

11. ¹²³I-IMP NIMS法による脳血流定量測定の使用経験

鶴岡市立荘内病院 放射線科

○石塚 良二・落合 一美・池田 廣

【目的】

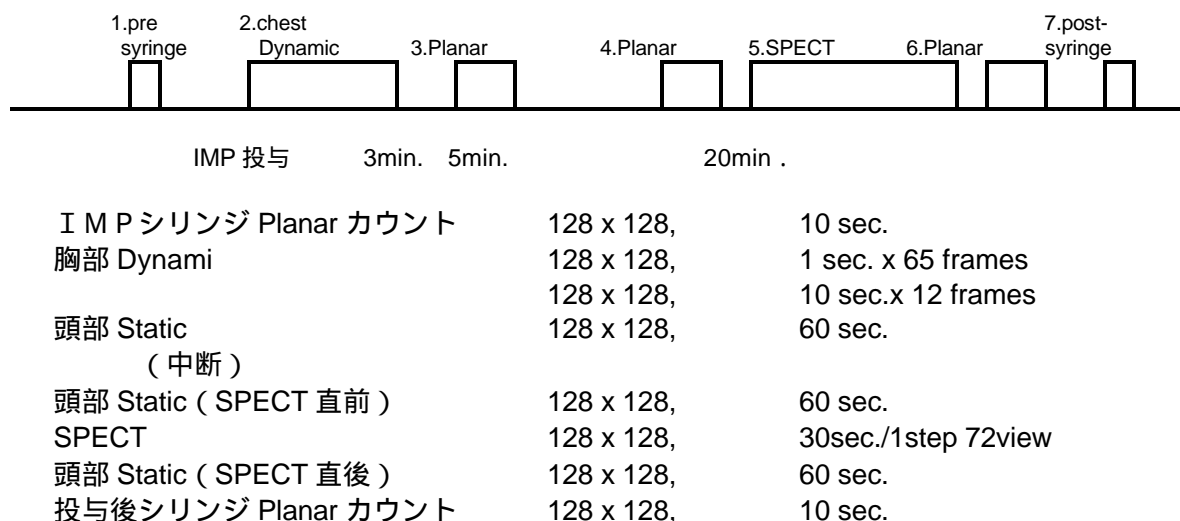
当院の脳血流スペクトにおいて、これまで^{99m}Tc - ECD又は^{99m}Tc - HMPAOでのPatlak Plot法で定量測定を行ってきた。それに加えてH12年3月より動脈採血なしで定量を行える非侵襲的マイクロスフェア法（Non - invasive Microsphere 法）略してNIMS法を行って見た。

本法を使用するの有用性、問題点等を検討する。

【使用機器】

カメラ Prism2000Xp (PICKER 社製)
データ処理装置 Odyssey Fx

【NIMS法による測定方法】



以上、収集後 SPECT データを画像再構成して、それを含むすべてのデータを選択し NIMS 専用プログラムにより脳血流量を算出する。(事前に CCF 値の算出と数え落とし補正をしておく。)

NIMS 法 CBF 算出式

$$CBF \text{ factor} = \left(\frac{CCF \times \text{脳 Planar 比率} \times CO \times 100}{\text{投与量} \times \text{肺の洗い出しカウント} \times 1.04} \right)$$

$$CBF = Cb (SPECT) \times CBF \text{ factor}$$

【問題点】

心シャント例では、1回通過曲線カーブ下面積を算出することが不可能な場合や、肺を経由せず動脈血へ直接到達してしまう成分が存在するため、本法は適応外。

IMP のボーラス投与が悪い場合、肺からの洗い出し率が低く算出され CBF は高く算出される。また、ボーラスに関係なく、肺疾患もないのに肺の洗い出しが悪い場合も CBF は高く算出される。

【まとめ】

従来、IMP を用いた局所脳血流定量法は動脈採血を必要とした検査法であり、日常の臨床で行う場合、患者に与える苦痛や採血後の血液を操作しなくてはならない問題があった。NIMS 法もボーラス性や肺の洗い出しが悪い場合などの問題もあり、これらが解決できれば Patlak 同様簡便な測定法で有用性を認めた。今回、症例数が少なく使用経験にとどまったため、今後は CBF についての検討が必要と考える。

