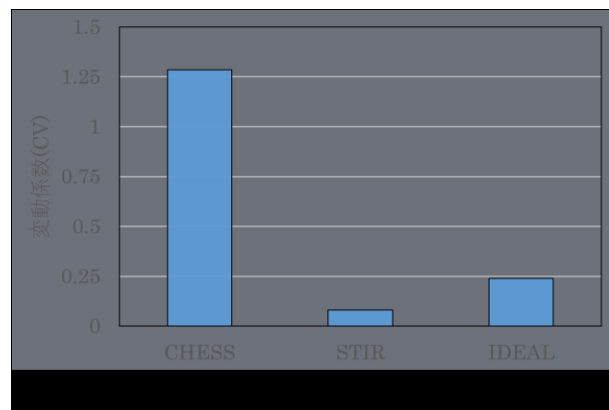
- ・追加で合金クラウンを挿入した円形ファントム画像

→ 画像全体のアーチファクト量

【結果】

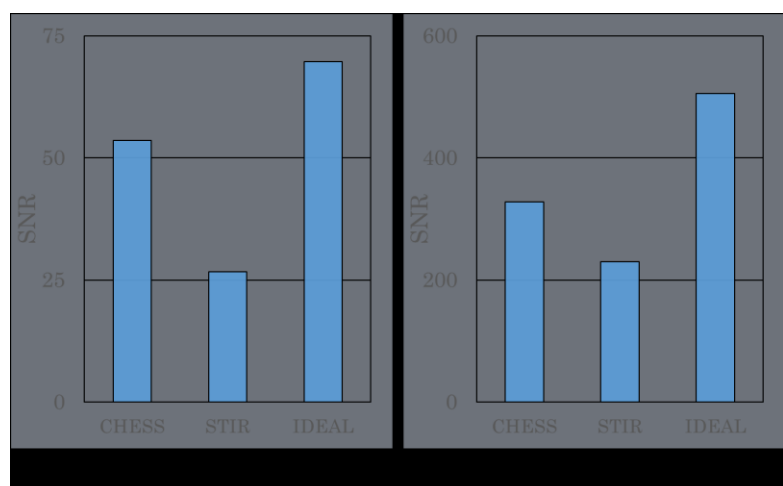
① 変動係数

右記グラフの通り STIR、IDEAL、CHESS の順番に変動係数が低値を示した。



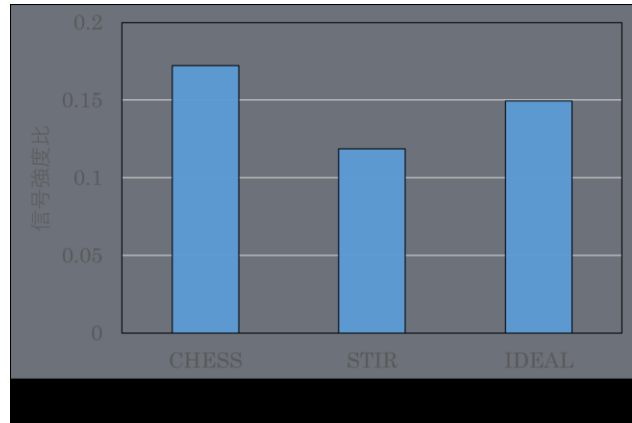
② SNR

右記グラフの通りブルーベリージャムと生理食塩水両者ともに IDEAL、CHESS、STIR の順番に SNR が高値を示した。



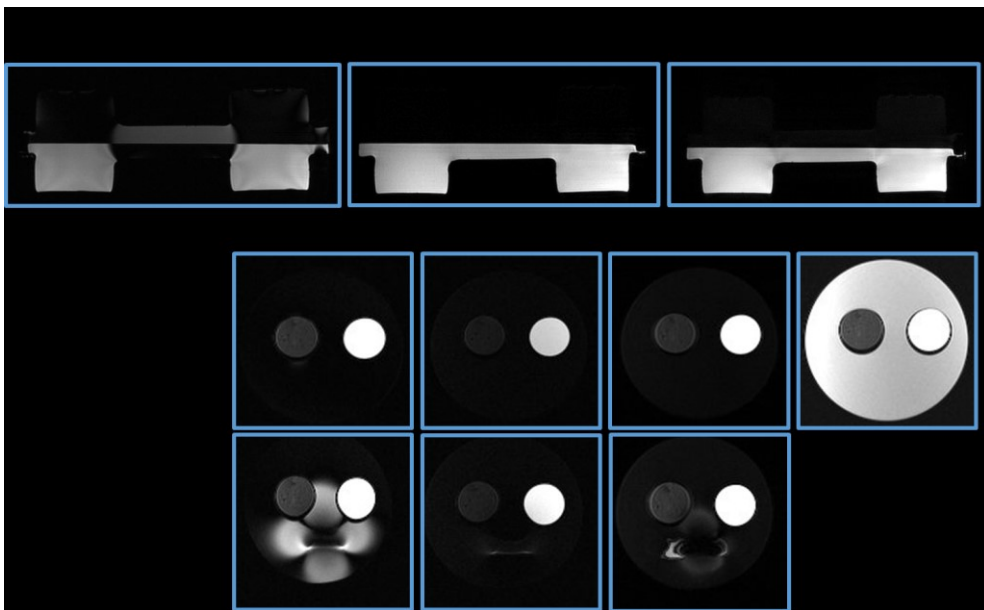
③ 信号強度比

右記グラフより STIR、IDEAL、CHESS の順に信号強度比が低い値を示し、生理食塩水と筋肉のコントラストが比較的つきやすいのは STIR である。



視覚評価

下記図は、視覚評価に用いた画像です。



④ 不均一性

STIR と IDEAL の間に有意差を認めた。

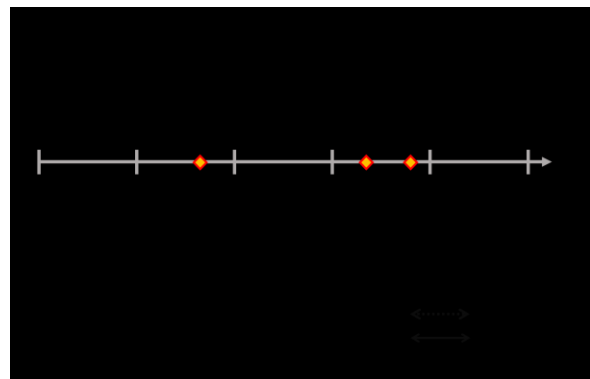
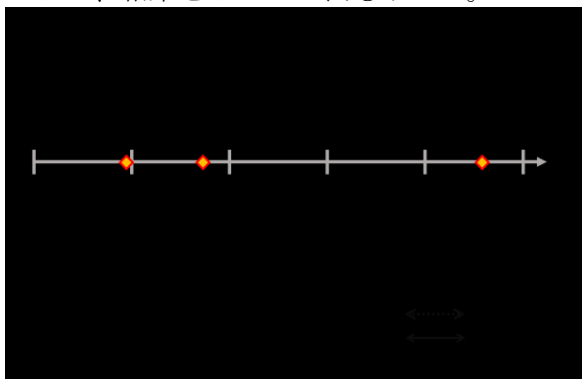
⑤ コントラスト

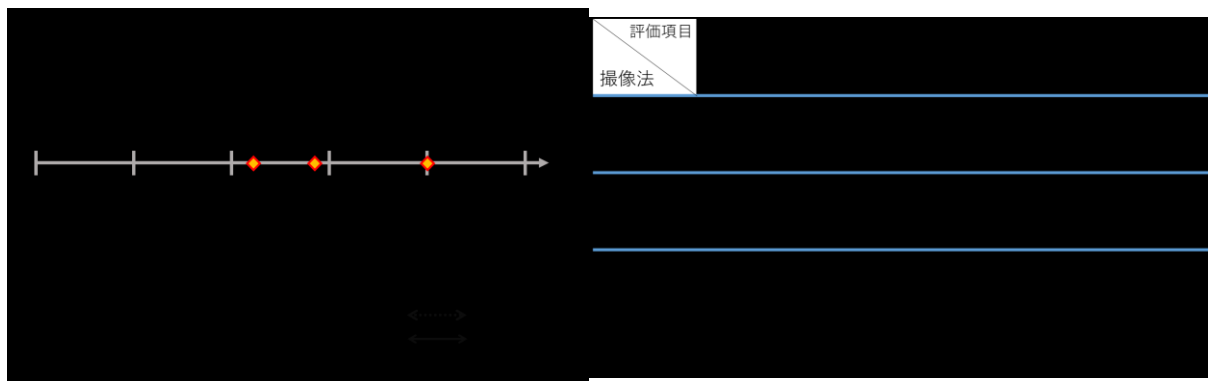
IDEAL、STIR の間に有意差を認めた。

⑥ アーチファクト

有意差は認めなかった。

また、結果をまとめた表も示した。





【考察】

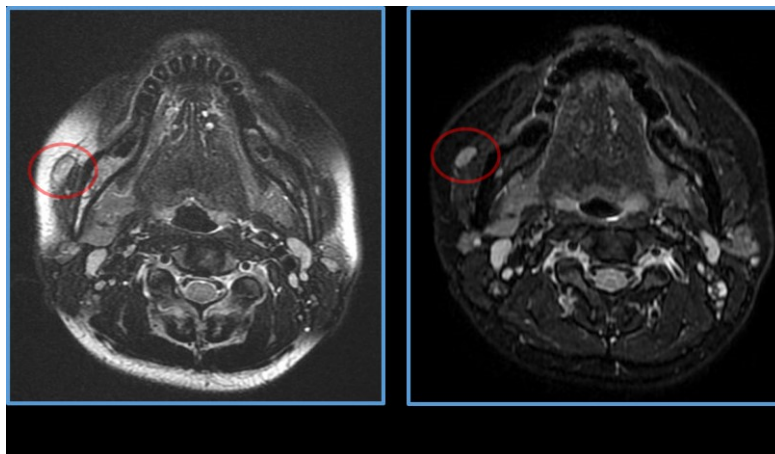
- ・ CHESSE 法は、高コントラストであるが脂肪抑制不良やメタルアーチファクトにより比較的障害陰影が発生しやすい撮像法である。
- ・ STIR 法は、コントラストを改善するために高い SNR を必要とし撮像時間の延長が発生する。
- ・ IDEAL は、今回の物理評価・視覚評価項目において安定した脂肪抑制画像を取得できる撮像法である。
- ・ IDEAL は、1 回の撮像で T2 強調画像と脂肪抑制 T2 強調画像を同時に撮像する事ができる。
- ・ 当院の頭頸部 MRI 検査では、T1 強調画像と T2 強調画像と脂肪抑制 T2 強調画像を 3 方向撮像する事があり、少しでも時間短縮を計りたい。
- ・ 当院において IDEAL 法は有用であると考えられる。

【症例提示】

35 歳、女性

右頬部腫瘍の疑いで検査依頼。右図は CHESSE 法を用いた脂肪抑制画像であり、脂肪の消え残りが散見される。

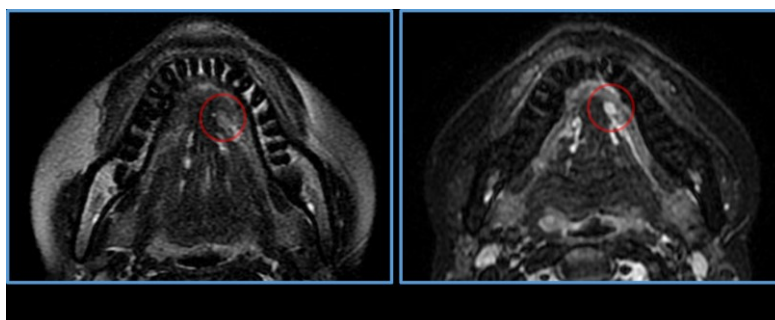
対して右図は IDEAL 法の画像であり、均一に脂肪が消え明瞭に腫瘍を描出しています。



41 歳、女性

口底部腫瘍疑いで検査依頼。先述同様に、CHESSE 法を用いた脂肪抑制画像では脂肪の消え残りが散見される。

IDEAL 法の画像では、腫瘍をコントラスト良く描出できている。



【結語】

撮像方法の異なる 3 種の脂肪抑制画像について評価した。IDEAL を用いた脂肪抑制画像は、不均一な磁場でも脂肪抑制不良が少なく、比較的高い SNR により良好なコントラストを示し、当院での頭頸部の脂肪抑制画像として適していると考えられた。

【 研究報告 】

反磁性被覆材を用いた MRI 金属アーチファクト低減効果の検討 － 撮像方向の検討 －

鶴見大学
岩崎 武士

【共同研究者】

宇田川 孝昭 鶴見大学附属病院 画像検査部
三島 章 鶴見大学附属病院 画像検査部
小林 馨 鶴見大学 歯学部 口腔顎顔面放射線・画像診断学講座

【目的】

歯科領域でも広く行われている MRI 検査であるが、口腔内の補綴物や歯列矯正装置などの金属材料が原因の磁化率アーチファクトによって、その周囲組織の診断が困難となる事がある。この問題について「反磁性被覆材を用いた MRI 金属アーチファクト低減効果の検討」として平成 29 年度の本研修会で報告した。その検討で使用したファントムの一部が金属アーチファクトと重なり（図 1）、水平断（TRS）、矢状断（SAG）での低減効果を検討することが困難であった。そこで、ファントムの形状を変更し 3 方向で金属アーチファクトの低減効果を検討した。

【材料と方法】

1. 撮像用試料

純チタン（Ti）、チタン合金（Ti 合金）、コバルトクロム合金（Co-Cr 合金）、ニッケルクロム合金（Ni-Cr 合金）、およびステンレス鋼（SUS）の金属 5 種類について、1 辺が 5 mm の立方体金属試料を用意した（図 2）。反磁性被覆材は炭素成分 99.51% の黒鉛粉末 SG-BH（伊藤黒鉛工業株式会社）と常温重合レジン（ジーシー）を 9 : 7 の割合で混合し、底面中央に 5 mm 角の穴を開けた柵形に固めて縦 10.0×横 10.0×高さ 7.5 mm（cover 1）と縦 20.0×横 20.0×高さ 12.5 mm（cover 2）の大小 2 種類を作成した（図 3）。なお、これらの試料は前回の検討で使用したものである。

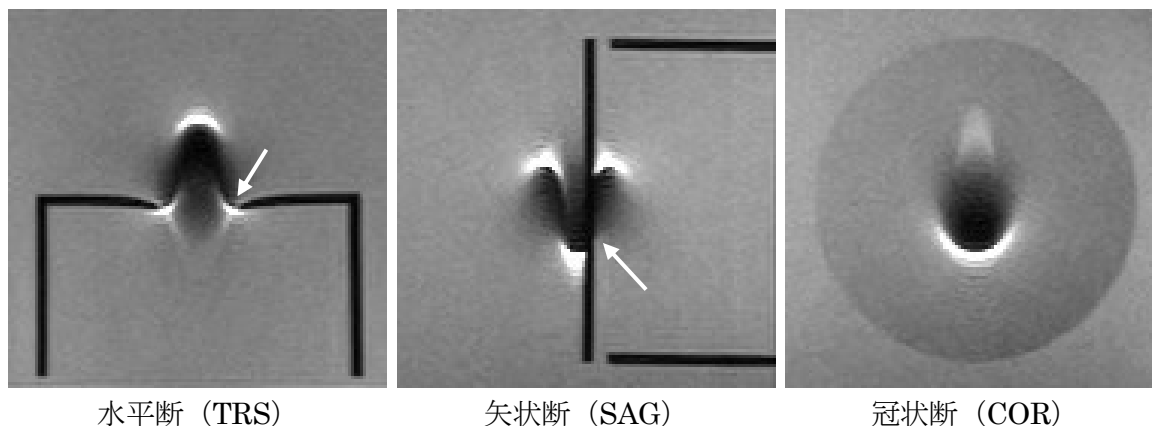


図 1 ファントムと金属アーチファクトの重なり

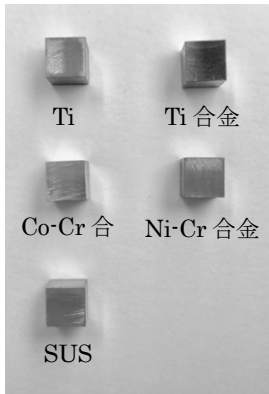


図2 立方体金属試料

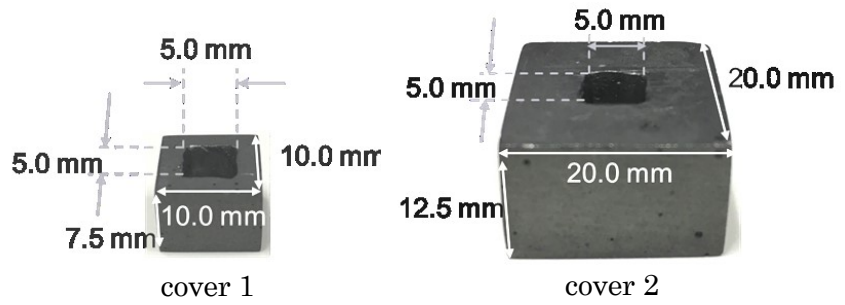


図3 2種類の反磁性被覆材

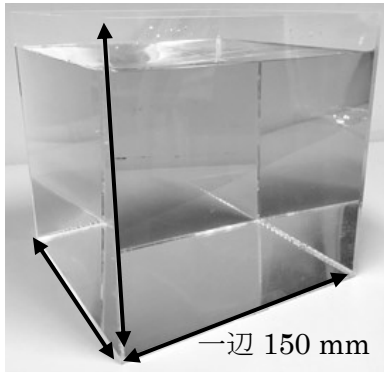


図4 撮像用ファントム

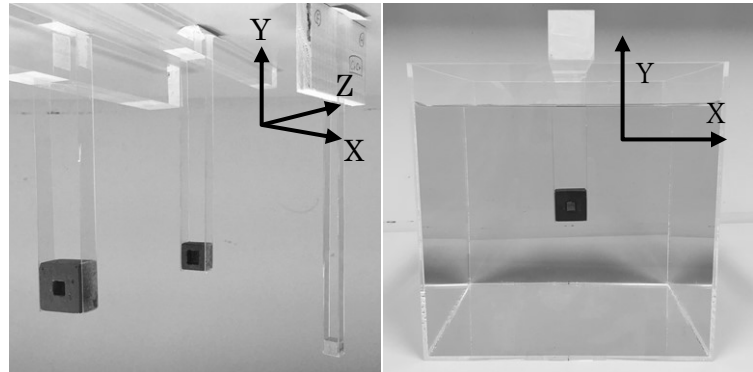


図5 試料固定 (左)、試料配置 (右)

2. 試料撮像

外径が一辺 150 mm、壁厚 3 mm の立方体アクリル樹脂容器を塩化ニッケル水溶液で満たしたものを撮像用ファントムとした (図 4)。撮像用試料を厚さ 0.5 mm のプラスチック板 2 枚で挟み、撮像用ファントムの上から吊るして固定した (図 5)。被覆材の穴側が横向きになるように固定し、被覆材の穴に金属試料を入れた。MRI 装置正面から見て左右方向を X 軸、高さ方向を Y 軸、奥行き方向を Z 軸とし、被覆材の穴側が Z 軸の手前に来るようにファントムを配置した (図 5)。0.4 T 永久磁石式 MRI 装置 APERTO-Inspire (日立製作所、東京) を用い、5 種類の金属試料それぞれについて、金属試料単体、金属試料に cover 1 を被覆した状態、金属試料に cover 2 を被覆した状態の 3 通りを撮像した。撮像方向は水平断 (TRS ; 金属試料の X-Y 断面)、冠状断 (COR ; X-Z 断面)、矢状断 (SAG ; Y-Z 断面) とし、表 1 に示す 4 種類の撮像法にて 3 回ずつ撮像した。撮像した画像の一部を図 6 に示す。

