

CT 内臓脂肪測定におけるノイズ加算画像を用いたシミュレーション

市立横手病院 診療放射線科

○法花堂 学 (Manabu Hokkedo)	村上 千恵 (Chie Murakami)	佐藤 裕基 (Yuhki Satoh)	齊藤 千尋 (Chihiro Saitoh)
細谷 謙 (Ken Hosoya)	郡山 邦夫 (Kunio Koriyama)	岡根 和義 (Kazuyoshi Okane)	藤原 理吉 (Rikichi Fujiwara)

【はじめに】

CTを用いた内臓脂肪測定精度は脂肪領域のCT値のばらつきを抑え、測定範囲を的確に決定することで担保され、その検証には定量評価すべき領域の面積が既知であるファントムが必要であるが、作成は容易ではない。我々はデジタルファントムとノイズとの加算画像を用いた内臓脂肪測定シミュレーションの有用性を検討した。

【方法】

デジタルファントムは40 (cm) の領域に配置した円周87.6 (cm) の楕円形とし、内部には臍部の臨床画像のCT値分布を模擬し50HUのベース部分に空気・脂肪・水・骨のCT値をもつ信号体を配置したもの(Fig.1)で、脂肪(-100HU)領域はサイズを5段階に変化させた。

デジタルファントムを十分含む径を有する均一なファントムをmAs値以外の撮影条件は臨床で行っているものとして撮影し、11種のSD値が異なる画像を得て400mAs・SD値10の画像を基準ノイズ画像とした。加算後にCT値を変動させない事を考慮し、基準ノイズ

画像と他のmAs値で得たノイズ画像との間で減算し、CT値を0(HU)に平均化されたSD値が10種類のノイズ画像を作成し、バックグラウンドノイズとした。(Fig.2) 得られたデジタルファントムとSDが異なるノイズ画像とを画像解析装置のfusion機能を用いて画像間加算したものをノイズ加算画像とした。(Fig.3)

ノイズ加算画像のノイズ特性についてSD値とNPSを評価し、またSD値と測定方法が変化したときのA社、B社2種の体脂肪ソフトウェアによる内臓脂肪面積を比較した。また低線量画像に平滑化フィルターを付加してSD値が低減された画像を用いることで測定精度を担保し臨床応用に用いることが可能かを検証した。撮影条件は120kV、FOV400mm、スライス厚5mm、画像再構成関数Bのコンベンショナルスキャン、使用機器はBrilliance CT40 (philips)、ImageJ Ver.1.44 (NIH)、MRI性能評価用ファントムである。

尚、内臓脂肪測定ソフトウェアによる脂肪領域の測定範囲の決定方法は、脂肪領域の平均CT値を中心に+側、-側にSD値に係数を乗じた値を上限・下限値とするもの(以下、標準偏差法)と、CT値の上限・下限値を固定するもの(以下、CT値固定法)とした。

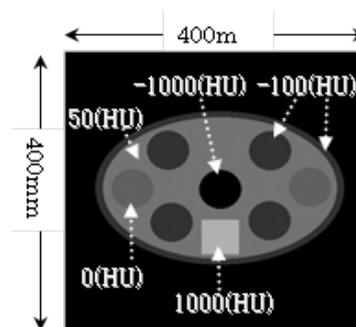


Fig.1 デジタルファントム

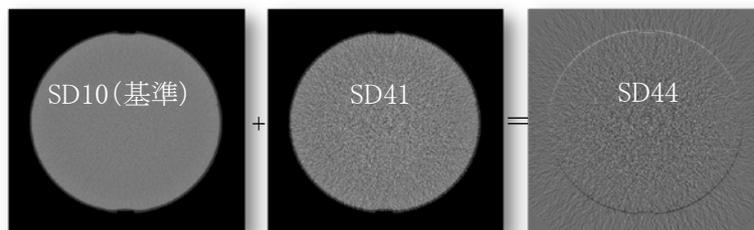


Fig.2 ノイズ画像の作成

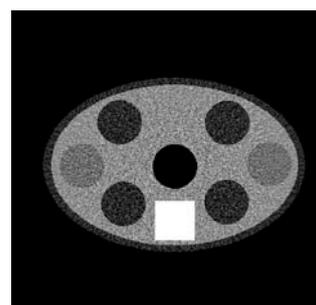


Fig.3 ノイズ加算画像

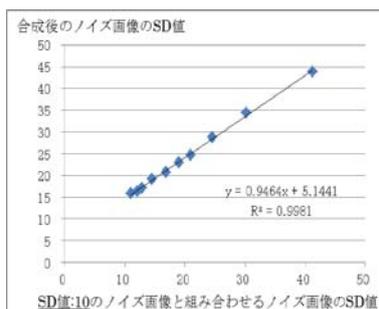


Fig.4 ノイズ画像のSD

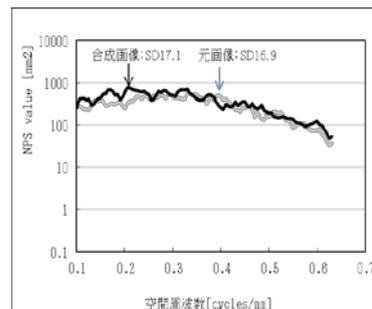


Fig.5 ノイズ画像のNPS

【結果・考察】

元画像とノイズ画像のSD値は一次の近似式であらわされ、強い正の相関を認めた。(Fig.4)またSD値がほぼ同等となる元画像とノイズ加算画像のNPSには顕著な差を認めなかった。(Fig.5)したがってノイズ画像はシミュレーションに応用可能と考える。ただしデジタルファントムそのものが臨床画像と同一の周波数特性をもたない事やCT値の不均一性、ビームハードニング効果等のアーチファクトの影響が考慮されない事がデジタルファントム特有の問題点として考えられた。

