

学術大会

学術大会表彰者論文

経年劣化による乳房撮影用CR受像器への影響

石心会 さやま総合クリニック 大野 香

「カテーテルカテーゼ強調機能」を用いた画像処理の検討

埼玉医科大学病院 馬場 美和

前立腺IMRTにおける2D-2D骨照合による

PTV marginの基礎的検討

埼玉県厚生連久喜総合病院 眞壁 耕平

「経年劣化による乳房撮影用 CR 受像器への影響」

社会医療法人財団 石心会 さやま総合クリニック
大野 香

1. 背景

1-1 はじめに

デジタルマンモグラフィの受光系である computed radiography : CR は、1981 年に富士フィルムより発表され電子カルテの導入など時代とともに普及した。日本乳がん検診精度管理中央機構の報告によると、年度別評価台数（新規・更新・再評価を含む）においてデジタル画像評価が開始された平成 16 年度の CR の評価台数はわずか 11.7% であったが、年度毎に増加している。近年は digital radiography : DR の普及により横ばいではあるが、平成 24 年度も評価台数の約 70% が CR である。

1-2 乳房撮影用 CR 受像器

淡く微細な石灰化を検出の対象としているため、一般撮影用と比べ高分解能である。

メーカーの推奨する使用期間は、適切なクリーニングを行った上でキズ、変色や感度低下等により画像診断に支障をきたすまでとされており、明確な使用期限や評価方法の記載はない。

1-3 乳房撮影用 CR 受像器の経年劣化

X 線照射量および撮影回数が多くなるほど、乳房外側領域の感度低下が認められる。感度低下をきたした CR 受像器は Contrast to Noise Ratio : CNR、System Contrast Transfer Functions : SCTF が低下する。

2. 目的

経年劣化の評価項目について、均一性、CNR、SCTF および SNR に着目し、検討することを目的とした。また、一般撮影装置を用いた SNR 測定の有用性を検討することを目的とした。

3. 使用機器

乳房 X 線撮影装置、一般撮影装置は東芝メディカルシステムズ社製 Pe・ru・ru、KXO-80G、読取装置は富士フィルムメディカル社製 PROTECT-CS を使用した。CR 受像器は富士フィルムメディカル社製の Imaging Plate : IP を 5 枚使用した。使用期間／曝射回数は、未使用／0 回、6 ヶ月／約 1500 回、18 ヶ月／約 4000 回、42 ヶ月／約 8000 回である。使用期間 42 ヶ月の IP は 2 枚使用し、それぞれ①、②とした。ファントムは、PMMA ファントム 40mm、アルミニウム板 0.2mm（純度 99.9% 以上）、SCTF 測定用チャートを用いた。得られた Row data の解析には、ImageJ を用いた。

4. 方法

4-1 撮影条件の決定

PMMA ファントム 40mm を乳房支持台上に置き、圧迫板をファントムに接するように配置した。未使用の IP をカセットに装填し、Full Auto にて撮影を行い、得られた管電圧、mAs 値、ターゲット／フィルタを記録した。Manual にて同様の mAs 値が設定できない場合は、その mAs 値を上回る最も近い値とした。

表 1：得られた撮影条件

	管電圧 (kV)	mAs 値 (mAs)	ターゲット／フィルタ
撮影条件	30	56	Mo / Mo

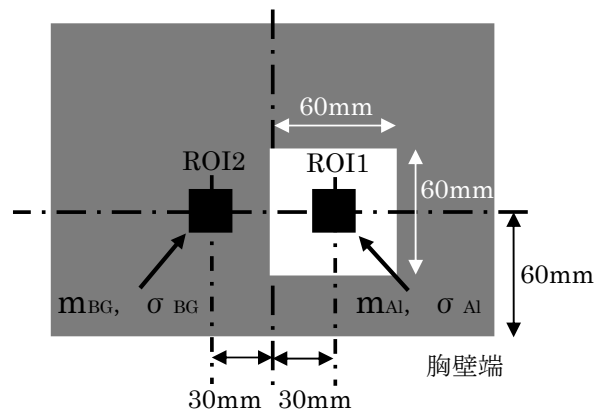
4-2 均一性

PMMA ファントム 40mm を乳房支持台上に置き、圧迫板をファントムに接するように配置した。未使用、6 ヶ月、18 ヶ月、42 ヶ月①、42 ヶ月②の計 5 枚の IP を 4.1. 撮影条件の決定にて得

られた撮影条件にて撮影し、各撮影画像を5Mモニタにて観察した。

4-3 CNR

PMMA ファントム 40mm を乳房支持台上に置き、その上に撮影台に向かって右側にアルミニウム板を配置した (図1)。圧迫板はファントムに接するように配置した。未使用、6ヵ月、18ヵ月、42ヵ月①、42ヵ月②の計5枚のIPを4-1. 撮影条件の決定にて得られた撮影条件にて撮影した。各撮影画像の Row data を ImageJ にて、2ヵ所の ROI 中の画素値の平均値と標準偏差を求め、CNR を算出した (図2)。



ROI の大きさ : 20mm × 20mm

図1 : アルミニウム板配置図と ROI 設定位置

$$CNR = \frac{m_{BG} - m_{Al}}{\sqrt{\frac{\sigma_{BG}^2 + \sigma_{Al}^2}{2}}}$$

図2. CNR 算出式

4-4 SCTF

圧迫板を取り外し、PMMA ファントム 40mm を乳房支持台上に置き、その上に SCTF 測定用チャートを左右中央、胸壁から 60mm の位置に線群がくるように配置した (図3)。未使用、6ヵ月、18ヵ月、42ヵ月①、42ヵ月②の計5枚のIPを4-1. 撮影条件の決定にて得られた撮影条件にて撮影した。各撮影画像の Row data を ImageJ にて、2lp/mm のチャートの透過領域、チャートの線群、チャートの遮蔽部に ROI を設定し、それ

ぞれの画素値の平均値、標準偏差を求め、SCTF (M (f)) を算出した (図4、5)。同様に、4lp/mm の線群について SCTF (M (f)) を算出した。

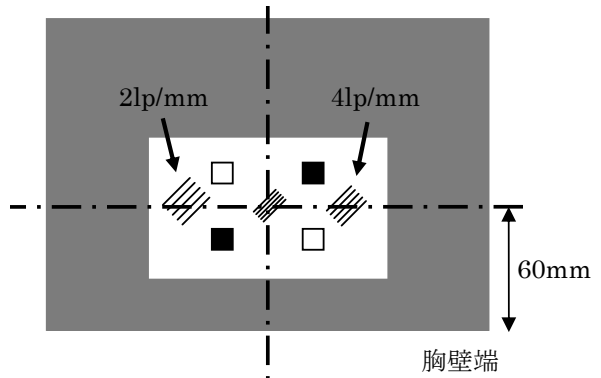


図3 : SCTF 測定チャート配置図

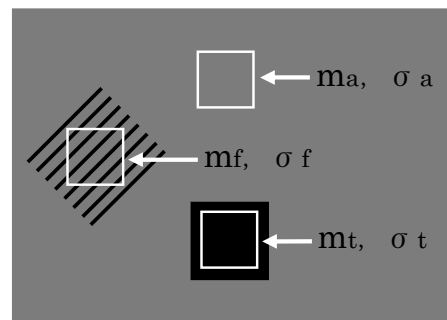


図4 : ROI 設定位置

$$M_0 = \frac{\sqrt{2}}{\pi} |m_a - m_t|$$

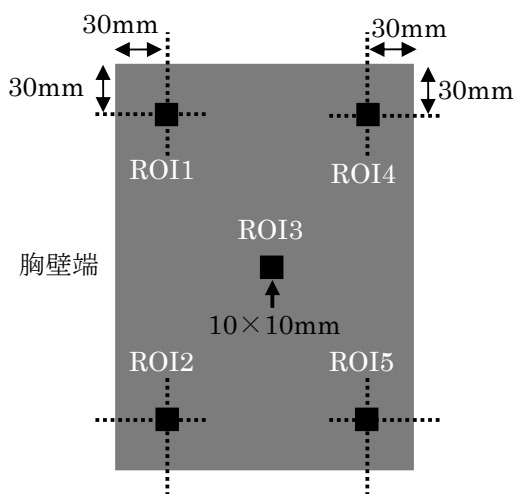
$$\sigma^2 = \frac{\sigma_a^2 + \sigma_t^2}{2}$$

