

X線 CT 像における脊椎椎体部の骨密度の調査

林 達郎*・周 向荣*・陳 華岳**・原 武史*・藤田 広志*
横山龍二郎***・桐生 拓司†・星 博昭††

Investigation of Bone Mineral Density at Vertebral Bodies in X-ray CT Images

Tatsuro HAYASHI,* Xiangrong ZHOU,* Huayue CHEN,** Takeshi HARA,* Hiroshi FUJITA,*
Ryujiro YOKOYAMA,*** Takuji KIRYU,† Hiroaki HOSHI††

Abstract The number of osteoporosis patients is increasing every year in Japan. Multi-detector-row CT is widely used in clinical environment including diagnoses of osteoporosis. However, quantitative evaluation of osteoporosis based on CT images is not defined. This paper investigates the distribution of bone mineral density (BMD) values measured in vertebral trabecular bones from the twelfth thoracic vertebra to the first sacral vertebra in Japanese subjects. Using X-ray CT images of 136 subjects, CT number of vertebral trabecular bones in these regions was measured, and BMD values were estimated from CT number using a bone mineral reference phantom. In addition, the relation of BMD values of each vertebra was investigated, and correlation with age, gender, and fusion at lumbosacral portion was shown. The present study showed that there was no statistical significant difference in BMD values of vertebral trabecular bones from the twelfth thoracic vertebra to the fifth lumbar vertebra. Therefore, among these vertebrae, if the CT number of one vertebra is known, the BMD values of the other vertebrae can be estimated based on the relationships shown by our research.

Keywords: vertebral trabecular bone, bone mineral density, osteoporosis, X-ray CT image.

1. はじめに

本邦では、人口の急速な高齢化に伴い骨粗鬆症の患者数が年々増加している。骨粗鬆症は脊椎、前腕骨、大腿骨頸部で骨折が生じやすく、社会的に重要な課題とされている。アメリカの国立衛生研究所による 2000 年のコンセンサ

ス会議では、骨粗鬆症は「骨強度の低下を特徴とし、骨折の危険性が増大しやすくなる骨格疾患」と定義された[1]。骨強度は骨密度 (bone mineral density: 以下 BMD) と骨質 (微細構造, 骨代謝回転, 微小骨折, 石灰化など) の 2 つの要因により決定される。近年、骨強度低下の要因として骨質の関与や、低骨密度以外の骨折危険因子の存在が注目されており [1]、骨質に関する様々な研究が行われている [2, 3]。しかし、骨強度の約 70% は BMD に依存し、BMD 値は骨粗鬆症による骨折危険性の増加の中心的要因である。したがって、骨粗鬆症の診断における BMD 値の測定は重要である。

本邦の BMD 値を利用した原発性骨粗鬆症の診断基準の 2000 年度改訂版 (以下 2000 年度診断基準) は日本骨代謝学会によって公表され、骨粗鬆症の診断に BMD 値が利用されるようになってきた。また、この基準は男女共通して適用できることが確認され、現在に至っている [1]。BMD 値は、二重 X 線吸収法 (dual-energy X-ray absorptiometry: 以下 DXA)、定量的 CT 測定法 (quantitative computed tomography: 以下 QCT) や、その他様々な測定法がある。さらに、近年では日常的に個人で骨密度を把握できる近赤外スペクトル分析を用いた方法も研究されている [4]。脊椎の BMD に関して、DXA を用いて測定を行った

2007 年 4 月 18 日受付, 2007 年 7 月 12 日改訂
Received April 18, 2007; revised July 12, 2007.

* 岐阜大学大学院医学系研究科再生医科学専攻知能イメージ情報分野

Department of Intelligent Image Information, Division of Regeneration and Advanced Medical Sciences, Graduate School of Medicine, Gifu University

** 岐阜大学大学院医学系研究科病態制御学講座解剖学分野

Department of Anatomy, Division of Disease Control, Gifu University Graduate School of Medicine

*** 岐阜大学医学部附属病院放射線部

Department of Radiology Services, Gifu University School of Medicine

† 岐阜大学医学部附属病院放射線科

Department of Radiology, Graduate School of Medicine and University Hospital, Gifu University

†† 岐阜大学大学院医学系研究科腫瘍制御学講座放射線医学分野

Department of Radiology, Division of Tumor Control, Graduate School of Medicine, Gifu University

研究は、過去に数千症例の規模で実施[5, 6]され、2000 年度診断基準による公表も DXA を対象としている。一方で、QCT を用いて測定を行った研究[7-12]は、数千症例の規模の報告はなく、現時点では明確な診断基準は定められていない。文献[12]では、脊椎の骨折の危険性について、ROC 解析を用いて DXA による面積あたりの BMD 値と QCT による容積あたりの BMD 値を比較し、DXA に対する QCT の感度の高さが報告された。QCT などの X 線 CT 装置は、被曝量や再現性の問題はあるが、脊椎の骨折に対する感度が高いため、X 線 CT 装置を対象とした診断基準の作成が期待される。

脊椎の骨折の好発部位は第 12 胸椎（以下 Th12）、第 1 腰椎（以下 L1）付近の胸腰椎移行部が最も多く、Th7 付近の中位胸椎がそれに続く。しかし、2000 年度診断基準では、椎体 DXA 前後方向測定を用いて、L1 から L4 の中で評価可能な椎体を対象とする[1]。側方向測定は、診断可能な椎体の数が減るため、診断には適さない[13]。したがって、脊椎の DXA 検査は診断箇所と骨折の好発部位が一致していない。さらに、椎骨の部位の違いも診断基準では考慮されていない。これらは、骨粗鬆症が全身性疾患であるため、椎骨の部位による骨量や骨量減少の違いは、これまで議論されてこなかったためであると考えられる。近年では、QCT を用いて脊椎椎体の海綿骨部の BMD 値を測定する研究[7-10]が行われている。腰椎や胸椎では、生体力学の観点から隣接した椎体の BMD 値は相関性が強く、遠くの椎体になるほど相関性が弱いとされ[9]、頸椎や第 1 仙椎は、腰椎や腰椎に隣接した胸椎と BMD 値の傾向が異なる[7-9]、などと報告されている。また、腰椎海綿骨の BMD 値に関して、測定結果では各腰椎間で有意差がない報告[8, 9]がある一方で、下位の腰椎ほど BMD 値が高い結果を得て、その原因は下位の腰椎ほど受ける荷重が強いためであると考察された報告[10]もある。また、臨床に用いられる X 線 CT 装置（multi-detector row CT：以下 MDCT）から撮像された高精細な画像から、日本人を対象として腰椎椎体部の海綿骨のみの BMD 値を測定した研究もいくつか報告されている[14, 15]が、これらは椎体の解析領域の自動抽出や骨粗鬆症の症例の判別を目的としており、各椎骨間の相関関係を統計的に解析した報告は見られていない。X 線 CT 装置では海綿骨のみの CT 値の測定や骨折の好発部位の直接的な CT 値の測定が可能である。そこで、各椎体の海綿骨の BMD 値の測定によって、椎骨の位置を考慮する必要性を検討する指標を提供できると考える。

本論文の目的は、X 線 CT 装置を対象とした骨粗鬆症の診断基準を検討するために必要な、各椎骨の BMD 値の測定と、各椎骨間の BMD 値の相関関係の調査である。ただし、本研究で使用される画像は骨粗鬆症の診断を目的として撮像されたものではないため、Cann らによって提案された確立された手法[16]による BMD 値の取得は不可能であ

