

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 29 年 6 月 12 日現在

機関番号：82626

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2015～2016

課題番号：15K15216

研究課題名（和文）定位固定放射線源と診断用骨盤部MRI画像を用いたPET減弱補正法の開発

研究課題名（英文）An attenuation correction method for positron emission tomography using diagnostic pelvic MRI and fixed radiation source

研究代表者

川口 拓之（Kawaguchi, Hiroshi）

国立研究開発法人産業技術総合研究所・人間情報研究部門・研究員

研究者番号：60510394

交付決定額（研究期間全体）：（直接経費） 1,800,000円

研究成果の概要（和文）：次世代の診断装置として陽電子断層撮像法(PET)と磁気共鳴イメージング(MRI)を同一のスキナで行えるPET/MRIの開発が進められている。正確なPET画像を生成するために、これまでは補正データ作成用のMRI撮像を追加で行っていた。本研究では通常の診断で用いるMRI画像だけを用いて補正データを作成することに成功した。本研究の成果によりMRIの撮像時間が従前よりも短縮できるため、単位時間内により多くの患者の診断ができるようになる。

研究成果の概要（英文）：A hybrid scanner of positron emission tomography (PET) and magnetic resonance imaging (MRI), PET/MRI, has been developed as a next-generation diagnostic technology. In order to generate an accurate PET image, MRI imaging for creating correction data has been additionally performed so far. In this study, we succeeded in creating correction data using only MRI images used for standard diagnosis. This makes it possible to diagnose more patients within a unit time.

研究分野：医用画像工学

キーワード：PET/MRI 減弱補正 領域分割

1. 研究開始当初の背景

次世代の画像診断装置として、陽電子断層映像法 (PET) と磁気共鳴映像法 (MRI) を統合したスキャナである PET/MRI の開発が推進されている。世界的な画像診断装置開発メーカーから市販機が提供されるようになったものの、いくつかの解決すべき技術的課題が残っている。PET/MRI 開発の課題の一つに PET の減弱補正がある。これは、PET 核種より放出された放射線が生体組織によって減弱することで PET 画像の輝度が過小評価されてしまうことを、生体組織の μ 値の空間分布を反映したデータを基に補正する手法である。単独の PET スキャナでは外部線源を用いたトランスミッションスキャン、PET/CT スキャナでは CT 画像をガンマ線の μ 値に変換することで補正に用いている。

一方、PET/MRI スキャナにおいては、MRI が放射線源弱の情報を持っていないため、特別な工夫が必要であり、これまでに頭部組織を対象としたものを中心として、様々な μ マップ生成法が提案されている [1]。しかし、頭部組織を対象とした手法をそのまま体幹部に適用することは困難である。これは、体幹部が頭部に比べ解剖学的形態の個人差が大きいことや、頭部にしか利用できない特殊な MRI 撮像法を用いていることに起因している。体幹部の μ マップ生成には Dixon 撮像法の画像輝度値を元にした手法が用いられているが、この手法では骨組織を認識することができない。つまり、骨が占める体積が大きい骨盤部 (前立腺がん、子宮がん等) においては減弱補正が十分にできず、PET の特長である定量性の高さを損ねてしまう。また、Dixon 撮像法で得られる画像は必ずしも画像診断に必須なわけではなく、 μ マップ生成のためだけに撮像されることが多い。 μ マップ生成に特化した MRI 撮像は、PET/MRI の画像診断スループットを低下させている一因であると臨床の場から指摘されている [2]。

2. 研究の目的

本研究ではヒトの骨盤部の PET/MRI スキャンのために、 μ マップ生成に特化した MRI 撮像をせずに、通常の画像診断に必要な臨床ルーチンの MRI 画像と定位固定放射線源を用いて、MRI 撮像の延長をせずに精度の高い μ マップを生成する手法を開発することを目指す。

3. 研究の方法

(1) データ収集

放射線医学総合研究所のデータベースより、前立腺がんと診断された 20 名の男性患者の骨盤部の T1 強調画像を匿名化した上で回顧的に利用した。撮像に用いた MRI スキャナは Philips Medical Systems 社製の Achieva 1.5T である。スピネコーマルチスライス法で軸位断の T1 強調画像を撮像したものを用いている。撮像パラメータは TR: 675 ms, TE: 10 ms, NEX: 2, FOV: 350 mm, matrix: 512 x