表 1 撮像条件

撮像法	FOV (mm)	TR (msec)	TE (msec)	matrix	thickness (mm)	ETL	TI(msec) FA(°)
SE	240	550	10.7	512	5.0		
STIR	240	4000	20.0	512	5.0	6	TI : 110
FSE	240	4900	100.0	512	5.0	11	
GRE	240	400	14.0	512	5.0		FA : 45

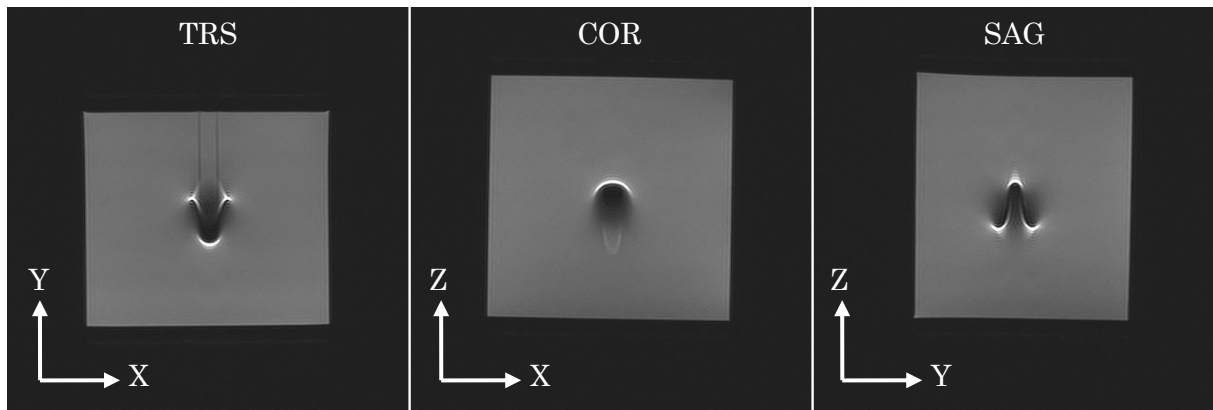


図6 撮像画像 (SUS+cover 1/SE 法)

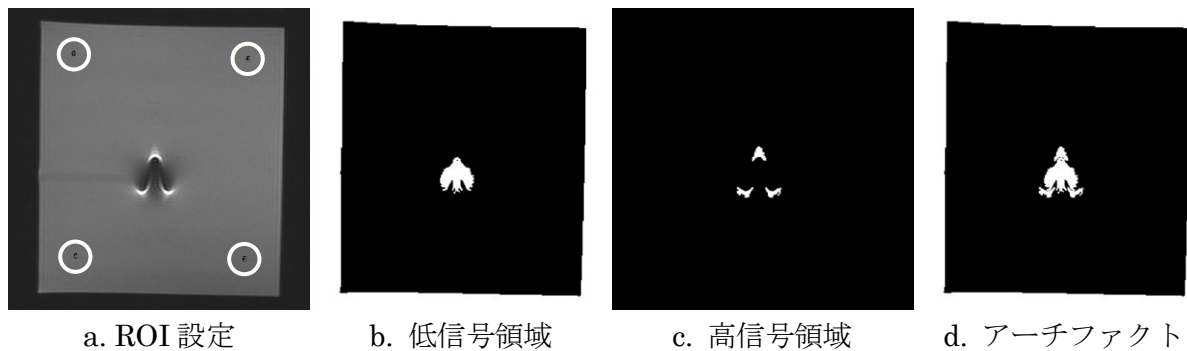


図7 アーチファクト面積測定

3. 画像処理、測定

画像処理には ImageJ 1.51 (National Institutes of Health, USA) を用いた。ASTM (米国試験材料協会) 規格の MRI アーチファクト測定試験¹⁾を参考に、画像上のファントム溶液部の四隅に同じ大きさの円形 ROI を 4 つ設定して (図 7a) 信号値を測定し平均値を求めた。平均信号値の 70% 以下の領域 (低信号領域) の面積 (図 7b) と 130% 以上の領域 (高信号領域) の面積 (図 7c) を合わせたもの (図 7d) をアーチファクト面積とした。また、金属単体の場合は、アーチファクト面積から金属試料の面積を撮像断面ごとに差分し、被覆材使用時は被覆材の面積を差分して正味のアーチファクト面積とした。以降は正味のアーチファクト面積をアーチファクト面積と表記する。

得られたアーチファクト面積を統計解析ソフト SPSS Statistics 25 (IBM, USA) を用いて一元配置分散分析および多重比較 (Tukey 法) による統計解析を行った。また、以下の式より被覆材によるアーチファクト低減率を求めた。なお S_M は金属単体のアーチファクト面積、 S_C は被覆材使用時のアーチファクト面積である。

$$\text{低減率 (\%)} = \frac{S_M - S_C}{S_M} \times 100$$

【結果】

得られた画像のうち Ti と Co-Cr 合金のアーチファクト画像を図 8~10 に示す。また、断面ごとの低減率を表 2~4 にまとめた。有意差を認めなかったものをハイフンで、被覆材によるアーチファクトが金属のアーチファクトを上回ったものをマイナスで、それぞれ表中に表示した。また、各撮像法においてアーチファクト低減率が最大であったものは太字で示した。

TRS 断面では、被覆材 cover 1 を用いた 4 種類の撮像法において、Co-Cr 合金のアーチファクト低減率が最も高くなった。また、被覆材 cover 2 を用いた SE 法、STIR 法、FSE 法において Ni-Cr 合金でアーチファクト低減率が最も高く、GRE 法では SUS が最も高い低減率であった (表 2)。

COR 断面では、被覆材 cover 1 を用いた SE 法、STIR 法、GRE 法において、Ti 合金のアーチファクト低減率が最も高く、FSE 法では Ti のアーチファクト低減率が最も高かった。被覆材 cover 2 を用いた 4 種類の撮像法において、Co-Cr 合金のアーチファクト低減率が最も高かった (表 3)。

SAG 断面では、被覆材 cover 1 を用いた 4 種類の撮像法において、Co-Cr 合金のアーチファクト低減率が最も高く、被覆材 cover 2 を用いた SE 法で Ni-Cr 合金、STIR 法では Co-Cr 合金、FSE 法と GRE 法では SUS で最も高いアーチファクト低減率であった (表 4)。

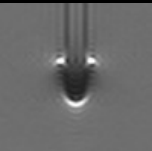
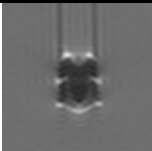
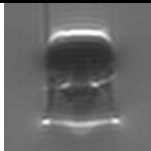
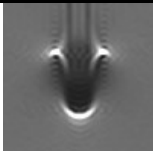
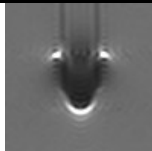
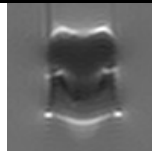
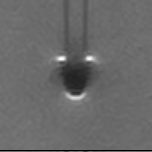
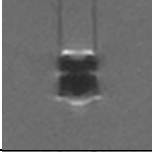
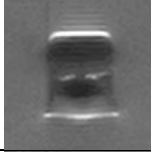

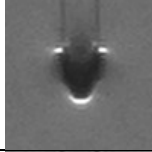
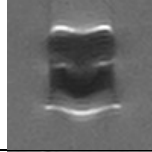
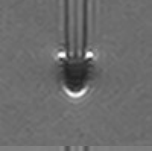
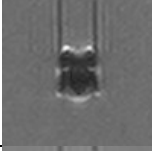
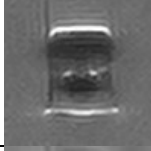
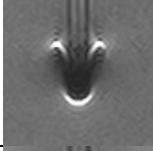
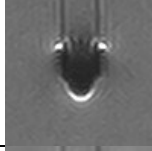
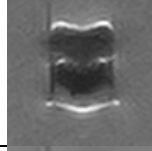
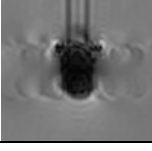


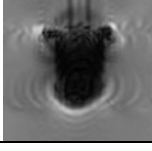
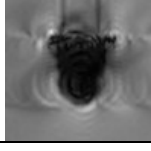

TRS	Ti			Co-Cr		
	metal	+cover 1	+cover 2	metal	+cover 1	+cover 2
SE						
STIR						
FSE						
GRE						

図 8 TRS 断面のアーチファクト画像

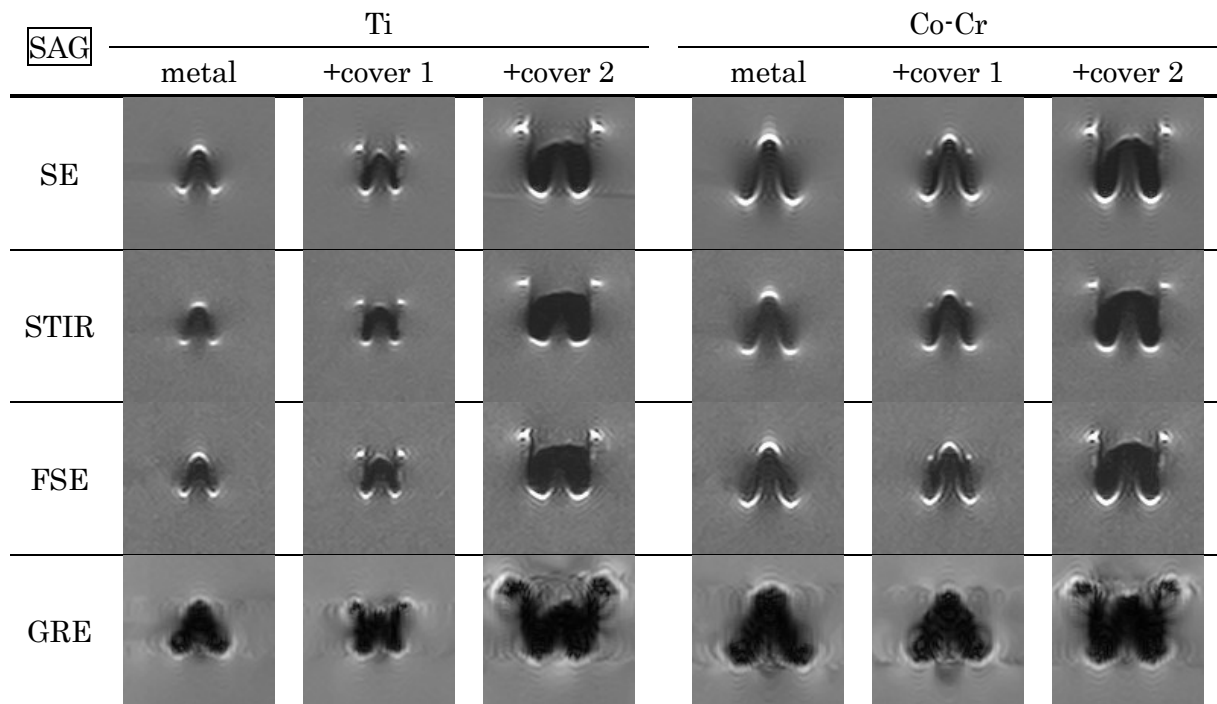


図 9 SAG 断面のアーチファクト画像

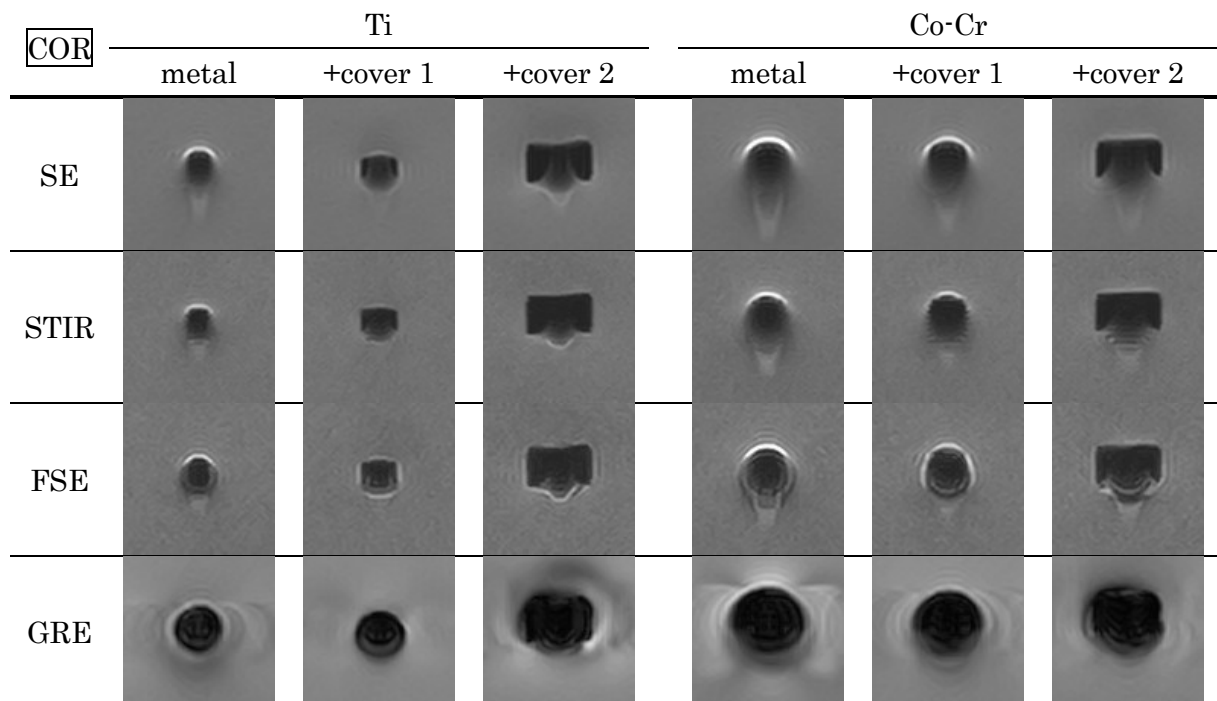


図 10 COR 断面のアーチファクト画像

表2 TRS 断面アーチファクト低減率 (%)

	cover 1				cover 2			
	SE	STIR	FSE	GRE	SE	STIR	FSE	GRE
Ti	-	-	-	-	-	-	-	-
Ti alloy	-	-	-	-	-	-	-	-
Co-Cr	47.6	50.9	47.2	32.5	55.4	61.2	66.4	-29.7
Ni-Cr	26.5	33.6	32.9	17.6	68.9	75.4	74.4	11.5
SUS	13.5	18.1	17.3	-	57.8	64.6	65.5	34.0

表3 COR 断面アーチファクト低減率 (%)

	cover 1				cover 2			
	SE	STIR	FSE	GRE	SE	STIR	FSE	GRE
Ti	81.3	78.4	70.3	39.6	81.1	64.5	58.9	-
Ti alloy	83.7	79.9	62.2	50.1	76.6	67.0	60.2	-
Co-Cr	41.9	42.8	35.5	39.9	89.4	83.5	76.7	54.3
Ni-Cr	18.8	23.7	22.5	-	67.9	68.5	67.1	52.6
SUS	9.2	14.4	-	-	48.4	50.2	46.1	49.6

表4 SAG 断面アーチファクト低減率 (%)

	cover 1				cover 2			
	SE	STIR	FSE	GRE	SE	STIR	FSE	GRE
Ti	28.9	33.4	28.6	-	-75.6	-47.8	-65.4	-137.8
Ti alloy	27.9	34.3	33.2	-	-68.8	-45.0	-53.2	-120.6
Co-Cr	38.4	39.3	40.8	33.1	38.6	62.7	30.0	-
Ni-Cr	27.7	29.8	31.9	14.5	44.0	48.9	31.9	14.5
SUS	12.7	16.8	19.4	11.7	40.4	40.9	44.3	36.7

【考察】

高磁化率金属である Co-Cr 合金や Ni-Cr 合金、SUS の TRS、SAG 断面でのアーチファクト低減率が高かった。これは MRI 装置の静磁場方向が関係していると考えられる。MRI 装置の静磁場方向では磁化率アーチファクトが増大するため²⁾、本研究で使用した永久磁石式 MRI 装置の静磁場方向 (Y 軸) に平行な TRS 断面および SAG 断面では金属アーチファクトが増大する。それに伴って被覆材の反磁性による影響も増大するため、金属アーチファクト低減率が高くなったと考えられる。

また、撮像法によるアーチファクト低減率を比較すると、STIR 法でのアーチファクト低減効果が最も高く、GRE 法では低減効果は低かった。この結果は、バンド幅 (BW) が影響して

いと考えられる。各撮像法の BW を表 5 に示す。アーチファクト低減率が高い STIR 法は BW が最も広く、低減率の低い GRE 法は BW が最も狭い。このことより BW を広く設定することで反磁性被覆材による低減効果が高くなると考えられるが、BW を広げることで S/N 比の低下を招く。また、装置や撮像法によっては BW の変更が不可能な場合もある。したがって、BW による被覆材のアーチファクト低減効果の調整は限定的である。

表 5 各撮像法のバンド幅 (kHz)

SE	STIR	FSE	GRE
16.0	24.1	22.9	8.0

以上より、静磁場方向に直行する断面や BW の狭い撮像法では被覆材による金属アーチファクト低減効果がそれほど期待できないため、被覆材の大きさの調整を要する事がわかった。また、材質不明な金属で製作された補綴物への対応が困難な点や、高磁化率の金属に対しては被覆材の大型化に伴うなど臨床応用への課題も多い。しかし、本研究で使用した金属のうち Ti や SUS などは、AD ポストやインプラント体として実際に使用されるものであり、これらの金属において低減効果が認められたことで臨床応用の可能性も示唆された。

【結論】

低磁場永久磁石型 MRI 装置では、静磁場方向に平行する断面 (TRS、SAG) で反磁性被覆材の金属アーチファクト低減効果が高くなった。

また、臨床で使用される一部の金属において、反磁性被覆材による金属アーチファクト低減効果が認められ、臨床応用についても可能性が示唆されたが、効果は限定的であった。

【参考文献】

- 1) ASTM-F2119 Standard Test Method for Evaluation of MR Image Artifacts from Passive Implants.
- 2) 山城光明ら. MRI におけるメタルアーチファクトの検討—撮像条件による評価—. 日大口腔科学, 25(1); 129-141, 1999.
- 3) 今中正浩. MR imaging における金属アーチファクトの研究. 歯科放射線, 38(3); 174-192, 1999.