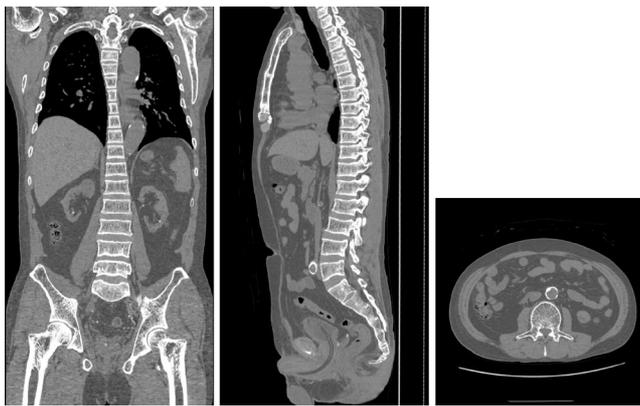
る。ここで西原らは、X 線 CT 装置における CT 値の変動と確立された手法による BMD 値の変動を比較した[17]。その結果、1 つの X 線 CT 装置における CT 値と BMD 値はほぼ同程度の再現性であったため、X 線 CT 装置を利用した BMD 値の推定検査において、CT 値を直接利用してもほぼ問題ないと考察している。そこで、われわれも西原らの報告に基づき、X 線 CT 像から椎骨の CT 値を測定し、そこから BMD 値を推定する。具体的には、患者の撮像と同一の CT 装置を用いて骨量ファントムを撮像する。次に、ファントム内の各標準物質の炭酸カルシウム相当量と CT 値から回帰式を求め、検量線を生成する。最後に、検量線を利用して CT 値から BMD 値を推定する。さらに、Th12 から S1 と L3 の BMD 値の差についても測定する。これは、測定する椎骨と骨粗鬆症の好発部位が一致していない DXA 検査の妥当性の検証や、一部の椎骨の CT 値の測定結果から残りの椎骨の BMD 値の推測が可能であるかを調べるには、椎骨間の BMD 値の相対関係が重要だからである。L3 を基準としたのは、臨床では L2-4、特に L3 の骨量測定がよく行われおり、また、[9]で椎体間の位置が離れるほど相関関係が弱まるとの報告があったため、今回の測定範囲の中心に位置する L3 が基準として妥当であると考えたためである。

本研究では、標準的な脊椎を対象とする。そこで、測定対象の椎骨に異常や正常変異を含む症例は、著者の一人である解剖学の専門医の指摘により除外する。初期的な調査として、骨折の好発部位である胸腰椎移行部（Th12, L1）と、2000 年度診断基準の測定対象の椎骨を内包する Th12 から第 1 仙椎（以下 S1）の範囲で、脊椎椎体の海綿骨部の BMD 値を測定し、年齢、性別、腰仙部の癒合との相関を報告する。

以下、2. では試料画像の撮像条件と年齢や性別の内訳を示し、3. では CT 値から BMD 値を推定する手法を述べる。さらに 4. では画像から CT 値を測定する手順を述べ、5. では腰仙部の癒合型によるグループ分けについて述べる。6. ではデータの解析方法を述べ、7. で椎骨の BMD 値の測定と、BMD 値と年齢、性別、腰仙部の癒合との相関の結果を示し、8. でそれらの考察を行い、9. で結論を示す。

2. 使用機器と症例

本論文では、臨床診断における精密検査を目的として、2002 年 5 月から 2004 年 1 月に X 線 CT 装置（MDCT）で躯幹部が撮像された高精細な画像を用いる。使用機器は GE 社製 LightSpeed Ultra、撮像条件は、濃度分解能 12 bit、FOV 300-380 mm、マトリクスサイズ 512×512 pixel、管電圧 120 kV、管電流 Auto mA、スライス厚 1.25 mm、再構成間隔約 0.6 mm である。前処理として、ボクセルが等方性の構造を持つように、sinc 関数[18]を用いて補正を行い、スライスの間隔を修正した。したがって、本研究で使



(a) Coronal section (b) Sagittal section (c) Axial section

図 1 X 線 CT 像の各断面の 1 スライス

Fig. 1 One slice of each section in X-ray CT images.

表 1 データベースの内訳[人]

Table 1 Distribution of our database[subjects].

Subjects	Age[yr]				Total
	17-40	41-55	56-70	71-88	
Gender					
Male	13	18	32	24	87
Female	8	9	16	16	49

用する画像は、0.58-0.74 mm の等方性の空間分解能である。試料画像の 1 例 (男性, 52 歳) を図 1 に示す。図 1 (a-c) は、それぞれ人体の冠状面、矢状面、横断面の各 1 スライスである。

また、本論文では、年齢を 17-40 歳 (平均 29.2 歳)、41-55 歳 (平均 51.1 歳)、56-70 歳 (平均 62.9 歳)、71-88 歳 (平均 76.1 歳) の 4 つのグループに分けた。試料画像は 136 症例であり、男性 87 症例 (20-85 歳, 平均 58 歳)、女性 49 症例 (17-88 歳, 平均 61 歳) である。内訳を表 1 に示す。

3. BMD 値の推定

測定された CT 値から BMD 値を推定するために、基準ファントム B-MAS 200 を使用した。B-MAS 200 は 0, 50, 100, 150, 200 mg/cm³ の標準物質 (カルシウム・ハイドロキシアパタイト) 相当量の目盛りを持つ。測定は、本論文で用いた画像と同一の X 線 CT 装置を用い、人体ファントムの下に B-MAS 200 を固定し、診断と同様の撮像条件で行った (図 2)。ただし、臨床撮影時に用いられる管電流は Auto mA の条件であり、一定ではない。そこで、管電流が 360 mA と 440 mA の条件で撮像した (表 2)。管電流 360 mA で撮像されたファントム画像を図 3 に示す。図 3(a) は、CT で撮影された人体ファントムと基準ファントムの横断面の 1 スライスである。図 3(b) は基準ファントムの測定領域であり、左から 150, 50, 0, 100, 200 mg/cm³ の標準物質の領域に対応する。測定では、各標準物質の領域から平均 CT 値を求め、各標準物質の目盛りに対応する

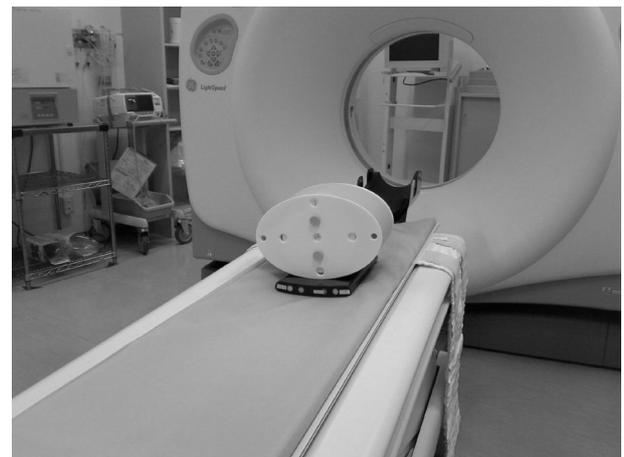


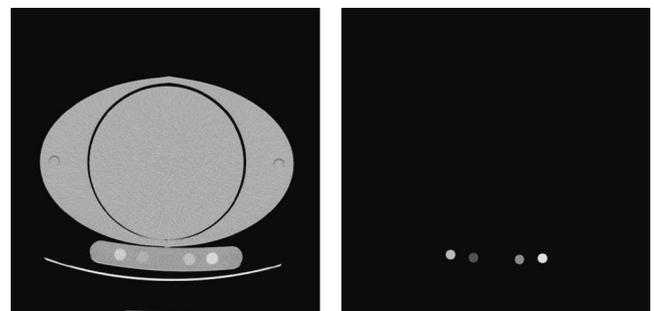
図 2 BMD 値の測定

Fig. 2 Measurement of BMD value.

表 2 管電流による CT 値の変動 (平均値 ± 標準偏差) [H.U.]

Table 2 Variation of CT number (mean ± standard deviation) with tube current [H.U.].

CH [mg/cm ³]	CT number [H.U.]	Tube current [mA]	
		360	440
50		59.5 ± 22.4	59.6 ± 15.7
100		115.5 ± 22.6	116.0 ± 16.6
150		175.5 ± 23.8	174.8 ± 17.0
200		227.4 ± 24.3	229.3 ± 17.6



(a) Phantoms on CT image (b) Measurement regions (From left to right: 150, 50, 0, 100, 200 [mg/cm³])

図 3 管電流 360 mA で撮像されたファントム画像

Fig. 3 Phantom image by tube current 360 mA.

