

# 「Talbot-Lau 干渉計撮影装置による臨床撮影」

～位相コントラスト撮影による早期リウマチ診断の有用性～

埼玉医科大学病院

仁藤 真吾

## 1. はじめに

われわれ診療放射線技師が単純撮影で扱う X 線画像は、X 線が物体を透過した後の強度変化を画像化したものである。単純写真は骨などの重元素で良好なコントラストを形成するが、軽元素が多い軟部組織の描出感度は乏しい。

位相コントラストは X 線の波としての性質を利用し、物体を透過した際の位相変化に起因するコントラストであり、感度は単純撮影の 1000 倍ともいわれている。位相コントラストを利用することで、これまで困難であった軟部組織の描出が可能となってきた。

## 2. 原理

X 線の波は Sin カーブで表すことができる (図 1)。物質に X 線が入射すると伝播速度に差が生じるため、位相に差ができていくことが分かる。この位相の差を画像化することで、従来とは違うコントラストの画像を形成することができる。

方法はいくつかあり、手段の 1 つとして Talbot-Lau (タルボ・ロー) 干渉計がある。Talbot-Lau という名称は、技術の元となる物理現象を考案した二人の学者名である。

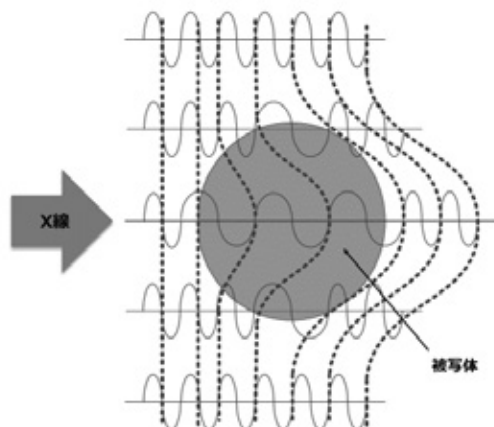
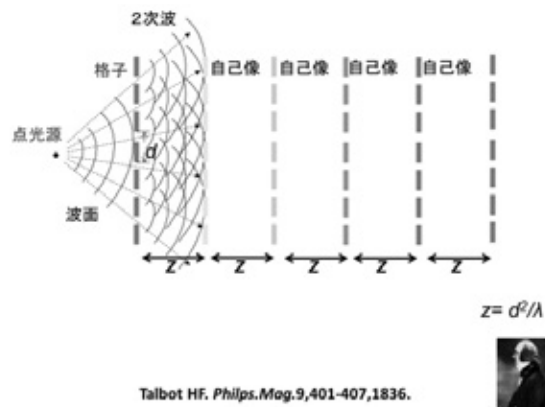


図 1 位相コントラスト

## 2-1. Talbot 効果

波面がそろった可干渉光が周期的物体を透過し、特定の距離だけ伝播したとき、周期的物体と同じ自己像が形成される現象を Talbot 効果と呼ぶ (図 2)。点光源の光路上に周期  $d$  の格子を置くと、格子の各スリットで回折した 2 次波が互いに干渉し、格子の背面に自己像を結ぶ。自己像を間接的に検出することで、軟部組織を画像化することができる。

しかし、Talbot 効果では干渉性のある X 線が要求されるため、シンクロトン放射光を用いるか、出力不足の微小焦点 X 線源が必要であり、非干渉性の X 線を放射する通常の X 線管では困難である。



Talbot HF. Philips.Mog.9,401-407,1836.

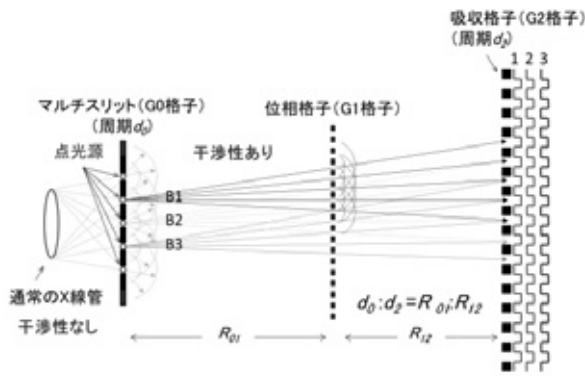
図 2 Talbot 効果

## 2-2. Lau 効果

X 線管の後方に微小間隔 ( $22.8 \mu\text{m}$ ) のマルチスリットを置くことで、多数の点光源を得ることができ、非干渉性であった通常 X 線を干渉性のある波に変えることができる現象を Lau 効果と呼ぶ (図 3)。

さらに、格子の配置とピッチを設定することで、各点光源による自己像が重ね合わさり、X 線を効率的に使用することができる。この 2 つの効果を組み合わせたのが Talbot-Lau 干渉計である。

シンクロトロン施設を必要とせず、干渉性がある十分な出力を得ることができるようになり、医療現場での実用が可能となった。



Lau A. Ann.Phys(Leipzig):6,417-423,1948.

図3 Lau効果

2-3. 画像形成原理

図4に、装置に用いる画像形成プロセスを示す。

Talbot-Lau 干渉計では3枚の格子を利用しており、X線管球側から格子をG0、G1、G2とする。

G0格子でX線源を点光源に変化させ干渉性を高め、G1格子により自己像を生成させる。G1格子の前に被写体を置くとわずかに屈折が生じ、自己像にも歪みが生じる。直接この歪みをFPDで画像化できればよいが、大きさは数 $\mu\text{m}$ の大きさであり、通常は検知できない。そこでG2格子を用いてピッチの違うモアレ干渉パターンを作成し、画像を検出する。

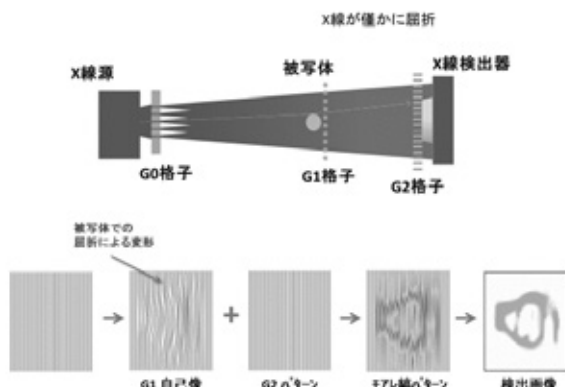


図4 画像形成プロセス

2-4. 再構成と出力画像

実際の装置を用いた撮影では、格子を移動させて濃度の異なる複数枚の画像を取得する。図5に、格子を移動させて撮影した4枚を例にとって説明する。まず画像の1つの画素に着目し、信号強度を縦軸、横軸を格子の移動量としてグラフにプロットする。同様の条件で被写体なしの場合でも同じ枚数取得し、それぞれSinカーブを描く。プロットした点での位相の差がこの画素の位相差となり、全ての画素で同様の計算を行うことで、位相差の画像化となる微分位相画像が得られる。

また、平均値の差を画像化すると吸収画像、振幅の差を画像化すると小角散乱画像が得られる。吸収画像は単純写真と同等の画像である。微分位相画像は物質間の境界を強調した画像で、構造の輪郭を捉えやすい特徴がある。X線吸収差の小さい構造体が隣接している場合に、辺縁を鮮明に描出することができ、関節軟骨や乳癌のスピキュラなどの描出に優れる。小角散乱画像は、数 $\mu\text{m}$ ～数十 $\mu\text{m}$ の細かい構造体が密集している組織の信号を検出できるため、微小石灰化や腫瘍内部構造などを描出するのに適している。

