

Adjustment of Overestimated CT-Based Attenuation Correction on Bone SPECT-CT After Hip-Resurfacing Arthroplasty

メタデータ	言語: English 出版者: 公開日: 2017-10-05 キーワード: 作成者: 鈴木, 陽, Suzuki, Akira メールアドレス: 所属: 金沢大学, 金沢大学, 金沢大学
URL	http://hdl.handle.net/2297/38946

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0 International License.



様式4A

学位論文要旨

学位請求論文題名

Adjustment of Overestimated CT-Based Attenuation Correction on Bone
SPECT/CT After Hip-Resurfacing Arthroplasty

著者名・雑誌名

Akira Suzuki

JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE TECHNOLOGY

金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻

医療科学領域

量子診療技術学分野

学籍番号 0727022010

氏名 鈴木 陽

主任指導教員名 越田 吉郎

指導教員名 天野 良平

指導教員名 宮地 利明

論文要旨

Single emission computerized tomography (SPECT)は、体内の様々な組織により減弱等の影響を受け、放射性同位元素の正確な体内分布を表示するのは困難であった。Computed tomography (CT)から作成する減弱補正係数のマップを用いることによって、SPECT/CT装置は正確な減弱補正を簡便に行うことを可能にした。減弱補正係数のマップはCTの各画素のCT値を減弱補正係数に変換する減弱補正式を利用して作成されている。理想はすべての臓器や組織に適切な減弱係数が割り当てられることだが、CT値からの臓器や組織の区分化は部分容積効果の影響などで複雑で、分析システム構築が難しい。また、ビームハードニングのために、CT値は同じ臓器において異なり、CT値も水がCT値0であることは定義されているが、他の物質のCT値の定義はない。したがって、同じ骨に対するCT値は各CT装置によって異なる。これらの理由で、組織ごとに固有の減弱係数を割り振るのでなく、各画素のCT値を双一次の補正式に当てはめることにより減弱係数を求めている。補正式は、CT値が0未満では空気と水の混合物のモデルが使用され、CT値が0より大きい場合は骨や金属と水の混合物のモデルが使用されている。しかし、CTで用いられるX線のエネルギーはSPECTで用いられる放射性同位元素のエネルギーより低い。減弱の主な原因はコンプトン散乱と光電効果である。低エネルギーでは光電効果が減弱の主な原因となり、高エネルギーでは、コンプトン散乱が主な減弱の原因である。そのため、人工股関節などの高原子番号の金属は、補正が正確に行われず、過補正になる。実際に、体内に人工股関節ある場合に10~15%程度の過補正の報告がなされている。骨シンチは最も多く行われている核医学検査の1つであり、人工股関節置換術も一般的な手術であるために、術後に骨シンチが施行されることは珍しくない。現在の減弱補正式を用いて補正すると、金属の周りの集積が本当に集積しているのか、過補正により集積している様に見えるだけなのかが判断しづらい。

本研究の目的は、精度の高い補正を行うための金属の過補正を抑える新しい減弱補正式の作成である。過補正は高いCT値領域に過剰な減弱係数が割り当てられていることが原因なので、新しい減弱補正式は従来の減弱補正式に閾値を設定することにより作成した。閾値を1つ設定した減弱補正式と、閾値を2つ設定した減弱補正式を作成した。閾値を1つ設定した減弱補正式の閾値には

0.2,0.25,0.3,0.4の4つの閾値を設定した。閾値を2つ設定した減弱補正式には,0.2と0.3の組み合わせと0.25と0.3の組み合わせの2種類を作成した。ここでは,低い方の閾値は骨を仮定して,高い方の閾値は金属を仮定した。減弱補正式の効果を検証するためにファントム実験を行った。石膏で骨盤と大腿骨を模擬したファントム作成し,そこにステムと人工股関節または人工骨頭を設置した。核種は骨シンチを想定して ^{99m}Tc を使用した。同量の ^{99m}Tc を注入したポイントソースを2つ作成し,金属に接する場所に1つ,比較対象として金属に接しない大腿骨に1つを設置して,2つのポイントソースのカウンターの比を求めた。減弱補正を行い場合は,金属に接すポイントソースのカウンターが接しないポイントソースのカウンターと比較して最大で32%少なかった。従来の減弱補正式で補正すると最大で20%の過補正が観察され最小でも11%の過補正がなされた。閾値を設定した新しい減弱補正式すべてが従来の補正式より正確に補正された。特に,0.2と0.3の2つ閾値を組み合わせた新しい減弱補正式では,過補正の最大が4%まで抑制された。画像を確認しても,0.2と0.3の2つ閾値を組み合わせた新しい減弱補正式では,2つのポイントソースはどの金属を設置した場合もほぼ同等に表示された。骨のCT値はおおよそ100~1300HUである。従来の減弱補正式において,骨の減弱係数 0.2cm^{-1} に対応するCT値は300HU付近であり骨のCT値として問題なく, 0.3cm^{-1} に対応するCT値は1500HUであり金属と仮定して設定しても問題ないと考えた。なお,本研究においてCT画像に対する金属からのメタルアーチファクトの影響は考慮しなかった。また,実際の患者のデータを用いての検討もなかった。

新しい減弱正式を用いることにより,人工股関節のような金属が体内にある患者においても正確な減弱補正が可能となった。今後は様々な金属の補正に応用していくとよいと考える。