【 アンケート結果報告 】

口内法 X 線撮影の実態調査

大阪大学
鹿島 英樹

【背景】

近年、口内法 X 線撮影は多くの施設でデジタル化が進んでいるようです。口内法 X 線撮影の最近のアンケートは、2013 年には撮影条件、2014 年には感染対策に関して、それぞれテーマを絞り実施されております。今回は、テーマを特に限定せず幅広く、デジタル化が進んでいる昨今の口内法 X 線撮影の実態を探る調査を行うことにしました。

【調査方法】

2019 年 4 月に電子メールによるアンケート調査を行いました。設問数は全 34 問でした。

【調査対象】

本連絡協議会会員 35 施設に調査を依頼しました。アンケートにご回答いただいたのは 27 施設でした。

【口内法 X 線撮影のデジタル化の進行状況】

使用受像器は図 1 のようになりました。IP のみが 78%、IP と CCD、CMOS センサーを併用している施設が 11%、IP とフィルムを併用している施設が 4%、フィルムのみが 7%でした。全施設の 93%が IP を使用しておりました。

IP と CCD、CMOS を併用している施設に使用用途を伺いました。IP は全て放射線科（部）での通常撮影に使用され、CCD、CMOS は総合歯科、病棟、手術室、時間外で使用されているとの事でした。放射線科での通常撮影で、部位や目的に応じて使用受像器を使い分けている施設はなく、93%の施設が IP のみを使用しているということがわかりました。

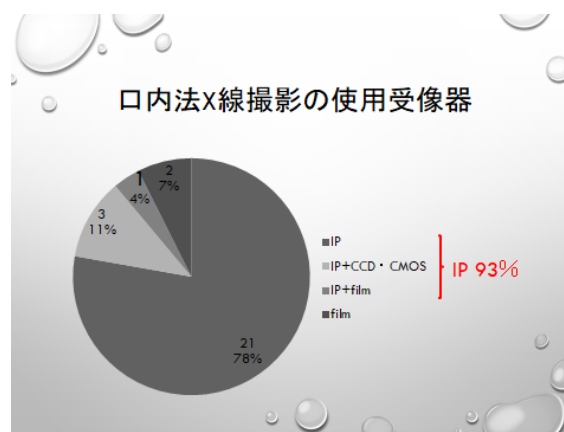


図 1 口内法 X 線撮影の使用受像器

【維持費に関して（消耗品のコスト、IP の交換タイミング）】

図 2 は、標準サイズの IP 保護袋 100 枚のコストです。高い施設から順に並べています。他施設と比較し、自施設のコストがどの位置にあるのか、参考にさせていただけたらと思います。平均値が 2,547 円、中央値が 2,700 円でした。

図 3 は、標準サイズの唾液防止袋 100 枚のコストです。使用施設での平均値は 2,146 円、中央値は 2,230 円でした。

CCD、CMOS センサーの保護袋 100 枚のコストは 1 施設のみの回答で、185 円との事でした。

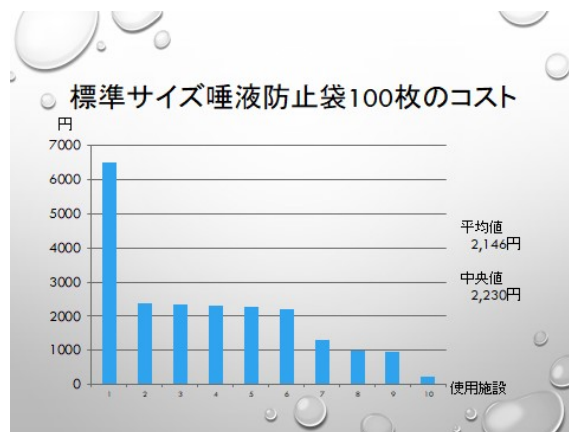
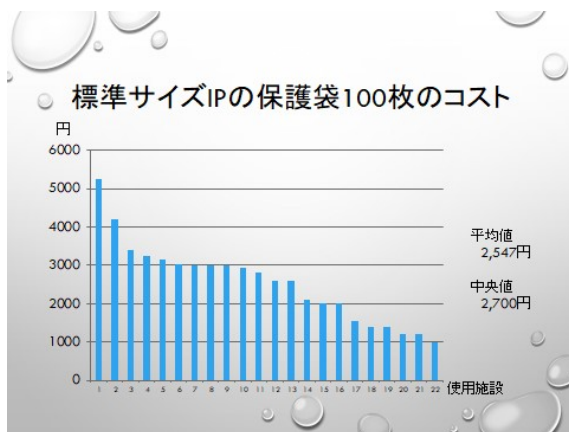


図3 標準サイズ IP の保護袋 100 枚のコスト 図3 標準サイズ唾液防止袋 100 枚のコスト

IPの交換タイミングもお聞きしました。画像上で傷が目立ってきた時が24施設、読み取り時に引っかかるようになった時が3施設、周囲がはがれてきた時が1施設という回答でした。やはり経年劣化よりも、画像上の傷が主な交換要因となっているようです。

【口内法 X 線撮影の実施方法】

図4は、平常時の口内法 X 線撮影担当者数です。担当者数が多い施設から並べております。薄いグレーが歯科医師数、濃いグレーが診療放射線技師数です。技師の最大数は6名、歯科医師の最大数は5名でした。合計最大数は8名で、最小数は1名でした。施設によって、口内法の人員の配置の仕方が大きく異なります。技師と歯科医師の両方が撮影する施設はありますが、歯科医師だけの施設はありませんでした。技師単独の所でも、一般撮影エリアで手が空いている方が担当する施設や、口内法担当を固定して配置する施設などがあるようです。

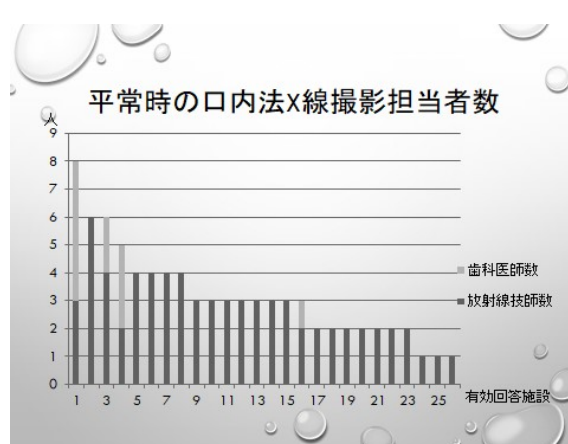


図4 平常時の口内法 X 線撮影担当者数

撮影前の患者さんへの撮影部位の確認は、全施設が実施しているとの回答でした。

口内法の体位は、水平位のみはなく、座位のみが21施設(78%)、座位+水平位が6施設(22%)でした。座位+水平位の6施設の内訳は、上顎は上の歯が見やすい水平位で、下顎は座位に体位変換して撮影しているところが2施設。手術室では水平位で撮影している、と回答していただいたのが2施設。残りの2施設は不明でした。

図5は、2018年10月の口内法の撮影枚数です。1施設が突出していて、咬翼、咬合、デンタル3種合計で9378枚でした。平均値は2894枚、中央値は2897枚でした。

図6は、2018年10月の稼働日数です。10月は全31日ですが、稼働日数は27日が最大で、22日が最小(12施設)でした。

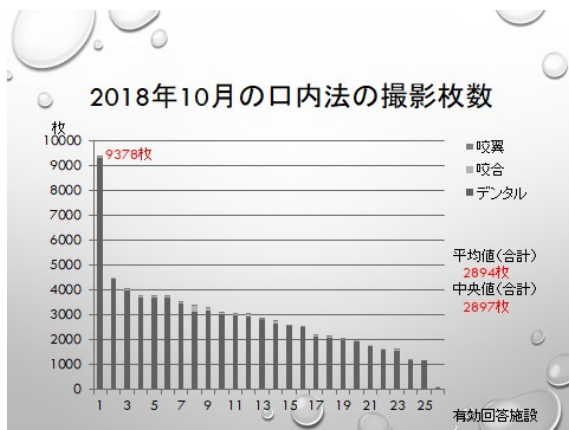


図5 2018年10月の口内法の撮影枚数

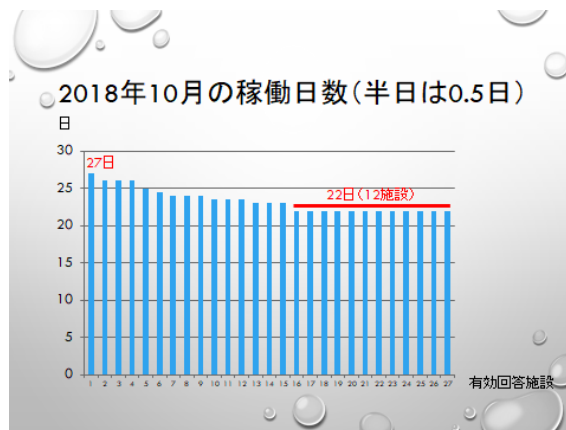


図6 2018年10月の稼働日数



図7 2018年10月の口内法撮影枚数
(1日あたり)

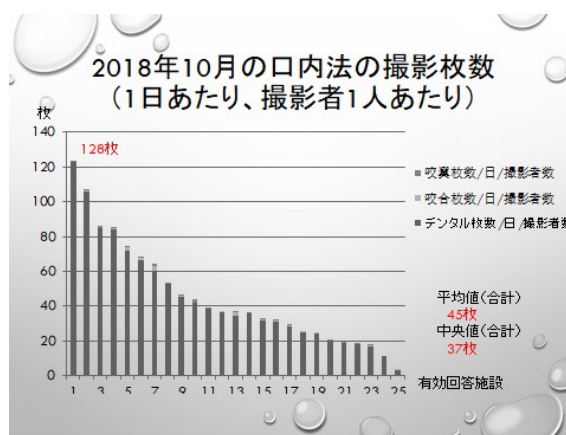


図8 2018年10月の口内法撮影枚数
(1日あたり、撮影者1人あたり)

図7は、2018年10月の口内法の1日あたりの撮影枚数です。3種合計の最大値は426枚、平均値は126枚、中央値は123枚でした。

図8は、図7のグラフを撮影者数で割り、多い施設から並べました。施設により、口内法担当の配置の仕方、技師と歯科医師の撮影割合なども異なりますが、とにかく回答いただいた撮影者数で割ったものです。撮影者1人あたりの1日の最大は128枚となりました。これは大阪大学です。3種合計の平均値は45枚、中央値は37枚でした。

【全顎撮影】

永久歯の全顎撮影は27施設中26施設が実施しておりました。10枚法が3種類(16施設)、14枚法が4種類(8施設)ありました。10枚法か14枚法を依頼医に選択していただくという方式が2種類(2施設)ありました。

永久歯の全顎撮影の10枚法は、図9に示す3種類でした。10枚法では、患者さんによっては智歯を完全に含むことができないことがあります。その智歯の追加撮影をする施設としない施設が存在するようですので設問に加えました。追加撮影ありの所を合計すると8施設、なしの所も8施設で、ちょうど半々という結果でした。

14枚法は、図10に示す4種類でした。歯列のカーブが急な3番の隣接面を描出するために

枚数が割かれている施設が多くなっております。

10枚法または14枚法を依頼医に選択していただいている所は、図11に示す2施設でした。10枚法で智歯の追加は、両施設とも実施しません。

永久歯の全顎撮影(10枚法)

智歯の追加撮影

876 543 2112 345 678	あり	4施設(内1施設は咬翼付)
876 543 2112 345 678	なし	6施設
8765 43 2112 34 5678	あり	2施設
8765 43 2112 34 5678	なし	2施設
8765 432 11 234 5678	あり	2施設
876 543 2112 345 678	なし	0施設

図9 永久歯の全顎撮影 (10枚法)

永久歯の全顎撮影(14枚法)

876 54 3 2112 3 45 678	4施設
876 54 3 2112 3 45 678	
87 654 3 2112 3 456 78	2施設
87 654 3 2112 3 456 78	
87 65 43 2112 34 56 78	1施設
87 65 43 2112 34 56 78	
8 76 543 2112 345 67 8	1施設
8 76 543 2112 345 67 8	

図10 永久歯の全顎撮影 (14枚法)

**永久歯の全顎撮影
(10枚法または14枚法を依頼医が選択)**

⑩ 876 543 2112 345 678	智歯の追加撮影なし	1施設
876 543 2112 345 678		
⑭ 876 54 3 2112 3 45 678		1施設
876 54 3 2112 3 45 678		
⑩ 876 543 2112 345 678	智歯の追加撮影なし	1施設
876 543 2112 345 678		
⑭ 876 654 432 2112 234 456 678		1施設
876 654 432 2112 234 456 678		

図11 永久歯の全顎撮影
(10枚法または14枚法の選択)

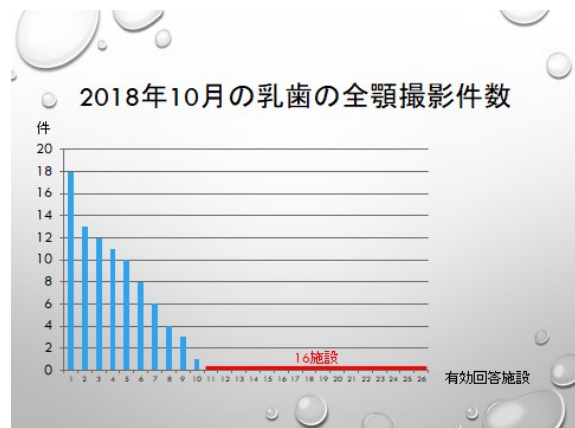


図12 2018年10月の乳歯の全顎撮影件数

乳歯の全顎撮影(6枚法)

EDC BAAB CDE	6施設
EDC BAAB CDE	
ED CBAABC DE	2施設
ED CBAABC DE	

図13 乳歯の全顎撮影 (6枚法)

乳歯の全顎撮影(10枚法)

ED C BAAB C DE	6施設
ED C BAAB C DE	
E DC BAAB CD E	1施設
E DC BAAB CD E	

図14 乳歯の全顎撮影 (10枚法)

続いては乳歯です。図12は、2018年10月の乳歯の全顎撮影件数です。最も多い施設は18件で、ほぼ1日1件程度のペースに相当します。2018年10月の0件は16施設(59%)でした。

乳歯の全顎撮影は 27 施設中 15 施設、56%が実施しているとの回答でした。6 枚法が 2 種類（8 施設）、10 枚法は 2 種類（7 施設）でした。6 枚法と 10 枚法でほぼ半々に分かれておりました。乳歯の全顎撮影で 6 枚法を採用している施設は図 13 のように、10 枚法は図 14 のように撮影されております。

図 15 は、撮影補助具で回答いただいた分を利用施設数が多いものから順に並べました。それぞれの用途は表 1 に示します。

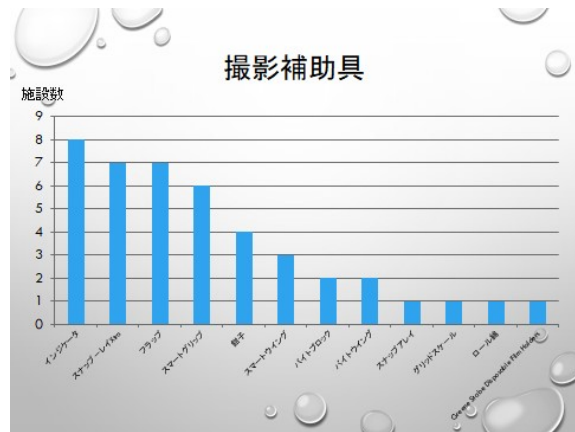


図 15 撮影補助具

表 2、図 16、図 17 は、通常の口内法 X 線撮影を行うための工夫です。

表 3 は、他の施設ではなさそうな特殊な口内法 X 線撮影で回答いただけたものです。

表 4 は、嘔吐反射の強い患者さんを撮影する秘訣です。

表 1 から表 4 に記載のコメントは全て、各施設の方法を誤って伝えないように原文のまま掲載しております。

表 1 各撮影補助具の使用用途

補助具	使用施設数	用途(コメントがあったもののみ掲載)						
インジケータ	8	全顎撮影の時にはインジケータを使用します。	口内法撮影時に可能な方は使用している	指示医の希望・手が不自由な患者等	医師からの指示依頼、指抑え不可の場合	自分で保持出来ない患者に噛ませる	前歯部・小臼歯部撮影	全部位対象
スナップレイXtra	7	IPを指で保持するのが困難な場合	臼歯部撮影、介助撮影	すべての口内法撮影	平行法	主に大臼歯部	下顎智歯	
フラップ	7	小児、インジケータが使用できない場合(開口量が少ない、インジケータによる痛み、患者の希望でインジケータが使用できない時など)	バイトウイング用や、平行法のIPの位置保持のため用いる。	感染防止のため、できるだけインジケータの代わりに	咬翼法	IP保持	IPの保持	
スマートグリップ	6	指でIPが押さえられない人やオペ室にて臥位で撮影する場合、グリップの先端にIPを付けて枝をにぎってIPを保持する	介助撮影時に使用	IP保持	ご自身の指でIPを保持出来ない場合に使用	障害者、乳幼児		
鉗子	4	フィルムを挟んで口腔内に挿入する	IP保持					
スマートウイング	3	指でIPを押さえられない人は補助具の先端にIPを付けて、噛んで撮影	主に大臼歯部の撮影	前歯部、小臼歯部				
バイトロック	2	5ミリ程度のスポンジ 2等分法でフィルムと歯冠の間に挟む	無歯顎の患者に歯茎で噛ませる					
バイトウイング	2	咬翼法撮影	咬翼法を撮影する場合					
スナップレイ	1	フィルムを挟んで口腔内に挿入する						
グリッドスケール	1	計測						
ロール綿	1	咬合面とIPの辺が平行にならないときに使用します。						
Greene Stabe Disposable Film Holders	1	平行法を撮影する場合						

表 2 通常の口内法 X 線撮影の工夫

通常の口内法X線撮影を行うために何か特別な工夫をしていることがあれば教えてくださいませんか？
フラップを使い、平行法を試みる
IPに付いているマークを常に咬合面側にくるようにしている。
① IPが曲がらないようにプラスチック板をIP袋に入れて強度を増している。② IPが口腔内で倒れないように(平行法に近づけるため)ガーゼや綿を歯とIPの間に挟んで撮影
出来るだけ前回もしくは当日のパノラマ画像を参考にする。(特に埋伏歯の場合) カルテの処置内容を確認する。
可及的平行法に近い角度
唾液防止袋を使用。使用しているIPが曲がりやすいので、厚紙を唾液防止袋と一緒にいれ、強度を保つ。
可能な限り平行法に近づけるように2等分法撮影をする
スナップアレイにバイトブロックを貼って、咬合時・患者保持時 頬側に傾斜するのを防いでいる
フィルムなので可能だが、小児撮影時2サイズフィルムを折って使用している(0サイズより短辺を長くすることでDEの根尖が入らないのを防いでいる)
画像添付します(図16,17)

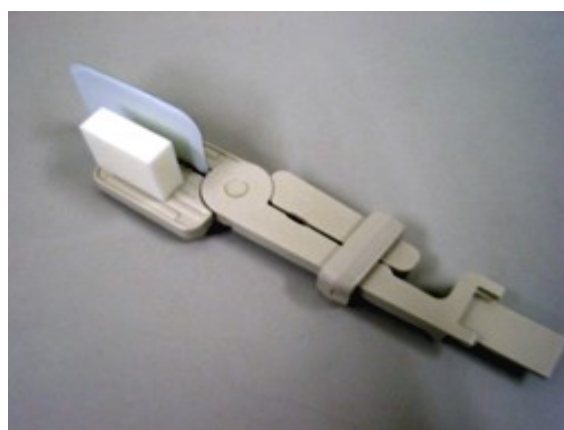


表 3 特殊な口内法 X 線撮影

他の施設ではなさそうな特殊な口内法X線撮影をしていれば、教えてくださいませんか？
口唇部等軟組織撮影 異物、静脈石等の検索
歯軸位での上顎咬合法撮影
咬翼法の紙ホルダーを使用して乳歯の下顎 ED DE を噛ませて行う
Snap-Rayを使った全顎平行法撮影。