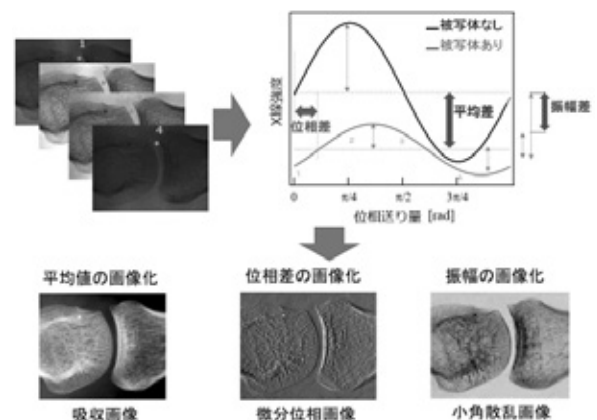


図5 再構成と出力画像

3. 早期リウマチ診断の有用性

日本のリウマチ患者数は80万人を超えるといわれており、関節リウマチ（以下、RA）は骨の変形から関節破壊に移行し、やがて日常生活に大きな機能障害をきたす自己免疫疾患である。関節の痛みから変形に進行する初期段階として、軟骨の非薄化が起こる。軟骨の状態を画像診断することでRAの早期発見につながる可能性があると考え

えられる。

- 関節軟骨の撮影部位について検討した結果、
- ① RA 症状が早期に出る部位が適する
  - ② 関節軟骨を描出するため骨の障害陰影がない
  - ③ ポジショニングが簡便で再現性があり、負担が少ない
  - ④ 装置の出力
  - ⑤ 解決すべき問題も多く部位が限定される
- 以上のことを踏まえ、撮影部位を手指 MP 関節とした。

図 6 は、倫理委員会の承認を得て撮影した右手の解剖献体、および II～IV 指 MP 関節の画像である。中手骨遠位端に沿って 1 本の輪郭が描出されており、解剖医に撮影後、関節軟骨を露出していただき画像との一致を確認した。従来、単純 X 線画像では描出が困難といわれている関節軟骨の輪郭を描出していることが確認できた。

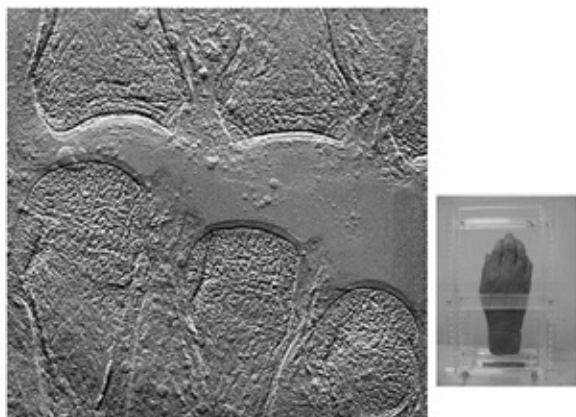


図 6 右手 II～IV 指 MP 関節 (70 代男性)

#### 4. Talbot-Lau 干渉計撮影装置

Talbot-Lau 干渉計を用いて作成された臨床研究機である (図 7)。装置の概要と手指撮影条件を図 8 に示す。本装置で撮影した方々の片側 II 指 III 指の手指 MP 関節軟骨の厚みを評価し、RA への臨床応用について検討したものを報告する。

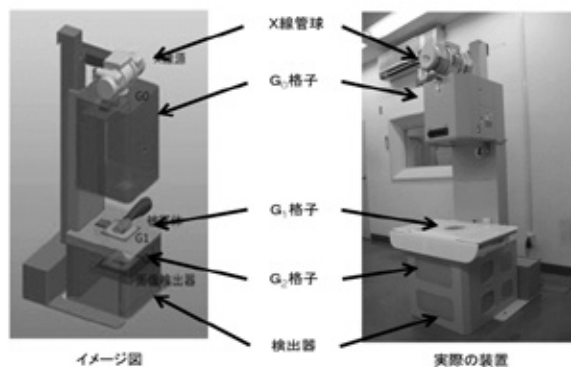


図 7 Talbot-Lau 干渉計 臨床研究機の構成

項目	臨床研究機	項目	臨床研究機
全長 (高さ) (mm)	1682	手指撮影時間 (sec)	32
全長 (幅) (mm)	540	撮影インターバル (sec)	211
焦点サイズ (μm)	400	X線照射時間 (sec)	19
G <sub>2</sub> 格子の周期 (μm)	22.8	被ばく線量 (mDy)	4.8
G <sub>1</sub> 格子の周期 (μm)	4.3	照射野 (mm)	50 × 50
G <sub>0</sub> 格子の周期 (μm)	5.3		
FPD 変換方式	直接変換方式		
FPD 画素サイズ (μm)	85		

図 8 装置概要と手指撮影条件

#### 4-1. 手指 MP 関節軟骨の厚み評価

RA 疑いを含む患者 36 例、健常者 54 例を対象にまとめたものを図 9 に示す。RA 患者は整形外科医に骨関節破壊の進行度を表す Steinbloker Stage 分類と Larsen Grade 法で分類してもらい、軟骨の厚みを比較した。軟骨の厚みは 1 関節ごとに 3 カ所で測定し平均値を求めた。

関節軟骨の閾値の同定には ImageJ を使用した。

横軸は位置、縦軸は信号強度を屈折角に変換し、解剖献体と健常者の画像をプロットした (図 10)。信号が大きく振り切れている部分が骨の端部を示し、太矢印が軟骨の信号部分に相当する。左右を比較すると信号レベルはほぼ同じであり、解剖献体と健常者で同程度の画像を得られていることが分かる。

RA患者 N=36 (72関節)	
年齢(歳)平均値	62.9歳(26-80)
性別(男:女)	7:29
Steinbrocker Stage(36人) (I:II:III:IV)	15:12:6:3
Larsen Grade(72関節) (0:1:2:3:4:5)	48:15:5:2:2:0
健常者 N=54 (108関節)	
年齢(歳)平均値	45.3歳(23-66)
性別(男:女)	20:34

図9 撮影者データ

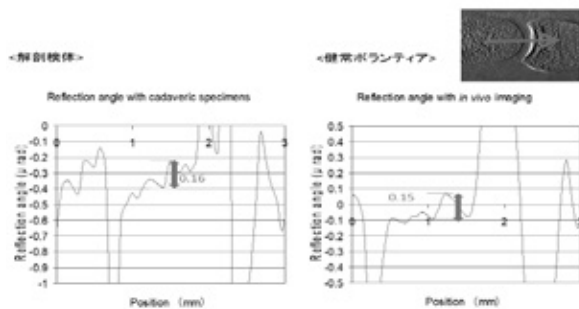


図10 軟骨の閾値

#### 4.2. Steinbrocker Stage 分類

軟骨の厚みを測定し、健常者と Steinbrocker Stage で分類した RA 患者との比較を示す (図 11)。

軟骨の厚さの平均値は、健常者からそれぞれ 634、579、458、425、502 μm となり、健常者と各ステージ群との間には有意差が認められた。

Steinbrocker は手指 MP 関節以外にも肩や肘、足、膝関節などから最も重度な関節を基準にステージを決定している。Stage が進むにつれ軟骨が薄くなったが、Stage IV は手指よりも他の部位の関節変形が進んでいたため IV に分類され、Stage II、III よりも厚みがあったと思われる。