演題 12 ^{1 2 3 I} IMP による局所脳血流定量の NIMS 法について

日本メジフィジックス(株) 仙台支店 仙台営業所 伊藤明宏

【はじめに】

SPECT による脳血流定量法には様々なものが提案されている。IMP による脳血流定量測定については初回循環抽出率が高く、脳血流直線性が良好な点と、血液中で代謝されないため、採血による入力関数測定の実測が可能なることから Microsphere 法や ARG 法といった精度の高い脳血流測定法が用いられている。一方、いずれの方法も動脈採血を伴うため、広く臨床応用するには限界があり、非採血法の開発が求められている。

【NIMS 法】

IMP は初回循環でほとんどが脳に取り込まれ、投与後早期においては洗い出しも無視できるとすると Microsphere model が成り立ちます。そこで持続動脈採血により入力関数の積分値を求め、同じ時間での脳内の SPECT カウントを入力関数の積分値で割ることで rCBF を求める方法が MS 法である。

MS 法では入力関数の測定を持続動脈採血の実測で行っているのに対して NIMS 法では投与量、肺の洗い出し率、心拍出量を測定しそれらを基に採血せずに入力関数を推定する方法である。

(局所脳血流量の計算)

CBF 算出は MS に基づき、t 分後脳カウントをその時間までの入力関数で除することで算出します。このとき一般的には入力を 5 分時まで測定しますが、脳カウントを 5 分時まで戻すため 5 分時と SPECT 直前(B(20))脳カウントの比率を乗じることで補正します。

(入力関数積分値の推定)

入力積分値は投与量と心拍出量により推定します。

(心拍出量の推定)

心拍出量については Stewart-Hamilton の原理を応用し、肺動脈の一回通過平均カウントの時間放射能曲線の曲線下面積を投与量で割ることにより、心拍出量指標である COI を求めます。そして CO との相関式によって COI を CO に換算します。

これらの入力を推定し、Microsphere の式に代入し CBF を算出し、キャリブレーション(CO)を乗じることでより rCBF が算出されます。

心拍出量の推定

$$F = Q / \int_0^{\infty} C(t) dt$$

$$COI = \frac{Q}{RS/s}$$

入力関数積分値の推定

$$Ca(t) = \Delta L(t) / CO$$

$$\int_0^T Ca(t) dt = \frac{Q \left(1 - \frac{L(t)}{L_{max}}\right)}{CO}$$

局所脳血流量の計算

$$rCBF = Cb(T) / \int_0^T Ca(t) dt$$

$$Cb(5) = Cb(SPECT) \cdot \frac{B(5)}{B(20)}$$

$$rCBF = Cb(SPECT) \cdot CCF \cdot \frac{B(5)}{B(20)} \cdot \frac{CO}{Q \cdot \{1 - L(5)/L_{max}\}}$$

14. 心筋 SPECT の画像再構成における適正遮断周波数決定法

山形県立新庄病院中央放射線科 小野宗一、平藤貴之、小川雅彦

目的)

心筋 SPECT の画像再構成における適正遮断周波数と収集条件との関係式を求める。

方法)

SPECT 画像再構成の filtered back projection 法において、画質に最も影響するのは遮断周波数である。遮断周波数について最も汎用されている低周波通過型関数の Butterworth filter について検討した。SPECT 画像は分解能を除けば定性的には欠損部と正常部のコントラストおよび正常部の均一性として評価される。コントラストを欠損部の放射能カウントと正常部の放射能カウントの差 (defect counts - mean counts) とすると遮断周波数と負の相関を示す。すなわち高い遮断周波数で処理するほどコントラストが高くなる性質がある。しかし、一方、均一性を標準偏差 (SD) とすると遮断周波数と正の相関を示す。すなわち高い遮断周波数で処理するほどざらつく性質がある。したがって、ある一点を適正遮断周波数として設定する必要がある。欠損部の放射能カウントと正常部の放射能カウントの差を標準偏差で除した関数 $F(x) = (\text{defect counts} - \text{mean counts}) \div \text{SD}$ は遮断周波数 x に対して 2 次曲線に近似できると考えられる。ここで適正遮断周波数 y は $F(x)$ の極小値すなわち $F(x)' = 0$ (' は微分を表す) を満たす x に等しい。SIEMENS MULTI SPECT を用い RH-2 型心筋ファントムに 2cm の欠損を設定し、左室心筋壁内に 15MBq の ^{99m}Tc 水溶液を注入した条件下で、SPECT 収集条件を変動させ、各収集条件毎に遮断周波数を変動させ画像再構成した。そして、各再構成画像毎に $F(x)$ を求めこの関数を微分し適正遮断周波数 y を得た。さらに、各収集条件を raw data の最初の心筋カウントの平均値 X として適性遮断周波数 y との関係式を求めた。

