

Development of an optical bone densitometer based on the depth-resolved measurement method by scattering modulation

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/2297/30082

散乱制御型光深度分解法を用いた新規骨密度計測装置の開発

曹 廷舜¹・田中茂雄²

¹〒920-1192 金沢市角間町 金沢大学自然科学研究科

²〒920-1192 金沢市角間町 金沢大学環日本海域環境研究センター

Naoki Sugiura¹ and Shigeo Tanaka²:

Development of an optical bone densitometer based on the depth-resolved measurement method by scattering modulation

1. 緒言

軽微な転倒でも骨折に至る骨粗鬆症性骨折は、医療費の増大をもたらすだけでなく、長期の入院または治療を強いられる患者自身の生活の質を大きく損なう。骨粗鬆症の特徴として自覚症状がなく、骨折により発症に気付くことが多い。また治療が困難な疾患でもあるため定期的に自身の骨密度を把握しながら、運動などにより骨密度の維持・増進に努めることが現実的な対策と言える。しかし現在、主に使用されている大型の骨密度計測装置は病院等に設置され、またX線を用いるため、容易に骨密度を知りうる機会が提供されているとは言い難い。そこで我々は、光を利用した小型骨密度計測装置を開発することに着目した。この実現より、簡便かつ安全な定期的骨密度チェックが可能となると考えられる。我々はこれまで皮膚組織に影響されずに骨密度を光計測する方法として散乱制御型光深度分解法を提案してきた^(1,2)。本研究では、同法に基づき小型骨密度計測装置を試作し、それを模擬骨試料に適用することで有効性を検証した。

2. 散乱制御型光深度分解法

散乱制御型光深度分解法では、計測対象物に対し光散乱特性を有する参照散乱媒体 (OSM : Optical scattering modulator) を介して光を照射する。図 1 に示すように、光源から計測対象物までの距離 (L^{OSM}) を変化させることで計測対象物へ侵入する光の散乱状態を変え、これにより計測対象物内の光到達深度を変える。OSM が厚い場合、等方散乱光となり、光到達深度は浅くなり、逆に、OSM が薄い場合、前方散乱光となり光到達深度は深くなる。 L^{OSM} を変化させた際に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 ($\ln(I/I_0)$ 、以下、反射光密度 ROD: Reflectance optical density と記す) の変化 (以下、ROD 曲線と記す) は骨密度の増減に伴う光散乱特性変化の影響を受けることから、ROD 曲線の傾きから骨密度を評価できると考えられる。ここで、皮膚 (skin) に覆われた骨組織 (bone) に対し OSM を介してコヒーレント光が強度 I_0 で照射され、骨組織に到達して反射した光が強度 I で検出されたとする。 I_0 と I の関係が反射に対し拡張したランバート・ベール則に従うとすると、両者の関係は次式のように表わされる。

$$I = I_0 \exp(-\mu_t^{OSM} L^{OSM} - \mu_t^{skin} L^{skin} - \mu_t^{bone} L^{bone}) \quad (1)$$