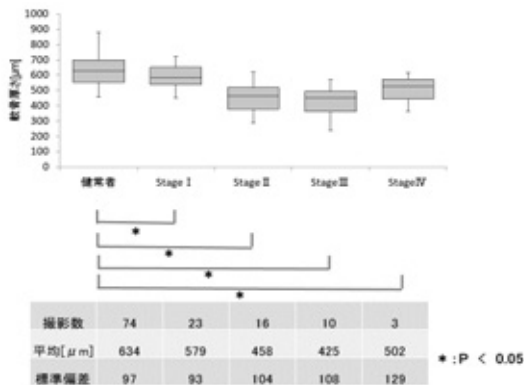


図11 Steinbloker Stage 分類

#### 4.3. Larsen Grade 法

健常者は変わらず 634 μm、Grade 0 から 504、492、359 μm と、Steinbrocker Stage と同様に薄くなる結果となり、健常者と 0、1、2 の各 grade 間には有意差が認められた。

Larsen Grade は判定する各関節ごとにスコアを付け、合計点でグレードを決定する。Steinbrocker のような最も重度の関節を見る方法と違い、全身の状態からグレード分けを行っており信頼度が高い。

進行度に沿った右肩下がりの値になったことと、健常者とステージの低い群で関節軟骨の厚みに有意差が出たことで、RA 早期診断の可能性が示唆された。

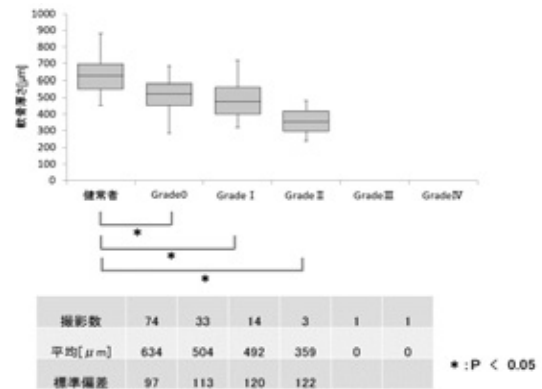


図12 Larsen Grade

#### 5. まとめ

位相コントラスト撮影が可能な Talbot-Lau 干渉計撮影装置は、従来の単純撮影で描出が困難であった軟部組織を描出できる。

この装置を用いることで、MRI などが無い施設でも簡便に、患者の負担が少なく軟部組織の評価ができるようになること、研究をさらに進めることで早期関節リウマチの診断に寄与できるようになっていくと考える。

今後は装置の性能向上も期待されるため、現場の医師やメーカーとも協力し、医療技術の発展に貢献できればと思う。

# 「精査施設における Digital Breast Tomosynthesis の現状」

～臨床使用から見えた有用性と課題～

埼玉医科大学総合医療センター

杉村 瞳

## 1. 乳房撮影における現状

### 1-1 はじめに

近年、乳房撮影（マンモグラフィ）において、乳腺密度が高く乳がんを検出しにくい「高濃度乳房（Dense Breast）」の存在が大きく取りざたされている。2017年7月には厚生労働省より、乳がん検診で「高濃度乳房」と判定された場合、受診者に知らせる体制を整備するとの方針が発表された。この「高濃度乳房」は日本人女性の約4割を占めると推定され、通常の2次元（以下、2D）マンモグラフィでは、正常乳腺と乳がんが重なり、乳がんを指摘し得ない場合がある。また正常乳腺が重なることで、腫瘤陰影のように見えてしまい再検査の増加なども問題となっている<sup>1,2)</sup>。これらの問題の解決策として期待されているのが、乳房トモシンセシス（以下、DBT：Digital Breast Tomosynthesis）の技術である。

### 1-2 Digital Breast Tomosynthesis (DBT)

圧迫した乳房に対し、複数の角度で画像を収集し、得られた画像データを基に、薄いスライス画像に再構成する撮影技術（図1）である。これにより乳腺などの組織の重なりを軽減することができ、2Dマンモグラフィでは得ることが難しかった高さ方向の情報を得ることも可能となった。そのため、今まで2Dマンモグラフィでは発見が難しいとされていた「高濃度乳房」での乳がんの発見や、診断・検診においても精度を向上させるなど、臨床的に有用性が高いことが国内でも数多く報告されている<sup>3)</sup>。

DBTにおける画像再構成法は、シフト加算法（SA法：Shift Addition）やフィルタ補正逆投影法（FBP法：Filtered Back Projection）、最近では、逐次近似法（IR法：Iterative Reconstruction）が用いら

れている。IR法においては、アンダーシュートの軽減や石灰化描出の優位性が示唆されているが、現時点では画像処理時間の問題によりFBP法が広く用いられている。

DBTの画像データ収集においても、収集角度やそれに伴う断層厚の違い、DBT撮影時の平均乳腺線量（AGD）など、各メーカーで異なるため、装置ごとに得られる画像特性はかなり異なる。

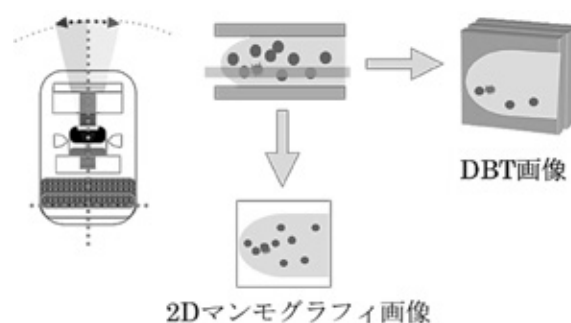


図1 Digital Breast Tomosynthesis (DBT) 概要

## 2. 当院における DBT 検査の現状

### 2-1 当院の DBT 運用方法

当院は2012年10月に、HOLOGIC社製 Selenia Dimensionsを導入し、年間約1000件のマンモグラフィ検査を実施している。検査件数の約8割がブレストケア科依頼であり、残り2割が産婦人科依頼のスクリーニング検査、人間ドック検診、手術標本（検体）撮影という内訳となる。ブレストケア科依頼は、がん検診結果が『要精査』の患者であり、当院初診時のマンモグラフィ検査は全例でCombo Mode撮影を実施している。このCombo Mode撮影は、1回の圧迫で2Dマンモグラフィ撮影とDBT撮影を同時に行え、DBT撮影追加による検査時間の大幅な延長もなく、患者への身体的負担も最小限に抑えることができる。

また最大のメリットとして、1回の圧迫で2D画像とDBT画像を得られるため、乳腺や腫瘍、石灰化の位置などが変わらず、両画像を容易に比較読影でき、より正確な診断補助画像として有用であるといえる。

## 2-2 当院のマンモグラフィ画像の流れ

当院のシステム構成は、乳房撮影装置 HOLOGIC 社製 Selenia Dimensions で、撮影した全ての画像がマンモグラフィ専用 Server と PACS の 2 ルートに送信される。また乳房撮影装置より 2D マンモグラフィ画像のみ乳房撮影診断支援システム (CAD) Senova に送信され、DICOM SR (Structured Report) データ<sup>4)</sup>をマンモグラフィ専用 Server へ、DICOM SC (Secondary Capture) 画像を PACS へそれぞれ送信 (図2) している。

