



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	人工膝関節の長寿命化に関する基礎研究
Author(s)	藤木, 裕行
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(工学)
Dissertation Number	乙第5463号
Issue Date	1999-03-25
DOI	https://doi.org/10.11501/3151624
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/51612
Type	doctoral thesis
File Information	000000336814.pdf



人工膝関節の長寿命化に関する
基礎研究

平成10年9月

藤木 裕行

人工膝関節の長寿命化に関する 基礎研究

平成 10 年 9 月

藤 木 裕 行

目 次

第1章 序 論	1
第2章 UHMWPE 平板の繰返し接触変形挙動	5
2・1 緒言	5
2・2 人工膝関節モデル	6
2・3 繰返し接触実験	10
2・3・1 実験装置および試験片	10
2・3・2 実験条件および実験方法	10
2・3・3 実験結果および考察	11
2・4 弾塑性構成式	17
2・4・1 繰返し塑性モデル	17
2・4・2 繰返し引張-圧縮試験およびシミュレーション	22
2・5 一方向摩擦時の変形シミュレーションと実験との比較	26
2・5・1 解析方法	26
2・5・2 解析結果および考察	30
2・6 往復摩擦時の変形シミュレーション	38
2・6・1 接触荷重分布	38
2・6・2 単純押込み解析	39
2・6・3 繰返し接触解析	42
2・6・4 解析結果および考察	42
2・7 UHMWPE 厚さ, 固定条件および摩擦力の影響	54
2・7・1 解析内容および方法	54
2・7・2 UHMWPE 厚さの影響	58

2・7・3	UHMWPE 下面固定条件の影響	62
2・7・4	摩擦力の影響	64
2・8	結言	69

第3章 歩行時における UHMWPE 関節板の接触変形解析 71

3・1	緒言	71
3・2	繰返し接触変形解析	73
3・2・1	解析モデル	73
3・2・2	解析方法	76
3・2・3	接触圧力分布	76
3・2・4	解析結果および考察	81
3・3	UHMWPE 関節板接触面形状の影響	91
3・3・1	解析モデル	91
3・3・2	解析方法	91
3・3・3	UHMWPE 関節板平坦部での接触に対する解析	94
3・3・4	解析結果および考察	96
3・4	結言	104

第4章 歩行時における人工膝関節の接触状態解析 106

4・1	緒言	106
4・2	解析手順	108
4・3	動作測定と関節モーメント，関節力の計算	110
4・3・1	動作測定	110
4・3・2	解析モデル	112
4・3・3	計算結果	112

4・4	大腿骨－脛骨間接触状態の計算	114
4・4・1	筋骨格モデル	114
4・4・2	人工膝関節モデル	114
4・4・3	最適化計算と目的関数	116
4・4・4	計算結果	119
4・5	人工膝関節装着脛骨の応力解析	122
4・5・1	有限要素モデル	122
4・5・2	解析条件	122
4・5・3	計算結果	127
4・6	考察	131
4・7	結言	134
第5章 総括		135
参考文献		138
謝 辞		145

第 1 章

序 論

関節が外傷や病的疾患によりその機能を失ったとき、最後の機能回復の手法として人工関節の全置換手術がある。近年では、股関節と膝関節を主体として人工関節置換術が施行されており、運動・荷重支持機能の回復と疼痛除去に関し顕著な恩恵をもたらしている。この人工関節は長年にわたる形状および構造設計の最適化や新材料の適用、手術法の改善などの積重ねにより、その性能は向上してきた。しかし残る最大の問題として、長期使用時におけるコンポーネントのゆるみ⁽¹⁾があげられる。膝関節においては主に、変形性膝関節症（OA）や慢性関節リウマチ膝（RA）などの重度な膝関節疾患に対して人工膝関節置換術が行われているが、その機能ならびに構造により人工膝関節の受ける力学的条件が他のどの人工関節より厳しいこともあって、現在の人工膝関節ではその寿命が10年から20年が限界で、より長寿命のものが望まれている。

1962年にCharnleyがステンレスと高密度ポリエチレン（HDP）で人工股関節の開発に成功して以来、これらの材料の組合せはさまざまな人工関節に応用されてきた。その後の研究により、硬質材料のステンレスはCo-Cr-Mo合金、チタン合金、各種セラミック等に置き換えられ、さらなる性能の向上が図られてきた。しかし、軟質材料としては現在でもHDPが超高分子量ポリエチレン（UHMWPE）に置き換わったのみで、基本的な材料の変更はなされていない。この硬い材料と軟らかい材料という組合せは、これにより弾性流体潤滑を生じさせ、低摩擦性、耐摩耗性を向上させようとしたものであるが、現在一般的に使用されている表面置換型（解剖学的形状）の人工膝関節ではその形状および荷重条件において完全な弾性流体潤滑になってはおらず⁽²⁾、UHMWPEにかなりの摩耗が発生している。人工関節のゆるみの原因として、関節接触面に使用されているUHMWPEの摩耗毒性による骨吸収⁽¹⁾⁽³⁾⁽⁴⁾、コンポーネントと骨の接合界面上に生

じる応力による疲労・き裂の発生・伸展, 人工のコンポーネント挿入によって生じる骨内の応力シールドリングによる骨吸収などが考えられるが, その中でも UHMWPE の摩耗に起因したゆるみが最大の原因と考えられており, より長寿命の人工膝関節を開発するために UHMWPE の耐摩耗性改良が強く望まれている。

人工膝関節における UHMWPE の耐摩耗性向上に関する研究としては, 複合化による性能向上ならびに代替材料の開発が考えられる。UHMWPE の複合化としては炭素繊維強化ポリエチレン⁽⁵⁾, セラミックとの複合化⁽⁶⁾等が行われてきたが, UHMWPE 単体を越える性能のものは開発されていない。また UHMWPE の代替材料としては, より軟質なポリビニルアルコール (PVA) を人工軟骨として用い, 弾性流体潤滑を実現させることにより摩耗を低減させる研究⁽⁷⁾が行われているが, まだ実用化には至っていない。また UHMWPE の摩耗評価に関する研究としては, 摩擦, 接触条件等による摩耗への影響を検討した基礎的な材料の摩耗試験⁽⁸⁾⁽⁹⁾, 膝関節シミュレーターを用いた実物の人工膝関節の摩耗試験⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾, 人工膝関節置換術を施した臨床結果の評価⁽¹²⁾⁽¹³⁾等の実験に基づいた研究が数多く行なわれている。

UHMWPE 関節板の摩耗は膝関節接触面の摺動, つまり接触による材料の変形により生じるので, その発生は UHMWPE 関節板の力学的状態と密接な関係がある。体内において UHMWPE 関節板が受けた力学的履歴とその摩耗は相関関係があることも示されており⁽¹³⁾⁻⁽¹⁵⁾, UHMWPE 関節板の変形挙動を力学的に解明することにより, その予測が可能であると考えられる。しかし, 力学的にその摩耗のメカニズムを明らかにすることにより UHMWPE 関節板の耐摩耗性を改善しようとした研究は少ない。これまでの研究としては, Bartel らによる UHMWPE の弾性接触解析⁽¹⁶⁾および UHMWPE の非線形応力-ひずみ関係を 2 直線で近似した応力解析⁽¹⁷⁾, また馬淵らによる接触圧力, 関節板内部の応力解析⁽¹⁸⁾があるが, これらでさえも歩行動作中のある一状態における単純押込み解析にとどまっている。実際の UHMWPE 関節板には Bartel ら⁽¹⁷⁾によっても指摘されているように, 歩行動作により符号の変化する繰返しの変動負荷が作用している。つまりこの現象の解明には単純押込み時の変形解析のみならず, 歩行, さらには各種動作中の負荷変動を考慮した繰返し負荷時の接触変形解析が必要である。

UHMWPEの使用を前提とした改良としては、人工膝関節の形状および構造設計の最適化が考えられる。人工膝関節の接触面形状の設計にあたりUHMWPE関節板の摩耗挙動に対する力学的な考察を考慮した報告として、馬淵らによる円筒面型人工膝関節の開発⁽¹⁸⁾がある。しかしこの人工膝関節は接触面形状が完全な円筒面であり、歩行動作中においてUHMWPE関節板上の接触位置の移動、ならびに接触面形状の変化を生じないので、その力学的な挙動解析は最大荷重を受ける点でのみ評価されている。現在、最も一般的に使用されている表面置換型の人工膝関節については、歩行動作中にその接触面形状、接触位置が大きく変化するので、これらをも考慮した評価を行わなければならないが、このような報告はなされていない。

現在世界中における人工膝関節のモデル数は800タイプ以上⁽¹⁹⁾とも言われている。関節接触面の形状や十字靱帯の温存について、それぞれのモデルは異なった開発コンセプトを持っており、これらの差により術後における両コンポーネント間の接触状態は大きく変化している。上記のように人工膝関節のゆるみの原因として、UHMWPE摩耗粉、接合界面上に生じる応力、応力シールドイングによる骨吸収などが考えられ、これらはすべて人工膝関節両コンポーネントの接触状態、つまり接触荷重と接触位置によって決定されるが、現状ではこの接触状態を直接測定することはできない。また現在確立された人工膝関節モデルが存在せず、さまざまな形状のものが作られていることは生体内における評価がさまざまな要因により影響を受けるため、その結果が安定したものにならないことに加え、その設計ならびに評価基準となるパラメータが明確にされていないことによると考えられる。さらに、現状では新しく開発された人工関節の摩耗評価には数年から数十年後の臨床結果を待たなければならないことも最適設計の判断を難しくしている。これらを解決するためには、計算機上で人工膝関節の動作シミュレーションを行い、その接触状態を計算し、さらにこの接触状態から人工膝関節まわりの応力を求め、力学的に摩耗発生メカニズム、ならびにこのメカニズムを考慮した評価パラメータを明かにし、その要因を取除く設計を行えば良いと考えられ、これらにより人工膝関節の開発に多大な知見を与えることになる。

よって本論文ではこれらのことを検討するために、繰返し塑性構成式⁽²⁰⁾を組込

んだ弾塑性有限要素法によりUHMWPEの接触変形および応力解析を行い、摩耗メカニズムの推定を行った。またタイプの異なる全人工膝関節置換術の歩行時における人工膝関節両コンポーネント間の接触状態を解析し、接触面形状の接触状態への影響を検討し、また脛骨コンポーネントと脛骨の接合界面における応力分布の計算・評価を行った。

以下に本論文の構成を述べる。

第1章は序論であり、本研究の背景および目的について述べている。

第2章では、UHMWPEの摩耗メカニズム解明の第一歩として、人工膝関節におけるUHMWPE関節板と大腿骨コンポーネントを単純な形状に置き換えた状態での接触変形挙動をモデル実験すると同時に、繰返し塑性構成式⁽²⁰⁾を組み込んだ弾塑性有限要素法によりUHMWPEの接触変形および応力解析を行い、モデル実験との比較さらに摩耗メカニズムの推定を行った。さらに摩擦方向の影響、圧力分布の検討、UHMWPEの厚さ、固定条件ならびに摩擦力の条件がUHMWPEの摩耗に及ぼす影響についての考察も行った。

第3章では、第2章における結果を実物の人工膝関節における現象に対応させるため、実際の人工膝関節形状ならびに歩行動作による荷重変動を考慮し、歩行時におけるUHMWPE関節板の変形挙動を解析した。またさらに、実物の接触面形状を基本形状とし、この形状を変えた数種類のモデルについても変形解析を行い、接触面形状のUHMWPE関節板摩耗挙動に関する影響について検討を行った。

第4章では、タイプの異なる人工膝関節を用いた全人工膝関節置換術により膝関節における接触状態がどのように変化するか、さらにその変化が関節内の応力状態に及ぼす影響を検討するため、歩行時における人工膝関節両コンポーネント間の接触状態を解析し、この結果を用いて脛骨コンポーネントと脛骨の接合界面における応力分布の計算を行った。

第5章は本研究の総括であり、本研究で得られた結論をまとめて示し、今後残された問題点についても若干述べている。

第 2 章

UHMWPE 平板の繰返し接触変形挙動

2・1 緒言

人工膝関節におけるUHMWPE関節板の摩耗挙動解明のための力学的挙動解析に関する研究としては、Bartelら⁽¹⁶⁾⁽¹⁷⁾によるものがある。しかしこれらは単純押し込み時の応力解析にとどまっている。実際の人工膝関節におけるUHMWPEは歩行動作により繰返し負荷を受けるため、その挙動解析には繰返し負荷時の接触変形解析が必要である。よって本章ではより詳しいUHMWPEの摩耗メカニズム解明の第一歩として、人工膝関節におけるUHMWPEの接触変形挙動をモデル実験すると同時に、繰返し塑性構成式⁽²⁰⁾を組み込んだ弾塑性有限要素法によりUHMWPEの接触変形および応力解析を行い、モデル実験との比較さらに摩耗メカニズムの推定を行った。さらにこの解析はピン-回転円盤タイプの摩耗試験、つまり一方向の摩擦を想定したものであるが、実際の人工膝関節においてUHMWPEは一方向のみではなく往復方向の摩擦を受けているので、摩擦方向の影響についても検討、考察を行った。この際、転がり-すべり接触時の接触荷重として一般的に用いられているHertzの圧力分布使用の妥当性についての検討も行った。さらにBartelら⁽¹⁶⁾⁽¹⁷⁾が行っているように、人工膝関節におけるUHMWPEの厚さ、固定条件ならびに摩擦力、すなわち摺動時の摩擦係数を変えて解析を行い、これらの条件がUHMWPEの摩耗に及ぼす影響についての考察も行った。

2・2 人工膝関節モデル

人工膝関節は様々な因子によってその形状が決定される。大別して、解剖学的に関節面の形状を模倣した表面置換型と呼ばれるものと、膝関節の機能を軸受機構としてのみ考え、これを単純な機械要素に置き換えた蝶番型と呼ばれるものに二分される。本論文では対象とする人工膝関節を、現在最も多く使用されている表面置換型の人工膝関節とした。表面置換型においてもさまざまなタイプのモデルが存在するが、本章では解析対象モデルを安田らによって開発された表面置換型の後十字靱帯温存型アルミナ・セラミック人工膝関節 (LFA) とした⁽¹⁰⁾。図2・1にこの人工膝関節の形状を示す。本人工膝関節の大腿骨コンポーネントはアルミナ・セラミック製で、2つの顆部の関節面の間には後十字靱帯 (PCL) を残すための空間が存在する。接触面の形状は矢状断面において比較的大きな曲率半径を有し、前額断面は平坦である。脛骨コンポーネントは中央部に固定用のステムを有するアルミナ・セラミック製トレイと UHMWPE 製の関節板より成り、後方には PCL を温存するための切り込みを有する。UHMWPE 製関節板の接触面形状は、前額断面は平坦、矢状断面でも中央部から後方にかけて平坦で、その前方に平坦部より滑らかにつながる隆起部が設けられている。この前方隆起部はこの部分が大腿骨コンポーネントと干渉することにより接触位置の移動を制限し、脛骨の後方への脱臼を防ぐストッパーとして働かせるために存在している。この両コンポーネントの接触面形状により脛骨コンポーネント上で大腿骨コンポーネントの回旋が生じ、これにより各コンポーネントと骨との界面の緩みの原因となると考えられている両コンポーネント間の拘束を少なくし、また膝の大きな可動域を得るために、膝の屈曲角度が大きいときの大腿骨コンポーネントの後方への移動 (roll back movement) が可能になっている。

UHMWPE の繰返し接触変形実験を行うにあたり、実物の人工膝関節で実験を行うには膝関節シミュレータが必要になる。図2・2に宮城らによって行なわれた膝関節シミュレータ摩耗試験における、歩行時の荷重、屈曲角度および脛骨コンポーネントの前方変位量の例を示す⁽¹⁰⁾。膝関節における UHMWPE の接触変形挙動を考察するには、たとえばこの摩耗試験条件にあった解析を行わなければな

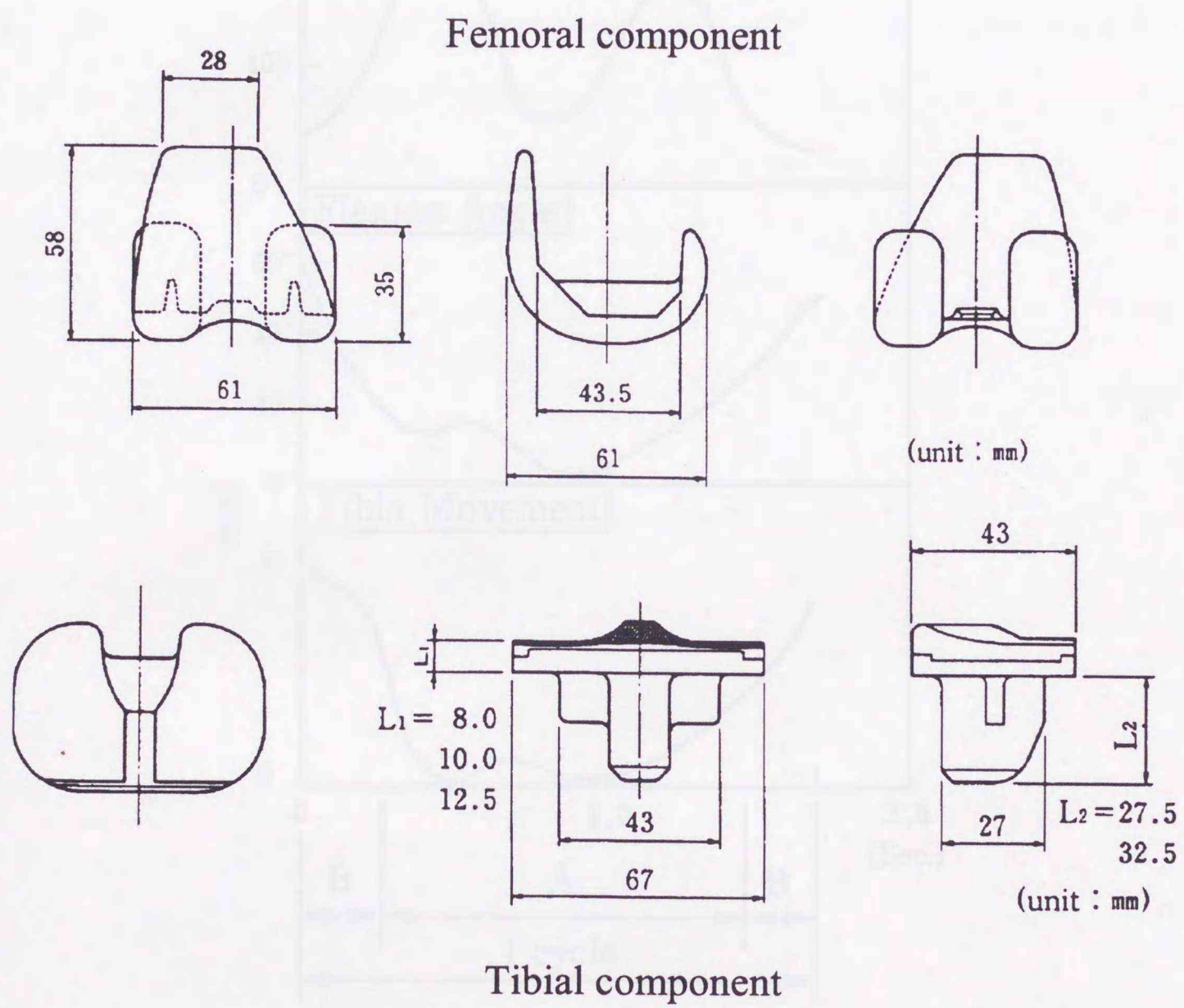
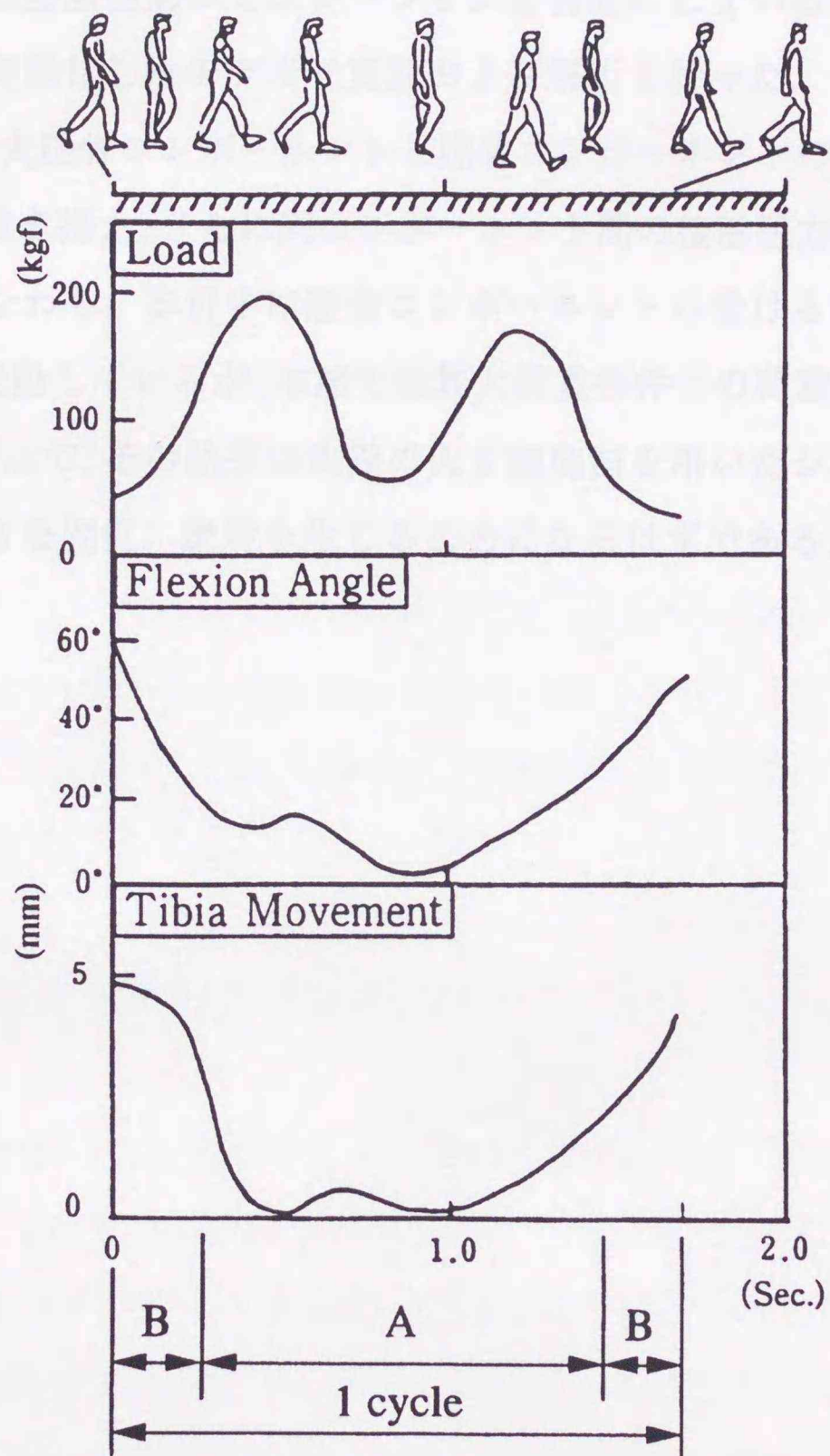


図 2・1 後十字靱帯温存型アルミナ・セラミック人工膝関節 (LFA)



A : Stance phase B : Swing phase

図 2・2 人工膝関節の歩行時における荷重，屈曲角度，
脛骨コンポーネントの前方変位の例

らないが、この負荷条件は非常に複雑なため、その変形挙動も複雑になる。本章ではUHMWPE平板の基礎的な接触変形挙動の実験的考察、ならびに繰返し塑性構成式を用いた接触変形シミュレーションを目的にしている。それゆえ、人工膝関節の動きを単純化したモデルで実験および解析を行った。

モデル化は、大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネントの接触部分を円柱と平板の接触に置き換え、さらに両コンポーネント間の接触圧力は常に一定として行なった。すなわち、歩行中に脛骨コンポーネントの受ける荷重は実際には図2.2のように変動しているが、本節では最大荷重条件下の荷重分布でモデル化を行った。したがって、その結果は実際の人工膝関節を用いたシミュレーション値よりかなり大きな変位、摩耗を生じることになるはずである。

2・3 繰返し接触実験⁽²¹⁾⁻⁽²³⁾

本節ではUHMWPE平板の繰返し接触時における変形，摩耗挙動評価として，回転円盤式一方向摩擦実験を行った。

2・3・1 実験装置および試験片

実験にはピン-回転円盤式摩耗試験機(福岡製作所製，FK式新素材摩耗試験機)を用いた。試験片は円盤状のUHMWPEで，大きさは直径30.0mm×厚さ5.5mmである。大腿骨コンポーネントに相当する負荷治具としては，アルミナ・セラミック製のピンを用いた。ピン寸法は直径5.5mm×長さ8.0mmでピン先端の接触面にHertzの楕円形の圧力分布が生じるよう，また試験機の荷重範囲内で後述の最大接触圧力($p_{\max}=24.2\text{ MPa}$)が得られるよう，ピン先端を球面状($R=34.5\text{ mm}$)に加工した。

2・3・2 実験条件および実験方法

実験時における荷重条件の設定としては，UHMWPE円盤型試験片が受けるHertz型荷重分布の最大接触圧力が，実際のUHMWPE製人工膝関節脛骨コンポーネントが歩行中に受ける最大接触圧力と同じになるとして行った。図2・2より，歩行時の荷重は二峰性を示し最大値は体重の約3倍の約200kgf($\approx 2\text{ kN}$)に達する。表面置換型人工膝関節の大腿骨コンポーネントはほぼ同じ形状の2つの大腿骨顆を有するので，荷重が内顆および外顆に均等にかかるすると，片側の大腿骨顆にかかる荷重はその半分の1kNとなる。このときの屈曲角度は約17°で脛骨コンポーネントの前方変位はほとんどない。この荷重条件と，大腿骨コンポーネントおよび脛骨コンポーネントの位置関係より求められる接触位置における両コンポーネントの形状および物性値よりHertzの弾性接触理論を用い接触圧力を計算する⁽¹⁸⁾と，最大接触圧力は $p_{\max}=24.2\text{ (MPa)}$ となる。この条件でUHMWPEの接触変形実験を行った。

実験は生体内に封入した人工膝関節を想定し、37℃に温調した生理食塩水による潤滑状態にて行った。最大接触圧力は前述の最大荷重点での値($p_{\max} = 24.2 \text{ MPa}$)とし、摩擦速度は $v = 10.0 \text{ cm/s}$ とした。実験は摩擦係数を測定しながら摩擦回数50万回まで行ったが、所定の摩擦回数ごとに試験機を止め、UHMWPE試験片の重量変化量および半径方向の形状変化を測定した。図2・3に測定によって得られた、試験前および10,000回摩擦後のUHMWPE試験片の半径方向断面曲線の例を示す。

本実験において試験片の塑性変形量は、測定された試験片の重量変化量と、半径方向断面曲線上のピンとの接触によって生じたくぼみの底とその両側に生じた盛り上がりの頂部での接線との高低差により定義される最大深さより算出した。つまり、試験片がピンと接触している領域内では均一に摩耗が生じていると仮定し、最大深さより重量変化量から計算される摩耗変位量を差し引いた値の3分の2を塑性変形量とした。この3分の2という係数は、試験片の変形挙動が複雑で変形前の断面曲線との比較が不可能であったため、図2・4に示すようにピン先端の形状をゆるいくさび型に近似し、これの押込み時における塑性変形量をすべり線場の理論より見積もった時の換算係数である。

2・3・3 実験結果および考察

図2・5に最大接触圧力24.2MPaを負荷した摩耗試験における摩擦回数とUHMWPEディスクの半径方向断面の最大深さ、重量変化量、塑性変形量および摩擦係数の関係を示す。また図2・6に、この実験結果の摩擦回数10,000回までの拡大図を示す。これらの図より、重量変化量は摩擦回数1,000回まではほとんど見られないが、それ以降で急激な増加が見られる。最大深さは摩擦回数が少ないところから増加が見られる。塑性変形量は100回まで急激に立ち上がった後、摩擦回数にほぼ比例して増加している。また、図中に黒点で示される摩擦係数はところどころに不連続な点ならびに値の変動が見られるが、これは前述のように所定の摩擦回数ごとに試験機を止めて、試験片の測定を行なっているために不連続になっているもので、さらに試験再開時のピンとディスク試験片の当たり面にお

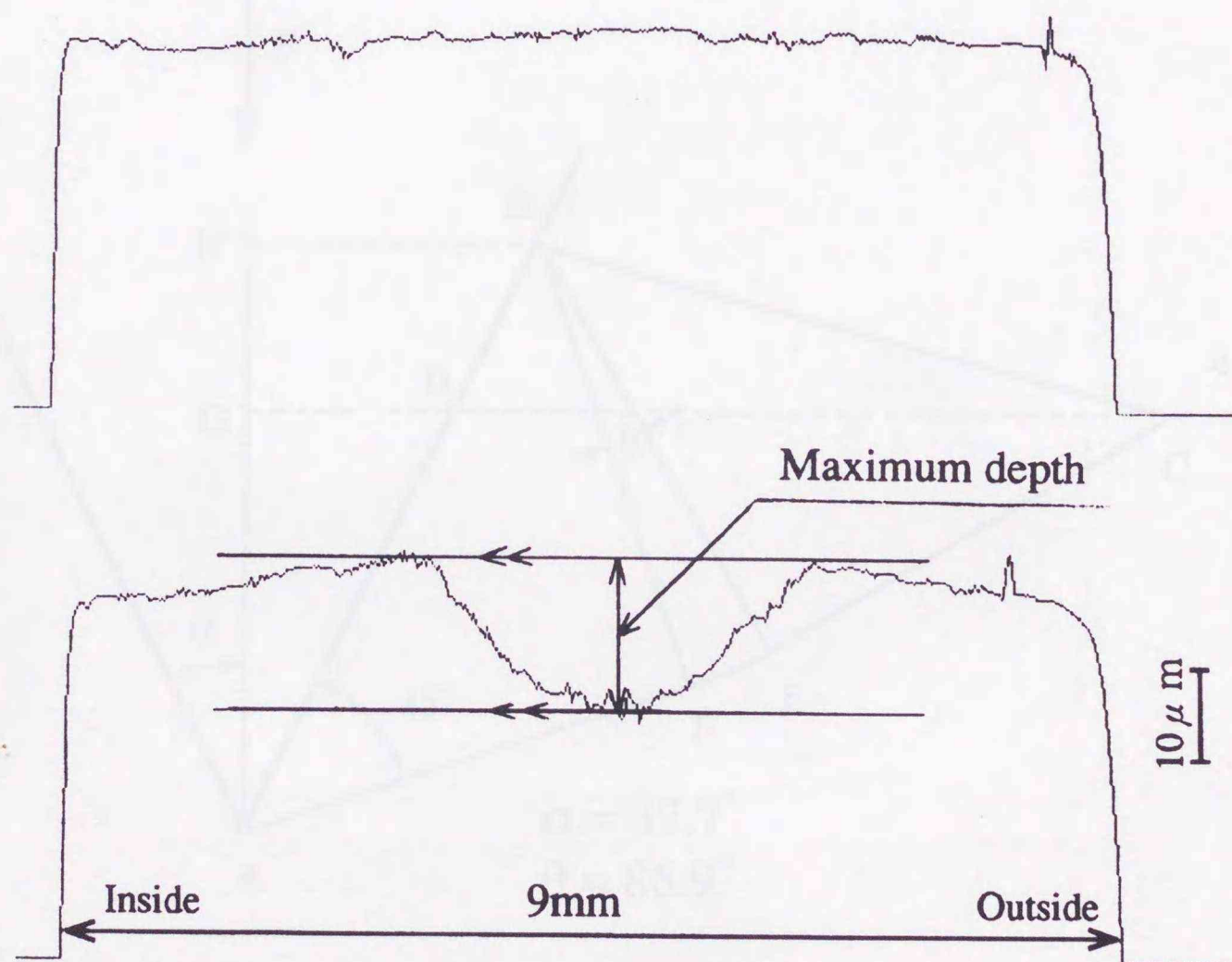
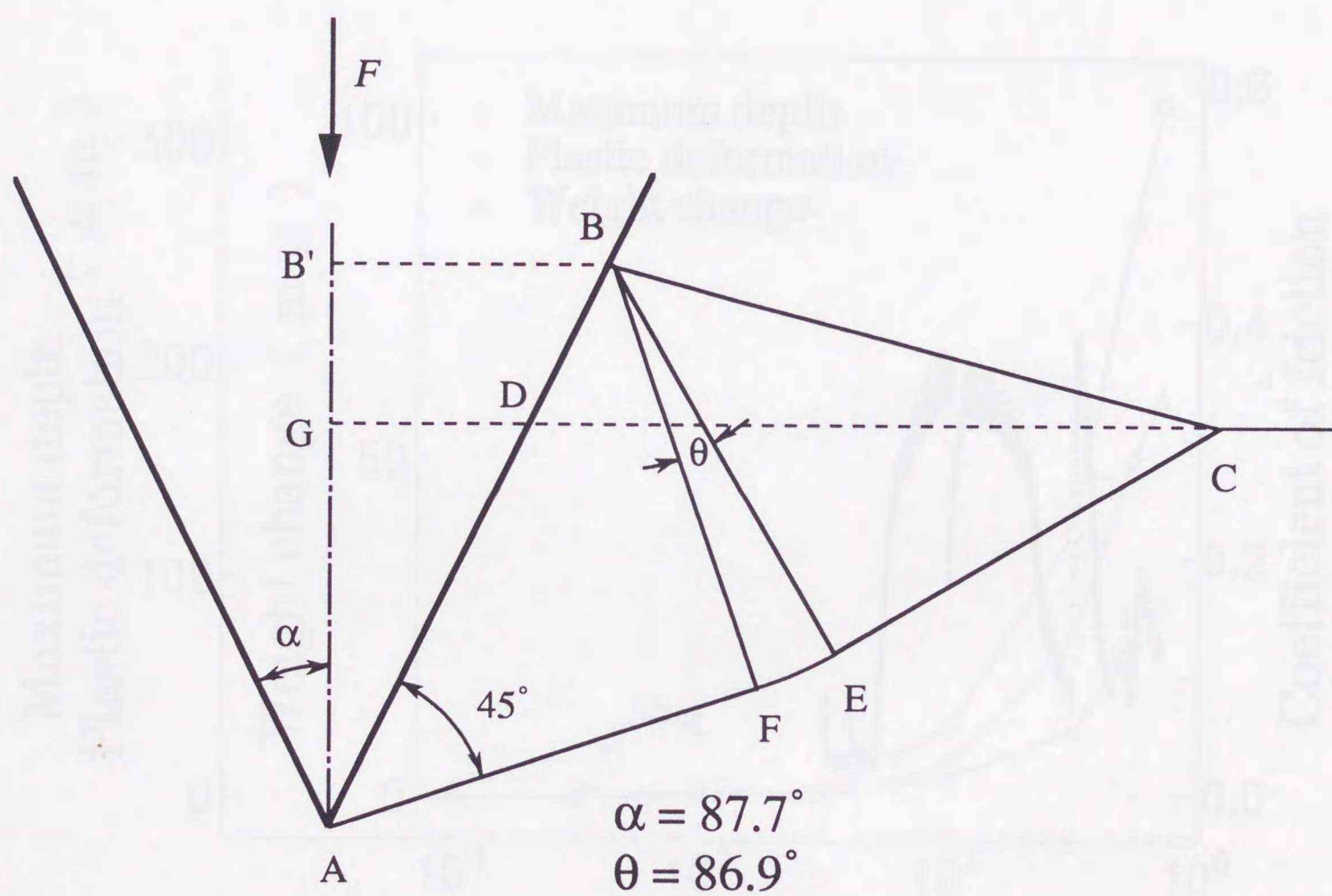


図 2・3 断面曲線と最大深さの例
試験前（上）と摩擦回数 10,000 回後（下）



AG (Plastic deformation) = $\frac{2}{3} \times AB'$ (Maximum depth)

図 2・4 すべり線場の理論による最大深さと塑性変形量の関係

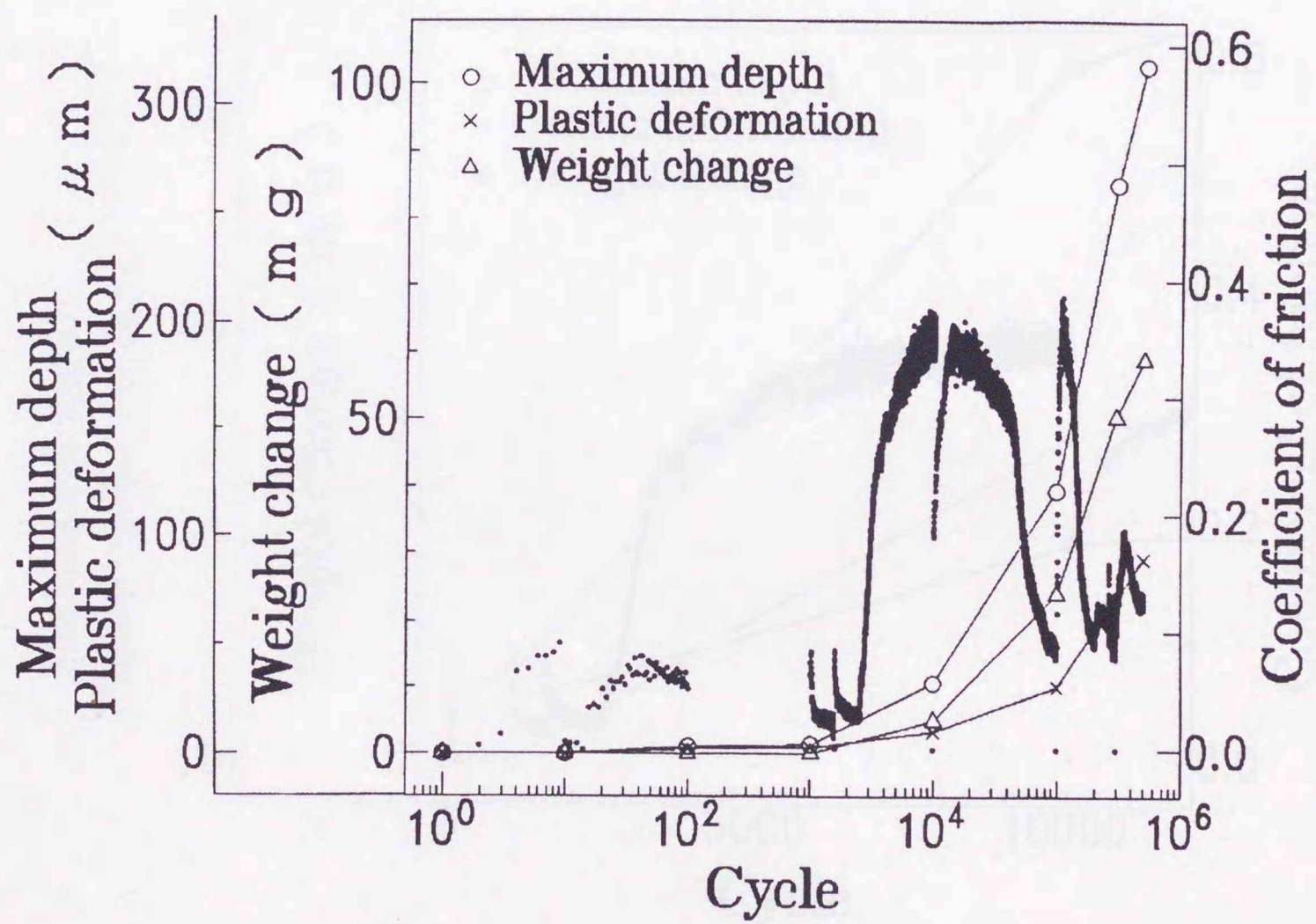


図 2・5 UHMWPE における摩耗回数と重量変化量，
最大深さ，塑性変形量および摩擦係数の関係

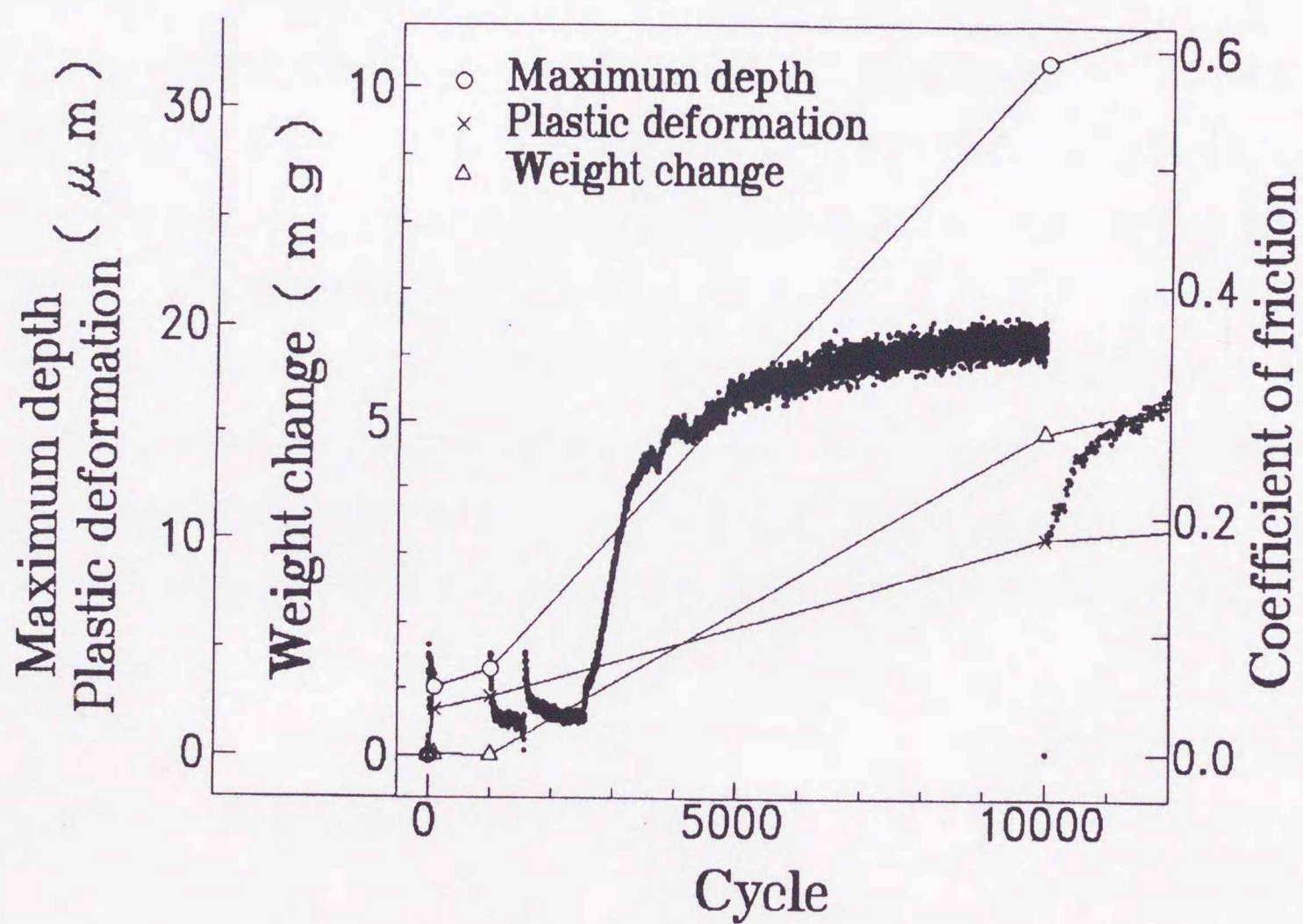


図 2・6 UHMWPE における摩耗回数と重量変化量，
最大深さ，塑性変形量および摩擦係数の関係
(10,000 回までの拡大図)

けるなじみの影響により変動が生じていると考えられる。これらを考慮すると、摩擦係数は摩耗粉が生じていない段階では0.05程度で、摩耗粉の発生している状態では0.1程度と考えられる。これらの結果より、UHMWPEは摩擦回数1,000回程度まではほとんど摩耗せず、塑性変形を生じるのみであるが、それ以降より摩耗粉を生じ、急激に摩耗が進行して行くのがわかる。また、塑性変形量の変化は初期段階で大きく、その後は摩擦回数に比例して増加していき、摩耗粉が生じ始めてからも増加していく。つまり、塑性変形と摩耗が同時に進行している。摩擦係数は、摩耗粉の発生によりその値は大きくなっている。

2・4 弾塑性構成式

緒言でも述べたように、人工膝関節においてUHMWPEは符号の変化する繰返し負荷を受ける。よってこの解析を行うためには繰返し構成式を用いることが必要である。またUHMWPEは高分子材料であるので、粘性変形の効果も考えられる。図2・7に単軸引張、圧縮時のUHMWPEの応力-ひずみ線図を示す。このようにUHMWPEの応力-ひずみ関係はひずみ速度の影響を受け、UHMWPEは変形時に粘性変形を伴う粘弾塑性材料⁽²⁴⁾であることがわかるが、現在粘弾塑性材料が多軸応力下の繰返し負荷を受ける場合の挙動を正確かつ簡単に計算機上に記述できる統一型構成式は見当たらないので、本研究ではUHMWPEの粘性効果を見捨て、繰返し塑性構成式を用いて解析を行なった。また、各部で塑性変形により生ずるひずみ履歴が異なるようなこの種の不均質問題では、ひずみ履歴依存性も考慮することが必要となる。

最近、負荷面の中心移動を考慮した負荷関数を用い、ひずみ履歴依存性を考慮した繰返し負荷を受ける材料の繰返し塑性モデルが、石川らによって提案され⁽²⁰⁾、接触変形解析にも用いられている⁽²⁵⁾。本論文では、UHMWPEの繰返し転がり-すべり接触における弾塑性変形挙動を、提案されたモデルを平面ひずみ有限要素法に組込んで解析した。

2・4・1 繰返し塑性モデル

温度 T のもとでの繰返し負荷により、ひずみ硬化が安定化する材料に対して、負荷関数 f が次式で表示できる。

$$f = \frac{1}{2} C_{ijkl} (\sigma_{ij} - \alpha_{ij})(\sigma_{kl} - \alpha_{kl}) - \frac{1}{3} R^2(\kappa, T) = 0 \quad (2-1)$$

ここで C_{ijkl} は塑性変形により誘起される4階異方性テンソル係数、 σ_{ij} は応力テンソル、 α_{ij} は降伏曲面の中心を示す背応力テンソル、 R は流れ応力、 κ は硬化、軟化のパラメータである。

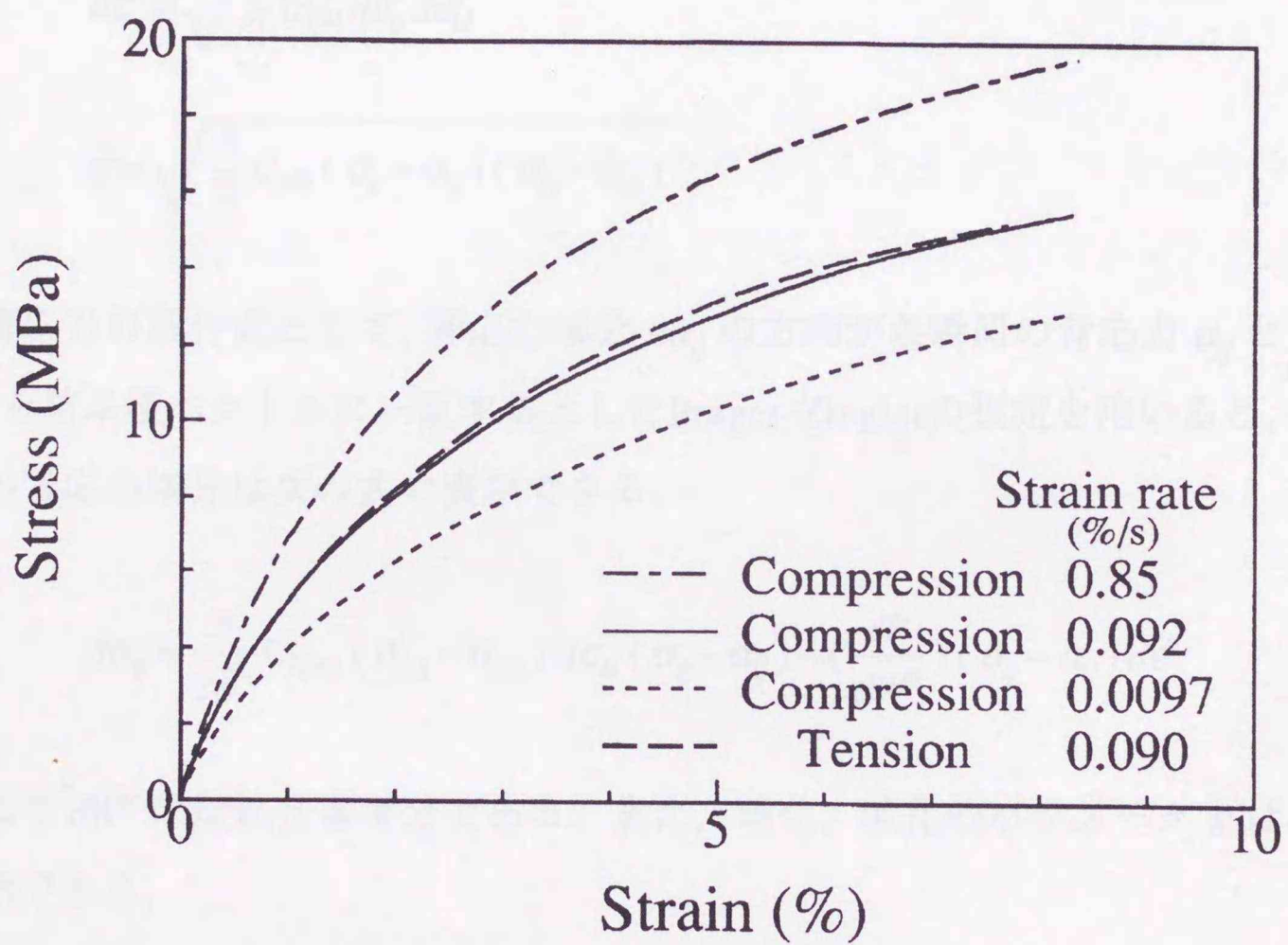


図 2・7 単軸試験における UHMWPE の応力－ひずみ関係

塑性ひずみ増分が負荷面に垂直であるという仮定を用いれば、式(2-1)で示される負荷関数に関連する塑性流れ則は次式となる。

$$d\epsilon_{ij}^p = \frac{3}{2} \frac{d\bar{\epsilon}^p}{\bar{\sigma}} C_{ijkl} (\sigma_{kl} - \alpha_{kl}) \quad (2-2)$$

上式中の $d\epsilon_{ij}^p$ は塑性ひずみ増分テンソルである。また $d\bar{\epsilon}^p$ 、 $\bar{\sigma}$ はそれぞれ相当塑性ひずみ増分、相当応力であり、以下の式で定義される。

$$d\bar{\epsilon}^p = \sqrt{\frac{3}{2} C_{ijkl}^{-1} d\epsilon_{ij}^p d\epsilon_{kl}^p} \quad (2-3)$$

$$\bar{\sigma} = \sqrt{\frac{3}{2} C_{ijkl} (\sigma_{ij} - \alpha_{ij}) (\sigma_{kl} - \alpha_{kl})} \quad (2-4)$$

背応力の移行式として、背応力増分 $d\alpha_{ij}$ の方向が各瞬間の背応力 α_{ij} と負荷点 σ_{ij} を結ぶ径ベクトルに一致するとしたPrager-Zieglerの仮定を用いると、この場合の背応力増分は次の式で表示できる。

$$d\alpha_{ij} = \frac{3}{2\bar{\sigma}^2} C_{klmn} (\sigma_{mn} - \alpha_{mn}) d\sigma_{kl} (\sigma_{ij} - \alpha_{ij}) - \left(\frac{dR}{dW^p} \right) (\sigma_{ij} - \alpha_{ij}) d\bar{\epsilon}^p \quad (2-5)$$

ここで dW^p は塑性仕事増分である。また、硬化、軟化のパラメータ κ は次式で表示できる。

$$d\kappa = dW^p = \bar{\sigma} d\bar{\epsilon}^p = (\sigma_{ij} - \alpha_{ij}) d\epsilon_{ij}^p \quad (2-6)$$

また、繰返し負荷を受ける場合の相当応力—相当塑性ひずみ関係は、次式で表示されとする。

$$\bar{\epsilon}^p = \frac{K}{E} \left(\frac{1}{\sigma_{0(n)}} \right)^{m(n)} \bar{\sigma}^{m(n)+1} \quad (2-7)$$

ところで単軸応力状態を考えると、式(2-7)は以下のように変形される。

$$\varepsilon_t - e_t = \frac{\sigma_t - \alpha_t}{E} \left[1 + K \left(\frac{\sigma_t - \alpha_t}{\sigma_{0(n)}} \right)^{m_{(n)}} \right] \quad (2-8)$$

ここで ε_t は単軸ひずみ, σ_t は単軸応力, e_t , α_t はそれぞれ降伏曲面の中心のひずみと応力であり, 式(2-8) はまさに降伏曲面の中心移動を考慮した Ramberg-Osgood 則となっている. 式(2-7), (2-8) 中の K は以下で示される定数であり, また E は縦弾性係数である.

$$K = E \frac{\varepsilon_0}{\sigma_{0(n)}} \quad (2-9)$$

さらに $\sigma_{0(n)}$, $m_{(n)}$ は $(n-1)$ 回の負荷履歴を受けたあとに ε_0 の永久ひずみを生ずるときの応力と硬化指数であり, 硬化安定材に対して次式で表示できると仮定する.

$$\sigma_{0(n)} = \sigma_{0(\infty)} \left\{ 1 \pm \alpha \exp\left(-\frac{W_{(n-1)}^p}{W_0}\right) \right\} \quad (2-10)$$

$$m_{(n)} = m_{(\infty)} \left\{ 1 \pm \beta \exp\left(-\frac{W_{(n-1)}^p}{W_1}\right) \right\} \quad (2-11)$$

ただし, 本解析では UHMWPE が高分子材料であることを考慮し, ε_0 を 2.5% の塑性ひずみとした. また, 流れ応力 R も同様に次式で表示できると仮定する.

$$R = R_{(\infty)} \left\{ 1 \pm \lambda \exp\left(-\frac{W^p}{W_2}\right) \right\} \quad (2-12)$$

式(2-12) で $W^p = W_{(n-1)}^p + \Delta W^p$ であり, 現変形段階での塑性仕事である. また, 式(2-10)~(2-12) で, $\sigma_{0(\infty)}$, α , W_0 , $m_{(\infty)}$, β , W_1 , $R_{(\infty)}$, λ , W_2 は, それまでに受けた負荷履歴に依存する材料定数である. これらの材料定数は, 実験とシミュレーションにより最適値が決定される⁽²⁰⁾.

