

今回の静圧縮試験におけるこれらのマイクロ CT 画像データは標本数としては多くはないが、データ量としては総計 30 GB を超えるほどになっており、その取扱い（画像データのハンドリング）には相応のマシンパワーが要求されるが、荷重を受けた骨梁の挙動を調べる上で、今後の研究活動で有効に活用していく必要がある。

#### 3. 1. 4 骨梁構造実証試験まとめ

本実証試験の実施確認項目について、以下にまとめる。

##### 【実施確認項目】

昨年度確立した試験方法を踏襲しつつ、効率化を考慮し以下のとおり試験を実施した。

- ① 試験標本の切出しを、予め圧縮試験治具のサイズ（10mm 角）として実施することで試験 1 回当たりの工程を短縮することができた。これにより、実証試験全体の工程の短縮化およびコスト削減等の効率化ができた。
- ② 上記効率化により、今年度の加工標本を当初目標の 15 標本（昨年度 6 標本）から 18 標本とすることができ、より多くのデータの蓄積ができた。
- ③ 弾性領域、塑性領域、それぞれの領域において、骨梁構造の以下の性質を観察できた。  
弾性領域：主弾性領域に入る前段階に柔らかい領域（初期弾性領域）が存在する事が示唆され、その荷重－変位曲線の微係数（弾性係数に相当）の比（初期微係数／主微係数）は、標本の強度に関して何らかの影響を与える可能性があるということを確認した。また、主微係数の大きさと降伏荷重の大きさの間には正の相関関係があることを確認した。  
塑性領域：マイクロ CT 画像により、塑性領域における骨梁構造の挙動を観察したが、3 次元的な格子状物体の挙動を断面画像で把握することは難しく、再構成された 3 次元画像によって骨梁の圧壊状態（亀裂）を確認することができた。現状 1 標本のみを観察であるが、他の標本についても同様の亀裂や破壊を観察できるものと考えている。

### 3. 2 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 を基盤とすることとしている。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計算例は報告されていない。

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、大きく以下の2点について検証していくこととする。

- ・ 実証試験で得られた荷重-変位曲線へのフィッティングの可能性
- ・ 材料の剛性に大きく関与すると思われる CT 値のしきい値の指標に関する検討

#### 3. 2. 1 シミュレーション概要

MF は MD-CT 画像 (DICOM 画像) を読み込み、構造解析用有限要素モデル (計算メッシュ) を半自動的に生成、全体骨の構造解析シミュレーションを行うソフトウェアである。

この MF は上述のとおり骨梁構造に関しては実績がなかったため、昨年度の MF 単体での研究実施項目として、骨梁構造に適用可能か否かという点について検証を実施した。その結果は以下のとおりである。

- ・ MD-CT で得られた画像から、骨梁構造に対応した構造解析用計算メッシュを安定的に得られることを確認した (メッシュ生成に関するロバスト性の確保)。
- ・ 現行の材料特性を用いて骨梁構造の圧縮シミュレーションを実施し、非線形骨折線予測解析が可能であり、その結果が妥当であることを確認した。

また、実証試験と MF によるシミュレーションとの対比では、以下について確認した。

- ・ シミュレーションと実証試験による各標本の圧壊荷重についての定性的な比較を行い、MF による計算の傾向が妥当であることを確認した。
- ・ 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、MF により算出された圧壊部位および圧壊に至るプロセスが、試験結果の観察と比較して妥当であることを確認した。

今年度の実施項目は前述のとおり、大きくは実証試験結果への計算結果のフィッティングおよび CT 値のしきい値に関する指標検討である。フィッティングについては、まずはパラメータサーベイによりその可能性を検討し、その後より実際的なパラメータに絞ってのフィッティングを実施する。さらに計算メッシュの粗密による解への影響の検討、CT 値のしきい値に関する指標の検討を実施する。

### 3. 2. 2 パラメータサーベイ

ここでは MF 既存の材料特性を用い、以下に示す各種パラメータを調整することによって、既出の実証試験のデータ（荷重-変位曲線）にどれだけシミュレーションの結果を合わせる（フィッティングする）事ができるかについて記述する。検討に用いるパラメータは以下のとおりである。

- ①しきい値： MD-CT 画像で、骨梁とそれ以外を分ける CT 値のしきい値  
CT 値のヒストグラム上で定義
- ②パラメータ a、b： 骨密度換算式（骨密度(mg/cm<sup>3</sup>)=CT 値[H.U.]\*a+b）  
におけるパラメータ
- ③パラメータ RR： 圧壊時のひずみ（ $\mu$ ）
- ④パラメータ FACCR： 圧壊後の完全応力解放時ひずみの算定ファクター  
応力が完全に解放される時のひずみが RR の何倍かを表す

ここで②の a および b については、MD-CT 撮影を実施した時のファントムによって撮影毎に有る程度固定されるものであるが、本項では、まずは純粋に変更可能なパラメータとして捉え、その変更に対する結果への感度を見る事とする。

材料特性値としては、MF 既存の下表 3. 2. 2-1 に示す数値を用いることとする。

表 3.2.2-1 材料特性

ポアソン比	0.4
ヤング率	Keyak (1998) *1
骨密度	骨密度(mg/cm <sup>3</sup> )=CT 値[H.U.]*a+b
臨界応力	$\sigma_t = 0.8 \sigma_m$
降伏応力	Keyak (1998) *2
応力緩和係数	0.05

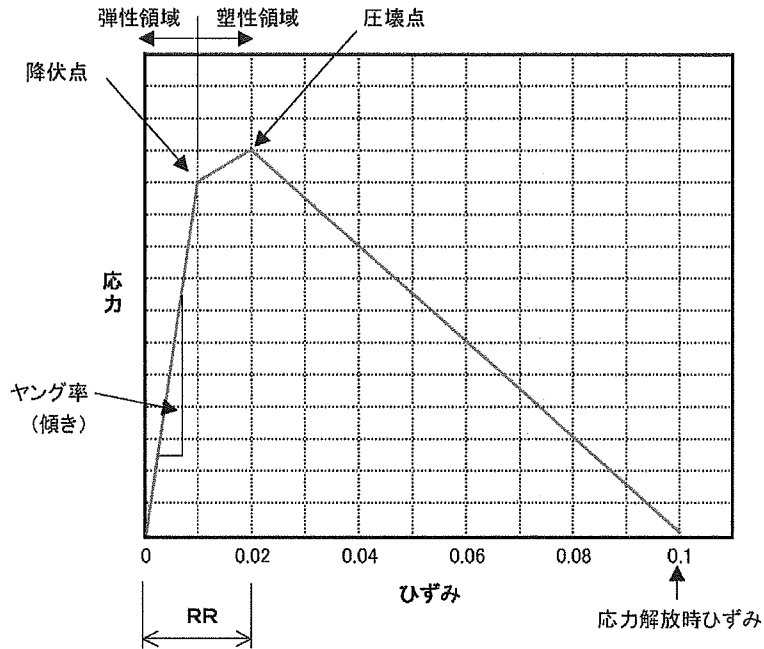
#### \*1) Keyak 氏に基づいたヤング率

密度範囲[g/cm <sup>3</sup> ]	ヤング率関係式 E[MPa]
$\rho = 0$	$E = 0.001$
$0 < \rho \leq 0.27$	$E = 33900 \rho^{2.22}$
$0.27 < \rho < 0.6$	$E = 5,307 \rho + 469$
$0.6 \leq \rho$	$E = 10,200 \rho^{2.01}$

#### \*2) Keyak 氏に基づいた降伏応力

密度[g/cm <sup>3</sup> ]	降伏応力[MPa]
$\rho < 0.317$	$\sigma_y = 137 \rho^{1.33}$
$0.317 \leq \rho$	$\sigma_y = 114 \rho^{1.72}$

④ RR および④FACCR については、下図 3. 2. 2-1 に模式図を示す。



$$\text{FACCR} = \text{応力解放時ひずみ} / \text{RR}$$

上図の例では

{	RR = 20000 $\mu$
	応力解放時ひずみ = 100000 $\mu$
	FACCR = 5

(1) フィッティングの確認

何度かの試行により、荷重－変位曲線が試験値にほぼ近い軌道を描いたときの最適なパラメータを表3.2.2-2に示す(ここではH16年度実施の6標本について確認した)。試験値との近似性は次の4点、①弾性変形時の傾き(剛性)、②塑性変形時の傾き、③ピーク荷重、④ピーク荷重時の変位に着目して比較した。なお、荷重に対して変位が極端に増大する直前の荷重をピーク荷重とした。

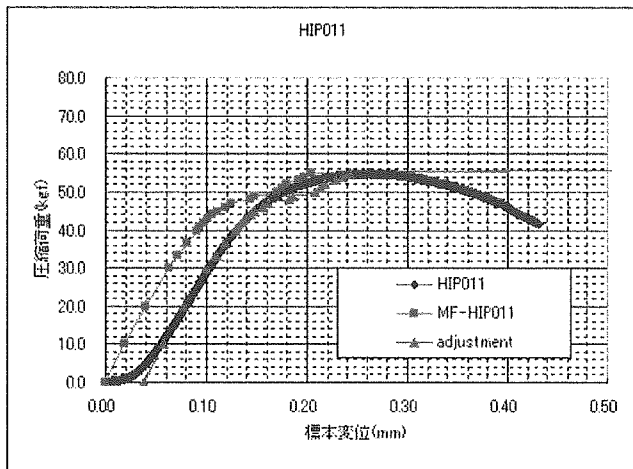
表 3.2.2-2 最適パラメータ

標本 モデル	試験値			しきい 値	メッシュ サイズ 基本値	メッシュ サイズ 最大値	メッシュ サイズ 最小値	節点 数	ソリッド 数	a	b	RR	FACCR
	ピーク 荷重 (kgf)	ピーク時 の変位 (mm)	初期 剛性 (kgf/mm)										
HIP011	54.892	0.262	427.666	383	0.8	2.0	0.6	11733	35991	2.2	220	15000	2.4
HIP013	77.893	0.273	746.692	383	0.8	2.0	0.6	21558	77241	0.88	220	15000	2
HIP002	125.242	0.182	1381.315	383	0.8	2.0	0.6	14699	51812	1.4	220	22000	2.4
HIP012	91.720	0.340	742.087	206	0.8	2.0	0.6	15415	54976	0.76	220	15000	5
HIP014	17.704	0.096	191.190	191	0.5	2.0	0.25	33757	137381	0.7	220	15000	2.4
HIP028	43.452	0.120	467.184	426	0.8	2.0	0.6	12976	42192	1.9	800	10000	2.4