CT 値とする。表 2 からわかるように、各電流設定で測定値に大きなバラツキがあり (主に X 線量子ノイズが原因と考えられる)、これらの平均値から図 4 に示す検量線を作成して、CT 値と BMD 値の関連付けを行った。

4. 脊椎椎体部の海綿骨の BMD 値の測定

X 線 CT 装置では海綿骨のみの選択による測定が可能である。骨粗鬆症では、海綿骨の骨量が減っていくため、骨

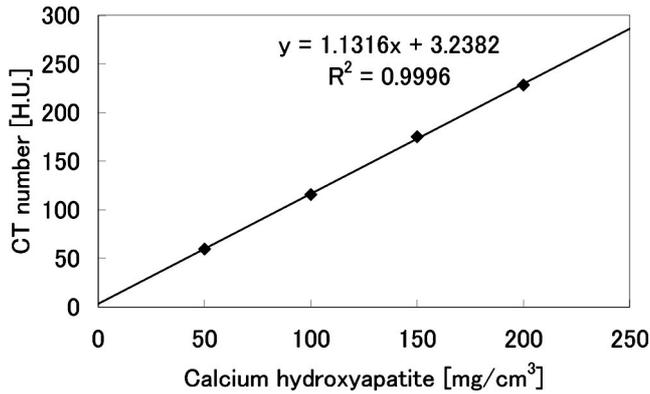


図 4 検量線
Fig. 4 Calibration curve.

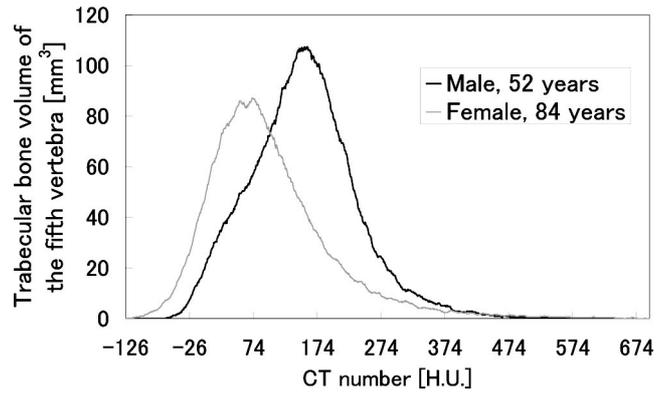


図 6 海綿骨における CT 値の分布
Fig. 6 CT histogram in the vertebral trabecular bone.

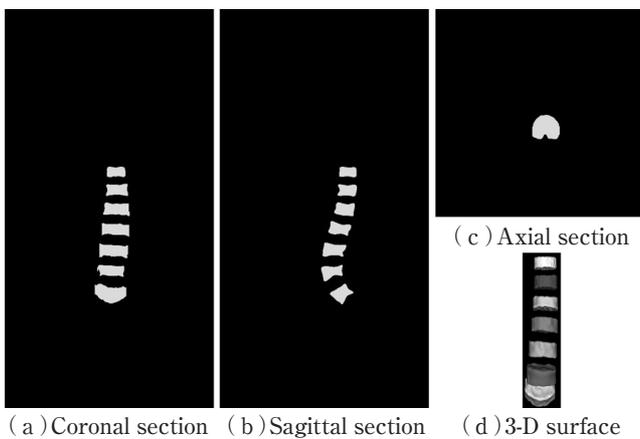


図 5 手動による抽出結果の 1 例
Fig. 5 Manual extraction result of 1 CT case.

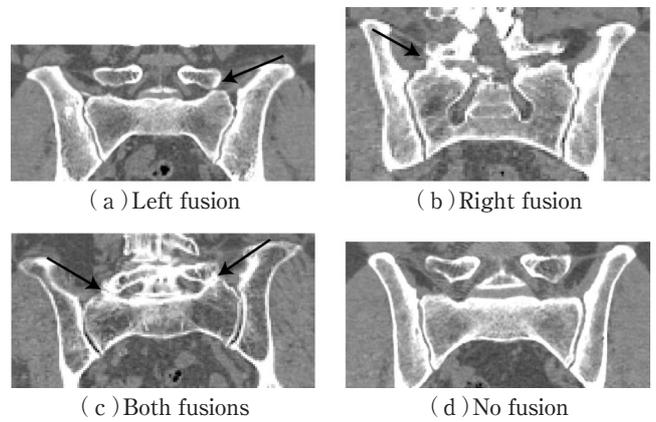


図 7 癒合のタイプ
Fig. 7 Fusion types (Arrows show fusion location).

粗鬆症の診断基準の検討に利用するには、精密に海綿骨を抽出する必要がある。そこで、われわれは手動により、栄養孔の周囲と皮質骨部分を除く Th12 から S1 の椎体の海綿骨部を可能な限り大きく抽出した。抽出結果の 1 例を図 5 に示す。図 5 (a-c) は図 1 (a-c) の各断面における抽出結果である。この図から、海綿骨を精密に抽出した結果を確認できる。われわれは、海綿骨の陰影する全ての矢状面で同様の抽出を行った。図 5 (d) は抽出結果を前方から 3 次元表示した結果である。

上記により抽出された海綿骨から、CT 値の代表値を決定する必要がある。海綿骨の CT 値のヒストグラムが正規分布であれば、平均値を求めればよい。図 6 に 2 症例に対する第 5 腰椎椎体の海綿骨の CT 値のヒストグラムを示す。図 6 の黒線は男性、52 歳、平均値 153 H.U.、中央値 151 H.U.、最頻値 154 H.U.、図 6 の灰線は女性、84 歳、平均値 101 H.U.、中央値 83 H.U.、最頻値 72 H.U. であり、図 6 で示した 2 症例のように、症例によっては特徴量の選択で代表値が大きく異なることがわかる。本研究では、平均値を使用すると皮質骨からのアーチファクトの影響を受けて海綿骨の CT 値が高くなることや、多症例で海綿骨の分布を

確認すると図 6 のように単峰性であったため、海綿骨の中で最も多くの割合を占める最頻値が海綿骨の値として適切であると考え、最頻値を分布の代表値とした。最後に、図 4 の検量線にしたがい、CT 値を BMD 値に変換する。

5. 脊椎の BMD 値と腰仙部の癒合との関係

文献[10]では、脊椎の BMD 値が荷重と関係があると指摘された。脊椎は岬角(腰仙の移行部)で角度が大きく変化するため、われわれは腰仙部の癒合の型によって各椎骨が受ける荷重に影響があると考えた。そこで図 7 に示すように、腰椎の癒合の型によって試料画像を 4 つのグループ(左癒合型、右癒合型、両側癒合型、癒合なし型)に分け、それぞれのグループと BMD 値との関係を調査する。各グループの症例数を表 3 に示す。

6. データの解析方法

データの解析にはオープンソースの統計解析システム、R[19]を用い、統計的な検定は R に用意された関数を利用する。2 群間の差の有意性は Welch の方法による t 検定、多群間の差の有意性は Welch の方法による一元配置分散

表 3 腰仙部の癒合の型の内訳[人]

Table 3 Distribution of fusion types at lumbosacral portion [Subjects].

Age [yrs]	Gender	Subjects	Fusion location			
			Left	Right	Both	NIL
17-40	Male		1	2	0	10
	Female		0	0	0	8
41-55	Male		2	3	1	12
	Female		0	0	0	9
56-70	Male		1	1	3	27
	Female		0	3	5	8
71-88	Male		1	2	6	15
	Female		2	4	5	5

分析と Tukey 法による多重比較, 年齢による BMD 値の変化は線形回帰分析, 各椎骨間の相関関係は Pearson の積率相関係数によりそれぞれ計算する. 各検定の有意水準は 95%とする.