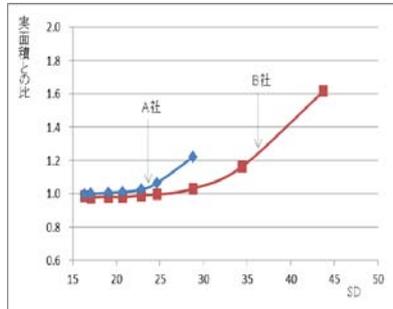


Fig.6 標準偏差法による測定

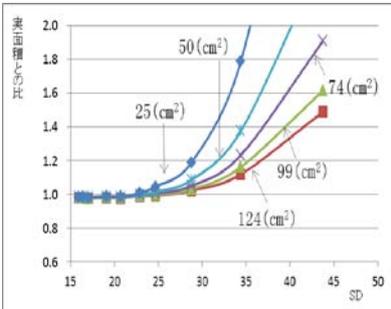


Fig.7 標準偏差法で内臓脂肪面積を変化させた場合

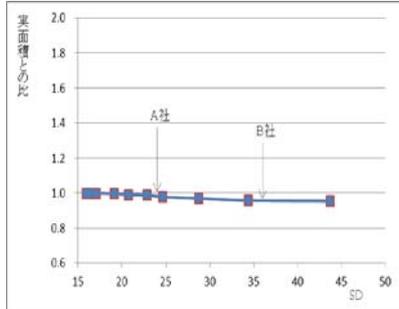


Fig.8 CT 値固定法による測定

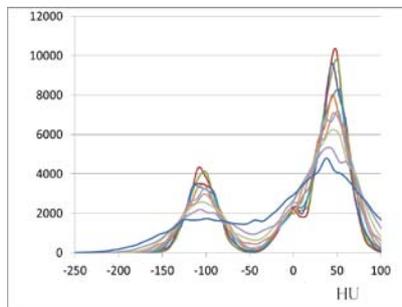


Fig.9 ノイズ加算画像のヒストグラム

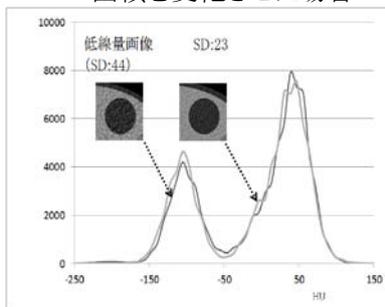


Fig.10 低線量画像のSD低減後のシミュレーション

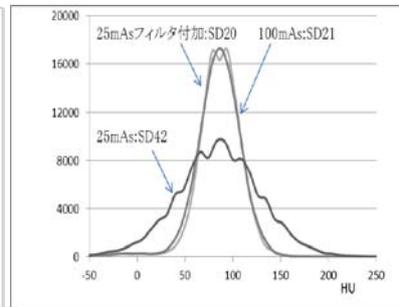


Fig.11 臨床画像のヒストグラムの変化

標準偏差法による内臓脂肪面積はSD値25以上で過大評価され、(Fig.6)脂肪領域の面積が小さいほどより過大評価する傾向を認めた。(Fig.7) CT値固定法ではSD値25以上でやや過小評価される傾向を認め、ソフトウェア間で内臓脂肪面積の顕著な差は認めなかった。(Fig.8)SD値が十分低い場合、ヒストグラム形状はガウス分布に近づくため平均CT値 $\pm 3\sigma$ (HU)で脂肪領域をほぼ含むが、SD値の上昇により脂肪領域のヒストグラムは脂肪領域よりCT値の高い側のヒストグラムと干渉し始め裾野が持ち上がる。(Fig.9)SD値の上昇に伴う過大評価はこの干渉部分をより多く測定範囲に含む結果と考えられ、測定精度を担保するためにはSD値が25未満となる撮影パラメータの設定が必要といえる。

平滑化フィルタをSD44の画像に付加することでSD値は1/2となり、ヒストグラムの形状はSD23の元画像とほぼ同等になった。(Fig.10) このことは平滑化フィルタを付加した25mAs相当で得た画像と100mAs相当で得た画像がほぼ同等の測定結果になる事を意味する。臨床画像における検証においても25mAsで撮影したSD値42のファントム画像が平滑化フィルタによりSD値22となり、これとほぼ同等な100mAsで撮影したSD値21のファントム画像のヒストグラムの形状はほぼ一致した。(Fig.11)ノイズ加算画像によるシミュレーションと臨床画像における測定結果が一致し、低線量画像への平滑化フィルタの応用はX線量の低減に有効であることが検証できた。

【まとめ】

デジタルファントムは任意のCT値やサイズで簡便に作成可能であり、ノイズを加えることで測定精度の検証や撮影条件を決定する際のツールとして有用である。また、測定精度を担保するには画像のSD値を一定以内にする必要があり、今回我々の検討ではSD値が25未満となる撮影パラメータの設定が必要であった。撮影条件を決定する際にはmAs値ではなくSD値を基準にヒストグラムの広がりを考慮した検討が必要であるといえる。