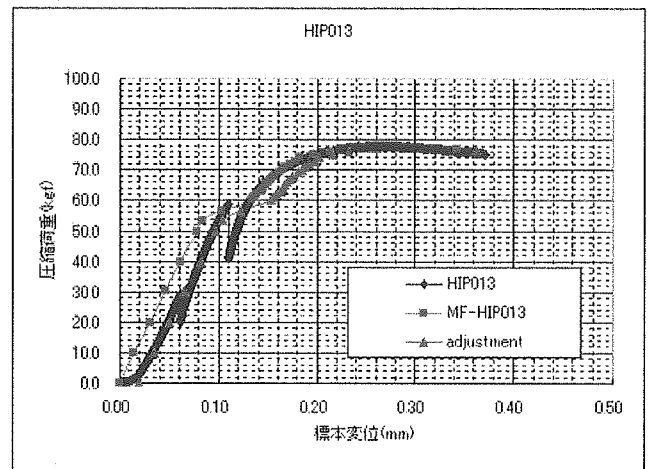
HIP014では、他の標本モデルと同じメッシュサイズ(基本値0.8、最大値2.0、最小値0.6)で計算したところ、他のパラメータを調整しても試験値に近い曲線にはならなかった。そのため、メッシュサイズを小さくして解析したときのパラメータを最適パラメータとした。メッシュサイズの変更が荷重－変位曲線に及ぼす影響については後述する。

解析では、4つのパラメータa、b、RR、FACCRについて、可能な限り各標本モデルで共通した値をとるように調整した。しかし、幾つかについてはある程度近い値にまとめることはできたものの、4つのパラメータが全ての標本モデルで共通した値になることはなかった。

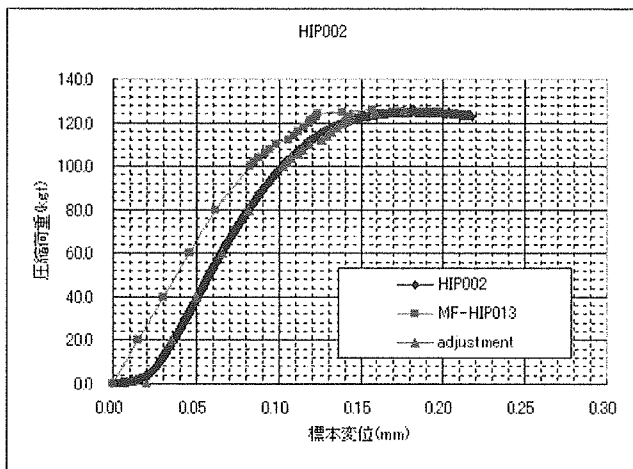
図3.2.2-2に、試験値と解析値をプロットした荷重－変位グラフを標本モデルごとに示す。各グラフの凡例のうち、“HIPxxx”と書かれたものは試験値を、“MF－HIPxxx”と書かれたものは解析値を表す。また、各標本モデルの試験値には、3.1.3項で述べたとおり、圧縮開始時に圧縮治具等の遊びや抵抗による不連続な領域、および初期に傾きの小さい弾性領域が存在するが、MFでは現状、前者はもちろん、この初期部分の特性を考慮していない。したがって、以下のグラフの上では、この初期に発生する変位分だけ解析値をずらしてプロットし、この曲線を“adjustment”と表記している。



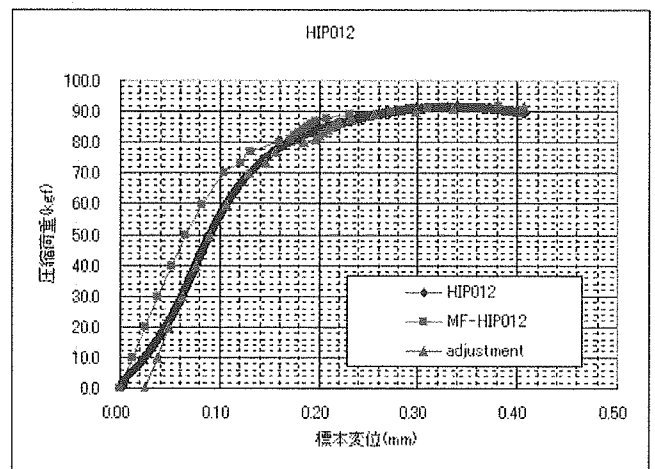
(a) HIP011



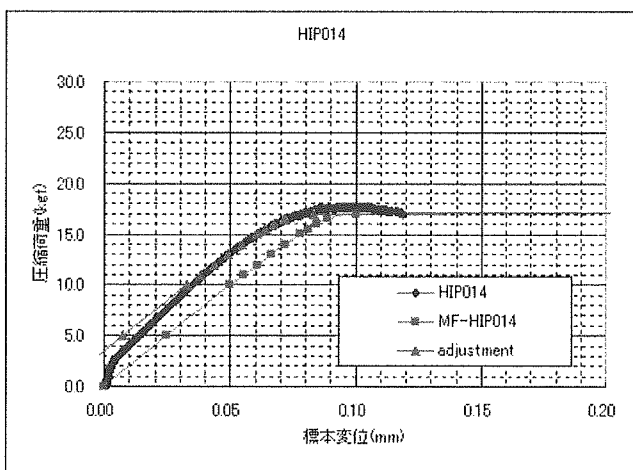
(b) HIP013



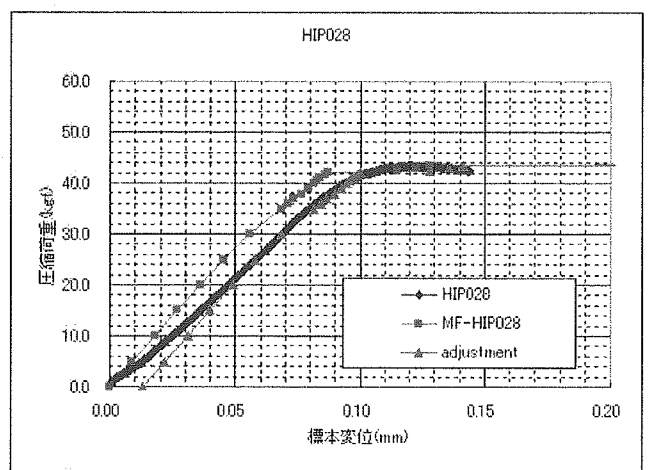
(c) HIP002



(d) HIP012



(e) HIP014



(f) HIP028

図 3.2.2-2 最適パラメータによる解析値と試験値の荷重-変位曲線

これらのグラフからわかるように、いずれの標本モデルにおいても”adjustment”の曲線は試験値の曲線に比較的良好に合っており、これらのパラメータを調整することにより、MFの解析値を実証試験での結果に近づけることが可能であることを示している。ただし、幾つかの標本モデルにおいては塑性変形時、解析値に大きな変位が発生しており、これによって、HIP011、HIP013 などではピーク荷重やそのときの変位は合っているが、その前の塑性変形時の曲線が合っていない。

(2) 各パラメータの変更に対する解析結果の感度に関する検討

前項の解析例の内、標本 HIP011 を用いて以下のパラメータを変更した時の、荷重－変位曲線の変化、および荷重、変位、剛性に対してどのような影響を与えるかについて調査した。比較のために、各グラフには試験値もプロットしている（紺で示した曲線および直線）。ただし、各パラメータとピーク荷重時の変位とのグラフでは前述の初期の変位を補正した値を目標値としてプロットした。

- ① a の変更に対する検討
- ② b の変更に対する検討
- ③ RR の変更に対する検討
- ④ FACCR の変更に対する検討
- ⑤ しきい値の変更に対する検討

注目するパラメータ以外は全て固定することとし、このときの固定値は表 3. 2. 2-3 に従う。

表 3.2.2-3 固定パラメータの値

しきい値	メッシュサイズ 基本値	メッシュサイズ 最大値	メッシュサイズ 最小値	a	b	RR	FACCR
383	0.8	2	0.6	2.2	220	15000	2.4

以降にパラメータごとの結果を示す。

①a の変更に対する検討

パラメータ a を変えたときの荷重-変位曲線の変化を表したグラフを図 3. 2. 2-3 に、a とピーク荷重/ピーク荷重時の変位/弾性変形時の剛性との関係を表すグラフを図 3. 2. 2-4 (a) ~ (c) に示す。

図 3. 2. 2-3、図 3. 2. 2-4 の (a) と (c) より、パラメータ a が増えるに従ってピーク荷重と剛性も増加していることがわかるが、これらの増加には非線形の傾向が見られる。また (b) より、ピーク荷重時の変位はパラメータ a によらずほぼ一定と言えそうである。ただし、圧壊点付近では変位の増加が極端に大きくなるため、ピーク荷重時の変位にはばらつきが見られる。より正確な解析値をとるためには、圧壊点付近における計算時間の区間内分割をより大きくする必要がある。

