

①

増子 28

⑤

骨組織の動力学的特性評価に関する研究

小 林 公 一

新潟大学大学院自然科学研究科

生産科学専攻

骨組織の動力学的特性評価に関する研究

目 次

第1章 緒 論

1.1 本研究の意義	1
1.2 骨の生体力学的特性	2
1.3 本研究の目的	6
1.4 本論文の構成	8

第2章 骨の構造と力学的特性

2.1 緒言	10
2.2 骨の構造	10
2.2.1 巨視的構造	10
2.2.2 緻密骨および海綿骨の構造	13
2.2.3 関節軟骨の構造	22
2.3 骨の力学的特性	24
2.3.1 緻密骨の力学的特性	24
2.3.2 海綿骨の力学的特性	33
2.3.3 関節軟骨の力学的特性	39
2.4 結言	43

第3章 ホプキンソン棒衝撃試験法による動力学的特性評価

3.1 緒言	45
3.2 衝撃試験の分類	45
3.3 ホプキンソン棒法による動的構成関係の評価	47
3.3.1 動的構成関係評価法の精度	50
3.4 ホプキンソン棒法による粘弾性特性の同定	55
3.4.1 粘弾性試験片の波動伝播解析による方法	56
3.4.2 粘弾性はりの衝撃曲げ応答解析による方法	66
3.4.3 応力緩和およびクリープ関数に基づく方法	72
3.4.4 応力-ひずみ関係に基づく方法	75

3.5 結言	78
第4章 緻密骨の力学的異方性と粘弾性特性	
4.1 緒言	79
4.2 ウシ大腿骨 plexiform bone の力学的異方性と粘弾性特性	80
4.2.1 実験方法	80
4.2.2 結果と考察	85
4.3 ウシ大腿骨 Haversian bone の力学的異方性と粘弾性特性	91
4.3.1 実験方法	91
4.3.2 結果と考察	95
4.4 ヒト脛骨 Haversian bone の力学的異方性と粘弾性特性	101
4.4.1 実験方法	101
4.4.2 結果と考察	101
4.5 粘弾性特性の温度依存性	108
4.5.1 実験方法	108
4.5.2 結果	112
4.5.3 考察	125
4.6 結言	126
第5章 衝撃圧縮荷重下における海綿骨の力学的挙動	
5.1 緒言	128
5.2 圧縮挙動に及ぼすひずみ速度と見掛けの密度の影響	129
5.2.1 実験方法	129
5.2.2 結果	133
5.2.3 考察	137
5.3 粘弾性特性に及ぼす介在液性成分の影響	138
5.3.1 実験方法	138
5.3.2 結果	138
5.3.3 考察	146
5.4 結言	147
第6章 関節軟骨の圧縮特性	

6.1 緒言	148
6.2 衝撃圧縮特性	149
6.2.1 実験方法	149
6.2.2 結果	153
6.2.3 考察	157
6.3 試験片側面拘束の有無による圧縮特性の差異	159
6.3.1 実験方法	159
6.3.2 結果	162
6.3.3 考察	169
6.4 結言	170
 第7章 結 論	 171
 文 献	 175
謝 辞	194

第1章 緒 論

1.1 本研究の意義

骨格系は多数の骨といくらかの軟骨により構成される器官であり、重力に対して体を支えると同時に、生体の様々な運動に際して力の伝達や内臓の保護などの役割を担う。また、造血や体液のカルシウムの恒常性維持など、生命活動を営む上で必要不可欠な機能も有している。生体支持器官としての骨の特性評価についてはバイオメカニクス（生体力学）的な観点から盛んに行われている。バイオメカニクスとは生体に適用される力学のことであり、関係する学問分野は医学、工学、生物学、体育学など多岐にわたるが、医学においては整形外科分野と非常に関係が深い。現在、整形外科の臨床では骨腫瘍や変形性関節症に対して病変部を切除し、人工関節や人工骨などのインプラント材で置換する治療法が行われているが、術後にインプラント材と骨の境界面でのゆるみや、インプラント材の磨耗、破損といった問題を生じ、整形外科医を悩ませている^{(1),(2),(3),(4)}。インプラント-骨界面でのゆるみの原因の一つとしてインプラント材と骨との力学的不一致が指摘されている。人工関節置換術の場合、人工関節として用いられるのはアルミナ、チタン、ステンレススチール等の材料であり、骨とは弾性率において10倍以上の開きがある。これにより骨側に極端な応力集中が生じて骨吸収がおこり、インプラント材との緩みが生じると考えられている。以上のことから、人工関節の開発に際しては骨との生物学的適合性はもとより力学的適合性をも考慮しなければならない。そのためにはまず骨自身の力学的特性を解明する必要がある。

また、高齢化社会を迎え、病的に骨量が減少した病態すなわち骨粗鬆症が大きくクローズアップされている⁽⁵⁾。骨粗鬆症では骨量の減少と共に骨が脆弱化するため、軽微な外力で脊椎の圧迫骨折や大腿骨頸部、橈骨遠位端部の骨折を生じる。体力が低下している高齢者にとって骨折は治療に長期間を要し、その間寝たきり状態を余儀なくされることもある。しかし、臨床において骨粗鬆症の診断はX線像による視覚的判定とCT

法等を用いた骨量計測に基づいており、骨の力学的優劣はそれらの結果から間接的に推定されているのが現状である。よって、骨折や骨損傷のメカニズムを解明し、それを骨量や骨形態と定量的に関係付けられれば骨折等の骨疾患の予防や診断に大いに役立つものと思われる。

一方、骨折など骨損傷の治癒過程において力学的刺激が骨癒合を促進することが古くから知られており、臨床において骨折部の固定だけでなく力学的刺激を与えられるような骨接合術が考案^{(6),(7),(8)}されてきた。しかしながら、骨癒合にとって最適な刺激量や刺激期間については未だ不明な点が多く、これらの解明が急がれている。

工学的観点に立てば、人工関節など骨に類似した高機能医用生体材料の創製はエンジニアにとって興味深いテーマであると同時に、骨格系が有する優れた機能、すなわち最適構造、機能的適応、自己修復性、自己潤滑性、運動安定性などに学び、これらの特性を従来の材料、機械および構造物に取り入れることは、現在いくつかの技術的な壁に直面しつつある機械工学分野にとって突破口となるはずである。例えば、産業革命以来の技術革新は我々に生活水準の向上をもたらしたが、その反面大量生産、大量消費社会を作り出し資源の枯渇や環境問題を生む原因となった。使用の頻度や期間に比例して損傷が累積し、機能低下を生ずる現存の機械・構造系に代わり、自己修復能や自己潤滑能を有する機械・構造系が実現すれば、その寿命は従来のそれに比べ飛躍的に向上し、これら問題の解決の一助となるであろう。

1.2 骨の生体力学的特性

骨格系は外力に対してその外部形態や内部構造を機能的に適応させ、荷重支持器官として、また同時に滑らか且つ安定した関節運動を実現するため最適化された構造を有する。一例として、股関節の構造を図1-1に示す。大腿骨の骨頭部分に着目するとその内部には圧縮および引張りの二つの骨梁群が走行している。圧縮骨梁群は骨幹部の内側から骨頭の上部に走行し、骨頭に作用する体重の数倍にも及ぶ衝撃的な圧縮力を支えている。一方、引張り骨梁群は大転子下の外側皮質から骨頭の下部へ

伸び、大腿骨頸部が曲げ荷重を受けたとき引張り側の補強の役目を果たしている。さらに骨頭表面を覆う関節軟骨は液性成分を多く含んでおり、潤滑機能を担うだけでなくその豊かな変形能によって骨頭にかかる荷重を分散する。

骨の置かれた力学的環境と骨の形態や構造との関係を探る研究の歴史は古く、Wolff⁽⁹⁾はX線が発見(1895)される以前の1892年に骨格標本の詳細な観察から骨皮質と骨梁を一体のものと捉え、骨皮質は多くの骨梁が集合して形成されるものであり、逆に骨皮質からそれぞれの骨梁が離れていくことによって薄くなると理解した。例えば大腿骨近位部についてみると、内側骨皮質は約50の骨梁が集合して形成されており外側からもほぼ同数の骨梁が認められる。また、図1-2に示すように、骨梁が骨に作用する力の流れる方向に一致して走行し、骨梁群は互いに直交することなどを観察した。このように幾何学的に配列された構造をWolffは静力学的に各骨梁を1本の梁(beam)と考え解析を行い、骨の内部構造は生理学的条件下で機能を維持するため絶えず変化し、それは力の伝達と分布に関する静力学的法則に従う、という結論を得た。この考えはWolffの法則としてまとめられ、後のX線による骨構造観察例の増加と共にその妥当性が立証されるようになった。また、Roux⁽¹⁰⁾は骨は肥大と萎縮により周囲の環境に機能的に適応し、最小の構成要素で最大の強度を得る構造に帰着するという最大-最小の原理を提唱した。この説についてはPauwels⁽¹¹⁾やKummer⁽¹²⁾により実験的立証がなされている。しかし、Wolffの法則や最大-最小の原理は力学的環境が骨の形状と構造を制御することを述べたにすぎず、制御機構については説明されていない。

一方、骨は一生を通じて吸収と形成を繰り返し、光学顕微鏡レベルで絶えずリモデリング(再構築)を行っている。そこで、バイオメカニクスの観点から、このリモデリングを力学的環境に適応して骨の形状や内部構造が変化する過程と見なし、それを調節する力学パラメータや調節機構を探る研究が今世紀後半以降、盛んに行われてきた。前述のようにWolffは力学パラメータとして応力を考えたが、その他にひずみ⁽¹³⁾、ひずみエネルギー⁽¹⁴⁾、ひずみ速度⁽¹⁵⁾、疲労による微小損傷^{(16),(17),(18)}などが

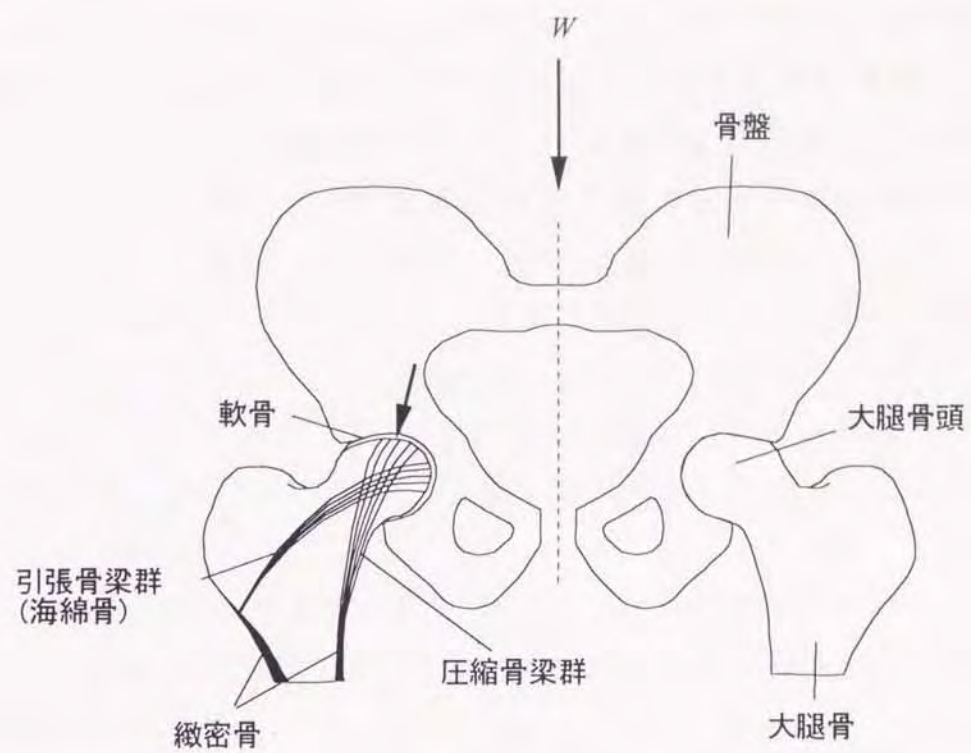


図1-1 ヒト股関節の構成要素

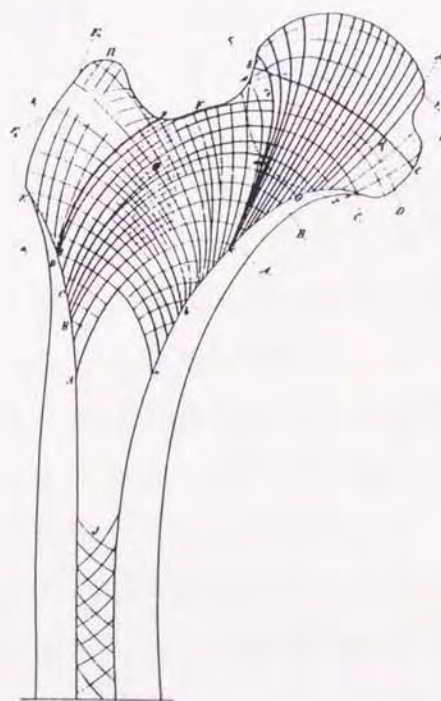


図1-2 Wolffによる大腿骨近位部の骨梁構造のモデル⁽⁷⁾

挙げられており、これら力学量の時間変動の平均値、周期、振幅、波形などが力学的刺激として考えられている。そして、これら力学量と骨の吸収および形成を関係付けるリモデリング方程式が多数提案^{(19), (20), (21)}されている。また、実験的アプローチにより力学的刺激とリモデリング作用との関係を調べた研究も多く見られる。組織・細胞レベルでは *in vitro* において周期的な力学負荷が骨形成を促すことが報告^{(22), (23), (24), (25), (26)}されている。また、組織レベルでの力学刺激に対する感度については Laynon と Rubin^{(15), (27)}, Sachs⁽²⁸⁾などが報告しており、さらに、細胞レベルでのひずみ感度も推定⁽²⁹⁾されているが、今後の課題として力学的刺激がどのようにして細胞に骨形成の指令を与えるのかその機構の解明が挙げられる。

一方、Fung⁽³⁰⁾は、バイオメカニクスにおける問題解決のためのアプローチは従来の物理学や工学における伝統的手法と同様に以下のような段階を踏むと述べた。

- ①対象物の幾何学的形状を把握するため、その形態、組織、巨視的ならびに微視的構造を調べる。
- ②対象物の力学的特性すなわち構成方程式を決定する。
- ③物理学の基本法則（質量、運動量およびエネルギーの保存則）と構成方程式に基づき対象とする系の支配微分（もしくは積分）方程式を導く。
- ④意味のある境界条件を設定するため対象物が置かれた環境を把握する。
- ⑤以上の境界値問題（適切な初期条件および境界条件を与えられた微分方程式）を解析的もしくは数値的に解く。
- ⑥得られた解の妥当性を検証できるような実験を行い、必要ならば両者をより対応させるため、方程式系の再構成を行う。
- ⑦実験結果と理論値を比較し、理論が妥当かどうか検討する。もし妥当であるならば構成方程式中の未知定数を決定する。
- ⑧得られた理論および実験方法を実際の問題に適用する。

すなわち、構成方程式なくして③以降の段階へ進むことは出来ず、例えば骨折のメカニズムの解明や、骨-インプラント材界面での応力-ひず

み解析などを行う際に非常な障害となる。骨の力学的特性に関する研究は固体力学や材料力学の理論的、実験的手法を用いて骨の構成方程式を構築すること目的としており、今世紀後半以降、非常に多くの研究が報告^{(31),(32)}されている。しかしながら、次章で述べるように、それらの研究の大半は準静的荷重条件下におけるものであり、動的小よび衝撃荷重下における骨の力学的挙動については研究例も少なく未だ十分解明されていないのが現状である。

1.3 本研究の目的

骨の力学的特性を評価することはバイオメカニクスの分野において基礎的かつ重要であり、これに関しては従来より非常に多くの研究が報告されてきた。しかしながら、それらの研究の大半は静的荷重条件下におけるものであり、高ひずみ速度下での力学的挙動は十分明らかにされているとは言えない。一般に骨は粘弾性的性質を有し、その力学的挙動はひずみ速度の影響を強く受ける。また、歩行および走行といった日常動作やスポーツ時において骨には動的小よび衝撃的外力が繰り返し作用し、これらが過大であれば損傷や骨折に至る。従って、骨の力学的特性評価は静的荷重下のみならず、衝撃的荷重下も含めた広範囲のひずみ速度で行う必要がある。

本研究は衝撃荷重下における骨の力学的挙動を調べると同時に、それを記述できる力学モデルを提示する事を目的としている。生体組織を力学試験する際に障害となるのは試験片の寸法である。すなわち、生体組織は寸法・形状に制約があるため大型試験片の採取が非常に困難である。そこで、本研究ではホプキンソン棒法による衝撃試験を実施した。ホプキンソン棒法は小寸法の試験片が利用可能であるばかりでなく、試験機内の波動伝播を合理的に解釈しているため動的応力-ひずみ関係を精度良く求めることができるという利点を有する。本研究で対象としたのは緻密骨、海綿骨および関節軟骨であり、以下に各々の目的を述べる。

【緻密骨】

骨格系において荷重支持機能の主要部分を担う緻密骨は周囲の力学的環境に対しその微視的組織構造を機能的に適応させ、巨視的な力学挙動は異方性粘弾性特性を示すことが知られている。しかしながら、粘弾性特性に及ぼす異方性や温度の影響を詳細に調べた研究はほとんど見当たらず、また、これらの特性と微視的組織構造との関連性も十分明らかにされていない。そこで、組織構造の異なる2種類の緻密骨すなわち成長期に形成される一次骨(plexiform bone)と、それが成長とともに置換されて形成される二次骨(Haversian bone)について粘弾性モデルを提示するとともに力学的異方性と温度依存性を詳細に調べ、両者の動力学的特性の差異について検討する。

【海綿骨】

骨量の減少した高齢者にとって骨折の好発部位である大腿骨頸部や橈骨末端および椎体はその大部分が海綿骨で占められる。また、人工関節などのインプラント材の多くは海綿骨部分に設置される。従って、海綿骨の力学的特性を明らかにすることは、これら骨折の発生要因の究明やインプラント材のルーズニングの原因解明にとって必要不可欠である。

多孔質体である海綿骨には固体相である骨梁に液体相である骨髄が介在している。ここでは、応力-ひずみ関係ならびに極限応力に及ぼす見かけの密度の影響を広範囲のひずみ速度下で調べる。そして、粘弾性モデルを提示するとともに、粘弾性特性に及ぼす介在液性成分の影響について検討する。

【関節軟骨】

関節表面を覆う関節軟骨は、荷重の伝達や衝撃力の吸収といった重要な関節機能を担う。また、変形性関節症の病因や病態には関節の接触動態と共に、関節軟骨の力学的特性も密接に関連している。このような観点から、広範囲のひずみ速度における応力-ひずみ特性および吸収エネルギーと関節軟骨において大部分を占める間質水の挙動との関係について検討を行う。さらに、関節軟骨は生体内で横方向への変位が拘束された状態にあることを考慮し、試験片側面の拘束の有無による力学的特性の

差異について調べる。

1.4 本論文の構成

本論文は本章を含め7章より構成されている。

第1章「緒論」では、骨の力学的特性に関する研究の意義および背景を生体力学的観点より論述した他、本論文の目的と構成を述べた。

第2章「骨の構造と力学的特性」では、骨の形態、組織および構造についてその基礎的事項を述べるとともに骨の生理学的機能についても簡説した。次いで、本研究で対象とした緻密骨、海綿骨および関節軟骨の力学的特性に関する従来の研究を概覧し、それらの力学像についての基礎的知見を述べた。

第3章「ホプキンソン棒衝撃試験法による動力学的特性評価」では、本研究で用いたホプキンソン棒衝撃試験法について説明した。すなわち、同衝撃試験法の原理について詳述するとともに、その測定精度について検討を行った。さらに同衝撃試験法を利用した粘弾性特性同定法についても詳しく述べた。

第4章「緻密骨の力学的異方性と粘弾性特性」では、ウシ大腿骨骨幹部の plexiform bone と Haversian bone 並びにヒト脛骨骨幹部の Haversian bone から採取した試験片に対し、ホプキンソン棒法衝撃圧縮試験を実施した。そして、応力-ひずみ関係を調べるとともに粘弾性特性の同定を行い、これらの特性に及ぼす試験片採取方位、微視的組織構造の影響について明らかにした。さらに、ウシの plexiform bone と Haversian bone に対し 8~70℃ の範囲でホプキンソン棒法衝撃3点曲げ試験を実施して粘弾性特性および破断荷重の温度依存性を調べた。

第5章「衝撃圧縮荷重下における海綿骨の力学的挙動」では、ウシ大腿骨遠位骨端部から採取した海綿骨試験片に対し、ホプキンソン棒法衝撃圧縮試験と準静的圧縮試験を実施して剛性および極限応力に及ぼすひずみ速度および見掛けの密度の影響について明らかにした。さらに、骨髓または生理食塩水を含む試験片に対してそれぞれ3要素標準線形固体モデルを適用し、粘弾性特性に及ぼす介在液性成分の影響について検討し

た。

第6章「関節軟骨の圧縮特性」では、ウシ大腿骨遠位関節面の関節軟骨に対し、ホプキンソ棒法衝撃圧縮試験と準静的圧縮試験を実施して広範囲のひずみ速度における応力-ひずみ特性および吸収エネルギーと、圧縮負荷に伴う間質水の滲出量との関係について調べるとともに、ひずみ速度による試験片の破壊形態の差異について検討した。さらに、試験片側面拘束の有無が接線ヤング率および吸収エネルギーに与える影響について明らかにし、これらの特性に及ぼす負荷速度の影響についても検討を行った。

第7章「結論」では、本研究で得られた結果を総括し、今後の展望について述べた。

第2章 骨の構造と力学的特性

2.1 緒言

骨は内骨格として生体支持機能を担い、その形態や組織構造と力学的特性は密接に関連している。そこで、本章では本研究で対象とした緻密骨、海綿骨および関節軟骨についてその形態、組織構造および組成に関する基本的事項に加え、それらの力学的特性に関する基礎的知見を述べることにする。先ず本章の前半では、骨の基本構造を説明した後、骨質を形成する緻密骨と海綿骨の巨視的および微視的構造について述べた。そして、骨の細胞、組成ならびに生理学的機能に関する基礎的事項を述べるとともに、関節軟骨についても同様な説明を行った。

続いて、本章の後半では緻密骨、海綿骨および関節軟骨についてそれぞれの力学的特性に関する従来の研究を概覧し、今までに得られている基礎的知見を説明した。すなわち、緻密骨については力学的異方性や力学的特性に及ぼす微視的組織構造の影響、海綿骨については弾性率および強度と見掛けの密度の関係、関節軟骨については含有する水分と力学的挙動の関係などについて述べた。また、本研究のテーマである動力学的特性に関しても、それぞれの骨について詳細に述べた。

2.2 骨の構造^{(5),(33)}

2.2.1 巨視的構造

骨の基本構造は器官としてみると骨質、軟骨、骨膜、骨髓の四組織からなり、これに神経や血管が加わる。骨の主体をなす骨質は骨細胞と骨基質からなるが、それらはさらに肉眼的・顕微鏡的特徴から緻密骨(compact bone)と海綿骨(trabecular bone)とに区別できる。前者は骨の表層部を占め、後者は内部に見られる。緻密骨は非常に硬く、大動物では図2-1のように多数の層板構造からなる。海綿骨は骨内面に棘状、梁状に存在し(骨梁: trabecula)、図2-2に示すような網目構造をなす。大腿骨や脛骨など長管骨は骨幹、骨幹端および骨端の3領域に分けられるが、

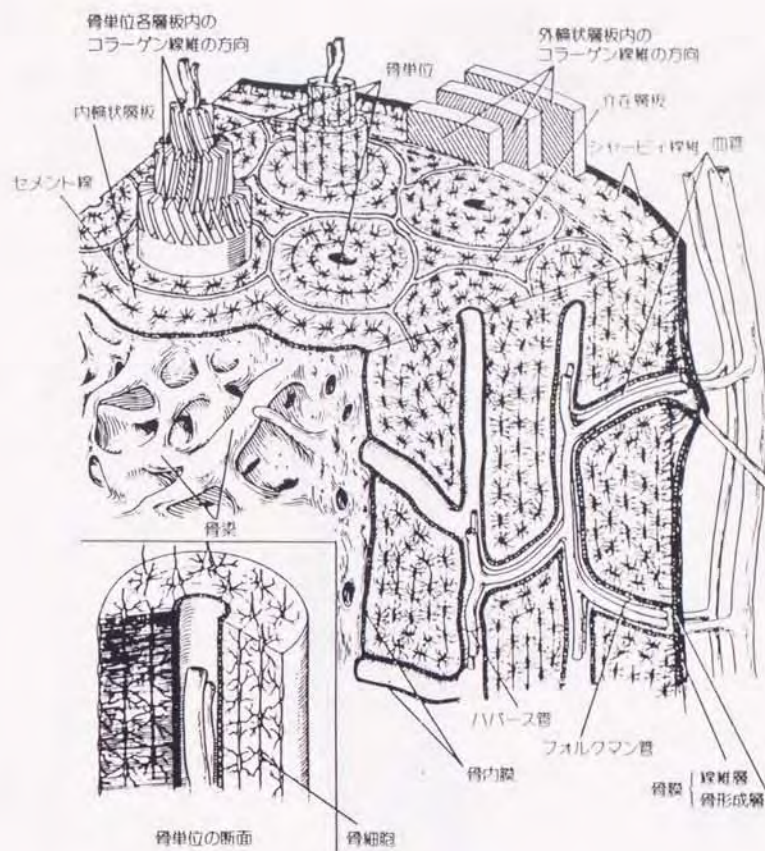
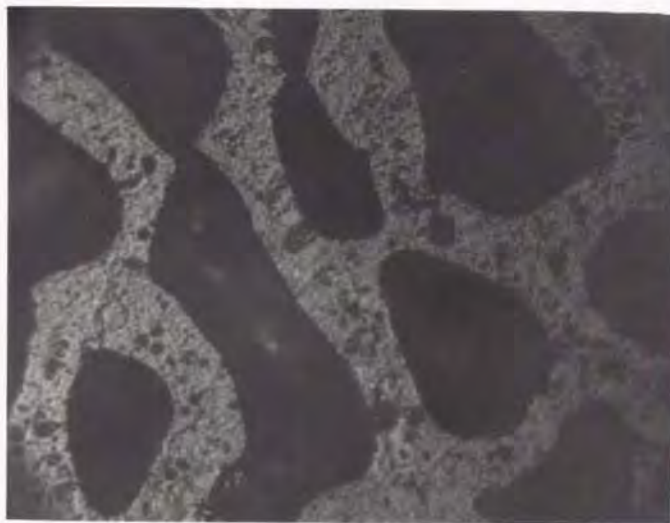


図2-1 緻密骨の層板構造⁽⁷⁾



0.5mm

図2-2 海綿骨の骨梁構造

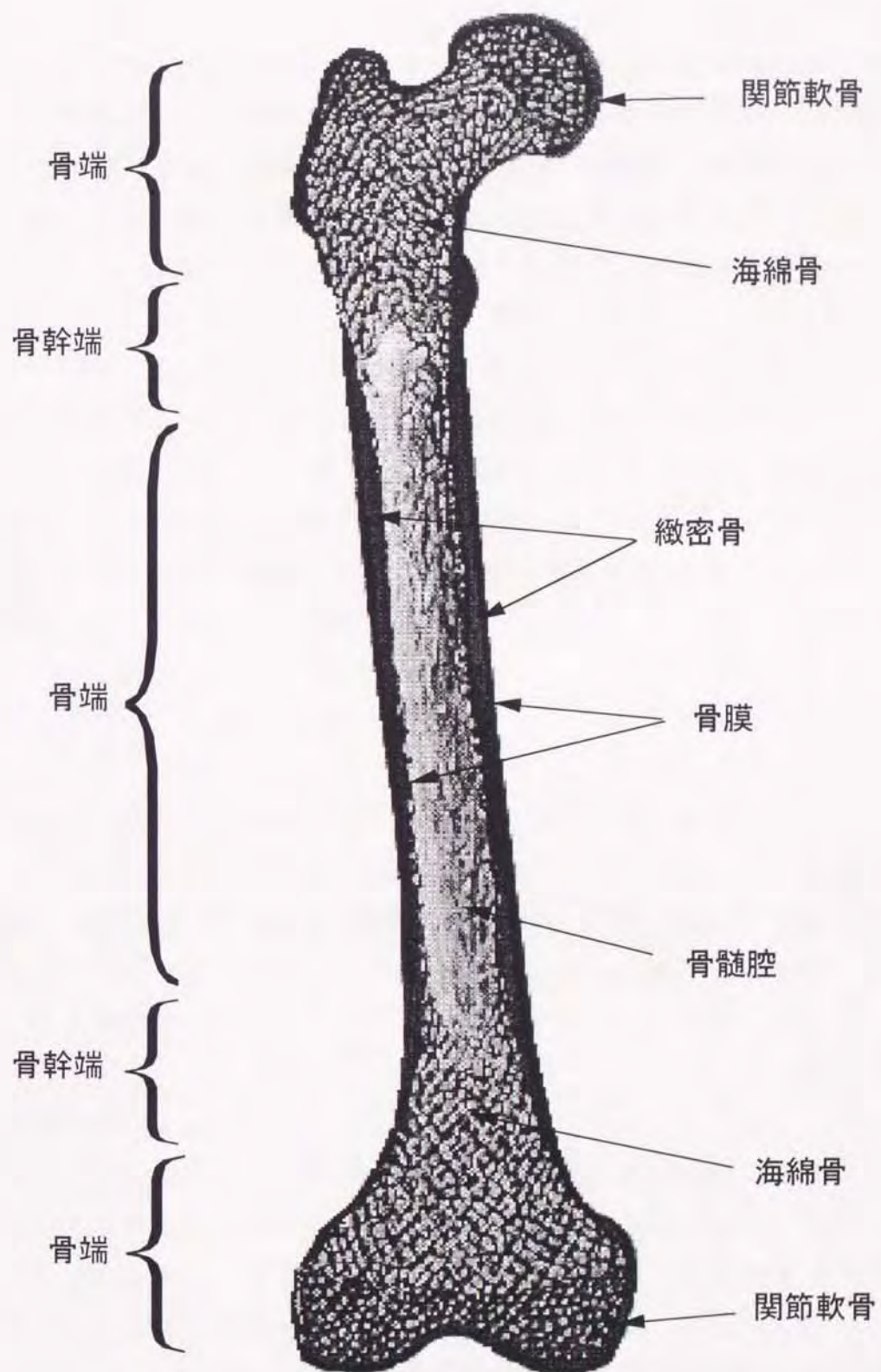


図2-3 長管骨の基本構造

図2-3に示すように緻密骨は骨幹と骨幹端の外側、海綿骨は骨幹端および骨端の内部にみられる。海綿骨はその他に椎体や骨盤の内部、頭蓋骨などにも存在する。成長期では骨端内部に成長軟骨板が存在し、長さ方向への成長を促す。骨幹と骨幹端の内側空洞(髄腔)と海綿骨の骨梁の間の小腔は骨髓で満たされている。骨髓は造血作用を営む赤色骨髓と、その作用を失い脂肪化した黄色骨髓に分類される。骨髓の脂肪化は生理的現象であり、加齢と共に進行する。骨質外側は繊維状の皮膜、骨膜(periosteum)で囲まれる。骨膜は胎生期から青年期に至るまでは骨の表面に骨質を新生して骨の太さ方向の成長を司るが、成長が止むと多数の細血管を骨質に送り込んでその栄養補給を助ける。一方、骨質の内側にも同様な皮膜が存在し骨内膜(endosteum)と呼ばれている。関節軟骨(articular cartilage)は関節表面を覆う弾力性に富む無血管系の特殊な結合組織であり、平滑で多量の水分を内在する。

2.2.2 緻密骨および海綿骨の構造

緻密骨と海綿骨の違いは骨の量的、構造的差異に起因し、組成は同一と考えてよい。両者は骨質をなし、その内緻密骨が80%、海綿骨が残りの20%を占める。骨質は(1)線維性骨、(2)一次骨、(3)二次骨に分類される。以下にそれぞれの詳細について述べ、さらに骨の細胞および組成についても説明する。

(1)線維性骨(woven fibered bone)

線維性骨は骨基質の発展途上において形成され、その名の由来はコラーゲン線維が不規則に配向していることによる。一次骨や二次骨に比し緻密ではないが活性度が高く、石灰化速度は速い。線維性骨は胎児期の骨格に見られるが通常4歳までに消滅する。また、成長軟骨板における軟骨内骨化の際にも見られる。成熟した骨質における線維性骨の主な役割は骨質の修復と防御であり、最も一般的な例は骨折部に形成される仮骨(callus)である。ここでは急速な骨形成が行われ、やがて仮骨は一次骨に吸収・置換される。線維性骨の組成は一次骨とほとんど同じである

が、力学的特性は一次骨のそれより劣ることが知られている。

(2)一次骨(primary bone)

一次骨は線維性骨とは異なり軟骨原基など既存の基質に沈着してできる。一次骨はprimary lamellar bone, plexiform bone, 一次オステオンの3つに分類され、それぞれの機能に応じ異なった力学的、生理学的特徴を有する。

・ Primary lamellar bone

Primary lamellar boneはさらに周囲薄板(circumferential lamellar bone)と海綿骨に分けられる。周囲薄板は長管骨の骨膜直下の外環状層板と骨内膜直下の内環状層板であり、脈通路や他の不連続部がほとんど存在しないため非常に緻密である。海綿骨は広大な表面積を有し、骨髄および脈管細胞と密接しているため、長期間にわたるカルシウムイオンの交換が可能となる。一般にprimary lamellar boneの力学的強度は優れているが、特に海綿骨では力学的機能と同時に、カルシウムの調節と造血も司る。

・ plexiform bone

急成長する動物(例えばウシ)では骨折した時、周囲の組織の成長に遅れることなく急速に骨修復を行う必要があるが、力学的特性に劣る線維性骨(仮骨)ではこの役割は十分果たせない。Plexiform boneはこのような状況に置いて形成されるが、その詳細なメカニズムについては十分明らかにされていない。構造的には方向性を持って緻密になった海綿骨のようである。plexiform boneは最初は骨膜および骨内膜下の既存の基質から内部に向かって形成されるが、その後方向を変え、骨膜と平行に成長する。そして脈管(血管などを通す管)により隔てられている既存の基質に架橋を施し、最終的にはブロック塀のような構造となる(図2-4)。plexiform boneは大型で成長の早い偶蹄類(牛, 山羊, 羊, 鹿)や大型の犬などに見られ、ヒトでは成長期の子供で存在が報告されている。Plexiform boneは造血、力学的支持およびミネラルの動的平衡といった骨の一次機能を高めている。

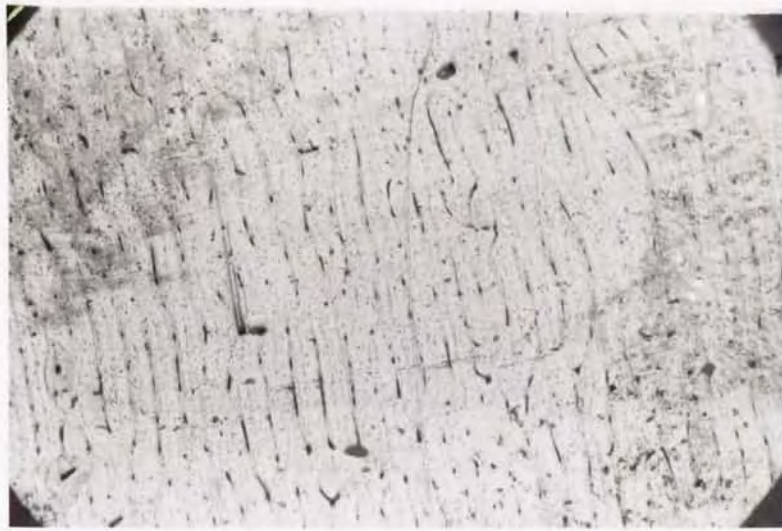
・一次オステオン(primary osteon)

脈管を中心として同心円状になった層板を共心層板と呼ぶ。幾つかの共心層板と骨細胞そして中心にある脈管により一次オステオンが構成される。一次オステオンは後述する二次オステオンと混同される事があるが両者は明らかに異なる。前者は周囲にセメント線と呼ばれる境界層を持たない。しかし、結果的にすべて後者に置換され、そのとき周囲にはセメント線ができて隣接するオステオンとの境界となる。一次オステオンは脈管の表面に層板を形成することで発達する。血管に隣接する骨は血清カルシウムの交換を容易に行えることから、一次オステオンはカルシウムイオンの貯蔵庫としての役割を担っていると考えられる。一次オステオンの存在は体の大きさおよび成長の早さと関係があるとされており、犬や猿には多く存在するがネズミではほとんど認められないこと、急激に成長する鹿の角に見られることがこの考えを支持している。

(3)二次骨(secondary bone)

既存の骨、すなわち一次骨が吸収され、そこに新たに沈着した骨を二次骨(secondary bone)と呼ぶ。二次骨の基本的構造単位はオステオン(osteon)である(図2-5)。オステオンは骨単位、ハバーシアンシステム(Haversian system)とも呼ばれる。オステオンはババース管と呼ばれる直径50~90 μm の血管、リンパ管、時に神経を通して管腔を中心として層板骨が同心円上に配列したものであり、直径は200~300 μm である。長管骨ではその長軸方向に沿って螺旋状に構築され、成熟した骨幹部緻密骨の大部分を形成している。各層板はぎっしりつまったコラーゲン線維を持っており、隣接する層板は線維の方向の異にしている。コラーゲン線維は層板内はもちろん、層板間でもしばしば繋がっており、これが力学的強度を増している。オステオンとオステオンの間には介在層板と呼ばれる不規則な形の骨質がある。

オステオンはリモデリングにより一次、二次、三次...と常に変化し、置き換わっていく。介在層板は新生オステオンによって削り取られた結果の産物であり、石灰化度は新生オステオンより高い。オステオン周囲が存在する。セメント線は古いオステオンが吸収された後に新生された



↔
0.5mm

図2-4 plexiform boneの微視的組織構造



↔
0.5mm

図2-5 Haversian boneの微視的組織構造

骨基質の層に相当する。また、リモデリングの際、骨吸収がここで止まり、骨形成に転じた境界でもあることから逆転線とも呼ばれる。この線はコラーゲン線維に乏しく、糖質に富み、石灰化度も良好である。各層板のコラーゲン線維はこの層を通過しないので、コラーゲンの連続性はここで断たれる。血管腔や管腔については、まずオステオンの中心にハバース管があり、骨細胞の突起などを入れている小管腔が自転車のスポークのようにハバース管から放射状に拡がり、ハバース管から骨細胞へ、また次の骨細胞へと繋がっている。細胞への栄養はこの小管腔に頼る部分が多い。オステオンとオステオンの間はハバース管から枝分かれして斜めに走るフォルクマン管と呼ばれる血管腔によって繋がっている。これら精巧な血管腔は骨膜から骨髓腔表面まで続いている。

骨の細胞は骨芽細胞(osteoblast)、骨細胞(osteocyte)および破骨細胞(osteoclast)の3種類に分類できる。これらは骨の形成、吸収に関与し、骨原生細胞(osteogenic cell)と呼ばれる。

・骨芽細胞

骨芽細胞は図2-6に示すように類骨組織の表面に配列しており、コラーゲン線維やムコ多糖、糖蛋白など骨組織の有機成分を合成、分泌して骨基質を形成すると共に、石灰化や細胞外液と骨液との間の電解質の出入り、破骨細胞の分化、誘導にも重要な役割を果たすと考えられている。基質形成を活発に行っている骨芽細胞は形成期の骨芽細胞と呼ばれ、一般に球形ないし立方体または円錐形をしており、特徴的に塩基好性の細胞質を有する。一方、休止期の不活発な骨芽細胞は線維芽細胞様を呈し、扁平で骨に接着している。骨芽細胞の細胞膜は類骨側に多数の突起を形成し、長くのびた突起は所々で骨質中の骨細胞とギャップ結合で結合している。血管側並びに細胞側面にも短い突起形成が見られ、隣接する骨芽細胞とはやはりギャップ結合により斑状を呈している。このように骨芽細胞同士、骨細胞と骨芽細胞とは互いにギャップ結合し、大きな広がりを持つ細胞のネットワークを形成している。

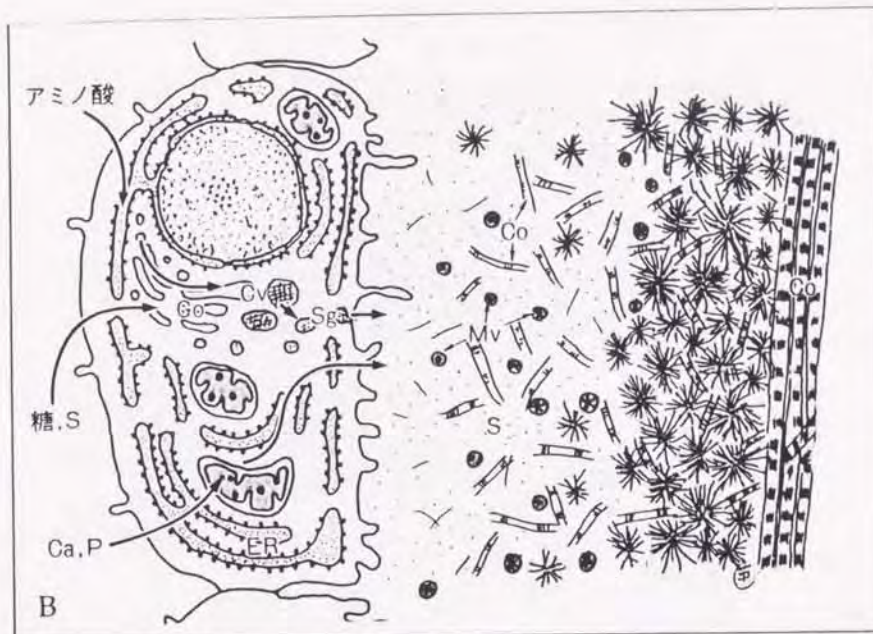


図2-6 骨芽細胞の微細構造⁽⁵⁾

Co:コラーゲン細線維, S:蛋白多糖体, Mv:基質小胞, ER:粗面小胞体,
Go:ゴルジ体, Cv:濃縮胞, Sg:分泌顆粒.

・骨細胞

骨芽細胞が自ら分泌した骨基質中に埋め込まれると骨細胞となる。埋め込まれたばかりの類骨中に見られる幼若な骨細胞は類骨骨細胞と呼ばれ、その周囲が石灰化されると幼若骨細胞となって骨の比較的表層に位置する。若い線維性骨はこれら幼若骨細胞からのみなるが、成熟した層板骨では骨細胞は扁平化し、明瞭な境界板で囲まれた骨小腔中に位置するようになる。図2-7に示すように骨細胞の形態的特徴はその長い多数の細胞突起であり、これら骨小管中を通過して互いに連絡し合いながら骨細管の中軸をなしている。

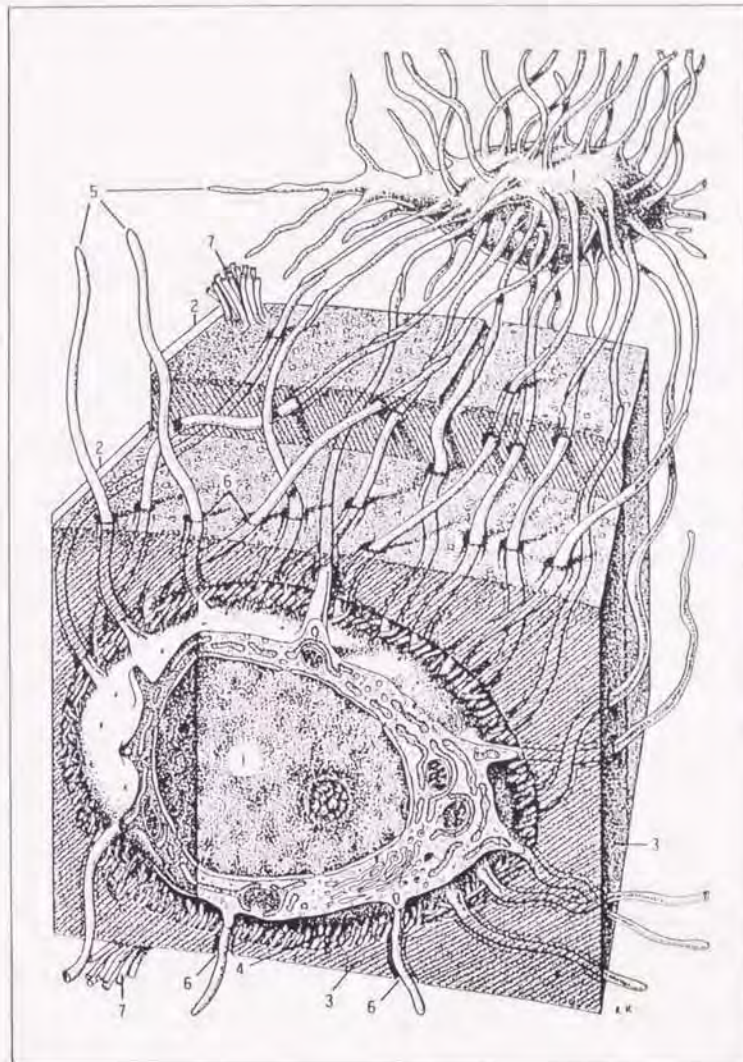


図2-7 骨細胞の立体微細構造⁽⁵⁾

1:骨細胞, 2:ハバース層板, 3:骨基質, 4:コラーゲン細線維, 5:細胞質突起, 6:骨細管, 7:コラーゲン原線維束

・破骨細胞

破骨細胞は骨吸収を主な目的として存在し、骨のモデリングの主役を果たす多核巨細胞である。核は2ないし数10個と変化に富み、個々の核は不規則な外形と辺縁クロマチンの発達で特徴付けられている。通常、破

骨細胞は吸収しつつあるくぼみ（浸食窩）中に細胞体を半ば埋め込むような形で存在するが，細い骨梁の先端を吸収するような場合には細胞全体で骨梁先端部を包む込むような状態で骨吸収を行っている場合が多い．骨吸収に直接作用する破骨細胞の構造は，骨面にほぼ直交してみられる刷子縁で，多数の微絨毛からなり，波状縁とも呼ばれる．破骨細胞の骨吸収の詳細は未だ明らかなではないが，骨表面で骨塩の溶解が起こりこれにより遊離したコラーゲンをはじめとする有機基質は刷子縁より取り込まれ，空胞中で消化されると考えられている．

次に骨質の組成について述べる．骨質は細胞と細胞外質により構成され，細胞外質は表2-1のように水，有機質および無機質に分類される．有機質の主体を占めるのは蛋白質と多糖類で，骨の形成に重要な役割を演じている．蛋白質の大部分はコラーゲンである．骨質に含まれるものはⅠ型と呼ばれ，直径は100nm以上で，600～700nmの周期構造を持つ．コラーゲンの構造単位は直径15 Å，長さ3,000 Åの棒状蛋白（トロポコラーゲン）であり，このトロポコラーゲンが1/4ずつ凝集して640～700 Åごとの縞模様を呈すコラーゲン線維となる．また，分子間，分子内架橋が存在し強度や構造を維持している（図2-8）．コラーゲン線維の間を埋めているのは不定形の多糖体で，グリコサミノグリカンとも呼ばれる．無機成分はリン酸カルシウムからなり図2-9に示すようにハイドロキシアパタイト($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$)と呼ばれる非常に複雑な結晶構造をとる．この結晶は長さ20～40 Å，幅3～6 Åでコラーゲン線維で形成される骨基質に沈着している．骨質ではコラーゲン線維が引張り強度，ハイドロキシアパタイトが圧縮強度に影響することが知られている．

表2-1 各組織における組成分布

	骨質	関節軟骨
コラーゲン (% dry wt)	20 (type I)	65～75 (type II)
プロテオグリカン (% dry wt)	1	～20
ミネラル (% dry wt)	75	—
構造水 (% dry wt)	5	65～80

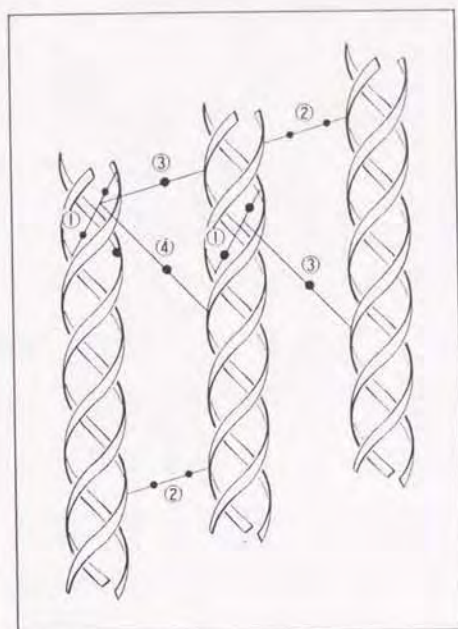


図2-8 コラーゲン線維の分子間，分子内架橋⁽⁵⁾

①:分子内アルドール橋かけ，②:分子間アルドール橋かけ，③:分子間ヒスチジン-アルドール橋かけ，④:アルデヒド基とヒドロキシリジンのアミノ基の間のSchiff塩基橋かけ

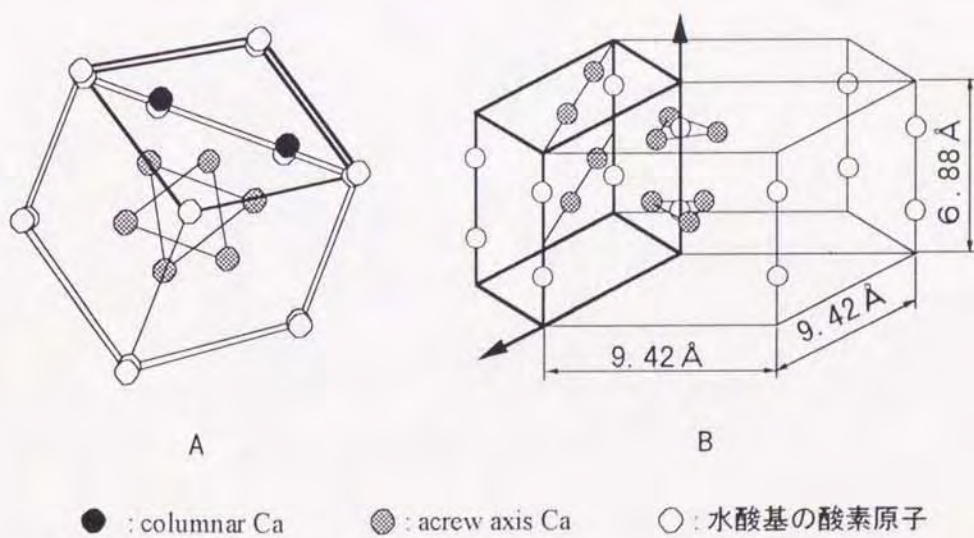


図2-9 ハイドロキシアパタイト結晶の構造⁽⁵⁾．A: 上面図，B: 俯瞰図．

2.2.3 関節軟骨の構造

関節軟骨は無血管系の特殊な結合組織であり，コラーゲンで形成された網目構造の中に軟骨細胞，プロテオグリカンおよび大量の水分（間質水）を含んだ巨大な分子構造を示す．肉眼的外観は滑らかで乳白色を呈し，厚さは1～4mm程度で加齢と共に薄くなっていく．組織的には図2-10に示すように細胞形態と線維走行により，最表層，表層，中間層，深層の4層に分けることができる．最表層は軟骨組織の物質交換や関節表面の保護に重要な役割を果たしていると考えられる．表層では軟骨細胞はおおむね円形であり，細胞周囲には十分な基質が存在する．コラーゲン線維は関節面にほぼ平行に走行する．中間層では細胞はpairを持つことが多くなり，コラーゲン線維の走行は若干縦方向となってくる．深層になれば，peri cellular capsuleを形成するようになり，matrix vesicle も多く認められる．各基質の間でも物質移動の自由度は保たれており，応力に対して各物質の移動が生じ，コラーゲン線維と共に構造の維持に役立っていると考えられる．

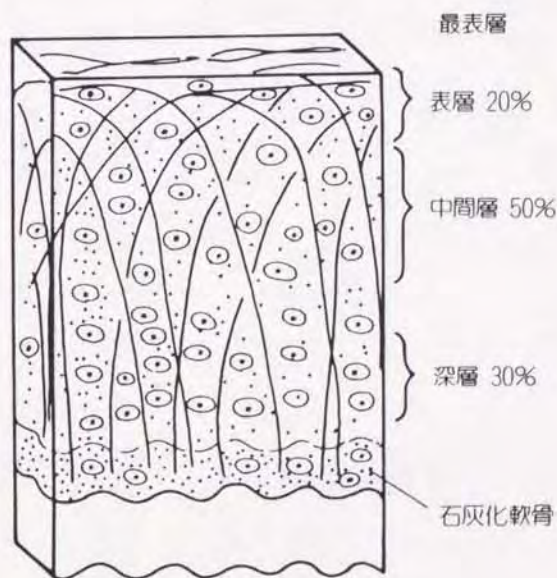


図2-10 関節軟骨の構造⁽⁷⁾

軟骨細胞は比較的核が大きく、1から数個の核小体を有しており、胞体にはゴルジ装置、中心小体の他、嫌気性代謝を中心とするため、脂肪粒やグリコーゲン粒も多く含み活発にコラーゲンやプロテオグリカンなどの基質合成を営む（図2-11）。軟骨細胞の細胞膜は、その外葉に多糖体-蛋白質複合体が結合しており、さらにそれらの複合体は周囲の基質多糖体と結合して星状の網目を形成しているために軟骨細胞は水分と多糖体に富んだ基質中に浮遊する状態で存在する。

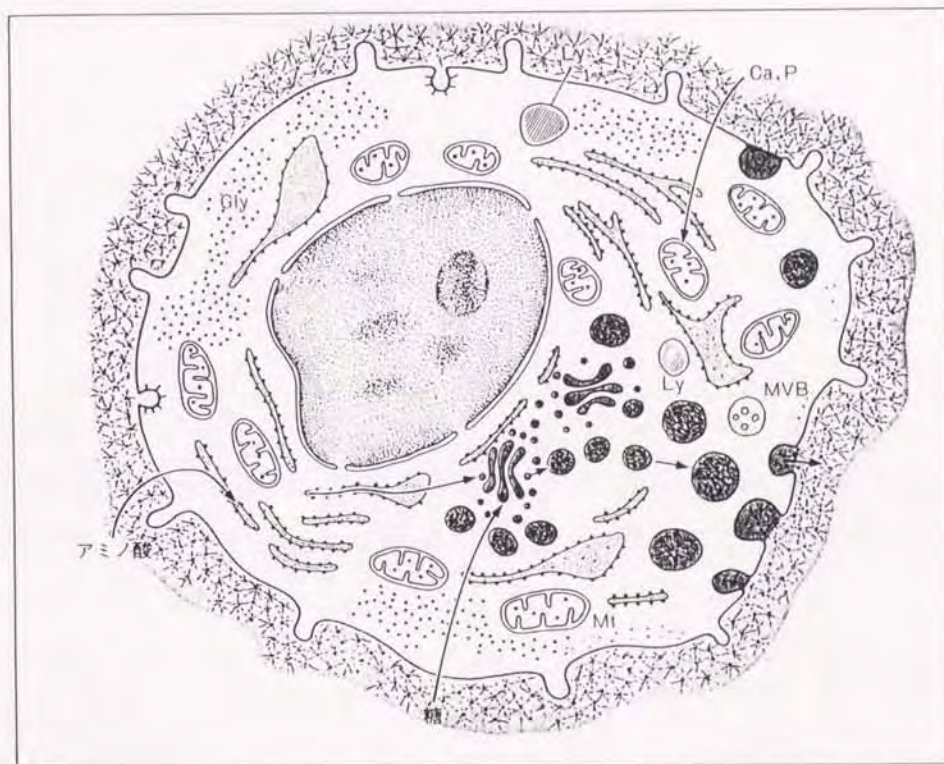


図2-11 軟骨細胞の模式図⁽⁵⁾

Ly:水解小体, MVB:多胞体, Gly:グリコーゲン, Mt:ミトコンドリア

軟骨組織においては軟骨細胞，Ⅱ型コラーゲン，それに軟骨特有のプロテオグリカン集合体が主な構成成分である．表2-1に示したように関節軟骨には無機成分（ミネラル）はほとんど存在せず，重量比では水分が大半を占めている．また，水分の体積分率は深層に行くほど減少する．プロテオグリカンは分子量数千万の非常に大きな集合体であり，細胞が産出する最大級の蛋白鎖である分子量約3万のcore proteinに，糖鎖が結合して形成される分子量150～200万のプロテオグリカンモノマーがlink proteinの関与でヒルアロン酸と複数結合することにより構成される．プロテオグリカンは大量の水分(interstitial water)を含むことができ，さらに細胞外基質の多数の間隙にも大量の水分を貯えられ，軟骨組織全体では80%もの膨大な量の間質水が貯蔵可能である．コラーゲンは骨質に含まれるⅠ型とは異なり周期構造の不明瞭な細線維（Ⅱ型コラーゲン）である．

2.3 骨の力学的特性

2.3.1 緻密骨の力学的特性

【異方性】

緻密骨を横等方性弾性体と見なし，弾性定数を測定した例はLang^{(34),(35)}やReillyとBurstein⁽³⁶⁾らにより報告されている．横等方性弾性体の構成方程式は次式で与えられる⁽³⁷⁾．

$$\begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{11} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{13} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{pmatrix} \quad (2-1)$$

ここで， σ_i は応力， C_{ij} は弾性定数， ε_i はひずみであり，添字の"3"，"2"および"1"は図2-12に示すようにそれぞれ骨軸，半径および接線方向に対応している．また，

$$C_{66} = \frac{1}{2}(C_{11} - C_{12}) \quad (2-2)$$

の関係が成り立つ。 C_{ij} を工学的弾性定数すなわち縦弾性係数 E および横弾性係数 G とポアソン比 ν で表せば

$$C_{11} = \frac{1}{E_1}, C_{12} = -\frac{\nu_{12}}{E_1}, C_{13} = -\frac{\nu_{13}}{E_1}, C_{33} = \frac{1}{E_3}, C_{44} = \frac{1}{G_{23}}, C_{66} = \frac{E_1}{2(1 + \nu_{12})} \quad (2-3)$$

となる。

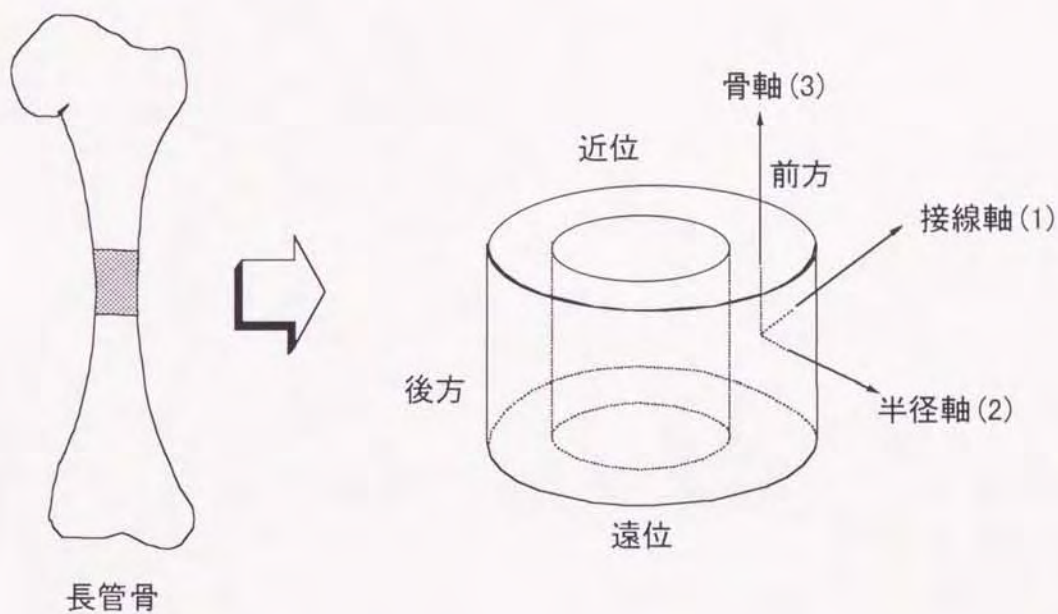


図2-12 長管骨骨幹部における直角直交座標系

一方、Van Buskirkら⁽³⁸⁾、Ashmanら⁽³⁹⁾は緻密骨を直交異方性弾性体と想定して弾性定数を測定した。直交異方性弾性体の構成方程式は次式で与えられる。

$$\begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{pmatrix} \quad (2-4)$$

弾性定数を工学的弾性係数およびポアソン比で表現すると、上式は以下のようなになる。

$$\begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & -\frac{\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{13}}{E_1} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{pmatrix} \quad (2-5)$$

ここで、

$$\frac{\nu_{12}}{E_1} = \frac{\nu_{21}}{E_2}, \quad \frac{\nu_{13}}{E_1} = \frac{\nu_{31}}{E_3}, \quad \frac{\nu_{23}}{E_2} = \frac{\nu_{32}}{E_3}$$

である。Lang, ReillyとBurstein, Van BuskirkらおよびAshmanらの結果を表2-2にまとめた。

ReillyとBursteinはさらに各軸間の弾性率を測定して一方向繊維強化複合材料理論から得られる理論弾性率と比較した。すなわち、緻密骨をコラーゲン線維とハイドロキシアパタイトからなる2相系複合材料とみなし、骨軸方向をその強化軸と想定すれば、骨軸と θ の角度を有する方向における弾性率 $E(\theta)$ は次式で表される。

$$\frac{1}{E(\theta)} = \frac{\cos^4 \theta}{E_3} + \frac{\sin^4 \theta}{E_1} + \left(\frac{1}{G_{13}} - \frac{2\nu_{13}}{E_3} \right) \sin^2 \theta \cos^2 \theta \quad (2-6)$$

表2-2 緻密骨の弾性定数

	Lang	Reilly & Burstein		Van Buskirk et al.	Ashman et al.	
$E_1(\text{GPa})$	11.3	10.2	11.5	11.6	12.0	12.8
$E_2(\text{GPa})$	11.3	10.2	11.5	14.6	13.4	15.6
$E_3(\text{GPa})$	22.0	22.6	17.0	21.9	20.0	20.1
$G_{12}(\text{GPa})$	3.8	3.4	3.6	5.29	4.53	4.68
$G_{13}(\text{GPa})$	5.4	3.6	3.3	6.29	5.61	5.68
$G_{23}(\text{GPa})$	5.4	3.6	3.3	6.99	6.23	6.67
ν_{12}	0.48	0.51	0.58	0.30	0.38	0.28
ν_{13}	0.20	0.16	0.31	0.11	0.22	0.29
ν_{23}	0.20	0.16	0.3	0.21	0.24	0.27
ν_{21}	0.48	0.51	0.58	0.38	0.42	0.37
ν_{31}	0.40	0.36	0.46	0.21	0.37	0.45
ν_{32}	0.40	0.36	0.46	0.31	0.35	0.34
<i>Animal</i>	Human	Bovine human		Bovine	Human Canine	
<i>Method</i>	Ultrasound	Mechanical test		Ultrasound	Ultrasound	