結果)

適正遮断周波数 y と収集条件 X (raw data の最初の心筋カウントの平均値) の関係は以下の式により得られた。

$$y = 0.39 + 0.00239X \text{ (cycle/cm) } (14 < X < 150)$$

ただし、 X の下限は実験的に信用できる値、上限はナイキスト換算による。

考察と結語)

当式は機種により画像再構成の filter のかけ方が異なるので一般解ではない。また、back ground の無い条件下で求めているため、肺や肝臓からの散乱線の影響がある条件ではそのままでは応用できないが、 ^{99m}Tc 製剤を用いることで理想に近い条件を得ることができる。

当適正遮断周波数決定式の算出は感覚や経験によらず高画質を維持できると考えられる。

15. 骨シンチにおける軟部組織高集積の要因

撮像開始時間と造影剤投与の有無

済生会山形済生病院 長谷川 和枝、平 由布子、田中 孝幸、郷野 弘文
山形大学医学部附属病院 高橋 和榮

【目的】

骨シンチにおいて、軟部組織の集積程度はトレーサ投与後撮像までの時間に大きく関与する。現在、投与後3時間で撮像を行っているが、投与後2時間での撮像が可能であるのかを検討した。また、トレーサ投与後 CT 用造影剤の使用の有無により、軟部組織への集積増加が起こり得るのか検討した。

【使用装置および収集条件】

使用装置 : MULTISPECT 2 (SIEMENS)
コリメータ : LEHR
使用薬剤 : 99mTc-HMDP 740MBq
収集マトリックス : 256 x 1024
Scan Speed : 15cm/min
Post injection time : 2 時間・3 時間

【方法】

骨シンチ施行 30 例(造影剤未使用 8 例、造影剤使用 22 例)において、それぞれ同一患者で投与後2時間および3時間に wholebody を撮像した。前面像にて、腹部軟部組織領域と骨盤領域の2カ所で ROI を設定し(図 1)、それぞれ以下について比較検討を行った。

1. 軟部組織と骨盤の Washout
2. 骨盤 / 軟部組織比

なお、腎機能低下症例 (crea. > 2.0) は対象から除いた。

【結果】

1. Washout (図 2)

骨盤はほとんど Washout されず集積の程度はあまり変化しないが、軟部組織では Washout が高かった。造影剤の有無では有意差は認められなかった。

2. 骨盤 / 軟部組織比 (図 3)

骨盤 / 軟部組織比は投与後2時間より投与後3時間が高い。造影剤の有無では有意差は認められなかったが、造影剤未使用群の方が若干高い傾向にあった。

臨床画像(図 4)で比較しても、投与後2時間では軟部組織の集積が目立った。

【結語】

1. 投与後2時間は3時間に比し、軟部組織への集積が目立ち、骨盤 / 軟部組織比も低値であるため、撮像時間は投与後3時間が適切であった。
2. 造影剤併用群と骨シンチ単独群の間には、有意差は認められないが、骨シンチ単独群の骨盤 / 軟部組織比が若干高い傾向を示した。

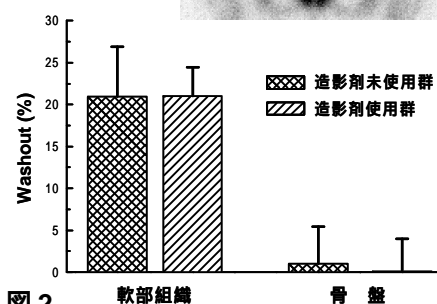
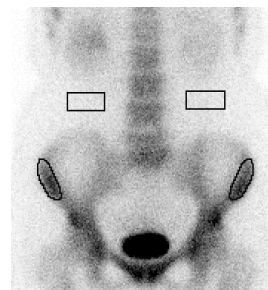


