

ダイナミック乳房 MRI におけるコンピュータ診断支援システムの構築

本多 絵美

医療科学専攻

(指導教員：中山 良平 教授)

はじめに

近年、ダイナミック乳房 MRI 検査は、術前の乳癌広がり診断だけでなく、乳がんの検出診断においても重要な検査となってきた。ダイナミック乳房 MRI 検査における早期乳がんの検出率はマンモグラフィよりも高いことが報告されており、スクリーニングへの応用が期待されている。特に、日本人女性に多い高濃度乳腺では、マンモグラフィの感度 33-59%が、ダイナミック乳房 MRI 検査を用いることにより、71-94%へ改善されることが報告されている。一方、ダイナミック乳房 MRI 検査の特異度は、マンモグラフィや超音波検査と同程度であり、その改善が望まれている。

このような課題を解決する手段の一つとして、コンピュータ支援診断 (CADx: Computer-aided Diagnosis) がある。CADx は、医用画像をコンピュータ (CADx システム) で解析し、その解析結果を“第 2 の意見”として医師が利用する画像診断である。これまで、様々な医用画像において、病変の悪性の可能性を解析する CADx システムが開発されてきた。そして、CADx システムの解析結果を医師に提示することにより、医師の診断能が 10%~30%向上する結果も報告されている。

目的

本研究の目的は、ダイナミック乳房 MRI における腫瘍病変のダイナミックな信号強度 (造影) の変化および画像特徴を解析することにより、良悪性の可能性を評価す

る CADx システムを開発することである。

方法

1. 実験試料

実験試料として、当施設の Achieva 3.0T MRI system (フィリップス社製) で得られたダイナミック乳房 MRI (悪性 62 症例, 良性 28 症例) を用いた。各データは腫瘍病変を伴うダイナミック造影 4 相 (単純, 1 分, 2 分, 5 分) で構成される。本研究では、腫瘍径が 5mm 以上のものを実験試料として用いた。これらのデータ利用については、当施設の臨床研究倫理審査を申請済みである。

2. CADx システムの構築

2.1 腫瘍病変の分割

通常、ダイナミック乳房 MRI の早期相は、造影剤注入後 2 分以内と定義される。そこで、まず、経験豊富な診療放射線技師が、3 相目 (2 分) の画像上で、腫瘍全体を含む関心領域を手動で設定した。この関心領域は、腫瘍領域、乳腺組織、脂肪組織を含む。そこで、これらの 3 つのグループを分割するための 2 つの閾値を信号強度に基づく大津の方法により自動で決定した。そして、腫瘍領域を分割するための閾値として、2 つの閾値のうち、高い閾値を用いた。また、3 相目の画像上で分割した腫瘍領域と対応する 1 相目, 2 相目, 4 相目のダイナミック乳房 MRI の領域もそれぞれ腫瘍領域として定義した。

2.2 特徴量の抽出

医師が実際のダイナミック乳房 MRI 診断で着目しているダイナミックな信号強度の変化および画像特徴を考慮

することにより、11 特徴量を抽出した。これらの特徴量は、1) 円形度、2) 不整形度、3) 境界のなめらかさ、4) 境界の複雑さ、5) 乳頭方向への広がり、6) 造影パターン不均一性、7) リング状造影の度合い、8) 1 相目～2 相目の信号強度の変化、9) 2 相目～3 相目の信号強度の変化、10) 1 相目～3 相目の信号強度の変化、11) 3 相目～4 相目の信号強度の変化である。特徴量 1) -7) は、3 相目のダイナミック乳房 MRI から抽出した。

2.3 良悪性の識別

ダイナミック乳房 MRI における腫瘍病変の良悪性の可能性を評価するために二次判別分析 (QDA: Quadratic Discriminant Analysis) を用いた。QDA は、良性と悪性の 2 グループを分離する特徴量の二次判別関数で構成される。この QDA で用いる特徴量はウィルクスのラムダに基づく stepwise 法により、上述した 11 特徴量より選択した。そして、QDA の学習と評価には、Leave-one-out testing 法を用いた。この方法では、実験試料の 1 つのケースをテスト用ケースとして、残り全てを訓練用ケースとして用いる。これをすべてのケースが一回ずつテスト用ケースとなるようケースの選択を繰り返すことにより、良悪性の識別評価を実施した。

結 果

ステップワイズ法により、11 特徴量から QDA で使用する 4 特徴量が選択された。これらは、i) 3 相目～4 相目の信号強度の変化、ii) 1 相目～3 相目の信号強度の変化、iii) 不整形度、そして、iv) 境界のなめらかさであった。これら 4 特徴量は、グループ平均の差の検定により、良性と悪性のグループ間に有意に差があることが示された ($P < .05$)。また、4 特徴量を用いた QDA を実験試料に適用した結果、正答率 85.6% (77/90)、感度 87.1% (54/62)、特異度 82.1% (23/28) が得られた。また、陽性予測度と陰性予測度は、91.5% (54/59) と 74.2% (23/31) であった。

結 語

本研究では、ダイナミック乳房 MRI における腫瘍病変のダイナミックな信号強度の変化および画像特徴を解析することにより、良悪性の可能性を評価する CADx システムを開発した。本 CADx システムが高い分類精度を有することが示され、ダイナミック乳房 MRI における腫瘍病変の鑑別診断において、有用となる可能性が示唆された。

X線CTにおける散乱線量の新しい遮蔽計算法

渡邊 浩

医療科学研究科 医療科学専攻

(指導教員：土屋 仁 教授)