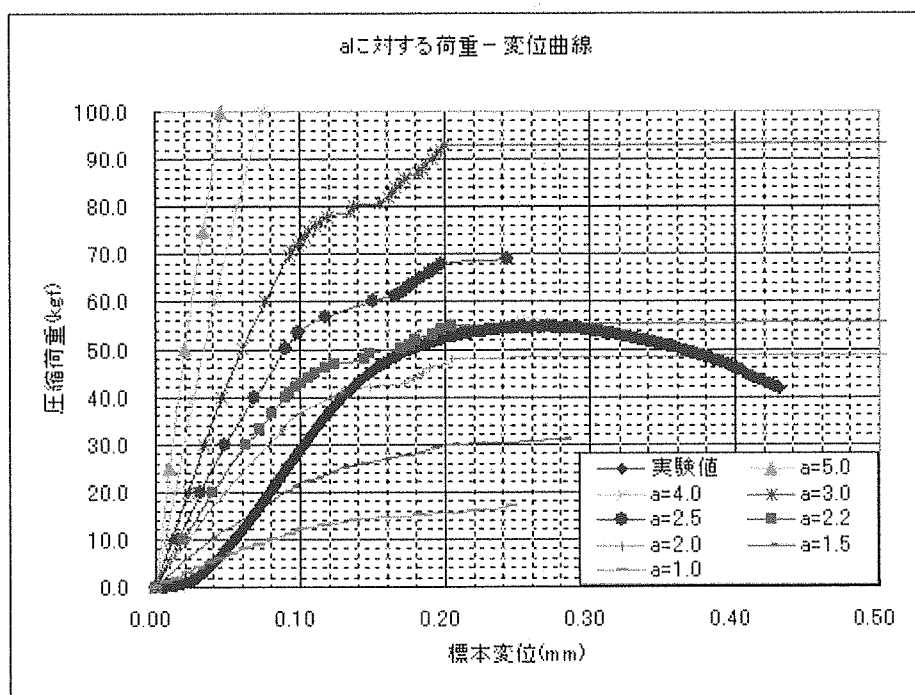
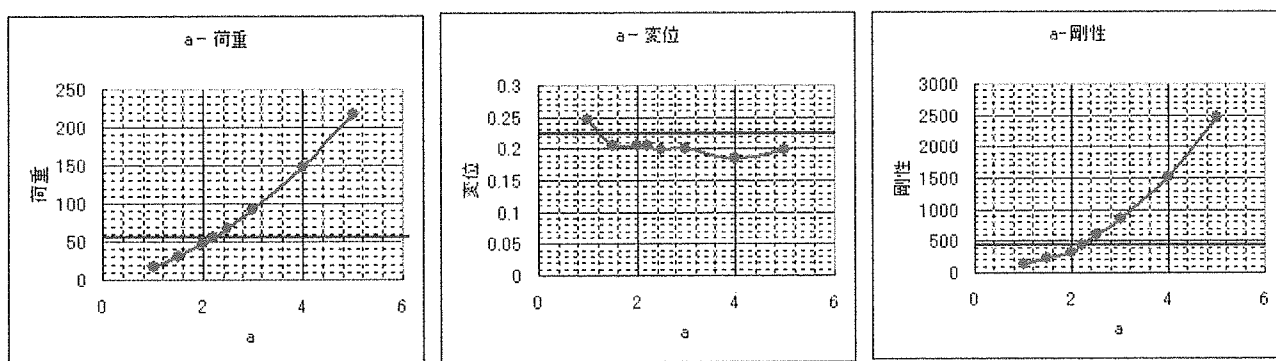


図 3.2.2-3 a に対する荷重-変位曲線の変化



(a) a-ピーク荷重

(b) a-ピーク荷重時の変位

(c) a-弾性変形時の剛性

図 3.2.2-4 a が荷重/変位/剛性に与える影響



②b の変更に対する検討

パラメータ  $b$  を変えたときの荷重-変位曲線の変化を表したグラフを図 3. 2. 2-5 に、 $b$  とピーク荷重/ピーク荷重時の変位/弾性変形時の剛性との関係を表すグラフを次ページの図 3. 2. 2-6 (a) ~ (c) に示す。

$b$  の値が増えるとピーク荷重と剛性は増加する傾向にあるところはパラメータ  $a$  のときと同様であるが、 $b$  ではこれらの増加はほぼ線形である。また、ピーク荷重時の変位は  $b$  の増加に伴い増えている。

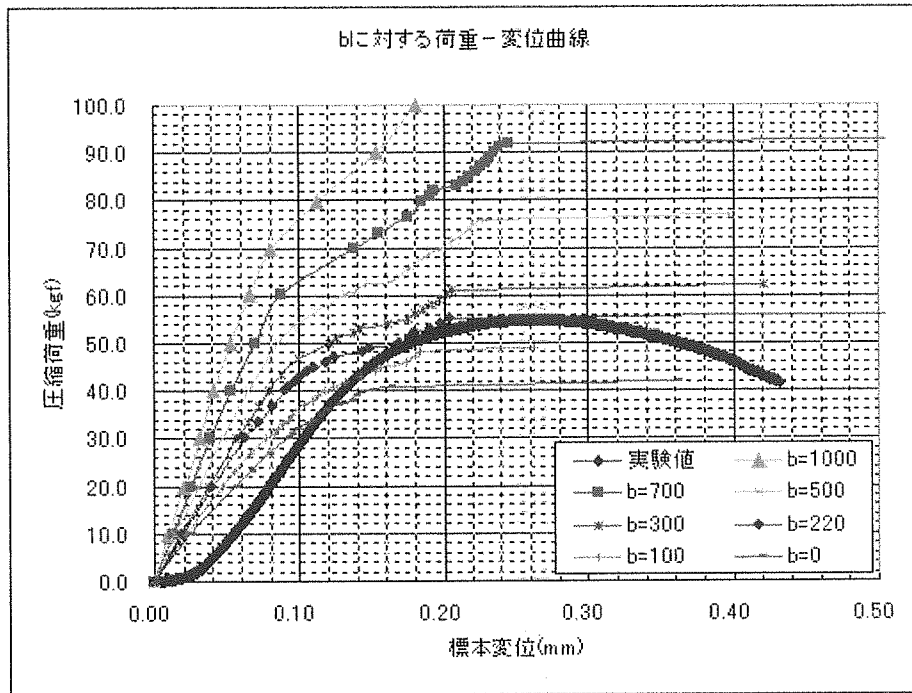
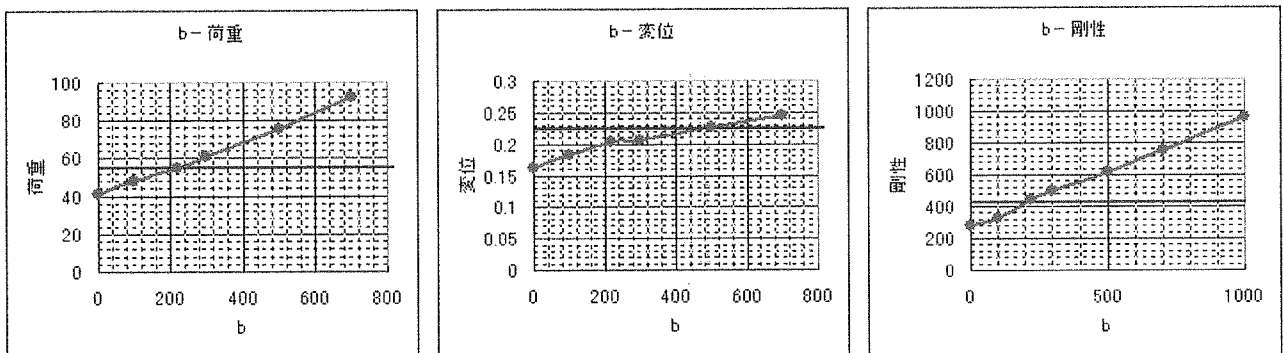


図 3.2.2-5  $b$  に対する荷重-変位曲線の変化



(a)  $b$ -ピーク荷重

(b)  $b$ -ピーク荷重時の変位

(c)  $b$ -弾性変形時の剛性

図 3.2.2-6  $b$  と荷重/変位/剛性との相関グラフ

### ③RR の変更に対する検討

パラメータRRを変えたときの荷重-変位曲線の変化を表したグラフを図3.2.2-7に、RRとピーク荷重/ピーク荷重時の変位/弾性変形時の剛性ととの関係を表すグラフを図3.2.2-8(a)～(c)に示す。

傾向として、ピーク荷重とそのときの変位はRRの増加にしたがって増え、弾性変形時の剛性は変化しない。また、RR=15000、30000、60000の曲線を比較すると、それぞれ降伏点はほぼ一致していることがわかる。ヤング率と降伏応力を決めるパラメータaとbは一定であるため、この振る舞いは妥当である。また、RRを小さい値にすると早い段階で圧壊している。RRを大きくとったとき、計算時間の区分の仕方によってはピーク荷重に達する前にモデルが破断してしまうことが度々起きた。破断前の区分を十分に小さくとっても破断してしまうことがあり、これは引張破壊時の応力解放が原因と考えられる。