図 2

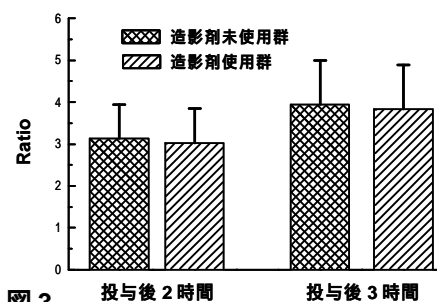


図 3

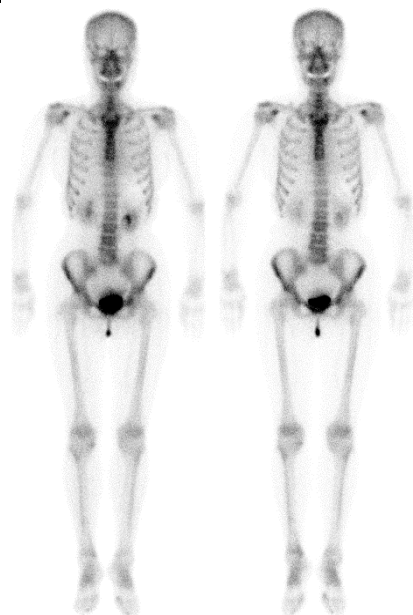


図 4

投与後2時間

投与後3時間

16. 核医学による癌へのアプローチ -Sentinel Lymph Node 検査の意義 -

(株)第一ラジオアイソトープ研究所
営業企画部 学術グループ 鈴木 亮

SLN 検査とは、癌から最初に流れてくるリンパ節 (SLN) を見つける検査です。ここ数年、この SLN への癌転移の有無を調べることで、癌の手術をより安全に簡略化するという方向性が確立されようとしています。リンパ液の流れは一定方向であるため、SLN の癌転移の有無を調べることで、癌の拡がりを把握でき (Fig.1) それにより切除部位の縮小、手術時間の短縮やそれによる患者の QOL の改善などが期待できるというわけです。

SLN を見つけるための検査方法は 2 つ、色素法と RI 法があります。

色素法では、染まったリンパ管を投与部位から SLN まで辿り、SLN を見つけます。目視が必要なため、リンパ管に沿って切開しながら探索する必要があります。

RI 法では、ある程度の大きさを持った RI 標識物質が SLN に捕獲され、シンチグラムによる撮像、あるいは Probe と呼ばれる小型カウンターでその位置を見つめます。つまり、切開せずに SLN の位置を特定できます。

リンパ節は一種の濾過器であるため、ある程度の大きさを持っていないと捕獲されません。色素は粒子が非常に小さくリンパ節に捕獲されないため、False Negative (SLN が見つけられない) がしばしば起こります (SLN 同定率 70 ~ 80% 程度)。

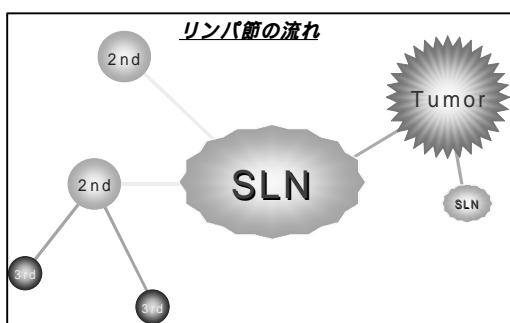
日本において、現在 RI 法で使用されている放射性医薬品は 99mTc-HSA(-D) や 99mTc-スズコロイドで、粒子径はそれぞれ 10nm 以下、400nm 以上です。粒子径の小さい 99mTc-HSA(-D) は注射部位からのリンパ管移行は速やかですが、SLN に長い間捕獲されません。粒子径の大きな 99mTc-スズコロイドはリンパ節には長い間捕獲されますが、リンパ管への移行に時間が掛かります。最適な粒子径は 50 ~ 200nm 位と言われており、どちらも最適な粒子径ではありませんが、色素法に比べて高い SLN 同定率 (約 90%) であることが報告されています。