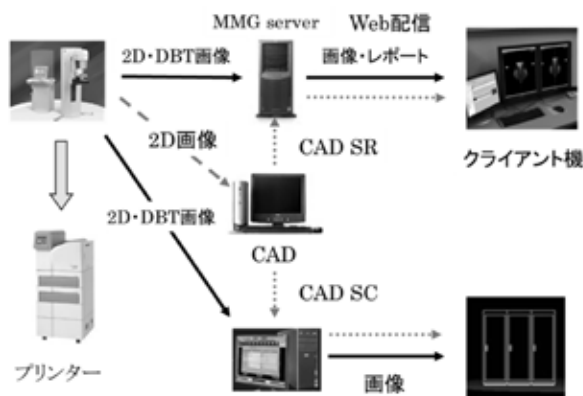


図2 当院の画像データ流れ

Viewerは、HOLOGIC社製 SecurView DX 1台とイメージワン社製 POP-Net Web Server Mammo Viewerシステムを導入し、サーバ・クライアントタイプ (図3) で運用している。クライアント機は、放射線科読影室に1台、乳腺科診療室に2台の計3台を設置している。



図3 サーバ・クライアントタイプ

## 2-3 システム構築における問題点

当院では、2D画像だけではなくDBT画像も院内 PACS へ格納する運用としたため、各メーカー間での調整が必要となり、安定した運用までに時間を要した。まず、Selenia Dimensions で撮影した DBT 画像は Projection image と Reconstruction image の 2 種類の画像が生成され、両画像共マルチフレーム形式となる。そのためマルチフレーム形式にも対応している Viewer や検像システムが必要となる。現在のマンモグラフィ用 Viewer では、ほぼマルチフレーム形式対応となっているが、検像システムでは対応していない場合もあるため運用面において注意が必要である。

また DBT 画像の画像情報表示においても、必要項目がプライベートタグの場合もあり、ユーザー側でも Viewer 上に表示されている項目の確認が必要である。

システム構築における最大の問題として、DBTの画像データ量が膨大なため、Serverに大きな負担をかける点が挙げられる。2D マンモグラフィ1枚のデータ量は、ピクセルサイズにもよるが約27MB程度であり、左右2方向 (CC、MLO) 撮影でも、1患者で約100MB程度となる。しかし、DBT画像のデータ量は乳房の厚さによって異なるが、1患者、左右2方向 (CC、MLO) 撮影すると、約500MBを超えるデータ量が加わることとなる。当院のマンモグラフィ専用 Server は、5TBの容量を有しているが、導入後、約5年で容量が約8割程度に達している。そのため、今後のserver更新では、運用と合わせた容量を検討する必要がある。

### 3. 臨床使用で見た DBT の有用性

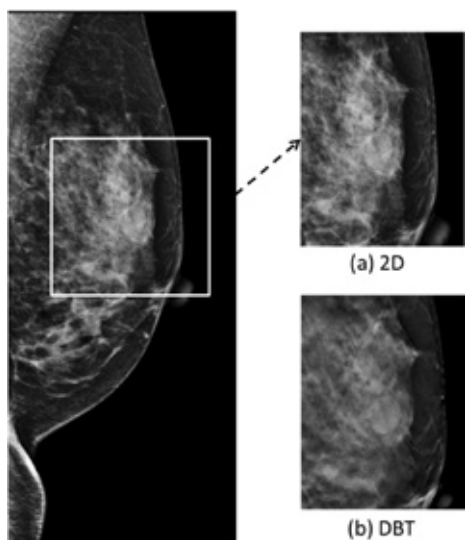
DBT 画像は、所見の発見のみならず、明確なカテゴリー分類の決定にも有用であることが報告されている。精査施設である当院において、DBT 画像が診断に有用であった症例を紹介する。

#### 3-1 DBT 画像によりカテゴリー分類が明確化

##### 3-1-1 腫瘍の形状が明瞭となった症例

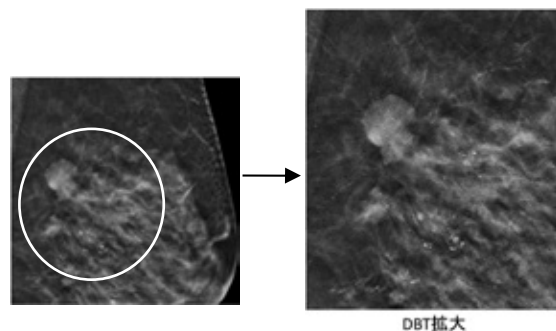
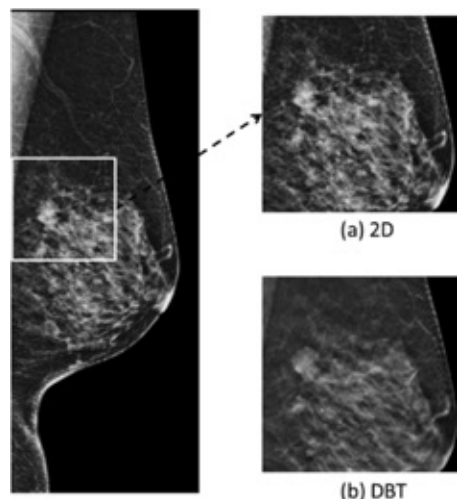
###### 【症例 1】 カテゴリー 3：多発のう胞

症例 1 では、DBT 画像により腫瘍辺縁が明瞭に描出され、平滑であることが認識できる。



###### 【症例 2】 カテゴリー 5：浸潤性乳管癌

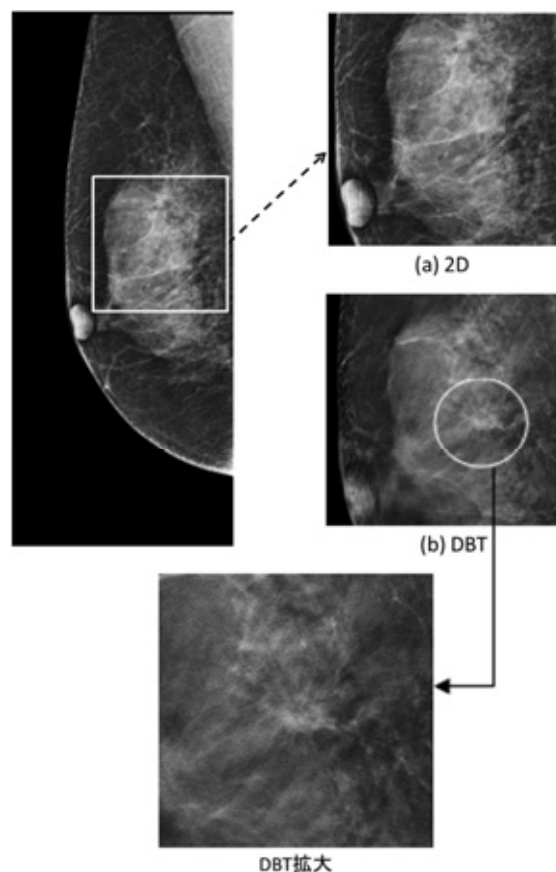
症例 2 では、DBT 画像により腫瘍の形状が明瞭となっただけでなく、周囲組織のひきつれや多形性石灰化が区域性に存在していることが認識できる。



