



第35回

埼玉県診療放射線技師学術大会

大会長：田中 宏（埼玉県診療放射線技師会 会長）

診療放射線技師を Update しよう！

2022年3月20日（日）

ZoomによるWeb方式

特集：学術大会抄録集

最優秀演題賞

優秀演題賞

フレッシュャーズセミナー

主催：公益社団法人 埼玉県診療放射線技師会 埼玉県さいたま市北区宮原町2-51-39

TEL：048-664-2728

<http://www.sart.jp>

一般演題受賞おめでとうございます（敬称略）

最優秀演題賞

18F-FDG PET/CTにおける機械学習を用いた至適 Gaussian filter の検討

埼玉県済生会川口総合病院 放射線技術科

筆頭演者：中里 奨

共同研究者：森 一也、棹山 孔太郎、富田 博信

優秀演題賞

AI ポジショニング判断支援機能と一般撮影マネジメントシステムの連携による再撮影基準の検討

埼玉医科大学病院 中央放射線部

筆頭演者：西山 翔

共同研究者：長嶋 賢太、高橋 忍、平野 雅弥、山崎 富雄

歯科用 CBCT 装置における撮影モードの違いによる画質変化の検討

上尾中央総合病院 診療技術部 放射線技術科

筆頭演者：田中 朋美

共同研究者：坂庭 琴美、市川 暁、武田 尚也、木下 友都、藤井 紀明

フレッシューズセミナー抄録集

「標準撮影から一歩先へ」～追加撮影を理解しよう～ 新島 正美

輝度調整だけで大丈夫？臨床に適した画像処理選択の基本 森 一也

基準撮影法2における撮影と透視観察の標準化～鉤状胃編～ 浅見 純一

最優秀演題賞

「18F-FDG PET/CTにおける機械学習を用いた至適 Gaussian filter の検討」

埼玉県済生会川口総合病院
中里 奨

1. 背景

positron emission tomography/computed Tomography (PET/CT) 画像の画像再構成条件の評価は、がんFDG-PET/CT撮像ガイドライン第2版に記載されている第一試験と第二試験により行われる。第一試験は、当該施設における装置ごとに適切な撮像条件と画像再構成条件を決定するために行う。第二試験は与えられた撮像条件と画像再構成条件が許容される画質と分解能を有するかを判定するために行われる¹⁾。第一試験では撮像条件の評価にあたることにに対し、第二試験ではPET画像の画像再構成条件について評価している。これらの試験に加え視覚評価による検討も必要であるが、施設によっては核医学専門医などの不在により評価が困難である。また臨床画像では第二試験の結果にFDG投与量条件を加味した評価が必要となる。

従って、第二試験および機械学習を用いた画像評価法により、至適 gaussian filter の検討を行った。

2. 使用機材

- ・PETCT装置；BIOGRAPH DUO LSO (SIEMENS)
- ・ポジトロン製剤 (18F)；FDG スキャン注 (日本メジフィジックス)
- ・測定器；RI キャリブレーター (富士電機)

- ・ national electrical manufactures association international electrotechnical commission (NEMA IEC) body phantom
- ・画像解析ソフトウェア；PETquactIE Version3.0 (日本メジフィジックス)
- ・プログラミング言語；Python ver.3.8

3. 第二試験

評価項目は大きく分けて二つある。一つ目に、与えられた臨床撮像条件にて各大きさのホット球の描出能を確認することである。二つ目に、十分なカウントの基で与えられた画像再構成条件での各ホット球の相対リカバリー係数を測定し、空間分解能を評価することである。相対リカバリー係数 (RC_j) は37mm径ホット球に対して各サイズの球体の比で表され、(1) 式により求められる。

$$RC_j = \frac{C_j}{C_{37mm}} \quad (1)$$

C_j は各球体に設定した円形 region of interest (ROI) 内の最大係数、 C_{37mm} は37mm球での最大係数である。評価基準として、収集時間30分のPET画像を用いて相対リカバリー係数を算出し、0.38よりも大きくなる画像再構成条件であることを目標とする。これは、10mm径ホット球における分解能である full width at half maximum (FWHM) が10mm以下となることを示している¹⁾。

今回の検討では各大きさのホット球の描出能を

確認し、許容される gaussian filter の FWHM について評価した。

3-1-1 評価項目

収集時間30分の NEMA IEC body phantom の PET 画像を用いて各サイズの陽性像における standardized uptake value (SUV) を算出し、SUV_{max} が範囲内であることを目標とした。各ホット球における SUV_{max} の基準を表1と図1に示す²⁾。

表1. 各ホット球における SUV_{max} の基準

Sphere diameter [mm]	Upper limit	Lower limit
37	4.17	3.82
28	4.21	3.56
22	4.09	3.25
17	3.71	2.58
13	3.04	1.52
10	2.00	1.19

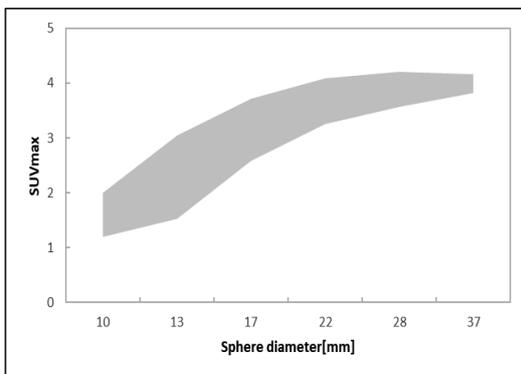


図1. SUV_{max} の基準範囲

3-1-2 投与量条件

NEMA IEC body phantom において10mm、13mm、17mm、22mm、28mm、37mm径の各球体とバックグラウンド領域の放射能濃度比を4倍となるよう FDG 製剤を封入した。¹⁸F-FDG を用いた全身PET 撮像のためのファントム試験手順書第3版において適正投与量を3.7MBq/kg としている。従って今回の検討では撮影開始時に3.2MBq/kg となるよう FDG 製剤を分注した。

3-1-3 再構成条件

画像再構成条件として gaussian filter の

FWHM を変更した。gaussian filter の FWHM を0mm から10mm の範囲において1mm 間隔で設定した。ordered subset expectation maximization method (OSEM) の iteration を2、subsets を8とした。なお、iteration と subsets は、事前検討より求められた条件を用いて検討を行った。

3-2 臨床画像評価

当院の体幹部 PET/CT 画像を投与量別に評価した。がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン第2版では、PET 画像の画質は肝臓 ROI 内の平均値を標準偏差で除した肝 signal to noise ratio を用いて評価される¹⁾。従って評価スライスを統一するため、肝門部のスライス画像で評価した。評価には、support vector machine (SVM) を用いた機械学習である blind/referenceless image spatial quality evaluator (BRISQUE) を用いた。

3-2-1 BRISQUE について

image quality assessment のアルゴリズムの一つであり、参照画像を必要としない画像評価法である。参照画像を必要とする画質評価法を full-reference image quality assessment、必要としない画質評価法を no-reference image quality assessment と言い、BRISQUE は後者にあたる。BRISQUE では自然シーン統計に基づいた mean subtracted contrast normalization 係数が定義されている。

$$\hat{I} = \frac{I(i, j) - \mu(i, j)}{\sigma(i, j) + C} \quad (2)$$

$$\mu(i, j) = \sum_{k=-K}^K \sum_{l=-L}^L \omega_{k,l} I_{k,l}(i, j) \quad (3)$$

$$\sigma(i, j) = \sqrt{\sum_{k=-K}^K \sum_{l=-L}^L \omega_{k,l} (I_{k,l}(i, j) - \mu(i, j))^2} \quad (4)$$

I は画像の行列 (i, j) 成分における輝度値、 μ は局所領域 (K, L) における gaussian filter の重み、 σ は定数項を表している。次に近隣画素間の

horizontal, vertical, main-diagonal, secondary diagonalの四方向にシフトした行列の積をとる。

$$H(i, j) = \hat{I}(i, j)\hat{I}(i, j + 1) \quad (5)$$

$$V(i, j) = \hat{I}(i, j)\hat{I}(i + 1, j) \quad (6)$$

$$D1(i, j) = \hat{I}(i, j)\hat{I}(i + 1, j + 1) \quad (7)$$

$$D2(i, j) = \hat{I}(i, j)\hat{I}(i + 1, j - 1) \quad (8)$$

これらの行列データのヒストグラムは、gaussian filter を乗じることによって正規分布に近づいていくため、その確率分布を比較することで画質を評価している。教師データには mean of opinion score (MOS) や degradation MOS の主観的評価を用いて回帰学習されているため、人間の画質に対する知覚と相関するとされている。BRISQUE が低値ほど視覚的な評価が高いとされている。

3-2-2 画像収集条件

当院でPET/CT 検査を行った患者について、投与量別に評価した(n=12)。体重あたり投与量が 3.0MBq/kg より少ない患者(n=4)、3.0MBq/kg 以上4.0MBq/kg 以下の患者(n=4)、4.0MBq/kg を超える患者(n=4) で検討を行った。収集時間は1ベッド当たり140sとした。

3-2-3 再構成条件

第二試験の結果より、各ホット球における SUV_{max} の基準範囲内となった gaussian filter の FWHM を用いて評価を行った。gaussian filter の FWHM は 0mm、1mm、2mm、3mm、4mm とした。OSEM の iteration は 2、subsets は 8 とした。再構成した PET 画像について SVM を用いた機械学習である BRISQUE を用いて評価を行った。

4. 結果

4-1 第二試験

Gaussian filter の違いによる各ホット球の SUV_{max} を図2に示す。横軸はホット球の径

[mm]、縦軸は SUV_{max} である。gaussian filter が 0mm、1mm、2mm、3mm、4mm の時基準の範囲内となった。

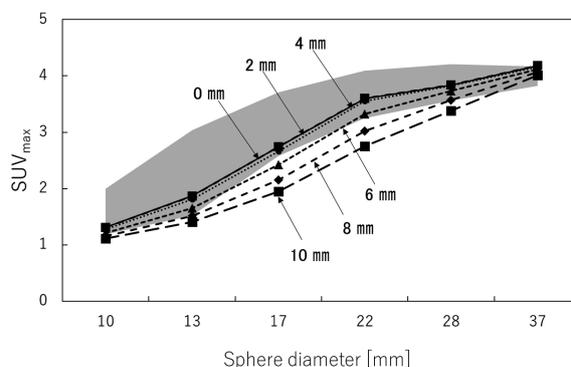


図2. ホット球径に対する SUV_{max}

4-2 臨床画像評価

gaussian filter の FWHM に対する BRISQUE を体重あたり投与量別に図3、図4、図5に示す。gaussian filter の FWHM は体重あたり投与量が 3.0MBq/kg より少ない患者において 3mm となった。gaussian filter の FWHM は 3.0MBq/kg 以上 4.0MBq/kg 以下の患者と 4.0MBq/kg を超える患者において 2mm となり最も低値となった。

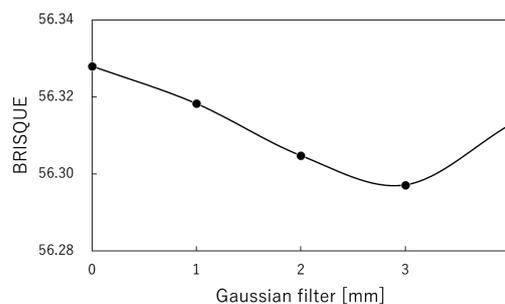


図3. Gaussian filter に対する BRISQUE (3.0MBq/kg<)

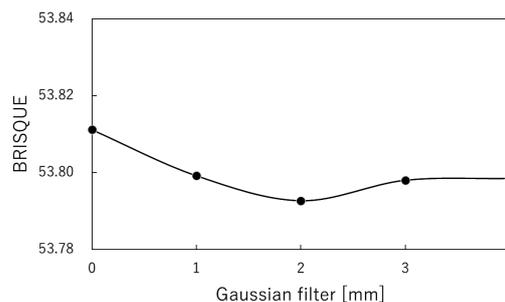


図4. Gaussian filter に対する BRISQUE (3.0 - 4.0MBq/kg)

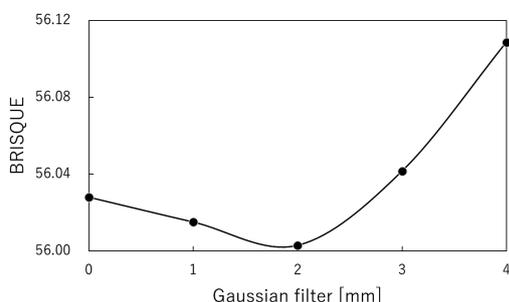


図5. Gaussian filter に対する BRISQUE (<4.0MBq/kg)

5. 考察

5-1 第二試験

gaussian filter の FWHM が 0mm、1mm、2mm、3mm、4mm のとき各ホット球における SUV_{max} は基準の範囲内となった。しかし、第二試験の物理評価のみでは、体重当たり投与量条件を加味しておらず臨床画像評価を行っていない。また、第二試験において基準を満たす画像再構成条件が複数得られた場合、臨床画像における至適画像再構成条件の決定は困難であると考え。従って、臨床画像を用いた視覚評価など追加検討により画像再構成条件を決定する必要がある。

5-2 臨床画像評価

体重当たり投与量が 3.0MBq/kg 以上 4.0MBq/kg 以下の患者と 4.0MBq/kg を超える患者では Gaussian filter の FWHM は 2mm となったことに対し、投与量が 3.0MBq/kg 未満の患者では、3mm となった。これは、低投与量によるノイズの多い画像に対して広い FWHM を設定したことで、画像が平滑化され視認性が改善されたためだと考えられる。このことから BRISQUE を用いた評価は、視覚評価と相関関係があることが示唆された。また gaussian filter の FWHM が 2mm の時、BRISQUE は最も低くなった。よって、当院の至適 gaussian filter の FWHM は 2mm であると考え。リミテーションとして、BIOGRAPH DUO LSO (SIEMENS) での検討であること、 ^{18}F -FDG を用いた検査に対する検討であること、

機械学習による解析は肝門部の 1 スライスのみを対象としたことが挙げられる。

6. 結語

第二試験および機械学習を用いた画像評価法により、至適 gaussian filter を求めることができた。

7. 参考文献

- 1) がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン第 2 版、日本核医学技術学会学術委員会、2013
- 2) ^{18}F -FDG を用いた全身 PET 撮像のためのファントム試験手順書第 3 版、日本核医学会、PET 核医学委員会、2017
- 3) Xiao Zhou, Shangran Qiu, and Prajakta S. Joshi Kolachalama et al. Enhancing magnetic resonance imaging-driven Alzheimer's disease classification performance using generative adversarial learning : Bio Med Central, VOL. 13, No, 60, 2021
- 4) Anish Mittal, Anush Krishna Moorthy, and Alan Conrad Bovik. No-Reference Image Quality Assessment in the Spatial Domain : IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, VOL. 21, NO. 12, 2012

優秀演題賞

「AI ポジショニング判断支援機能と一般撮影マネジメントシステムの連携による再撮影基準の検討」

埼玉医科大学病院 中央放射線部
西山 翔

1. 背景・目的

一般撮影において、膝関節側面像の再撮影の判断は撮影を担当する診療放射線技師により差異が大きい。その背景の一つとして再撮影基準の統一ができていないことが挙げられる。当院の膝側面の再撮影基準は大腿骨の内顆側と外顆側における後縁のずれが5mm以内であるが、そのずれ量の判断について定量的に示す支援材料がなく、撮影技師の経験と知識に依存するものであった。下級技師ではよりずれ量の少ない完璧な画像を出そうとする傾向がみられ再撮影率は高くなっていた。