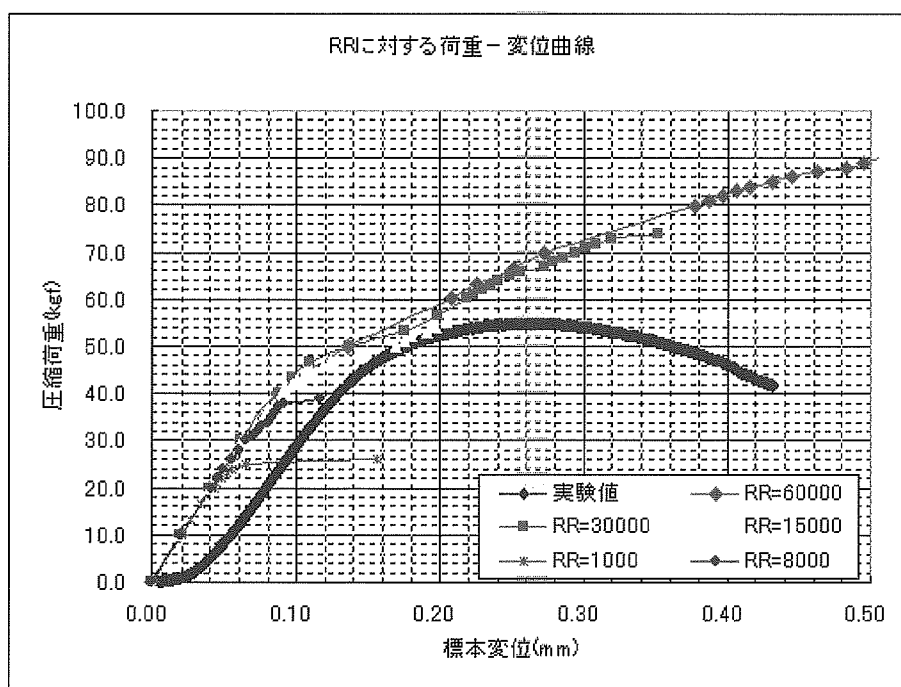
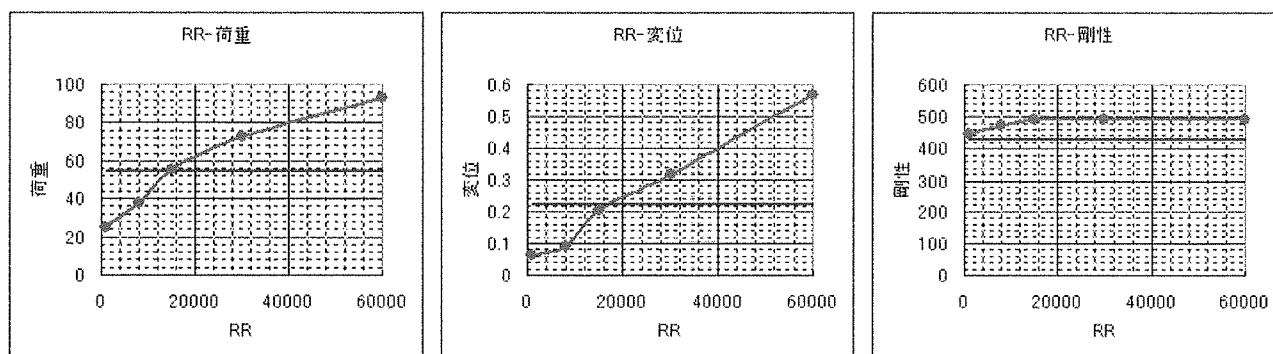


図 3.2.2-7 RR に対する荷重-変位曲線の変化



(a) RR-ピーク荷重

(b) RR-ピーク荷重時の変位

(c) RR-弾性変形時の剛性

図 3.2.2-8 RR と荷重/変位との相関グラフ

④FACCR の変更に対する検討

パラメータ FACCR を変えたときの荷重－変位曲線の変化を表したグラフを図 3. 2. 2-9 に、FACCR とピーク荷重／ピーク荷重時の変位／弾性変形時の剛性との関係を表すグラフを図 3. 2. 2-10 (a) ～ (c) に示す。

③で RR に対する変化を調べたときとほぼ同じ傾向を示していることがわかる。

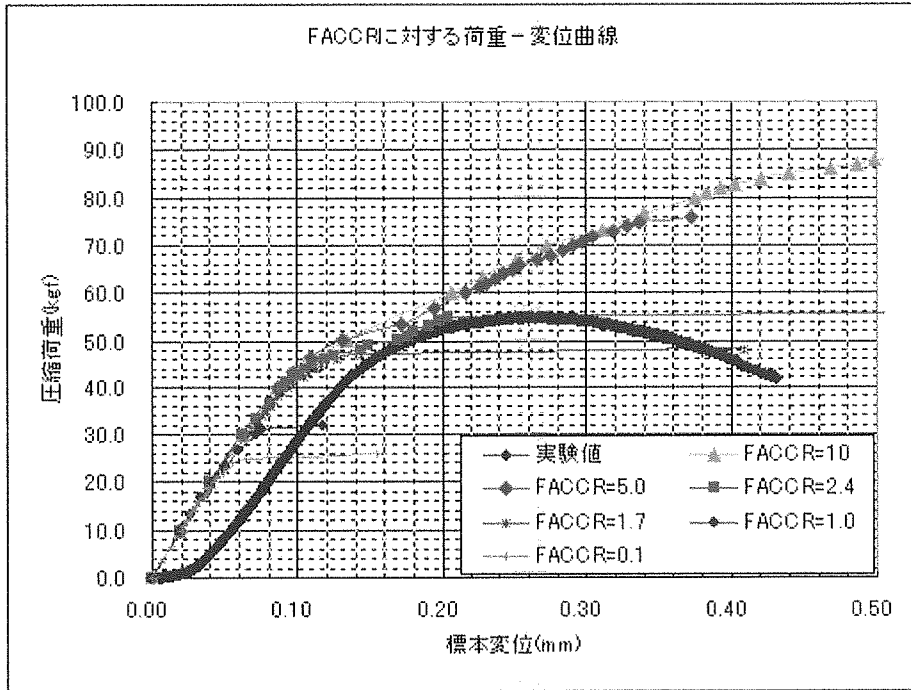
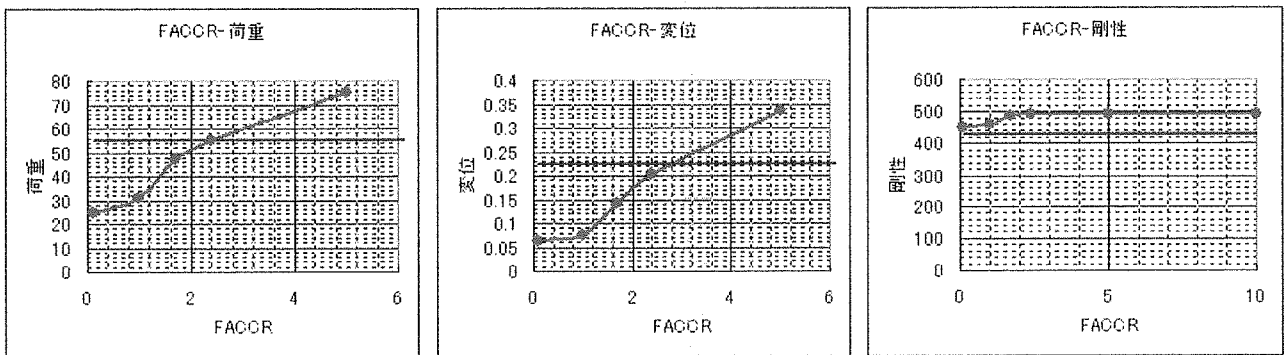


図 3.2.2-9 FACCR に対する荷重－変位曲線の変化



(a) FACCR－ピーク荷重

(b) FACCR－ピーク荷重時の変位

(c) FACCR－弾性変形時の剛性

図 3.2.2-10 FACCR と荷重／変位との相関グラフ

⑤しきい値の変更に対する検討

しきい値を変えたときの荷重－変位曲線の変化を表したグラフを図3.2.2-11に、しきい値とピーク荷重／ピーク荷重時の変位／弾性変形時の剛性との関係を表すグラフを図3.2.2-12(a)～(c)に示す。また、標本モデルHIP011のCT値ヒストグラムを図3.2.2-13に示す。

しきい値を大きくするにしたがい、ピーク荷重は小さく、ピーク荷重時の変位は大きく、弾性変形時の剛性は小さくなっていることがわかる。ここで言うしきい値とは、MD-CT画像におけるCT値そのものであるため、しきい値が大きいとは、そこで選択した値以上の高いCT値を骨梁と見なすという事であり、またしきい値が小さいとは、そこで選択した低い値以上のCT値を骨梁と見なす（低いCT値までを骨梁と見なす）という事である。したがって、上述のしきい値の変化が荷重、変位、剛性に与える影響は妥当なものであると言う事ができる。増加・減少が線形か非線形かをグラフから判断することは難しいが、剛性との関係については非線形の傾向が見られる。