$$M(f) = \frac{\sqrt{\sigma_f^2 - \sigma^2}}{M_0}$$

図5 : SCTF (M (f)) 算出式

4-5 SNR

PMMA ファントム 40mm を乳房支持台上に置き、圧迫板をファントムに接するように配置した。未使用、6ヵ月、18ヵ月、42ヵ月①、42ヵ月②の計5枚のIPを4-1. 撮影条件の決定にて得られた撮影条件にて撮影した。各撮影画像の Row data を ImageJ にて、画像中心と上下左右の計5ヵ所の ROI 中の画素値の平均値と標準偏差を求め、SNR を算出した (図6、7)。



ROI の大きさ : 10mm×10mm

図 6 : ROI 設定位置

4-6 一般撮影装置を用いた SNR

一般撮影装置にて未使用、42 ヶ月①の計 2 枚の IP を撮影した (表 2)。入射点は画像中央とし、胸壁端に陽極がくるように管球を配置した (図 7)。各撮影画像の Row data を ImageJ にて、図 6 と同様に ROI を 5 ヶ所設定し、ROI 中の画素値の平均値と標準偏差を求め、SNR を算出した。

表 2. 一般撮影装置による撮影条件

	管電圧 (kV)	管電流 (mA)	時間 (msec)	SID (cm)
撮影条件	40	200	50	100

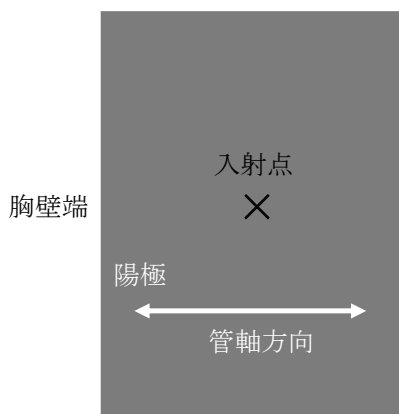


図 7 : 一般撮影装置を用いた SNR 測定図

5. 結果

5-1 均一性

42 ヶ月の IP にて乳房やマーカ跡が見られたが、その他の IP では明らかな変化は見られなかった (図 8)。

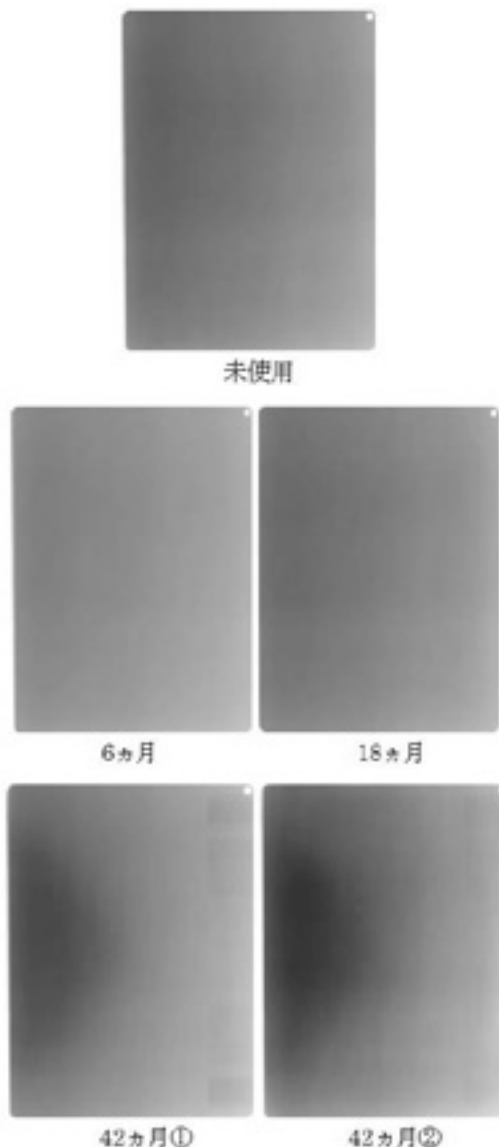


図 8 : 均一性撮影画像

5-2 CNR

42 ヶ月の IP で低い値となった (図 9)。

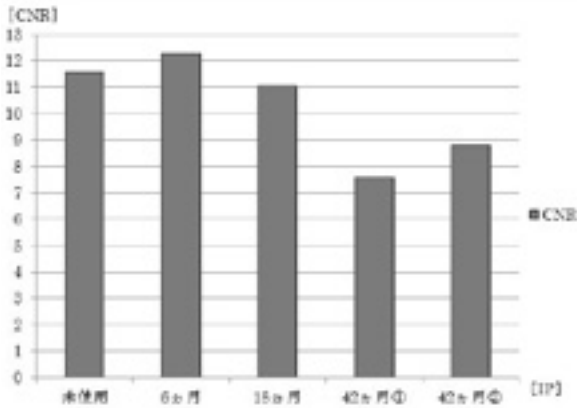


図 9 : CNR

5-3 SCTF

CNR と同様の傾向を認めた (図 10)。

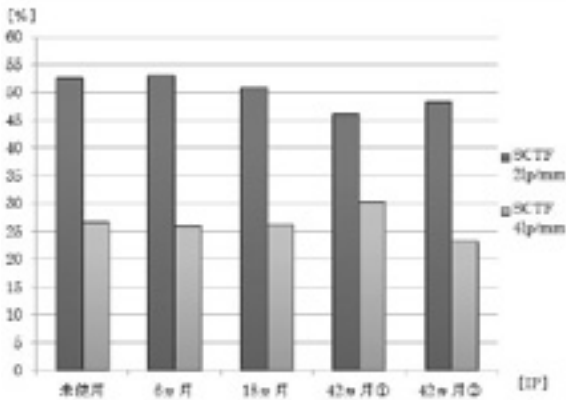


図 10 : SCTF

5-4 SNR

管軸方向では、全ての IP で胸壁上部の SNR が高くなった。管軸と直行する方向では、全ての IP で乳頭側下部の SNR が低くなった (図 11)。

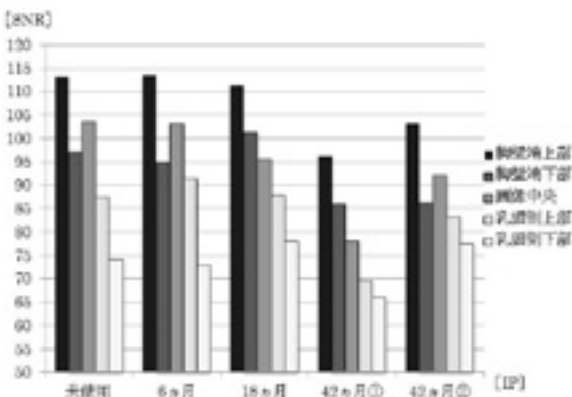


図 11 : SNR

5-5 一般撮影装置を用いた SNR

乳頭側の SNR が 42ヵ月の IP で低くなった (図 12)。

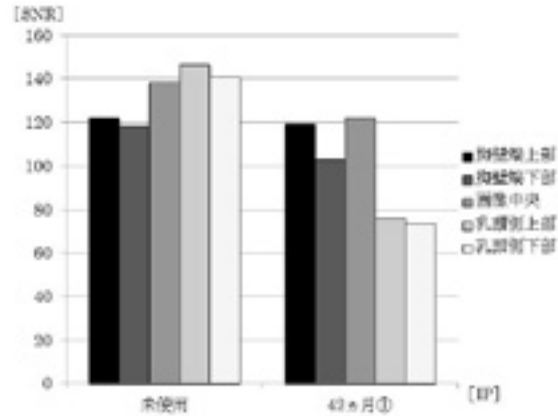


図 12 : 一般撮影装置を用いた SNR

6. 考察

6-1 CNR、SCTF

CNR は使用期間が長い IP ほど低い値となったのは、経年劣化による IP の感度低下の影響と考えられる。SCTF でも使用期間の長い IP で低い傾向となったが、明らかな差は認められなかった。