7. 結 果

7.1 各椎骨の BMD 値の測定と年齢, 性別との相関

各年齢, 性別における BMD 値の結果を表 4, L3 に基づく BMD 値(Th12 から S1 の椎骨の BMD 値から L3 の BMD 値を差分した値)の結果を表 5 にそれぞれ示す. 表 4, 5 の BMD 値は, 平均値±標準偏差[mg/cm³]で表記する.

最初に, 各年齢における男女間の差に着目する. 表 4 から, 40 歳以下では BMD 値, L3 に基づく BMD 値ともに有意差はないが, 一方で 71 歳以上では BMD 値は Th12 から L4 で有意差があり, 表 5 から, L3 に基づく BMD 値では

表 4 各年齢, 性別における椎体海綿骨部の BMD 値 (平均値±標準偏差)

p は多重比較 (Tukey 法) による男女間の差の検定結果を表す.

Table 4 BMD value (mean standard deviation) of the vertebral trabecular bone in each age and gender category. p values show the differences between genders by multiple comparison (Tukey method).

Level	BMD [mg/cm ³]	Age [yrs]											
		17-40			41-55			56-70			71-88		
		Male (n=13)	Female (n=8)	p	Male (n=18)	Female (n=9)	p	Male (n=32)	Female (n=16)	p	Male (n=24)	Female (n=16)	p
Th12	215.7±29.3	222.6±62.7	0.78	185.2±32.5	173.6±30.6	0.38	152.7±42.1	131.8±35.2	0.08	125.2±46.6	94.8±38.8	*0.03	
L1	213.7±34.8	216.7±59.2	0.90	178.4±31.3	166.4±33.7	0.39	144.4±40.9	126.4±31.8	0.10	124.7±42.6	87.8±38.8	*0.01	
L2	214.7±34.4	214.7±55.9	1.00	172.7±26.6	162.2±39.1	0.48	142.2±38.3	119.8±24.1	*0.02	126.2±47.1	83.6±43.3	*0.01	
L3	213.5±33.8	216.7±55.5	0.88	169.3±28.3	161.3±38.7	0.59	136.8±39.3	113.1±31.2	*0.03	123.5±54.4	76.9±41.5	*0.00	
L4	214.3±37.0	212.2±49.5	0.92	173.6±32.1	155.4±42.3	0.28	137.4±40.7	118.2±35.0	0.10	117.1±56.4	80.3±51.2	*0.04	
L5	224.0±39.3	219.8±50.1	0.84	182.1±30.6	169.2±38.5	0.40	150.0±41.0	128.6±41.2	0.10	129.1±68.3	97.4±37.6	0.07	
S1	278.7±38.8	294.1±48.4	0.46	237.5±43.8	245.3±43.9	0.67	207.9±60.0	188.7±46.4	0.23	163.3±60.8	155.0±39.0	0.60	

*: Significant difference between male and female (p < 0.05)

表 5 各年齢, 性別における椎体海綿骨部の L3 に基づく BMD 値 (平均値±標準偏差)

p は多重比較 (Tukey 法) による男女間の差の検定結果を表す.

Table 5 L3-based BMD value (mean standard deviation) of the vertebral trabecular bone in each age and gender category. P values show the differences between genders by multiple comparison (Tukey method).

Level	BMD [mg/cm ³]	Age [yrs]											
		17-40			41-55			56-70			71-88		
		Male (n=13)	Female (n=8)	p	Male (n=18)	Female (n=9)	p	Male (n=32)	Female (n=16)	p	Male (n=24)	Female (n=16)	p
Th12	2.3±16.5	5.9±16.2	0.62	15.8±26.8	12.3±21.1	0.71	15.9±19.1	18.7±19.1	0.65	1.7±29.2	17.8±16.3	*0.03	
L1	0.3±10.5	0.0±14.0	0.96	9.1±16.2	5.2±16.8	0.57	7.6±16.1	13.3±19.7	0.33	1.2±34.0	10.8±19.5	0.26	
L2	1.2±7.6	-2.0±10.8	0.48	3.4±14.7	0.9±12.5	0.65	5.5±12.1	6.6±14.1	0.78	2.7±25.4	6.6±18.6	0.57	
L4	0.9±11.2	-4.5±11.0	0.30	4.3±14.8	-5.9±13.6	0.09	0.7±14.9	5.0±16.9	0.39	-6.5±18.7	3.3±32.7	0.29	
L5	10.5±16.1	3.1±15.5	0.31	12.8±18.4	7.9±19.3	0.54	13.2±19.3	15.5±28.1	0.77	5.6±41.6	20.5±25.1	0.17	
S1	65.2±22.1	77.4±43.2	0.48	68.1±32.6	84.0±35.5	0.28	71.1±33.5	75.6±40.3	0.70	39.7±45.3	78.1±46.5	*0.01	

*: Significant difference between male and female (p < 0.05)

L1 から L5 で有意差がなかった。この結果から、加齢とともに男女間の BMD 値の差が増加するが、L3 に基づく BMD 値に関して、腰椎では年齢による影響がみられなかった。また、Th12 は 71 歳以上で BMD 値、L3 に基づく BMD 値ともに男女間で有意差があり、S1 は 71 歳以上では BMD 値、L3 に基づく BMD 値ともに腰椎と傾向が異なっていた。

次に、各年齢における BMD 値の変化に着目する。BMD 値は男女ともに測定した全ての椎体に加齢とともに減少し、その差は有意であった。また、多重比較により有意差のある年齢間を確認した。骨粗鬆症による骨折の好発部位である Th12 の BMD 値について記載すると、男性では 20-40 歳と 41-55 歳、56-70 歳と 71-85 歳以上を除く年齢間、女性では 17-40 歳と 41-55 歳、41-55 歳と 56-70 歳、56-70 歳と 71-88 歳を除く年齢間で有意差を確認した。このように、Th12 では隣接した年齢グループ間の一部で有意差を確認できなかった。それ以外の椎体に関しても Th12 と同様に、隣接した年齢グループ間の一部で有意差を確認できなかったが、それ以外の年齢間では有意差を確認した。一方で L3 に基づく BMD 値では、男女ともに測定した全ての椎体で年齢による有意差が確認されなかった。したがって、今回測定した範囲では、脊椎の BMD 値は加齢とともに減少したが、特異的に減少幅の大きい / 小さい脊椎はなかったといえる。

7.2 各椎骨間の BMD 値の関係

表 4 の BMD 値と表 5 の L3 に基づく BMD 値の測定に対する各椎骨間の差の有無を一元配置分散分析により検定し、統計的に男女ともに BMD 値、L3 に基づく BMD 値の両方で有意な差が得られた。そこで、どの椎骨間に差があるのかを多重比較により調査した。BMD 値を対象とした男性の結果を表 6(a)、L3 に基づく BMD 値を対象とした男性の結果を表 6(b) にそれぞれ示す。表 6(a) から、男性の BMD 値では Th12 から L5 と S1 の間に有意差があり、Th12 から L5 間では有意差がなかった。また表 6(b) から、男性の L3 に基づく BMD 値では Th12 から L5 と S1、L4

と L5 で有意差があり、残りの胸腰椎間では有意差がなかった。女性では、BMD 値と L3 に基づく BMD 値の両方で、Th12 から L5 と S1 の間に有意差があり、Th12 から L5 間では有意差がなかった。この結果と表 5 の L3 に基づく BMD 値の結果から、S1 の BMD 値は Th12 から L5 より著しく高いといえる。次に統計的な有意差のなかった Th12 から L5 に着目すると、表 5 に示されるように骨折の好発部位である胸腰椎移行部 (Th12, L1) よりも BMD 値の最も低い椎体が L2 から L4 の範囲に存在していた。