ここで、 0° が骨軸方向、 90° が半径および接線方向に対応している。ReillyとBursteinは骨軸から 30° おきに弾性率を測定し、測定値と式(2-6)から算出される理論値は比較的良く一致することを示した。立石ら⁽⁴⁰⁾はウシ大腿骨から採取した緻密骨試験片に対し、動的引張り試験を行って弾性率を測定し、式(2-6)から計算される理論値と実測値は良く一致することを示した。その他、圧縮強度⁽⁴⁵⁾や引張り強度⁽⁴¹⁾に関しても同様な考察がなされている。しかしながら、BonfieldとGrynpas⁽⁴²⁾は超音波法によりウシ大腿骨緻密骨の弾性率を 10° 毎に測定した結果、式(2-6)では弾性率の異方性を十分説明できないと述べた。Katz⁽⁴³⁾は階層性繊維強化複合材モデルを提案してBonfieldとGrynpasのデータと比較した結果、従来のモデルより実測値との適合性が向上したことを示した。また、WagnerとWeiner⁽⁴⁴⁾は緻密骨を繊維強化材料ではなく、積層強化材料とみなして種々の検討を行っている。一方、立石ら⁽⁴⁵⁾はウシ大腿骨に対しホプキンソン棒法による衝撃圧縮試験を実施し、衝撃圧縮弾性率の方

位依存性は顕著ではなかったと述べている。その他、異方性に関する研究は多数報告されているが^{(46),(47),(48),(49)}、これらの研究はいずれも緻密骨を弾性体と仮定しており、粘弾性特性に関する言及はなされていない。

【ひずみ速度依存性および衝撃特性】

McElhaney⁽⁵⁰⁾はひずみ速度 $10^{-3} \sim 1500\text{s}^{-1}$ の範囲でヒト脛骨緻密骨の圧縮試験を行い、弾性率と強度はひずみ速度の上昇に従い増加することを示した。Curry⁽⁵¹⁾はウシ大腿骨緻密骨の微視的組織構造、石灰化量ならびにひずみ速度 $1.3 \times 10^{-4} \sim 0.16\text{s}^{-1}$ の範囲における引張り特性を調べ、降伏応力、引張り強度、弾性率および降伏ひずみは石灰化量およびひずみ速度が大きくなると増加するものの、Haversian remodelingの進展に伴いこれらの特性は低下傾向を示すと報告した。これと同様な知見はWrightとHayes⁽⁵²⁾も報告している。すなわち、ウシ大腿骨緻密骨に対し単軸引張り試験をひずみ速度 $5.3 \times 10^{-4} \sim 237\text{s}^{-1}$ の範囲で行い、弾性率、引張り強度および吸収エネルギーは密度ならびにひずみ速度の上昇に伴い増加するが、primary boneからHaversian boneへの再構築により、これらの特性は低下ことを示した。一方、ブタ下顎骨の圧縮強度は密度および石灰化量に比例するものの、ひずみ速度依存性は顕著ではないとする報告⁽⁵³⁾もある。BlackとKorostoff⁽⁵⁴⁾は切断直後のヒト脛骨から採取した緻密骨試験片に対し $35.4 \sim 353.6\text{Hz}$ の範囲で繰り返し引張り試験を行った。その結果、周波数の上昇に伴い弾性率も増加傾向を示すことを報告した。

CrownfieldとPope⁽⁵⁵⁾はウシ脛骨緻密骨の骨軸方向と横方向における引張り特性をひずみ速度 $10^{-3} \sim 200\text{s}^{-1}$ の範囲で調べ、骨軸方向の引張り強度はひずみ速度と共に増加するが、横方向の引張り強度と両方向の弾性率においてひずみ速度依存性は顕著ではなかったと述べている。また、両特性とも骨軸方向の方が大きかった。SahaとHayes^{(56),(57)}は振り子型衝撃試験機を用いてウシ緻密骨の骨軸方向の引張り挙動を調べ、降伏応力、引張り強度および吸収エネルギーをそれぞれ 66.2MPa 、 121.3MPa および 24.9KJ/m^2 と報告するとともに、静的引張り強度は衝撃引張り強度に比べ有意に低いこと、また、新鮮および固定ヒト緻密骨（固定方法は不明）の衝撃引張り強度は 126.3MPa および 98.6MPa であり、オステオンの

占める割合が大きい程，すなわち，Haversian remodelingが進展する程，衝撃引張り強度は低下することを示した．Curry⁽⁵⁸⁾は振り子型試験機を用いて，ヒト大腿骨緻密骨の衝撃吸収エネルギーに及ぼす年齢の影響を調べ，年齢と共に衝撃吸収エネルギーは低下することを示した．波動伝播特性はPelkerとSaha⁽⁵⁹⁾，KatsamanisとRaftopoulos⁽⁶⁰⁾により報告されており，弾性波伝播速度，動的弾性率，減衰係数などが測定されている．

ホプキンソン棒法を用いて緻密骨の衝撃特性を評価した例としてTennysonら⁽⁶¹⁾，LewisとGoldsmith⁽⁶²⁾，立石ら⁽⁴⁵⁾，Yangら⁽⁶³⁾の研究が挙げられる．Tennysonらはウシ大腿骨緻密骨に対し，ホプキンソン棒法衝撃圧縮試験を行って粘弾性特性に及ぼす試験片保存期間の影響を調べた．粘弾性モデルとしてフォークトモデルを用い，粘性係数は保存期間が長くなるに伴い減少すると報告した．LewisとGoldsmithはホプキンソン棒法を利用してウシ脛骨緻密骨に対し衝撃圧縮，衝撃引張りおよび衝撃ねじり負荷を与え，粘弾性，塑性ならびに破壊挙動を評価した．立石らはウシ大腿骨緻密骨の衝撃圧縮特性に及ぼす試験片採取方位と温度の影響を湿潤骨と乾燥骨とで調べ，剛性は乾燥骨の方が大きい，試験片採取方位と温度の影響をあまり受けないこと，靱性は湿潤骨の方が大きいことを示した．また，静水圧負荷時の衝撃圧縮挙動を調べ，高加速応力負荷条件における骨の挙動は，高い静水圧下における挙動と対応する，と考察した．Yangはウシ大腿骨緻密骨の衝撃圧縮挙動を調べ，応力-ひずみ関係に非線形性およびひずみ速度依存性が認められることから，非線形粘弾性モデルを同定した．

【粘弾塑性特性】

Lakesら⁽⁶⁴⁾はねじり負荷時におけるヒトおよびウシ緻密骨の動的粘弾性および応力緩和特性を調べ，周波数の上昇(0.002~100Hz)に伴い動的せん断弾性率は大きくなるが，損失正接は逆に低下傾向を示すこと，緩和せん断弾性率は負荷時間(1~10⁶sec)に伴い減少するとともに，負荷ひずみが小さい時の方がより大きな値を示すことを報告した．また，ねじりと同時に引張り負荷を与えると，高周波数領域において動的せん断弾性率と損失正接が増加することを示した．更に，彼らはこの実験結果に

に基づき、緻密骨の応力緩和機構を理論的に考察するとともに、非線形粘弾性モデルの提示^{(65),(66)}を行った。Rigginsら⁽⁶⁷⁾は銅欠乏食を与えた鶏脛骨を、2~40℃の温度範囲でねじり試験に供して応力緩和挙動を調べ、銅の欠乏と温度の上昇は緩和時間を短くすることを示した。

Fondrkら⁽⁶⁸⁾はヒト大腿骨およびウシ中手骨の繰り返し引張りクリープ試験から、負荷応力が73MPa(ヒト)または117MPa(ウシ)以上になるとクリープ速度が負荷応力に対して指数関数的に上昇することを示した。Rimnacら⁽⁶⁹⁾はウシ大腿骨緻密骨に対するクリープ試験結果から以下の実験式を得た。

$$\dot{\epsilon} = 5.6 \times 10^{-9} \exp(4.6F) \sigma^{5.2} \exp(-5330/T) \quad (2-7)$$

ここで、 $\dot{\epsilon}$ は平均定常クリープ速度の推定値、 F はHaversian boneの体積分率、 σ は負荷応力、そして T は絶対温度である。

応力緩和挙動と石灰化量の関係について、SasakiとYoshioka⁽⁷⁰⁾はEDTA(エチレンジアミン四酢酸)による脱灰量が多いほどウシ大腿骨緻密骨の応力緩和弾性率は低下することを示した。また、高分子材料の応力緩和特性に見られる時間-温度換算則の類推から同緻密骨には時間-石灰化量換算則が成立すると述べた。また、Sasakiら⁽⁷¹⁾は緻密骨の応力緩和関数 $M_r(t)$ として次式を提示した。

$$M_r(t) = A_1 \exp\left[-(t/\tau_1)^B\right] + A_2 \exp\left[-(t/\tau_2)^B\right] \quad (0 < B \leq 1) \quad (2-8)$$

ここで、 t は時間、 A_1 、 A_2 および B と τ_1 、 τ_2 は実験により決定される定数である。以上に挙げた研究例は骨軸方向の試験片を対象にしており、粘弾性特性の異方性を調べた研究は、立石らが文献(45)において内部減衰の方向依存性を測定し、内部減衰は弾性率とは逆に骨軸と垂直方向で大きくなると報告したほかは見当たらない。また、微視的組織構造と粘弾性挙動との関連について言及した研究も報告されていないようである。

非弾性挙動について、BonfieldとLi⁽⁷²⁾およびBonfieldとDatta⁽⁷³⁾はウシ脛骨緻密骨の塑性ひずみは、おおよそ200 μ ひずみで発生すると報告した。LakesとSaha^{(74),(75)}はウシ緻密骨のねじりクリープ試験から、緻密骨の非弾性挙動はセメント線のずれに起因すると考察した。また、上述のFondrk⁽⁶⁸⁾はクリープひずみと残留ひずみはほぼ正比例することを示し

た。

【疲労および損傷特性】

骨に繰り返し外力が作用すると微小き裂が発生し、骨に損傷を与える。健全な骨はこのような損傷を自己修復するが、損傷が骨の自己修復能を上回って蓄積すれば最終的に疲労骨折に至る。繰り返し荷重条件下における骨の力学的挙動を評価することは、骨の損傷や疲労骨折のメカニズムの解明において重要である⁽⁷⁶⁾。緻密骨の疲労寿命を最初に測定したのは1957年のEvansとLebow⁽⁷⁷⁾である。ヒトの大腿骨、脛骨および腓骨から採取した試験片に対し34.5MPaの繰り返し曲げ応力を与えたところ、疲労寿命は 4.7×10^4 から 6.54×10^6 となった。CarterとHayes⁽⁷⁸⁾、Carterら⁽⁷⁹⁾はヒトおよびウシ緻密骨の疲労寿命と応力振幅、温度、密度および微視的組織構造との関係を定量的に評価した。その結果、Haversian boneについては、応力振幅および温度の上昇に伴い疲労寿命は低下するが、密度が増加すると疲労寿命も大きくなること、Primary bone(Plexiform bone)の疲労寿命はHaversian boneのそれより同一条件下で10倍程度大きいことを明らかにした。また、CarterとHayes^{(80),(81)}は緻密骨の強度と剛性が繰り返し負荷回数の増加と共に低下することから、緻密骨の疲労特性は金属より複合材料のそれに類似していると結論付けた。CarterとCalerら(1981)⁽⁸²⁾はヒト大腿骨緻密骨の疲労寿命は応力振幅よりひずみ振幅の影響を受けると述べた。Kellerら⁽⁸³⁾は種々の年齢のヒト大腿骨をひずみ振幅0.006、周期1.7Hzで疲労試験し、成熟期では加齢と共に密度と弾性率は上昇するものの、疲労寿命は低下することを示した。また、LaffertyとRaju⁽⁸⁴⁾はウシ大腿骨の疲労寿命は繰り返し周波数が増加に伴い大きくなることを示した。しかしながら、上に挙げた研究はすべて*in vitro*で実験を行っており、骨の自己修復能は考慮されていない。従って、報告された疲労寿命は実際のそれに比べ過小評価されていると思われる。例えば、Rubin⁽⁸⁵⁾はひずみゲージによりウマ脛骨に発生するひずみを測定し、圧縮ひずみの最大値は0.32%であると報告した。Carterら⁽⁸⁶⁾の結果によればひずみ振幅が $\pm 0.3\%$ の場合、疲労寿命は僅か2147回であるから、骨は極めて疲労特性に劣る材料ということになる。

そこで、骨の生理過程を考慮に入れた損傷状態を記述するため、損傷力学的手法が取り入れられた。これによれば、ある時点における骨の損傷量 D_T は、力学負荷による損傷量を D_S 、自己修復量を H 、疾患および加齢による損傷量をそれぞれ D_D 、 D_A とし、各パラメータ間の相互作用を無視して

$$D_T = D_S - H + D_D + D_A \quad (2-9)$$

と表現できる。CarterとCalvar^{(87),(88),(89)}は、緻密骨の累積損傷モデルを提示して、式(2-9)中の D_S の評価を行った。損傷蓄積量が負荷応力の時間履歴だけに依存する場合、破壊が起こるまでの時間 t_B は

$$\int_0^{t_B} \frac{dt}{T_B\{\sigma(t)\}} = 1 \quad (2-10)$$

と表わすことができる。ここで、 $\sigma(t)$ は応力振幅の時間履歴、 T_B は一定応力負荷時における破壊までの時間である。彼らはヒト大腿骨試験片に対するクリープ試験の結果から $T_B(\sigma)$ として以下の関係式を用いた。

$$T_B(\sigma) = A\sigma^{-B} \quad (2-11)$$

ここで、 A と B は実験により決定される定数である。この時、任意の時間 t における累積損傷量 D_C は次式で与えられる。

$$D_C(t) = \int_0^t \frac{dt}{A\sigma(t)^{-B}} \quad (2-12)$$

次に、繰り返し荷重条件下における累積損傷量 D_F についてはMiner-Palmgren理論により

$$D_F(t) = \frac{\omega t}{F\Delta\sigma^{-G}} \quad (2-13)$$

と与えられる。ここで、 ω は周波数、 $\Delta\sigma$ は応力振幅、 F 、 G は疲労試験により決定される定数である。従って、任意の荷重による累積損傷量を D_S とすれば

$$D_S = D_C + D_F = 1 \quad (2-14)$$

のとき、破壊が起こることになる。彼らはヒト大腿骨試験片に対し両振りおよび片振り疲労試験を行ってこのモデルの妥当性を検証している。

一方、Curry⁽⁹⁰⁾はCarterとCalvarの累積損傷モデルについて、ひずみ速度と無機質成分量の影響を考慮すべきであると述べた。また、Curry⁽⁹¹⁾

および Mauchら⁽⁹²⁾はシカの枝角のように、降伏挙動がウシやヒトの骨と異なる場合についてはCarterらのモデルは適合性が悪いと報告している。

【骨構造と力学的特性】

上に例示した研究は緻密骨試験片を対象としているが、脛骨や大腿骨全体の力学的挙動を調べた研究も数多く報告されている。すなわち、巨視的な骨の構造・形状を考慮に入れて波動伝播や振動特性^{(93),(94),(95)}、ねじり特性^{(96),(97),(98),(99),(100)}、曲げ特性^{(101),(102)}などが調べられている。微視的組織構造や加齢に伴う石灰化量の変化といった物理的性質と力学的特性との関連性については、既出の研究例の他に Vincentelliと Grigorov⁽¹⁰³⁾、Hogan⁽¹⁰⁴⁾、Krajcinovicら⁽¹⁰⁵⁾、Martinと Boardman⁽¹⁰⁶⁾、Curry⁽¹⁰⁷⁾、Leesと Davidson⁽¹⁰⁸⁾、McCaldenら⁽¹⁰⁹⁾などが報告している。また、オステオンの力学的特性については Ascenziら⁽¹¹⁰⁾の一連の研究が挙げられる。

2.3.2 海綿骨の力学的特性⁽¹¹¹⁾

【見掛けの密度】

海綿骨は多孔質体であり、その強度や剛性が見掛けの密度に依存するという実験結果は非常に多くの研究者により報告されている。1970年、Galanteら⁽¹¹²⁾は、強度と見掛けの密度には線形関係が、また、Carterと Hayes^{(113),(114)}は、海綿骨だけでなく緻密骨も含めた場合、圧縮強度および圧縮弾性率にはそれぞれ見掛けの密度の2乗および3乗と比例関係が成立すると報告した。Riceら⁽¹¹⁵⁾は過去に報告されたデータを基に強度と弾性率は共に見掛けの密度の2乗に比例し、さらにこの関係が緻密骨には適用できないことから、緻密骨は海綿骨が密になった状態とする Wolffの仮説に疑問を呈した。その他に、強度および弾性率と見掛けの密度との関係については、様々な部位から採取した試験片について報告が成されている^{(116),(117),(118),(119),(120),(121),(122)}。図2-13は見掛けの密度と弾性率の関係を示している。

Lindeら⁽¹²³⁾は吸収エネルギーは見掛けの密度と一次比例することを示し

た。一方、降伏ひずみについて、Turner⁽¹²⁴⁾のウシ大腿骨海綿骨の圧縮試験結果によれば、見掛けの密度との相関は強度や弾性率の場合より小さいようである。RØHLら⁽¹²⁵⁾はヒト脛骨海綿骨の引張りおよび圧縮試験の結果、極限ひずみに見掛けの密度との間に相関を認めなかった。また、Sharpら⁽¹²⁶⁾は見掛けの密度の測定方法について具体的に検討した。

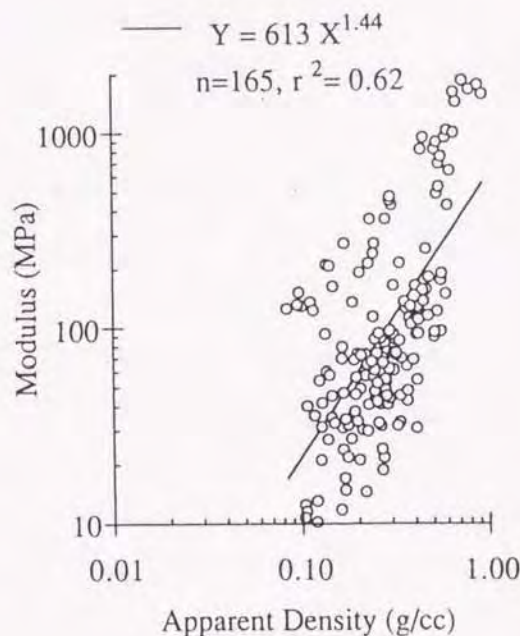


図2-13 海綿骨の見掛けの密度と弾性率の関係⁽¹¹¹⁾

【骨梁構造と力学的特性】

多孔質材料理論によりGibson⁽¹²⁷⁾は海綿骨の構造モデルを構築して、海綿骨の強度や弾性率が見掛けの密度に依存する理由について考察した。Fazzalariら⁽¹²⁸⁾は柱や板を構成要素とする構造物の単位体積当たりの密度と表面積の関係は、海綿骨の単位体積当たりの骨密度と骨表面積の関

係と良く一致すると報告した。また、有限要素法を援用した構造モデルの提示^{(129), (130)}も行われている。

海綿骨は緻密骨と同じく異方性を有し、それは骨梁構造に大きく依存する。Vaheyら⁽¹¹⁸⁾は立方体試験片を用いて互いに直交する三つの方向、すなわち頭尾、前後および左右方向の圧縮特性を調べ、頭尾方向の弾性率が最も大きいことを示した。Dalstraら⁽¹³¹⁾も頭尾方向の弾性率が最も大きいと報告しており、いずれの方向も弾性率は見掛けの密度の増加に伴い上昇することを示した。Ashmanら⁽¹³²⁾は超音波法を用いて同じく3方向の弾性率を測定して引張り試験の結果と比較し、両者の間に相関を認めた。Ciarelliら⁽¹³³⁾は異方性のほか試験片採取部位による力学的特性の差異について検討した。Gouletら⁽¹³⁴⁾はマイクロCT法を用いて海綿骨試験片の骨梁構造を3次元再構築し、3方向の圧縮特性と骨梁構造との関係を詳細に調べた。

Cowin⁽¹³⁵⁾はfabric tensorを用いて海綿骨の構成方程式を提示するとともに、Wolffの法則の定式化を試みた。海綿骨のfabric tensorはMean Intercept Length(MIL)を用いて求められる。MILとはある基準線が骨梁と骨髓腔の境界を横切る平均長さであり、この基準線の角度 θ の関数で表示される。図2-14は測定の様子を示している。2次元の場合、MIL $L(\theta)$ は次式の楕円で近似できる。

$$\frac{1}{L^2(\theta)} = M_{11} \cos^2 \theta + M_{22} \sin^2 \theta + 2M_{12} \sin \theta \cos \theta \quad (2-15)$$

ここで、 M_{11} 、 M_{22} および M_{12} は基準線の長さが一定ならば定数となる。また、添字1, 2は座標軸を示している。定数 M_{ij} は2階テンソル \mathbf{M} の要素であり、 \mathbf{n} を基準線の方に沿う単位ベクトルとした時、MILとは以下の関係がある。

$$\frac{1}{L^2(\mathbf{n})} = M_{ij} n_i n_j \quad (2-16)$$

そして、fabric tensor \mathbf{H} は \mathbf{M} を用いて次のように表示される。

$$\mathbf{H} = \mathbf{M}^{-1/2} \quad (2-17)$$

Turnerら⁽¹³⁶⁾はウシ大腿骨およびヒト脛骨から採取した海綿骨試験片についてfabric tensor \mathbf{H} を求めている。

海綿骨の骨梁構造をモデル化するためには骨梁自身の力学的特性を知る必要がある。しかしながら、現在までに報告されている骨梁の弾性率^{(137),(138),(139)}は試験方法や試験片寸法・形状の違い等により1~13GPaと大きくばらついており、検討の余地を残している。

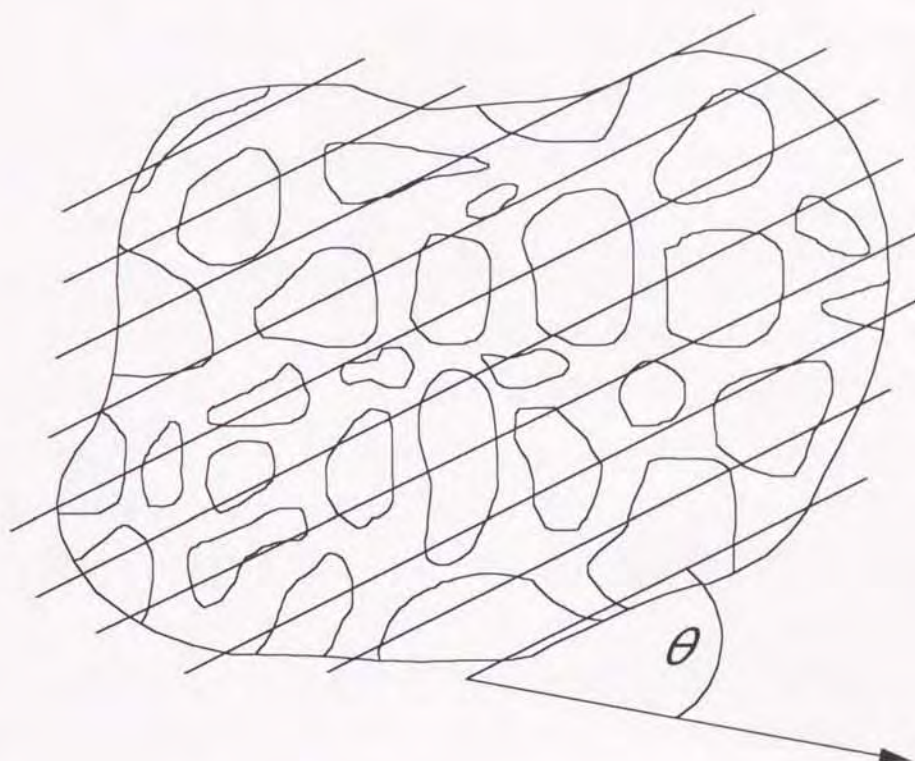


図2-14 MILの測定

【時間依存性】

海綿骨の粘弾性挙動については振動試験により動的弾性率、損失正接および位相差が測定^{(140),(141)}されている。Rohlmannら⁽¹⁴²⁾はクリープおよ

び応力緩和挙動に及ぼす試験片採取部位の影響について調べた。Deligianniら⁽¹⁴³⁾は立方体試験片に対し、初期ひずみを変えた場合の応力緩和挙動を互いに直交する3方向で調べ、線形異方性粘弾性モデルを提示した。海綿骨の異方性粘弾性モデルについてはKafkaとJírová⁽¹⁴⁴⁾も提案している。クリープ特性について、Bowmanら⁽¹⁴⁵⁾は海綿骨と緻密骨のクリープ特性は定性的に一致すると報告した。Michelら⁽¹⁴⁶⁾は疲労試験を行い、繰り返し周波数が低い方が繰り返し回数の増加に伴う剛性の低下率が大きいことを示した。

CarterとHayes^{(113),(114)}はウシおよびヒト海綿骨試験片に対し、ひずみ速度 $10^{-3} \sim 10.0 \text{ s}^{-1}$ の範囲で圧縮試験を行い、弾性率と強度はひずみ速度の0.06乗に比例すると報告した。同様の実験はDecheyneら⁽¹⁴⁷⁾、Lindeら⁽¹⁹⁹¹⁾⁽¹⁴⁸⁾も実施しており、Carter&Hayesと類似した結果を報告している。北条ら⁽¹⁴⁹⁾はそれぞれヒトの正常海綿骨と変形性関節症を発症した大腿骨頭から採取した海綿骨に対し、ひずみ速度ひずみ速度 $10 \sim 40 \text{ s}^{-1}$ の範囲で圧縮試験を行い、骨梁の変形破壊挙動を高速度撮影するとともに、エネルギー吸収機構について比較検討し、ひずみ速度が上昇すると正常海綿骨の弾性回復エネルギーも増加することを示した。しかしながら、衝撃荷重下における力学的挙動についてはこの他には報告されていないようである。

海綿骨に介在する骨髄が海綿骨の力学的特性に及ぼす影響については、相反する結果が報告されている。CarterとHayesは文献(114)においてひずみ速度が 10 s^{-1} の時骨髄を含む試験片の方が圧縮弾性率が高いと報告した。なお、彼らは試験片側面を拘束した状態で圧縮試験を行った。立石らも力学的減衰に液体等の粘性部分が何らかの役割を果たしていると考えた。一方、SwansonとFreeman⁽¹⁵⁰⁾は海綿骨間に介在する液体の影響を2Hzまでの周波数で検討し、海綿骨は静水圧によって強化されていないと報告した。Pughら⁽¹⁴⁰⁾は3000Hzまでの動的弾性率と損失正接を骨髄を含む試験片と含まない試験片とで比較し、両特性に骨髄の影響は認められないと報告した。その他、全体骨を用いて介在液体の圧力や流動を調べた研究も報告^{(151),(152),(153)}されているが、力学的特性との関連は明確にされていない。

【圧縮試験の精度】

海綿骨の圧縮試験では試験片上下面を圧縮プレートではさみ、試験片の変位は圧縮プレートの相対変位から求める場合がほとんどである。LindeとHvid⁽¹⁵⁴⁾は海綿骨の圧縮特性を以下の3条件、すなわち(1)試験片両端面と上下の圧縮プレートを接着、(2)試験片両端面を接着剤で固める、(3)通常の圧縮試験で比較した結果、弾性率は(1)、(2)、(3)の順で大きい、吸収エネルギーは逆に(3)、(2)、(1)の順で大きくなることを示した。Odgaardら⁽¹⁵⁵⁾は圧縮負荷時における試験片表面の軸ひずみ分布が一樣で無いことから、圧縮プレートの相対変位に基づくひずみ測定法の信頼性に疑問を呈している。Keavenyら⁽¹⁵⁶⁾は試験片端部での骨梁の損傷や、圧縮プレートと試験片との摩擦などにより、応力-ひずみ線図において初期の非線形部が発生すると指摘している。OdgaardとLinde⁽¹⁵⁷⁾は、試験片にマーカを取り付け、CCDカメラを用いて変位の測定を行ったが、試験片内の軸ひずみが均一ではないため、マーカを取り付け位置によって測定値が大きくばらつくという欠点が指摘されている。

試験片形状・寸法の影響についてLindeら⁽¹⁵⁸⁾は試験片寸法またはアスペクト比(長さ/直径比)が大きいほど弾性率も上昇するが、円柱状試験片と立方体試験片で差異は認められないと報告した。しかし、Keavenyら⁽¹⁵⁹⁾は立方体試験片の方がアスペクト比2の円柱状試験より弾性率、圧縮強度とも大きいと述べた。この原因についてKeavenyらは、Lindeらの実験では試験片端面に潤滑剤を塗布したので摩擦による影響をあまり受けなかったためと推察している。Harriganら⁽¹⁶⁰⁾は試験片寸法が5mm以上であれば海綿骨を連続体と見なすことが可能と考察した。

超音波法はこのような試験片端部の影響を受けず、さらに非破壊試験であるため立方体試験片を用いて3方向の弾性率を測定する際は通常の圧縮試験に比べ有用である。超音波法により測定される弾性率の有効性については、Ashmanら⁽¹³²⁾が引張り試験から得た弾性率と比較して、両者はほぼ一致することを確認している。しかしながら、強度や粘弾性特性の測定には使用できないという欠点がある。

2.3.3 関節軟骨の力学的特性⁽¹⁶¹⁾

【弾性特性】

関節軟骨は関節表面を覆う薄い層である。1972年、Hayesら⁽¹⁶²⁾は軟骨を等方性弾性体と見なし、それが半無限剛体上を覆う場合のインデンテーション問題を解析した。インデンタを平行端面を有する剛体とした場合、横弾性係数 μ は次式で与えられる。

$$\mu = \frac{P(1-\nu)}{4aw\kappa(a/h, \nu)} \quad (2-18)$$

ここで、 P は荷重、 ν はポアソン比、 a はインデンタの半径、 h は軟骨層の厚さ、 w は押込み量である。 κ は形状因子であり、数値的に決定される。HoriとMockros⁽¹⁶³⁾はねじりおよび試験片側面を拘束した場合の圧縮試験によりそれぞれ横弾性係数と体積弾性率を測定し、平均値としてそれぞれ2.2MPaおよび43.6MPaを得た。さらに両係数からポアソン比0.47を算出した。加えて、インデンテーション試験と式(2-18)に基づいて横弾性係数を決定し実測値と比較した結果、両者には相関があるものの式(2-18)に基づいた横弾性係数にはばらつきが大きいと報告した。このばらつきの原因として、彼らは関節軟骨の非線形性や異方性の影響を示唆した。その他に3次元弾性論を用いて関節面の接触応力やひずみを解析した研究^{(164),(165),(166),(167)}も報告されている。

【時間依存性】

HayesとMockros⁽¹⁶⁸⁾は、ヒト関節軟骨のねじり試験と試験片側面を拘束した場合の圧縮クリープ試験を行い、得られたせん断コンプライアンスおよび圧縮コンプライアンスに対し一般化フォークトモデルを適用した。また、Colttriら⁽¹⁶⁹⁾、PersonsとBlack⁽¹⁷⁰⁾はインデンテーション試験におけるクリープ挙動を記述するため一般化フォークトモデルを用いた。Uezakiら⁽¹⁷¹⁾は月状軟骨の引張り弾性率には弱いひずみ速度依存性が認められると報告した。Radinら⁽¹⁷²⁾はひずみ速度 $0.0027 \sim 0.35 \text{ s}^{-1}$ の範囲でウシ関節軟骨の圧縮試験を行い、3要素モデルを用いてその力学的挙動を考察した。Liら⁽¹⁷³⁾は軟骨表層の引張り試験をひずみ速度 $0.0012 \sim$

0.12s^{-1} の範囲で行い、ひずみ速度の上昇と共に剛性も大きくなると報告した。

動的せん断試験により複素弾性率を測定したHayesとBodine⁽¹⁷⁴⁾は、貯蔵弾性率は周波数の増加に伴い上昇するが、損失正接は30Hz付近でピーク値をとると報告した。一方、Leeら⁽¹⁷⁵⁾や立石ら⁽¹⁷⁶⁾は動的圧縮試験から複素弾性率を求めている。非線形粘弾性モデルについてはMak⁽¹⁷⁷⁾、Simonら⁽¹⁷⁸⁾が検討を行っている。

【Biphasicモデル】

1980年、Mowら⁽¹⁷⁹⁾は関節軟骨を固体相（コラーゲンとプロテオグリカン）と流体相（間質水）からなる2相系物体と見なし、その力学挙動を定式化した。今、固体相を均質等方性弾性体、液体相を非圧縮性ニュートン流体とすれば、それぞれの相に対する構成方程式と両相の相互作用力 π は次式で与えられる。

$$\mathbf{T}^s = -\phi^s p \mathbf{I} + \lambda_s \text{tr}(\mathbf{E}) \mathbf{I} + 2\mu_s \mathbf{E} \quad (2-19)$$

$$\mathbf{T}^f = -\phi^f p \mathbf{I} - \frac{2}{3} \mu_a (\text{div} \mathbf{v}^f) \mathbf{I} + 2\mu_a \mathbf{D} \quad (2-20)$$

$$\pi = p(\nabla \phi^f) + K(\mathbf{v}^f - \mathbf{v}^s) \quad (2-21)$$

ここで、 \mathbf{T}^s 、 \mathbf{T}^f は固体および液体相の応力テンソル、 p は液体相の圧力、 \mathbf{I} はidentityテンソル、 ϕ^s 、 ϕ^f は固体および液体相の体積分率、 λ_s 、 μ_s は固体相のラーメ定数、 μ_a は液体相の見掛けの粘度、 \mathbf{E} は固体相のひずみテンソル、 \mathbf{D} は固体相の変形速度テンソル、 \mathbf{v}^s 、 \mathbf{v}^f は固体および液体相の速度、そして K は拡散抗力係数である。 K と透過率 κ には以下に示す関係が成立する⁽¹⁸⁰⁾。

$$\kappa = (\phi^f)^2 / K \quad (2-22)$$

そして、クリープ並びに応力緩和試験に基づき aggregate elastic constants（見掛けの弾性率）と透過率を決定した。Biphasic理論によれば、関節軟骨の圧縮時における粘弾性挙動は間質水の流動抵抗に起因す

ると説明される。一例として図2-15に関節軟骨の応力緩和挙動とそれに対応する間質水の流動を模式的に示した。

これまでにBiphasicモデルに基づき，圧縮^{(181),(182),(183),(184),(185)}，インデンテーション^{(186),(187),(188)}，有限変形^{(189),(190),(191)}などの力学的挙動や関節の接触問題⁽¹⁹²⁾が解析されている。また，Mak⁽¹⁷⁷⁾とSetton⁽¹⁹³⁾は固体相の粘弾性を考慮に入れたbiphasicモデルを提示した。

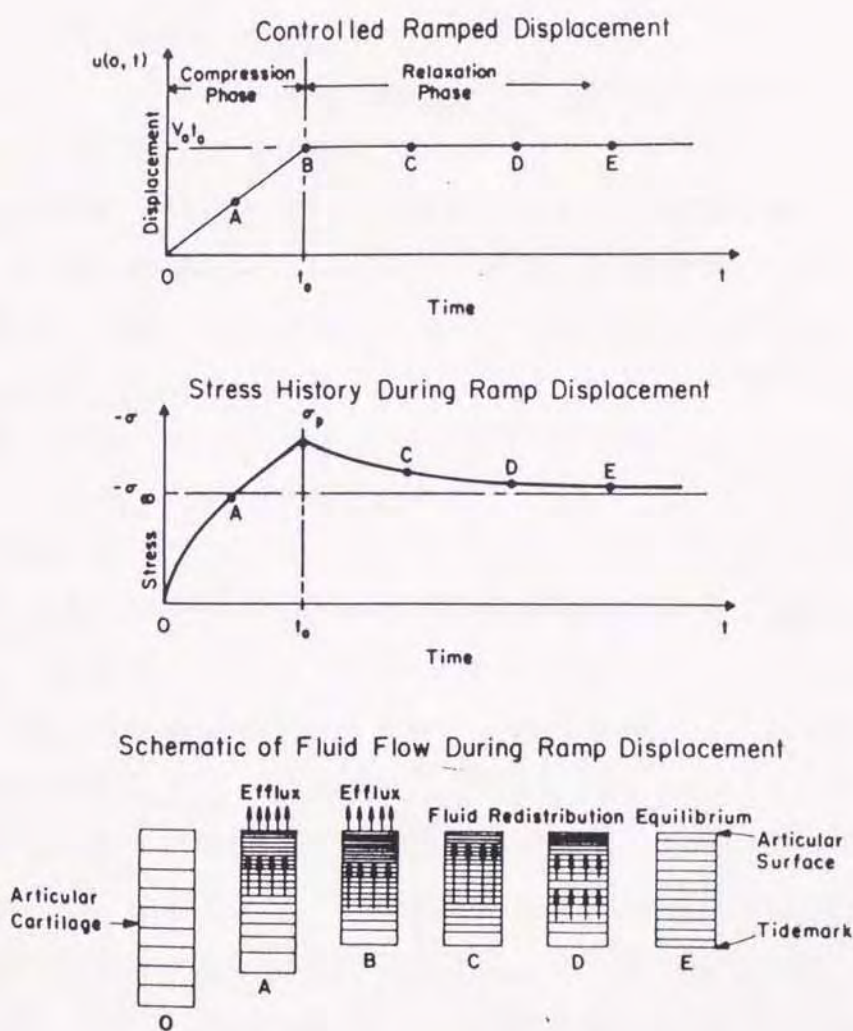


図2-15 関節軟骨の応力緩和挙動と液体相の流動⁽¹⁸⁵⁾

【透過率】

透過率は多孔質材料中の液体の流動に対する固形基質の抵抗を表すパラメータであり、透過率が低いほど加えられた負荷の下での液体流動に対する抵抗は増大する。McCutchen⁽¹⁹⁴⁾はウシ関節軟骨表層の透過率は $5.8 \times 10^{-16} \text{ m}^4/\text{N} \cdot \text{s}$ であり、その値は深層にいくに従い減少すると述べた。これと同様の傾向はMaroudasら⁽¹⁹⁵⁾も報告している。Mowら⁽¹⁷⁹⁾はウシ関節軟骨を用いて圧縮ひずみと透過率との関係を様々な負荷圧力レベルで調べた。そして圧縮ひずみおよび負荷圧力レベルが大きいほど透過率は低下することを示し、以下の実験式を提示した。

$$k_a = A(P_A) \exp\{-\alpha(P_A)\varepsilon_c\} \quad (2-23)$$

ここで、 k_a は透過率、 P_A は負荷圧力、 ε_c は圧縮ひずみであり、 $A(P_A)$ と $\alpha(P_A)$ は実験により決定される。

正常関節軟骨ではこのように負荷時において間質水がすべて排出されることを防ぐ機構を有しているが、変形性関節症等の病的組織の透過率はコラーゲン線維の網目構造の欠陥やプロテオグリカン分子の損失などにより増大するため、関節軟骨の負荷能力の低下や潤滑および磨耗特性の劣化をもたらすと考えられている。

【衝撃特性】

衝撃荷重下における関節軟骨の力学的挙動に関する報告は少なく、以下に述べる研究例が散見される程度である。1970年代の後半、FinlayとRepoは落錘型衝撃試験機⁽¹⁹⁶⁾を用いて関節軟骨の衝撃圧縮特性に関する一連の研究を行った。彼らはひずみ速度 $0.1 \sim 1000 \text{ s}^{-1}$ の範囲で応力-ひずみ特性を調べ、吸収エネルギーは負荷応力および負荷ひずみの増大に伴い上昇することを示す⁽¹⁹⁷⁾とともに、軟骨試験片の破壊挙動には、それに付着する軟骨下骨が大きく影響すること⁽¹⁹⁸⁾を明らかにした。1992年、Oloyedeら⁽¹⁹⁹⁾はインデンテーション試験により、ウシ関節軟骨の圧縮負荷時の剛性はひずみ速度が $10^{-5} \sim 0.1 \text{ s}^{-1}$ の範囲ではひずみ速度の上昇に従い急激に大きくなるが、 $0.1 \sim 1000 \text{ s}^{-1}$ の範囲ではひずみ速度依存性は顕著ではないことを示した。また、インデント周辺のひずみ分布の観察から、低ひずみ速度域では圧密型のひずみ分布を示すが、高ひずみ速度域

でのそれは弾性的であると報告した。

【臨床的研究】

変形性関節症は関節軟骨の変性を伴う疾患であるため、臨床的観点から関節軟骨の変性度と力学的特性の関連が多く研究者^{(200),(201),(202)}により調べられてきた。HayesとMockros⁽¹⁶⁸⁾は、変性軟骨の瞬間弾性率は正常軟骨に比べ有意に低下すると述べた。また、彼らは透水性プレートで圧縮した変性軟骨のクリープコンプライアンスは非透水性プレートで圧縮した場合に比べ増加するが、正常軟骨ではそのような差異は認められないと報告した。ArmstrongとMow⁽²⁰³⁾は圧縮クリープ試験からヒト関節軟骨の見掛けの弾性率と透水性に及ぼす年齢、変性度および水分含有率の影響を調べ、見掛けの弾性率は変性度および水分含有率が大きくなると低下するが、透水性は水分含有率と共に増加することを示した。Armstrongら⁽²⁰⁴⁾はヒト股関節内における関節軟骨の変形量をレントゲン撮影法を利用して測定し、変形量は一様でなく、また加齢とともに増大することを示した。

関節疾患の治療法として、損傷を受けた関節面に骨軟骨を移植する場合がある。Kwanら⁽¹⁹¹⁾は骨軟骨移植片の保存による力学的特性の変化を調べるため、最大で60日間冷凍保存した関節軟骨に対し圧縮試験を実施し、応力-ひずみ特性に保存期間による有意な差異は認められないと報告した。

2.4 結言

骨の形態、組織および構造と骨の力学的特性について基本的事項を説明した。骨質は無機系のハイドキシアパタイトと有機系のコラーゲンを主成分とし、肉眼的、顕微鏡学的特徴から緻密骨と海綿骨とに区別される。緻密骨は層板構造を有する緻密な組織であり骨質の大部分を占める。そして成長とともに一次骨(plexiform bone)からオステオンを基本単位とする二次骨(Haversian bone)へ置換される。海綿骨は骨梁と呼ばれる棘状、梁状の骨質から構成され、長管骨の骨端内部や椎体内部などに存

在する。また、骨梁の間の小腔は骨髓で満たされている。関節軟骨は関節表面を覆う滑らかな結合組織であり、コラーゲン線維、プロテオグリカン分子などの固体相と間質水等の液相により構成される。

緻密骨は力学異方性を示すとともに、その弾性率や強度はひずみ速度、温度および微視的組織構造の影響を受ける。しかしながら、粘弾性特性の異方性や、粘弾性特性に及ぼす温度および微視的組織構造の影響は明らかではない。海綿骨は緻密骨に比べ気孔率が大きく、強度や弾性率は見掛けの密度の影響を強く受けるが、それらの特性に及ぼすひずみ速度の影響や、粘弾性挙動と見掛けの密度との関係は十分調べられておらず、また、骨髓等の介在液性成分が粘弾性特性に及ぼす影響も解明されていない。関節軟骨は多量に水分を含み、力学的挙動は顕著な時間依存性を示す。しかし、関節軟骨の力学的特性は主にクリープ試験や応力緩和試験で評価されており、広範囲のひずみ速度下における力学的挙動についての報告はごく僅かである。

第3章 ホプキンソン棒衝撃試験法による動力学的特性評価

3.1 緒言

固体力学の分野で扱う現象は慣性力を無視できる静的現象，無視しえないで固有振動が支配的な動的現象さらに波動伝播が支配的な衝撃現象とに分類でき，それぞれの時間的尺度を示すと図3-1のようになる．衝撃試験とは衝撃荷重下における材料の変形破壊挙動を測定する試験のことを指すが，上述のように衝撃現象においては波動伝播を無視できず，さらに試験自体も極めて短時間で終了するため，特殊な高速試験機や静的試験の場合よりもいっそう高性能の計測機器が必要になる．

本章では本研究で用いるホプキンソン棒衝撃試験法についてその原理および測定精度を説明する．同衝撃試験法は小寸法の試験片が利用でき，さらに動的応力－ひずみ関係を精度良く評価できるという利点を有する．ここでは動的応力－ひずみ関係の評価法とその精度について詳細に述べたのち，本研究で開発した同衝撃試験法を利用した粘弾性特性評価法について詳しく説明し，その有効性について検討した．

3.2 衝撃試験法の分類

一般に衝撃試験は落錘式に代表される試験片に直接衝撃力を作用させるタイプと，ホプキンソン棒法のように間接的に衝撃力を与えるタイプとに区別できる．試験片に直接衝撃力を作用させる試験法として落錘式^{(205),(206)}の他，振り子式^{(207),(208),(209)}，回転円板式⁽²¹⁰⁾などが挙げられる．ここでは振り子式を例に挙げ説明する．図3-2はシャルピー型衝撃試験機の概略を示している．同図(a)のように重量 W ，振り子腕の長さ R のハンマを振り上げ角度 θ_1 から振り下ろし，試験片の切欠き背後から3点曲げ方式で破断させ，その後の振り上がり角度 θ_2 を測定して，次式により破断に要したエネルギー U を求める．

$$U = WR(\cos\theta_1 - \cos\theta_2) \quad (3-1)$$

これを切欠き底の原断面積で除して J/cm^2 を単位として表示する（シャ

ルピー衝撃値)。また、同図(b)のようにハンマの後部に試験片の前端をねじ込み、その後端にこまをネジで取り付けておけば衝撃引張りを行うことができ、打撃部と試験片にそれぞれひずみゲージを貼れば衝撃力および試験片のひずみを測定できる。しかしながら、厳密に言えば試験片と試験機の各部分は力の平衡状態になく、また不連続箇所があれば応力波の反射や透過の影響が複雑に入り込むので、試験機側で測定した衝撃力を試験片に作用した荷重と見なすことはできず、試験片の応力-ひずみ関係を精度良く求めるには不適である。このような事情は他の直接的方法にも共通している。

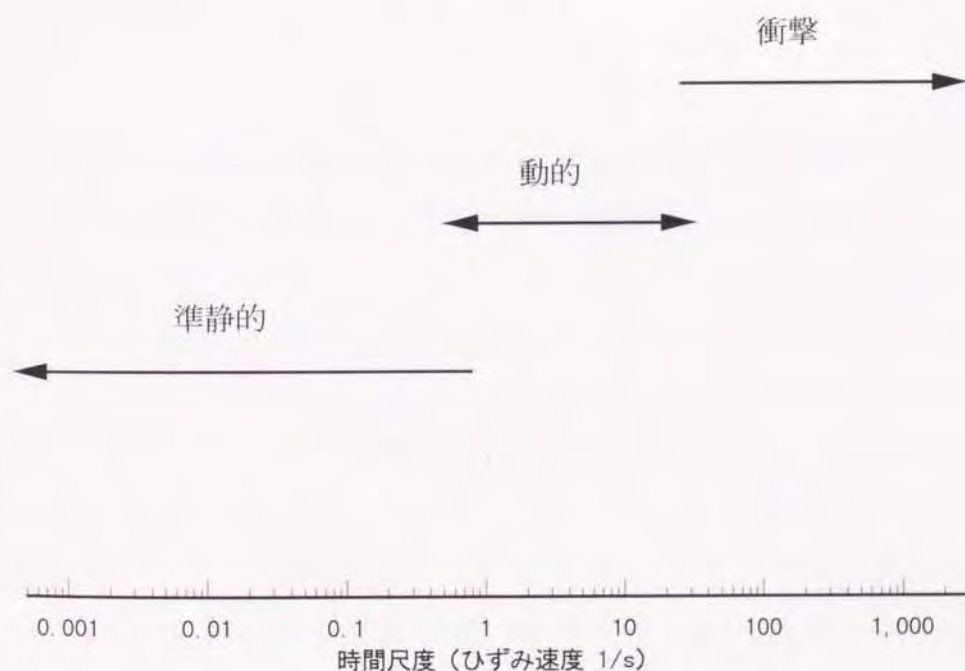


図 3-1 固体力学分野で扱う現象の時間的尺度

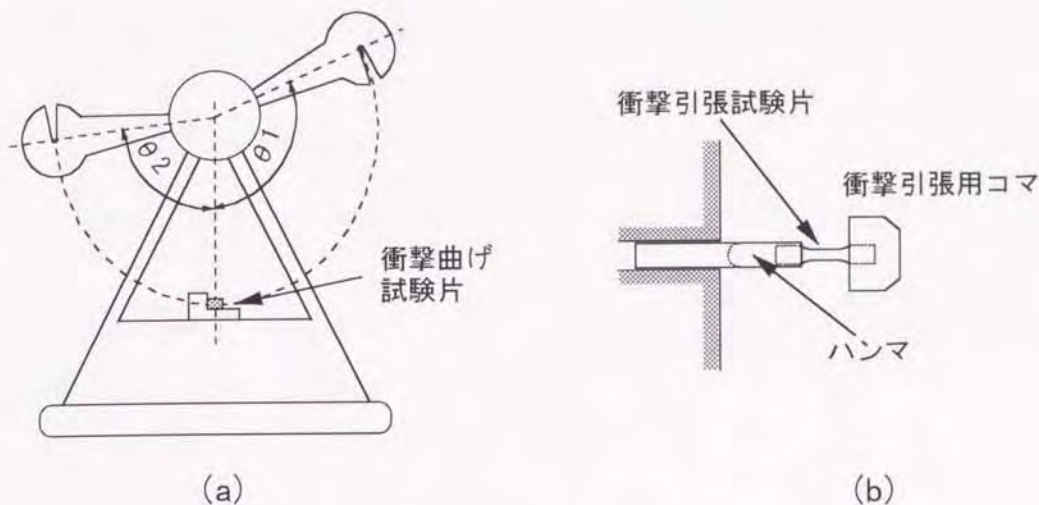


図 3-2 シャルピー衝撃試験機

3.3 ホプキンソン棒法による動的構成関係の評価

ホプキンソン棒法は試験機内の波動伝播を合理的に解釈しており，材料の動的構成関係を精度良く測定できる試験法として 1949 年 Kolsky⁽²¹¹⁾により導入され，以来広く用いられてきた^{(212),(213),(214),(215)}．図 3-3 はホプキンソン棒法衝撃試験装置の概略を示している．同図のように入力棒と出力棒の 2 本の弾性棒の間に試験片を挟み，入力棒の左端に打撃棒を衝突させることによって衝撃応力波を発生させる．図 3-4 はホプキンソン棒内の波動を示したものであり，図中の σ_I ， σ_R および σ_T はそれぞれ入射，反射および透過応力波である．いま，入力および出力棒が十分細長く応力波の波長が棒の直径より十分大きければ，次の一次元波動方程式が成立する⁽²¹⁶⁾．

$$\frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = c_0^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (3-2)$$

ここで t は時間， x は棒の長軸方向にとった座標， u は x 方向の変位， c_0

は弾性波の伝播速度である．式(3-2)の一般解は

$$u = f(x - c_0 t) + g(x + c_0 t) \quad (3-3)$$

で与えられる．ここで， $f(x - c_0 t)$ と $g(x + c_0 t)$ はそれぞれ x の正および負の方向に速度 c_0 で伝播する波を表している．ひずみ ε および粒子速度 v は

$$\left. \begin{aligned} \varepsilon = \frac{\partial u}{\partial x} &= f'(x - c_0 t) + g'(x + c_0 t) \\ v = \frac{\partial u}{\partial t} &= -c_0 f'(x - c_0 t) + c_0 g'(x + c_0 t) \end{aligned} \right\} \quad (3-4)$$

で求められるので，添字として応力と同様に入射波には I ，反射波には R ，透過波には T を用いると，

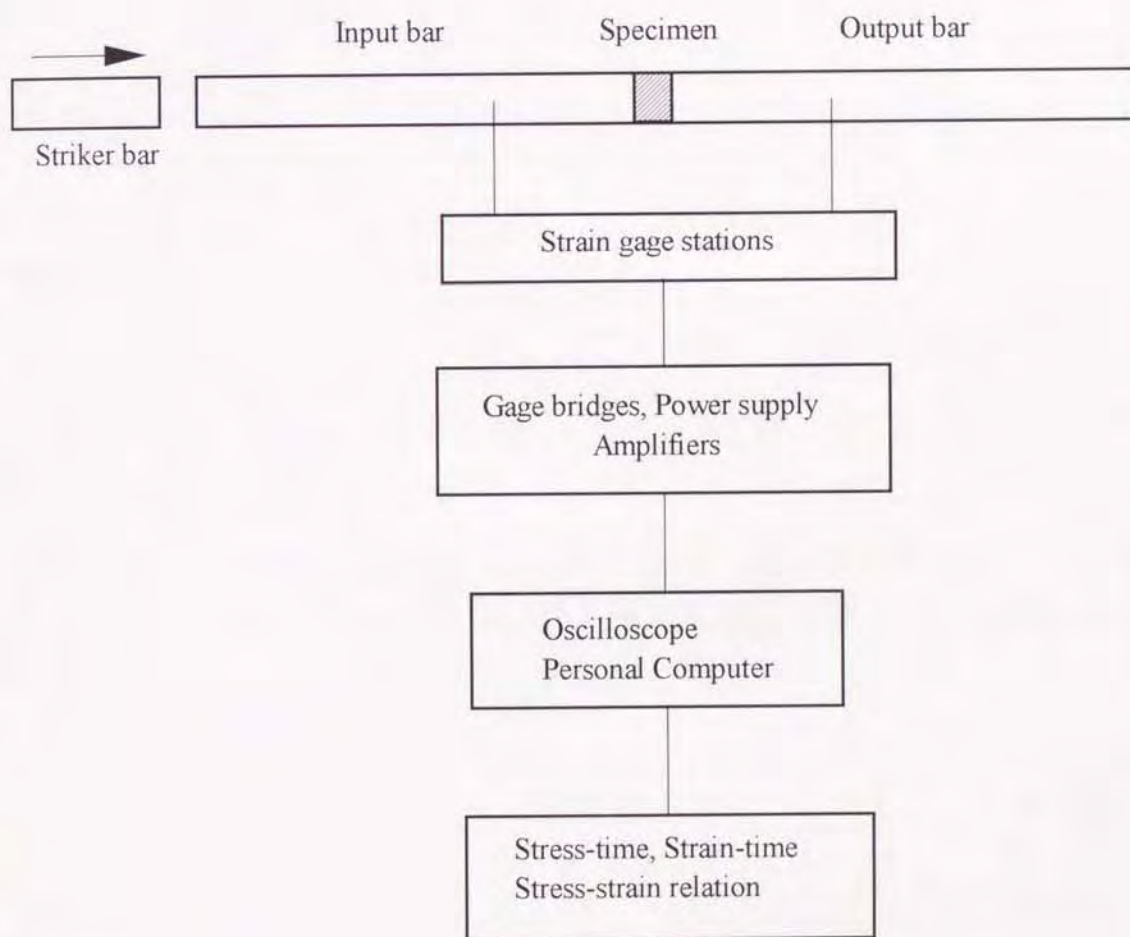


図 3-3 ホプキンソン棒法衝撃試験装置

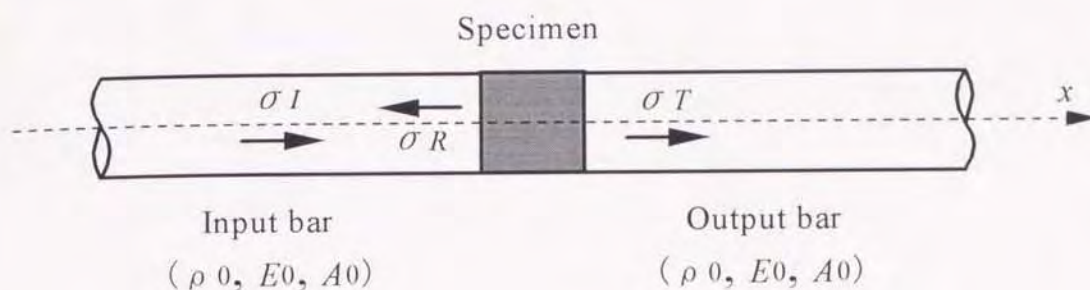


図 3-4 ホプキンソン棒内の一次元波動伝播

$$\left. \begin{aligned} u_I &= f(x - c_0 t), \quad v_I = -c_0 f'(x - c_0 t), \quad \varepsilon_I = f'(x - c_0 t) \\ \therefore v_I &= -c_0 \varepsilon_I = -\frac{c_0}{E_0} \sigma_I = -\frac{\sigma_I}{\rho_0 c_0} \end{aligned} \right\} \quad (3-5)$$

同様にして,

$$\left. \begin{aligned} v_R &= c_0 \varepsilon_R = \frac{\sigma_R}{\rho_0 c_0} \\ v_T &= -c_0 \varepsilon_T = -\frac{\sigma_T}{\rho_0 c_0} \end{aligned} \right\} \quad (3-6)$$

を得る. ここで, E_0 および ρ_0 はそれぞれ入, 出力棒の弾性率および密度である. これにより, 入, 出力棒と試験片との境界における粒子速度 v_1 および v_2 は以下のように与えられる.

$$v_1 = v_I + v_R = \frac{1}{\rho_0 c_0} (\sigma_R - \sigma_I) \quad (3-7)$$

$$v_2 = v_T = -\frac{1}{\rho_0 c_0} \sigma_T \quad (3-8)$$

試験片の長さを ℓ とすれば試験片の平均ひずみ速度 $\dot{\varepsilon}_s$ と平均ひずみ ε_s はそれぞれ次式により求められる.

$$\dot{\varepsilon}_s = \frac{v_2 - v_1}{\ell} = \frac{1}{\rho_0 c_0 \ell} (\sigma_I - \sigma_R - \sigma_T) \quad (3-9)$$

$$\varepsilon_s = \int_0^{\tau} \dot{\varepsilon}_s dt = \frac{1}{\rho_0 c_0 \ell} \int_0^{\tau} (\sigma_I - \sigma_R - \sigma_T) dt \quad (3-10)$$

一方、試験片の両端に作用する荷重 F_1 , F_2 は入、出力棒の断面積を A_0 とすれば

$$F_1 = A_0 (\sigma_I + \sigma_R) \quad (3-11)$$

$$F_2 = A_0 \sigma_T \quad (3-12)$$

で与えられるので、試験片の平均応力 σ_s は

$$\sigma_s = \frac{F_1 + F_2}{2A} = \frac{A_0}{2A} (\sigma_I + \sigma_R + \sigma_T) \quad (3-13)$$

となる。ここで、 A は試験片の断面積である。今、試験片の長さ ℓ が十分短ければ、試験片の長さ方向において応力は一定と見なせるから次の関係が成り立つ。

$$\sigma_I + \sigma_R = \sigma_T \quad (3-14)$$

上式をそれぞれ式(3-9)、(3-10)および(3-13)に代入すれば、

$$\dot{\varepsilon}_s = \frac{2}{\rho_0 c_0 \ell} (\sigma_I - \sigma_T) \quad (3-15)$$

$$\varepsilon_s = \frac{2}{\rho_0 c_0 \ell} \int_0^{\tau} (\sigma_I - \sigma_T) dt \quad (3-16)$$

$$\sigma_s = \frac{A_0}{A} \sigma_T \quad (3-17)$$

を得る。従って、式(3-10)と式(3-13)または式(3-16)と式(3-17)から試験片の動的応力-ひずみ関係を評価することが出来る。ホプキンソン棒法で最も一般的な負荷方式は圧縮であるが、他に引張り^{(217),(218)}、曲げ⁽²¹⁹⁾、ねじり⁽²²⁰⁾用の装置が種々考案されている。

3.3.1 動的構成関係評価法の精度

上述の式(3-9)、(3-10)および(3-13)の導出過程において試験片の慣性効果が考慮されておらず、さらに一次元波動伝播を仮定しているので入、出力棒内の波動について3次元分散効果が無視されている。また、式

(3-10)や式(3-16)により求めたひずみの精度についても検証する必要がある。Davis と Hunter⁽²¹³⁾は試験片内の縦および横方向慣性を考慮に入れた応力の補正式を示した。

$$\sigma_s = \sigma_T + \rho_s \left(\frac{1}{6} \ell^2 - \frac{1}{8} v_s^2 d^2 \right) \ddot{\epsilon}_s \quad (3-18)$$

ここで、 v_s 、 ρ_s および d はそれぞれ試験片のポアソン比、密度および直径である。彼らは補正項を消去するためアスペクト比が

$$\frac{\ell}{d} = \sqrt{\frac{3}{4}} v_s \quad (3-19)$$

となるように試験片寸法を選んだ。Samanta⁽²²¹⁾は試験片を非圧縮性($v_s=0.5$)と想定し、さらに物質微分を導入して以下の補正式を提示した。

$$\sigma_s = \sigma_T + \rho_s \left(\frac{\ell^2}{6} - \frac{d^2}{32} \right) \ddot{\epsilon}_s + \rho_s \left(\frac{d^2}{32} - \frac{\ell^2}{3} \right) (\dot{\epsilon}_s)^2 \quad (3-20)$$

上式の右辺第1項と第2項は式(3-18)の右辺と同一であり第3項が物質微分における対流項であるが、第3項の値は第2項に比べ数パーセント以下であり無視しても差し支えない。Lindholm⁽²¹⁴⁾はアルミニウム試験片を用いてホプキンソン棒法衝撃圧縮試験を行い、アスペクト比が0.2から1.9の範囲では試験片の応力はアスペクト比の影響をほとんど受けないことを示した。Bell⁽²²²⁾はホプキンソン棒法圧縮試験において回折格子法により試験片のひずみを直接測定し、試験片の慣性効果は無視して算出したひずみの信頼性は低いと結論付けた。しかしながらBellの実験では試験片と入、出力棒が接着されており、通常の実験条件とは異なることを考慮しなければならない。Jahsman⁽²²³⁾は特性曲線法により試験片内の弾塑性波動を解析して得た応力-ひずみ関係と式(3-10)と式(3-13)に基づく応力-ひずみ関係を比較した結果、入射波形が三角波の場合より台形波の場合の方が両者は良く一致すると報告した。Bertholh と Karnes⁽²²⁴⁾は2次元解析により試験片の慣性効果および試験片と入、出力棒との摩擦の影響を調べた結果、補正式(3-18)は妥当であり、さらに試験片端面に潤滑剤を塗布すれば試験片と入、出力棒との摩擦の影響も無視できることを示した。

次に入、出力棒中を伝播する弾性波の分散の影響について述べる。

一般に丸棒中を伝播する弾性波には横方向慣性による 3 次元分散効果 (Pochhammer-Chree 効果)が生じるが、棒の半径を R 、弾性波の波長を λ とすると $R/\lambda < 0.1$ であれば変形は一次元的で幾何分散による影響は無視できる^{(225),(226)}ことが示されている。