本質的には, 塑性変形は異方性を誘起する⁽²⁶⁾. しかし, 4 階異方性テンソル係数 C_{ijkl} をこの問題について求めることは UHMWPE 材の降伏曲面に関する広範囲な実験を必要とするため, ここでは第一近似として等方性材として取扱う. 等方

性材の場合，平面ひずみ状態において異方性パラメータは以下のようになる．

$$\begin{aligned} C_{1111} &= C_{2222} = C_{3333} = \frac{2}{3}, \\ C_{1122} &= C_{2233} = C_{3311} = -\frac{1}{3} \\ C_{1212} &= \frac{1}{2} \end{aligned} \quad (2-13)$$

以上の式より最終的に，平面ひずみ状態の塑性ひずみ増分と降伏曲面の中心応力の各成分が以下のように計算される．

$$\begin{aligned} d\epsilon_x^p &= B \left\{ \frac{\bar{\sigma}}{\sigma_{0(n)}} \right\}^{m(n)} \frac{3}{2\bar{\sigma}^2} F \left(\frac{2}{3} \Sigma_x - \frac{1}{3} \Sigma_y - \frac{1}{3} \Sigma_z \right) \\ d\epsilon_y^p &= B \left\{ \frac{\bar{\sigma}}{\sigma_{0(n)}} \right\}^{m(n)} \frac{3}{2\bar{\sigma}^2} F \left(\frac{2}{3} \Sigma_y - \frac{1}{3} \Sigma_z - \frac{1}{3} \Sigma_x \right) \end{aligned} \quad (2-14)$$

$$d\gamma_{xy}^p = 2B \left\{ \frac{\bar{\sigma}}{\sigma_{0(n)}} \right\}^{m(n)} \frac{3}{2\bar{\sigma}^2} F \Sigma_{xy}$$

$$\begin{aligned} d\alpha_x &= \frac{3G}{2\bar{\sigma}^2} \Sigma_x - R_{(\infty)} \frac{\lambda}{W_2} \exp\left(-\frac{W^p}{W_2}\right) B \left\{ \frac{\bar{\sigma}}{\sigma_{0(n)}} \right\}^{m(n)} \frac{F}{\bar{\sigma}} \Sigma_x \\ d\alpha_y &= \frac{3G}{2\bar{\sigma}^2} \Sigma_y - R_{(\infty)} \frac{\lambda}{W_2} \exp\left(-\frac{W^p}{W_2}\right) B \left\{ \frac{\bar{\sigma}}{\sigma_{0(n)}} \right\}^{m(n)} \frac{F}{\bar{\sigma}} \Sigma_y \\ d\alpha_z &= \frac{3G}{2\bar{\sigma}^2} \Sigma_z - R_{(\infty)} \frac{\lambda}{W_2} \exp\left(-\frac{W^p}{W_2}\right) B \left\{ \frac{\bar{\sigma}}{\sigma_{0(n)}} \right\}^{m(n)} \frac{F}{\bar{\sigma}} \Sigma_z \\ d\alpha_{xy} &= \frac{3G}{2\bar{\sigma}^2} \Sigma_{xy} - R_{(\infty)} \frac{\lambda}{W_2} \exp\left(-\frac{W^p}{W_2}\right) B \left\{ \frac{\bar{\sigma}}{\sigma_{0(n)}} \right\}^{m(n)} \frac{F}{\bar{\sigma}} \Sigma_{xy} \end{aligned} \quad (2-15)$$

ここで Σ_i , B , F , G は以下で示される．

$$\Sigma_i = \sigma_i - \alpha_i$$

$$B = \frac{3K}{2E} \{ m_{(n)} + 1 \}$$

$$F = \frac{2}{3} (\Sigma_x d\Sigma_x + \Sigma_y d\Sigma_y + \Sigma_z d\Sigma_z) + 2\Sigma_{xy} d\Sigma_{xy} \quad (2-16)$$

$$- \frac{1}{3} (\Sigma_x d\Sigma_y + \Sigma_x d\Sigma_z + \Sigma_y d\Sigma_x + \Sigma_y d\Sigma_z + \Sigma_z d\Sigma_x + \Sigma_z d\Sigma_y)$$

$$G = \frac{2}{3} (\Sigma_x d\sigma_x + \Sigma_y d\sigma_y + \Sigma_z d\sigma_z) + 2\Sigma_{xy} d\sigma_{xy}$$

$$- \frac{1}{3} (\Sigma_x d\sigma_y + \Sigma_x d\sigma_z + \Sigma_y d\sigma_x + \Sigma_y d\sigma_z + \Sigma_z d\sigma_x + \Sigma_z d\sigma_y)$$

2・4・2 繰返し引張－圧縮試験およびシミュレーション

計算機シミュレーションを行うにあたって必要となるUHMWPEの材料定数を
得るために、3種類のひずみ振幅 ($\Delta\epsilon = 1.0\%, 1.5\%, 2.0\%$) についてひずみ速度
 $\dot{\epsilon} = 0.01 \text{ \%}/\text{s}$ で繰返し引張－圧縮試験を行った。繰返し負荷はUHMWPE試験片
の応力－ひずみループが安定するまで行なった。

図2・8に繰返し引張－圧縮試験におけるひずみ振幅が1.5%の実験結果を示す。
これより、UHMWPEの弾性範囲は非常に狭く、すぐ塑性変形領域に達するが、
鉄鋼材料と同様に加工硬化を生じ、引張－圧縮負荷による応力－ひずみ関係は
ループを描いていることがわかる。ただし繰返し硬化はほとんど見られず、すぐ
に安定ループになっている。なお図2・8の初期材の応力－ひずみ曲線を図2・7と
比較すると図2・8の応力値の方が大きくなっているが、これはUHMWPEがひず
み速度だけではなく温度依存性もある材料であり、また図2・7は生体内を想定
した37℃試験を行ったのに対し、図2・8は試験機の都合により室温で試験を
行ったことによるものである。この3種類のひずみ振幅を変えた実験結果より、
各ひずみ振幅に対するUHMWPEの材料定数が式(2-1)～(2-16)を用いて計算機シ
ミュレーションにより求められる。ただし $\sigma_{0(1)}$, $m_{(1)}$ は実験より直接定まる。

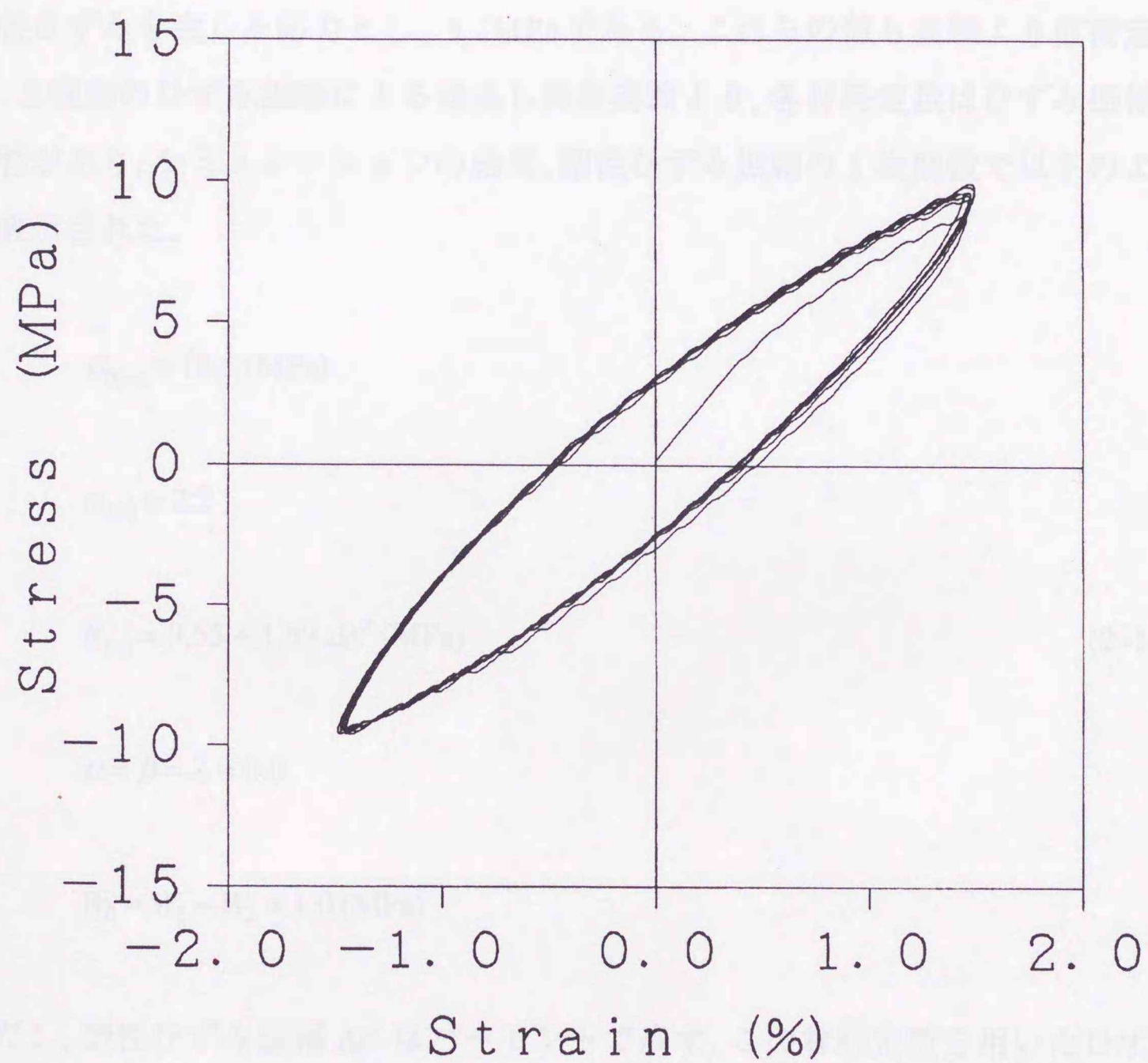


図2・8 一定ひずみ振幅での繰返し引張—圧縮試験
($\Delta\epsilon = 1.5\%$)

$$\sigma_{0(1)} = 15.0 \text{ (MPa)}$$

(2-17)

$$m_{(1)} = 3.0$$

また、縦弾性係数 E は 900MPa, ポアソン比 ν は 0.4, 降伏応力 σ_y は 50 $\mu\text{m/m}$ の塑性ひずみを生じる応力とし, 3.2MPa である. これらの値も実験より直接定まる. 3 種類のひずみ振幅による繰返し負荷実験より, 各材料定数はひずみ振幅依存性があり, シミュレーションの結果, 塑性ひずみ振幅の 1 次関数で以下のように表示された.

$$\sigma_{0(\infty)} = 18.5 \text{ (MPa)}$$

$$m_{(\infty)} = 2.2$$

$$R_{(\infty)} = 9.55 + 1.69 \Delta \epsilon^p \text{ (MPa)}$$

(2-18)

$$\alpha = \beta = \lambda = 0.0$$

$$W_0 = W_1 = W_2 = 1.0 \text{ (MPa)}$$

ただし, 塑性ひずみ振幅 $\Delta \epsilon^p$ はパーセントで表す. この材料定数を用いたひずみ振幅が 1.5% の繰返し引張-圧縮シミュレーション結果を図 2・9 に示す. 図 2・8 の実験結果と比べて負荷反転時のループのふくらみに若干差が見られるが, 全体的にはよく一致している. これらの材料定数を有限要素法に組込んで以下の解析を行った.

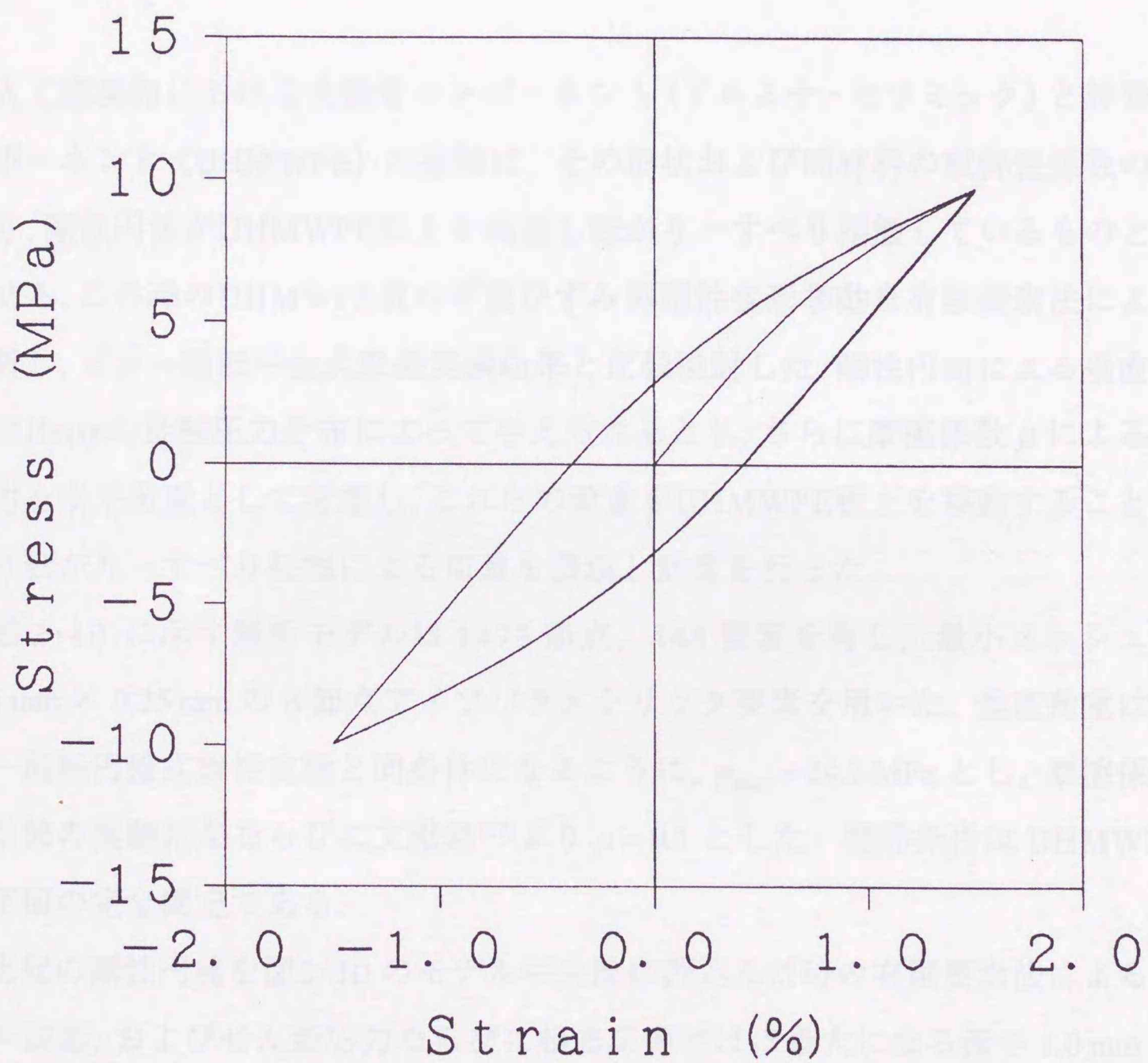


図 2.9 一定ひずみ振幅での繰返し引張－圧縮シミュレーション
($\Delta\epsilon = 1.5\%$)

2・5 一方向摩擦時の変形シミュレーションと実験との比較⁽²¹⁾⁻⁽²³⁾

本節では繰返し接触実験と同じ条件で、繰返し塑性モデルを用いたUHMWPE平板の繰返し接触時の変形挙動を解析し、計算値と実験値の比較を行った。

2・5・1 解析方法

人工膝関節における大腿骨コンポーネント（アルミナ・セラミック）と脛骨コンポーネント（UHMWPE）の接触は、その形状および両材料の縦弾性係数の差より、剛性円筒がUHMWPE板上を繰返し転がり－すべり接触しているものと見なせる。この時のUHMWPE板の平面ひずみ弾塑性変形挙動を有限要素法により解析し、ピン－回転円盤式摩耗実験結果と比較検討した。剛性円筒による垂直荷重はHertzの接触圧力分布によって与えられるとし、さらに摩擦係数 μ による摩擦力を水平荷重として考慮し、これらの荷重がUHMWPE板上を移動することにより転がり－すべり接触による荷重を表現し計算を行った。

図2・10に示す解析モデルは1473節点、448要素を有し、最小メッシュが $0.5\text{ mm} \times 0.25\text{ mm}$ の8節点アイソパラメトリック要素を用いた。垂直荷重はピン－回転円盤式摩耗実験と同条件になるように、 $p_{\max} = 24.2\text{ MPa}$ とし、摩擦係数は前節の実験結果ならびに文献値⁽²⁷⁾より $\mu = 0.1$ とした。境界条件はUHMWPE板下面の完全固定である。

上記の剛性円筒を図2・10のモデル中央部に押込んだ時の有限要素法によるモデル表面、およびせん断応力ならびに相当応力がほぼ最大になる深さ 1.0 mm での各応力成分分布をそれぞれ図2・11、2・12に示す。図2・11のモデル表面では、Bartelら⁽¹⁷⁾によっても指摘されているように、各軸方向の応力が円筒接触領域の両端部で引張りから圧縮へ急激に変化している。しかもその変動幅は最大約 28 MPa にも達しているが、塑性変形を目安となる相当応力は 6 MPa 程度であまり変動していない。また、図2・12の深さ 1.0 mm では、各軸方向の応力は負の値のままであるが、せん断応力 τ_{xy} が正から負に変わっている。これにより、この剛性円筒がUHMWPE板上を移動するに従いBower⁽²⁸⁾⁽²⁹⁾が指摘した繰返し塑性によ

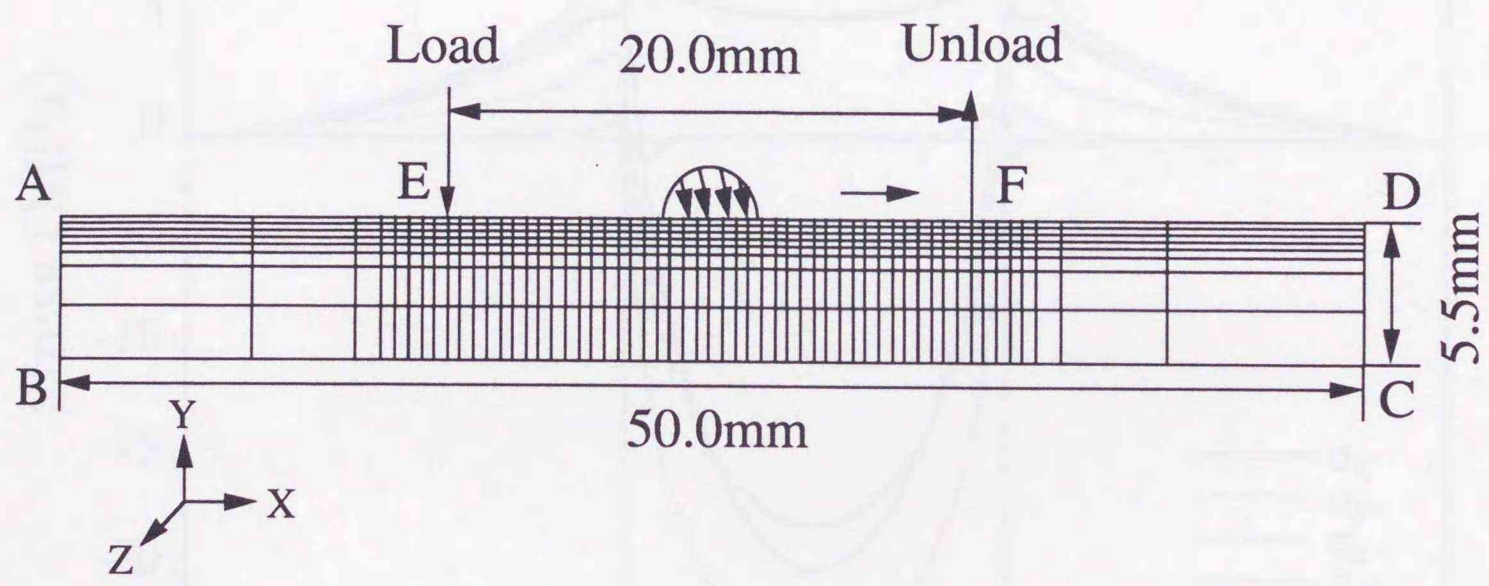


図 2・10 解析モデル

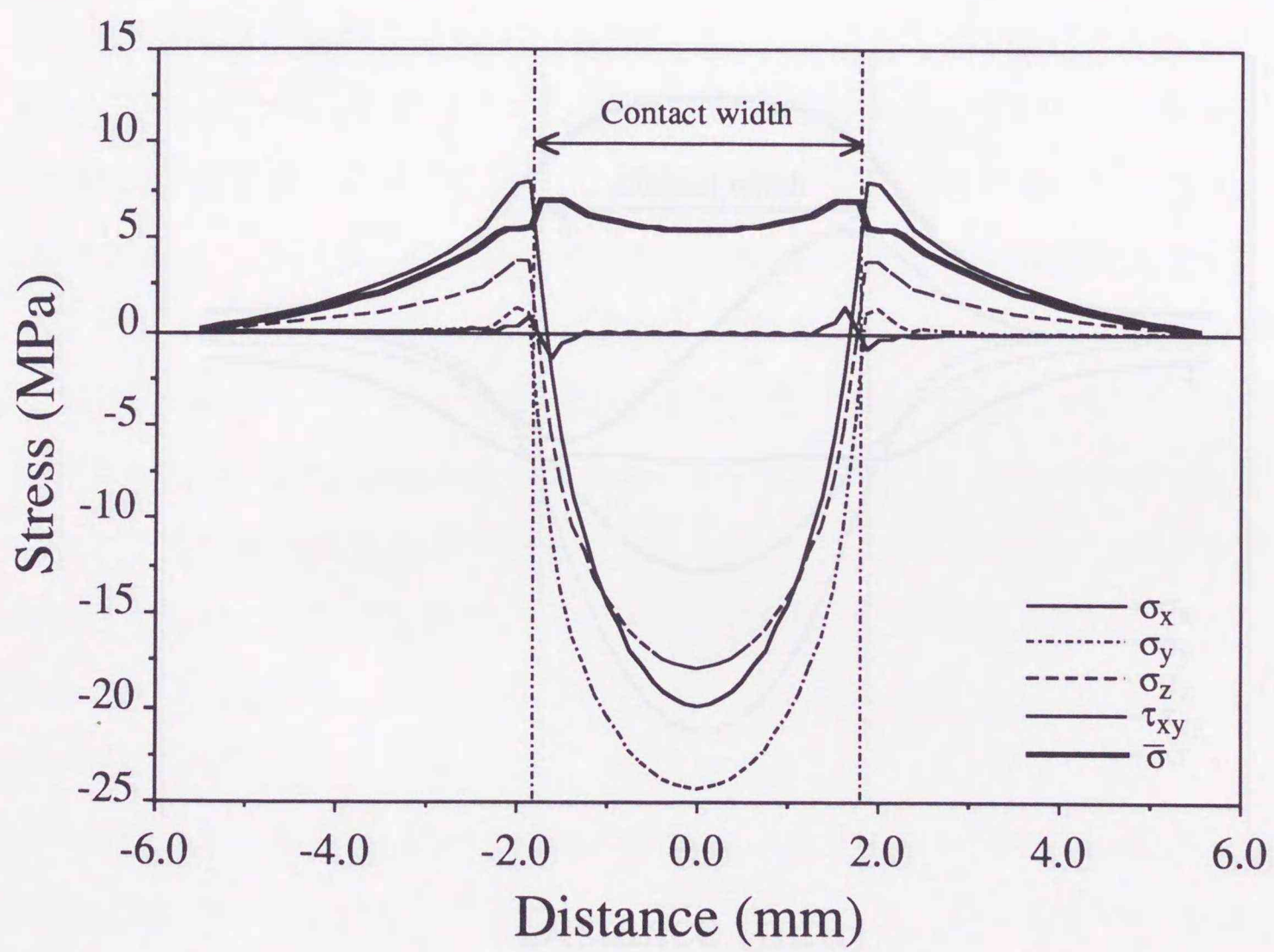


図 2・11 円筒押込み時の各応力成分分布 (深さ 0.0 mm)

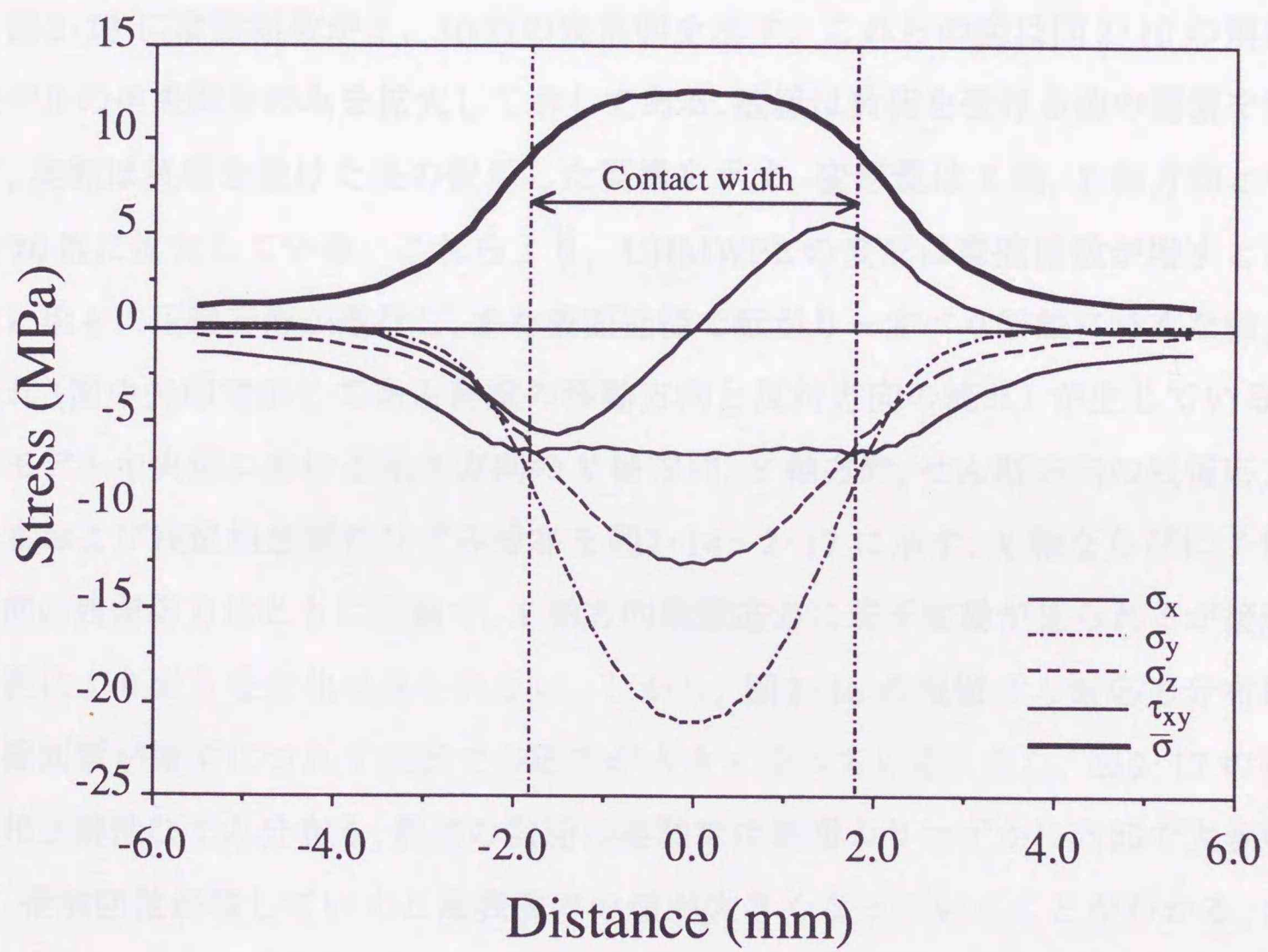


図 2・12 円筒押込み時の各応力成分分布(深さ 1.0 mm)

るラチェット現象が生ずることがわかる。それゆえ、このUHMWPE板の接触変形解析は繰返し塑性理論によらねばならない。

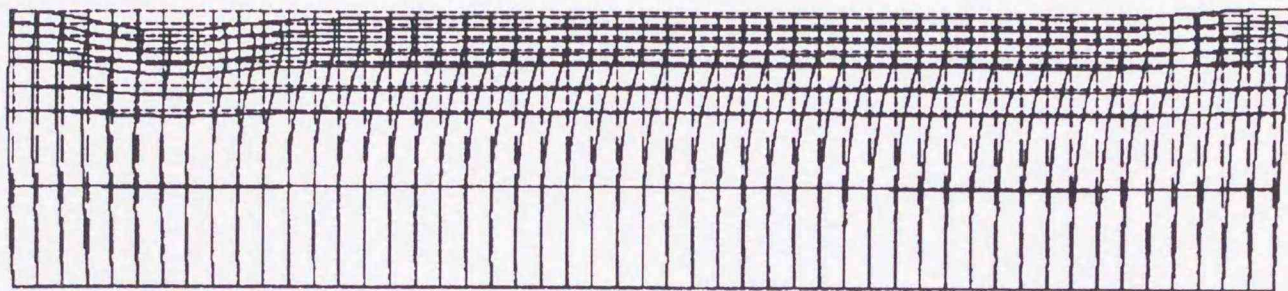
シミュレーションは、まずE点で負荷し、そこを始点として接触面ADに沿ってF点の方向へ1ステップ0.05 mm ずつ計20.0 mm の距離を移動し、F点で除荷することにより1回の接触とし、以降10回目の接触まで解析を順次行った。

2・5・2 解析結果および考察

図2・13に摩擦回数が1, 10回の変形図を示す。これらの図は図2・10の解析モデルの中央部分のみを拡大して示してある。破線は負荷を受ける前の要素を示し、実線は負荷を受けた後の変形した要素を示す。変形量はX軸, Y軸方向ともに20倍に拡大している。これらより、UHMWPEの変形は摩擦回数が増すとともに徐々に圧縮変形が進行し、また表面近傍で転がり-すべり接触に特有な前方流れ(図中矢印で示してある荷重の移動方向と反対方向の流れ)が生じている。

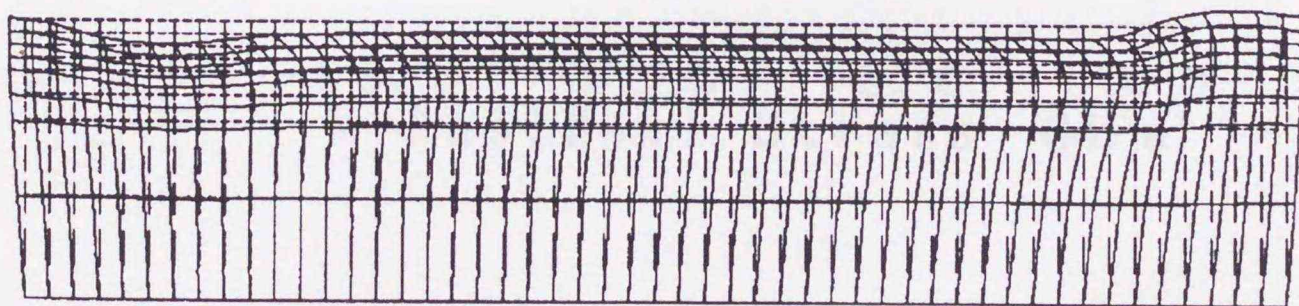
モデル中央部における深さ方向のX軸方向, Y軸方向, せん断方向の残留応力分布および残留相当塑性ひずみ分布を図2・14~2・17に示す。X軸ならびにY軸方向の残留応力はともに圧縮で、X軸方向残留応力に若干変動が見られるが接触回数により大きな変化は見られない。しかし、図2・16の残留せん断応力分布は摩擦回数が増すにつれて表面での応力が大きくなっている。また、図2・17の残留相当塑性ひずみ分布も、最初の数回の接触では表面よりわずかに内部で大きい。が、接触回数が増していくと最表面での値が大きくなっていくことがわかる。また、図2・18に表面近傍の深さ0.28 mmの点における繰返し接触時のせん断応力とせん断ひずみの関係を示す。これを見ると、接触によりラチェット現象を生じ、接触回数に応じてせん断ひずみが増加していくのがわかる。

被接触材として機械構造用炭素鋼S20Cを用いた解析⁽²⁵⁾では、このラチェット現象により表面よりわずかに内部で残留せん断ひずみ、残留相当塑性ひずみが大きくなるが、UHMWPEの場合には、最表面でこれらの値が最大になっている。これらより、一方向転がり-すべり接触によりUHMWPEはその表面より摩耗によるクラックが発生することが予想される。



(a) 1 回接触後

← Forward Direction



(a) 10 回接触後

図 2・13 変形図

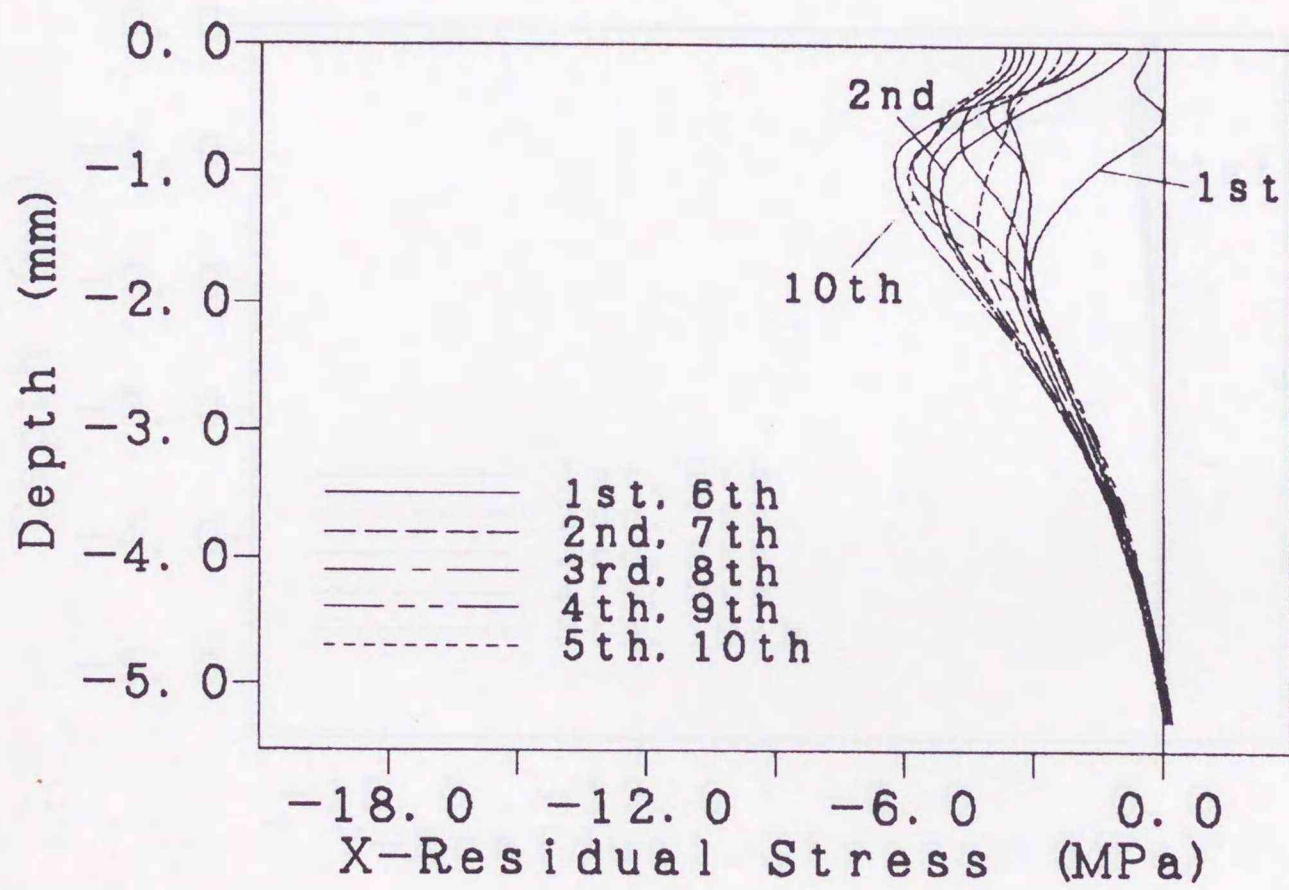


図 2・14 X 軸方向残留応力の深さ方向分布図

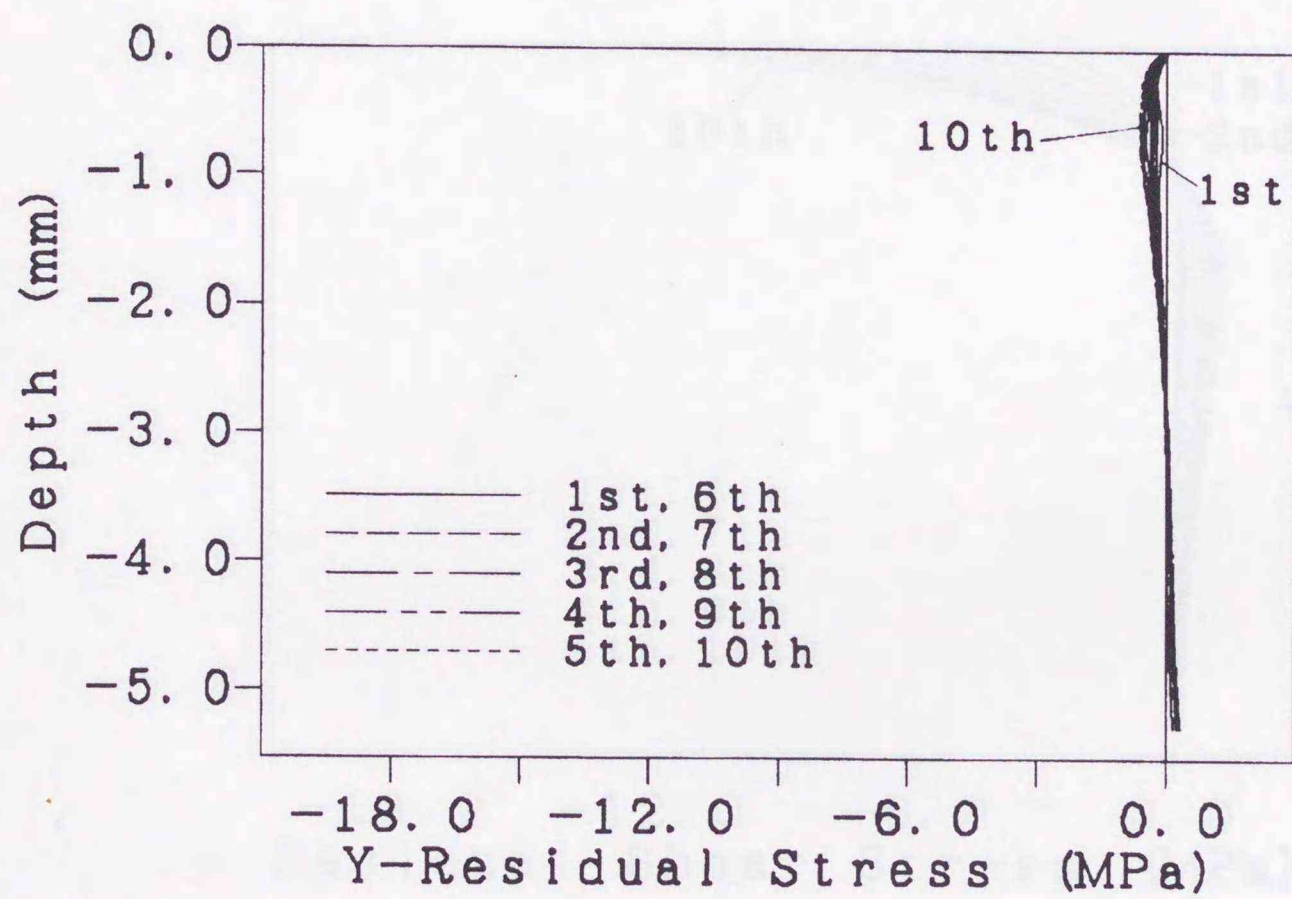


図 2・15 Y 軸方向残留応力の深さ方向分布図

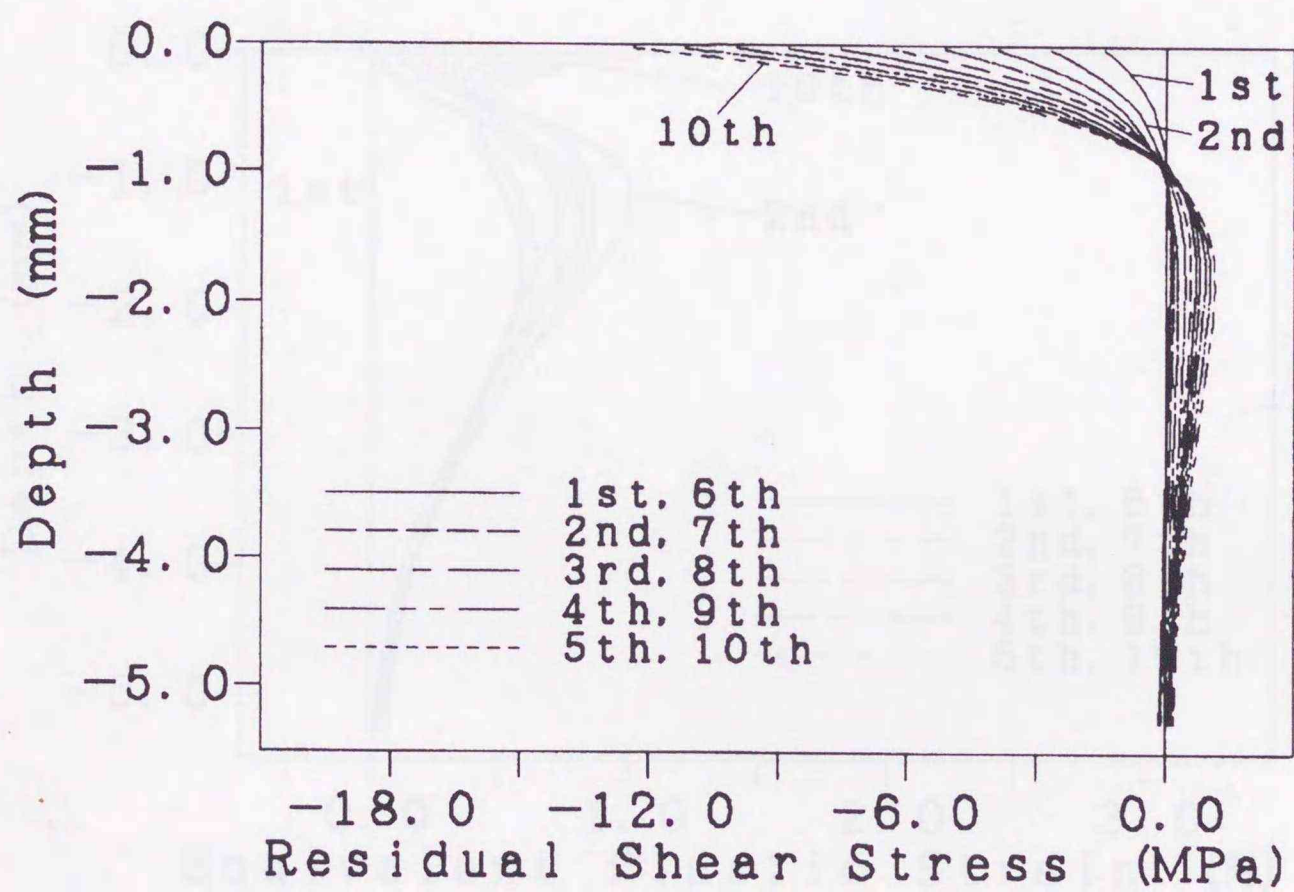


図 2・16 残留せん断応力の深さ方向分布図

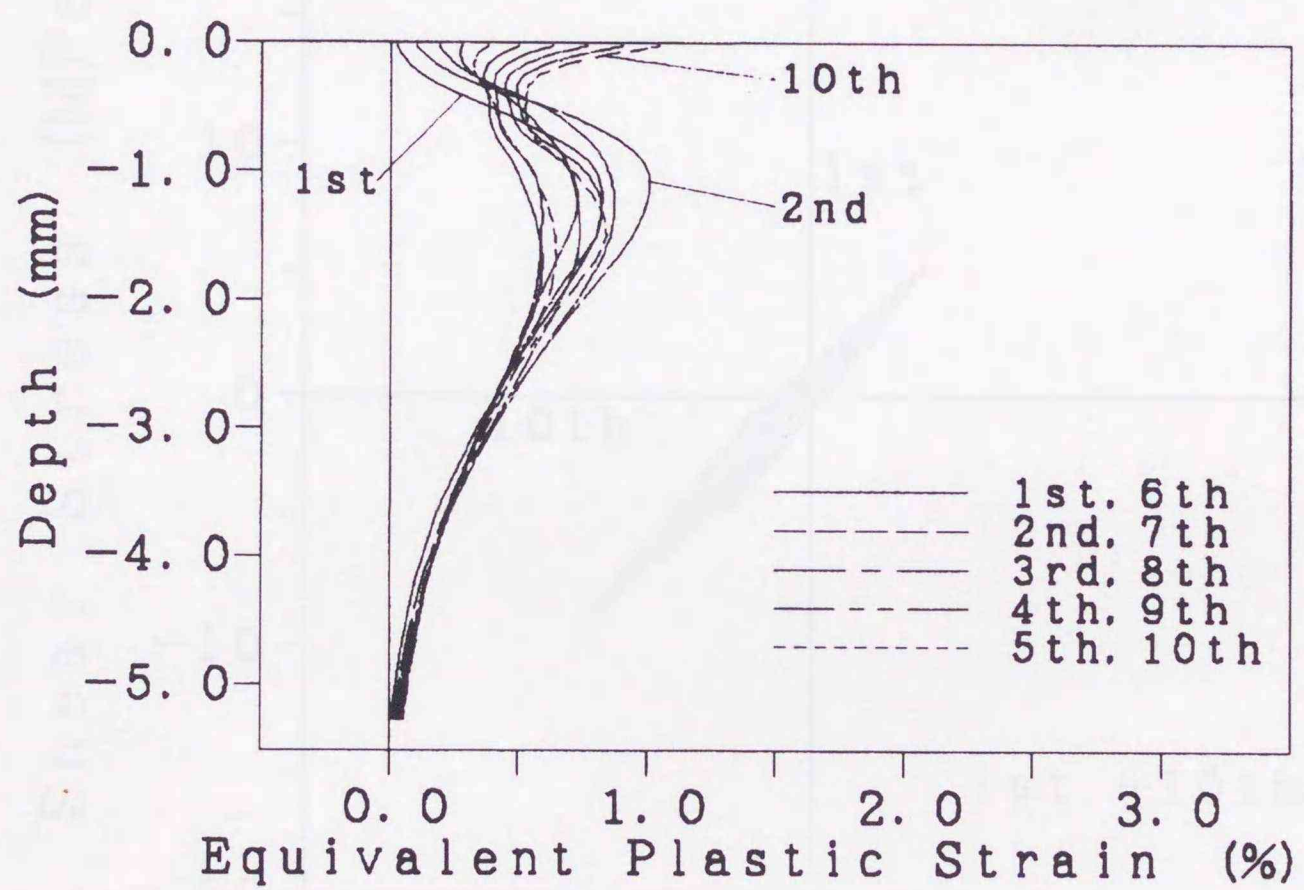


図 2・17 残留相当塑性ひずみの深さ方向分布図

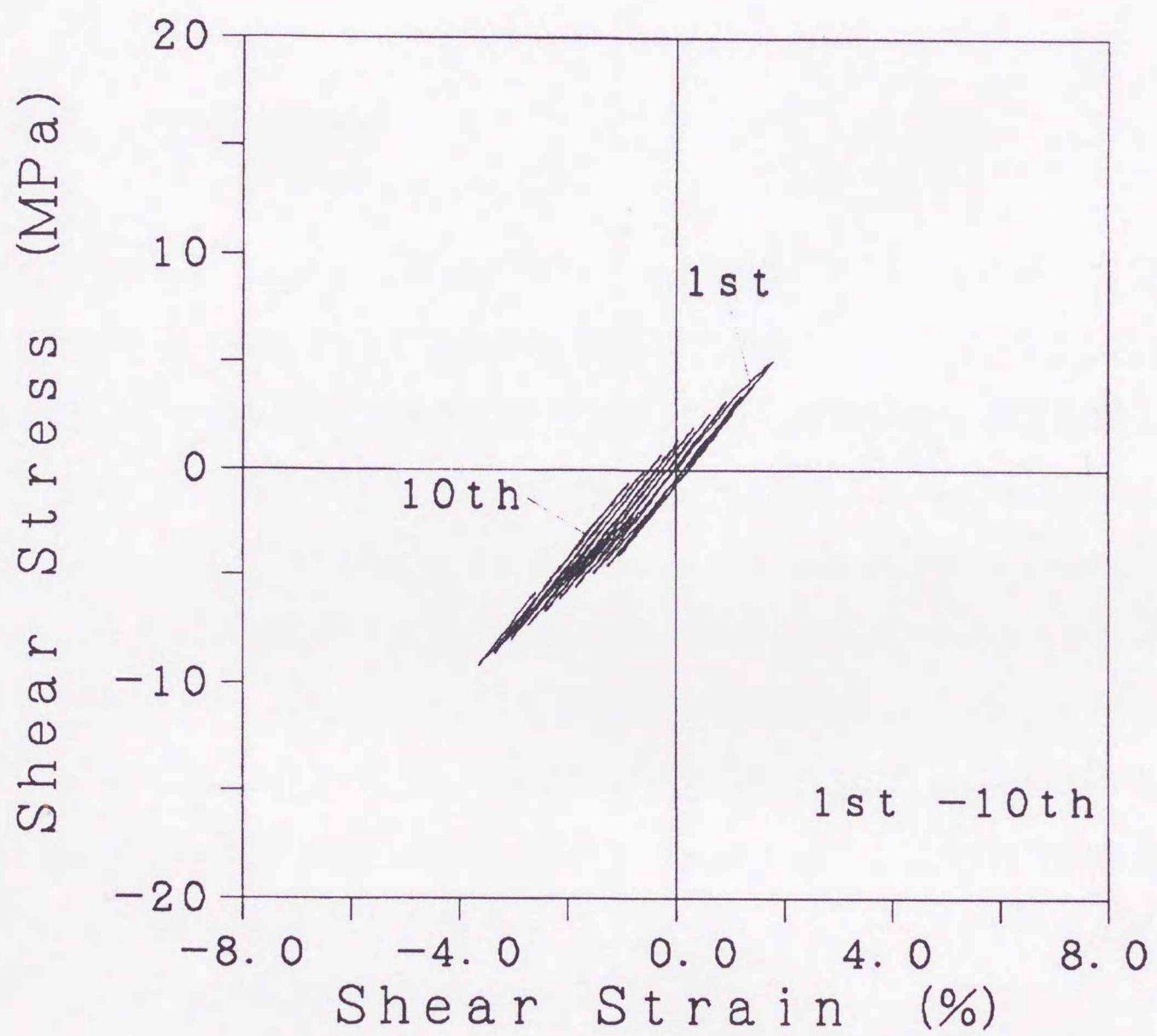


図2・18 繰返し接触時の
せん断応力－せん断ひずみ関係（深さ 0.28 mm）

実験結果と解析結果の摩擦回数による塑性変形量を比較してみると、実験結果は100回で約 $2.0\mu\text{m}$ の変形量であるが、解析結果では10回で $9.5\mu\text{m}$ になり、実験結果に比べて大きな値となっている。これは、UHMWPEの変形は粘性効果が大きく、実際は除荷後に粘性回復をするが、今回の解析では粘性の効果を考慮していないので、その影響により大きな変位量が残留しているものと思われる。

