

厚生労働科学研究費補助金

痴呆・骨折臨床研究事業

骨折リスク予測のための次世代型骨強度評価システムの開発

平成16年度 研究報告書

主任研究者 伊東昌子

平成17年3月

厚生労働科学研究費補助金

痴呆・骨折臨床研究事業

骨折リスク予測のための次世代型骨強度評価システムの開発

平成16年度 研究報告書

主任研究者 伊東昌子

平成17年3月

目 次

I. 総括研究報告書

骨折リスク予測のための次世代型骨強度評価システムの開発	1
--------------------------------------	---

II. 研究報告各論

in vivo 骨梁構造解析法の確立	3
in vivo 骨梁構造解析法の有用性の検討.....	9
有限要素法(FEM)による構造解析ソフトウェアの開発	
1. 目的	14
2. 方法	14
3. 結果	
3.1 骨梁構造シミュレーション	16
3.2 骨梁構造実証試験	28
3.3 シミュレーションと実証試験との対比	43
4. 考察	52
5. 結論	53

III. 研究成果刊行に関する一覧

54

IV. 研究成果による特許権等の知的財産権の 出願・登録情報

54

V. 健康危険情報

54

VI. 研究成果の別刷

55

厚生労働科学研究費補助金（痴呆・骨折臨床研究事業）

平成16年度 総括研究報告書

骨折リスク予測のための次世代型骨強度評価システムの開発

研究主任者 伊東昌子

長崎大学医学部・歯学部附属病院放射線部

研究要旨

わが国においても、骨密度測定による骨粗鬆症の診断基準が整備され、主として骨量の減少に基づいて骨粗鬆症の診断、骨折リスクの評価、薬物の治療効果の評価が行われている。しかし、三次元構造を持つ骨組織を二次元に投射して骨量进行评估しており、薬物治療による骨量増加率と骨折の発生頻度の抑制効果の間にもかなりの乖離が見られるのが実状である。よって非侵襲的に骨折リスクを正確に予知する評価系の開発が急務であり、従来の骨密度に依存した骨強度の診断に加えて、骨質とりわけ骨梁微細構造に基づいた新しい診断法を確立することが求められている。また、マイクロCTを用いた骨梁構造評価についての研究を長年にわたって行ってきたが、その中でも特に骨力学特性との関係、骨粗鬆症治療効果の評価を重点的に行ってきた。しかしその方法は *in vitro* で行われ、実際の臨床においては骨質評価法あるいは非侵襲性の骨強度評価法はまだ確立されていない。

本研究では、骨密度に依存せず骨質をデータの基盤として、脊椎三次元データに基づく有限要素解析によって骨強度を直接に計測するシステムを構築することが目的である。そのために、骨梁構造を高解像度CTで描出し、その三次元データを用いて骨梁構造パラメータを算出する方法を確立し、その有用性を確認する研究を行う。これに加えて、この三次元データに基づいて有限要素解析を用いて骨力学特性を求めるシステムを構築する。そして骨力学試験の実験データと対比することによって、有限要素解析のプログラムを改良していく。この骨強度評価システムは、骨強度を知るのみでなく、骨圧壊のメカニズムを検討できるように改良して、骨折予防に役立つシステムに構築する。

研究の内容は、

1. In vivo ヒト脊椎骨梁構造評価システムを構築する。
2. 上記システムの有用性を確認する。
3. 臨床用CTを用いて手術標本（ヒト大腿骨近位部）の三次元画像を得て、そのデータより骨梁構造解析、有限要素解析を行い骨圧壊状態のシミュレーションを行う。
4. 同標本を用いて、圧縮強度試験を行い、荷重変位曲線および骨力学特性を得る。
5. 同時に圧縮強度試験時にマイクロCT撮影を行って、その骨圧壊状態を前述のシミュレーションと対比する。

結果

1. 臨床用CT（多列検出器CT=multi-detector row CT(MDCT)）により、ヒト脊椎海綿骨の三次元骨梁構造を、解像度は200 x 200 x 300 ミクロンで可視化することができた。その三次元データより骨梁構造パラメータを算出した。
2. 上記システムで得られた骨梁構造パラメータは、閉経後女性における脊椎圧迫骨折の存在と有意の相関を認めた。その骨折予知能は、臨床用骨密度測定法DXA以上の感度を示した。
3. 大腿骨近位部手術標本を用いてCTデータ収集、構造解析、有限要素解析、強度試験の一連の実験を試行する手法を確立した。
4. 有限要素解析プログラム(Mechanical Finder: MF)を骨梁構造解析に適用し、本研究の基盤となり得ることを確認した。
5. 骨梁標本を用いた静圧縮試験（実証試験）を実施し、荷重を受けた骨梁の特性、挙動を把握した。
6. MFによる構造解析シミュレーションと実証試験とを対比させ、MFが骨強度評価システムの原型となり得ることを確認した。

結論

臨床用CTによる骨梁構造解析システムを構築した。本法で求めた構造パラメータは、骨折リスク評価に有用であることを確認した。骨強度評価システムの基礎データ収集のための、シミュレーションならびに実証実験の手法を確立した。