【PMMA 試験片を用いた実験的検討】

一次元波動伝播理論および試験片内における静的な力の釣り合いを想定して算出したひずみの精度を実験的に検討するため、PMMA (アクリル) 材試験片 (直径 10mm, 長さ 10mm) を用いて衝撃圧縮試験を行い、式 (3-10) または式 (3-16) により算出したひずみと試験片に直接貼ったひずみゲージにより測定したひずみとを比較した。図 3-5 は本研究で使用したホプキンソン棒法衝撃圧縮試験装置の概略を示している。本装置は打撃棒、入力棒および出力棒により構成され、打撃棒を圧縮空気を利用して射出し、入力棒に衝突させることによって衝撃圧縮応力波を発生させる。打撃棒の衝撃端は球面加工し片当たりを防いだ。試験片は入力棒と出力棒の間に挟み、試験片と入、出力棒との接触面における摩擦を軽減するため試験片両端面には潤滑剤 (グリス) を塗布した。入射および反射応力波は入力棒上に貼ったひずみゲージで、透過応力波は出力棒上に貼ったひずみゲージでそれぞれ測定した。ひずみゲージの貼付箇所は入力棒では入射波と反射波の干渉を無くするため棒の中間点とした。出力棒については、丸棒の一端に衝撃を与えて弾性波が発生した場合、衝撃端からの伝播距離が棒径の 10 倍以上であれば衝撃端における特異的な 3 次元応力分布が消失し一次元理論が適用できる^{(216),(226)}ことを考慮して試験片端から 100mm の箇所とした。また、曲げの影響を無くするため、同一円周上の軸対称 2 点にひずみゲージを貼った。測定した波形信号はプリアンプで増幅した後、トランジェントコンバータ (理研電子: TCFL-8000E) にサンプリング時間 200nsec で記録した。その後の計算処理はパーソナルコンピュータで行った。図 3-6 は試験片と入力および出力棒との境界における応力すなわち $\sigma_I + \sigma_R$ と σ_T とを比較したものである。両者が良く一致していることから試験片のひずみの算出には式 (3-16) を用いることにした。図 3-7 にひずみゲージにより測定されたひずみと式

(3-16)により算出されたひずみそれぞれの時間変化を比較したが、両者は非常に良く一致している。また、図 3-8は式(3-16)と式(3-17)により求めた応力-ひずみ線図である。応力-ひずみ関係はほぼ線形であり弾性率は 4.8GPaであった。この値は縦波伝播速度 c と密度 ρ から $E=\rho c^2$ の関係を用いて算出した値 4.9GPa と非常に近い。以上より、本研究で使用したホプキンソン棒法衝撃圧縮試験装置ならびに上述の応力およびひずみの算出方法は実用上十分な精度を有するといえる。

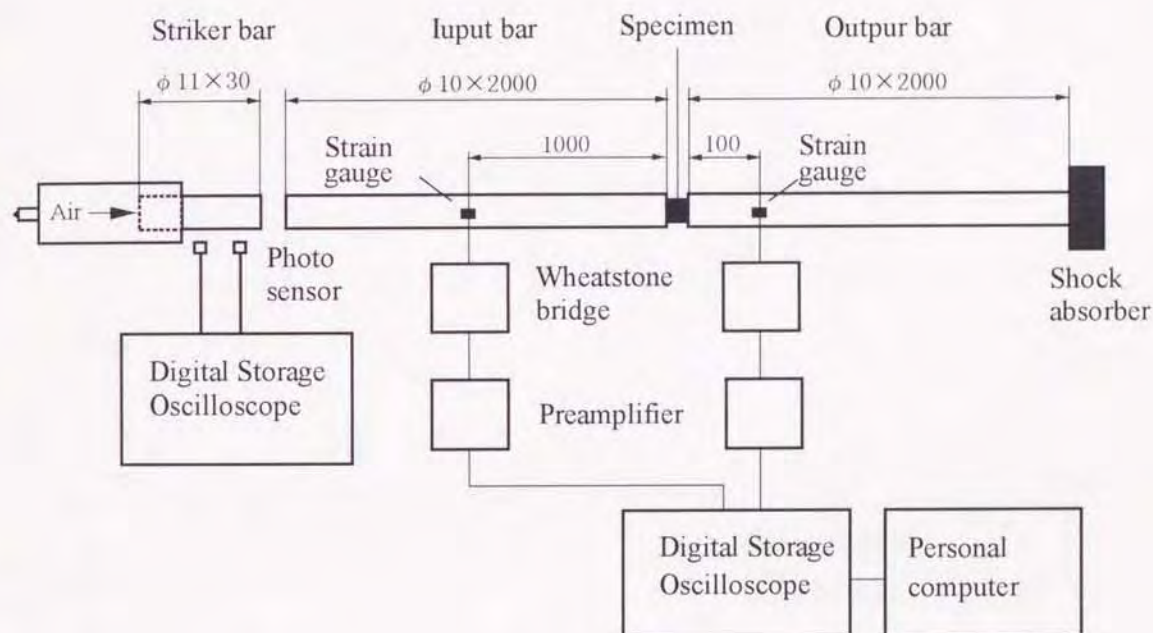


図 3-5 ホプキンソン棒法衝撃圧縮試験装置

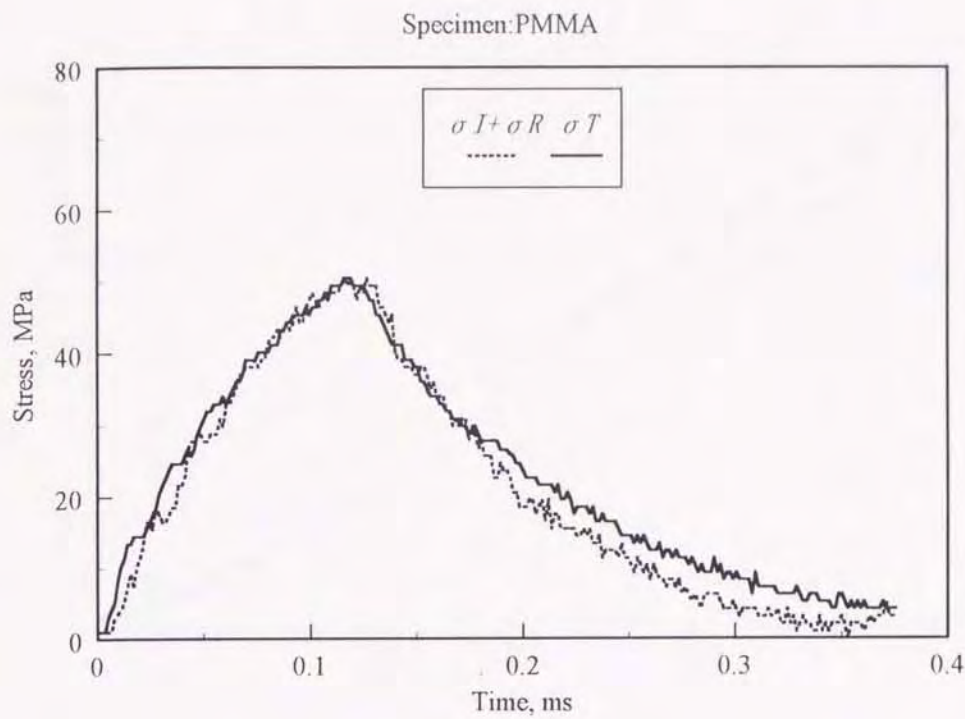


図 3-6 入力棒側と出力棒側における応力の時間変化

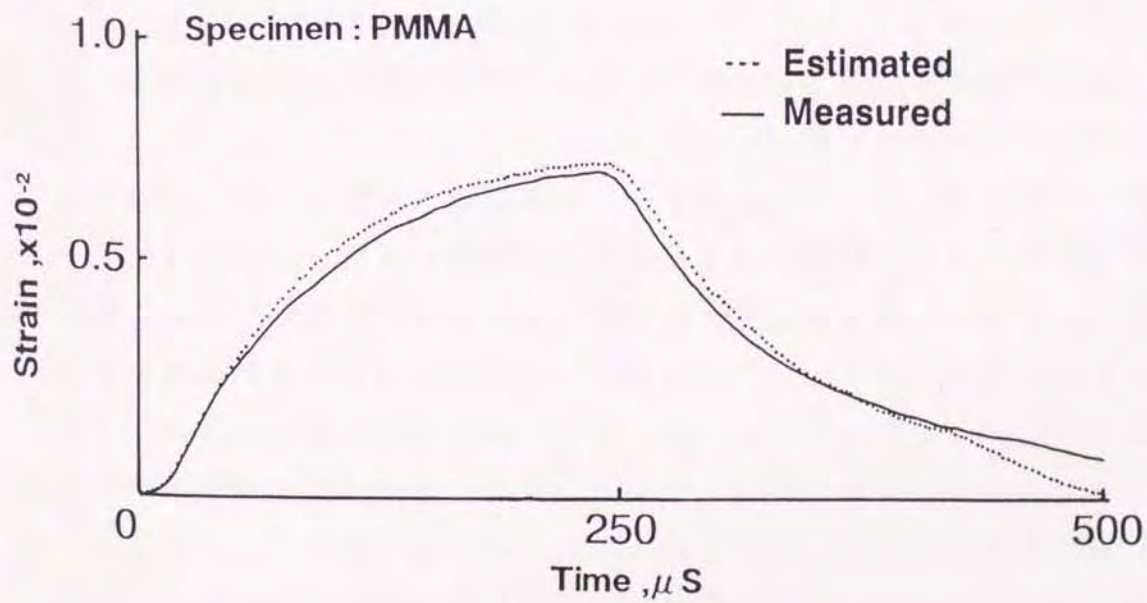


図 3-7 ひずみゲージにより測定されたひずみと式(3-16)から算出されたひずみとの比較

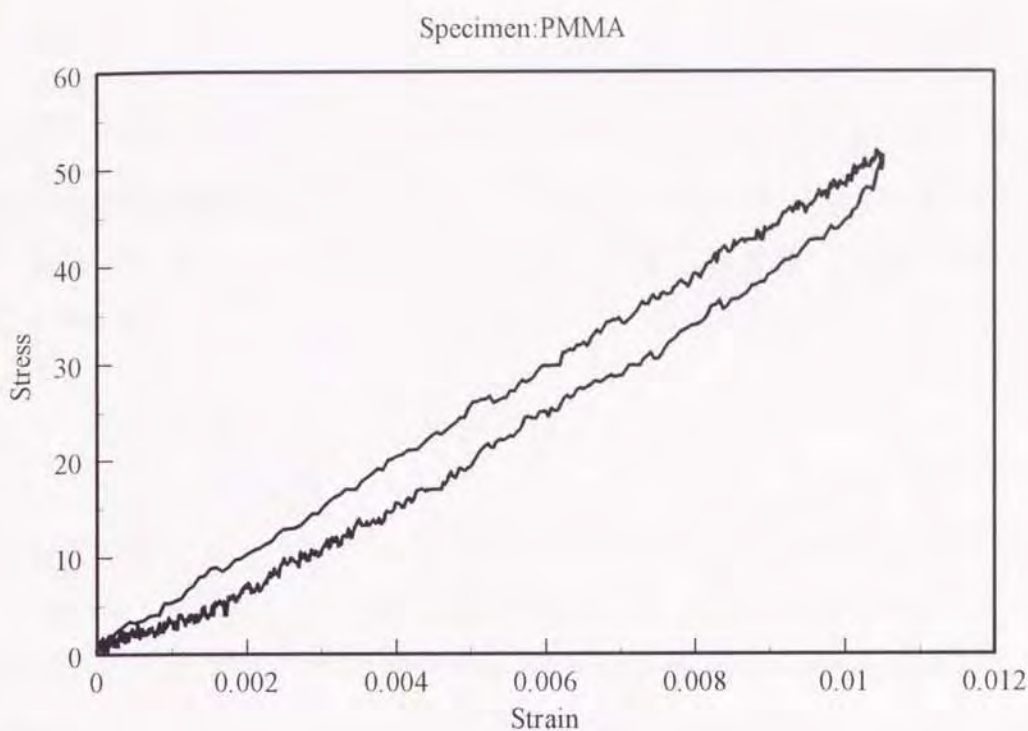


図 3-8 応力－ひずみ線図

3.4 ホプキンソン棒法による粘弾性特性の同定

本節ではホプキンソン棒法衝撃試験により得られる試験片の過渡応答から粘弾性特性を同定するための4種類の方法について説明する。まず、ホプキンソン棒内における線形粘弾性体試験片の波動伝播解析に基づき粘弾性特性を同定する方法について説明する。すなわち試験片を適当な線形粘弾性モデルと想定して理論透過応力波形を求め、最適化手法によりこの理論透過応力波形と実測波形との誤差が最小となるように線形粘弾性モデル中の未知定数を推定する。次に粘弾性はりの衝撃応答解析から粘弾性特性を同定する方法を示す。これはホプキンソン棒法衝撃3点曲げ試験により得られる曲げ試験片の実測透過荷重と、オイラー・ベルヌーイはり理論に基づいて計算される粘弾性はりの理論透過荷重に対し、上と同様に最適化手法を用いて粘弾性モデル中の未知定数を推定するものである。次いで、ホプキンソン棒法から得られる試験片の応力－時間およびひずみ－時間関係から応力緩和ならびにクリープ関数を算

出し、これらの関数に基づき線形粘弾性モデルを同定する方法を提示する。最後に応力-ひずみ関係に基づく非線形粘弾性特性の同定法、すなわちホプキンソン棒法により算出される試験片の動的応力-ひずみと、適当な非線形粘弾性モデルを想定して得られる理論-応力ひずみ関係に対し最適化手法を用いて同モデル中の未知定数値を推定する方法について述べる。

3.4.1 粘弾性試験片の波動伝播解析による方法

試験片の粘弾性を考慮に入れてホプキンソン棒内の波動を解析したのは Chiu と Neubert⁽²²⁷⁾が最初と思われる。彼らは試験片をマックスウェル固体と想定して差分法により解析を行い、得られた理論透過応力波形とセルロースアセテートの実測透過応力波形とを比較することにより試行誤差的に粘弾性定数値を推定した。Chiu と Neubert は連続波を対象としたが、山田と沢田^{(228),(229)}は差分法と特性曲線法により不連続な入射波を取り扱うと同時に、5要素モデルまでを対象に解析を行った。赤尾と中川⁽²³⁰⁾はラプラス変換法によりマックスウェル固体を試験片とした場合の波動について厳密解を得た。ここではラプラス変換法とFFTを利用した数値ラプラス逆変換法により、ホプキンソン棒内における線形粘弾性試験片の波動を解析する。FFTを利用した数値ラプラス逆変換法は実用上十分な精度を有するので、解析的な逆変換が困難な問題であってもラプラス変換解さえ求まれば容易に数値解を算出すること可能である。さらにコンピュータで処理された離散化データを直接取り扱うことが出来るという利点を有する。粘弾性特性の同定は線形粘弾性モデル中の未知定数をパラメータとし、非線形最小二乗法（ガウス-ニュートン法）により理論波形と実測波形との二乗誤差が最小となるように決定する。

【波動伝播解析】

・弾性棒の波動

2本の細長い弾性棒すなわち入力棒と出力棒に粘弾性棒が挟まれてい

る場合について考える(図 3-9). 棒の長さ方向に x 座標をとり, 入力および出力棒と試験片との接触面をそれぞれ $x=0$, $x=l$ とする. 入射, 反射および透過応力波をそれぞれ σ_I , σ_R および σ_T と表示すれば前述の議論と同様に入力および出力棒における応力 σ と粒子速度 v は以下のように与えられる.

$$v = v_I + v_R = \frac{c_0}{E_0}(\sigma_R - \sigma_I) \quad ; x \leq 0 \quad (3-21)$$

$$\sigma = \sigma_I + \sigma_R \quad ; x \leq 0 \quad (3-22)$$

$$v = v_T = \frac{c_0}{E_0}(-\sigma_T) \quad ; x \geq l \quad (3-23)$$

$$\sigma = \sigma_T \quad ; x \geq l \quad (3-24)$$

ここで, E_0 と c_0 はそれぞれ入, 出力棒の弾性率と弾性波伝播速度である. 式(3-21)~(3-24)は粘弾性棒に対する境界条件として用いる.

・粘弾性棒の波動

線形粘弾性体の波動方程式, 構成方程式, 境界条件はそれぞれ

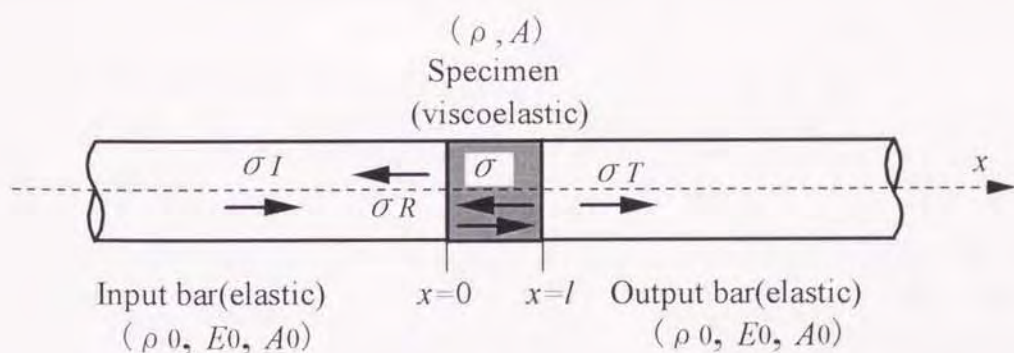


図 3-9 ホプキンソン棒内における粘弾性試験片の波動

$$\frac{\partial \sigma}{\partial x} = \rho \frac{\partial v}{\partial t} \quad (3-25)$$

$$W(D)\sigma(t) = Q(D)\varepsilon(t) \quad (3-26)$$

$$v = \frac{c_0}{E_0}(\sigma_R - \sigma_I) \quad ; x = 0 \quad (3-27)$$

$$\sigma = \frac{A_0}{A}(\sigma_R + \sigma_I) \quad ; x = 0 \quad (3-28)$$

$$v = -\frac{c_0}{E_0}\sigma_T \quad ; x = \ell \quad (3-29)$$

$$\sigma = \frac{A_0}{A}\sigma_T \quad ; x = \ell \quad (3-30)$$

で与えられる。ここで、 t は時間、

$$D = \frac{d}{dt} \quad (3-31)$$

$$W(D) = \sum_{k=0}^m a_k D^k = a_m \frac{d^m}{dt^m} + a_{m-1} \frac{d^{m-1}}{dt^{m-1}} + \cdots + a_0 \quad (3-32)$$

$$Q(D) = \sum_{k=0}^n b_k D^k = b_n \frac{d^n}{dt^n} + b_{n-1} \frac{d^{n-1}}{dt^{n-1}} + \cdots + b_0 \quad (3-33)$$

である。粘弾性棒は $t < 0$ において無応力、無ひずみ状態で静止しているものと仮定し、式(3-25)～(3-30)に時間 t についてのラプラス変換

$\bar{f}(p) = \int_0^\infty f(t)e^{-pt} dt$ を施せば、

$$\frac{d\bar{\sigma}}{dx} = \rho p \bar{v} \quad (3-34)$$

$$\bar{\sigma}(p) = \frac{Q(p)}{W(p)} \bar{\varepsilon}(p) \quad (3-35)$$

$$\bar{v} = \alpha(\bar{\sigma}_R - \bar{\sigma}_I) \quad ; x = 0 \quad (3-36)$$

$$\bar{\sigma} = \frac{1}{\beta}(\bar{\sigma}_R + \bar{\sigma}_I) \quad ; x = 0 \quad (3-37)$$

$$\bar{v} = -\alpha \bar{\sigma}_T \quad ; x = \ell \quad (3-38)$$

$$\bar{\sigma} = \frac{1}{\beta} \bar{\sigma}_T \quad ; x = \ell \quad (3-39)$$

を得る. ただし, $\alpha = c_0/E_0$, $\beta = A/A_0$ とおいた. 式(3-34)の両辺を x について微分すれば次式を得る.

$$\frac{d^2 \bar{\sigma}}{dx^2} = \rho p \frac{d\bar{v}}{dx} = \rho p^2 \bar{\varepsilon} \quad (3-40)$$

上式を式(3-35)に代入すれば次の $\bar{\sigma}$ に関する平衡方程式を得る.

$$\frac{d^2 \bar{\sigma}}{dx^2} - \rho p^2 \frac{W(p)}{Q(p)} \bar{\sigma} = 0 \quad (3-41)$$

式(3-41)の一般解は次式で与えられる.

$$\bar{\sigma} = C_1 \exp(-\sqrt{\phi(p)}x) + C_2 \exp(\sqrt{\phi(p)}x) \quad (3-42)$$

ここで, $\phi(p) = W(p)/Q(p)$ である. 定数 C_1 , C_2 は境界条件式(3-36)~(3-39)により以下のように決定される.

$$C_1 = \bar{\sigma}_T \frac{2\alpha}{\{\delta + \phi(p)\}} \cdot \frac{1}{G(p)} \quad (3-43)$$

$$C_2 = -\bar{\sigma}_T \frac{2\alpha \{\delta - \phi(p)\}^2}{\delta + \phi(p)} \cdot \frac{\exp\{-2\sqrt{\phi(p)}\ell\}}{G(p)} \quad (3-44)$$

ただし, $\delta = \alpha\beta$, $\phi(p) = \phi(p)/(\rho p)$ であり, $G(p)$ は

$$G(p) = 1 - \left\{ \frac{\delta - \phi(p)}{\delta + \phi(p)} \right\}^2 \exp\{-2\sqrt{\phi(p)}\ell\} \quad (3-45)$$

で与えられる.

【FFTによる数値ラプラス逆変換法】

式(3-42)のラプラス逆変換は以下に示す高速フーリエ変換(FFT)法を利用した数値変換法により行った⁽²³¹⁾. ラプラス逆変換の定義式は次式である.

$$f(t) = \frac{1}{2\pi i} \int_{\gamma-i\infty}^{\gamma+i\infty} \bar{f}(p) e^{pt} dp \quad (\gamma > 0) \quad (3-46)$$

ここで i は虚数単位である. 今, γ を定数とし $p = \gamma + i\omega$ とおいて式(3-46)

に代入すれば次のようになる。

$$f(t) = \frac{e^{\gamma t}}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \bar{f}(\gamma + i\omega) e^{i\omega t} d\omega \quad (3-47)$$

この積分を標本化定理のもとで離散化すると次式のようになる。

$$f(k\Delta t) = \frac{e^{\gamma k\Delta t}}{T} \sum_{n=0}^{N-1} \bar{f}_n e^{i2\pi \frac{k}{N} n} \quad (3-48)$$

$$(k = 0, \dots, N-1)$$

$$\bar{f}_n = \bar{f}(\gamma + in\Delta\omega), \quad \gamma = \text{const.},$$

$$\Delta t = T/N, \quad \Delta\omega = 2\pi/T$$

ここで、 T は求める時間範囲である。本研究では $\gamma=6/T^{(232)}$ 、データ数は $N=2^{13}$ とするとともに、離散フーリエ変換に対して FFT アルゴリズムを用い演算の高速化を図った。本数値逆変換法の精度について田辺ら⁽²³³⁾は既知の動弾性問題に対する厳密解と比較し、有効数字 3 桁が一致することを示した。

【非線形最小二乗法による粘弾性パラメータの推定】

本推定法では式(3-39)に基づいて、出力棒上で測定されるべき理論透過応力波形 σ_T を求め、これと非線形最小二乗法を用いて実測透過応力波形から粘弾性定数値を推定する。すなわち、 σ_T を時間 $t_k = k\Delta t (k=1, 2, \dots, N)$ と構成方程式(3-26)中の粘弾性パラメータ $P = (a_m, a_{m-1}, \dots, a_0; b_n, b_{n-1}, \dots, b_0)$ の関数とし、出力棒上で測定した透過応力波 $\sigma_{ex}(t_k)$ との二乗和関数

$$S(P) = \sum_{k=1}^N \{ \sigma_T(t_k; P) - \sigma_{ex}(t_k) \}^2 \quad (3-49)$$

が最小となるような解 P^* を求める⁽²³⁴⁾。二乗和 S が P^* において最小となるためにはその一次微分がゼロとなる必要がある。すなわち、

$$\frac{\partial S(P)}{\partial P_j} = \sum_{k=1}^N \frac{\partial F(t_k, P)}{\partial P_j} F(t_k, P) = 0 \quad (j = 0, 1, \dots, m+n) \quad (3-50)$$

ただし、 $F(t_k, P) = 2\{ \sigma_T(t_k; P) - \sigma_{ex}(t_k) \}$ とおいた。式(3-50)を満たす P は S の停留点であるが、それが極小点であるためには F の 2 次微分行列が非負定値行列でなければならない。関数 F の 2 次微分は以下のように書く

ことができる。

$$\frac{\partial^2 S(P)}{\partial P_j \partial P_{j'}} = \sum_{k=1}^N \frac{\partial F(t_k, P)}{\partial P_j} \frac{\partial F(t_k, P)}{\partial P_{j'}} + \sum_{k=1}^N \frac{\partial^2 F(t_k, P)}{\partial P_j \partial P_{j'}} F(t_k, P) \quad (j, j' = 0, \dots, m+n) \quad (3-51)$$

これをベクトルと行列の形式で表現すればヤコビアン行列

$$J(P) = [\partial F(t_k, P) / \partial P_j]$$

を使って、

$$\nabla^2 S(P) = J^T(P) J(P) + \sum_{k=1}^N F(t_k, P) \nabla^2 F(t_k, P) \quad (3-52)$$

この右辺第二項が関数 F の非線形性（2次微分）から生じる項である。
連立非線形方程式の常法であるニュートン-ラフソン法を式(3-50)に適用すると、 i 番目の近似値 $P^{(i)}$ に対する修正値 $\Delta P^{(i)}$ は

$$\sum_{k=1}^N \frac{\partial}{\partial P_{j'}} \left(\frac{\partial S(P^{(i)})}{\partial P_j} \Delta P_{j'}^{(i)} = - \frac{\partial S(P^{(i)})}{\partial P_j} \right) \quad (j, j' = 0, \dots, m+n) \quad (3-53)$$

または

$$\nabla^2 S(P^{(i)}) \Delta P^{(i)} = - \nabla S(P^{(i)})$$

すなわち、

$$\left\{ J^T(P^{(i)}) J(P^{(i)}) + \sum_{k=1}^N F(t_k, P^{(i)}) \nabla^2 F(t_k, P^{(i)}) \right\} \Delta P^{(i)} = - J^T(P^{(i)}) F(t_k, P^{(i)}) \quad (3-54)$$

を連立1次方程式として解いて求められる。この方法では適切な初期値 $P^{(0)}$ から出発すると

$$P^{(i+1)} = P^{(i)} + \Delta P^{(i)} \quad (3-55)$$

により反復改良して、解 P^* に収束する。ニュートン-ラフソン法は解 P^* の近傍では収束が速いものの、2次微分 $\nabla^2 F(t_k, P)$ を毎回計算する必要があり、また収束領域が小さいので実用的ではない。そこで、同法を基礎としつつ、より簡単に計算できかつ収束も安定化するような解法の研究⁽²³⁵⁾が行われてきた。その中で、最も簡単な方法がガウス-ニュートン法であり式(3-54)で2次微分の項を無視するものである。すなわち、

$$J^T(P^{(i)})J(P^{(i)})\Delta P^{(i)} = -J^T(P^{(i)})F(t_k, P^{(i)}) \quad (3-56)$$

ガウス-ニュートン法は線形最小 2 乗法から非線形問題に拡張した方法として理論的に簡明であり、従来より広く用いられてきた。しかしこの方法は非線形性および残差 F が大きいときには解が収束せず発散しやすい。そこで、本研究ではガウス-ニュートン法を改良するためレーベンベルグ-マルカート法を用いた。これは式(3-56)の左辺の対角項に付加項を加えて

$$\{J^T(P^{(i)})J(P^{(i)}) + \lambda^{(i)}I\}\Delta P^{(i)} = -J^T(P^{(i)})F(t_k, P^{(i)}) \quad (3-57)$$

解くものである。 I は単位行列であり、縮小因子 $\lambda^{(i)}$ を調節して収束の安定化を図った。収束点の判定には次式を用い、これを満足した場合に反復計算を終了した。

$$\left| \frac{S(P^{(i-1)}) - S(P^{(i)})}{S(P^{(i)})} \right| < 0.01 \quad (3-58)$$

図 3-10 は粘弾性特性同定手順のフローチャートである。

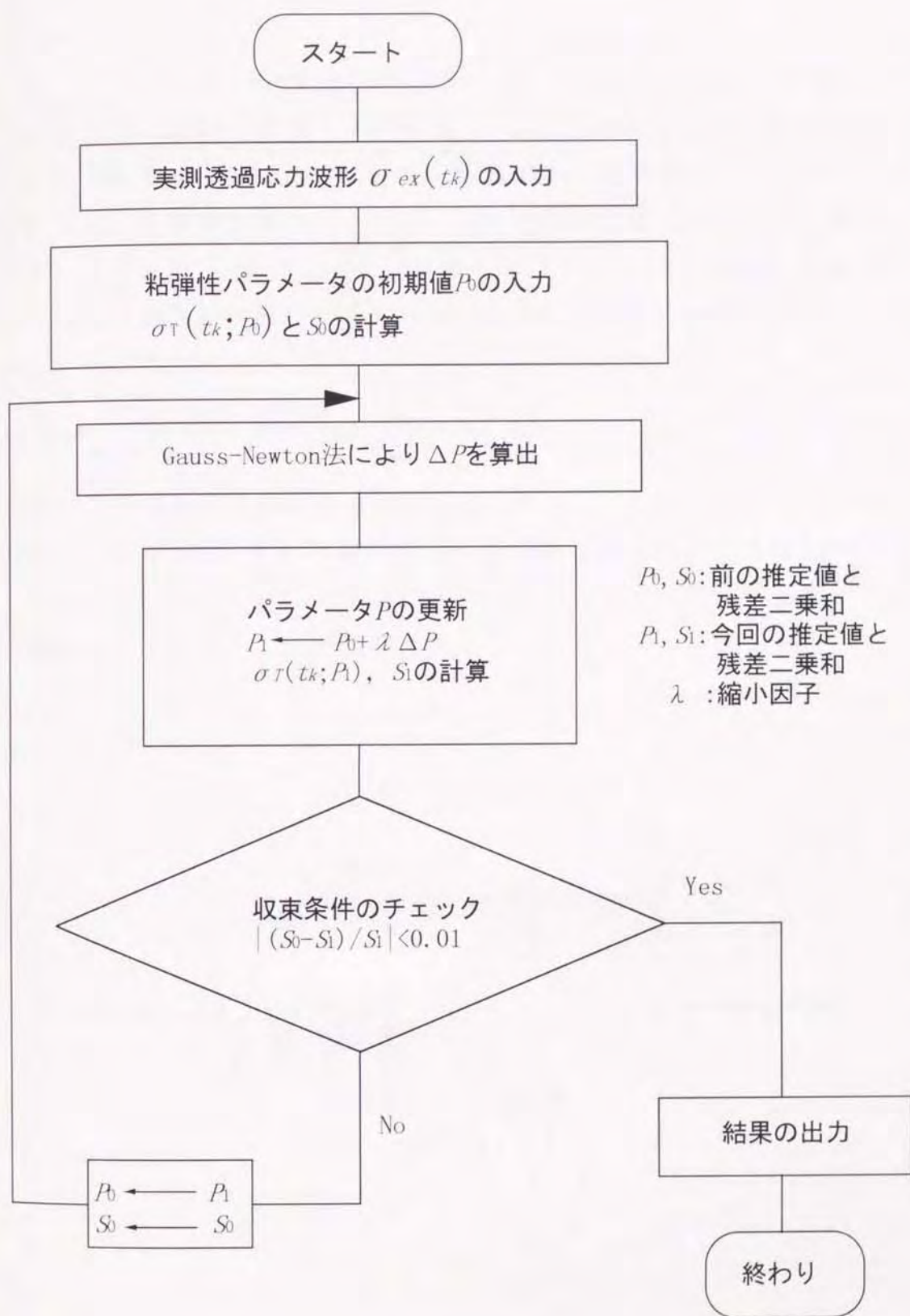


図 3-10 粘弾性特性同定手順のフローチャート

【本推定法の有効性】

上述の粘弾性特性同定法の有効性について検討するため PMMA（アクリル樹脂）試験片に対し本法を適用した。PMMA は線形粘弾性体として振る舞うことが知られており，同固体を 3 要素標準線形固体モデルと想定して縦衝撃試験によりその粘弾性定数値を推定した研究も報告されている^{(236),(237)}。実験は前節と同様の方法で行った。PMMA 試験片を図 3-11 に示す 3 要素標準線形固体モデルと想定すれば構成方程式は次式で与えられる。

$$\sigma + \frac{\eta}{E_1 + E_2} \frac{\partial \sigma}{\partial t} = \frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} \varepsilon + \frac{E_1 \eta}{E_1 + E_2} \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} \quad (3-59)$$

図 3-12 は同定結果を示したものである。6 回目の反復計算で収束条件を満たし，表 3-1 に示した収束値に基づく理論透過応力波形は実測値と良く一致している。さらに収束値自体も同表中に示した過去の文献値と近い値を示していることがわかる。

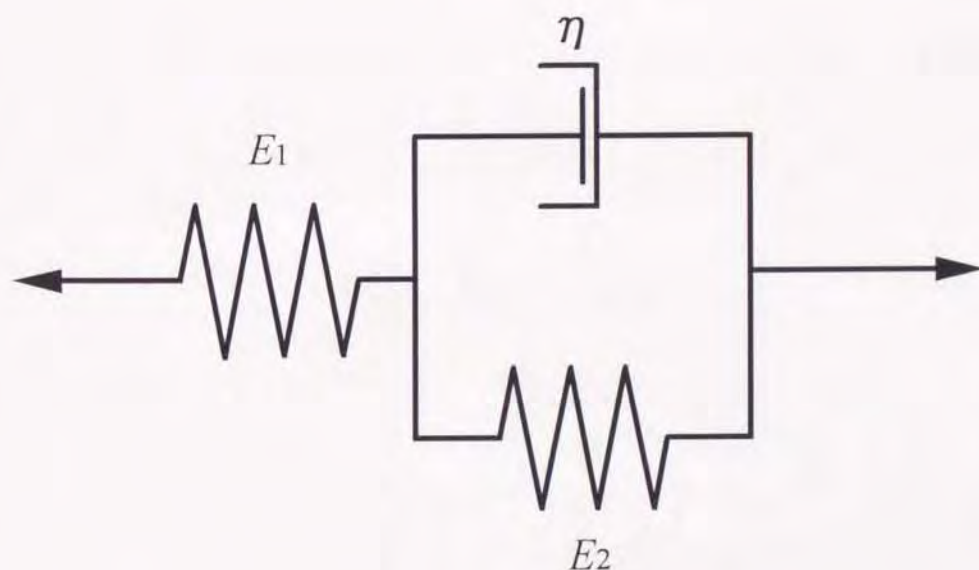


図 3-11 3 要素標準線形固体モデル

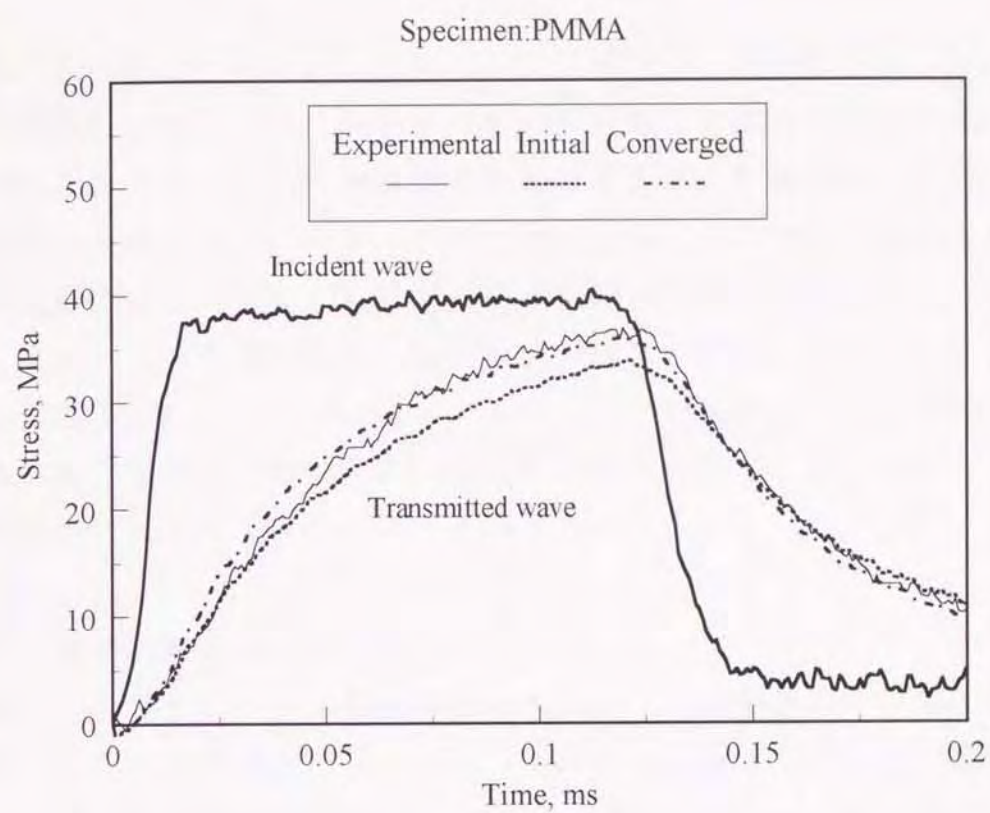


図 3-12 初期値および収束値に基づく理論透過応力波形と実測透過応力波形

表 3-1 粘弾性定数値

	E_1, GPa	E_2, GPa	η, MPas
初期値	5.0	13.0	1.7
収束値(6回目)	5.5	17.0	2.3
松本ら ⁽²³⁶⁾	5.5	15.2	2.4
曾我部ら ⁽²³⁷⁾	5.3	16.9	2.1

3.4.2 粘弾性はりの衝撃曲げ応答解析による方法

曲げは圧縮とともに生体骨にとって主要な負荷形態であると同時に，長管骨の骨折は主に曲げ荷重により発生すると考えられているため，前章で述べたように長管骨全体の力学的特性を曲げ試験により評価した研究も数多く報告されている．本項ではホプキンソン棒法衝撃３点曲げ試験と粘弾性はりの衝撃応答解析に基づく粘弾性特性同定法について述べる．すなわち，ホプキンソン棒法衝撃３点曲げ試験から得られる試験片の過渡応答波形と，オイラー・ベルヌーイはり理論に基づき弾性はりの衝撃応答を解析し，結果を線形粘弾性問題に拡張して得た粘弾性はりの衝撃応答波形から粘弾性モデルの同定を行う．

【弾性はりの衝撃応答】

図 3-13 に示すように 2 本の同質の弾性棒（入，出力棒）に曲げ試験片をはさみ，入力棒が縦衝撃を受ける場合を考える．各棒は十分細長く，一次元波動伝播を仮定すれば入，出力荷重 $F_I(t)$ ， $F_T(t)$ はそれぞれ次式で与えられる．

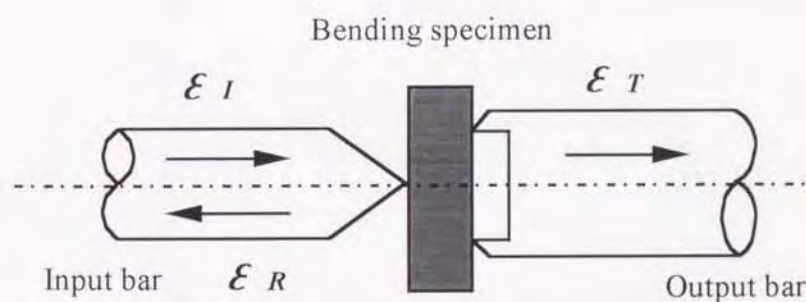


図 3-13 ホプキンソン棒内の一次元波動伝播

$$F_I(t) = E_0 A_0 \{ \varepsilon_I(t) + \varepsilon_R(t) \} \quad (3-60)$$

$$F_T(t) = E_0 A_0 \varepsilon_T(t) \quad (3-61)$$

ここで、 E_0 、 A_0 は入、出力棒の弾性率および断面積であり、 ε_I 、 ε_R 、 ε_T はそれぞれ入射、反射および透過ひずみ波である。

試験片が衝撃荷重を受けている間、出力棒の両支持点から離れることがなければ、試験片の衝撃応答は、図 3-14 で示すように中央に衝撃集中荷重 $F_I(t)$ を受ける単純支持はりとして解析が可能である。今、はりをオイラー・ベルヌーイはりとして仮定すれば基礎方程式は次式で与えられる。

$$\left. \begin{aligned} EI \frac{\partial^4 y}{\partial x^4} + m \frac{\partial^2 y}{\partial t^2} &= K(x, t) \\ K(x, t) &= F_I(t) \delta(x - \alpha), \quad m = \rho A \end{aligned} \right\} \quad (3-62)$$

ここで、 E 、 I 、 ρ 、 A はそれぞれはりの弾性率、断面二次モーメント、密度および断面積であり、 $\delta(x - \alpha)$ はデルタ関数である。

両支持点でたわみとモーメントがゼロとなる境界条件のもとで、ラプラス変換法により (3-62) 式を解くことにする。まず、 x を定数とみなし、

同式を時間 t についてラプラス変換 $\bar{f}(s_t) = \int_0^\infty f(t) e^{-s_t t} dt$ を施すと

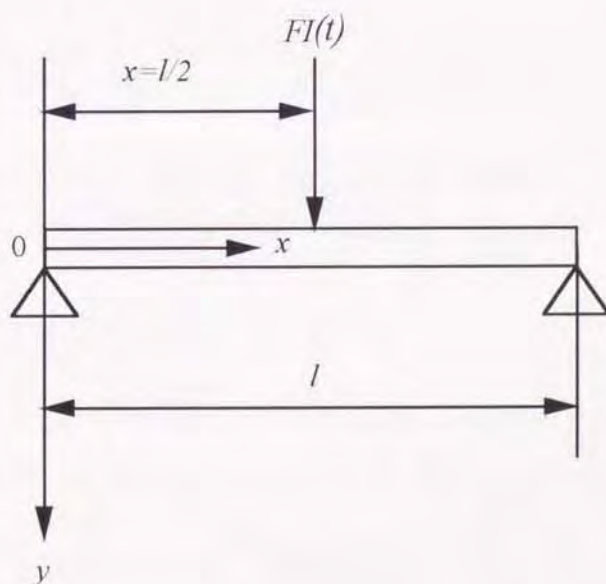


図 3-14 中央に衝撃集中荷重を受ける単純支持はり

$$EI \frac{\partial^4 y}{\partial x^4}(x, s_t) + m \{ s_t^2 \bar{y}(x, s_t) - s_t y(x, +0) - y_t'(x, +0) \} = \bar{F}_t(s_t) \delta(x - \alpha) \quad (3-63)$$

を得る。次に、(3-63)式中の $y(x, +0)$ をたわみの初期値として $u(x)$ 、 $y_t'(x, +0)$ をたわみ速度の初期値として $v(x)$ と置き、同式を x についてラプラス変換すると、

$$EI \{ s_x^4 \bar{\bar{y}}(s_x, s_t) - s_x^3 \bar{y}(0, s_t) - s_x^2 \bar{y}'(0, s_t) - s_x \bar{y}''(0, s_t) - \bar{y}'''(0, s_t) + m [s_t^2 \bar{\bar{y}}(s_x, s_t) - s_t \bar{u}(s_x) - \bar{v}(s_x)] \} = \bar{F}_t(s_t) e^{-\alpha s_x} \quad (3-64)$$

を得る。ただし s_x は x に関するラプラス変換のパラメータである。上式を $\bar{\bar{y}}$ について整理すれば次式を得る。

$$\bar{\bar{y}}(\chi, \tau) = \frac{\chi^3 a + \chi^2 b + \chi c + d}{\chi^4 - \beta^4} + \frac{\bar{\Phi}(\chi, \tau)}{\chi^4 - \beta^4} \quad (3-65)$$

ここで、

$$\begin{aligned} a &= \bar{y}(0, \tau) && : x=0 \text{ におけるはりのたわみ} \\ b &= \bar{y}'(0, \tau) && : x=0 \text{ におけるたわみ角} \\ c &= \bar{y}''(0, \tau) && : x=0 \text{ における曲げモーメント} \times 1/EI \\ d &= \bar{y}'''(0, \tau) && : x=0 \text{ における曲げ応力} \times 1/EI \end{aligned}$$

$$\bar{\Phi}(\chi, \tau) \equiv \frac{m}{EI} \left\{ \tau U(\chi) + V(\chi) + \frac{\bar{F}_t(\tau)}{m} e^{-\alpha \chi} \right\},$$

$$\beta^4 = -\frac{m}{EI} \tau^2, \quad \chi = s_x, \quad \tau = s_t, \quad U(\chi) = \bar{u}(s_x), \quad V(\chi) = \bar{v}(s_x)$$

とおいた。(3-65)式は $\chi = \pm\beta$ と $\chi = \pm i\beta$ に一位の極をもつから、ラプラス逆変換の留数による表示式

$$L^{-1} \{ \bar{f}(s) \} = \sum \text{Res} [\bar{f}(s) e^{st}; s_n] \quad (n=1, 2, \dots)$$

に基づき同式を χ についてラプラス逆変換すれば、たわみのラプラス変換 $\bar{y}(x, \tau)$ は次式で与えられる。

$$\begin{aligned} \bar{y}(x, \tau) &= \frac{\bar{F}_t(\tau)}{2\beta^2 EI} \left[\{ \sinh \beta(x - \alpha) - \sin \beta(x - \alpha) \} \right. \\ &\quad \left. + \frac{\sin \beta(\ell - \alpha) \sin \beta x \sinh \beta \ell}{\sinh \beta \ell \sin \beta \ell} - \frac{\sinh \beta(\ell - \alpha) \sinh \beta x \sin \beta \ell}{\sinh \beta \ell \sin \beta \ell} \right] \quad (3-66) \end{aligned}$$

はりの中央に荷重が作用する場合 ($\alpha = \ell/2$), 上式は以下のようになる.

$$\bar{y}(x, \tau) = \frac{\bar{F}_t(\tau)}{2\beta^2 EI} \left[\left\{ \sinh \beta \left(x - \frac{\ell}{2} \right) - \sin \beta \left(x - \frac{\ell}{2} \right) \right\} + \frac{\sin \beta(\ell/2)}{\sin \beta \ell} \sin \beta x - \frac{\sinh \beta(\ell/2)}{\sinh \beta \ell} \sinh \beta x \right] \quad (3-67)$$

支持点反力 R のラプラス変換は

$$\bar{R} = EI \frac{\partial^3 \bar{y}}{\partial x^3} \bigg|_{x=\ell} \quad (3-68)$$

で与えられるので, 出力棒に伝達される透過荷重のラプラス変換 $\bar{F}_t(\tau)$ は次式で与えられる.

$$\bar{F}_t(\tau) = 2\bar{R} = \frac{\bar{F}_t(\tau)}{2} \left\{ \frac{1}{\cos \beta(\ell/2)} + \frac{1}{\cosh(\ell/2)} \right\} \quad (3-69)$$

【粘弾性はりの衝撃応答】

はりの単軸応力-ひずみ挙動が線形粘弾性モデルで表せると仮定すれば, 構成方程式は次式で与えられる.

$$W(D)\sigma(t) = Q(D)\varepsilon(t) \quad (3-70)$$

ここで, $D = \frac{d}{dt}$

$$W(D) = \sum_{k=0}^m a_k D^k = a_m \frac{d^m}{dt^m} + a_{m-1} \frac{d^{m-1}}{dt^{m-1}} + \cdots + a_0$$

$$Q(D) = \sum_{k=0}^n b_k D^k = b_n \frac{d^n}{dt^n} + b_{n-1} \frac{d^{n-1}}{dt^{n-1}} + \cdots + b_0$$

である. 線形弾性論と線形粘弾性論の間にはラプラス変換を通して対応原理が成立するから, 粘弾性はりを試験片とした場合の透過荷重のラプラス変換 $\bar{F}_{TV}(\tau)$ は(3-69)式中の β に含まれる E を, (3-70)式を時間 t に関してラプラス変換して得られる \bar{E} , すなわち

$$\bar{E} = \frac{\bar{\sigma}(\tau)}{\bar{\varepsilon}(\tau)} = \frac{Q(\tau)}{W(\tau)} \quad (3-71)$$

に置き換えることにより以下のように与えられる.

$$\left. \begin{aligned} \overline{F_{Tr}}(\tau) &= 2\overline{R} = \frac{\overline{F_l}(\tau)}{2} \left\{ \frac{1}{\cos \beta(\ell/2)} + \frac{1}{\cosh(\ell/2)} \right\} \\ \beta^4 &= -\frac{m}{EI} \tau^2 \end{aligned} \right\} \quad (3-72)$$

(3-76)式のラプラス逆変換はFFTを利用して数值的に行い、この数値解と実測透過荷重波形との誤差が最小となるように前述の非線型最小二乗法を適用して各粘弾性定数値を推定する。

【本推定法の有効性】

前節の波動伝播解析に基づく場合と同様にPMMA試験片を用い3要素標準線形固体モデルを想定して粘弾性特性の同定を行った。図3-15はホプキンソン棒法衝撃3点曲げ試験装置の試験片設置部分を示している。同装置は圧縮用のそれと同様に入力、出力および打撃棒により構成され、試験片設置部分は同図に示すように荷重点側の入力棒先端部は90°の角度を持つエッジとし、支持点側の先端部分にはスパン長さ10mmの試験片支持部を加工した。図3-16に本推定法をPMMAに適用した結果を示す。各粘弾性定数の推定値は前項の波動伝播解析に基づく方法による値と近く、さらに理論波形と実測波形とがよく一致していることから、本項で提示したホプキンソン棒法衝撃3点曲げ試験に基づく粘弾性特性同定法は有効であるといえる。

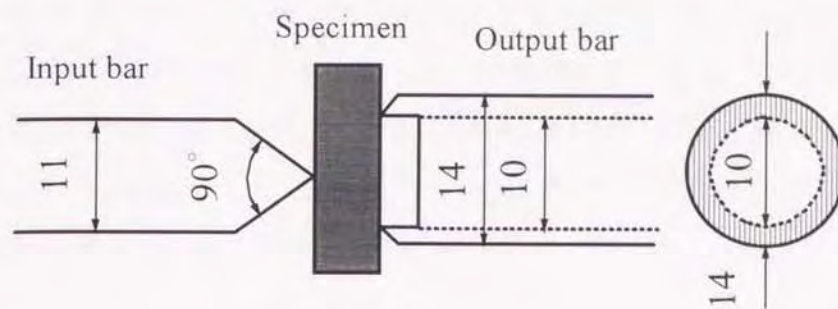


図 3-15 ホプキンソン棒法衝撃 3 点曲げ試験装置 (試験片設置部分)

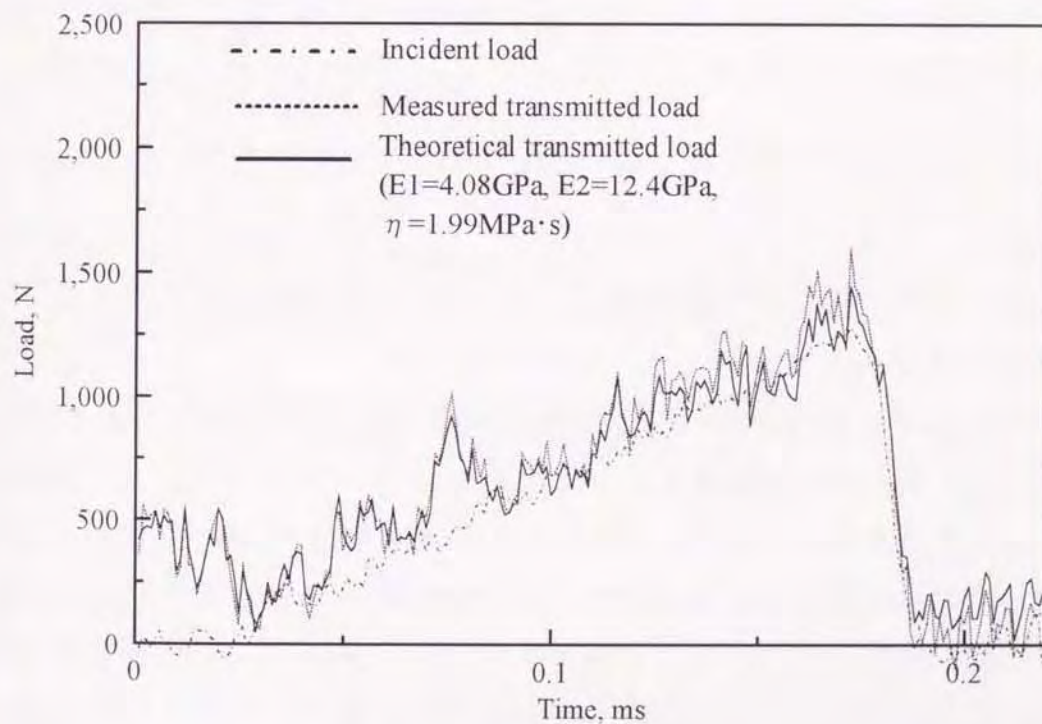


図 3-16 初期値および収束値に基づく理論透過荷重波形と実測透過荷重波形

3.4.3 応力緩和およびクリープ関数に基づく方法

線形粘弾性体の構成方程式には前項で述べたような力学モデルを基にした微分方程式表示と、重ね合わせの原理(ボルツマンの重畳原理)を基にした積分方程式表示⁽²³⁸⁾がある。後者は応力緩和関数またはクリープ関数を用いて表現することができ、実験によりこれら関数を同定すれば線形粘弾性体の構成方程式が定まる⁽²³⁹⁾。

【応力緩和およびクリープ関数を用いた構成方程式】

応力緩和関数 $E(t)$ ならびにクリープ関数 $C(t)$ を用いて線形粘弾性体の構成方程式を表せば、

$$\sigma(t) = \varepsilon(+0)E(t) + \int_0^t E(t-\tau) \frac{d\varepsilon(\tau)}{d\tau} d\tau \quad (3-73)$$

$$\varepsilon(t) = \sigma(+0)C(t) + \int_0^t C(t-\tau) \frac{d\sigma(\tau)}{d\tau} d\tau \quad (3-74)$$

となる。ただし、 $\sigma(-0)=0$ 、 $\varepsilon(-0)=0$ である。式(3-73)と式(3-74)に時間 t

についてのラプラス変換 $\bar{f}(p) = \int_0^\infty f(t)e^{-pt} dt$ を施せば次式を得る。

$$\bar{\sigma}(p) = p\bar{E}(p)\bar{\varepsilon}(p) \quad (3-75)$$

$$\bar{\varepsilon}(p) = p\bar{C}(p)\bar{\sigma}(p) \quad (3-76)$$

すなわち、ホプキンソン棒法衝撃試験により求めた $\sigma(t)$ および $\varepsilon(t)$ を数値ラプラス変換して $\bar{\sigma}(p)$ と $\bar{\varepsilon}(p)$ 、さらに式(3-75)と式(3-76)により応力緩和関数ならびにクリープ関数のラプラス変換形を求め、これらを数値ラプラス逆変換すれば $E(t)$ および $C(t)$ を決定することができる。さらに、適当な線形粘弾性モデルを想定して応力緩和およびクリープ関数の理論値を求め、これら理論値と上述の $E(t)$ および $C(t)$ に対し最適化手法を用いてモデル中に含まれる粘弾性定数値を決定することが可能である。

【本推定法の有効性】

本研究では、式(3-17)および式(3-16)から算出した応力-時間およびひずみ-時間関係を用い、それぞれ応力緩和ならびにクリープ関数を求

めることにする。図 3-17と図 3-18はそれぞれ PMMA の応力緩和関数とクリープ関数であり、同図中には 3 要素標準線形固体による理論値も併せて示した。同モデルの応力緩和およびクリープ関数はそれぞれ次式で与えられる。

$$E(t) = \left\{ \frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} + \left(E_1 - \frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} \right) e^{-\frac{E_1 + E_2}{\eta} t} \right\} U(t) \quad (3-77)$$

$$C(t) = \left(\frac{1}{E_1} + \frac{1}{E_2} - \frac{1}{E_2} e^{-\frac{E_2}{\eta} t} \right) U(t) \quad (3-78)$$

ここで $U(t)$ はヘビサイドのステップ関数である。粘弾性定数 (E_1, E_2, η) の値は実測応力緩和関数と理論応力緩和関数との 2 乗誤差が前述の非線形最小 2 乗法により最小となるように決定した。表 3-2 に決定した粘弾性定数値を示す。応力緩和およびクリープ関数の理論値は共に実験値と良く一致しており、さらに粘弾性定数値も表 3-2 に示した過去の文献値に近いことがわかる。

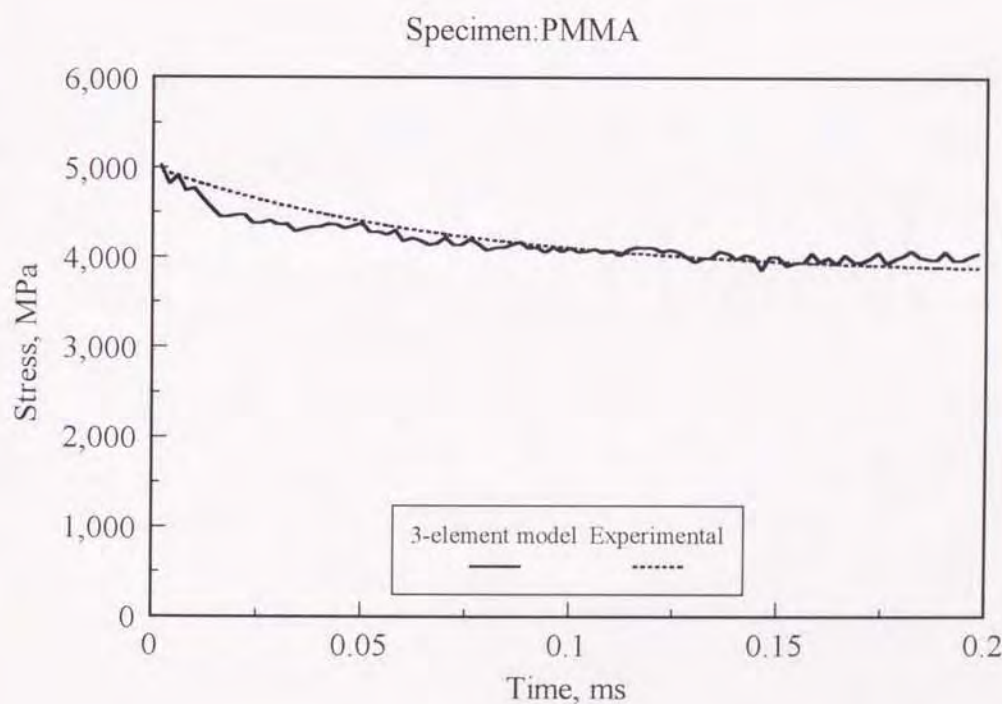


図 3-17 PMMA の応力緩和関数

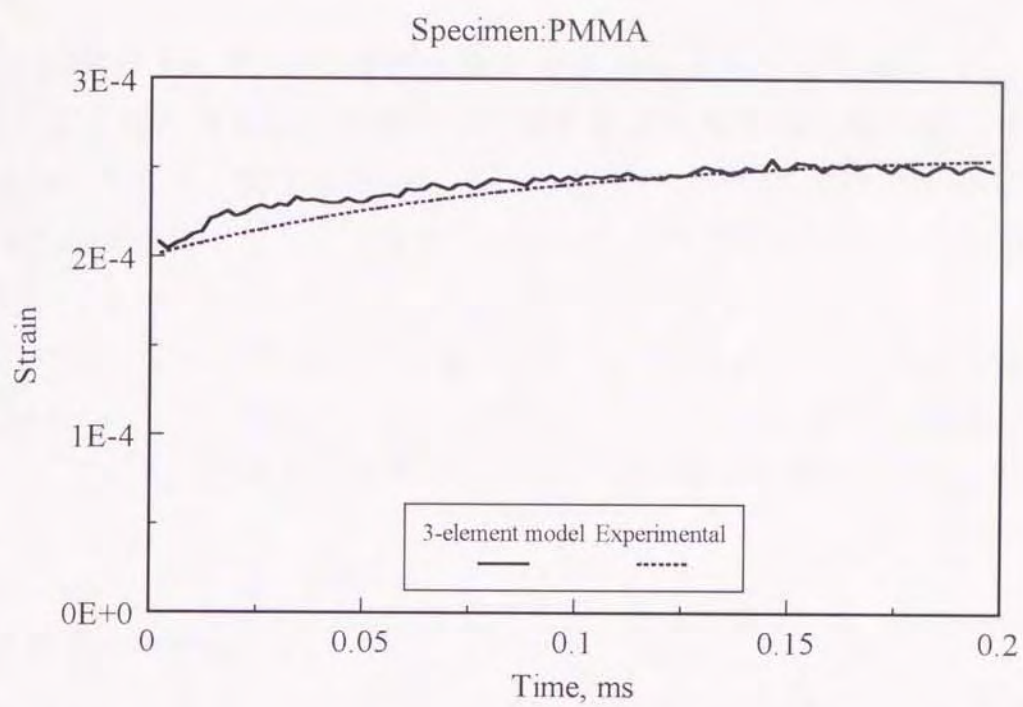


図 3-18 PMMA のクリープ関数

表 3-2 粘弾性定数値

E_1, GPa	E_2, GPa	η, MPas
5.0	16.0	1.5

3.4.4 応力-ひずみ関係に基づく方法

以上の 2 つの方法は線形粘弾性特性の同定法であるが、ここでは 3.2.2 で述べた方法により算出した動的応力-ひずみ関係に基づき非線形粘弾性特性を同定する方法について述べる。先ず、非線形粘弾性体の構成方程式を次の形式と規定する。

$$\sigma = f(\varepsilon, \dot{\varepsilon}, P_v) \quad (3-79)$$

ここで、 P_v は粘弾性定数である。実測した動的応力-ひずみ関係と式 (3-79) に基づく理論応力-ひずみ関係に対し、前述の非線形最小二乗法を用いて両者の二乗誤差が最小となるように粘弾性定数を P_v を決定する。

【本推定法の有効性】

本推定法の有効性について検討するため数値実験を行った。非線形粘弾性モデルとして図 3-19 に示す非線形バネと非線形ダッシュポットの並列結合モデルを考える。同モデルの構成方程式は次式で与えられる。

$$\sigma = E\varepsilon - \alpha\varepsilon^2 + \mu \left(\frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0} \right)^P \quad (3-80)$$

ここで、 E 、 α 、 μ 、 P は粘弾性パラメータであり、 $\dot{\varepsilon}_0 = 1s^{-1}$ とおいた。先ず、式 (3-79) に表 3-3 中の真値を代入して目標とする応力-ひずみ曲線を算出した。そして同表中の初期値から反復計算を開始し、49 回目の計算で収束条件を満たした。粘弾性パラメータの収束値を表 3-3 に示したがいずれのパラメータも真値に対する誤差は 1% 以下であり、図 3-20 に示すように収束値に基づく応力-ひずみ曲線は目標値と極めて良く一致していた。