表 4 嘔吐反射の強い患者さんを撮影する秘訣

嘔吐反射の強い方を撮影する秘訣があれば教えていただけますか？
プラスチック製止血鉗子でフィルムを挿入している。術者がフィルムを保持しフットスイッチで照射している。 (機器的にグレイですが)
スマートグリップを用いて瞬時に撮影する
時間を掛け説明し患者をリラックスさせる
通常通り行い、無理ならパノラマへの変更を打診する。
お腹に力を入れてもらう
前歯など比較的嘔吐の少ない部位から撮影。IPを水で濡らす。口を湿らせる。撮影者がIPを保持し、挿入時間の短縮をはかる。
患者さんに鼻で呼吸するように伝える。IPをゆっくり入れた方が良いか、早く入れた方が良いか確認してから撮影する。足元に意識を持っていくよう促す。(上記は他技師にも聞いてみました)
①咬翼法の紙ホルダーを使用して下顎 76 67 を噛ませて行う ②患者自身にIPを口腔内で位置付けてもらい、その後IP位置を微調整する ③上顎大臼歯撮影の場合、アアアアと発声してもらい、舌を口蓋から下ろしながらIPを口腔内に挿入し口蓋へ瞬時に付ける
ボタンを他の撮影者に押してもらい自分でIPを押さえてなるべく短時間で撮影する
秘訣というものはありません。患者に我慢してもらい短時間で撮影するか、それが不可能であれば依頼医に相談し、パノラマ、CBCTなど他の撮影方法を検討してもらう。
条件反射である為、できない方もいることを伝えたく、「なるべく舌の力を抜いて歯で(フラップ、インジクターを)噛んでください。」
撮影前に患者様をリラックスさせる。舌の緊張(硬さ)を確認して力を抜いて頂く。冷水にて口を冷やす。前歯から撮影する。
唾液防止袋を濡らして撮る。
顎を引く、呼吸は鼻呼吸を意識させる。自分でIPを入れてもらう。顎切痕を親指で圧迫してもらいながら撮影する。
話をして相手をリラックスさせて、協力してもらうようにする
複数枚撮影の場合は先に前歯部から撮影する。IP保持を技師で行う。手を強く握る、脚を伸ばす等々プラシーボ的な行為を促す。
平行法で撮影する、指で抑えるより噛んだ方が楽だそうです
座位にて両足を上げた状態で、腹筋に力を入れさせ撮影する。
唾液防止袋を水で濡らして撮影
力を抜いていただく。リラックスさせる。自信を持って患者さんに接し、信用していただくことが重要だと思います。2枚以上の撮影で1枚目で撮影技術をお見せし、信頼していただけますと、2枚目以降は全て簡単に撮れることがよくあります。

図 18 は、口内法撮影時に「パノラマに変更して欲しいのですが無理ですか？」と質問された時の対応の仕方をまとめました。即、依頼医に電話する施設が最も多く 59%でした。まずは、説明、説得してからで、無理なら依頼医に電話するという施設が 19%でした。この両方で 8 割程度となりました。

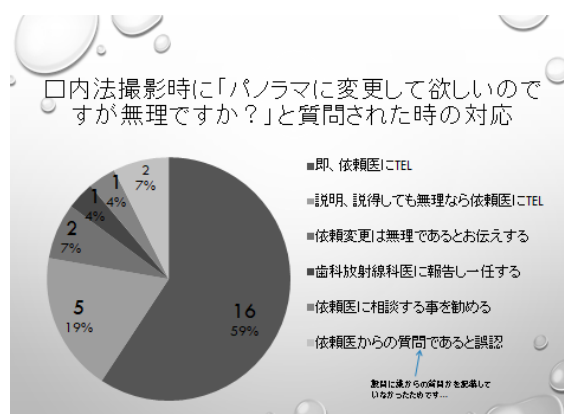


図 18 パノラマへの変更希望の対応の仕方

【撮影条件】

初めの方でも述べましたが、2013年にこの会で撮影条件のアンケートが行われております。2015年には診断参考レベルが公開されました。その後、撮影条件に関するアンケートはまだ実施されておりませんので、今回の設問に加えております。診断参考レベルの公開前後で撮影条件に変化があったのかを見ていこうと思います。

図 19 は、上顎前歯部の撮影条件です。上が前回、下が今回の結果です。縦軸は 0.5 mAs の範囲で刻まれており、その範囲内の施設数が棒グラフで表されています。全回答数が違うので何とも言えないところもあるのですが、今回は全て 2.5 mAs 未満で、高線量の施設が減っていきそうな感じであることはうかがえます。

図 20 は、上顎大白歯部の撮影条件です。前回分の上のグラフは 6 mAs 以上にも及び、範囲が広がったため、グラフに示した部分は 1 mAs 刻みになっていることに注意が必要です。今回は、3 mAs が最大であり、かつ 1 mAs 未満の施設は確実に増えており、使用線量が下がっていることが推測されます。

図 21 は、下顎前歯部の撮影条件です。今回は 2.5 mAs 以上の施設がなく、かつ 0.5 mAs 未満の施設が確実に増えているため、使用線量が下がっていることがうかがえます。

以上により、3 部位全て、診断参考レベル公開後に、使用線量が下がっていることが推測されます。

今回は、先ほどの管電圧、mAs 値に加え、被ばく線量に影響を与える要因である焦点-コーン先端間距離もお聞きしました。焦点-コーン先端間距離は、図 22 のような分布でした。最長が 300 mm で、20 施設が 200 mm の装置を使用していました。200 mm の施設が大部分ですので、先ほどの mAs 値を全て、200 mm のショートコーンに統一した値に換算しました。図 23 は、上顎前歯部で、上が換算前、下が換算後です。他部位も同様に図 24、図 25 に示しております。

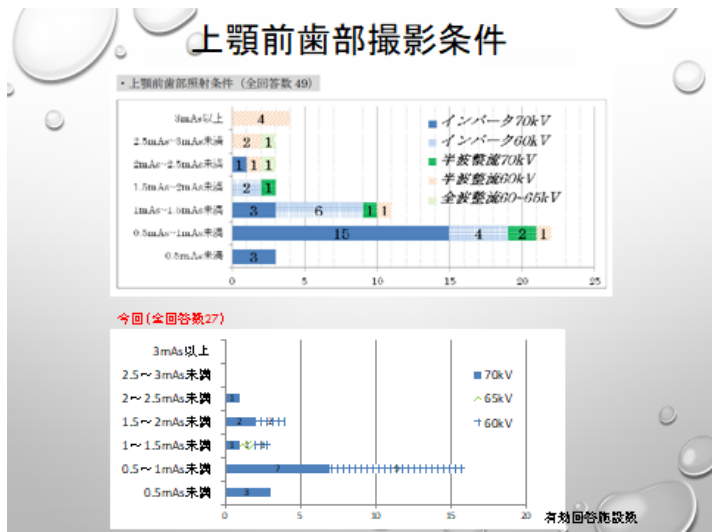


図 19 上顎前歯部撮影条件

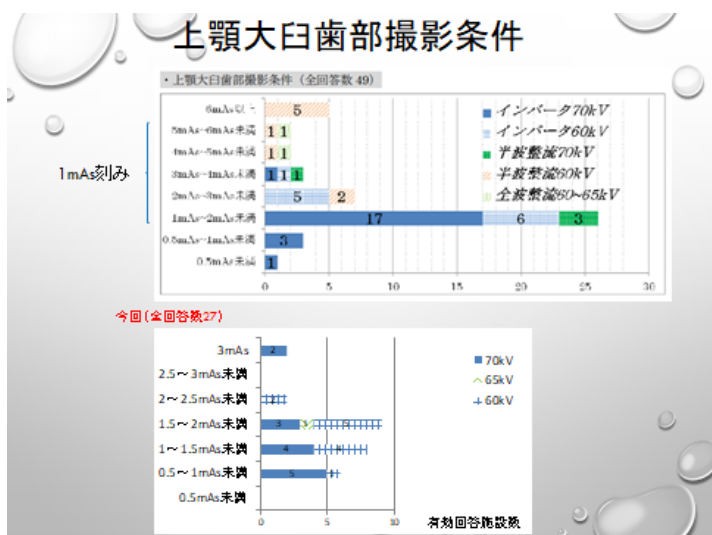


図 20 上顎大白歯部撮影条件

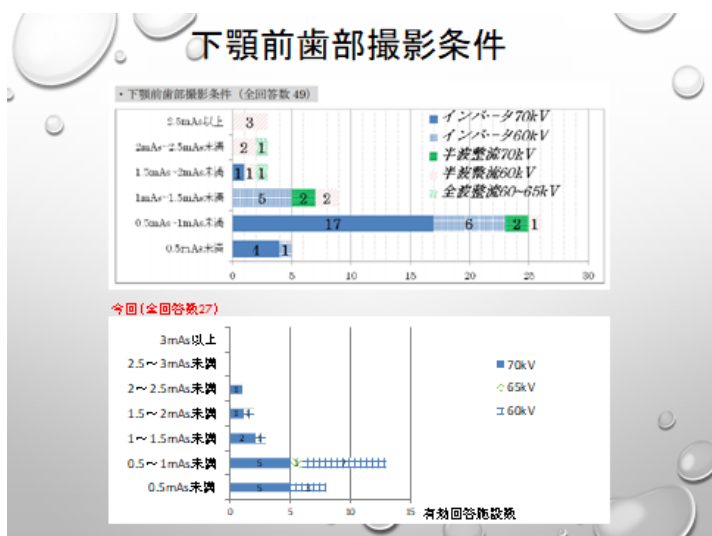


図 21 下顎前歯部撮影条件

まだ線量を見直しておらず、他施設と比較して撮影線量が高い施設は段階的に線量を落として、得られる画質を見ていく必要があるといえます。

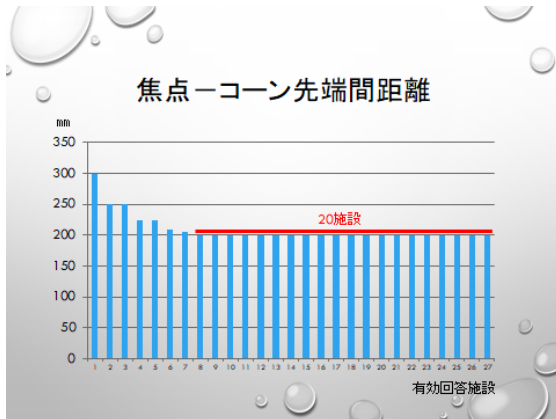


図 22 焦点 - コーン先端間距離

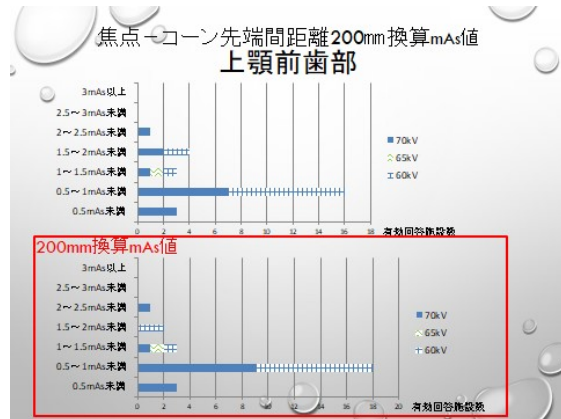


図 23 上顎前歯部 (200 mm 換算)

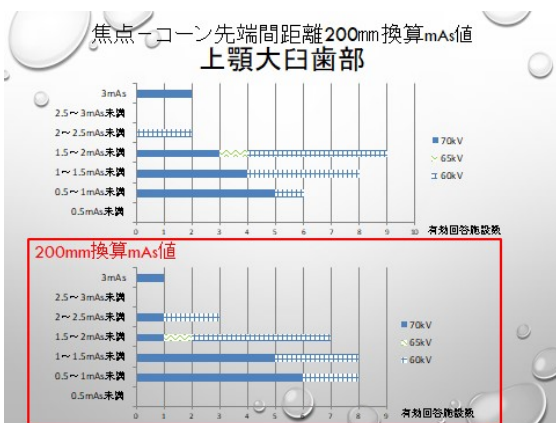


図 24 上顎大臼歯部 (200 mm 換算)

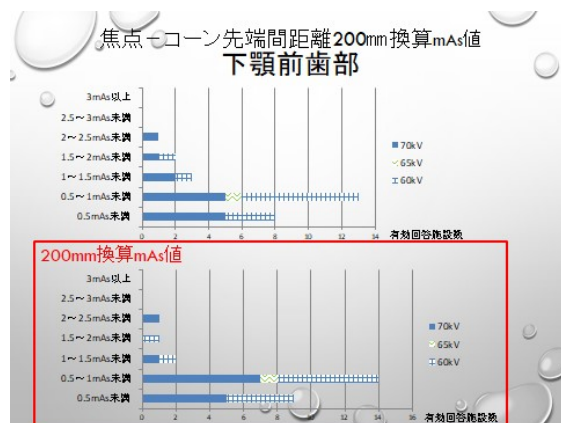


図 25 下顎前歯部 (200 mm 換算)

【 第 35 回日本診療放射線技師学会報告 】

分科会企画 口腔・顎顔面領域撮影分科会
「顎顔面の CT・MR 検査 - 腫瘍・嚢胞を中心に -」

純真学園大学 吉田 豊

2019年9月14日から16日まで、大宮ソニックシティにて第35回日本診療放射線技師学会大会が開催された。顎関節のCT・MR検査をテーマとした昨年度に引き続き、今年度も「顎顔面のCT・MR検査」というタイトルで分科会企画を計画した。CT検査については愛知学院大学歯学部附属病院の後藤賢一さん、MR検査については日本大学松戸歯学部附属病院の前原正典さんに、それぞれの御施設の症例と撮影技術に関する工夫を紹介していただいた。内容として悪くないと考えていたのだが、我々の分科会は2日目最後の16:30~18:00という時間帯を割り当てられており、正直なところ、参加者は見込めないという覚悟をしていた。

同じ会場で直前に行われていた放射線機器管理士分科会企画が少し時間を超過していたため、我々の分科会企画を慌ただしく始めることになった。座長の三島章副会長が話を始め、最初の演者である私が演台へ進み、振り返って会場を見渡すと、続々と会場に入ってくる方々の姿が見え、非常に驚いた。最初の分科会活動報告が終わり、顎顔面の解剖と疾患の話が始める頃には会場内は落ち着き、前方の席は空いていたが後方の席はしっかり埋まっており、100名程度の参加者を確認できた。

前もって後藤さんと前原さんのスライドを確認させていただき、それらの参考になるように、大唾液腺、舌下・顎下、顎骨の基礎的な話をした。座長の三島副会長の話では、私の講演中にメモを取っている人がかなり多かったとのことであった。実際、後藤さんと前原さんの講演中には、私の後方の席からもペンの音がよく聞こえ、さすが2日目最後の時間まで帰らずに残っている参加者の方々だと感心してしまった。分科会企画終了後も会場内で個別に質問を受けることになり、CT、MR検査だけでなく口内法X線撮影に関しても、各施設でご苦労されている様子を伺うことができた。昨年度の分科会企画でも同様であったが、参加者の方からの質問の中には「あのマウスピースはどこで売っているのですか?」「うちでは代わりにこういうものを使っています。」「何か良い物(道具)をご存知ないですか?」などがあり、JORT会員であれば普段の撮影で当たり前を使用している消耗品や備品等は、一般病院の方々にも情報提供する必要があるのではないかとあらためて考えさせられた。

ひとまず、今年度の分科会企画も多数の方にご参加いただけたので安堵している。また来年、どのようなテーマで開催するかを分科会委員で検討することになるが、JORT会員の皆さんの中からテーマのご提案があれば、遠慮なくお知らせいただきたい。今後とも引き続き、ご協力をお願いする次第である。



分科会企画終了後、写真右より前原さん、後藤さん、筆者

今年から全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会総会・歯科放射線技術研修会に参加させて頂きました。大阪歯科大学附属病院の財家と申します。2014年に大阪大学医学部保健学科を卒業し、大阪府の天王寺にあります大阪市立大学医学部附属病院で単純撮影、CT、MRI、IVRの部門に4年間勤務を行いました。放射線技師として基本的な考え方や接遇、学術に対する姿勢など様々な事を学びました。2018年春より大阪府の市立豊中病院で半年間、単純撮影部門にて勤務を行いました。単純撮影部門では、パノラマX線撮影と口内法X線撮影が頻回に行われており、口腔管理の大切さを学び興味を持ちました。その年の秋より大阪歯科大学附属病院にて歯科領域の撮影に従事することになりました。パノラマとCT、MRI撮影は前職で経験があり基本はできていたので苦労はあまり有りませんでした。ところが、デンタルの撮影に関して当院では患者の指でIPを押さえてもらう形式であり、前職ではインジケータを用いていたので経験が乏しく、早く正確に根尖を描出できている画像を出すのに苦労しています。また、患者さんによってIPの深さ方向の挿入具合が様々であり根尖が欠けたり、嘔吐反射を起こしたりするので日々勉強しながら経験値を上げている状態です。

学術に関しては、これまで放射線技術学会近畿支部学術大会にIVRとMRIの分野で2回発表、放射線技術学会学術大会にてMRI分野のモニタ発表、門脈圧亢進症医学会にてCT分野で発表、関西ジャイロミーティングでは小児MRIの内容で講演を行いました。今年も、全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会・歯科放射線技術研修会、放射線技術学会近畿支部学術大会にて発表しました。学会に参加する事は、自分の知識を増やし、またその知識を自施設に持ち帰り共有することで画像診断の質が向上されると考えています。なので、皆様もぜひ積極的に学会参加されてみてはいかがでしょうか。我々技師向けには、放射線技術学会や放射線技師会や連絡協議会などがありますが、それだけではなく歯科放射線学会や日本循環器学会や日本脳神経血管内治療学会など医学界の学会も多くあります。それらは個々の学会の雰囲気があるので面白いと思います。

認定技師に挑戦する事は自身のスキルアップに直結し、自信につながるものだと思います。認定技師を取得する事は、そのモダリティの基本知識から実臨床に生きる知識まで有する事を認められる事です。ですから、自分はIVR認定を取得していますが、他のモダリティに比べて知識の点ではよりIVRに自信を持っています。将来的には磁気共鳴技術者認定に挑戦していこうと思っています。

私生活では、子供が産まれてとても生活環境が変わりました。子供は夜泣きするので寝不足になりますし、遠出する事も難しく、ストレスがなかなか解消されない状況でした。けれども、子供の寝顔はとても可愛くそれを見れば苦労も吹き飛び、育児を頑張ろうと思えました。これから子供がどんどん大きくなってどの様に成長していくか楽しみです。苦労と喜びと交互に味わいながら、生活していけたらと思います。

今後ともお世話になる機会があると思いますが、その際にはよろしくお願いします。

はじめまして、東北大学病院の高根侑美と申します。宜しくお願ひ致します。

私は、2016年4月から東北大学病院に勤務しており、今4年目になります。入職した当初は、土日日勤夜勤業務に従事するため一般撮影やCTで基本的な検査の流れや撮影方法、患者接遇について習得し、入職8ヶ月が経過した2016年12月に初めて歯科部門へ配属となりました。当初、4ヶ月ほど歯科で勤務する予定だったのですが、職場の都合により2ヶ月で一般撮影に戻ることにになりました。2ヶ月間で、歯科領域の撮影法について一通り習得できたのですが、口内法X線撮影（文中では、デンタルと省略させていただきます）だけは上手く撮影することができず、苦手意識が消えないまま異動することになってしまいました。その後、マンモグラフィ検査も含めた一般撮影全般の業務を担当していましたが、時間を見つけては参考書で勉強したり先輩方に撮影法のコツを聞いたりしながら、いつか再開するであろうデンタルの知識を深めていきました。2018年2月には、また歯科部門への異動が決まり、久しぶりにデンタルと対峙することに！最初は上手く撮影できるか不安で緊張しましたが、今まで勉強した知識を基に日々精進した結果、患者さんとのコミュニケーションも含め、次第に苦手意識も薄れていき、自分なりに納得のできる画像を提供できるようになりました。幸いにも、歯科部門の先生方と会う機会が多々あったため、先生方が画像から何を知りたいと思っているのか、もっと情報量の多い画像を提供するにはどうしたら良いのか、直接聞くことで自分のスキルアップにも繋がりました。