しかしこの検査は SLN を見つけることが目的ですので、基本的には色素法と RI 法を併用し、検出率を高くすることが望まれます (SLN 同定率: 90% 以上)。

また、乳癌の場合、胸部シンチグラム撮像により、胸骨傍リンパ節への流れを見つめることもあるので、シンチグラムの追加も検出率向上に貢献すると思われます (Fig.2)。乳癌に限らず、その他の腫瘍においても視覚的にリンパ液の流れや SLN 位置の確認を行うことは役立つと思われます。

今後、適応症例の選択・術中診断法の精度向上などの課題が解決されれば、SLN 検査の有用性が高まり、より有効に活用していけるのではないかと期待しています。また、そのような検査に核医学が携わっていることも非常に喜ばしいことです。

検査方法の一例を提示致しますが、核医学会 WG のガイドラインを遵守し、各施設に合った方法を確立して頂きたいと思っております (Fig.3,4)。



Success Rate for Identifying Sentinel Node By Technique(s)		
Technique	# of Patients/ # of Studies(REF)	% of Weighted Average SN Identified
Blue dye	6 67 / 8	76.3%
Probe	6 35 / 6	91.5%
Blue dye & probe	1 04 / 2	91.3%
Imaging & probe	5 08 / 5	87.8%
Imaging, probe & blue dye	6 49 / 5	93.8%

Semin Nucl Med 30(1) : 56-64, 2000
Naomi PA, et al

検査方法 (1)・・・色素法

1% dye を皮下あるいは腫瘍周辺に 4ヶ所、計 1 ~ 4 ml を注入する。

よくマッサージする。

5 ~ 15 min 後に切開して SLN を同定する。

色素は粒子径が小さいので、短時間にリンパ管を流れてしまうので、偽陰性が生じやすい。

検査方法 (2)・・・RI法

RI を皮下あるいは腫瘍周辺に 4ヶ所、計 1 ~ 4 ml を注入する。

^{99m}Tc-HSA(-D) 0.5 ~ 1.5 mCi

^{99m}Tc-Tin Colloid 3 ~ 4 mCi

よくマッサージする。

シンチグラムを撮像する。

^{99m}Tc-HSA(-D) Dynamic

10 min ~ 4 hr 後撮像 (Static)

^{99m}Tc-Tin Colloid 1, 4, 24 hr 後撮像 (Static)

SLN を Probe にて同定し、切開する。

17. 未破裂脳動脈瘤における3D-CTAの撮影方向の検討

医療法人社団 愛心会 庄内余目病院 放射線科

堀川 源 村上 昌隆 瀬尾 辰徳 佐藤 誠

秋田大学医学部付属病院 脳神経外科

佐藤 知 岩谷 光貴

【目的】

3D-CTA 画像の作成にはそれぞれ目的に応じたいくつかの方法がある。(ステレオ撮影 Surgicalview撮影、ターゲット撮影など)

今回はそういった撮影法の中で最も基本となる存在診断を目的としたスクリーニング撮影法について撮影した。

【使用機器および撮影条件】

- X線CT装置：W2000AD(日立)
- 3Dソフト：CT装置内蔵ソフト(Volume rendering法)
120kV 175mA スライド厚1mm テーブル移動速度1mm/rot
再構成ピッチ0.5mm 180°補間再構成

【方法】

まず自作ファントムを作成し、脳動脈瘤好発部位に14の突出方向が異なる脳動脈瘤を作り、3D-CTA画像を作成した。それをもとに、脳動脈瘤の存在が良好に確認できる角度を求め、画像評価を行い臨床での適用について検討した。さらに、その撮影角度をもとめたうえで、当院においての3D-CTAのルーチンについても検討した。

【結果】

突出方向	垂直角度	水平方向(分割角度)
水平～真上	60°	8分割(45°)
水平～真下	-30°	8分割(45°)

水平方向から真上方向に突出している動脈瘤に対しては垂直角度が+60°水平方向から真下方向に突出している動脈瘤に対しては垂直角度が-30°で最も良く、表にある2つの撮影法がスクリーニングとして有効であることがわかった。

