

Non-invasive bone denistyometry using depth-resolved optical measurement method

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-05 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/17004

光深度分解法による骨密度計測

曹 廷舜¹, 辻本敏行², 田中茂雄³

¹金沢大学工学部人間・機械工学科

²株式会社堀場製作所

³金沢大学環日本海域環境研究センター生体機能計測研究部門

T. Sou, T. Tsujimoto, S.M. Tanaka

Non-invasive bone density using depth-resolved optical measurement method

1. 緒言

骨粗鬆症の予防には、定期的な骨密度のスクリーニングが有効であるが、現在、そのような機会が十分に提供されているとは言えない。本研究では、光を利用することで骨密度スクリーニングを容易にする小型・廉価で携帯性に優れた安全な骨密度計の開発を目的としている。特に、実用的な計測精度を得るには骨を覆う皮膚に影響されない方法の確立が重要である。そこで、そのような方法の一つとして“光深度分解法”を新たに提案し、その有効性をモンテカルロシミュレーションとモデル実験により検証した。

2. 光深度分解法

光深度分解法では、計測対象物に対し光散乱特性を有する参照散乱体 (RSM: Reference scattering media) を介して光を照射する (図1)。光源から計測対象物までの距離 (RSMの厚さ, LRMS) を変化させることで、計測対象物への光侵入深度を変えることができる。その際得られる入射光強度 (I_0) と反射散乱光強度 (I) の比の対数值 ($\ln(I/I_0)$: 反射率) のLRMSに対する変化 (反射率曲線) から骨密度を評価する。図1 bの状態において、光源が微小移動 (dL) した際に皮膚層内での平均光路長が変化しないとし、また I_0 と I の関係がランバート・ベール則に従うとすると、反射率曲線の傾きは骨と RSM の光学特性により決定される。すなわち、反射率曲線の傾きは皮膚の影響を受けない骨密度評価パラメータとして用いることができる。

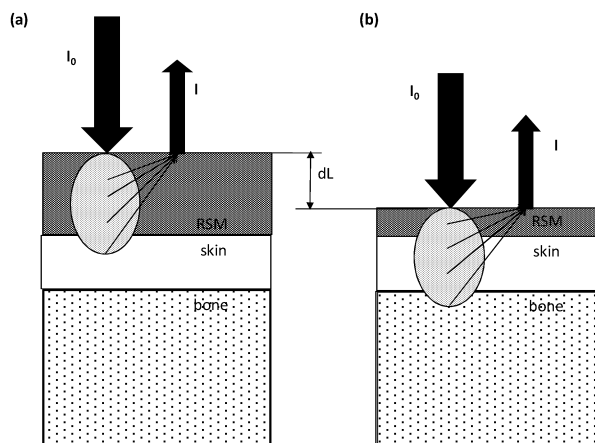


図1 光深度分解法の原理図

3. モンテカルロシミュレーション

光深度分解法をモンテカルロシミュレーション法¹⁾により検証した。骨および皮膚の光学特性 (吸収係数 μ_a , 散乱係数 μ_s) は文献値^{2,3)}を参考に決定した。なお、骨密度は散乱係数を変えることで表現した。参照散乱体の光学特性は、反射率が皮膚と骨のほぼ中間となるように調整した。光子数は 10^5 個とし、また異方性散乱パ

ラメタ g は 0.95 とした. なお, 骨には十分な厚さを与え骨背面の影響が生じないようにし, 各層間の表面反射は無視した. 図 2a は, 皮膚がない場合の骨に対する反射率曲線である. 骨の散乱係数の増加とともに反射率曲線の傾きが急峻になることが確認できる. 図 2b は, 皮膚層がある場合の反射率曲線である. 皮膚厚を変化させた場合, 反射率は皮膚厚の増加とともに低下するものの, 反射率曲線の傾きに変化は見られなかった. なお, 皮膚の吸収係数を変化させた場合でも同様の結果であった. 以上より, 反射率曲線の傾きは骨散乱特性に依存するものの, 皮膚には影響されないことが確認された.