当院ではコニカミノルタ社製によるポジショニング判断支援機能 (Positioning i)、および一般撮影マネジメントシステム (RADInsight) の連携を行い、再撮影基準の適正化を目指した。

2. 当院における改善前の状況について

2-1 ずれ量の予想

図1にシステム導入前の何も支援機能などを用いずに膝側面像の内顆側と外顆側のずれ量を予想したグラフを示す。ずれ量の実測値に対して予想は低く見積もっている傾向が見受けられた。相関係数は0.85であった。

2-2 再撮影の要否判断

図2にシステム導入前の再撮影の要否について

判断させたグラフで示す。それぞれの実際のずれ量に対して再撮影をするかしないかの割合を示した。当院の再撮影の基準は5mmであるが、それを基準に要否判断を適切に実施できていない例が多く見受けられた。図1に示したようにずれ量の予想では実測値よりも予想が下回ったにも関わらず、このような結果になった要因として、ずれ量の予想と実測値の乖離のほかに、再撮影判断基準にのっとり判断をせず、よりずれ量の少ない画像を出そうとする傾向があったことが考えられる。

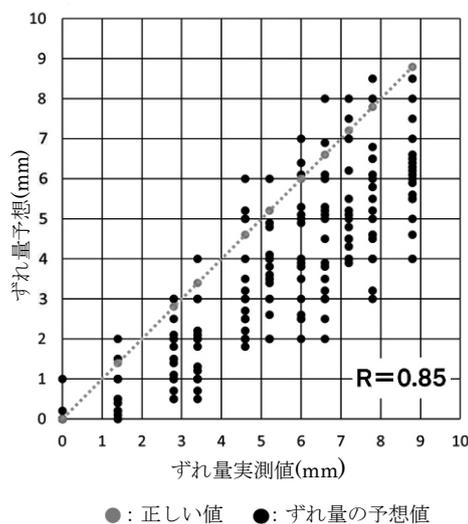


図1. システム導入前のずれ量の予想と実測値

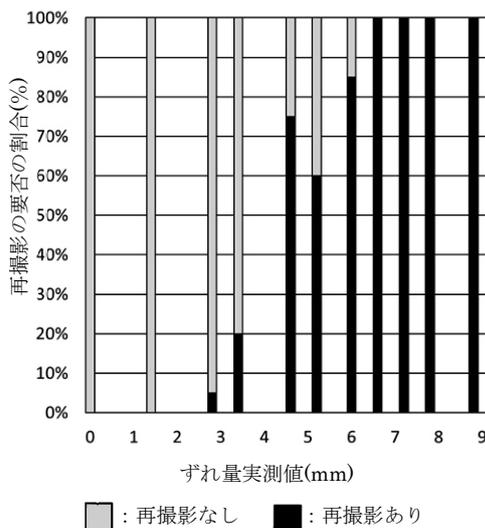


図2. システム導入前の再撮影要否判断

2-3 再撮影基準の適正化に向けて

ずれ量の予想をより正確にするために、ポジショニング判断支援機能である Positioning i におけるずれ量の定量的表示機能を用いた判断支援を取り入れた。また、再撮影率の現状把握とそれに伴う意識改革を目標とし、一般撮影マネジメントシステムである RADInsight を用いたカンファレンスを行った。またカンファレンスの中で Positioning i の特徴についても周知し、適正利用を促した。

3. Positioning i について

Positioning i は①ずれ量の定量的表示機能、②ずれ領域表示機能、③ポジショニング判定機能、④左右撮影間違い検知機能の4つの機能を備えている。

- ①ずれ量の定量的表示機能では膝関節の内顆側後縁と外顆側後縁のずれ量を AI が測定し定量的に表示することができる。ずれ量の予想は撮影技師により差異が大きいが、AI の示した数値を用いることでその差異を少なくすることができ、再撮影基準の統一に寄与する。
- ②ずれ領域表示機能では、AI が判定したずれ領域を色付き表示する。
- ③ポジショニング判定機能ではずれ量によって A

～Cランクに選別し、ポジショニング精度を判定することができる。撮影後瞬時にポジショニング精度を判断することができ、再撮影判断に迷うケースの判断支援として用いることでワークフローの改善が期待できる。

- ④左右撮影間違い検知機能は左右逆と判断された場合に注意を促すテキスト（左右注意）とオーダ一覧のサムネイルに caution マークを表示する機能であり、左右間違いおよび撮影方向の違いによる反転ミスの防止に寄与する。

これらの機能によって、撮影者は客観的な情報を用いて再撮影の要否を即座に判断することができ、ワークフロー改善および適切な再撮影判断に寄与することが期待される。

4. Positioning i の特性について

Positioning i のずれ領域表示機能によって判断されるずれ領域は図3に示すように内顆側と外顆側のずれの内側を読み取っている場合が多い。図4に AI が示すずれ量の定量的表示機能の結果と高精度モニタで測定した実測値を比較した結果を示す。AI の示すずれ量は実測値に比べて小さい値となる傾向があった。これは AI がずれている領域と判断する確信度によるものである。正確なずれ量の判断を行うためには、ずれ領域表示機能を用いて色付き表示を行い、内顆側と外顆側の後縁をしっかりと認識しているかを確認する必要がある。うまく認識していた場合は AI の示すずれ量の値を用いて再撮影の要否判断が可能だが、もし後縁の内側を読み取っていた場合、AI の示すずれ量に読み取られていない領域のずれ量を自身で予測し、再撮影の要否判断を行う。この流れに沿ってずれ量および再撮影の要否を判断することを、当院における Positioning i の適正利用とした。Positioning i 導入直後はこの特徴自体周知されておらず、「ずれ量の表示数値をそのまま用いていいのか」など疑問の声が多数あり、適正利用が出来ていない状況であった。AI による再撮影判断支援はこのような特性を理解した上で用い

ることと有用となるため、カンファレンスなどを行い周知し適正利用を促すことが必要である。

5. RADInsight について

RADInsightは、コニカミノルタ社製画像診断ワークステーションCS7より検査ログや画像を収集し、業務分析や教育を支援するシステムである(図5)。写損画像も含めた画像の比較分析と基準画像の作成、収集した検査ログの分析とグラフ化を行うことができ、詳細な検査ログデータを用いた一般撮影業務の可視化を支援する。一般撮影業務を可視化し、カンファレンスの場を設けることで、再撮影率の現状を把握し、部署全体での写損率低減に向けた意識改革を促すことができる。Positioning iと連携が可能であり、写損画像のポジショニング結果をリファレンスしながら振り返ることで再撮影基準の適正化を目指すことが可能である。



図3. Positioning iのずれ領域表示機能の一例

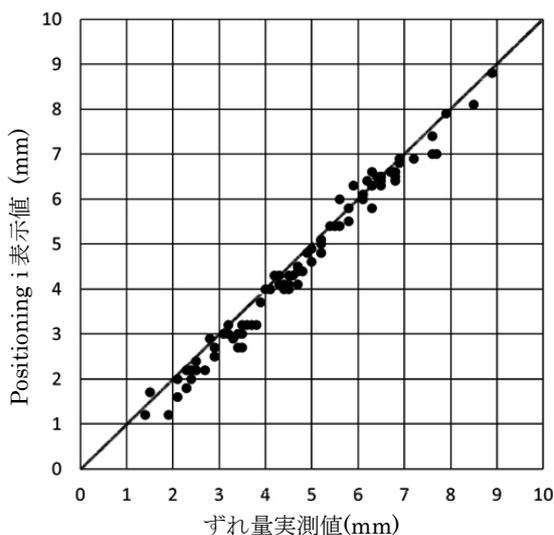


図4. ずれ量の定量的表示機能と実測値の比較

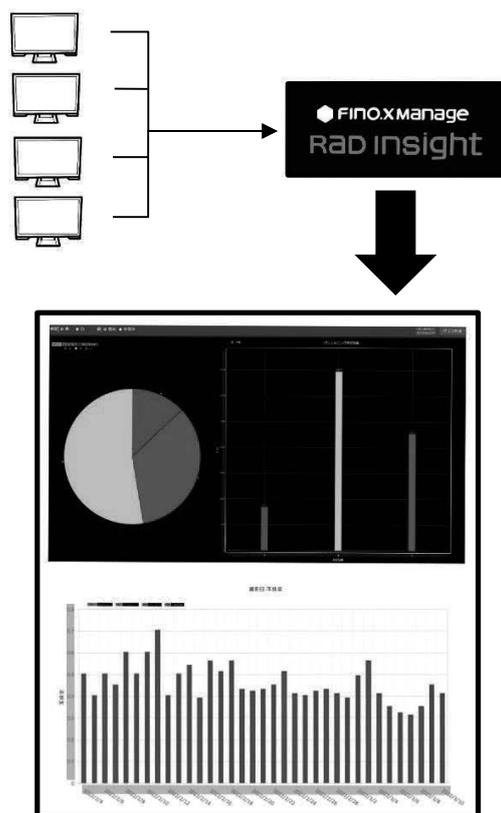


図5. RADInsight概要

6. 方法

膝側面画像の大腿骨内顆側と外顆側の後縁において約0~8mmのずれのある膝関節側面画像を用

いて、ずれ量および再撮影の要否について診療放射線技師20人（技師歴1～31年）が判断した。集計は、Positioning i 利用前、Positioning i 導入直後、RADInsightを用いたカンファレンス実施後にそれぞれ行った。

MINOLTA)

- ・高精細モニタ LCD Monitor CCL258i2/AR (TOTOKU)
- ・FINO.Xmanage 一般撮影マネジメント機能 RADInsight (KONICA MINOLTA)

7. 使用機器

- ・画像診断ワークステーション CS7 (KONICA

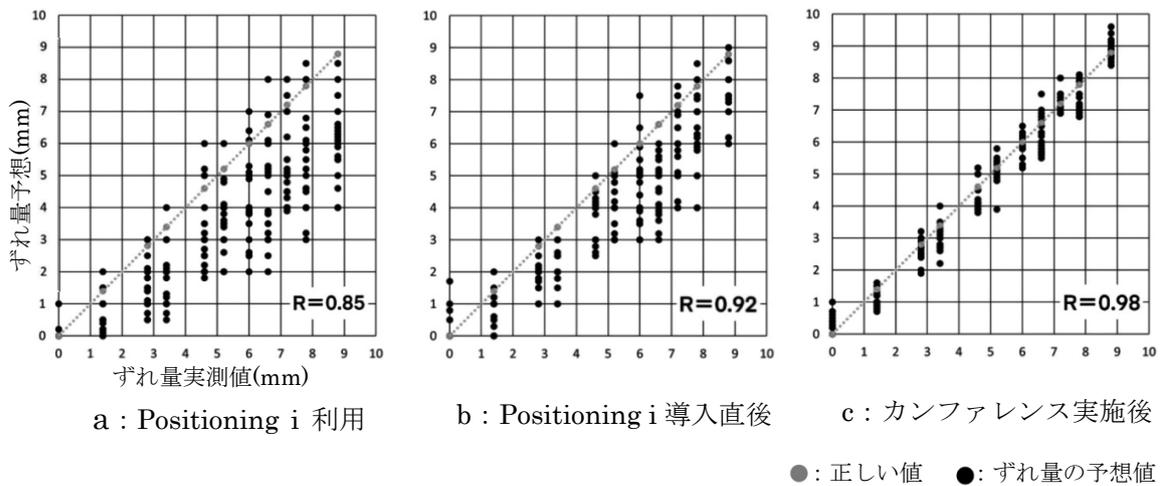


図6. ズレ量の予想と実測値の比較

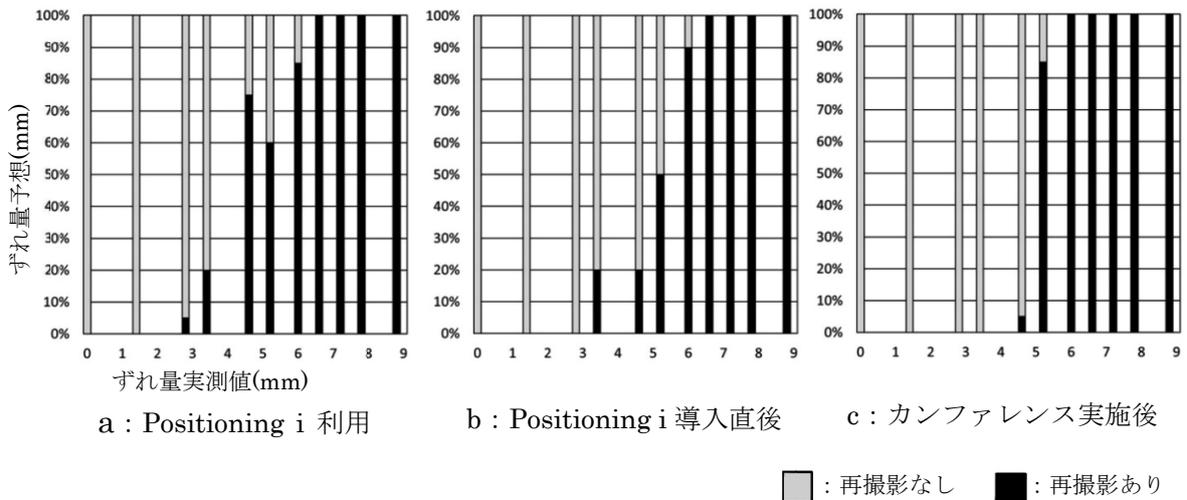


図7. 再撮影要否判断の比較

8. 結果

8-1 ずれ量の予想

図6にずれ量の予想と実測値について集計した結果を示す。Positioning i利用前(図6a)に比べて導入直後(図6b)は正確な判断に近づいてはいるがPositioning iの適正利用ができていないため、あまり改善が見られなかった。しかし、カンファレンスを行なった後(図6c)は、Positioning iの適正利用ができており、強い相関を示している。相関係数はPositioning i利用前が0.85、利用後が0.92、カンファレンス実施後は0.98と改善された。

8-2 再撮影の要否判断

図7に再撮影の要否判断について集計した結果を示す。Positioning i利用前(図7a)と導入直後(図7b)を比べると改善は見られるが、再撮影が必要な場合であるにも関わらず再撮影が不要と判断している、またその逆で、再撮影が必要ないにもかかわらず必要であると判断している例が多く見受けられた。カンファレンス後(図7c)は5mmを境に、しっかりと要否判断ができていた。

9. 考察

9-1 ずれ量予想の改善について

最終的にずれ量の予想を正確に行うことができた理由は、Positioning iの特性を理解し適正利用を行うことができたためであると考えられる。Positioning iを導入した当初はAIが正確に膝側面の内顆側と外顆側の後縁のずれ量を計測できているのか疑問の声が多くあり、支援として全く活用しない技師が多く存在した。また、AIの結果を過信し、表示値を使用する技師も存在したため、改善が見られなかったと考えられる。カンファレンスを行った後では相関係数が0.98と非常に高い相関を示している。これはPositioning iの特性を理解し、適正利用を行うことができたためであると考えられる。ずれ量の判断については撮影