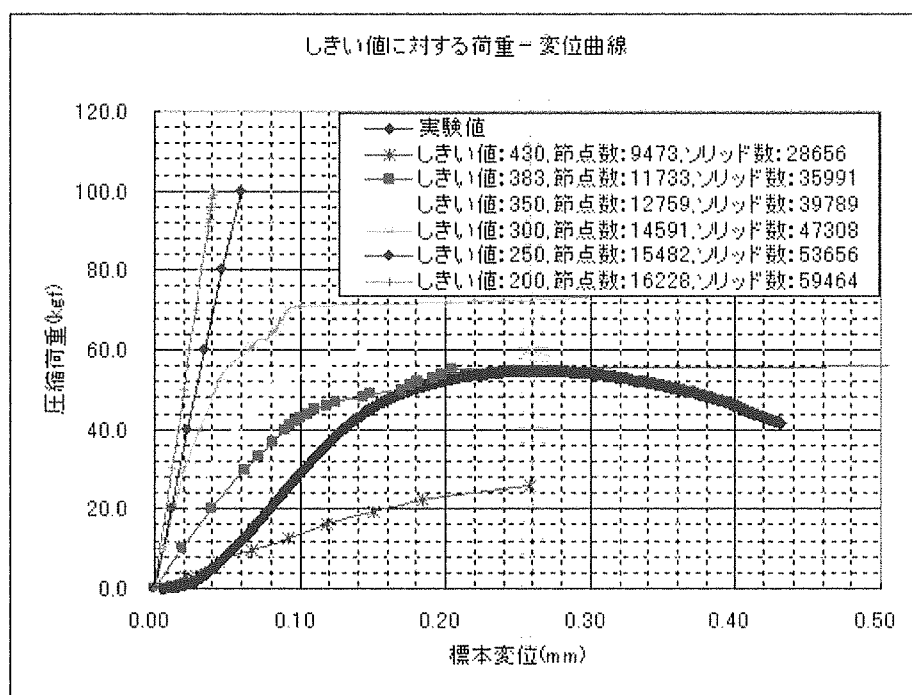
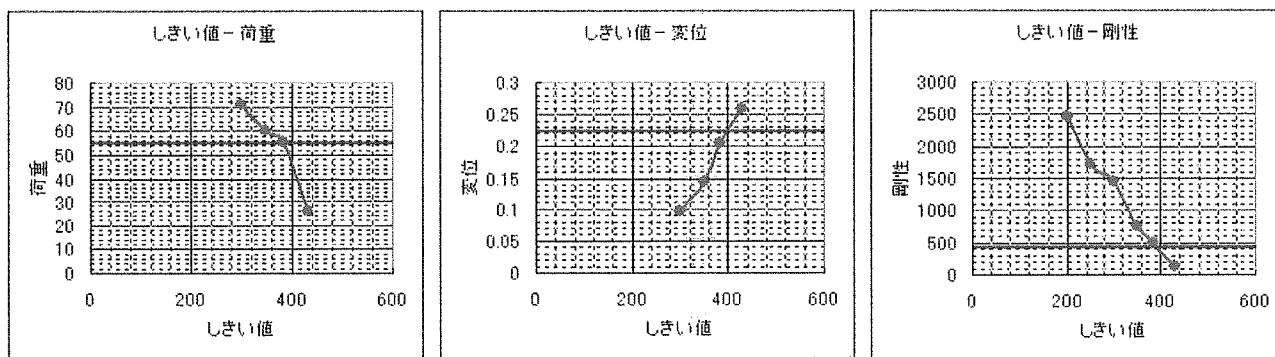
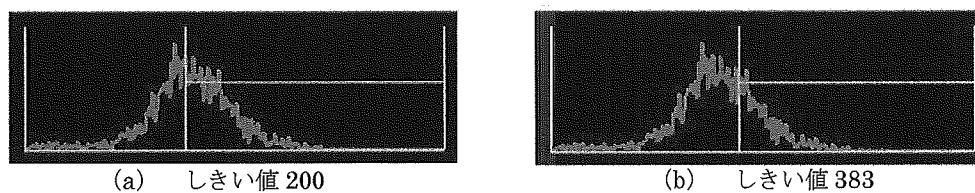


図 3.2.2-11 しきい値に対する荷重－変位曲線の変化



(a) しきい値-ピーク荷重 (b) しきい値-ピーク荷重時の変位 (c) しきい値-弾性変形時の剛性

図 3.2.2-12 しきい値と荷重/変位との相関グラフ



(a) しきい値 200 (b) しきい値 383

図 3.2.2-13 標本モデル HIP011 の CT 値ヒストグラム

これまでの検討により、上記の5つのパラメータを適切に変更することによって、MFでの解析値を圧縮試験で得られた荷重-変位曲線にフィッティングすることが可能であることが確認された。

### 3. 2. 3 骨強度評価システムの原型構築

#### (1) より実際的なパラメータによる解析

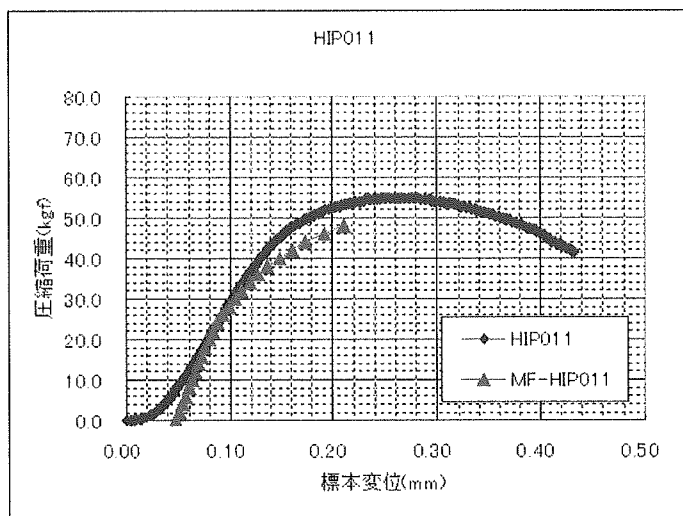
前項のパラメータサーベイでは、骨密度換算式のパラメータ a, b を純粹に変更可能なパラメータとして扱い、その変更による結果の感度等について観察した。しかし、実際にはこれら a, b は MD-CT 撮影時のファントムの値から算出され、ある程度固定される値である。前項までの検討では、初期の剛性（グラフの傾き）にはパラメータ a, b およびしきい値が大きく関与している事が分かったが、ここでは上述のとおり a, b は固定されるため、初期剛性はしきい値のみに依存することになる。

したがってここでの解析では、まずしきい値によって初期剛性を合わせ、その後 RR と FACCR を調整することによってフィッティングを実施している。まずは前項と同一の6標本について、最適パラメータを表 3. 2. 3-1 に、またそれぞれの荷重-変位曲線を図 3. 2. 3-1 の(a)~(f)に示す。前項では解析値の他に、試験値の初期の変位分だけ解析値をずらして表示させたデータを adjustment として重ね描きしたが、ここではその adjustment のみを解析値 (MF-HIPxxx) として載せている。

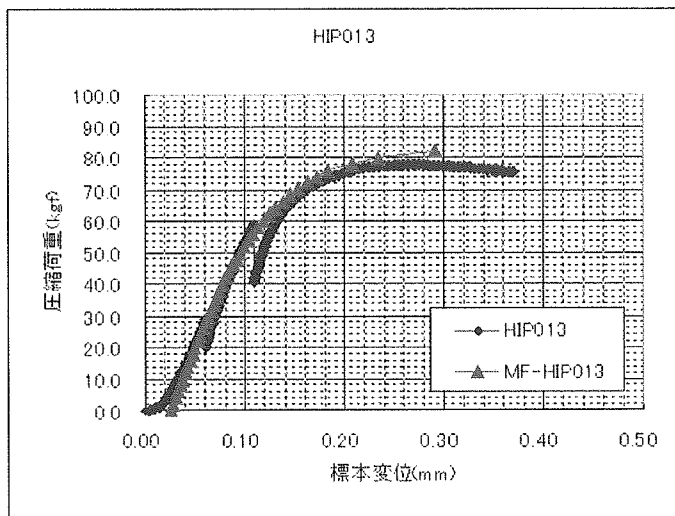
表 3.2.3-1 最適パラメータ

標本モデル	最適しきい値	メッシュサイズ基本値	メッシュサイズ最大値	メッシュサイズ最小値	節点数	ソリッド数	a	b	RR	FACCR
HIP011	220	0.7	2	0.5	15924	55332	0.847	7.534	22397	5
HIP013	415	0.7	2	0.5	17604	59987	0.847	7.534	24793	5
HIP002	300	0.7	2	0.5	19621	75416	0.847	7.534	15727	5
HIP012	230	0.7	2	0.5	19930	72994	0.847	7.534	32034	5
HIP014	170	0.7	2	0.5	12781	41430	0.847	7.534	10582	4.5
HIP028	345	0.7	2	0.5	18436	65339	0.847	7.534	11033	5

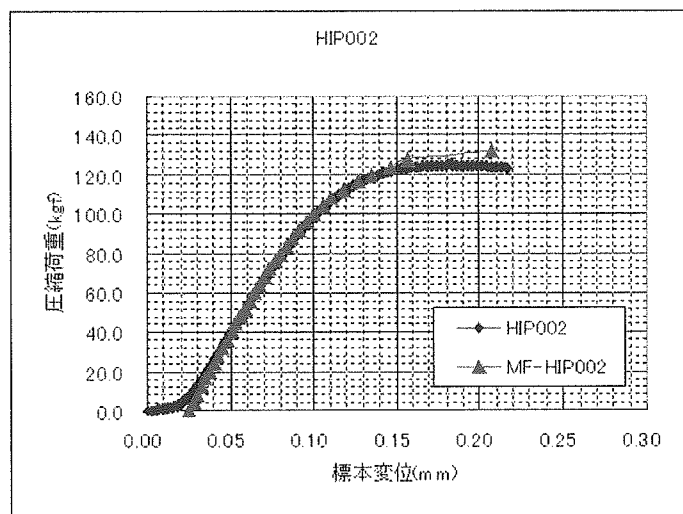
また、MF での解析条件では、骨梁モデルの上下面に骨梁の最大 CT 値を用いた仮想的な加圧板を設けそこに荷重をかけているが、本項以降の解析では、この加圧板をより試験での条件に近くなるよう剛性を高めたものを用いていることもあり（圧縮試験では、厚さ 10 mm のアクリル板を骨梁上下面に密着させて圧縮している）、いずれの解析結果も前項のものに比べ比較的良好なフィッティングとなっている。