2・6 往復摩擦時の変形シミュレーション⁽³⁰⁾

実際の人工膝関節においてUHMWPE関節板は一方向ではなく、往復方向の繰返し接触を受けている。よって本節では往復摩擦時の変形シミュレーションを行い、一方向摩擦時との違いについて検討した。また前節では転がり-すべり接触解析時の荷重条件としてHertzの分布荷重を用いたが、この妥当性についての検討も行った。

2・6・1 接触荷重分布

前節においては、UHMWPE平板がセラミック円筒によって受ける荷重分布をHertzの接触圧力分布によって与えられるとして解析を行った。しかし、Hertzの接触理論は曲率半径に比べて接触面積が小さいこと、接触平板は半無限平板であること、さらにその接触による変形は弾性変形であることに基づいている。これに反し、Bartelら⁽¹⁶⁾やBhargaveら⁽³¹⁾によっても指摘されているように、UHMWPE平板上の荷重分布はHertz型圧力分布にはなっていない。そこで、本節での荷重分布としては、あらかじめ弾塑性有限要素法（汎用非線形構造解析FEMプログラムMARC K-4）によりセラミック円筒とUHMWPE平板の単純押込み時の接触圧力分布を求め、この圧力分布を垂直荷重とし、さらに摩擦係数 μ による摩擦力を水平荷重として考慮し、これらの荷重をUHMWPE平板上を移動させることにより、繰返し接触解析を行った。

本節における荷重条件の設定法は前節で行ったHertz最大接触応力算出法と同様であり、歩行時における最大荷重（1 kN）と大腿骨コンポーネントおよび脛骨コンポーネントの接触位置における形状の条件を平面ひずみ状態における円筒と平板の接触に置き換えると、セラミック円筒の半径は60 mm、押込み力は103 kN/mとなる。よって本節では、すべてこれらの条件にて解析を行った。

2・6・2 単純押込み解析

UHMWPEの弾塑性応力-ひずみ曲線は、繰返し塑性構成式中で用いられている初期材のものと同一であり、以下の Ramberg-Osgood 則で与えられる。

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} \left[1 + K \left(\frac{\sigma}{15.0} \right)^{3.0} \right], K = 0.00167 E \quad (2-19)$$

またUHMWPE解析モデルの寸法、境界条件は後述の繰返し接触解析に使用するものと同一であり、このモデルの中央部に半径 60 mm のアルミナ・セラミック円筒を載せ、押込み荷重 103 kN/m をかけて単純押込み解析を行った。アルミナ・セラミック円筒とUHMWPEの接触部分においては、それぞれ対応する節点間に接触要素を使用し、接触による摩擦の影響については無視した。

図2・19 に、単純押込み解析における接触圧力分布図を示す。図中、一点鎖線がUHMWPE 平板を半無限平板と考えた Hertz の理論解、実線はUHMWPE 平板の厚み (6.0 mm) と材料の弾塑性変形を考慮した圧力分布である。この図より、UHMWPEの厚みならびに塑性変形を考慮すると、圧力の高い部分では変形量が大きくなることにより接触面積が広がり、接触圧力が分散するため、その最大接触圧力はHertzの理論解より小さくなり、接触幅は広がることがわかる。つまりHertz理論による圧力分布にて解析を行うと、塑性変形による荷重の分散効果を考慮できないので、全体として大きな変形解析結果となってしまうと考えられる。図2・20 に、これらの圧力分布を用いて単純押込み解析を行った結果の比較として、モデル中央断面における深さ方向の相当塑性ひずみ分布を示す。図より、Hertz圧力分布では最大接触圧力が大きいことより、弾塑性体として計算した圧力分布を用いた場合に比べて相当塑性ひずみが非常に大きくなっていることがわかる。

以上のように、セラミック円筒による接触圧力をどのようにして見積るかにより、UHMWPEの変形に著しい影響を及ぼすことがわかった。圧力分布に及ぼす接触位置による境界条件の影響、押込み時の摩擦の影響、さらにはすでに生じたUHMWPEの塑性変形による形状変化の影響等も考慮する必要があるが、その影

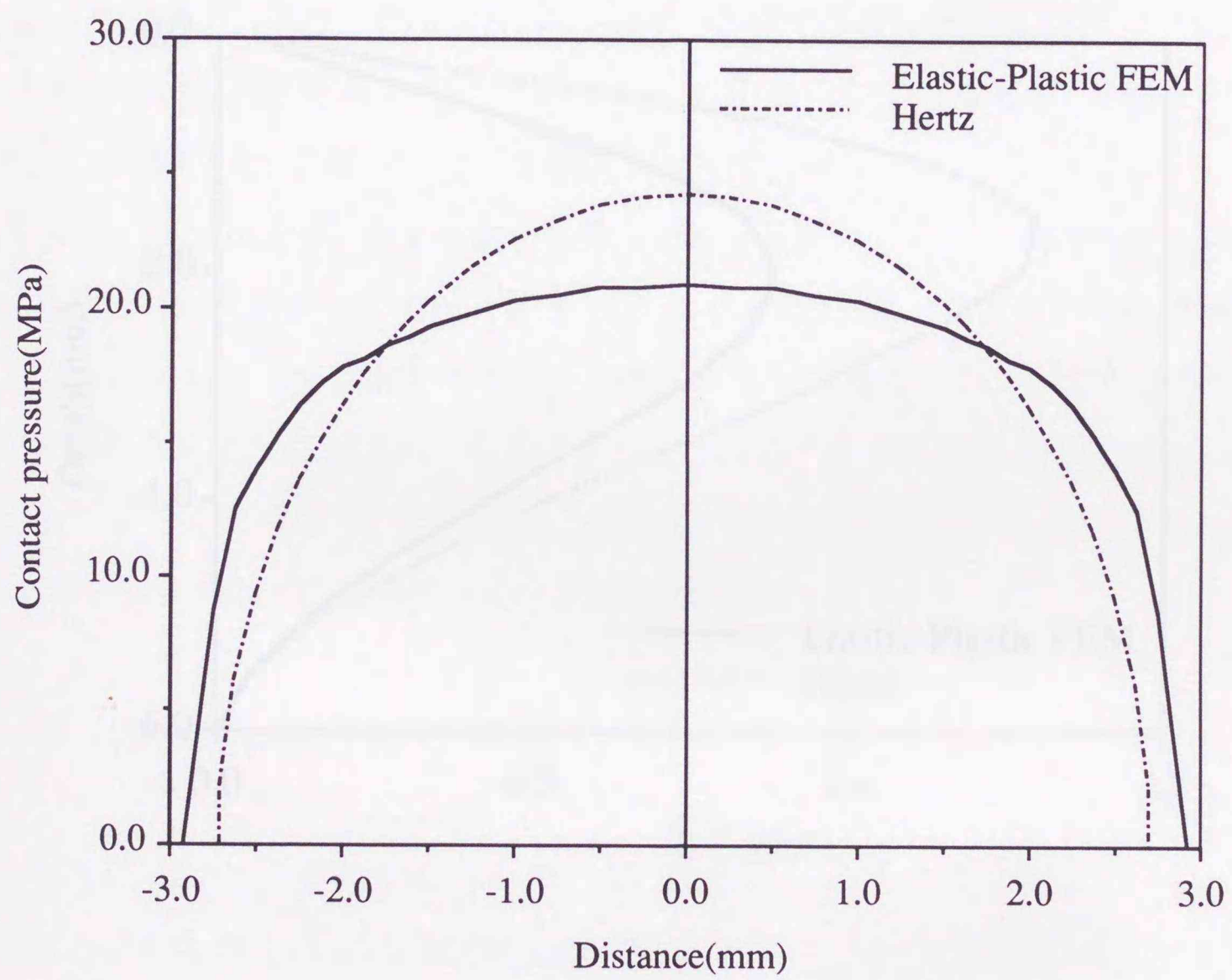


図 2・19 単純押し込み時の接触圧力分布

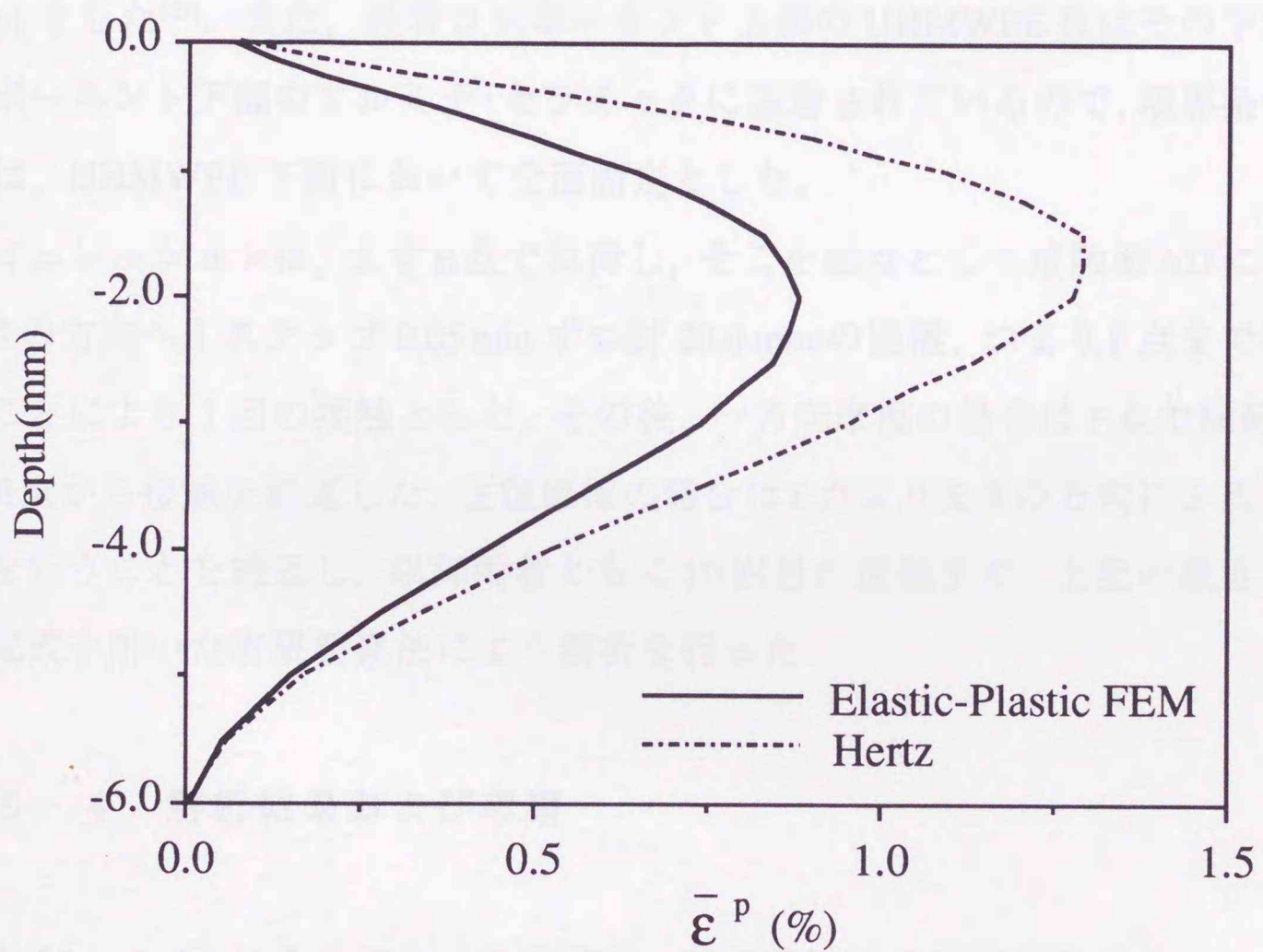


図 2・20 単純押込み解析における
圧力分布の違いによる相当塑性ひずみの変化

響が非常に大きいと考えられるUHMWPEの厚みならびに塑性変形効果を考慮に入れたことにより、かなり良い近似になっているものと考えられる。

2・6・3 繰返し接触解析

図2・21 に解析モデルを示す。解析要素としては8 節点アイソパラメトリック要素を用い、1629 節点、496 要素を有している。最小メッシュは、0.5 mm × 0.5 mm である。垂直荷重は前述の単純押込み時の荷重分布とし、摩擦係数は $\mu=0.1$ とした⁽²⁷⁾。また、脛骨コンポーネント上部の UHMWPE 板はその下面でコンポーネント下部のアルミナ・セラミックに固着されているので、境界条件としては、UHMWPE 下面において全面固定とした。

シミュレーションは、まずE点で負荷し、そこを始点として接触面ADに沿ってF点の方向へ1 ステップ 0.05 mm ずつ計 20.0 mm の距離、つまりF点まで移動することにより1 回の接触とした。その後、一方向摩擦の場合はF点で除荷し、再びE点から接触を繰返した。往復摩擦の場合はF点よりE点の方向に2 回目の接触を行うことを繰返し、以降両者ともに10 回目の接触まで、上記の繰返し塑性構成式を用いた有限要素法により解析を行った。

2・6・4 解析結果および考察

図2・22 ～ 2・24 にそれぞれ一方向摩擦、往復摩擦時の摩擦回数が1, 2, 10 回終了時の変形図を示す。これらの図は解析モデルの中央部分のみを拡大して示してある。破線は負荷を受ける前の要素を示し、実線は負荷を受けた後の変形した要素を示す。変形量はX 軸、Y 軸方向ともに20 倍に拡大している。摩擦回数2 回終了時に摩擦方向による差が明かに生じている。また、摩擦回数10 回終了時を比較すると、両者ともに圧縮変形は同程度進行しているが、一方向摩擦の場合は表面近傍で転がり－すべり接触に特有な前方流れ(図中矢印で示してある荷重の移動方向と反対方向の流れ)が生じている。一方、往復摩擦ではこのような変形は生じていない。

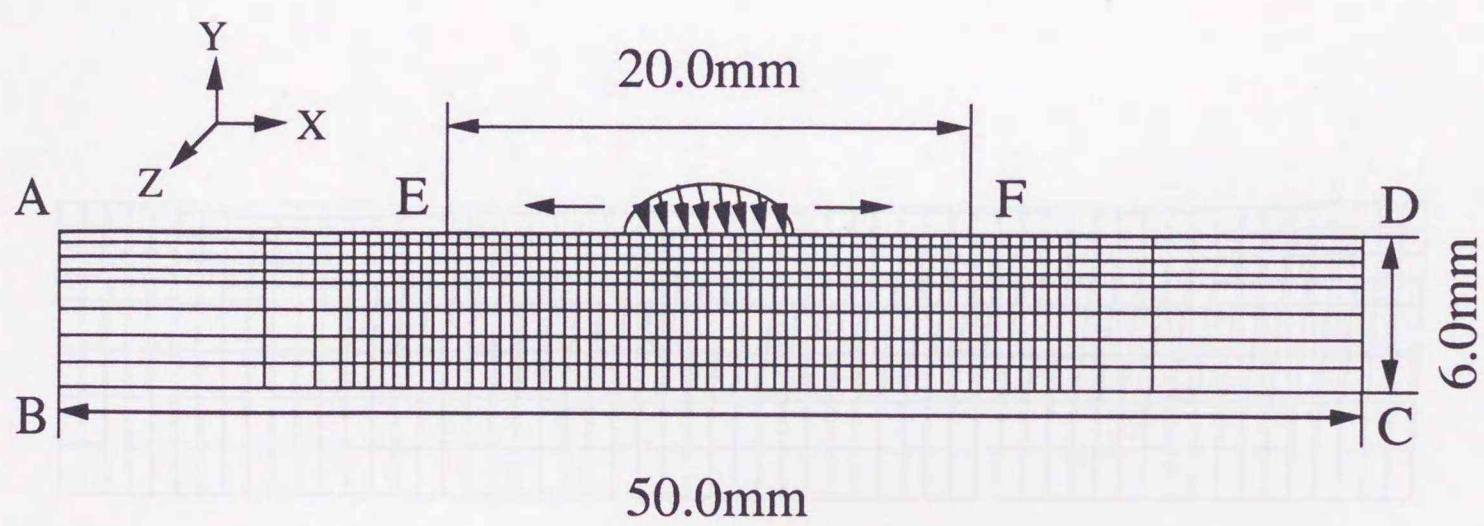


図 2・21 解析モデル

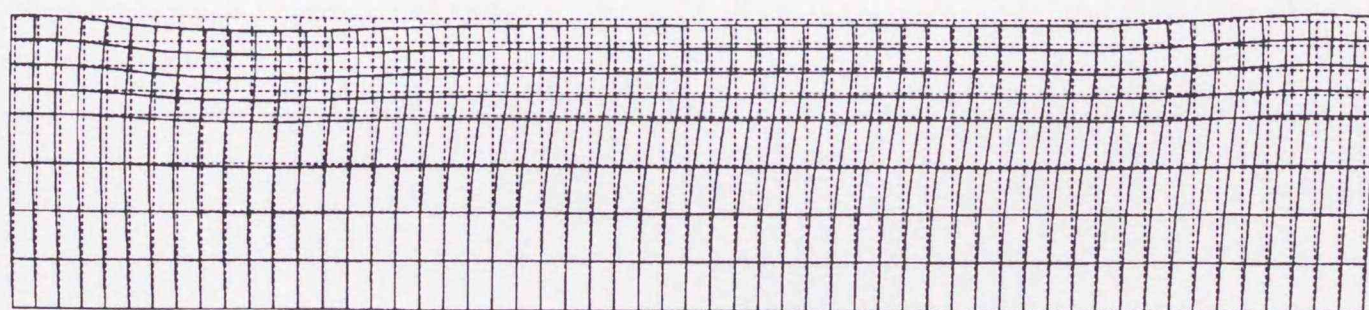
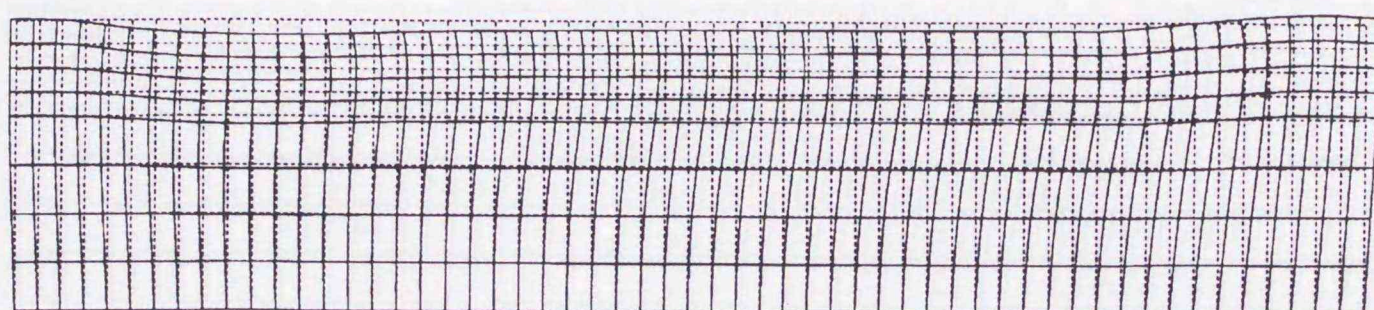
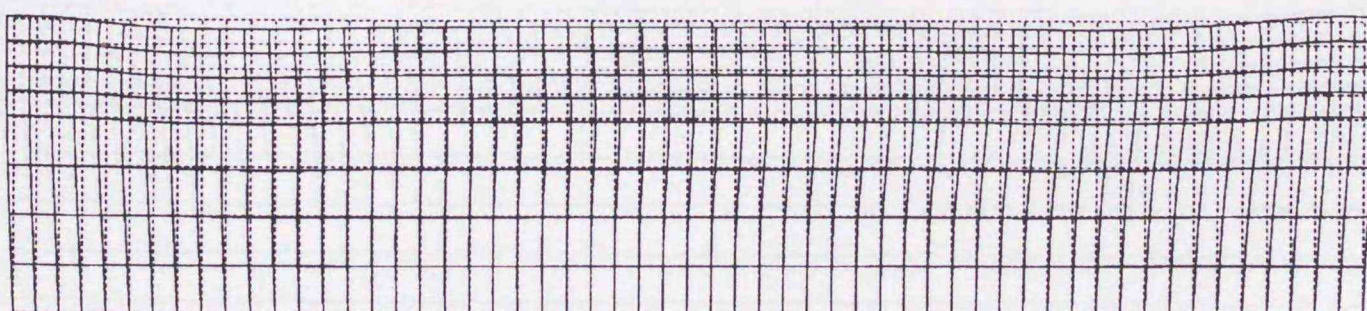


図 2・22 摩擦回数 1 回終了後の変形図
(一方向摩擦, 往復摩擦)

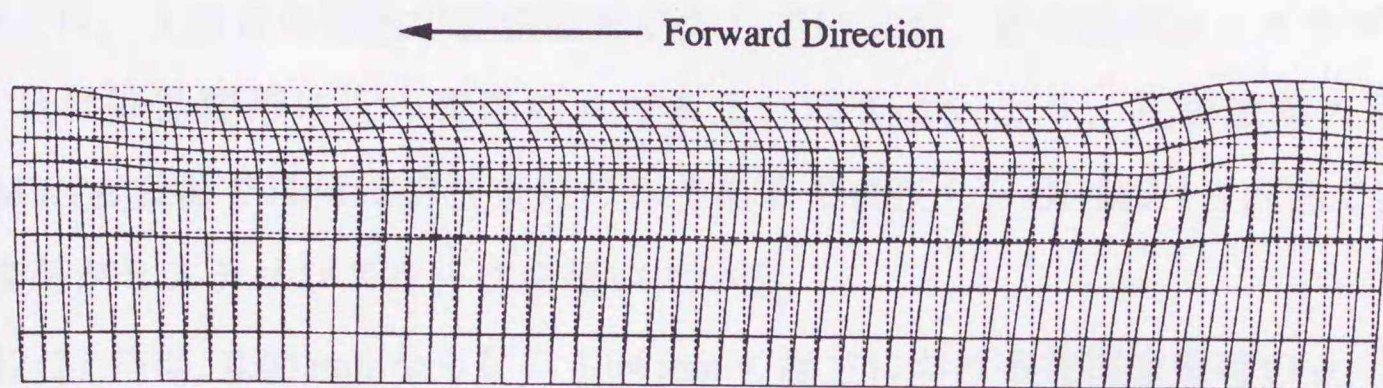


(a) 一方向摩擦

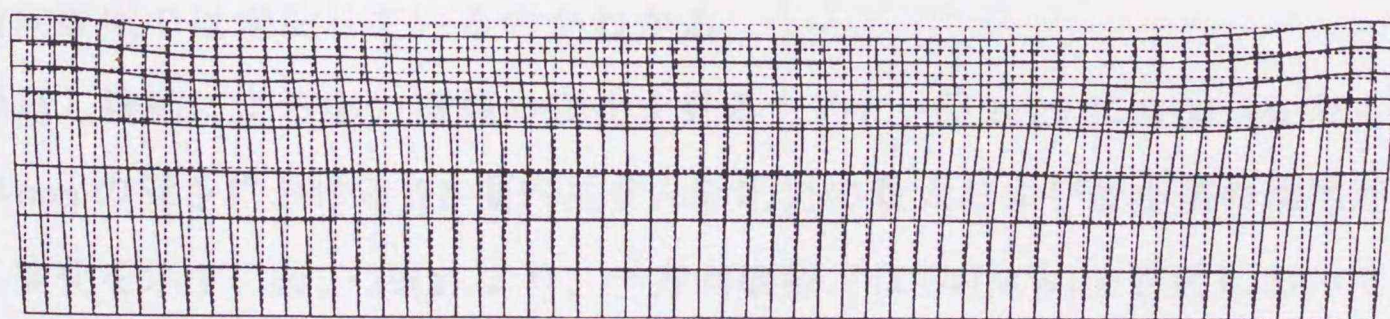


(b) 往復摩擦

図 2・23 摩擦回数 2 回終了後の変形図



(a) 一方向摩擦



(b) 往復摩擦

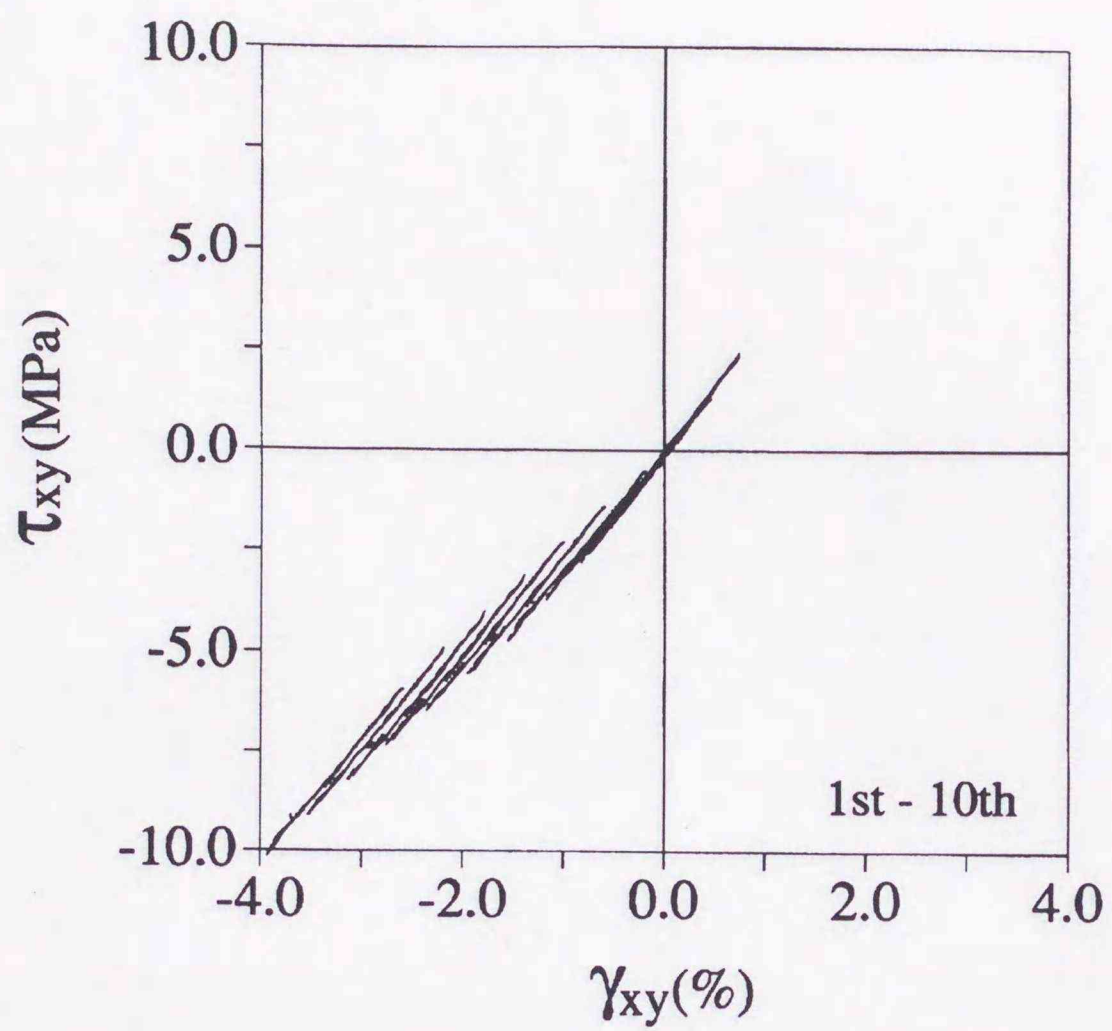
図 2・24 摩擦回数 10 回終了後の変形図

図2・25, 2・26 にそれぞれ, モデル中央断面における, 表面近傍の深さ 0.06 mm の点 (以下表面と称する), ならびに単純押込み解析において最大相当応力を生じる深さ 1.94 mm の点 (以下内部と称する) の繰返し接触時の τ_{xy} と γ_{xy} の関係を示す. 図2・25 より, 一方向摩擦では接触により UHMWPE 表面でラチェット現象を生じ, 接触回数に応じて τ_{xy} , γ_{xy} が増加している. 他方, UHMWPE 内部においては, 1 回目の接触で塑性変形が生じているが, その後はシェイクダウンし, ほぼ弾性変形に近い変形のみである. 図2・26 より, 往復摩擦の場合, UHMWPE 表面ではほぼ弾性変形のみであるのに反し, UHMWPE 内部で, τ_{xy} - γ_{xy} 関係がヒステリシスループを描いている.

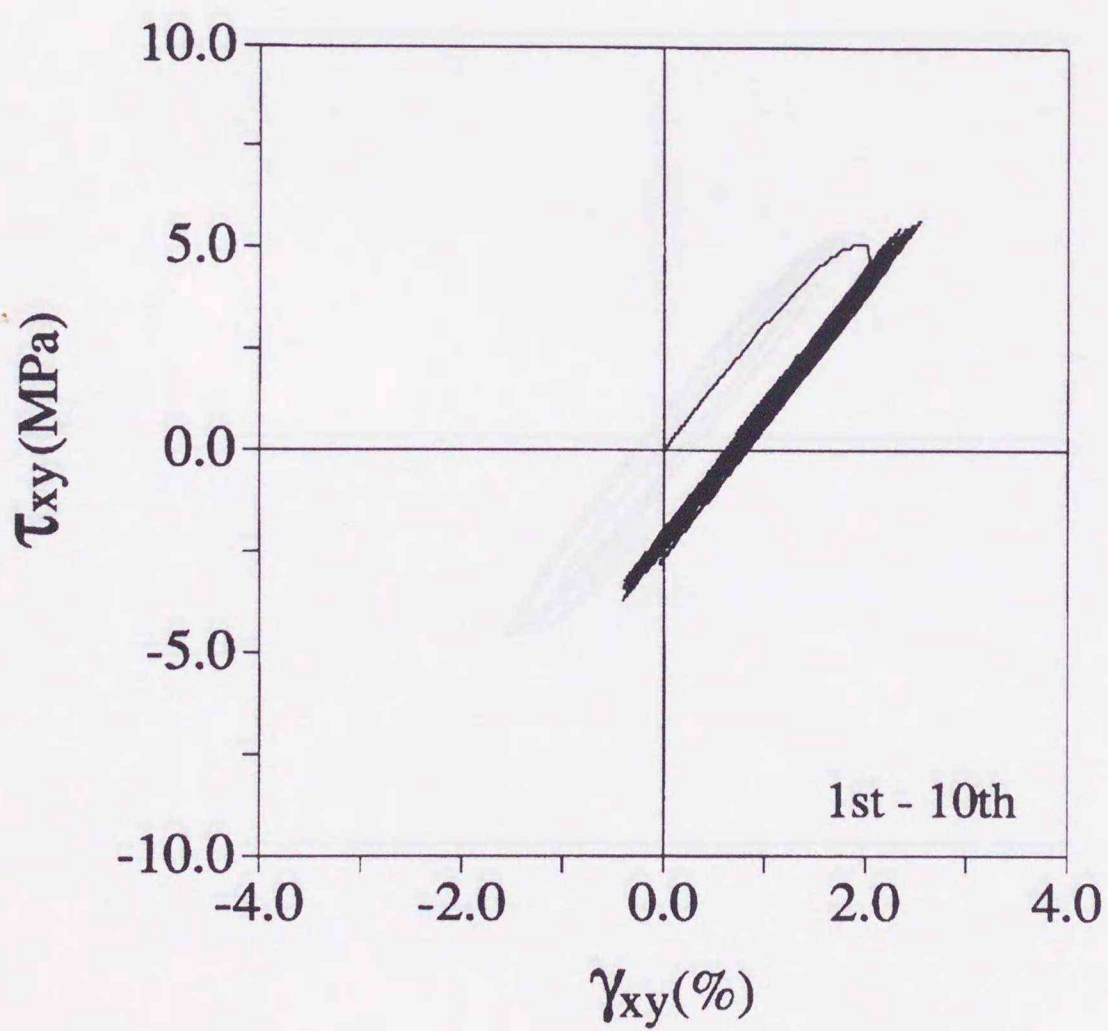
図2・27 には, 0.06 mm ならびに 1.94 mm の深さにおける往復摩擦時の σ_x - ϵ_x 関係を示す. この図より, Bartel ら⁽¹⁶⁾⁽¹⁷⁾によっても指摘されているように, UHMWPE は表面において, 繰返し接触により符号の変化する負荷を受けていることがわかる. しかし材料内部では圧縮の負荷のみである. なお σ_y については, どの深さにおいても圧縮成分のみである.

図2・28 に UHMWPE 表面での摩擦回数と各摩擦回数における最大主応力の関係を示す. UHMWPE 表面における最大主応力は摩擦回数が増えていっても常に正の値を示し, 摩擦回数が進むにつれて往復摩擦ではわずかに減少しているが, 一方向摩擦では増加しているのがわかる.

繰返し接触による応力振幅の変化を見るために, 図2・29 に 0.06 mm ならびに 1.94 mm の深さにおける XY 面内主せん断応力の最大および最小値の摩擦回数による変化を示す. 図2・29(a) より, 一方向摩擦では UHMWPE 表面において応力振幅, つまり最大値と最小値の差はほぼ一定であるが, これらの平均で与えられる平均応力の急激な増加が見られ, 往復摩擦ではほぼ一定値になっている. 他方図2・29(b) より, UHMWPE 内部では両者ともに同程度の応力振幅, 平均応力であるが, 応力振幅については往復摩擦の方がわずかに減少傾向を見せている. また, 往復摩擦において UHMWPE 表面と内部の点を比べると, 応力振幅は表面の方が大きくなっているが, 平均応力の値は UHMWPE 内部の方が大きくなっている. よってこの平均応力の差により, UHMWPE 表面より内部の点の方が大きな負荷を受けていることがわかる.

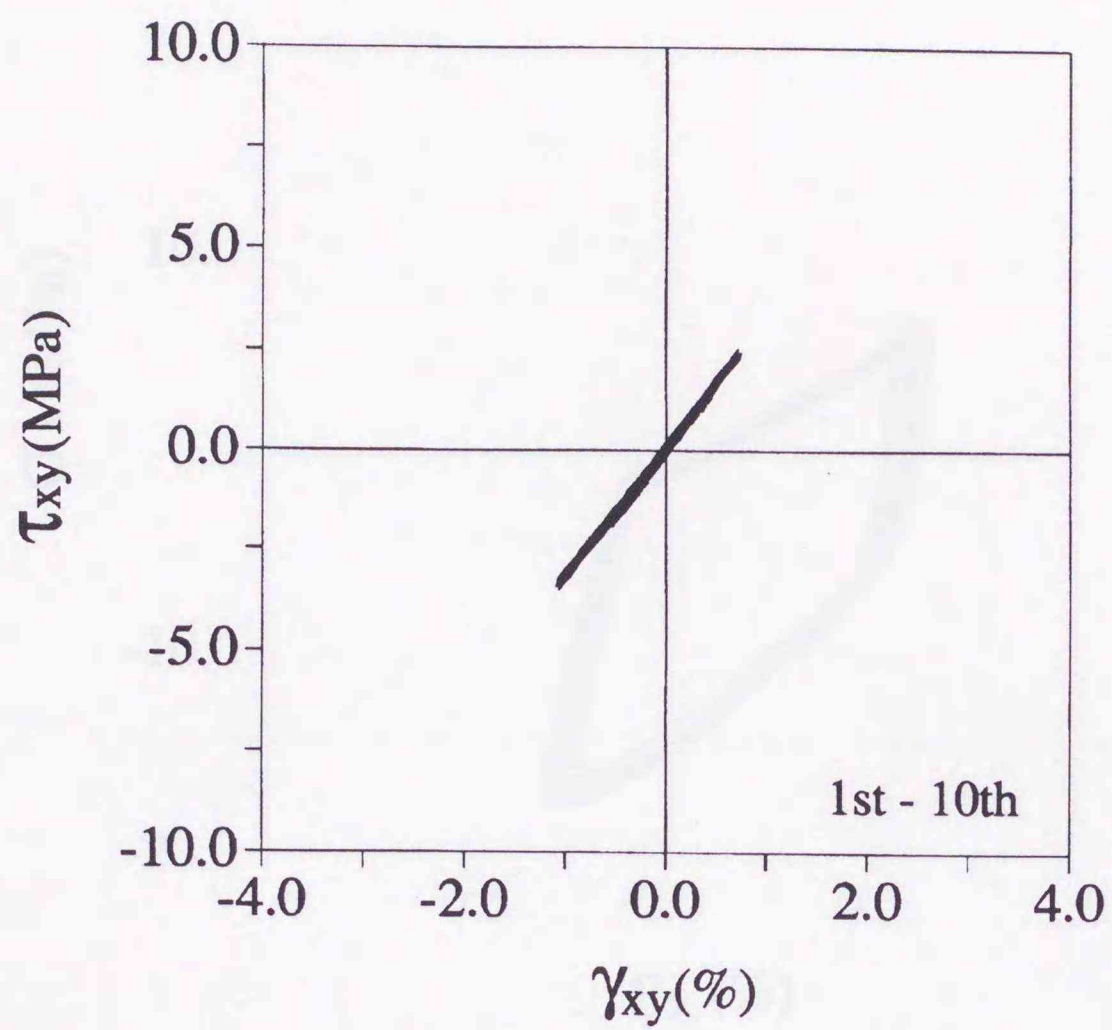


(a) 深さ 0.06 mm

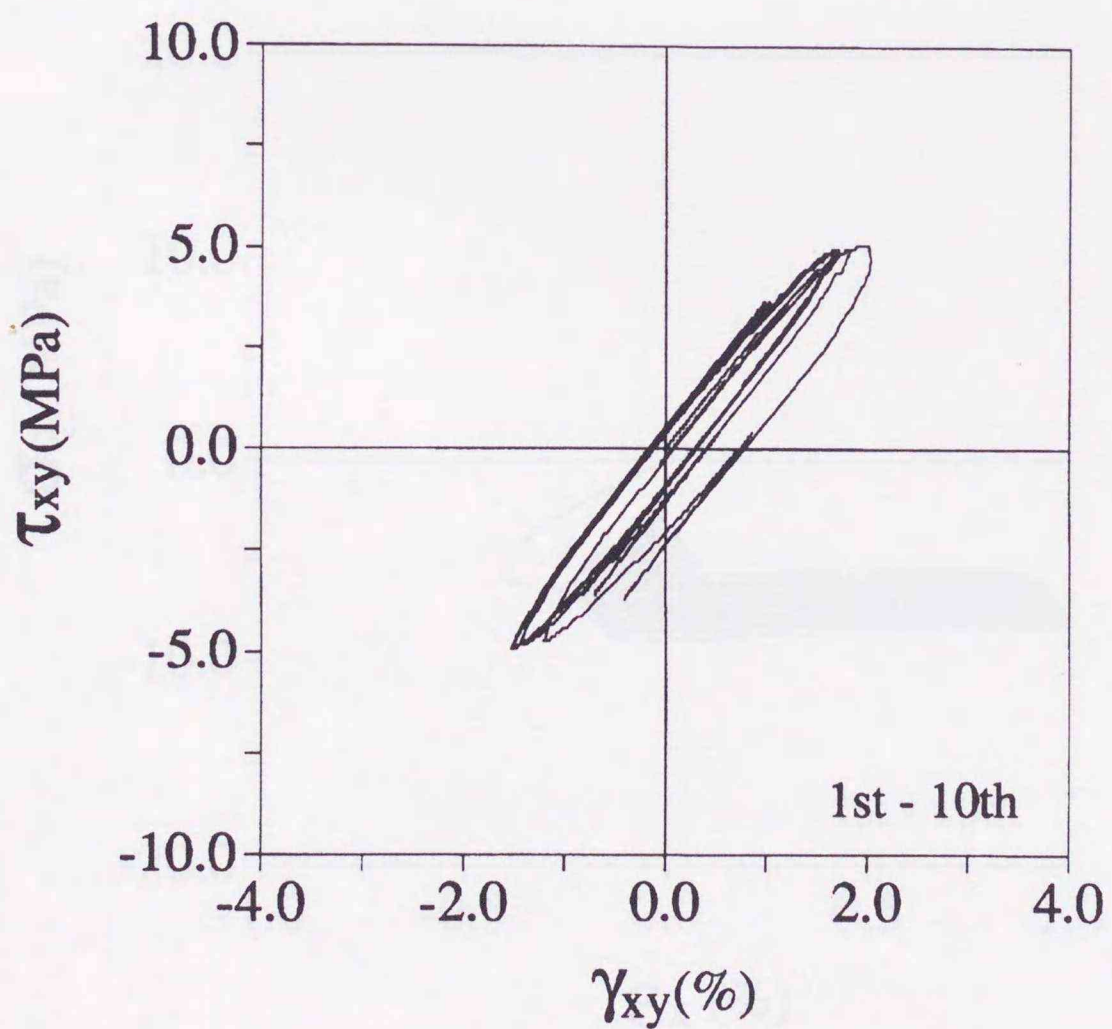


(b) 深さ 1.94 mm

図 2・25 $\tau_{xy} - \gamma_{xy}$ 関係 (一方向摩擦)