日本乳がん検診精度管理中央機構では、CNR8 以上、平均乳腺線量 2.5mGy 以下、SCTF2lp/mm80% 以上、4lp/mm60% 以上となる撮影条件の設定を推奨している。CNR は PMMA ファントム 40mm の撮影条件にて評価が行え、日本乳がん検診精度管理中央機構の推奨値を参考に基礎値・管理幅が設定できる。しかし、SCTF は当院の撮影条件では、推奨値に届かず、撮影条件の見直しを含めた検討が必要と思われる。

以上より、経年劣化の評価には、CNR 測定が有用と考えられる。

6-2 SNR

全ての IP の胸壁端の SNR が高い値となったのは、一般撮影装置を用いた SNR 測定結果より、ヒール効果の影響と考えられる。

全ての IP 下部の SNR が上部に比べ低い値となったのは、一般撮影装置を用いた SNR 測定結果では IP の上部と下部で SNR に差は認められなかったため、管球面と支持台のアライメントのずれによる影響が示唆される。

7. 結語

長期間使用した IP では、感度低下の影響が臨床上問題となる恐れがあるため、施設ごとに基礎値・管理幅を設ける必要があり、その評価には CNR 測定が簡便で有用である。

また IP の経年劣化は、一般撮影装置を用いると簡便に確認できる。

執筆者紹介



大野 香（おおの かおり）
城西医療技術専門学校 卒業
検診マンモグラフィ撮影技師 A 評価
技師歴 6 年

「カテーテル / ガーゼ強調機能」を用いた画像処理の検討

埼玉医科大学病院
馬場 美和



1. 施設紹介

1-1 はじめに

当院は埼玉県入間郡毛呂山町に位置する特定機能病院で、診療科 34 科、病床数 980 床、外来患者数約 2000 人、放射線科医師 7 名（放射線診断科 5 名、放射線腫瘍科 1 名、核医学診療科 1 名）、放射線科看護師 9 名、診療放射線技師 54 名が所属している。近年では、従来の X 線画像とは全く異なるメカニズムによる新しい X 線撮像装置（位相コントラスト法「Talbot-Lau 干渉計」）の臨床研究も行っている（図 1）。

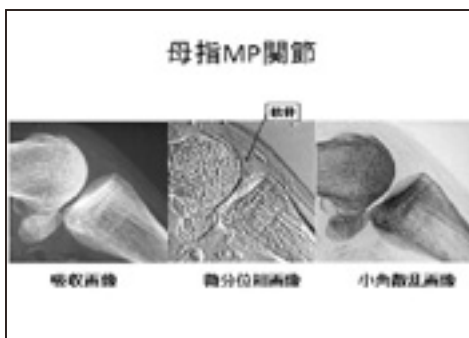


図 1：Talbot-Lau 干渉計撮影画像

1-2 中央放射線部 単純撮影検査件数 (平成 23 年 4 月～平成 24 年 3 月)

胸部・腹部系	53,590 件
頭部・顔面系	1,269 件
脊椎系	7,836 件
歯科系	2,525 件

胸郭系	772 件
骨盤系	544 件
上肢系	9,076 件
下肢系	16,360 件
乳房撮影	2,098 件
全身骨	349 件
ストレス撮影	23 件
外来・病棟ポータブル	20,537 件
手術室ポータブル	2,354 件

2. 目的

2012 年 12 月より、主にポータブル撮影に使用する目的でコニカミノルタ社製 Aero DR を導入した。当院では、検査目的がカテ先確認などの際は必要に応じて依頼医師に「カテーテル / ガーゼ強調機能」（以下、カテ先強調とする）を用いた画像（図 2）を補助画像として提供している。カテ先強調を使用すると濃度調節はせずに、カテーテルの走行やカテ先の強調された画像を瞬時に得る事が可能で、臨床現場で高い評価を得ている。AeroDR は 2013 年 6 月に一般部門、11 月には手術室に導入され、ポータブル以外でもカテ先強調が使用可能となった。今回、カテ先強調が他の目的・部位にも応用可能か検討を行った。

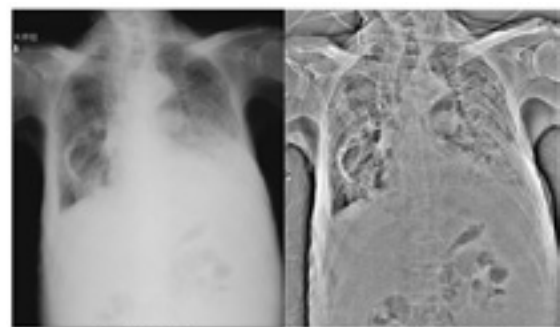


図 2：カテーテル / ガーゼ強調画像

3. 使用機器

画像診断装置：KONICA MINOLTA
 画像ワークステーション CS-7
 FPD 装置：KONICA MINOLTA
 Aero DR SYSTEM
 読影端末：TOTOKU LCD Monitor
 CCL 256i2/AR

4. 装置概要

4-1 導入理由

当院では一般 X 線撮影及びポータブル撮影において、2005 年 1 月より現在のコニカミノルタ社製 CR システムの使用を開始し、合計 9 台の CR システムで運用している。また、2011 年 9 月からは PACS 更新となり現在では完全フィルムレス化となっている。しかし、現状 CR システムは導入後 9 年経過し、装置の一部老朽化やカセット歪みなどが生じ撮影システム更新の検討時期となっている（表 1）。特に、病棟でのポータブル撮影で使用しているカセットに不具合が多く見られ、今まで数回修理を行っている。理由としては、患者の背部にカセットを入れる際、カセット外板の歪みが生じ、読み取り装置の障害が発生するためである。

表 1：CR カセットの管理状況

	半切	大角	大四切	四切	六切
搬入時	54	54	24	44	44
使用不可	14	4	4	4	5

合計 220 枚の管理

フラットパネルディテクター（以下、FPD）に変更を行えば、少ない枚数で管理・運用を行えると考え、ポータブル撮影及び一般 X 線撮影においてコニカミノルタ社製ワイヤレスカセット型 DR 装置 Aero DR を導入した。このシステムは従来の半切サイズカセットと同サイズのパネルを使用しているため、現状の撮影システム環境を大きく変えず使用可能であった。今後 FPD15 枚程度で運用する予定である。

4-2 装置性能

CR カセットと違い耐荷重性能が高く 1 点荷重では 150kg、全面荷重では 300kg に対応可能で、丈夫な構造になっている（図 3）。CR カセットの故障要因となる歪みが無いため、長期間使用可能である。