臨床用CTを用いたヒト脊椎骨梁構造評価システムの構築

A. 目的

骨粗鬆症の病態の中核をなすのは、骨量の減少と骨微細構造の悪化による脆弱性であり、高齢者では転倒などをきっかけに骨折が発生し、寝たきりの要因となる。わが国では、骨密度測定による骨粗鬆症の診断基準が整備され、主として骨量の減少に基づいて骨粗鬆症の診断、骨折リスクの評価、薬物治療の必要性の判断、治療効果の評価などが行われており、骨粗鬆症の診療に大きく貢献してきた。このように骨折リスクの評価は骨密度測定を中心に行われているが、その感度には限界がある。

一方、近年マイクロCT装置が開発され、その装置を用いて高い解像度で生検材料や小動物の摘出骨の三次元データを得て、骨の解剖学的構造および海綿骨梁構造の解明が進んできた。骨梁構造定量化パラメータは、骨力学特性と強く関連しており、その評価は骨折リスク予知に貢献できると考えられる。しかし、マイクロCTは *in vitro* の検査であり臨床に適用できない。また骨梁構造を *in vivo* に評価する方法としては、従来からのX線写真による骨梁構造の視覚的（主観的）評価法があり、骨折リスクや骨粗鬆症治療効果の評価には十分ではない。magnetic resonance imaging (MRI) は、骨梁構造を評価するには被曝もなく適切な評価法と期待されているが、現在の一般臨床で用いられる装置では解像度の限界と、躯幹骨における計測の困難さが問題である。そこで、我々は放射線学的な技術を用いて、骨密度以上の感度で骨折リスクを評価できる *in vivo* 骨梁構造評価システムを構築し、その有用性を確認することを研究の目的とした。

B. 対象と方法

1. マルチスライスCT装置、マイクロCT装置

本研究用いた臨床用マルチスライスCT (Multi-detector-row CT=MDCT) 装置は、シーメンス社製

SOMATOM Volume Zoom Plus4 である。in vitro 研究用マイクロ CT 装置は SCANCO Medical 社 μ CT40 である。

マイクロ CT (解像度 40 ミクロン) の画像・解析パラメーターをゴールドスタンダードとして、MDCT の撮像条件 120KV (mAs 値) を変化 (200, 250, 300mAs) させて撮像し、得られた両者の画像および解析パラメーターを比較し、マイクロ CT と最も近似する MDCT の撮像条件を検討した。

2. 骨梁構造解析プログラム

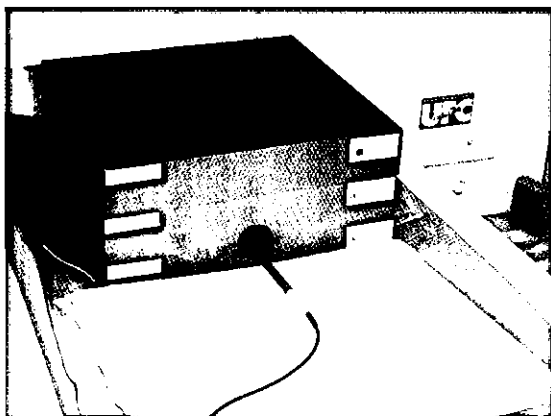
三次元骨梁構造解析プログラムには、市販のプログラムである RATOC TRI/3D-BON を使用した。MDCT から得られた DICOM データを非圧縮にてワークステーション上で直接読み込み、median filter でノイズ除去し、関心領域を設定、二値化し、ラベリングを行った。

得られるパラメーターは、bone surface density (BS/BV), bone volume fraction (BV/TV), trabecular thickness (Tb. Th), trabecular number (Tb. N), trabecular separation (Tb. Sp), fractal dimension (Fractal D), Euler number (Euler N), structure model index (SMI), degree of anisotropy (DA) である。Fractal D は構造の複雑性、Euler's number は構造の連結性を定量化したパラメーターであり、SMI は骨梁が凹状であるか凸状であるかを定量化するパラメーター、DA (異方性度) は骨梁の方向性を定量化するパラメーターである。

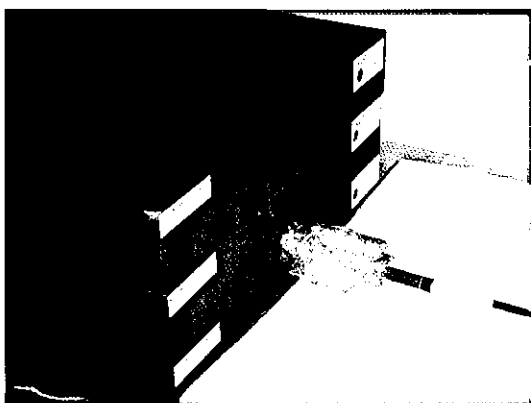
3. 方法

ヒト脊椎をマイクロ CT でスキャンする場合に用いるホルダー (径 39mm) にゼラチンにて包埋固定し、マイクロ CT (解像度 40 ミクロン) でスキャンした。ホルダーに固定した状態で、水等価ファントム内に固定し、撮像条件を変化させてスキャンした。撮像条件は管電圧 120kV (一定) とし、mAs 値に 250, 300, 350mAs の 3 段階を設定した。0.5mm スライス厚でスキャンするが、500 ミクロンの gapless と (200 ミクロンオーバーラップ) 300 ミクロンスライス厚の 2 種の解像度で再構成を行った。被曝線量測定は、水等価ファントム内の摘出骨を mAs 値 250, 300, 350 mAs (120kV, 54sec, 0.5 mm スライス厚は一定) と変化させてスキャンした際の、脊椎部の被曝線量を測定した。線量計は PTW 社製 CT 用電離箱検出器 Model177336 であり、1cm スライス幅での被曝線量 dose length product (DLP: mGycm) を算出した。