その後、また一般撮影に戻って1年ほど勤務していたのですが、突然の腰椎ヘルニア発症により、急遽部署を異動させてもらうことになり、また歯科部門にお世話になることになりました。技師歴4年で3回目の歯科異動です（笑）。現在、歯科は透視撮影室と合同で業務を行っているため、今は腰の状態を考慮していただき、透視撮影室で新たな検査法や知識を習得しながら、時々歯科の撮影にも従事しているところです。挨拶文を執筆するにあたり、こんなにタイムリーな情報を掲載できるとは思っていませんでした（笑）。

ここで、プライベートな話を少しさせていただきます。私は大学卒業後、就職することなく大学院に進学しました。修士、博士と進み、就職したのは28歳の時です。今までは乳癌、特にマンモグラフィ画像の画質評価や画像ビューア、診断支援システムの開発をテーマとして、研究活動を行ってきました。病院に就職した後は、マンモグラフィの研究を継続しつつ、CT画像の画質評価や物理特性について研究を進めていました。今回、本協議会に入会させていただくにあたり、歯科領域の研究も何か始めてみたい！と思い、口内法X線撮影時の空間散乱線量の測定に着手しました。今まで経験したことのない分野での研究は、予想以上に困難で大変ですが、長い学生生活で獲得した知識と根性で、これからも研究活動を続けていきたいと思ひます。

最後に、来年の全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会は、6月に仙台で開催します。私も当日参加予定ですので、皆さん是非お越しください！仙台で皆さんと直接お会いできることを楽しみにしております。

初めまして、平成 30 年 4 月より東北大学病院にて勤務しております西原拓也と申します。出身は長野県ですが、東北大学へ進学し、引き続き東北大学病院でお世話になっております。東北地方に来て 6 年目になりますが、長野県にはない宮城県、東北地方の魅力を日々感じながら診療放射線技師の業務に携わらせていただいております。

私は、東北大学病院に就職して初めての配属先が歯科でした。学生時代は歯科領域の講義や実習が少なく知識が乏しかったため、撮影に慣れるまで非常に時間がかかりました。

また、さらに難しさを感じたのは、患者さんとのコミュニケーションです。歯科撮影は、患者さんとの距離がほかの分野より近く、コミュニケーションが非常に重要であると感じました。口内法 X 線撮影はどうしても痛くて不快に思う患者さんも中にはいます。そんな時、患者さんが抱えている歯科撮影における不安感や嫌悪感を少しでも和らげてあげることも撮影技術と同等に、歯科領域を担当する診療放射線技師の大事な技術ではないかと感じております。まだまだ未熟で経験が足りず、理想と現実が乖離している状況ではありますが、先輩方のような、撮影のみならず、患者さんのことも考えた医療を提供できるよう、日々努力していきたいと考えております。

余談になってしまうのですが、私は小学校から大学までバスケットボールをやっております。バスケといえば、最近では世界最高峰の NBA の舞台で、日本人選手の活躍が頻繁に耳に入ってくるようになりました。全く異なる分野ではありますが、バスケットボール界同様、歯科の診療放射線技師界を盛り上げていけるように尽力していきたいと思っておりますので、これからどうぞよろしくお願ひいたします。

【 新会員挨拶 】

はじめまして

東北大学
鈴木 友裕

はじめまして。平成 30 年 4 月より、東北大学病院に勤務しております、鈴木友裕（すずきともひろ）と申します。生まれと育ちは秋田県で、大学入学から仙台に住んでおります。

診療放射線技師になり約 1 年半になります。入職して CT 検査、一般撮影とモダリティをローテーションし、歯科撮影を行っております。はじめに歯科撮影を行う上で苦労したことは、歯科領域の知識がほとんどないということでした。パノラマ X 線撮影、口内法 X 線撮影、コーンビーム CT 撮影と検査を覚え、撮影を行っていくなかで画像を見て勉強していきました。また先輩技師や、歯科医に画像のどこに注目しているかを聞き、患者さんの治療により有益な画像をできるように日々の業務にあたっています。

口内法 X 線撮影を行う上で気を付けていることがあります。それは、できるだけ素早く適切な画像を撮影することです。当たり前のことなのですが、患者さんは撮影中、大きな口を開けて、硬いイメージングプレートを口腔内に保持しなければならないので負担はかなり大きいと思います。素早く終わらせるために、患者さんとのコミュニケーションを大切に、検査に協力していただけるようにしています。これからも、患者さんの負担ができるだけ小さくなるよう心がけながら撮影を頑張っていきたいと思います。

余談になりますが、私の趣味はお酒と、魚釣りと、映画館での映画鑑賞です（一人映画もします）。休みの日には、石巻や女川の海に魚釣りにいきます。またある日には、松島に行き、海風を感じ景色を堪能して、補修工事の終わった瑞巖寺を拝観し、居酒屋で牛タン、笹かま、ホヤ酢なんかをつまみに地酒をきゅーっと飲んでいきます。お酒を飲むのが大好きなので、会員の皆様おすすめ的地酒などありましたら、ご教授いただきたいです。これからどうぞよろしくお願いたします。



松島の景色を見ながらビールは最高です！



牛タンとビールの相性はバツグン！

宮城県にお越しの際は、ぜひ景色とごはんと、お酒を堪能してください！

【 新会員挨拶 】

はじめまして

鶴見大学
吉田 雄樹

今年の4月に鶴見大学歯学部附属病院へ入職いたしました吉田雄樹と申します。出身地は神奈川県相模原市で、現在も相模原から通っています。

診療放射線技師を目指したのは高校生の頃でした。母が医療事務の仕事をしていたため漠然と医療の分野に興味を持っていましたが、具体的には決めていませんでした。そんな中、交通事故に遭い、車内にいたことと低速でぶつけられたことから家族全員無傷ではありましたが、念のため地元の整形外科にかかりました。その際に画像検査を担当していただいた技師さんが明るく面白い方だったので、こんな人になりたいと思い診療放射線技師の道を選びました。

鶴見大学に入職したのは大学のゼミの先生の紹介がきっかけです。歯科領域に関しては大学時代、ほとんど触れてこなかった分野だったので、紹介して頂いた当初はかなり迷いましたが、総合病院などで様々なモダリティに広く取り組むより、深い分野に取り組み、スキルアップしていく方が私に向いていると思った事から鶴見大学に入職しました。

今年の3月に大学を卒業し新卒で入職しましたのでゼロからのスタートです。入職して大変だと思ったことはたくさんありますが、特に泣いて暴れる小児の撮影が今では最も大変なことです。入職して間もない頃は歯の正常解剖すら知らない状態でしたが、5ヶ月が経ち、わからない用語などはありますが、仕事には少し慣れてきました。とは言え、人それぞれ歯列の形が違うので、口内法X線撮影では「さっきの人では上手くできたのに・・・」と思ったり、歯科用CTでは画像再構築が上手くできず時間がかかってしまったりと日々苦勞しています。

現在の目標は口内法X線撮影で1回も再撮影することなく14枚撮影できるようになる事と歯科用CTの画像作成にかかる時間を減らす事、造影CTを準備から撮影まで全てひとりで行えるようになる事です。一日でも早くそれが実現できるよう努力していこうと思っています。

私事ですが、私は近年では珍しくなったバイク好きです。免許は持っていますが車両はまだ手に入れていないので、近いうちに購入してツーリング、特に道の駅限定スイーツを巡るツーリングに行きたいと考えています。所持免許が中型なのでCBRの250ccモデルを購入する予定です。バイクが好きな方は是非仲良くしてください。派閥はホンダですが他のメーカーを嫌っている訳ではないので、ハーレーダビッドソン派やカワサキ派の方は目の敵にしないでください。

趣味と言えるほどではありませんが映画も好きです。最新作よりも古い映画が好きなので暗くした部屋でポップコーンをつまみながら映画館仕立ての雰囲気で見るのがマイブームです。自宅のモニターが20インチなので若干寂しくもありますが、それなりに楽しんでいます。ちなみに好きな映画のジャンルはアクション映画、特にジャッキー・チェンやブルース・リーなどの香港アクション映画が好きです。

毎日わからないことだらけで何かとご迷惑をおかけすることもあるかと思いますが、一生懸命取り組んで参りますのでどうかよろしく願いいたします。

【 近況報告 】

広島大学病院勤務を終えて（感謝、感謝の 26 年間）

広島大学 緊急被ばく医療推進センター
隅田 博臣

平成 31 年 3 月末で広島大学病院を定年退職いたしました隅田です。

全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会（以下、全国歯放技協議会）には平成 5 年 4 月広島大学歯学部附属病院歯科放射線科赴任以来 26 年間大変お世話になりました。まずは、これまでのご厚情に対し感謝申し上げます。

話しは変わりますが、私は広島赴任で楽しい野球観戦生活ができると思っていました。広島東洋カープは平成 3 年に優勝していましたので、強い広島カープを夢見て広島生活を送っていましたが、私が広島赴任以来 B クラスから抜け出すことのできない暗黒のシーズンが続きました。観客動員数も激減し、「ひょっとして、私は広島東洋カープにとって疫病神なの！」と考えたこともありました。



しかし、平成 21 年にはマツダ Zoom-Zoom スタジアム完成、黒田博樹のメジャーリーグからの復帰（平成 27 年）、そして平成 28 年からリーグ 3 連覇と大変楽しい広島生活後半でもありました。ただ、最近の試合はチケットが入手できず観戦できない年が続き少々ストレスが溜まっているのも事実です。

地方都市ではありますが、野球、サッカー、バレー、バスケット、陸上（都道府県対抗駅伝）などのスポーツが身近にある生活は私に多くの活力を与えてくれました。

さて、私が歯科系診療放射線技師の仲間入りをさせて頂いたのは故 砂屋敷忠先生のお招きで広島大学歯学部附属病院に赴任した平成 5 年 4 月のことでした。

私は隣県（山口）出身ではありますが、広島への印象はそれほど強くありませんでした。しかし、今や厳島神社と原爆ドームとふたつの世界遺産を有する世界の観光名所となり、毎日のように多くの外国人観光客が来広され賑やかな街と変化しました。

皆様ご存知のように広島市は世界で初めて原子爆弾に被弾した街でもあります。そして 0（Zero：ゼロ）から復興した平和都市としても世界的知名度の高い街でもあります。

そのような街にある広島大学には放射線の健康被害を調査・研究する施設として原爆放射線医科学研究所（通称：原医研）が設置されています。放射線を管理、利用する診療放射線技師にとって魅力的な赴任先と感じる生活がスタートしました。

広島で当初感じたことは、これまで仕事をしてきた地域と違い患者や家族の放射線への関心度が高く、多くの質問をされることでし



た。しかし、いつの間にかそのような感覚にも慣れ怠惰な数年を過ごしていましたが、日本にとって私にとっても大きな出来事（災害と事故）が立て続けに起きました。

平成7年に発生しました阪神淡路大震災です。この地震では広島も大きく揺れましたが、朝のニュースで被害の大きさに驚かされると共に、友人も被災しましたので非常に心が痛みました。その後も大きな災害・事故が頻発しましたが、診療放射線技師にとって平成11年茨城県東海村で起きたJCO臨界事故は非常にショッキングな出来事でした。この事故では3名の作業員が高線量の放射線（中性子）被ばくをして内2名の作業員が急性放射性症候群にて亡くなっています。このようなショッキングな事故が切掛けで、広島大学は国より緊急被ばく医療の拠点として指定されたのは私にとって大きな転換点であったかもしれません。その後、平成23年に発生した東日本大震災と津波による大きな被害は記憶に新しいと思いますが、津波が引き金となった福島第一原子力発電所爆発事故は私の将来を大きく左右する出来事でした。私はその当時、診療支援部副部長として診療放射線技師を統括していましたので、福島災害対策支援の先頭に立ち診療放射線技師の派遣、緊急被ばく医療に対応できる診療放射線技師育成に奔走したことは記憶に新しいところです。その後、診療放射線技師長と緊急被ばく医療の統括という二足のわらじを履き、いえ、診療支援部副部長という他医療従事職種のお世話もしていたので三足のわらじを履き奮闘しましたが、この経験が私の人生を大きく変えたことは間違いありません。



そのような広島での診療放射線技師生活の中で全国歯放技協議会の皆様とお付き合いさせて頂いたのですが、広島への赴任翌年に砂屋敷技師長が大会長として開催されました「第5回全国歯放技協議会 総会・研修会」では多くの諸先輩・同僚との交流を持つ切掛けとなったように記憶しております。中でも、西岡敏雄先生の秘蔵っ子であった丸橋一夫先生とは未だに深いお付き合いをさせて頂いておりますし、九州大学の加藤誠先生、大阪大学の角田明先生とは日本放射線技術学会の研究班等でお世話になり私の人生の1ページとして深く刻まれております。また、前会長の北森秀希先生（大阪大学）や西郷康正先生（鹿児島大学）とは国立大学病院放射線技師長会議で大変お世話になりました。皆様方と歯科放射線領域で大変楽しく過ごさせて頂き、誠にありがとうございました（感謝、感謝です）。

診療放射線技師としての晩年には多くの重要な行事を受け持つこととなりました。まず、平成25年の医科・歯科の診療放射線技師統合及び診療棟統合による全面移転です。準備から開院に向けては大変な苦勞でしたが、達成感が非常に大きかったことも記憶に新しいところでしょうか。しかし、この機会を利用して歯科放射線科のレイアウトなど大きな展開が可能となりました。平成27年7月に開催しました第27回全国歯放技協議会では大会長をさせて頂き、多くの皆様にご参加・ご協力頂いたことも良き思い出となっています。平成29年10月には第45回日本放射線技術学会秋季学術大会で実行委員長を務めさせて頂き、歯科領域のテーマセッションなど多くの皆様のご協力に感謝の言葉しかございません。平成30年11月には日本放射線技術学会中国・四国支部学術大会で大会長を拝命し、平成31年2月には全国国立大

学病院診療放射線技師長会議を開催させて頂きました。非常に忙しい診療放射線技師生活の締め括りとなりましたが、全てにおいて多くの皆様のご支援、ご協力により無事終了できたことにも「感謝、感謝」しかございません。

現在は広島大学に設置されています「緊急被ばく医療推進センター」に席をおき、原子力や放射線災害時の医療体制の構築及び人材育成に微力ながら尽くそうと思っております。

最後になりますが、多くの皆様からのご厚情により無事満期で定年退職できましたことに感謝を述べると共に、皆様の益々のご活躍、全国歯放技協議会のご発展を祈念して結びとさせていただきます。

ありがとうございました。

【 企業製品紹介 】

線量最適化支援ソリューション DoseWatch

GE ヘルスケア・ジャパン株式会社
Digital & Solution 部 中島 義耀

【はじめに】

Computed Tomography (CT)、Interventional radiology (IVR)、Computed radiography / Digital radiography (CR/DR)、乳房用 X 線などの撮像装置は診断において必要不可欠な情報を提供する一方で、放射線量とのバランスに基づいた運用が求められる。

World Health Organization (WHO) は International Atomic Energy Agency (IAEA) と共に 2013 年に医療放射線防護を示した Bonn Call-for-Action を発表し、国内外における様々な団体からも医療被ばく管理の必要性が説かれている。

例えば、米国ではカルフォルニア州をはじめとする一部の州において、線量管理に関する州法が発令され、患者の被ばく線量を管理するためのツールが普及した。

また、欧州においても 2013 年、EU 加盟国に対し、ICRP (国際放射線防護委員会) により標準的な検査等に対する客観的線量指標としてその利用が勧告されている「診断参考レベル diagnostic reference level (DRL)」の利用や照射線量の管理を行う事を各国の法令にとり入れる様、Council Directive 2013/59 が European Communication から発令された。

一方、線量管理における国内動向としては 2010 年 3 月、医療被ばくに関する研究情報を共有するための組織として医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME) の設立。そして、2011 年の東日本大震災における東京電力福島第一原子力発電所事故以降、日本国内の放射線被ばくに対する不安や医療被ばくが注視されてきたことが挙げられる。これらの出来事を背景に、DRL 制定の機運が高まり、DRL ワーキンググループの指揮のもと大規模な全国調査が行われ、2015 年 6 月に DRLs 2015 の公表に至った。現在に至る迄、日本国内で確立された線量指標として今も広く用いられており、2020 年の改訂が予定されている。

その他には、平成 30 年度診療報酬改定により、画像管理加算 3 と頭部 MRI 撮影加算の施設基準に、それぞれ特定機能病院であること、3 T 以上の MRI 装置を有する事等に加え、被ばく線量管理が新設されたことも挙げられる¹⁾。厚生労働省の通知には「関係学会の定める指針に基づいて、適切な被ばく線量管理を行っていること。その際、施設内のすべての CT 検査の線量情報を電子的に管理し、患者単位及び検査プロトコル単位で集計、管理の上、被ばく線量の最適化を行っていること」とあり、関係学会の定める指針として日本医学放射線学会の「エックス線 CT 被ばく線量管理指針」等が示されている。そして来る 2020 年 4 月には、診療用放射線に係る安全管理体制について医療法施行規則の一部を改訂する施行がされることになり、被ばく線量を管理、記録する装置とその内容も提示された²⁾。

このように世界各国において医療被ばくへの関心の高まりを受け、さまざまな機関、団体から規格や方針が打ち出されている。しかし、あくまでもそれらの最終目的は、各内容の遵守そのものではなく、要項を通した、プロトコルの見直しや標準化、被ばくの安全管理研修等による、As Low As Reasonably Achievable (ALARA) の実現および線量の適正化であることは違いない。

【解説の目的】

弊社 GE ヘルスケア・ジャパンは、医療機器メーカーとして低線量による高画質の実現に取り組んできた。CT 装置における、Adaptive Statistical Iterative Reconstruction や、True Fidelity Image 等のアプリケーションはその代表例である。

また、多種多様な装置から線量情報を収集、分析、可視化させる線量管理システムへの需要の高まりを受け、施設内の線量情報を一元的に管理する線量管理ソリューション DoseWatch を世界各国にて展開してきた。

そこで今回は DoseWatch の代表的機能を概説する。

【本論】

1. 製品概要

2019 年 1 月現在、DoseWatch シリーズは世界各国の約 1000 の医療施設で約 7000 台の装置と接続されており、装置から出力される施設全体の線量情報や造影剤情報を自動で収集し管理することが可能である。

DoseWatch はクライアントサーバーアーキテクチャに基づいており、院内の IT ワークステーションからインターネットブラウザを用いて起動させることを想定している。

また、患者単位、検査プロトコル単位で線量情報や撮影回数情報を収集し、自動でピックアップした高線量検査の原因や特定患者の線量履歴を把握、そして画質と被ばくリスクのバランスを検討することが可能となっている。

2. データ収集方法と対応モダリティ

2.1. 線量情報

医療分野における通信と画像保存の世界標準規格として Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) は、被ばく関連の情報専用の構造化レポート DICOM Radiation Dose Structured Reports (RDSR) を定義している。RDSR としては CT Radiation Dose (Sup127)、Projection X-Ray Radiation Dose (Sup94)、Radiopharmaceutical Radiation Dose (Sup 159) において、それぞれシリーズ単位で検査情報や線量情報を纏めるテンプレートが定められており、Patient RDSR や CBCT RDSR (Sup 214) 用のテンプレート検討等の発展的な議論も継続して行われている。例えば具体的な CT 装置に関する SR のテンプレートにおいては、DICOM PS 3.16~2011 (template ID 10011、10012、10013、10014) に記述された情報を含んでいる。なお、テンプレートに項目として含まれてはいるものの、多くの場合装置からは出力されない項目もあり、CT Effective Dose Total (CT 装置合計実効線量) はその好例である。これらの値に関しては、専用システムによる計算結果を取り込む等取り扱いに注意が必要である。また RDSR は他の DICOM オブジェクトと同様に作成、保管、匿名化することが可能であり、PACS が RDSR に対応している場合は PACS における管理も可能である。