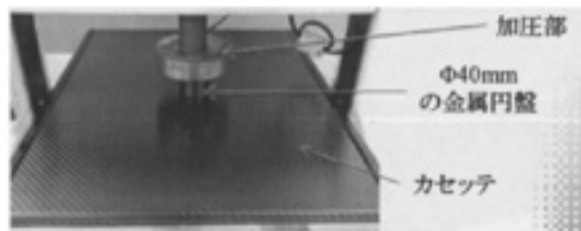


図 3：耐荷重性能実験

有線・無線を簡単に切り替えられるように有線接続時のコネクター接合部に強化マグネットを使用している。ケーブルが FPD に装着されると、コンソールとの通信が無線から有線に自動的に切り替わり、ケーブル経由でパネルに電力が供給され、バッテリーも充電される。

撮影時に照射野がパネルの端に偏った場合でも自動検出するため、撮影時にパネルの中心位置を意識する必要はない。また、CR カセットを種別に管理することなく、半切サイズ FPD1 枚で、すべての撮影が可能である（図 4）。FPD 導入によるスループット向上により、検査時間の短縮が可能となった。

自動照射野認識機能



図 4：自動照射野認識機能

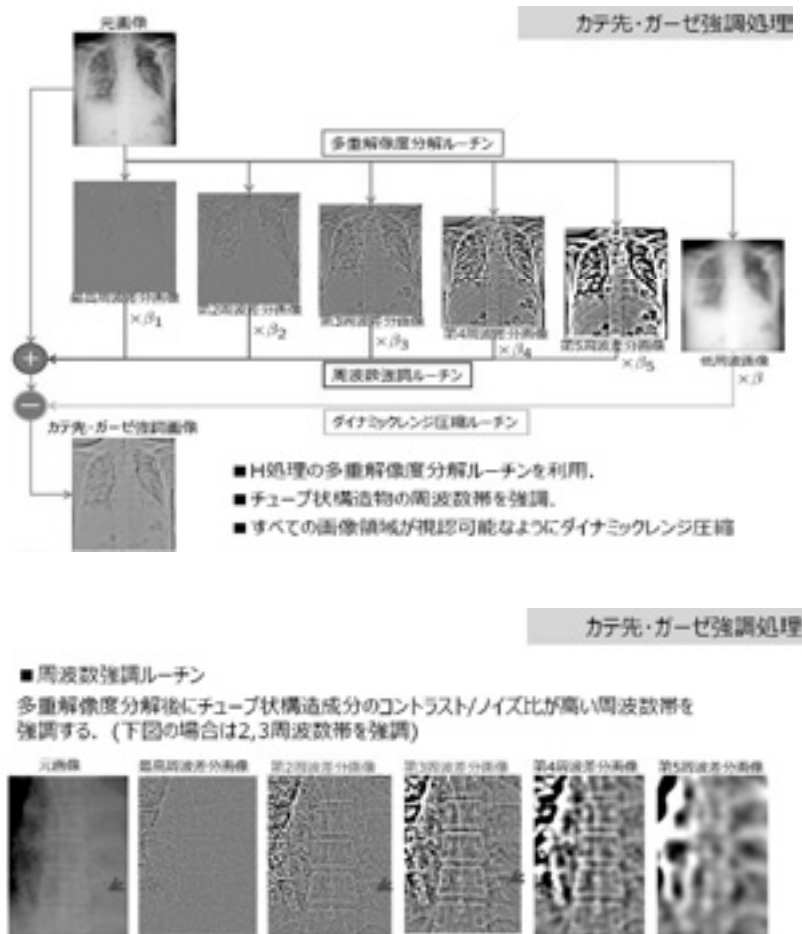


図5：カテーテル / ガーゼ強調機能

4.3「カテーテル / ガーゼ強調機能」

カテ先強調画像とは「もっと簡単に、カテ先の見やすい処理は出来ないか」という当院の要望から、コニカミノルタが独自で開発した強調処理画像である（図2）。ハイブリット処理同様、多重解像度分解ルーチン画像を作成し、その中でチューブ状構造物成分のコントラスト / ノイズ比が高い周波数帯を強調し、元画像に加算する。更に、高 / 低濃度域のダイナミックレンジ圧縮を行う事で、すべての画像領域が視認可能な強調処理画像である（図5）。

カテ先強調の強調レベルは3段階設定されている。本実験では強調レベルの1番強いレベル3を使用した。なお、カテ先強調がOFF以外の場合、画像調整及びE処理、F処理、Hybrid、パラメータ調整は操作出来ない。CS-7では異物確

認用のため、頭部・胸部・腹部専用のオプション機能として製品化されている。

5. 画像評価方法

ファントム画像及び臨床画像において、通常出力画像とカテ先強調画像の視覚評価を行った。（診療放射線技師 20名で視覚評価）

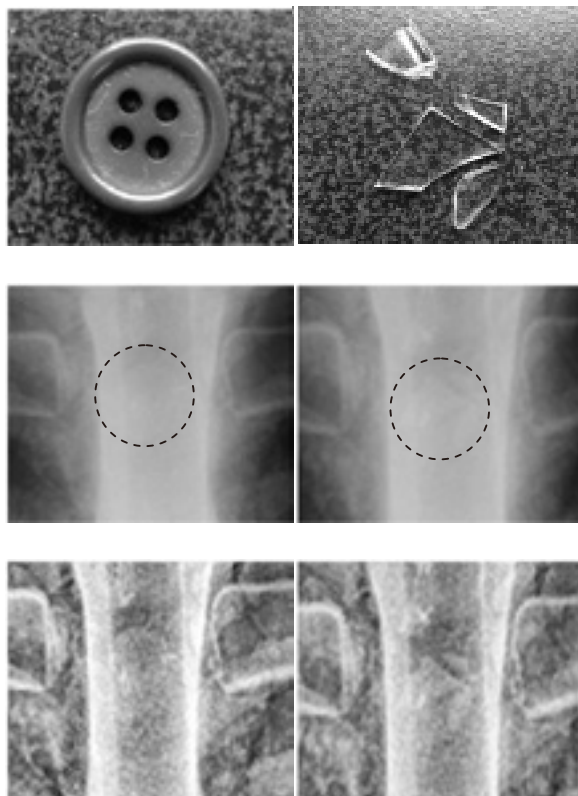
- 1) 原画像と比較してどう変化したか
 - (a) 見やすくなった
 - (b) 変わらない
 - (c) 見づらくなった
- 2) 補助画像として必要か
 - (a) 必要
 - (b) 不必要

なお、カテ先強調画像は主画像ではなく、あくまでも補助画像という事を前提とした。

6. 結果

症例 1. 検査項目：胸部正面

検査目的：異物（ボタン・ガラス）



- (a) ボタン
- (b) ボタン元画像
- (c) ボタンカテ先強調画像
- (d) ガラス
- (e) ガラス元画像
- (f) ガラスカテ先強調画像

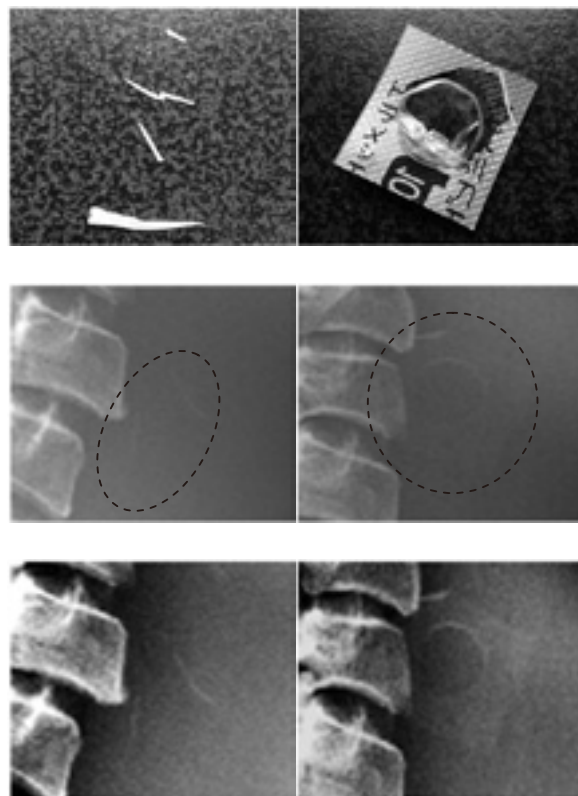
a	d
b	e
c	f

図 6

1) 胸部ファントムの縦隔部にボタンを置き撮影した。図 6 (b) でははっきりしないボタンの陰影が、カテ先強調を使用する事で明瞭にボタンの輪郭をとらえる事が出来た。また図 6 (f) では同部位に置いたガラス片も視認可能であった。