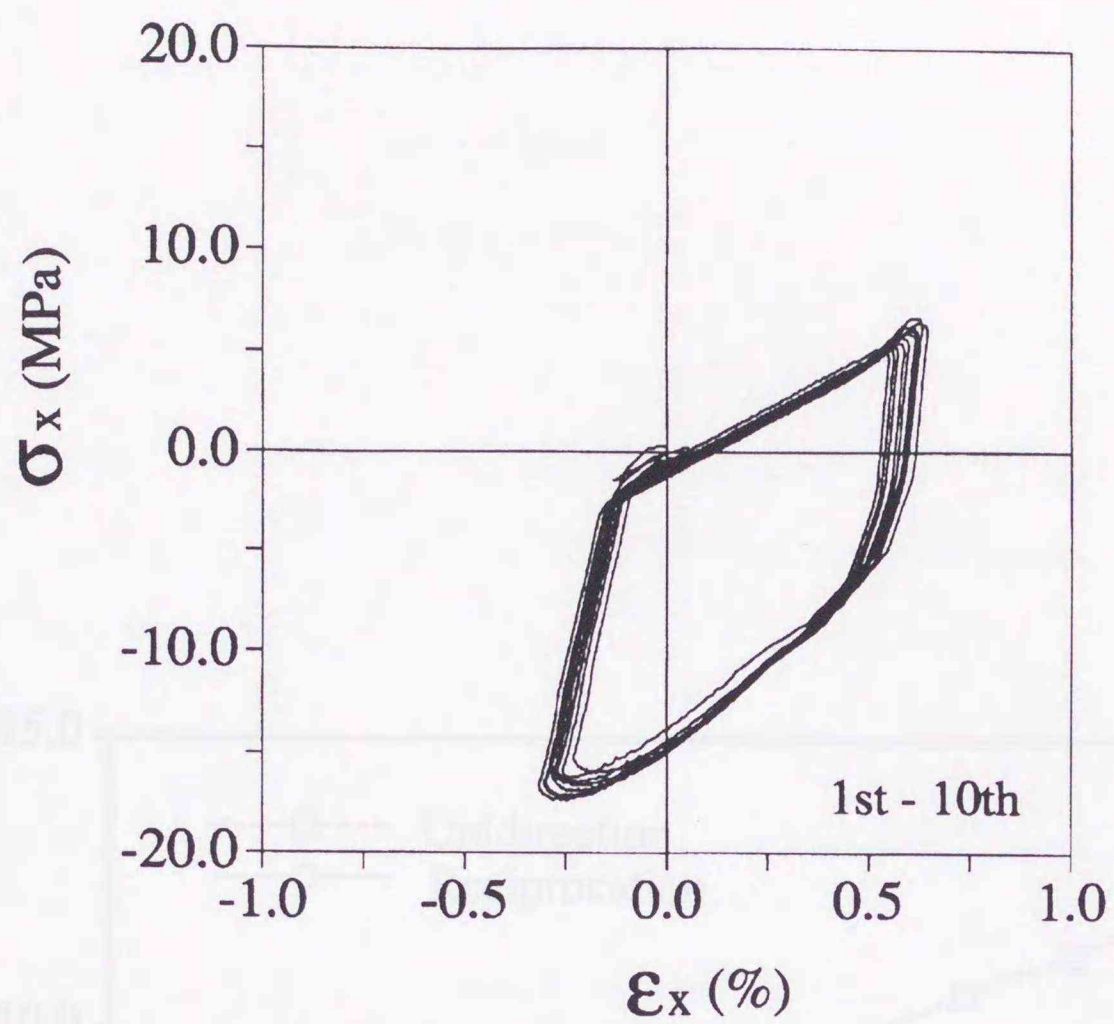


(a) 深さ 0.06 mm

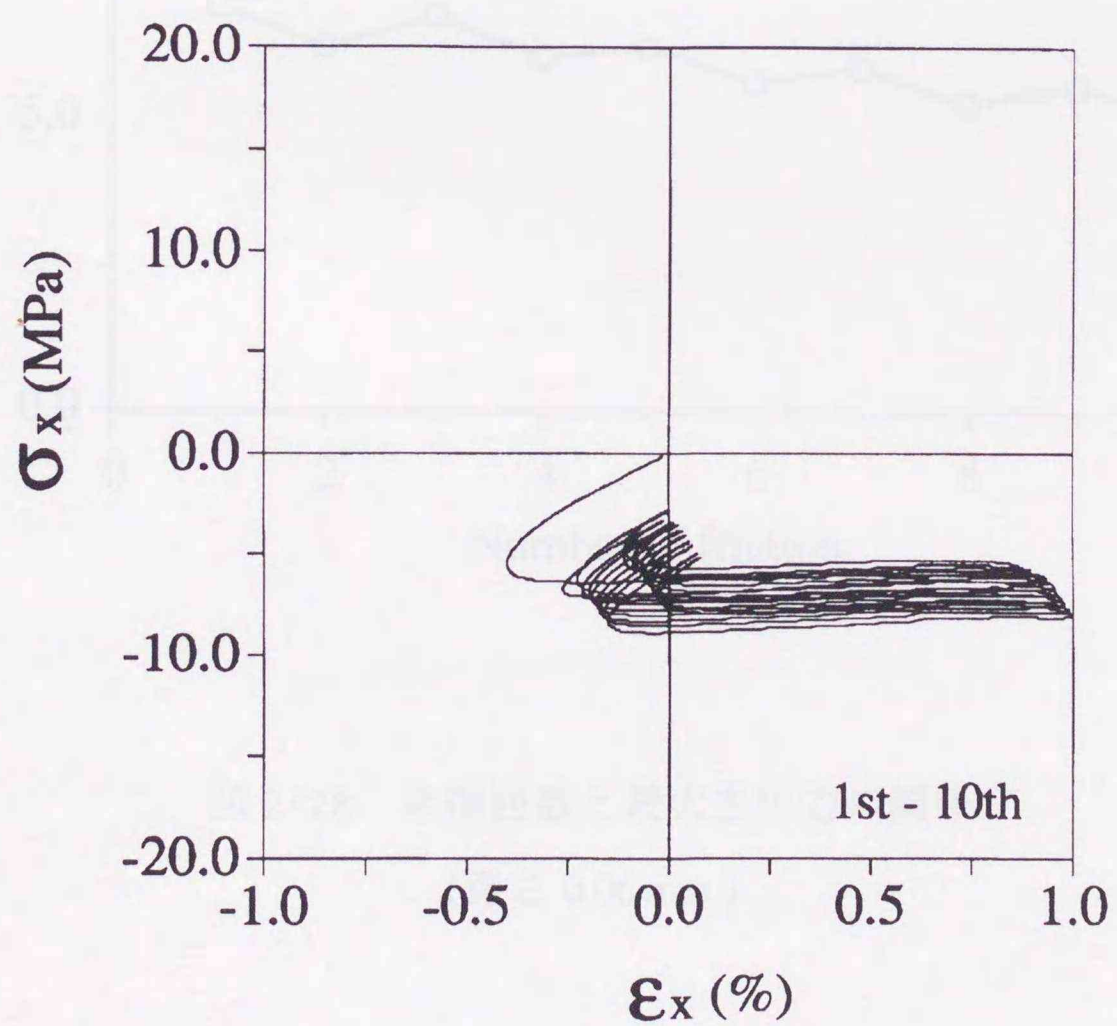


(b) 深さ 1.94 mm

図 2・26 $\tau_{xy} - \gamma_{xy}$ 関係 (往復摩擦)



(a) 深さ 0.06 mm



(b) 深さ 1.94 mm

図 2・27 $\sigma_x - \epsilon_x$ 関係

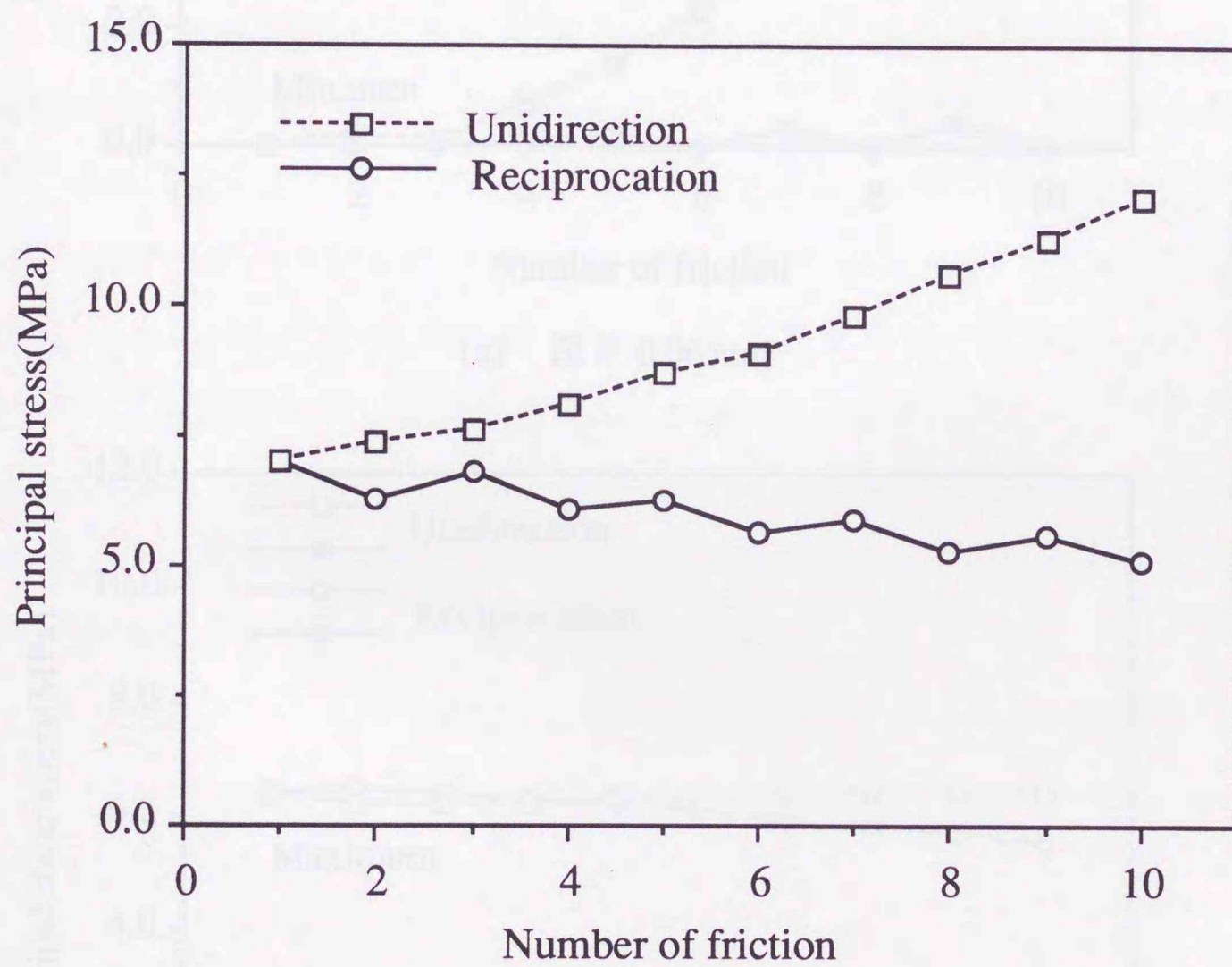
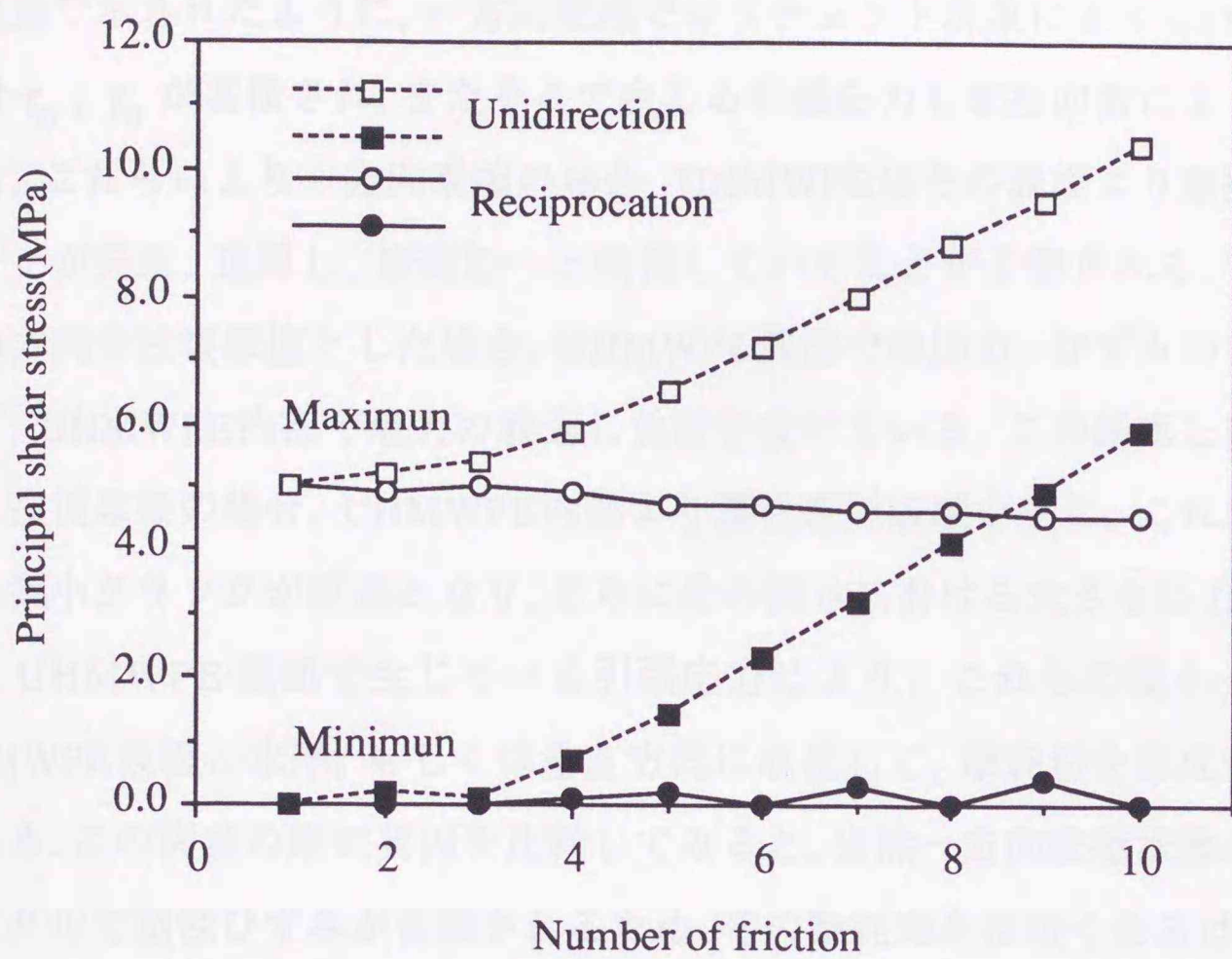
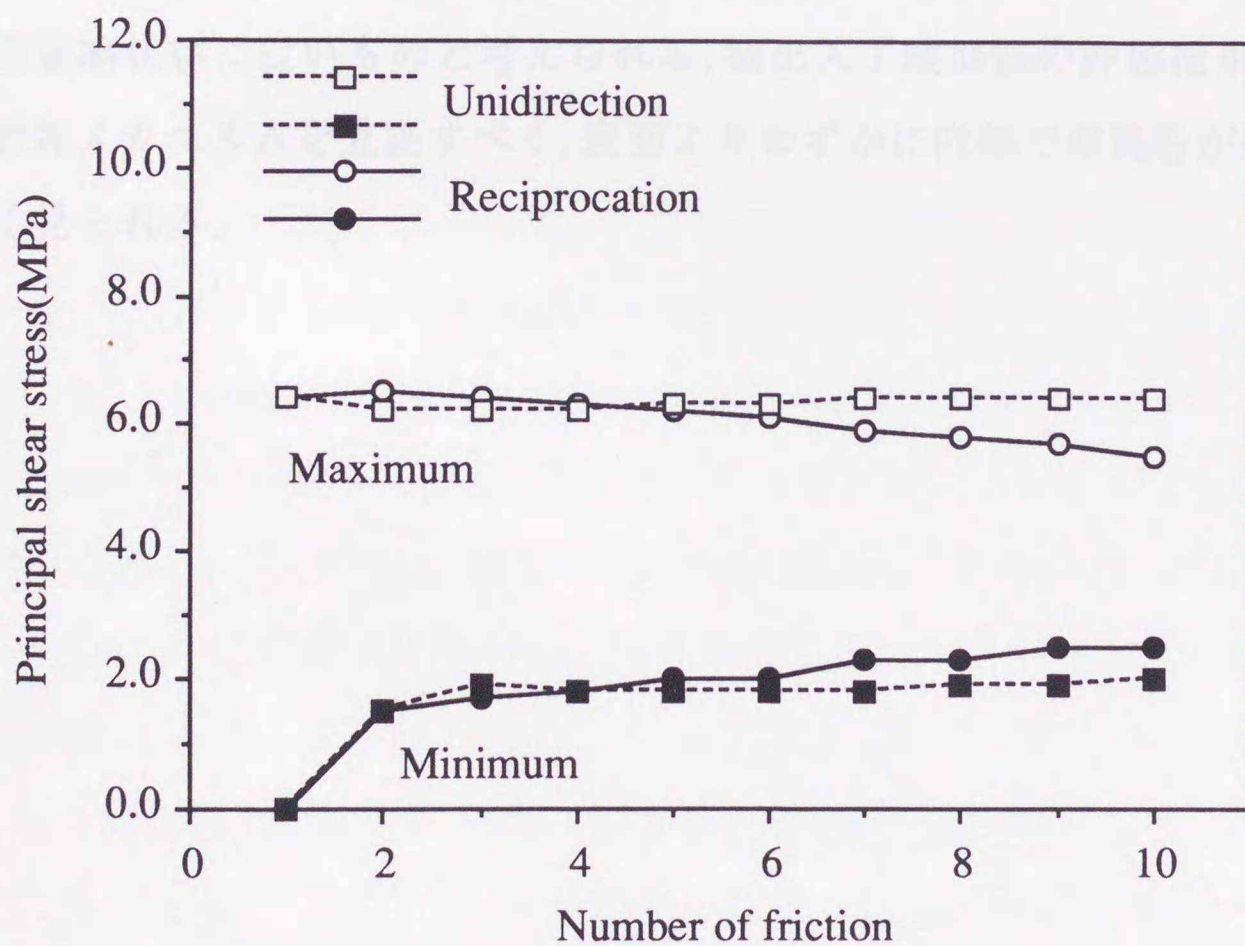


図 2・28 摩擦回数と最大主応力の関係
(深さ 0.06 mm)



(a) 深さ 0.06 mm



(b) 深さ 1.94 mm

図 2・29 摩擦回数と主せん断応力の関係

前節で示されたように、一方向摩擦ではラチェット現象によりUHMWPE最表面で τ_{xy} , γ_{xy} が蓄積され、またそこで生じる引張応力も摩擦回数により増加している。これらにより一方向摩擦の場合、UHMWPEはその表面より摩擦によるクラックが発生、進展し、摩耗粉へと成長していくことが予想される。しかし、摩擦の方向を往復摩擦とした場合、UHMWPE表面での応力、ひずみの蓄積は見られず、UHMWPE内部で最大の繰返し負荷を受けている。この繰返し塑性変形により往復摩擦の場合、UHMWPE内部より塑性疲労破壊を生じ、これにより発生した微小クラックが原因となり、さらにその深さにおける大きな応力、ひずみ変動とUHMWPE表面で生じている引張応力により、これらの微小クラックがUHMWPE表面と水平、もしくは垂直方向に成長して、摩耗粉を形成すると考えられる。この両者の摩耗要因を比較してみると、当然一方向摩擦状態の方が短いサイクルで塑性ひずみが蓄積されるため、その摩耗寿命は短くなるはずである。このことはAtkinsonら⁽³²⁾とBrownら⁽³³⁾による実験結果と一致している。

実際の人工膝関節における摩擦方向は、その負荷変動を考慮してもこの一定荷重往復摩擦状態に近いものと考えられる。摘出人工膝関節の評価結果⁽¹⁴⁾でも、上記の摩耗メカニズムを立証すべく、表面よりわずかに内部で摩耗粉が生じた痕跡が多く見られる。

2・7 UHMWPE厚さ，固定条件および摩擦力の影響⁽³⁴⁾

前節では繰返し接触時の摩擦方向による影響について考察したが，これ以外にもUHMWPEの変形，摩耗挙動に影響を及ぼす因子が考えられる．本節では設定可能な，あるいは他の条件により変動する条件がUHMWPEの変形挙動にどのように影響を及ぼすかの検討を行った．

2・7・1 解析内容および方法

本節における検討項目は，UHMWPE厚さの影響，UHMWPE固定条件の影響および摩擦係数の影響の3種類である．表2・1にこれらを検討するために実施した解析内容の一覧を示す．また，前節で負荷様式の影響が非常に大きいことを指摘しているが，本節における解析の負荷様式としては全て実際の人工膝関節における挙動に近いと考えられる往復摩擦とした．

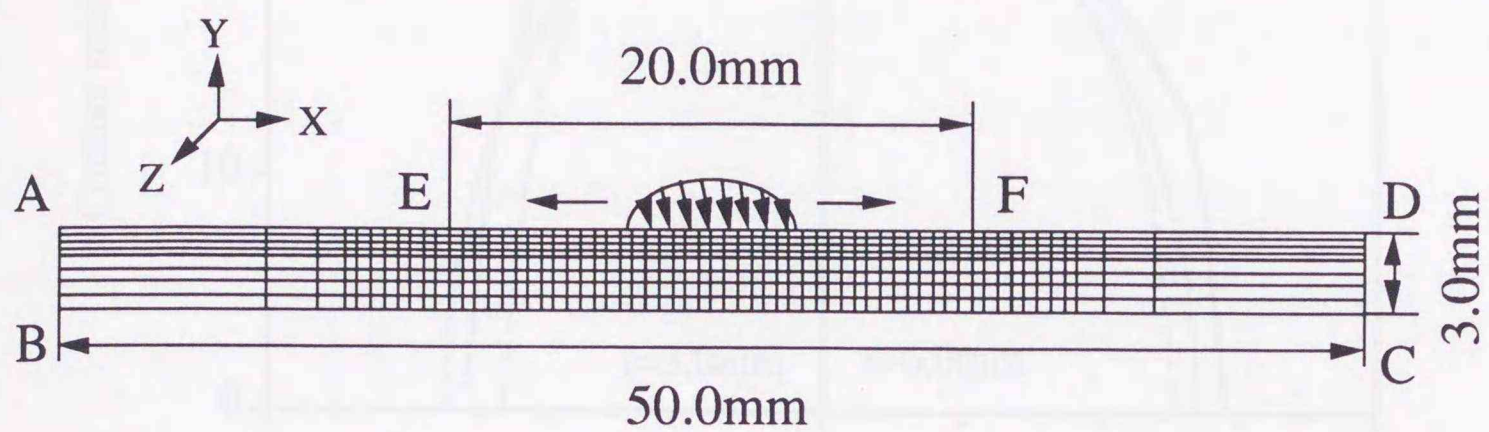
図2.30に解析モデルの例として，厚さが3.0，6.0 mmのモデルを示す．実際の解析は表2・1に示してあるように，厚さ3.0，4.0，6.0，8.0，10.0，15.0，20.0，25.0 mmの合計8種類について行ったが，全てのモデルについて8節点アイソパラメトリック要素を用い，1629節点，496要素を有している．最小メッシュは，厚さが3.0，4.0 mmのモデルは0.5 mm × 0.25 mm，厚さが6.0 mm以上のモデルでは0.5 mm × 0.5 mmである．垂直荷重はそれぞれの厚さにおいて前節と同様の単純押込み解析から求めた．図2.31に，単純押込み解析の例として，UHMWPE下面の固定条件は全面固定でUHMWPE厚さを3.0，6.0，10.0，25.0 mmとしたときの接触圧力分布図を示す．図中，一点鎖線がUHMWPEを半無限平板と考えたHertzの理論解，破線が厚さのみを考慮しUHMWPEは弾性体としたときの圧力分布，実線は厚さと材料の弾塑性変形を考慮した圧力分布である．これらの図より厚さのみを考慮した弾性解の場合，厚さの影響により半無限の場合よりUHMWPEの変形量が小さくなるため，Hertzの理論値より接触幅は小さくなり接触中央部に生ずる最大接触圧力は大きくなる．また，厚さが10.0 mm程度以上あればほぼ半無限状態に相当すると考えられる．さらに塑性変形を考慮すると，

表 2・1 解析内容一覧

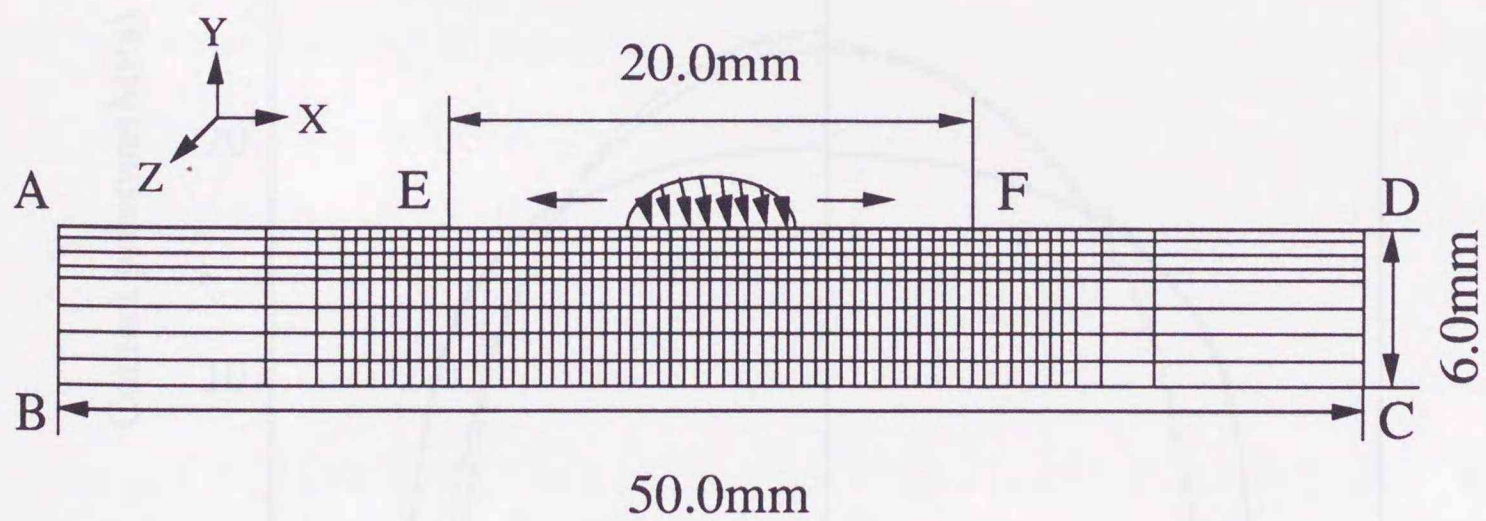
No.	Thickness(mm)	Fixed condition* ¹	μ^{*2}
1	3.0	Fixed all over the surface	0.1
2	4.0	Fixed all over the surface	0.1
3	6.0	Fixed all over the surface	0.1
4	8.0	Fixed all over the surface	0.1
5	10.0	Fixed all over the surface	0.1
6	15.0	Fixed all over the surface	0.1
7	20.0	Fixed all over the surface	0.1
8	25.0	Fixed all over the surface	0.1
9	6.0	Fixed at both ends of the surface	0.1
10	6.0	Fixed all over the surface	0.0
11	6.0	Fixed all over the surface	0.2

*1 For X direction at the bottom surface of model

*2 Coefficient of friction

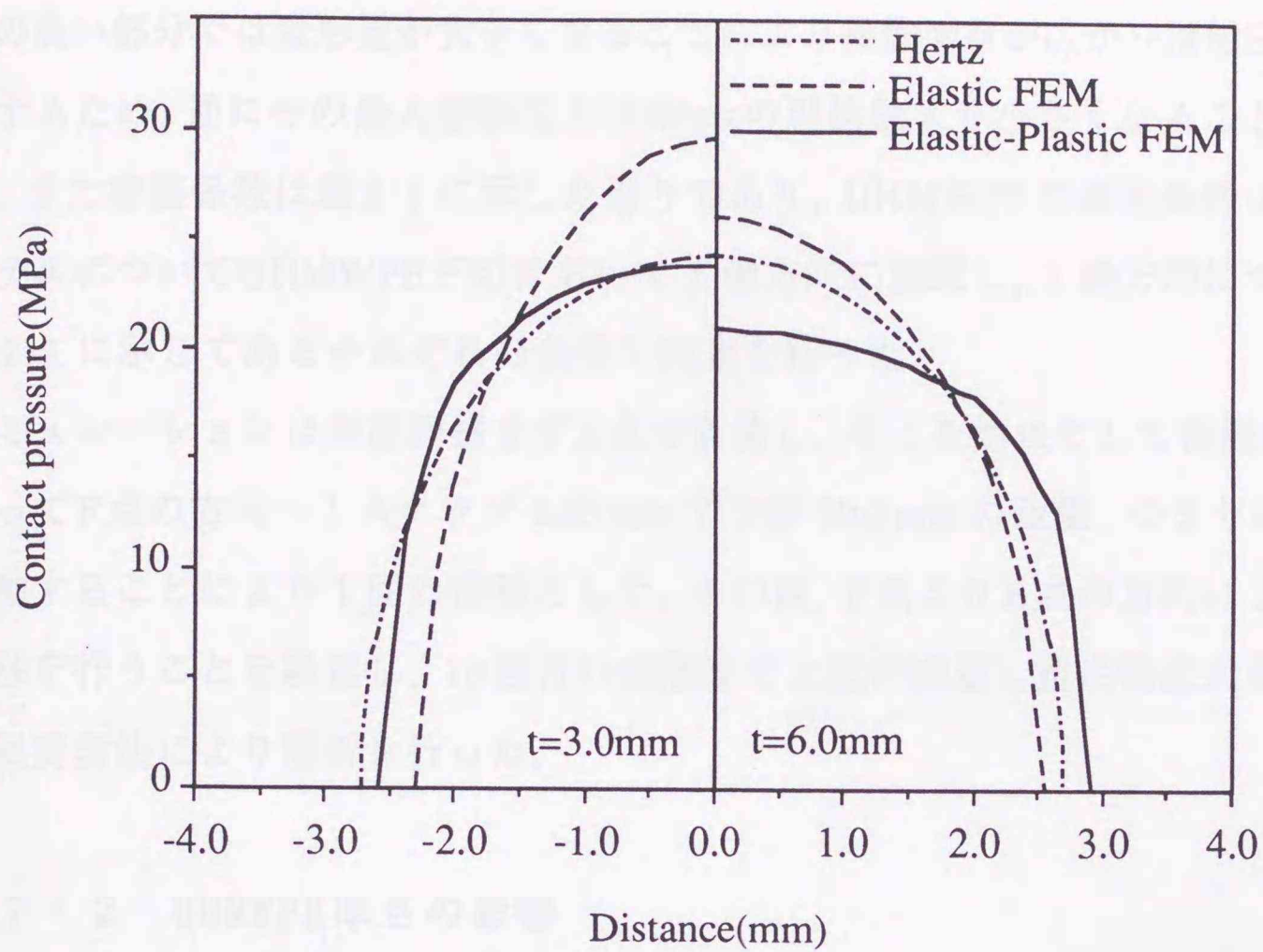


(a) 厚さ 3.0 mm

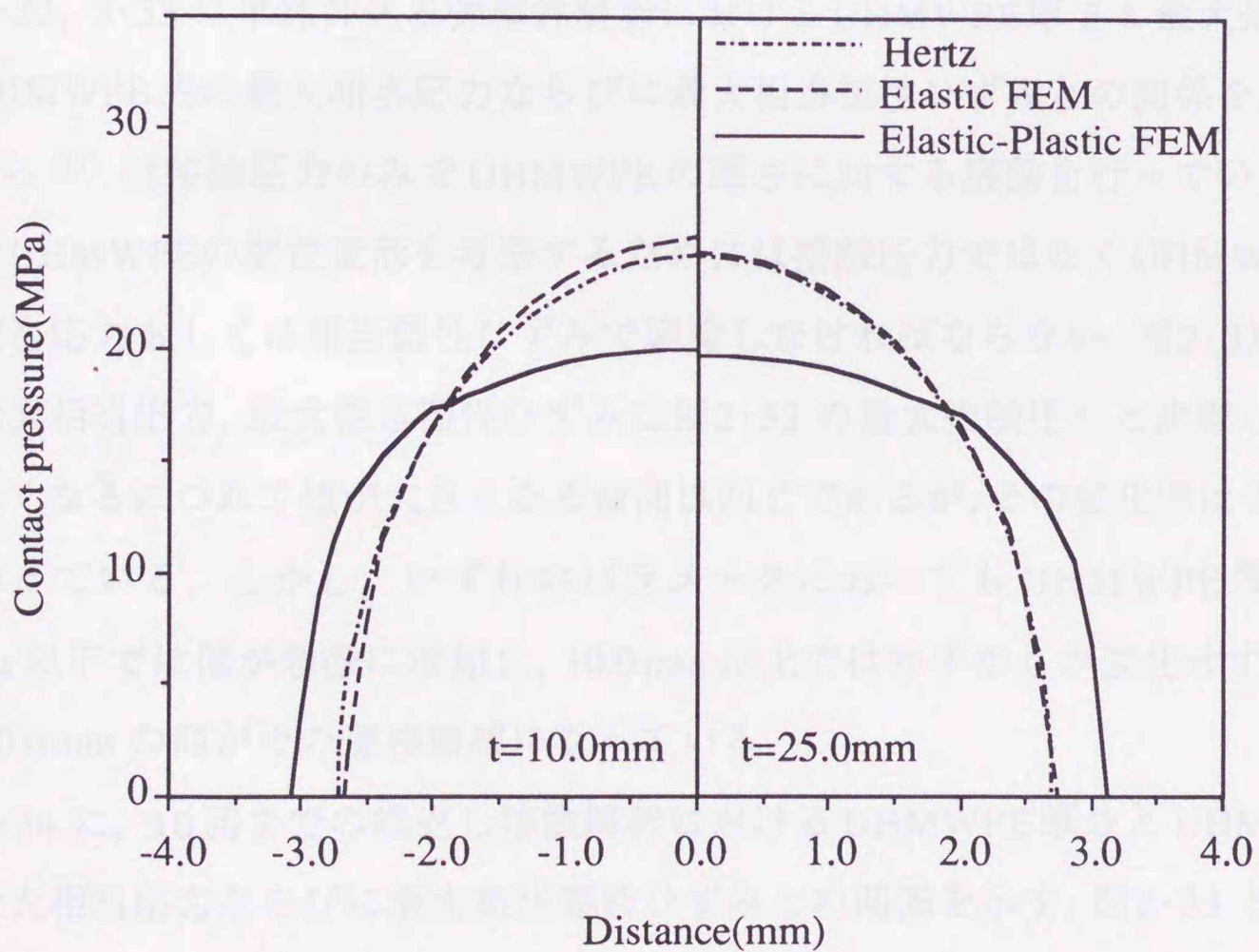


(b) 厚さ 6.0 mm

図 2・30 解析モデル



(a) UHMWPE 平板厚さ 3.0 / 6.0 mm



(b) UHMWPE 平板厚さ 10.0 / 25.0 mm

図 2・31 単純押込み時の接触圧力分布

圧力の高い部分では変形量が大きくなることにより接触面積が広がり接触圧力が分散するため、逆にその最大接触圧力はHertzの理論値より小さくなることがわかる。また摩擦係数は表2・1に示した通りであり、UHMWPEの固定条件は全てのモデルについてUHMWPE下面においてY軸方向に拘束し、X軸方向については表2・1に示してあるそれぞれの条件で拘束を行った。

シミュレーションは前節同様まずE点で負荷し、そこを始点として接触面ADに沿ってF点の方向へ1ステップ0.05 mm ずつ計20.0 mmの距離、つまりF点まで移動することにより1回の接触とした。その後、F点よりE点の方向に2回目の接触を行うことを繰返し、10回目の接触まで上記の繰返し塑性構成式を用いた有限要素法により解析を行った。

2・7・2 UHMWPE厚さの影響

図2・32, 2・33に単純押込み弾塑性解析におけるUHMWPE厚さと最大接触圧力、UHMWPE内の最大相当応力ならびに最大相当塑性ひずみとの関係を示す。Bartelら⁽¹⁷⁾は接触圧力のみでUHMWPEの厚さに対する議論を行っているが、実際にUHMWPEの塑性変形を考察するためには接触圧力ではなくUHMWPE内部の相当応力もしくは相当塑性ひずみで議論しなければならない。図2・33に示した最大相当応力、最大相当塑性ひずみは図2・32の最大接触圧力と比較して厚さが薄くなるにつれて値が大きくなる傾向は同じであるが、その変化率はそれぞれ異なっている。しかし、いずれのパラメータにおいてもUHMWPE厚さが6.0 mm以下では値が急激に増加し、10.0 mm以上ではわずかしき変化せず、6.0から10.0 mmの間がその遷移領域になっている。

図2・34に、10回までの繰返し接触解析におけるUHMWPE厚さとUHMWPE内の最大相当応力ならびに最大相当塑性ひずみとの関係を示す。図2・33と比較すると若干の変動はあるものの最大相当応力はほぼ同じ値であり、最大相当塑性ひずみは全体的にわずかながら小さくなっている。したがってUHMWPEの厚さを評価する場合、大まかには単純押込み時の最大相当応力もしくは最大相当塑性ひずみで評価を行うこともできる。この知見は実際の挙動を再現できる本繰返し

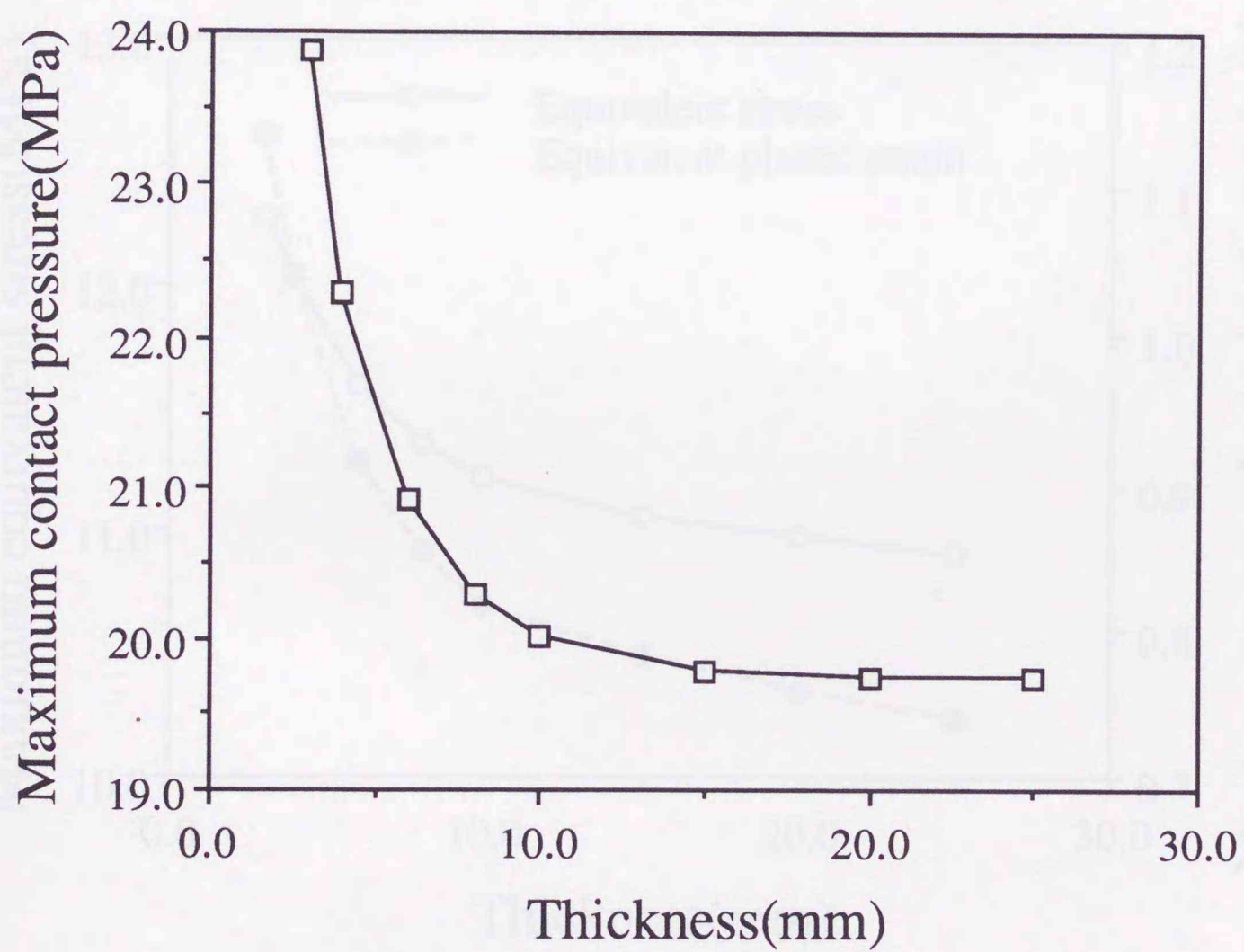


図 2・32 単純押込み解析における
UHMWPE 厚さと最大接触圧力の関係

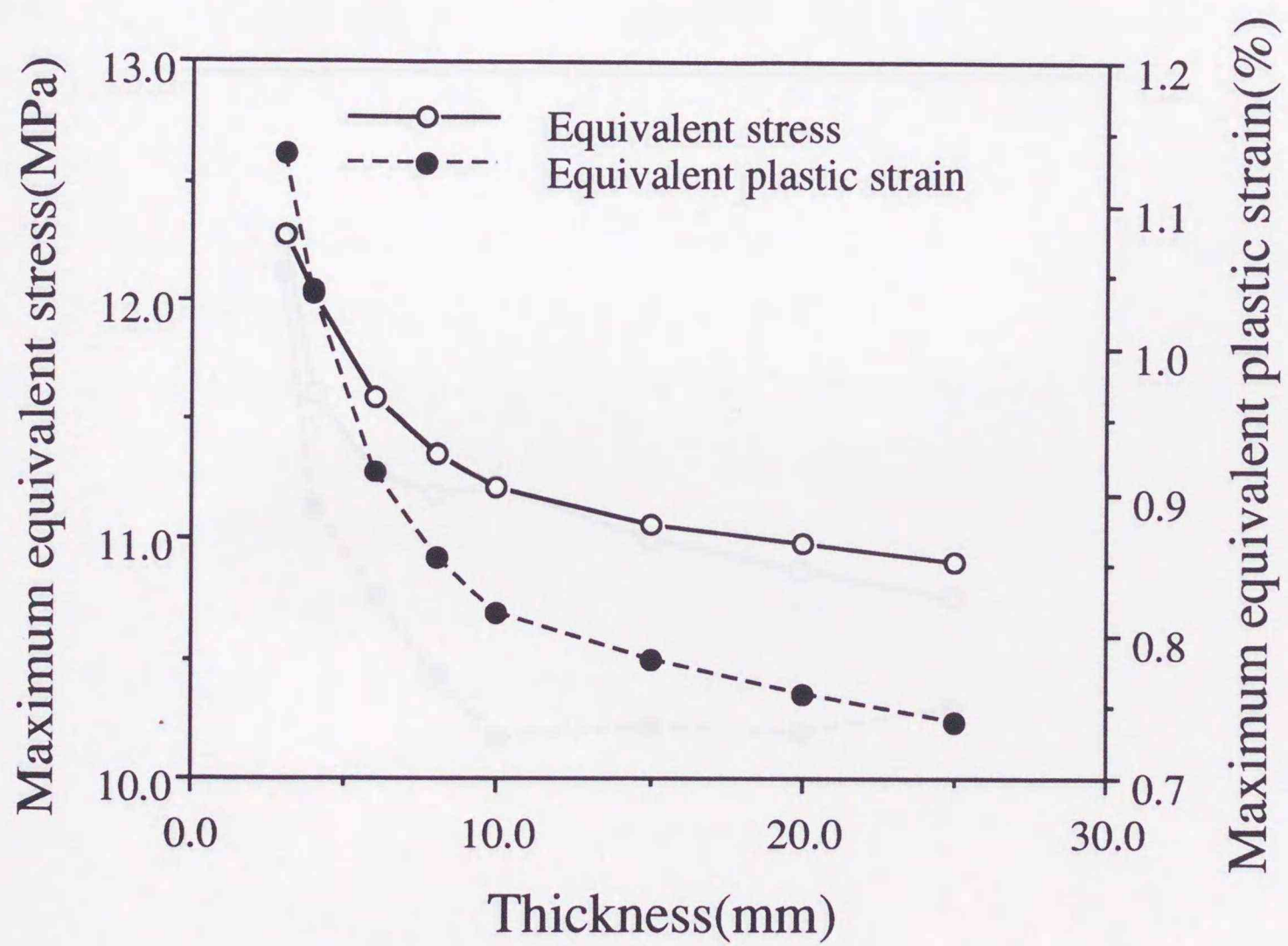


図 2・33 単純押し込み解析における UHMWPE 厚さと
最大相当応力，最大相当塑性ひずみの関係

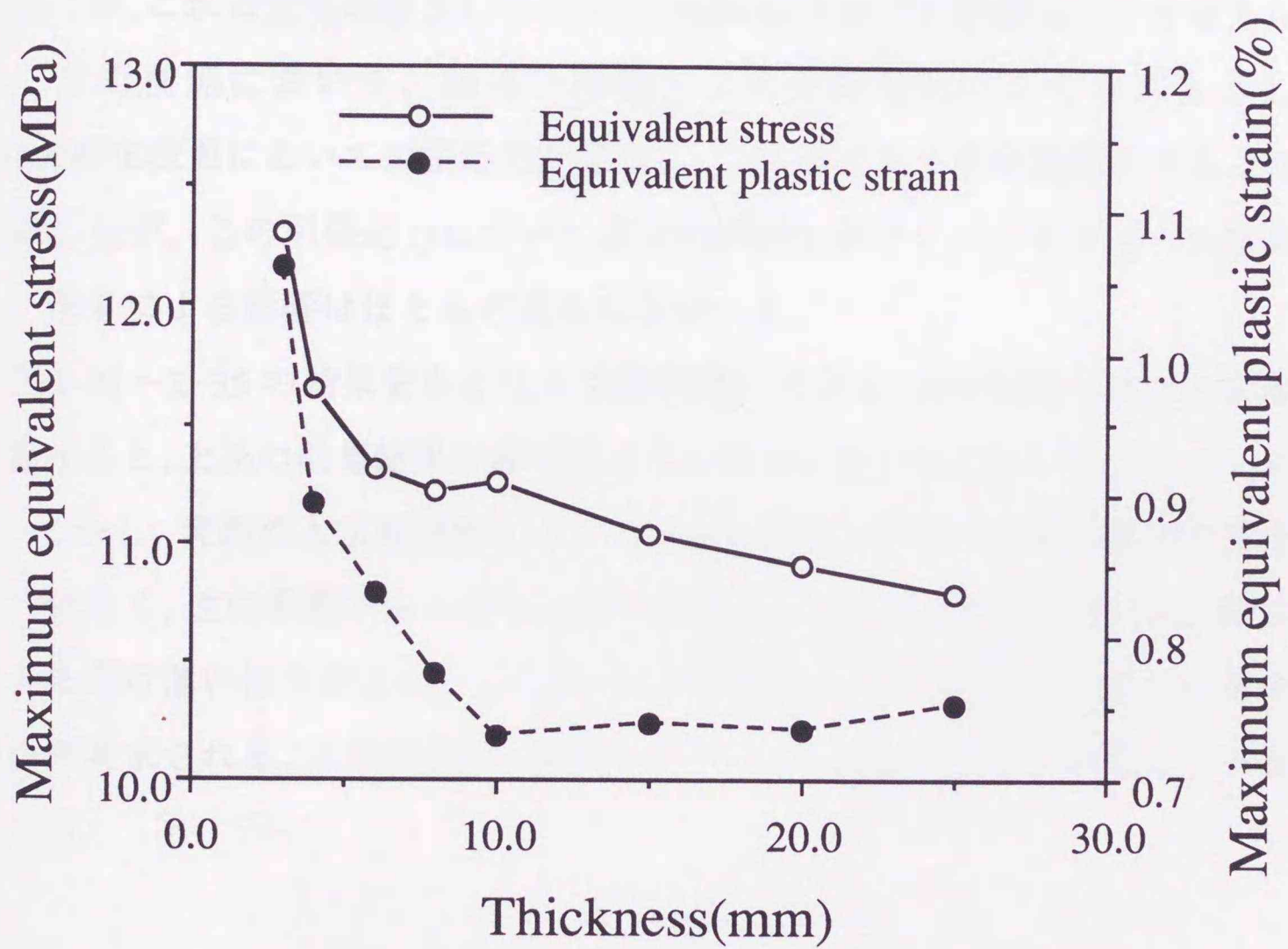


図 2・34 繰返し接触解析における UHMWPE 厚さと
接触中の最大相当応力，最大相当塑性ひずみの関係

接触解析によって初めて確認できた。

人工膝関節においてはUHMWPE下面を何らかの方法でセラミックまたは金属のトレイに固定するが、この固定界面の破壊も考えられるので、本節ではUHMWPE下面におけるせん断応力振幅もUHMWPE厚さの評価に加えた。図2・35にUHMWPE厚さと繰返し接触変形におけるせん断応力振幅との関係を示す。これについても前述の図2・32～2・34と同様に、厚さが薄くなるにつれてその値は大きくなっており、6.0 mm以下でその変化率が大きくなっている。この固定界面の破壊に関してはせん断応力以外にもY方向の垂直応力が固定をはがす方向に働くが、これは全ての厚さについて0.2 MPa以下なので影響はないと考えられる。また前節において、繰返し接触による摩耗進行のメカニズムとしてUHMWPE表面において引張応力が発生し、これがクラックを進展させることを指摘したが、この引張応力についてはUHMWPE厚さによらずほぼ一定値を示し、厚さによる影響はほとんど見られなかった。

図2・32～2・35の結果をもとに人工膝関節に及ぼすUHMWPEの厚さの影響を考察すると、上述の計算結果のみで考えると厚さは厚いほどよいということになる。しかし、実際の人工膝関節においてUHMWPEの厚さは自由に設定できるわけではなく、逆に手術による骨の切除を少なくするためにはUHMWPEの厚さはできるだけ薄いほうがよい。したがって、前述のように最低でも6.0 mm程度の厚さが要求される。この結果は、Kilgusら⁽³⁵⁾による臨床結果の評価とも合致している。

2・7・3 UHMWPE下面固定条件の影響

Bartelら⁽¹⁶⁾は人工股関節の単純押込み応力解析において、UHMWPEの固定条件によりUHMWPEの変形ならびに内部の応力状態が影響されることを指摘している。人工膝関節においても同様の影響が見いだせるはずなので、その極端な例としてUHMWPE板下面の全面固定（解析No. 3）と、下面を両端の点を除きY方向には固定するがX方向には自由、つまり下面における摩擦をなしとし、両端のみを固定（解析No. 9）した2種類の条件についてその影響の評価を行った。

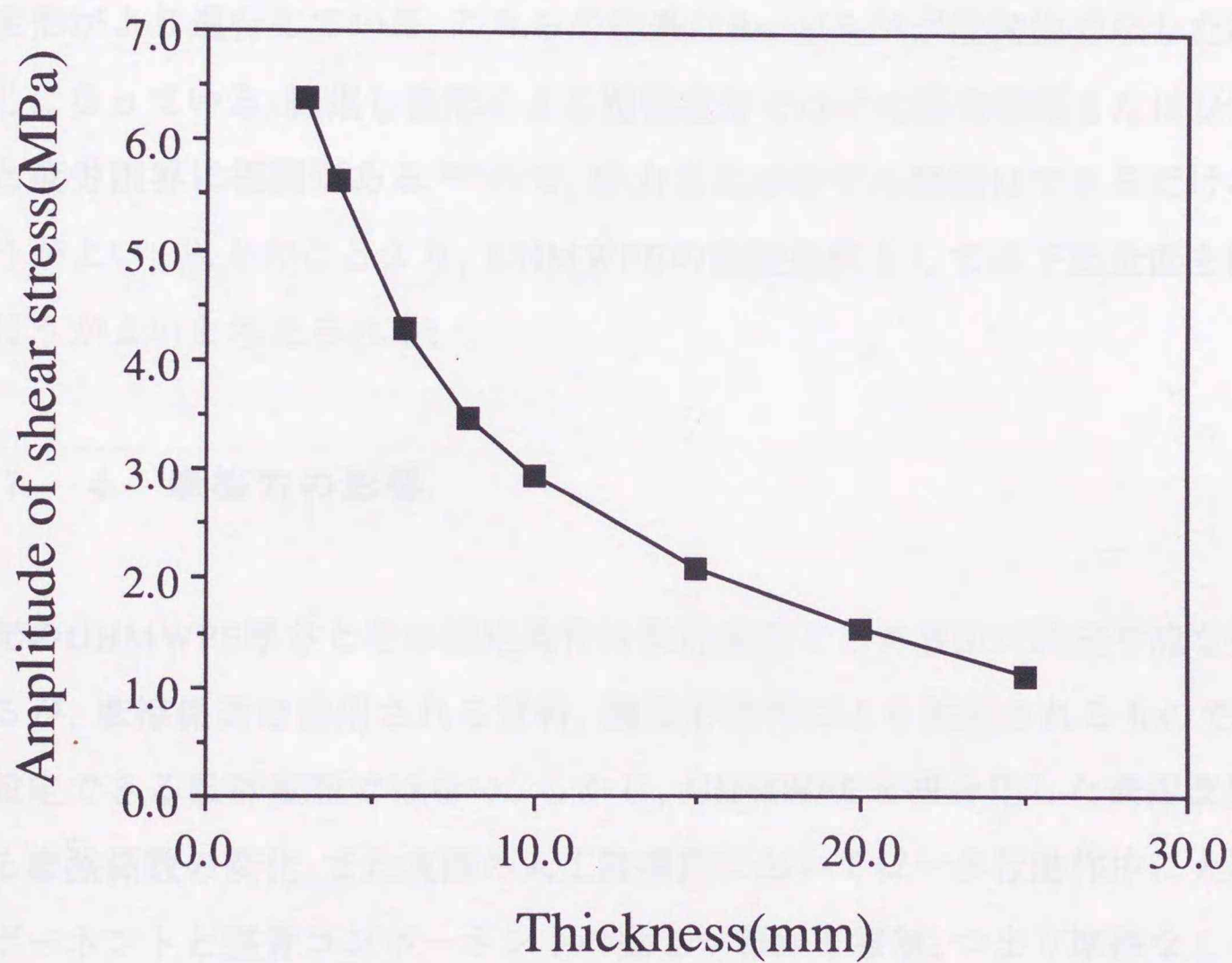


図 2・35 繰返し接触解析における UHMWPE 厚さと
UHMWPE 下面のせん断応力振幅の関係

表2・2に各固定条件での解析結果を示す。評価項目は、単純押込み解析時の最大接触圧力、繰返し接触解析時の最大相当応力、最大相当塑性ひずみならびにUHMWPE表面に発生する最大引張主応力である。表2・2より、接触圧力は固定条件を緩くする（解析No. 9）ことにより小さくなっているが、その他の項目については全面を固定（解析No. 3）した方が小さくなっている。固定条件を緩くすると拘束の減少により変形が大きくなり接触面積が増加し接触圧力は減少するが、材料内部各点での静水圧応力成分が減少し（ -11.80 MPa [No. 3] $\rightarrow$ -9.03 MPa [No. 9]）偏差応力成分が増加することにより相当応力が大きくなり、塑性変形がより進行している。これらの結果はBartelら⁽¹⁶⁾が股関節で示した結果と同じになっている。繰返し変形による塑性疲労ではその応力振幅またはひずみ振幅と疲労限界に相関がある⁽³⁶⁾ので、応力またはひずみ振幅はできるだけ小さいほうがよい。以上のことより、UHMWPEの固定条件としては下面全面を固定するほうがよいと考えられる。

2・7・4 摩擦力の影響

上記のUHMWPE厚さとその固定条件は設計変数として自由に設定可能な変数であるが、摩擦係数は使用される材料、潤滑形態等により決定されるもので、自由に設定できる設計変数ではない。しかし、UHMWPEを複合化した表面改質⁽⁶⁾による摩擦係数の変化、また実際の人工膝関節においては一歩行動作中に大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネントの動きが転がり接触、つまり摩擦なしの状態から完全すべり接触の状態まで変化していること⁽³⁷⁾、さらに各適用例によって潤滑条件等が異なるため摩擦係数も変化していると考えられること、図2・5に示されたように、UHMWPEの変形、摩耗の進行により摩擦係数が変化すること等により、摩擦係数、つまり摩擦力が変化したときの挙動を把握しておくことも重要である。また摩擦実験⁽²⁷⁾によると、アルミナ・セラミックとUHMWPEのすべり状態における摩擦係数は0.1程度なので、本節ではその前後3種類の摩擦係数0.0, 0.1, 0.2の条件（解析No. 3, 10, 11）でUHMWPEの変形挙動がどのように変化するかの検討を行った。

表 2・2 UHMWPE 下面固定条件の影響

Analysis No.	3	9
Maximum contact pressure (MPa)	20.92	18.60
Maximum equivalent stress (MPa)	11.33	13.05
Maximum equivalent plastic strain (%)	0.83	1.00
Maximum tensile principal stress (MPa)	6.47	7.51

図2・36, 2・37 に, 摩擦係数を変化させたときの摩擦回数1回ならびに10回終了時の最大相当塑性ひずみの深さ方向分布図を示す. 図2・36 より, 摩擦回数1回終了時において, 摩擦係数の増加により全体的に最大相当塑性ひずみは増加している. 特に摩擦係数0.0 から0.1 への増加量より0.1 から0.2 への増加量が大きくなっている. また, 図2・37 の摩擦回数10回終了時では, 摩擦回数1回終了時と比較して全ての摩擦係数において深さ1.0 から1.5 mmを中心として最大相当塑性ひずみが増加しているが, やはり摩擦係数が増加するに従ってその増加量も急激に増えている. さらに, 摩擦係数0.0 と0.1 の最大相当塑性ひずみの差は深さがほぼ0.5 から3.0 mmの間のみであるが, 摩擦係数0.2 になると表面から最深部まで大きな値を示している. これらより, 摩擦係数が大きくなるとその影響により急激に摩耗が進行すると考えられ, これは前節のUHMWPEの繰返し接触実験でも示されている.

