

AAS(Auto Active Shimming)の撮像面が 静磁場均一性に与える影響について

福島県立医科大学附属病院 放射線部

○高済 英彰 (Takasumi Hideaki) 清野 真也 (Seino Shinya) 樵 勝幸 (Kikori Katsuyuki) 村上 克彦 (Murakami Katsuhiko)
遊佐 雅徳 (Yusa Masanori) 石川 寛述 (Ishikawa Hironobu) 佐藤 孝則 (Sato Takanori) 遊佐 烈 (Yusa Takashi)

東芝メディカルシステムズ株式会社

久原 重英 (Kuhara Shigehide) 松本 沙絵里 (Matumoto Saeri)

【はじめに】

頸部をFatSAT法(選択的脂肪抑制法)で脂肪抑制撮像を行う場合、静磁場の不均一が要因となる抑制ムラがみられることがある。FatSAT法は、EPIやSSFP同様、静磁場の不均一に敏感なシーケンスであるため、本撮像の前に静磁場の均一性を高める目的でAAS(Auto Active Shimming)を行う。AASは2種類の同じ位相の画像の差分により位相のバラツキを解析し、静磁場不均一性の空間分布を測定、そのデータより均一化を図る補正量を計算する。このようにAASにより静磁場の均一性が改善される様子をスペクトルにより確認することで本撮像の結果をある程度予測することが可能である。しかし、静磁場が不均一の場合は不規則なピークを持つスペクトルとなり、AASによる改善が見込めない場合もある。AASは撮像面やパラメータが変更可能であるがその特性については未知なところもあった。そこで今回AASの撮像面の変更が静磁場均一性にどう影響するかについて検討したので報告する。

【方法】

使用機器は、東芝社製EXCELART Vantage 1.5T、コイルはWhole Body CoilとNV SPDR Coil、ファントムは頸部を想定しFig.1のように作成した。画像処理はImageJを使用した。

方法は、自作ファントムを用い、AASをファントム全体が入る領域のAXIとSAGで行い、AAS毎にFatSAT法によるT1強調の脂肪抑制撮像を行った。

評価項目は、①AASデータによる静磁場均一性、②脂肪抑制画像による脂肪抑制効果とし、AASのAXIとSAGとを比較した。

評価方法は、静磁場均一性は、AASの補正後の15枚の画像をそれぞれ画素値に変換後ヒストグラムを作成し、そのスペクトル形状と中心周波数の同定精度の比較、及びグレースケール表示による視覚的な比較を行った。また、脂肪抑制効果は、Fig.2のようにROIを設定して、医療画像情報学会雑誌Vol.26 No.1(2009) 21-24の計算式を参考に脂肪抑制率・・・式(1)、及びAAPMの評価式から脂肪抑制領域の均一性・・・式(2)を求め評価した。

$$\text{脂肪抑制率} = 100 \times \{(S_{\text{nofs}} - S_{\text{fs}}) / S_{\text{nofs}}\} \dots (1)$$

S_{nofs} : 脂肪抑制していない信号強度 (ROI4つの平均) S_{fs} : 脂肪抑制した信号強度 (ROI4つの平均)

$$\text{脂肪抑制領域の均一性} = 100 \times \{1 - (S_{\text{max}} - S_{\text{min}}) / (S_{\text{max}} + S_{\text{min}})\} \dots (2)$$

S_{max} : ROI4つの最高の信号強度、 S_{min} : ROI4つの最低の信号強度

【結果】

1. AAS-AXIの静磁場均一性(スライス毎のスペクトル形状と中心周波数の変動)

スライス毎のスペクトル形状は、Fig.3のとおり空気を含む中心スライスや磁場中心から約17cm離れたスライスなど不規則なスペクトルが多数存在し、中心周波数の同定精度についてはFig.3の変動グラフのとおり不規則なスペクトルは中心周波数のズレが大きく、スライス毎の変動が大きい結果となった。なお、不規則なスペクトルのスライスの中心周波数は、ピークの選定が困難なため、今回はヒストグラムの

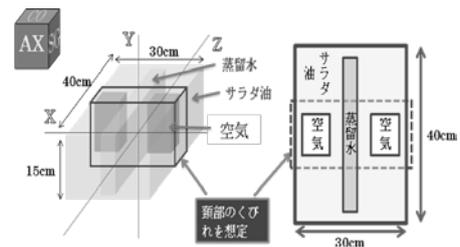


Fig.1 頸部模擬ファントム

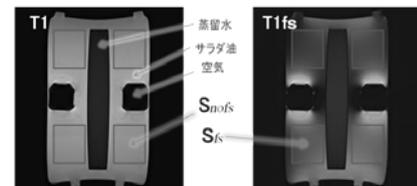


Fig.2 ROI設定位置

中心値を中心周波数とした。

2. AAS-SAGの静磁場均一性(スライス毎のスペクトルの形状と中心周波数の変動)

スライス毎のスペクトル形状は、Fig.4のとおり磁場中心から約10cm離れたスライスがピークの小さいスペクトルであったが、他のスライスは高いピークを示し、中心周波数の同定精度もFig.4の変動グラフのとおりスライス毎の変動は小さい結果となった。