症例 2. 検査項目：頸部側面

検査目的：異物（小骨・錠剤シート）



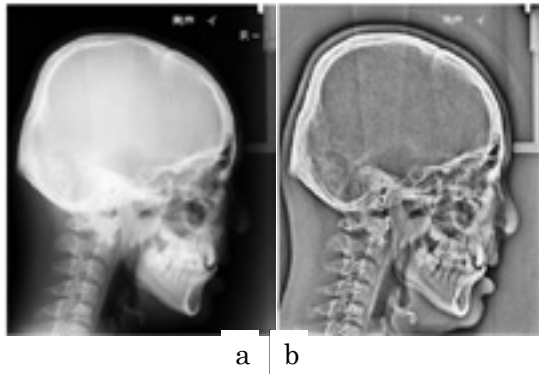
- (a) 小骨
- (b) 小骨元画像
- (c) 小骨カテ先強調画像
- (d) 錠剤シート
- (e) 錠剤シート元画像
- (f) 錠剤シートカテ先強調画像

a	d
b	e
c	f

図 7

2) 頭部ファントムの頸部部分に魚の骨を貼り付け撮影した。小骨は薄くて小さいため、全体的に淡く写っているが、カテ先強調を使用する事で原画像より明瞭に確認する事ができた。また同部位に置いた錠剤シートも強調され、確認が容易となった。視覚評価はほとんどの回答者が「見やすくなった・補助画像として必要」と回答した。

症例 3. 検査項目：頸部側面
 検査目的：手術後軟口蓋のチェック

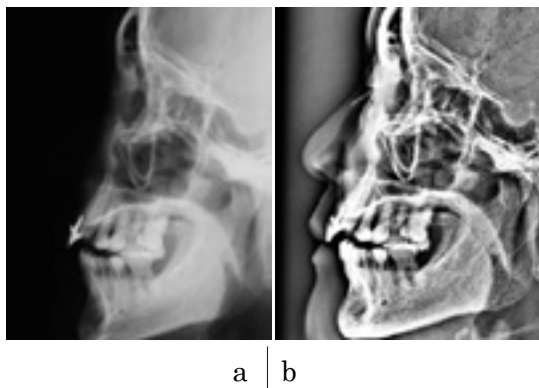


(a) 元画像
 (b) カテ先強調画像

図 8

3) セファログラムの画像。図 8 (b) では軟口蓋だけでなく咽頭や気管の辺縁部分まで描出可能であった。検査目的が軟部組織や皮膚表面部分である場合、有用性が高いと考えられる。

症例 4. 検査項目：顔面骨側面
 検査目的：骨折の有無

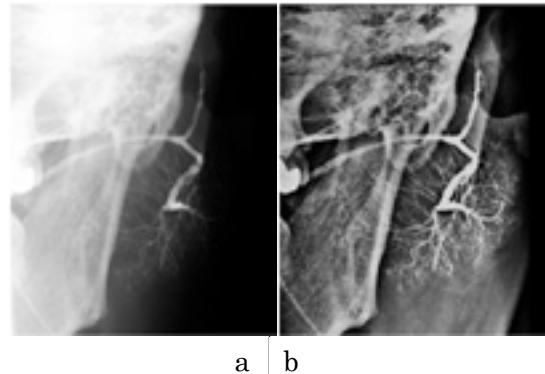


(a) 元画像
 (b) カテ先強調画像

図 9

4) 図 9 (b) のように、カテ先強調を使用すると濃度調節せずに鼻骨確認が可能である。明白な変形などは評価可能だが、微細な骨折などを評価するには強調条件を検討する必要性が示唆された。

症例 5. 検査項目：耳下腺造影 (L)
 検査目的：左顎下腺部の痛み

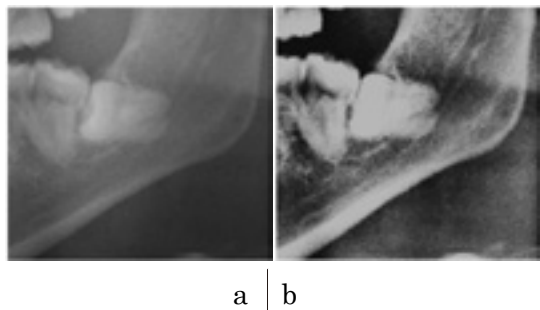


(a) 元画像
 (b) カテ先強調画像

図 10

5) 図 10 (a) では、耳下腺の末梢部まで描出できていないが、カテ先強調を使用する事で末梢導管まで明瞭に描出可能となった。見づらいという意見の中には「末梢部が描出できる反面、耳下腺の中枢部は強調されすぎてつぶれてしまっている」という意見もあった。しかしながら、濃度調節せずにワンタッチで末梢部まで描出可能なため、有用性は高いと考える。

症例 6. 検査項目：パントモグラフィー
 検査目的：左側下歯埋没歯

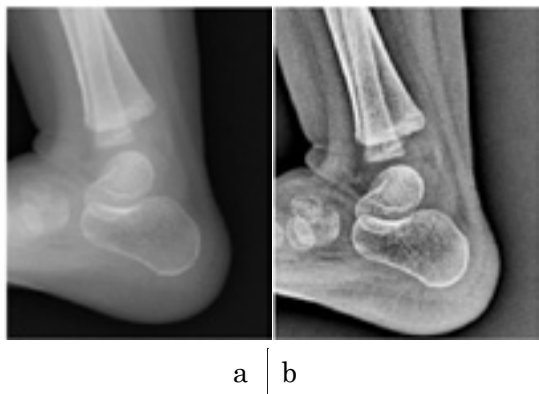


(a) 元画像
 (b) カテ先強調画

図 11

6) 図 11 (b) のパントモグラフィーでは埋没歯に大きな変化は無いが、下顎管が見やすくなり、埋没歯との位置関係が分かりやすくなった。

症例 7. 検査項目：アキレス腱
 検査目的：アキレス腱部の痛み

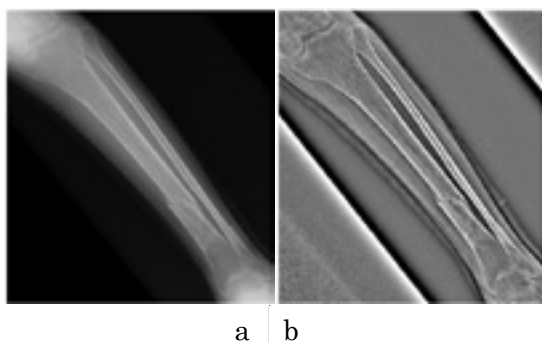


(a) 元画像
 (b) カテ先強調画像

図 12

7) 図 12 (b) ではカテ先強調を使用する事でアキレス腱の石灰化が描出可能となった。通常、このような石灰化は描出困難なため、カテ先強調画像の有用性は高く、補助画像としての評価も高い事が分かる。視覚評価も多数が「見やすくなった」と回答した。