2017 年には Modality Performed Procedure Step (MPPS) における Radiation Dose Module はリタイアとなり、RDSR は今後の線量管理における標準的規格として世界的な普及と利活用が期待されている。しかし、比較的新しい規格である為に未対応の装置も多く、RDSR 非対応の装置に関する線量情報は、機種やソフトウェアバージョン等によって出力方

法や内容も様々である。よって包括的に施設内の線量情報を集約するシステムには、柔軟にデータを収集する機能の実装が必須となっている。

2.2. DoseWatch における情報収集

DoseWatch は線量、造影剤情報を、装置との直接接続または、PACS 接続によりデータの収集が可能である。線量情報については、DICOM RDSR 規格、イメージヘッダー、DICOM MPPS、Dose レポートへの OCR 等の手法を用いる事で、RDSR 非対応の装置や他社装置からのデータの収集も可能となっている。

2019 年 1 月現在 対象モダリティ一覧

- ・ CT 装置
- ・ 造影剤注入装置 (注 1)
- ・ Interventional Radiology (IR) 装置
- ・ Cardio-Vascular (CV) 装置
- ・ マンモグラフィー装置
- ・ 一般撮影装置
- ・ 外科用 / モバイル C アーム
- ・ Nuclear Medicine and Molecular (Nuc-Med) 装置 (注 2)

注 1 : CT 装置又は幾つかの造影装置と直接接続されたクラス 4 以上の造影剤情報については自動で収集し、その他に関しては手動での入力が可能。

注 2 : 単一注入検査および単一 DICOM 検査のみ管理可能。

3. 各種分析機能

下記機能の有無や詳細はソフトウェアのバージョン等により異なる。

3.1. 線量管理への意識の向上と促進

3.1.1. 自動通知機能 (アラート)

収集したデータの中央値や平均値から検査や累積線量に対して閾値を設定し、閾値を超えた検査に対してはアラートのアイコンを表示する。院内サーバーとの連携により E-mail にて配信することも可能である (図 1)。

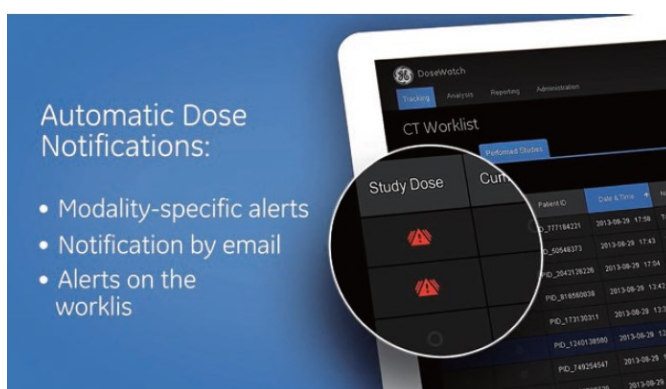


図 1 各検査に対して事前に設定された閾値を超えた場合、アラートのアイコンが表示される

3.1.2. 患者線量履歴の確認

患者ごとに、過去実施した検査内容、線量情報、撮影回数情報などを確認することが可能である。検査の詳細情報へ 1 クリックで飛ぶことも可能である (図 2)。

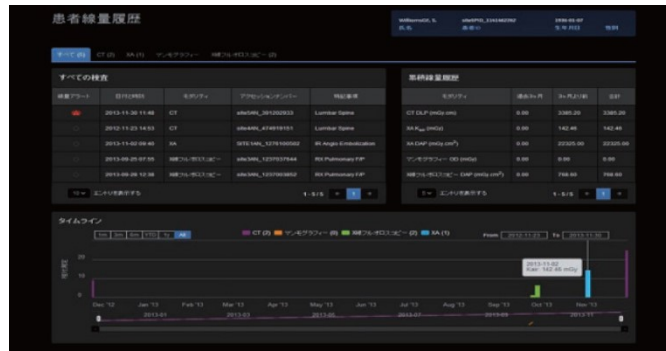


図2 患者線量履歴画面の一例

3.2. 線量分析ツール

3.2.1. CT Size-Specific Dose Estimate (SSDE)

SSDEとはAmerican Association of Physicists in Medicine (AAPM)によって示された患者の体格を加味した線量指標であり、DoseWatchは体の幅から有効実効径を計算するAAPM TaskGroup204³⁾、またはAxial画像のCT値を用いるAAPM TaskGroup220⁴⁾を基にした、SSDEの自動計算が可能である(図3)。

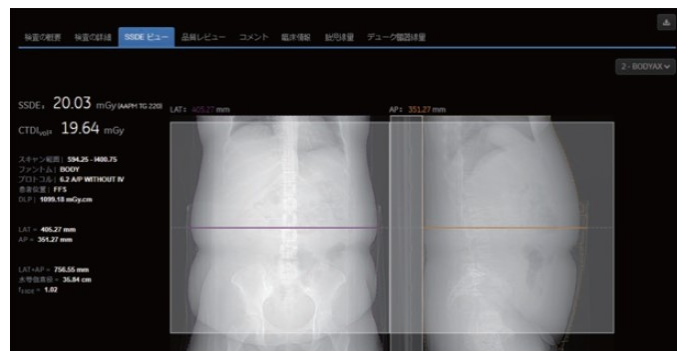


図3 SSDE表示画面の一例

3.2.2. CT撮影品質評価

2方向のスカウト画像を基に患者のセンタリング情報を表示し、Isocenter shift(患者のセンタリング情報)の評価をすることが可能である。また、スライスごとの管電流値の表示をし、高線量検査の原因追及に役立てることが可能である(図4)。

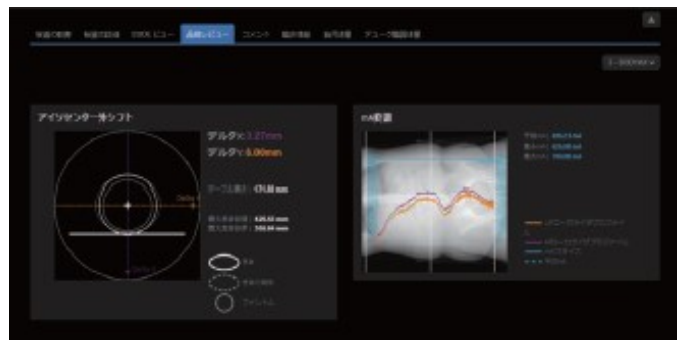


図4 CT撮影品質評価画面の一例。

左: Isocenter shift (患者のセンタリング情報)
右: 管電流値の変調

3.2.3. CT検査時の臓器線量

AP方向のスカウト画像を元に自動解析を行い、医学物理士による組織ごとの臓器線量の推定をサポートする。Duke大学のライセンスおよび160以上のXCATファントムライブラリを使用しており、モンテカルロ法をベースとした独自の畳み込み演算で、値の信

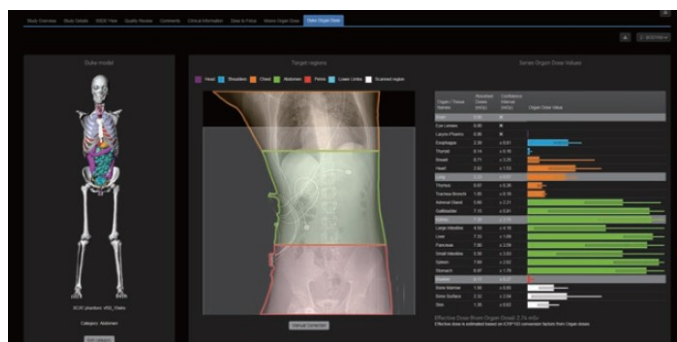


図5 臓器線量表示画面の一例

憑性まで含めた自動計算を行う⁵⁾。小児、成人、妊婦（注3）への検査にも対応している（図5）。

注3：胎児の臓器線量は推定できず、胎児全体への推定線量を、妊娠週数を加味して50種の妊婦ファントムを用いて推定する。

3.2.4. 皮膚線量マップ

RDSRをベースとした計算機能であり、検査終了時における患者の最終的な皮膚線量分布が2Dおよび3Dファントムで表示される。ファントムはICRP100に示されたものを使用する。Cアームの位置、照射された数値、皮膚線量マップを時間軸で表示することが可能である。（図6）。



図6 再生ボタンを押すことで検査をプレイバックする、皮膚線量マップの表示画面の一例

4. 線量適正化へのツール

4.1. 検査プロトコルの標準化

データ分析とアラートの効率を向上させるために、施設内のProcedureをRadiological Society of North America (RSNA) によるRSNA RadLex® Playbookを用い、標準用語としてそれぞれをマッピングしていくことが可能である（図7）。

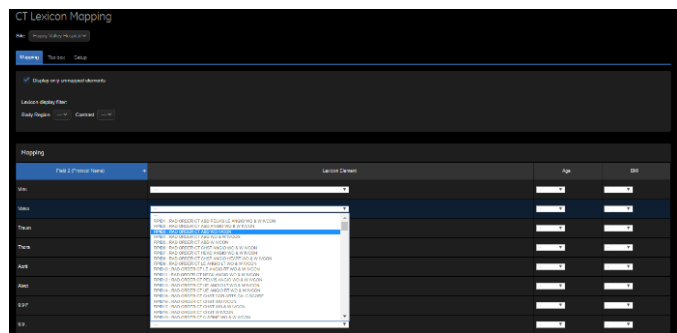


図7 プロトコルと標準用語とのマッピング画面の一例

4.2. プロトコル別分析

プロトコル別に、平均DLPや検査数などの確認が可能。フィルター機能を用いて期間や患者年齢別に抽出することや、プロトコルの線量を時系列で表示することにより、高線量検査の有無を一目で確認することができる。

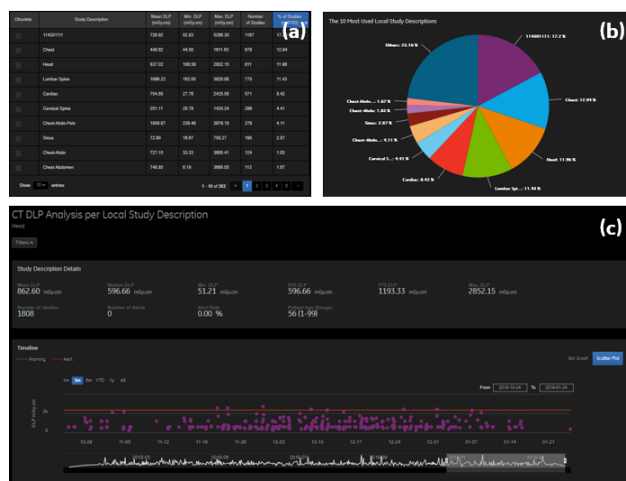


図8 プロトコル別DLP分析画面の一例
 (a) プロトコルの使用頻度とDLPのテーブル
 (b) プロトコルの使用頻度の円グラフ
 (c) (a)画面からあるひとつのプロトコルを選択し、線量値のバラつきを時間軸に沿って表示

4.3. アラート分析や PDF レポート出力機能

アラートで設定した閾値を超えた検査に対し、その照射回数や CTDI 等の線量値などを示し、原因を追及していく画面が表示される。また、設定された期間における DoseWatch 内の CT または CV/IR のデータに対し、年齢、性別、体重等を基にした検査情報の集計や、プロトコルの使用頻度等を踏まえた見直しの優先順位、アラートを超えた理由一覧等、様々な切り口による豊富な分析レポートを PDF で出力させることが可能。

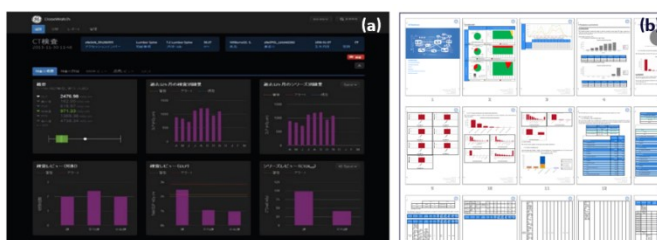


図 9 分析画面、資料の一例
(a) 検査詳細の確認画面 (b) PDF 分析レポート

4.4. Image quality (画質評価ボタン)

DoseWatch では検査におけるユーザーの画像評価を記録・収集する (図 10)。RIS や電子カルテと連携し、日々の作業フローに組み込むことで、新しいプロトコルを導入した際の検討等、画質を踏まえた線量の正当化も可能となる⁶⁾。

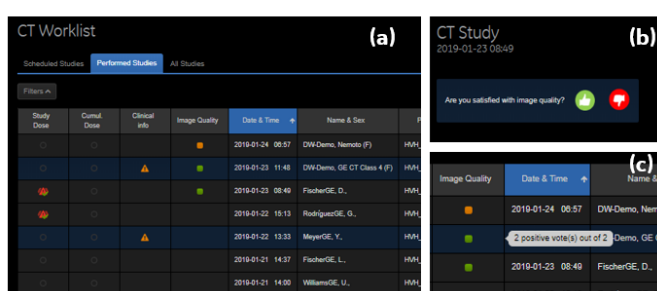


図 10 画質評価機能画面の一例
(a) 検査リストの列に Image Quality がある
(b) 各検査でユーザーの権限に応じて投票を行える
(c) 集計結果が (a) の画面にて色で表現され、反対票がひとつでもあればオレンジ色となる

5. 院内 IT システムとの連携

DoseWatch は IHE フレームワークを遵守しており、Lightweight Directory Access Protocol (LDAP) インテグレーションをサポートしている。また、HL7 (ADT、ORM message) 形式による DoseWatch 内の患者情報や検査情報の更新や、線量情報を RIS やレポートングシステム、EMR へ送る事が可能である。



図 11 院内情報システムとの連携イメージ

6. Clinical Performance Management (CPM)

医療の質を上げてコストを抑制する。放射線科が抱える問題は線量管理に留まらない。GE はこれからのヘルスケア産業にデジタルを活用して、データ収集、分析、最適化支援といったコンサルティングと業務改善プロジェクトを一元受託し、お客様の変革を加速させる Clinical Performance Management (CPM) コンサルティングサービスを展開していく。

CPM コンサルティングサービスにおいて、DoseWatch は院内装置の種類やベンダーを超えて検査情報を収集することが可能であり、弊社が提供するソフトウェア Imaging insight を追

加連携させることによって、院内全体の装置の稼働や運用状況を、Imaging Insight ダッシュボードにて可視化させることができる。

そうして可視化されたデータを基に、院内関係者との定期的なミーティングを開催し、課題の解決へと導くコンサルティングサービスを提供する。

Brilliant Hospital CPMコンサルティングサービス

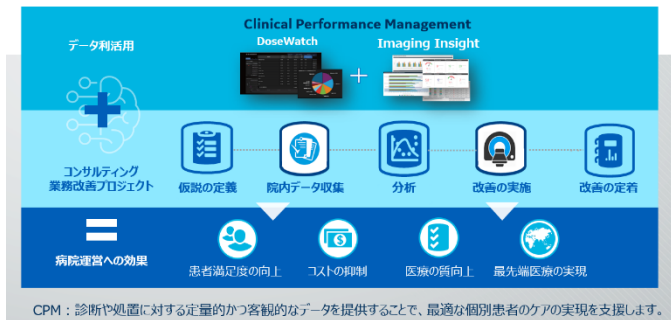


図 12 Clinical Performance Management 概要図

【臨床への有用性】

線量の適正化に向けて、線量管理自体への意識を院内で向上させることはまず重要である。Heilmaier らは、臨床用 CT と救急用 CT の検査に対し、DoseWatch を装置の横に設置し、技師による線量のリアルタイム評価を行うことで、その効果を検証した。その結果、線量のリアルタイム評価により CT 担当技師の意識が向上し、高線量の原因として判明した患者のミスセンタリングを有意に減少させ、線量低減に至った^{7, 8)}。

また、プロトコルの整理と標準化は、DRL との容易な比較や線量の適正化は勿論、診療放射線技師や医師のコミュニケーションを最適化し、オペレーションの改善にも寄与することが期待される⁹⁾。他にも Chatzoglou らは、DoseWatch を用いて自施設 CT の線量を NDRL (National Diagnostic Reference Level) と比較し、プロトコルの選択ミスや、mAs 値を下げる事ができるプロトコルの発見と見直しによって線量を適正化させ、患者ケアを向上させた¹⁰⁾。なお、NDRL との比較は線量適正化においてまず第一歩であるが、これは各検査が超えてはならない閾値ではなく、あくまで施設全体の運用を検討する際の参考値であることは改めて注意されたい。

そして CT 検査において、複数施設間の線量のバラつきを可視化させることで、NDRL による閾値以下であっても線量低減の余地があることに気づくことに、DoseWatch が寄与したとの Pyfferoen らによる報告がある¹¹⁾。加えて、Brat らの、スイス Group 3R の複数施設における DoseWatch を用いた CT 検査線量の適正化への取り組みでは、まず RadLex とのマッピングによりプロトコルの標準化を図った。その後、臨床所見と BMI を加味した線量分析を行うことにより、胸部と腹部に関し 26% の線量低減を達成している⁶⁾。

CT 以外の活用事例の一例としては、Hertault らは、Endovascular aneurysm repair (EVAR) 中のフュージョンイメージングによる線量低減手法について US、EU、日本の計 6 施設に対する検討を行った。その結果、コリメーションが DAP 低減にとって顕著な有効因子であったことと、30°以上の Left Anterior Oblique view (LAO) / Right Anterior Oblique view (RAO)、または 15°以上の Cranio/Cauda (CRA/CAU) による照射が高線量の原因であることが示された。そして院内スタッフへのトレーニングの実施と検査の見直しによって、DAP の平均値を半減させた施設の事例も報告されている¹²⁾。

この様に、収集されたデータを基に施設内での線量適正化への取り組みを行うことができる事は、線量管理システムが臨床へもたらす有用性の代表例である。

一方、医療従事者と患者との間における、被ばくリスクに関するコミュニケーションも臨床現場において関心が高い。患者にとってのリスクを評価する指標は実効線量およびシーベルト

(Sv) であるが、この値が臨床現場において一人歩きをしない様、注意が必要である。実効線量を計算するにあたり ICRP から示されている組織荷重係数は、デトリメント（損害）と呼ばれる、致死がんの発生確率、非致死がんの発生確率、重篤な遺伝的影響の発生確率、余命損失の相対的な大きさ、の4つの因子から定量的に求められており、発がんリスクのみを考慮したものではない。また、国立がん研究センターからは100 mSvを下回る線量に対しては明らかな発がんリスクの増加は確認されていない報告がされている¹³⁾。この他にも放射線リスクに関しては様々な客観的指標が示されているが、最終的にはこれらの情報を如何に取捨選択し、伝え、患者の抱える不安をどのようにケアしていくかというリスクコミュニケーションが最も重要である。その際には、やはり自施設における検査と線量の関係性を予め十分に把握することは重要であり、線量管理システムはその目的に資するものである。

【結語】

世界各国で線量の適正化が推し進められている中、診療用放射線に係る安全管理体制の確保が2020年度義務化に際し、国内における関心が改めて高まっている。しかし、様々な装置から線量情報を診療放射線技師が手動で収集し記録することは煩雑であり、線量管理システム導入のニーズが高まりをみせている。弊社はDoseWatchを国内外で展開し、豊富な接続実績から線量適正化に至る機能や実例を蓄積してきた。それに加えてClinical Performance Managementへの拡張性も持ち、院内全体の課題解決にも役立つ事が可能である。

【参考文献】

- 1) 厚生労働省、平成30年度診療報酬改定について
(<https://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/0000188411.html>、2019.)
- 2) 厚生労働省、医療法施行規則の一部を改正する省令の施行等について
(https://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/0000205166_00010.html)、2019.)
- 3) American Association of Physicists in Medicine., Size Specific Dose Estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. Report of the AAPM Task Group 204, no. c, pp. 2–6, 2011.
- 4) A. A. of P. in Medicine., Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT: The Report of AAPM Task Group 220., *AAPM Rep.*, vol. 2014, no. 220, pp. 6–23, 2014.
- 5) X. Tian, W. P. Segars, R. L. Dixon, and E. Samei, Convolution-based estimation of organ dose in tube current modulated CT, *Phys. Med. Biol.*, vol. 61, no. 10, pp. 3935–3954, Apr. 2016.
- 6) H. Brat *et al.*, Local clinical diagnostic reference levels for chest and abdomen CT examinations in adults as a function of body mass index and clinical indication: a prospective multicenter study, *Eur. Radiol.*, May 2019.
- 7) C. Heilmaier, N. Zuber, B. Bruijns, and D. Weishaupt, Does real-time monitoring of patient dose with dose management software increase CT technologists' radiation awareness?, *Am. J. Roentgenol.*, vol. 206, no. 5, pp. 1049–1055, May 2016.
- 8) C. Heilmaier, N. Zuber, B. Bruijns, C. Ceyrolle, and D. Weishaupt, Implementation of

Dose Monitoring Software in the Clinical Routine: First Experiences, *RoFo Fortschritte auf dem Gebiet der Rontgenstrahlen und der Bildgeb. Verfahren*, vol. 188, no. 1, pp. 82–88, Jan. 2016.