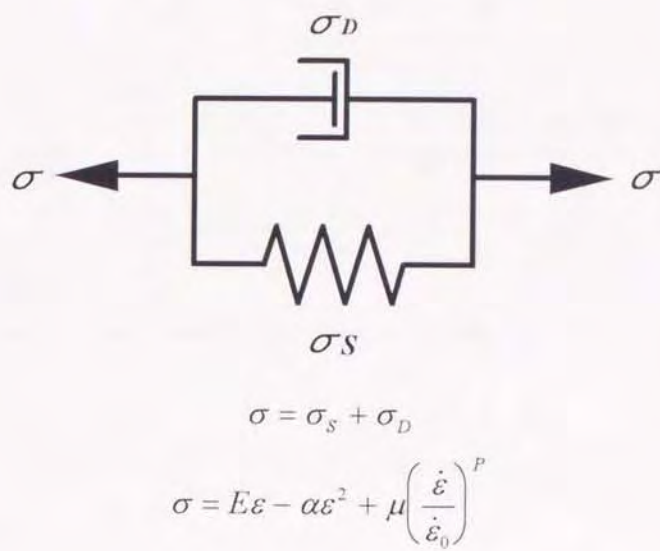


図 3-19 非線形バネと非線形ダッシュポットの並列結合モデル

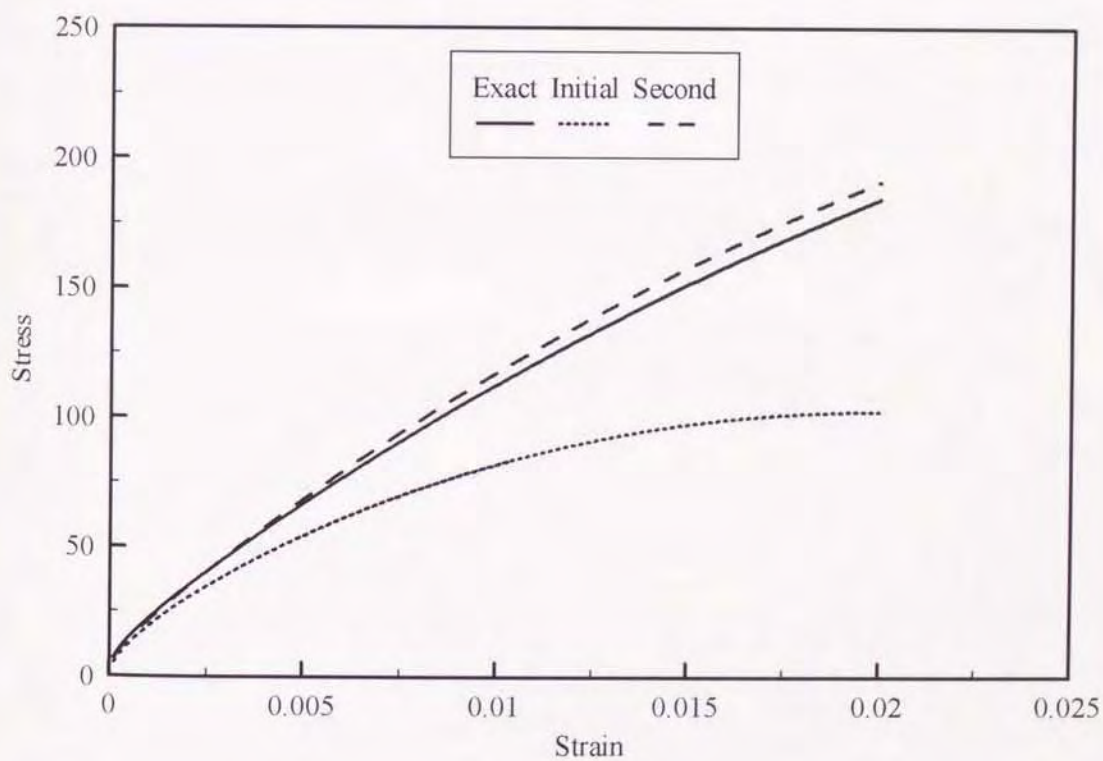


図 3-20 各反復計算段階における応力－ひずみ線図

表 3-3 粘弾性定数值

	E, GPa	α, GPa	μ, MPa	P
初期値	6	150	3	0.3
収束値(49 回目)	10	99.99	5	0.5
目標値	10	100	5	0.5

3.5 結言

ホプキンソン棒法衝撃試験についてその原理を詳細に述べるとともに測定精度について検討を行い，同法は動的構成関係を実用上十分な精度で測定可能であることを示した．次に，ホプキンソン棒法衝撃試験を利用した粘弾性特性同定法とその有効性について述べた．まず，ホプキンソン棒内における線形粘弾性試験片の波動伝播解析に基づき粘弾性特性を同定する方法，すなわち試験片を適当な線形粘弾性モデルと想定して理論透過応力波形を求め，最適化手法によりこの理論透過応力波形と実測波形との誤差が最小となるように線形粘弾性モデル中の未知定数を推定する方法について説明した．次いで，粘弾性はりをホプキンソン棒法衝撃3点曲げ試験する際の曲げ応答解析により粘弾性特性を同定する方法と，ホプキンソン棒法から得られる試験片の応力-時間およびひずみ-時間関係から応力緩和ならびにクリープ関数を算出し，これらの関数に基づき線形粘弾性モデルを同定する方法を示した．最後に応力-ひずみ関係に基づく非線形粘弾性特性の同定法，すなわちホプキンソン棒法により算出される試験片の動的応力-ひずみと，適当な非線形粘弾性モデルを想定して得られる理論-応力ひずみ関係に対し最適化手法を用いて同モデル中の未知定数値を推定する方法について述べた．そして，いずれの同定法についても PMMA を用いた実験および数値シミュレーションによりそれぞれの有効性を示した．

第4章 緻密骨の力学的異方性と粘弾性特性

4.1 緒言

骨格系において荷重支持機能の主要部分を担う緻密骨は周囲の力学的環境に対しその微視的組織構造を機能的に適応させ、巨視的な力学挙動は異方性粘弾性特性を示すことが知られている。また、骨には日常的に動的小よび衝撃的外力が作用し、これらが過大であれば骨の損傷や骨折に至る。従って、任意の外力に対する生体骨の応力-ひずみ状態の解析や骨の損傷および骨折の発生メカニズムの解明を行うためには、衝撃的荷重下も含めた広範囲のひずみ速度における緻密骨の力学的挙動を評価する必要がある。しかしながら、緻密骨の粘弾性特性に及ぼす方位依存性や温度の影響を詳細に調べた研究はほとんど見当たらず、これらの特性と微視的組織構造との関連性も十分明らかにされてはいない。また、高ひずみ速度下における緻密骨の力学的特性についての報告は低ひずみ速度下のそれに比べ非常に少なく未だ解明されていないのが現状である。

そこで、本章では組織構造の異なる2種類の緻密骨すなわち成長期に形成される一次骨(plexiform bone)と、それが成長とともに置換されて形成される二次骨(Haversian bone)についてその力学的異方性および粘弾性特性を調べるため、ウシ大腿骨のplexiform boneとHaversian boneおよびヒト脛骨Haversian boneから採取した試験片に対しホプキンソン棒法衝撃圧縮試験を行った。そして、力学的挙動を記述できる粘弾性モデルを同定するとともに、粘弾性特性に及ぼす試験片採取方位の影響について調べた。さらに、粘弾性特性の温度依存性について調べるため、8℃から70℃の温度範囲でウシのplexiform boneとHaversian boneに対しホプキンソン棒法衝撃3点曲げ試験を行って粘弾性特性を評価した結果について報告する。

4.2 ウシ大腿骨plexiform boneの力学的異方性と粘弾性特性

4.2.1 実験方法

試料

ウシ(生後7~8ヶ月)大腿骨骨幹中央部外側前方の緻密骨を試料として用いた。試験片の採取方位を規定するため、同骨幹部に図4-1(b)に示すような直角直交座標系を設定した。ここで、大腿骨の長軸と平行な軸を骨軸(BA)、同骨骨幹部の接線方向に沿う軸を接線軸(TA)、同じく半径方向に沿う軸を半径軸(RA)と表示する。そしてこれら3軸に沿う方向と各軸間を15°間隔に区切った計18方向から直径10mm、長さ10mmの円柱状試験片を機械加工により採取した(図4-2)。試料の乾燥を防ぐため試験片加工中は随時生理食塩水を滴下し、加工後は実験直前まで-20℃の生理食塩水中で保存して湿潤状態を維持した。図4-3(a),(b)および(c)はそれぞれBA, TAおよびRAに垂直な面の光学顕微鏡写真例である。本研究では1個体から1個の試験片を採取し、各方向につきそれぞれ5個の試験片を実験に供した。実験は室温中(20℃)で行った。

力学試験

衝撃圧縮試験をホプキンソン棒法を利用して最大ひずみ速度約 100s^{-1} のもとで実施した。図4-4に同衝撃試験装置の概略を示す。本装置は打撃棒、入力棒および出力棒から構成され、圧縮空気を利用して打撃棒を入力棒に衝突させることにより衝撃圧縮応力波を発生させる。そして、入、出力棒に接着したひずみゲージによりそれぞれ入射および透過応力波形を測定した。測定した波形信号はプリアンプで増幅し、デジタルストレージオシロスコープに記録した後、パーソナルコンピュータに転送して計算処理した。入、出力棒と試験片との境界面における摩擦の影響を軽減するため、試験片両端面にグリスを塗布した。図4-5は測定波形の一例を示したものである。試験片のひずみ速度 $\dot{\epsilon}$ 、ひずみ ϵ および応力 σ はそれぞれ次式を用いて算出した。

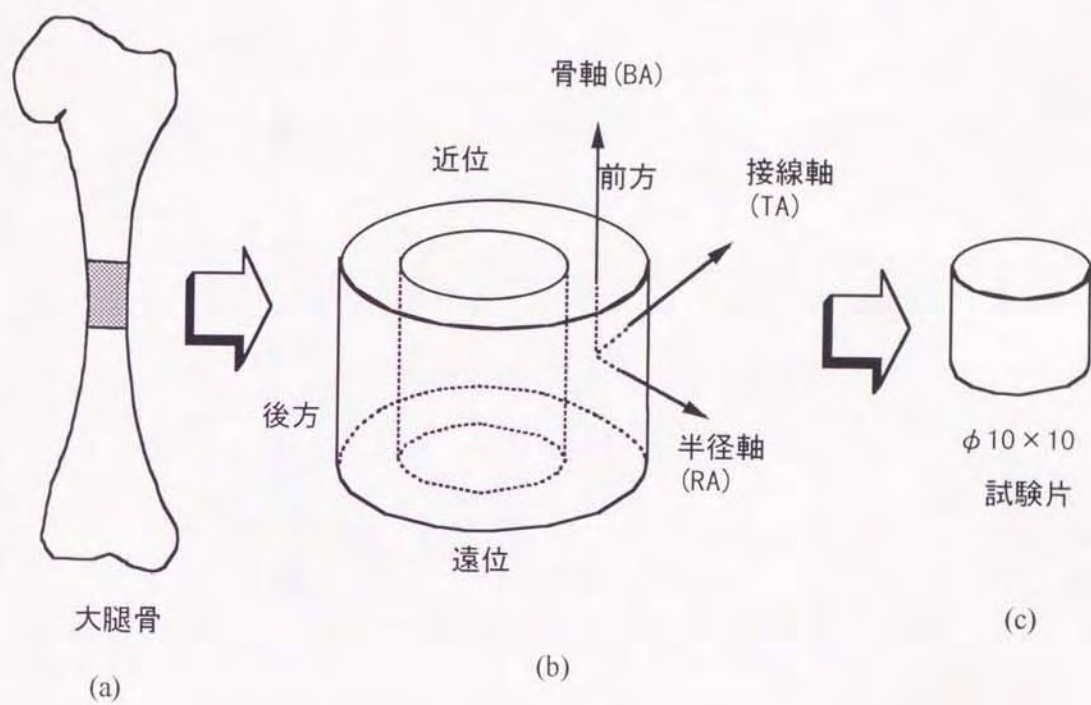


図4-1 試験片の採取手順

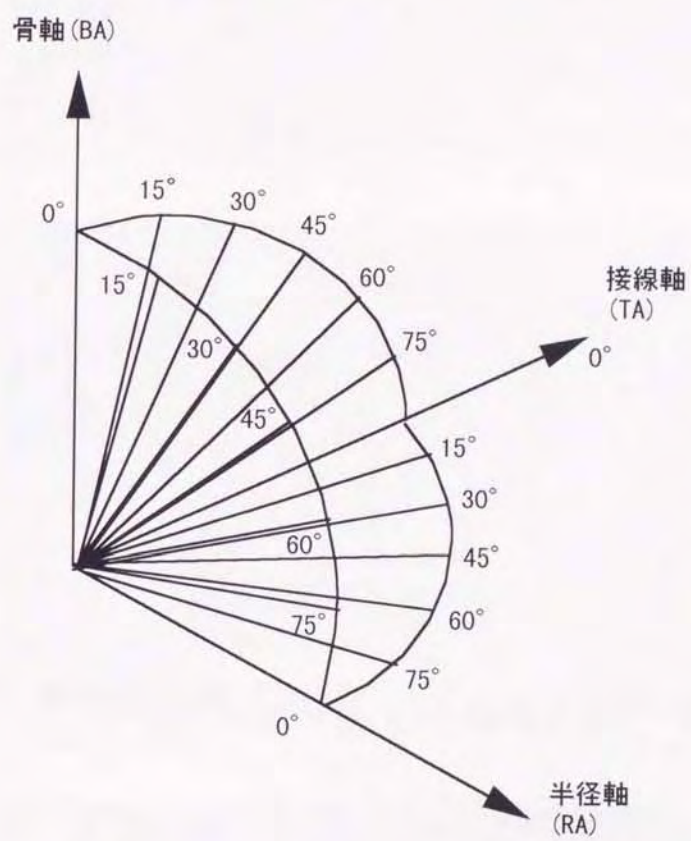


図4-2 試験片の採取方位



(a) 骨軸方向に垂直な断面



(b) 接線軸方向に垂直な断面



(c) 半径軸方向に垂直な断面

↔
0.5mm

図4-3 組織写真

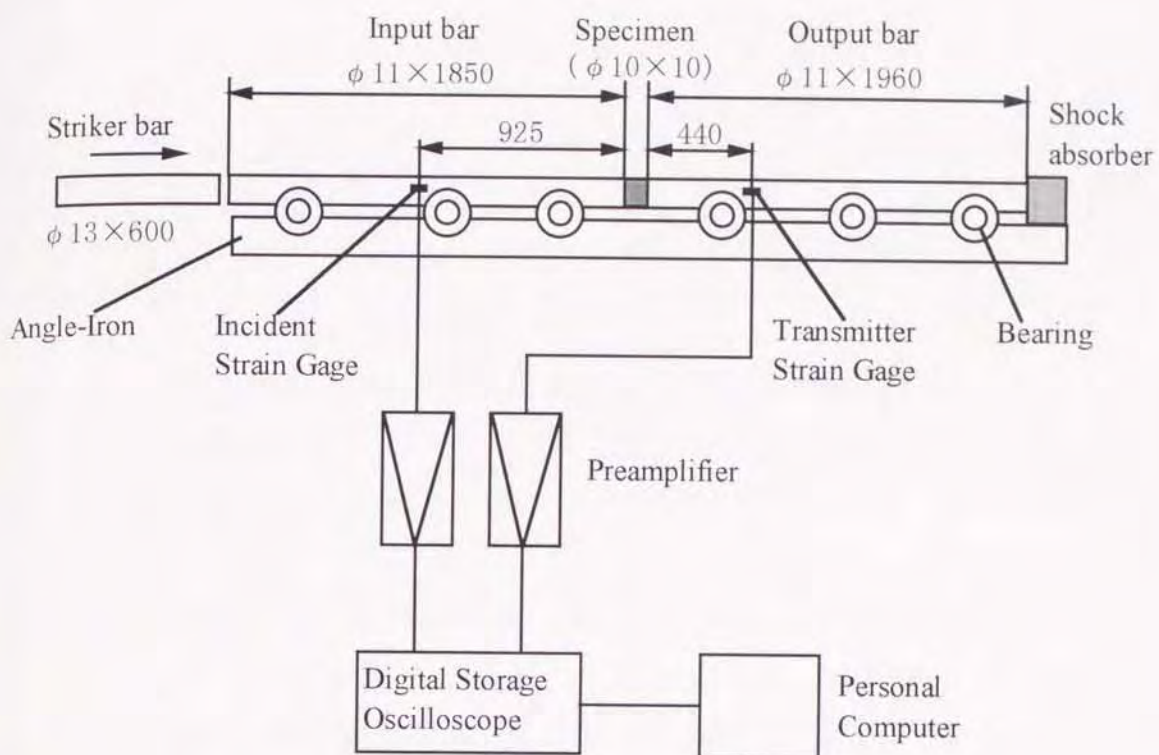


図4-4 ホプキンソン棒法衝撃圧縮試験装置

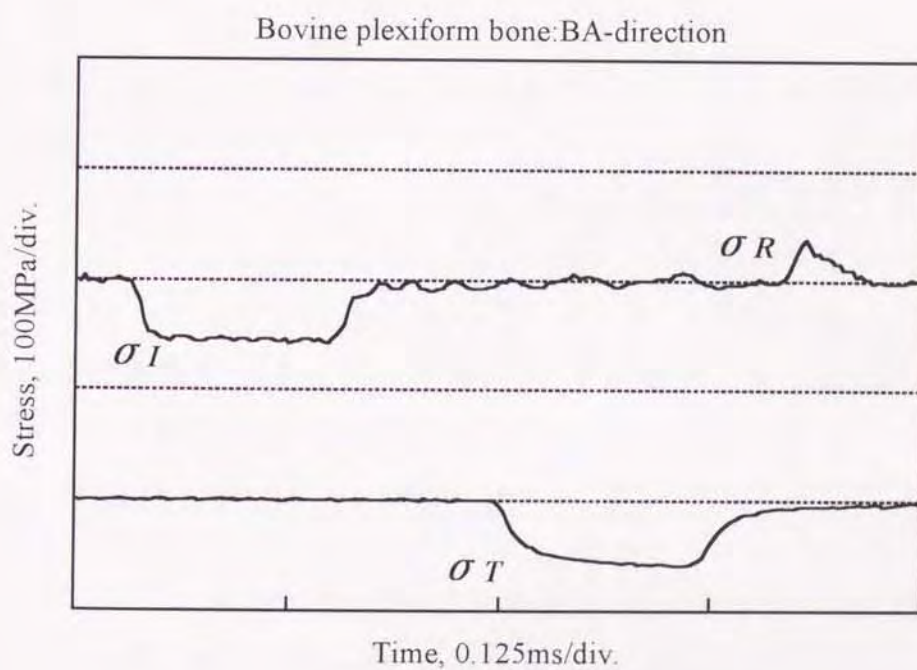


図4-5 応力波形の測定例

$$\dot{\varepsilon} = \frac{2}{\rho_0 c_0 \ell} (\sigma_I - \sigma_T) \quad (4-1)$$

$$\varepsilon = \int_0^t \dot{\varepsilon} dt = \frac{2}{\rho_0 c_0 \ell} \int_0^t (\sigma_I - \sigma_T) dt \quad (4-2)$$

$$\sigma = \frac{A_0}{A} \sigma_T \quad (4-3)$$

ここで、式(4-1)～(4-3)中の各物理量は以下の通りである。

ρ_0 : 入, 出力棒の密度, A_0 : 入, 出力棒の断面積

c_0 : 入, 出力棒の弾性波伝播速度, t : 時間

A : 試験片の断面積, ℓ : 試験片の長さ

σ_I : 入射応力波, σ_T : 透過応力波

後述するように粘弾性パラメータの初期値の選定のため、インストロン型万能試験機(島津製作所 Autograph AG-TD25)によるひずみ速度 10^{-3} s^{-1} の準静的圧縮試験も併せて実施した。

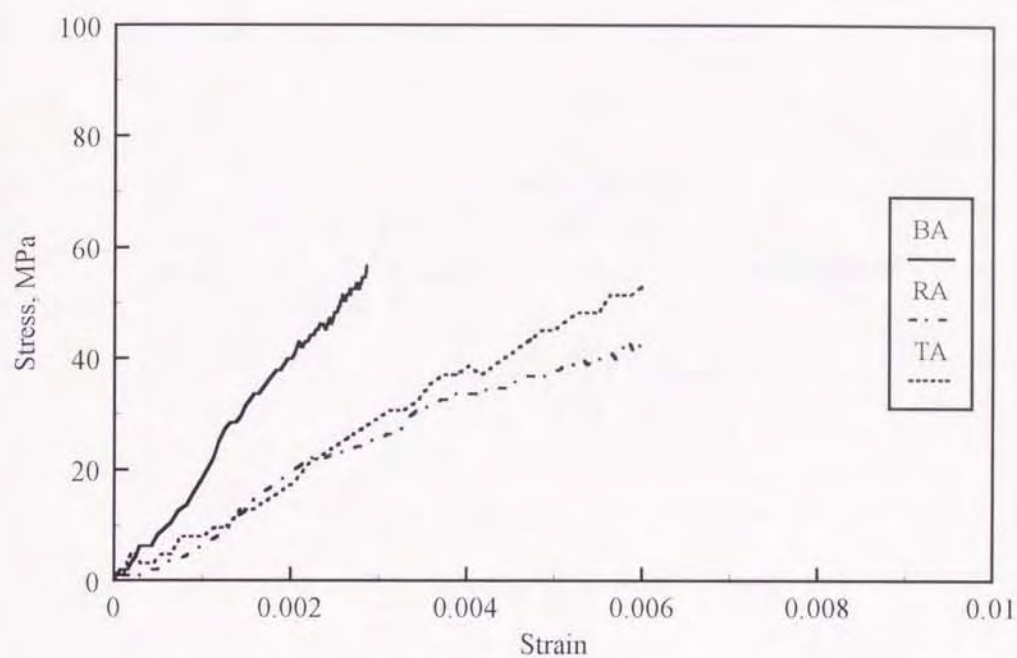
4.2.2 結果と考察

粘弾性モデル

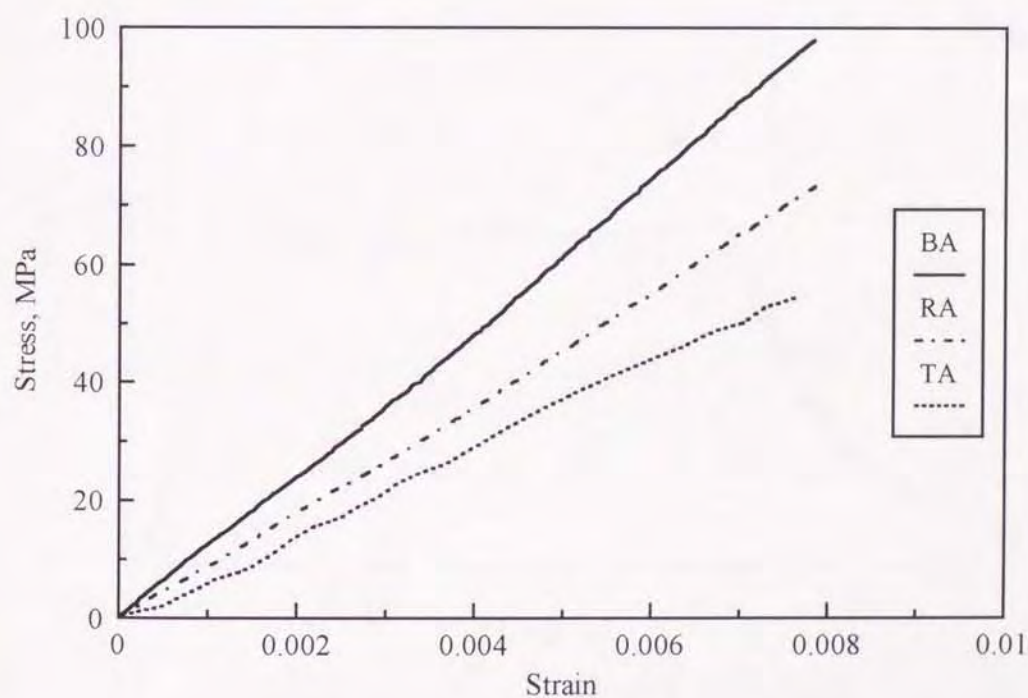
図4-6(a), (b)はそれぞれ各軸方向における準静的および衝撃荷重下における応力-ひずみ線図の一例を示している。いずれの場合においても応力-ひずみ関係はほぼ線形であり、さらに他の方向についても同様な結果が得られたので、plexiform boneの力学モデルとして線形粘弾性モデルの適用を試みることにする。差し当たり、応力緩和挙動とクリープ挙動を記述できる最小要素モデルである3要素標準線形固体(図4-7)を想定する。同モデルの構成方程式は次式で与えられる。

$$\sigma + \frac{\eta}{E_1 + E_2} \frac{\partial \sigma}{\partial t} = \frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} \varepsilon + \frac{E_1 \eta}{E_1 + E_2} \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} \quad (4-4)$$

図4-8は骨軸方向の試験片について実測透過応力波形と、3要素標準線形固体モデルを想定しホプキンソン棒内の波動伝播を解析して得られた理論透過応力波形に基づき同モデル中の粘弾性パラメータ(E_1 , E_2 , η)の値を推定した結果であり、表4-1に各パラメータの初期値と収束値を示した。



(a) 準静的荷重下 (ひずみ速度 10^{-3}s^{-1})



(b) 衝撃荷重下 (ひずみ速度約 100s^{-1})

図4-6 応力-ひずみ線図

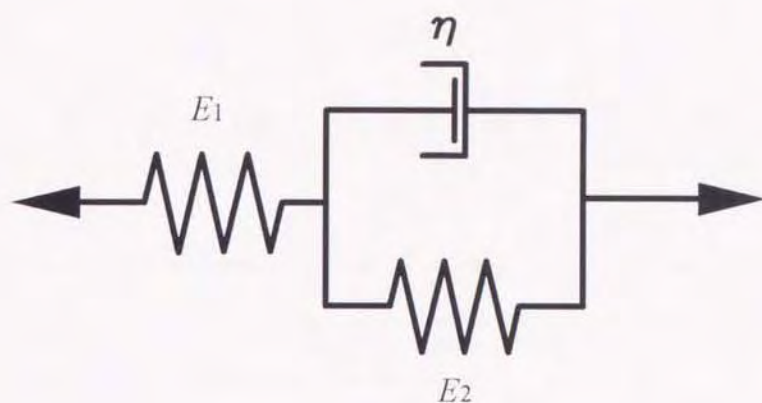


図4-7 3要素標準線形固体モデル

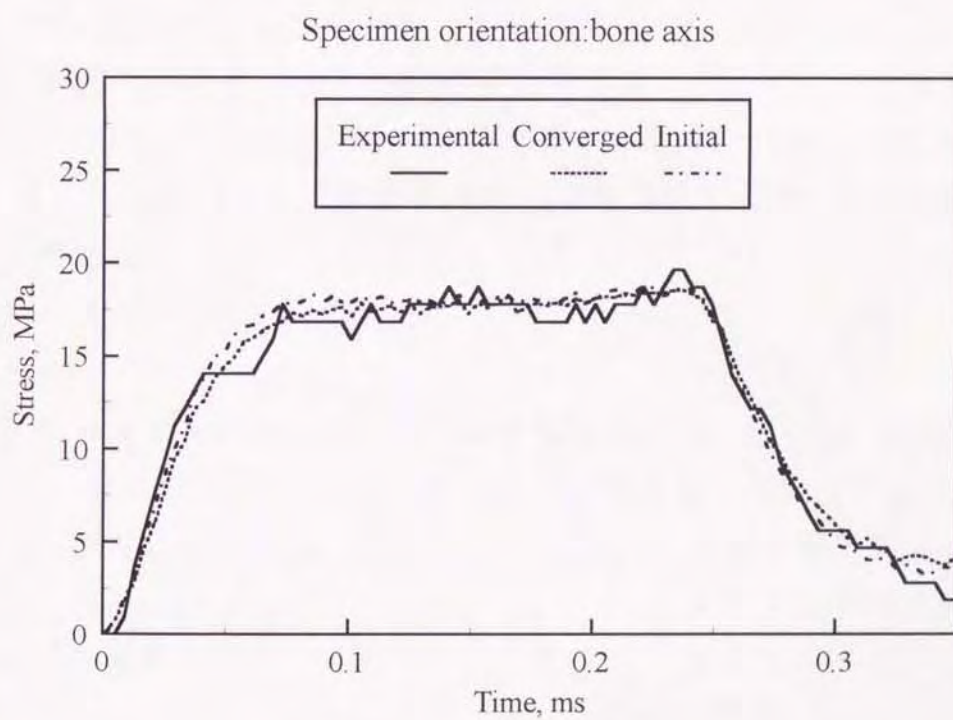


図4-8 実測透過応力波形と理論透過応力波形の比較

表4-1 粘弾性定数値

	E_1, GPa	E_2, GPa	η, MPas
初期値	17.1	29.2	8.9
収束値(5回目)	15.0	27.0	4.0

各パラメータの初期値の選定に当たっては、 E_1 には図4-6に示した応力-ひずみ線図の傾きから求めた動的弾性率を用いた。 E_2 については、構成方程式(4-4)において $\partial\sigma/\partial t \rightarrow 0$, $\partial\varepsilon/\partial t \rightarrow 0$ として得られる静的剛性値 $\sigma/\varepsilon = E_1 E_2 / (E_1 + E_2)$ と、準静的試験から得た弾性率 E_s から以下の関係式に基づき決定した。

$$E_s = \frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} \quad (4-5)$$

一方、粘性係数 η については試行誤差的に決めた。図4-8から明らかなように、実測透過応力波形と収束値に基づく理論波形は良く一致している。さらに他の方向から採取した試験片についても同様な結果が得られたことから、plexiform boneの力学モデルとして3要素標準線形固体モデルは適用可能と思われる。

粘弾性特性の方位依存性

図4-9は弾性スチフネス E_1 , E_2 と試験片採取方向との関係を示したものである。弾性スチフネス E_1 は骨軸方向を中心とし、半径軸-骨軸平面の45°方向から骨軸-接線軸平面の45°方向にかけて大きな値となっている。

E_2 は骨軸方向で最大値をとるが、全体的に骨軸-接線軸平面で大きい。
 図4-10は粘性係数 η の方向依存性を示したものである。 η は骨軸方向で特に大きく、弾性スチフネス E_1 、 E_2 と同様の変化傾向を示す。図4-11は準静的試験弾性率 E_s および同定したパラメータ値に基づく静的剛性値 $E_1 E_2 / (E_1 + E_2)$ と試験片採取方向との関係であるが、両者ともに方向依存性は明瞭ではない。弾性スチフネス E_1 、 E_2 および粘性係数 η が骨軸方向で大きくなることからplexiform boneは同方向で剛性が高くかつ衝撃吸収能に優れた合目的構造を有することがわかった。また、準静的弾性率の方向依存性が明瞭でないことから、低ひずみ速度下における力学試験だけではplexiform boneの力学的異方性を十分評価できないと思われる。

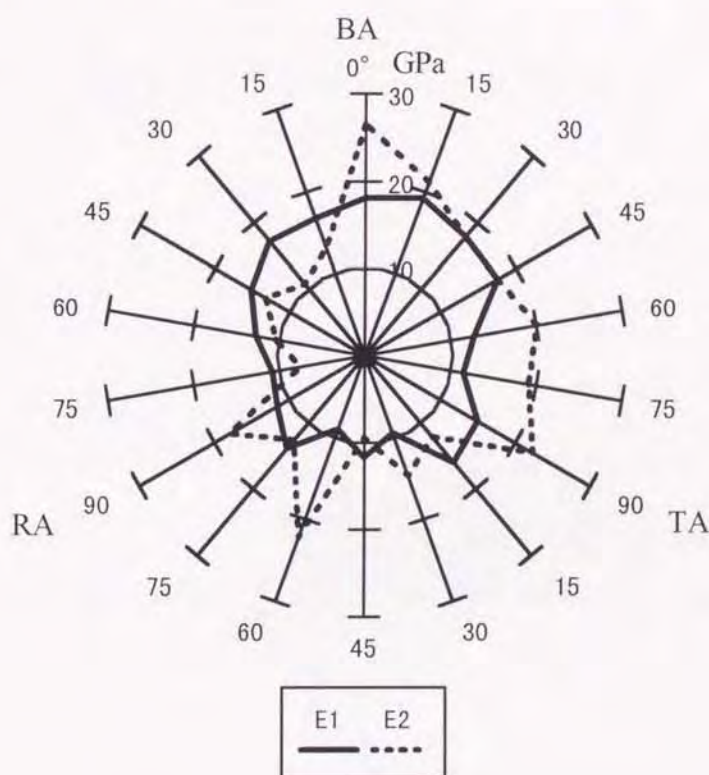


図4-9 弾性スチフネス E_1 、 E_2 の方位依存性

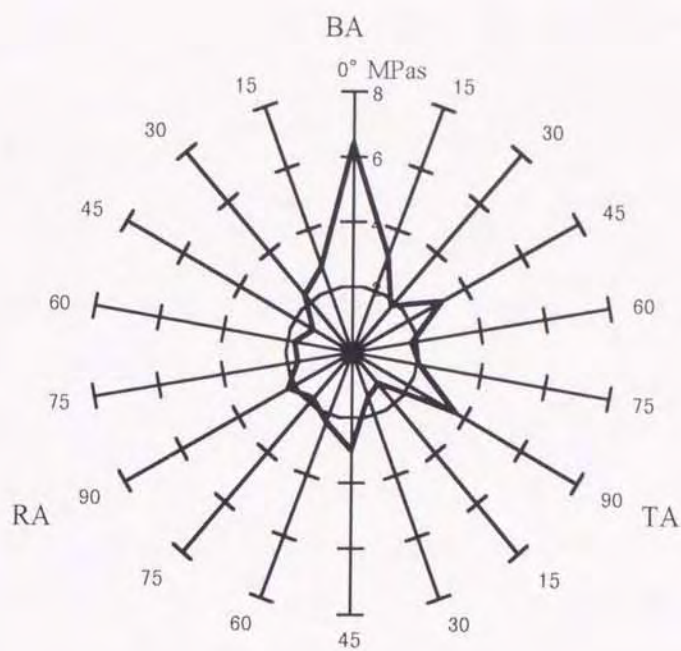


図4-10 粘性係数 η の方位依存性

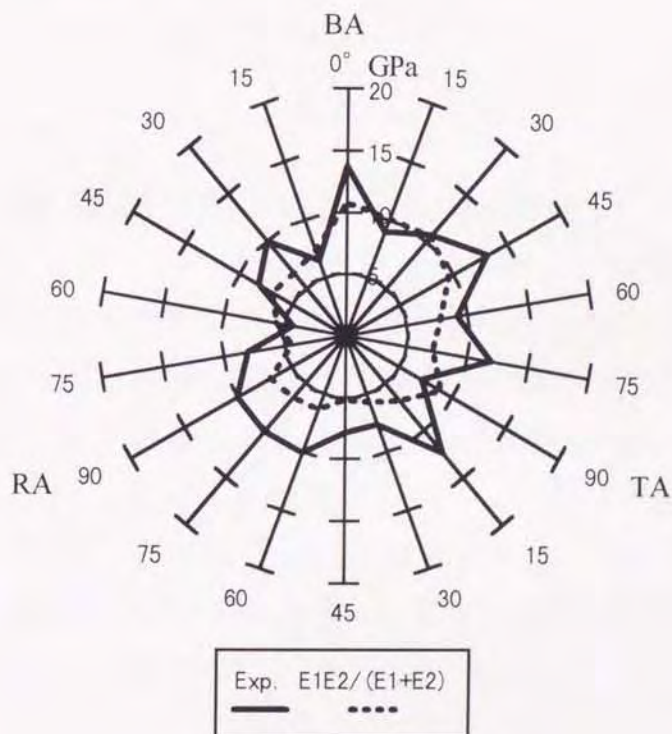


図4-11 準静的弾性率の方位依存性

4.3 ウシ大腿骨Haversian boneの力学的異方性と粘弾性特性

4.3.1 実験方法

試料

ウシ大腿骨骨幹中央部外側後方の緻密骨を試料として用いた。前節と同様に試験片の採取方位を規定するため、図4-12(b)に示すような直角直交座標系を設定し、3軸をそれぞれ骨軸(BA)、接線軸(TA)および半径軸(RA)と表示する。そしてこれら3軸に沿う方向と各軸間を15°間隔に区切った計18方向から皮質の厚さに応じて直径5~8mm、長さ5~8mmの円柱状試験片を機械加工により採取した(同図(c))。ただし、試験片の直径と長さの比は1とした。試験片加工中は試料の乾燥を防ぐため随時生理食塩水を滴下し、加工後は実験直前まで-20℃の生理食塩水中で保存して湿潤状態を維持した。図4-13(a)、(b)および(c)はそれぞれBA、TAおよびRAに垂直な面の光学顕微鏡写真例である。本研究では1個体から1個の試験片を採取した。実験は室温中(20℃)で行い、各方向の結果はそれぞれ5個の試験片から得られた実験値に基づいている。

力学試験

インストロン型万能試験機(島津製作所 Autograph AG-25TD)により、ひずみ速度 10^{-3}s^{-1} の条件下で準静的圧縮試験を行った。衝撃圧縮試験はホプキンソン棒法を利用して最大ひずみ速度約 100s^{-1} のもとで実施した。図4-14に同衝撃試験装置の概略を示す。本研究では入、出力棒に接着したひずみゲージからそれぞれ得られる入射および透過応力波形信号をプリアンプで増幅し、デジタルストレージオシロスコープに記録した。次いで、パーソナルコンピュータに転送して計算処理した。図4-15に応力波形の測定例を示す。試験片のひずみ速度 $\dot{\epsilon}$ 、ひずみ ϵ および応力 σ はそれぞれ式(4-1)~(4-3)を用いて算出した。

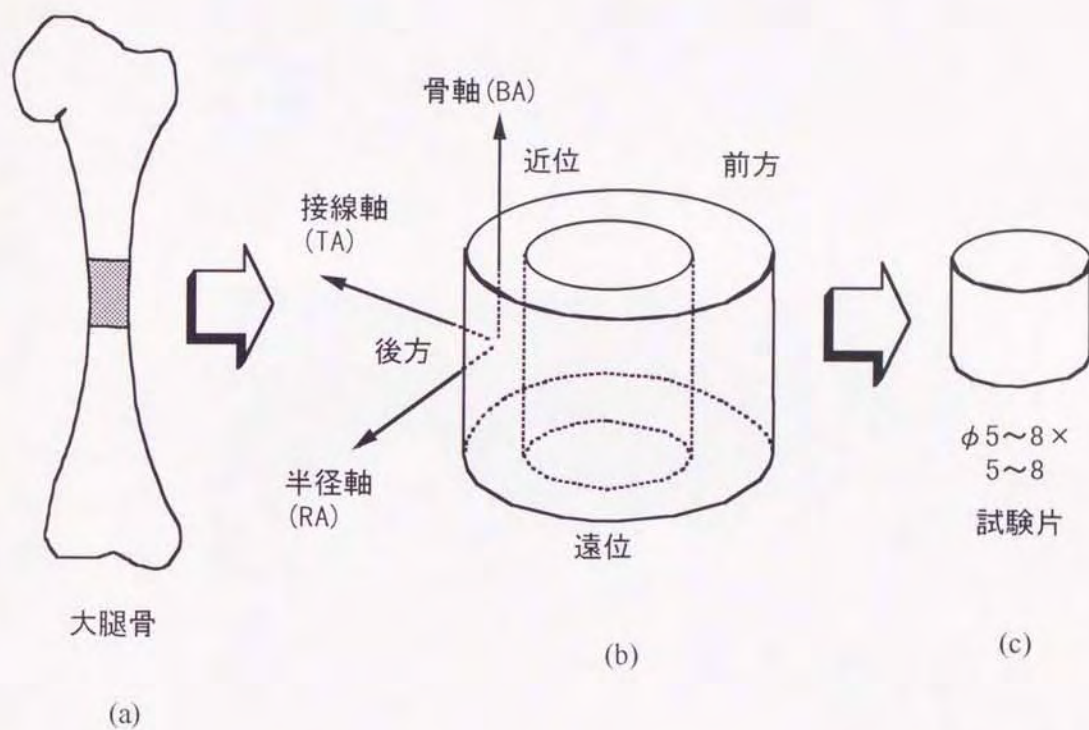
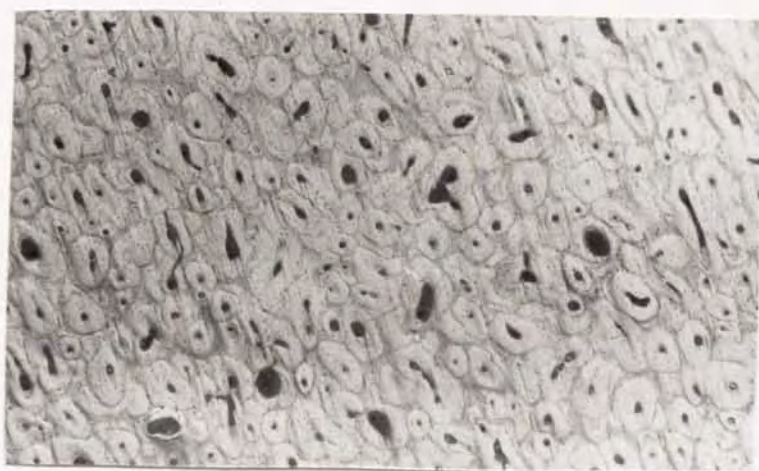


図4-12 試験片の採取手順



(a) 骨軸方向に垂直な断面



(b) 接線軸方向に垂直な断面



(c) 半径軸方向に垂直な断面

↔
0.5mm

図4-13 組織写真

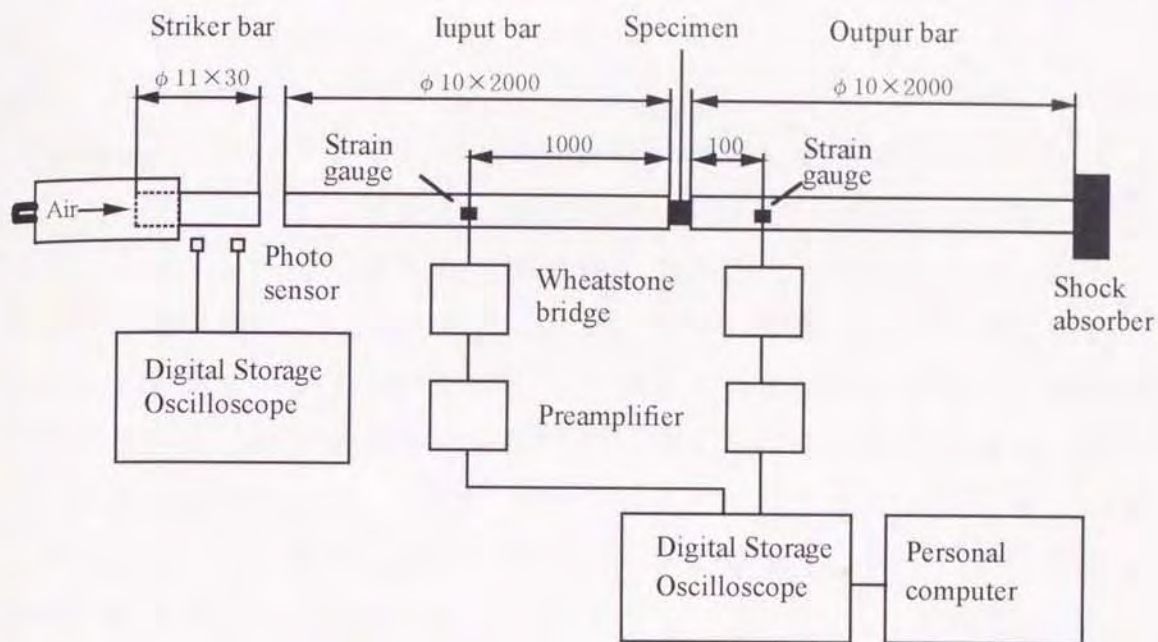


図4-14 ホプキンソン棒法衝撃圧縮試験装置

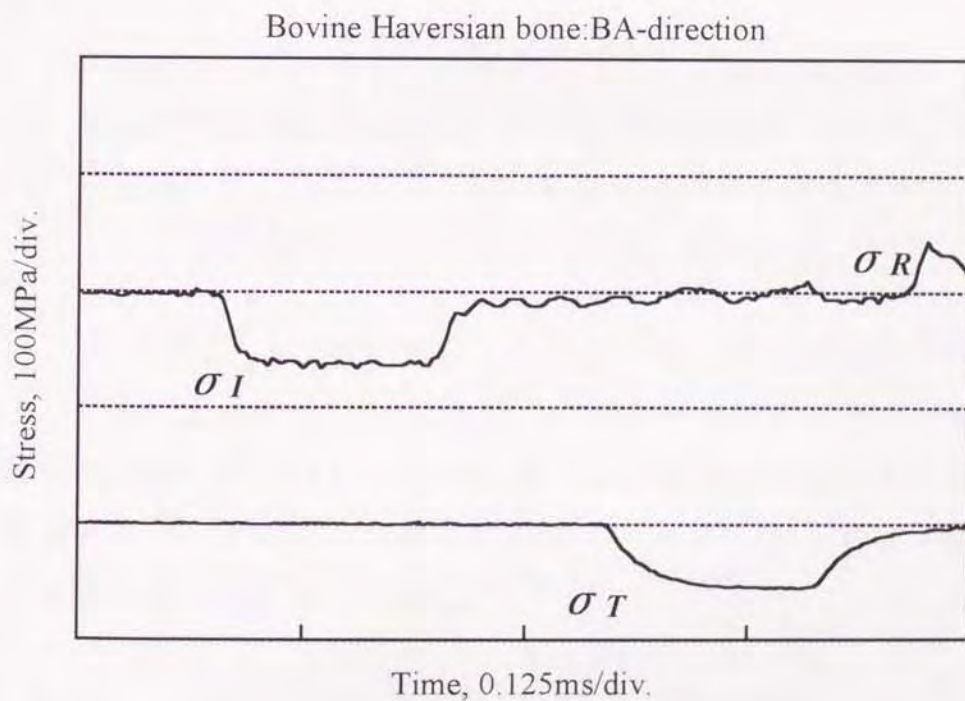


図4-15 応力波形の測定例

4.3.2 結果と考察

応力－ひずみ特性

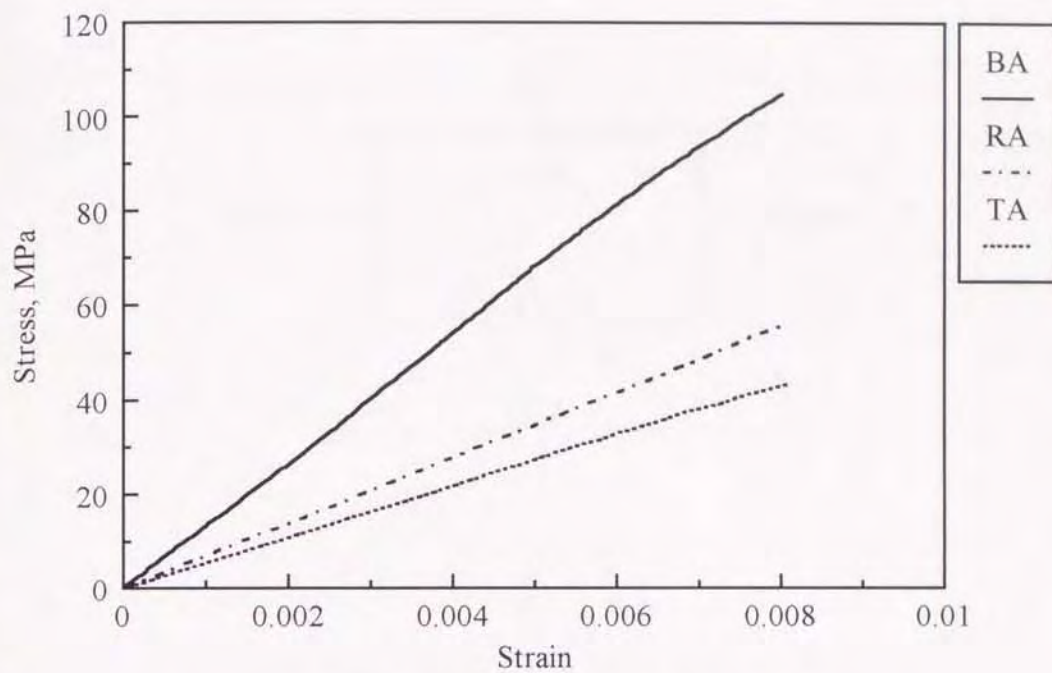
図4-16(a), (b)はそれぞれ準静的および衝撃圧縮試験により得られた各軸方向の応力－ひずみ線図の一例である。いずれの結果においても剛性はひずみ速度に拘わらず骨軸方向で最も大きい。これはハバース系の層板の走向と関連していると考えられる。即ち、骨軸方向に負荷した場合のハバース管等の空孔の変形は、半径および接線方向に負荷した場合に比べて試験片全体の変形に占める割合が小さく、その結果最も大きな剛性を示すと推察される。また、準静的荷重下の応力－ひずみ関係はいずれの方向においてもほぼ線形であった。衝撃荷重下の応力－ひずみ関係では、骨軸方向において線形部分が認められるものの、その他の方向では非線形な応力－ひずみ関係が得られた。以上の応力－ひずみ関係の結果から、緻密骨の力学モデルとして非線形粘弾性モデルの適用が考えられる。

粘弾性モデル

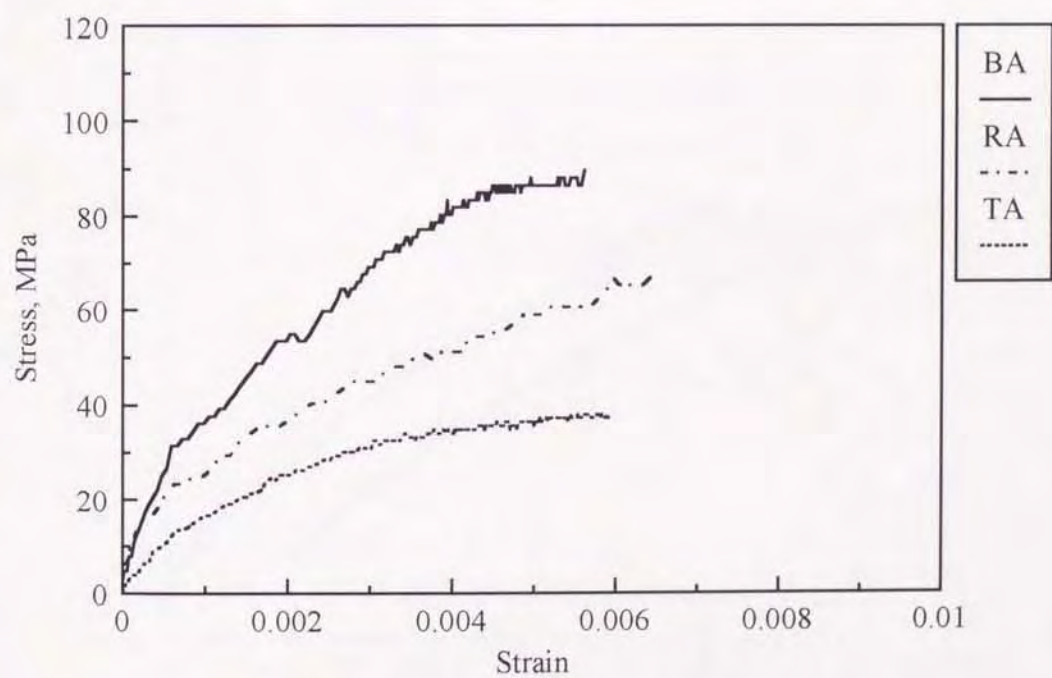
前節の結果から、緻密骨の力学モデルとして非線形粘弾性モデル、すなわち、図4-17に示すような非線形バネと非線形ダッシュポットの並列結合モデルの適用を試みる。同モデルの構成方程式は次式で与えられる。

$$\sigma = E\varepsilon - \alpha\varepsilon^2 + \mu \left(\frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0} \right)^P \quad (4-6)$$

ただし、 $\dot{\varepsilon}_0 = 1\text{s}^{-1}$ とした。前章に示した同定方法に従って構成方程式中の各パラメータ (E , α , μ , P) を決定し、これに基づいて得られる理論応力－ひずみ線図およびそれに対応する実験値を図4-18に示す。両者は良く一致しており、提案した非線形粘弾性モデルはHaversian boneに適用可能と考えられる。

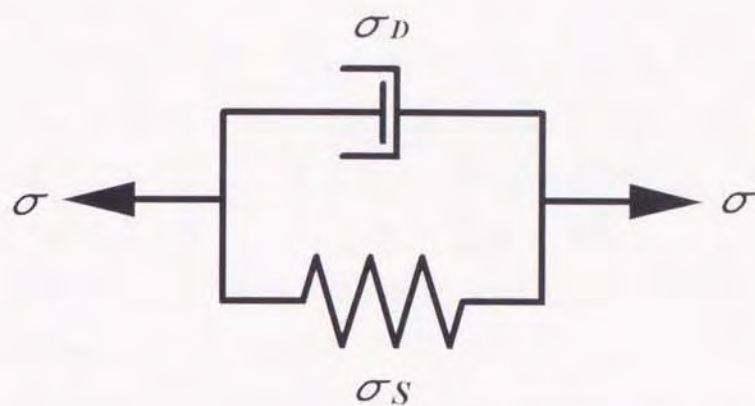


(a) 準静的荷重下(ひずみ速度 10 s^{-1})



(b) 衝撃荷重下(ひずみ速度約 100 s^{-1})

図4-16 応力－ひずみ線図



$$\sigma = \sigma_S + \sigma_D$$

$$\sigma = E\varepsilon - \alpha\varepsilon^2 + \mu \left(\frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0} \right)^P$$

図4-17 非線型バネと非線型ダッシュポットの並列結合モデル

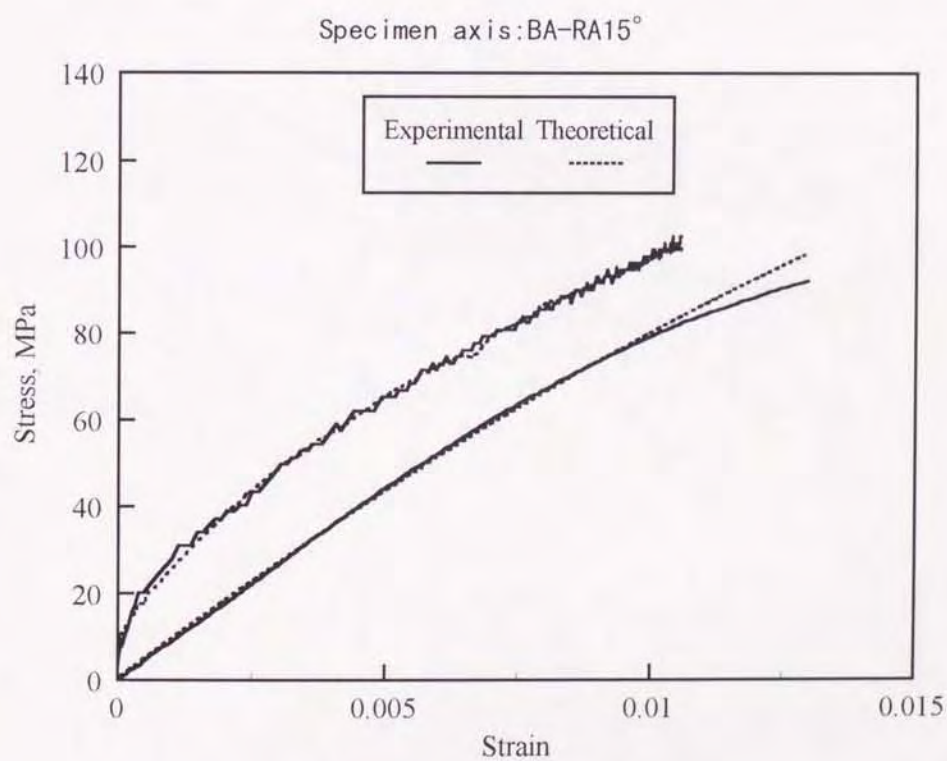


図4-18 実験応力-ひずみ曲線と理論応力-ひずみ曲線の比較

粘弾性特性の方向依存性

図4-19に試験片採取方位による動的弾性率である E および準静的弾性率の変化を示す。両弾性率とも骨軸方向で大きく、同方向で剛性が高いことを示している。同様に、図4-20は試験片採取方向による α の変化を示しているが、変化傾向は E と同様であり、骨軸方向で大きくなっている。図4-21、図4-22はそれぞれ μ と P の変化である。両者はともに内部摩擦による応力(構成方程式(4-6)の右辺第3項)に関するパラメータである。 μ は E や α とは逆の傾向を示し骨軸方向で小さくなるが、 P は骨軸方向で最大となる。内部摩擦による応力は μ および P の増加に伴い上昇するが、ひずみ速度の一次係数である μ より指数項である P の変化により敏感であるので、Haversian boneの内部減衰能は骨軸方向で最も大きいといえる。

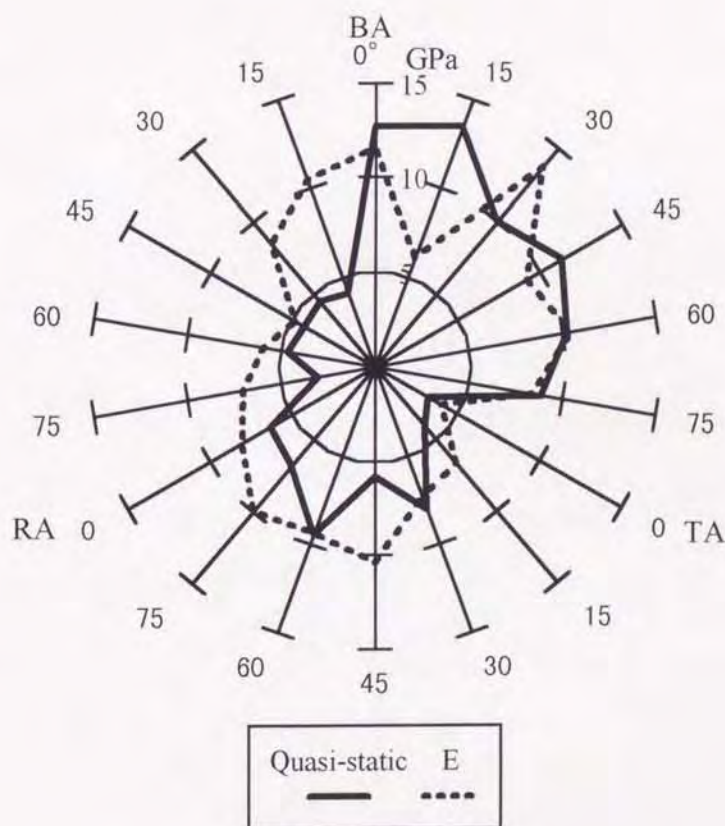


図4-19 弾性率の方位依存性

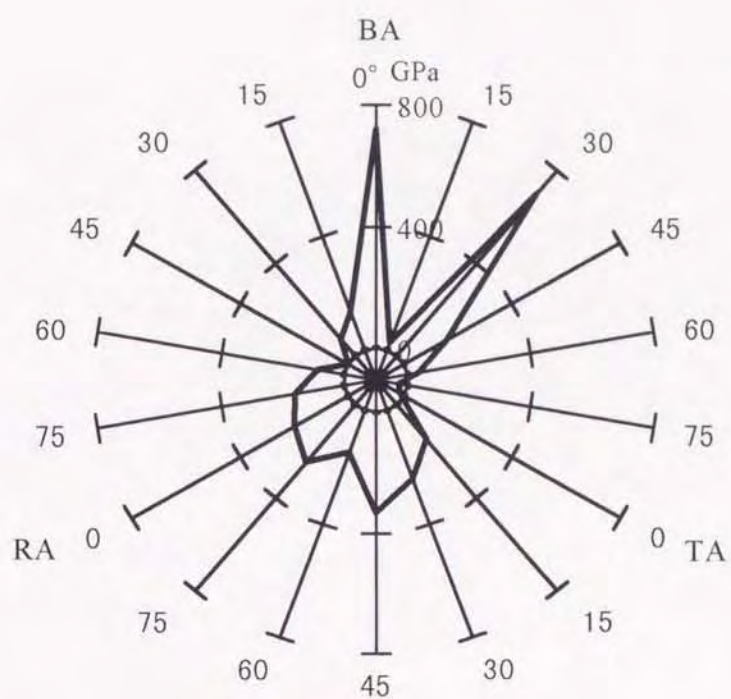


図4-20 α の方位依存性

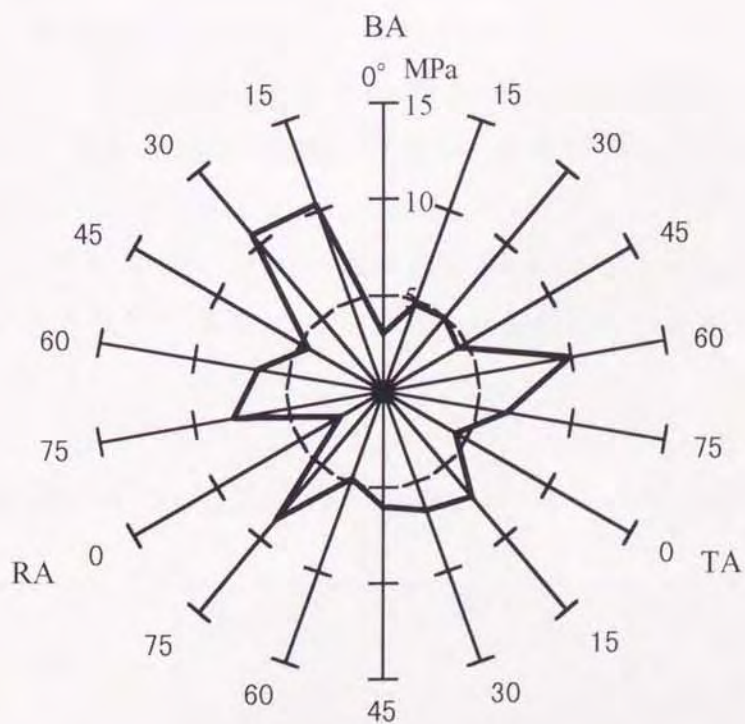


図4-21 μ の方位依存性

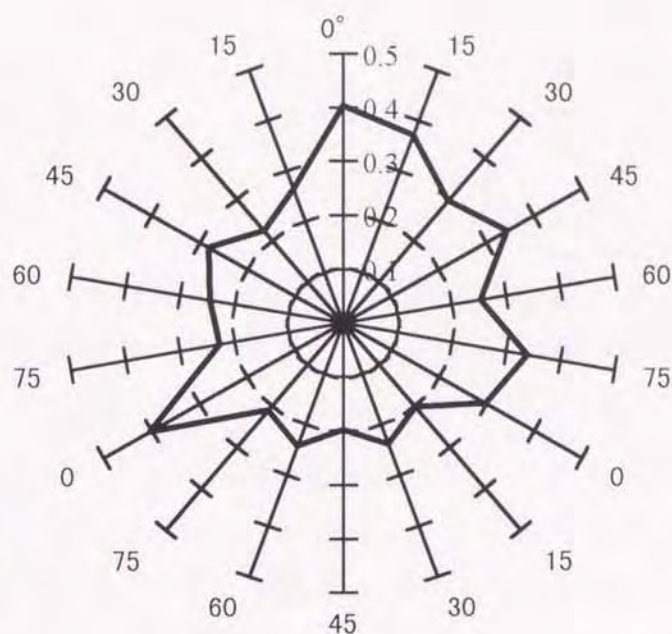


図4-22 P の方位依存性

Haversian boneとplexiform boneの粘弾性特性の比較

従来の研究によれば、Haversian boneはplexiform boneに比べ強度や弾性率^{(51),(52),(249)}、衝撃引張り強度⁽⁵⁷⁾および疲労特性^{(78),(79)}に劣ることが示されている。ここでは両緻密骨の粘弾性特性を直接比較するため、Haversian boneの骨軸方向の試験片に対し3要素標準線形固体を適用し、決定した粘弾性パラメータ値をplexiform boneのそれと比較した。表4-2に結果を示す。いずれのパラメータもplexiform boneの方が大きいことから、骨軸方向における剛性と衝撃吸収能はplexiform boneの方がHaversian boneより高いといえる。