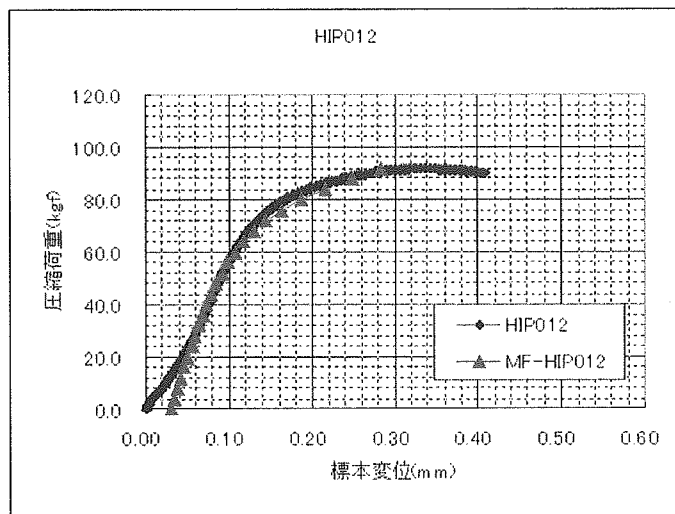
(a) HIP011



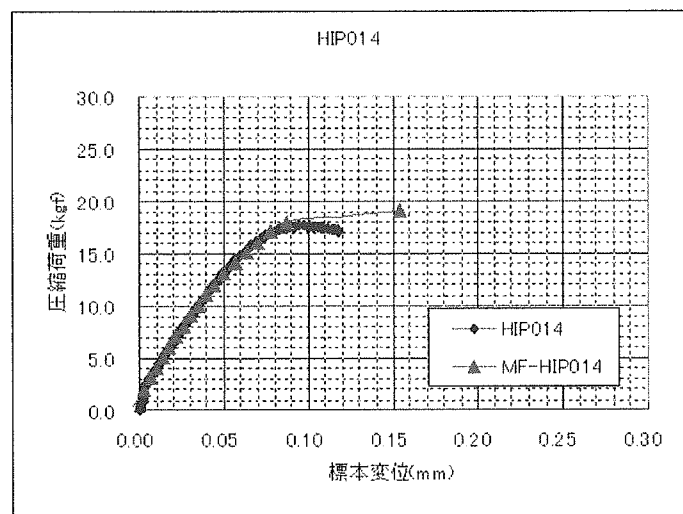
(b) HIP013



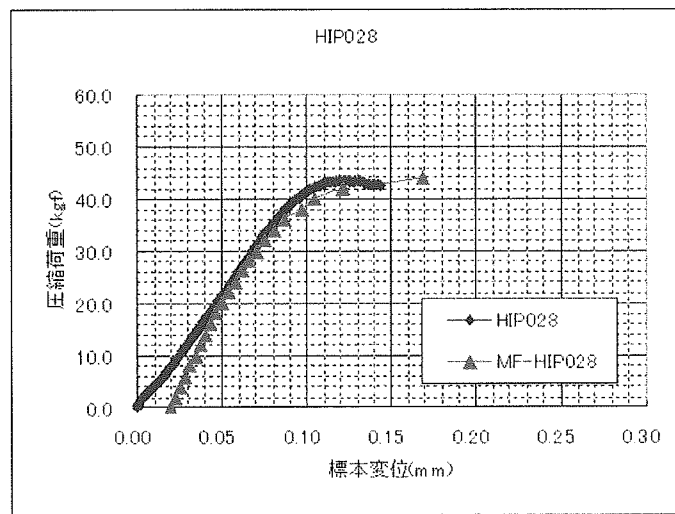
(c) HIP002



(d) HIP012



(e) HIP014



(f) HIP028

図 3.2.3-1 最適パラメータによる解析値と試験値の荷重-変位曲線

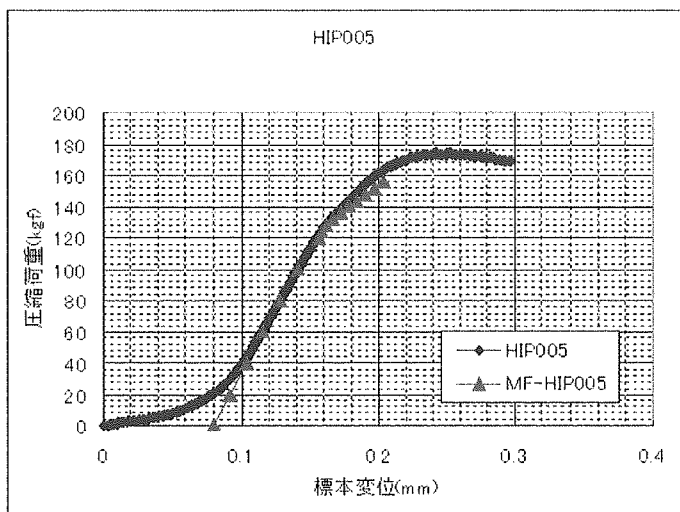
さらに今年度実施した18標本について、最適パラメータを表3.2.3-2に、またそれぞれの荷重-変位曲線を図3.2.3-2の(a)~(r)に示す。

表 3.2.3-2 最適パラメータ

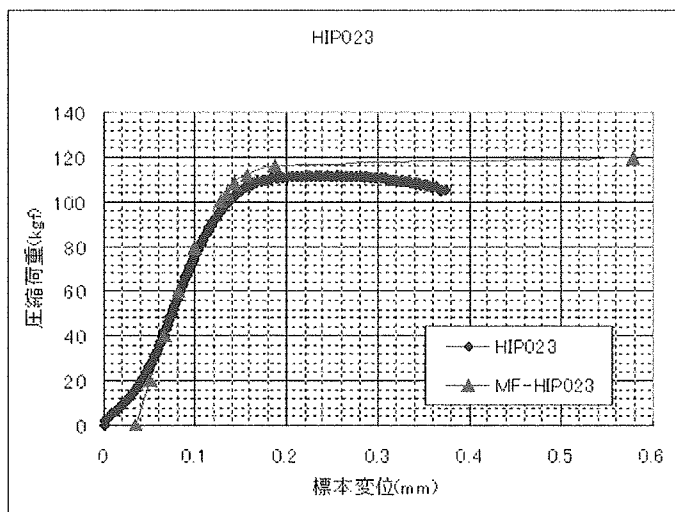
標本モデル	最適 しきい値	メッシュ サイズ 基本値	メッシュ サイズ 最大値	メッシュ サイズ 最小値	節点数	ソリッド数	a	b	RR	FACGR
HIP005	480	0.7	2	0.5	17143	63790	0.847	7.534	17759	5
HIP023	580	0.7	2	0.5	16254	56624	0.847	7.534	20998	3
HIP024	400	0.7	2	0.5	12522	44283	0.847	7.534	13500	3
HIP031	330	0.7	2	0.5	16989	62913	0.847	7.534	18020	5
HIP020	380	0.7	2	0.5	16269	56185	0.847	7.534	15544	3.5
HIP026	420	0.7	2	0.5	14909	56000	0.847	7.534	31900	5
HIP034	150	0.7	2	0.5	16901	64856	0.847	7.534	23505	5
HIP039	150	0.7	2	0.5	18588	68896	0.847	7.534	12369	2.5
HIP040	0	0.7	2	0.5	16388	67791	0.847	7.534	20103	2
HIP041	130	0.7	2	0.5	17911	68841	0.847	7.534	12545	2.2
HIP044	210	0.7	2	0.5	17932	66532	0.847	7.534	24096	5
HIP065	285	0.7	2	0.5	17060	59836	0.847	7.534	38407	4.5
HIP068	90	0.7	2	0.5	18878	81104	0.847	7.534	14996	2
HIP069	350	0.7	2	0.5	15427	58553	0.847	7.534	14500	4.8
HIP070	210	0.7	2	0.5	16474	61598	0.847	7.534	14306	3
HIP043	133	0.7	2	0.5	17200	66458	0.847	7.534	12694	3
HIP045	0	0.7	2	0.5	17049	70227	0.847	7.534	14376	5
HIP048	180	0.7	2	0.5	18387	71313	0.847	7.534	10847	3

本表の中で、HIP040 および HIP045 については最適しきい値が0となっている。これは、ある程度大きなしきい値から0までの範囲でしきい値を変更し最適解を探索したにも関わらず、剛性（荷重-変位曲線の傾き）が試験値に合うまでに至らなかったというものである。しきい値はMD-CTにおけるCT値そのものであるため、今回の標本ではその取り得る範囲は-1000~+2000程度であり、負の値を与え剛性を上げる事も可能ではあるが、その場合、解析モデルの形状が骨梁構造を良好に反映している形状とはならない（単なる塊状のモデル、あるいは骨梁の非常に少ないモデルとなる）ため、ここではこのしきい値の下限を0としている。