7.3 脊椎の BMD 値と腰仙部の癒合との関係

7.2 で示したように、BMD 値は年齢や性別と相関があるため、腰仙部の癒合の影響を調査するには年齢や性別を分けて評価する必要がある。しかし、表 3 に示すように、本論文で腰仙部に癒合のある症例は少ない。そこで、初期的な実験として 71 歳以上の症例における BMD 値と腰仙部の癒合の影響を調査した。結果を表 7 に示す。表 7 の BMD 値は、平均値 ± 標準偏差 [mg/cm³] で示す。男性では左癒合型の症例で BMD 値が著しく低い値を示したが、1 例のみの測定結果である点に注意が必要である。また、女性の Th12 から S1 について一元配置分散分析により癒合の型による差を検定したが、有意差は確認されなかった。したがって今回の初期的な結果では、腰仙部の癒合の型は Th12 から S1 の海綿骨部の BMD 値に影響を与えるとはいえない。

8. 考 察

8.1 CT 値と BMD 値の関連付け

X 線 CT 装置を用いて骨粗鬆症を評価する研究では、1980 年 Cann らが骨量ファントムを利用した手法 [16] を提案して以来、標準物質の相当量への変換後の評価が通常となった。Cann らは骨量ファントムを採用する理由について、X 線管の経年的変化による影響や各 X 線 CT 装置のソフトウェアの違いなどを挙げている。今回の研究では患者と骨量ファントムの測定に最大で 5 年の間隔があった点に注意が必要である。CT 値の測定は X 線管の経年的変化に

表 6 男性の Th12 から S1 間の BMD 値の相対的な有意差 (p 値)
Table 6 Significance of differences in BMD value of male subjects (p value).

(a) Using BMD value							(b) Using L3 vertebra-based BMD value							
Level	p	Level					S1	Level	p	Level				
		L1	L2	L3	L4	L5				L1	L2	L4	L5	S1
Th12		1.00	0.99	0.89	0.86	1.00	1.83 × 10 ⁻⁸	Th12		0.79	0.55	0.06	1.00	2.18 × 10 ⁻¹⁰
L1			1.00	1.00	0.99	0.99	8.69 × 10 ⁻¹⁰	L1			1.00	0.68	0.69	2.18 × 10 ⁻¹⁰
L2				1.00	1.00	0.98	5.74 × 10 ⁻¹⁰	L2				0.88	0.44	2.18 × 10 ⁻¹⁰
L3					1.00	0.85	4.41 × 10 ⁻¹⁰	L4					0.04	2.18 × 10 ⁻¹⁰
L4						0.82	4.39 × 10 ⁻¹⁰	L5						2.18 × 10 ⁻¹⁰
L5							2.94 × 10 ⁻⁸							

表 7 71 歳以上の症例における腰仙部の癒合型ごとに測定された脊椎の BMD 値

Table 7 BMD value (mean standard deviation) of the vertebral trabecular bone which were measured in each fusion of lumbosacral portion in subjects of 71 years old or above.

Gender Level		BMD [mg/cm ³]	Fusion location			
			Left	Right	Both	NIL
Male	Th12	42.8	145.8 ± 42.8	109.6 ± 33.5	134.1 ± 48.0	
	L1	28.1	135.1 ± 29.6	118.3 ± 24.8	132.3 ± 44.0	
	L2	29.3	129.4 ± 69.6	123.6 ± 31.6	133.3 ± 47.1	
	L3	54.2	124.3 ± 68.8	107.7 ± 38.5	134.4 ± 58.4	
	L4	27.0	124.9 ± 45.6	109.6 ± 43.1	125.0 ± 61.2	
	L5	6.6	135.1 ± 53.6	128.3 ± 42.0	136.8 ± 75.4	
	S1	47.4	160.5 ± 108.8	147.1 ± 60.8	177.8 ± 51.0	
Female	Th12	113.0 ± 1.6	117.0 ± 37.4	68.4 ± 47.9	96.0 ± 27.8	
	L1	106.8 ± 5.6	110.2 ± 35.7	61.6 ± 44.4	88.3 ± 34.2	
	L2	113.6 ± 5.6	112.7 ± 37.0	51.4 ± 49.9	80.4 ± 29.9	
	L3	105.1 ± 22.4	103.7 ± 32.7	48.5 ± 44.9	72.7 ± 37.2	
	L4	120.9 ± 52.8	98.9 ± 35.2	44.2 ± 61.4	85.2 ± 40.2	
	L5	125.5 ± 16.0	111.3 ± 41.6	72.0 ± 35.9	100.6 ± 35.4	
	S1	173.5 ± 2.4	157.1 ± 39.0	142.2 ± 52.8	158.7 ± 37.1	

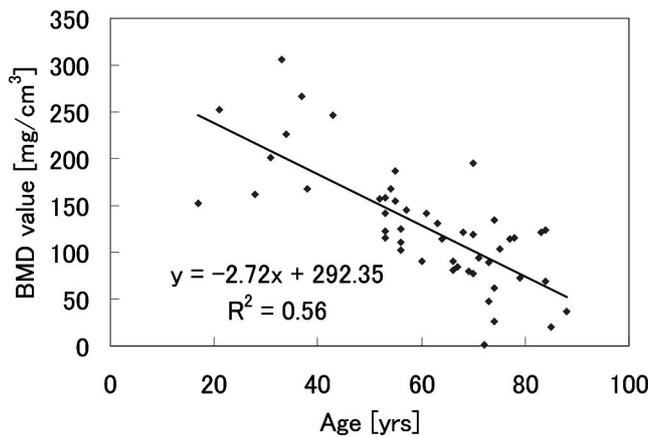


図 8 女性の L3 における BMD 値と年齢の相関
Fig. 8 Relationship between L3 BMD value and age of female subjects.

影響されると Cann らに指摘されており、今回の撮像間隔の長さは BMD 値の精度に影響を与えた可能性がある。ただし、L3 に基づく BMD 値の測定では、1 つの症例における各椎骨は同時に撮像されており、撮像間隔の長さによる影響はない。

8・2 各椎骨の BMD 値と年齢の関係

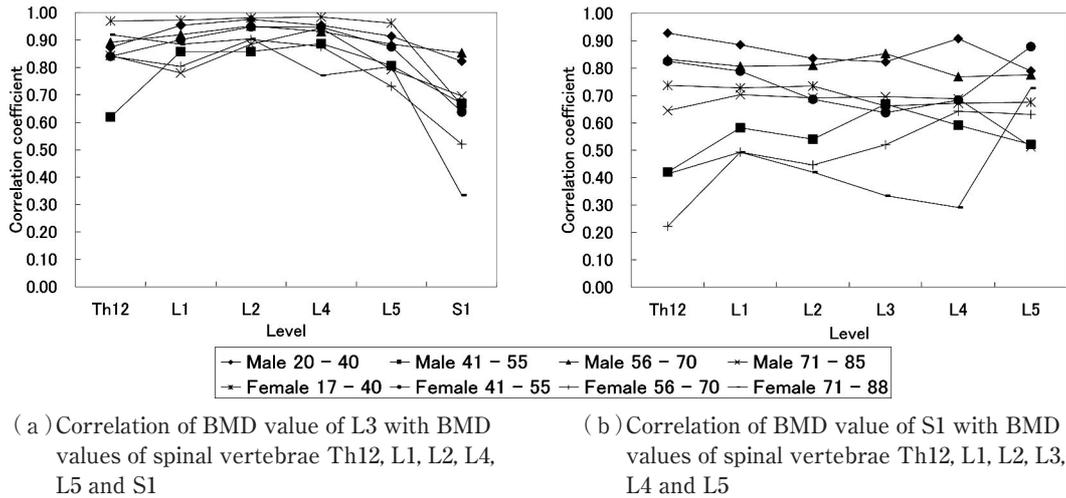
BMD 値と年齢の関係を明らかにするために、年齢による BMD 値の減少を線形回帰直線にあてはめた。女性の L3 に対する結果を図 8、各椎骨に線形回帰直線をあてはめたときのパラメータを表 8 にそれぞれ示す。図 8 から加齢による BMD 値の減少傾向が確認される。重決定係数は 0.56 であり、年齢が BMD 値の減少に一定の関与がある。しか

表 8 各椎骨における線形回帰直線のパラメータ (x: 年齢, y: 骨密度値)

Table 8 Parameters of regression lines in each vertebrae (x: age, y: BMD value).