はじめに

医療機関に新しいエックス線装置を設置する前に、放射線安全の事前評価を実施して、労働者や一般公衆が受ける放射線量が法令で定められた線量基準を下回るようにする必要がある。なぜなら、医療施設が建設された後に追加工事や改修等が必要になった場合、費用が増加するからである。

設置するエックス線装置が線量基準を担保しているかどうかを事前に確認する方法は遮蔽計算と呼ばれる。米国ではエックス線装置の遮蔽計算法の指針として The National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) から 1976 年の Report No.49 と 2004 年の Report No.147 が刊行されている。これらの中で、X線CTを除いたエックス線装置においては、実効稼働負荷を用いた方法が示されている。また、NCRP は X線CTについては、Report No.147 において Dose Length Product (DLP) 法等を提案している。一方、わが国では 2002 年から X線CTを含めたエックス線装置全般において NCRP の Report No.49 に準拠した実効稼働負荷を用いた遮蔽計算法が推奨されてきた。しかし、NCRP は、Report No.147 において実効稼働負荷を用いた X線CTの遮蔽計算法は近年増加している検出器の列幅の違いを考慮できていないとして推奨しなかった。そのため、わが国の実効稼働負荷を用いた X線CTの遮蔽計算法 (Japanese Conventional, JC) 法の根拠が不明確になった。一方、NCRP-DLP 法はその根拠が明確で

はなく、また、過小評価する可能性が指摘されていた。

目的

本研究の目的は、NCRP-DLP 法と JC 法とを比較評価することにより X線CTの適切な遮蔽計算法を開発することである。

方法

平成 25 年 12 月、全国の 18 台の CT 装置 (JC 法の場合は 16 台) を用い、実際に臨床利用された CT 室内の散乱線量を 1 週間測定した。測定器はわが国で環境測定や個人被曝線量測定にも用いられている熱刺激ルミネッセンス線量計を用い、X線CTの頭部固定具方向を 0° とし、そこから 45° ごとに 315° まで各方向 (合計 8 方向) に 2 個配置した。また、測定した同じ期間の散乱線量を NCRP-DLP 法と JC 法を用いて算定した。そして、測定線量と NCRP-DLP 法および JC 法を用いた算定線量の比較を行った。さらに、NCRP-DLP 法と JC 法の比較を行った。

結果

測定された線量は検出限界 (0.01mSv) 未満から 25.15mSv の範囲であった。角度ごとの測定線量に対する NCRP-DLP 法による算定線量との比 (NCRP-DLP 法 / 測定線量比) の平均は 8 方向において 1.7 ± 0.6 から 55 ± 24 (平均 \pm 標準偏差) の範囲であった。また、ガントリと被検者自身による線量低減効果の少ない方向 (0° , 45° ,

135°, 225°および315°)におけるNCRP-DLP法/測定線量比が1未満となり, 算定線量が測定線量よりも過小評価した割合は3.4%であった。最小のNCRP-DLP法/測定線量比は0.6であった。さらに, アイソセンタから1mの距離における8方向の中で最も高い測定線量に対するガントリ方向(90°と270°)および寝台方向(180°)における同距離の測定線量の比をガントリならびに患者自身による線量低減比とすると, 18台のX線CTによるガントリと被検者自身の平均線量低減比はそれぞれ0.036 ± 0.014, 0.24 ± 0.061で最大値はそれぞれ0.082, 0.355であった。一方, 測定線量に対するJC法による算定線量との比(JC法/測定線量比)の平均は8方向において11 ± 8.7から404 ± 340の範囲であった。JC法はNCRP-DLP法に比べて各方向において5.5~7.4(平均6.4)倍高かった。

考 察

アイソセンタから1mの距離に換算した測定線量において180°方向の線量は0°に比べて有意に低かった($p < 0.001$)。これは従来の円柱形ファントムを用いたX線CTの遮蔽計算研究では得られない被検者自身による遮蔽効果によるものである。

NCRP-DLP法においてガントリ方向ならびに寝台方向の線量低減比の最大はそれぞれ0.082, 0.355であった。したがって, 本マルチセンタスタディにより少なくともガントリによる線量低減比として0.1, 寝台方向の線量低減

比として0.4を見込むことができると考えられた。また, ガントリと被検者による線量低減効果の少ない方向におけるNCRP-DLP法の過小評価割合が3.4%であったことや最小のNCRP-DLP法/測定線量比は0.6であったことを併せて考えるとNCRP-DLP法が過小評価する可能性を否定できず, 散乱係数は過小評価を防止するために安全側に設定すべきと考えられた。NCRP-DLP法はJC法に比べて測定線量に近く, また, X線CTの検出器の列幅の影響を受けにくい等の利点を持つ。しかし, 散乱線量を過小評価する可能性があることとガントリ方向および寝台方向の散乱線量に対する線量低減比を用いていないため, 散乱線量を過大に評価する課題がある。

そのため, われわれは本研究結果に基づいてNCRP-DLP法の散乱係数を2倍とし, なおかつガントリ方向と寝台方向にそれぞれ0.1と0.4の線量低減比を新たに盛り込んだJapanese-DLP法を提案する。Japanese-DLP法/測定線量比は各方向の平均は3.3~11(平均7.0)の範囲にあり, また, すべてのポイントで過小評価しない利点を持つ。

結 論

私たちが提案(開発)したJapanese-DLP法はNCRP-DLP法の課題である過小評価する可能性があることとガントリおよび寝台方向の過大評価を改善できる。したがって, Japanese-DLP法はNCRP-DLP法ならびにJC法に比べてより適切な遮蔽計算法である。