症例 8. 検査項目：左下腿正面
 検査目的：左脛骨腓骨骨折

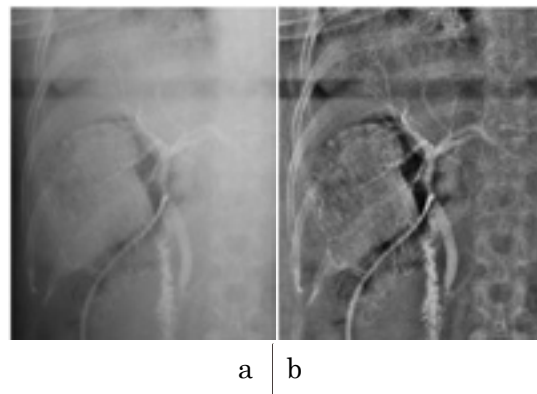


(a) 元画像
 (b) カテ先強調画像

図 13

8) 骨折はカテ先強調を使用してもあまり変化がなかった。留意点として、カテ先強調を使用する事で洋服などのしわと骨折線の区別がつきにくくなり、偽骨折に見える可能性がある。

症例 9. 検査項目：手術室ポータブル
 検査目的：術中胆道造影



(a) 元画像
 (b) カテ先強調画像

図 14

9) 当院では 2013 年 11 月手術室にも CS-7 が導入され、カテ先強調が使用可能となった。図 14 (b) では造影糸入りの手術用ガーゼが強調されているのが確認できる。手術室においても、カテ先強調を使用することで、術後のガーゼや器具などの異物確認にも利用できる。

症例 10. 検査項目：手術室ポータブル
 検査目的：頸椎側面



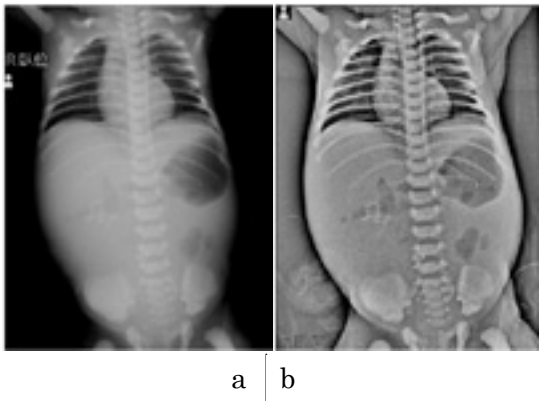
(a) 元画像
 (b) カテ先強調画像

図 15

10) 手術室における頸椎側面画像である。患者は腹臥位及び側臥位の場合が多く、図 15 (a) では下位頸椎が肩と重なってしまい評価困難

である。カテ先強調はワンタッチで瞬時に画像処理が可能のため、手術室での提供画像として非常に有効である。図 15 (b) は担当医からの要望で提供したカテ先強調画像である。

症例 11. 検査項目：小児胸腹部正面
検査目的：カテ先確認



(a) 元画像
(b) カテ先強調画像

図 16

11) 小児の異物誤飲を撮影し、カテ先強調画像を配信したところ、担当医から「次回から依頼した際はカテ先強調画像を送ってほしい」との要望があった。図 16 (a) (b) は、異物誤飲の画像ではないが、異物の形状や材質によっては写る可能性があり、補助画像としての必要性は高い。

4. 考察

カテ先強調画像が最も効果的だったのは 17 人が「見やすくなった」と回答したアキレス腱であった。次いで 15 人の耳下腺造影であった。カテ先強調を使用する事で、元画像より皮膚面まで描出可能なため、アキレス腱の石灰化が確認しやすくなり、耳下腺の末梢部まで造影の確認が可能となった事が理由として挙げられる。また濃度調節が難しい部位に対してワンタッチで強調可能なため、有用性は高いと考える。対して、カテ先強調画像が適していないと思われるのが骨折 (2 人) であった。今回、骨折画像を数例検討してみたが、ほとんどが強調しても変化なく、見づらくなってしまった。また強調する事で衣服などと骨折線が分かりにくくなるため、強調条件を検討する必要がある。

必要なカテ先強調画像は参照用画像としてサーバーへ配信を行っている。中でも、小児の異物誤飲は異物の形状や材質によっては写る可能性があり、参照用画像として有用性が高いと考える。また皮膚表面に対しての効果も高いため、外傷でのガラス片精査等にも応用可能であると考えられる。

視覚評価を通してほとんどの症例に共通する事は「変わらない・見づらくなったが補助画像としてはあり」という意見が多かった。カテ先強調はあくまでも補助画像としての利用が原則であるが、病変の周囲や位置関係など、得られる情報が増えるという事もこの処理の利点と考える。

5. 結語

カテ先強調は有用な症例も多いが、適さない症例もあったため、強調条件を検討する必要がある。今回は強調条件を一番強調されるレベル 3 に統一して検討を行ったが、レベルを落とせばカテ先強調が有用な症例もあった。今後、今回検討した症例以外にも様々な症例を検討し、今後の臨床現場における診断向上に役立てるよう、努めたい。

最後に、中央放射線部並びにコニカミノルタヘルスケア 沼崎様に協力を頂きありがとうございました。この場を借りてお礼を申し上げます。

執筆者紹介



馬場 美和 (ばば みわ)
平成元年4月17日生まれ 25歳
日本医療科学大学 診療放射線学科卒業
技師歴3年

「前立腺 IMRT における 2D-2D 骨照合による PTV margin の基礎的検討」

埼玉県厚生連久喜総合病院

眞壁 耕平

1. 背景

1-1 はじめに

放射線治療はレントゲン氏が X 線を発見した 1885 年の翌年 1886 年に 5kV と非常に低いエネルギーを使用した表在性の疼痛緩和から始まり、現在では高エネルギー X 線に限らず、陽子線、中性子線まで使用した放射線治療へと進歩している。照射方法においても 1957 年に梅垣氏が発案した可変絞り照射法を先駆けに、原体照射を経て、現在最先端である強度変調放射線治療 (Intensity Modulated Radiation Therapy: IMRT) が誕生した。

1-2 IMRT とは

IMRT とはリスク臓器 (Organ At Risk :OAR) 等に近接する標的への限局的な照射において、空間的、時間的に強度変調を施した線束を利用し、逆方向治療計画 (Inverse Planning) にて OAR を避けながら標的形状 (Target) と一致した最適な三次元線量分布を作成し治療する照射方法である¹⁾。つまり、Target に形状を合わせた線量分布を作成し、OAR を含む正常組織の投与線量を低減することが可能な照射方法である。

1-3 従来の照射方法と IMRT の比較

従来の照射方法では Forward Planning といった隣接する OAR を考慮しながらビームパラメータを設定することで線量分布を作成するが、IMRT では Inverse Planning といった理想の線量分布を想定したパラメータを設定することで、ビームパラメータを治療計画装置が計算を行う。また、IMRT では計画標的体積 (Planning Target Volume : PTV) 辺縁に最適な線量を投与し、PTV と OAR の境界で急激に線量を落とすような急峻な線量分布を作成し、OAR の線量低減を図