512, slice thickness: 4 mm, slice spacing: 4mm である。本研究は放射線医学総合研究所の研究倫理審査委員会の承認を得て行った。

(2) μ マップ生成法の開発

骨盤部において減弱係数が大きく異なるのは腸内ガス、骨、その他の組織であるため、これらの領域を MR 画像上で分割し、減弱係数を割り当てることで μ マップを生成することができる。しかし、T1 強調画像において、腸内ガスと皮質骨と血管は低輝度、脂肪と骨髓は高輝度、その他の組織はその中間の輝度域に属するため、輝度情報のみでは分割が行えない。そこで、提案法では被験者の形態 MR 画像 m_s を取得した後、領域分割処理とテンプレート変形処理を並列に行って 2 つの確率マップを算出し、これらを統合することで、 μ マップを求める。図 1 に提案法による μ マップ推定法のフローチャートを示す。領域分割処理においては、まず閾値処理で被験者の MRI 画像 m_s を背景である超低輝度領域 (P_{vl}) とそれ以外の領域 (P_r) に分割する。 P_r 領域の輝度のヒストグラムを混合ガウス分布モデルにフィッティングすることで、各画素が高輝度域、中期度域、低輝度域のいずれに含まれる確率が高いかを示す確率密度分布 P_h, P_m, P_l を求める。一方、テンプレート変形処理では解剖学的に標準化した MR 画像のテンプレート m_T を個人の MRI 画像 m_s に位置合わせする座標変換関数 $F\{\}$ を求める。これまでは、座標変換関数を求める際に、恥骨結合、左右の腸骨稜中央部、左右の大腿骨頭中央部をテンプレートと被験者画像の双方に特徴点として定め、これらの位置を合わせるアフィン変換行列を最小二乗法によって求めていた。この部分を自動化する手法としてテンプレートと被験者画像の相関係数が最大となるアフィン変換行列を求める手法を試みた。これは

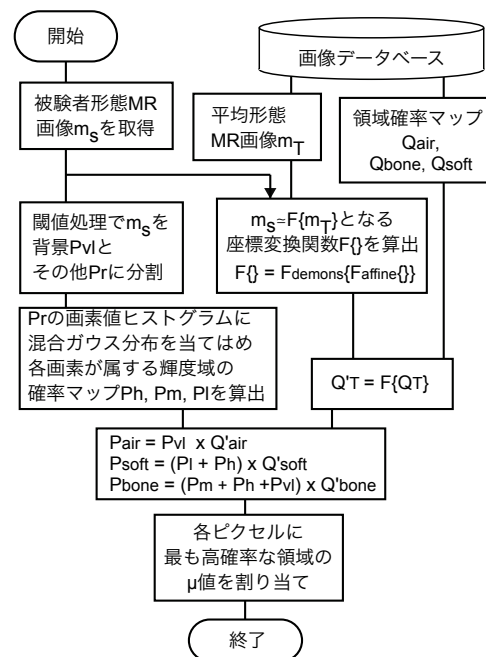


図 1 開発した骨盤部 μ マップ生成法

頭部の変形では一般的に用いられる手法であるが、体幹部は個人差が大きい、自由度や探索範囲を調整した。また、アフィン変換後の画像に Demons 法による局所非線形変換の適用した[3]。この座標変換関数を m_T と同一座標系にある領域確率マップ(標準空間の各画素が各組織に属する確率を示した分布)に適用した。このことで、被験者画像の座標系での各画素がどの領域である確率が高いかを示す分布 Q'_{air} , Q'_{soft} , Q'_{bone} が求まる。領域分割処理よりもとめた輝度の確率マップおよび変形処理より求めたテンプレート由来の領域の確率密度分布を用いて、それぞれの画素が各領域に属する確率を算出した。最終的に、各画素を最も属する確率が高い領域に分けることで、領域分割画像が作成できる。

(3) μ マップ生成法の評価

放射線科医の指導のもとに手動で分割した領域分割画像を基準として μ マップ生成法を評価した。評価指標として、軟組織、骨、空気のそれぞれの領域において半自動、完全自動それぞれの生成法で求めた領域分割画像