3. ヒストグラム積み上げグラフによる静磁場均一性の比較

AAS-AXIよりSAGの方が静磁場均一性が高いことが明瞭となった。また、元データを用いて相互の変換を行った場合も、AAS-SAGからAXIへ変換した方がAAS-AXIより静磁場均一性が高い結果となった。(Fig.5)

4. COR変換による視覚的な静磁場均一性の比較

AAS-AXI及びSAGのデータを用いてそれぞれCOR化し、シフト量0ppmのピクセルを白、±2ppmを超えたピクセルを黒となるようグレースケールで表示し、Z軸方向に対する静磁場均一性を視覚的に評価した。AAS-SAGの方がZ軸方向の分解能が高く、白いピクセル数が多いことがわかった。(Fig.6)

5. 脂肪抑制効果

脂肪抑制率はAAS-SAGの方が良好であり均一性は同等であった。

【考察】

AASは収集した撮像面のデータから磁場分布を推定するため、計測対象に対するデータ点の取り方が精度に関係すると考えられる。ファントム及び頸部に対しては、SAGはAXIよりもZ軸方向のデータ点数が多くなるため、磁場分布の推定精度が高くなり、撮像範囲の静磁場均一性も良好となったと考えられる。脂肪抑制効果についても、SAGの方が脂肪抑制率が高くなったことから、AASの撮像面は静磁場均一性及び脂肪抑制効果に影響を与える因子として重要なファクターの一つと考えられる。

○症例

頸部の脂肪抑制撮像でAASをAXIで行った結果、不規則なスペクトルを示した。まずシステムが示すピークを水と認識させた結果、抑制ムラとなった。次に同じシミング結果を用いてマニュアル調整で別のピークを選択した結果、改善がみられた。更に、AASをSAGで行った結果、高いピークのスペクトルとなり、AAS-AXIでマニュアル調整した結果と同等であった(Fig.7)。頸部の脂肪抑制撮像はAASをSAGで行う方が効果的だと考えられる。

【まとめ】

AASの撮像面の工夫は次のような場合に静磁場均一性の向上が期待できる。①頸部など形状の複雑な部位、②鎮静下や気切後など補助具の使用が困難な患者、③頸胸椎などZ軸方向に長い撮像範囲、④FatSAT法以外にもEPIやSSFPなど磁場不均一に敏感なシーケンス、また、体内金属(特に強磁性体)など磁化率変化の大きいものを撮像領域内に含んだ場合は静磁場均一化が難しいと考えられる。

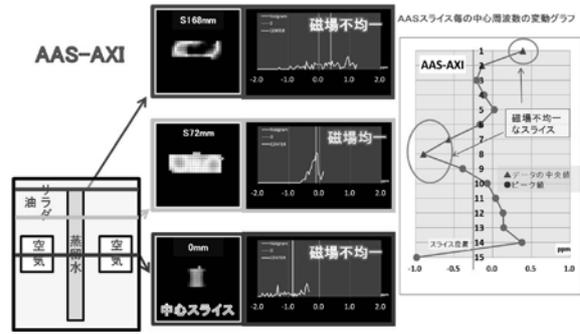


Fig.3 AAS-AXIの静磁場均一性

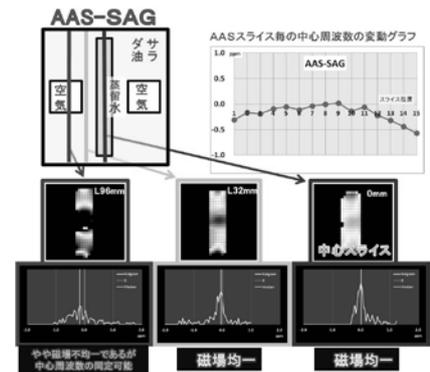


Fig.4 AAS-SAGの静磁場均一性

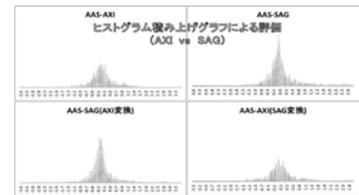


Fig.5 ヒストグラム積み上げグラフによる静磁場均一性の比較

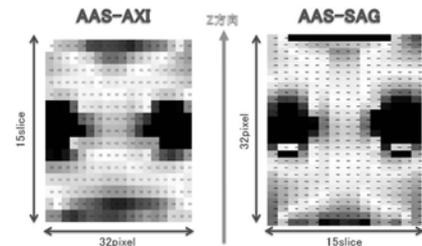


Fig.6 COR変換による視覚的な静磁場均一性の比較

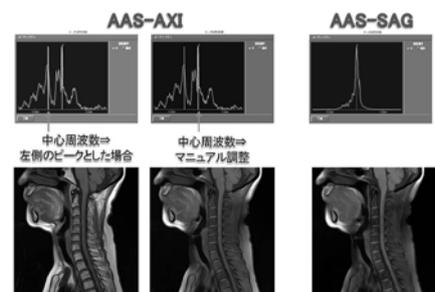


Fig.7 頸部の脂肪抑制撮像