Gender	Level	Regression line	R ²
Male	Th12	y = -2.00x + 278.26	0.39
	L1	y = -1.98x + 272.00	0.41
	L2	y = -1.94x + 268.40	0.40
	L3	y = -2.03x + 269.74	0.39
	L4	y = -2.19x + 278.70	0.40
	L5	y = -2.10x + 284.40	0.33
Female	S1	y = -2.56x + 362.11	0.37
	Th12	y = -2.42x + 289.01	0.48
	L1	y = -2.43x + 283.37	0.50
	L2	y = -2.58x + 287.67	0.55
	L3	y = -2.72x + 292.35	0.56
	L4	y = -2.55x + 282.62	0.49
	L5	y = -2.43x + 288.05	0.51
	S1	y = -2.82x + 376.20	0.55

し、高年齢で BMD 値が高い症例や低年齢で BMD 値が低い症例もあり、BMD 値は年齢以外の要因による影響も大きいと考えられる。また表 8 に示すように、Th12 から L5 は男女ともにパラメータが類似しており、Th12 から S1 の全ての椎骨で加齢による BMD 値の減少が確認された。また、その減少量は女性の方が大きかった。脊椎の骨折と変



(a) Correlation of BMD value of L3 with BMD values of spinal vertebrae Th12, L1, L2, L4, L5 and S1

(b) Correlation of BMD value of S1 with BMD values of spinal vertebrae Th12, L1, L2, L3, L4 and L5

図 9 L3 と S1 に対する多くの椎骨の BMD 値の相関

Fig. 9 Correlation of BMD values of a number of spinal vertebrae with L3 and S1.

形の有病率は、女性では 70 歳代前半から急激に増加し、定量的判断法を用いた場合、60 歳代では脊椎変形の有病率は約 10%であるが、70 歳代前半では約 25%、後半では 35%となり、70 歳代以降では、半数以上が 2 つ以上の骨折を有するとの報告[20]もあり、加齢による有病率の増加に BMD 値の減少が関与したと考えられる。次に Th12 から L5 では、40 歳以下の男女間の BMD 値には有意差がなかった。しかし、女性は加齢による BMD 値の減少が大きく、加齢とともに男女間の BMD 値に差が生じた。文献[1]によれば、女性と高齢は骨粗鬆症による骨折の重要な危険因子に挙げられている。また、女性は閉経後に BMD 値が急速に低下する。上記の年齢、性別の影響はこれらの要因で説明が可能であり、妥当な結果であったと考える。

8・3 各椎骨間の BMD 値の相関関係

本研究における Th12 から L5 の L3 に基づく BMD 値は、男女ともにおおむね有意差が確認されなかったが、S1 は Th12 から L5 に比べて著しく高かった。そこで、これらの椎骨間の相関関係を調べた。各年齢、性別について、L3 に対する相関係数を求めた結果を図 9(a)、S1 に対する相関係数を求めた結果を図 9(b)にそれぞれ示す。図 9 から、L3 は年齢や性別に関係なく、おおむね Th12 から L5 と強い正の相関関係であった。一方で S1 は、Th12 から L5 と正の相関関係はあるが、年齢、性別ごとにみると相関の強さにはばらつきがあった。したがって、Th12 から L5 の全ての椎骨が評価可能である条件の下では、過去の研究報告[7]と同様に、これらの椎骨から 1 つを選択して測定すれば、他の椎骨の BMD 値の推定も可能であるが、S1 の BMD 値を他の椎骨から推定するのは困難であると示唆された。DXA による検査では、測定部位 (L1 から L4) と骨折の好発部位 (胸腰椎移行部、Th7 付近) が一致していないが、上記の測定結果から胸腰椎移行部の BMD 値の推定の妥当性が示唆された。ただし、Th7 付近は胸腰椎移行部よりさ

らに測定部位から離れている。過去に椎骨間の距離が遠いほど、それらの相関性が弱まるとの報告[9]もあるため、Th7 付近の BMD 値の推定の妥当性についてはさらに調査が必要である。上記のように Th12 から L5 の BMD 値に統計的に棄却可能な有意差は確認されなかったが、BMD 値は L3 付近が他の腰椎よりわずかに低く、そこから上下方向に離れるにつれて上昇傾向があった。同様の調査は文献[10]で実施されたが、その報告では L1, L2 より L3 から L5 の BMD 値の方が高く、要因の 1 つに荷重の影響があると考察された。これは本研究の測定結果と一致していない。従来から BMD 値の人種、栄養、環境、遺伝的特徴による影響が議論されている。われわれも今回の測定結果と文献[10]の結果の相違は、これらの要因に影響されたためと推測する。また、骨折の好発部位 (Th12, L1) よりも L3 付近に BMD 値の低い椎骨があり、必ずしも BMD 値の低い椎骨から骨折するとは限らないと示唆される。したがって、胸腰椎移行部 (Th12, L1) や Th7 付近は生体力学的な役割の違いなど、骨折の生じやすい別の要因があると推測される。これに関して、日本人と白人の脊椎骨折部位の違いを調査した研究が過去に報告され、日本人は白人に比べ、腰椎変形の頻度が高く、胸椎変形の頻度が低い結果を得ていた[20]。椎体は椎骨ごとに形態が異なるため、今後、各椎骨の BMD 値と同時にその形態の解析が必要である。

8・4 S1 と胸腰椎の BMD 値の相違

S1 は、Th12 から L5 と大きく異なっていた。S1 の BMD 値は Th12 から L5 より著しく高かった。また、加齢による BMD 値の減少について、男性では、Th12 から L5 は加齢とともに減少幅が低減していた一方で、S1 は一定の割合で減少し、特に 71 歳以上における S1 と Th12 から L5 の L3 に基づく BMD 値の差の減少が顕著であった。女性では、Th12 から L5 と S1 の BMD 値は同じような割合で減少しており、各年齢間で BMD 値の差に大きな変化はなかった。

ただし, Th12 から L5 と S1 の BMD 値の減少量の変化について, 統計的な有意差は得られていない. 本研究の L3 に基づく BMD 値による男女間の差の検定で示されたように, L3 と S1 の BMD 値の関係は, 71 歳以上では性差が明確に現れていた. 上記の性別による違いについて, われわれは骨盤の構造が性差の著明な骨であるため, S1 の生体力学上の役割や受ける荷重の違いが要因の 1 つであると推測する. これらの結果から, Th12 から L5 の BMD 値を基に S1 の BMD 値を推測するのは困難であり, S1 の BMD 値を知るには直接 S1 を測定する必要があると示唆される.

8・5 腰仙部の癒合

腰仙部の癒合を伴う症例では, 癒合の型によって各椎骨に対する荷重の受け方が異なると想定される. 過去に腰椎間の BMD 値の違いの要因の 1 つに荷重を挙げた報告[10]があるため, われわれは腰仙部の癒合の型によって BMD 値に特有の傾向が確認されれば, 荷重の受け方の違いによる BMD 値への影響を発見できると考えた. しかし, 71 歳以上の症例に対する統計的な検定では癒合の型による有意差が確認されず, 癒合の型と BMD 値について特有の傾向を発見できなかった. ただし, 主観的には各癒合の型から得た BMD 値の差は大きく, われわれは本研究で測定に用いた症例数の少なさのために, 統計的な有意差が指摘されなかった可能性があるとして推測する. したがって, 症例数をさらに増やして癒合の型と BMD 値との関係を再調査する必要がある.