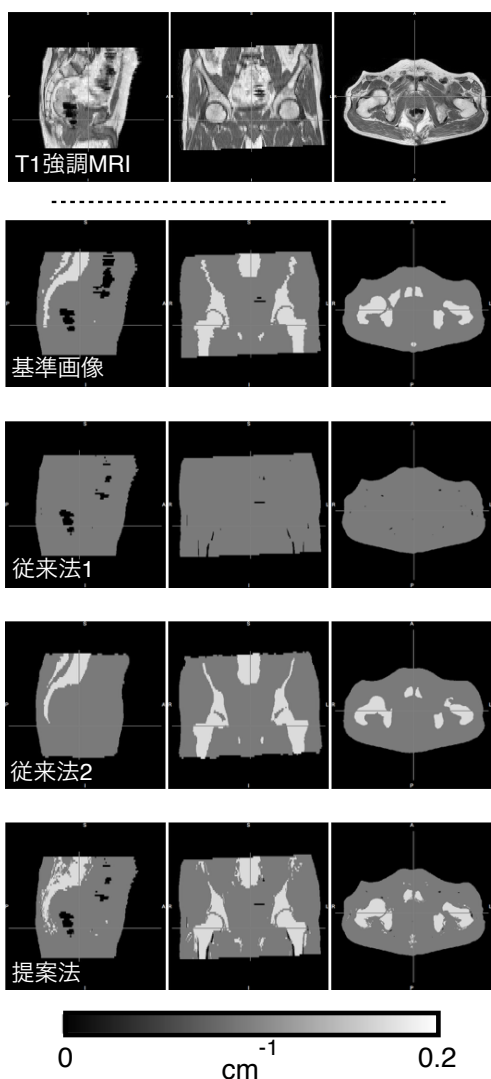


図2 MRI 原画像と生成した μ マップ

と基準画像と比較することで評価した。前立腺がんの PET 数値シミュレーションを行い、それぞれの生成法で求めた μ マップ (μ 値 [cm^{-1}]: 空気 0.0, 骨 0.172, 軟組織, 0.096) を用いて減弱補正を行った場合に生じる誤差を比較した。T1 強調画像で前立腺を手動で選択し、これと領域分割画像を組み合わせることで擬似 PET 画像を作成した(放射能 [kBq/cc]: 前立腺 40.0, 骨 1.5, 空気 0.0, その他 6.0)。このとき、手動で生成した μ マップを用いて減弱補正を行った場合の PET 画像を基準画像とした。また、従来の手法である単純領域分割法(従来法 1)とテンプレート変形法(従来法 2)でも μ マップを作成し PET シミュレーションを行い、その精度を評価した。

4. 研究成果

(1) 診断用 MRI からの μ マップ生成

図2に MRI 画像、 μ マップを示す。従来法 1 による μ マップでは本来は骨髄であるべき領域が軟組織に、皮質骨であるべき領域が空気に判定されているように基準画像との誤差が生じている画素が多い。従来法 2 による画像では骨領域は境界付近に若干の誤差はあるものの、概ね良好である。しかし、腸内ガスの領域は全て軟組織になってしまっている。提案法では骨領域の精度に関しては従来法 2 と同等かやや良い性能を示している。また、腸内ガスの領域も若干の誤差はあるもの