表4-2 骨軸方向のplexiform boneとHaversian boneの粘弾性定数値

	E_1 , GPa	E_2 , GPa	η , MPas
Plexiform bone	18.1	26.5	6.4
Haversian bone	16.3	24.5	2.7

(n=5)

4.4 ヒト脛骨 Haversian bone の力学的異方性と粘弾性特性

4.4.1 実験方法

試料

試料は16歳男性右脛骨骨幹部前面の緻密骨である。同脛骨骨幹部を6分割し、近位側よりそれぞれ試料番号1, 2, 3, 4, 5, 6とした(図4-23(a))。これらの試料から骨軸(BA)と半径軸(RA)の方向に試験片の軸が一致するようにして $\phi 6 \times 6\text{mm}$ の円柱状試験片を機械加工により採取した(同図(b))。試験片加工中の試料には随時生理食塩水を滴下して湿潤状態を維持した。図4-24(a), (b)は両軸に垂直な試験片表面の光学顕微鏡写真例である。力学試験までの試料は -20°C で保存した。

力学試験

衝撃圧縮試験をホプキンソン棒法により最大ひずみ速度約 200s^{-1} のもとで行った。入、出力棒上のひずみゲージによりそれぞれ測定された入射および透過応力波形信号をプリアンプで増幅し、デジタルストレージオシロスコープに記録した後、パーソナルコンピュータに転送して計算処理した。図4-25に応力波形の測定例を示す。試験片のひずみ速度、ひずみおよび応力は前節と同様に算出した。

4.4.2 結果と考察

応力-ひずみ関係

図4-26に骨軸および半径軸方向の応力-ひずみ線図を示す。骨軸方向の応力-ひずみ関係はほぼ線形であり、半径軸方向では非線形な特性を示している。また、半径軸方向の応力-ひずみ線図は骨軸方向のそれよりも下側に位置している。この結果から明らかなように、半径軸方向の応力-ひずみ関係に非線形性が見られ、かつ骨軸方向に比べて剛性が低い。これは、半径軸方向の負荷では、骨軸方向の負荷に比べハバース管などの空孔の変形が試験片全体の変形に寄与する割合が増すことによる

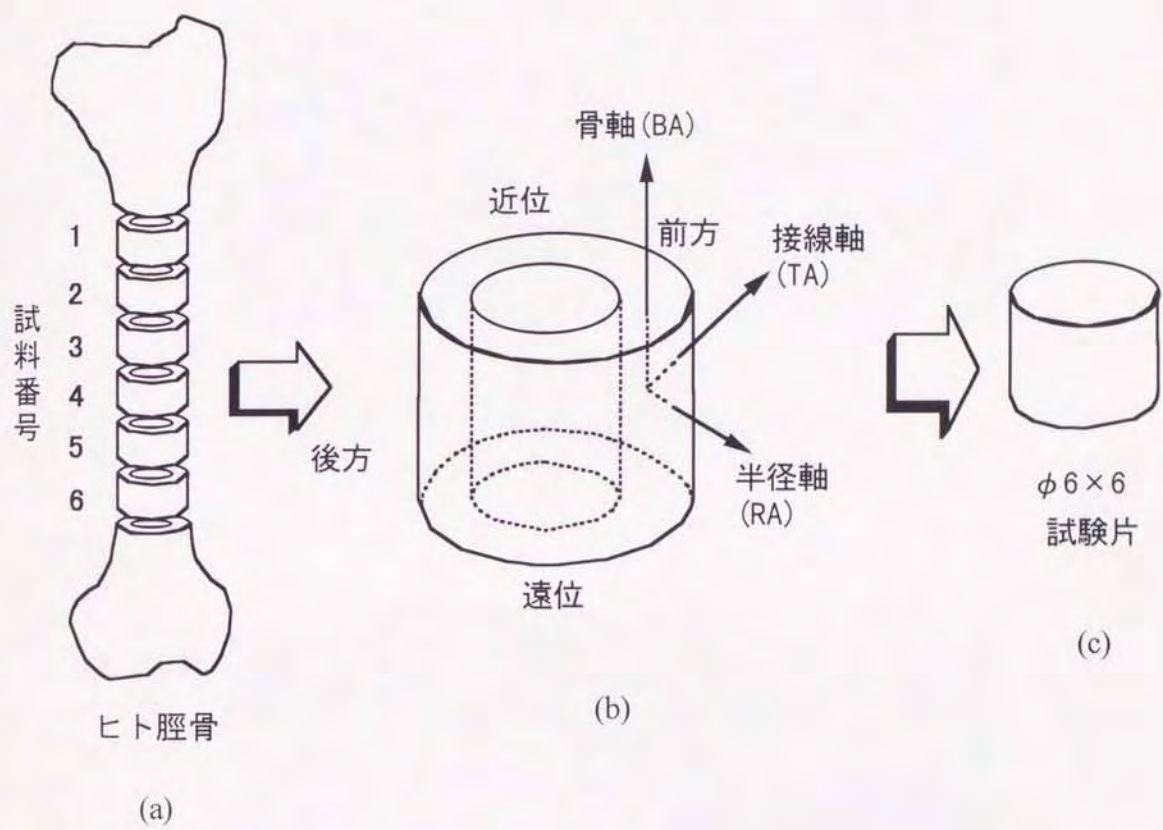
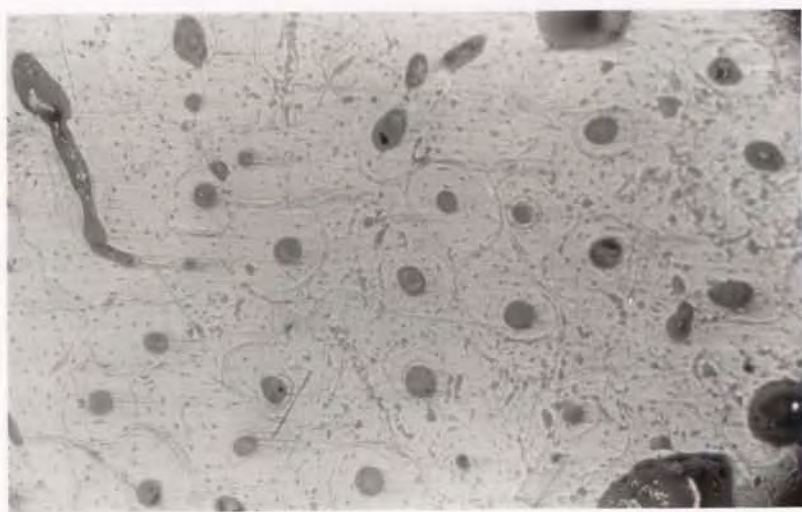


図4-23 試験片の採取手順



(a) 骨軸に垂直な断面



(b) 半径軸に垂直な断面

↔
0.3mm

図4-24 組織写真

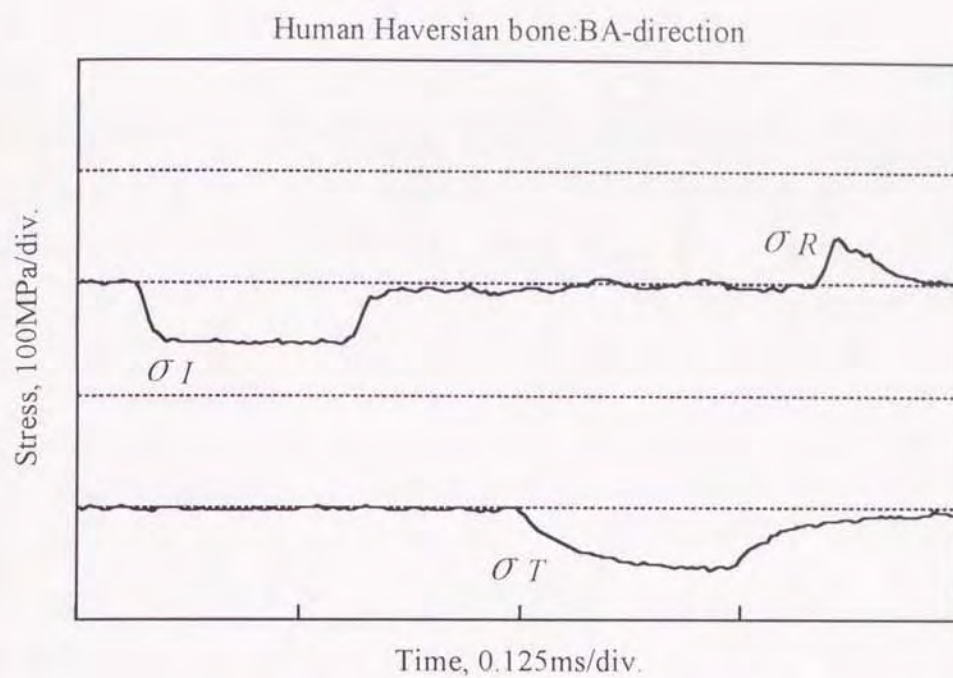


図4-25 応力波形の測定例

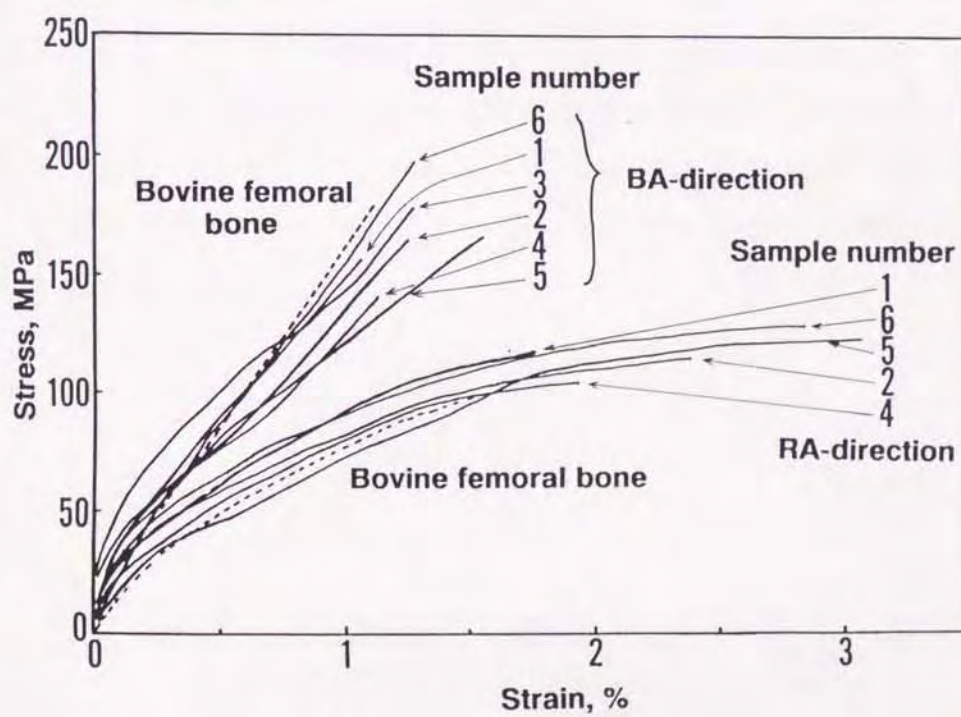
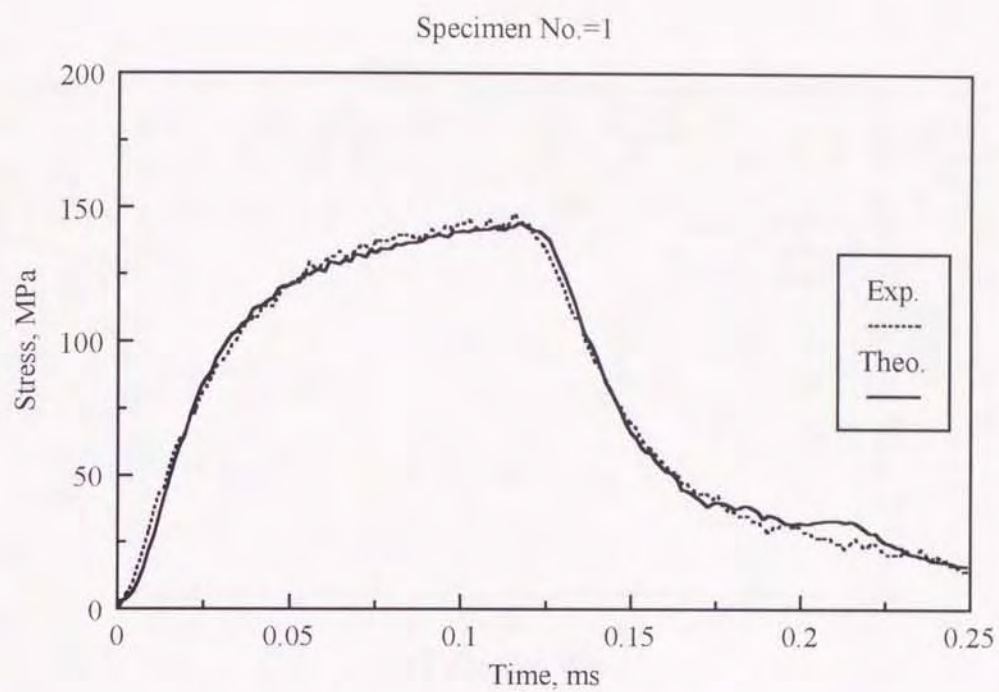


図4-26 応力-ひずみ線図

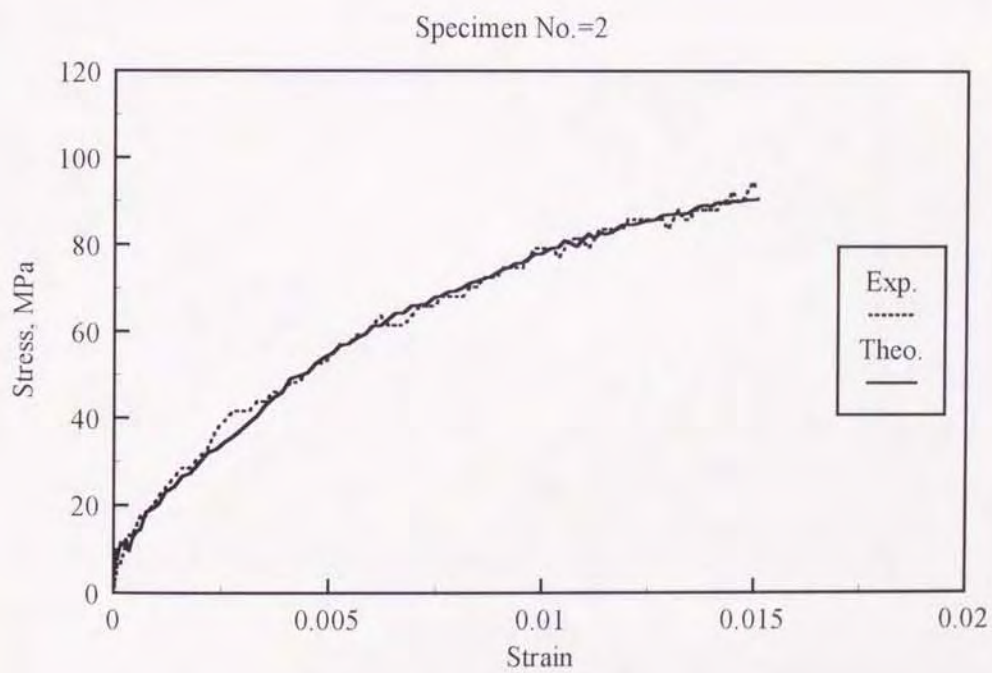
と考えられる。同図にウシ大腿骨緻密骨(Haversian bone)の応力-ひずみ線図の一例を示した。同線図からウシ大腿骨の応力-ひずみ関係はヒト脛骨緻密骨の場合とほぼ同様に骨軸方向では線形であり、半径軸方向では非線形な特性を示すことが分かる。また、剛性は骨軸方向においてヒト脛骨に較べウシ大腿骨の方がやや高いものの、半径軸方向では両者に顕著な差は見られない。この結果から、応力-ひずみ特性についてヒト脛骨とウシ大腿骨との類似性は高いといえる。

粘弾性特性の同定

ヒト緻密骨の粘弾性モデルとして、前節の結果から骨軸方向は線形モデル(3要素標準固体モデル)、半径軸方向は前述の非線形モデル(非線形バネと非線形ダッシュポットの並列結合モデル)が適用できると仮定した。第3章の粘弾性特性の評価方法に従い、骨軸方向は粘弾性試験片の波動伝播解析に基づく方法で、半径軸方向については応力-ひずみ関係に基づく方法でそれぞれ粘弾性パラメータの推定を行った。図4-27に決定した粘弾性定数値に基づく理論透過応力波形および応力-ひずみ線図と実測値とを比較した結果を示した。両方向とも、実測値と理論値はよく一致している。決定した粘弾性定数値と試験片の採取位置との関係を図4-28に示した。採取位置による粘弾性定数値の変動はPにおいて最大となり約80%であった。同図中にウシ大腿骨緻密骨に同様の手法を適用した結果の一例を併せ示したが、両方向ともヒト脛骨とウシ大腿骨の緻密骨とで粘弾性定数値の差異は小さい。

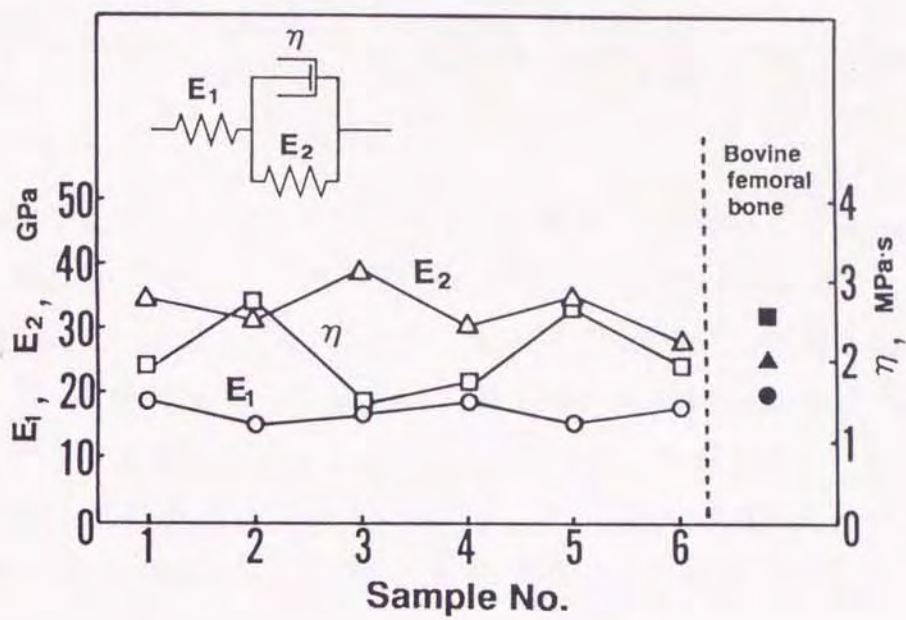


(a) 骨軸方向

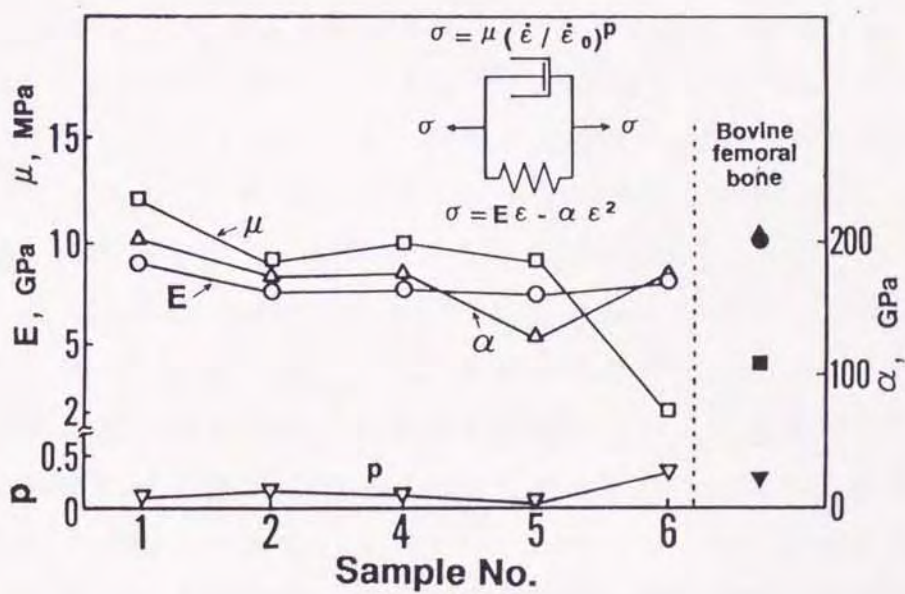


(b) 半径軸方向

図4-27 粘弾性特性の同定結果



(a) 骨軸方向



(b) 半径軸方向

図4-28 粘弾性定数値と試験片採取位置の関係

4.5 粘弾性特性の温度依存性

4.5.1 実験方法

試料

試料は新鮮なウシ大腿骨骨幹中央部皮質前方のplexiform boneと同後方のHaversian boneである。両緻密骨から図4-29と図4-30に示すような厚さ5mm、幅5mm、長さ15mmの角柱状試験片を骨軸方向と接線方向から機械加工した。試験片の加工は特別の容器を製作して生理食塩水中に試料を常時浸漬した状態で行い、加工後の試験片は実験直前まで -20°C で冷凍保存して湿潤状態を維持した。なお、本研究では1個体からplexiform boneとHaversian boneをそれぞれ1個ずつ採取し、両緻密骨ともに同一温度で各5本の試験片を実験に供した。

力学試験

ホプキンソン棒法による衝撃3点曲げ試験を行った。図4-31に同衝撃3点曲げ試験装置の概略を示す。同装置は入力、出力および打撃棒の3本の棒から構成されている。入力棒は $\phi 11 \times 1840\text{mm}$ のSUJ3材、出力棒は $\phi 14$ (外径) $\times 1990\text{mm}$ のSGP中空材であり、入力棒には加圧点より840mmの位置にひずみゲージを同一円周上の対称な位置2ヶ所に1枚ずつ貼付け、出力棒には支持点より40mmの位置に入力棒と同様にひずみゲージを貼付けた。図4-32に示すように荷重点側の入力棒先端部を 90° の角度を持つエッジに、支持点側の先端部分をスパン長さ10mmの試験片を支持できるようにそれぞれ加工を施した。また、実験中試験片の温度を一定に保ちかつ湿潤状態を維持するため、入力棒と出力棒の間に水槽を設けた。入、出力棒上に貼付したひずみゲージにより測定した入射及び透過荷重波形信号は、プリアンプで増幅しデジタルオシロスコープに記録した後パーソナルコンピュータに転送して計算処理を行った。また、すべての実験は空気圧0.8気圧でAir gunから打撃棒を射出し荷重点変位速度を約2.2m/sとして行った。

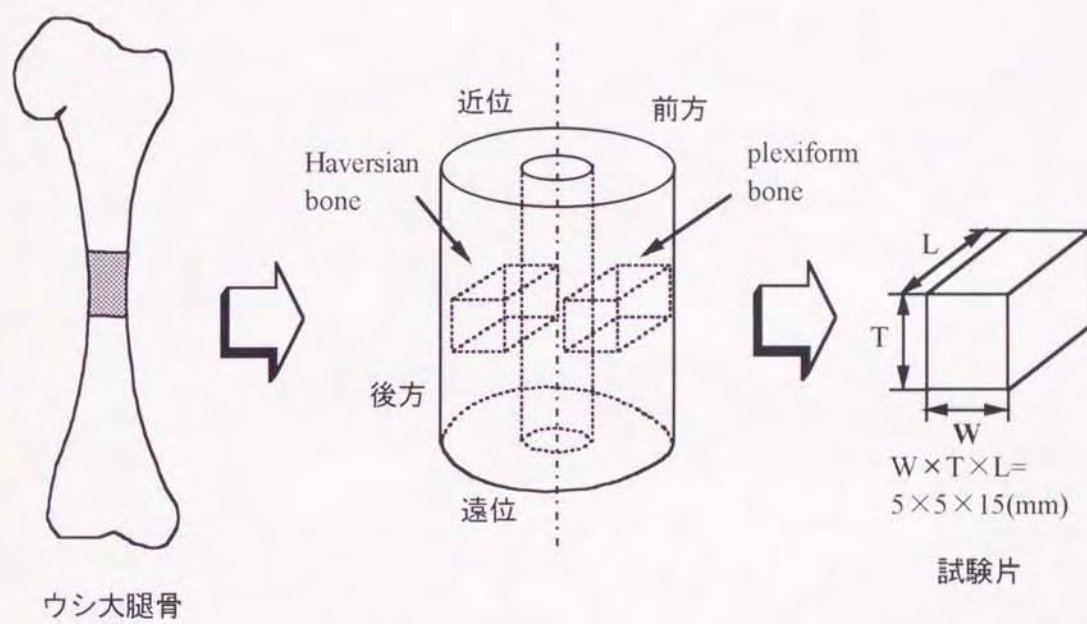


図4-29 試験片採取手順(骨軸方向)

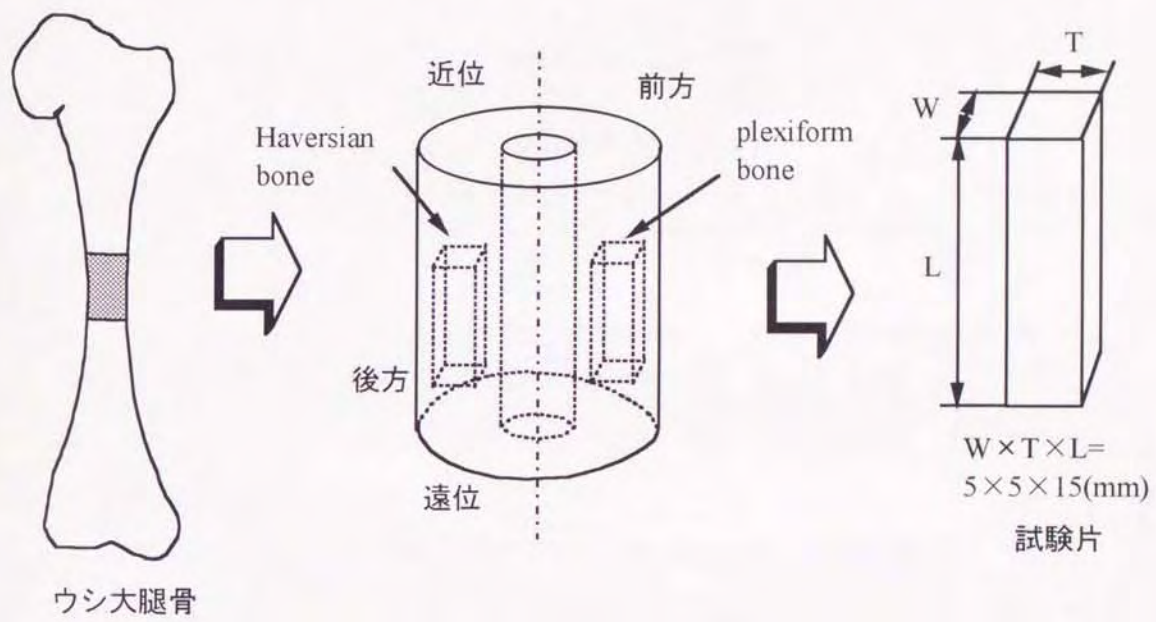


図4-30 試験片採取手順(接線方向)

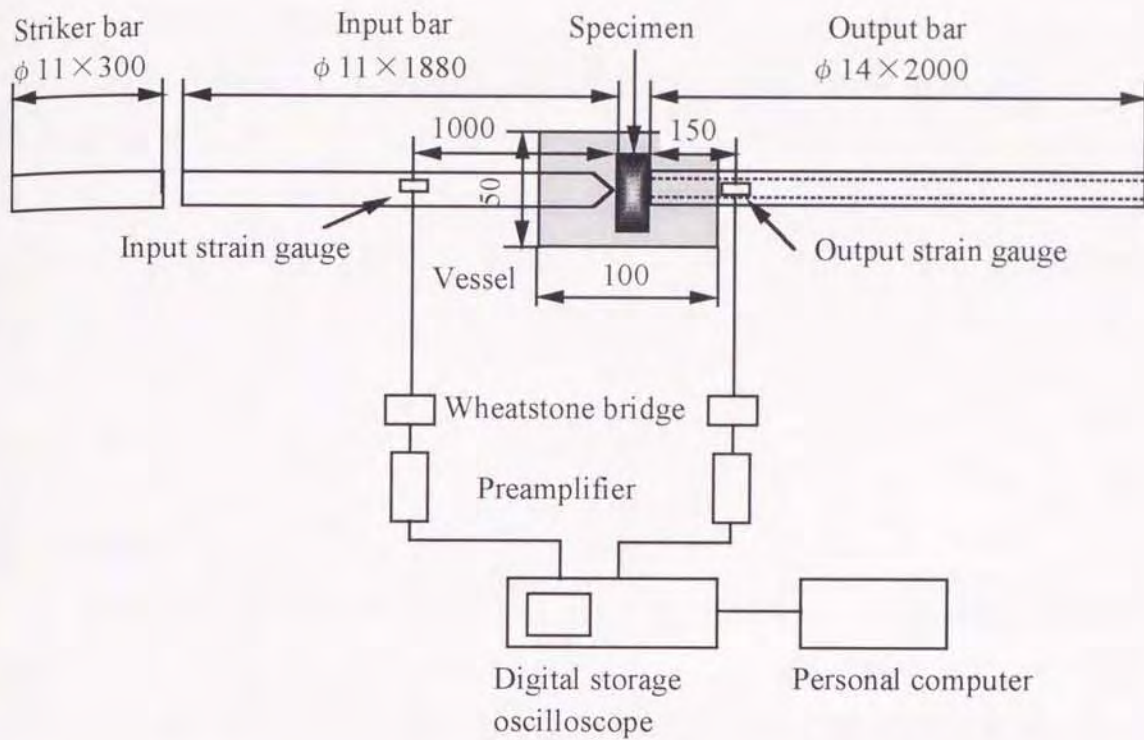


図4-31 ホプキンソン棒法衝撃3点曲げ試験装置

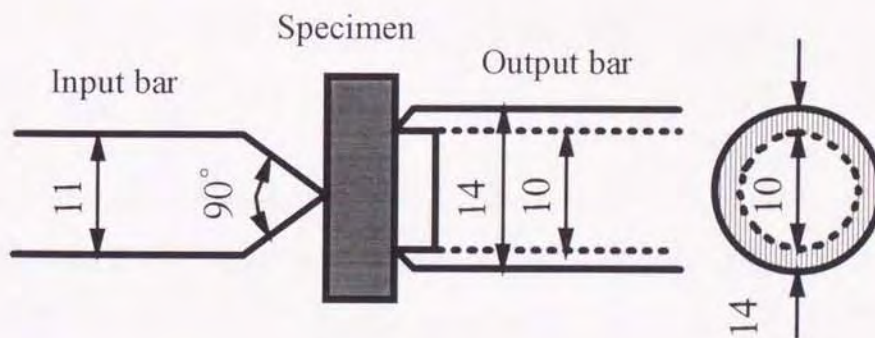


図4-32 試験片の設置方法

温度条件

力学試験はそれぞれ8, 20, 30, 40, 50, 60, 70℃で行い, 各設定温度では温度の変動幅が $\pm 1.0^\circ\text{C}$ 以下になるようにした. 荷重は骨外膜から骨内膜(骨の断面を円として考えると円周から円の中心方向)の方向に与えるようにした. 試験片は力学試験の直前に自然解凍し, 解凍後は所定の温度に設定した恒温槽に10分間浸した. そして, ただちに装置側の所定の温度に設定した水槽内に移して試験を行った.

4.5.2 結果

粘弾性特性の同定

粘弾性特性を評価するに当たり, 力学的モデルとして三要素標準線形固体モデルを考えた. 同モデル中のパラメータの値(弾性スチフネス E_1 , E_2 および粘性係数 η)は, 第3章で述べたように粘弾性はりの衝撃応答問題をオイラー・ベルヌーイはり理論に基づいて解析することにより得られる理論透過荷重波形と, ホプキンソン棒法衝撃3点曲げ試験を行った際に出力棒上で測定される実測透過荷重波形の2乗誤差が最小になる場合の値として非線形最小2乗法により求めた. 図4-33(a), (b)にそれぞれ骨軸方向と接線方向の実測された入射荷重波形および透過荷重波形と, 上述の方法で同定した粘弾性パラメータに基づく理論透過荷重波形の一例を示す. 両方向とも理論透過荷重波形は実測波形と比較的よく一致しており, 三要素標準線形固体モデルを適用しても良いといえる.

粘弾性パラメータの温度依存性

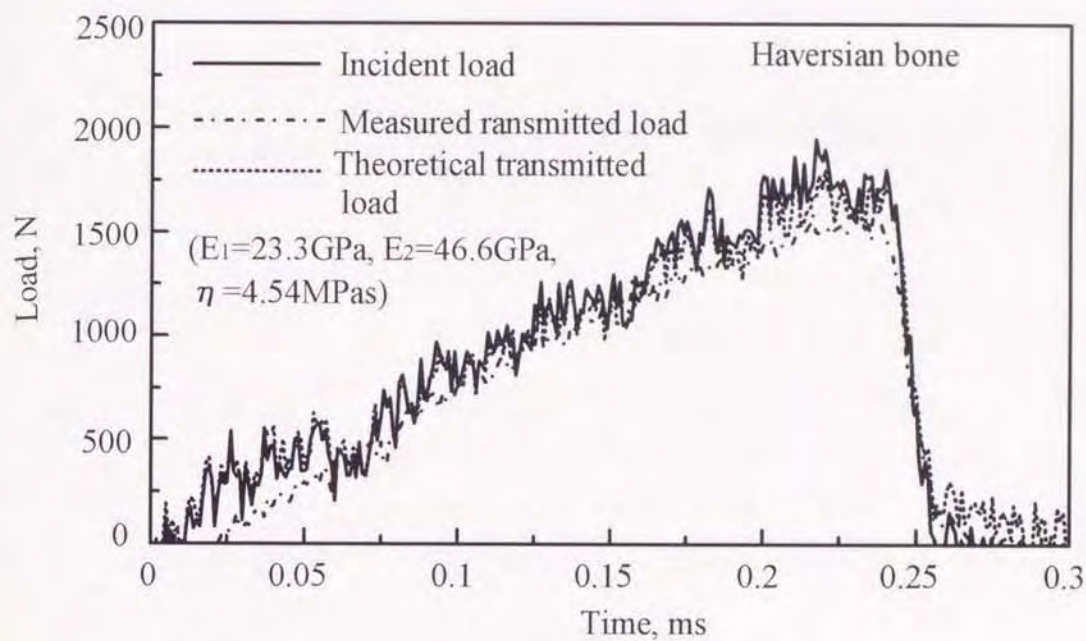
図4-34に骨軸方向の弾性スチフネス E_1 , E_2 と温度の関係, 図4-35に粘性係数 η と温度の関係を示す. Plexiform boneについてみると, 8°C から 70°C へ温度が上昇するに伴い, E_1 の値は25GPaから22GPaへと僅かな減少傾向を示し, E_2 の値も E_1 の場合と同様に50GPaから45GPaへと減少傾向を示した. 一方, η の値は 8°C で1.9MPasであるが 50°C までは温度上昇に伴い急激に増加して最大値10MPasを示した. その後, 60°C において7MPasへと減少するが, 70°C では再び増加した. Haversian boneにおいては E_1 の値は

plexiform boneと同じく温度が上昇するに従って25GPaから22GPaに減少したが、 E_2 は逆に45GPaから50GPaに増加する傾向を示した。粘性係数 η の値は8℃で6.2MPas、50℃で最大値8.4MPasを示した後、60℃で極小値4.5MPasを示し、70℃で再び増加した。

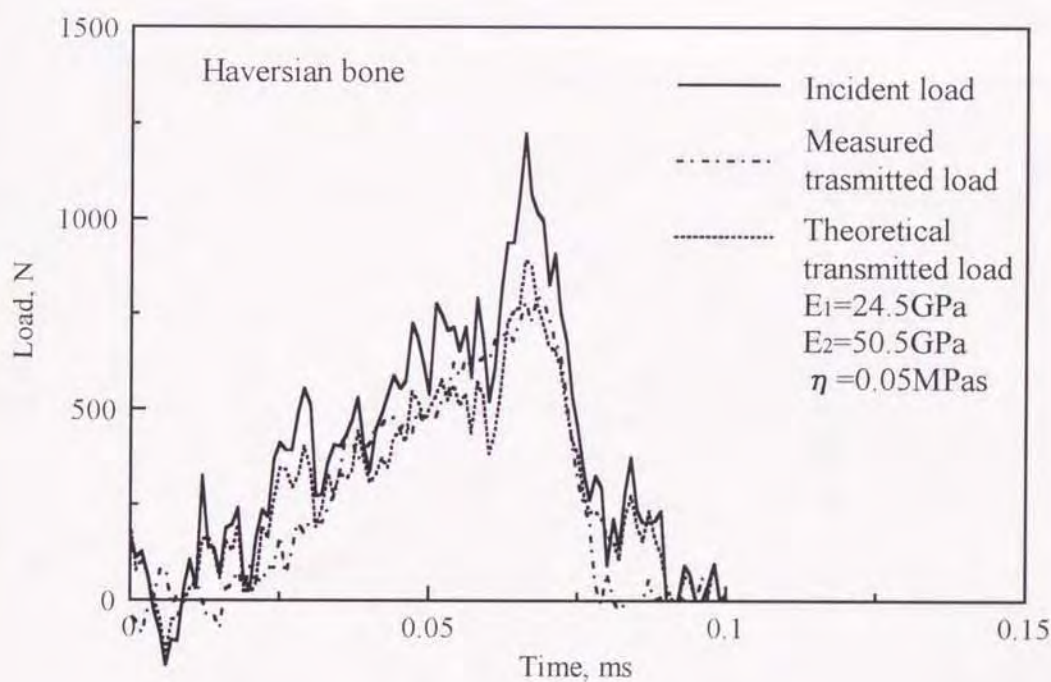
図4-36に接線方向の弾性スチフネス E_1 、 E_2 と温度の関係、図4-37に粘性係数 η と温度の関係を示す。Plexiform boneでは E_1 の値は全温度変域において約25GPaと一定、 E_2 の値も温度上昇に伴いわずかに変動するものの、48GPaとほぼ一定傾向を示した。一方、粘性係数値 η の値は8℃で最大値7.5MPasを示すが、20℃では2.5MPasと減少した。その後50℃までは温度上昇に伴い増加して極大値5.31MPasを示したが、60℃において急激に減少し2.88MPasとなり70℃で再び増加した。Haversian boneについてみると、 E_1 と E_2 の値はplexiform boneと同じく全温度変域においてそれぞれ約25GPaおよび48GPaの一定値を示した。 η の値は50℃までは上昇傾向を示して最大値5.36MPasとなった後、50℃以降では減少傾向に転じた。

Plexiform bone、Haversian boneともにスチフネス E_1 、 E_2 の変動は本実験の温度範囲において骨軸方向では10%程度、接線方向では2%程度と小さいが、粘性係数 η の温度に対する変動は大きく、骨軸方向においてplexiform boneで50℃での η の値は8℃のその約5倍、同じくHaversian boneでは約1.4倍を示した。また、接線方向において、plexiform boneで50℃での η の値は最小値を示した20℃の場合の約2倍、Haversian boneでは50℃の η の値は8℃の場合の約2.2倍を示した。また、 η の値は接線方向に比べて骨軸方向の方が平均で20%程度大きな値となった。さらに、Haversian boneの接線方向を除き、 η の値は60℃で一時減少するという特異な挙動を示した。

粘性係数 η の温度による変化をHaversian boneとplexiform boneとで比較すると、骨軸方向において40℃で η はHaversian boneの方がplexiform boneより約15%大きな値を示したが、60℃では逆にplexiform boneの方がHaversian boneより20%程度大きい。ところが、接線方向では40℃において η はplexiform boneの方がHaversian boneより約20%大きな値をとっているが、60℃では逆にHaversian boneの方がplexiform boneより約50%大きい。



(a) 骨軸方向



(b) 半径方向

図4-33 実測透過荷重と理論透過荷重の比較

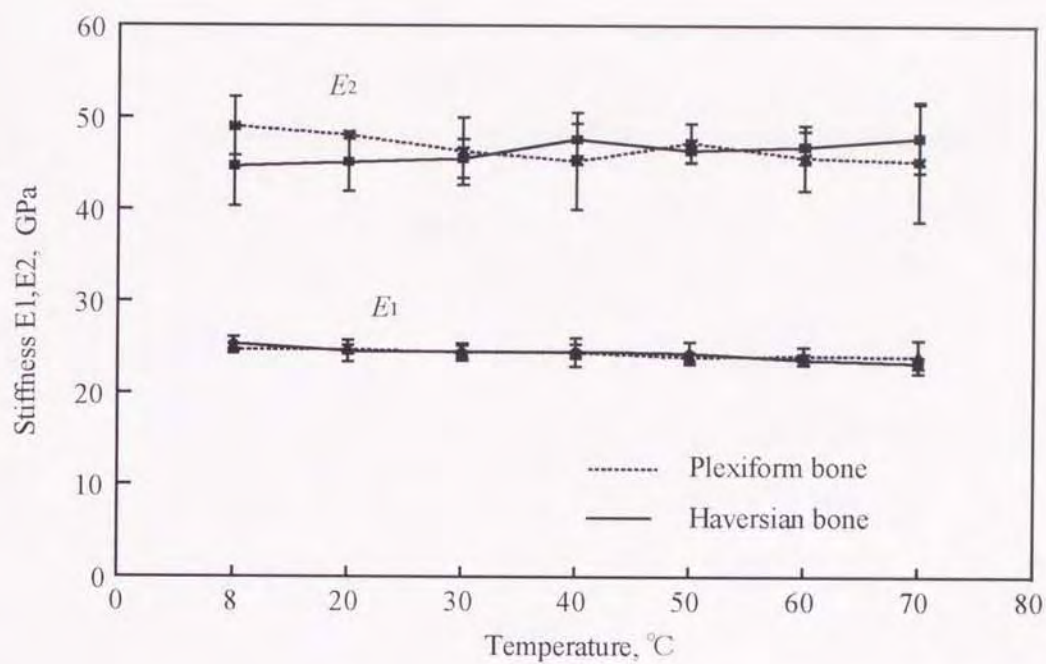


図4-34 骨軸方向の弾性スチフネス E_1 , E_2 と温度の関係

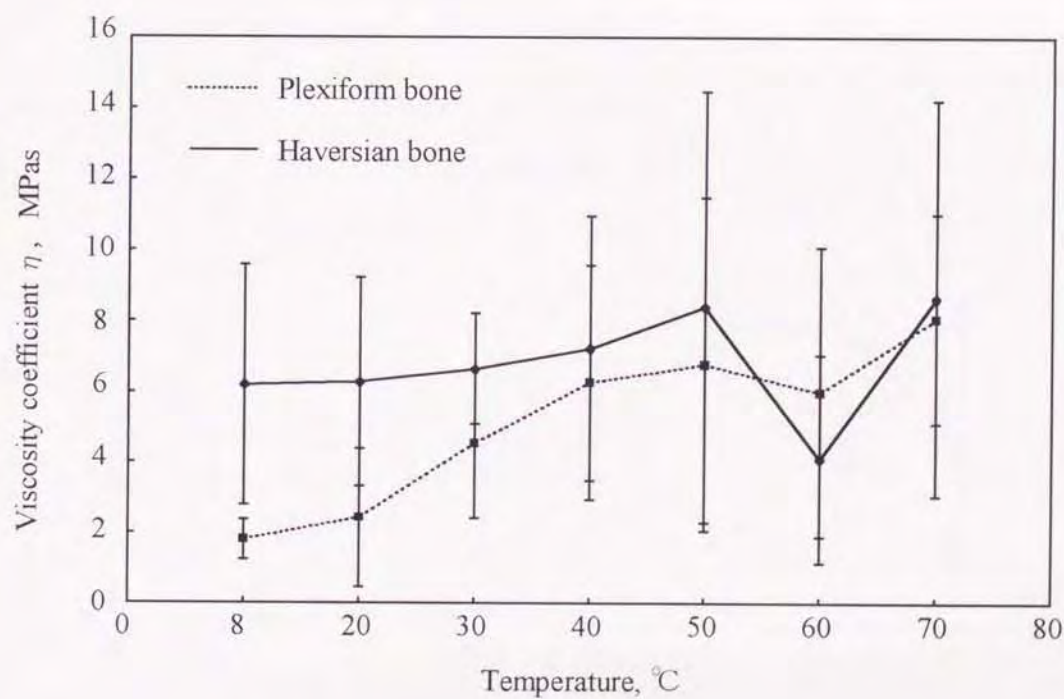


図4-35 骨軸方向の粘性係数 η と温度の関係

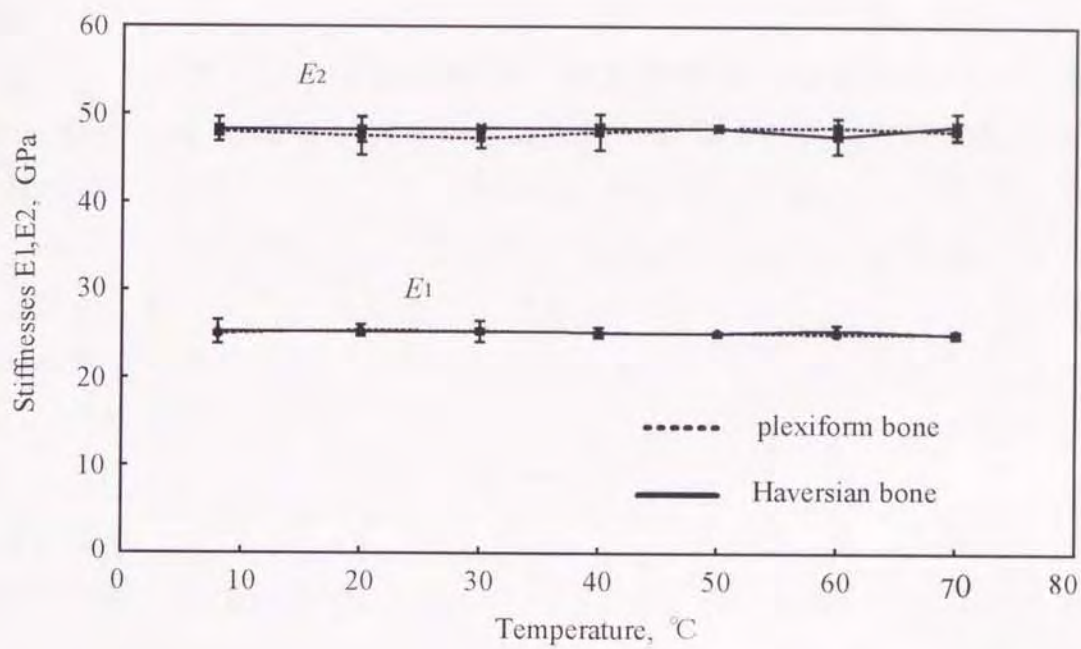


図4-36 接線方向の弾性スチフネス E_1 , E_2 と温度の関係

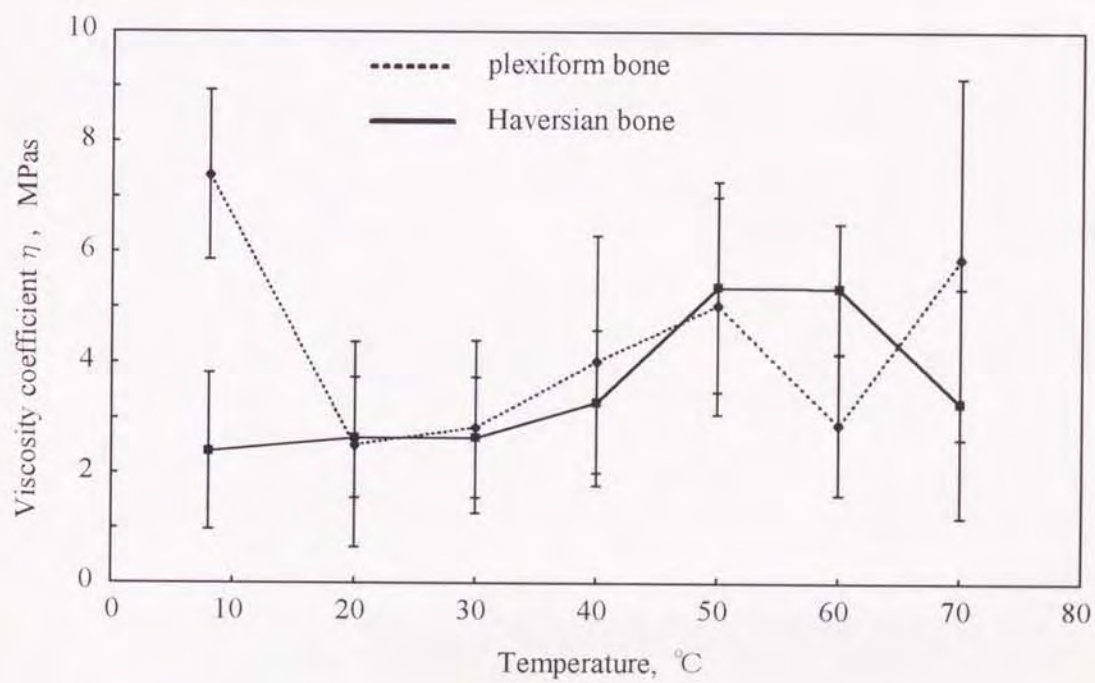


図4-37 接線方向の粘性係数 η と温度の関係

破断荷重

図4-38に骨軸方向および接線方向の破断荷重と温度の関係を示す。Haversian boneの場合には破断荷重は温度によらず、骨軸方向で約1500N、接線方向で約700Nの一定値を取る。一方、plexiform boneの場合には破断荷重は両方向とも温度の上昇に伴い増加傾向を示し、骨軸方向では約1550Nから約1700N、接線方向では約700Nから約850Nへと各々増加した。破断荷重は両方向においてplexiform boneの方がHaversian boneより僅かに大きな値を示した。

破面観察

破断荷重の温度依存性についてさらに検討するために、低真空走査型電子顕微鏡により試験片支持点側側面から約1mm内側の破面を観察した。図4-39～図4-44にその結果を示す。Plexiform boneの破面観察の結果から、両方向とも温度が上昇するにつれて破面の凹凸が大きくなる傾向が認められた。Haversian boneの骨軸方向の破面についてみると、高温度域において骨単位のところが窪む現象が認められた。この窪みは60℃から部分的に確認でき、70℃では全ての骨単位で観察された。Haversian boneの接線方向ではplexiform boneの場合と同様に温度の上昇に伴い破面が粗くなる傾向が見られた。

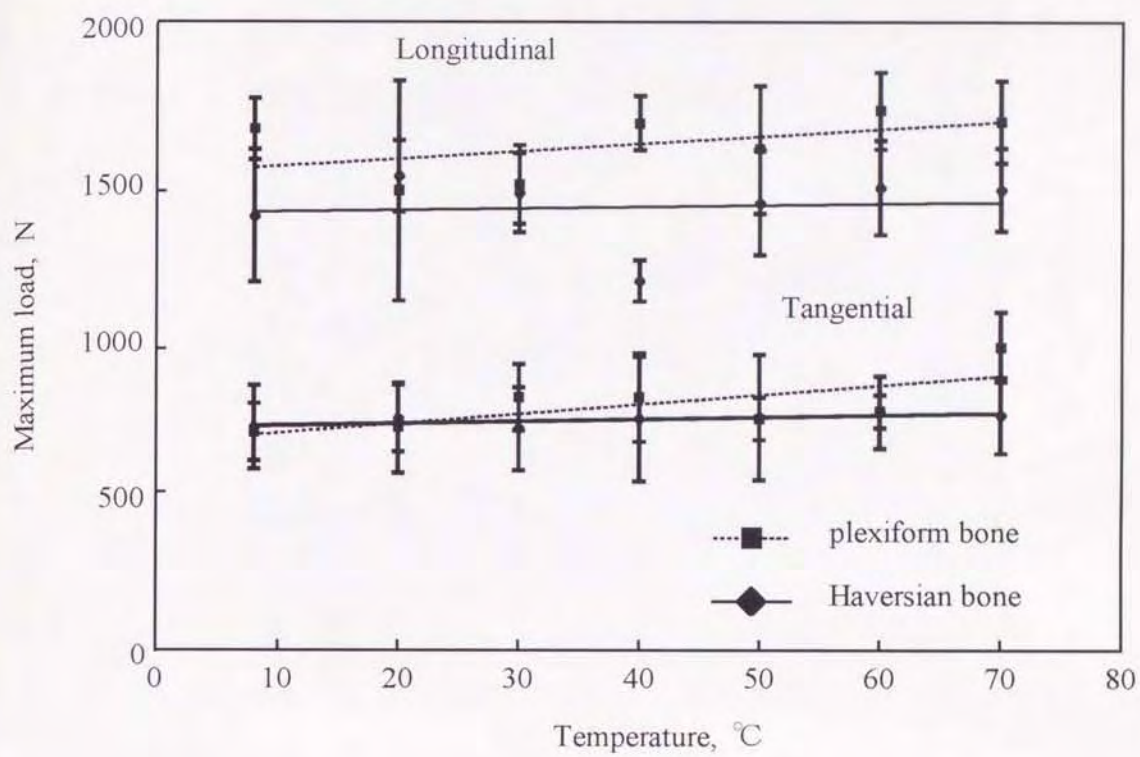
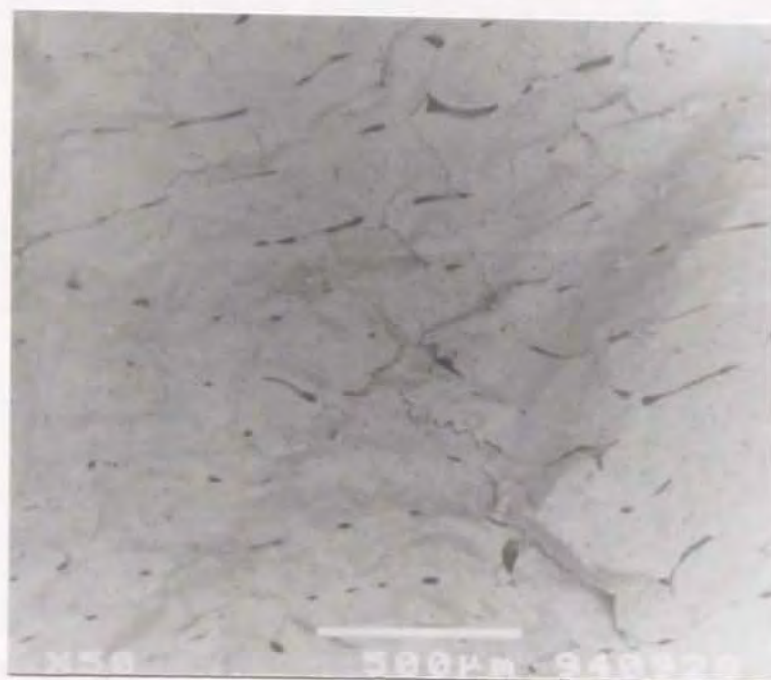