【考察】

実験結果から、上下2方向を組み合わせたものを使用することによりスクリーニング撮影法として有効であることがわかった。実際に臨床への応用を試みたところ、目的とする部位を明瞭に描出することができ、ルーチンとして十分に対応すると考えられる。

【まとめ】

考察で述べたこの方法は臨床において有効であると考えられる。なお、この撮影法は存在診断を目的としているので、実際に動脈瘤が検出された場合、当院としては頸部の方向や親血管の走行といった詳細な情報を得る為、ターゲット撮影やSurgicalview撮影を組み合わせるルーチン撮影とするケースがあることを考慮して頂きたい。

18. 頭部領域における3D-CTA撮影手技の再検討

山形県立新庄病院中央放射線科 ○遠藤武志 小川雅彦

「目的」

平成10年11月にGE社製CT装置HiSpeedAdvantageSG、画像診断用ワークステーションAdvantageWindowsVer3.1及びVer2.0の導入以来、平成11年3月まで頭部領域における3D-CTAが53例施行された。特に当院脳神経外科の要望により、高齢者のくも膜下出血、脳動脈瘤診断において、MRA、DSAより優先的に施行されるようになり、3D-CTAの診断のみで外科手術に至った例もあった。

緊急に施行される3D-CTAに対して、より信頼性の高い3D-CTAを得るための撮影手技について検討してみた。

「使用装置及び使用機器」

CT装置：CT HiSpeed Advantage SG

画像診断用ワークステーション：AdvantageWindowsVer3.1及びVer2.0

画像ファイリングシステム：ImageARQS リーヌV2.02（横河電機株式会社）

医用画像ビューア：ImageVINS Pro（横河電機株式会社）

「3D作成方向」

- 1、A-P上方（20°～30°）
- 2、P-A上方（20°～30°）
- 3、軸位頭足方向
- 4、軸位足頭方向
- 5、側面上方
- 6、斜位上方

サーフェイスレンダリング法にて作成。

「結果」

平成11年3月まで頭部血管領域に施行された53例のうち、脳神経外科の依頼が47例、内科からの依頼が6例であった。60代以上の患者が約73パーセントを占めており、かなりの高齢者にまで施行していた。

脳神経外科依頼の47例中16例が救急時の3D-CTAであり、そのうち13例、約81%の症例がくも膜下出血、脳動脈瘤破裂と診断目的の3D-CTAであった。

検査時間はSCAN約10分、画像再構成約5分、DATA転送に約10分。三次元作成、読影が15分。合計約40分の時間を要していた。

「考察、結語」

当院における頭部領域における3D-CTA検査は救急時の高齢者のくも膜下出血、脳動脈瘤診断において必須の検査になりつつある。救急時に常時同質の3D画像を得るためには、CT本体およびワークステーション操作練度の向上、三次元画像作成の技術の向上が必要である。

19. 全身 I V R 対応血管造影撮影装置「ANGIOSTAR Plus」のご紹介

シーメンス旭メディテック株式会社

端野 豪

ドイツ・シーメンス社製「ANGIOSTAR Plus」は1台で心臓から頭腹部、下肢領域まで全身の検査を高い次元で行なえる装置です。

主な特長

1. ピボット回転スタンド

スタンド自体がピボット回転するユニークな機構により、体位変換なく下肢検査まで行なえ、パーキングも可能です。

2. コンパクトかつ視野の広い I . I .

心臓領域では外形のコンパクトさが要求され、腹部領域では広い視野が要求されます。新開発の13インチI.I.は多目的装置として一回り大きな視野を有しながら、外形寸法は9インチとさほど変わらないコンパクトさを実現し、制限のない角度付けを実現しました。(16インチI.I.も搭載可能)