技師の経験と知識に依存するものであったが、適正利用を行うことで個人誤差をも小さくすることができた。AIによるずれ量の定量的表示機能は測定不良例の存在や、確信度の影響で過小評価する傾向があることを考慮し、あくまで支援として用いることが望ましい。

9-2 再撮影要否判断の適正化について

RADInsightを用いたカンファレンスを行ったことで、部署全体で再撮影率などの現状を把握し、低減させる方向に向き、それに加えてPositioning iの適正利用によるずれ量の予想の精度が向上した。その結果、再撮影要否判断がより正確に判断できたと考えられる。

9-3 カンファレンスの有用性

RADInsightを用いたカンファレンスについて、『再撮影判断の現状を聞いて改善しようと思った』『判断基準の勉強になった』『Positioning iの使い方や特徴が分かった』などの意見があった。一般撮影業務の可視化を行うことができ、再撮影の現状把握および意識改革につながった。同時にPositioning iの特性を理解させることで、適正に用いることが可能になった。当院における撮影画像の標準化を図ることができ、将来的な写損率の低下が見込まれ、カンファレンスは有用であったと考えられる。

10. 結語

Positioning iによる定量的なずれ表示機能はあくまで判断支援機能であり、特性を理解し適正利用を行って初めて有用な支援となる。Positioning iを用いた定量的なずれ表示機能による判断と、RADInsightを用いたカンファレンスの実施によって、一般撮影業務の可視化を行ったことで、ずれ量のより正確な判断と再撮影判断に関する意識改革を行うことができ、再撮影基準の適正化が見込まれた。

11. 今後の展望

カンファレンスを継続して行く上で症例数を増やし、ずれ量の判断のみならずさまざまな疾患に対して、適切な再撮影判断を行うことを次の目標とする。また、再撮影適正化への取り組みを他部位に関しても積極的に継続していきたいと考えている。

12. 参考文献

- ・伊藤良平, 再撮影判定支援機能「Positioning i」の開発, KONIKA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT VOL.19 (2022), p.71
- ・長嶋賢太, 「膝関節側面撮影におけるAIを用いたポジショニング判定支援機能について」, 第35回埼玉県診療放射線技師学術大会2022年3月20日

「歯科用CBCT装置における撮影モードの違いによる画質変化の検討」

上尾中央総合病院 診療技術部 放射線技術科

○田中 朋美 坂庭 琴美 市川 暁 武田 尚也 木下 友都 藤井 紀明

1. 背景

当院では、2021年度より歯科用CBCT装置が新規導入された。歯科用CBCTはインプラント術前の下顎骨解剖学的構造情報の取得や、埋伏歯の抜歯前の下顎管との位置関係の取得などを目的に施行される。そのため歯科用CBCTは微細構造の描出のために高画質な画像が求められる。

本装置には撮影モードとしてStandard（以下、SD）、Large（以下、L）、High Resolution（以下、HR）、High Resolution Large（以下、HRL）の4つのモードが搭載されているが、各モードにおける画質変化を把握できていない。

2. 目的

歯科用CBCT装置の撮影モードの違いが画質に及ぼす影響を明らかにする事を目的に比較検討を行った。

3. 使用機器

- ・歯科用CBCT装置 Veraview X800 (MORITA)
- ・頭部ファントム (富士メディカルシステム)
- ・ワイヤーファントム
- ・ウォーターファントム
- ・画像処理ソフトウェアImageJ

4. 実験方法

物理評価として、ワイヤーファントムを用いたMTF (MTF : modulation transfer function) の算出とウォーターファントムを用いたNPS

(NPS : noise power spectrum) の算出を行った。次に視覚評価として頭部ファントムを撮影した画像を用いて、正規化順位法にて評価を行った。全ての撮影において条件は図1のようにした。

撮影条件

管電圧 : 99kV 管電流 : 7.0mA
 回転角度 : 360度 撮影FOV : 40×40[mm]
 撮影モード : SD, HR, L, HRL

図1. 撮影条件

4-1 MTFの算出

直径0.15mmの銅ワイヤーが回転中心から外れるようにファントムを設置し、撮影を行った。ファントム中心の水平断面の画像に、ImageJを用いて仮想スリットを作成した (図2)。

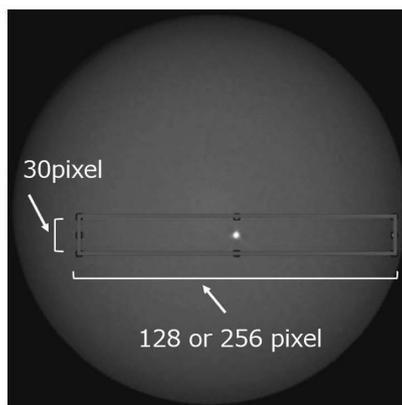


図2. MTF仮想スリットサイズ

仮想スリットサイズはY軸方向30pixelとし、X軸は各撮影条件でサイズを統一するためにSDとLでは128pixel、HRとHRLでは256pixelとした。

4-2 NPSの算出

回転中心にウォーターファントムを設置した。

NPSにおいてもMTFと同様にファントム中心の水平断面の画像に、ImageJを用いて仮想スリットを作成した。

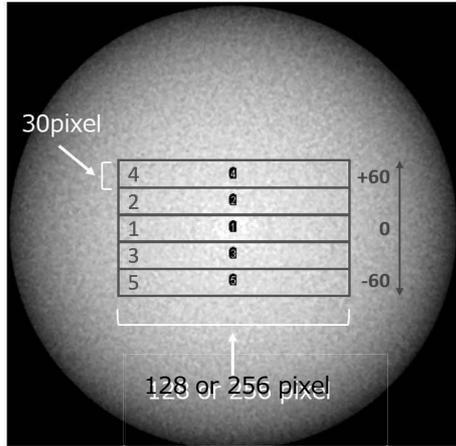


図3. NPS仮想スリットサイズ

仮想スリットサイズもMTFと同様にY軸方向は30pixel、X軸はSDとLでは128pixel、HRとHRLでは256pixelとした(図3)。

中心部分のスリットを1番とし、30pixelずつずらし、計5つのスリットを作成し、5つの測定値を平均することでNPSを取得した。

4-3 視覚評価

視覚評価は当院の診療放射線技師13人で行い、評価項目は「全体の鮮鋭度」「全体の粒状性」、高コントラスト分解能の評価として「エナメル質と象牙質のコントラスト」、低コントラスト分解能として「歯槽骨のコントラスト」の4点とし、正規化順位法を用いて評価を行った。

5. 結果

5-1 MTFの比較

10%MTFはSDで2.03、Lで1.98、HRとHRLで2.28となり(図4)、HRとHRLが最も高値となった(表1)。

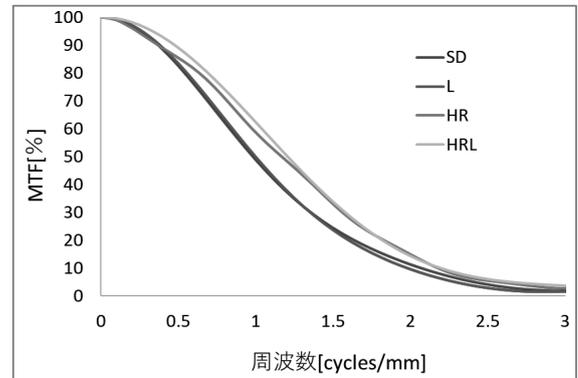


図4. MTFの比較

表1. MTFの比較

撮影モード	10%MTF
SD	2.03
L	1.98
HR	2.28
HRL	2.28

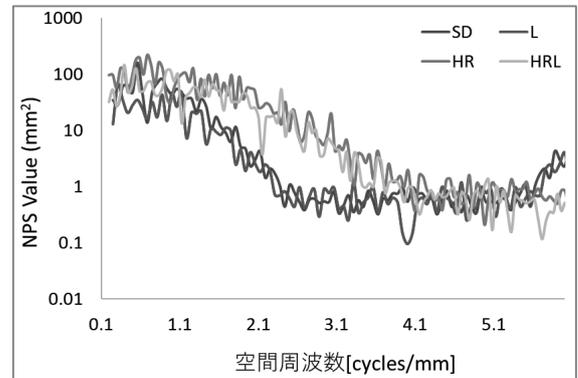


図5. NPSの比較

NPSの結果は、SDとL、HRとHRLで同様の傾向のグラフとなり、HRとHRLにおいてノイズ量が多い結果となった(図5)。

5-3 視覚評価

【全体の鮮鋭度】

HRが最も順位が高く、次いでHRL、SD、Lという順となった。有意差はSD-L間のみ認められなかった(図6)。

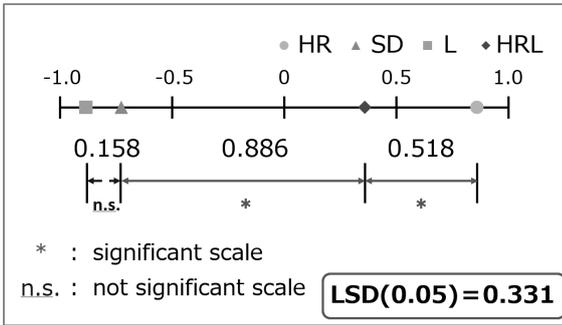


図6. 全体の鮮鋭度の視覚評価の結果

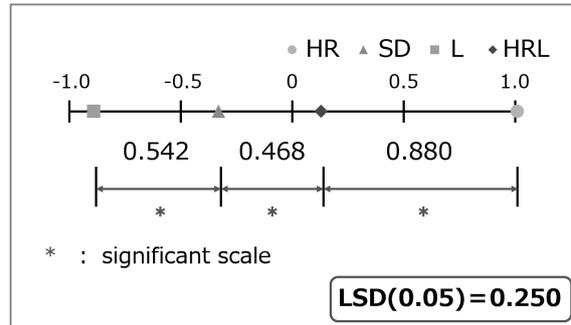


図9. 歯槽骨のコントラストの視覚評価の結果

【全体の粒状性】

粒状度の評価の高い順にL、SD、HRL、HRの順となった。有意差はL-SD間のみ認められなかった(図7)。

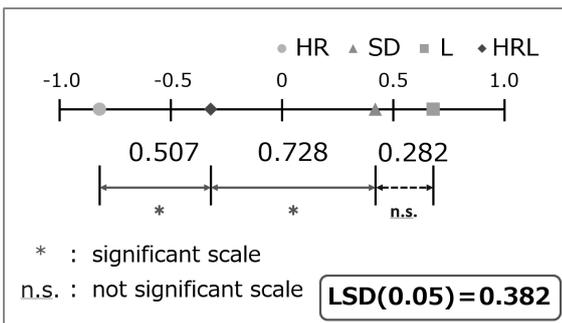


図7. 全体の粒状性の視覚評価の結果

【エナメル質と象牙質のコントラスト】

鮮鋭度と同様の順位となった。有意差はHRL-SD間のみ認められなかった(図8)。

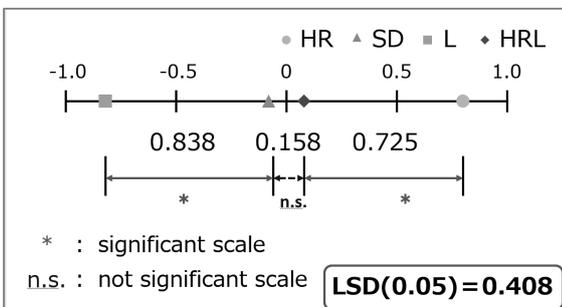


図8. エナメル質と象牙質のコントラストの視覚評価の結果

【歯槽骨のコントラスト】

先程と同様の順位となった。また、全ての区間において有意差が認められた(図9)。

6. 考察

6-1 MTFの比較

10% MTFはSDの方がLより大きくなり、Lではボケが生じ鮮鋭性が低下した。Lモードは体格の大きな方を撮影する際の撮影モードとされている。そのためLモードでは拡大率が変化している可能性が示唆される。

HRとHRLの10% MTFは2.28と同値となった。HR系はボクセルサイズが小さくLモードと同様に拡大率が変化していたとしても、拡大率の影響が小さいためであると考えられる。HRの10% MTFがSDより高いことについては、HRはボクセルサイズが小さく高分解能なモードであるためと考えられる。

6-2 NPSの比較

SDとHRを比べると、HRはボクセルサイズが小さいためノイズ量が多くなったと考えられる。また、SDおよびHRの双方においてLモードにおいてノイズ量が少なくなった。これはグレーデル効果の影響が考えられ、MTFと同様に拡大撮影の可能性が示唆される。

6-3 視覚評価

鮮鋭度の評価はHRが最も高く、Lが最も低くなった。粒状性の評価はLが最も高く、HRが最も低くなった。ボクセルサイズの違いによる分解能の差が視覚的に大きく影響したことが考えられる。そのため高コントラスト分解能と低コントラ

スト分解能ともにHRが最も良い結果となったと考えられる。

7. 結語

Lモードを使用することで鮮鋭度の低下およびノイズ量の低下が発生すること、HRモードを使用することで鮮鋭性の向上およびノイズ量の上昇が発生することが分かった。物理評価および視覚評価の結果から、HRモードを用いて撮影することが望ましいと考えられる。

8. 参考文献

- ・NPO 法人日本歯科放射線学会 診療ガイドライン委員会：歯科用コーンビーム CT の臨床利用指針（案）. 2017. https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~radiology/guideline/CBCT_guideline_170929.pdf
- ・日本放射線技術学会：放射線技術学スキルUPシリーズ標準デジタルX線画像測定. 株式会社オーム社, 2020.

フレッシューズセミナー抄録集

「標準撮影から一歩先へ」

～追加撮影を理解しよう～

熊谷生協病院

新島 正美

1. はじめに

追加撮影は標準撮影と比較し、バリエーションが多く、どの撮影法を用いれば有効であるのか判断に迷う撮影法である。本稿では、追加撮影について、理解を深めるために、目的や選択方法などについて症例を交えながら解説していく。

2. 追加撮影の目的と画像診断の流れ

追加撮影の本来の目的は、標準撮影に追加して行うことで情報量を増やし、良悪性の鑑別や病変の広がり、組織学的分類の推定などを評価することである。そしてその評価が患者さんにとって円滑な治療・QOLの向上につながる。ただし、追加撮影を行う上では、良好な標準撮影を行っていることが大前提となる。

次に乳腺領域における画像診断の流れ（図1）を示す。最初に存在診断を行い、病変の有無を確認し、病変が存在すれば鑑別診断を行う。鑑別診断で悪性所見が疑われる場合には、性状判定と容積判定を行い、治療に向けた評価を行っていく。この流れの中で追加撮影はどの項目においても行われることがあり、それぞれに目的がある。

追加撮影の目的と画像診断の流れ

追加撮影を行う事で標準撮影以上の情報量を得る
(良好な標準撮影を撮影している事が大前提!)