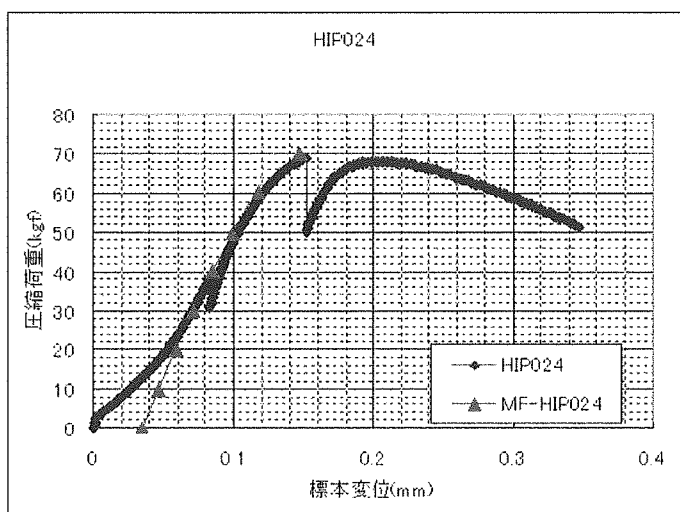




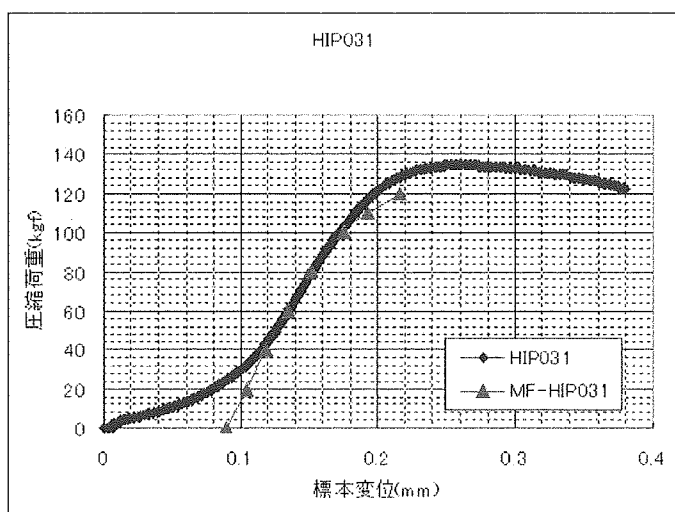
(a) HIP005



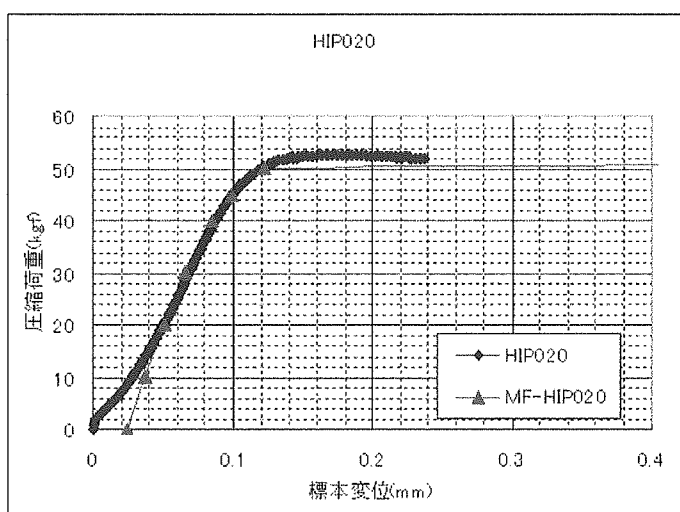
(b) HIP023



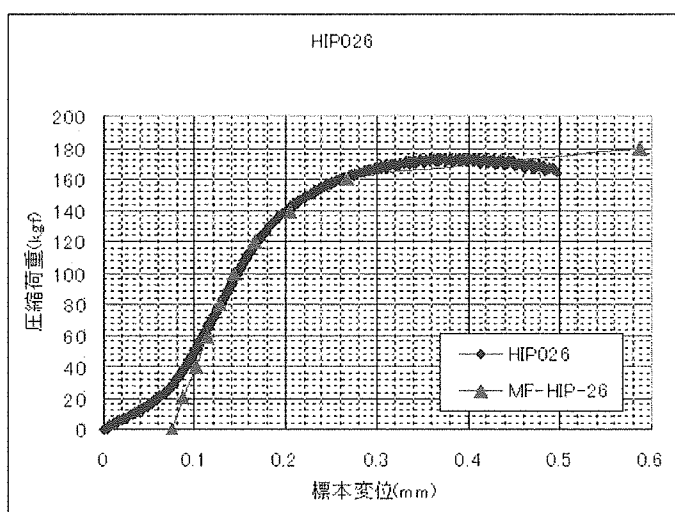
(c) HIP024



(d) HIP031

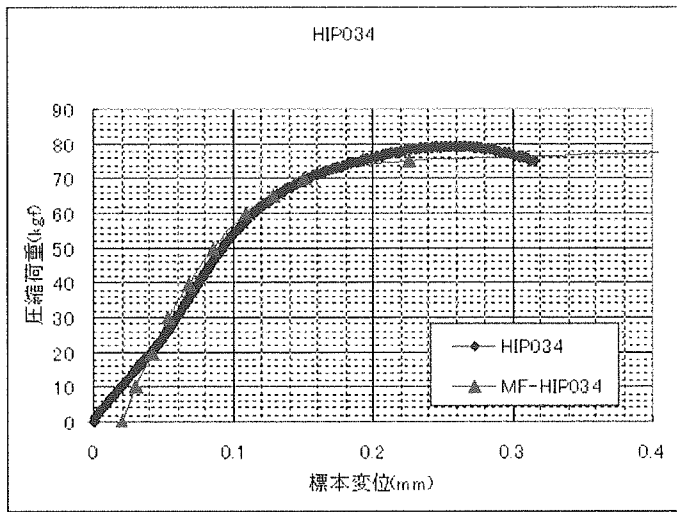


(e) HIP020

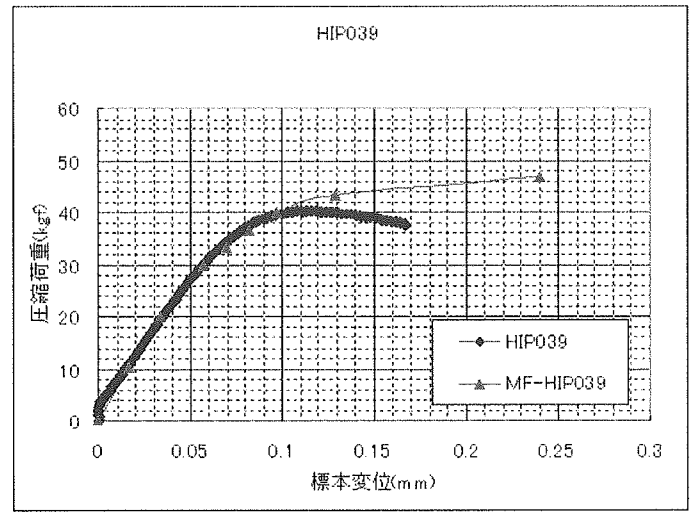


(f) HIP026

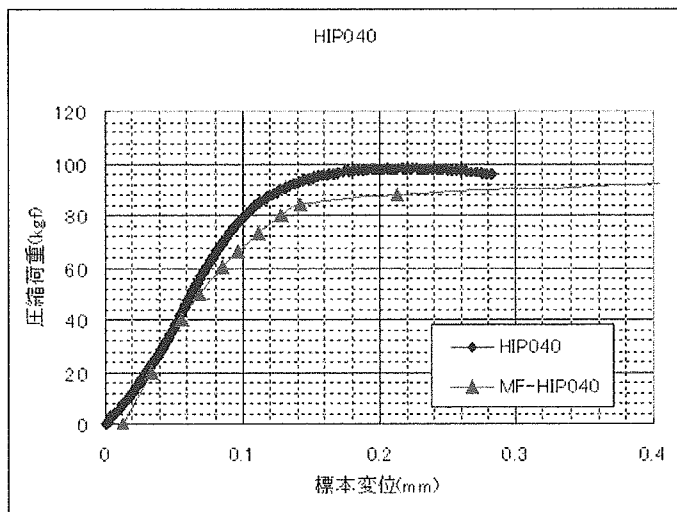
図 3.2.3-2 最適パラメータによる解析値と試験値の荷重-変位曲線



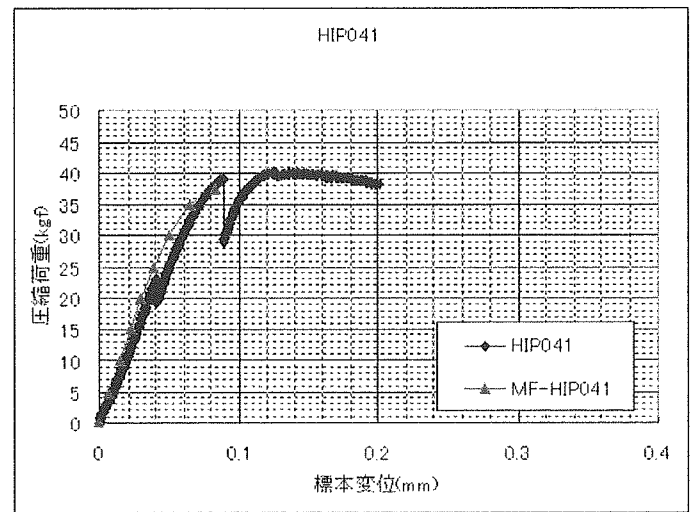
(g) HIP034



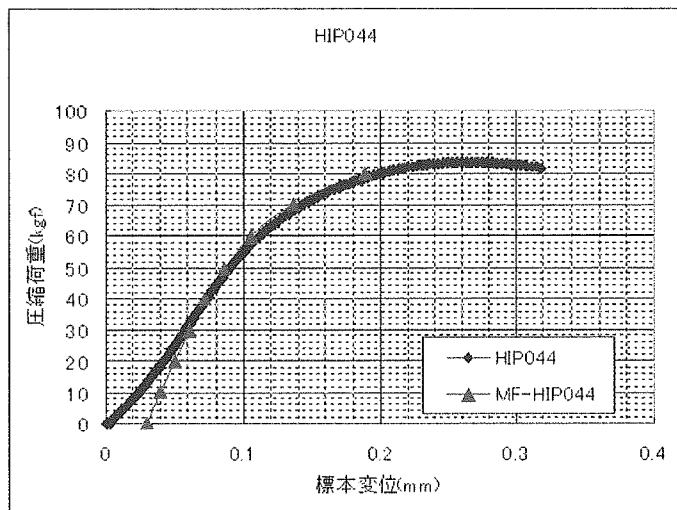
(h) HIP039



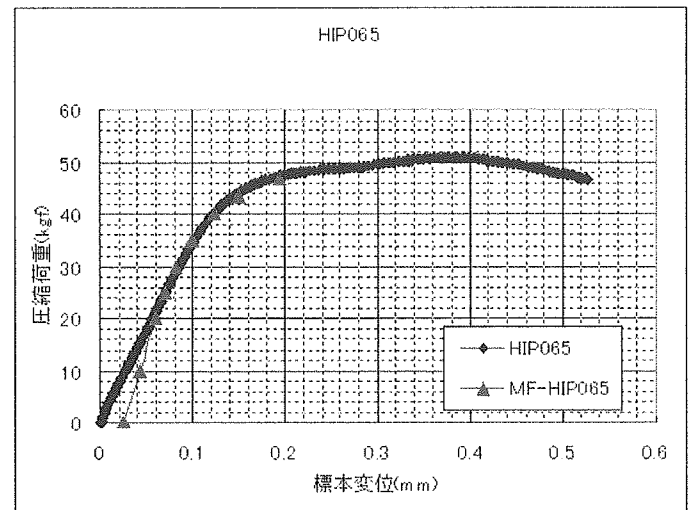
(i) HIP040



(j) HIP041

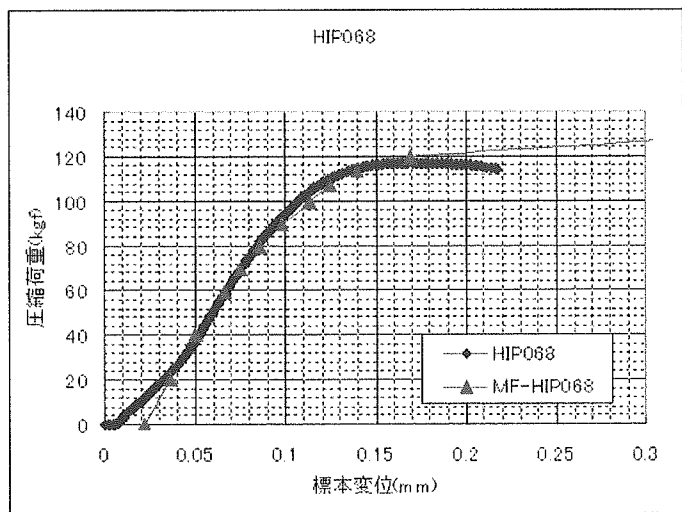


(k) HIP044

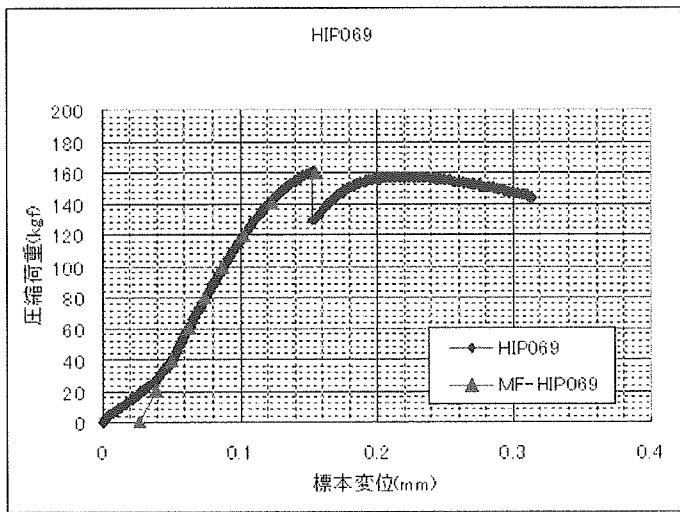


(l) HIP065

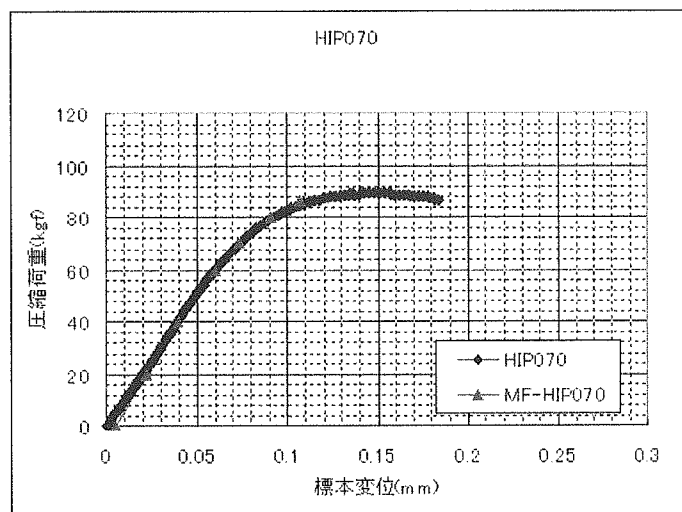