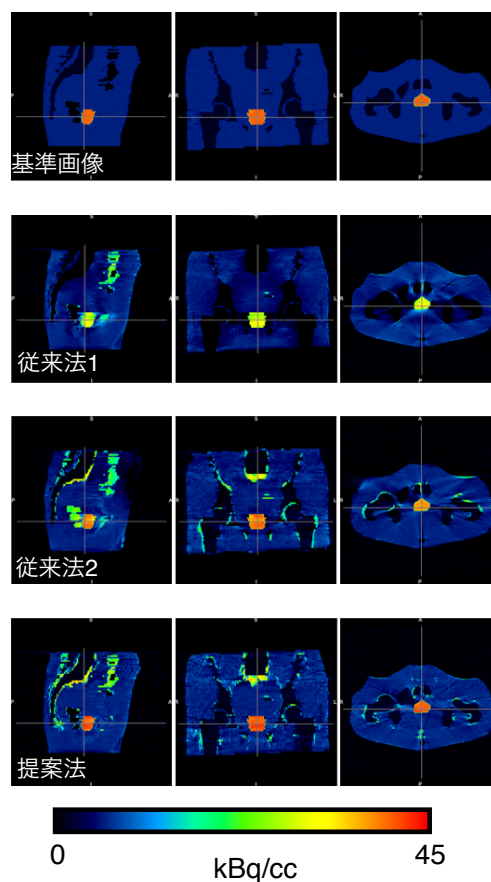


図3 PET 画像減弱補正の効果

の、従来法2より良く推定できている。

(2) 前立腺がんのPETシミュレーション
前立腺がん検査のシミュレーションをしたときのPET画像を図3に示す。従来法1を用いた場合は全体的に過小評価されている。これは骨の減弱の影響を無視して減弱補正を行っているためである。一方、従来法2あるいは提案法では μ 値が大きく異なる領域の周辺で誤差が生じているが、前立腺部ではそれほど大きな誤差は見られない。ただし、腸内ガス周辺部での誤差は従来法2よりも提案法のほうが明らかに低減されていた。このことから、腸内ガス周辺に腫瘍がある場合には提案法の方が高精度のPET画像が生成できると予測される。以上より、診断用のT1強調画像のみを用いてPET画像の減弱補正の精度を向上できることを示した。

(3) 可動域が広い体部位に提案法を適用するための基礎的検討
研究計画の段階では定位固定放射線源と併用することで μ マップ生成の精度を向上させることを計画していたものの、上記で示したようにT1強調画像のみで十分な精度で μ マップ生成が達成できることがわかった。そこで、骨盤部よりも可動域が広い頭頸部から上腕にかけての部位において提案法を適用するための基礎的検討を行った。提案法では領域確率マップを変形する必要があるが、頭頸部は可動域が広いいため変形が難しい。そこで、診断用のMRI画像から基準となる構造情報を抽出することができれば、大局的な位置合わせができるため、変形の精度を向上できると考えた。基準となる構造としては骨が理想であるがMRIでは抽出が難しい。そこで神経に着目し、頭頸部から上腕神経を抽出する手法を考案し、精度の高い抽出ができることを示した。

<参考文献>

- ① Keereman, et al. MAGMA, 26(1), pp.81-98, 2013.
- ② von Schulthess et al., J Nucl Med, 55, pp.19S-24S, 2014.
- ③ Lombaert et al., Int J Comput Vision, vol. 107, no. 3, pp. 254-271, 2014.

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 1 件)

- ① 川口拓之, 小島隆行、他「PET減弱補正のための骨盤部MRIの自動領域分割法」、電子情報通信学会技術研究報告、査読有、115(401), pp.51-54, 2016. (8名中筆頭)

[学会発表] (計 7 件)

- ① Segmentation of the Brachial Plexus

from Three-dimensional Short Tau Inversion Recovery Magnetic Resonance Image, Kawaguchi H et al. International Forum on Medical Imaging in Asia 2017, Naha (Japan), 2017年1月20日

- ② Semi-automated segmentation to evaluate hypertrophy of the brachial plexus in chronic inflammatory demyelinating polyneuropathy, Kawaguchi H et al., 第44回日本磁気共鳴医学会大会, 大宮ソニックシティ(埼玉県さいたま市)、2016年09月11日
- ③ A Hybrid Segmentation Atlas Method to Construct the Attenuation Correction Factor for Human Pelvic PET/MRI, Kawaguchi H, Obata T et al., ISMRM 24th Annual Meeting, Singapore (Singapore) 2016年05月11日
- ④ PET減弱補正のための骨盤部MRIの自動領域分割法、川口拓之, 小島隆行、他6名、JAMIT フロンティア 2016、てんぷす那覇(沖縄県那覇市)、2016年01月19日
- ⑤ 骨盤部の診断用MRIによるPET/MRIスキャナの減弱補正用データの生成、川口拓之, 小島隆行、他6名、平成28年産総研・産技連LS-BT合同研究会、産業技術総合研究所(茨城県つくば市)、2016年02月02日
- ⑥ 骨盤部の診断用MRIを用いたPET/MRIスキャナの減弱補正法の開発、川口拓之, 小島隆行、他6名、つくば医工連携フォーラム 2016、産業技術総合研究所(茨城県つくば市)、2016年01月22日
- ⑦ 骨盤部PET/MRIにおける減弱補正のためのT1強調画像の領域分割法、川口拓之, 小島隆行、他6名、第43回日本磁気共鳴医学会大会、東京ドームホテル(東京都文京区)、2015年09月11日

6. 研究組織

(1) 研究代表者

川口 拓之 (KAWAGUCHI, Hiroshi)
産業技術総合研究所・人間情報研究部門・研究員
研究者番号：60510394

(2) 連携研究者

小島 隆行 (OBATA, Takayuki)
量子科学技術研究開発機構放射線医学総合研究所・分子イメージング診断治療研究部・次長
研究者番号：00285107