図4-38 破断荷重と温度の関係



(a) Plexiform bone

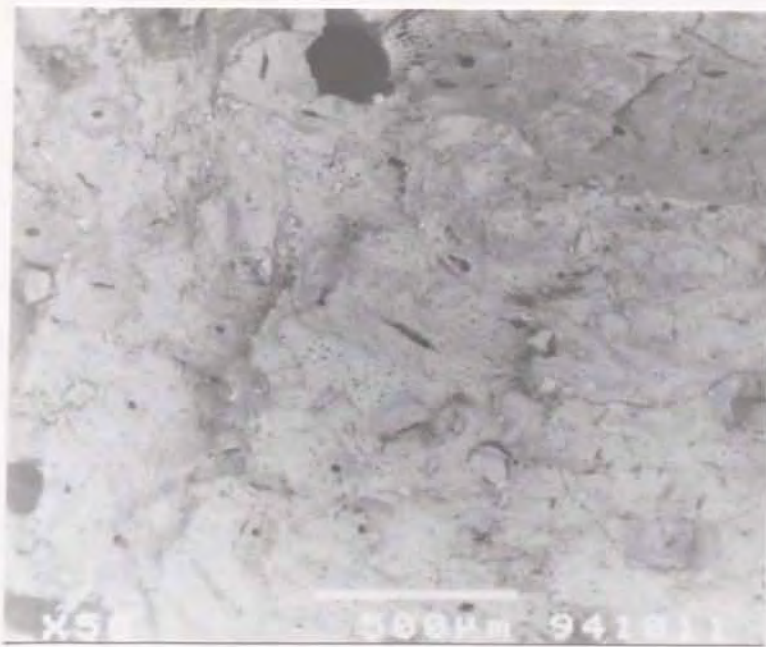


(b) Haversian bone

図4-39 SEMによる骨軸方向(8℃)の破断面の観察

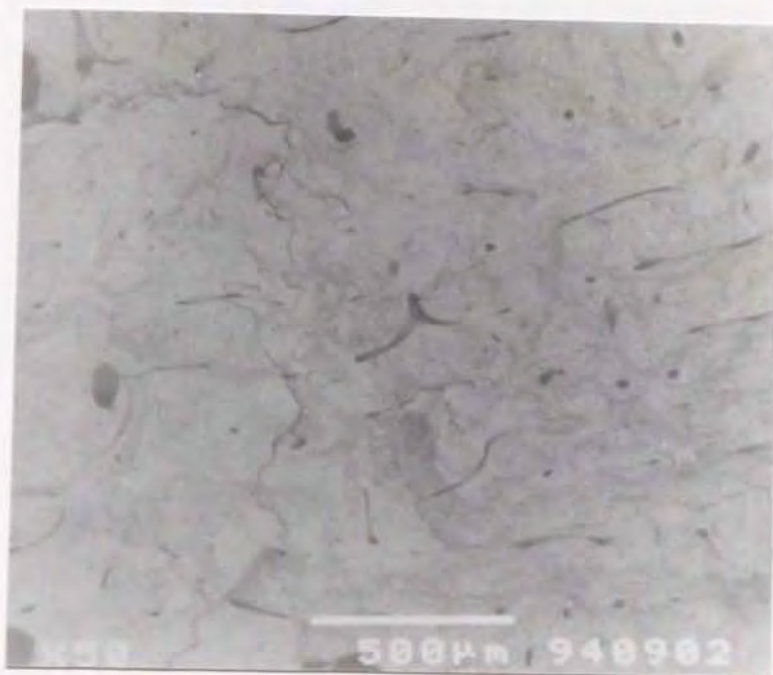


(a) Plexiform bone

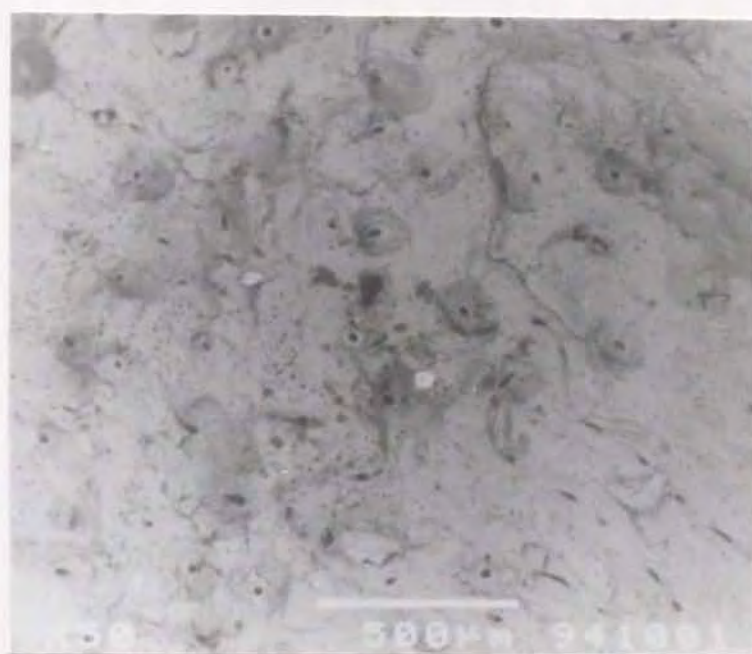


(b) Haversian bone

図4-40 SEMによる骨軸方向(50℃)の破断面の観察



(a) Plexiform bone

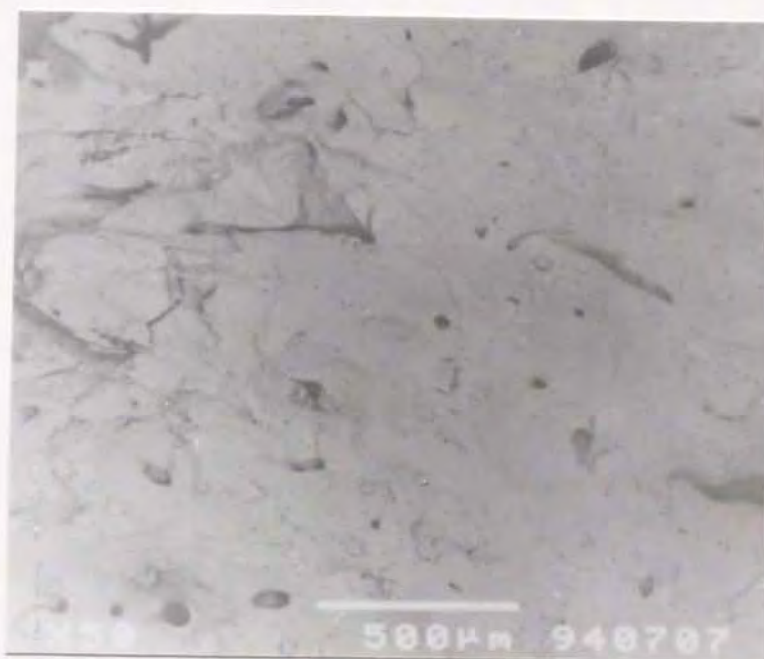


(b) Haversian bone

図4-41 SEMによる骨軸方向(70℃)の破断面の観察

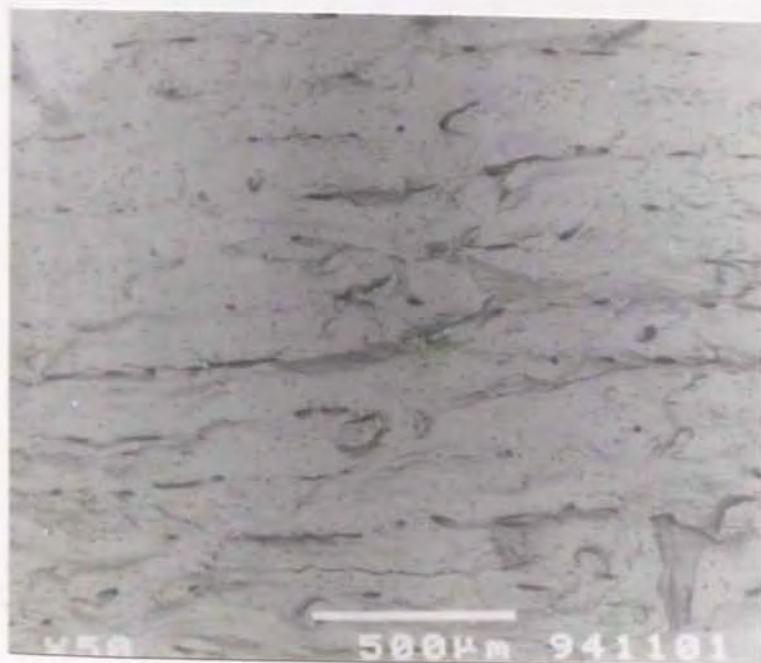


(a) Plexiform bone

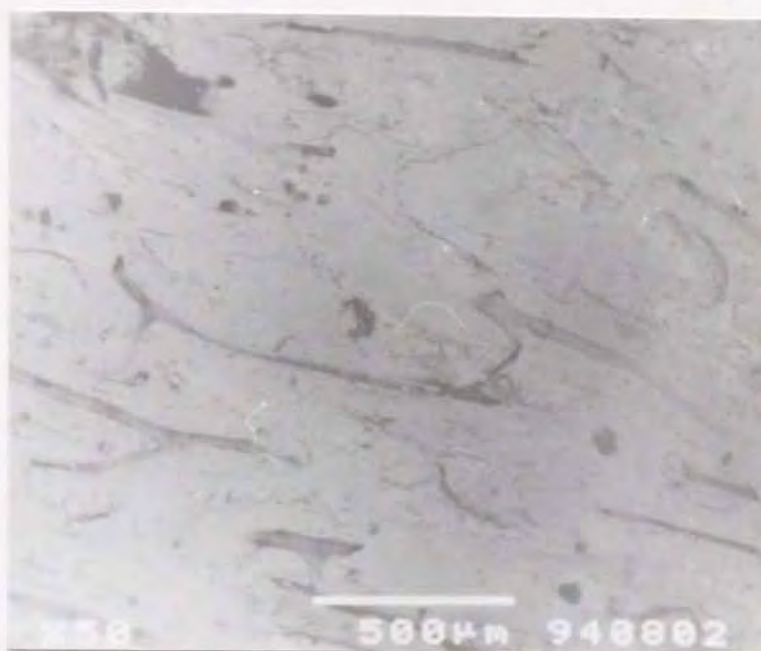


(b) Haversian bone

図4-42 SEMによる接線方向(8℃)の破断面の観察

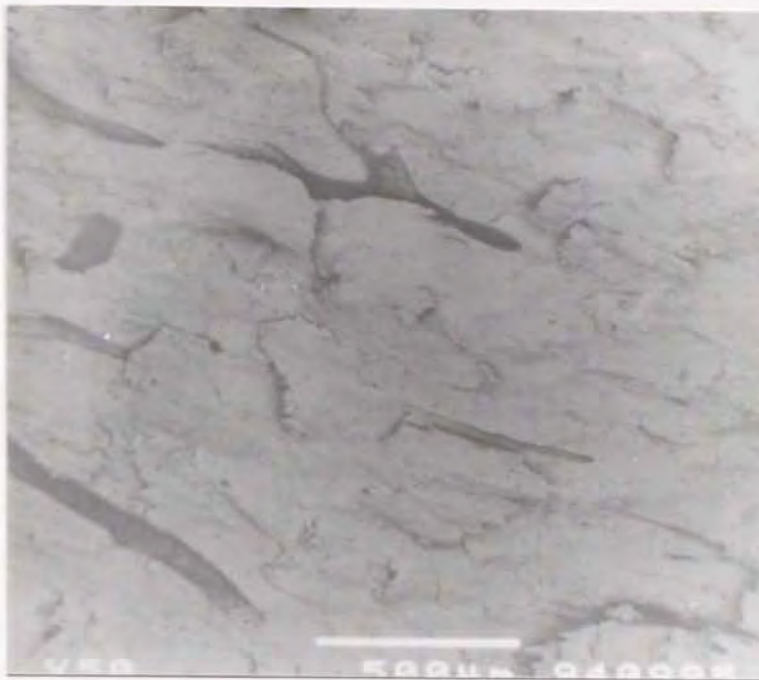


(a) Plexiform bone



(b) Haversian bone

図4-43 SEMによる接線方向(50℃)の破断面の観察



(a) Plexiform bone



(b) Haversian bone

図4-44 SEMによる接線方向(70℃)の破断面の観察

4.5.3 考察

Bonfieldら⁽²⁴⁰⁾は弾性体であるハイドロキシアパタイトの力学的特性は温度の影響をほとんど受けないが、粘弾性的性質を示すコラーゲン線維は温度の影響を受けやすいと報告している。また、コラーゲン線維は温度上昇に伴い自身の長さが収縮することが知られている⁽²⁴¹⁾。以上のことから、弾性スチフネス E_1 、 E_2 の温度特性はハイドロキシアパタイト、粘性係数 η のそれにはコラーゲン線維の温度特性がそれぞれ反映しており、 η の値が温度と共に上昇するのは、コラーゲン線維が収縮し硬化することに起因すると推察される。また、60°Cでの η の減少は熱によるコラーゲン線維の変性⁽²⁴²⁾によるものと考えられる。

本研究の温度範囲において、両方向とも E_1 および E_2 に微視的組織構造による顕著な差は認められないが、 η には微視的組織構造による相違が見られた。また、微視的組織構造によらず η が接線方向より骨軸方向の方で大きくなるのは、コラーゲン線維が骨軸方向に沿って走行していることに起因するものと思われる。

破断荷重は骨軸方向の方が接線方向に比べて約2倍程度大きな値を示した。骨軸方向の破断荷重が接線方向に比べて大きいのはハイドロキシアパタイト結晶の配向やコラーゲン線維の走行が主として骨軸方向に沿っており、結果として、同方向で最も強化された構造になっているためと推察される。また、plexiform boneとHaversian boneとで破断荷重に及ぼす温度の影響に差がみられるのは、ハイドロキシアパタイト結晶の配向およびコラーゲン線維の走行の差によると思われる。すなわち、plexiform boneのコラーゲン線維の走行は層板状を呈し、ほぼ骨軸方向に沿っているが、Haversian boneの場合にはハバース管の周囲を互いに交差するように取り巻いて走行しているため、個々のコラーゲン線維は必ずしも骨軸方向に沿っていないためと思われる。

破面の観察により、試験片採取方向によらずplexiform boneの破面が温度上昇に伴い粗くなることが示された。これから、温度上昇に伴いplexiform boneの破断荷重が上昇傾向を示したのは、温度上昇に伴う破面表面積の増加により、破断に要するエネルギーも増えたことに起因すると

推察される。骨軸方向のHaversian boneの破面では骨単位の窪みが、コラーゲン線維の収縮が起こる60℃付近から見られた。骨単位内部に存在するコラーゲン線維は骨単位の周囲を囲むセメント線を越えることなく存在している。そのコラーゲン線維が熱により収縮し、その結果としてコラーゲン線維が乏しいセメント線を境として骨単位自身が収縮し窪んだものと推察される。

4.6 結言

ウシ大腿骨のplexiform boneとHaversian boneおよびヒト脛骨Haversian boneから採取した円柱状試験片に対しホプキンソン棒法衝撃圧縮試験を行い、力学的挙動を記述できる粘弾性モデルを同定するとともに、粘弾性特性に及ぼす試験片採取方位の影響を調べた。さらに、8℃から70℃の温度範囲でウシ大腿骨のplexiform boneとHaversian boneに対しホプキンソン棒法衝撃3点曲げ試験を行って、粘弾性特性および破断荷重に及ぼす温度の影響について検討した。得られた結果を要約すると以下のようなになる。

【ウシ大腿骨plexiform bone】

1. 応力-ひずみ関係は準静的および衝撃荷重下ともほぼ線形である。
2. 力学的挙動は3要素標準線形固体モデルで記述可能である。
3. 剛性と衝撃吸収能は骨軸方向で大きい。

【ウシ大腿骨Haversian bone】

1. 応力-ひずみ関係は準静的荷重下ではほぼ線形であったが、衝撃荷重下のそれは非線型的となった。
2. 準静的及び衝撃荷重下とも剛性は骨軸方向で最も大きい。
3. 力学的挙動は非線形バネと非線形ダッシュポットの並列結合モデルで説明可能である。

【ヒト脛骨Haversian bone】

1. 応力-ひずみ関係は骨軸方向では線形であるが半径軸方向では非線形な特性を示す。
2. 骨軸方向の剛性は半径軸方向よりも高い。
3. 試料の力学的挙動は骨軸方向は3要素標準線形固体モデル、半径軸方向は非線形バネと非線形ダッシュポットの並列結合モデルで記述できる。
4. 応力-ひずみ関係と粘弾性特性についてヒト脛骨緻密骨とウシ大腿骨緻密骨の類似性は高かった。

【温度依存性】

1. 試験片採取方向によらずplexiform bone, Haversian boneともに弾性スチフネス E_1 , E_2 の温度による変化は小さいが, η の温度による変動は大きく, 50°C で最大値をとる。
2. 体温付近では, 骨軸方向においてHaversian boneの方がplexiform boneより衝撃減衰能が大きい, 接線方向では逆にplexiform boneの方がHaversian boneより衝撃減衰能が大きい。また, 両緻密骨とも骨軸方向の方が接線方向より衝撃減衰能が高い。
3. 両緻密骨とも破断荷重は骨軸方向の方が接線方向に比べて約2倍大きな値を示す。
4. Plexiform boneの破断荷重は温度の上昇に伴い若干の上昇傾向を示すが, Haversian boneのそれは温度の影響をほとんど受けない。
5. Plexiform boneの破面は骨軸および接線方向ともに, 温度の上昇とともに粗くなる。
7. Haversian boneでは, 骨軸方向の破面において 60°C 以上で骨単位のところが窪む現象が観察され, 接線方向では温度が高くなるにつれて破面が粗くなる。

5.1 緒言

加齢による海綿骨の質的および量的な変化と、それに伴う力学的特性の劣化は、高齢者に多く発生する大腿骨頸部や橈骨末端および椎体の骨折の一要因と考えられる。また、人工関節置換術で問題となる術後のルーズニングの要因の一つとして、インプラント材と海綿骨との力学的特性の不一致が挙げられる。高齢化社会を迎えるに当たり、今後この種の臨床例はさらに増加することが予想される。従って、以上のような要因を解明し、臨床的知見を得るためにも、海綿骨の力学的挙動を定量的に評価することは、基本的であるが極めて重要である⁽¹¹¹⁾。

このような観点から、従来より海綿骨のバイオメカニクス的研究は実験的、理論的に数多く報告されてきた^{(118),(125),(127)}。海綿骨の粘弾性的性質に関しては、初期ひずみもしくは初期応力を変化させた場合の応力緩和⁽¹⁴³⁾やクリープ挙動⁽¹⁴⁵⁾、振動試験による複素弾性率や損失正接の測定^{(140),(141)}、弾性率および強度に及ぼすひずみ速度の影響^{(114),(148)}についての報告がある。また、骨髓など海綿骨に介在する液性成分の力学的挙動に及ぼす影響について調べた研究例^{(114),(140),(141),(150),(152)}も見られる。しかしながら、衝撃荷重下における動的挙動に関しては研究例も僅か^{(147),(149)}であり、未だ十分明らかにされているとは言えない。

そこで、本研究ではウシ海綿骨に対して準静的圧縮試験とホプキンソン棒法による衝撃圧縮試験を行って広範囲のひずみ速度における応力-ひずみ関係を求め、剛性および極限応力に及ぼすひずみ速度および見掛けの密度の影響について調べた。また、海綿骨の粘弾性特性を評価するため、ホプキンソン棒法により測定される試料の応力-時間およびひずみ-時間関係から応力緩和関数ならびにクリープ関数を求めた。両関数に基づき海綿骨の動力学的挙動を表現できる粘弾性モデルを同定して、粘弾性特性に及ぼす見掛けの密度および介在液性成分の影響について検討した。

5.2 圧縮挙動に及ぼすひずみ速度と見掛けの密度の影響

5.2.1 実験方法

試料

ウシ大腿骨遠位骨端部内外顆の海綿骨を試料として用いた。同海綿骨より図5-1に示す直径8mm、長さ8mmの円柱状試験片をその軸が関節面と垂直となるように機械加工した。試験片加工中の試料には随時生理食塩水を滴下して乾燥を防いだ。試験片は力学試験まで-20℃の生理食塩水中で保存し、湿潤状態を維持した。本研究では、1個体につき5～6個の試験片を採取し、いずれの場合も試験片は骨髓を含む。

力学試験

準静的圧縮試験をインストロン型万能試験機（島津製作所：Autograph AG-25TD）を用いて行った。図5-2に示すように直径10mmの2本の鋼製の丸棒の間に試験片を挿入し、圧縮した。試験片の変位は丸棒に取り付けた伸び計（島津製作所：Extensometer SG10-50）により測定し、クロスヘッドの変位速度は0.1および1.0mm/minに設定した。一方、衝撃圧縮試験はホプキンソン棒法を利用して行った。図5-3に同衝撃試験装置の概略を示す。入射および透過応力波はそれぞれ入、出力棒上に貼付したひずみゲージにより測定し、プリアンプで増幅した後、トランジェントコンバータ（理研電子：TCFL-8000E）にサンプリング時間200nsecで記録した。図5-4は応力波形の測定例である。その後の計算処理はパーソナルコンピュータで行った。試験片のひずみ速度 $\dot{\varepsilon}$ 、ひずみ ε および応力 σ は次式により算出した。

$$\dot{\varepsilon} = \frac{2}{\rho_0 c_0 \ell} (\sigma_I - \sigma_T) \quad (5-1)$$

$$\varepsilon = \int_0^t \dot{\varepsilon} dt = \frac{2}{\rho_0 c_0 \ell} \int_0^t (\sigma_I - \sigma_T) dt \quad (5-2)$$

$$\sigma = \frac{A_0}{A} \sigma_T \quad (5-3)$$

ここで、 ρ_0 :入，出力棒の密度， A_0 :入，出力棒の断面積， c_0 :入，出力棒の弾性波伝播速度， t :時間， A :試験片の断面積， l :試験片の長さ， σ_I :入射応力波， σ_T :透過応力波である．準静的および衝撃試験ともに最大応力に達するまで負荷を与えた．

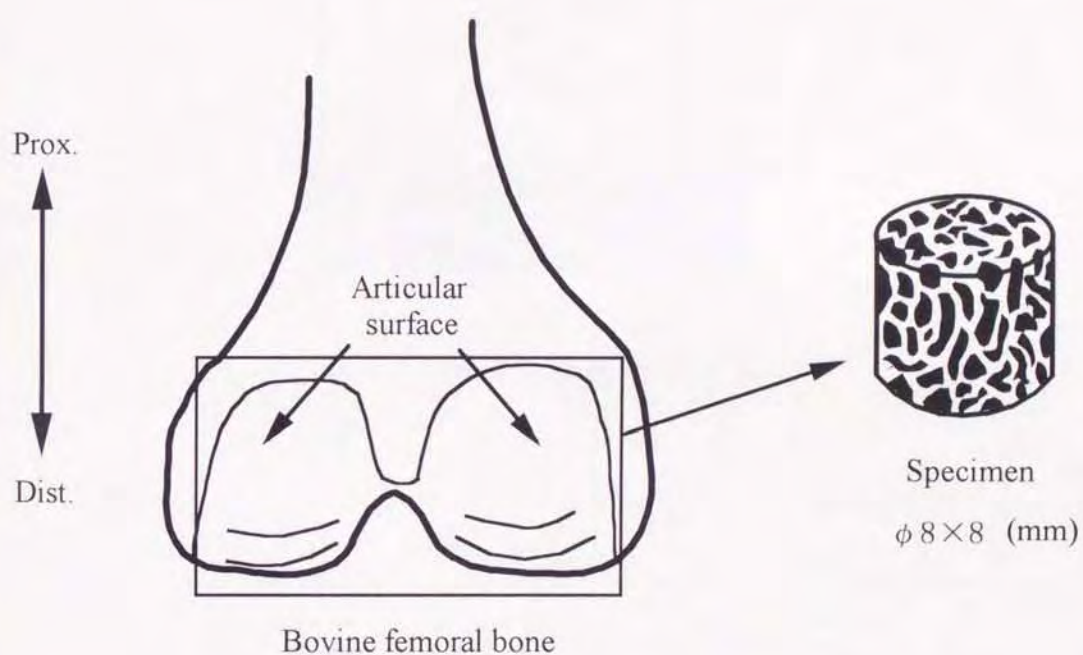


図5-1 試験片の採取手順

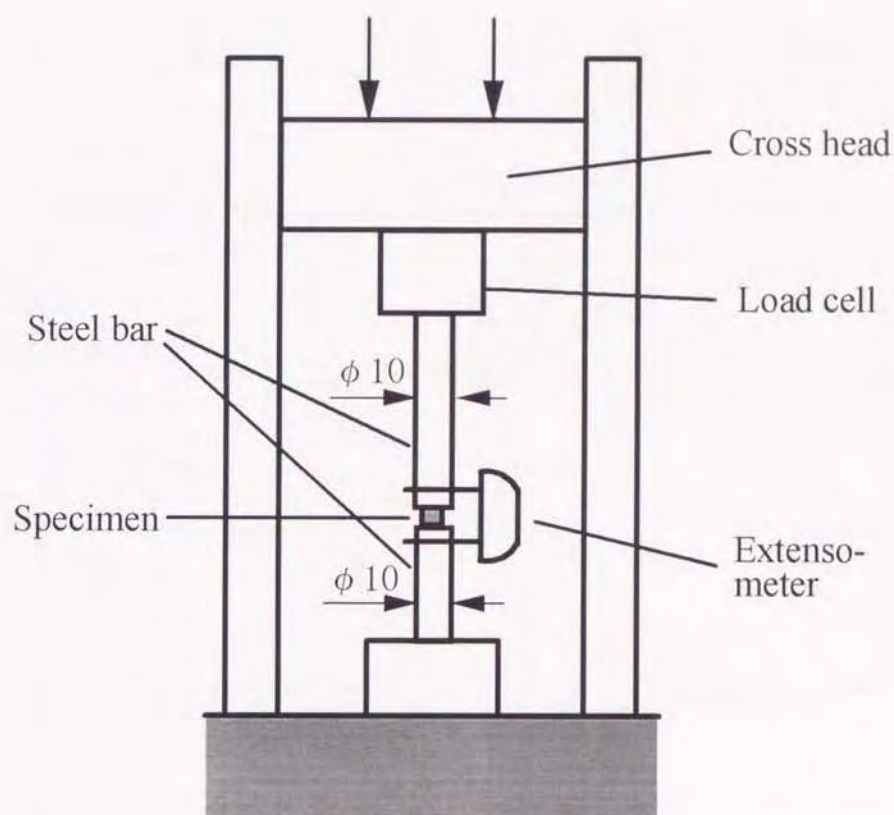


図5-2 準静的圧縮試験装置

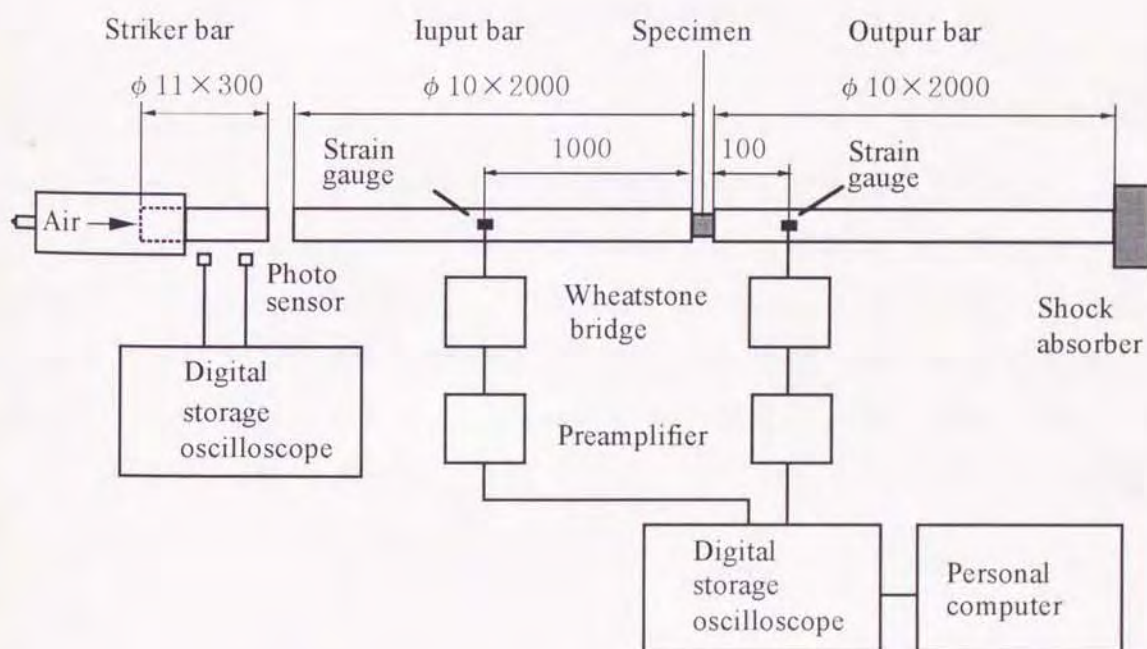


図5-3 ホプキンソン棒法衝撃圧縮試験装置

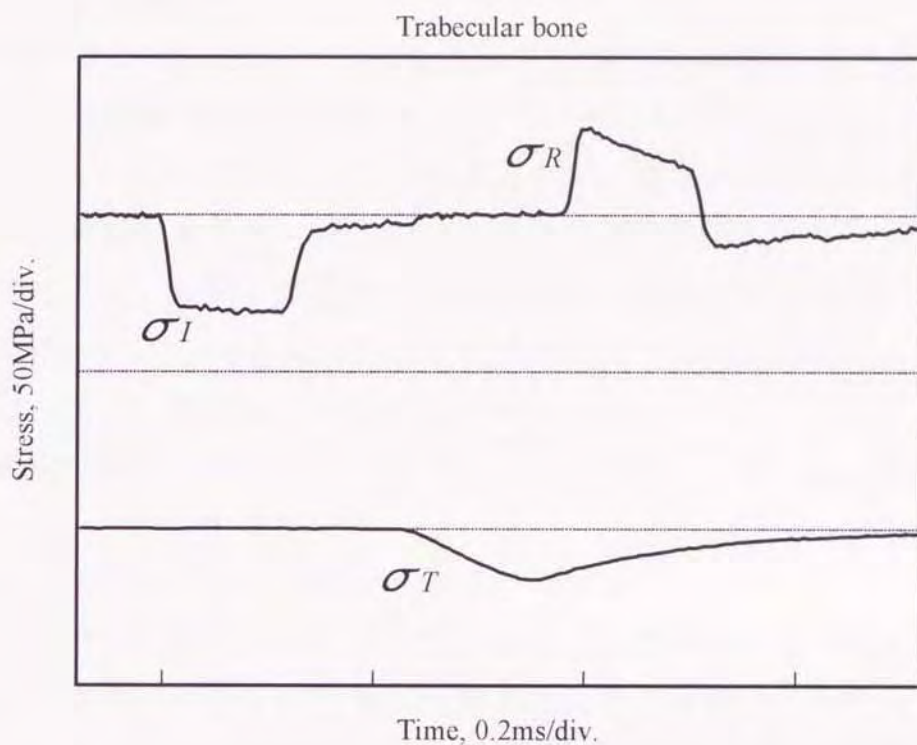


図5-4 応力波形の測定例

見掛けの密度測定

力学試験終了後，圧縮空気および超音波洗浄器を利用して試験片の骨髓を取り除き，さらにアルコールに24時間浸して脱脂した．その後24時間室温で放置して乾燥させ，電子天秤（ワイエムシィ：JL180）で重量を測定した．この重量を試験片寸法を基に算出した体積で除して見掛けの密度とした．以上の実験および測定は全て室温（20℃）で行った．

5.2.2 結果

応力－ひずみ特性

図5-5に各ひずみ速度における応力－ひずみ線図の一例を示す。応力－ひずみ関係は負荷の初期段階ではやや下に凸であるが、その後ほぼ線形となる。そして、さらに変形が進行すると徐々に傾きが減少、すなわち降伏と類似の現象を示し、やがて応力は最大値に達する。最大応力に達した後除荷したときの応力－ひずみ曲線の傾きは負荷時のそれとほぼ同じであった。このような傾向はいずれのひずみ速度においても同様であった。また、最大応力点はひずみ速度の上昇に伴い、より上側に位置する傾向が見られた。

剛性および極限応力と見掛けの密度との関係

応力－ひずみ線図の線形部の傾きを剛性、最大応力を極限応力として、各ひずみ速度に対する剛性および極限応力と、見掛けの密度との関係をそれぞれ図5-6および図5-7に示した。各ひずみ速度における剛性はやや値のばらつきが大きいものの、見掛けの密度およびひずみ速度が大きくなると剛性も上昇する傾向が見られる。また、極限応力も見掛けの密度およびひずみ速度の増加とともに大きくなった。

剛性および極限応力とひずみ速度との関係

図5-8と図5-9に各ひずみ速度における剛性および極限応力の平均値と、ひずみ速度との関係を示した。剛性と極限応力はひずみ速度のそれぞれ0.027乗と0.031乗に比例して上昇している。

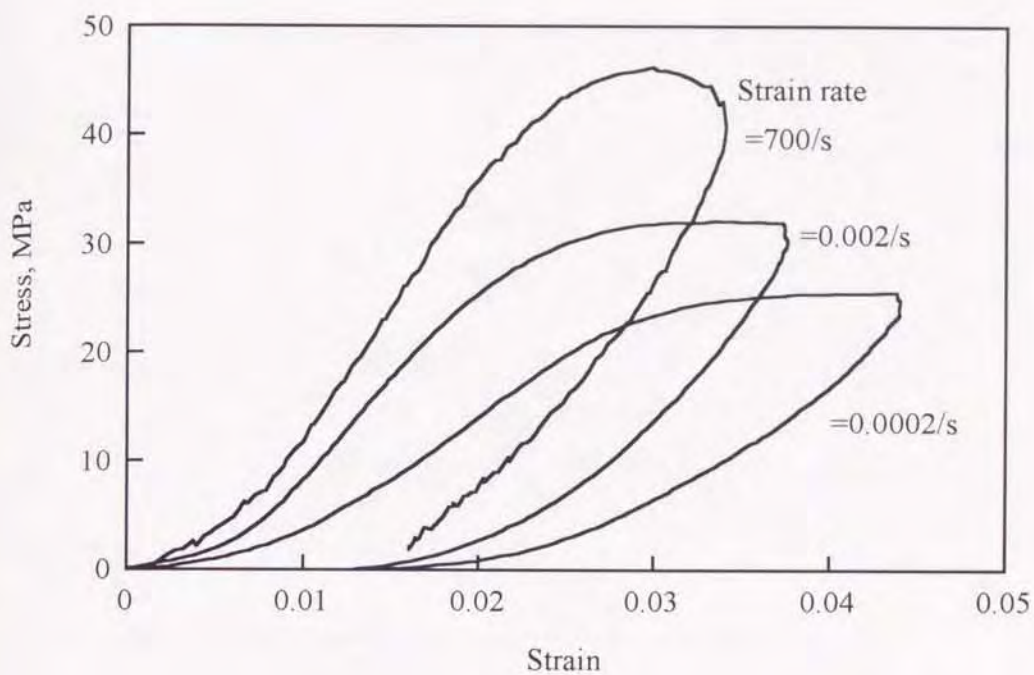


図5-5 応力－ひずみ線図

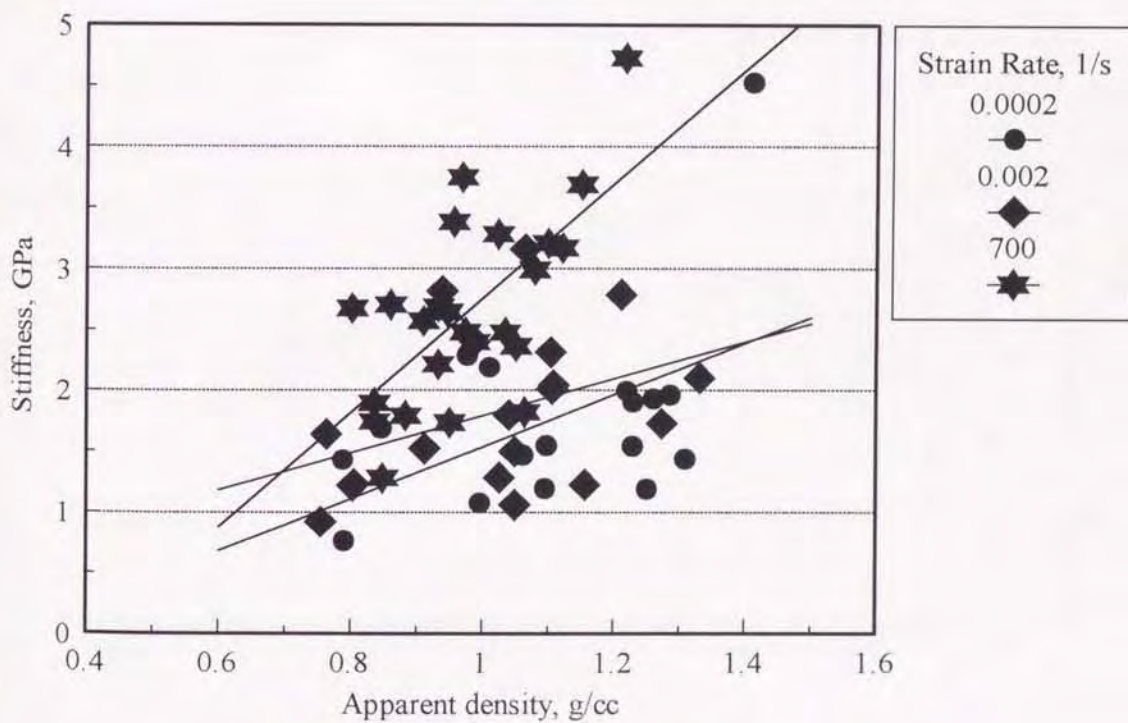


図5-6 剛性と見掛けの密度の関係

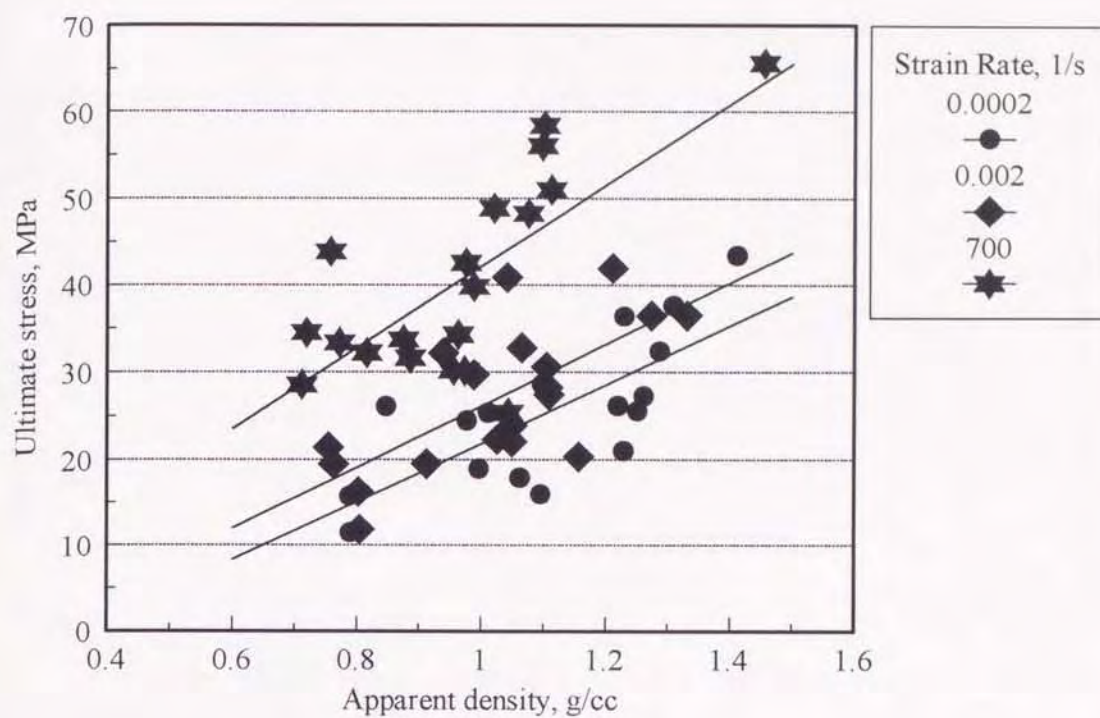


図5-7 極限応力と見掛けの密度の関係

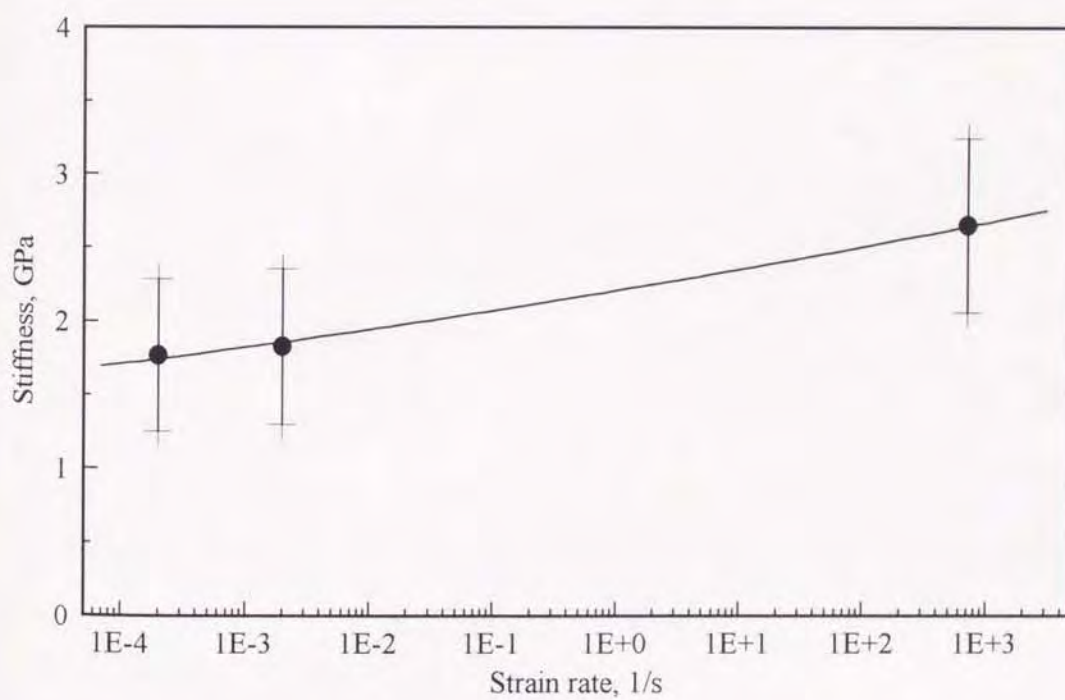


図5-8 剛性とひずみ速度の関係

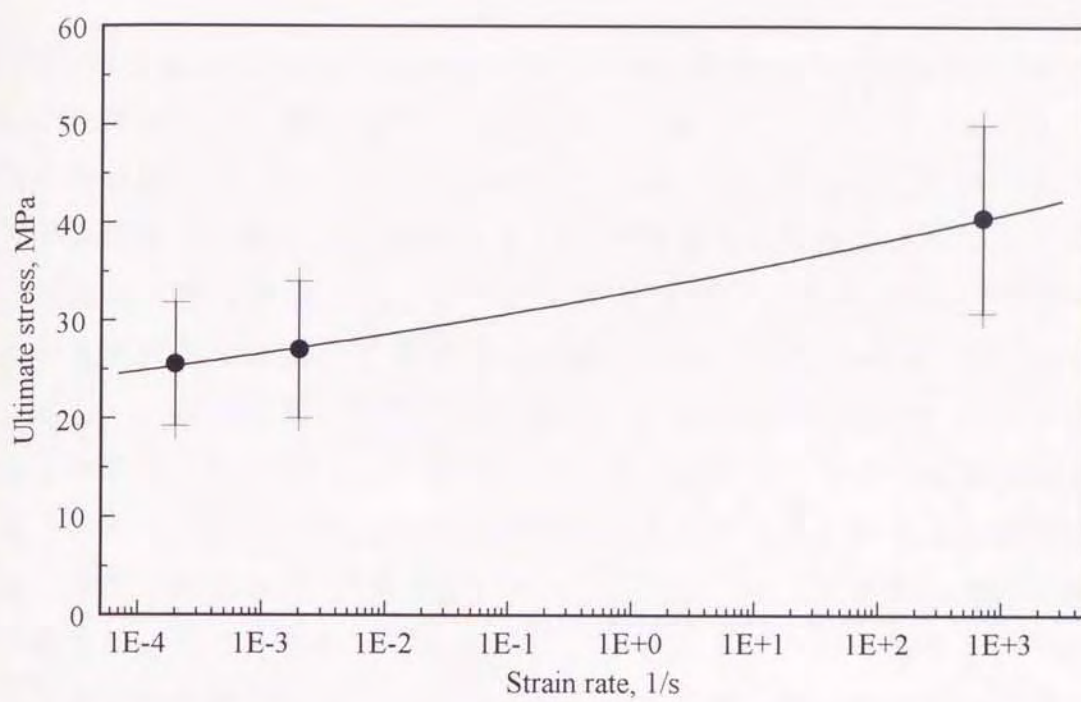


図5-9 極限応力とひずみ速度の関係

5.2.3 考察

第2章で述べたように、海綿骨の動力学的特性についてはひずみ速度 40s^{-1} 程度までしか調べられておらず、それ以上のひずみ速度域における力学的挙動はほとんど明らかにされていないが、剛性および極限応力がひずみ速度の上昇に伴い増加する、という従来より報告されている傾向は本研究のひずみ速度範囲においても成立する。Ducheyneら⁽¹⁴⁷⁾は油圧駆動型試験機で海綿骨の衝撃圧縮試験を行い、ひずみ速度 9.16s^{-1} において応力-ひずみ曲線に複数の応力のピークが発生し、個々のピークが骨梁の破壊に対応していると報告した。彼らは木材とフォーム材に対する同一条件下での圧縮試験と、海綿骨に対するインストロン型試験機による準静的圧縮試験(ひずみ速度 0.002s^{-1} および 0.10s^{-1}) ではこの現象は観察されなかったことから、これを高ひずみ速度下における海綿骨特有の現象であると結論づけた。しかしながら、本実験で得られた動的応力-ひずみ関係にはこのような複数の応力のピークは見られず、また、Ducheyneらもこの現象がなぜ高ひずみ速度下だけに起こるのか明確な説明はしていない。

応力-ひずみ関係の負荷の初期段階での非線型部について、前述のように Keavenyら⁽¹⁵⁶⁾は試験片端部での骨梁の損傷や、圧縮プレートと試験片との摩擦などを原因として指摘しており、これらの影響を無くするためには試験片の変位を試験片上下の圧縮プレートの相対変位から求めるのではなく、試験片に直接伸び計を設置するなどして測定することが望ましいと述べている。しかしながら、伸び計の時間応答性や伸び計自体の慣性力の影響を考慮した場合、衝撃試験への適用は非常に困難である。また、ひずみゲージ法に関しても多孔質かつ骨髓液を含む海綿骨試験片に適用することはほとんど不可能と思われる。このような理由から、本研究では準静的試験の場合も試験片上下の圧縮プレートの相対変位を試験片の変位としたが、海綿骨のひずみ測定に関しては今後更に検討を要する。

5.3 粘弾性特性に及ぼす介在液性成分の影響

5.3.1 実験方法

試料

前節と同様にウシ大腿骨遠位骨端部内外顆の海綿骨を試料として用いた。同海綿骨より直径8mm、長さ8mmの円柱状試験片をその軸が関節面と垂直となるように機械加工した。粘弾性特性に及ぼす介在液性成分の影響を調べるため、海綿骨に介在する骨髓をそのまま残した試験片と、骨髓を圧縮空気および超音波洗浄器を利用して取り除き、代わりに生理食塩水を含ませた試験片を用意した。いずれの試験片も力学試験まで、20℃の生理食塩水中で保存し、湿潤状態を維持した。

実験方法

ホプキンソン棒法衝撃圧縮試験を実施した。実験装置および試験片の応力-ひずみ関係の評価方法は前節と同様である。ただし、粘弾性特性を同定するため、負荷応力は降伏点以下とした。

見掛けの密度測定

前節と同じく、力学試験終了後、圧縮空気および超音波洗浄器を利用して試験片の骨髓を取り除き、さらにアルコールに24時間浸して脱脂した。その後24時間室温で放置して乾燥させ、電子天秤（ワイエムシィ：JL180）で重量を測定した。この重量を試験片寸法を基に算出した体積で除して見掛けの密度とした。以上の実験および測定は全て室温（20℃）で行った。

5.3.2 結果

応力-ひずみ特性

図5-10に応力-ひずみ線図の一例を示した。骨髓および生理食塩水を含む場合とも、負荷過程の応力-ひずみ関係は負荷の初期段階でやや下

に凸であり，その後ほぼ線形となる傾向を示した．一方，除荷過程のそれは全域に渡ってほぼ線形となった．負荷の初期段階での非線型性は前節と同様な要因により発現したと考えられる．図5-11は応力－ひずみ関係の負荷過程における線形部の傾きから求めた剛性と，見掛けの密度との関係を骨髓および生理食塩水を含む場合とで比較したものである．介在液体成分の種類によらず剛性は見掛けの密度の増加に伴い上昇しているが，介在液体成分による剛性の差異は認められない．

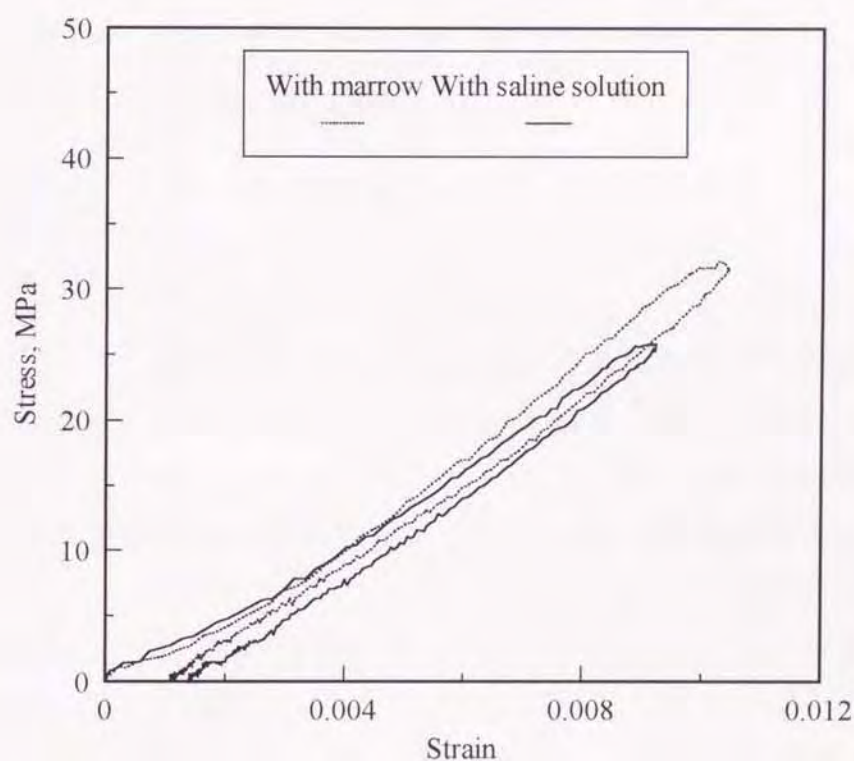


図5-10 応力－ひずみ線図

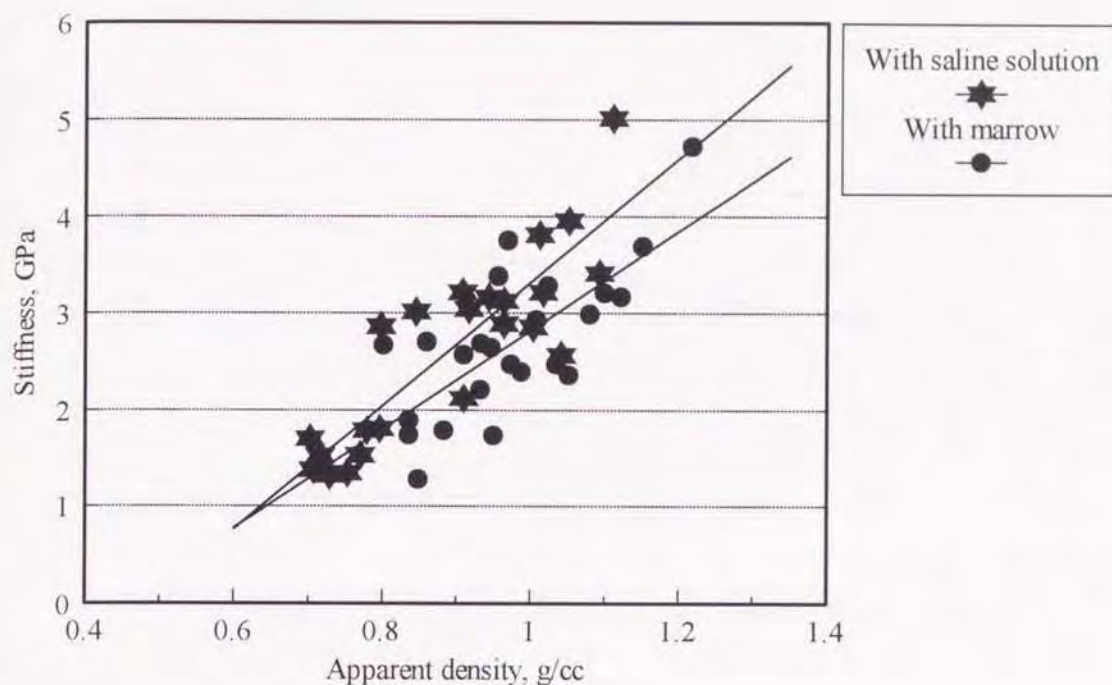


図5-11 剛性と見掛けの密度の関係

粘弾性特性

上述のように、応力－ひずみ関係が負荷の初期段階で下に凸となるのは試験片端部での骨梁の損傷や、試験片端面での摩擦の影響など人為的要因によるものと考えられる。そこで、本章では粘弾性特性の同定するに当たり、この応力－ひずみ関係における初期の非線形性の影響を無くするため、式(5-2)および式(5-3)から算出した応力－時間およびひずみ－時間関係の立ち下がり部分を用い、第3章で示した方法により応力緩和ならびにクリープ関数を求めることにする。

図5-12と図5-13はそれぞれ応力緩和関数とクリープ関数の算出結果の一例を示したものである。ここで、便宜的に応力緩和関数において応力が $t=0$ 時の80%の値に減少した時間、クリープ関数においてひずみが $t=0$ 時の120%の値に到達した時間をそれぞれ緩和時間および遅延時間と定め、図5-14および図5-15にこれらの時間と見掛けの密度との関係を骨髓を含む場合と生理食塩水を含む場合とで示した。緩和および遅延時間ともに見掛けの密度との相関は認められず、介在液体の種類による有意な差も見られなかった。

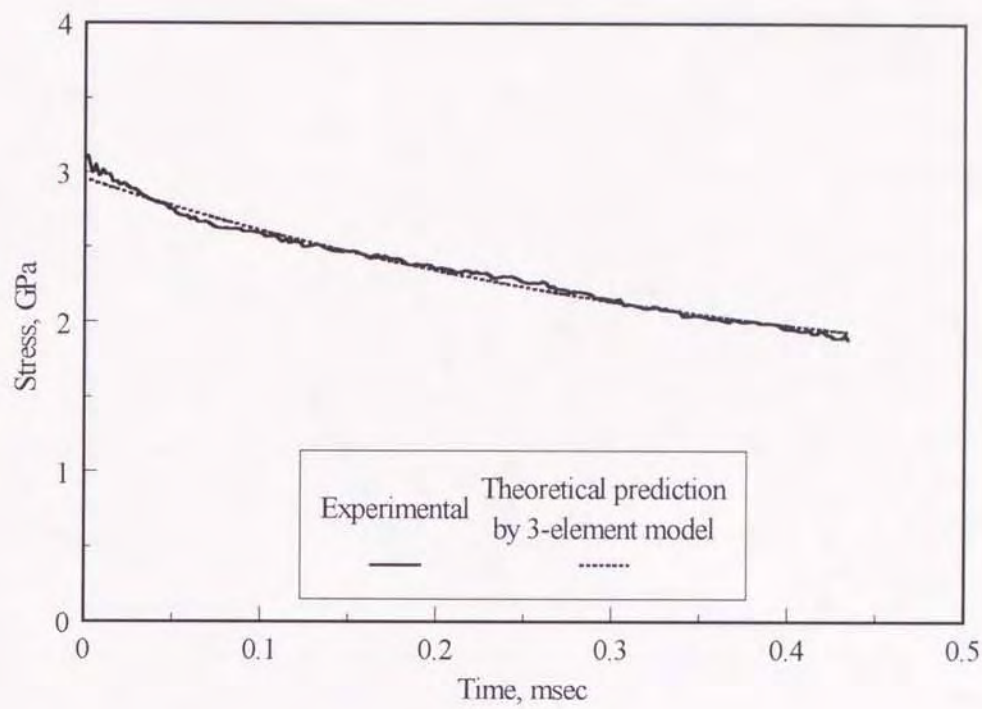


図5-12 応力緩和関数

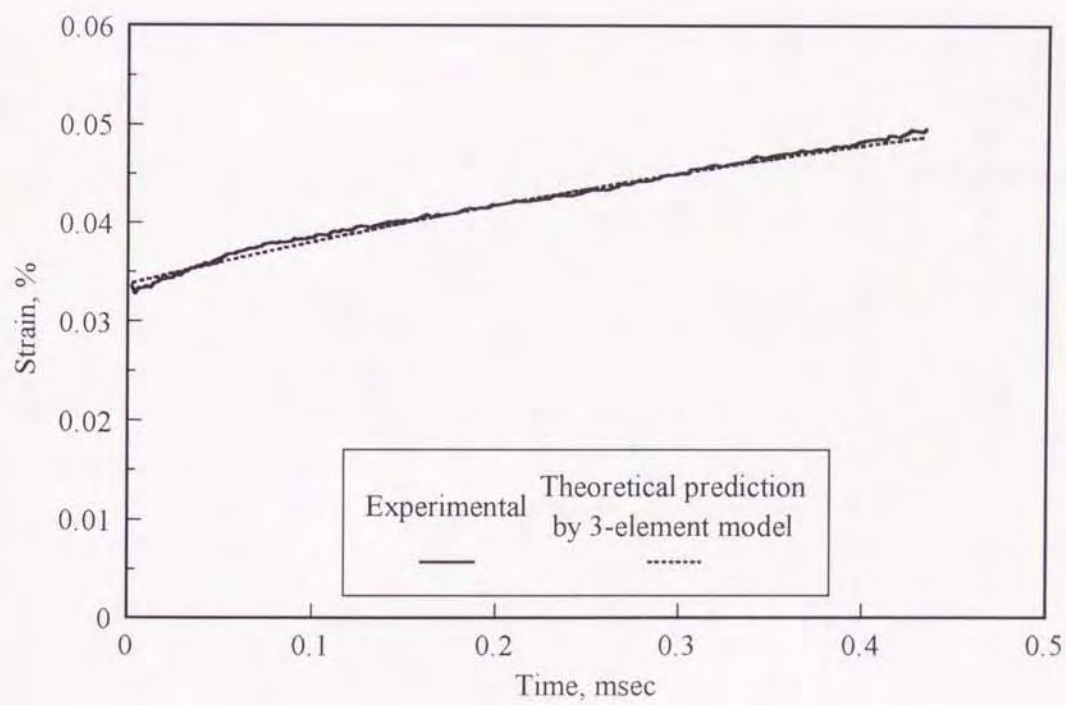


図5-13 クリープ関数

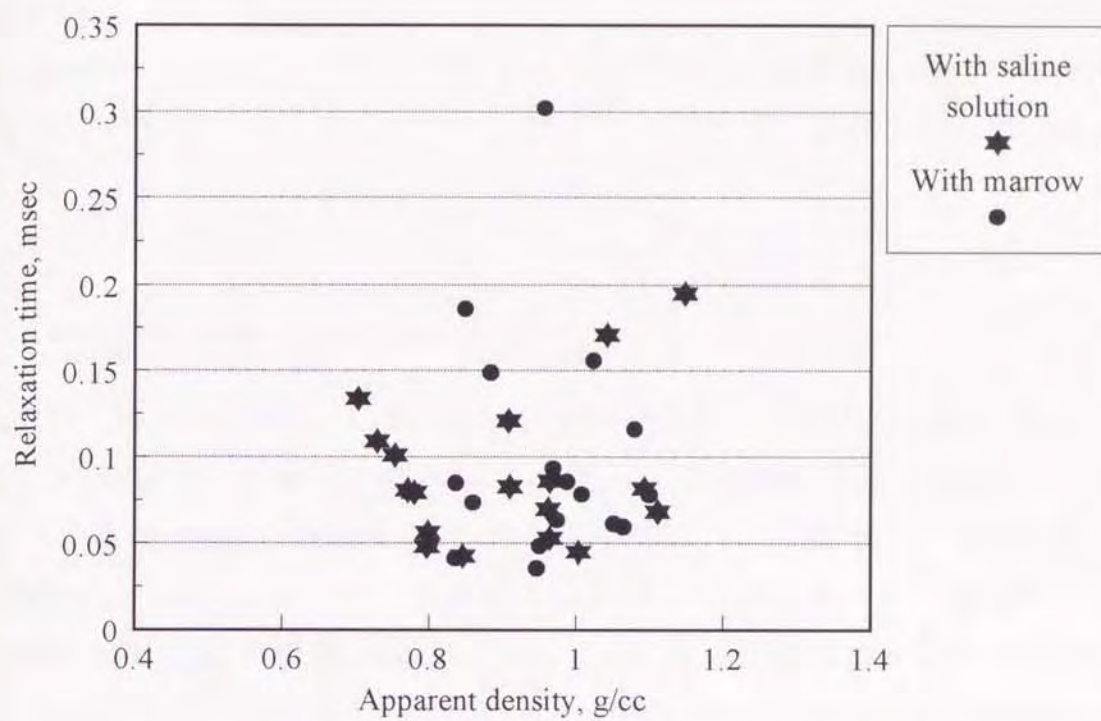


図5-14 緩和時間と見掛けの密度の関係

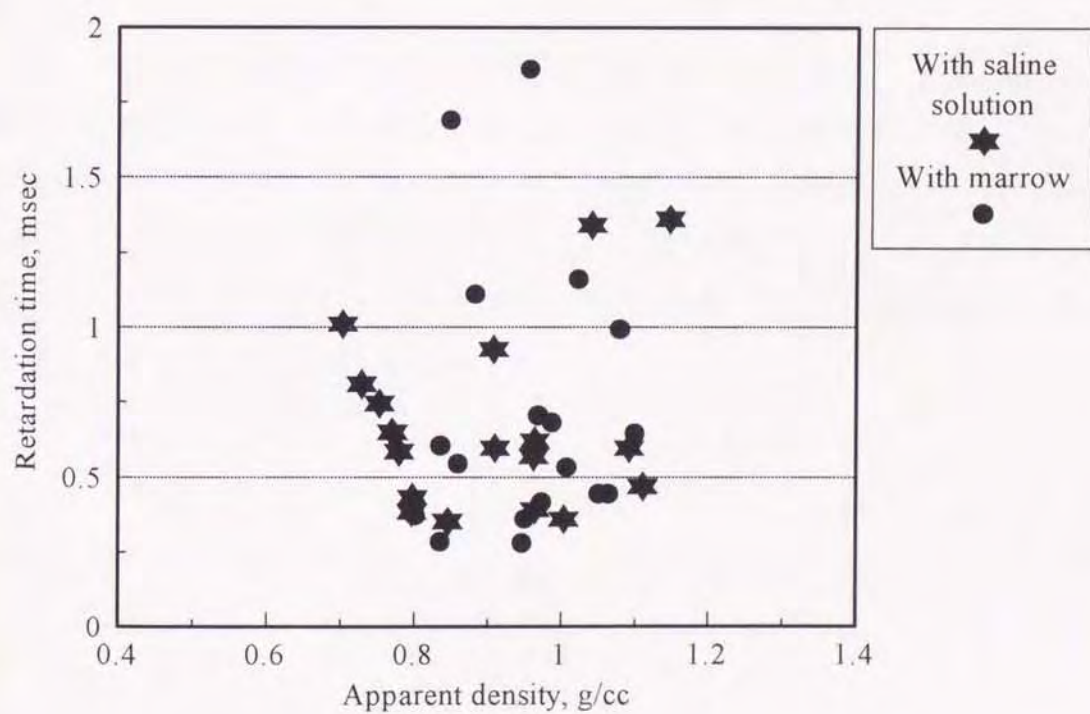


図5-15 遅延時間と見掛けの密度の関係

粘弾性モデル

海綿骨の粘弾性モデルとして図5-16に示す3要素標準線形固体モデルを想定すれば、応力緩和関数およびクリープ関数は次式で与えられる。

$$E(t) = \left\{ \frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} + \left(E_1 - \frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} \right) e^{-\frac{E_1 + E_2}{\eta} t} \right\} U(t) \quad (5-4)$$

$$C(t) = \left(\frac{1}{E_1} + \frac{1}{E_2} - \frac{1}{E_2} e^{-\frac{E_2}{\eta} t} \right) U(t) \quad (5-5)$$

ここで $U(t)$ はヘビサイドのステップ関数である。粘弾性パラメータ(E_1 , E_2 , η)の値は、実測応力緩和関数と式(5-4)の理論応力緩和関数との2乗誤差が非線形最小2乗法により最小となるように決定した。図5-12中には理論応力緩和およびクリープ関数も併せ示した。ここで、理論クリープ関数は応力緩和関数に基づいて決定した粘弾性定数値に基づき算出したものである。応力緩和およびクリープ関数の理論値は共に実験値と良く一致していることから、海綿骨に対して3要素標準線形固体モデルを適用しても良いと考えられる。

粘弾性パラメータ

図5-17、図5-18および図5-19にそれぞれ粘弾性パラメータ E_1 , E_2 および η と見掛けの密度との関係を示した。介在液体の種類に拘わらず、弾性スチフネス E_1 と E_2 は見掛けの密度の増加に伴い上昇するが、粘性係数 η については見掛けの密度による変化に一定の傾向は見られなかった。また、いずれのパラメータにも骨髓を含む場合と生理食塩水を含む場合とで有意な差は認められなかった。