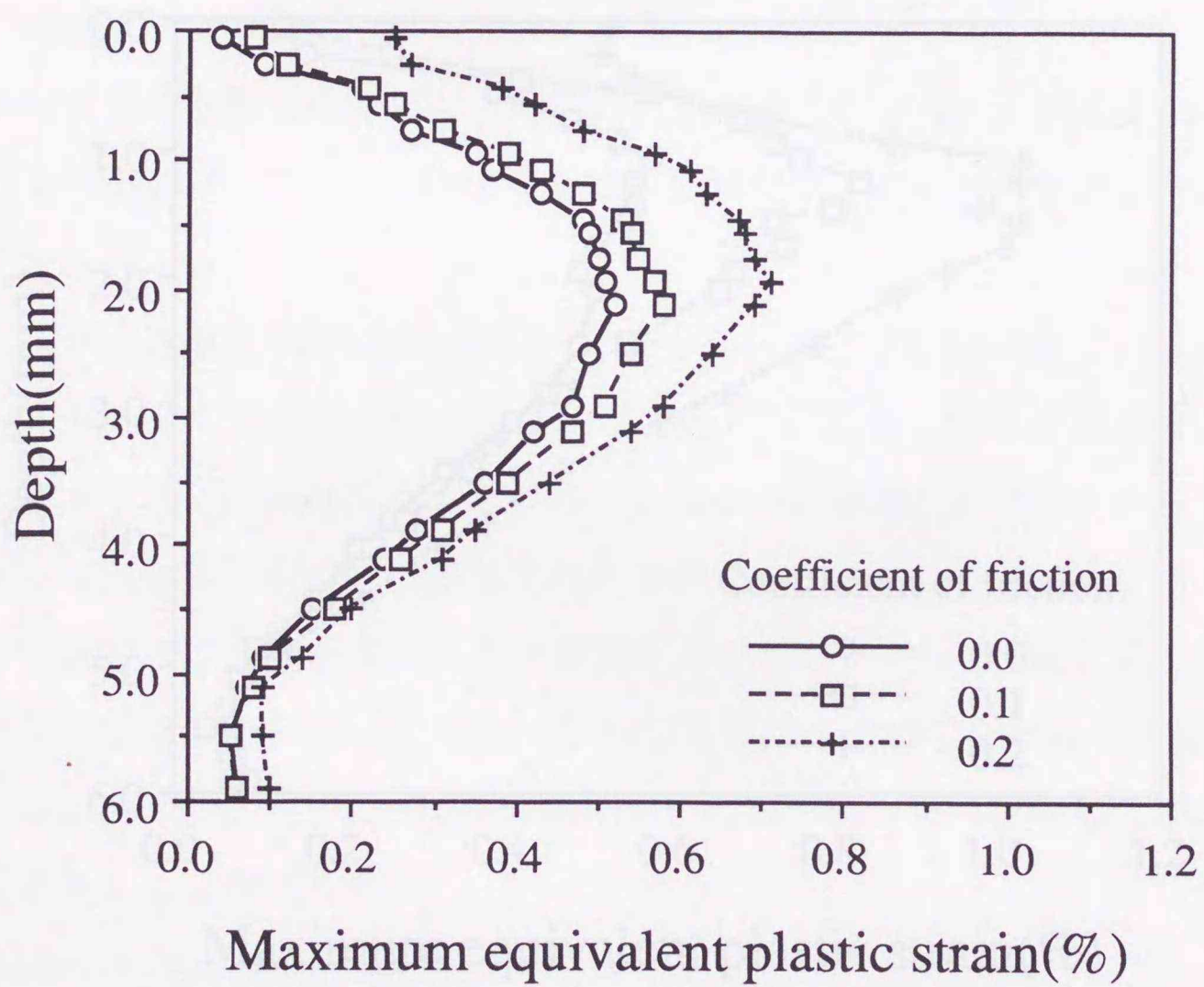


図 2・36 摩擦回数 1 回終了時の
深さ方向最大相当塑性ひずみ分布

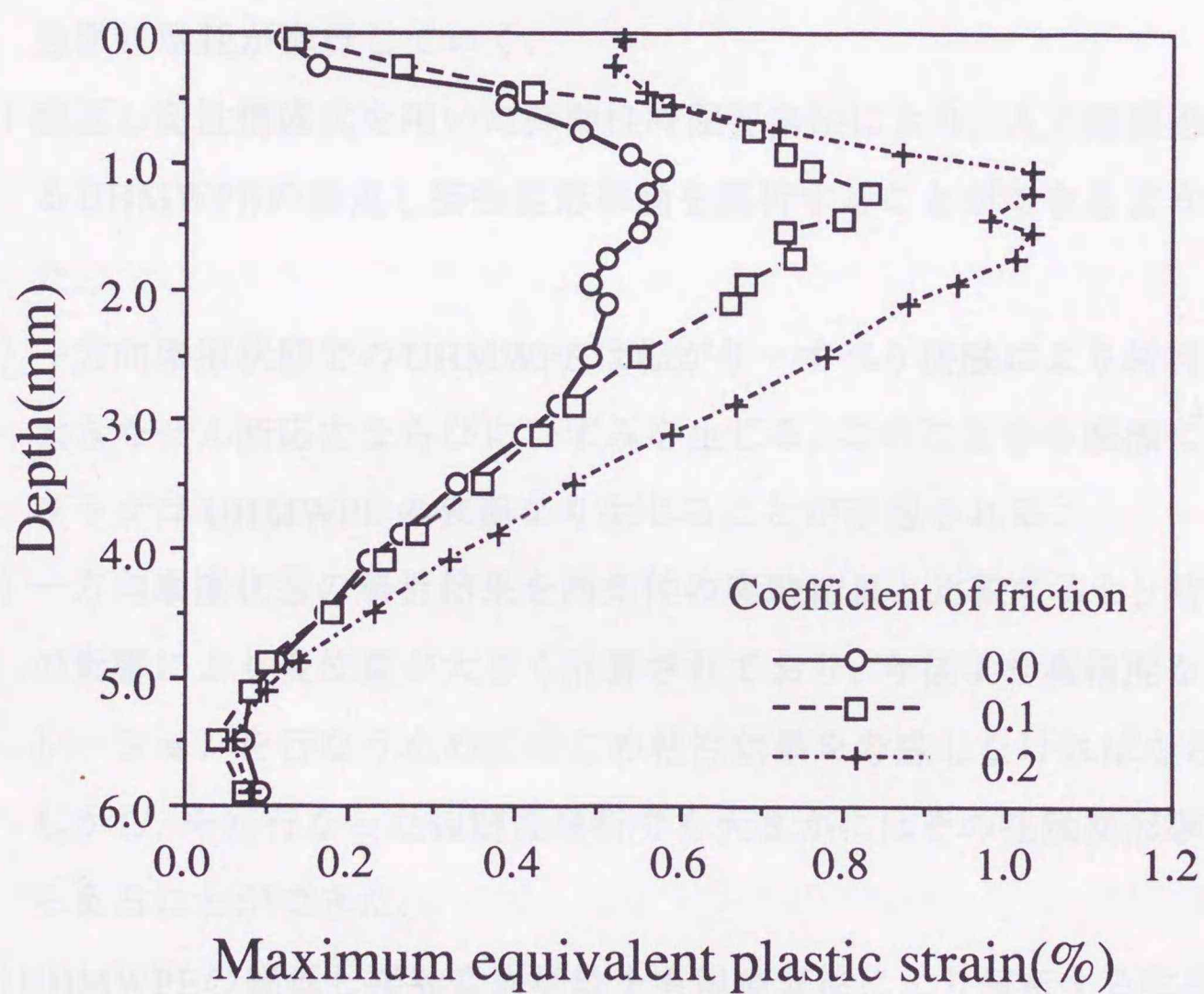


図 2.37 摩擦回数 10 回終了時の
深さ方向最大相当塑性ひずみ分布

2・8 結言

人工膝関節の摺動部材料であるUHMWPEの接触変形挙動を、ピン-回転円盤式摩耗試験と繰返し塑性構成式を用いた弾塑性有限要素解析により評価し、さまざまな条件の影響について考察した結果を以下にまとめる。

- 1) UHMWPEの接触変形、摩耗挙動は、摩擦回数が少ない間は塑性変形を生じるのみであるが、ある摩擦回数を境に摩耗粉を生じるようになり、急激に摩耗が進行していく。
- 2) 繰返し塑性構成式を用いた弾塑性有限要素法により、人工膝関節におけるUHMWPEの繰返し接触変形挙動を解析することができるようになった。
- 3) 一方向摩擦状態でのUHMWPEは転がり-すべり接触により材料表面で大きなせん断応力ならびにひずみを生じる。このことから摩擦によるクラックはUHMWPEの表面より生じることが予想される。
- 4) 一方向摩擦状態の解析結果を同条件の実験結果と比較すると、粘性効果の影響により変位量が大きく計算されており、今後より高精度なシミュレーションを行なうためにはこの粘性効果を考慮しなければならない。しかし、今回行なった弾塑性解析でも大まかにはその接触変形挙動をとらえることができた。
- 5) UHMWPEの繰返し接触変形挙動を有限要素法により解析するに当たり、接触による圧力分布を荷重として設定しなければならないが、従来接触問題によく用いられるHertz型の圧力分布では不十分であり、より正確な圧力分布を設定しなければならない。本節ではUHMWPEの厚さならびに弾塑性変形を考慮した単純押込み時の圧力分布を用い、的確な変形挙動を解析することができた。
- 6) UHMWPEの摩耗は、摩擦方向の違いによりそのメカニズムまで異なる影響を受けることがわかった。つまり、一方向摩擦ではラチェット現象によりUHMWPE表面で τ_{xy} , γ_{xy} が蓄積されていくため、この表面より摩

耗が生じると考えられる。一方、往復摩擦では UHMWPE 内部での塑性疲労により摩耗が生じるため、その寿命は一方向摩擦より長くなっている。人工膝関節において UHMWPE は往復摩擦状態に近いので、この状態で評価を行わなければならない。

- 7) 繰返し接触により、UHMWPE はその表面において引張応力を生じている。そのため、微小クラックがより大きなクラックへと進展させられると考えられるが、一方向摩擦では往復摩擦に比べ τ_{xy} , γ_{xy} の蓄積に加え、この引張応力もより大きくなっていくことが、より短寿命の原因になっていると考えられる。
- 8) UHMWPE の厚さはその摩耗寿命に大きな影響を及ぼす。つまり、厚さが薄くなると UHMWPE 内部に生じる相当応力ならびに相当塑性ひずみが急激に大きくなり、短寿命化が生じる。これを防ぐために、UHMWPE の厚さは最低でも 6.0 mm 必要である。
- 9) UHMWPE の固定条件によって、UHMWPE の接触変形挙動への影響があることがわかった。UHMWPE 内部の応力またはひずみを減少させるためには、できるだけ UHMWPE の変形を拘束させる固定条件がよい。
- 10) 大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネント間の摩擦係数の差により、UHMWPE の変形挙動は影響を受ける。摩擦係数が 0.0 から 0.1 程度の間は、UHMWPE 表面および深部ではほとんど変化しないが、表面より 1.0 から 1.5 mm 程度内部での相当塑性ひずみが大きくなる。さらに摩擦係数が 0.2 程度になると、UHMWPE 表面から最深部まで影響を受け、全体的に相当塑性ひずみが大きくなり急激に摩耗が進行すると考えられる。

第 3 章

歩行時における UHMWPE 関節板の接触変形解析

3・1 緒言

人工膝関節UHMWPE関節板の耐摩耗性を目指してさまざまな研究が行われているが、力学的にUHMWPEの接触変形挙動を解析することがその摩耗特性を明らかにすることの第1段階と考えられる。そして前章までに繰返し塑性構成式を組み込んだ弾塑性有限要素法を用い、繰返し接触を受けるUHMWPE平板の変形挙動を解析し、また摩擦方向、UHMWPE厚さ、固定条件および摩擦力がUHMWPE摩耗発生メカニズムに及ぼす影響についても検討してきた⁽²¹⁾⁻⁽²³⁾⁽³⁰⁾⁽³⁴⁾。その結果、単純な繰返し転がり一すべり接触を受けるUHMWPE平板の変形挙動については明らかになったが、実際の歩行動作において人工膝関節中のUHMWPE関節板は複雑な繰返し負荷を受けており、この摩耗を正確に評価するためには実際の歩行動作時の解析を行わなければならない。

実際の歩行動作条件におけるUHMWPE関節板の摩耗挙動については、いわゆる膝シミュレータを用いた実人工膝関節の摩耗実験⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾が行われている。これらの実験によりさまざまな形状の人工膝関節における摩耗現象を再現、観察することができる。しかし、その摩耗現象をより詳細に検討するためにはUHMWPE関節板内部での力学的挙動を考察する必要がある。また、膝シミュレータ実験は過去に製作された人工膝関節を用い、その形状や材質の比較には活用されるが、その結果を最適形状設計等へ応用するためには多くのサンプル(人工膝関節)を必要とし、多大な労力、時間、経費を要するため、計算機シミュレーションによる評価が望まれている。したがって本章では、実際の人工膝関節形状ならびに歩行動作による荷重変動を考慮し、人工膝関節におけるUHMWPE関節板の変形挙動

を繰返し塑性構成式を組み込んだ弾塑性有限要素法により解析した。

3・2 繰返し接触変形解析⁽³⁸⁾

本節では実際の表面置換型人工膝関節を対象として繰返し接触変形解析を行い、UHMWPE 関節板内における力学状態が摩耗に及ぼす影響について考察を行った。

3・2・1 解析モデル

本節で解析対象とする人工膝関節は、安田らによって開発された後十字靱帯温存型人工膝関節（LFA-III）とした。この人工膝関節の基本的設計思想は前章で用いた人工膝関節（LFA）と同じであるが、材質、接触面形状等に若干の手直しを加え、改良したものである。図3・1に本人工膝関節の形状を示す。旧タイプからの変更点としては、両コンポーネントの接触面形状が若干変更になったことと、脛骨コンポーネントのトレイ部の材質がアルミナ・セラミックよりチタン合金に変更になり、これに伴い脛骨コンポーネントトレイ部ならびにコンポーネント固定用のペグの寸法も多少変更となったことである。本解析に影響する膝関節接触面の形状は、大腿骨コンポーネントの矢状断面においては前部、中央部、後部でそれぞれ異なる曲率半径を有し、中央部の曲率半径が最も大きくなっている。前額断面においては内外顆それぞれの中央部にわずかな平坦部を持つが、膝の内外反時に局所的な当たりを防ぐために、両顆の外側は平坦部から滑らかに推移する比較的大きな曲率半径を有する形状になっている。脛骨側コンポーネントは前額面では大腿骨コンポーネント断面形状を側方に広げた形状をしており、矢上面の前方隆起部の曲率半径も大きくなった。

膝関節の運動はほぼ矢状面内で生じ、また本人工膝関節はほぼ同形状の外顆ならびに内顆を持つので、解析を行うに当たり、その動きを二次元平面ひずみ状態にモデル化した。図3・2に解析に用いたUHMWPE関節板の二次元有限要素モデルを示す。解析要素として8節点アイソパラメトリック要素を用い、2253節点、688要素を有しており、最小メッシュは0.5 mm × 0.3 mm である。本人工膝関節において UHMWPE 関節板はその下部のチタン合金トレイに固定されているの

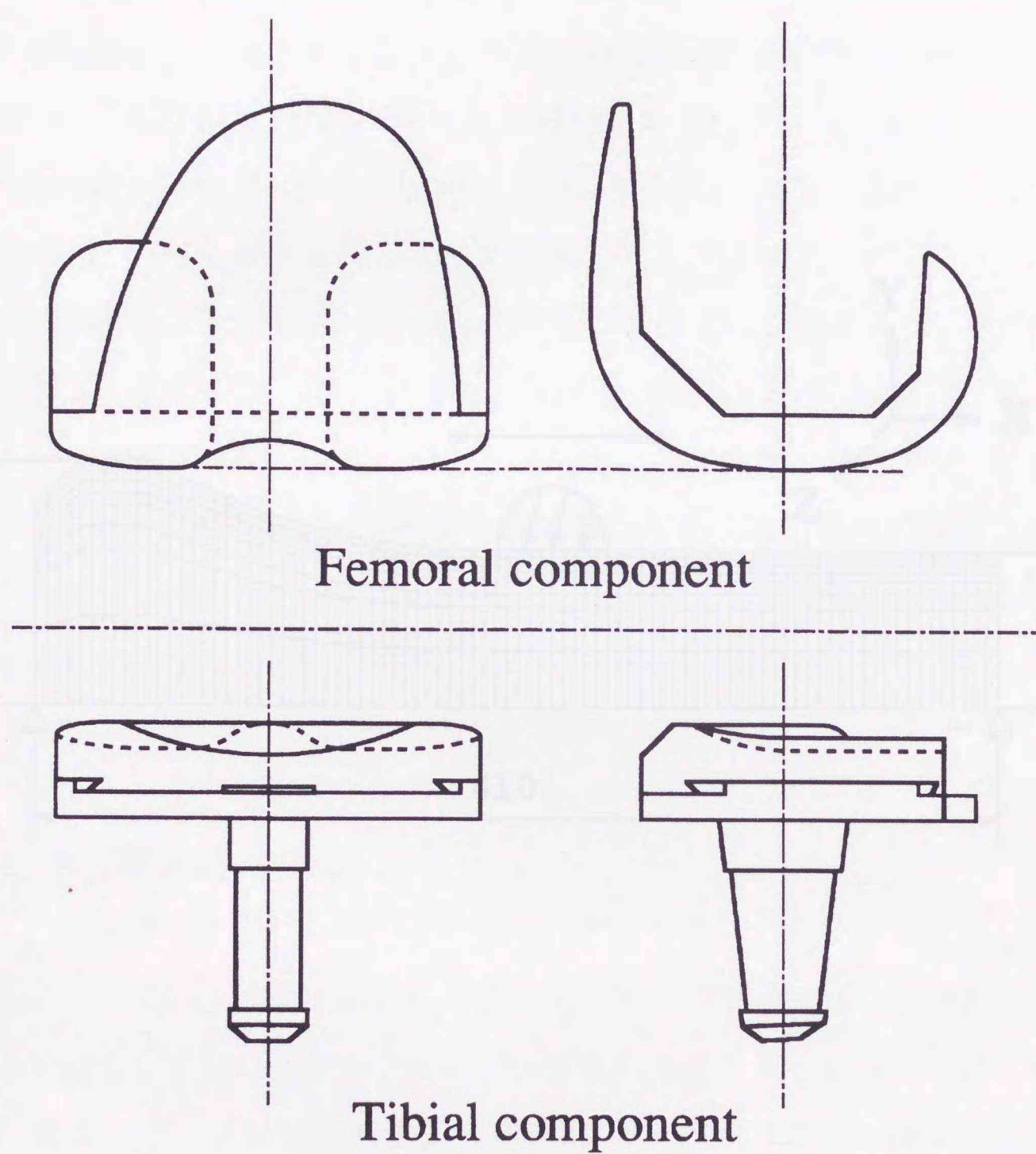


図 3・1 後十字靱帯温存型人工膝関節(LFA-III)

図 3・2 有限要素モデル

で、境界条件としては UHMWPE 関節板下面において全面固定とした。

3・2・2 解析方法

接触により UHMWPE 関節板が大腿骨コンポーネントより受ける接触圧力分布は、前章と同様にあらかじめ弾塑性有限要素法（汎用非線形構造解析プログラム MARC K-5）の接触解析機能を用い、大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネント（UHMWPE 関節板）間の単純押込み時の接触圧力分布を求め、この圧力分布を垂直荷重、さらに摩擦係数 μ による摩擦力を水平荷重として、これらの荷重を UHMWPE 関節板上を連続的に移動させることにより実際の歩行を表現し、前章と同じ繰返し弾塑性構成式を組込んだ有限要素法にて解析を行った。なお本解析においても摩擦係数は $\mu = 0.1$ ⁽²⁷⁾ とし、5 回目の歩行サイクルまで、順次解析を行った。本解析は UHMWPE 関節板の摩耗挙動における初期変形段階を解析することになるが、基本的には繰返し接触による摩耗は初期の変形挙動が連続して繰返し生じることによりクラックを生じ、それが摩耗へと進展していくと考えられるので、本解析結果より摩耗に対する影響を考察できる。

3・2・3 接触圧力分布

歩行動作により UHMWPE 関節板の受ける接触圧力は変動し、その値は歩行時における大腿骨ならびに脛骨コンポーネント間の変動負荷と相対位置により与えられる。両コンポーネント間の変動負荷としては図 3・3 に示す Morrison⁽³⁹⁾ による通常歩行時の荷重変動を用いた。両コンポーネントの相対位置は回転成分と並進成分、つまり膝の屈曲角度と両コンポーネントの前後方向の位置関係（大腿骨コンポーネントの最下点上から見た脛骨コンポーネントの前方変位量として表現する）により決定される。膝屈曲角度は図 3・3 に示すように double knee action と呼ばれる二峰性の変化を示す⁽⁴⁰⁾。また、脛骨コンポーネントの前方変位量に関しては各人工膝関節の接触面形状によりその動きが大きく異なるので、本人工膝関節における膝屈曲角度と前方変位量の関係を X 線写真より求めた。図 3・4 に

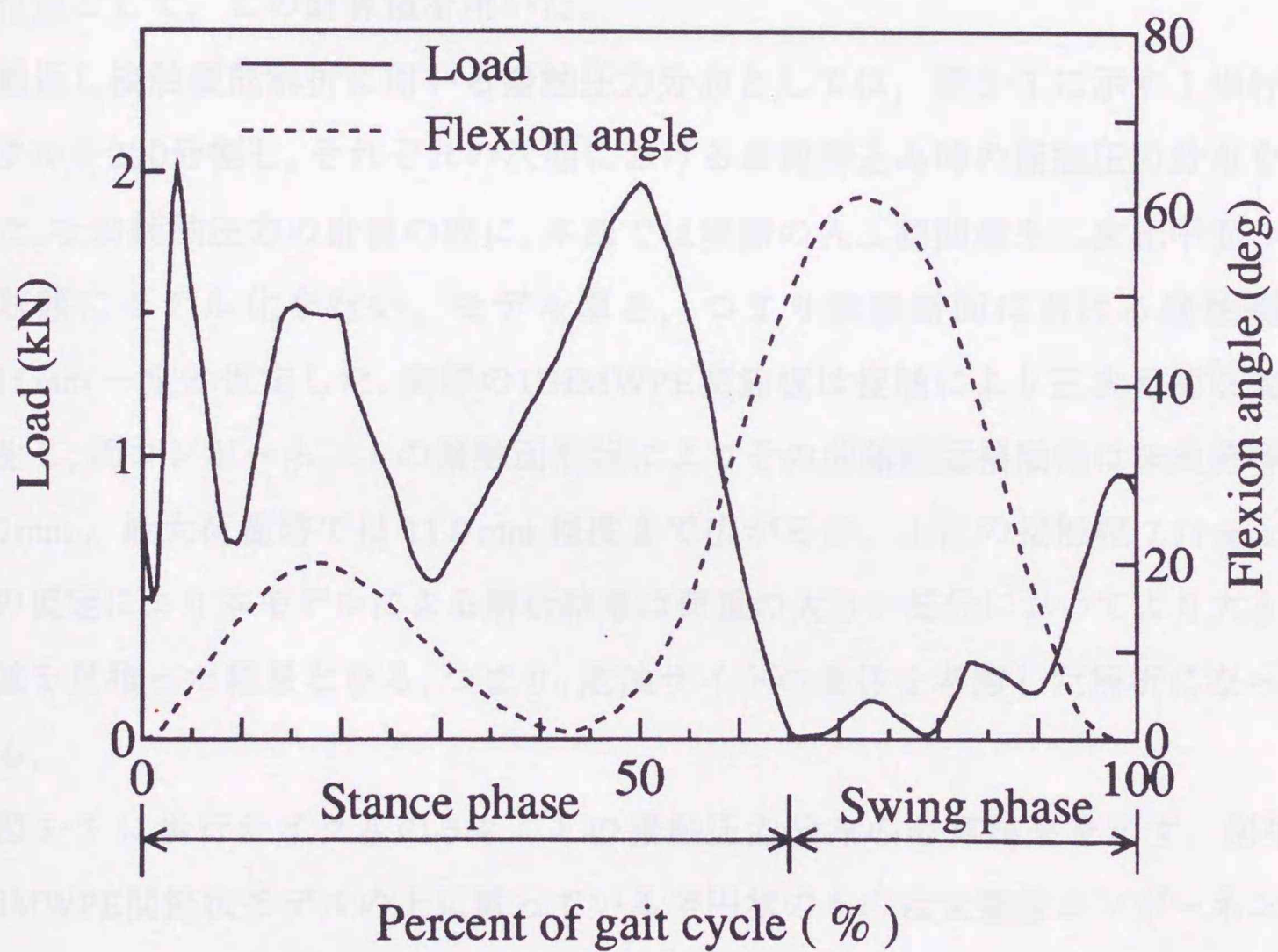


図3・3 歩行サイクルに対する UHMWPE 関節板の
受ける荷重ならびに膝屈曲角度の変化

その結果を示す。図中の○印ならびに□印はX線写真より求めた実験点であるが、これらの点は撮影時の撮影角度の影響ならびに読み取り時の誤差により、角度、前方変位量ともに数度または数mmの誤差を含んでいる。また実線は、脛骨コンポーネントは常に後方に移動しようとしているとの仮定のもとに、両コンポーネントの干渉位置ならびにPCLの存在を考慮して計算した前方変位量である。安田らの実験⁽⁴¹⁾によっても脛骨コンポーネントはほぼ常に後方へ移動する力を受けていると考えられ、実験点の誤差も考慮すると上記の仮定による実線の動きはほぼ正しいと考えられる。したがって、本章では脛骨コンポーネントの前方変位量として、この計算値を用いた。

繰返し接触変形解析に用いる接触圧力分布としては、図3・3に示す1歩行サイクルを200分割し、それぞれの状態における単純押込み時の接触圧力分布を求めた。なお接触圧力の計算の際に、本節では実際の人工膝関節を二次元平面ひずみ状態にモデル化を行い、モデル厚さ、つまり前額断面における接触幅を7.11mm一定と仮定した。実際のUHMWPE関節板は接触により三次元的な変形を生じ、両コンポーネントの接触面形状によりその前額断面接触幅は無負荷時で6.0mm、最大荷重時では11.0mm程度まで広がるが、上記の接触幅7.11mm一定の仮定により本モデルによる解析結果は荷重の大きい部分においてより大きな荷重を見積った結果となる。つまり、危険サイドの条件を考慮した解析になっている。

図3・5に歩行サイクルの5%ごとの接触圧力分布の計算結果を示す。図中、UHMWPE関節板モデルの上に載っている半円状のものは大腿骨コンポーネントの接触部モデルで、この両コンポーネントが接触している領域において大腿骨コンポーネント内に黒く示されているのが接触圧力分布である。これらの図より、200分割されたそれぞれの状態では接触面の形状も荷重も異なるため接触圧力分布も大きく異なることがわかる。また、大腿骨コンポーネントとUHMWPE関節板前方隆起部との干渉が生じている歩行サイクル55%までは、関節板前方隆起部上端近くと関節板平坦部の2ヶ所で接触が生じている。特に前方隆起部最上部では凸部で接触するので非常に大きな接触圧力を受けている。

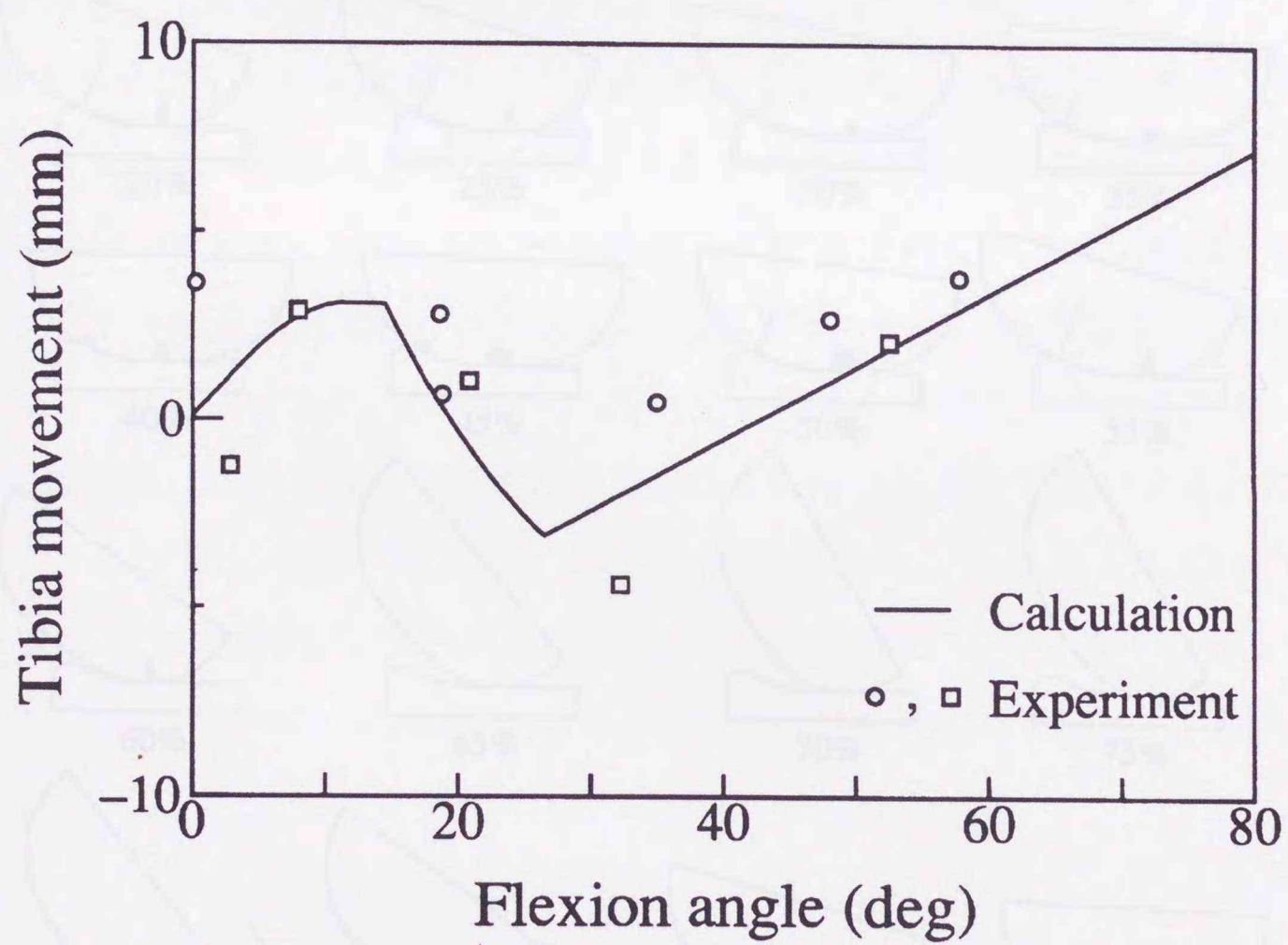


図 3・4 膝屈曲角度に対する脛骨コンポーネント
前方変位量の変化

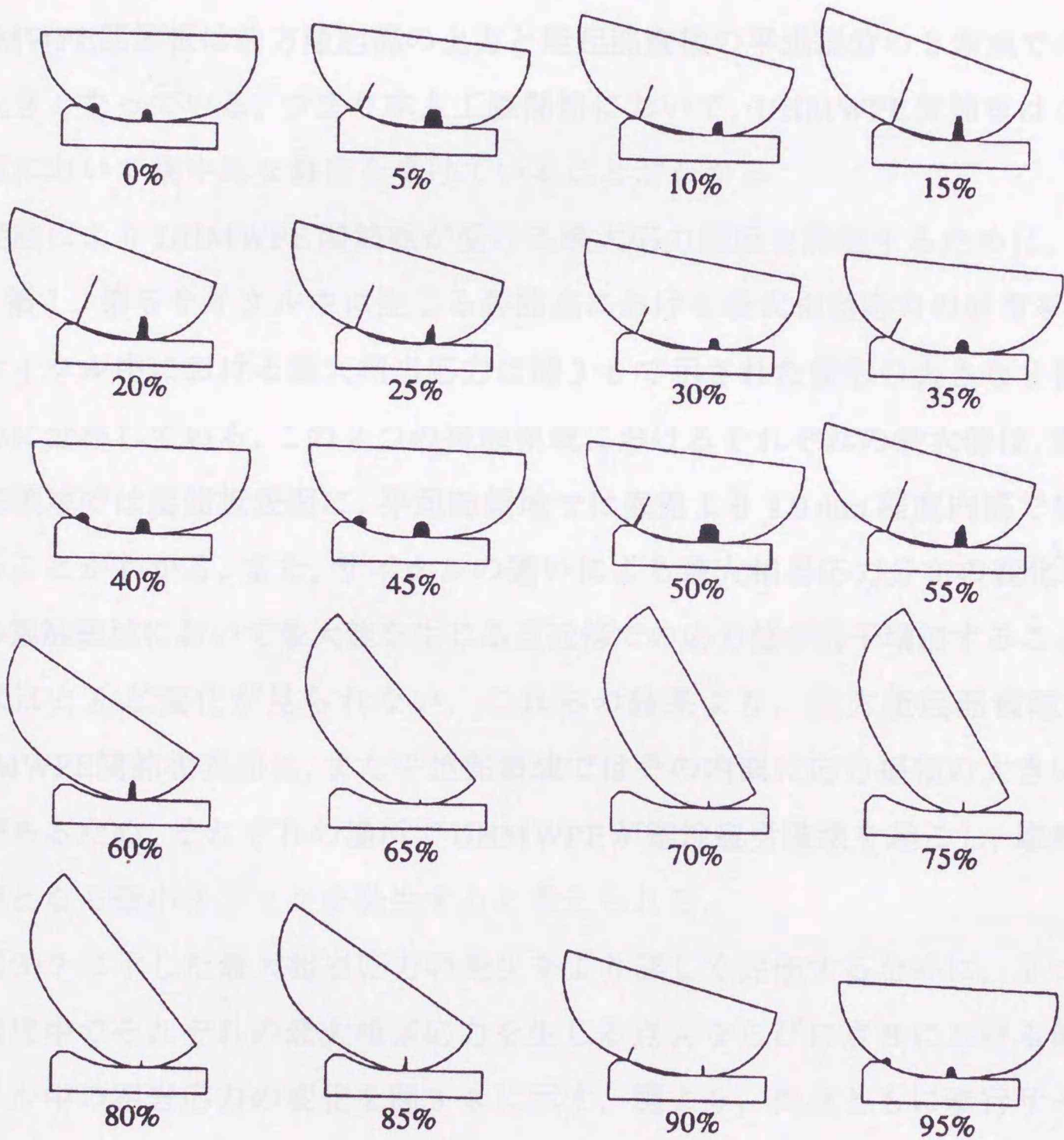


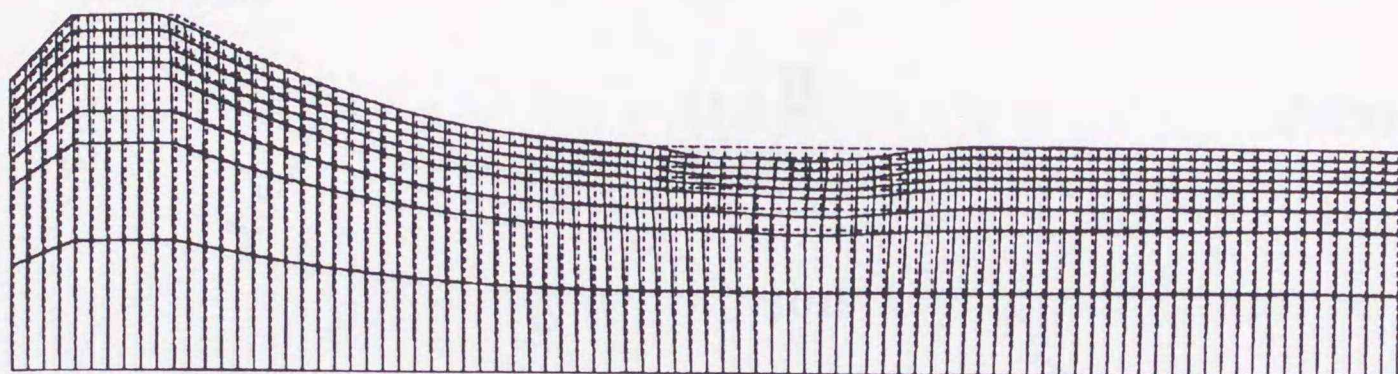
図3・5 歩行サイクルの各状態における
単純押し込み解析結果

3・2・4 解析結果および考察

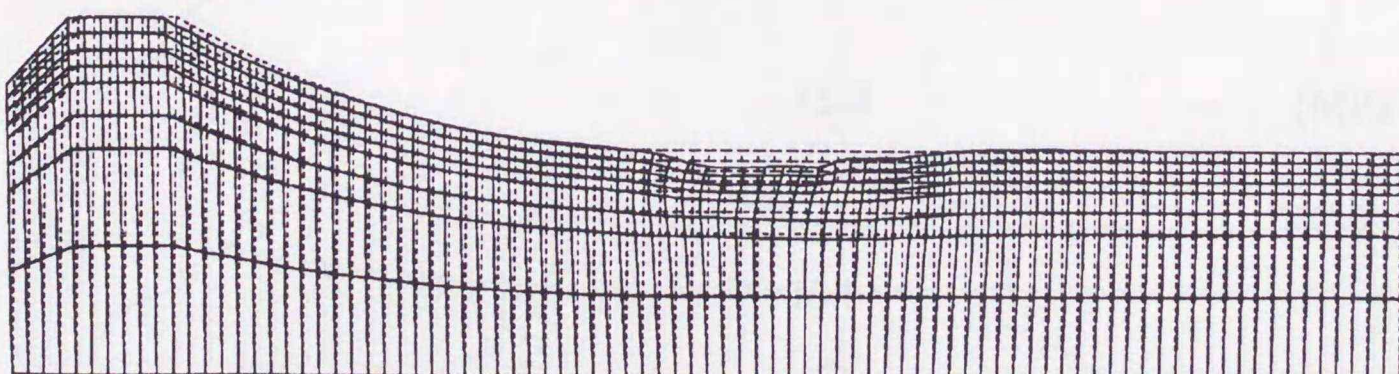
図3・6に歩行サイクル1, 5回終了時の変形図を示す。破線は負荷を受ける前の要素を示し, 実線は負荷を受けた後の変形した要素を示す。変形量はX軸, Y軸方向ともに20倍に拡大している。1, 5サイクル終了時の両変形図より, UHMWPE関節板は前方隆起部の上方と隆起部直後の平坦部分の2領域での変形が大きくなっている。つまり本人工膝関節において, UHMWPE関節板はこの2領域において集中的な負荷を受けていることがわかる。

接触により UHMWPE 関節板が受ける最大応力履歴を評価するために, 図3・7に第1, 第5サイクル中に生じる各節点における最大相当応力の分布を示す。各サイクル中における最大相当応力は図3・6で示された変形の大きな2領域を中心に分布している。この2つの接触領域におけるそれぞれの最大値は, 前方隆起部領域では関節板表面に, 平坦部領域では表面より1.0mm程度内部で生じていることがわかる。また, サイクルの違いによる最大相当応力分布の変化は, 2つの接触領域において最大値を生じる点近傍での応力値が若干増加することを除けばほとんど変化が見られない。これらの結果より, 前方隆起部領域では, UHMWPE関節板表面に, また平坦部領域ではその内部に応力振幅の大きいところがあるため, それぞれの場所でUHMWPEが塑性疲労破壊を起こし, 摩耗粉の原因となる微小クラックを発生すると考えられる。

図3・7に示した最大相当応力の発生をより詳しく評価するために, 2つの接触領域中でそれぞれの最大相当応力を生じる点Aならびに点Bにおける第1サイクル中の相当応力の変化を図3・8に示す。図より, 両点ともに歩行サイクル中に相当応力は大きく変動しており, その変動幅は同程度で, 2つの接触領域で荷重を分割して受けていることがわかる。またその最大値は歩行サイクルの約15-25%で発生し, 約10-15%ならびに約50-60%の位置でも大きな値を示している。この相当応力の変化と図3・3に示したUHMWPE関節板の受ける荷重の変化を比較してみると, 大まかな変動の様子は一致しているが, それぞれの最大値の発生位置は同じではない。本人工膝関節の大腿骨コンポーネントの矢状断面形状は前述のように3つの曲率で構成されており, 膝屈曲角度が小さい場合に