3. デジタルシネ対応設計

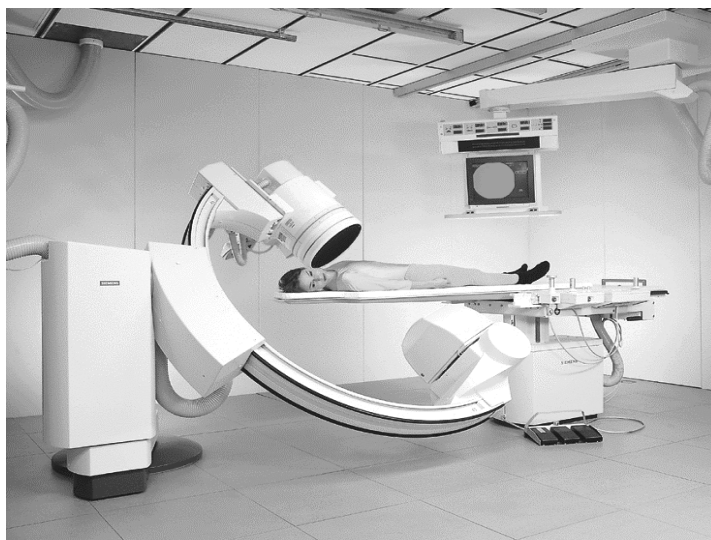
ANGIOSTAR PlusはCD-Rのデータを装置本体に戻すことができ、過去画像をレファレンスとして扱うことができます。データにはアームの角度情報も含まれるため、同一アンギュレーションをワンボタンで再現することも可能です。

4. コンパクト液体ベアリングX線管

静粛性、高冷却効率、長寿命などのメリットを持つ液体ベアリングX線管を採用しました。同時に従来のボールベアリング型と同じハウジングに収まってしまうコンパクトさで、アームの動きは非常にスムーズで、Cran方向に55°という深い角度設定も可能になりました。

5. 被曝低減パッケージ「C . A . R . E . .」

コリメータ内の付加フィルタ自動挿入により、画像形成に寄与しない低エネルギーX線を除去する「CAREFILTER」、透視の最終メモリ画像上のグラフィック表示により補償フィルタ及びコリメータの設定が可能な「CAREPROFILE」、テストショットの不要な自動撮影条件設定機構「ANGIOMATIC」等を複合的に実施し、被検者・術者双方の被曝線量の画期的低減を実現します。



20 . Real Time Interactive MRI の検討

信田 育宏¹、諸井 貴¹、Oliver Heid²、富澤 敬規¹
シーメンス旭メディテック(株)¹、Siemens AG²

【Background】

近年の高速撮像法と画像計算速度の進歩により、リアルタイムディスプレイが可能になってきている。これにより、動態検査など新たな分野を拓きつつあるが、スライス断面の設定に関しては、テストスキャンを行うなどして有用なスライスを決定していた。

しかしながら、この方法では胸部や腹部などの動きのある部位に対して有効なスライスを決定することが困難であり、また異なるスライス面を観察するにはさらにテストを必要とするなど問題点も多く指摘され新たなスキャンシーケンスやスキャン機構の開発が期待されていた。

【目的】

スライス断面を任意に変更可能なReal time Interactive MRIを開発検討したので報告する。

【方法】

撮像法において、時間分解能を優先し、GrEコー法を用いた。また、撮像法はT1強調画像用にFLASH法を、T2強調画像撮像用にFISP法を用いており、撮像中に任意に撮像法を切り替えることができる。スライス面の設定には3次元マウスを用い、前後、左右、上下、回転、傾き等のスライス移動を行える。

また、撮像において専用のウインドウ(Real-Time Imagingウインドウ(図2))を用い空間内でのスライス位置を表示、スライス位置の保存、FLASH法(with spoil),FISP法(without spoil)の切り替え、Phase-encodeのSwapが行える様になっている。

【考察】

- ・スキャン中にスライス面を任意に変更可能
- ・スキャン中におけるパラメータ(spoil,swap)変更可能
- ・CP型フェイズドアレイコイルとの併用により高いSN比を確保

【結語】

- ・スキャン中のスライスやパラメータの変更など、Interactive機能を付加したことにより様々な情報をえられるものと期待される。
- ・時間分解能、空間分解能の更なる向上が期待される。