図 1：線量分布の比較
(a) 従来の照射方法、(b) IMRT

ることで Target に投与する線量も増やすことが出来る。しかし Setup error により臨床標的体積 (Clinical Target Volume :CTV) や OAR への最終投与線量に対し大きく影響するため、Setup error を限りなく小さくする必要がある。また、PTV margin は施設ごとに固定方法、照合方法が異なるため、CTV への過小線量投与、OAR への過剰線量投与を避けるためにも適切な値を設定することが非常に重要である。従来の照射方法による線量分布と IMRT による線量分布を図 1 に示す。

1-4 現在の照射方法

現在当院では前立腺癌に対する照射方法として、前後左右対向 4 門照射、打ち抜き原体照射を組み合わせた画像誘導放射線治療 (Image



図2：前立腺癌治療における固定方法

Guided Radiotherapy) を総線量 72 ~ 74Gy にて行っている。

2. 目的

本検討では前立腺 IMRT を 2D-2D 骨照合において施行する際の、最適な PTV margin について基礎的検討を行ったので報告する。

3. 方法

3-1 使用機器

直線加速器は Elekta Synergy (Elekta 社製) を使用し、2D-2D 骨照合には MOSAIQ (Elekta 社製)、Cone Beam Computed Tomography (CBCT) での前立腺内石灰化照合には XVI System (Elekta 社製) を使用した。

3-2 対象症例

前立腺の周辺には様々な臓器があり、直腸内にあるガス、便等の生理的影響や、膀胱内の尿量により前立腺の位置関係が異なってしまうため、本検討では前立腺癌治療を施行した患者から、前立腺内石灰化を有し、CBCT 撮影時にガス、便がなく前立腺の位置変動に影響を与えづらい 11 症例を対象とした。

3-3 Setup 方法

当院での前立腺癌治療の Setup は、体幹部固定具 (Hip-Fix) 上で体表の CT センター、Isocenter のマーキングに対し、2 段階で整位を行っている。Isocenter に整位後、固定再現性や

表1：正面像、側面像の撮影条件

Collimator	Filter	Panel Position
S20	F0	Small
kV	Frames	mAs
120kV	5	2.5mAs (正面像) 5.0mAs (側面像)

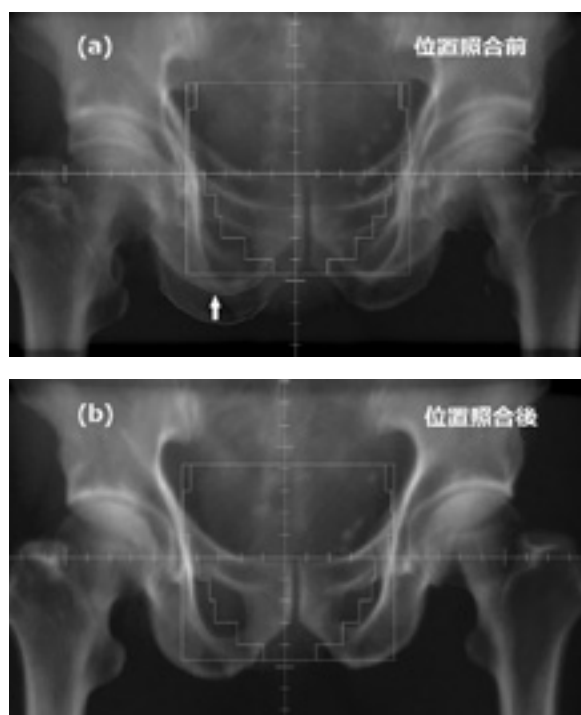


図3：2D-2D 骨照合
(a) 照合前、(b) 照合後

治療中における呼吸抑制を目的としたサーモプラスチック式 HipPelvis 固定具にて体幹部を固定し、足部には足部固定具 (Feet-Fix) を使用して前立腺癌治療を施行している。(図2)

3-4 PTV margin 算出

3-4-1 2D-2D 骨照合方法

XVI System にて正面像、側面像の kV を表1に示す条件にて撮影し、取得した 2D 画像と治療計画装置より取得した Digital Reconstruction Radiography (DRR) を重ね合わせて 3 軸 (左右、頭尾、腹背) 方向の位置誤差を算出した (図3)。算出した移動誤差は寝台補正にて補正を行った。

表 2：CBCT の撮影条件

Collimator	Filter	Panel Position
S20	F0	Small
kV	Frames	mAs
100kV	330	844.8mAs
Start Angle	Stop Angle	Gantry Speed
180	-180	360deg/min

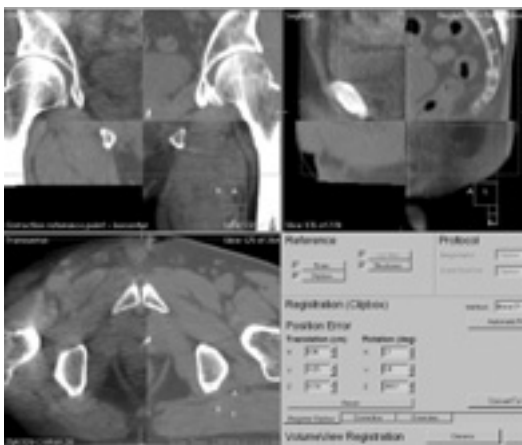


図 4：CBCT での前立腺内石灰化照合

3-4-2 CBCT 照合方法

2D-2D 骨照合直後に XVI System にて 180° から -180° までの 360° 範囲で CBCT を表 2 に示す条件にて撮影し、図 4 に示すように取得した CBCT 画像と治療計画 CT 画像を前立腺内石灰化で照合を行い 2D-2D 骨照合からの 3 軸方向の位置誤差求め、最大値、最小値、平均値、標準偏差を算出した。2D-2D 骨照合後の CBCT は治療開始から 5 回目までと、その後は週に 1 度の頻度で行い、本検討では 11 症例より 81Fr の撮影を行った。

3-4-3 Systematic error 算出方法

各患者の CBCT の位置誤差より平均位置誤差を求め、全患者の平均誤差を 1SD として Systematic error を算出した。(図 5)

3-4-4 Random error 算出方法

各患者における Random error を次式にて算出した。

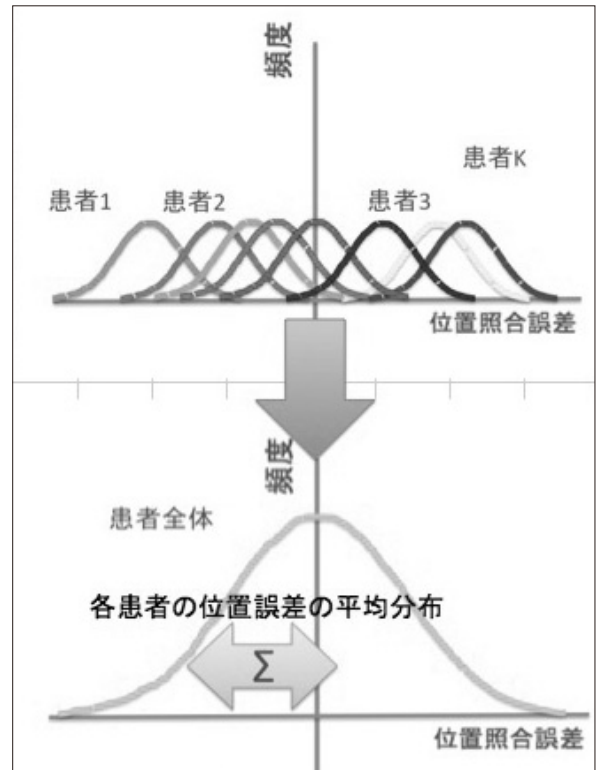


図 5：Systematic error の算出法

$$\sigma k^2 = \Sigma \{ (r_1 - r_m)^2 + (r_2 - r_m)^2 + \dots + (r_n - r_m)^2 \} / (n-1) \dots \dots \dots (1)$$