##### 3-1-2 構築の乱れが鮮明に描出された症例

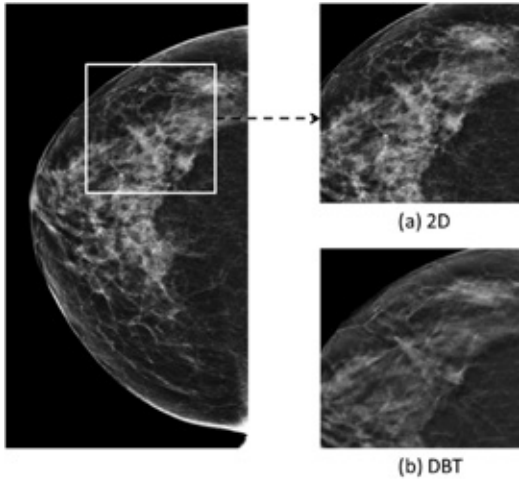
###### 【症例 3】 カテゴリー 4：硬癌

症例 3 では、DBT 画像により Spiculation が明瞭に描出され、構築の乱れをより鮮明に認識することができる。



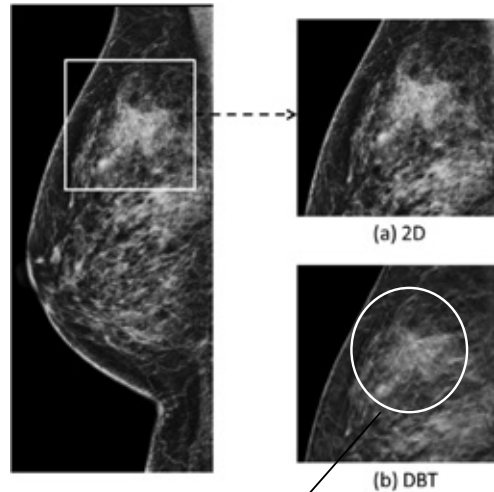
【症例4】 カテゴリー4：硬癌

症例4においても、DBT画像により Spiculation が明瞭に描出され認識できる。



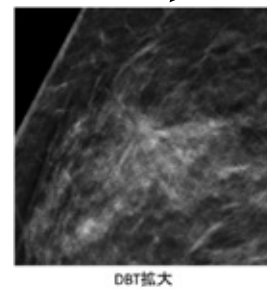
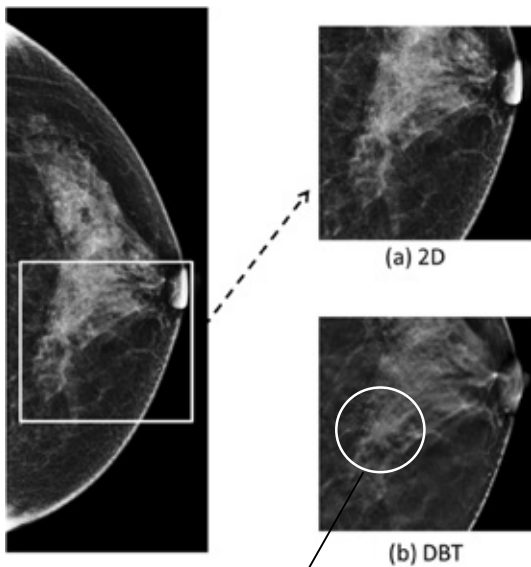
【症例6】 カテゴリー4：乳頭腺管癌

症例6においても、DBT画像により Spiculation が明瞭に描出され認識できる。

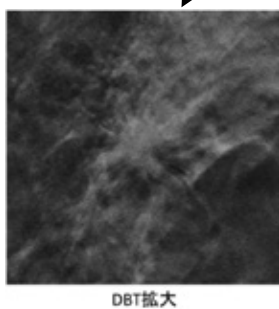


【症例5】 カテゴリー4：硬癌

症例5においても、DBT画像により Spiculation が明瞭に描出され認識できる。



実際に、DBT画像を臨床で用いていると“構築の乱れ”を描出することが最も優れているように感じる。DBT画像は乳腺の重なりが少ない画像のため、正常乳腺構築が歪んだ状態を、より明瞭に描出することが可能になったと思われる。