- 9) S. J.R.Q.W. and G. D.A., Radiology stewardship and quality improvement: The process and costs of implementing a CT radiation dose optimization committee in a medium-sized community hospital system, *J. Am. Coll. Radiol.*, vol. 10, no. 6, pp. 416–422, 2013.
- 10) V. Chatzoglou and S. Kottou, Management and Optimisation of the Dose in Computed Tomography via a Dose Tracking Software, *Omi. J. Radiol.*, vol. 5, no. 4, Sep. 2016.
- 11) L. Pyfferoen, T. H. Mulkens, F. Zanca, T. De Bondt, P. M. Parizel, and J. W. Casselman, Benchmarking adult CT-dose levels to regional and national references using a dose-tracking software: a multicentre experience, *Insights Imaging*, vol. 8, no. 5, pp. 513–521, Oct. 2017.
- 12) A. Hertault *et al.*, Radiation Dose Reduction During EVAR: Results from a Prospective Multicentre Study (The REVAR Study) , *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, vol. 56, no. 3, pp. 426–433, Sep. 2018.
- 13) 国立がん研究センター、がんの原因とリスクの大きさ
(https://www.ncc.go.jp/jp/other/shinsai/higashinihon/kokaitoronkai/20110622_slide_03.pdf) , 2011.

【 企業製品紹介 】

手持ち型口内法 X 線撮影装置 NOMAD の有用性

株式会社アイデンス 町田 貴之
岩手医科大学 法科学講座 法歯学・災害口腔医学分野 熊谷 章子

【NOMAD の歴史】

手持ち型口内法 X 線撮影装置『NOMAD』は、ロシアのへき地歯科診療の要請をきっかけに、「軽くてどこでも使用できる X 線装置」として、2004 年に米国 ARIBEX 社が充電式バッテリーコードレス X 線撮影装置を開発した（商品名『NOMAD』は「遊牧民族」の意味）。

当初は歯科臨床ではなく、法歯学専門のポータブル口内法 X 線撮影装置として販売されたが、2004 年のインドネシアスマトラ島沖地震で、身元不明遺体の個人識別に役立ったとして世界的に認知されるようになった。その際の術者に対する被ばくデータ 12 万人分から安全性が認可され、世界各国様々な分野で使用されている。その後、2012 年には ADA（米国歯科医師会）、FDA（米国薬品医薬品局）が「放射線撮影手順と放射線安全ガイドライン」を改訂し、初めて「Hand held X-Ray Units」（手持ち式 X 線）のカテゴリーが追加され、メーカーの指示通り使用した場合は『防護衣無し』で術者が使用できる唯一の機器として認可された。

日本では許認可取得に 4 年を要したが、2010 年よりアイデンスが販売を開始した。主に訪問診療や移動困難な患者に対して利用されていたが、2011 年 3 月の東日本大震災では日本法歯科医学会の先生方からの要請で、岩手県歯科医師会警察歯科医会に、NOMAD とデジタルセンサー、ノートパソコンをセットにして貸し出しを行い、2,600 体を超すデンタルチャート資料作成に貢献した。

また、2011 年 10 月には、既に配備されていた福島県を除いた全国 46 都道府県警察に身元確認用の口内法 X 線撮影装置として配備された。

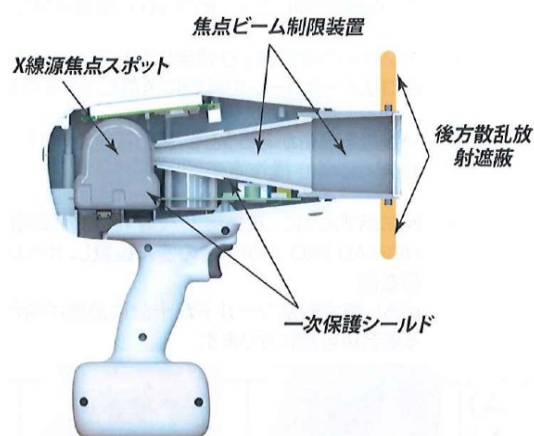
【X 線防御に関する安全性について】

① 一次シールド

特殊内部シールド構造（一次）により X 線管が被覆され漏えい放射線を効率的に吸収している。（X 線管の高亜鉛素材絶縁体とコーンの鉛シールド）

② 二次シールド（鉛含有アクリル透明樹脂）

後方散乱防止の特殊シールドにより、広範囲な後方散乱線遮断エリアを実現している。



※ シールドがコーン先端の位置であること、対象歯に近接していること、術者に対し平行位置にある場合に「最大被ばく防止効果」が得られる。

※ 一次及び二次シールドの相乗効果により、術者の被ばくは放射線診療従事者の実効線量限度以下にすることができる。

※ 日本歯科大学生命歯学部歯科放射線学講座の論文「ポータブル X 線発生装置 NOMAD の遮蔽効果」にて、NOMAD 取扱い者の被ばくが、医療法施行規則や電離放射線障害防止規則等における実効線量限度を下回ることが十分可能であることが示唆されている。

また、世界で認可されている安全性の根拠は出荷時の数値でも示されている。

米国 FDA 規格では、X 線装置からの漏えい線量は 0.88 mGy/時間を超えてはならないとされているが、IEC（国際電気標準会議）規格では更に厳しく、0.25 mGy/時間とされている。これらの規格に対して ARIBEX 社では、0.02 mGy/時間（12 か所の表面の測定箇所全て）以下を製品出荷の基準としている。

現在、販売されている NOMAD 以外の携帯型口内法 X 線装置は、後方散乱シールドを装着していない、両手で保持するいわゆる「デジカメ型」タイプが主流であるが、根拠データが公開されているメーカーがないため、ARIBEX 社のデータが各機関の漏えい基準値の参考として用いられている。

【今後について】

術者の被ばくを低減し、且つ簡単な操作で確実な口内法 X 線撮影が可能となる手持ち型口内法 X 線撮影装置「NOMAD シリーズ」は、現在も多くの公的機関でその安全性と操作性が評価され採用されている。

今後も多くの医療現場で適切に使用されるように、「携帯型口内法 X 線装置による手持ち撮影のためのガイドライン」（2017 年 10 月、日本歯科放射線学会制定）に従って取り扱う事を周知し、製品の開発やサービスの向上に寄与できるような役割を果たしていきたいと考えている。
(町田 貴之)

【臨床歯科の現場で】

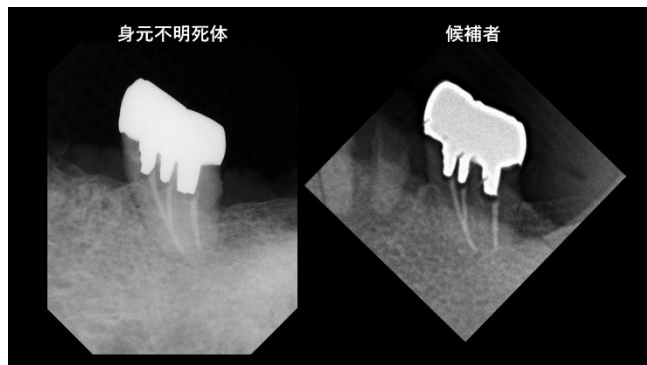
今や病院内の手術室でなくとも、歯科診療室での口腔外科的治療やインプラント治療が一般的に行われるようになってきている。歯の再植、インプラント埋入、低位水平埋伏智歯抜去後の確認のために、術直後に X 線撮影を行う機会は多く、その検査結果によっては直ちに追加処置が必要となる場合もある。このような口腔外科的治療だけではなく一般歯科治療においても、近年では鎮静法の併用が積極的に行われている。移動困難な患者の X 線撮影を含めた一連の治療を、患者を一旦歯科用ユニットから降ろすことなく行うことができれば、患者の負担は少なくチェアタイムの短縮も図れ、術者にとっても非常に好都合なことと言える。そのためには手持ち型口内法 X 線撮影装置とデジタルセンサーとの組み合わせが大変有効であることは間違いない。NOMAD は照射方向を自由に操作でき、しかも操作者の被ばくからの防護を考慮した設計であるため、米国では適切な操作を行えば、術者が術衣を一旦脱いで防護エプロンを装着することなく撮影可能となる手持ち型口内法 X 線撮影装置として認可されている。超高齢者社会の現代、移動困難な高齢者患者のリスクへの配慮を気にせずに X 線撮影が可能であることは大きな利点と言える。厚生労働省が推奨する在宅診療の推進、充実、発展のためにも、手持ち型口内法 X 線撮影装置と即時確認が可能なデジタルシステムとの組み合わせは特に必要不可欠なものである。

【法歯学の現場で】

現代日本では、1 年間に約 1,000 体の身元不明のご遺体が発見され、その数は毎年蓄積されている。特に近年問題となっているのが独居老人の孤独死で、死後数日経ってから発見されることが多く、その時にはすでに死後変化が進み、指紋、DNA、歯科所見いずれかの科学的、

客観的な個人識別方法を行わないと、そのご遺体が家の住人であるか否か、身元を特定することが困難な状態となっている。死後変化が進むと指紋やDNAの採取が困難となることが多いが、歯は変性しないため死後経過時間に依存せずにご遺体から口腔内所見の採取が可能である。このような身元不明のご遺体の個人識別にもNOMADは大いに役立っている。

歯科治療にX線画像が欠かせないのは周知のことである。身元不明のご遺体の個人識別にもX線画像は欠かせないものとなってきている。日本人のほとんどが歯科診療所を訪れた経験があり、よって多くの者の生前資料としてX線画像が歯科診療所に保存されている。ご遺体から得られたX線画像と生前のX線画像を比較照合できることが期待できるため、ご遺体に対する候補者が特定でき、その者が通院していた歯科診療所を探し出すことができれば、身元不明のご遺体の身元確認はほぼ完了できると言っても過言ではない。つまり身元不明のご遺体の個人識別には、デンタルチャート作成と合わせて、X線画像を撮影することは非常に有用性が高い。



身元不明死体と候補者の口内法X線画像

デンタルチャート (死後記録)

遺体番号 [REDACTED] 遺体状況 <input checked="" type="checkbox"/> 上下顎有牙 <input type="checkbox"/> 上顎のみ <input type="checkbox"/> 下顎のみ <input type="checkbox"/> 部分 <input type="checkbox"/> その他	検査場所 岩手医科大学 法科学講座 解剖室	検査日時 [REDACTED] 時 分 資料採取 <input checked="" type="checkbox"/> 口腔写真 <input checked="" type="checkbox"/> X線写真 <input type="checkbox"/> 歯列模型	作所: [REDACTED] 歯科医師名: [REDACTED] TEL: [REDACTED] 立会警察官名: [REDACTED]
---	---------------------------------------	--	--

右上

矯歯 不明 (A1) 1)
矯歯 不明 (B1) 2)
矯歯 不明 (C1) 3)
矯歯 不明 (D1) 4)
矯歯 不明 (E1) 5)
矯歯 不明 6)
欠損 7)
欠損 8)

左上

11 (A) 矯歯 不明
12 (B) 矯歯 不明
13 (C) 矯歯 不明
14 (D) 矯歯 不明
15 (E) 矯歯 不明
16 矯歯 不明
17 欠損
18 欠損

右下

矯歯 不明 9)
矯歯 不明 10)
矯歯 不明 (11) 1)
矯歯 不明 (12) 2)
矯歯 不明 (13) 3)
矯歯 不明 (14) 4)
矯歯 不明 (15) 5)

左下

6 欠損
7 健全歯冠造型 冠ハレスト
8 欠損
9 (E) 矯歯 不明
10 (D) 矯歯 不明
11 (C) 矯歯 不明
12 (B) 矯歯 不明
13 (A) 矯歯 不明
14 (E) 矯歯 不明

咬合状態: 不明 歯列弓形態: 不明 歯槽骨吸収: 中等度~高度 切歯縁合: 不明 横口蓋縁合: 消失 正中口蓋縁合: 上顎骨部 内傾転覆 口蓋骨部消失	咬合: 不明 その他:	写真撮影 <input checked="" type="checkbox"/> 有 <input type="checkbox"/> 無 整理番号 [REDACTED]	X線写真撮影 <input type="checkbox"/> パノラマ写真 <input type="checkbox"/> 有 <input type="checkbox"/> 無 整理番号() デンタル写真 <input checked="" type="checkbox"/> 有 <input type="checkbox"/> 無 整理番号 [REDACTED] 撮影仰位 計 枚 B7654321 12345678 B7654321 12345678
--	----------------	---	--

※記事項

高度矯歯死体
 矯歯によって不明歯多数
 #37のみ治療痕跡可能、候補者の上顎歯は死者の上顎に不適合ではない
 推定年齢 50歳~ 才

デンタルチャート

口腔内所見がご遺体の個人識別に有用であることは世界的に知られている。ご遺体の歯科的な死後記録と生前記録として X 線画像さえそろえば個人識別は可能であるという国もある。生前と死後それぞれ 1 本の歯の X 線画像から、その特徴的な治療痕を比較するだけで個人識別が可能となることも多い。生体と異なり思い通りには動かないご遺体に対し的確なコーンの向きの設定ができず、複数回同部位の X 線撮影を行うこともあるため、NONAD とデジタルセンサーとを共に使用することで、その場ですぐに画像を確認できることは大きなメリットとなる。

現在では、法医解剖前に CT 等の死後画像検査を実施する施設が増えている。メスを入れる前に臓器や骨の状態が確認できるため、解剖効率も上昇する。この際、歯の画像も撮影されるが、金属修復補綴物による金属アーチファクトによって鮮明な画像を得られないことも多く、歯に関してはやはり単純撮影で得られる画像の方が、修復補綴物や歯髓腔の形態、さらには骨梁等を、候補者の生前資料と比較することも可能となり個人識別に有効な撮影方法と言える。

【災害医療の現場で】

大規模災害が発生した現場では早急に災害医療体制を整える必要がある。当然のことながら、歯科診療には欠かせない X 線撮影が行える環境を被災地で整えることは困難である。しかし NOMAD とデジタルセンサー等とのシステムとしての準備ができれば、適切な対応、治療を行え、撮影方法によっては顎骨骨折の確認もできるため、速やかな後方支援病院への搬送も可能となる。

大規模災害では多数死者が発生することも想定しなければならない。東日本大震災では、電気が復旧していない地域の遺体安置所として広い体育館や倉庫が使用された。ドラム式のコードを利用してご遺体まで届かないことや、遺体数が多かったため狭い環境での作業を強いられたこと、さらに水中死体や損傷による血液流出による床の汚染もあり、配線は極力なくした作業が要求され、充電式バッテリー型コードレスの手持ち式口内法 X 線撮影装置 NOMAD は非常に有効活用され、多くの犠牲者の身元確認に貢献できた。さらに NOMAD は放射線被ばくを極力抑えた構造になっているため、遺体安置所のように医師、歯科医師、警察官等多職種が活動する場所でも、適切な使用方法によって周囲への被ばくを回避できる。デジタルセンサーとともにユニットで使用することで、撮影後すぐに PC で画像を確認し、大規模災害による多数死体発生時の混乱の最中でも、質の高い歯科的死後記録を保存することが期待できる。

一般歯科診療の現場、平時の身元不明死体の死後記録採取、大規模災害時の医療支援や多数犠牲者の個人識別のためのツールとして、NOMAD で撮影された X 線画像を保存し、有効に活用することは、現代の歯科医療の質の向上、日本の公衆衛生上の問題解決のためにも非常に大切なことである。

(熊谷 章子)

【 企業製品紹介 】

X線防護用具の検査記録管理ソフト「羽衣の見張り番」の開発

株式会社マエダ 営業部
村田 健太郎

【はじめに】

診断用 X 線防護衣（以下防護衣）は、表面を保護シートで覆われている構造のため、遮へいシートに損傷が生じても外観からでは分かりにくい場合がある。そのため、防護衣は、日常の目視、触覚点検と定期的な X 線透視検査（以下検査）を行い、防護能力の有効性を確認する必要がある。

当社では、防護衣の点検、検査の実施とその記録を管理するソフトウェア（以下ソフト）を開発するにあたり、複数施設で情報収集を行い、X線防護用具（以下防護用具）の検査記録管理ソフト「羽衣の見張り番」（図1）を開発したので報告する。



図1 HOME画面

【特長】

1. 導入費用が掛からない

「防護用具の管理をするためのソフトや機器の購入は困難」との意見が多く、以下の通りコンセプトを定めた。

- (1) ソフトの無償提供（ユーザ登録必須）
- (2) 新規機器購入が不要

2. 防護用具の登録が簡単

防護用具の登録、管理には、利用者が任意で定めた独自の管理番号（例：一般撮影室-001など）を使用する。このため、既に管理を行っている施設では、使用されている管理番号を、そのまま活用することができる。

また、登録の更なる簡便化のために、以下3通りの登録方法を用意した。

- (1) 当社製品登録：辞書機能による自動入力（メーカー、タイプ、鉛当量、サイズ）
- (2) 他社製品登録：手入力での登録（メーカー、タイプ、鉛当量、サイズ）
- (3) インポート登録：表計算ソフトで作成されたデータの迅速登録が可能

3. 登録製品の便利な管理方法

管理のためには、登録データと防護用具の紐付けが必要となる。そこで、手書きなどの簡易的な管理方法に加え、当ソフトは、防護用具情報（QRコードを含む）のラベル発行機能も備え、混在した管理も可能とした。

- (1) 従来通りの管理：手書き、刺繍、ネームラベル（これにより小物の管理も可能）（図2）
- (2) ラベルによる管理：印刷したシールによる管理、管理ホルダを使用した管理（図3）