板状のファントムと線量計



板状のファントム、標本を固定したホルダーと線量計

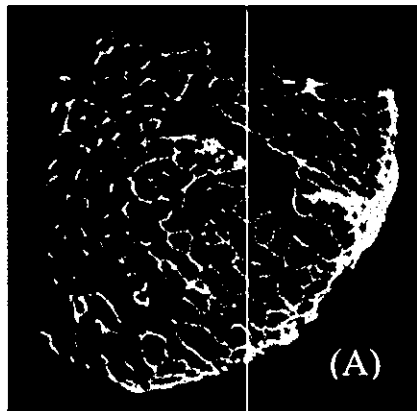


C. 結果

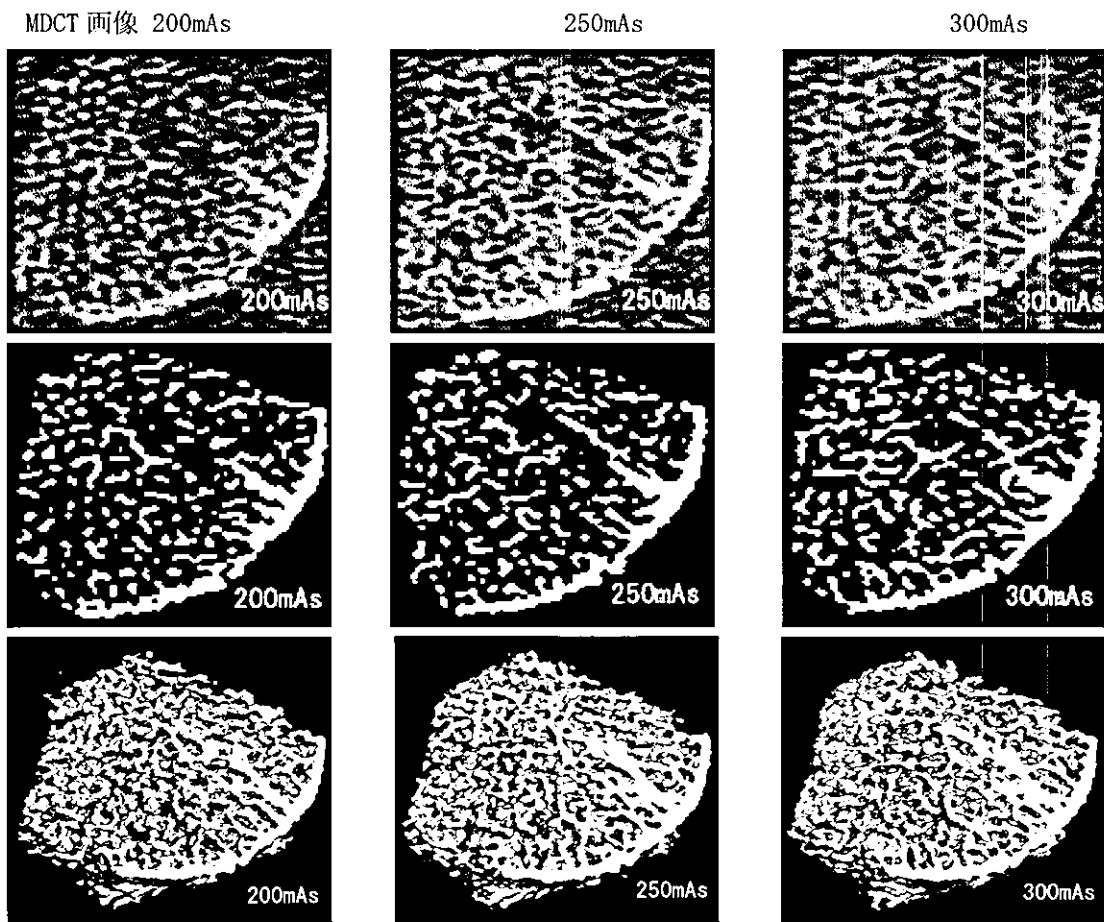
1. 撮像条件の検討結果

スライス厚 0.5mm、feed/retation=0.8、120kV において、mAs 値 250mAs, 300mAs, 350mAs でのそれぞれのCTDI_wは、46.3, 59.1, 77.1 mGyであった。ルーチン腹部CTのCTDI_wは35mGyである(European

commission 1999)。マイクロCTでスキャンして求めたBV/TVとMDCTでスキャンして求めたBV/TVを、5本の摘出椎体で算出し、相関性を求めた。このとき二値化の閾値に関しては1040, 1120, 1200, 1280, 1360の5段階で二値化した値を求めて、二値化の閾値についても同時に検討した。



摘出椎体のマイクロCT画像



上段：二次元MDCT画像 (mAs値は変化)

中段：二次元MDCT画像の二値化画像

下段：三次元MDCT画像

mAs 値、閾値を変化させた時のマイクロCT BV/TV と MDCT BV/TV の相関

閾値	mAs	相関係数	危険率
1120	200	0.656	ns
	250	0.487	ns
	300	0.959	< 0.01
1200	200	0.665	ns
	250	0.899	< 0.05
	300	0.979	< 0.005
1280	200	0.629	ns
	250	0.886	< 0.05
	300	0.959	< 0.05