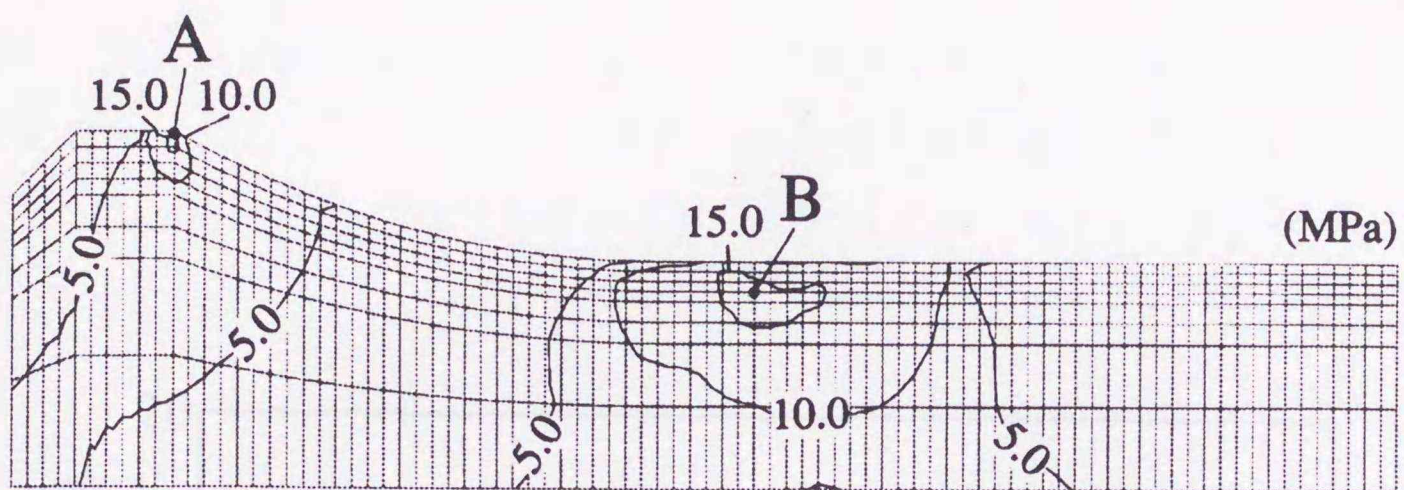


(a) 1 サイクル終了時

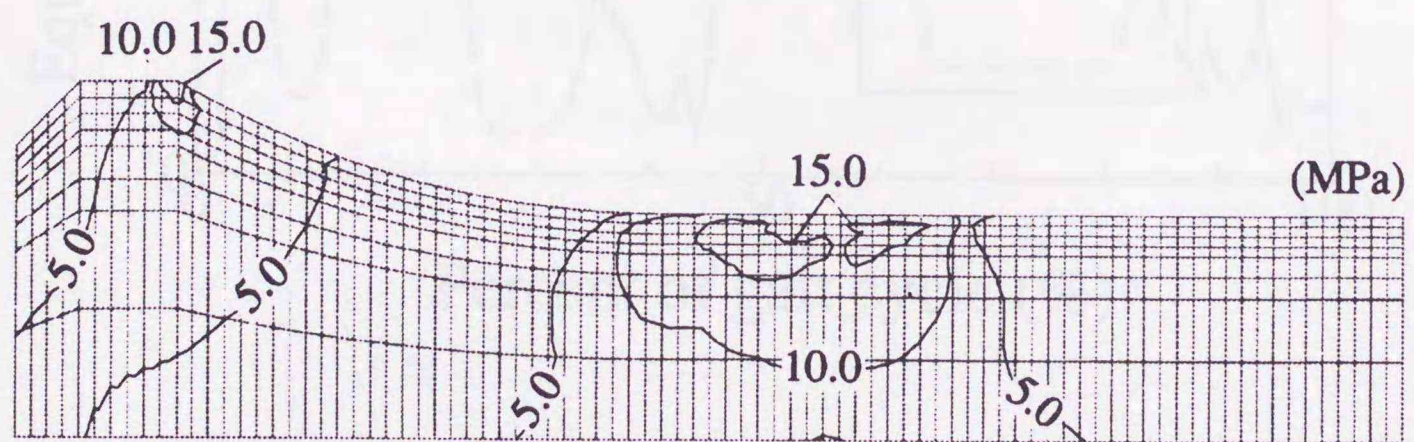


(b) 5 サイクル終了時

図 3・6 変形図



(a) 第1サイクル中



(b) 第5サイクル中

図3・7 最大相当応力分布図

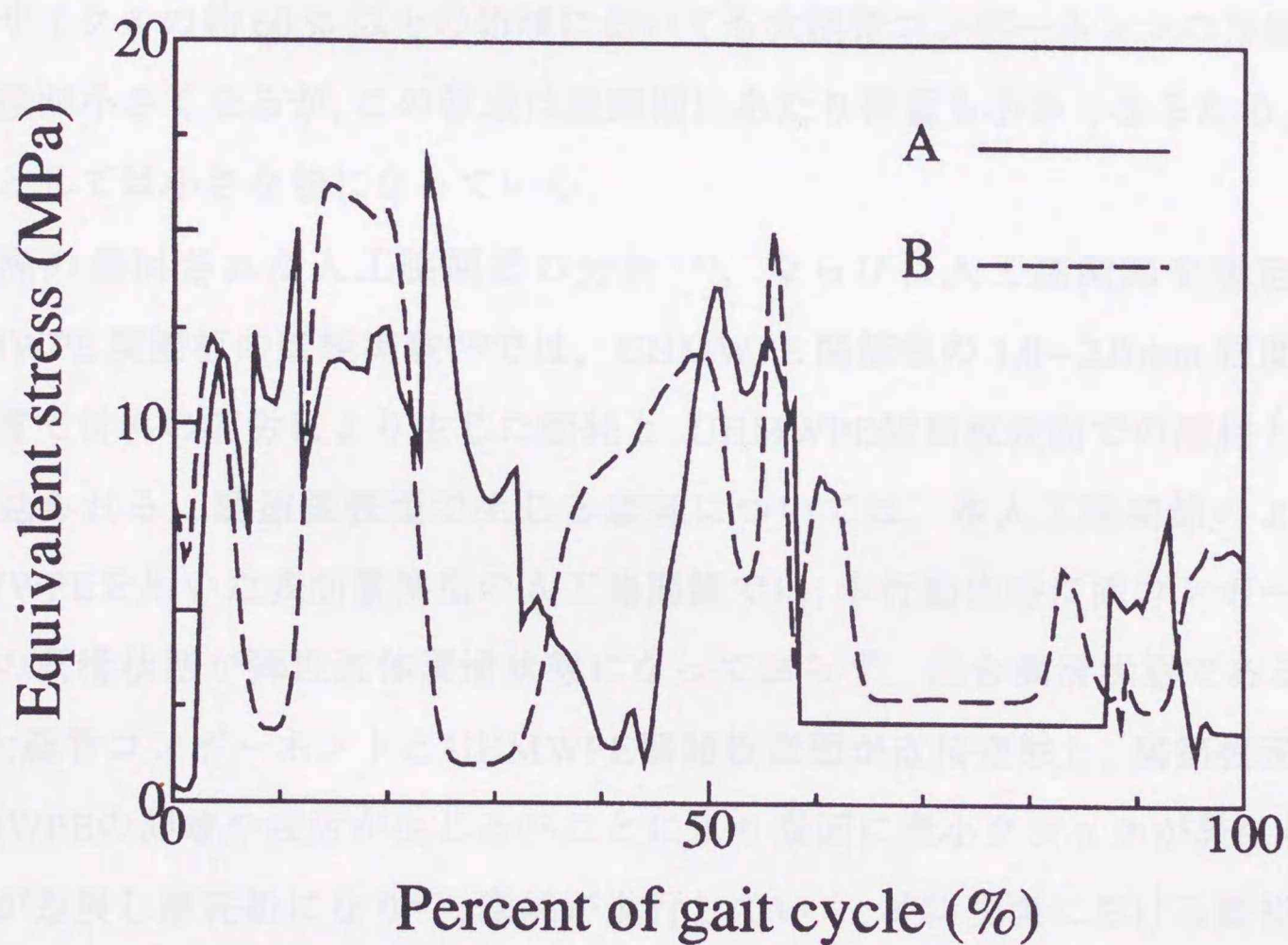
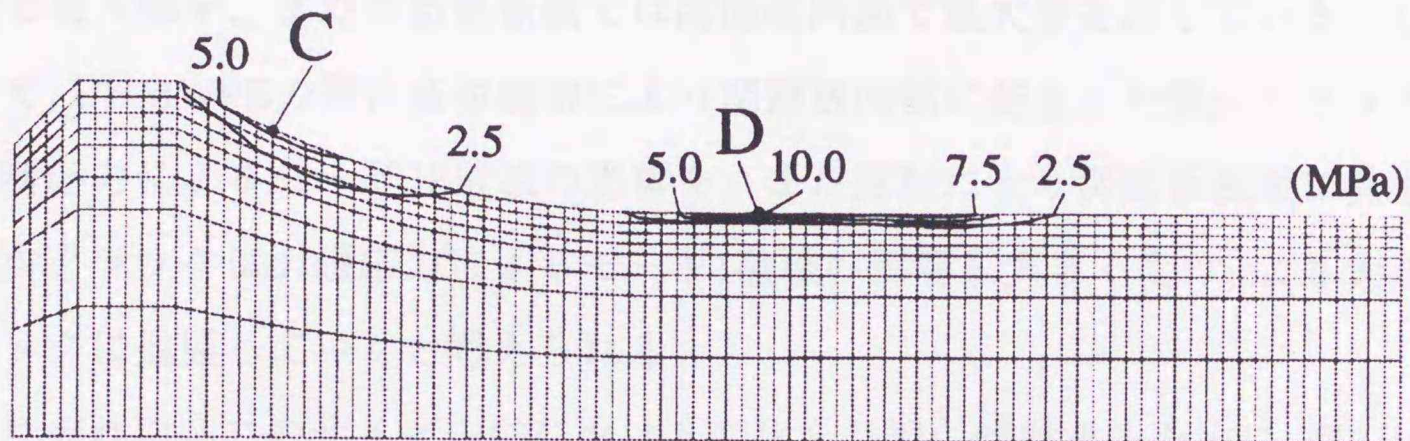


図 3・8 第 1 サイクル中における相当応力の変化

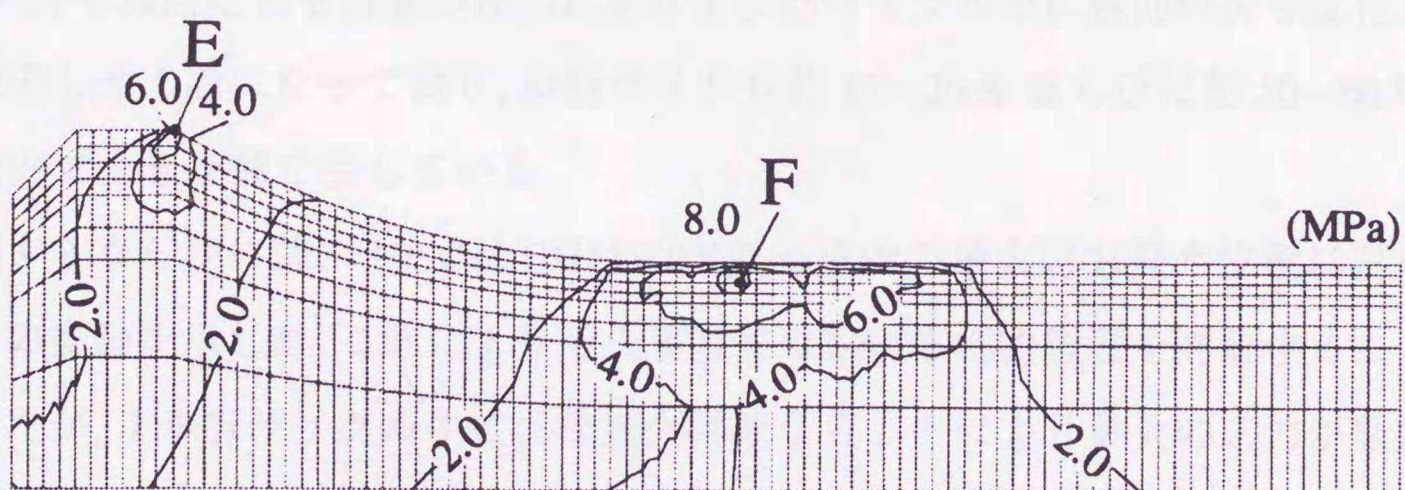
は最も大きな曲率半径部分で接触し、さらに図3・5に示されているようにその前方領域においてUHMWPE関節板の角部で接触するのではなく面で接触するため、これらにより接触面積が大きくなり接触圧力が小さくなる。図3・3より、最大荷重発生位置における膝屈曲角度はかなり小さな値であるので、この影響により両者の最大値発生位置は対応していない。逆に、歩行サイクルの約15-25%および約50-60%の領域では膝屈曲角度が大きくなり、これにより大腿骨コンポーネントの接触位置が曲率半径の小さい部分に移行するため、最大荷重点における相当応力より大きな応力を生じている。またroll back movementが生じる歩行サイクルの約60%以上の領域においても大腿骨コンポーネントの接触面曲率半径が小さくなるが、この領域は遊脚期にあたり荷重も小さくなるため、相当応力としては小さな値になっている。

実際の摘出された人工膝関節の分析⁽¹⁵⁾、ならびに人工膝関節を想定したUHMWPE関節板の摩耗実験⁽⁴²⁾では、UHMWPE関節板の1.0-2.0mm程度内部の位置で材料の疲労により生じた摩耗と、UHMWPE関節板表面での摩耗との両方が見られる。関節板表面で生じる摩耗については、本人工膝関節のようなUHMWPEを用いた表面置換型の人工膝関節では、歩行動作時に両コンポーネント間の潤滑状態が弾性流体潤滑状態になっておらず、混合潤滑状態である⁽⁷⁾ので、大腿骨コンポーネントとUHMWPE関節板表面が直接接触し、関節板表面でUHMWPEの凝着や疲労が生じる⁽³²⁾ことにより表面に微小クラックが発生し、これらが進展し摩耗粉になり⁽⁴²⁾、摩耗が進行していく。材料表面における微視的なクラックの発生機構は明らかではないが、巨視的な変形機構の観点より、UHMWPE関節板に発生した微小クラックを進展させる要因として、微小クラック発生位置における引張応力（モードI破壊）ならびにせん断応力（モードII破壊）の影響が考えられる。ただし、本解析においてY軸方向の応力は常に圧縮の値を示すので、引張応力の影響が考えられるのはX軸方向の応力のみである。

これらの影響を調べるために、図3・9に第1サイクル中に生じるX軸方向応力、ならびにせん断応力の最大値の分布を示す。ただし、せん断応力は正方向と負方向の両方が考えられるので、絶対値の最大値とした。これらの分布は、前述の最大相当応力分布と同様にサイクルの違いによる変化はあまり見られなかった



(a) X 軸方向応力



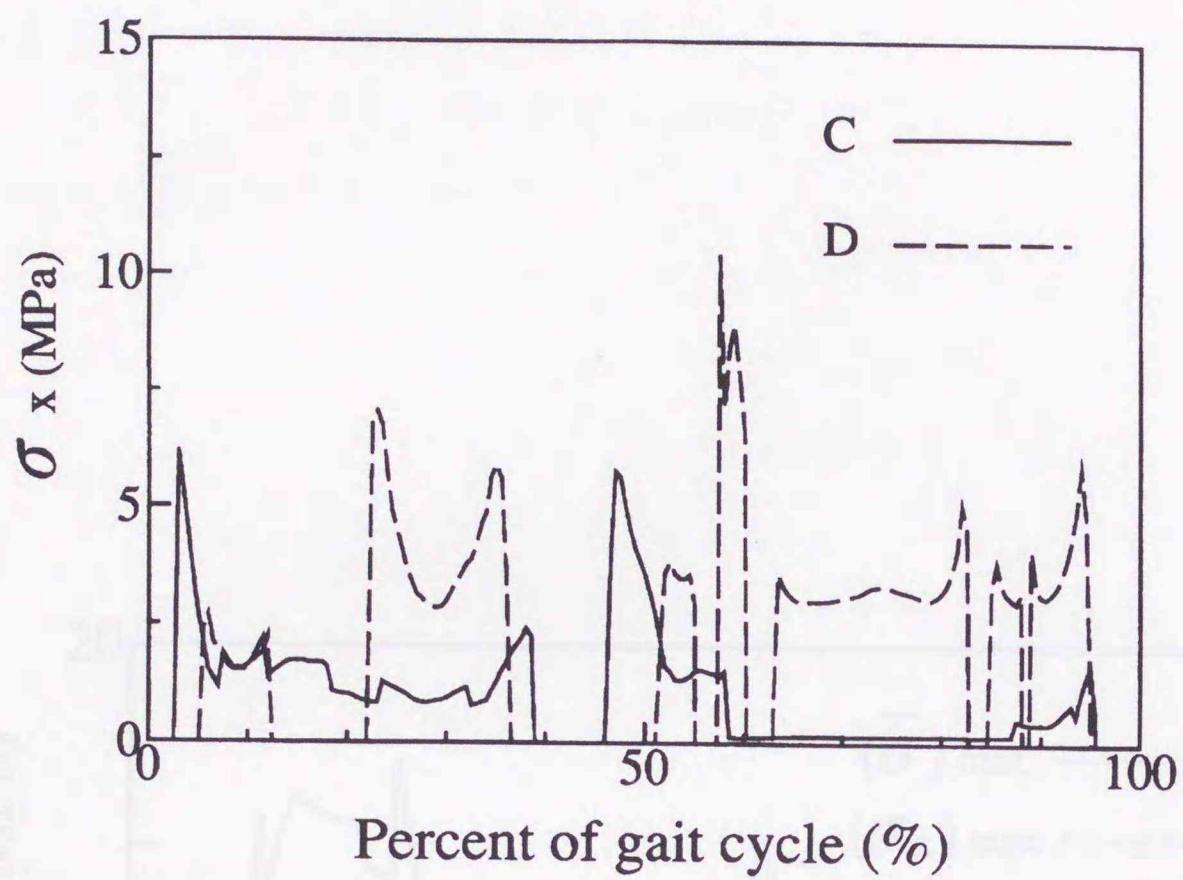
(b) せん断応力 (絶対値)

図 3・9 第 1 サイクル中における最大応力分布図

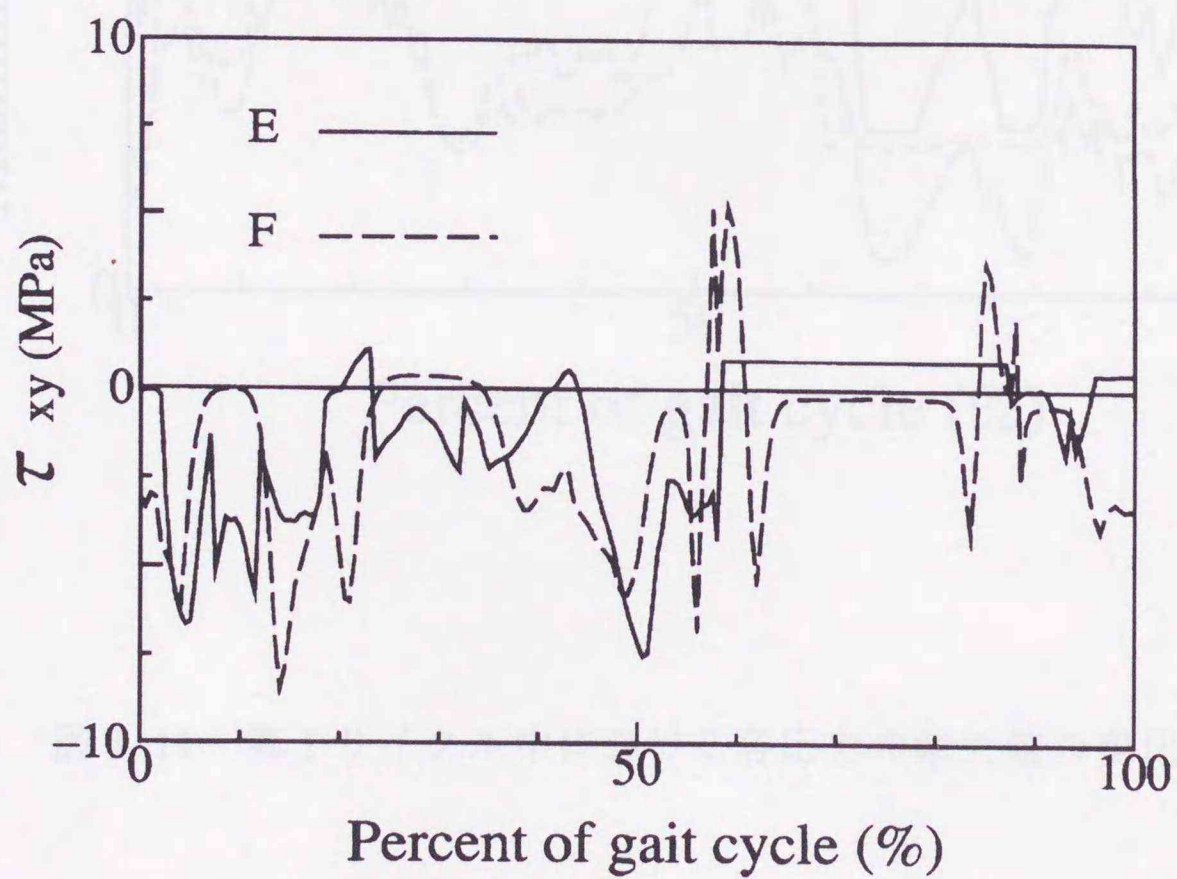
ので、第1サイクル中の結果のみを示した。前章ならびにBartelら⁽¹⁶⁾によっても示されているように、本人工膝関節においてもUHMWPE関節板は接触している2領域において、その表面で引張りの応力を受けている。一方、最大せん断応力の分布は図3・7の最大相当応力に似た分布を示し、前方隆起部領域では関節板表面で最大値を、また平坦部領域では関節板内部で最大値を示している。したがって、UHMWPEの塑性疲労破壊により関節板内部に発生した微小クラックはせん断応力によるモードII破壊の影響を、また接触により関節板表面に発生した微小クラックは引張応力によるモードI破壊の影響を大きく受け、より大きなクラックに進展していくと考えられる。

それぞれの応力のサイクル内における変化を詳細に検討するために、図3・9において大きな応力値を示す点C, D, E, Fにおけるサイクル内の応力値の変化を図3・10に示す。ただし、X軸方向応力については引張応力のみが問題となるので、正の値のみを示した。X軸方向応力は着目点の断面上に荷重が存在する間は圧縮応力となるが、それをはずれると引張応力となり、特にその境界での値が大きくなっている。また、その最大値は歩行サイクル約50-60%の位置で発生している。せん断応力も荷重の移動により1歩行サイクル中に数回の符号変化を伴う繰返しせん断になっており、歩行サイクル約15-20%ならびに約50-60%の領域内で大きな値を生じている。

図3・8ならびに図3・10ではUHMWPE関節板中の最大応力発生位置における応力の変動を示した。これによりその着目点における応力履歴を評価することはできたが、1歩行サイクル中には荷重が移動することにより最大の応力が発生する位置も変動するため、これらの図中には必ずしもその時点の応力の最大値は含まれていない。したがって、UHMWPE関節板全体が受けている応力履歴として、図3・11に1歩行サイクルを200分割した各時点における応力の最大値の変動を示す。図より、相当応力、X軸方向引張応力、せん断応力ともに同様な変動を示し、これらの値は前述の膝屈曲角度が大きくなる歩行サイクルの約15-25%ならびに約50-60%の領域で大きな値を示していることがわかる。また、接触によりUHMWPE関節板表面に生じる微小クラックの発生原因として、UHMWPEの凝着、疲労ならびに微視的な塑性変形等が考えられるが、これらの要因は全て



(a) X 軸方向応力



(b) せん断応力

図 3・10 第 1 サイクル中における応力の変化

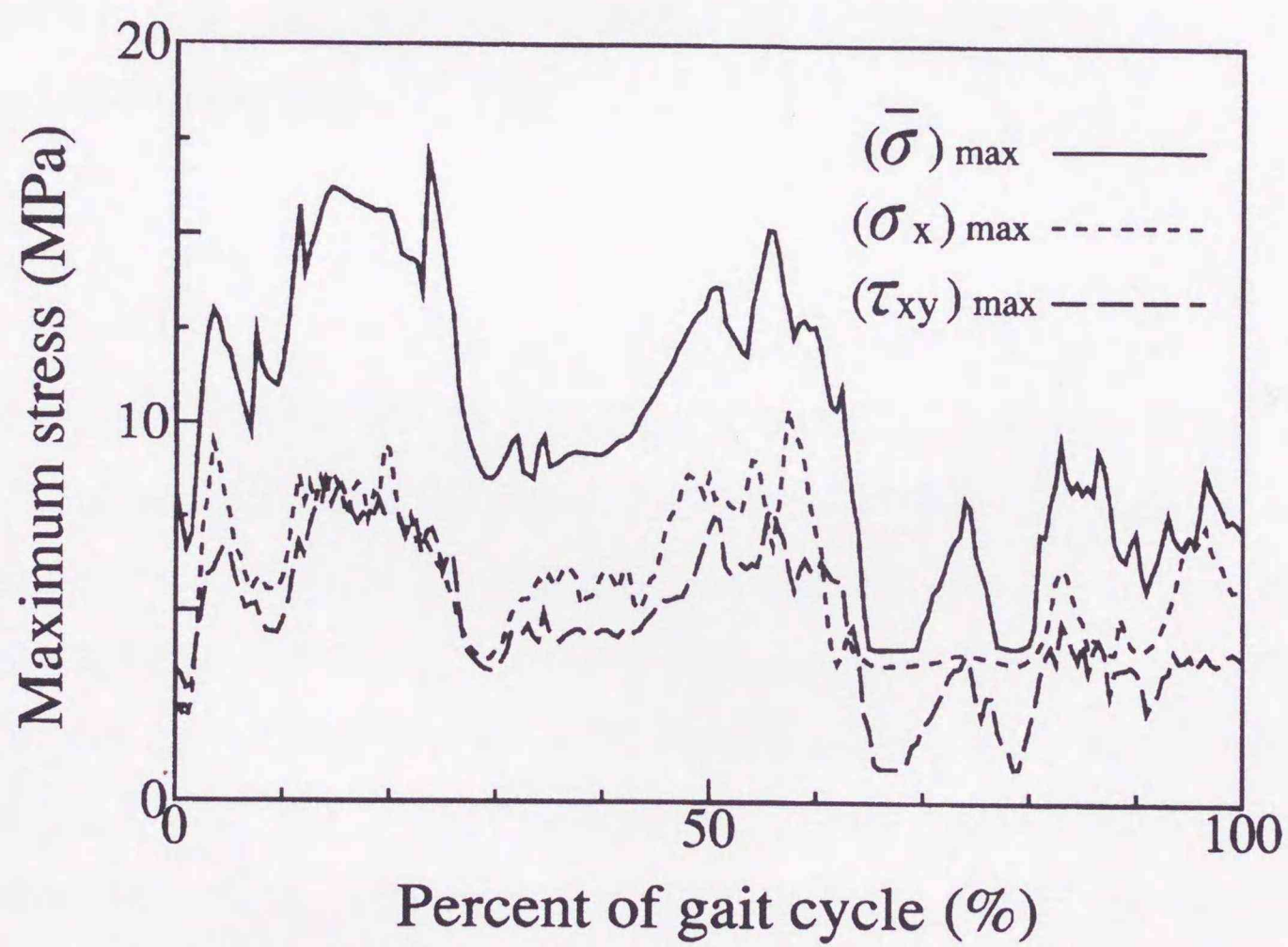


図 3・11 第 1 サイクル中における各応力の最大値の変化

3・3 UHMWPE 関節板接触面形状の影響⁽⁴³⁾⁻⁽⁴⁶⁾

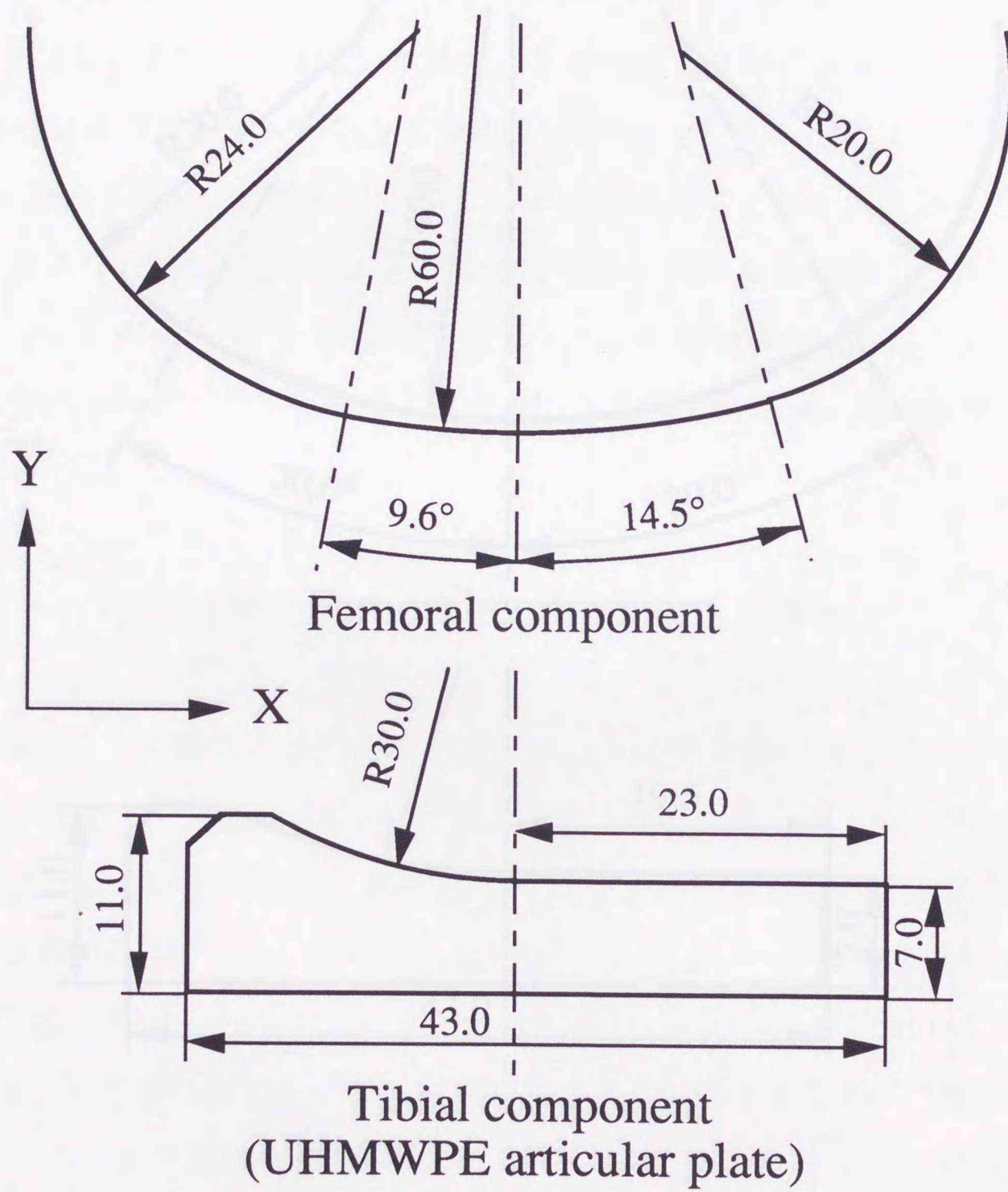
前節で解析に用いた人工膝関節の接触面形状はその基本的な設計コンセプトにしたがった形状にはなっているが、これまで各種動作中におけるUHMWPE関節板の力学的挙動を評価する方法がなかったため、その形状が関節板の摩耗挙動に及ぼす影響についての詳細な検討は行っておらず、現在の形状が最適な形状になっているかどうかは不明である。したがって本節では現在の接触面形状を基本形状とし、この形状を変えた数種類のモデルについて歩行動作中におけるUHMWPE関節板の変形解析を行い、接触面形状のUHMWPE関節板摩耗挙動に関する影響について検討を行った。

3・3・1 解析モデル

解析対象とした基本形状の人工膝関節は前節と同じものである。図3・12(a)に本人工膝関節接触面の詳細な矢状断面形状を示す(モデルⅠ)。本節においてはこの現行モデルの接触面形状を考察するため、前節で行ったこのモデルの解析に加え前方隆起部の効果を評価するための平板UHMWPE関節板モデル(モデルⅡ)、ならびに前方の接触面においてその形状を適合化させ、接触がより広い面積で生じるモデル(モデルⅢ)の2種類についての解析を行った。モデルⅢの断面形状を図3・12(b)に示す。モデルⅡの断面形状については、大腿骨コンポーネントの形状がモデルⅠと同様で、UHMWPE関節板形状はモデルⅠの前方隆起部を取除いた厚さ7.0mm一定の平板形状であるので、図は省略した。モデルⅡ、ⅢのFEMメッシュは図3・2に示したモデルⅠのものから外形(接触面形状)のみを変化させ、節点数、要素数、最小メッシュサイズ、境界条件等はモデルⅠと同様である。

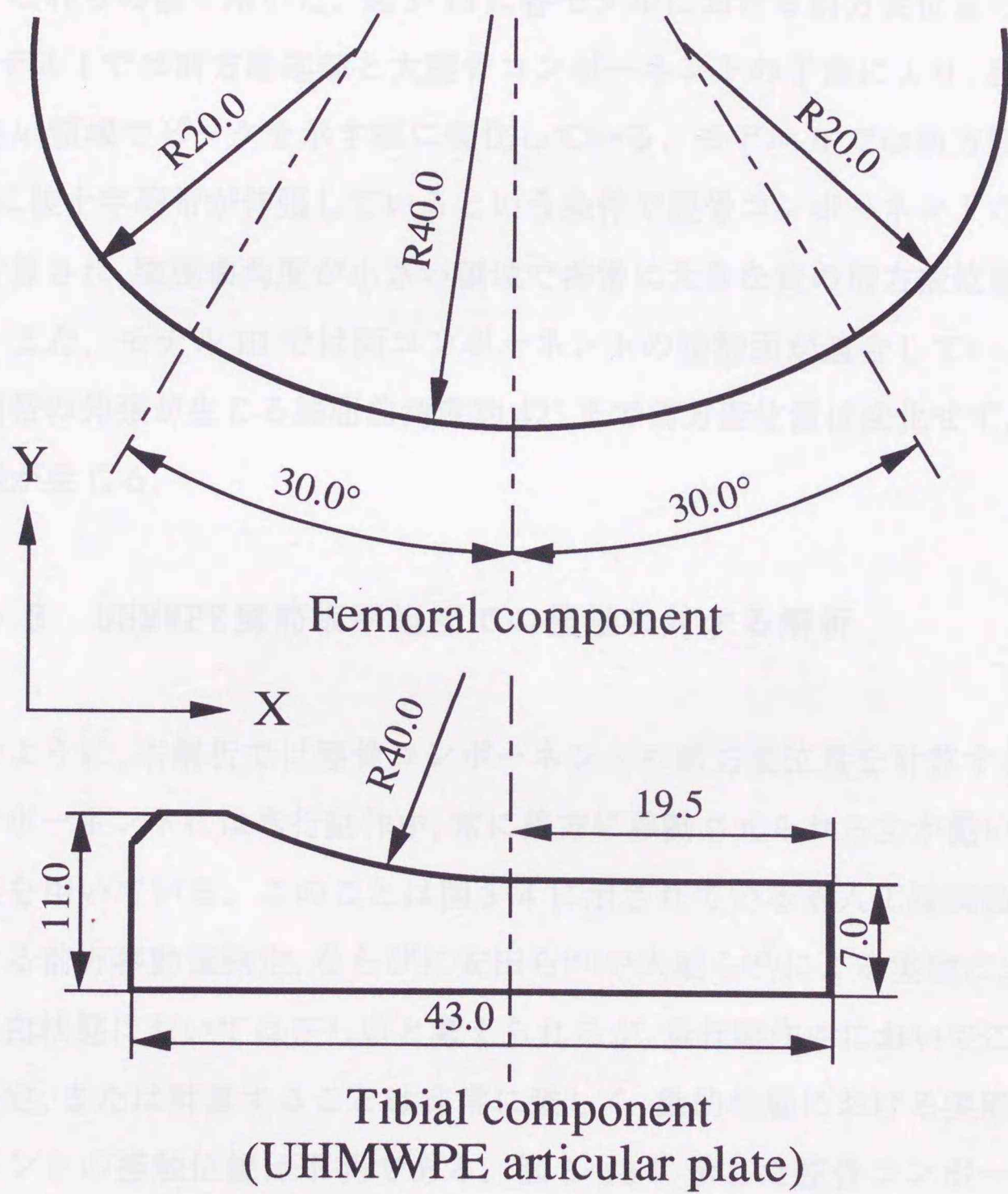
3・3・2 解析方法

歩行動作中においてUHMWPE関節板が受ける接触荷重は、各モデルごとに前



(a) モデル I (現行モデル)

図 3・12 人工膝関節接触面解析モデル



(b) モデル III (接触面適合化モデル)

図 3・12 人工膝関節接触面解析モデル

節の方法により算出した。この際、脛骨コンポーネントの前方変位量に関しては接触面形状の変更によりその動きが変化するので、前節で用いた脛骨コンポーネントには常に後方に移動させられる力が働いているとの仮定のもとに、各モデルごとに両コンポーネントの干渉位置ならびにPCLの存在を考慮した位置関係を計算し、これらの値を用いた。図3・13に各モデルにおける前方変位量の変化を示す。モデルⅠでは前方隆起部と大腿骨コンポーネントの干渉により、膝屈曲角度が小さい領域でピークを示す様に変化している。モデルⅡでは前方隆起部がなく、常に後十字靱帯が伸張しているという条件で脛骨コンポーネントの前方変位量が計算され、膝屈曲角度が小さい領域で非常に大きな負の前方変位量が生じている。また、モデルⅢでは両コンポーネントの接触面が適合しているため、後十字靱帯の伸張が生じる膝屈曲角度約42°まで前方変位量は変化せず、同一点上で接触が生じる。

3・3・3 UHMWPE 関節板平坦部での接触に対する解析

上述のように、本解析では脛骨コンポーネントの前方変位量を計算する際に、脛骨コンポーネントには歩行動作中、常に後方に移動させられる力が働いているとの仮定を用いている。このことは図3・4に示されている本人工膝関節の臨床例における前方移動量測定、ならびに安田ら⁽⁴¹⁾や大越ら⁽⁴⁷⁾による実験により、静的な膝屈曲状態においては正しいと考えられるが、歩行動作中においてこの位置関係を測定、または計算することは非常に難しく、動的状態における実際の両コンポーネントの接触位置は不明である。図3・13に示した脛骨コンポーネントの前方変位量において、モデルⅠならびにモデルⅢの膝屈曲角度が小さい領域では、大腿骨コンポーネントとUHMWPE関節板前方隆起部とが干渉する状態で接触位置が求められるため、特にモデルⅢでは両コンポーネントの接触が適合した最も接触状態のよい位置で解析されることになる。実際の接触がこの最適状態で生じているかどうかは不明であり、接触位置がこの状態から外れた場合はUHMWPE関節板前方隆起部後方の平坦部領域で接触が生じることになる。さらに、モデルⅢに示した接触面適合化モデルは、この最適接触状態において歩行

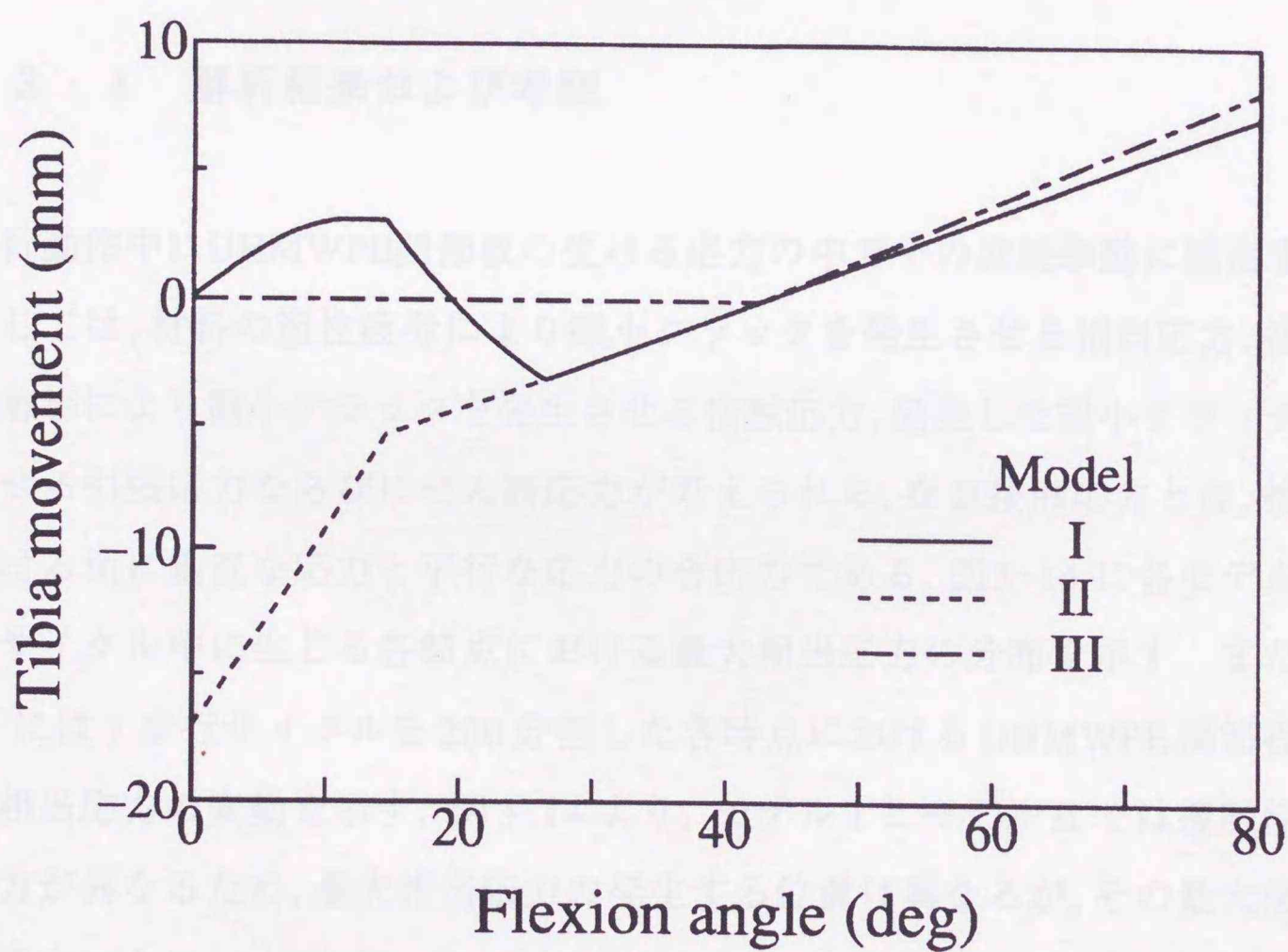


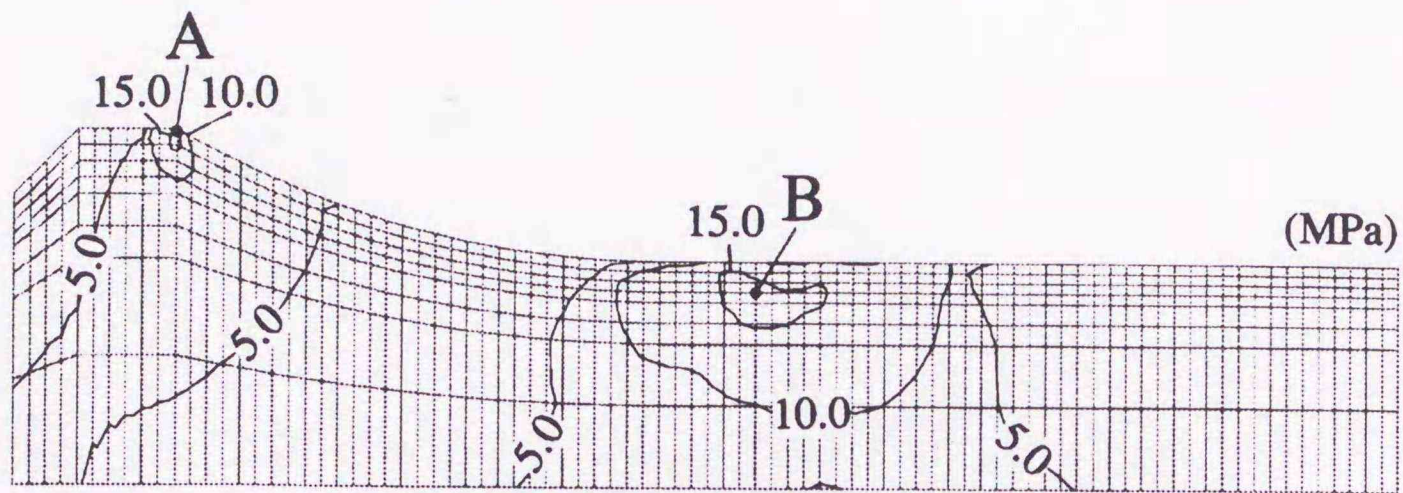
図 3・13 膝屈曲角度に対する脛骨コンポーネント
前方変位量の変化

サイクルの広い範囲にわたって接触面積がより大きくなるような形状としたため、大腿骨コンポーネント接触面を構成している3つの曲率半径の中央の半径がモデルⅠでは60.0mmだったものが40.0mmと小さくなっており、この部分がUHMWPE関節板の平坦領域と接触した場合はこの接触面形状改良により悪影響を及ぼすと考えられる。したがってこの平坦領域での接触を考察するために、モデルⅠとモデルⅢについて、脛骨コンポーネントの前方変位量は図3・13に示されているモデルⅠの動きとし、またUHMWPE関節板形状をその前方隆起部を除いた平板状関節板としたモデル（モデルⅠ'、Ⅲ'とする）の解析も行った。

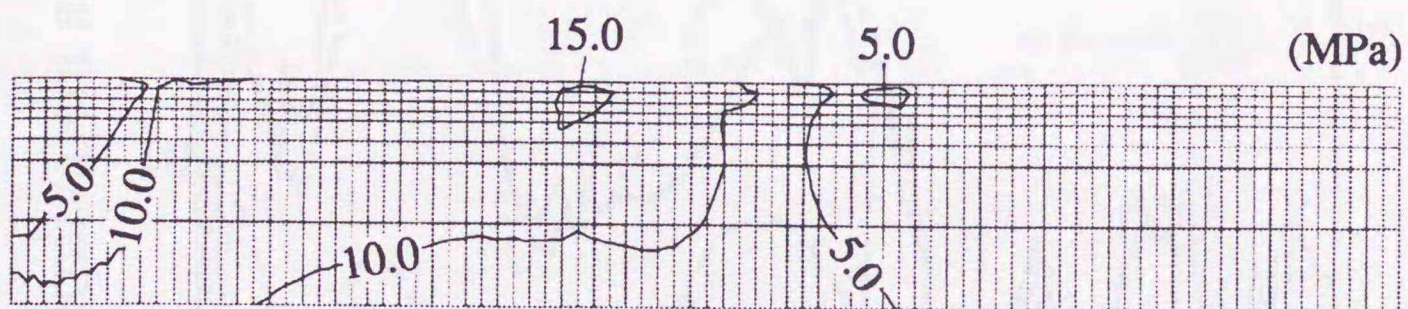
3・3・4 解析結果および考察

歩行動作中にUHMWPE関節板の受ける応力の中でその摩耗挙動に関連するものとしては、材料の塑性疲労により微小クラックを発生させる相当応力、接触面の凝着等により微小クラックを発生させる接触応力、発生した微小クラックを進展させる引張応力ならびにせん断応力が考えられる。なお接触応力とは、接触面における面に垂直な応力と平行な応力の合応力である。図3・14に各モデルの1歩行サイクル中に生じる各節点における最大相当応力の分布を示す。また、図3・15には1歩行サイクルを200分割した各時点におけるUHMWPE関節板内の最大相当応力の変動を示す。図3・14より、モデルⅠとモデルⅡでは接触位置の動き方が異なるため、最大相当応力の発生する位置は異なるが、その最大値はほぼ同程度である。しかしモデルⅢではこれらのモデルに比べて応力値がかなり小さくなっている。また図3・15から、モデルⅠとモデルⅡの比較ではお互いにより部分と悪い部分が存在するが、モデルⅢは歩行サイクル全域にわたって相当応力が他のモデルより小さくなっていることがわかる。図3・15に対応する1歩行サイクル中の最大 σ_x 、最大 τ_{xy} 、最大接触応力の変化の図は割愛したが、これらもすべて図3・15の相当応力と同様に、モデルⅠとモデルⅡの比較ではお互いにより部分と悪い部分が存在し、モデルⅢは歩行サイクル全域にわたって応力値が他のモデルより小さくなっている。

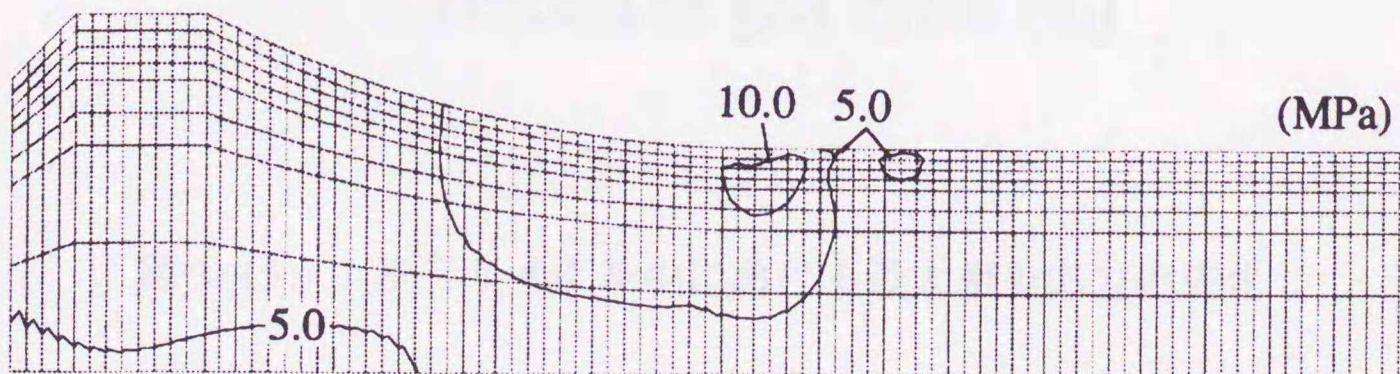
図3・16に各モデルの1歩行サイクル中の最大応力値の比較を示す。モデルⅠ



(a) モデル I (現行モデル)



(b) モデル II (平板モデル)



(c) モデル III (接触面適合化モデル)