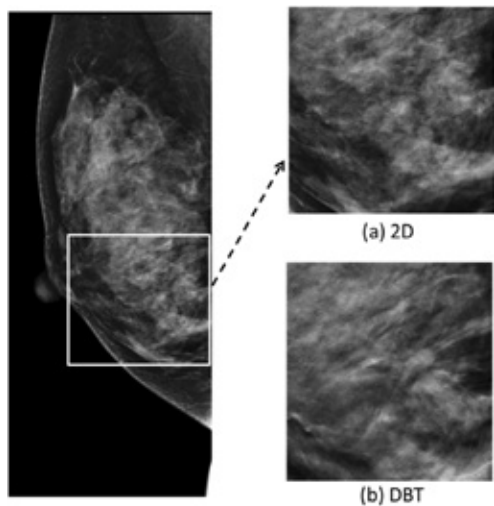




3-1-3 スピキュラが明瞭に描出された症例

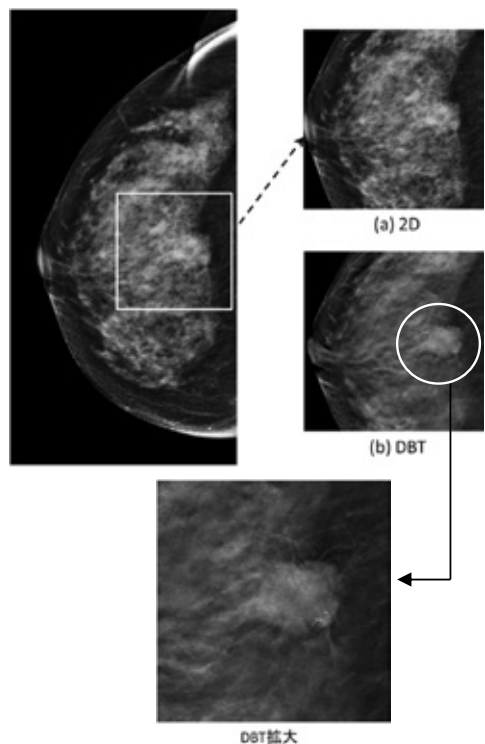
【症例7】 カテゴリー5：硬癌

症例7では、2Dマンモグラフィでは指摘困難なスピキュラを伴う腫瘤をDBT画像で認識することができる。



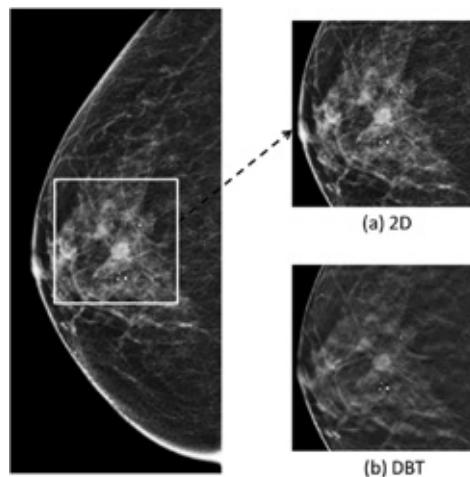
【症例8】 カテゴリー5：硬癌

症例8では、DBT画像によりスピキュラを伴う腫瘤が明瞭に描出され、微細分枝状石灰化が集簇性に存在していることもしっかりと認識できる。



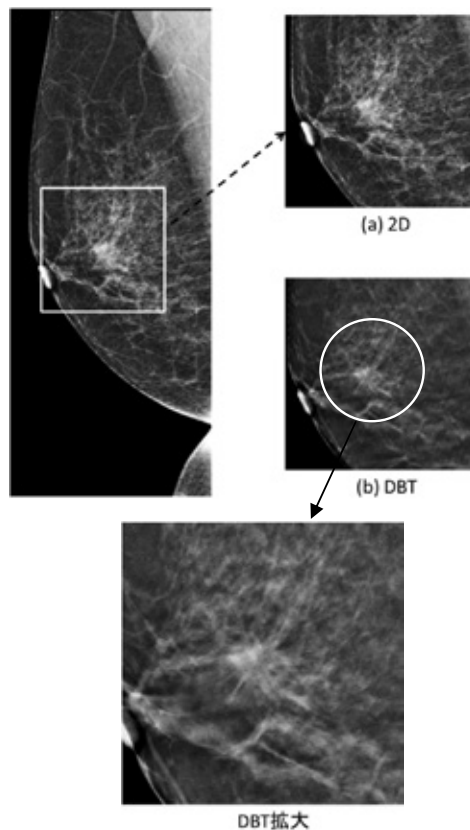
【症例9】 カテゴリー5：硬癌

症例9においても、DBT画像において2個のスピキュラを伴う腫瘤が明瞭に描出され認識できる。



【症例10】 カテゴリー5：硬癌

症例10においても、DBT画像でスピキュラを伴う腫瘤が明瞭に描出され認識できる。

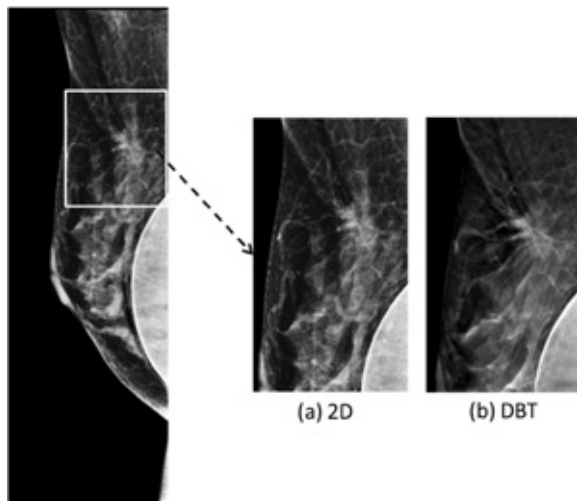


### 3-2 インプラント挿入乳房で所見を認めた症例

精査施設である当院では、インプラントを挿入している患者に対し、マンモグラフィを撮影する場合もある。インプラント挿入後の乳房の場合、装置に標準装備されているインプラントモードを用いて、Eklund view で撮影を行っている。

#### 【症例 11】 カテゴリー 5：硬癌

症例 11 では、2D マンモグラフィでもスピキュラを伴う腫瘤を認識できるが、DBT 画像でより明瞭にスピキュラを描出できている。

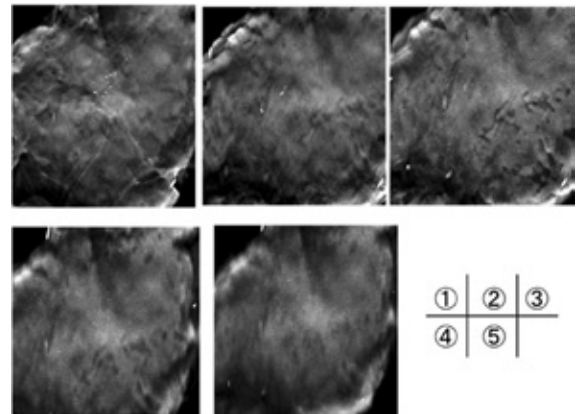
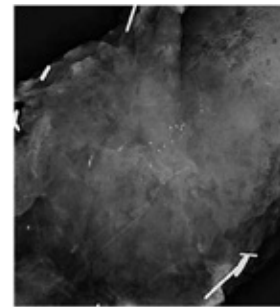


### 3-3 DBT を用いた術中標本（検体）撮影

当院では、術中標本撮影においても DBT 撮影を行っている。

#### 【症例 12】 多形性石灰化が区域性に存在

症例 12 では、部分切除術が施行され、石灰化病変の切除範囲が網羅されているか、標本撮影と迅速病理検査が実施された。DBT 画像は、高さ方向の情報が得られ、この症例 12 では DBT 画像①～⑤まで全ての画像上に石灰化病変が描出された。DBT 画像⑤は支持台直上の画像であることから、切除範囲不足の可能性を示すことができた。これは、迅速病理検査の結果とも一致し、追加切除となった症例である。



## 4. 臨床使用で見た DBT の課題

Selenia Dimensions 導入後 DBT 撮影を臨床において約 5 年が経過したことで、見えてきた課題について述べる。

### 4-1 DBT の被ばく線量

現状、DBT 画像は 2D マンモグラフィの補足的な位置付けであり、石灰化病変の診断には 2D マンモグラフィ画像は不可欠である。そのため、DBT 撮影を追加すると 1 乳房 - 1 方向当たり通常の 2 倍程度の被ばく線量となってしまう、被ばく線量の増加が問題となっている。2014 年には、C-View ソフトウェアを用いて、従来の撮影モードである 2D、3D、Combo (2D + 3D) に加え、C-View 機能を追加した Tomo HD モード (3D + C-View)、Combo HD モード (2D + 3D + C-View) の撮影モードが選択可能となった。

精査施設である当院を受診する患者の多くは、検診にてマンモグラフィ撮影を実施しているため、再度、当院でマンモグラフィ撮影を行い、さらに被ばくが増すことに不安を抱えていることが多い。こうした現状に、合成 2D 画像生成を確立

した C-View 技術は非常に有用であり、2D マンモグラフィ単独よりも臨床成績が優れているながら低線量の DBT 検査が可能となったといえ、臨床において普及していくことを期待する。

#### 4.2 DBT 画像読影

DBT 画像はさまざまな再構成法から作成されるため、明らかに 2D マンモグラフィの読影とは異なる。また膨大な画像量があるため、テクニックが必要となる。そのため DBT 画像の得意・不得意な点を理解し、より効率的に画像を読影するための教育も必要ではないかと思う。当院も Selenia Dimensions 導入前に放射線科医師、診療放射線技師共に DBT のワークショップなどへ参加し、実際に読影を体験したことで、DBT 画像読影をスムーズに臨床で使用することができたといえる。

#### 4.3 DBT の国内ガイドライン未整備

DBT は、乳がんの発見や診断、検診においても精度を向上させるなど、臨床的に有用性が高いことが国内でも数多く報告され、急速に普及し始めた技術である。しかし、DBT における物理評価や平均乳腺線量の測定法に関する国内ガイドラインは整備されていないため、臨床において DBT を使用しているにもかかわらず、物理評価に関する報告<sup>5)</sup>は非常に少ない。海外においては、EUREF により『Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems version1.01』が公開され、評価すべき項目と手法が定義されている<sup>6)</sup>。日本においても、臨床で使用している DBT の物理評価法や平均乳腺線量の測定法に関するガイドラインが早急に整備されることを期待する。

#### 4.4 DBT は保険未収載技術

DBT システム搭載乳房撮影装置の価格は、通常の乳房撮影装置に比べ高価であるが、临床上、診断能向上は明らかである。しかし、現時点では DBT の技術に関して保険点数付与がないため、設備投資に見合った保険請求は行えていない<sup>1,2)</sup>。

日本乳癌学会より医療技術評価提案の申請はなされており、早急な保険収載を期待する。

#### 5. おわりに

先にも述べたように、DBT の技術は、2D マンモグラフィでは得ることが難しかった乳腺の重なりを軽減することができるため、さまざまな情報を提供することが可能となり、DBT の技術が乳がん診断に有用であることは言うまでもない。

そして今回、精査施設である当院において DBT (HOLOGIC 社製 Selenia Dimensions) を臨床使用した経験によって、DBT の有用性や解決すべき問題についてまとめた。本稿の内容が、DBT 導入を検討する際の一助となれば幸いである。