- 存在診断 → 病変の有無・再現性
- 鑑別診断 → 良悪性の判定

- 性状判定 (乳管内進展・浸潤度・組織型等)
→ 組織学的分類の判定

- 容積判定 (局所・全身)
→ 切除範囲の決定

悪性疑いとして
精査目的

図1. 乳腺領域における画像診断の流れ

2-1 存在診断

存在診断において追加撮影を行うケースは2つ考えられる。

- ①標準撮影で関心領域が不明瞭であった時に、病変の有無や再現性を確認する場合。

【症例1】

右乳房UにFAD（カテゴリー3）を認めた。ここでは乳腺の重なりか、病変なのかを判別するためにトモシンセシスを追加撮影した。トモシンセシスでは、乳腺との連続性を認め、乳腺の重なりであることが分かった。その結果、カテゴリー判定は1となり、これ以上の精査の必要がなくなった症例である（図2）。

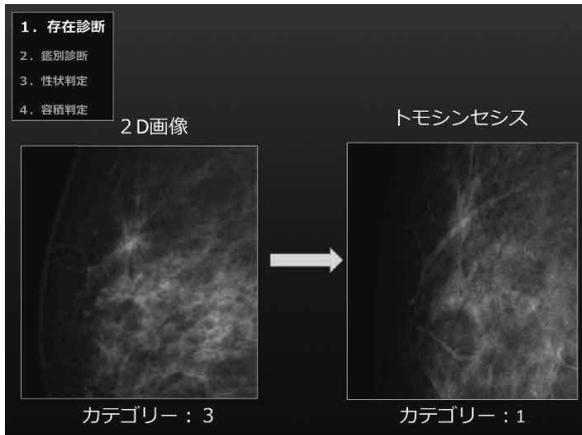


図2. 症例1 トモシンセシス

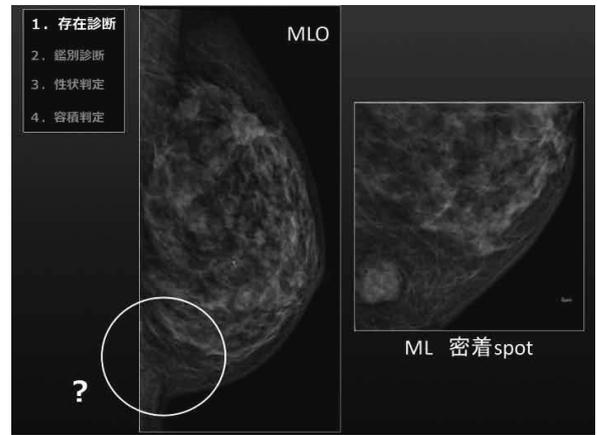


図4. 症例2 MMGスポット撮影

②標準撮影で1方向しか異常が観察できない、または病変部が標準撮影では描出できない場合。

【症例2】

左乳房下部に腫瘤が触れ、超音波検査（図3）でも明らかに腫瘤が存在した。マンモグラフィでは、肋骨の近くに腫瘤があり、通常の圧迫板では病変部に圧迫が掛けられないため、描出することができなかった。ここでは下部が描出しやすいMLを選択し、局所的に圧迫できるスポット撮影を選択することで、しっかりと病変部が描出された（図4）。

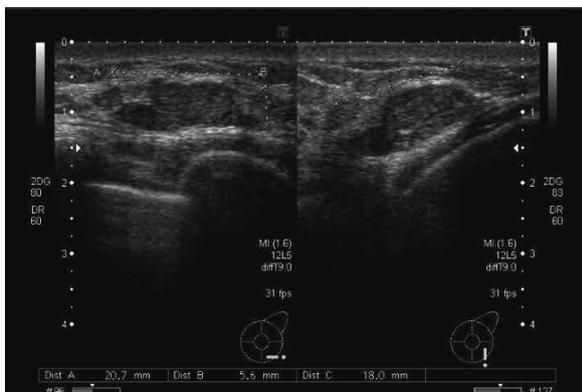


図3. 症例2 超音波画像

2-2 鑑別診断

鑑別診断は良・悪性の判定に用いる。カテゴリ判定が1または2と判定された場合はそこで検査は終了となるが、問題となるのはカテゴリ3と4である。そこで、追加撮影を行い、カテゴリ1または2、カテゴリ5に分類することで鑑別をより明確にすることを目的とする。

【症例3】

標準撮影では、右乳房Lに淡く不明瞭な集簇性の石灰化が認められ、カテゴリ3であった。ここでは鑑別診断を目的として拡大スポット撮影を追加した。拡大スポットの画像では、石灰化の形態がより詳細に描出され、微細分岐状の集簇性石灰化であることが分かった。カテゴリ分類では、悪性を強く疑うカテゴリ5となった（図5）。

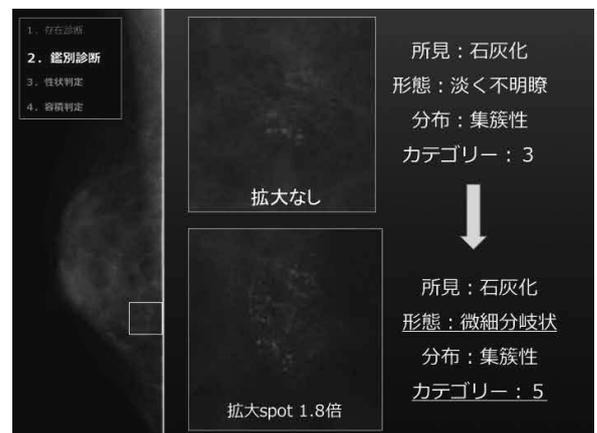


図5. 症例3 MMG拡大スポット

2-3 性状判定・容積判定

性状判定と容積判定については悪性を疑う所見として評価を進めていく。

①性状判定

標準撮影で2方向とも病変が観察されたが、さらに病変の構造を詳しく知るために、スポット撮影やトモシンセシスなどを追加し、乳管内進展・浸潤度・組織型などの評価・組織学的分類の判定を行う。

【症例4】

超音波画像（図6）では右乳房B-D領域に横長の腫瘤像が認められた。マンモグラフィではMLOで構築の乱れが描出され、カテゴリー4であった。この病変に対し、腫瘤の短軸方向となるMLを追加した。短軸方向から圧迫することで密度が高くなり（図7）、スピキュラを伴う腫瘤として明瞭に描出された。カテゴリー分類は4から5となり、より悪性を強く考える病変となった（図8）。病理画像の結果では浸潤性小葉癌であった（図9）。小葉癌は細胞間の接着能力が低いので広がりやすく、マンモグラフィでは圧迫で構築の乱れとして描出されることが多く、病変が認識しにくいことがある。症例4では、追加撮影することで、より視認性を示せた症例であった。

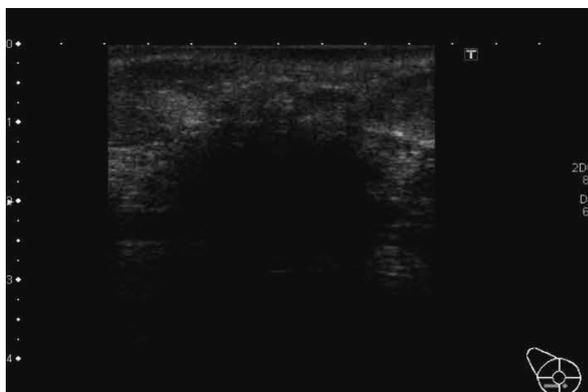


図6. 症例4 超音波画像

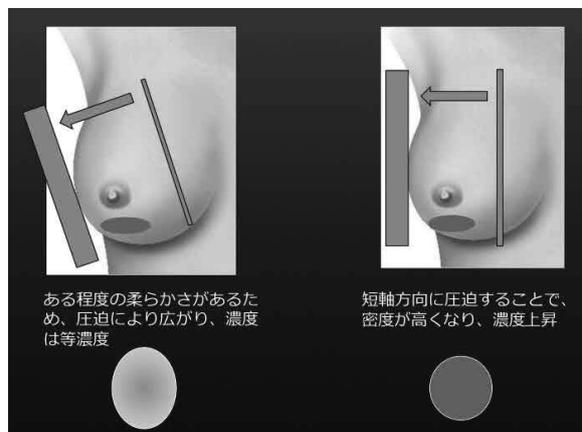


図7. 圧迫方向による濃度変化

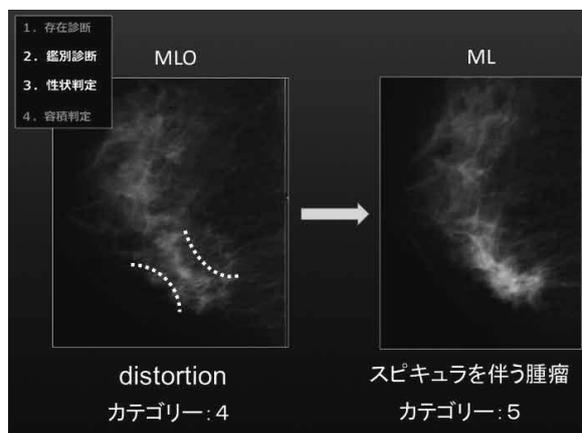


図8. 症例4 ML撮影

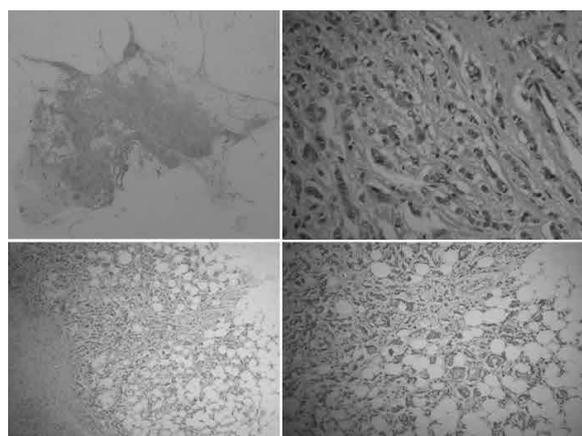


図9. 症例4 病理画像

②容積判定

病変の大きさや広がり範囲を同定し、切除範囲の評価を行う。これにより術式や治療方針が決定される。広がり診断には複数のモダリティでの評

価が必要となるが、広範囲な石灰化を伴う乳癌に対しては、マンモグラフィでの評価は非常に重要であり（MRI禁忌の患者さんは重要）、温存療法の適応の可否を決定する要因にもなるため正確な評価が必要である。

【症例5】

左乳房の乳頭直下付近に微細分岐状の石灰化がみられる。この病変に対し、乳頭を含めた拡大スポット撮影を追加した。拡大スポット画像では乳頭直下にまで石灰化が存在していることが分かり、NTD=0と評価できる（図10）。

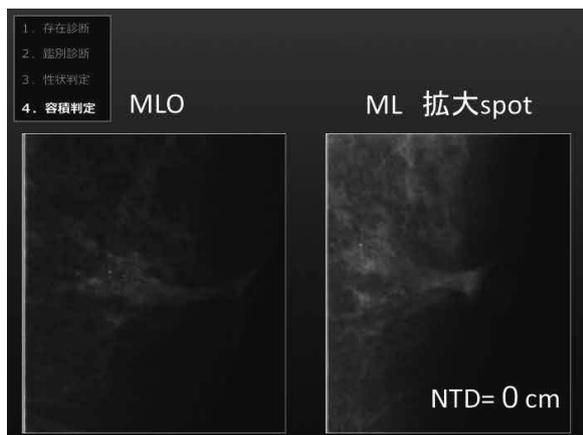


図10. 症例5 拡大スポット

3. 追加撮影の手順

実際の追加撮影は、下記の手順に沿って実施していく。

3-1 標準撮影の画像を読影し、カテゴリ分類する

カテゴリ3・4の症例を対象にし、追加撮影することによって標準撮影以上の情報が得られるか判断する（カテゴリ5は容積判定や性状判定を目的に）。

→追加撮影の目的を明確にする（無駄な被ばくや苦痛を与えない）

3-2 標準撮影の画像から、どの追加撮影が適切かを考える

病変部の位置と所見を確認し、どの追加撮影方法が適切であるかを判断する。

→撮影方向と追加撮影法の選択

3-3 受診者に対しての説明を行う

受診者に情報量を増やす事を目的として、追加撮影を行う旨を説明し、同意を得る。

→受診者の同意を得る（受診者に過剰な不安を与えない様に配慮する）

3-4 追加撮影を行う

再度カテゴリ判定や性状判定・容積判定を行う。

→有効性を確認する

4. 追加撮影の種類と選択

追加撮影の手法は大きく4つに分類できる。

- ①標準撮影以外の撮影方向から撮影したもの
- ②スポット撮影（密着スポット・拡大スポット）
- ③拡大撮影（全体拡大・拡大スポット）
- ④トモシンセシス

*①に②・③を組み合わせることもある。

以下に各々について解説する。

4-1 標準撮影以外の撮影方向

図11は主な撮影方向を示した図である。これほど多くのバリエーションがあると迷ってしまうが、今回は頻度が高いML、XCC、SIO撮影について解説する。

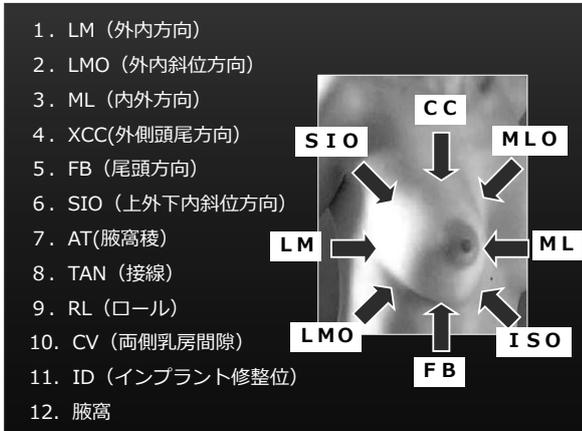


図11. 主な撮影方向

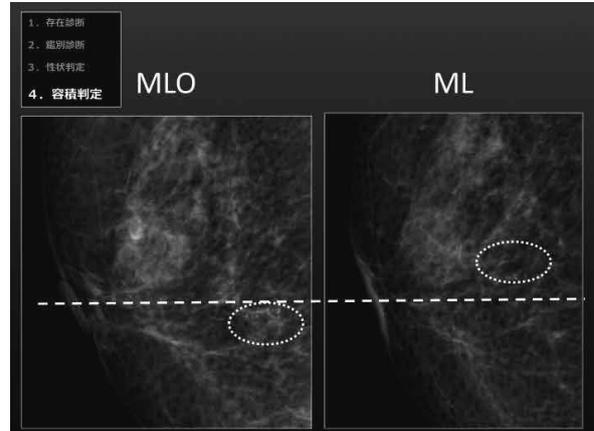


図13. MLOとMLによる位置の違い

①ML撮影

ML撮影は、CC撮影と組み合わせて、病変の位置・範囲を正確に把握する目的で行われる。

特に石灰化の位置や広がりの判定に有効である。

図12にあるように、MLOでは病変が実際の高さよりも低い位置に描出されるため、正確な位置の評価にはML撮影が用いられる。また、乳房下部の病変に関しても、MLOと比較して描出しやすい特徴がある。

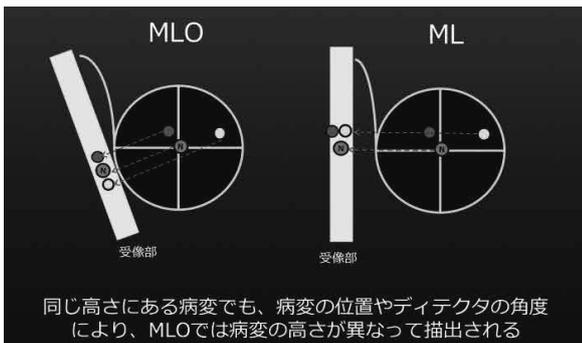


図12. MLO撮影とML撮影の比較

【症例6】

右乳房Mに石灰化の集簇を認める。ML方向の撮影で乳頭中心部よりも頭側の高さにある石灰化が、MLOでは乳頭中心部よりも下部に描出されている（図13）。このように撮影方向によっては高さの違いが生じるため、正確な位置を確認するときにはML撮影が有効となる。