300 mAs (閾値 1200) で最も相関性は高値であった。

2. mAs の影響を受けにくいパラメーター

mAs の影響を受けにくいパラメーターは、BS/BV, Tb-Th, fractal D

mAs の影響を受けやすいパラメーターは、BV/TV

mAs の影響を強く受けるパラメーターは、Tb-N, Tb-Sp, Euler's number, DA であった。

3. 解像度の影響を受けにくいパラメーター

解像度の影響を受けにくいパラメーターは、BS/BV, BV/TV, SMI, Tb-Th, DA

解像度の影響を受けやすいパラメーターは、Tb-Th, Tb-N

解像度の影響を強く受けるパラメーターは、Euler's number であった。

4. 閾値の影響を受けにくいパラメーター

閾値の影響を受けにくいパラメーターは、fractal D, DA

閾値の影響を受けやすいパラメーターは、BV/TV, BS/BV

閾値の影響を強く受けるパラメーターは、Euler's number, SMI であった。

D. 結論

臨床用のマルチスライス CT 装置を用いて、高解像度 CT 画像の骨梁構造を定量化する診断システムを構築することを目的に、ヒト摘出椎体を用いたファントム実験に基づき、被曝線量を測定しながら解析可能な撮像条件を決定した。撮像条件として、120kV, 300mAs ではマイクロCTで算出した BV/TV と相関係数 0.97 であり良好な相関を認めた。なお、そのときの被曝線量は CTDI_w 77.1mGy であった。

in vivo 骨梁構造評価システムの有用性の評価

A. 目的

2000年 NIH コンセンサスステートメントでは、骨強度は骨密度と骨質（骨梁構造、骨代謝回転、微小骨折、石灰化など）の両方で規定されていると提唱された。しかし現状として、骨粗鬆症に伴う骨折リスクの評価は骨密度測定のみで行われ、骨質を *in vivo* で評価する手法は確立されていない。骨質の1つで骨強度に大きく関与すると考えられている骨梁構造は、数年来マイクロCTを用いて *in vitro* において評価されてきたが、それで得られるデータは骨強度と有意に相関することが知られている。マイクロCTと同等の空間分解能を臨床において *in vivo* に得ることは不可能であるが、近年の多列検出器を有する臨床用CT装置(multi-detector row CT=MDCT)では、かなり高い解像度の画像を提供できるようになった。そこで、我々は、MDCTを用いてヒト脊椎骨梁構造を描出し、そのデータの解析によって骨梁構造パラメータを算出するシステムを構築した。これには被曝線量の算出も行い、臨床検査として問題がないことも確認した。次いでこの方法により求めた骨梁構造パラメータがどのように臨床に役立つかを、骨折リスクの評価において検討した。

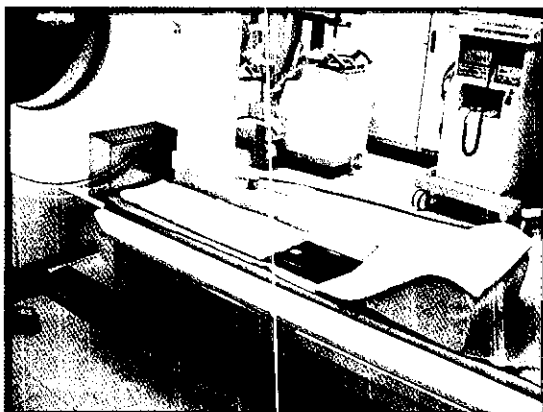
B. 対象と方法

1. データ収集

データの収集には、臨床用の多列検出器を有するCT装置 multi-detector row CT (MDCT) (Siemens SOMATOM Plus4 VolumeZoom) を用いた。最適撮像条件の決定には前出の、ヒト摘出椎体を対象に臨床用CTで得られたデータに基づき、スライス厚 0.5mm、feed/retation=0.8、120kV、350mAsとした。空間分解能 200 x 200 x 300 ミクロンの骨梁構造CT三次元画像の取得を可能にした。