#### 参考文献

- 1) 植松孝悦. プレストトモシンセシスを使用したマンモグラフィ検診の期待と課題. Japan Association of Breast Cancer Screening 2014;23 (2) : 270-278
- 2) 佐藤俊彦. 3D トモシンセシスをルーチンで使いこなす. Rad Fan 2014;12 (14) : 24-27
- 3) 内山菜智子. 乳腺デジタルトモシンセシスについて. 画像情報メディカル 2011;43 (12) : 1006-1011
- 4) Kubota H. 放射線部門レポート系 プロファイル SINR,RWF,ED. IHE Changing the Way Healthcare CONNECTS 2006;1-30
- 5) 福井亮平. トモシンセシスにおける物理評価. 画像通信 2015 年 3 月 ;38 (1) : 14-19
- 6) R E van Engen,H Bosmans,W Bouwman,et al. Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems Version 1.01. 2016; EUREF (European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Service)

## 「MRI の性能評価」 ～スライス厚の測定方法～

埼玉県済生会栗橋病院<sup>1)</sup>，さいたま市立病院<sup>2)</sup>  
渡邊 城大<sup>1)</sup>，大谷 真由美<sup>1)</sup>，藤田 功<sup>2)</sup>

### 1. はじめに

第2回目の今回は「スライス厚の測定」について解説する。MRIのスライス厚は、通常、RFスペクトル形状（スライスプロファイル）と傾斜磁場の傾きの強度で規定される。スライス厚の定義は、スライスプロファイルの半値幅（full width at half maximum：FWHM）となる点を結んだ距離として定義されている。

スライス厚は、パーシャルボリューム効果やクロストークに影響されるので、その影響を考えたが測定する必要がある。

測定に推奨されているウェッジ法には、くさび法と傾斜板法があり、解析方法など一部異なる点がある。

### 2. 測定原理

#### 2-1 くさび法

プラスチックのようなプロトンMR信号を発しない素材で作られた2つの独立したくさび板が交差し、傾きによる誤差が補正できる構造である。第1のくさび平面は、撮像面と $\theta^\circ$ 、第2のくさび面は、 $180 - \theta^\circ$ （補角）となるように作成されている（図1）。

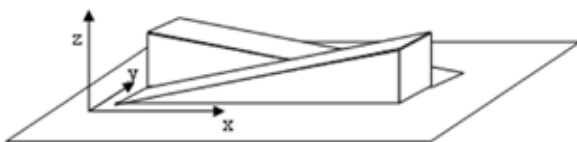


図1 くさびファントム

くさびの傾斜面と平行な方向をy、撮像面内でyと垂直な方向をxとする。xは、くさび傾斜板と角度 $\theta$ をなす。信号発生物質がくさび板を覆うように設計されている。

くさび板部を撮像すると、連続的に変化した画像が撮像できる。その撮像面の信号をグラフ化し、

ピクセル-信号強度（edge response function：ERF）のグラフを作成する。スライスプロファイルは、測定されたERFのグラフを微分することで求められる。求めたスライスプロファイルカーブの半値幅が、スライス厚と定義される（図2）。

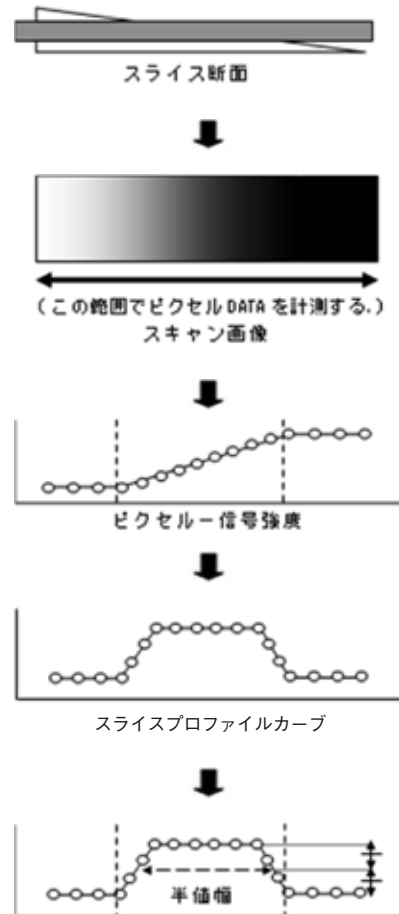


図2 くさび法の原理図

#### 2-2 傾斜板法

ファントムの構造は、信号の発生しない2つの独立した傾斜板が設置されており、くさび法と同様に信号発生物質に覆われた構造になっている。2つの傾斜板は、お互にくさび法と同様に補角

となる構造である（図3）。

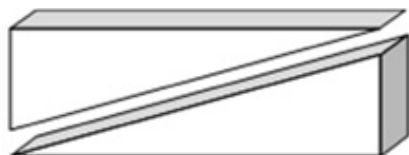


図3 傾斜板ファントム

くさび法と大きく異なる点は、ピクセル-信号強度のグラフから微分を行わずにスライスプロファイルカーブができる点にある（図4）。

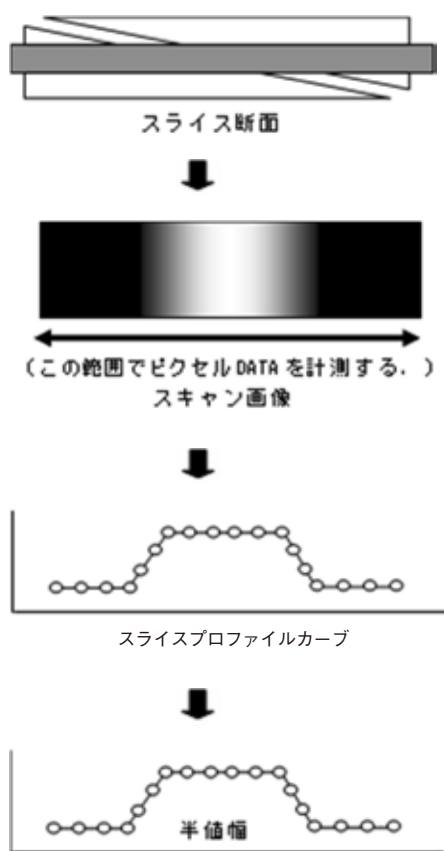


図4 傾斜板法の原理図

### 3. 操作手順

#### 3-1 受信コイルおよびファントム

RF コイルに関しての規定はないが、感度ムラや信号変化が結果に影響するため、通常は装置備え付けの Body coil もしくは頭部系のボリュームコイルを用いて測定する。

測定用ファントムとしては、対向くさびファントム又は傾斜板ファントムを用いて測定する。

ファントム内容物 T<sub>1</sub> 値、くさびまたは傾斜板

の角度  $\theta^\circ$  が既知であること。

参考) スライス厚測定用対向くさびファントム  
日興ファインズ株式会社  
MRI JIS ファントム 型式 95-1108Z

#### 3-2 撮像条件および方法

##### 3-2-1 ファントムの撮像位置調整（アライメント調整）

アライメントに関しては、データ収集断面と平行、垂直、前後の3方向の位置調整が存在する。撮像断面と平行方向に関しては、後半に記載する回転補正により調整可能であるが、垂直方向・前後方向に関しては正確に配置・調整する。

##### 3-2-2 撮像シーケンス

臨床で使用している spin echo 法を用いて撮像する。TR は信号発生物の3倍以上の値に設定する。測定スライス厚は SNR を考慮して、4～8mm 程度とする。3枚以上のマルチスライスで撮像し、スライスギャップは撮像スライスより大きく設定する。

##### 【撮像シーケンスの1例】

パルスシーケンス spin echo 法、TR：800msec、TE：15msec、マトリックスサイズ：256×256、FOV：256mm、加算回数：5、スライス枚数：3、スライス厚：5mm、スライスギャップ：5mm。