②XCC撮影

CC撮影の死角となっている外側の端にある病変を描出するのに有効な撮影法である。

【症例7】

CCの画像では右乳房外側に腫瘤影が見られ、描出しきれていそうに見えるが、よく見るとこの腫瘤の近くにもう一つ腫瘤があるように見える。ここでXCC撮影を追加すると、主病変の腫瘤の他にもう一つの腫瘤が描出された（図14）。

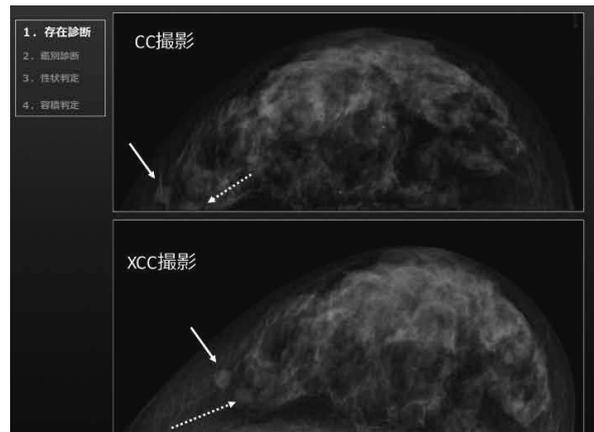


図14. 症例7 XCC撮影

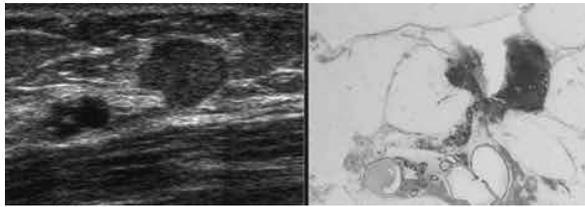


図15. 症例7 超音波画像と病理画像

超音波検査では、主病変であるの充実性腫瘍の近くに乳管内進展を疑うような低エコーが見られた(図15)。病理画像では、主病変は腺腔形成型の浸潤性乳管癌であり、もう一つの所見は悪性所見ではなかった。この症例のように悪性所見があった場合は、近傍に乳管内進展や娘結節ができることもしばしばあるため、病変の描出範囲に少し余裕を持った撮影が必要である。

③SIO撮影

SIOは、CCやMLOでも死角となる乳房上内側を目的とした撮影法である。ハの字になるようなディテクタの角度で撮影する。

【症例8】

左乳房内側に腫瘍があるが、MLOでは腫瘍が描出されたが、CCでははっきりしなかった(図16)。ここでSIOを撮影すると、病変部がしっかり描出されていることが分かる(図17)。

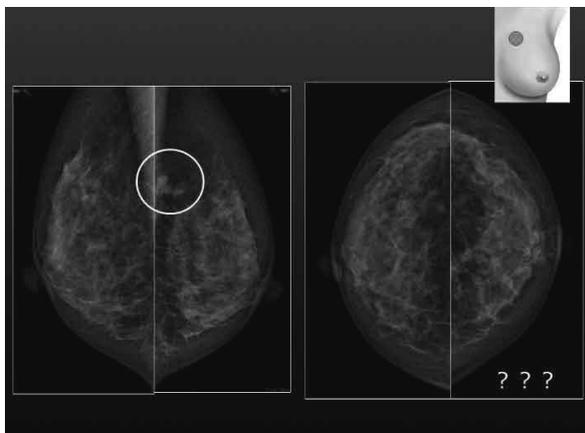


図16. 症例8MMG

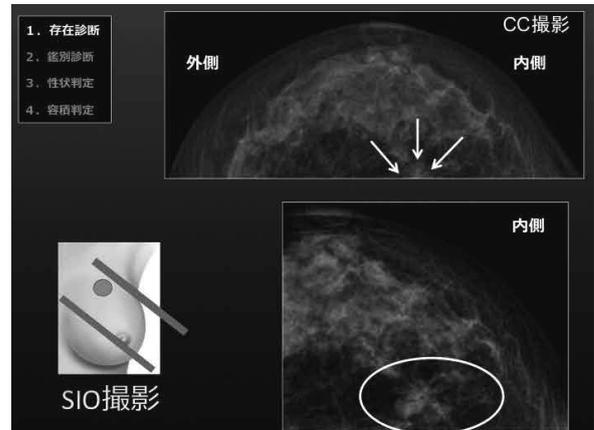


図17. 症例8 SIO撮影

4-2 スポット撮影

スポット撮影には密着スポット撮影と拡大スポット撮影がある。小さな圧迫板を用いて、局所的に圧迫することで乳房厚が減少し、乳腺内のコントラストが向上、辺縁を明瞭に描出することができる撮影法である。しかし、近年ではトモシンセシスの普及により、撮影の機会は減少している。主な目的としては、腫瘍の存在確認(FADとの鑑別)や辺縁の評価、浸潤範囲(大胸筋浸潤など)・進展範囲(NTD評価など)の評価、組織型などの判定である。また、標準撮影よりも圧迫圧が強くなり過ぎてしまうため、腫瘍の破裂・出血などのリスクを考えた慎重な圧迫が必要である。

【症例9】

左乳房の乳頭直下に高濃度の不整形腫瘍を認める。この腫瘍に対して硬さの評価、NTDの評価をするためにスポット撮影を施行した。圧迫圧と濃度から、スピキュラを伴う硬い腫瘍と推定され、硬性型の浸潤性乳管癌を疑われた。また、乳頭の引き込みと境界が不明瞭であることから乳頭直下まで浸潤していると推定され、NTD=0と評価した。超音波検査の画像でも同様に乳頭直下まで病変が浸潤していることが分かる(図18)。



図18. 症例9 密着スポット撮影

スポット撮影のもう一つの特徴は、圧迫の強弱により、病変の硬さを示すことができることである。図19の左図では密着スポットを行うことで、腫瘍と乳腺のコントラストが増強している。これは腫瘍が硬く悪性の可能性を考える。右図では腫瘍と乳腺のコントラストが減少しており、柔らかい腫瘍と判断し、良性の可能性を考えることができる。

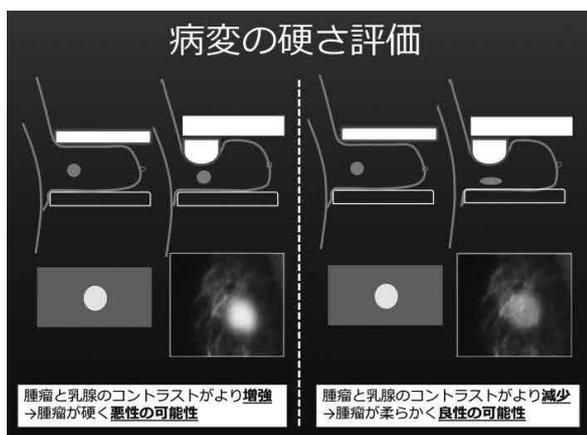


図19. スポット撮影による硬さ評価

4-3 拡大撮影

拡大撮影の最大の目的は微細石灰化の評価である。全体拡大撮影と拡大スポット撮影があり、病変部の範囲が広い場合（広範囲な石灰化など）は乳頭部を含めた全体拡大撮影を行う（図20）。

石灰化の評価を行う場合は、正面・側面で分布を確認し、乳頭に石灰化が及んでいないかを明確

にすることが重要である。

拡大撮影は、画像の拡大により、所見の詳細が観察しやすくなるが、デメリットとしてコントラストの低下や被ばく線量の増加などが挙げられるので注意が必要である。

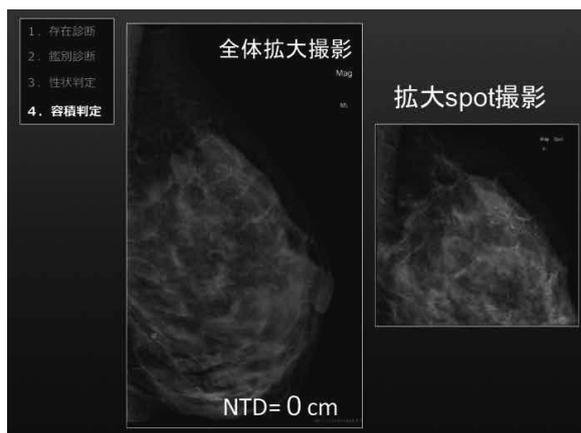


図20. 症例10 全体拡大と拡大スポット

4-4 トモシンセシス

トモシンセシスのメリットは、重なりが少ない画像が得られ、病変を指摘しやすくなること（特に高濃度乳房・構築の乱れ・小腫瘍の辺縁評価など）、石灰化の広がり分布が分かりやすいことが挙げられる。デメリットは被ばく線量が増えることと、グリッドを使用しないのでコントラストが低下すること、読影する枚数も増えるので読影医の負担が掛かることなどが挙げられる。実際の症例では構築の乱れや小腫瘍の辺縁の評価、FADの再現性の確認に用いられることが多い。

【症例11】

標準撮影ではあまりはっきりしていなかった右乳房の構築の乱れが、トモシンセシスでは1点に集中する明らかな構築の乱れとして描出されている（図21）。このような構築の乱れに対してトモシンセシスは有効である。

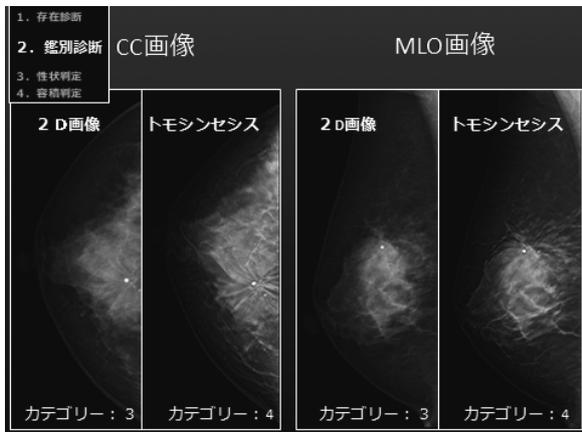


図21. 症例11 トモシンセシス

【症例12】

トモシンセシスと拡大スポット撮影の画像を比較した画像である。石灰化の分布、奥行きに対してはトモシンセシスが有効であるが、形態評価や全体像、濃度の淡い石灰化の存在診断に関しては拡大スポットでの観察が適している (図22)。

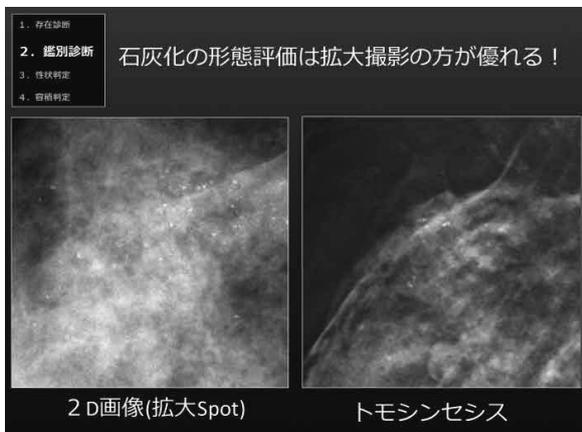


図22. 症例12 石灰化の描出の比較

5. まとめ

ここまでのまとめを図23に示す。追加撮影を行う際には、目的を明確にし、各撮影方法の特徴を理解して行うことが重要である。

また、医師との連携が取られており、技師の判断で追加撮影することが許可されている施設においては、全ての技師が同じ判断で追加撮影を実施するのは難しい傾向にある。そこで図24のよう

なフローチャートを施設の中で作成しておく、所見によって選択する撮影方法の迷いが少なくなり、比較的統一しやすくなるため、参考にさせていただきたい。

まとめ

- ・目的を明確にして追加撮影を行う
 - むやみに追加撮影を行わない!
- ・各撮影方法の特徴を理解し、追加撮影を行う
 - 目的病変の位置によって撮影方向を決める
 - 病変の種類によって撮影法を選択する

- ①腫瘍 → トモシンセシス、密着spot
- ②石灰化 → 全体拡大撮影、拡大spot、全体ML
- ③その他の所見 (石灰化なし) → トモシンセシス、密着spot
- ④その他の所見 (石灰化あり) → トモシンセシス、全体拡大撮影、拡大spot

図23. 追加撮影のまとめ

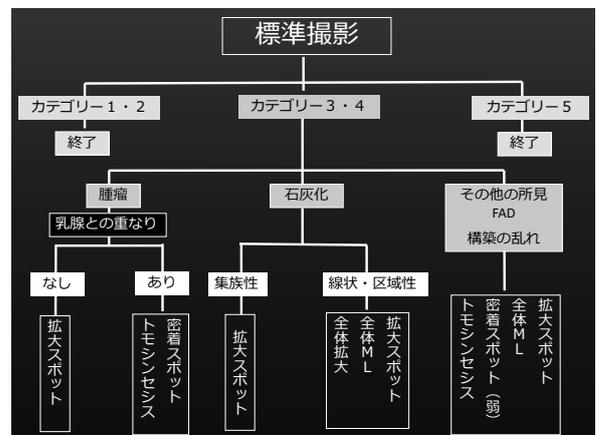


図24. 所見別のフローチャート

最後に、患者さんへの説明対応なども過度な不安を与えないよう注意が必要である。どんなに良い画像を撮影できても、患者さんに不安や不快感を与えたまま検査を終えてはプロではない。特にマンモグラフィは痛みを伴う検査であるため、より接遇が大切であり、検査に携わる技師には、相手の気持ちに寄り添った一歩先の「ホスピタリティ」を極めた技師になっていただきたいと願う。

本稿が、追加撮影に一歩踏み出せない技師にとって、自信を持って行えるよう理解を深める一

助となれば幸いである。

*ホスピタリティ：思いやり・心からのおもてなし

参考・引用文献

- 1) マンモグラフィガイドライン第3版
医学書院
日本医学放射線学会・日本放射線技術学会
編
- 2) 乳腺 画像と検査
医療科学社 石栗和男 編著
- 3) マンモグラフィ撮影BOOK 追加撮影でもっとわかる
メディカルアイ 岡田智子 著

「輝度調整だけで大丈夫？臨床に適した画像処理選択の基本」

埼玉県済生会川口総合病院

森 一也

1. はじめに

診療放射線技師の業務において、単純X線撮影業務はX線の特性や解剖の基礎を学ぶのに適している。そのため各部位のポジショニングや撮影条件の指導に重点が置かれ、単純X線画像の画像処理技術について十分な指導や教育を受ける機会が少なくなりやすい。近年ではデジタル画像の急速な普及により、単純X線撮影はScreen-Film (S/F) 系のアナログ画像から、Computed radiography (CR) や、Flat panel detector (FPD) による Digital radiography (DR) を用いたデジタル画像へと移行されてきており、さまざまな画像処理が行われた単純X線画像が、画像診断に活用されている。実際の臨床現場では、部位ごとに細かく設定された画像処理について撮影後の調整が行われず、簡単な濃度調整のみで画像を提供するケースが多く見受けられる。しかし、検査目的、撮影条件、および疾患の種類によっては画像処理による追加調整を行うことにより、診断に役立つ画像提供ができる場合がある。