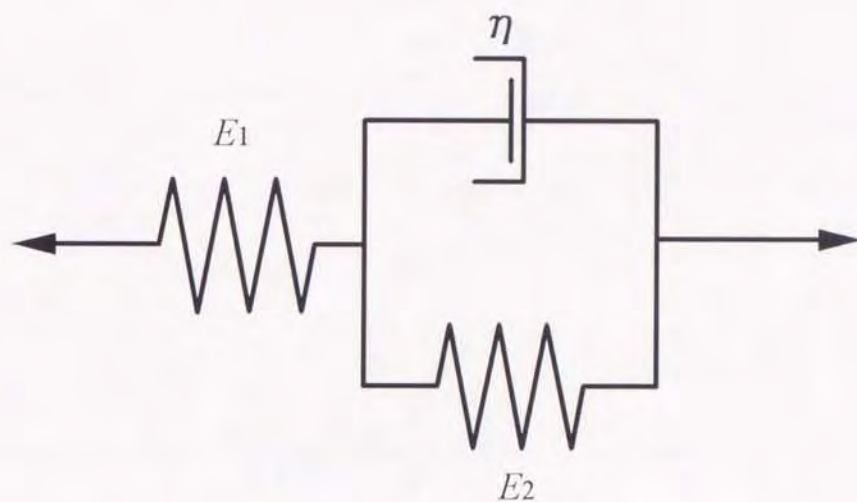


図5-16 3要素標準線形固体モデル

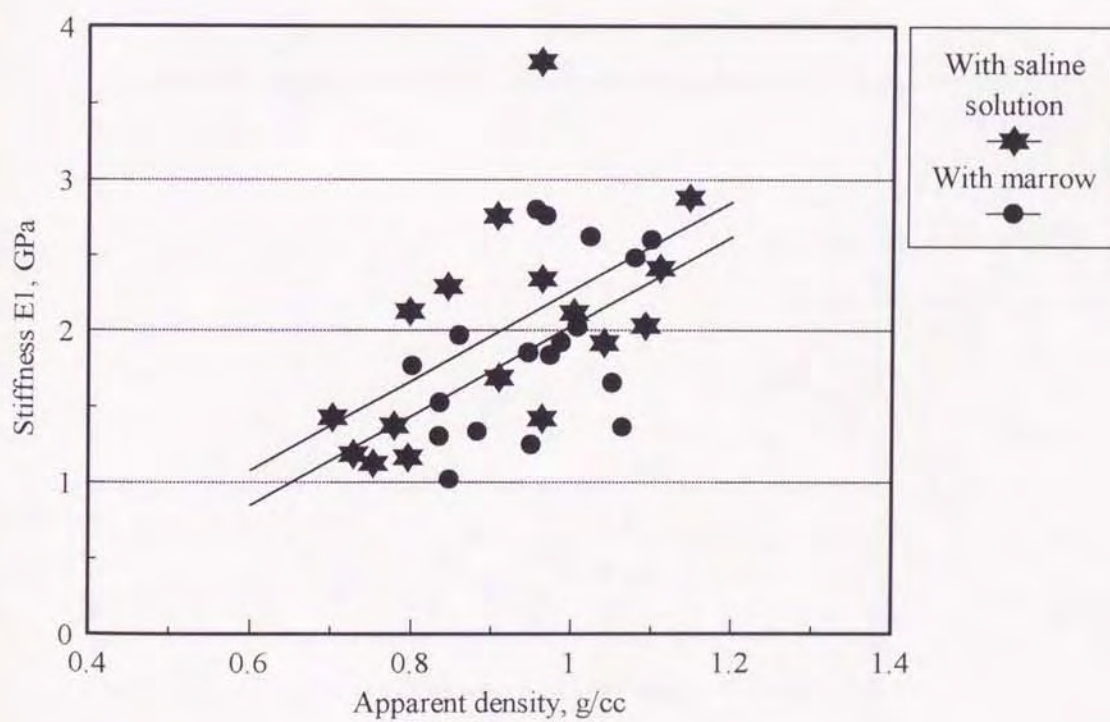


図5-17 弾性スチフネス E_1 と見掛けの密度の関係

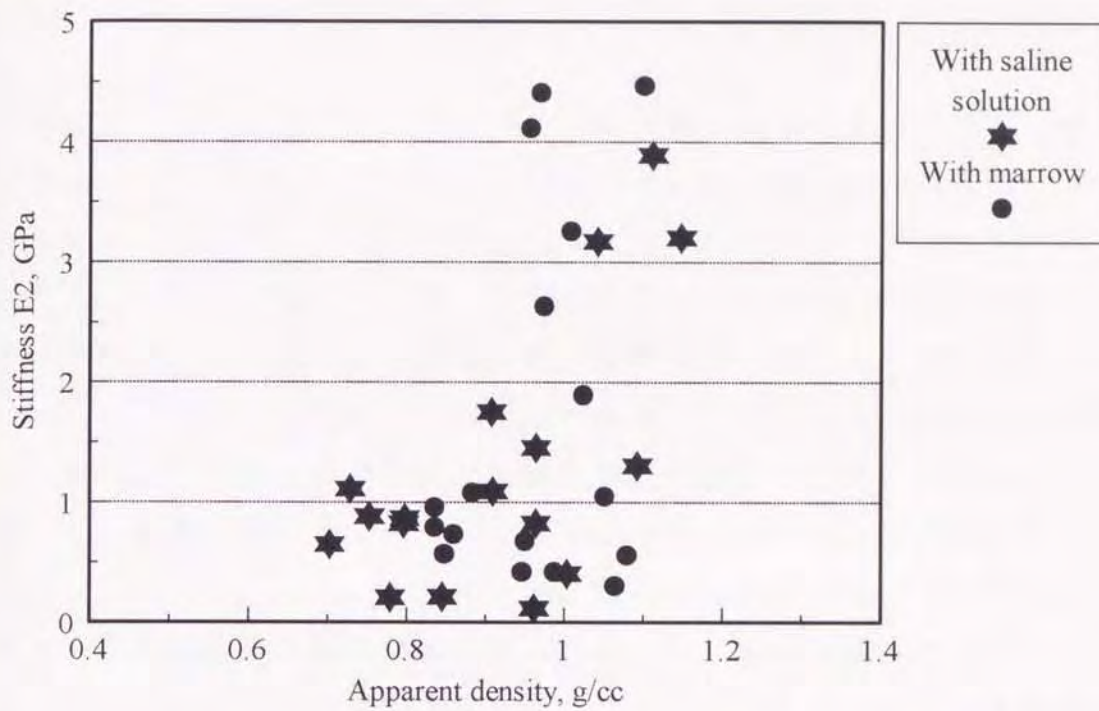


図5-18 弾性スチフネス E_2 と見掛けの密度の関係

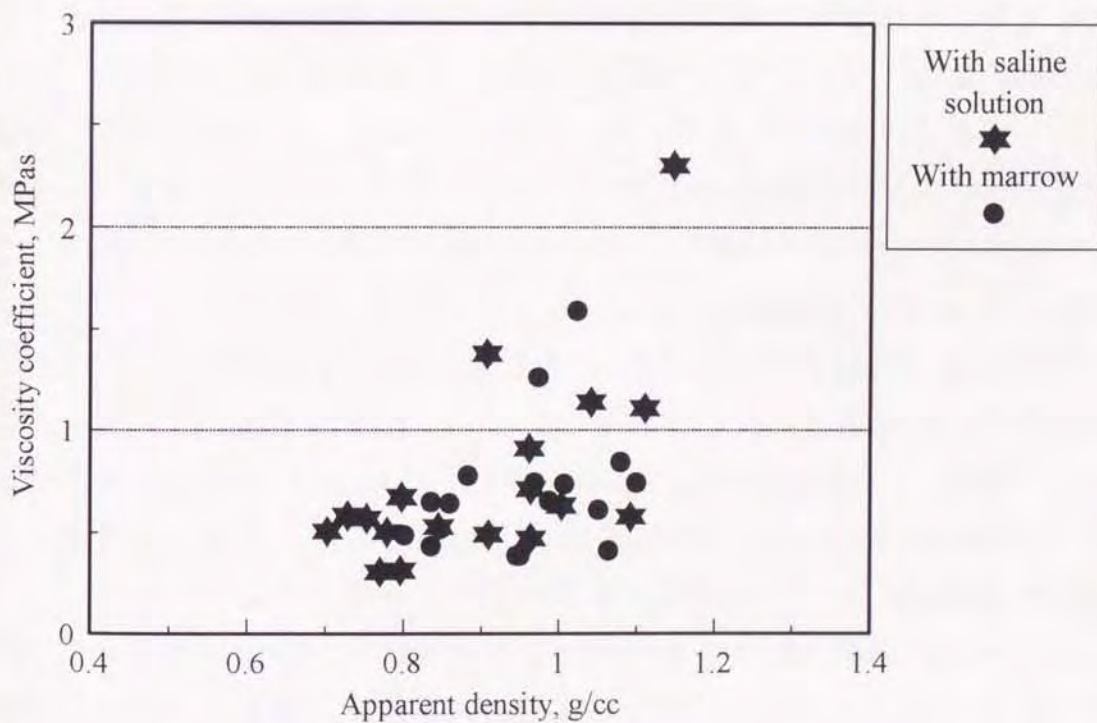


図5-19 粘性係数 η と見掛けの密度の関係

5.3.3 考察

弾性スチフネス E_1 と E_2 は見掛けの密度の増加に伴い上昇するが、粘性係数 η については見掛けの密度による変化に一定の傾向は見られないという結果は、応力-ひずみ特性ならびに粘弾性特性の項でそれぞれ述べたように、剛性が見掛けの密度の増加に伴い上昇するものの、緩和時間と遅延時間には見掛けの密度および介在液体の種類による影響が認められないことと対応している。見掛けの密度は試験片中の骨梁の体積と比例するから、見掛けの密度の増加は介在液性成分の体積の減少を伴う。従って、緩和時間と遅延時間および粘性係数 η が見掛けの密度の影響を受けないことは、それが骨梁および液性成分の量的差異よりも骨梁自体の有する粘弾性的性質や骨梁の配向パターンに依存するためと考えられる。すなわち、骨梁は無機成分であるハイドロキシアパタイトの結晶と有機成分であるコラーゲン線維で構成され、一般に前者は弾性的挙動を示すが、後者は粘弾性的性質を有するため、全体としては粘弾性体と見なすことができる。また、骨梁の配向パターンは液性成分の流動特性に影響を与えるため、液性成分の流動抵抗に起因する内部減衰にも何らかの影響を及ぼすと推察される。なお、骨髓を含む場合と生理食塩水を含む場合とで緩和時間、遅延時間および粘性係数 η に有意差が見られないことから、骨髓と生理食塩水の特性差がこれらの粘弾性特性に及ぼす影響は、本実験のような試験片周囲を拘束しない開いた系においては無視できるものと思われる。この結果はSwansonとFreeman⁽¹⁵⁰⁾およびPughら⁽¹⁴⁰⁾のそれと一致するが、CarterとHayes⁽¹¹⁴⁾はヒト海綿骨に対し試験片側面を拘束して圧縮試験を行い、ひずみ速度が 10s^{-1} の時骨髓を含む方が圧縮強度が大きいと報告している。CarterとHayesの用いた試験片の見掛けの密度の範囲は $0.1\sim 0.6\text{g/cm}^3$ と本研究のそれ($0.7\sim 1.4\text{g/cm}^3$)より低いため、より骨髓の影響が出やすいと考えられるが、実際の海綿骨は閉じた系として存在しているため、介在液体の種類による流動特性の差異およびそれが海綿骨の力学的特性に及ぼす影響については、生体内の環境により近い条件下で実験を行い、本研究のような開いた系における結果との比較・検討が必要であろう。

5.4 結言

ウシ大腿骨海綿骨に対してホプキンソン棒法衝撃圧縮試験と準静的圧縮試験を行って、剛性および極限応力に及ぼすひずみ速度と見掛けの密度の影響を調べた。また、粘弾性特性に及ぼす介在液性成分の影響を調べるため、骨髓および生理食塩水を含む試験片に対し、ホプキンソン棒法衝撃圧縮試験を行い、得られた応力-時間とひずみ-時間を基に応力緩和ならびにクリープ関数を求めた。さらに両関数を基づき粘弾性モデルを同定した。得られた結果を要約すると次のようになる。

1. 剛性と極限応力は見掛けの密度およびひずみ速度が大きくなると上昇する傾向が見られる。
2. 見掛けの密度による緩和時間、遅延時間および粘性係数 η の変化に一定の傾向は見られない。
3. 骨髓を含む場合と生理食塩水を含む場合とで剛性、緩和時間、遅延時間および粘性係数 η に有意差は見られない。
4. 力学的特性を記述するモデルとして3要素標準線形固体モデルが適用可能である。

第6章 関節軟骨の圧縮特性

6.1 緒論

関節の接触動態や関節軟骨の力学的特性を明らかにすることは、変形性関節症等の関節疾患の病因や病態を解明する上で極めて重要であり、これらに関する研究は従来より多数報告されてきた。変形性関節症とは骨・軟骨の退行性変性と増殖性病変を伴って関節に変形をきたし、正常な関節運動が阻害されると共に慢性的な疼痛を伴う関節疾患であり、緒論で述べたように人工関節置換術が適用される代表的な疾患でもある。

関節軟骨の力学的特性については従来より多くの実験的、理論的研究が報告されているが^{(163),(179)}、その動力学的特性についての研究^{(174),(198)}は非常に少なく、ほとんど明らかにされていない。一方、関節面における接触状態を実験的に評価した研究^{(243),(244),(245),(246),(247)}によれば接触領域は部分的であり、従って関節軟骨はその負荷領域周囲にも同質材である関節軟骨が存在し、横方向に変形が拘束された状態にあると言える。さらに、関節軟骨の力学的挙動は間質水の流動に大きく影響されるため^{(179),(199),(178)}、関節軟骨を圧縮試験する際は試験片側面の境界条件の設定に留意する必要がある。すなわち、試験片側面が非拘束の場合、試験片側面で間質水の圧力がゼロとなるため、試験片内における間質水の圧力分布は生体内におけるそれとは異なると考えられるからである。

このような観点から、本章では先ずウシ関節軟骨に対して準静的圧縮試験とホプキンソン棒法による衝撃圧縮試験を実施して応力-ひずみ関係、間質水の滲出量および破壊挙動に及ぼすひずみ速度の影響を調べた。次いで同じくウシ関節軟骨の圧縮試験を、試験片側面を拘束および拘束しない場合について実施して拘束の有無による剛性および吸収エネルギーの差異について調べた。さらに、これらの特性及ぼす負荷速度の影響についても検討した。

6.2 衝撃圧縮特性

6.2.1 実験方法

試料

図6-1(a)に示すようにウシ大腿骨内側顆関節面の関節軟骨を試料として用いた。同関節面より直径5および8mm、長さ約10mmの円柱を切り出し(同図(b))、マイクロカッターで軟骨下骨以下を切除した後、軟骨層に僅かに付着している軟骨下骨をエメリー紙にて削除し試験片とした(同図(c))。試験片の寸法は直径が5および8mm、厚さは個体差により1~2mmとなった。本研究では1個体につき4~5個の試験片を採取し、力学試験に供するまで-20℃の生理食塩水中で保存した。

力学試験

準静的圧縮試験はインストロン型万能試験機(島津製作所 Autograph AG-25TD)を用いて行った。図6-2に示すように直径10mmの2本の鋼製の丸棒の間に試験片を挿入し圧縮負荷を与えた。試験片の変位は同棒に取り付けた伸び計により測定し、クロスヘッドの変位速度はそれぞれ0.05、0.5、5.0mm/minに設定した。衝撃圧縮試験はホプキンソン棒法により行った。図6-3に実験装置の概略を示す。打撃棒は圧縮空気を利用して射出し、空気圧を調整することにより衝突速度を1.5~4.0m/sの範囲に設定した。入射および透過応力波はそれぞれ入、出力棒上に貼付したひずみゲージにより測定し、プリアンプで増幅した後、トランジェントコンバータ(理研電子: TCFL-8000E)にサンプリング時間200nsecで記録した。図6-4に応力波の測定例を示す。その後の計算処理はパーソナルコンピュータで行った。試験片のひずみ速度 $\dot{\varepsilon}$ 、ひずみ ε および応力 σ は次式により算出した。

$$\dot{\varepsilon} = \frac{2}{\rho_0 c_0 \ell} (\sigma_I - \sigma_T) \quad (6-1)$$

$$\varepsilon = \int_0^t \dot{\varepsilon} dt = \frac{2}{\rho_0 c_0 \ell} \int_0^t (\sigma_I - \sigma_T) dt \quad (6-2)$$

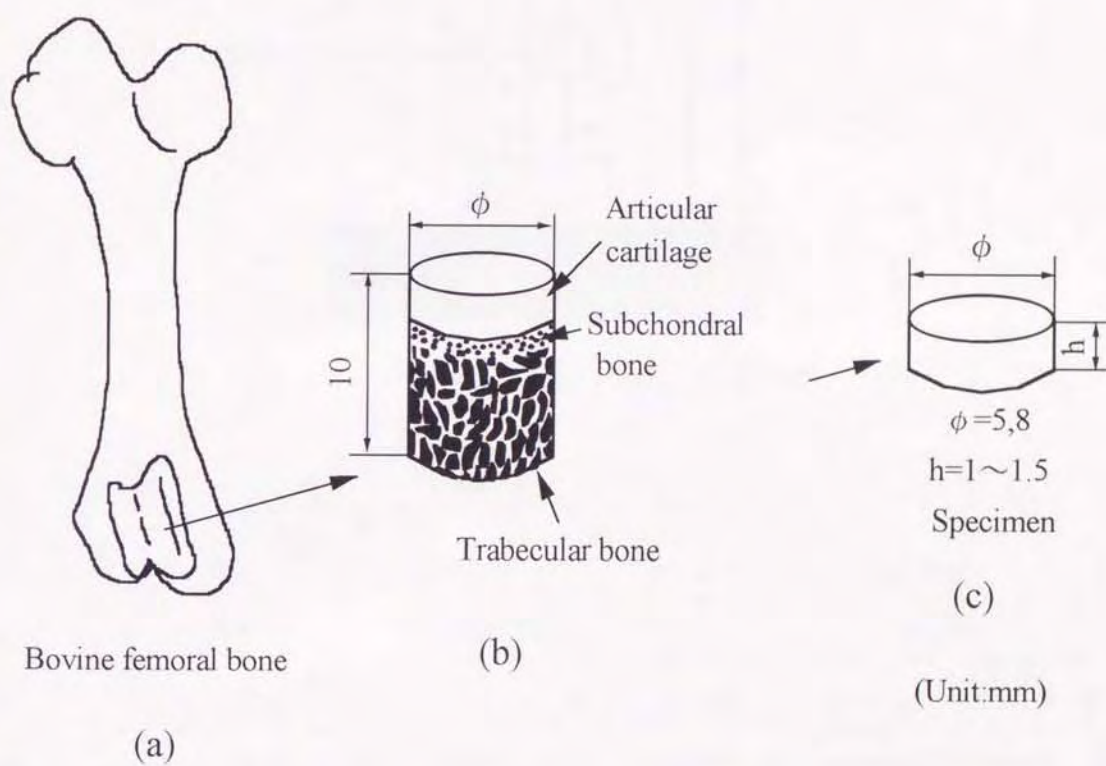


図6-1 試験片の採取手順

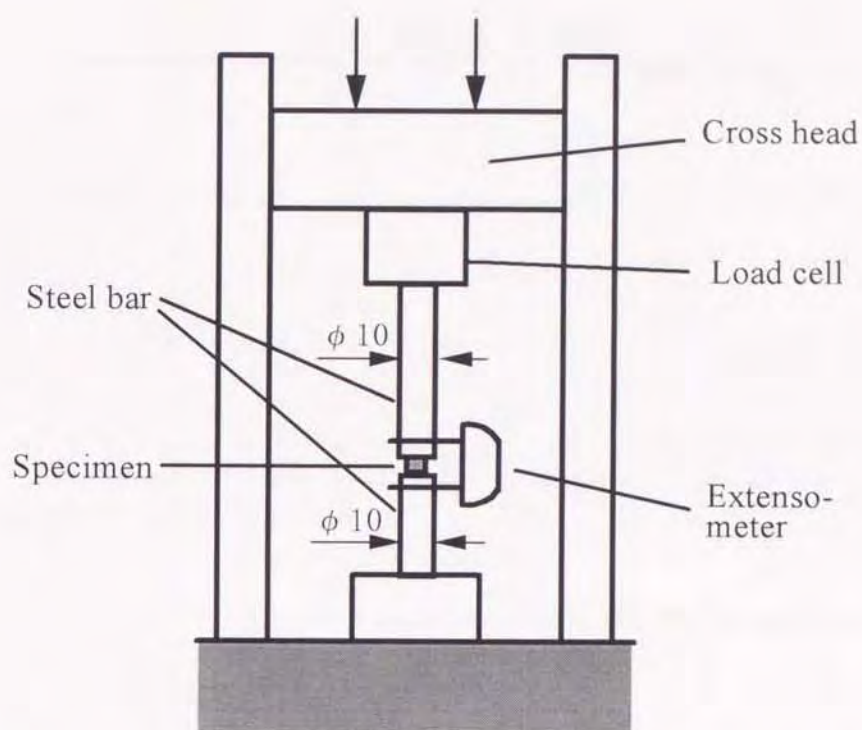


図6-2 準静的圧縮試験装置

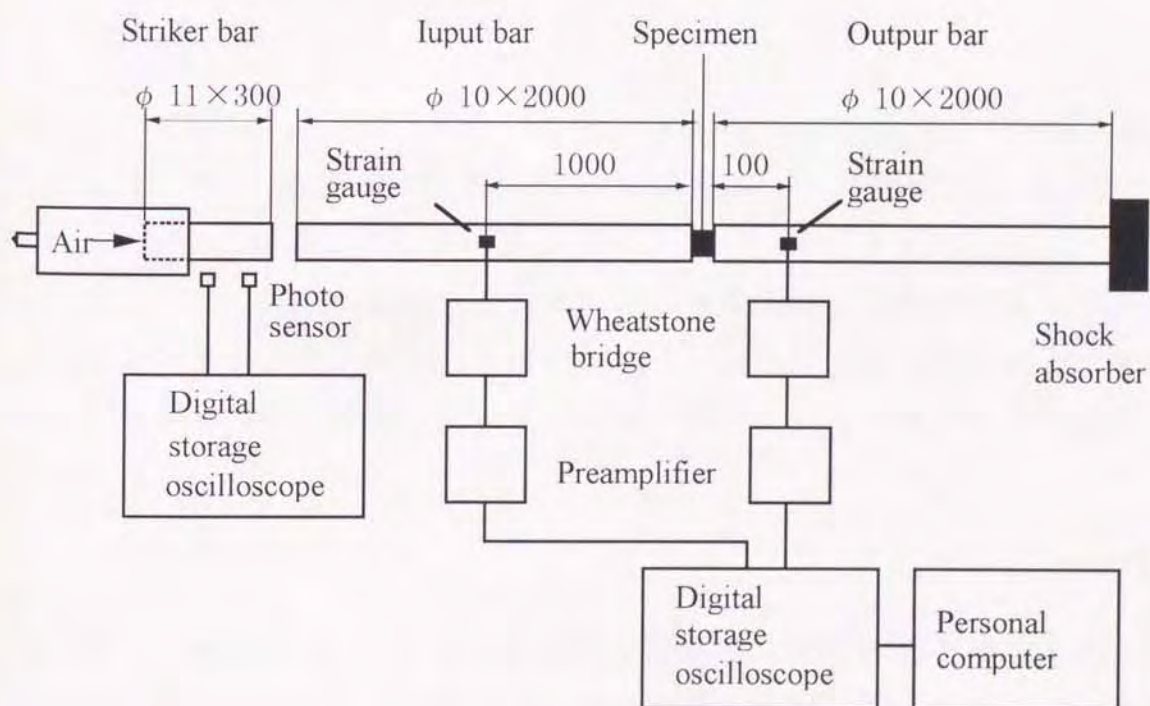


図6-3 ホプキンソン棒法衝撃圧縮試験装置

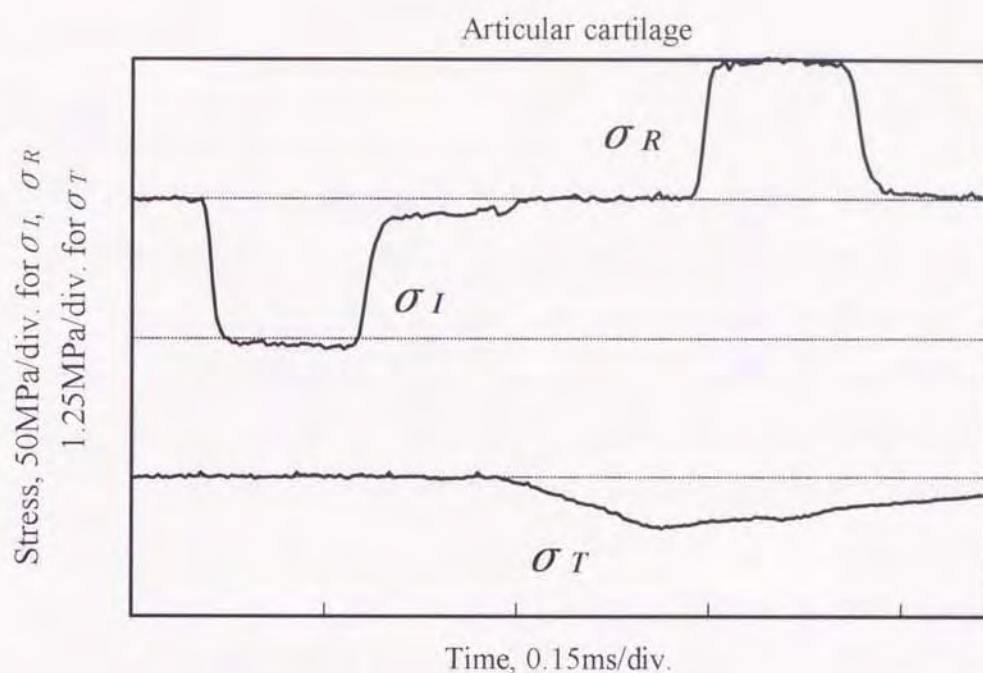


図6-4 応力波形の測定例

$$\sigma = \frac{A_0}{A} \sigma_T \quad (6-3)$$

ここで、 ρ_0 :入，出力棒の密度， A_0 :入，出力棒の断面積， c_0 :入，出力棒の弾性波伝播速度， t :時間， A :試験片の断面積， ℓ :試験片の長さ， σ_I :入射応力波， σ_T :透過応力波である。

本研究では，両圧縮試験とも負荷方向は軟骨表面から軟骨下骨に向かう方向に一致させた。また，圧縮負荷による間質水の損失量を評価する試みとして，実験の前後で試験片の重量を測定し，その減少比を次式で評価した。

$$\phi = \frac{w_0 - w}{w_0} \quad (6-4)$$

ここで， w_0 および w はそれぞれ実験前，実験後の試験片の重量である。以上の実験・測定は全て室温中（20℃）で行った。

6.2.2 結果

応力－ひずみ関係

図6-5に応力－ひずみ線図を示す．いずれのひずみ速度においても応力－ひずみ関係は非線形であり，ひずみが大きくなるに従って剛性が増している．また，ひずみ速度の上昇に伴い応力－ひずみ曲線は上側に位置する傾向がある．準静的応力－ひずみ線図には亀裂の発生によると思われる一時的な応力の低下（図中矢印）が見られるが，衝撃荷重下における応力－ひずみ線図では明瞭ではない．図6-6は10%ひずみ時において評価した接線弾性率とひずみ速度との関係である．接線弾性率はひずみ速度の上昇とともに大きくなっているが，高ひずみ速度域($6 \times 10^{-2} \sim 2300 \text{ s}^{-1}$)における接線弾性率の増加の程度は低ひずみ速度域($6 \times 10^{-4} \sim 6 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$)のそれに比べ減少している．

重量減少比

図6-7に重量減少比と圧縮負荷時の最大ひずみとの関係を各負荷速度毎に示した．高負荷速度域では重量減少比は低負荷速度域に比べて少ないことがわかる．また，ひずみの増加に伴う重量減少比の増加の割合は低負荷速度ほど大きくなる傾向が見られる．

アスペクト比と弾性率の関係

アスペクト比，すなわち試験片の長さ/直径比と10%ひずみ時における接線弾性率との関係を図6-8に示した．いずれの負荷速度においてもアスペクト比と接線弾性率とに明瞭な相関は認められない．

亀裂の様子

実験後の試験片の写真例を図6-9に示した．なお，コントラストを強調するため試験片を黒色インクにて着色した．低ひずみ速度域では試験片表面に数本の比較的長い亀裂が観察された．一方，衝撃荷重下では網目状の亀裂パターンが生じた．

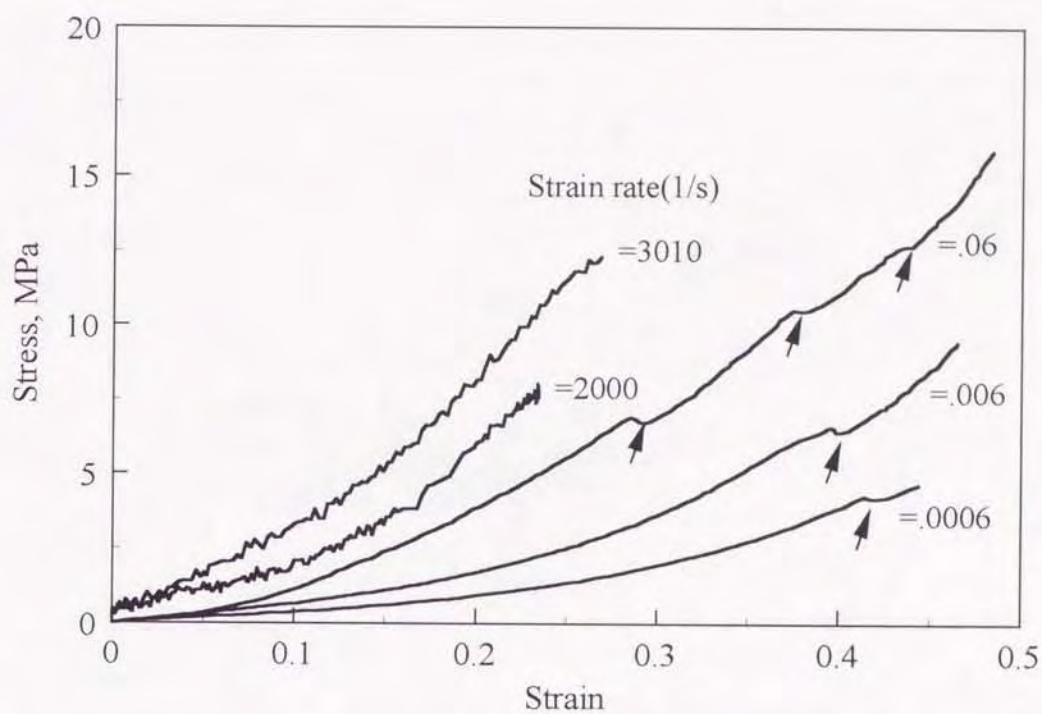


図6-5 応力-ひずみ線図

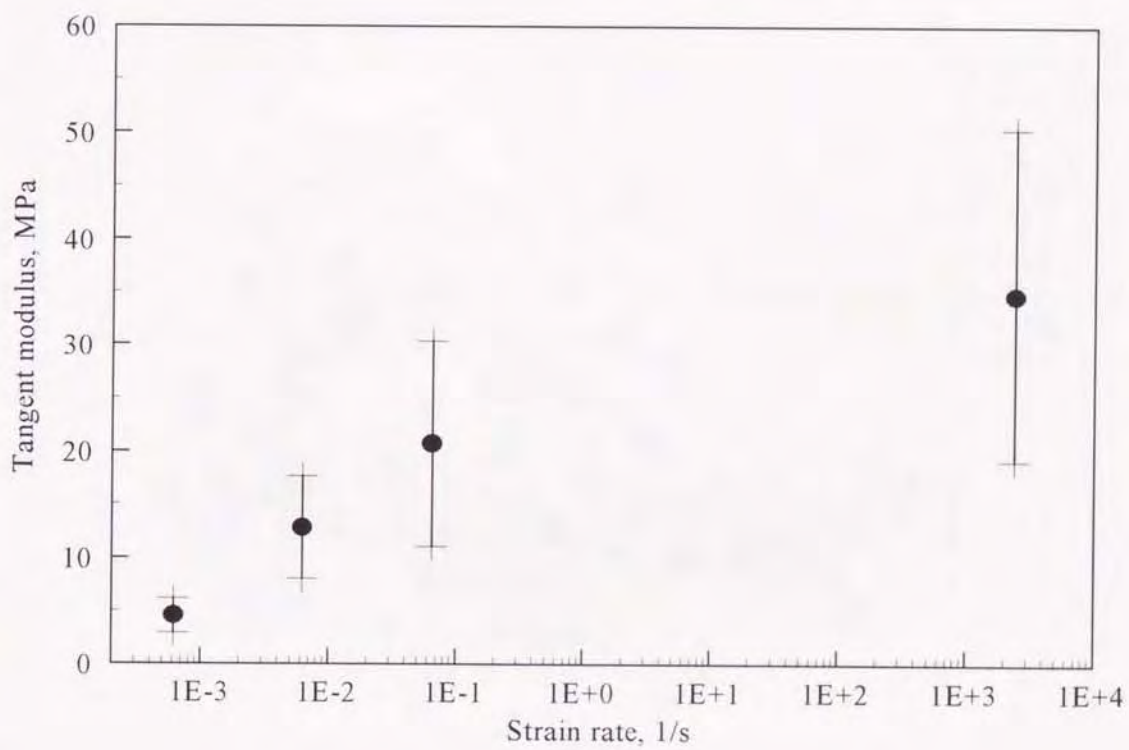


図6-6 接線弾性率とひずみ速度の関係

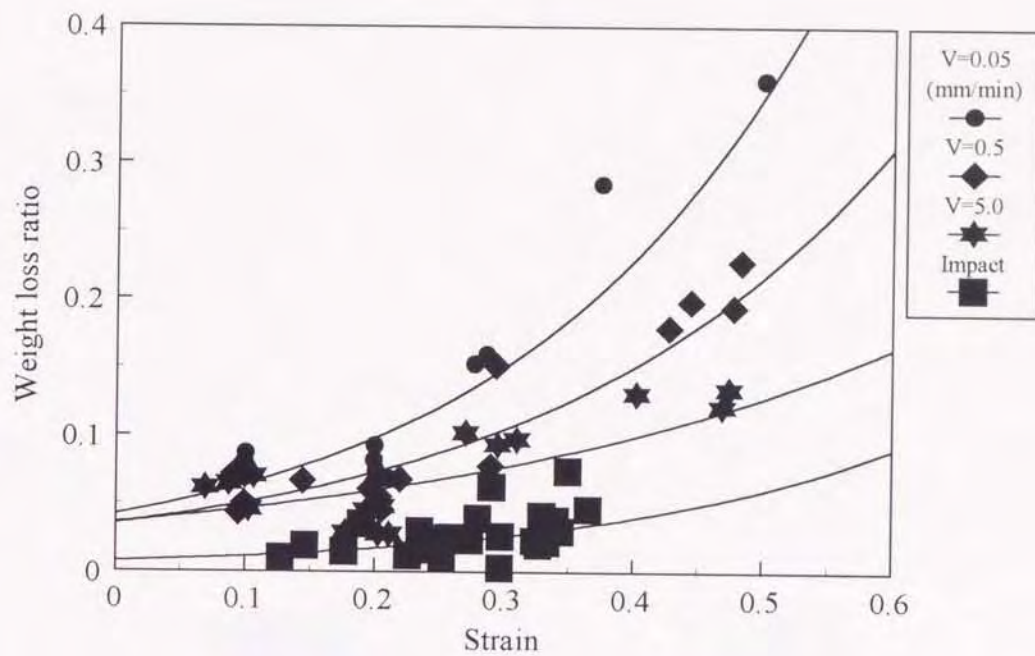


図6-7 重量減少比と負荷ひずみの関係

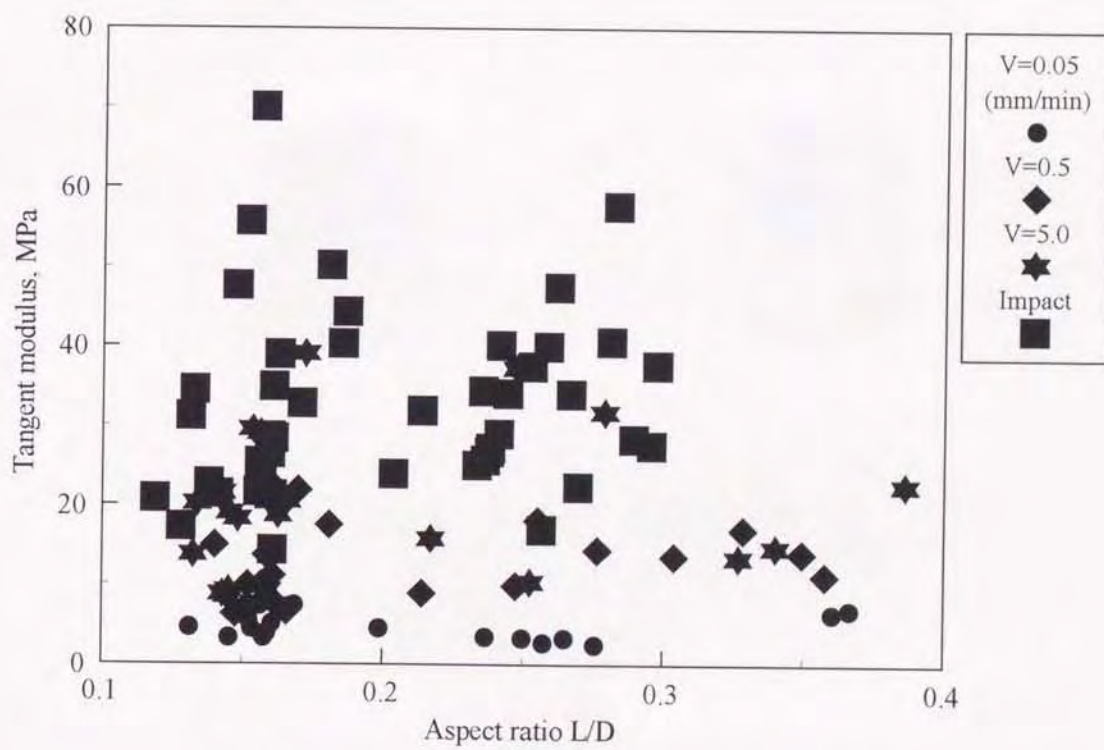


図6-8 接線弾性率とアスペクト比の関係



(a) $6 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$



(b) $6 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$



(c) $6 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$



(d) 2000 s^{-1}

図6-9 試験片の亀裂の様子

6.2.3 考察

ひずみ速度の増加に伴い接線弾性率が上昇することはRadinら⁽¹⁷²⁾, Laiら⁽¹⁸⁴⁾およびOloyedeら⁽¹⁹⁹⁾の報告と一致する. Radinらはひずみ速度 $0.0027 \sim 0.35 \text{ s}^{-1}$ の範囲でウシ関節軟骨の圧縮弾性率を求めているが, 例えばひずみ速度 0.05 s^{-1} , 10%ひずみでの弾性率は約23MPaであり, 本研究のひずみ速度 0.06 s^{-1} , 10%ひずみにおける接線弾性率20MPaと非常に近い値である. Oloyedeらはインデンテーション試験によりひずみ速度 $5 \times 10^{-5} \sim 10^3 \text{ s}^{-1}$ の範囲で圧縮弾性率を調べ, $5 \times 10^{-5} \sim 5 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$ の範囲では圧縮弾性率は急激に上昇するが, $5 \times 10^{-2} \sim 10^3 \text{ s}^{-1}$ では微増に留まったこと, および負荷速度によるインデント周辺ひずみ分布の変化から, 関節軟骨の変形挙動は低負荷速度域では圧密型であるが, 高負荷速度域では弾性体のそれに近くなると述べている. 本実験においても高ひずみ速度域($6 \times 10^{-2} \sim 2300 \text{ s}^{-1}$)における接線弾性率の増加の程度が低ひずみ速度域($6 \times 10^{-4} \sim 6 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$)のそれに比べ減少したことから, 負荷速度の上昇に伴い関節軟骨の変形機構に何らかの変化が生じたものと推察される.

準静的応力-ひずみ曲線に見られる一時的な応力の低下はき裂の発生によるものと考えられ, RepoとFinlay⁽¹⁹⁸⁾も同様の現象を報告している. 図6-9で示したように, 低ひずみ速度域では横方向の引張りにより発生したと思われる数本のき裂がほぼ平行に進展している様子が観察されたが, この亀裂の進展方向は関節軟骨の力学的異方性と関連しているものと思われる. すなわち関節軟骨におけるコラーゲン網目構造はその架橋の密度分布や関節表面に平行な層のコラーゲン-プロテオグリカン相互作用などにより方向特性を有する. 従ってこれに起因する力学的異方性により, 亀裂は横方向の引張りに対してより強度の低い方向に沿って進展するものと考えられる. 一方, 衝撃荷重下における亀裂の発生パターンは低ひずみ速度域のそれと異なり網目状であった. この要因として上述の負荷速度の上昇に伴う変形機構の変化等が考えられるが, 詳細については今後の検討課題である.

重量減少比すなわち間質水の滲出量がひずみ速度が高くなると減少していることは, 高ひずみ速度ほど間質水の流動が抑制されるとする

biphasic理論と一致する。また、アスペクト比と接線弾性率の間に相関が認められなかったことから、本研究で用いた用いた試験片寸法の範囲内では試験片端面と圧縮棒における摩擦の影響はほとんど無視できると思われる。

6.3 試験片側面拘束の有無による圧縮特性の差異

6.3.1 実験方法

試料

試料としてウシ大腿骨内側顆関節面の関節軟骨を用いた。同関節面より直径5mm、長さ約5mmの円柱を切り出し、付着している軟骨下骨をエメリー紙で研磨・除去して円板状の軟骨試験片を得た(図6-10)。試験片寸法は直径が5mm、厚さは個体差により1~1.5mmとなった。試験片作製中の試料には随時生理食塩水を滴下し、湿潤状態を維持した。本研究では1個体から4~5個の試験片を採取し、力学試験に供するまで-20℃の生理食塩水中で保存した。

力学試験

準静的圧縮試験をインストロン型万能試験機により試験片側面を拘束した場合と、拘束しない場合とについて行った。図6-11(a), (b)に試験装置の概略を示す。拘束圧縮試験の場合、鋼製のパイプの中に同材質の支持棒を入れ、その上に軟骨試験片を設置した。そして、支持棒と同一径の圧縮棒により負荷を与えた(同図(b))。拘束、非拘束圧縮試験とも、試験片上下の丸棒の相対変位を伸び計により測定し、それを試験片変位とした。負荷速度の影響を調べるためにクロスヘッド速度を0.05, 0.5および5.0mm/minとした。すべての実験は室温で(20℃)行った。

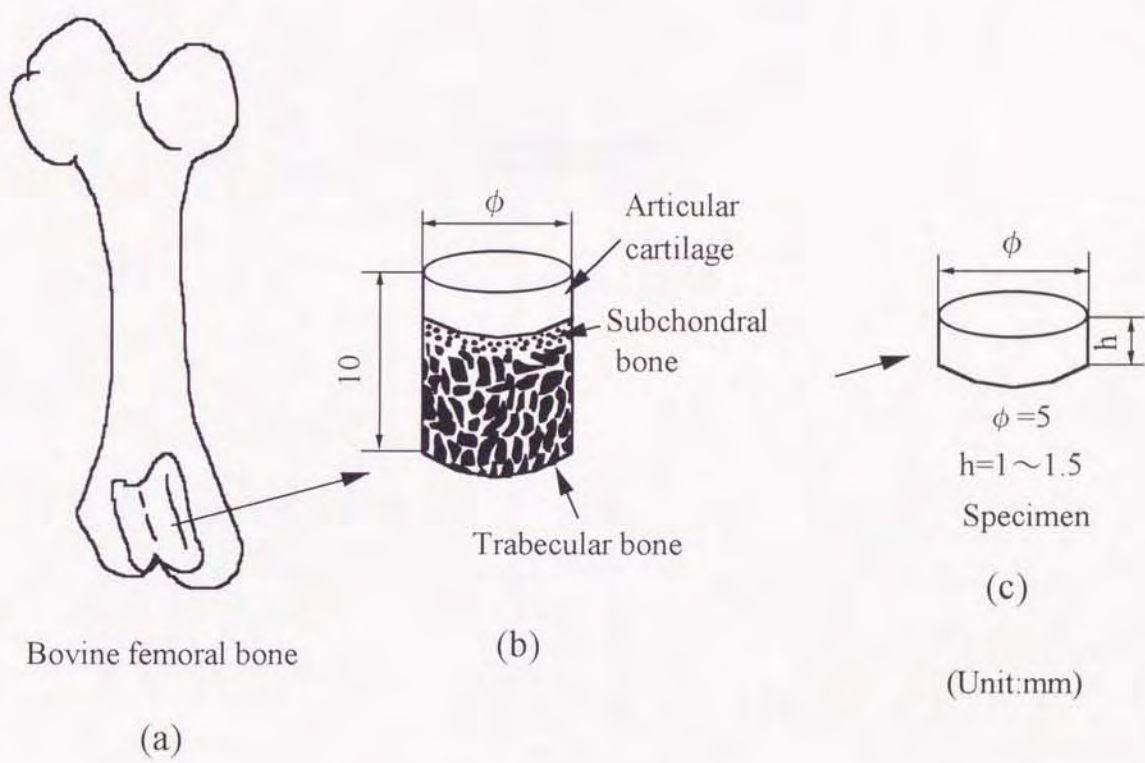
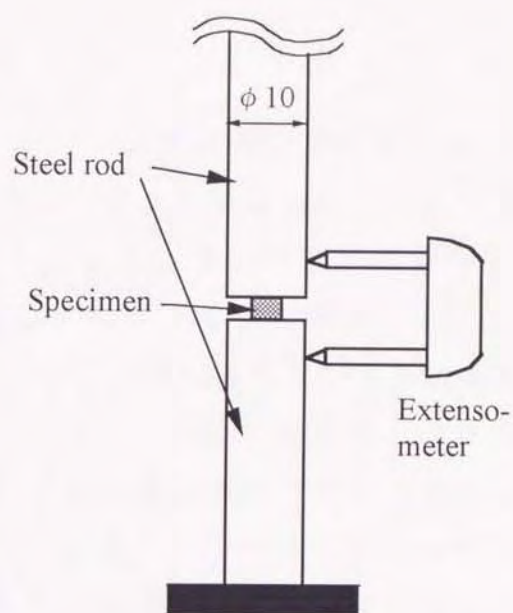
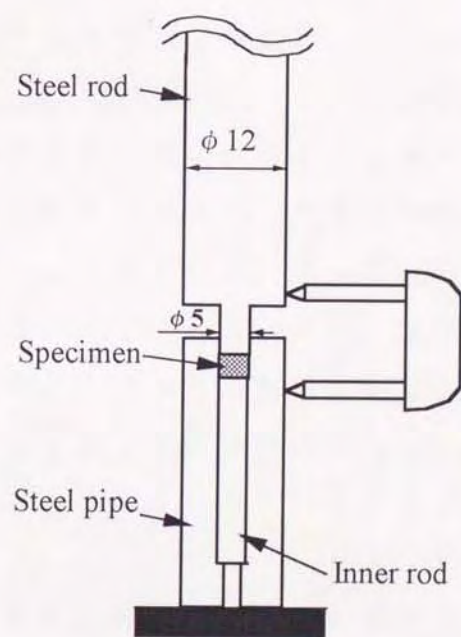


図6-10 試験片の採取手順



(a) 非拘束試験用



(b) 拘束試験用

図6-11 準静的圧縮試験装置

6.3.2 結果

応力－ひずみ特性

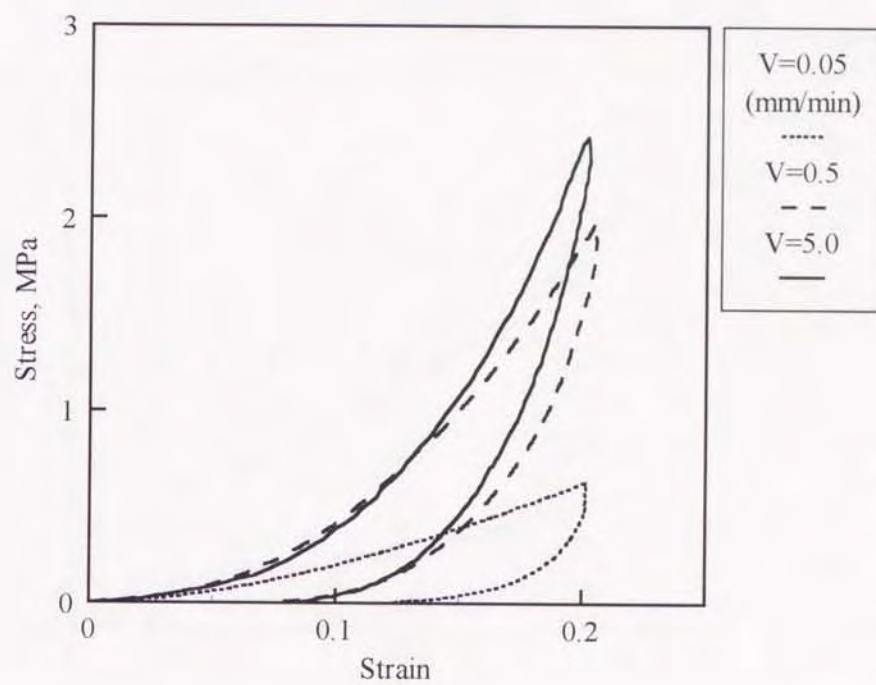
図6-12(a), (b)に応力－ひずみ線図の一例を示す．応力－ひずみ関係は拘束，非拘束いずれの場合も下に凸の非線形な特性を示し，クロスヘッド速度の上昇に従いより上側に位置する傾向を示した．図6-13(a), (b)および(c)は拘束の有無による接線弾性率とひずみとの関係をそれぞれクロスヘッド速度0.05, 0.5および5.0mm/minの場合において示したものである．また，図6-14(a), (b)は拘束および非拘束それぞれの場合について，接線弾性率とひずみとの関係に及ぼすクロスヘッド速度の影響を示したものである．クロスヘッド速度の上昇に伴う接線弾性率の増加の程度は全ひずみ範囲で拘束した場合の方が大きい．また，全ひずみ範囲でクロスヘッド速度の上昇に伴う接線弾性率の増加の割合は拘束した場合の方が大きい．

吸収エネルギー

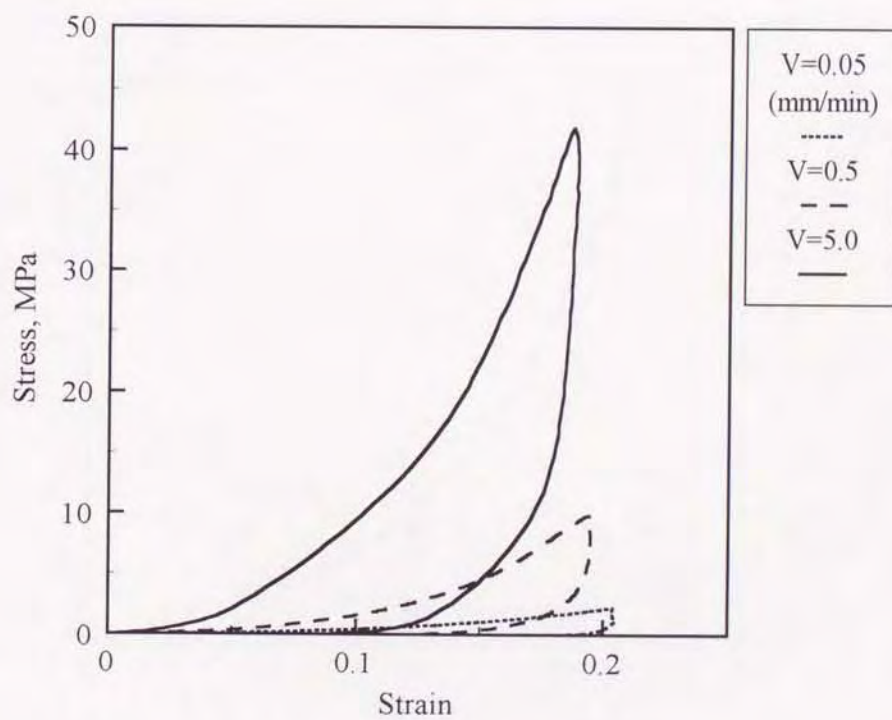
荷重－変位曲線の負荷過程と除荷過程に囲まれた部分の面積を吸収エネルギーとし，図6-15(a), (b)に吸収エネルギーと変位との関係を示した．非拘束の場合，変位の増加と共に吸収エネルギーも増加しているが，クロスヘッド速度の影響は顕著ではない．拘束した場合，吸収エネルギーはいずれの変位，クロスヘッド速度においても非拘束の場合より10倍程度大きい．クロスヘッド速度が0.05mm/minの時，吸収エネルギーは変位の増加と共に上昇しているが，クロスヘッド速度がこれより高くなると吸収エネルギーと変位との間に明瞭な相関は認められない．

重量減少比

圧縮負荷に伴う間質水の滲出量を評価する試みとして，圧縮試験の前後で試験片重量を測定し，それを試験前の試験片重量で除して重量減少比を求めた(式(6-4))．図6-16(a), (b)は吸収エネルギーと重量減少比の関係を示している．拘束の有無に依らず，重量減少比はクロスヘッド速度が上昇すると同一吸収エネルギーに対して低下する傾向が見られる．非拘

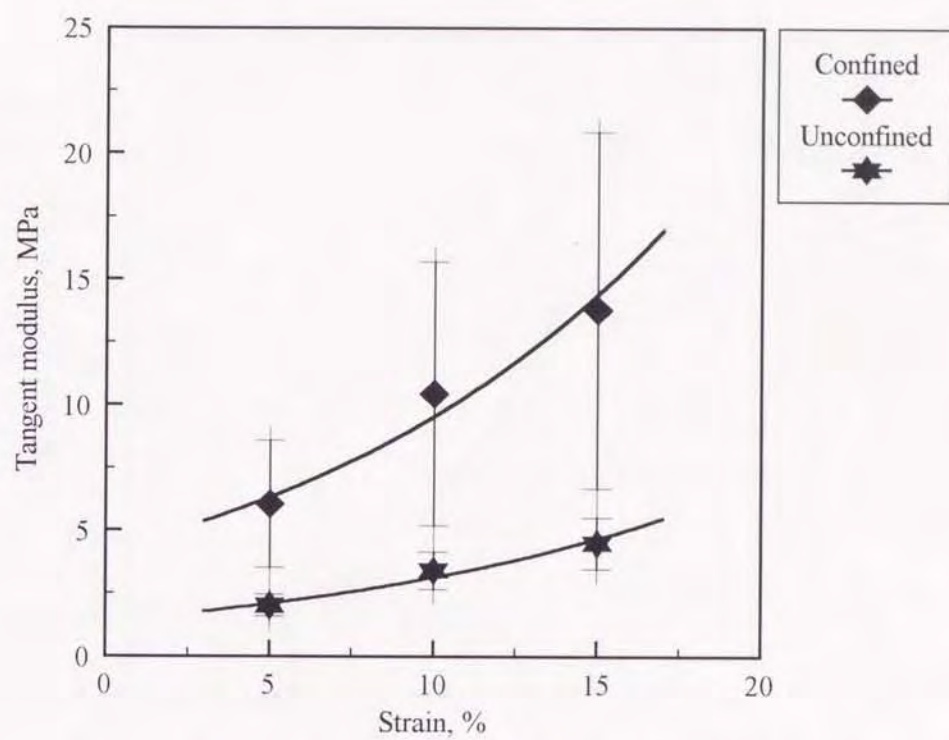


(a) 非拘束

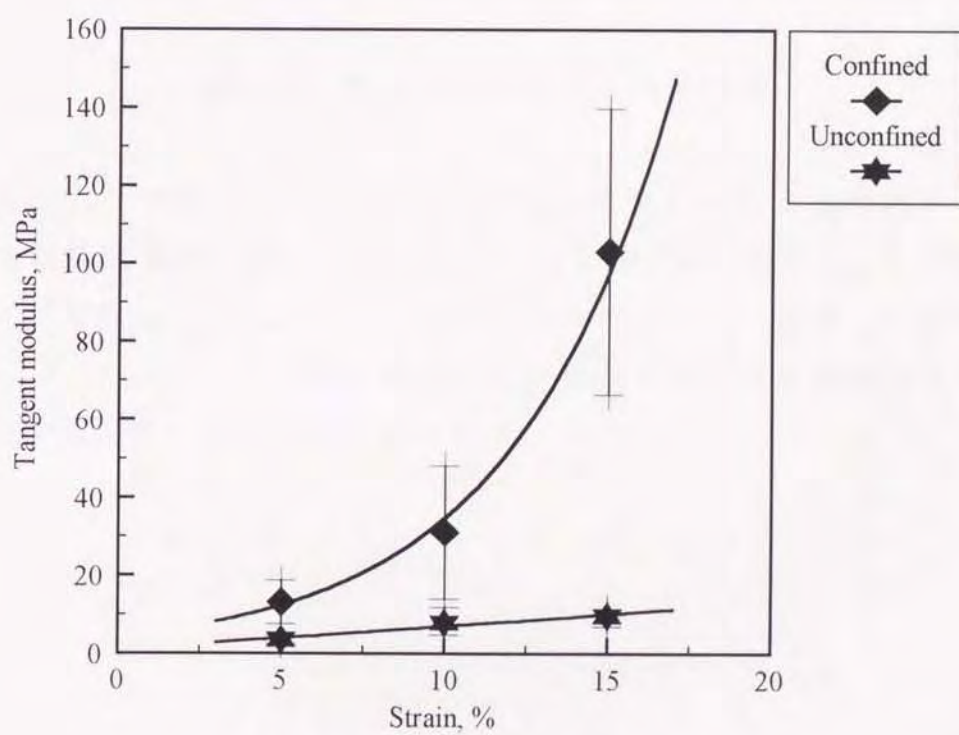


(b) 拘束

図6-12 応力-ひずみ線図

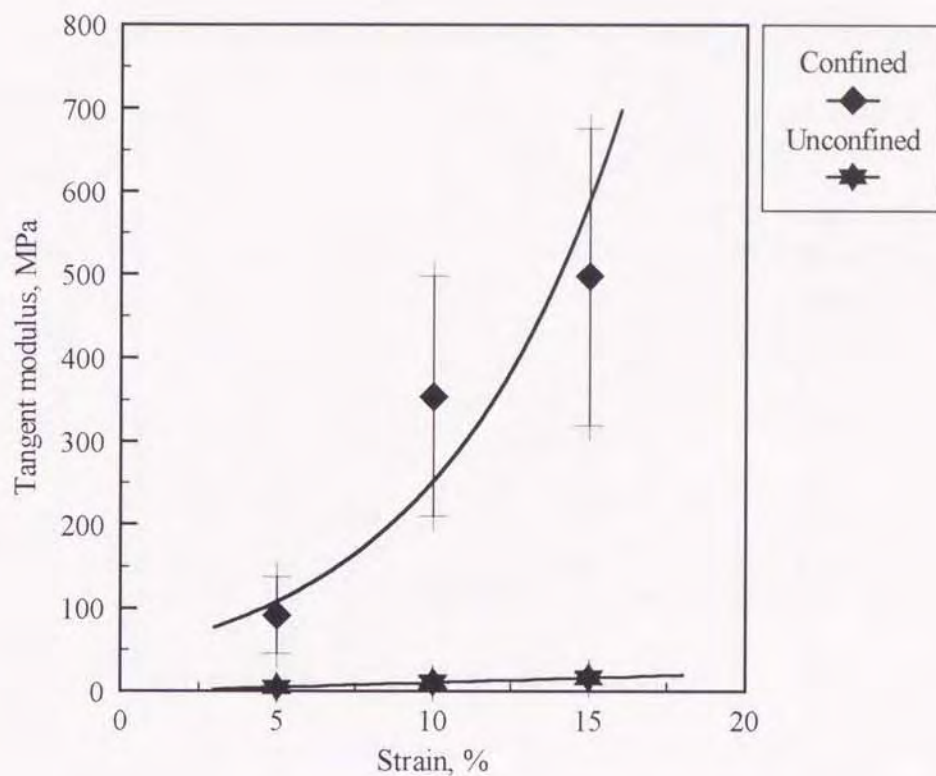


(a) クロスヘッド速度 0.05 mm/min



(b) クロスヘッド速度 0.5 mm/min

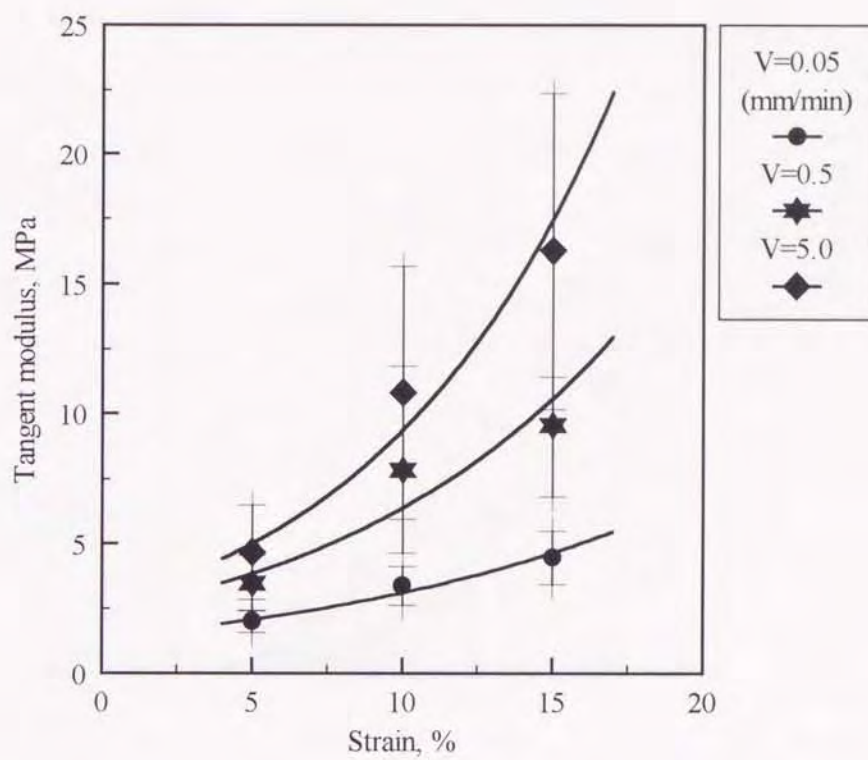
図6-13 接線弾性率とひずみの関係



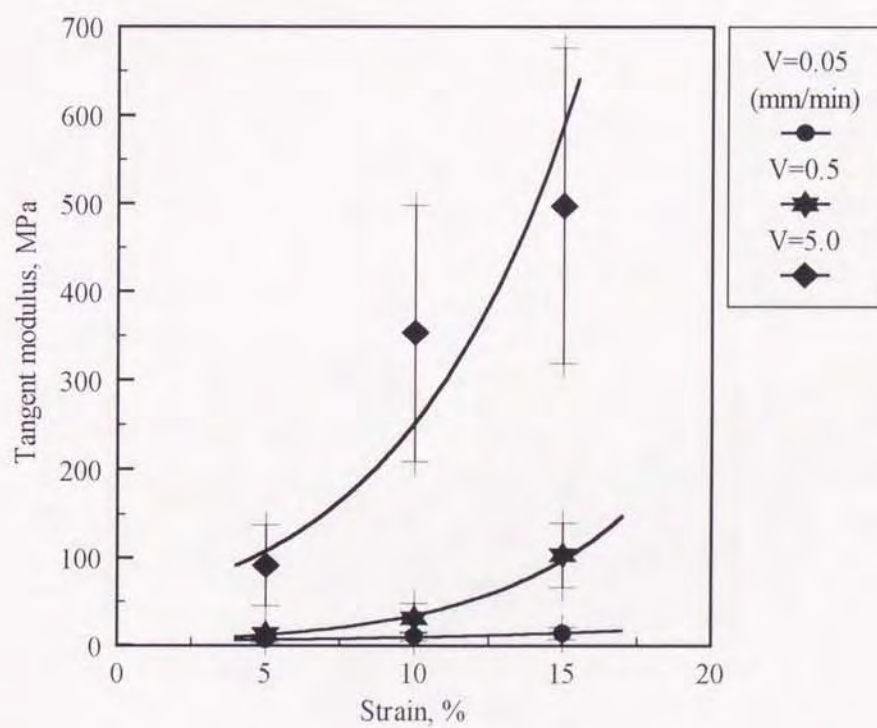
(c) クロスヘッド速度 5.0mm/min

図6-13 接線弾性率とひずみの関係

束の場合，クロスヘッド速度 5.0mm/min では重量減少比と吸収エネルギーの間に明瞭な相関は認められないが，0.05 および 0.5mm/min では吸収エネルギーは重量減少比に比例して増加している．一方，拘束した場合には，いずれのクロスヘッド速度においても吸収エネルギーは重量減少比に対して一定か減少する傾向が見られる．