##### 3-2-3 撮像断面の設定

マルチスライスの中心のスライスが、くさびの中心付近を通るように設定する。

面内分解能は 1mm 程度が必要である。SNR が高ければ高い精度で測定が可能となるため、時間の許す限り加算回数を増加する。

オブリークは使用不可であり、必ず直交面で撮像する。解析時にスライスプロファイルの半値幅におけるピクセル数が6以上になるように空間分解能を設定する。

#### 3-3 計算・解析方法

ファントム撮像画像データは、デジタルデータで処理を行うため DICOM データを用いるのが望ましい。

3-3-1 画像処理ソフト (Image J) による解析  
(画像データからピクセル値の抽出およびデータ処理に用いる。)

Image JにDICOM画像を読み込み表示する。くさびの移行部分を四角ツールで囲み、[Image] → [Crop]で切り取り保存する(図5)。ここで、長軸方向は信号変化が十分に入りきるように、短軸方向は10ピクセル以上囲うようにするのが望ましい。

[File] → [Save As] → [Text Image]で保存する。これにより、1ピクセルずつのデータが数値化されたテキストファイルに保存される。

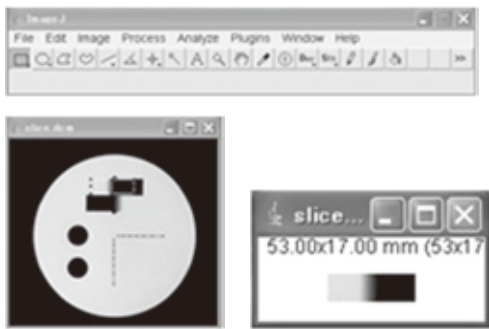


図5 Image Jによる切り出し画像

3-3-2 スライス厚計算用ソフト (EXCEL: マイクロソフト社製) による処理

テキストデータの短軸方向のSNRを上げるために加算平均処理を行う。次に隣り合ったセルの差分を求め、スライスプロファイルカーブを作成する。(図6)

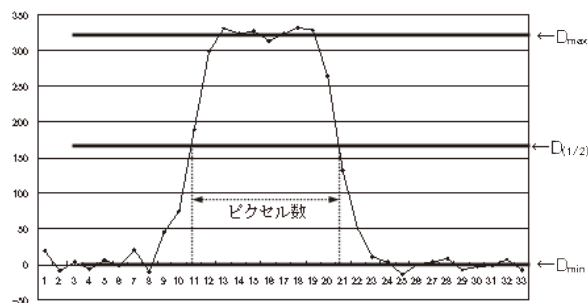


図6 スライスプロファイルカーブ

スライスプロファイルカーブより、信号最大値  $D_{\max}$  と信号最小値  $D_{\min}$  を求める。その際に、最低6ピクセル以上の値を平均して算出する。 $D_{\max}$  と  $D_{\min}$  より、 $D_{(1/2)} = (D_{\max} - D_{\min}) / 2$  を求める。

$D_{(1/2)}$  の値をスライスプロファイルカーブにプロットし、 $D_{(1/2)}$  のピクセル数を計算する。

ピクセル数 × 1ピクセルサイズより半値幅 (L) を求める。半値幅 (L) ×  $\tan(\theta)$  によりスライス厚を求める。

3-3-3 傾きによる補正

スライス厚測定には、撮像断面の平行の軸に対しての回転ずれを補正することが必要になる。

その際は、2枚あるくさびの両方を測定する必要がある。それぞれのくさびを (L1, L2) と定義し説明する。L1 = L2であれば回転補正の必要はない。値が異なる場合は回転補正が必要である。L1 > L2とすると、回転誤差  $\alpha$  は以下の式から求めることができる。

$$(L1 - L2) / (L1 + L2) = \sin 2\alpha / \sin 2\theta$$

真のスライス厚 (T) は、回転補正をした  $T = \text{半値幅}(L1) \times \tan(\theta - \alpha)$  または、 $T = \text{半値幅}(L2) \times \tan(\theta + \alpha)$  より求めることができる。

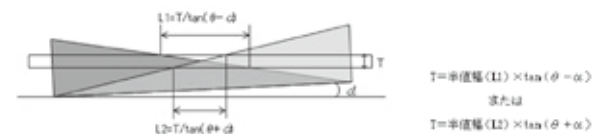


図7 回転誤差  $\alpha^\circ$  での真のスライス厚 (T)

4. 撮像手順のまとめ

	Spin echo 法：SE 法
コイル	ボディコイルもしくは頭部系のボリュームコイル
ファントム	対向くさびファントムまたは傾斜板ファントム
ピクセルあたりの帯域幅 (Hz/pixel)	規定なし (例：150-300)
撮像視野	25.6 × 25.6cm
TR：繰り返し時間 (msec)	TR ≥ 3 × ファントムの T1 (例：800-1000)
TE：エコー時間 (msec)	規定なし (例：20)
NAQ：信号加算回数	規定なし (SNR10 以上を目安) (例：5)
撮像マトリックス	256 × 256 (FOV に合わせると分かりやすい)
スライス枚数	3 枚以上
スライス厚 (ギャップ)	4～ 8mm 程度 (撮像スライス厚より大きく設定) (例：5 mm 厚 (5 mm ギャップ))
スライスプロファイル数 (本)	5

5. 結果の評価および注意事項

- ・FWHM を測定できるスライスプロファイルの曲線内に 6 個以上のピクセルが含まれるようにすること [tan θ ≤ FWHM / (6 × pixel size)]。
- ・マルチスライスを少なくとも 3 スライス、隣り合うプロファイルの中心間が FWHM の 2 倍離れていること。
- ・マルチスライスの中心スライスを測定すること。
- ・ピクセル値の変動によるスライスプロファイルの劣化が生じるため、ERF を加算平均することで変動を小さくすること。

資料 (専門技術者試験に記述されている項目)

- 1) 標準的な NEMA 法に準じて、ウェッジ法を用いて測定を行う。
- 2) 2 枚の楔型三角錐が交叉したスライス厚測定用ファントムの使用が望ましい。
- 3) 撮像条件
  - ・SE 法を用い、マルチスライスで撮像を行う。
  - ・マルチスライスで少なくとも 3 スライスは撮像を行い、スライス間距離が予想される半値幅の 2 倍以上であること。
  - ・TR ≥ 3 × T1、スライス厚と TE は一般的に臨床に使用される範囲。
  - ・十分な SNR を担保すること。
- 4) 測定に際しコンピュータソフトを使用してもいいが、結果は正方眼紙 1 枚に測定方法とともに、得た数値の根拠となる計算式を表示する。
- 5) 楔形三角錐が 1 つしかない場合や、当該ファントムを持ち合わせていない場合は、ファントムを作成もしくは独自の方法で求めてもよい。独自の方法を用いる場合は、信頼度を記す。

参考

- ・National Electric Manufacturers Association : Determination of slice thickness in diagnostic magnetic resonance images, NEMA Standard Publication, MS5, 2010
- ・宮地利明 編：標準 MRI の評価と解析. 44-47, オーム社, 2012
- ・東京都診療放射線技師会監修：MRI 集中講座 MRI 専門技術者認定試験にチャレンジするためのテキスト 改訂版. 1-8, 三恵社, 2016
- ・日本磁気共鳴専門技術者認定機構 <http://plaza.umin.ac.jp/~JMRTS/exam/exam2.html>, (accessed 2018-2-20)

以上