脊椎CT時には、校正用ファントムを用いて、quantitative computed tomography (QCT) による骨密度測定も施行した。

以下に、患者の脊椎・踵骨CTスキャンの実際を示す。



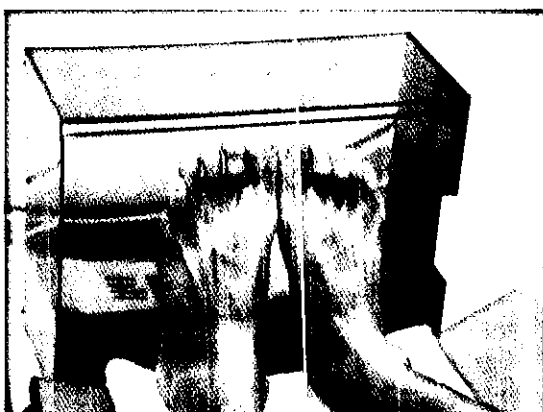
CT撮影装置

テーブルの上に QCT 用校正用ファントムがおかれている。ファントムの段差をなくするため、ファントムの頭側、尾側にタオル等を敷く。



患者ポジショニング

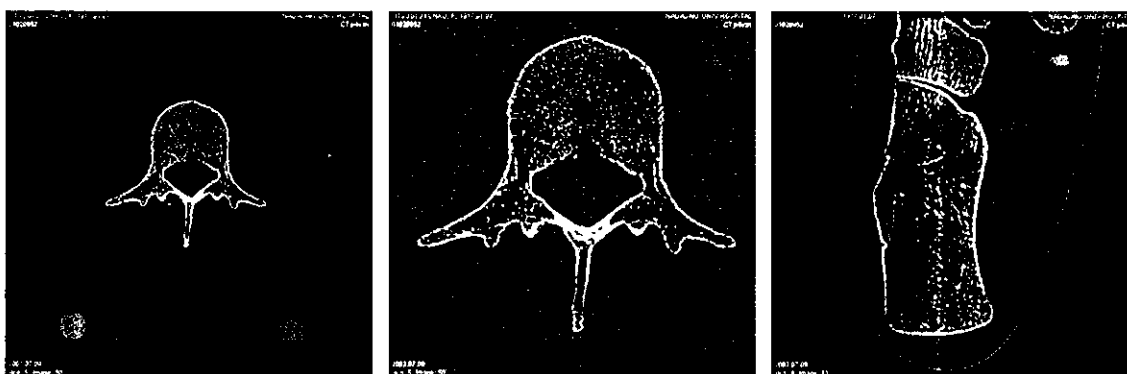
椎体が Scan 面と平行になるように、患者の上体を起こし気味に寝かせる。



踵骨CTスキャンポジショニング

踵骨は寝台と垂直になるように固定具をおく。やや内旋にしてまっすぐにする。

上記スキャン方法で得られたCT画像を下記に示す。



QCT 測定用

(FOV 200mm)

骨梁構造解析脊椎 CT

(FOV 100mm)

骨梁構造解析用踵骨 CT

(FOV 100mm)

2. データ解析

CTデータはDICOMデータとしてPCに取り込み、RATOC社製 TRI/3D-BONを用いて、種々の画像処理 (Median filter、ROI 設定、binarization、labeling) を行ったのち、骨梁構造解析を行った。

骨梁構造パラメータには、次のようなものがある。

bone volume fraction (BV/TV) 組織量に対する骨量比

trabecular thickness (Tb.Th) 骨梁幅

trabecular number (Tb.N) 骨梁数

trabecular separation (Tb.Sp) 骨梁間距離

fractal dimension 構造の複雑性を定量化するパラメータ

structure model index (SMI) : 骨梁形態 (棒状・板状) を定量化するパラメータ

degree of anisotropy (DA) : 骨梁の方向性を定量化するパラメータ

connectivity density : 骨梁の連結性を定量化するパラメータ

3. 被曝線量の検討

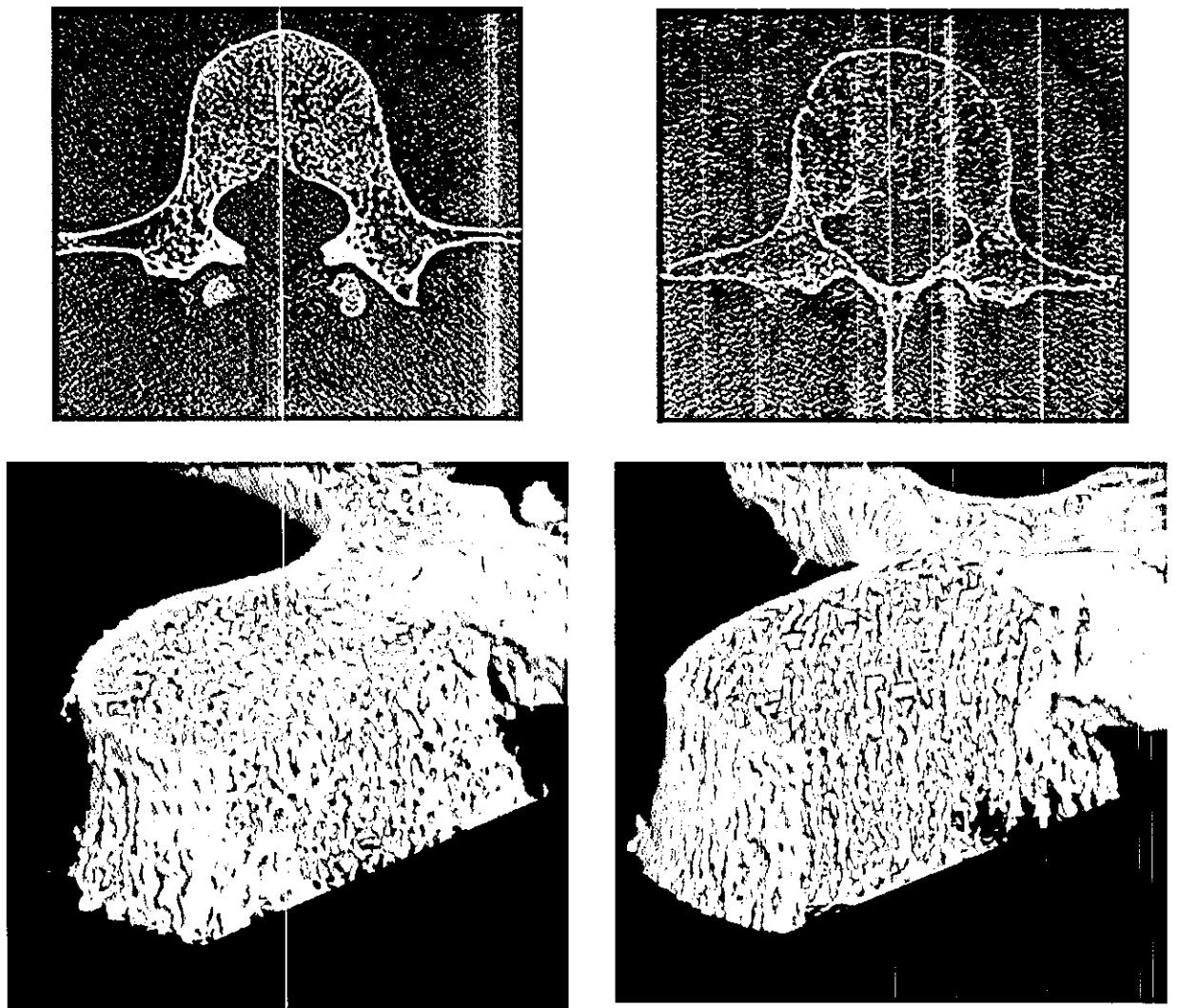
被曝線量を検討した結果は、120kV、300mAs の撮像条件で Slice-thickness=0.5mm, scan-length=71mm, feed/rotation=0.8 で、CTDIw: weighted computed tomography dose index は、77.1 mGy であった。