8・6 本研究の位置づけ

DXA と QCT は, いずれも脊椎の BMD 値の信頼できる評価を提供するため, BMD 値の決定が可能である. DXA は測定可能な椎骨が限定されるが, QCT は重複された組織に影響されず, 海綿骨や皮質骨の選択的な測定が可能であり, 測定感度も高い. これらの理由から, QCT は被曝線量やコストの問題はあるが, 精密な測定を必要とする場合に有用である. QCT から BMD 値を測定した研究では, 多くがスライス厚 10 mm の厚いスライスからの測定結果である. 本研究では, スライス厚 1.25 mm (空間分解能約 0.6 mm) の高精細な CT 像の全スライスを対象として, Th12 から S1 の椎骨の海綿骨部に該当する各画素を詳細に抽出した. 高精細な CT 像から性別, 年齢ごとにまとめて各椎体の BMD 値を調査した結果としては, 現時点で本研究の 136 症例を用いた調査を越える規模の研究は見られず, 本研究の測定結果は, 各年齢のグループに対して, Th12 から S1 の海綿骨の基準 BMD 値を確立するための最初の一歩としての利用が可能であると考えられる.

文献[7-12]に見られるように, 複数の椎体の海綿骨の BMD 値を測定した報告はいくつか見られるが, 椎骨間関係を明らかにするために, 椎体間の相対的な BMD 値(表 5) を測定した報告は他に見られず, 本研究は椎体間の BMD 値の関係の把握に有用であると考えられる.

文献[10]で腰椎や S2 と比較して S1 の BMD 値が高いと報告されており, 本研究でも Th12 と腰椎に対する S1 の BMD 値の高さを確認した. さらに, 本研究では年齢, 性別ごとに測定しており, S1 の加齢による BMD 値の減少について, 性差による違いを確認した. これについて報告された研究は他に見られていない.

8・7 今後の課題と計算機支援診断システムへの応用

近年では工学的なアプローチにより骨粗鬆症の診断支援を行う研究も複数行われている[14, 15, 21]. X 線 CT 装置は外科手術の前に一般的に使用され, 近年では肺がんなどの検診に X 線 CT 装置が利用されるようになり, X 線 CT 装置による撮像の機会は増加傾向にある. これらの目的で撮像された X 線 CT 像には, 多くの場合, 検査対象の臓器, 組織と同時に脊椎など他の情報も撮影しているが, 現状では医師が注視していない部分の情報は有効利用されていない.

これらの部分を計算機で自動的に解析し, 危険な部位の有無を医師に指摘すれば, 本来の撮像目的にはなかった病変も検出できる可能性がある. このような計算機支援診断 (computer-aided diagnosis: 以下 CAD) システムは, 一度の X 線 CT 検査から情報の最大限の取得を可能にするため, 患者にとって有用である. 文献[14, 15, 21]は, いずれもこの観点に着目しており, 文献[14]は腹部 X 線 CT 検査, 文献[15, 21]は肺がん検診を想定している. また, 文献[14]は第 3 腰椎, 文献[15]は胸腰椎のセグメンテーションとそれに基づく各椎骨の椎体海綿骨部の BMD 値の測定を自動で行い, 2000 年度診断基準を下に BMD 値に基づく骨粗鬆症の進行度を推定するシステムである. また, 近年では骨強度の低下に骨質の関与が注目されている. この傾向を背景に, 文献[21]は海綿骨の構造特徴を計算して定量化し, 骨の構造に基づき骨粗鬆症の進行度を推定するシステムを開発している.

われわれの研究グループは文部科学省科学研究費補助金特定領域研究「多次元医用画像の知的診断支援」[22]のプロジェクトの中で, 正常構造の理解に基づく知的 CAD システム[23]を開発している. これは, 事前に計算機を用いて医用画像から正常な多臓器・組織を自動的にセグメンテーションし, その結果からそれぞれの多臓器・組織の正常モデルを構築した上で, 検査対象画像と正常モデルの比較により異常を検出するシステムである. 本論文の目的である脊椎の解析では, 症例数の多さが結果の信頼性を決める要素の 1 つである. しかし, 精密に脊椎を測定するには, 測定箇所を決定するための膨大な手入力が必要とされるため, 多症例からの測定の障害となっている. 文献[23]では, 最初の手順で多臓器・組織を自動的にセグメンテーションするため, 同様の方法で測定箇所の自動決定が可能であれば, 多症例による解析を容易に実現できる. ただし, 現時点では手動による抽出結果と比較すると精度が劣るため,

さらなるセグメンテーションの精度の向上が必要である。多症例に基づく信頼性の高い解析を実現するには、これらの工学的なアプローチが不可欠であり、今後さらなる開発が期待される。

9. ま と め

精密検査のために躯幹部が撮像された高精細な X 線 CT 像 136 症例 (男性 87 症例, 女性 49 症例) を利用して, Th12 から S1 の椎体の海綿骨部の BMD 値を調査し, 結果として以下の内容を確認した。

- 1) Th12 から S1 の椎体の BMD 値は加齢とともに減少する。
- 2) 男女間の比較では, 加齢による女性の BMD 値の減少幅が男性より大きい。
- 3) Th12 から L5 間の BMD 値は有意差がなく, これらの椎骨間では, 評価可能な条件を満たしていれば, 1 つの椎骨の BMD 値の測定から他の椎骨の BMD 値の推定も可能であると示唆された。
- 4) S1 の BMD 値は Th12 から L5 より著しく高く, 加齢による減少の傾向も男女間で異なった。
- 5) 腰仙部の癒合と Th12 から L5 の BMD 値の傾向を調査したが, 統計的な有意差は得られなかった。

また, 本研究では高精細な画像から詳細に海綿骨を抽出した結果である。患者と骨量ファントムの撮像期間を考慮する必要はあるが, 日本人における Th12 から S1 の海綿骨の基準 BMD 値を確立するための最初の一步として, 本研究の調査結果の利用が可能であると考えられる。

今後の課題として, Th7 付近と腰椎の BMD 値の比較, 多症例による腰仙部の癒合と各椎骨の BMD 値の相関の調査, 椎骨の大きさや骨質の構造と骨強度の関係の調査, などが挙げられる。

謝辞 本研究を遂行するにあたり, 有益なご助言をいただいた藤田研究室の方々, 徳島大学医学部保健学科・西原貞光先生に感謝の意を表します。本研究の一部は, 文部科学省科学研究費補助金 (特定領域研究, 多次元医用画像の知的診断支援), 日本学術振興会科学研究費補助金, および厚生労働省がん研究助成金 (縄野班) によって行われました。

文 献

1. 折茂 肇: 骨粗鬆症の予防と治療ガイドライン2006年. ライフサイエンス出版, 東京, 2006.
2. 伊東昌子: 骨質の定量評価と薬物による改善. 生体医工学. **44**(4): 496-502, 2006.
3. 中野貴由, 馬越佑吉: 骨組織における生体アパタイト結晶の配向性とその力学機能. 生体医工学. **44**(4): 503-510, 2006.
4. 田中茂雄, 野川雅道, 山越憲一: 近赤外スペクトル分析による骨密度計測. 生体医工学. **44**(4): 582-587, 2006.
5. Orimo H, Sugioka Y, Fukunaga M, Muto Y, Hotokebuchi