本稿では、単純X線画像に使用されている各画像処理技術の基礎や、画像処理技術が臨床で有用であった症例について紹介する。

2. 実空間と周波数空間

単純X線画像で用いられる画像処理技術は、大別すると画像濃度や画像コントラストの調整を行う実空間における画像処理技術と、画像のスペクトル成分を活用しエッジ強調やノイズ除去などを行う周波数空間における画像処理技術に分けることができる。周波数空間における画像処理技術で

は、フーリエ変換により実空間における画像を空間周波数領域におけるスペクトル情報に変換し、画像処理後に逆フーリエ変換を行うことで、実空間における画像に再変換される¹⁾。周波数空間における各空間周波数領域を図1に示す。また各空間周波数の画像を用いた画像処理技術を図2に示す。診断に適した画像を提供するためには、実空間における画像処理技術であるのか、周波数空間における画像処理技術であるのかを理解し、画像処理技術を選択する必要がある。

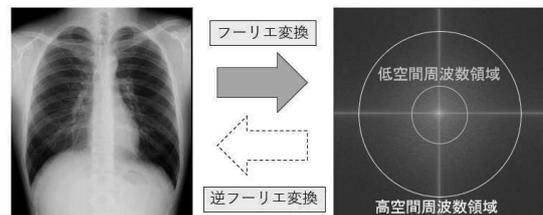


図1. 周波数空間における各空間周波数領域

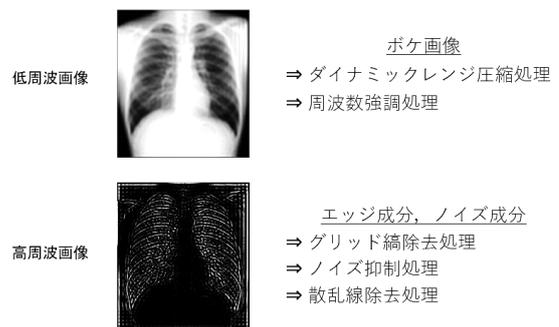


図2. 周波数空間における画像処理技術

3. 単純X線画像の画像処理技術

3-1 単純X線撮影で用いられる画像処理技術

近年、単純X線撮影で用いられる画像処理技術の開発が活発に行われており、臨床では非常に多

くの画像処理技術が用いられている。本稿では、臨床で使用する機会の多い画像処理技術について述べる。

3-2 階調処理

階調処理は、入力画像の画素値と出力画像の画素値との関係を変化させる実空間における画像処理技術である。簡便に画像全体の濃度およびコントラストの調整を行うことができる。しかし、局所的な画像濃度の調整を行うことは困難であるため、局所的な画像濃度の調整には Look up table(LUT)の変更や、ダイナミックレンジ圧縮処理 (Dynamic range compression processing: DRC 処理) が用いられる。

3-3 Look up table

LUTとは、入力信号に対する出力信号の割当テーブルを用いた実空間における画像処理技術である。階調処理では改善されなかった画像コントラストの調整や、画像濃度の調整に利用される。臨床では、非線形変換が主に用いられ、各撮影部位に適したLUTが事前に設定される。LUTの一例を図3に示す。LUTを用いることにより、疾患や撮影部位に適した階調変換を簡便に行うことが可能である。しかし、LUTの調整だけでは、局所的な画像コントラストおよび画像濃度の改善には限界がある。

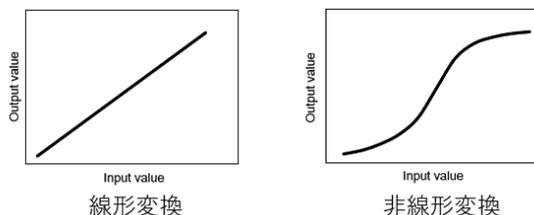


図3. Look up tableの種類

3-4 ダイナミックレンジ圧縮処理

DRC 処理は、特定の濃度域に対して濃度変換を実施し、その範囲外では画像濃度を維持する実空間における画像処理技術である。画像濃度の変換を行うため、実空間における画像処理技術に分

類されるが、画像処理を行う過程で周波数空間における平滑化処理が行われる。ヒストグラム上では、ピクセル値がコントラスト不良領域から主観察領域に圧縮される。DRC 処理の出力画像 $g(x, y)$ は以下の式によって求められる。

$$g(x, y) = f(x, y) + h[f_{avg}(x, y)] \quad \dots (1)$$

DRC 処理の画像処理手順について説明する。初めに、原画像 $f(x, y)$ からマスク画像となる平滑化画像 $f_{avg}(x, y)$ の作成を行う。次に、平滑化画像 $f_{avg}(x, y)$ にあらかじめ決めておいた濃度変換関数 h を適用させる。この時の濃度変換関数 h は、低濃度領域圧縮で正の値、高濃度領域圧縮で負の値となる。最後に、濃度変換関数 h により特定の濃度領域のみを抽出された平滑化画像 $h[f_{avg}(x, y)]$ を、原画像 $f(x, y)$ に加えることで画像濃度の圧縮が行われる²⁾。DRC 処理によるピクセル値の変化を図4に示す。DRC 処理を用いることにより、中濃度領域の画像濃度を維持したまま低濃度領域および高濃度領域の描出能を局所的に改善させるため、階調処理やLUTでは描出が困難な濃度域においても、描出能を改善させることが可能である。

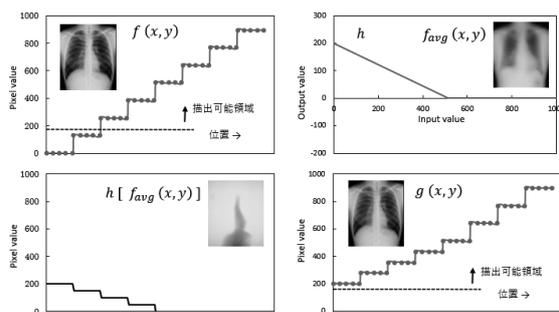


図4. DRC 処理による出力ピクセル値の変化

3-5 周波数強調処理

周波数強調処理は、画像の鮮鋭性を向上させる周波数空間における画像処理技術である。周波数強調処理の画像処理手順について説明する。初めに、原画像から平滑化画像を作成する。次に、原画像から平滑化画像を差分することにより、エッジ画像を作成する。最後に、原画像に作成されたエッジ画像を加算することで、特定の周波数帯域

が強調された周波数強調処理画像が作成される。この時、一枚の平滑化画像からエッジ画像を得る周波数強調処理をアンシャープマスク処理、異なる周波数帯域が強調された複数の平滑化画像からエッジ画像を得る周波数強調処理をマルチ周波数処理と呼ぶ。単純X線撮影では主にマルチ周波数処理が用いられており、強調したい周波数帯域や周波数強調処理の処理強度などの画像処理パラメータの変更が可能である。周波数強調処理を用いることで、簡便に鮮鋭性を改善することが可能であるが、強調する周波数帯域のノイズも強調されてしまう点に注意する必要がある。

3-6 ノイズ抑制処理

ノイズ抑制処理は、平滑化画像から得られる差分画像より、ノイズ成分を抽出し原画像から減算を行う周波数空間における画像処理技術である。メーカーによってはパターン認識技術による構造物とノイズ成分の分類や、Artificial intelligence(AI) を用いたノイズ抑制技術が用いられており、構造物の鮮鋭性が保たれたノイズ抑制が可能である。

3-7 散乱線除去処理

散乱線除去処理は、物理グリッドを用いず、散乱X線を除去する周波数空間における画像処理技術である。散乱線除去処理の画像処理手順について説明する。初めに、物理グリッド未使用の画像より、散乱線推定画像の作成が行われる。この時作成される散乱線推定画像の作成方法はメーカーにより異なる。各メーカーの散乱線推定画像の作成方法を図5に示す。次に、原画像から散乱線推定画像の差分が行われる。最後に、ノイズ抑制処理が行われ、物理グリッドを用いずに散乱X線が除去された単純X線画像が作成される。メーカーにより、散乱線除去処理の特性が異なるため、散乱線除去処理を使用する際には、使用する散乱線除去処理の特性を十分に考慮した取り扱いが必要である。

- FUJIFILM (Virtual Grid)
設定値と、検出器到達線量より推定
- コニカミノルタ (Intelligent Grid)
散乱線Kernelと、ヒストグラム解析より推定
- Canon (Scatter Correction for CXDI)
散乱線Kernelより推定
- Philips (Sky Flow)
散乱線Kernelより推定

図5. 散乱線推定画像の推定方法

4. 画像処理技術が有用であった症例

前述した画像処理技術が有用であった臨床症例を述べる。

4-1 DRC処理が有用であった症例

転倒による上肢打撲で継続的な腕の腫れ、痛みがあるため当院整形外科を受診。肘頭骨折の疑いで単純X線撮影の依頼を受けた。肘関節の撮影を行い、図6の肘関節側面画像を得た。骨梁が鮮明に描出され、画像コントラストも良好な画像ではあったが、単純X線撮影では明らかな骨折は認められなかった。患部の腫脹が認められたため、軟部領域の描出を目的に撮影した肘関節側面画像にDRC処理の高濃度領域圧縮処理を行い、図7の画像を得た。高濃度領域圧縮処理を行うことにより、fat pad signが観察された。



図6. 肘関節側面画像 (画像処理前)



図7. 肘関節側面画像 (画像処理後)

4-1-1 fat pad sign

fat pad signは、肘関節側面画像で認められる肘関節の画像診断において重要なサインの一つである。肘関節内の血腫などが関節包内の内圧を上昇させ、間接包内にある脂肪を押し出すことにより、肘関節側面画像において帆船のマスト様のサインとして描出される。fat pad signは、肘関節の関節内骨折および関節内血腫などの診断に有用とされている³⁾。

4-1-2 DRC処理が有用な撮影部位

DRC処理は画像の描出域を広げることにより、視認性の高い画像の提供を可能とする。従って、X線の減弱が小さい部位である喉頭・咽頭・アキレス腱などの軟部領域の撮影には特に有用である。また、被写体厚の差が大きく、広い観察域が必要となる肩関節軸位、Lauenstein法、および胸腰椎移行部側面などにおいては、視認性の向上が期待できる。DRC処理はさまざまな部位で用いることが可能であるが、過度なDRC処理は画像コントラストを低下させることに留意する必要がある。

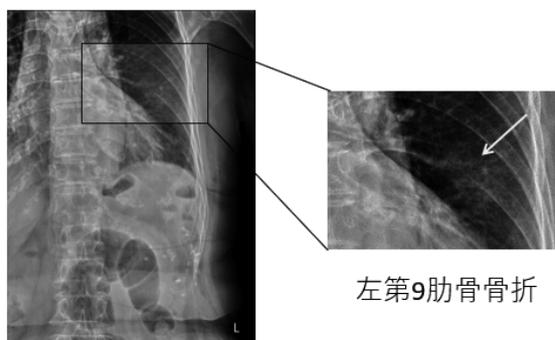
4-2 周波数強調処理が有用であった症例

左胸部打撲で継続する鈍痛があるため当院整形外科を受診。肋骨骨折の疑いで単純X線撮影の依頼を受けた。左下部肋骨撮影を行い、図8の左肋骨正面画像を得た。撮影条件の設定は適切であるが、階調処理では肋骨骨折は不鮮明であった。より鮮鋭度の高い画像の描出を目的とし、撮影した左下部肋骨画像に周波数強調処理を行い、図9の

画像を得た。周波数強調処理を行うことにより、左第9肋骨骨折がより鮮明に描出された。



図8. 左下部肋骨画像 (画像処理前)



左第9肋骨骨折

図9. 左下部肋骨画像 (画像処理後)

4-3 周波数強調処理が有用な撮影部位

周波数強調処理は、特定の周波数帯域の強調を行うことが可能であるため、鮮鋭度の高い画像の提供が可能である。従って、骨折や尿路結石のような鮮鋭度が診断能に影響を及ぼす症例において特に有用である。また、グースマン法やマルチウス法などの計測撮影においても、周波数強調処理を用いることにより計測点がより鮮明に描出されるため、計測点の視認性が大きく向上する。当院で撮影したグースマン法の画像を図10に示す。一方で、胸部や腹部の撮影においては、周波数強調処理により骨が強調された画像となり、観察可能域が小さくなることに留意する必要がある。



図10. グースマン法
(左：画像処理前、右：画像処理後)

5. 画像処理技術使用時の注意点

単純X線画像は画像濃度により、物質の厚さや密度、物質の組成を判断することができ、これらは画像診断においても非常に重要な情報となる。1mm径の鉛板に低濃度領域のDRC処理を行った画像を図11に示す。DRC処理を行うことで、鉛板の画像濃度が大きく変化していることが分かる。肺癌の診断では、単純X線画像による腫瘍の悪性度の判断、炎症などとの鑑別が行われ⁴⁾、骨転移の診断では、溶骨性、造骨性、転移の広がり⁵⁾の評価が行われる⁵⁾。画像処理技術の使用方法によっては、画像診断に必要な情報を変化させてしまい、診断結果に影響を及ぼす可能性がある。

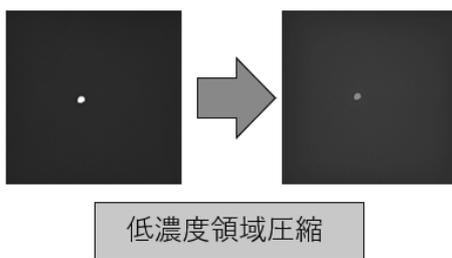


図11. 画像処理による被写体の濃度変化

単純X線撮影では経過観察を目的とした撮影を行う機会が多く、単純X線画像による経過観察では、再現性のある画像が必要とされる。経過観察を目的とした単純X線画像において、大幅な画像処理条件の変更は再現性のある画像提供を困難にさせる要因の一つである。画像処理条件の異なる全人工股関節置換術 (Total Hip Arthroplasty: THA) 後のLauenstein (I) 法による撮影画像を図12に示す。

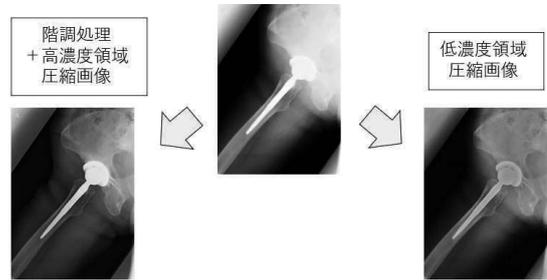


図12. 異なる画像処理による画像濃度の変化

再現性のある画像を作成するためには、画像処理が必要となった場合に、どのような手順で画像処理を行うのか事前にルールを設定しておくことが有用である。また異なる撮影者においても同一の画像が出力されるように、事前に描出域の広い画像処理条件を組み込んでおくことも、再現性のある診断画像の提供に有用な方法の一つである。

6. さいごに

単純X線撮影で用いられる画像処理技術の概要、画像処置技術が臨床で有用であった症例について述べた。本稿で示したように、疾患や撮影部位により、適切な画像処理条件は異なるため、診断に適した画像処理条件の選択は画像診断において非常に有用である。ただし、画像処理を変更する場合には単純X線画像による経過観察についても考慮し、部署単位での画像処理条件の変更に関する取り決めが必要であると考えます。

参考文献

- 1) 桂川茂彦：医用画像情報学. 南山堂, 2020.
- 2) 市川勝弘, 石田隆行：標準デジタルX線画像計測. オーム社, 2010.
- 3) 上谷雅孝：骨軟部疾患の画像診断. 秀潤社, 2010.
- 4) 芦澤和人. 肺癌の画像診断 Update. 肺癌 2018; 58: 934-936.
- 5) 日本臨床腫瘍学会. 骨転移診療ガイドライン. 南江堂, 2015.