4. 骨折リスク評価の検討の対象と方法

臨床における骨梁構造パラメーターの有用性の検討として、骨折リスクの評価能に関して、従来の骨密度測定法 DXA と比較した。対象は、閉経後女性で骨折既往のない 33 例と骨折既往のある 31 例であり、第 3 腰椎を MDCT で撮像し、上記方法で骨梁構造パラメーターを求めた。

C. 結果

下記に、骨折のない 62 歳女性（左）と骨折既往のある 62 歳女性（右）の腰椎の二次元・三次元骨梁構造 CT 画像を示す。



骨折リスクの評価能を 1 標準偏差の変化量におけるオッズ比として算出した結果を表 1 に示す。骨密度測定法 DXA のオッズ比は 5.3 (95%IC: 1.6-17.2) であるのに対して、SMI 13.9

(3.5-55.3), Euler 数 13.7 (4.1-46.7), Tb.N 6.8 (2.2-20.5), Tb.Sp 6.8 (2.2-20.5), Tb.Th 4.0 (1.1-14.3), DA 4.0 (1.1-14.3)であり、DXA より高値を示すパラメーターも多く認められ、骨折リスクの評価には DXA 以上の感度であることが示された。

また、骨梁構造パラメーターと骨密度を併用すると、オッズ比は改善され、臨床において十分有用であると考えられた。

骨折群・非骨折群における骨梁構造パラメーターの比較

	非骨折群 (n=33)	骨折群 (n=31)	P value	オッズ比 (95%CI)	P value	オッズ比 (95%CI)	P value	オッズ比 (95%CI)	P value
対象者背景									
年齢 (歳)	66.5 ± 14.3	68.1 ± 4.7	.15	-	-	-	-	-	-
閉経年齢 (歳)	50.2 ± 3.1	49.5 (4.4)	.12	-	-	-	-	-	-
身長 (cm)	152.6 ± 4.4	149.8 (7.4)	.08	-	-	-	-	-	-
体重 (kg)	51.5 ± 7.2	50.4 (8.1)	.20	-	-	-	-	-	-
面積骨密度									
DXA (g/cm ²)	0.935 (0.148)	0.781 (0.164)	<.0005	5.3 (1.6-17.2)	.010	-	-	-	-
MDCT データ									
骨積骨密度									
QCT (mg/cm ³)	101.8 (23.3)	64.9 (24.7)	<.0001	9.1 (2.9-28.4)	<.0005	-	-	-	-
骨梁構造パラメーター				骨梁構造パラメーター単独		骨梁構造パラメーター+QCT		骨梁構造パラメーター+DXA	
SMI	2.02 (0.52)	2.56 (0.40)	<.0001	13.9 (3.5-55.3)	<.0001	19.2 (5.4-68.4)	<.0001	19.2 (5.4-68.4)	<.0001
Euler's number	-995 (383)	-483 (427)	<.0001	13.7 (4.1-46.7)	<.0001	19.2 (5.4-68.4)	<.0001	13.7 (4.0-46.7)	<.0001
Tb.N (1/mm ³)	0.97 (0.08)	0.78 (0.20)	<.0001	6.8 (2.2-20.5)	.003	13.2 (3.7-47.3)	<.0001	10.7 (3.4-34.0)	<.0001
Tb.Sp (micrometer)	676.8 (124.3)	1050.9 (443.7)	<.0001	6.8 (2.2-20.5)	.003	9.1 (2.9-28.4)	<.0005	6.8 (2.2-20.5)	.003
Tb.Th (micrometer)	366.4 (46.8)	331.7 (44.7)	.004	4.0 (1.1-14.3)	.06	13.7 (4.0-46.7)	<.0001	6.4 (1.6-26.0)	.01
DA	1.44 (0.14)	1.59 (0.39)	.04	4.0 (1.1-14.3)	.06	12.7 (3.9-41.7)	<.0001	4.0 (1.1-14.3)	.06