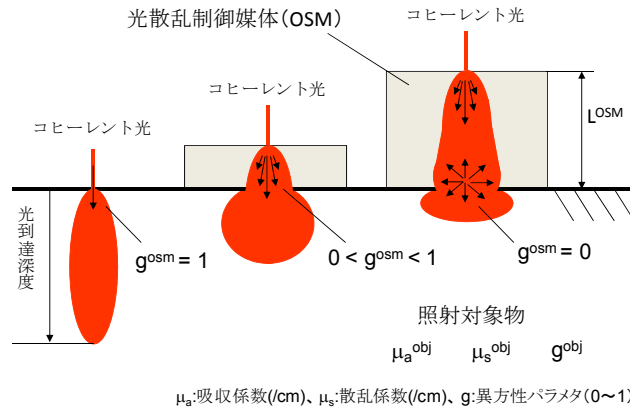


図1 散乱制御型光深度分解法の原理

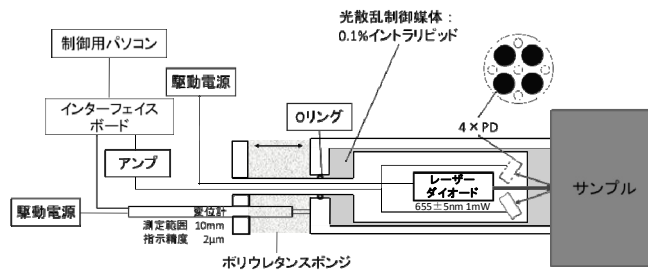


図2 散乱制御型光深度分解法に基づく小型骨密度計測装置の概略

なお、 μ_t は反射における減光係数、 L は代表光路長を示す。ここで、 L^{OSM} を変化させても L^{skin} が変化しないと、また、 L^{OSM} の微小変化と L^{bone} の微小変化が等しい仮定すると次式が成り立つ。

$$\frac{d}{dL} \ln \left(\frac{I}{I_0} \right) = \mu_t^{bone} - \mu_t^{OSM} \quad (2)$$

ここで、 μ_t^{OSM} は既知の定数として扱えるため、ROD 曲線の傾き ((2)式左辺) から μ_t^{bone} を求めることができる。すなわち、ROD 曲線の傾きは皮膚の影響を受けない骨密度評価パラメタとして用いることができる。なお $\mu_t^{bone} < \mu_t^{OSM}$ とした場合、骨密度が高いと μ_t^{bone} が小さくなるため ROD 曲線の傾きは負方向に大きくなり、逆に、骨密度が低いと傾きは小さくなる。

3.実験方法

図2に本研究で試作した小型骨密度計測装置の概略を示す。本装置は、直径 50 mm x 全長 150 mm のジュラルミン製円筒体であり、内部に OSM と光源および光検出器を密封した円筒の光学ユニットが収められている。OSM 中にある光学ユニットを長さ方向に移動させることにより L^{OSM} が調整される。なお、光学ユニットの移動はウレタンスポンジの復元力を利用することで自動的に行う。また移動中の L^{OSM} の計測は、装置外部に取り付けたリニアゲージ (LG、分解能: $2 \mu m$) を用いて行った。本研究では、光源にレーザーダイオード (LD、655 nm、1 mW)、光検出器に4つのシリコンフォトダイオ

ード (PD)、そして OSM には 0.1%の乳液 (イントラリピッド液) を用いた。PD からの信号はアンプで増幅した後に得られた電圧値を I とした。なお I_0 は、試料位置に全反射鏡を置き、 L^{OSM} が 0 cm で検出される電圧値とした。PD および LD の検出信号の取得は、Visual Basic で記述されたプログラムにより自動的に行った。実験に用いた模擬皮膚は、直径 70 mm で厚さが 0.9、1.6、または 2.3 mm の円形シリコン樹脂シートである。また、模擬骨はシリコン樹脂と $CaCO_3$ 粉末を均質に混合して作製した直径 100 mm x 高さ 70 mm の円柱体である。模擬骨は、 $CaCO_3$ 粉末の体積含有量を調整することで 0、22.5、66.7、または 198.3 mg/cm^3 の 4 つの異なる密度に調整した。実験は模擬皮膚がある場合とない場合に分けて実施され、各条件に対し 3 回の計測を行った。

4.実験結果

図 3 および 4 はそれぞれ、模擬皮膚がある場合とない場合の ROD 曲線である。なお図 4 は、模擬骨密度 66.7 mg/cm^3 に対する結果を代表して示している。図 3 より、模擬骨密度が増加すると ROD 曲線の傾きが急になる傾向があることが分かる。また図 4 より、模擬皮膚の異なっても模擬骨密度が同じであれば ROD 曲線の傾きはほぼ同じであることが分かる。図 5 は ROD 曲線の傾き (絶対値) と模擬骨密度の関係を示したものである。なお、ROD 曲線の傾きは、 $L^{OSM}=0.5\sim 1.5 \text{ mm}$ の範囲の曲線を最小二乗法により直線近似することで求めた。同図より、模擬骨密度が $0\sim 66.7 \text{ mg/cm}^3$ までの範囲において、模擬皮膚の有無や厚さに関係なく密度の増加に伴い ROD 曲線の傾き (絶対値) も増加するものの、密度が 66.7 mg/cm^3 と 198.3 mg/cm^3 の場合では傾きにほとんど違いがないことが分かった。これは、模擬骨密度 198.3 mg/cm^3 ではより強い光散乱が生じるため、照射光に対し垂直方向へ伝搬する光の成分が多くなることに関係していると考えられる。この影響により、実際の L^{bone} が L^{OSM} よりも長くなり ROD 曲線の傾きが緩くなったと思われる。このことは、本装置の適用範囲が比較的散乱特性の弱い骨密度状態に限定されることを意味しており、今後、光散乱が比較的起こり難い近赤外光など他波長の光を利用するなどして光散乱の影響を除去することが必要である。