図 3.2.3-2 最適パラメータによる解析値と試験値の荷重-変位曲線



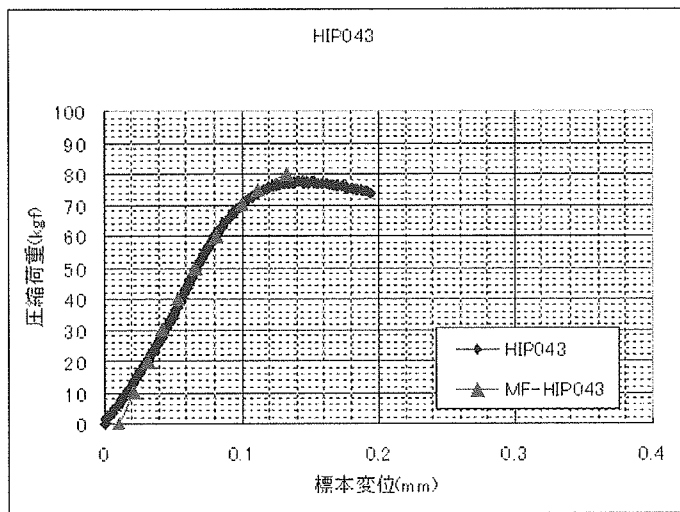
(m) HIP068



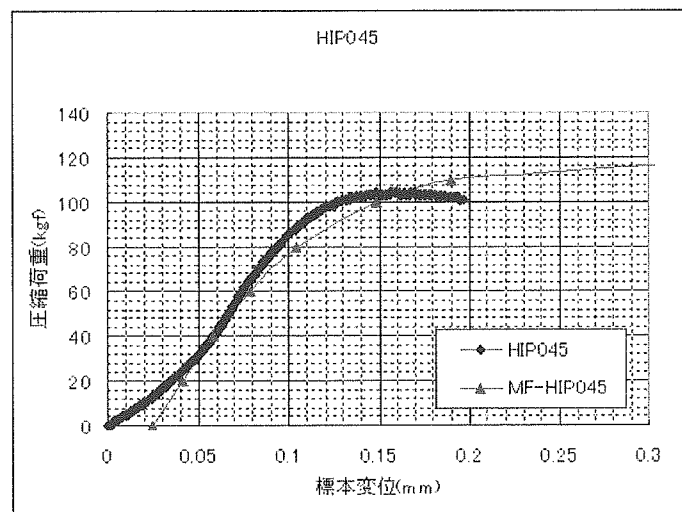
(n) HIP069



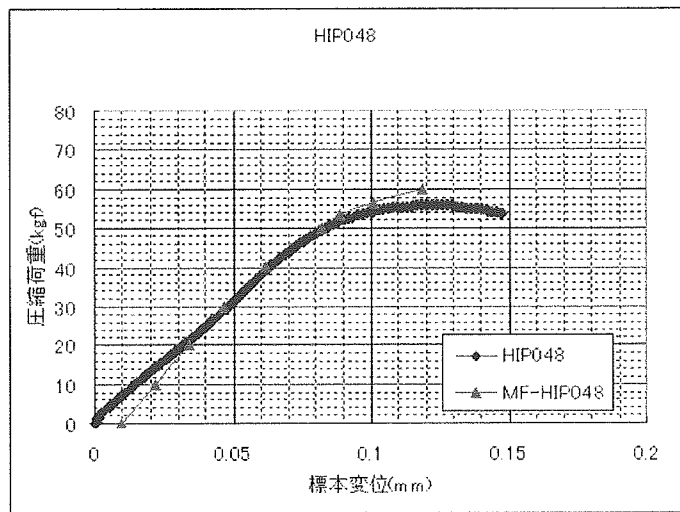
(o) HIP070



(p) HIP043



(q) HIP045



(r) HIP048

図 3.2.3-2 最適パラメータによる解析値と試験値の荷重-変位曲線

上述の、しきい値を0としても剛性が試験値に合うまでに至らないモデルが存在することに関して、CT画像と解析モデルの関係について考察する。

元となるCT画像データの骨標本の周囲には生理食塩水やアクリル（加圧板）が存在しており、これらのCT値は基本的に骨標本よりも小さい（0付近）。また、MD-CTによる画像はマイクロCTの画像と比較すると明らかなように、骨梁そのものを捉えるには解像度が十分でない。したがって、得られた画像の骨梁と生理食塩水、あるいはアクリルとの境界は、これらの低いCT値を取り込んで平均化された画像となっている可能性（あるいは場合）がある。さらに、上で示したMFでの解析モデル（メッシュ）の最小サイズは0.5mm、CT画像の1ピクセルは約0.2mmであることを考慮すると、ここでも画像データの平均化が行われていることになり、その部分では実際の骨梁のCT値に比べ低い値となっている可能性（あるいは場合）がある。試験値に合うまでの剛性が得られていない解析モデルは、こういった部分がより多く含まれている可能性があると考えられる。