図 3・14 1 歩行サイクル終了時の最大相当応力分布図

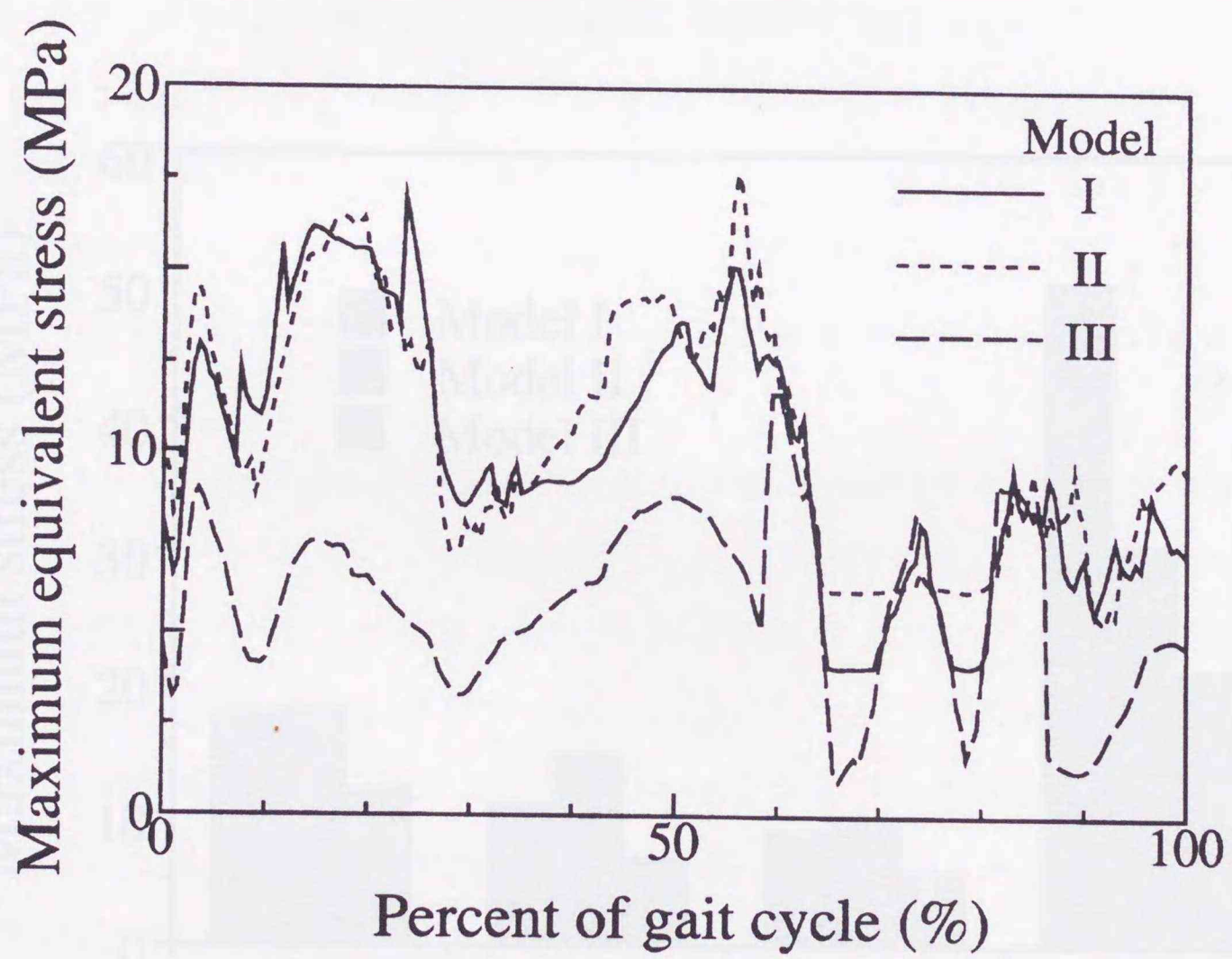


図 3・15 1 歩行サイクル中における最大相当応力の変化

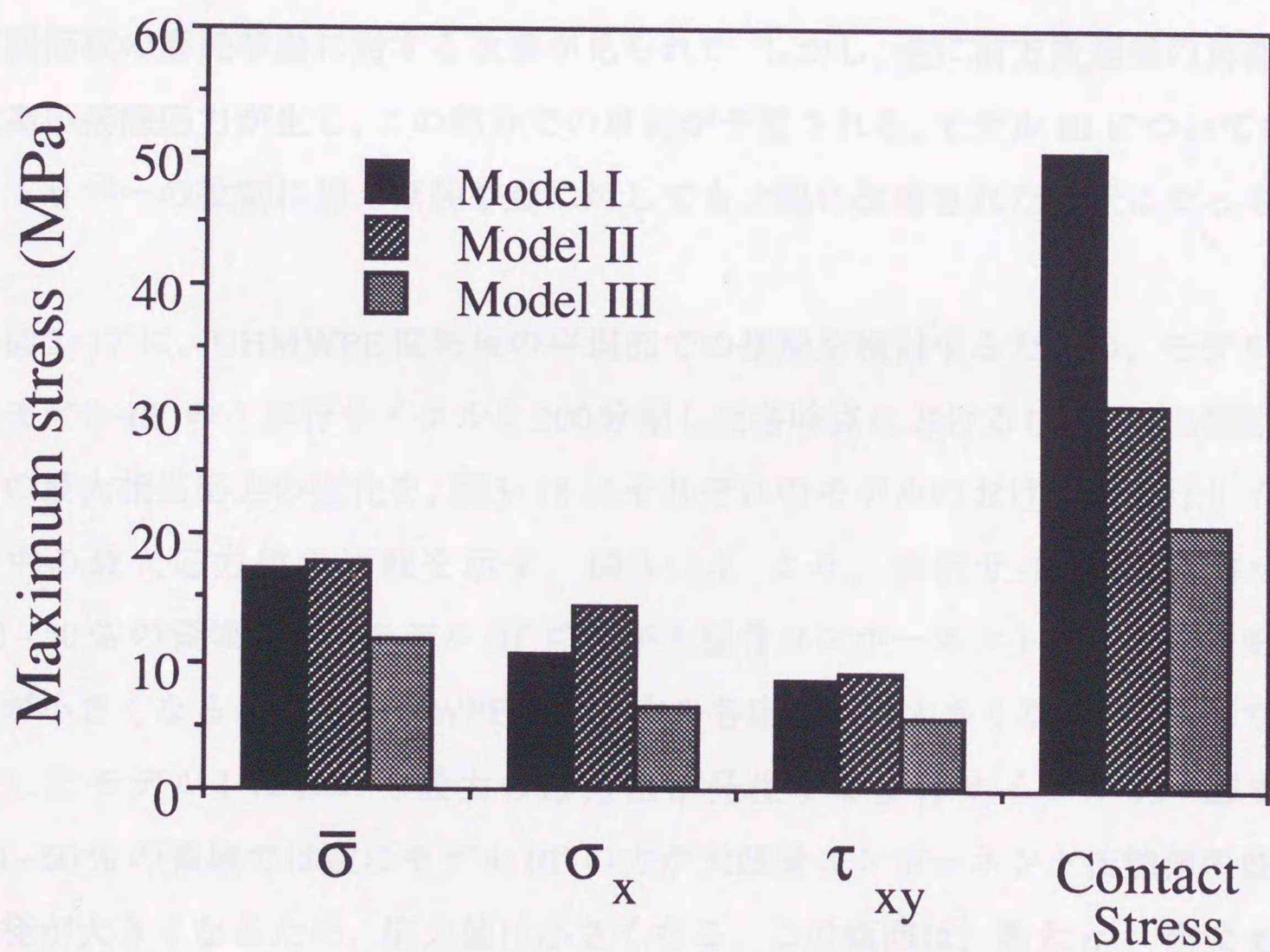


図 3・16 1 歩行サイクル中における最大値の比較

とモデル II を比較してみると、最大相当応力、最大 σ_x 、最大 τ_{xy} はモデル I の方が若干小さくなっているが、最大接触応力はモデル I の方が大きな値を示している。これはモデル I が前方隆起部の角部で接触を生じるためである。また、モデル III はどの応力値も最も小さくなっている。本解析では接触面の摩擦係数は一定とし、潤滑状態の変化は考えていないが、実際に接触面の潤滑状態は歩行動作中に接触圧力に依存して変化している⁷⁾。したがって、接触圧力が他のモデルより減少するモデル III では、接触面における潤滑状態も良くなっていると考えられるので、関節板の摩耗挙動に対してより改善されることになる。これらの結果より、モデル I の UHMWPE 関節板形状は、大腿骨の前後方向の移動を抑えるストッパーとしての役割と、わずかではあるがモデル II の平板状関節板と比較して関節板の摩耗挙動に対する改善が見られた。しかし、逆に前方隆起部の角部では高い接触応力が生じ、この部分での摩耗が予想される。モデル III については、ストッパーの役割に加え摩耗挙動に対しても大幅に改善された形状になっている。

図 3・17 に、UHMWPE 関節板の平坦部での接触を検討するための、モデル I とモデル III' の 1 歩行サイクルを 200 分割した各時点における UHMWPE 関節板内の最大相当応力の変化を、図 3・18 にそれぞれのモデルにおける 1 歩行サイクル中の最大応力値の比較を示す。図 3・17 より、歩行サイクル 0-15%、30-50% の領域では、モデル III' の方が大腿骨コンポーネント接触面の曲率半径が小さくなるため、UHMWPE 関節板内の各応力値は大きくなるが、前節で指摘したモデル I において最大の応力値が発生する歩行サイクル 15-25%、50-60% の領域では逆にモデル III' の方が大腿骨コンポーネント接触面の曲率半径が大きくなるため、応力値は小さくなる。この傾向は、最大 σ_x 、最大 τ_{xy} 、最大接触応力の変化でも同様である。また図 3・18 より、それぞれの最大応力値を比較しても、モデル III' の方がその値は減少しており、UHMWPE 関節板の平坦部領域との接触においてもモデル III の大腿骨コンポーネント形状の方が摩耗挙動に対して改善された形状であると考えられる。

本解析におけるモデル III の形状は、接触面を適合化させた一例として用いたが、適合化した形状はこのほかにも考えられ、モデル III の形状が摩耗挙動に対

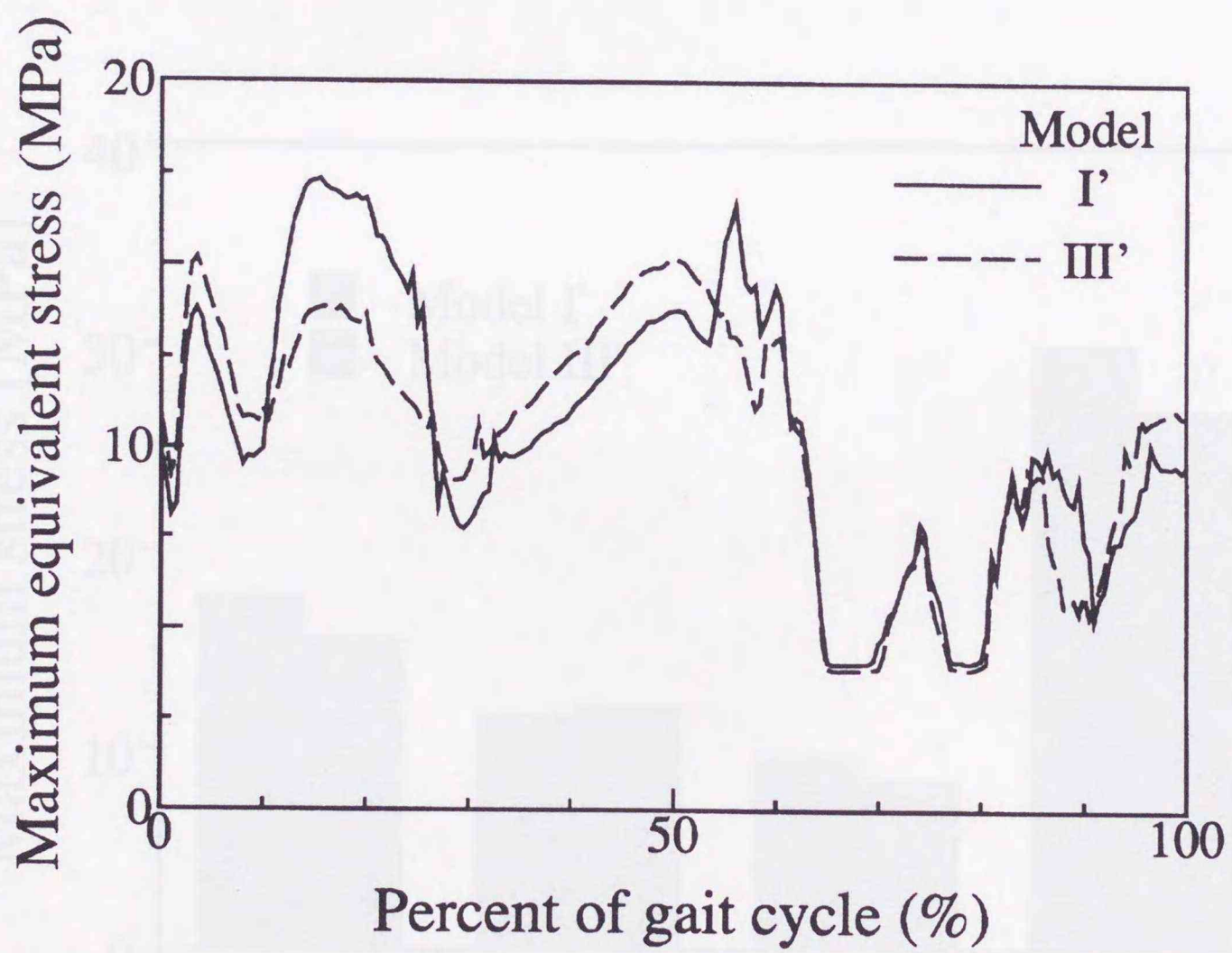


図 3・17 1 歩行サイクル中における最大相当応力の変化

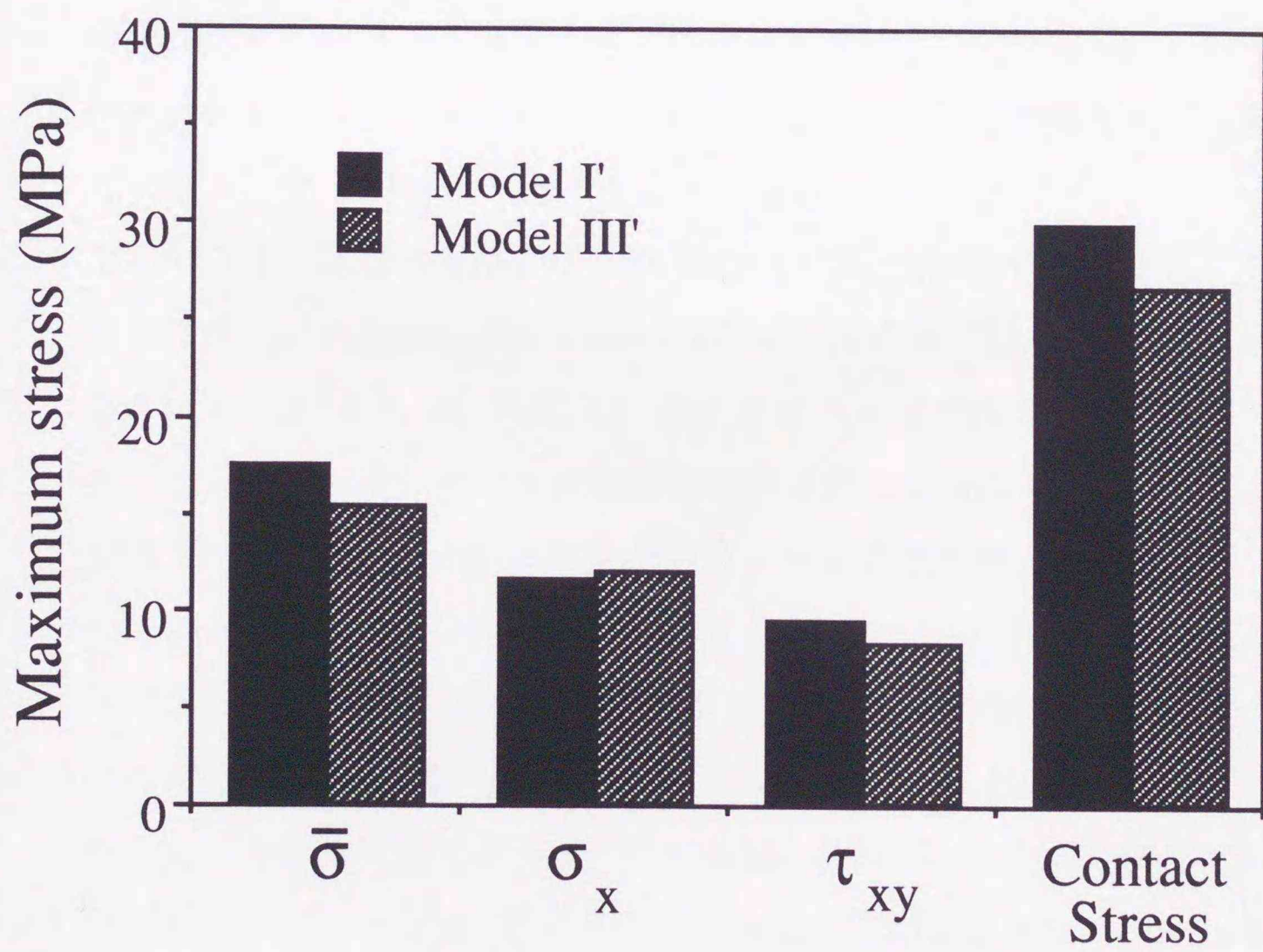


図 3・18 1 歩行サイクル中における各最大値の比較

3・4 結言

歩行動作時における人工膝関節中のUHMWPE関節板の接触変形挙動を、繰返し塑性構成式を用いた弾塑性有限要素法により解析し、UHMWPE関節板の受ける力学的状態ならびにその摩耗に対する影響について考察した。またさらに人工膝関節の接触面形状を変更し、接触面形状の影響についても考察した。その結果を以下にまとめる。

- 1) 本人工膝関節では、両コンポーネントの接触面形状により接触位置があまり移動せず、UHMWPE 関節板はその前方隆起部の上方と隆起部直後の平坦部分の2領域で局所的な変形を受ける。またその領域内においても、歩行動作により UHMWPE 関節板の受ける応力状態は複雑に変動している。
- 2) UHMWPE 関節板前方隆起部領域においては、UHMWPE の疲労による微小クラックの発生に関与している最大相当応力履歴、つまりひずみエネルギー履歴、ならびに発生した微小クラックを進展させる X 軸方向引張応力、せん断応力すべてが関節板表面で最大になる。したがって、この領域において UHMWPE 関節板の摩耗は関節板表面より生じる。
- 3) 一方、平坦部領域では、相当応力とせん断応力は UHMWPE 関節板内部の深さ約 1.0 mm の位置で最大になるが、X 軸方向引張応力は関節板表面にのみ生じている。また関節板表面には、内部ほどではないがせん断応力も生じている。したがって、この領域における UHMWPE 関節板の摩耗を評価するためには、この両位置における挙動を考慮しなければならない。
- 4) 本人工膝関節において、UHMWPE 関節板の摩耗に関連していると考えられる応力ならびに接触圧力は、接触面形状の影響により最大荷重時に最大値にならず、歩行サイクルの約 15-25% および約 50-60% の位置、すなわち大腿骨コンポーネントの接触面が曲率半径の小さい部分に変化する膝屈曲角度約 15-20° の状態で大きな値を示す。つまり、人工膝関

節の接触面形状はUHMWPE関節板に生じる応力に密接に関係していることがわかった。

- 5) モデル II (平板モデル) と比較して、モデル I (現行モデル) のUHMWPE関節板形状は大腿骨コンポーネントの動きを制限する役目と、わずかではあるが関節板の摩耗に対しても改善された形状になっていると考えられる。ただし、関節板前方隆起部の角部で接触が生じるため、この部分からの摩耗が予想される。
- 6) モデル III (接触面適合化モデル) は歩行サイクル全域にわたって、UHMWPE関節板の摩耗に関連するすべての応力値がモデル I (現行モデル) ならびにモデル II (平板モデル) よりも小さくなる。したがって、この接触面形状によりUHMWPE関節板の摩耗を減少させることができる。
- 7) モデル III (接触面適合化モデル) の形状はモデル I (現行モデル) に比べ、直立時の大腿骨コンポーネント接触面曲率半径が小さくなるため、この部分がUHMWPE関節板の適合化された面と接触しない場合、つまり関節板の後方平坦部で接触が生じる場合には摩耗に対し不利になることも考えられるが、歩行動作中の変動荷重等を考慮すると必ずしも不利にはなっておらず、最大応力値で判断すれば逆にモデル III の形状の方が摩耗に対して改善されている。

第 4 章

歩行時における人工膝関節の 接触状態解析⁽⁴⁸⁾⁻⁽⁵⁰⁾

4・1 緒言

人工膝関節のゆるみの原因として、UHMWPEの摩耗毒性による骨吸収⁽³⁾、コンポーネントと接合界面上に生じる応力による疲労やき裂の発生ならびに伸展、コンポーネント挿入によって生じる応力シールドイングによる骨吸収などが考えられる。よってこれらの人工膝関節まわりの応力がわかれば、ゆるみに対して有効な人工関節設計ができるが、これらの応力を直接測定することはできない。この応力状態は人工膝関節両コンポーネントの接触状態、つまり接触荷重と接触位置によって決定されるので、この接触荷重と接触位置がわかれば応力を計算で求めることはできるが、現状ではこの接触状態も直接測定することはできない。前章でのUHMWPE関節板の変形解析において、人工膝関節置換膝のX線写真、ならびに脛骨は常に後方に引き出されているという仮定により接触位置を推定したが、これらの測定、仮定はあくまでも静的な状態におけるもので、より正確な計算を行うには実際の動的な動作中の接触状態を知る必要がある。また、現在実際に全人工膝関節置換術において使用されている人工膝関節にはさまざまな種類があり、関節接触面の形状や十字靱帯の温存についてそれぞれのタイプで異なったコンセプトを持っており、これらの差により術後における両コンポーネント間の接触状態も大きく変化していると考えられる。よって本章では、タイプの異なる全人工膝関節置換術により膝関節における接触状態がどのように変化するか、さらにその変化が人工関節コンポーネントゆるみの原因となる関節内の応力状態に及ぼす影響を検討するため、動作解析装置、逆動力学法ならびに最適化手法を用いて歩行時における人工膝関節両コンポーネントの接触状態を解析し、この結果

を用いて脛骨コンポーネントと脛骨の接合界面における応力分布の計算を行った。

本章で用いた脛骨コンポーネントは、以下のステップからなる。脛骨コンポーネントの形状を設計し、その形状を有限要素法でモデル化し、そのモデルを用いて、実際の動作状態と同等な条件下に於ける応力分布を計算する。このステップでは、ステップ1の計算結果を入力値とし、脛骨コンポーネントの形状により、実際の動作状態と同等な条件下に於ける応力分布を計算する。そして、この結果を用いて、ステップ2では、実際の動作状態により、脛骨コンポーネントと脛骨の接合界面における応力分布を計算する。それらの結果をステップ3における結果と併せて、図に示した。なお、結果は、図に示した。また、人工関節の受ける荷重は、実際の動作パターンにより大きく変化するが、本章では、実際の動作パターンを用いて、実際の動作状態について検討を行った。

4・2 解析手順

本章で用いた解析手法は3つのステップからなっている。解析手順の流れを図4・1に示す。まずステップ1では動作解析装置、床反力計ならびに逆動力学法を用いて、実際の動作測定と各関節における関節モーメント、関節力を計算する。ステップ2ではステップ1の計算結果を入力値とし、非線形最適化手法により大腿骨-脛骨コンポーネント間の接触位置ならびに接触力を計算する。そしてこの結果を用いて、ステップ3では有限要素法により脛骨コンポーネント装着脛骨の応力解析を行う。それぞれのステップにおける解析条件の詳細は以下の節に記載した。なお解析に際し、簡略化のためすべての解析を二次元で行った。また人工膝関節の受ける荷重は運動パターンにより大きく変化するが、本章では最も典型的な動作である歩行動作について解析を行った。

ステップ1

歩行動作の測定と
各関節におけるモーメントと外力の計算

- ・ 動作解析装置
- ・ フォースプレート
- ・ 逆動力学

ステップ2

大腿骨－脛骨間の接触位置ならびに
接触力計算

- ・ 非線形最適化手法

ステップ3

人工膝関節装着脛骨の応力解析

- ・ 有限要素法

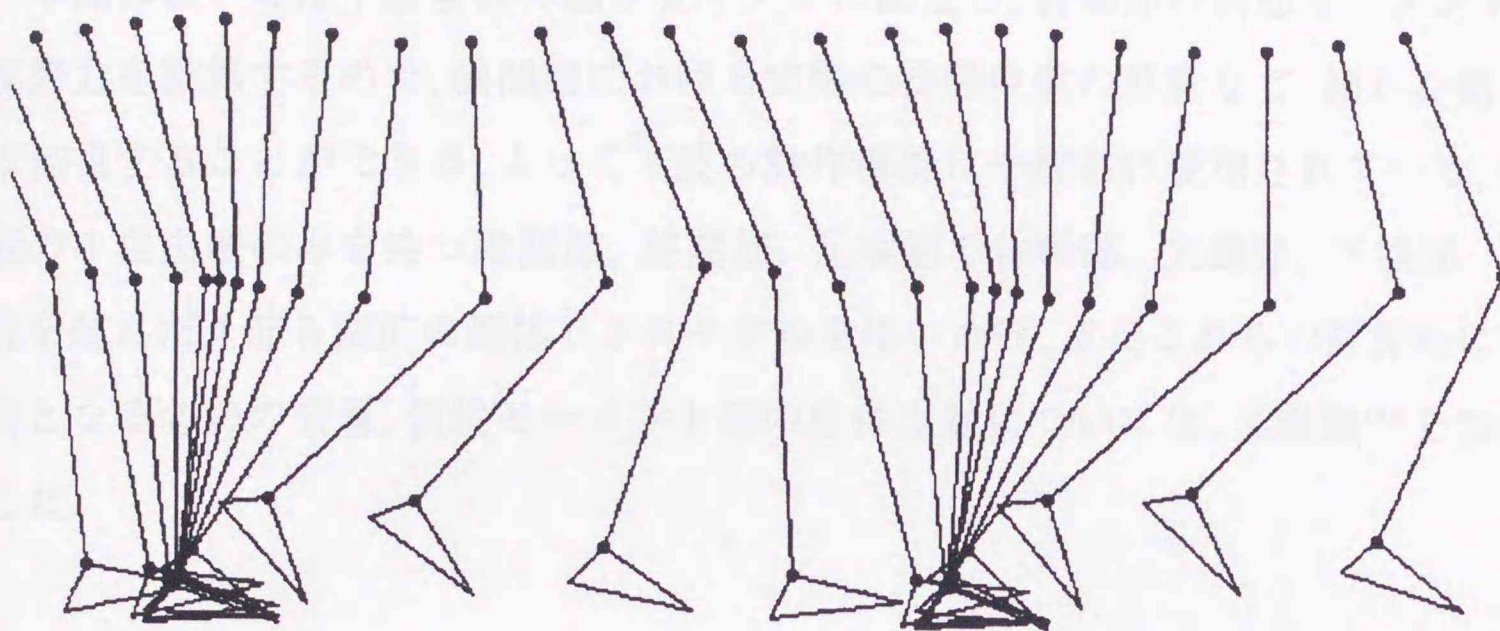
図4・1 解析の流れ

4・3 動作測定と関節モーメント，関節力の計算

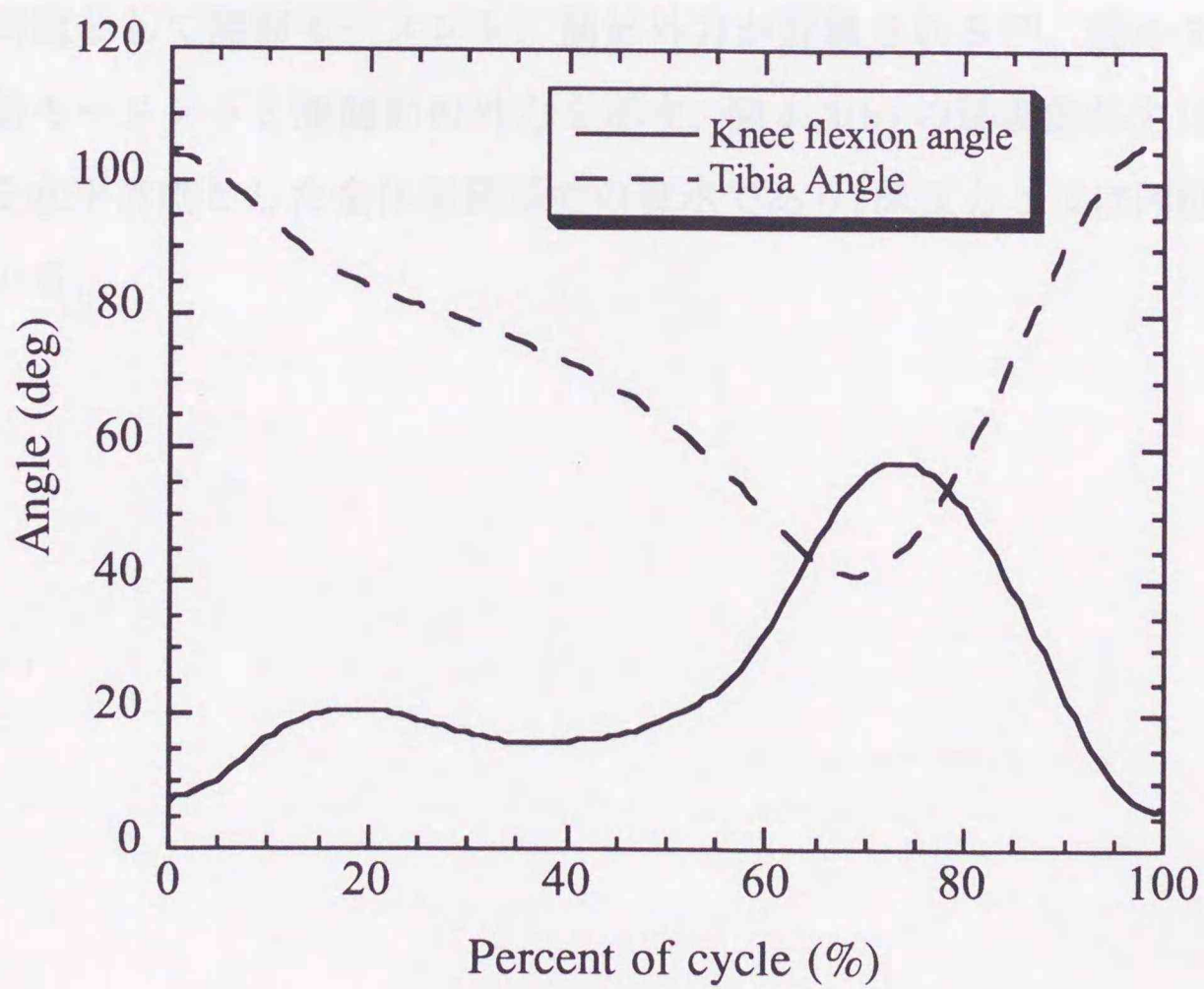
ステップ1として，次節の計算の入力条件となる歩行動作時の各関節の関節モーメント，膝関節の関節外力の算出を行った。

4・3・1 動作測定

動作測定には三次元運動解析装置 ELITE plus (BTS 社製) を使用し，赤外線ストロボ付き CCD カメラによって運動変位を計測した。床反力および床反力作用点位置の計測には床反力計 Type 9286 (KISTLER 社製) を用いた。各節の運動変位は，体表面に貼り付けた赤外線反射マーカの動きとして捉えている。測定は室内の長さ 3.4 m，幅 0.7 m の歩行路を用いた。なお本測定は実験の都合上健常者を対象として行い，その歩調は約 0.8 Hz，歩幅約 1.1 m，歩行速度約 0.84 m/s であった。人工膝関節装着患者の歩行形態は健常者のものとは厳密には異なり，本来であれば解析に用いたものと同じ人工膝関節を装着した患者の動作解析を行わなければならないが，全人工膝関節置換術後の歩行形態はある程度健常者に近づく⁽⁵¹⁾ので，本章ではすべての解析にこの健常者から得られたデータを第一次近似として用いた。なお被験者が測定装置を気にしてしまうことにより歩行形態が不自然になってしまい，また同一被験者の測定においても歩行ごとのデータに多少のばらつきが見られる。よって本測定では，まず歩行データがある程度安定するまで歩行練習を行い，その後同一条件で複数回の測定を行い，それらの平均値を測定データとして以下の計算の入力値とした。図 4・2 に歩行動作測定結果の例として，計測された反射マーカ位置を結んで作成した下肢スティックピクチャーの軌跡とこのスティックピクチャーより求められる膝関節の屈曲角度と脛骨角度を示す。その他にもこのスティックピクチャーより，各節の変位，速度，加速度などが求められ，床反力の測定データと合わせて次項の各関節の関節モーメント，関節外力の計算に用いられる。



(a) スティックピクチャー



(b) 膝関節屈曲角度と脛骨角度

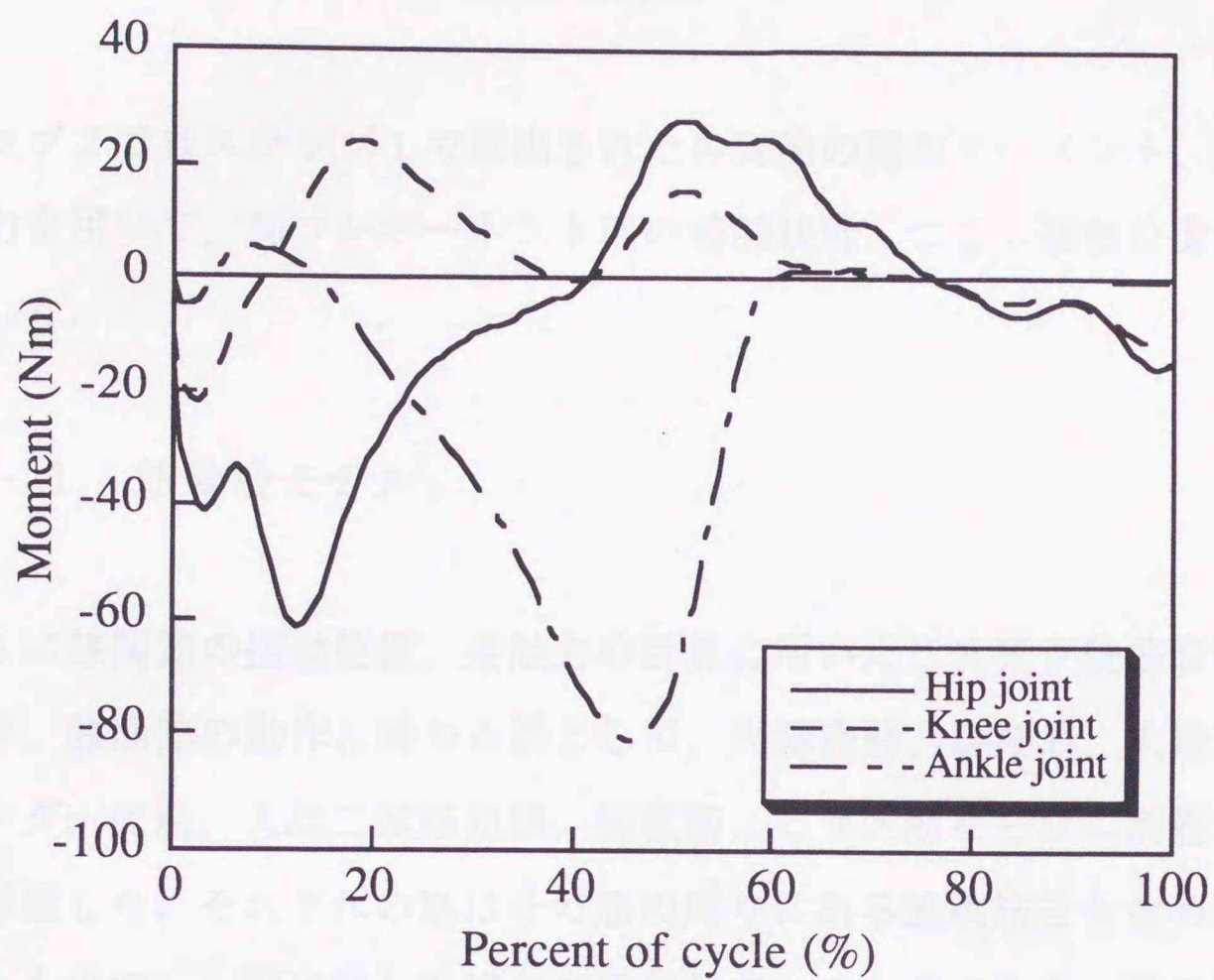
図 4・2 歩行動作測定値

4・3・2 解析モデル

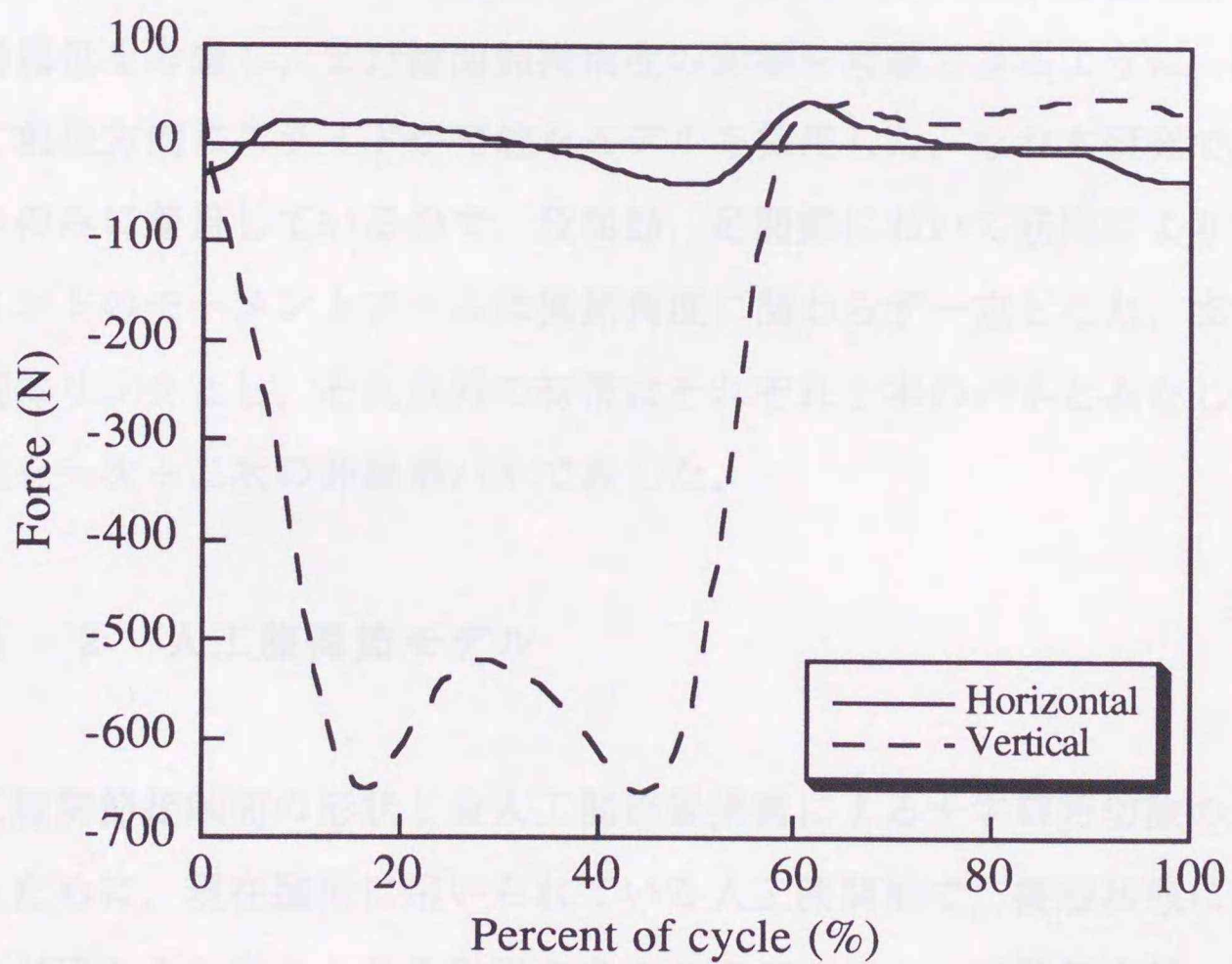
本節においては下肢全体の動きをマクロに測定し、各関節の関節モーメント、関節力を計算するので、膝関節における実際の接触位置の移動など、細かな動きは無視することができる。よって下肢の動作解析に一般的に使用されている、回転の1自由度のみを持つ股関節、膝関節、足関節で体幹部、大腿部、下腿部、足部を結んだ4節3関節の剛体リンクモデルを用いた⁽⁵²⁾。またこれらの計算時に必要となる各節の質量、慣性モーメント等の生体定数については、文献値⁽⁵³⁾を参照した。

4・3・3 計算結果

上記の剛体リンクモデルについて運動方程式を立て、動作解析装置によって測定された各節の変位、速度、加速度、ならびに床反力等を入力することにより、逆動力学問題として関節モーメント、関節外力が計算される⁽⁵²⁾。図4・3に計算された関節モーメントと膝関節の外力を示す。図4・3(b)の膝関節外力は歩行の進行方向を水平方向とした全体座標系での表示であり、床反力とほぼ同様の変動を示している。



(a) 関節モーメント



(b) 膝関節外力

図 4・3 歩行動作中の各関節モーメントと膝関節外力の変動

4・4 大腿骨－脛骨間接触状態の計算

ステップ2ではステップ1で算出された各関節の関節モーメント，膝関節の関節外力を用いて，両コンポーネント間の接触状態，つまり接触位置と接触力を計算した。

4・4・1 筋骨格モデル

図4・4に膝関節の接触位置，接触力の計算に用いた二次元下肢筋骨格モデル⁽⁵⁴⁾を示す。膝関節の動作に関わる筋として，大腿直筋，腸腰筋，大殿筋，ハムストリング，広筋，大腿二頭筋短頭，腓腹筋，ヒラメ筋ならびに前脛骨筋の全9筋を考慮した。それぞれの筋はその筋の周りにある協調筋をも含めた筋群をまとめたもので，上記に示した筋名で代表しているものである。膝の靭帯としてはACL，PCL，外側側副靭帯(LCL)，内側側副靭帯(MCL)，膝蓋靭帯ならびに後部関節包を考慮し，また膝関節拘束度の影響を考慮できるように，膝関節において前後方向にスライドが可能なモデルを採用した。なお本研究では膝関節の動きのみに着目しているので，股関節，足関節において筋肉により発生するモーメントのモーメントアームは関節角度に関わらず一定とした。また膝蓋靭帯は剛体リンクとし，それ以外の靭帯はそれぞれ1本のバネとみなし，その材料特性を一次＋二次の非線形バネで表した。

4・4・2 人工膝関節モデル

人工膝関節接触面の形状と全人工関節置換術による十字靭帯切除の影響を考察するために，現在臨床に用いられている人工膝関節で，接触状態に最も大きな違いが現れると考えられる以下の2つのモデルについて解析を行った。1つめは現在最も一般的に使用されており，接触面の拘束度が低い表面置換型人工膝関節で，具体的なモデルとしては前章でも使用したLFA-III(以下LFAと称する)である(図3・1，3・12(a))。この人工膝関節では置換術により前十字靭帯

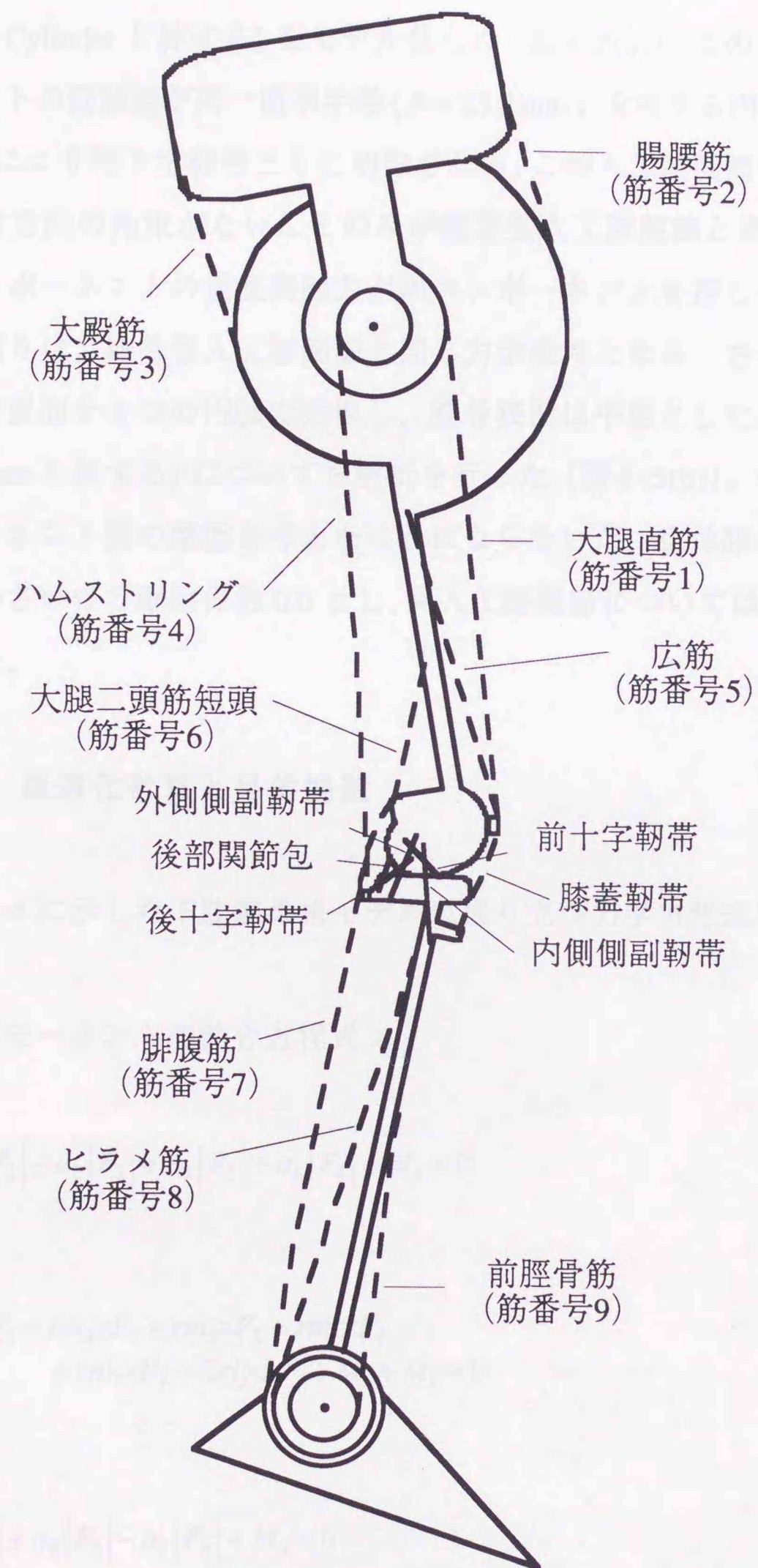


図 4・4 二次元下肢筋骨格モデル

(ACL) のみが切除される。2 つめは拘束度の大きな例として、円筒面型人工膝関節⁽⁵⁵⁾ (以下 Cylinder と称する) をモデル化した (図 4・5(a))。この人工関節は両コンポーネントの接触面が同一曲率半径 ($R=25.0\text{ mm}$) を有する円筒面でできており、置換術により両十字靱帯ともに切除される。この人工膝関節は両コンポーネントの垂直方向の拘束がないことのみが蝶番型人工膝関節と異なっている。よって両コンポーネントの垂直接触力が両コンポーネントを押しつける方向に働いている限りは、蝶番型人工膝関節と同じ力学条件となる。さらに比較のために、大腿骨表面を 4 つの円弧で近似し、脛骨表面は平坦とした生体膝モデル (以下 Intact knee と称する) についても解析を行った (図 4・5(b))。なお解析時には両コンポーネント間の摩擦を考えなければならないが、生体膝に関しては摩擦が非常に小さいので摩擦係数 0.0 とし、両人工膝関節については摩擦係数 0.1⁽²⁷⁾ を考慮した。

4・4・3 最適化計算と目的関数

以下に図 4・4 に示した下肢筋骨格モデルに成り立つ力学方程式を示す。

<各関節でのモーメントの釣合方程式>

・股関節

$$-a_1|F_1| - a_2|F_2| + a_3|F_3| + a_4|F_4| + M_h = 0 \quad (4-1)$$

・膝関節

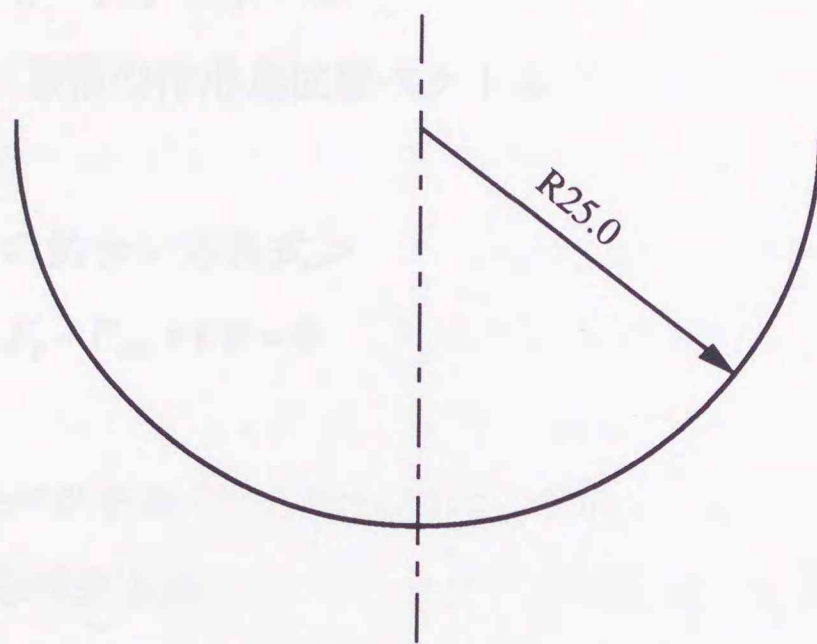
$$rm_1 \times F_1 + rm_4 \times F_4 + rm_5 \times F_5 + rm_6 \times F_6 \\ + rm_7 \times F_7 + \sum r l_j \times L F_j + M_p + M_k = 0 \quad (4-2)$$

・足関節

$$a_7|F_7| + a_8|F_8| - a_9|F_9| + M_a = 0 \quad (4-3)$$

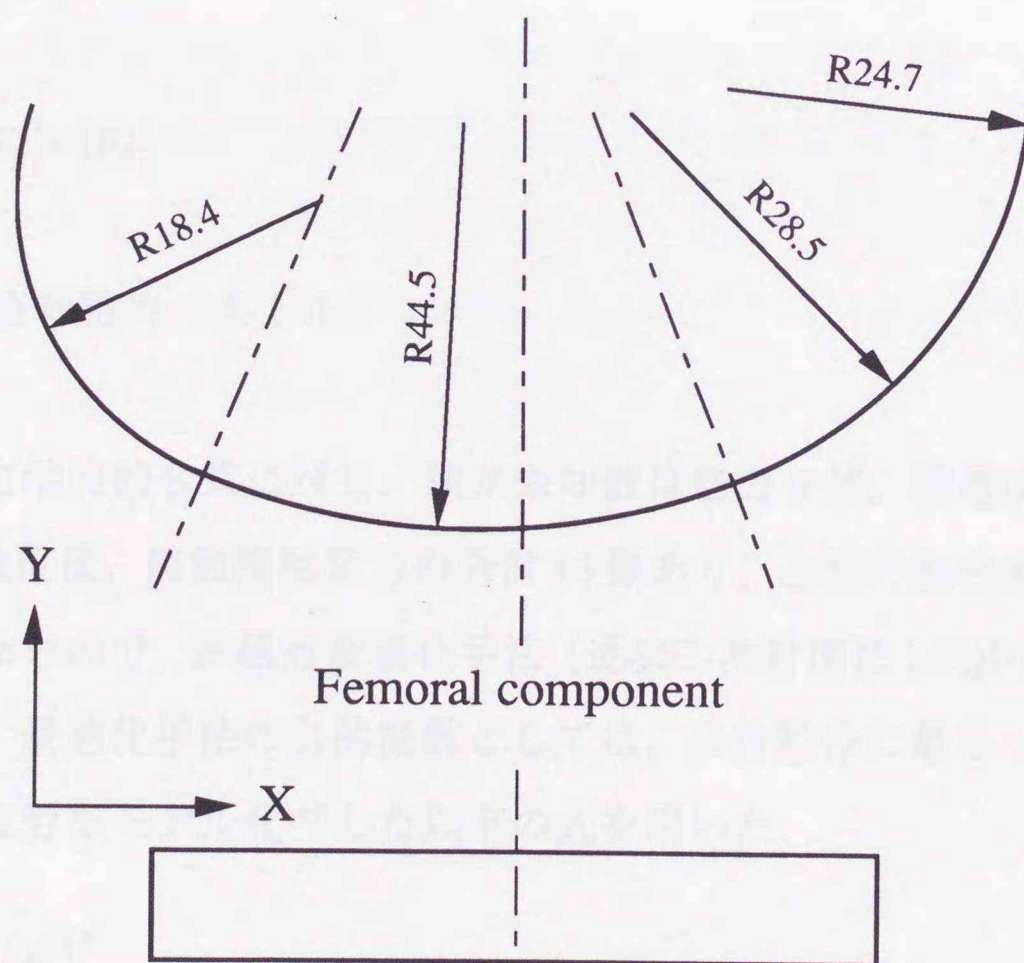
M_h, M_k, M_a : 各関節の関節モーメント

$F_i, L F_j$: 筋力, 靱帯力ベクトル



Femoral and tibial component

(a) Cylinder



Femoral component

Tibial component
(UHMWPE articular plate)