D. 結論

臨床用 CT 装置を用いてヒト脊椎骨梁構造を 200x200x300 ミクロンで描出可能であった。本法による脊椎骨梁構造解析は、脊椎 DXA 以上のオッズ比を示した。その中でも、SMI と Euler 数が高いオッズ比を示した。被曝線量 (CTDI_w=77.1) は閉経後女性においての年 1-2 回の検査では問題ないとする。

骨折リスクの評価における本解析システムの有用性も確認できた。介入試験での長期観察において、治療効果判定における有用性の評価が、今後行うべき検討項目である。

有限要素法（FEM）による構造解析ソフトウェアの開発

1. 目的

骨粗鬆症を代表とする骨疾患の診断において、骨梁構造とその力学特性の評価は極めて重要な意味を持つが、現在、満足できる評価法は *in vitro* でいくつかの研究成果が得られているものの、臨床的に実用化されている報告はほとんどない。

現行の骨密度測定は「骨密度」に依存することから、骨折リスク評価や骨代謝改善剤等による治療効果判定には感度が低く、精度と再現性に乏しい。この課題を本質的に解決する方法として、骨梁構造とその力学特性、すなわち「骨質」による評価の実現に期待が寄せられている。

骨梁構造とその力学特性を臨床的に十分な精度と再現性で評価できる骨強度評価システムの原型が構築できれば、骨質評価に対して十分な感度を持たない現行の骨密度測定装置に代わる、医療工学的にまったく新しい方法論による骨強度評価システムが具現化するとともに、本邦が世界に先駆けて優位に製品化を進めることができる。

また、骨折リスク評価や骨代謝改善剤等治療効果判定を十分な精度と再現性で的確に評価することで骨粗鬆症の早期発見と早期治療の確立が可能となる。医療経済的な観点からは高齢者医療費の抑制が、医療の質的観点からは寝たきり老人等高齢患者の QOL 向上が、それぞれ期待できる。

本研究の目的は、骨を微視的視点で捉え、骨梁構造とその力学特性を構造解析的手法により評価することで、従来の「骨密度測定装置」に代わる、臨床的に十分な精度と再現性を備えた、有限要素法を用いた構造解析ソフトウェアによる「骨強度評価システム」の原型を構築することである。

2. 方法

骨に特化され、大腿骨及び脛骨をはじめとする複数の全体骨でその信頼性が十分に実証されている既存の構造解析用ソフトウェア（Mechanical Finder：以下、MF と呼ぶ）を基本に、臨床的に十分な精度と再現性を保持したまま、これを骨梁構造に特化する。以下に、今年度の研究の主な実施項目を示す。

【実施項目 1】

上記 MF を骨梁構造解析に適用し、本研究の基盤となり得ることを確認する。

- 1 MDCT による骨梁構造 CT 画像に対し、MF による関心領域 (ROI) 抽出機能を適用し、安定的に構造解析用メッシュを生成可能であることを確認する。
- 2 全体骨で用いられている現行の材料特性データベースを元に骨梁構造に対するシミュレーションを実施し、その挙動の妥当性を検討する。

【実施項目 2】

骨梁標本を用いた静圧縮試験 (実証試験) を実施し、荷重を受けた骨梁の特性、挙動を把握する。

- 1 MF でのシミュレーションとの対比を考慮した、標本の切出し部位、手法を検討する。
- 2 MDCT 撮影および静圧縮試験でのデータ取得に最適な試験治具について検討する。
- 3 骨梁の圧縮状態の観察に適した静圧縮試験の試験手順を検討し、実施する。

【実施項目 3】

上記 MF による構造解析シミュレーションと実証試験とを対比させ、MF が骨強度評価システムの原型となり得ることを確認する。

- 1 シミュレーションと実証試験による荷重と変位に関する比較を行い、その妥当性を確認する。
- 2 シミュレーションと実証試験による圧壊プロセスの比較を行い、その妥当性を確認する。

これら 3 つの実施項目により、シミュレーションおよび実証試験に関する成果と課題を抽出し、次期研究課題を明確にすることとした。

3. 結果

3. 1 骨梁構造シミュレーション

本研究の目的である、骨強度評価システムの原型の構築は、前出の有限要素法を用いた構造解析ソフトウェア、MF を基盤とした。本ソフトウェアは既に大腿骨（全体骨）にてその有用性が報告されているが、大腿骨頭部内部の骨梁構造のような複雑な形状での検証はされていない。

ここでは、この MF が臨床応用に耐え得る骨強度評価システムの原型となり得ることを確認するため、主に以下の点に焦点を絞り、以下を今後の研究課題とした。

- ・ 骨梁構造への構造解析用メッシュ生成適応性（ロバスト性）の確認
- ・ 現行の材料特性による骨梁圧縮解析の妥当性確認

3. 1. 1 臨床用 CT (MDCT) からの計算格子生成

MF の機能として、MDCT 画像の DICOM データを直接読み取り、オートメッシュジェネレータにより非構造格子を半自動的に生成することが可能である。しかしながら、骨梁構造は全体骨に比して非常に複雑な形状であるため、従来の全体骨用メッシュジェネレータでは計算途中で解が得られず、格子を生成できない場合がある。したがってここでは、骨梁構造解析用に特化したメッシュジェネレータを実装した MF を用いてメッシュ生成適応性（ロバスト性）の確認を行う。

メッシュの生成手順は以下のとおりである。

- ・ DICOM データの読み込み
- ・ 関心領域 (ROI) 抽出 (CT 値を二値化し、骨梁と判断される部分を抽出)
- ・ メッシュジェネレータにより、メッシュ生成