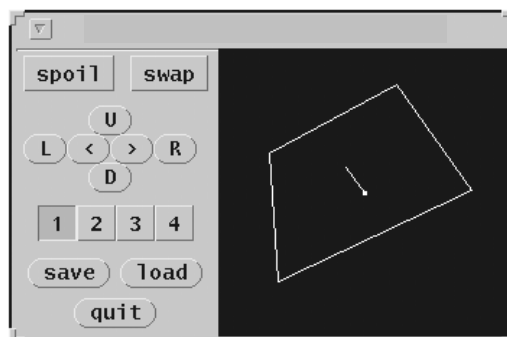
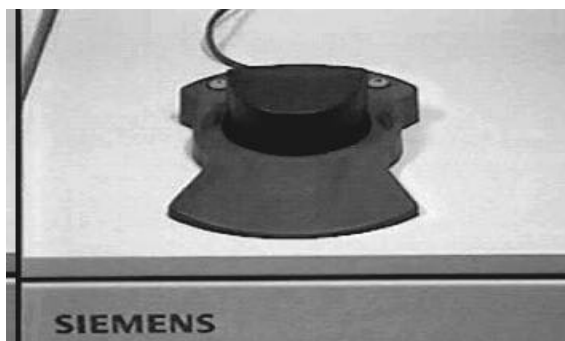


図 2. Real-Time Imaging ウインドウ

22. MRI検査における体内金属等への対応状況アンケート結果

山形県放射線技師会MRI研究会

鈴木幸司

児玉潤一郎

(山形大学医学部附属病院 放射線部)

【目的】

MRI検査において体内金属等への対応は、装置メーカーにより磁性体・非磁性体を問わず禁忌とされている。しかし、その対応は各施設により異なり、特に非磁性体の場合はほとんどの施設で検査を行っているのが現状である。

そこでMRI研究会では、県内各施設における体内金属等への対応状況についてアンケート調査を行ったので報告する。

【方法】

MRIの装置を有している県内全施設にアンケート用紙を送付し、回答を得られた18施設(回答率72%)の結果を集計した。調査項目は、動脈瘤クリップなどの体内金属の他に、妊婦への対応や今までに経験したトラブル等である。

【結果】

1. ペースメーカー 全ての施設で絶対禁忌としていた。
2. 人工心臓弁 絶対禁忌が11施設、検査しているおよび場合によるが6施設あった。
3. 動脈瘤クリップ(非磁性体) 多くの施設で検査していたが、3施設は絶対禁忌としていた。
4. 動脈瘤クリップ(磁性体) 場合によるが1施設、他は絶対禁忌としていた。
5. 骨折治療用プレート 材質・留置位置等を考慮し、検査している施設がほとんどだった。
6. 人工関節 材質・留置位置等を考慮し、検査している施設がほとんどだった。
7. コイル 絶対禁忌が2施設、他は材質・留置位置および時期を考慮し検査していた。
8. フィルター 絶対禁忌が2施設、他は材質・留置位置および時期を考慮し検査していた。
9. スtent 絶対禁忌が2施設、他は材質・留置位置および時期を考慮し検査していた。
10. 入れ墨 絶対禁忌が2施設、多くの施設で検査していた。
11. 義眼 可動性のものは行わない、外せるものは外すなどして対応していた。
12. 妊婦 絶対禁忌が1施設、他の施設は医師が必要と認めた場合に検査していた。
13. 妊婦への造影剤使用 絶対禁忌が8施設、場合によるが7施設あった。
14. 造影剤使用後の授乳時期 6時間以降が1施設、24時間以降が6施設、48時間以降が2施設だった。
15. 今までに経験したトラブル
 - 1) 頭部を撮影後クリップを発見し、即中止した。本人もクリップがあることを知らなかった。
 - 2) ペースメーカー装着者を撮影したが、異常なかった。
 - 3) 弁置換後の患者を撮影した際、気分不良を訴えた。
 - 4) 下腿骨に金属プレートを挿入した患者が、撮影中足に電気が走るような感じがしたと訴えた。

【結語】

1. 人工心臓弁に関しては、安全性が保障されているわけではない。検査する場合は、モニターするなど細心の注意を払う必要がある。
2. 非磁性体であっても電流が流れることにより、火傷や動く可能性がある。撮影の際には十分に注意すべきで、患者さんが違和感を訴えた場合にはすぐに中止にする必要がある。
3. 装置メーカーは、全ての金属を禁忌にしている。患者さんに障害等が発生した場合には責任問題となる可能性もあるのでこのことを考慮して、検査に携わる必要がある。
4. 患者さんがより安全にMRI検査を終えることができるようにするのも我々技師の役割であり、今回の報告で安全性を再確認し今後の検査に活用されることを望む。