ここで σk は各患者の Random error、 r_n は CBCT の 1 回あたりにおける位置誤差、 r_m は CBCT の平均位置誤差、 n は測定回数とした。本検討では当施設の Random error を算出するため、(1) で算出した各患者の Random error から次式にて全患者の Random error を算出した。

$$\sigma^2 = (\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 + \sigma_K^2) / K \dots \dots \dots (2)$$

ここで σ は全患者の Random error、 K は症例数とした。

3-4-5 van Herk の理論式

本検討では PTV margin を van Herk の理論式²⁾を利用して算出した。van Herk の理論式では、施設で IGRT を施行した 90% の症例において CTV の最小線量が処方線量の 95% を保証するという考え方になっており、次式によって算出する。

$$PTV \text{ margin} = 2.5\Sigma + 0.7\sigma \dots \dots \dots (3)$$

ここで Σ は Systematic error、 σ は全患者の Random error である。

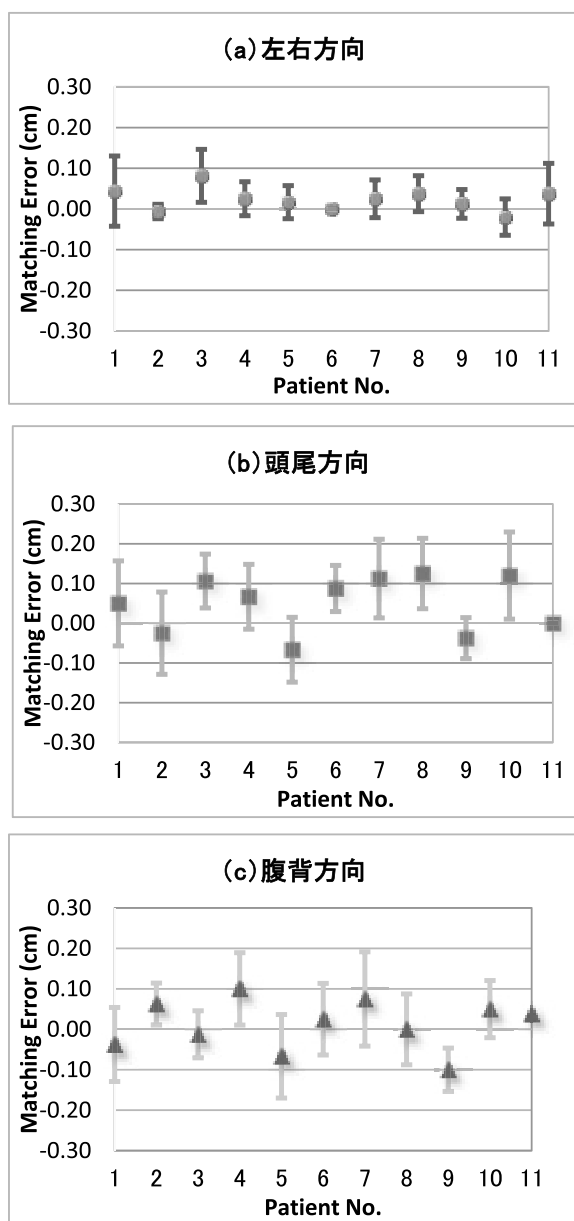


図6：患者毎の前立腺内石灰化照合の結果
(a) 左右方向、(b) 頭尾方向、(c) 腹背方向

4. 結果

4-1 前立腺内石灰化照合の結果

全患者の左右方向の最大値は 0.2cm、最小値は 0cm、平均値は 0.02cm、標準偏差は ± 0.03cm、頭尾方向の最大値は 0.2cm、最小値は 0cm、平均値は 0.05cm、標準偏差は ± 0.07cm、腹背方向の最大値は 0.25cm、最小値は 0cm、平均値は 0.01cm、標準偏差は ± 0.06cm となった。各患者の結果は図 6 に示し、横軸が患者番号、縦軸が石

表 3：Systematic error 算出結果

左右方向	0.03cm
頭尾方向	0.07cm
腹背方向	0.06cm

表 4：Random error 算出結果

左右方向	0.17cm
頭尾方向	0.27cm
腹背方向	0.30cm

灰化照合した際の各患者の平均誤差値と標準偏差を表している。

4-2 Systematic error 算出結果

全患者の平均値より算出した Systematic error の結果を表 3 に示す。頭尾方向における結果が 3 軸方向の中で最大であった。

4-3 Random error 算出結果

各患者の Random error より (2) の式で算出した 3 軸方向の Random error を表 4 に示す。腹背方向における結果が 3 軸方向の中で最大であった。

4-4 PTV margin 算出結果

左右方向、頭尾方向、腹背方向における Systematic error (Σ) は 0.03cm、0.07cm、0.06cm、Random error (σ) は 0.17cm、0.27cm、0.30cm となることから (3) 式より求めた PTV margin は、左右方向は 0.19cm、頭尾方向 0.36cm、腹背方向 0.36cm となり、当院における全方向の最適な PTV margin は CTV + 0.4cm であれば良いと判断した。

5. 考察

近年 IGRT の普及により、治療直前にリアルタイムな画像を利用した位置照合が可能になったため、PTV margin を縮小して計画が行われるようになった。しかし、PTV margin の大幅な縮小により、位置照合後に患者の体動や、臓器の動きにより CTV の一部が照射されなくなる可能性もあ

り、PTV margin の設定は極めて重要となっている。本検討での Setup error は 2D-2D 骨照合として扱ったが、照合精度の高さが PTV margin を小さく算出する事が出来た要因だと考えられる。また、照合精度が高かった要因としては、当院では治療に配属している技師が 3 人在籍（測定当時）しているが、3 人共に 1 年以上の照合経験を有しており、全員が同様な 2D-2D 骨照合を行うことが出来ていたと考えられる。しかし、今後経験の浅い技師等の照合により、Observer error が発生した場合に Setup error が大幅に変わることも考えられる。本来 PTV margin を算出する際には Setup error の他に治療中における前立腺の位置変動を表す intrafraction organ motion の誤差を考慮する必要があることや、本検討における対象症例では、CBCT 撮影時にガス、便がなく前立腺の位置変動に影響与えづらい 11 人を対象としたが、前立腺癌の治療時においてガス、便がある患者は少なくなく、前立腺の intrafraction organ motion による照合誤差の影響は大いにあると考えられるため、internal margin を含めた更なる検討が課題である。

6. 結語

本検討により、PTV margin における算出方法を理解することで当院での前立腺 IMRT における 2D-2D 骨照合による PTV margin は CTV + 0.4cm と算出することが出来た。しかし先述した通り intrafraction organ motion の誤差の考慮を現段階では出来ていないため、internal margin を含めた検討を再度行いたいと思う。

7. 参考文献

- 1) IMRT 物理 QA ガイドライン専門小委員会. 強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン 2011
- 2) M van Herk et al. INCLUSION OF GEOMETRIC UNCERTAINTIES IN TREATMENT PLAN EVALUATION: Int J Radiat Oncol Biol Phys 52, 1407-1422, 2002
- 3) Kiyoshi Yoda et al. Extension of van Herk's

treatment margin model for anisotropic systematic positioning errors in Cartesian coordinate system: Medical Physics, Vol. 38, No. 7, July 2011

執筆者紹介



眞壁 耕平 (まかべ こうへい)
技師歴 3 年
埼玉県診療放射線技師会第 5 支部役員
埼玉県診療放射線技師会公益委員

施設外観