モデル化する標本は、次項 (3. 2) 実証試験の項で詳細を記述しているが、試験との対比を目的としていることから、試験標本の MDCT 画像をそのまま適用した。撮影した MDCT 画像から試験に対応する部位を取り出し (図 3. 1. 1-1)、CT 値を閾値として設定し骨梁部分をモデル化した。図 3. 1. 1-2 に標本番号 HIP011 についての例を示す (標本番号については、事項に示す)。

大腿骨等の全体骨ではこの閾値は 380 前後で設定されている。上図のモデルはこの閾値が同様の 380 でのモデルとした。

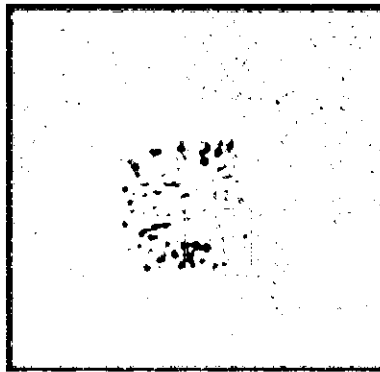
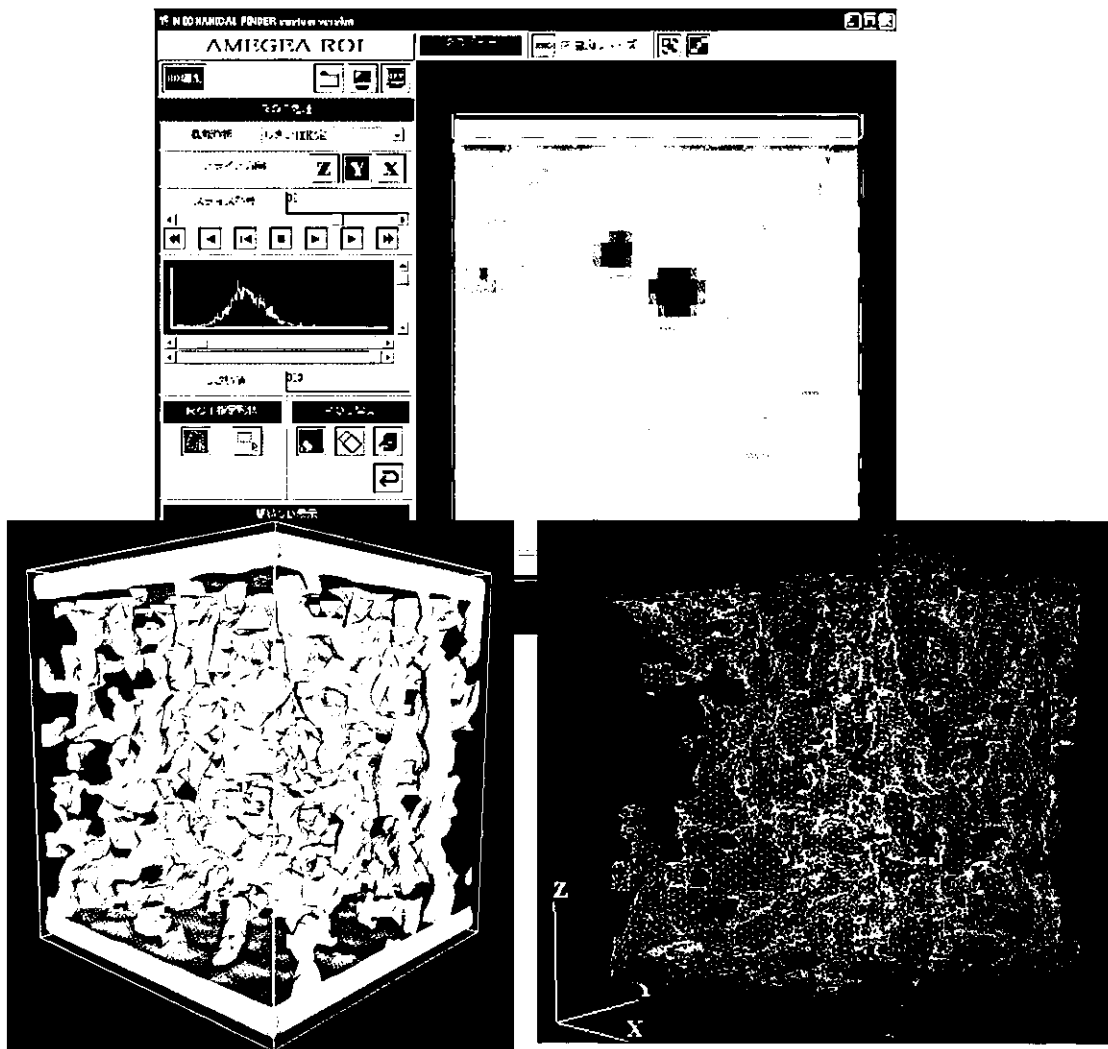


図 3.1.1-1 MDCT 画像からのモデル化領域選定



閾値を設定した段階で (上)、抽出された骨梁のモデルが簡易モデルとして表示される (左下)。実際のメッシングはこの後実施され (右下)、簡易モデル上で見られる、どこにも接せず浮いたように表示されている部分はメッシュとして生成されない。

図 3.1.1-2 CT 値のヒストグラムから閾値設定、モデル化 (HIP011)