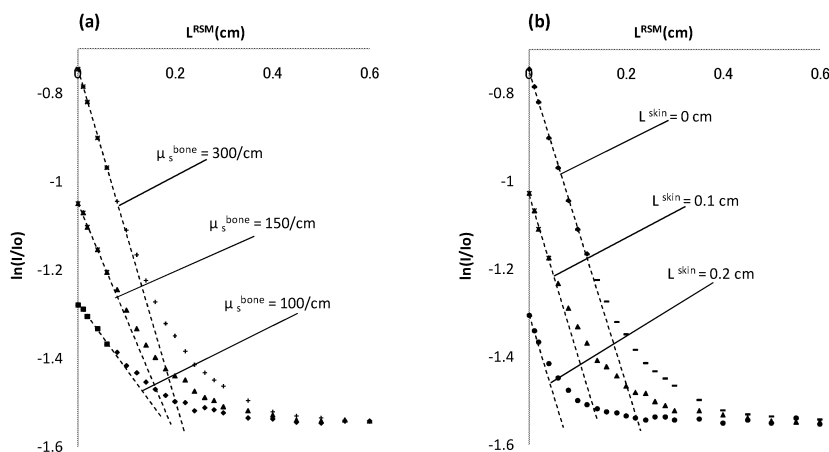


図 2 シミュレーションより得られた反射率曲線. (a) 骨のみの場合, (b) 皮膚層がある場合 (μ_s^{bone} は 300/cm に固定)

4. モデル実験

図 3 に実験装置の概略を示す. LD (655 nm, 1 mW) より照射された光は, ビームスプリッターおよび導管を経由して RSM に導かれる. RSM の厚さの変更は, マイクロメーターにより導管を移動させることで行う. 模擬試料と RSM からの反射散乱光は導管を通りビームスプリッターで分岐され PD で検出される. これを I として記録した. I_0 は, 試料位置に全反射鏡を置き, L^{RSM} が 0 cm で検出される電圧値とした. 本実験では, RSM に 0.1% イントラリピッド液を使用し, また模擬皮膚にはシリコン樹脂シートを用いた (厚さ: 0.9, 1.6, 2.3 mm). 模擬骨はシリコン樹脂に CaCO_3 粉末を混合して作製した (密度 (体積含有率): 22.5, 66.7, 198.3 mg/cm^3). 図 4 に反射率曲線の傾きと模擬骨密度の関係を示す. 反射率曲線の傾きは模擬骨密度の増加とともに増加し, 模擬皮膚の有無に大きく影響されることはなかった. なお, 両者の関係は対数関数的に相関した ($r^2=0.949$).

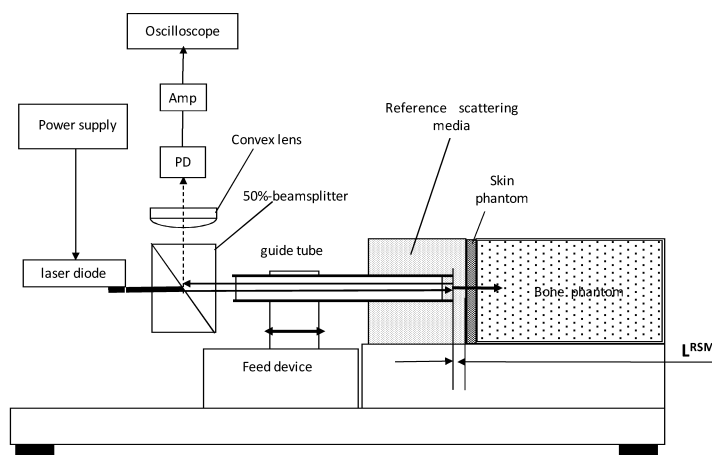


図 3 モデル実験装置の概略

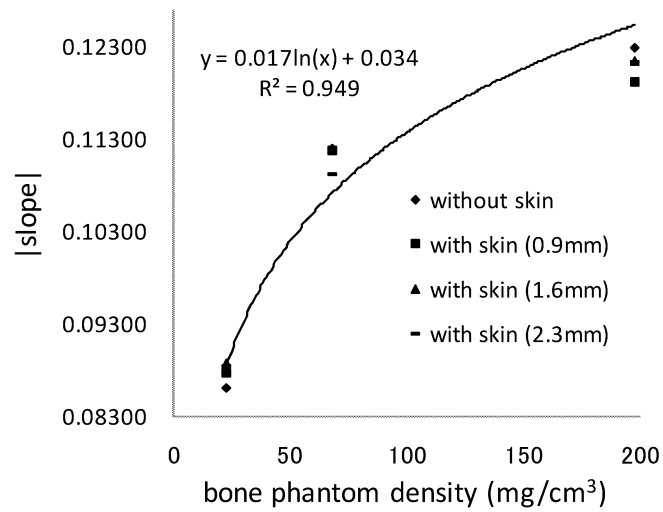


図 4 反射率の傾き（絶対値）と模擬骨密度の関係

5. 結言

本研究で提案された光深度分解法は、皮膚影響を受けない光式骨密度評価法と成り得ることが、モンテカルロシミュレーションおよびモデル実験で確認された。

参考文献

- 1) Wang LH, et al., Comput Methods Programs Biomed 47:131-146, 1995
- 2) Ugryumova N, et al., Phys Med Biol, 49: 469-483, 2004
- 3) Troy TL, et al., J Biomed Opt, 6: 167-176, 2001