「基準撮影法 2 における撮影と透視観察の標準化」

～鉤状胃編～

行田中央総合病院

浅見 純一

1. はじめに

DRLs2020に初めて診断部門の食道・胃・十二指腸（検診）が含まれた。胃X線検査における撮影体位と撮影回数は、基準撮影法の普及により標準化が進んでいる。被ばく線量に大きく影響する透視観察に関しては、埼玉消化管撮影研究会から提言が出され約1年が経過した。透視観察手順の是正のため、各撮影体位の標的部位と併せて確認していただきたい。

2. 基準撮影法の考え方

2-1 基準撮影法の構成

基準撮影法2は食道部二重造影2体位・胃部二重造影10体位・胃部圧迫4体位からなる二重造影法を基本とした構成である。胃部二重造影の最初の3体位は、胃壁に付着した粘液を洗い落としバリウムを付着させることを目的とした洗いと付着重視の拾い上げの撮影である。4体位目以降は標的部位にバリウムを流し透視観察を行いながら撮影することを目的とした透視観察重視の撮影である。同じ二重造影でも目的が異なる（図1）。

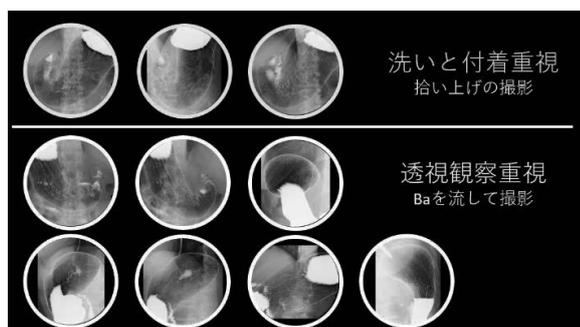


図1. 基準撮影法の構成

2-2 基準撮影法2の撮像範囲

基準撮影法2の胃部二重造影10体位の標的部位をスタマップ上で重ねると、胃全域を網羅していることが確認できる（図2）。

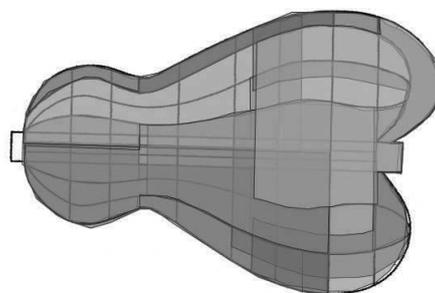
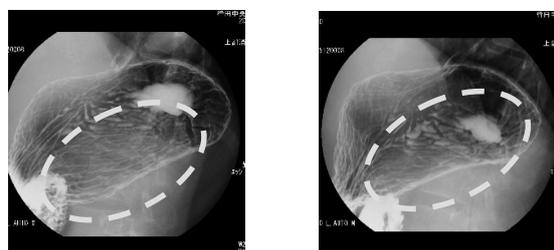


図2. 基準撮影法2の撮像範囲

しかし、これは基準撮影法に規定されたバリウムの濃度と量および発泡剤の量と飲用方法、被写体の体位角度や透視台の傾斜角度を遵守した場合である。規定に遵守しなかった場合、撮像されていない範囲が生じ見落としにつながる危険性がある。例として半臥位二重造影第2斜位の透視台の傾斜角度について説明する。



傾斜角 22 度

傾斜角 34 度

図3. 傾斜角度の違いによる撮像範囲の差異

半臥位二重造影第2斜位の規定である30度までの半臥位で撮影された画像（図3左）と、34度で撮影された画像（図3右）の標的部位の撮像範囲を比較すると、その差は一目瞭然である。傾斜角34度の画像は、透視台を立て過ぎているため空

気が穹窿部側へ移動し、胃体部が萎んでいる。同時に胃にねじれが生じ、撮像範囲が狭くなっている。この現象は、胃が主に噴門と幽門で固定されていることが原因で、同様のことが各撮影体位でも起こる。標的部位をしっかりと撮影するためには、基準撮影法の規定を遵守することが重要である。

2-3 透視観察の真意

基準撮影法は、透視観察と撮影を交互に行う検査である。読影する写真が重要であることは当然であるが、撮影者が異常所見に気付くその多くは透視観察である。「写真を撮ること」に主眼を置いてしまうと、有効な透視観察ができず病変の見落としにつながる。また被ばく線量低減のため必要以上に透視観察を行わない場合も同様である。基準撮影法は透視観察が主たる検査であり、撮影画像は証明写真である。このことを理解していると、撮影の直前にポジショニングのためだけに透視を出すということがなくなる。透視観察の真意は、撮影のためのポジショニングではなく、「異常所見の発見」である。

2-4 フルターン法の特徴

フルターン法は、右回りで1回転する体位変換法である。胃液の除去効果が大きく、バリウムの十二指腸への流出が少ないという特徴を持つ。洗いと付着を重視した最初の3体位を撮影する際に用いる体位変換法として最善である。バリウムの流出を恐れずしっかりと行うことが重要である。しかし、この方法は胃の構造上、胃体部小彎寄り後壁にバリウムの付着不良が起こりやすいという特徴がある (図4)。

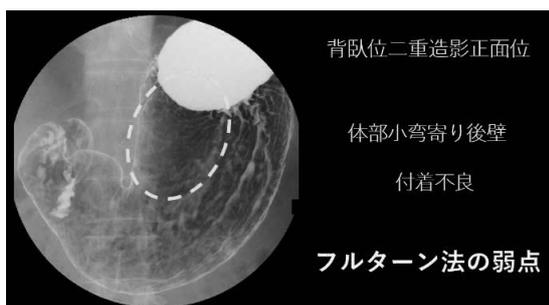


図4. フルターン法の特徴

この特徴を念頭に置き、4体位目以降の撮影でしっかりとバリウムを流し、透視観察を行うことが重要である。特に、半臥位二重造影第2斜位と背臥位二重造影第2斜位を撮影する際に行う左右交互変換の体位変換時は、積極的な透視観察を行うことが望ましい。

3. 基準撮影法2の検査手技

3-1 食道立位二重造影第1斜位

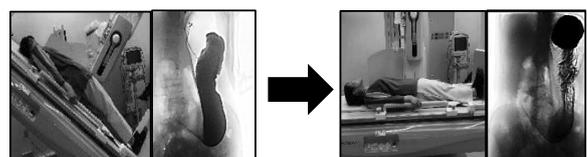


図5. 食道立位二重造影第1斜位

発泡剤をバリウムで飲用後、透視観察にて胃形を確認する。この時点でバリウムが十二指腸へ流出している場合は、透視台を傾斜させバリウムの流出を防止するが、過度の傾斜はバリウムの付着不良の原因となるので注意が必要である。透視観察を行わず、食道の撮影位置まで管球を移動する。透視観察で食道が椎体と重ならない第1斜位とする。バリウムを飲用させ透視観察しながら上部食道は食道が適度に進展したところで撮影する。下部食道は噴門部を透視観察しながら開口期になるタイミングで撮影する。

標的部位は、食道上部・食道下部・胃噴門部である (図5)。

* 食道撮影後の透視台傾斜時のポイント



バリウムの流出防止

空気の流出防止

図6. 透視台傾斜時のポイント

食道撮影後にバリウムが前庭部に溜まらない程度の第1斜位にして透視台を倒すが、これはバリウムが十二指腸へ流出するのを防止することが目的である。透視台を倒し続けると前庭部のバリウムが胃角を越えて胃体部側へ移動する。この時、バリウムと入れ代わった空気が前庭部側へ移動する。このまま第1斜位を継続すると、空気が十二指腸へ流出してしまう。これを防止するため背臥位にする。第1斜位にて透視台を倒し、バリウムが胃角を越えたタイミングで背臥位とすることで、バリウムと空気の十二指腸への流出を最小限に抑えることが可能となる（図6）。

3-2 背臥位二重造影正面位

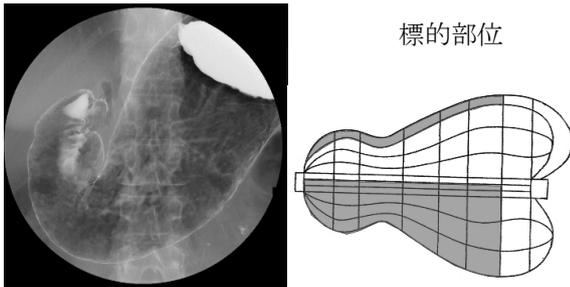


図7. 背臥位二重造影正面位

透視観察でバリウムが前庭部に溜まらない程度の第1斜位にして透視台を倒し、バリウムが胃角を越えたタイミングで背臥位にする。透視観察せず水平位で背臥位から右回り3回転の体位変換を行う。体位変換終了後、背臥位の状態から透視観察し、ポジショニングを行い被写体の正面位で撮影する。

標的部位は、胃体部から幽門部の後壁である（図7）。

3-3 背臥位二重造影第1斜位

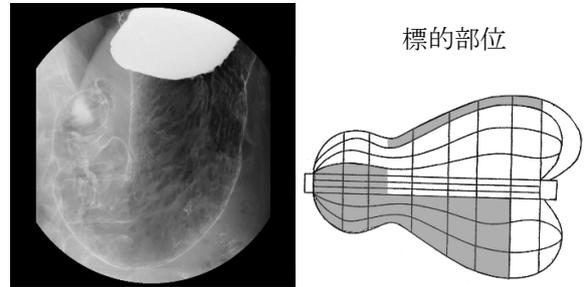


図8. 背臥位二重造影第1斜位

透視観察せず水平位で背臥位から右回り1回転の体位変換を行う。体位変換終了後、背臥位の状態から透視観察し、ポジショニングを行い被写体の第1斜位で撮影する。

標的部位は、胃体部大彎寄りから幽門部小彎寄りの後壁である（図8）

3-4 背臥位二重造影第2斜位

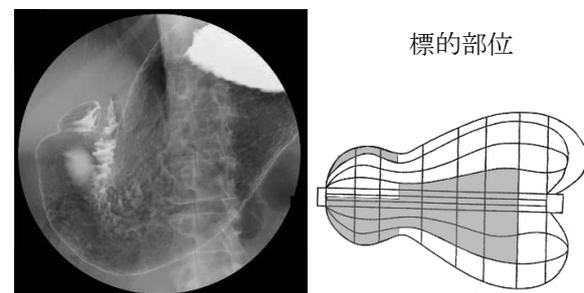


図9. 背臥位二重造影第2斜位

透視観察せず水平位で背臥位から右回り1回転の体位変換を行う。体位変換終了後、背臥位の状態から透視観察し、ポジショニングを行い被写体の第2斜位にて撮影する。

標的部位は、胃体部小彎寄りから幽門部大彎寄りの後壁である（図9）。

3-5 腹臥位二重造影正面位（下部前壁頭低位）

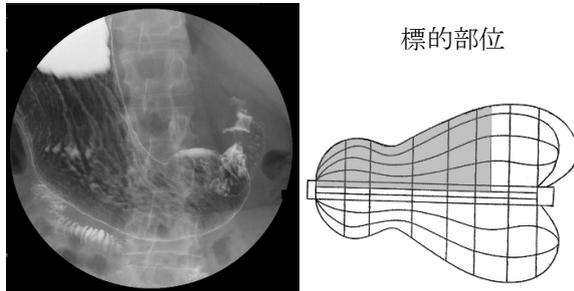


図10. 腹臥位二重造影正面位

透視観察せずに背臥位から右回りで腹臥位とする。透視台を半臥位（45度程度）にし、透視観察にて圧迫用フトンを挿入する位置の確認を行う。肩当をし、左頬と両肩を透視台につけ、手すりをしっかりと握るように伝える。圧迫用フトン挿入後、透視観察にて胃体部前壁を流れるバリウムの流れを確認しながら透視台を逆傾斜し、被写体の正面位で速やかに撮影する。

標的部位は、胃体部から幽門部の前壁である（図10）。

* 圧迫用フトン使用のポイント

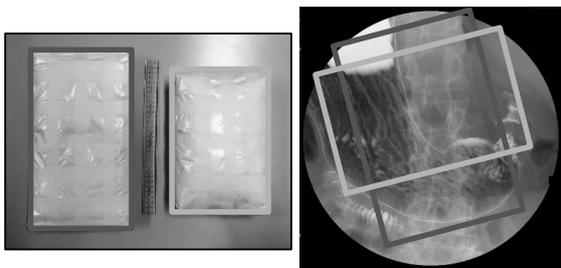


図11. 圧迫用フトン（例）と挿入位置

圧迫用フтонは大きくて薄いサイズのもの（400×250×50mm）と、小さくて厚いサイズのもの（300×200×70mm）を用意する（図11左）。作成には綿を使用すると、受診者の腹圧にて適度に潰れ、痛みも少なく良い効果が得られる。

圧迫用フтонの使用目的は、胃形の矯正と保持である。挿入位置は剣状突起を目安にする。透視観察で胃形が矯正されたことを確認してから逆傾斜して撮影する（図11右）。

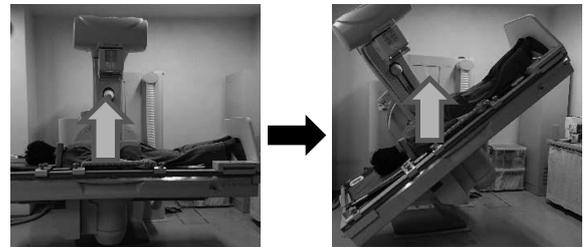


図12. 逆傾斜時の荷重方向

また、水平位と逆傾斜時では荷重方向が異なる。水平位では腹部に垂直に荷重が掛かるが、逆傾斜時は胸部から腹部の方向へ荷重が掛かる（図12）。このことを考慮し、目的とする部位よりも少し胸部寄りに挿入すると良い効果が得られる。

3-6 腹臥位二重造影第2斜位（下部前壁頭低位）

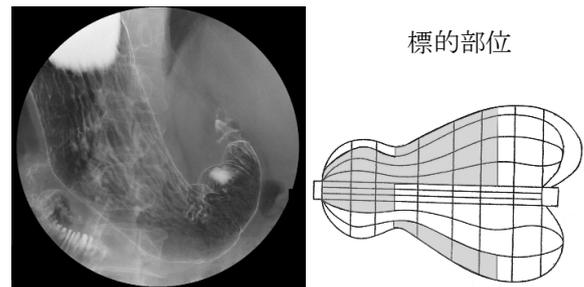


図13. 腹臥位二重造影第2斜位

透視台を水平位に戻す際は、透視観察で胃上部前壁のバリウムの流れを観察する。水平位となったら頬と肩が透視台に付いていること、手すりを握っていることを確認し、被写体を軽い第2斜位とする。透視観察で胃体部前壁のバリウムの流れを確認しながら逆傾斜して撮影する。撮影後に透視台を水平位に戻す際も、透視観察で胃上部前壁のバリウムの流れを確認する。