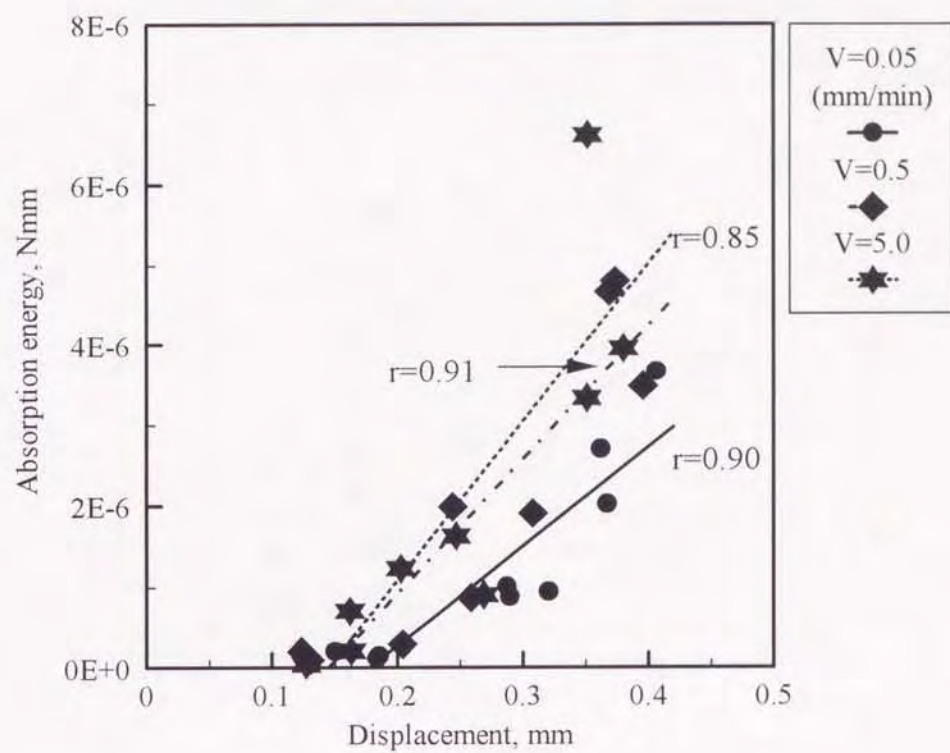


(a) 非拘束

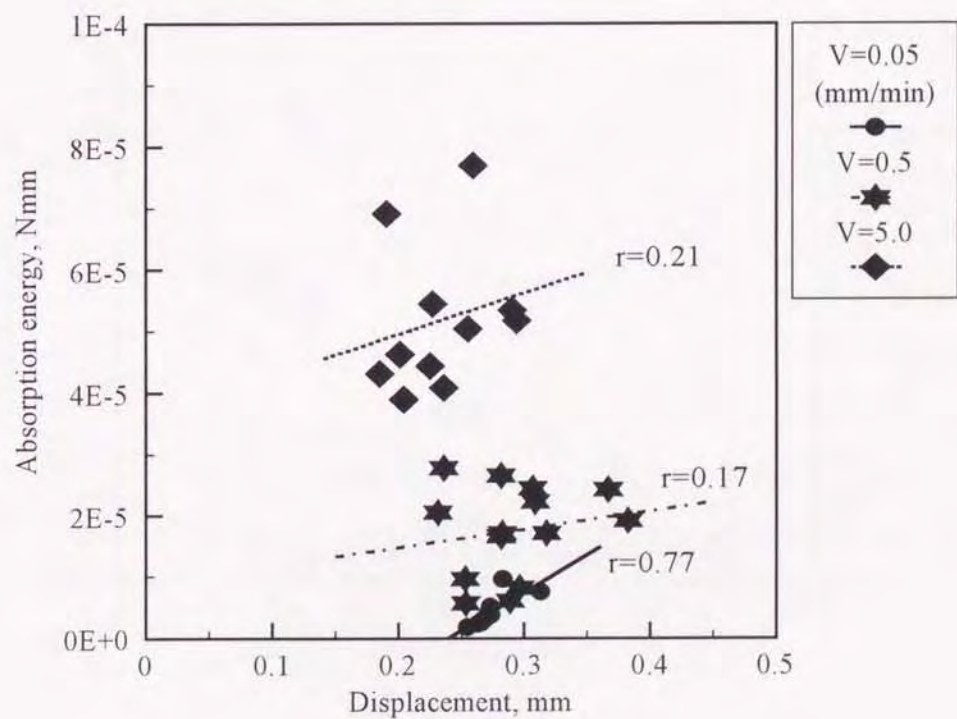


(b) 拘束

図6-14 接線弾性率とひずみの関係

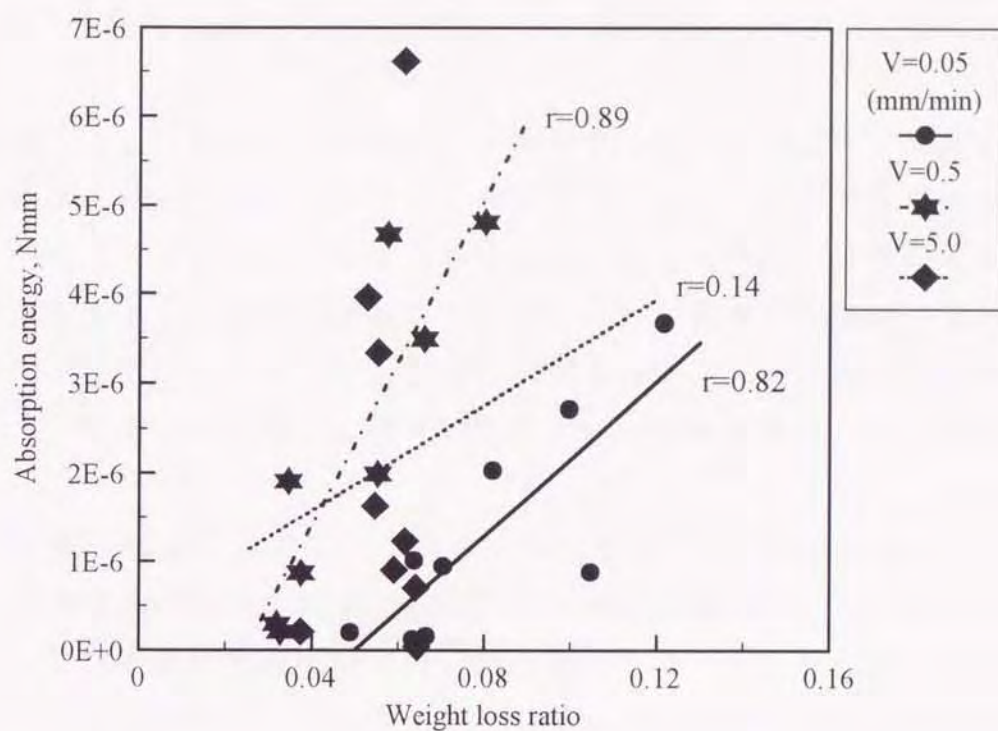


(a) 非拘束

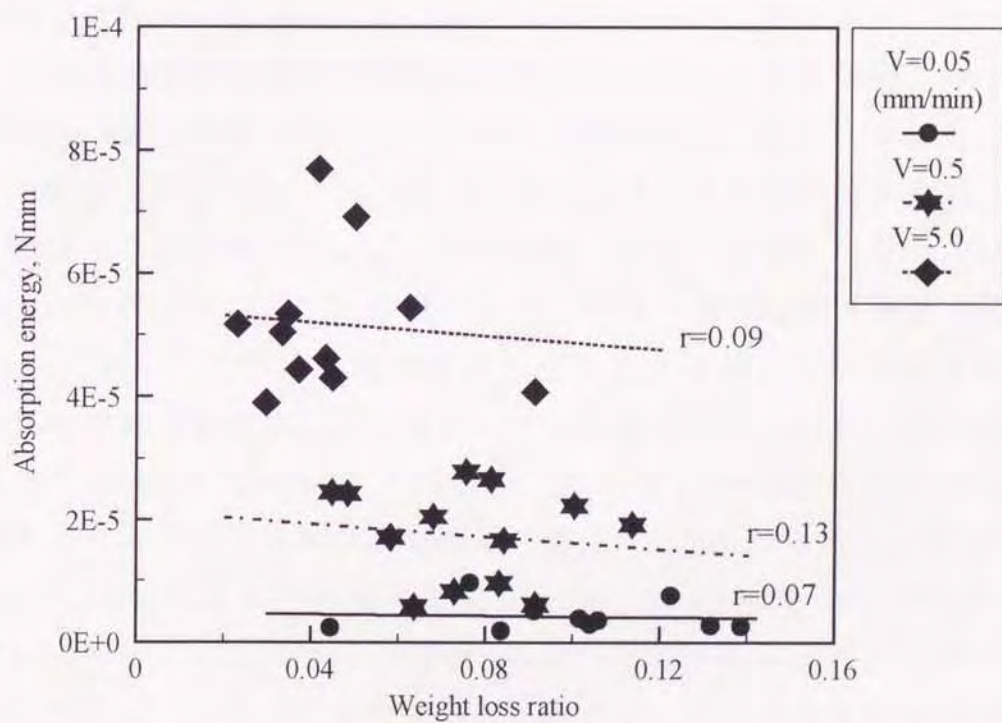


(b) 拘束

図6-15 吸収エネルギーと変位の関係



(a) 非拘束



(b) 拘束

図6-16 吸収エネルギーと重量減少比の関係

6.3.3 考察

クロスヘッド速度の上昇に伴う接線弾性率の増加の程度が拘束した場合の方が大きいことと、拘束時と非拘束時における接線弾性率の差がクロスヘッド速度の上昇とともに増大していることから、拘束により粘性の効果が大きくなるものと推察される。これは拘束した場合の方が吸収エネルギーが大きいこと、および非拘束の場合には見られなかった吸収エネルギーの負荷速度依存性が拘束した場合には認められることと対応している。

非拘束の場合においてクロスヘッド速度が0.05および0.5mm/minの時に重量減少比の増加に伴って吸収エネルギーが増加したことから、試験片内部における間質水の流動に要した仕事によりエネルギーの損失を招いたと考えられる。また、クロスヘッド速度が5.0mm/minの時、重量減少比と吸収エネルギーの間に相関が認められないことから、負荷速度がある程度高くなるとエネルギーの損失は間質水の流動だけでなく、コラーゲンなど固体相の粘性効果が寄与する部分も大きくなると思われる。

一方、拘束した場合では試験片は密封されているため圧縮試験中の間質水の滲み出しは起こらないはずである。しかしながら、本実験では圧縮棒と拘束用パイプとの間の非常に僅かではあるが隙間が存在し、そこから間質水が滲み出したものと思われる。従って拘束時における吸収エネルギー機構と重量減少比の関連性については今後更に検討を要する。

HayesとMockros⁽²⁴⁸⁾は体積弾性率を測定する目的で、ヒト関節軟骨に対し試験片側面を拘束して圧縮クリープ試験を行い、負荷1秒後の体積弾性率を25MPaと報告した。HoriとMockros⁽¹⁶³⁾は本実験と同様の拘束圧縮試験から、ヒト関節軟骨の体積弾性率が43.6MPaであることを示した。HoriとMockrosの実験では負荷速度が明示されていないが、両報告とも本実験におけるクロスヘッド速度0.5mm/min時の結果と類似している。しかしながら、接線弾性率および吸収エネルギーの負荷速度依存性が特に拘束した場合において顕著であることから、単一の負荷速度条件下だけで関節軟骨の力学的特性を評価することは好ましくないといえる。また、本実験の拘束条件では間質水の流動が生体内に比べ極端に制限されてい

るため、得られた力学的特性は生体内のそれより過大評価されている可能性がある。

6.4 結言

ウシ関節軟骨に対して準静的圧縮試験とホプキンソン棒法による衝撃圧縮試験を実施して応力-ひずみ関係、間質水の滲出量および破壊挙動に及ぼすひずみ速度の影響を調べた。また、ウシ関節軟骨の圧縮試験を試験片側面を拘束および拘束せずに行って拘束の有無による接線弾性率および吸収エネルギーの差異について検討し、さらにこれらの特性に及ぼす負荷速度の影響を調べた。それらの結果、以下のことが明らかとなった。

1. 接線弾性率は低ひずみ速度域ではひずみ速度の上昇に伴い急激に増加するが、高ひずみ速度域における増加の割合は低ひずみ速度域のそれにより低下した。
2. 準静的荷重下では互いにほぼ平行な数本の亀裂が発生したが、衝撃荷重下では網目状の亀裂パターンが生じた。
3. 接線弾性率および吸収エネルギーは試験片側面拘束により大幅に上昇した。
4. 非拘束の場合、吸収エネルギーはクロスヘッド速度に依存しないが、拘束した場合ではクロスヘッド速度の上昇に伴い吸収エネルギーも増加した。
5. 接線弾性率は拘束の有無に拘わらずクロスヘッド速度の上昇に伴い増加した。

第7章 結 論

骨は体重を支え、運動に際して力の伝達を行う。そして、周囲の力学的環境に適応してその形態や構造を変化させ、巨視的には異方性粘弾性体として振る舞う。また、骨に作用する荷重は動的もしくは衝撃的であり、これらが過大であれば骨の損傷や骨折に至る。従って、任意の外力に対する骨の応力ひずみ状態を解析するためにはひずみ速度を考慮した動的構成関係式の確立が不可欠である。

本論文は骨の動力学的特性を調べ、それを記述できる力学モデルを提示することを目的とした。第1章では、本研究の背景および意義についてバイオメカニクスの観点より論述した他、本論文の目的と構成を述べた。第2章では先ず骨の形態、組織構造および組成について簡説した後、本研究で対象とした緻密骨、海綿骨および関節軟骨についてそれぞれの力学的特性に関する従来の研究を概覧した。緻密骨は層板構造を有する緻密な硬組織であり、成長とともに一次骨(plexiform bone)からオステオンを基本単位とする二次骨(Haversian bone)へ置換される。海綿骨は骨梁と呼ばれる棘状、梁状の骨質から構成され、長管骨の骨端内部や椎体内部などに存在し、骨梁の間の小腔は骨髄で満たされている。緻密骨と海綿骨はハイドロキシアパタイトを主とする無機成分、コラーゲンを主とする有機成分の他若干の水分によりなる。関節軟骨は関節表面を覆う滑らかな結合組織であり、コラーゲン繊維、プロテオグリカン分子などの固体相と間質水等の液相により構成され、無機質はほとんど存在しない。

また、それら骨の動力学的特性については準静的な場合と比較して研究例も少なく、いまだ十分解明されていない。第3章では、本研究で用いたホプキンソン棒法衝撃試験について詳しく述べた。ホプキンソン棒法衝撃試験は試験機内の波動伝播を考慮に入れた試験法であり、動的構成関係を実用上十分な精度で測定可能であることを示した。次に、本研究で開発したホプキンソン棒衝撃試験法を利用した4つの粘弾性特性同定法とそれぞれ有効性について検討した。すなわち、(1)試験片を適当な線形粘弾性モデルと想定してホプキンソン棒内における粘弾性波動を解析し、得られた理論透過応力波形と実測波形との誤差が非線型最小2乗法により最小となるように線形粘弾性モデル中の未知定数を推定す

る方法, (2)ホプキンソン棒法衝撃 3 点曲げ試験により得られる試験片の透過荷重波形と, 試験片を線形粘弾性体と仮定し, 粘弾性はりの衝撃応答を解析して算出される理論透過荷重波形から粘弾性特性を同定する方法, (3)ホプキンソン棒法から得られる試験片の応力-時間とひずみ-時間関係から応力緩和ならびにクリープ関数を算出し, これらの関数に基づき線形粘弾性モデルを同定する方法, (4)ホプキンソン棒法により算出される試験片の動的応力-ひずみ関係と, 適当な非線形粘弾性モデルを想定して得られる理論-応力ひずみ関係に対し非線型最小二乗法を用いて同モデル中の未知定数値を推定する方法について述べ, いずれの同定法においても PMMA を用いた実験および数値シミュレーションによりそれぞれの有効性を示した。

第 4 章は緻密骨の粘弾性特性に及ぼす試験片採取方位と温度の影響を調べることを目的とした。ウシ大腿骨の plexiform bone と Haversian bone およびヒト脛骨 Haversian bone から採取した円柱状試験片に対し, ホプキンソン棒法衝撃圧縮試験を行って粘弾性特性を同定し, ウシ plexiform bone の力学的挙動は 3 要素標準線形固体モデル, 同 Haversian bone は非線型バネと非線型ダッシュポットの並列結合モデルで記述可能であり, 両緻密骨とも骨軸方向で剛性が高くかつ衝撃吸収能に優れた合目的構造を有することを示した。一方, ヒト脛骨 Haversian bone については骨軸方向は 3 要素標準線形固体モデル, 半径軸方向は非線型バネと非線型ダッシュポットの並列結合モデル粘弾性特性が適用可能であり, 剛性は骨軸方向で高いこと, ウシ大腿骨 Haversian bone との力学的類似性は高いことを示した。次に, 粘弾性特性の温度依存性について調べるため, 8°C から 70°C の温度範囲でウシの plexiform bone と Haversian bone から採取した角柱状試験片に対しホプキンソン棒法衝撃 3 点曲げ試験を行った。粘弾性モデルとして両緻密骨に 3 要素標準線形固体モデルを適用した結果, 試験片採取方向によらず plexiform bone, Haversian bone とともに弾性スチフネス E_1 , E_2 の温度による変化は小さいが, η の温度による変動は大きいことを示した。破断荷重については Plexiform bone は温度の上昇に伴い若干の上昇傾向を示すが, Haversian bone のそれは温度の影響をほとんど受けないこと, 両緻密骨とも骨軸方向の方が接線方向に比べて大きいことを示した。

第 5 章では、ウシ海綿骨に対して準静的圧縮試験とホプキンソン棒法による衝撃圧縮試験を行って広範囲のひずみ速度における応力-ひずみ関係を求め、剛性および極限応力に及ぼすひずみ速度および見掛けの密度の影響について調べた。その結果、剛性と極限応力は見掛けの密度およびひずみ速度が大きくなると上昇することを示した。さらに、海綿骨の粘弾性特性を評価するため、ホプキンソン棒法により測定される試料の応力-時間およびひずみ-時間関係から応力緩和関数ならびにクリープ関数を求め、見掛けの密度による緩和時間、遅延時間の変化に一定の傾向は見られないことを示した。さらに、両関数に基づき海綿骨の動力学的挙動を表現できる粘弾性モデルとして 3 要素標準線形固体モデルが適用可能であることを示すとともに、粘弾性特性に及ぼす介在液性成分の影響はほとんど認められないことを明らかにした。

第 6 章は関節軟骨の圧縮特性に関するものである。先ずウシ関節軟骨に対して準静的圧縮試験とホプキンソン棒法による衝撃圧縮試験を実施して応力-ひずみ関係、間質水の滲出量および破壊挙動に及ぼすひずみ速度の影響を調べた。そして、接線弾性率は低ひずみ速度域ではひずみ速度の上昇に伴い急激に増加するが、高ひずみ速度域における増加の割合は低ひずみ速度域のそれにより低下すること、準静的荷重下では試験片表面に互いにほぼ平行な数本の亀裂が発生したが、衝撃荷重下では網目状の亀裂パターンが生じることを示した。次いで同じくウシ関節軟骨の圧縮試験を、種々の負荷速度において試験片側面を拘束および拘束しない場合について実施した結果、(1)接線弾性率および吸収エネルギーは試験片側面拘束により大幅に上昇する、(2)非拘束の場合、吸収エネルギーは負荷速度に依存しないが、拘束した場合では負荷速度の上昇に伴い吸収エネルギーも増加する、(3)接線弾性率は拘束の有無に拘わらず負荷速度の上昇に伴い増加することを明らかにした。

以上、述べてきたように、本研究により広範囲のひずみ速度下における骨の力学的挙動が明らかになるとともに、それを記述できる粘弾性モデルが提示された。これにより、例えば有限要素法などによる骨格系の応力-ひずみ解析において、より実際に即した結果が得られるものと期待される。

本研究では主に圧縮荷重を考慮したが、今後、更に引張りやねじり負荷時における動力学的挙動も評価し、提示した粘弾性モデルの妥当性を検証したいと考えている。

文 献

- (1) Dorr LD, Arnala I, Faugere M-C, Malluche HH, Five-year postoperative results of cemented femoral arthroplasty in patients with systemic bone disease, *Clinical Orthop. Related Res.*, 1990, 259, 114-121.
- (2) Finlay JB, Bourne RB, Kraemer WJ, Moroz TK, Stiffness of bone underlying the tibial plateaus of osteoarthritic and normal knees, *Clinical Orthop. Related Res.*, 1989, 247, 193-201.
- (3) Orr TE, Carter DR, Schurman DJ, Stress analysis of glenoid component designs, *Clinical Orthop. Related Res.*, 1988, 232, 217-224.
- (4) Horowitz SM, Doty SB, Lane JM, Burstein AH, Studies of the mechanism by which the mechanical failure of polymethylmethacrylate leads to bone resorption, *J. Bone and Joint Surg.*, 1993, 75-A, 6, 802-813.
- (5) 須田立雄, 小澤英浩, 高橋栄明, 骨の科学, 医歯薬出版, 1990.
- (6) Kyle RF, Cabanela ME, Russel TA, Swiontkowski MF, Winkquist RA, Zuckerman JD, Schmidt AH, Koval KJ, Fractures of the proximal part of the femur, *J. bone and Joint Surg.*, 1991, 76-A, 6, 924-950.
- (7) 島津晃, 浅田莞爾編, バイオメカニクスよりみた整形外科, 金原出版, 1988.
- (8) 廣畑和志, 栗原章編, 整形外科ハンドブック, 南江堂, 1983.
- (9) Wolff J, *Das Gesetz der Transformation der Knochen*, Hirschwald, Berlin, 1892.
- (10) Roux W, *Der Kampf der Theile im Organismus*, Engelmann, Leipzig, 1881.
- (11) Pauwels F, Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung, 1979, *Z Orthop.*, 111, 681-705.
- (12) Kummer B, The so-called Wolff's law and the adaptation of bone to micro-gravity, Bone mineralization workshop, Brussels 1984, 1984, ESA SP-203.
- (13) Cowin SC and Hegedus DM, Bone remodeling I : A theory of adaptative elasticity, *J. Biomech.*, 1976, 6, 313-325.
- (14) Frhire DP, Carter DR, A unifying principle relating stress to trabecular bone morphology, *J. Orthop. Res.*, 1986, 4, 304-317.

- (15) Lanyon LE, Functional strain as a determinant for bone remodeling, *Calcified Tissue Int.*, 1984, 36, S56-S61.
- (16) Frost, HM, The laws of bone structure, Charles C. Thomas, Springfield IL, 1964.
- (17) Carter DR, Hayes WC, Bone compressive strength: The influence of density and strain rate, *Science*, 1976, 194, 1174-1176.
- (18) Martine RB, Burr DB, A hypothetical mechanism for the stimulation of osteonal remodeling by fatigue damage, *J.Biomech*, 1982, 15, 137-139.
- (19) Firoozbakhsh K, Cowin SC, An analytical model of Pauwels' fracture adaptation mechanism in bone, *ASME J.Biomech.Engng*, 1981, 103, 247-252.
- (20) Huiskes R, Weinans H, Grootenboer HJ, Dalstra M, Fudala B, Slooff TJ, Adaptive bone remodeling theory applied to prosthetic-design analysis, *J.Biomech*, 1987, 20, 1135-1150.
- (21) Cowin, SC et al., Implementation of strain rate as a bone remodeling stimulus, *Abstracts of 2nd World Cong.Biomech*, Vol. II, 1994, pp56.
- (22) Bourret LA, Rodan GA, Inhibition of cAMP accumulation in epiphyseal cartilage cells exposed to physiological pressure, *Calcified Tissue Res*, 1976, 21, 431-436.
- (23) Klein-Nulend J, Veldhuijzen JP, Burger EH, Increased calcification of growth plate cartilage as a result of compressive force in vitro, *Arthritis and Rheumatism*, 1986, 29-8, 1002-1009.
- (24) Rodan GA, Mensi T, Harvey A, A quantitative method for the application of compressive forces to bone in tissue culture, *Calcified Tissue Res.*, 1975, 18, 125-131.
- (25) Meikle MC, Reynolds JJ, Sellers A, Dingle JT, Rabbit cranial sutures in vitro. A new experimental model for studying the response of fibrous joints to mechanical stress, *Calcified Tissue Int*, 1979, 28, 137-144.
- (26) Maede JB, Cowin SC, Klawitter JJ, Van Buskirk WC, Skinner HB, Bone remodeling due to continuously applied loads, *Calcified Tissue Int.*, 1984, 36, S25-S30.
- (27) Rubin CT, Lanyon LE, Osteoregulatory nature of mechanical stimuli: Function as a determinant for adaptive bone remodeling, *J.Orthop.Res*, 1987, 5,

300-310.

- (28) Sachs F, Mechanical transduction in biological systems, CRC Clinical Reviews in Biomedical Engng., 1988, 16, 141-169.
- (29) Cowin SC, Moss-Salentijn L, Moss ML, Candidates for the mechanosensory system in bone, ASME J.Biomech.Engng, 1991, 113, 191-197.
- (30) Fung, YC, Biomechanics :Mechanical properties of living tissues-2nd edition, Springer-Verlag, 1993, 11-12.
- (31) Evans FG, Mechanical properties of bone, Charles C. Thomas, Springfield, IL, 1973.
- (32) Yamada H, Strength of biological materials, Williams and Wilkins, Baltimore, 1970.
- (33) 藤田恒太郎, 人体解剖学, 南江堂, 1978, 23-98.
- (34) Lang SB, Elastic coefficients of animal bone, Science, 1969, 165, 287-288.
- (35) Lang SB, Ultrasonic method for measuring elastic coefficients of bone and results on fresh and dried bovine bones, IEEE Trans.Biomed.Engng BME, 1970, 17, 101-105.
- (36) Reilly DT, Burstein AH, The elastic and ultimate properties of compact bone tissue, J.Biomech, 1975, 8, 393-405.
- (37) 国尾 武, 固体力学の基礎, 培風館, 1977, 54-77.
- (38) Van Buskirk WC, Cowin SC, Ward RN, Ultrasonic measurement of orthotropic elastic constants of bovine femoral bone, ASME J.Biomech.Engng, 1981 103, 67-72.
- (39) Ashman RB, Cowin SC, Van Buskirk WC, Rice JC, A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone, J.Biomech, 1984, 17, 349-361.
- (40) 立石哲也, 白崎芳雄, ち密骨の粘弾性と強度, 日本機械学会論文集 A編, 1980, 46, 97-106.
- (41) 小川公平, 木村賛, 石山□夫, ヒト脛骨の方向依存性, 日本複合材料学会誌, 1977, 3,1, 32-37.
- (42) Bonfield W, Grynblas MD, Anisotropy of the Young's modulus of bone, Nature, 1977, 270, 453-454.
- (43) Katz JL, Anisotropy of Young's modulus of bone, Nature, 1980, 283, 3,

106-107.

- (44) Wagner HD, Weiner S, On the relationship between the microstructure of bone and its mechanical stiffness, *J.Biomech*, 1992, 25, 1311-1320.
- (45) 立石哲也, 白崎芳夫, 木下好司, 立石和雄, ち密骨の衝撃圧縮特性, 日本機械学会論文集 A 編, 1980, 46, 404, 438-448.
- (46) Berme N, Mengi Y, Inger E, Determination of the transverse elastic coefficient of bone, *J.Biomech*, 1977, 10, 643-649.
- (47) Yoon HS, Katz JL, Ultrasonic wave propagation in human cortical bone - I. Theoretical considerations for hexagonal symmetry, *J.Biomech*, 1976, 9, 407-412.
- (48) Cowin SC, Mehrabadi MM, Identification of the elastic symmetry of bone and other materials, *J.Biomech*, 1989, 22, 503-515.
- (49) Carter DR, Anisotropic analysis of strain rosette information from cortical bone, *J.Biomech*, 1978, 11, 199-202.
- (50) McElhaney JH, Dynamic response of bone and muscle tissue, *J.Appl.Physiol*, 1966, 21, 1231-1236.
- (51) Curry JD, The effect of strain rate, reconstruction and mineral content on some mechanical properties of bovine bone, *J.Biomech*, 1975, 8, 81-86.
- (52) Wright TM, Hayes WC, Tensile testing of bone over a wide range of strain rates: effects of strain rate, microstructure and density, *Med.Biol.Engng*, 1976, 14, 671-679.
- (53) Robertson DM, Smith DC, Compressive strength of mandibular bone as a function of microstructure and strain rate, *J.Biomech*, 1978, 11, 455-471.
- (54) Black J, Korostoff E, Dynamic mechanical properties of viable human cortical bone, *J.Biomech*, 1973, 6, 435-438.
- (55) Crownfield RD, Pope MH, The response of compact bone in tension at various strain rates, *Annals of Biomed Engng*, 1974, 2, 217-225.
- (56) Saha S, Hayes WC, Instrumented tensile-impact tests of bone, *Experimental Mech*, 1974, 473-478.
- (57) Saha S, Hayes WC, Tensile impact properties of human compact bone, *J.Biomech*, 1976, 9, 243-251.
- (58) Curry JD, Changes in the impact energy absorption of bone with age,

- J.Biomech, 1979, 12, 459-469.
- (59) Pelker PP, Saha S, Stress wave propagation in bone, J.Biomech, 1983, 16, 481-489.
- (60) Katsamanis F, Raftopoulos DD, Determination of the mechanical properties of human femoral cortical bone by the Hopkinson bar stress technique, J.Biomech, 1990, 23, 1173-1184.
- (61) Tennyson RC, Ewert R, Niranjana V, Dynamic viscoelastic response of bone, Experimental Mech, 1972, 12, Nov, 502-507.
- (62) Lewis JL, Goldsmith W, The dynamic fracture and prefracture response of compact bone by split Hopkinson bar methods, J.Biomech, 1975, 8, 27-40.
- (63) Yang G, Wu W, Fan X, Dynamic properties of bone under high rate of strain, Progress and New directions of Biomechanics, Fung, Hayashi and Seguchi (Edits) MITA press, 1989, 343-347.
- (64) Lakes RS, Katz JL, Sternstein SS, Viscoelastic properties of wet cortical bone- I . Torsional and biaxial studies, J.Biomech, 1976, 12, 657-678.
- (65) Lakes RS, Katz JL, Sternstein SS, Viscoelastic properties of wet cortical bone- II . Relaxation mechanics, J.Biomech, 1976, 12, 679-687.
- (66) Lakes RS, Katz JL, Sternstein SS, Viscoelastic properties of wet cortical bone- III . A nonlinear constitutive equations, J.Biomech, 1976, 12, 689-698.
- (67) Riggins RS, Cartwright AG, Rucker RB, Viscoelastic properties of copper deficient chick bone, J.Biomech, 1979, 12, 197-203.
- (68) Fondrk M, Bahniuk E, Davy DT, Michaels C, Some viscoplastic characteristics of bovine and human cortical bone, J.Biomech, 1988, 21, 8, 623-630.
- (69) Rimnac CM, Petko AA, Santner TJ, Wright TM, The effect of temperature, stress, and microstructure on the creep of compact bovine bone, J.Biomech, 1993, 26, 219-228.
- (70) Sasaki N, Yoshioka M, Stress relaxation in native and EDTA-treated bone as a function of mineral content, J.Biomech, 1993, 26, 77-83.
- (71) Sasaki N, Nakayama Y, Yoshioka M, Enyo A, Stress relaxation function of bone and bone collagen, J.Biomech, 1993, 26, 1369-1376.
- (72) Bonfield W, Li CH, Deformation and fracture of bone, J.Appl.Phys, 1966, 37,

2, 869-875.

(73) Bonfield W, Datta PK, Young's modulus of compact bone, *J.Biomech*, 1974, 7, 147-149.

(74) Lakes R, Saha S, Cement line motion in bone, *Science*, 1979, 204, May, 501-503.

(75) Lakes R, Saha S, Long-term torsional creep in compact bone, *ASME J.Biomech.Engng*, 1980, 102, 178-180.

(76) Carter DR, The fatigue behavior of compact bone, Ph.D. dissertation, 1976, Stanford University.

(77) Evans FG, Lebow M, Strength of human compact bone under repetitive loading, *J.Appl.Physiol*, 1957, 10, 127-130.

(78) Carter DR, Hayes WC, Fatigue life of compact bone- I . Effect of stress amplitude, temperature and density, *J.Biomech*, 1976, 9, 27-34.

(79) Carter DR, Hayes WC, Schurman DJ, Fatigue life of compact bone- II . Effect of microstructure and density, *J.Biomech*, 1976, 9, 211-218.

(80) Carter DR, Hayes WC, Compact bone fatigue damage-I. Residual strength and stiffness, *J.Biomech*, 1977, 10, 325-337.

(81) Carter DR, Hayes WC, Compact bone fatigue damage: A microscopic examination, *Clinical Orthop. Related Res.*, 1977, 127, 265-274.

(82) Carter DR, Caler WE, Uniaxial fatigue of human cortical bone. The influence of tissue physical characteristics, *J.Biomech*, 1981, 14, 461-470.

(83) Keller TS, Lovin JD, Spengler DM, Carter DR, Fatigue of immature baboon cortical bone, *J.Biomech*, 1985, 18, 297-304.

(84) Lafferty JF, Raju PVV, The influence of stress frequency on the fatigue strength of cortical bone, *ASME J.Biomech.Engng*, 1979, 101, 112-113.

(85) Rubin CT, Skeletal strain and the functional significance of bone architecture, *Calcified Tissue Int.*, 1984, 36, S11-S18.

(86) Carter DR, Caler WE, Spengler DM, Frankel VH, Fatigue behavior of adult cortical bone: The influence of mean strain and strain range, *Acta.Orthop.Scand.*, 1981, 52, 481-490.

(87) Carter DR, Caler WE, Cycle-dependent and time-dependent bone fracture with repeated loading, *ASME J.Biomech.Engng*, 1983, 105, 166-170.

- (88) Carter DR, Caler WE, A cumulative damage model for bone fracture, J.Orthop.Res., 1985, 3, 1, 84-90.
- (89) Caler WE, Carter DR, Bone creep - Fatigue damage accumulation, J.Biomech, 1989, 22, 625-635.
- (90) Curry JD, Strain rate and mineral content in fracture models of bone, J.Orthop.Res, 1988, 6, 1, 32-38.
- (91) Curry JD, Strain rate dependence of the mechanical properties of reindeer antler and the cumulative damage model of bone fracture, J.Biomech, 1989, 22, 469-475.
- (92) Mauch M, Curry JD, Sedman AJ, Creep fracture in bones with different stiffnesses, J.Biomech, 1992, 25, 11-16.
- (93) Wong ATC, Goldsmith W, Sackman JL, Flexural wave propagation in discontinuous model and in vitro tibiae, J.Biomech, 1976, 9, 813-825.
- (94) Churches AE, Howlett CR, Waldron KJ, Ward GW, The response of living bone to controlled time-varying loading: Method and preliminary results, J.Biomech, 1979, 12, 33-45.
- (95) Saha S, Lakes RS, The effect of soft tissue on wave propagation and vibration tests for determining the in vivo properties of bone, J.Biomech, 1977, 10, 393-401.
- (96) Burstein AH, Frankel VH, The viscoelastic properties of some biological materials, Annals of N.Y. Academy of Science, 1968, 46, 158-165.
- (97) Kennedy JR, Carter DR, Long bone torsion. I . Effects of heterogeneity, anisotropy and geometric irregularity, ASME J.Biomech.Engng, 1985, 107, 183-188.
- (98) Kennedy JR, Carter DR, Caler WE, Long bone torsion. II . A combined experimental and computational method for determining an effective shear modulus, ASME J.Biomech.Engng, 1985, 107, 189-191.
- (99) Panjabi MM, White AA, Southwick WO, Mechanical properties of bone as a function of rate of deformation, J.Bone and Joint Surg., 1973, 55-A, 2, 322-330.
- (100) Otani T, Whiteside LA, White SE, The effect of axial and torsional loadings on strain distribution in the proximal femur as related to cementless total hip arthroplasty, Clinical Orthop.Relate.Res., 1993, 292, Jul, 376-383.

- (101) Torzilli PA, Takabe K, Burstein AH, Heiple KG, Structural properties of immature canine bone, *ASME J.Biomech.Engng*, 1981, 103, 232-238.
- (102) Salathe Jr EP, Arangio GA, Salathe EP, An application of beam theory to determine the stress and deformation of long bone, *J.Biomech*, 1989, 22, 189-199.
- (103) Vincentelli R, Grigorov M, The effect of Haversian remodeling on the tensile properties of human cortical bone, *J.Biomech*, 1985, 18, 201-207.
- (104) Hogan HA, Micromechanics modeling of Haversian cortical bone properties, *J.Biomech*, 1992, 25, 549-556.
- (105) Krajcinovic D, Trafimow J, Sumarac D, Simple constitutive model for a cortical bone, *J.Biomech*, 1987, 20, 779-784.
- (106) Martin RB, Boardman DL, The effect of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bovine cortical bone bending properties, *J.Biomech*, 1993, 26, 1047-1054.
- (107) Curry JD, The effects of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone, *J.Biomech*, 1988, 21, 131-139.
- (108) Lees S, Davidson CL, The role of collagen in the elastic properties of calcified tissues, *J.Biomech*, 1977, 10, 473-486.
- (109) McCalden RW, McGeough JA, Barker MB, Court-Brown CM, Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. -The relative importance of changes in porosity, mineralization, and microstructure-, *J.Bone and Joint Surg.*, 1993, 75-A, 8, 1193-1205.
- (110) Ascenzi A, Baschieri P, Benvenuti A, The torsional properties of single selected osteons, *J.Biomech*, 1994, 27, 875-884.
- (111) Keaveny TM, Hayes WC, A 20-year perspective on the mechanical properties of trabecular bone, *ASME J.Biomech.Engng*, 1993, 115, 535-542.
- (112) Galante J., Rostoker W., Ray R.D., Physical properties of trabecular bone, *Calcif.Tissue.Res*, 1970, 5, 236-246.
- (113) Carter DR, Hayes WC, Bone compressive strength: The influence of density and strain rate, *Science*, 1976, 194, 1174-1176.
- (114) Carter DR, Hayes WC, The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure, *J.Bone and Joint Surg.*, 1977, 59-A, 7, 954-962.
- (115) Rice JC, Cowin SC, Bowman JA, On the dependence of the elasticity and

- strength of cancellous bone on apparent density, *J.Biomech*, 1988, 21, 155-168.
- (116) Lindahl, O, Mechanical properties of dried defatted spongy bone, *Acta Orthop.Scand*, 1976, 47, 11-19.
- (117) Stone JL, Beaupre GS, Hayes WC, Multiaxial strength characteristics of trabecular bone, *J.Biomech*, 1983, 16, 743-752.
- (118) Vahey LW, Lewis JL, Vanderby Jr R, Elastic moduli, yield stress and ultimate stress of cancellous bone in the canine proximal femur, *J.Biomech*, 1987, 20, 29-33.
- (119) Kaplan SJ, Hayes WC, Stone JL, Tensile strength of bovine Trabecular bone, *J.Biomech*, 1985, 18, 723-727.
- (120) Ashman RB, Rho JY, Turner CH, Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia, *J.Biomech*, 1989, 22, 895-900.
- (121) Hvid I, Bentzen SM, Linde F, Mosekilde L, Pongsoipetch B, X-ray quantitative computed tomography: The relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimens, *J.Biomech*, 1989, 22, 837-844.
- (122) Ashman RB, Corin JD, Turner CH, Elastic properties of cancellous bone: measurement by an ultrasonic technique, *J.Biomech*, 1987, 20, 979-986.
- (123) Linde F, Hvid I, Pongsoipetch B, Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression, *J.Biomech*, 1989, 7, 432-439.
- (124) Turner CH, Yield behavior of bovine cancellous bone, *ASME J.Biomech.Engng*, 1989, 111, 256-260.
- (125) RØHL L, Larsen E, Linde F, Odgaard A, Jorgensen J, Tensile and compressive properties of cancellous bone, *J.Biomech*, 1991, 24, 1143-1149.
- (126) Sharp DJ, Tanner KE, Bonfield W, Measurement of the density of the trabecular bone, *J.Biomech*, 1990, 23, 853-857.
- (127) Gibson LJ, The mechanical behaviour of cancellous bone, *J.Biomech*, 1985, 18, 317-328.
- (128) Fazzalari NL, Crisp DJ, Vernon-Roberts B, Mathematical modelling of trabecular bone structure: The evaluation of analytical and quantified surface to volume relationships in the femoral head and iliac crest, *J.Biomech*, 1989, 22, 901-910.

- (129) Williams JL, Lewis JL, Properties and anisotropic model of cancellous bone from the proximal tibial epiphysis, *ASME J.Biomech.Engng.*, 1982, 104, 50-56.
- (130) Beaupre GS, Hayes WC, Finite element analysis of a three-dimensional open-celled model for trabecular bone, *ASME J.Biomech.Engng.*, 1985, 107, 249-256.
- (131) Dalstra M, Huiskes R, Odgaard A, Erning LV, Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone, *J.Biomech.*, 1993, 26, 523-535.
- (132) Ashman RB, Rho JY, Turner CH, Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia, *J.Biomech.*, 1989, 22, 895-900.
- (133) Ciarelli MJ, Goldstein SA, Kuhn JL, Coby DD, Brown MB, Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal region with materials testing and computed tomography, *J.Orthop.Res.*, 1991, 9, 5, 674-682.
- (134) Goulet RW, Goldstein SA, Giarelli MJ, Kuhn JL, Brown MB, Feldkmap LA, The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone, *J.Biomech.*, 1994, 27, 375-389.
- (135) Cowin SC, Wolff's Law of trabecular architecture at remodeling equilibrium, *ASME J.Biomech.Engng.*, 1986, 108, 83-88.
- (136) Turner CH, Cowin SC, Rho JY, Ashman RB, Rice JC, The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone, *J.Biomech.*, 1990, 23, 549-561.
- (137) Ryan SD, Williams JL, Tensile testing of rodlike trabecular excised from bovine femoral bone, *J.Biomech.*, 1989, 22, 351-355.
- (138) Choi K, Kuhn JL, Ciarelli MJ, Goldstein SA, The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus, *J.Biomech.*, 1990, 23, 1103-1113.
- (139) Ashman RB, Rho JY, Elastic modulus of trabecular bone material, *J.Biomech.*, 1988, 21, 177-181.
- (140) Pugh JW, Rose RM, Radin EL, Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone: dependence on structure, *J.Biomech.*, 1973, 6, 475-485.
- (141) 立石哲也, 白崎芳雄, 生体組織の電気・力学的特性に関する研究, 機械技術研究所報告, 1984, 第130号, 24-32.

- (142) Rohlmann A, Zilch H, Bergmann G, Kolbel R, Material properties of femoral cancellous bone in axial loading Part II :Time dependent properties, Arch.Orthop.Traumat.Surg, 1980, 97, 257-262.
- (143) Deligianni DD, Maris A, Missirlis YF, Stress relaxation behaviour of trabecular bone specimens, J.Biomech, 1994, 27, 1469-1476.
- (144) kafka V, Jírová J, A structural mathematical model for the viscoelastic behaviour of trabecular bone, Biorheology, 1983, 20, 795-805.
- (145) Bowman SM, Keaveny TM, Gibson LJ, Hayes WC, Macmahon TA, Compressive creep behavior of bovine trabecular bone, J.Biomech, 1994, 27, 301-310.
- (146) Michel MC, Guo X-DE, Gibson LJ, McMahon TA, Hayes WC, Compressive fatigue behavior of bovine trabecular bone, J.Biomech, 1993, 26, 453-463.
- (147) Ducheyne P, Heymans L, Martens M, Aernoudt E, de Meester P, Mulier JC, The mechanical behaviour of intracondylar cancellous bone of the femur at different loading rates, J.Biomech, 1977, 10, 747-762.
- (148) Linde F, Norgaard P, Hvid I, Odgaard A, Soballe K, Mechanical properties of trabecular bone. Dependency on strain rate, J.Biomech, 1991, 24, 803-809.
- (149) 北条弘幸, 坂口一彦, 岡 正典, 池内 健, 中村孝志, 速水 向, 超高速カメラによる関節の衝撃吸収機構の可視化, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 1995, 16, 451-455.
- (150) Swanson SA, Freeman MAR, Is bone hydraulically strengthened?, Med.Biol.Engng, 1966, 4, 433-438.
- (151) Simkin PA, Pickerell CC, Wallis WJ, Hydraulic resistance in bones of the canine shoulder, J.Biomech, 1985, 18, 657-663.
- (152) Ochoa JA, Sanders AP, Heck DA, Hillberry BM, Stiffening of the femoral head due to intertrabecular fluid and intraosseous pressure, ASME J.Biomech.Engng, 1991, 113, 259-262.
- (153) Bryant JD, The effect of impact on the marrow pressure of long bone in vitro, J.Biomech, 1983, 16, 659-665.
- (154) Linde F, Hvid I, The effect of constraint on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens, J.Biomech, 1989, 22, 485-490.
- (155) Odgaard A, Hvid I, Linde F, Compressive axial strain distributions in

- cancellous bone specimens, *J.Biomech*, 1989, 22, 829-935.
- (156) Keaveny TM, Guo XE, Wachtel EF, Macmahon TA, Hayes WC, Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains, *J.Biomech*, 1994, 27, 1127-1136.
- (157) Odgaard A, Linde F, The underestimation of Young's modulus in compressive testing of cancellous bone specimens, *J.Biomech*, 1991, 24, 691-698.
- (158) Linde F, Hvid I, Madsen F, The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens, *J.Biomech*, 1992, 25, 359-368.
- (159) Keaveny TM, Borchers RE, Gibson LJ, Hayes WC, Trabecular bone modulus and strength can depend on specimen geometry, *J.Biomech*, 1993, 26, 991-1000.
- (160) Harrigan TP, Jasty M, Mann RW, Harris WH, Limitations of the continuum assumption in cancellous bone, *J.Biomech*, 1988, 21, 269-275.
- (161) Lai WM, Mow VC, Zhu W, Constitutive modeling of articular cartilage and biomechanical solutions, *ASME J.Biomech.Engng*, 1993, 115, 474-480.
- (162) Hayes WC, Keer LM, Hermann G., Mockros, LF, A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage, *J.Biomech*, 1972, 5, 541-551.
- (163) Hori RY, Mockros LF, Indentation tests of human articular cartilage, *J.Biomech*, 1976, 9, 259-268.
- (164) Askew MJ, Mow VC, The biomechanical function of the collagen fibril ultrastructure of articular cartilage, *ASME J.Biomech.Engng*, 1978, 100, 105-115.
- (165) Eberhardt AW, Keer LM, Lewis JL, Vithoontien V, An analysis model of joint contact, *ASME J.Biomech.Engng*, 1990, 112, 407-413.
- (166) Eberhardt AW, Lewis JL, Keer LM, Normal contact of elastic spheres with two elastic layers as a model of joint articulation, *ASME J.Biomech.Engng*, 1991, 113, 410-417.
- (167) 坂本信, Qian-Fu Zhu, 原 利昭, EYS Chao, 関節接触面応力の数学モデルによる解析, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 1995, 16, 193-198.
- (168) Hayes WC, Mockros LF, Viscoelastic properties of human articular cartilage, *J.Appl.Physiol*, 1971, 31, 4, 562-568.

- (169) Colitti JM, Akeson WH, Woo SL-Y., A comparison of the physical behavior of normal articular cartilage and the arthroplasty surface, *J. Bone and Joint Surg.*, 1972, 54-A, 1, 147-160.
- (170) Parsons JR, Black J. The viscoelastic shear behavior of normal rabbit articular cartilage, *J. Biomech.*, 1977, 10, 21-29.
- (171) Uezaki N, Kobayashi A, Matsushige K, The viscoelastic properties of the human semilunar cartilage, *J. Biomech.*, 1979, 12, 65-73.
- (172) Radin EL, Paul IL, Lowy M, A comparison of the dynamic force transmitting properties of subchondral bone and articular cartilage, *J. Bone and Joint Surg.*, 1970, 52-A, 3, 444-456.
- (173) Li JT, Armstrong CG, Mow VC, Effect of strain rate on mechanical properties of articular cartilage in tension. *ASME Biomechanics Symposium*, 1983, 117-120.
- (174) Hayes WC, Bodine AJ, Flow-independent viscoelastic properties of articular cartilage matrix, *J. Biomech.*, 1978, 11, 407-419.
- (175) Lee RC, Frank EH, Grodzinsky AJ, Roylance DK, Oscillatory compressive behavior of articular cartilage and its associated electromechanical properties, *ASME J. Biomech. Engng.*, 1981, 103, 280-292.
- (176) 立石哲也, 白崎芳雄, 生体組織の電気・力学的特性に関する研究, 機械技術研究所報告, 1984, 第130号, 51-60.
- (177) Mak AF, The apparent viscoelastic behavior of articular cartilage - The contributions from the intrinsic matrix viscoelasticity and interstitial flows, *ASME J. Biomech. Engng.*, 1986, 108, 123-130.
- (178) Simon BR, Coats RS, Woo SL-Y, Relaxation and creep quasilinear viscoelastic models for normal articular cartilage, *ASME J. Biomech. Engng.*, 1984, 106, 159-164.
- (179) Mow VC, Kuei SC, Lai WM, Armstrong CG, Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage compression: Theory and experiments, *ASME J. Biomech. Engng.*, 1980, 102, 73-84.
- (180) Mow VC, Holmes MH, Lai WM, Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage: A review, *J. Biomech.*, 1984, 17, 377-394.
- (181) Armstrong CG, Lai WM, Mow VC, An analysis of the unconfined

- compression of articular cartilage, ASME J.Biomech.Engng, 1984, 106, 165-173.
- (182) Spilker RL, Suh J-K, Mow VC, Effects of friction on the unconfined compressive response of articular cartilage: A finite element analysis, ASME J.Biomech.Engng, 1990, 112, 138-146.
- (183) Wayne JS, Woo SL-Y, Kwan MK, Application of the u-p finite element method to the study of articular cartilage, ASME J.Biomech.Engng, 1991, 113, 397-403.
- (184) Lai WM, Mow VC, Roth V, Effects of nonlinear strain-dependent permeability and rate of compression on the stress behavior of articular cartilage, ASME J.Biomech.Engng, 1981, 103, 61-66.
- (185) Brown TD, Singerman RJ, Experimental determination of the linear biphasic constitutive coefficients of human fetal proximal femoral chondroepiphysis, J.Biomech, 1986, 19, 597-605.
- (186) Mak AF, Lai WM, Mow VC, Biphasic indentation of articular cartilage- I . Theoretical analysis, J.Biomech, 1987, 20, 703-714.
- (187) Mow VC, Gibbs MC, Lai WM, Zhu WB, Athanasiou KA, Biphasic indentation of articular cartilage- II . A numerical algorithm and an experimental study, J.Biomech, 1989, 22, 853-861.
- (188) Spilker RL, Suh J-K, Mow VC, A finite element analysis of the indentation stress-relaxation response of linear biphasic articular cartilage, ASME J.Biomech.Engng, 1992, 114, 191-201.
- (189) Holmes MH, Finite deformation of soft tissue: Analysis of a mixture model in uni-axial compression, ASME J.Biomech.Engng, 1986, 108, 372-381.
- (190) Kwan MK, Lai WM, Mow VC, A finite deformation theory for cartilage and other soft hydrated connective tissues- I . Equilibrium results, J.Biomech, 1990, 23, 145-155.
- (191) Kwan MK, Hacker SA, Woo SL-Y, Wayne JS, The effect of storage on the biomechanical behavior of articular cartilage - A large strain study, ASME J.Biomech.Engng, 1992, 114, 149-153.
- (192) Ateshian GA, Lai WM, Zhu WB, Mow VC, An asymptotic solution for the contact of two biphasic cartilage layers, J.Biomech, 1994, 27, 1347-1360.
- (193) Setton LA, Zhu W, Mow VC, The biphasic poroviscoelastic behavior of

- articular cartilage: Role of the surface zone governing the compressive behavior, *J.Biomech.*, 1993, 26, 581-592.
- (194) McCutchen, C.W., The frictional properties of animal joints, *Wear.*, 1962, 5, 1-17.
- (195) Maroudas A, Bullough P, Swanson SAV, Freeman MAR, The permeability of articular cartilage, *J.Bone and Joint Surg.*, 1968, 50-B, 166-177.
- (196) Finlay JB, Repo RU, Instrumentation and procedure for the controlled impact of articular cartilage, *IEEE trans.Biomed.Engng.*, 1978, BME-25, 1, 34-39.
- (197) Finlay JB, Repo RU, Energy absorbing ability of articular cartilage during impact, *Med.Biol.Eng.Com.*, 1979, 17, 397-403.
- (198) Repo RU, Finlay JB, Survival of articular cartilage after controlled impact, *J.Bone and Joint Surg.*, 1977, 59-A, 8, 1068-1076.
- (199) Oloyede A, Flanchsmann R, Broom ND, The dramatic influence of loading velocity on the compressive response of articular cartilage, *Connective Tissue Res.*, 1992, 27, 211-224.
- (200) Schenck Jr RC, Athanasiou KA, Constantinides G, Gomez E, A biomechanical analysis of articular cartilage of the human elbow and a potential relationship to osteochondritis dissecans, *Clin.Orthop.Relate.Res.*, 1994, 299, Feb, 305-312.
- (201) Guilak F, Ratcliffe A, Lane N, Rosenwasser PR, Mow VC, Mechanical and biochemical changes in the superficial zone of articular cartilage in canine experimental osteoarthritis, *J.Orthop.Res.*, 1994, 12, 474-484.
- (202) Radin EL, Paul IL, Tolkoff MJ, Subchondral bone changes in patients with early degenerative joint disease, *Arthritis and Rheumatism*, 1970, 13, 4, 400-405.
- (203) Armstrong CG, Mow VC, Variations in the intrinsic mechanical properties of human articular cartilage with age, degeneration, and water content, *J.Bone and Joint Surg.*, 1982, 64-A, 1, 88-94.
- (204) Armstrong CG, Bahrani AS, Gardner DL, In vitro measurement of articular cartilage deformations in the intact human hip joint under load, *J.Bone and Joint Surg.*, 1979, 61-A, 5, 744-755.
- (205) Suaris W, Shah SP, Properties of concrete subjected to impact,

J.Struc.Engng, 1982, 109, 7, 1727-1741.

(206) Birch M, Brocklehurst JE, The impact endurance of polycrystalline graphite, Carbon, 1983, 21, 5, 497-510.

(207) 二川正敏, 菊池賢司, 武藤康, 柴田碧, 高温工学試験研究炉用等方性黒鉛の衝撃曲げ疲労特性, 日本機械学会論文集 A 編, 1989, 55, 511, 467-470.

(208) 二川正敏, 菊池賢司, 武藤康, 柴田碧, 衝撃荷重下における原子炉用黒鉛の曲げ強度および疲労強度特性, 材料, 1991, 40, 449, 178-183.

(209) Tang CT, McConnell KG, A mathematical model of Hysol 8705 under impact loading, Experimental Mech, 1977, Mar, 113-119.

(210) 衝撃破壊工学, 日本機会学会編, 技報堂出版, 1990, 154-155.

(211) Kolsky H, An investigation of the mechanical properties of materials at very high rates of loading, Proc.Physic.Soc,B, 62, 1949, 62, 676-701.

(212) Chiddister JL, Malvern LE, Compression-impact testing of aluminum at elevated temperatures, Experimental Mech., 1963, April, 81-90.

(213) Davies EDH, Hunter SC, The dynamic compression testing of solids by the method of the split Hopkinson pressure bar, J.Mech.Phys.Solids, 1963, 11, 155-179.

(214) Lindholm US, Some experiments with the split Hopkinson pressure bar, J.Mech.Phys.Solids, 1964, 12, 317-335.

(215) 谷村真治, 木村則秀, 海津浩一, 五十鈴川浩児, ホプキンソン棒法による低温用特殊試験法, 日本機械学会論文集 A 編, 1990, 56, 529, 2040-2044.

(216) Gong JC, Malvern LE, Jenkins DA, Dispersion investigation in the split Hopkinson pressure bar, ASME J.Engng.Matr.Tech, 1990, 112, Jul, 309-314.

(217) Ogawa K, Impact-tension compression test by using a split-Hopkinson bar, Experimental Mech., 1984, Jun, 81-86.

(218) Nicholas T, Tensile testing of materials at high rates of strain, Experimental Mech, 1981, May, 177-185.

(219) Tanabe Y, Kobayashi K, Shinohara S, Koga Y, The determination of viscoelastic properties of compact bone by using impact three-point bending test, Proc. Seventh.Int.Conf.Biomec.Engng., 1992, 422-424.

- (220) Duffy J, Campbell JD, Hawley RH, On the use of a torsional split Hopkinson bar to study rate effects in 1100-0 aluminum, ASME J.Appl.Mech, 1971, 38, 83-91.
- (221) Samanta SK, Dynamic deformation of aluminum and copper at elevated temperatures, J.Mech.Phys.Solids, 1971, 19, 117-135.
- (222) Bell JF, An experimental diffraction grating study of the quasi-static hypothesis of the split Hopkinson bar experiment, J.Mech.Phys.Solids, 1966, , 14, 309-327.
- (223) Jahsman WE, Reexamination of the Kolsky technique for measuring dynamic material behavior, ASME J.Appl.Mech, 1971, March, 38, 75-82.
- (224) Bertholf LD, Karnes CH, Two-dimensional analysis of the split Hopkinson pressure bar system, J.Mech.Phys.Solids, 1975, 23, 1-19.
- (225) Follansbee PS, Frantz C, Wave propagation in the split Hopkinson pressure bar, ASME J.Engng.Mater.Tech., 1983, 105, 61-66.
- (226) 内藤正鄰, 台丸谷政志, 縦衝撃を受ける丸棒の弾性波におよぼす衝撃立上がり時間の影響, 日本機械学会論文集 A 編, 1984, 50, 456, 1097-1103.
- (227) Chiu SS, Neubert VH, Difference method for wave analysis of the split Hopkinson pressure bar with viscoelastic specimen, J.Mech.Phys.Solids, 1967, 15, 177-193.
- (228) 山田嘉昭, 沢田孚夫, 不連続粘弾性波の差分法による解析, 塑性と加工, 1969, 10, 98, 141-148.
- (229) 沢田孚夫, 山田嘉昭, 多要素モデルによる不連続粘弾性波の解析, 塑性と加工, 1970, 11, 117, 724-735.
- (230) 赤尾正勝, 中川紀寿, スプリット・ホプキンソン棒における粘弾性誌片の波動, 日本機械学会関西支部講演論文集, 1975, 65-37.
- (231) Krings W, Waller H, Contribution to the numerical treatment of partial differential equations with the Laplace transformation: An application of the algorithm of the fast Fourier transformation, Int.J.Num.Method.Engng., 1979, 14, 1183-1196.
- (232) 足立忠晴, 宇治橋貞幸, 松本浩之, 水撃をうける有限長円筒殻の衝撃応答の解析, 日本機械学会論文集 A 編, 1985, 51, 467, 1886-1892.

- (233) 田辺裕治, 前川一郎, 半田晋一, 原利昭, 粘弾性丸棒内のねじり波の伝播, 日本機械学会論文集 A 編, 1989, 55, 520, 2452-2457.
- (234) 大野豊, 磯田和男, 新版数値計算ハンドブック, オーム社, 1990, 778-782.
- (235) 田辺国土, 非線形最小二乗法のアルゴリズム, 応用統計学, 1980, 9, 3, 119-140.
- (236) 松本浩之, 中原一郎, 関野斉, 縦衝撃による粘弾性定数の推定 (3要素標準固体モデルの場合), 日本機械学会論文集 A 編, 1979, 45, 399, 1409-1417.
- (237) 曾我部雄次, 都築正之, 波動伝ばによる線形粘弾性体の材料特性の同定, 日本機械学会論文集 A 編, 1985, 51, 472, 2738-2746.
- (238) Christensen RM, Theory of viscoelasticity -An introduction-, 2nd Ed., Academic press, 1982, 1-34.
- (239) 松本浩之, 線形粘弾性体の衝撃応答: 材料特性の同定法と応力解析法のリンケージ, 日本機械学会論文集 A 編, 1982, 48, 436, 1475-1480.
- (240) Bonfield, W. et al.: The temperature dependence of the deformation of bone, J. Biomechanics, 1968, 1, 323-329.
- (241) R. D. Harkness: Collagen, Sci. Prog., Oxford 54, 1966.
- (242) H. Hormann, et al: Reversible and Irreversible denaturation of collagen fibers, Biochemistry, 1971, 10, 932-937.
- (243) Mow VC, Ateshian GA, Spilker RL, Biomechanics of diarthrodial joints: A review of twenty years of progress, J. Biomech. Engng, 1993, 115, 460-467.
- (244) Scherrer PK, Hillberry BM, Van Sickle DC, Determining the in-vivo areas of contact in the canine shoulder, J. Biomech. Engng., 1979, 101, 271-278.
- (245) Ashemnd AM, Burke DL, In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints-part I, Tibial surface of the knee, J. Biomech. Engng., 1983, 105, 216-225.
- (246) Ashemnd AM, Burke DL, Yu A, In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints-part II: Retropatellar surface, J. Biomech. Engng., 1983, 105, 226-236.
- (247) Macirowski T, Tepic S, Mann RW, Cartilage stresses in the human hip joint, J. Biomech. Engng., 1994, 116, 11-19.

(248) Hayes WC, Mockros LF, Viscoelastic properties of human articular cartilage, J.Appl.Physiol, 1971,31,4,562-568.

(249) Vincentelli R, Grigorov M, The effect of Haversian remodeling on the tensile properties of human cortical bone, 1985, J.Biomech, 8,3,201-207.

謝 辞

本研究の遂行に際し、主指導教官である新潟大学工学部原 利昭教授には深甚なる御指導、御鞭撻を賜った。心より感謝申し上げる。

同じく新潟大学工学部一宮亮一教授、高野英資教授、長谷川富市教授、谷藤克也教授、田辺裕治助教授および同学農学部楠原征治教授には本論文の作成に当たり、有益なる御意見と御批評を頂いた。ここに深く謝意を表する。特に、田辺裕治助教授においては研究全般にわたり示唆に富む御助言を頂き、重ねて感謝申し上げます。

新潟大学工学部 4 年生であった斎藤智之君(現石川島播磨重工業)ならびに小柳倫伸君(現スズキ)、同じく大学院修士課程の小松原和章君(現 NEC 新潟)、大西理文君(現日本電炉)、および現在同学大学院前期博士課程 1 年の涌井 隆君には試験片作製、実験および解析に際し多大なる協力を頂いた。ここに深く感謝する。また、試料の一部を提供して下さった新潟こばり病院の古賀良生医師に謝意を表する。

新潟大学工学部機械システム工学科材料力学研究室に在籍されている皆様方をはじめ、同研究室の先輩諸氏、特に、現在ともに新潟工業短期大学助教授である坂本 信氏と鈴木真人氏、同じく山形大学工学部助教授秋山孝夫氏、東北大学工学部助手 笹川和彦氏、新潟大学工学部助教授寺島和浩氏、北陸先端科学技術大学院大学助手 田中茂雄氏には公私にわたり大変お世話になった。この場を借りて感謝申し上げます。また、高橋栄明教授をはじめとする新潟大学医学部整形外科学教室の皆様方にも少なからずお世話になった。ここに深く感謝致します。