- T, Gorai I, Nakamura T, Kushida K, Tanaka H, Ikai T, Ohhashi Y: Diagnostic criteria of primary osteoporosis. *J Bone Miner Metab.* **16**: 139-150, 1998.
6. LU Y, Genant HK, Shepherd J, Zhao S, Mathur A, Fuerst TP, Cummings SR: Classification of osteoporosis based on bone mineral densities. *J Bone Miner Res.* **16**(5): 901-910, 2001.
7. Grote HJ, Amling M, Vogel M, Hahn M, Pösl M, Dellling G: Intervertebral variation in trabecular microarchitecture throughout the normal spine in relation to age. *Bone.* **16**(3): 301-308, 1995.
8. Weishaupt D, Schweitzer ME, DiCuccio MN, Whitley PE: Relationships of cervical, thoracic, and lumbar bone mineral density by quantitative CT. *J Comput Assist Tomogr.* **25**(1): 146-150, 2001.
9. Yoganandan N, Pintar FA, Stemper BD, Baisden JL, Aktay R, Shender BS, Paskoff G, Laud P: Trabecular bone density of male human cervical and lumbar vertebrae. *Bone.* **39**(2): 336-344, 2006.
10. Lu WW, Zheng Y, Holmes A, Zhu Q, Luk KD, Zhong S, Leong JC: Bone mineral density variations along the lumbosacral spine. *Clin Orthop Relat Res.* **378**: 255-263, 2000.
11. Tanno M, Horiuchi T, Nakajima I, Maeda S, Igarashi M, Yamada H: Age-related changes in cortical and trabecular bone mineral status: A quantitative CT study in lumbar vertebrae. *Acta Radiologica.* **42**(1): 15-19, 2001.
12. Ito M, Ikeda K, Nishiguchi M, Shindo H, Uetani M, Hosoi T, Orimo H: Multi-detector row CT imaging of vertebral microstructure for evaluation of fracture risk. *J Bone Miner Res.* **20**(10): 1828-1836, 2005.
13. <http://www.gfmer.ch/Endo/Course2003/Bone_mass.htm> [accessed April 17, 2007].
14. Nishihara S, Fujita H, Iida T, Takigawa A, Hara T, Zhou X: Evaluation of osteoporosis in X-ray CT examination: A preliminary study for an automatic recognition algorithm for the central part of a vertebral body using abdominal X-ray CT images. *Comput Med Imaging Graph.* **29**(4): 259-266, 2005.
15. 上原理宏, 財田伸介, 久保 満, 河田佳樹, 仁木 登, 伊東昌子, 西谷 弘, 富永慶悟, 森山紀之: マルチスライスCT画像を用いた骨粗鬆症診断支援アルゴリズムの構築. 信学技報. MI 2006-164, **106**(510): 25-28, 2007.
16. Cann CE, Genant HK: Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography. *J Comput Assist Tomogr.* **4**(4): 493-500, 1980.
17. 西原貞光, 小池正紘, 上田克彦, 真田泰三, 海老谷京子, 小濱千幸, 隅田博臣, 飯田忠行, 藤田広志, 原 武史: X線CT装置における椎体部平均CT値の装置内変動と装置間変動. 医用画像情報学会雑誌. **20**(1): 40-43, 2003.
18. 田村秀行: コンピュータ画像処理, 127, オーム社, 東京, 2002.
19. <<http://www.r-project.org/>> [accessed April 17, 2007].
20. Ross PD, Fujiwara S, Huang C, Davis JW, Epstein RS, Wasnich RD, Kodama K, Melton LJ 3rd: Vertebral fracture prevalence in women in Hiroshima compared to Caucasians or Japanese in the US. *Int J Epidemiol.* **24**(6): 1171-1177, 1995.
21. Nakashima K, Nakagawa T, Kusano S, Yamamoto S, Kawasaki Y, Kobayashi T, Sukegawa K, Nakano S, Nakamura E, Gotou Y: Development of the software for estimation of the degree of osteoporosis progress using image of thoracic CT screening. IEICE Technical Report MI 2006-196. **106**(510): 143-145, 2007.

22. <<http://www.future-cad.org/fcad/index.htm>> [accessed April 17, 2007].
23. 周 向荣, 藤田広志: 体幹部領域の単純CT画像における解剖学的正常構造の認識. 日本医用画像工学会. **24**(3): 167-172, 2006.

林 達郎 (ハヤシ タツロウ)

2003 年岐阜大学工学部応用情報学科卒業。2005 年同大学院医学研究科修士課程修了。現在、同大学院医学系研究科再生医科学専攻・知能イメージ情報分野博士後期課程在学中。医用画像のコンピュータ支援診断 (CAD) システムの開発に関する研究に従事。



日本生体医工学会, 電子情報通信学会, 日本医用画像工学会, 日本放射線技術学会などの会員。

周 向荣 (シュウ コウエイ)

2000 年名古屋大学大学院工学研究科情報工学専攻博士後期課程修了。博士 (工学)。同年、岐阜大学バーチャルシステム・ラボラトリーの研究員になり、2002 年岐阜大学医学系研究科助手、2007 年に同大助教、現在に至る。医用画像処理, およびコンピュータ支援診断に関する研究に従事。



日本生体医工学会, 日本医用画像工学会, 医用画像情報学会, 日本放射線技術学会, 電子情報通信学会の会員。

陳 華岳 (チン カガク)

1982 年中国浙江大学医学部卒業。1992 年岐阜大学大学院医学系研究科博士課程修了。1995 年岐阜大学大学院医学系研究科 (解剖学分野) 助手, 1999 年岐阜大学大学院医学系研究科講師, 現在に至る。肉眼解剖学, 骨粗鬆症形態学, 内分泌器微細形態学, 実験東洋医学を専門にする。



日本解剖学会, 日本顕微鏡学会, 日本臨床分子形態学会, 日本東洋医学会などの会員。

原 武史 (ハラ タケシ)

昭和 43 年生まれ。平成 7 年 12 月岐阜大学大学院工学研究科退学, 同大学工学部応用情報学科技官。平成 9 年同助手。平成 13 年同助教。平成 14 年同大学大学院医学系研究科再生医科学専攻助教。工学博士。医用画像のための画像処理および画像認識, コンピュータ支援診断 (CAD) システムの開発に関する研究に従事。



日本生体医工学会, 電子情報通信学会, 医用画像情報学会, 日本医用画像工学会などの会員。

藤田 広志 (フジタ ヒロシ)

昭和 51 年岐阜大学工学部電気工学科卒業。昭和 53 年同大学大学院工学研究科修士課程修了。同年岐阜高専電気工学科助手, 昭和 61 年同助教。この間, 昭和 58 ~ 61 年シカゴ大学ロスマン放射線像研究所客員研究員。平成 3 年岐阜大学工学部電子情報工学科助教, 平成 7 年同教授, 平成 14 年同大学院医学系研究科教授 (再生医科学専攻・知能イメージ情報部門), 現在に至る。医療分野における画像情報処理 (特に, コンピュータ支援診断システムの開発) などの研究に従事。工学博士。



日本生体医工学会, 電子情報通信学会, 医用画像情報学会, 日本医用画像工学会, コンピュータ支援画像診断学会, 日本放射線技術学会, SPIE などの会員。

横山 龍二郎 (ヨコヤマ リュウジロウ)

2000 年岐阜大学工学部電子情報工学科卒業。2002 年同大学院工学研究科修士課程修了。2007 年同大学院医学研究科再生医科学専攻・知能イメージ情報分野博士後期課程修了。医科学博士。岐阜大学医学部附属病院放射線部所属。診療放射線技師。医用画像処理および画像認識に関する研究に従事。



医用画像情報学会。日本医用画像工学会。日本磁気共鳴医学学会。日本放射線技術学会などの会員。

桐生 拓司 (キリュウ タクジ)

1987 年防衛医科大学校医学部医学科卒業。2001 年医学博士。2001 年 10 月岐阜大学医学部放射線医学講師。2003 年 Armed Forced Institute of Pathology (AFIP, Washington), a visiting fellow at Dept. of Radiologic Pathology. 2007 年 10 月朝日大学附属村上記念病院放射線科教授。呼吸器疾患の Radiologic-pathologic correlation の研究に従事。



日本医学放射線学会, 日本内科学会, 日本呼吸器学会などの専門医。

星 博昭 (ホシ ヒロアキ)

1979 年群馬大学医学部医学科卒業。同年宮崎医科大学医学部放射線医学講座。1988 年同医学部附属病院放射線科講師。1991 年 4 月 ~ 1992 年 2 月モンリオール脳神経研究所客員研究員。1995 年岐阜大学医学部教授 (放射線医学講座)。2002 年同大学院医学系研究科教授 (腫瘍制御学講座・放射線医学分野), 現在に至る。核医学に関する研究に従事。



日本医学放射線学会 (評議員), 日本核医学会 (評議員)。