標的部位は、胃体部大彎寄りから幽門部小彎寄りの前壁である（図13）。

3-7 腹臥位二重造影第1斜位 (胃上部前壁半臥位)

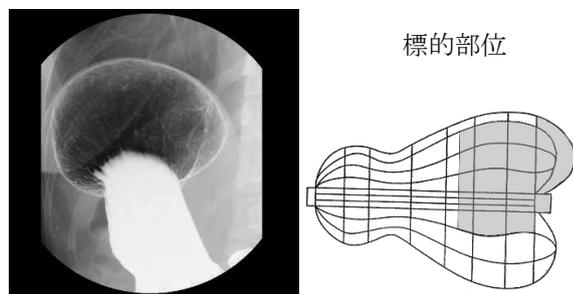


図14. 腹臥位二重造影第1斜位

透視観察せずに水平位で腹臥位から右回りで1回転の体位変換を行う。体位変換終了後、腹臥位の状態から透視観察で胃上部前壁のバリウムの流れを確認しながら、半臥位で素早くポジショニングを行い、被写体の腹臥位第1斜位で撮影する。

標的部位は、噴門部小彎から胃上部前壁である(図14)。

3-8 右側臥位二重造影 (胃上部)

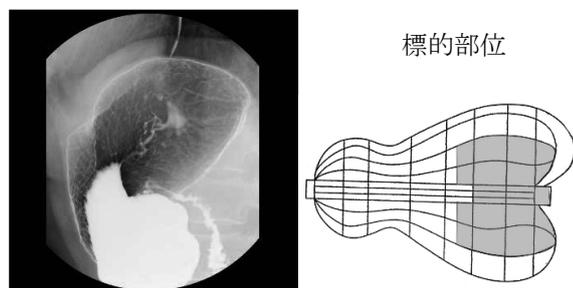


図15. 右側臥位二重造影

透視観察せずに水平位で腹臥位から右回りで背臥位への体位変換を行う。背臥位の状態から透視観察にて、小彎を中心とする前後壁のバリウムの流れを確認しながら、水平位で素早くポジショニングを行い被写体の右側臥位で撮影する。

標的部位は、噴門部小彎を中心とする前後壁である(図15)。

* 右側臥位二重造影の撮影のポイント

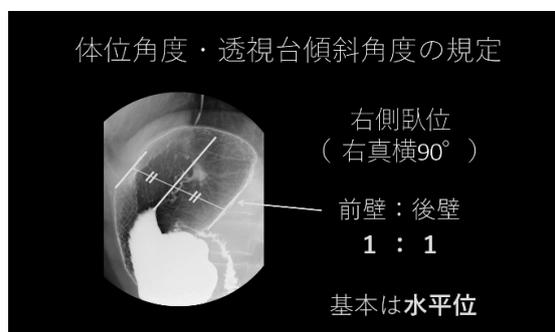


図16. 撮影のポイント (右側臥位二重造影)

右側臥位二重造影の撮影のポイントは、体角度は小彎を中心とする前後壁が1：1になるようにポジショニングを行うこと。透視台は水平位で撮影することである(図16)。

3-9 半臥位二重造影第2斜位 (上部)

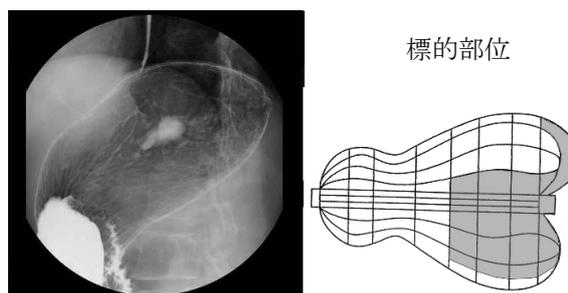


図17. 半臥位二重造影第2斜位

透視観察にて水平位で右側臥位から背臥位に戻す。水平位で背臥位から左側臥位、左側臥位から背臥位、背臥位から右側臥位への体位変換(左右交互変換)を行う際は、積極的な透視観察を行う。体位変換終了後、透視台を半臥位とし、透視観察で胃体上部後壁のバリウムの流れを確認しながら被写体を右側臥位からゆっくりと第2斜位にして撮影する。

標的部位は、噴門部から胃体上部の後壁である(図17)。

* 半臥位二重造影第2斜位の撮影のポイント

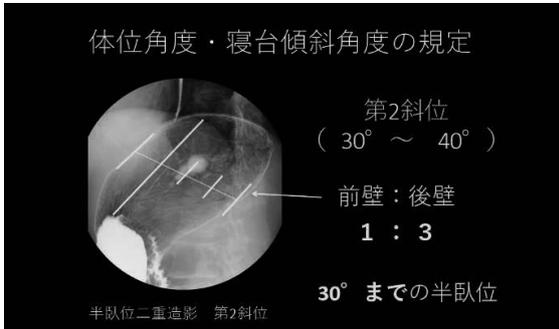


図18. 撮影のポイント (半臥位二重造影第2斜位)

半臥位二重造影第2斜位の撮影のポイントは、体角度は小彎を中心とする前後壁が1：3になるようにポジショニングを行うこと。透視台は30度までの半臥位で撮影することである (図18)。

3-10背臥位二重造影第2斜位 (ふりわけ)

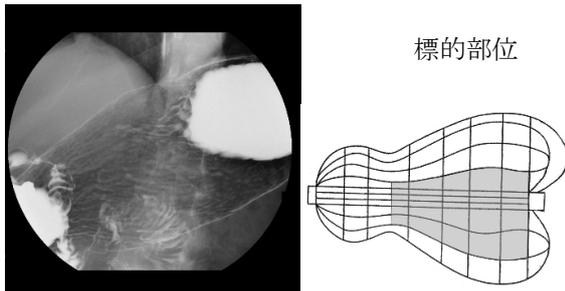


図19. 背臥位二重造影第2斜位

透視観察にて水平位で半臥位第2斜位から背臥位に戻す。左右交互変換を行う際は、積極的な透視観察を行う。体位変換終了後、透視台は水平位とし、透視観察で胃体上部後壁のバリウムの流れを確認しながら被写体を背臥位から軽い第2斜位にして撮影する。

標的部位は、胃体上部を中心とする後壁小彎寄りである (図19)。

* 背臥位二重造影第2斜位の撮影のポイント

背臥位二重造影第2斜位の撮影のポイントは、体角度は小彎を中心とする前後壁が1：3になるようにポジショニングを行うこと。透視台は水平位で撮影することである (図20)。

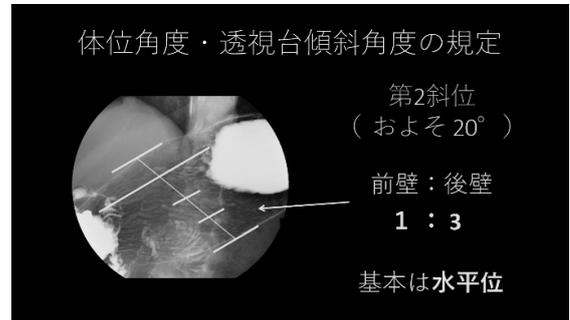


図20. 撮影のポイント (背臥位二重造影第2斜位)

* 左右交互変換時の透視観察のポイント

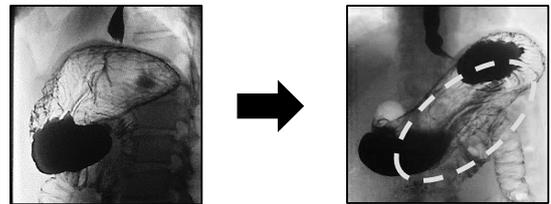


図21. 右側臥位から背臥位 (軽度頭高位)

左右交互変換時の透視観察のポイントは、右側臥位 (背臥位第2斜位) の撮影後、透視台を軽度頭高位とし背臥位にする際は、胃体部大彎寄り後壁を観察する (図21)。

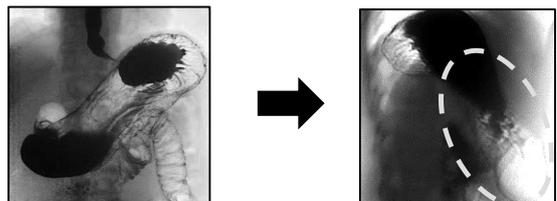


図22. 背臥位から左側臥位 (軽度頭高位)

背臥位から左側臥位にする際は、前庭部から大彎を観察する (図22)。

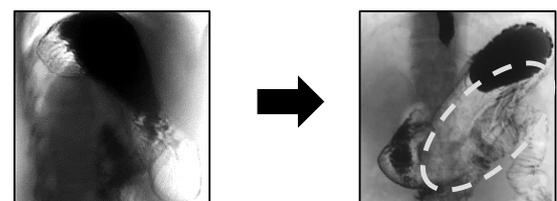


図23. 左側臥位から背臥位 (水平位)

透視台を水平位にし、左側臥位から背臥位にする際は、後壁全域を観察する (図23)。

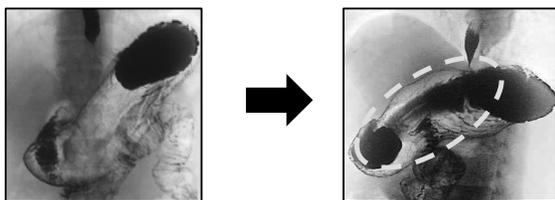


図24. 背臥位から第2斜位 (水平位)

背臥位から右側臥位への体位変換中は、第2斜位の時点で胃体上部小彎寄り後壁を観察する (図24)。

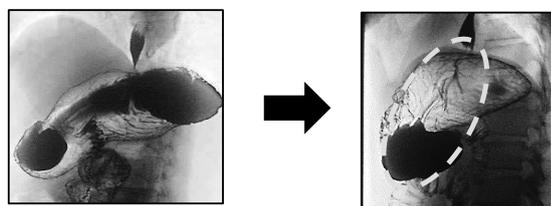


図25. 第2斜位から右側臥位 (水平位)

右側臥位となったら、小彎を中心とする前後壁を観察する (図25)。

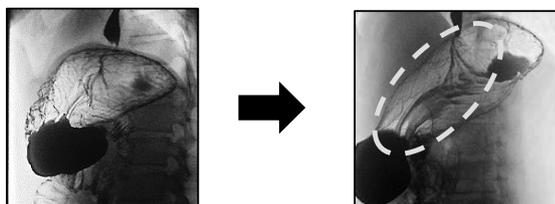


図26. 右側臥位から第2斜位 (半臥位)

半臥位二重造影第2斜位の場合は、透視台を半臥位としゆっくりと第2斜位にし、噴門部から胃体上部小彎寄り後壁を確認する (図26)。

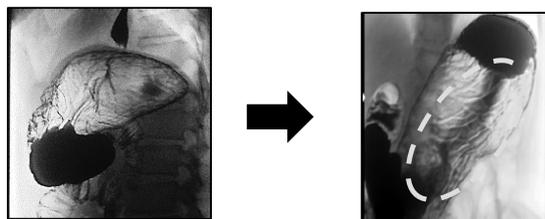


図27. 右側臥位から背臥位 (水平位)

背臥位二重造影第2斜位の場合は、透視台は水平のまま、右側臥位から背臥位にする際は、胃体中部後壁を観察する (図27)。

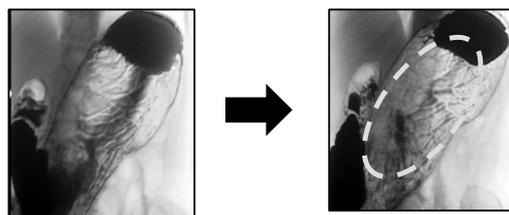


図28. 背臥位から第2斜位 (水平位)

背臥位から第2斜位への体位変換中は、胃体上部小彎寄り後壁を確認する (図28)。

左右交互変換時の透視観察のポイントは、各体位変換には観察すべき部位があることを理解し、積極的な透視観察を行うことである。

3-11 立位二重造影第1斜位 (胃上部)

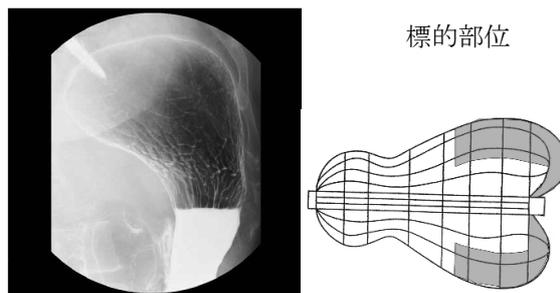
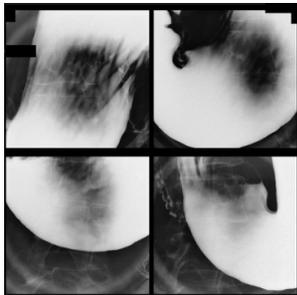


図29. 立位二重造影第1斜位

水平位で背臥位から左側臥位にする際は、透視観察で前庭部後壁や胃体部大彎側のバリウムの流れを確認する。左側臥位となり透視台を起こす際は、透視観察で穹窿部大彎のバリウムの流れを確認しながら、バリウムが流れ落ちたところで被写体を左側臥位から第1斜位 (十二指腸球部と胃体部が重ならない程度) にして撮影する。

標的部位は、胃上部大彎を中心とする前後壁である (図29)。

3-12 立位圧迫 (4部位)



標的部位

胃体部

胃角部

前庭部

幽門部

図30. 立位圧迫

検査前に可能な限りゲップをするように伝える。透視観察で被写体を椎体と胃の陰影が重なる位置に調整する。透視観察にて胃の辺縁や粘膜ひだが見える程度の強さを目安に撮影する。圧迫する際は肋骨骨折のリスクを考慮し、無理のない範囲で圧迫する。

標的部位は、胃体部・胃角部・前庭部・幽門部である (図30)。

4. おわりに

透視観察で異常所見に気づき追加撮影する技術を、検査に携わったばかりの初学者が習得し、それを是正することは容易ではない。まずは基準撮影法を熟知し「基準撮影法は透視観察が主たる検査であり、撮影画像は証明写真である。」という考え方を念頭に置き検査に臨むことが、見落としの少ない検査を行うために重要である。胃がん検診の第一選択が内視鏡検査に置き換わりつつある時代の変化を受け入れ、先輩方から受け継いだ技術を絶やすことなく、次の世代へ継承していくことが検査に携わる者の使命である。

今回は鉤状胃に限局して解説したが、胃形は個々により多岐にわたる。年齢により体位変換が困難な場合など、状況に合わせた臨機応変な対応が必要となる。確実な技術を習得し、検査精度を向上させ胃がんの早期発見に貢献することが、われわれ診療放射線技師に課せられた責務である。

5. 参考文献

- 1) NPO日本消化器がん検診精度管理評価機構
胃がんX線検診新しい基準撮影法マニュアル
テキスト改訂版
- 2) 社団法人日本消化器がん検診学会
新・胃X線撮影法ガイドライン改訂版 (2011年)
- 3) 第34回SART学術大会終了後抄録集
「基準撮影法における透視観察手順の標準化
について」(埼玉放射線 第69巻 第2号)