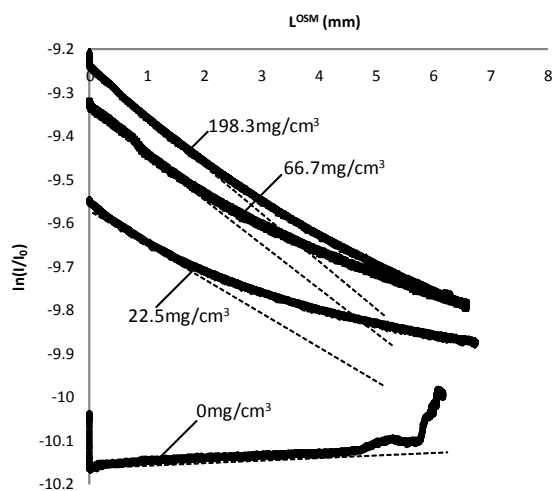


図 3 模擬皮膚がない場合の ROD 曲線

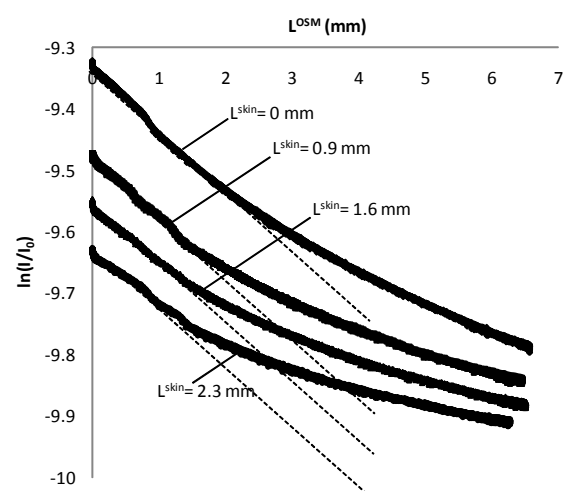


図 4 模擬皮膚がある場合の ROD 曲線 (密度 66.7 mg/cm^3 の模擬骨に対する結果)

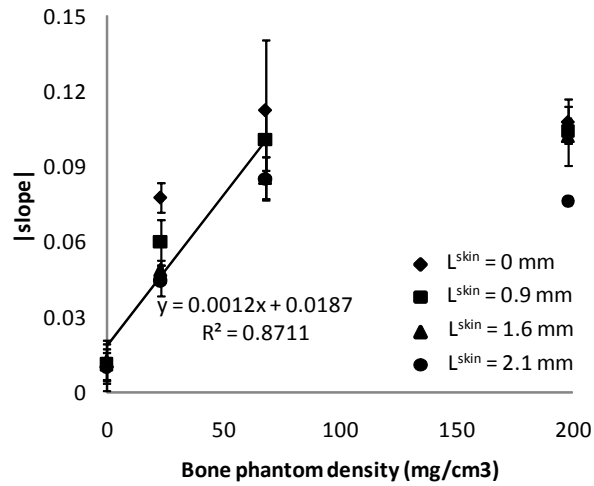


図5 ROD 曲線の傾き（絶対値）と模擬骨密度の関係

5. 結言

本研究では、散乱制御型光深度分解法に基づき小型骨密度計測装置を試作し、それを模擬骨試料で有効性の確認を行った。その結果、ROD 曲線の傾きと模擬骨密度は正の相関を示し、ROD 曲線の傾きによる骨密度評価の可能性が示された。しかし、本装置の適用範囲は光散乱特性が弱い低密度領域に限定されることが分かった。

参考文献

- 1) 田中茂雄, 他, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 29: 181-186, 2008
- 2) 曹廷舜, 他, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 30: 15-20, 2009