図2 従来通りの管理



図3 ラベルによる管理

4. 多様な検査記録登録機能

検査記録の登録は、複数の登録方法を設定し（図4）、その中から任意の登録方法を複数選択できる設計とした。これにより、従来から管理している施設においても、登録方法を変更せずに導入できるよう考慮した。

- (1) ○△×廃棄の段階判定登録（必須）
判定基準を任意に設定可能
- (2) 部位を特定してのコメント入力
過去コメントの引用可能
- (3) お絵かき機能によるイラスト登録
過去イラストからの引用加筆可能
ペン色の内容（亀裂、汚れ等）変更可能
- (4) 透視やCT位置決め画像の登録
ドラッグ&ドロップで簡単登録
画像をクリックして拡大表示



図4 検査記録登録画面

5. 表示・出力機能

データの表示、出力には、以下の機能を用意し、利便性を高めた。

- (1) 検索機能：管理番号
部門、設置場所
検査実施日
次回検査日
- (2) 出力機能：防護用具情報、一覧
検査記録（図 5）
管理ラベル
月次点検のチェックリスト
- (3) エクスポート機能：自由な帳票の作成、印刷

図 5 検査記録出力例

6. 月次点検にも対応

当社で推奨している半年毎の定期的な検査だけでなく、必要に応じて、毎月の月次点検にも対応可能とした（ON/OFF 選択可能）。

- (1) 月次点検機能：目視、触覚点検、汚れのチェック、清拭の有無
- (2) 逆戻り警告機能：点検結果逆戻り選択（不良→良）の防止

【まとめ】

防護用具の安全利用のためには、定期的な点検、検査が必要である。当ソフトが、無償による導入の容易さと、多様な管理方法から選択できる利便性の良さから、普及、活用されることで、安全な防護用具の利用が広まることを期待する。

機能説明動画の QR コードを付記する（図 6）。



図 6 機能説明動画の QR コード

2019年度 第1回役員会（通算148回）

日 時：2019年6月29日（土）11:00～11:40

場 所：日本歯科大学 セミナー室1

出席者：笹垣、北森、三島、吉田、長谷川、坂本、石塚、大塚、山田、蛭川、相澤、辰見、
鹿島、林（開催校）

欠席者：石田、里見

【報告事項】

1. 会長報告（笹垣）

- ・北森顧問に会長職代行を依頼（5/13～6/25）
- ・2019年度学術調査・研究費助成申請締切り（6/7）
2題の申請があった。
- ・北森顧問、日本歯科放射線学会理事会にて渉外委員として連絡協議会活動報告（6/14）
日本歯科放射線学会 第60回記念大会祝賀会に出席（6/15）
- ・医療法施行規則一部改正（医療放射線安全管理責任者の配置、指針の策定、研修の実施、
MDCT等の被ばく線量管理及び記録）の概要を施設代表者宛に連絡

【協議事項】

1. 2019年度 調査・研究費助成について（学術委員会）

学術委員8名の投票により広島大学の小林誠 会員を採択した。

2. 2019年度総会・歯科放射線技術研修会プログラムについて

総会の進行について確認した。

総合司会を日本歯科大学 林 亮 会員、総会議長を朝日大学 岩田 哲成 会員、書記を昭和大学 金子 福和 会員、議事録署名人を日本大学松戸歯学部 似内 毅 会員へ依頼
総会、表彰の進行を確認

奨励賞 愛知学院大学 後藤 賢一 会員、会長表彰 大阪大学 北森 秀希 前会長、名誉
会員 広島大学 隅田 博臣 会員を推挙することを確認

次回役員会：2019年6月30日（土）研修会終了後

場 所：日本歯科大学 セミナー室1

2019年度 第2回役員会（通算149回）

日 時：2019年6月30日（日）12:15～13:25

場 所：日本歯科大学 セミナー室1

出席者：笹垣、北森、三島、吉田、坂本、石塚、大塚、山田、蛭川、里見、相澤、辰見、鹿島、林（開催校）

欠席者：石田

【報告事項】

1. 総会・研修会報告（2019年度 開催校 林）

講師 3名、会員 58名、企業 16名、スタッフ 9名、合計 86名の参加であった。

2. 会員テーマ発表・アンケート発表について（笹垣会長）

司会、座長の適確かつスピーディーな采配で進行は非常に良かった。研究発表は6題で少ないかと思われたが、西川先生にご質問頂き結果的には良かった。アンケート調査報告は鹿島会員に膨大なデータの集計をして頂いた。

【協議事項】

1. 2019年度 事業計画について（笹垣）

2019年度 事業計画（案）は総会にて承認されたので、この通りに進めていく。

2. ホームページの状況について（相澤）

3月14日にポスターの変更、3月19日に30年記念式典を一般公開、4月4日に第147回役員会報告、6月6日に会誌58号と会員コラムを掲載した。6月29日に歯科領域検査法一般向けを掲載し、6月30日にパスワードを変更している。

3. 口腔・顎顔面領域撮影分科会の活動について

第35回 日本診療放射線技師学術大会（大宮）分科会シンポジウム（吉田）

9月15日（日）の最後に割り当てられている。

解剖を吉田分科会長が、CTを愛知学院 後藤委員、MRを日大松戸 前原委員が講演する。

4. 口腔・顎顔面領域認定技師制度の状況（吉田）

進展しているとは言えないが、今後の対応を考えていく。

5. 総会・研修会開催後の収支報告と運営費用の扱いについて（笹垣）

総会・研修会の会計報告がなかった。今回から会計報告をすることとした。

企業からの協賛金は連絡協議会の会計に入れることとした。

協賛金、謝金等のガイドライン設定について検討することとした。

6. 2020年度総会・歯科放射線技術研修会について（石塚）

2020年6月27日（土）、28日（日）にエル・パーク仙台で開催する。

情報交換会、2次会会場は未定。

7. 2021年以降の開催校について（北森）

2021年は神奈川歯科大学にお願いした。2022年は九州大学が立候補している。

8. 次号会誌（通巻 59 号）の内容について（三島）

通巻 59 号は 12 月に発刊予定である。原稿締め切りは 10 月末とする。

巻頭言 石塚、研修会報告 林、分科会報告 吉田、新入会員挨拶 大阪歯科大学 財家、東北大学 高根、西原、鈴木、鶴見大学 吉田の 5 名、近況報告 広島大学 隅田。

企業製品紹介は GE に線量管理、アイデンスに手持ち型口内法 X 線撮影装置 NOMAD、マエダに防護衣管理ソフトについて執筆頂き、広告を掲載して頂く。

今回、教育講演して頂いた西川先生と佐藤先生の講演を録画している。今後の運用を関係者と検討していく。

9. その他

「歯科放射線技術研修会」という名称を「学術大会」に変更してはどうか。（辰見）

会長、副会長で検討の上、施設代表宛にアンケート調査することとする。

来年は「歯科放射線技術研修会」のままで開催する。（笹垣）

研修会開催費のガイドラインについて、メール審議までに作成し送ることとする。（笹垣）

次回役員会は 10 月 メール審議



2019年度 第3回役員会（通算150回）

日 時：2019年10月10日（木）～21日（月）

場 所：メール審議

出席者：笹垣、三島、吉田、坂本、石塚、石田、大塚、相澤、蛭川、里見、辰見、鹿島、山田
北森（顧問）

【報告事項】

1. 会長報告(笹垣)

- ・7月 賛助会員、日放技会長、歯科放射線学会理事長に暑中見舞発送
- ・8月 会誌掲載企業へ広告趣意書発送（三島副会長が代行）
- ・8月6日から9月16日 北森顧問に会長職代行を依頼
- ・9月 歯科放射線技術研修会の名称変更に関するアンケート調査を実施
- ・10月 医療法施行規則改正に係るガイドラインを施設代表者宛に送信

2. 学術委員会（吉田）

歯科放射線技術研修会の会員発表の募集並びに奨励賞の応募依頼を11月初旬に行う

3. 企画委員会（北森）

- ・2020年歯科放射線技術研修会の内容を策定、特別講演、教育講演、アンケート報告、会員発表2部構成とする。会員発表の募集は12月末、奨励賞の応募は2020年1月末締め切りにて学術委員長から案内
- ・2020年度は役員改選であるため、選挙管理委員長を日大松戸歯学部 似内氏に依頼予定

4. 口腔・顎顔面領域撮影分科会（吉田）

- ・2019年9月15日（日）16:00～18:30

第35回日本診療放射線技師学術大会 分科会企画を開催

「顎顔面のCT・MR検査 ー腫瘍・嚢胞を中心にー」

座長：三島 章、分科会活動報告：吉田 豊、顎顔面の解剖と疾患：吉田 豊

顎顔面のCT検査：後藤 賢一、顎顔面のMR検査：前原 正典が担当

- ・技師会のe-ラーニングシステム更新に合わせた教材について検討中であったが、システムの更新が次年度以降にずれ込むことになったので状況を見ながら進める

5. ホームページ委員会（相澤）

- ・2019年9月24日 会員コラムを追加、会員ページに148回、149回幹事会報告を掲載
- ・2019年9月15日 学会日程を更新
- ・2019年7月4日 会員ページに教育講演資料「今さら聞けない放射線物理の超基本」を掲載
- ・2019年6月29日 会員ページのパスワードを変更、学会日程を更新、歯科領域検査法（一般の方向け）を公開

6. 口腔・顎顔面領域撮影e-ラーニング委員会（吉田）

JORTのe-ラーニング受講状況は受講者45名、合格者30名、今年2月から変化なし

7. 編集委員会（三島）

- ・会誌 59 号を 2019 年 12 月発行予定
- ・会誌 60 号 2020 年 6 月発行予定

JORT 総会・研修会の前抄録を中心として掲載予定、その他は編集委員会にて検討中

8. JORT からの講師派遣（相澤）

昭和大学の石田技師長からの紹介で以下の講演を行った。

2019 年 9 月 29 日 2019 年度診療放射線技師基礎技術講習（東京都診療放射線技師会）

2019 年 4 月 26 日 第 84 回日暮里塾ワンコインセミナー（東京都診療放射線技師会）

2019 年 12 月 1 日 診療放射線技師基礎技術講習「一般撮影」（千葉県放射線技師会）

【協議事項】

1. 2020 年度総会・技術研修会プログラム（案）

技術研修会の内容について確認、検討を行った。

2. 歯科放射線技術研修会の名称変更について

施設代表者宛にアンケート調査を実施（9 月 3 日～9 月 30 日）

反対意見多数により名称変更は見送りとした。

3. 総会・歯科放射線技術研修会開催費のガイドラインについて

第 2 回役員会で審議したガイドライン（案）を策定し、検討した。

4. 役員改選について

2020 年の役員改選に併せて、編集委員長を日本大学 里見氏に交代することとした。

役員の数を少し減らしてでも、メール会議ではなく、通常の会議にした方が良いとの意見があった。次年度の役員が決まった時点で検討することとした。

5. 第 4 回役員会について

日時：2020 年 2 月 1 日（土）15 時から

場所：日本大学歯学部附属歯科病院 5 階

6. その他

- ・北森顧問が秋の叙勲を受けられる。2020 年総会で叙勲披露を行うこととした。
- ・umin メールの不着についての対応策を検討した。
- ・日本歯科放射線学会主催 線量測定研修会を 2020 年 1 月 11 日（土）、12 日（日）に明海大学、坂戸グランドホテルで開催予定。近日中に JORT-ML でアナウンスする（三島）
- ・今後の総会・研修会予定について
 - 2020 年 東北大学
 - 2021 年 神奈川歯科大学
 - 2022 年 九州大学
 - 2023 年 日本大学松戸（これから交渉）
 - 2024 年 松本歯科大学（これから交渉）

- [名称] 第1条 本会は、全国歯科大学・歯学部附属病院診療放射線技師連絡協議会（略称：全国歯放技連絡協議会）と称し、英文では **The Japanese Meeting of Radiological Technologists in Dental College and University Dental Hospital** と表記する。
- [目的] 第2条 本会は、会員が相互に連絡をもって研鑽し、医育機関病院の診療放射線技師としての資質の向上を計り、歯科医療の発展に貢献することを目的とする。
- [事務所] 第3条 本会の事務所は、役員の勤務場所に置く。
- [会員] 第4条 本会の会員は次の5種とし、施設会員、特例施設会員、個人会員を正会員とする。
- (1) 施設会員：歯科部門における診療放射線技師が複数名いる施設
 - (2) 特例施設会員：役員会で承認された施設
 - (3) 個人会員：本会の趣旨に賛同する個人で、役員会で承認された者
 - (4) 賛助会員：本会の発展に協力する団体で、役員会で承認された団体
 - (5) 名誉会員：本会对し特に功績のあった会員で、総会で承認された者
- [役員] 第5条 1 本会は、次の役員を置く。
- | | |
|------------|-------------|
| (1) 会長 1名 | (2) 副会長 2名 |
| (3) 総務 1名 | (4) 会計 1名 |
| (5) 幹事 若干名 | (6) 会計監査 1名 |
- 2 会長、副会長および会計監査は、事前に正会員の中から立候補者を募り総会において選出する。総務、会計および幹事は、会長の指名による。
- 3 顧問は、会長が任命し、役員会の承認を必要とする。
- 4 役員の任期は2年とし、再任を妨げない。
- [会議] 第6条 1 総会は、原則として毎年1回開催するものとする。
- 2 総会は、会長がこれを招集し重要な事項を審議する。
- 3 総会の議長は、出席者の中から選出する。
- 4 総会の議決は、出席者の過半数による。ただし、可否同数の場合は、議長の決するところによる。
- 5 その他、会長が認める場合には、臨時の会議を開催できる。
- [会計] 第7条 1 本会の経費は、会費およびその他の収入をもってこれに充てる。
- 2 本会の会計年度は、毎年4月1日より、翌年3月31日迄とする。
- 3 施設会員の会費は、1施設年額10,000円とする。
- 4 特例施設会員の会費は、1施設年額5,000円とする。
- 5 個人会員の会費は、年額4,000円とする。
- 6 賛助会員の会費は、年額100,000円とする。
- 7 名誉会員は会費納入の義務が免除される。
- [付則] 第8条 1 本規約の変更は、総会の承認を必要とする。
- 2 本規約は、平成元年10月19日から実施する。

(平成4年7月11日に一部改正)
(平成6年7月9日に一部改正)
(平成8年7月28日に一部改正)
(平成12年7月1日に一部改正)
(平成29年7月1日に一部改正)

【2018、2019年度 役員、委員会】

「役員」 会長 笹垣 三千宏 (大阪歯科大学)
副会長 三島 章 (鶴見大学) 吉田 豊 (純真学園大学)
会計監査 長谷川 順一 (松本歯科大学)
会計 坂本 彩香 (日本歯科大学)
総務 石塚 真澄 (東北大学)
幹事 石田 秀樹 (昭和大学) 大塚 昌彦 (広島大学大学院)
山田 敏朗 (長崎大学) 蛭川 亜紀子 (愛知学院大学)
里見 智恵子 (日本大学) 相澤 光博 (東京歯科大学)
辰見 正人 (九州大学) 鹿島 英樹 (大阪大学)
顧問 北森 秀希
2020年度開催校 石塚 真澄 (東北大学)

「委員会」 ●委員長

学術委員会 統括：吉田 豊

●大塚昌彦、辰見正人、後藤賢一、相澤光博、鹿島英樹、遠藤 敦、市原由香

企画委員会 ●北森秀希、辰見正人、千葉淳一、里見智恵子、蛭川亜紀子

口腔・顎顔面領域撮影分科会

●吉田 豊、三島 章、石田秀樹、相澤光博、稲富大介、後藤賢一、遠藤 敦

ホームページ委員会

●相澤光博、宇田川孝昭、山田敏朗、北森秀希

口腔・顎顔面領域撮影 e-ラーニング委員会

●吉田 豊、香川豊宏先生 (外部委員；福岡歯科大学)、石田秀樹、三島 章、北森秀希、相澤光博、山田敏朗、稲富大介、佐藤 守

編集委員会 ●三島 章、吉田 豊、蛭川亜希子、稲富大介、岩城 翔、宇田川孝昭

投稿規定

使用ソフト：文書 Word、画像・図 JPG

原稿サイズ：**A4**

余白：**上下左右 25 mm**

文字数：**42 文字**

行数：**40 行**

但し、最初のページは表題がつくため **35 行**

フォント：**MS 明朝、半角英数は Century**

タイトル 12 ポイント、所属・氏名 11 ポイント、**本文 11 ポイント**

タイトル、所属機関、氏名を記載

会員の所属機関は大学名のみ（例：鶴見大学）とし、それ以外の方は所属機関、部署、役職を記載。

原稿は締切り期限を厳守し、下記までメールにてお送りください。

鶴見大学歯学部附属病院 画像検査部 三島 章 mishima-a@fs.tsurumi-u.ac.jp

総務よりお願い

会員情報に変更がありましたら、総務までメールにてお知らせください。

また、会誌郵送先の変更等がありましたら、合わせてお知らせください。

〒980-8574 宮城県仙台市青葉区星陵町 1-1

東北大学病院 診療技術部 放射線部門

石塚 真澄

masumi-thk@umin.ac.jp

TEL：022-717-8416（直通）

FAX：022-717-8416

編集後記

会員の皆様いかがお過ごしでしょうか。6月に日本歯科大学で開催された総会・歯科放射線技術研修会ではお世話になりました。来年の仙台でも、キンキンに冷えた美味しいビールと地酒を飲みながら牛タンでも食べたいです。

歯科放射線技術研修会の次の日曜日、7月7日（七夕）は曇り時々雨でした。歯科放射線学会と連絡協議会と6月は学会が続いていましたので、この日こそは休みに子供達をどこかに連れて行ってあげたいと、雨でも楽しめる新江ノ島水族館に連れて行きました。新江ノ島水族館でお勧めしたいのは、イルカショーの後に各回先着30名がイルカと握手できるアトラクションです（+500円）。その日は10時30分からと14時からの2回だけでした。うちはと言うと、予定通り開園10分前に到着し、開園と同時に握手券の列に並んだ結果、10時30分の回に子供2人分の権利をなんとかゲットできました。その時の息子の写真です。その後ブラブラと園内を見学していたら、たまたまですが七夕限定でヒトデを入れたキーホルダーを手作りできるイベントがありました。1年に1回しかないイベントらしく、なかなかの盛況で30分以上待ちましたが、とてもかわいらしいキーホルダーができました。その後、軽く昼食を済ませ、車で鎌倉まで足を伸ばして小町通りを散策する事にしました。コロッケ、せんべい、クレープと食べ歩き、観光を楽しみました。ここでのお勧めは老舗カレー店のキャラウェイです。お昼時はいつも行列が外までできる有名店です。子供連れでとても並んで待てないので、うちはカレーとハヤシのルーだけをテイクアウトして家でおいしくいただきました（テイクアウトは列に並ばずにレジですぐ買えます）。ビニール袋で冷凍されているだけなので、見た目が悪いですが自宅のお土産としてならとても美味しいので喜ばれると思います。今年の梅雨は長くジメジメした日が続き、ビールやアイスなどの売り上げが大分伸び悩んだみたいです。今回のプランは雨の日でも楽しめますので、皆さんも江ノ島、鎌倉に来る機会がありましたらぜひお立ち寄りください。



鶴見大学 宇田川 孝昭

2019年12月1日 発行

発行人 全歯放技連絡協議会 会長 笹垣 三千宏

編集 全国歯放技連絡協議会 編集委員会
三島 章、吉田 豊、蛭川亜紀子、
稲富大介、岩城 翔、宇田川孝昭

発行所 〒540-0008

大阪府大阪市中央区大手前 1-5-17
大阪歯科大学附属病院 中央画像検査室
TEL 06-6910-1074

定 価 1,000円（送料 当方負担）