(b) Intact knee

図 4・5 人工膝関節接触面解析モデル

M_p : 膝蓋反力によるモーメント

a_i : 筋の固定モーメントアーム

rm_i, rl_j : 筋, 靱帯の作用点位置ベクトル

＜膝関節における力の釣合い方程式＞

$$\Sigma F_i + \Sigma LF_j + F_p + F_{out} + CF = 0 \quad (4-4)$$

F_p : 膝蓋反力ベクトル

F_{out} : 膝関節力ベクトル

CF : 関節接触反力ベクトル

＜膝蓋部における力の釣合式＞

$$F_1 + F_5 + F_p + F_R = 0 \quad (4-5)$$

$$|F_1| + |F_5| = |F_R| \quad (4-6)$$

F_R : 膝蓋靱帯力ベクトル

これら 6 本の力学的釣合式に対し、独立未知数は筋力 9 個、膝蓋反力、膝蓋靱帯力、関節接触位置、関節接触反力の合計 13 個あり、上記の釣合式だけでは解くことができないので、非線形最適化手法（逐次二次計画法；SQP 法）⁽⁵⁶⁾を用いて解を求めた。最適化手法の目的関数としては、歩行動作に最も一般的に使用されている筋疲労をモデル化⁽⁵⁷⁾した以下の式を用いた。

$$U = \sum_{i=1}^9 \left(\frac{F_i}{A_i} \right)^3 \quad (4-7)$$

A_i : 筋の生理学的断面積

4・4・4 計算結果

図4・6 に歩行時における膝関節接触位置の変動を示す。Intact knee では膝の屈曲角に合わせて、歩行サイクルの前半と後半の2カ所で接触位置が後方に移動している。LFA も同じような変動を示すが、Intact knee と比較して全体的に後方で接触を起こしていることがわかる。これは大腿骨を前方に引き出す力を生じるACLの切除によるものと考えられる。また Cylinder はその接触面形状より前後方向には移動しないので、接触位置は変化しない。

図4・7 に歩行時の膝関節接触力の変化を、脛骨関節面に垂直な成分と水平な成分に分けて示す。なおこれらの成分は図4・3の膝関節外力を示した全体座標系による表示ではなく、脛骨コンポーネント接触面の平坦面上に水平軸、その直交方向に垂直軸を取った脛骨の局所座標系による表示である。図4・7(a)の垂直成分はどのモデルも歩行中常に圧縮の接触力を示し、全体的な変動の様子はモデル間でそれほど変わらないが、大きな荷重がかかる立脚期では Cylinder, Intact knee, LFAの順に接触力が大きくなっており、荷重の小さくなる遊脚期では Intact knee, LFA, Cylinderの順になっている。これに対し図4・7(b)の水平成分を見てみると、Intact knee は接触面形状による拘束ならびに摩擦がないため水平力は全く発生しないが、Cylinder ではその方向も変化する大きな水平力が生じ、LFA でも Cylinder ほどではないが水平力が生じている。

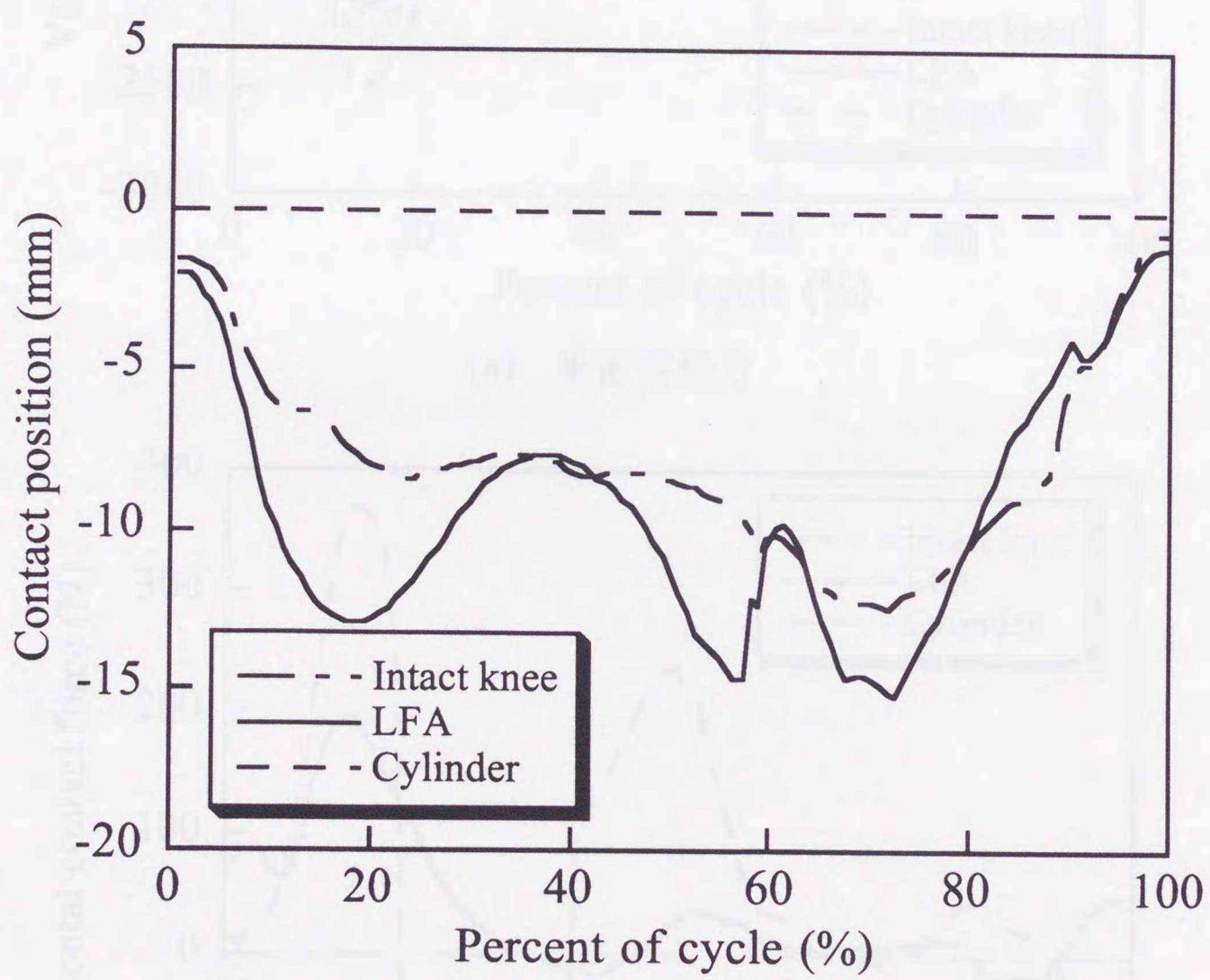
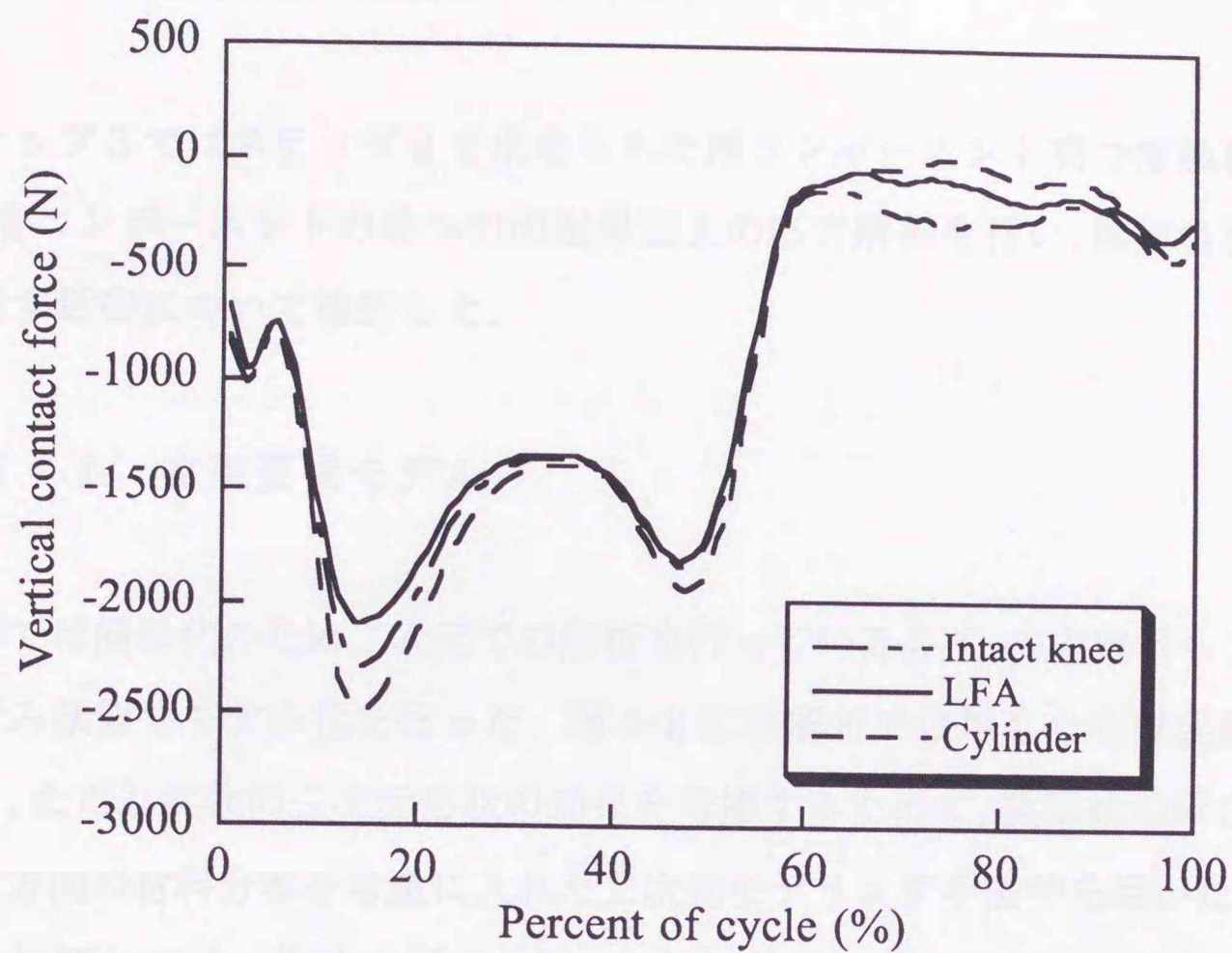
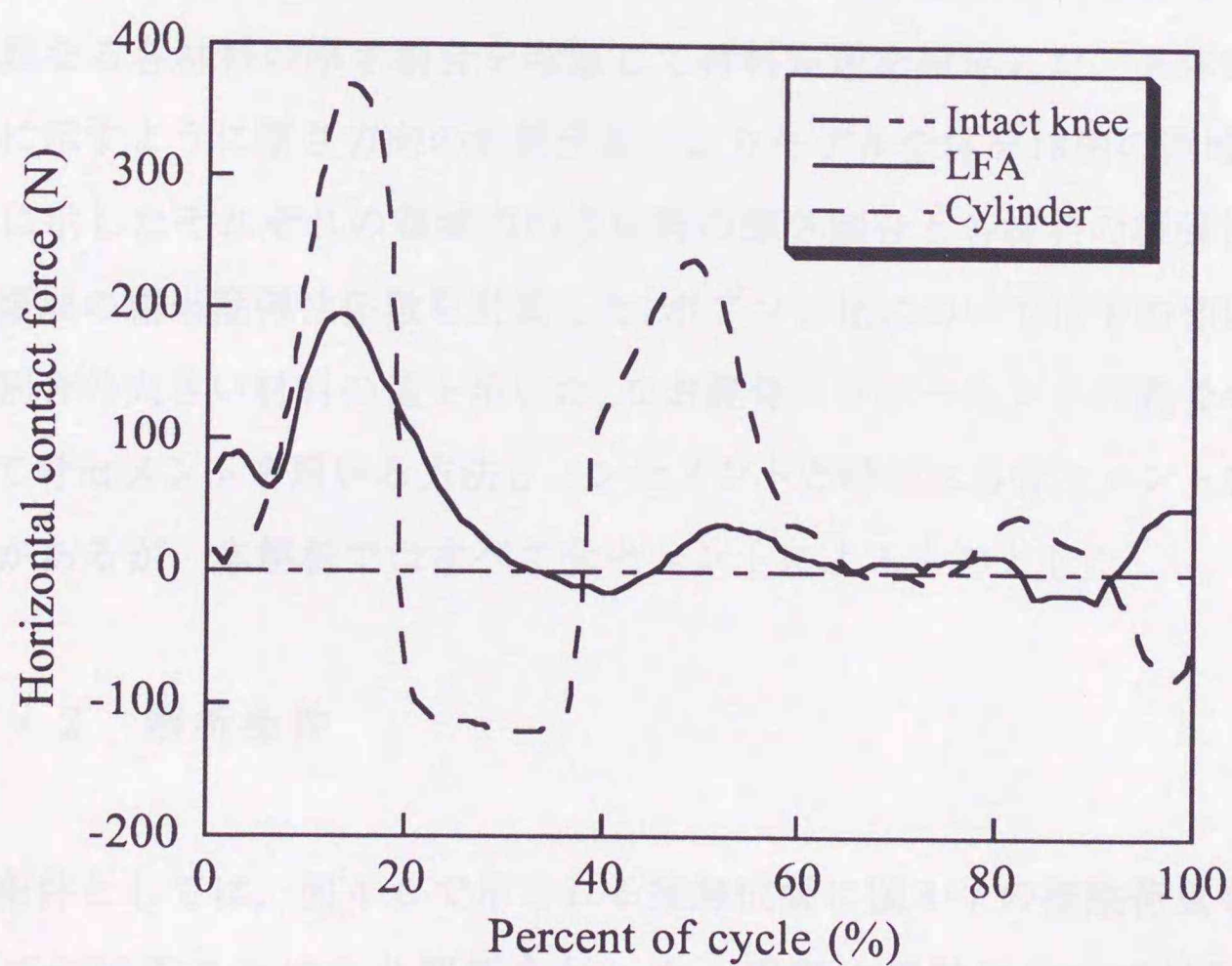


図 4・6 歩行動作中の両コンポーネント間接触位置の変動



(a) 垂直接触力



(b) 水平接触力

図 4・7 歩行動作中の膝関節接触力の変動

4・5 人工膝関節装着脛骨の応力解析

ステップ3ではステップ2で求められた両コンポーネント間の接触状態を用い、脛骨コンポーネントの骨への固定界面上の応力解析を行い、関節接触面形状が及ぼす影響について検討した。

4・5・1 有限要素モデル

本章では簡単化のため二次元での解析を行っているので、応力解析も二次元平面ひずみ状態でモデル化を行った。図4・8に本解析で使用した有限要素モデルを示す。ただし実物の三次元形状の効果を考慮するために、実形状の厚さならびに厚さ方向の材料分布を考慮に入れた二次元モデリング手法⁽⁵⁸⁾を用いた。モデルの厚さに関しては、実物の厚さを図4・9(a)に示すように20mmから70mmの10mmきざみの厚さに近似した。材料分布に関しては、近似したそれぞれの厚さ内での異なる各材料の厚さ割合を考慮して材料定数を設定した。具体的には図4・9(b)に示すように厚さ方向の材料分布によりモデル全体を18個の領域に分け、表4・1に示したそれぞれの領域内の各材料の厚さ割合と各材料の縦弾性係数よりその領域の相当縦弾性係数を計算した。ポアソン比についてはその領域内で最も厚さ割合の大きい材料の値を用いた。なお脛骨コンポーネントの脛骨への固定法として骨セメントを用いる方法とノンセメントと呼ばれる骨セメントを用いない方法があるが、本解析ではすべて骨セメントによるものとした。

4・5・2 解析条件

荷重条件としては、図4・6で示される接触位置に図4・7の接触荷重を外力荷重としてかけることにより解析を行った。実際の接触においては関節面のUHMWPEが変形し、ある接触面積に接触荷重が分布するが、本解析においてはこの効果は無視し、すべて1点の接触点に集中荷重がかかるものとした。境界条件としては、図4・8に示すように有限要素モデルの遠位端を完全拘束とし、ま

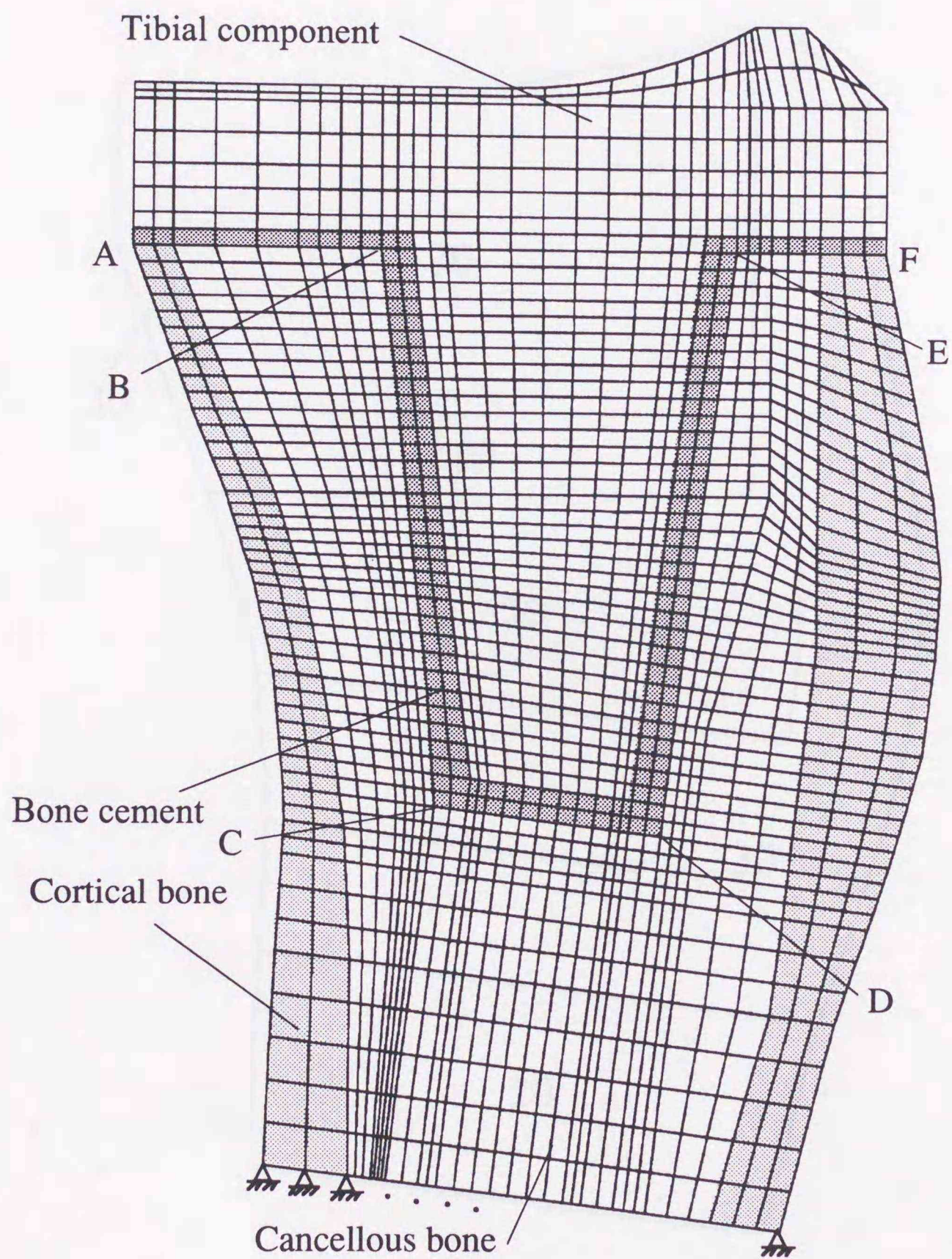
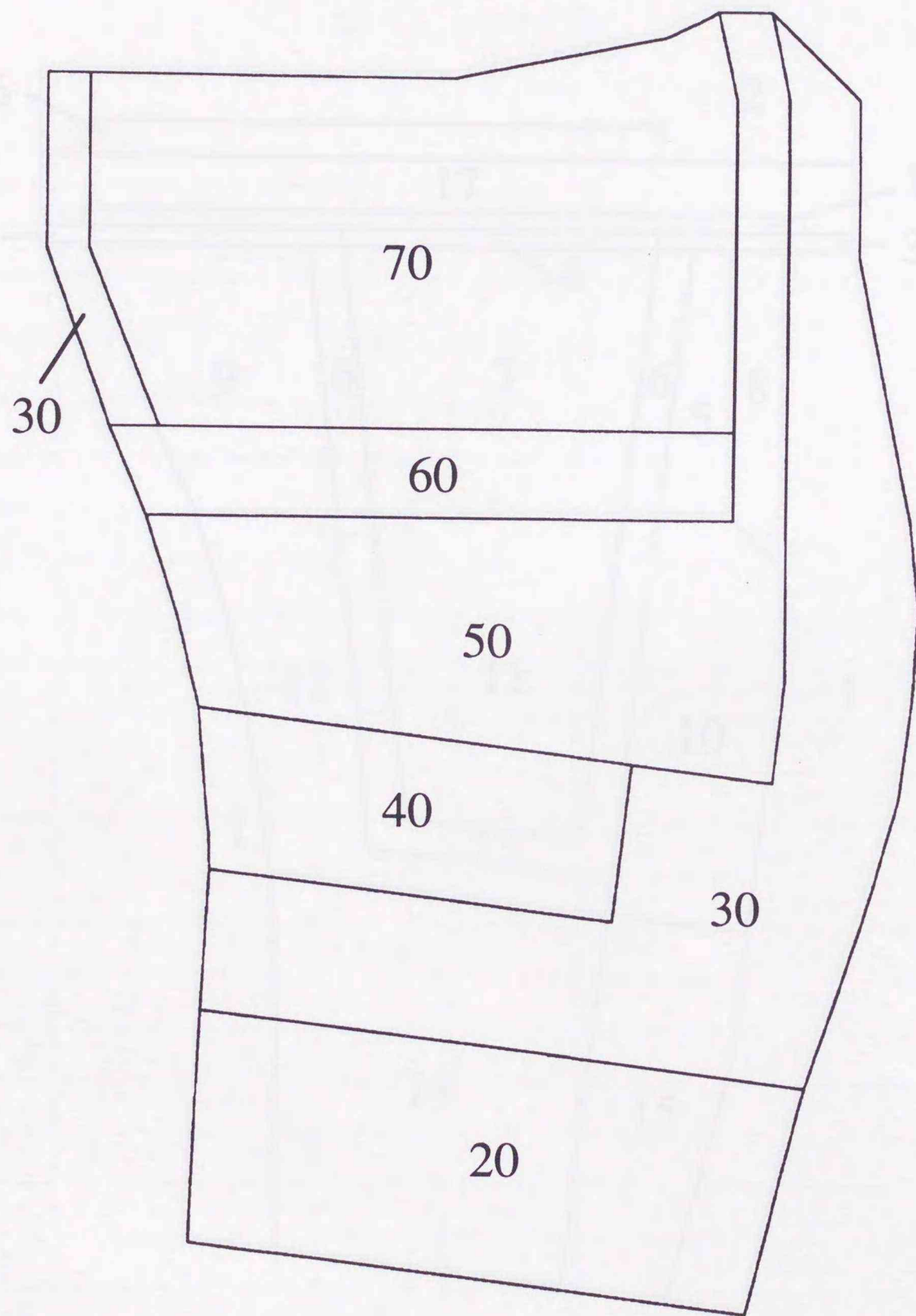
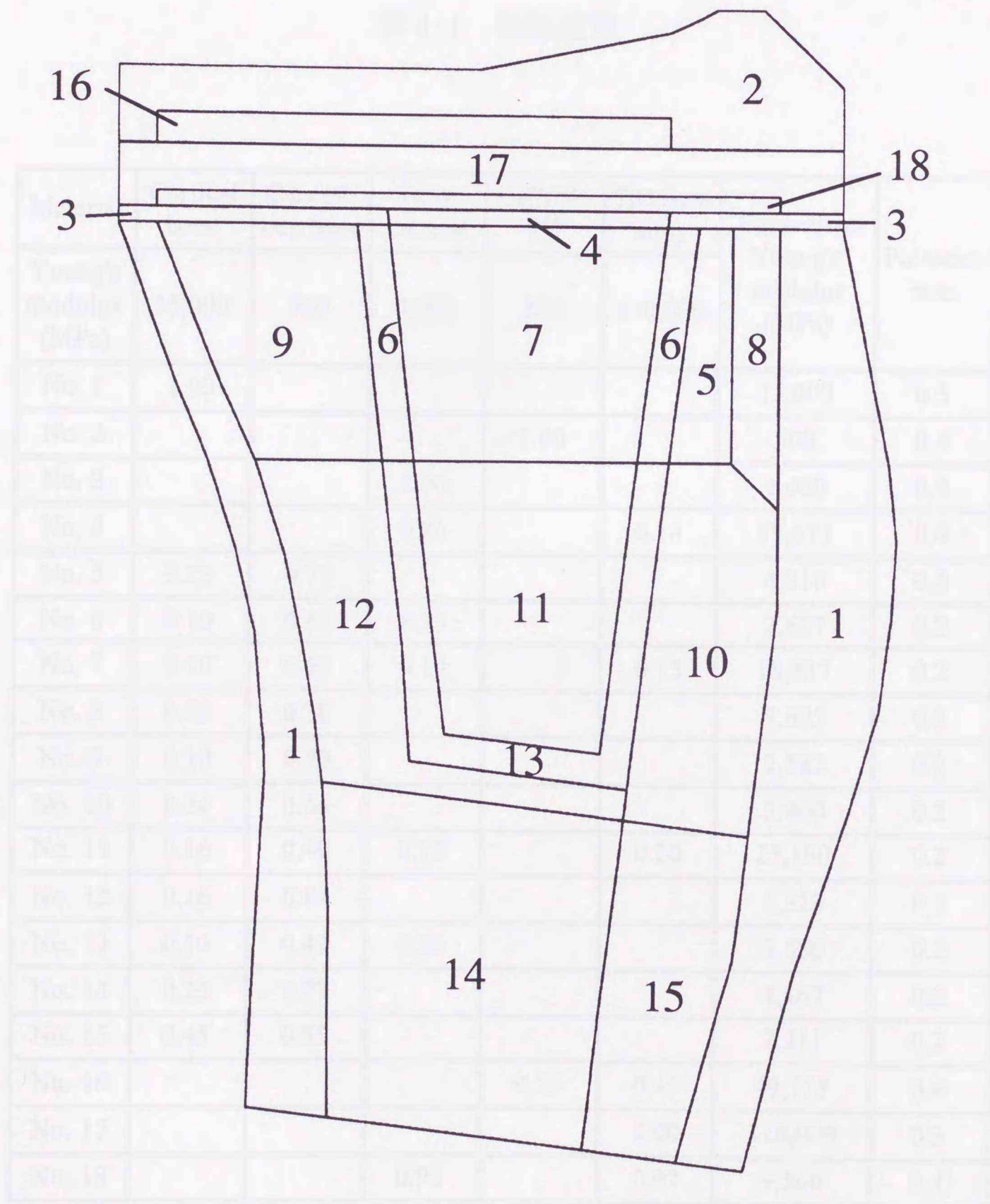


図 4・8 人工膝関節装着脛骨の有限要素モデル



(a) 厚さ分布 (mm)

図 4・9 有限要素モデルの厚さ，材料分布



(b) 材料分布

図 4・9 有限要素モデルの厚さ，材料分布

表 4・1 材料定数

Material	Cortical bone	Cancellous bone	Bone cement	UHMW-PE	Titanium alloy	Equivalent Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Young's modulus (MPa)	15,000	980	2,000	500	110,000		
No. 1	1.00					15,000	0.3
No. 2				1.00		500	0.4
No. 3			1.00			2,000	0.4
No. 4			0.86		0.14	17,433	0.4
No. 5	0.23	0.77				4,216	0.2
No. 6	0.10	0.65	0.25			2,637	0.2
No. 7	0.10	0.65	0.10		0.15	18,837	0.2
No. 8	0.62	0.38				9,695	0.3
No. 9	0.10	0.90				2,382	0.2
No. 10	0.34	0.66				5,800	0.2
No. 11	0.16	0.49	0.15		0.20	25,180	0.2
No. 12	0.16	0.84				3,223	0.2
No. 13	0.16	0.49	0.35			3,580	0.2
No. 14	0.23	0.77				4,167	0.2
No. 15	0.45	0.55				7,311	0.2
No. 16				0.55	0.45	49,775	0.4
No. 17					1.00	110,000	0.3
No. 18			0.93		0.07	9,560	0.4

たすべての異なる材料間の界面においてすべりはなく、完全に固着しているものとして計算を行った。

4・5・3 計算結果

脛骨コンポーネントのゆるみは、図4・8中にA-B-C-D-E-Fで示される骨セメントと骨との界面から生じる。またゆるみに関連する応力値として、界面における相当応力、界面に垂直な引張応力、平行なせん断応力が考えられる。よって、図4・10～4・12に界面上におけるこれらの応力分布を示す。ただし、各位置に生じる応力値は歩行サイクル中に変動し、それぞれの位置の最大応力値は異なった歩行サイクル割合で生じるので、図には一歩行サイクル中における各位置の最大応力値を示した。なお、図4・12のせん断応力に関しては絶対値で示してある。これらの図より、LFAでは相当応力とせん断応力は脛骨後部で、また垂直応力は脛骨前部で大きな値をとるが、Cylinderではいずれの応力も中央部で大きな値となることがわかる。

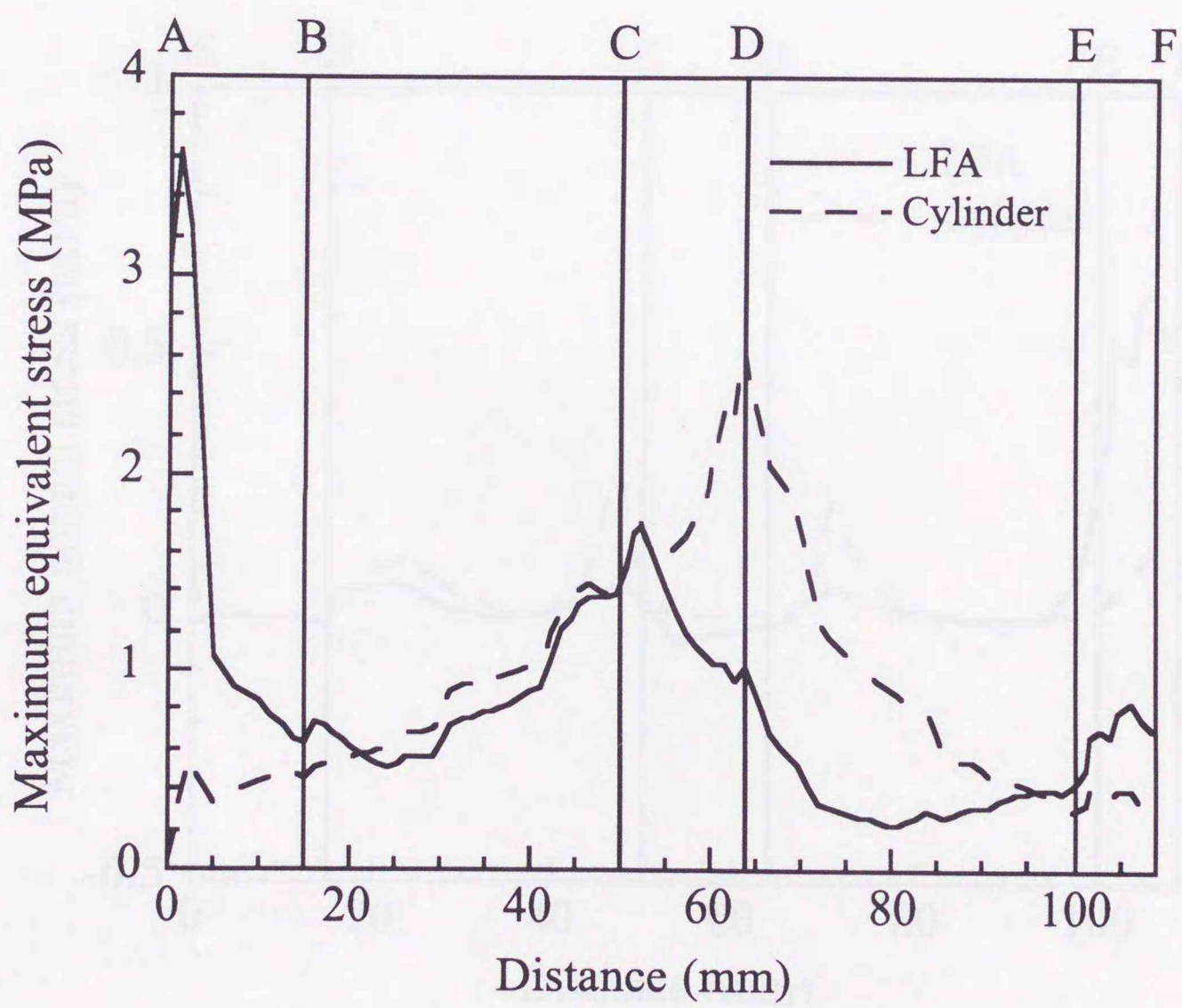


図 4・10 骨セメントー脛骨界面上に生じる最大相当応力の分布

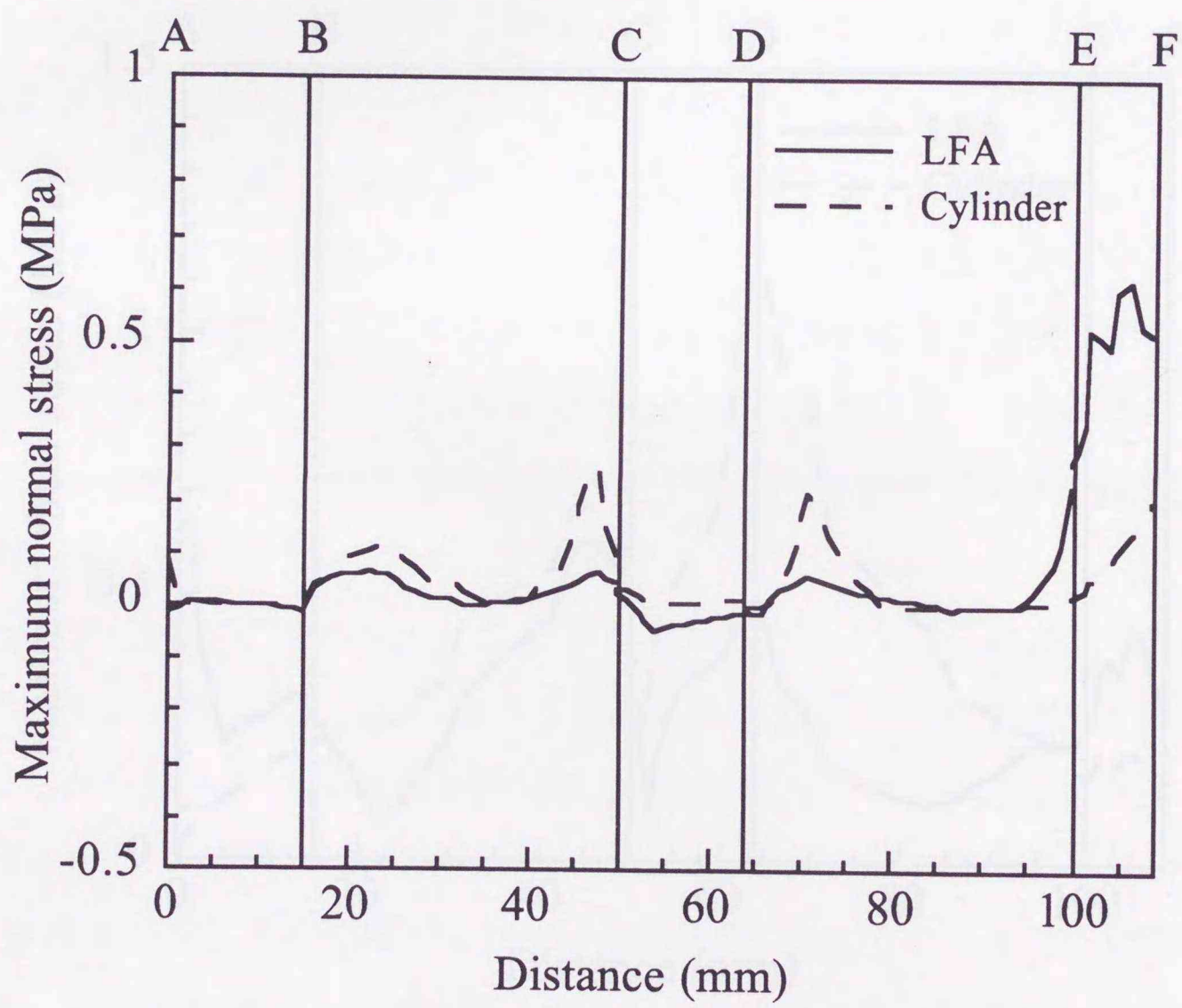


図 4・11 骨セメントー脛骨界面上に生じる最大垂直応力の分布

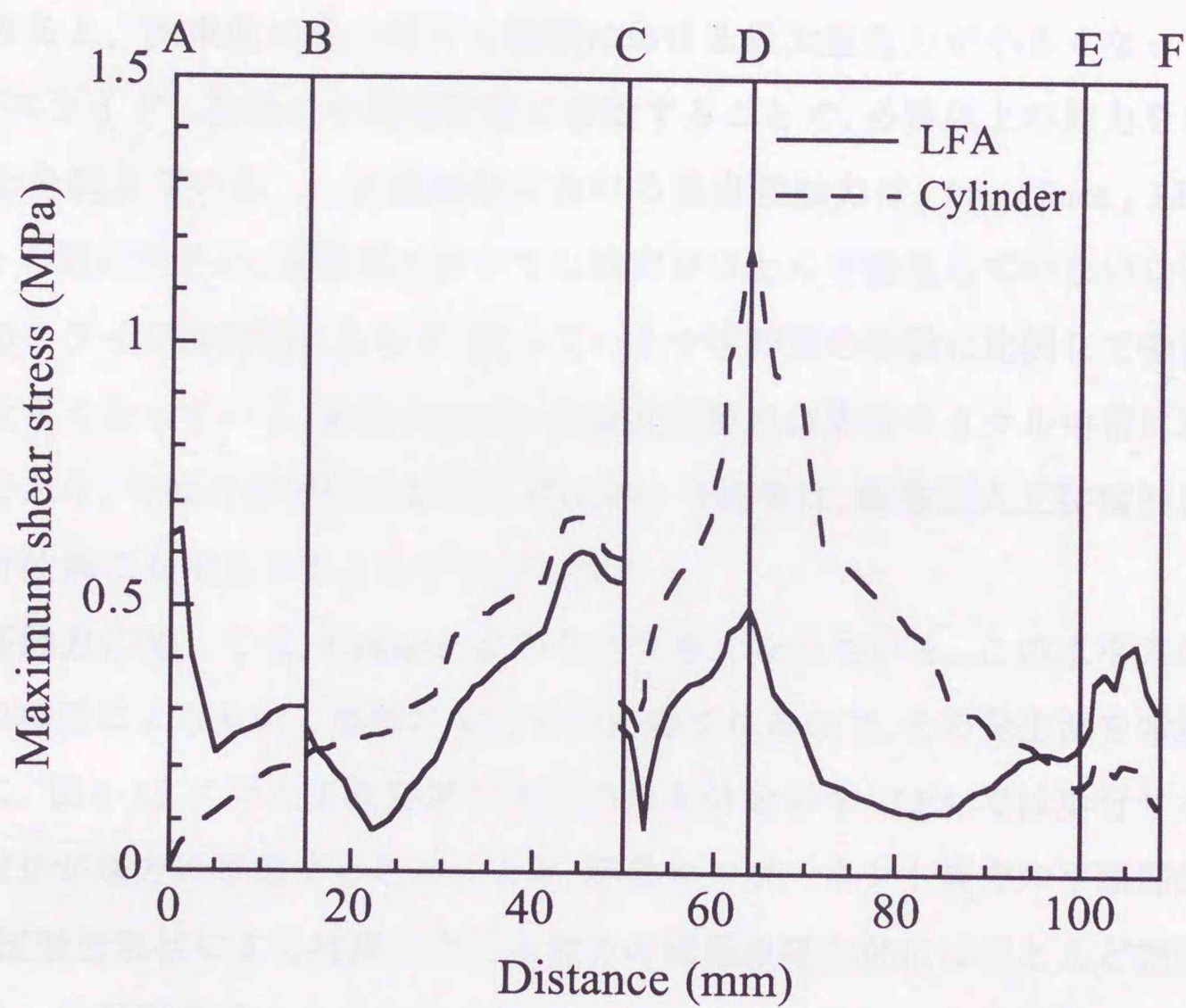


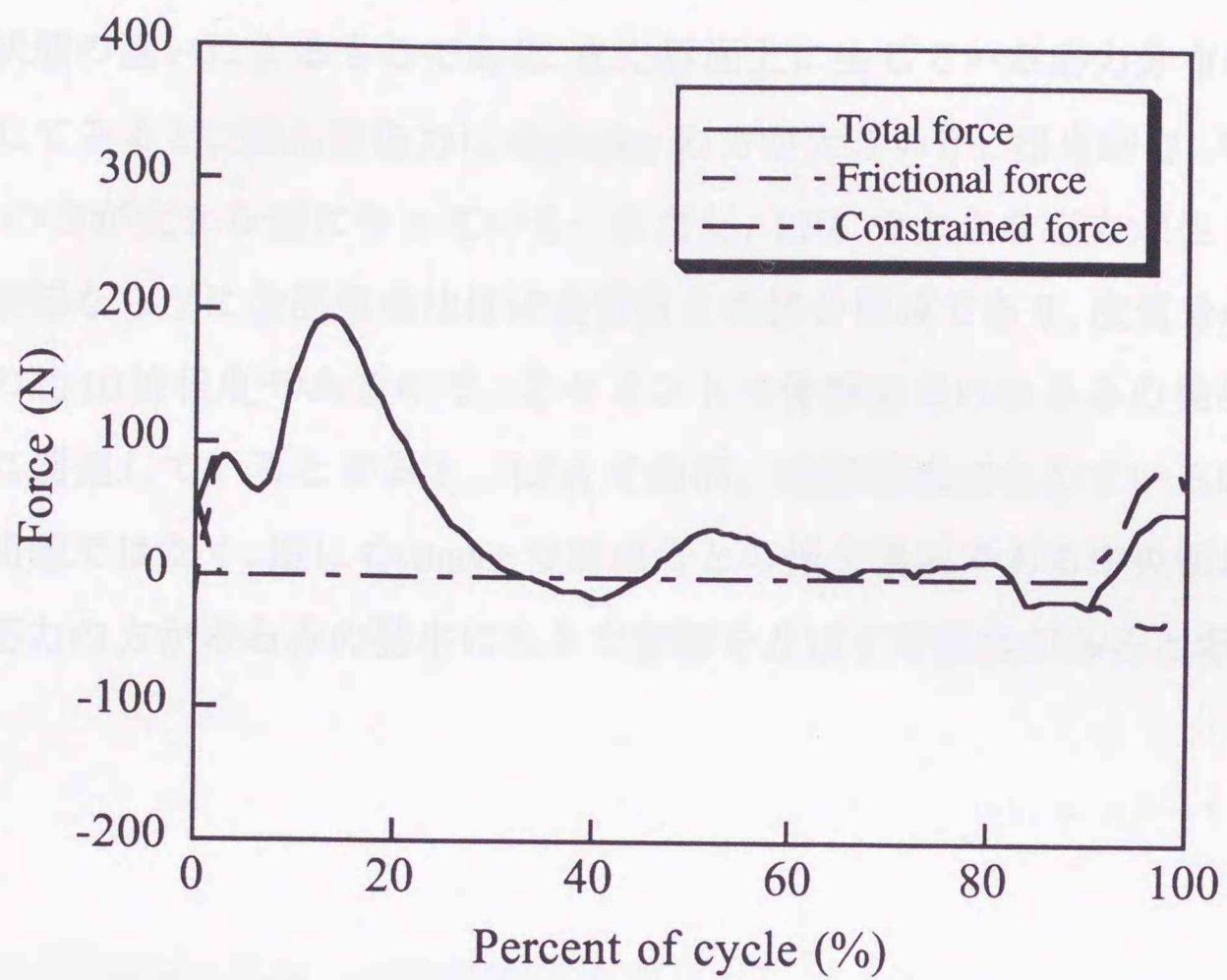
図 4・12 骨セメント-脛骨界面上に生じる
最大せん断応力（絶対値）の分布

4・6 考察

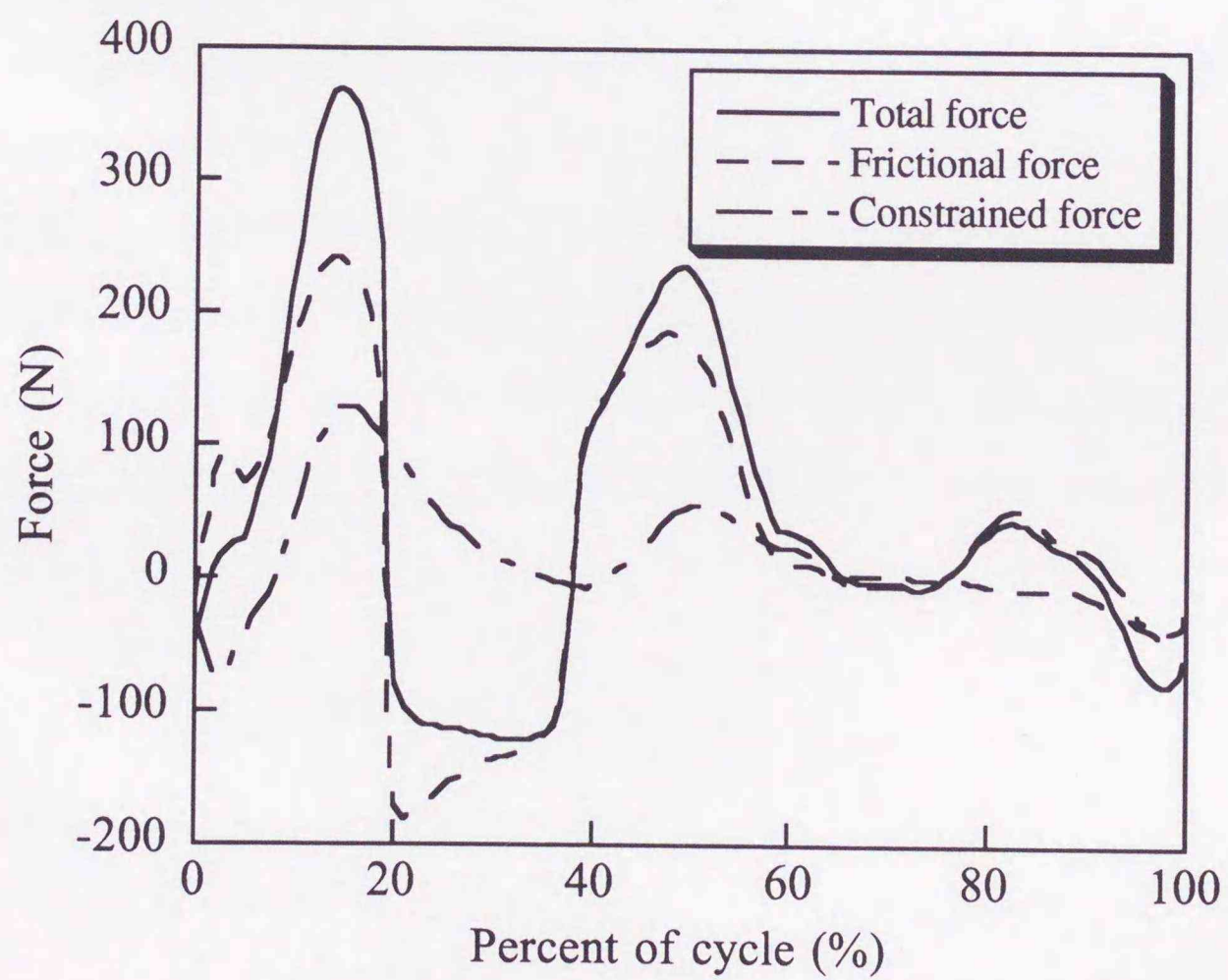
Cylinderはその接触面形状により接触位置は全く移動しないが、LFAでは接触面形状とACLの切除により、正常膝に比べても接触位置がかなり後方に移動している。それぞれのモデルについて大腿骨-脛骨間の前後方向移動に対する拘束を考えてみると、ACLの切除により最も自由に接触点を移動できるLFAの拘束度が最も低く、次に両十字靭帯により動きが拘束されているIntact knee、そして接触面形状により全く移動の生じないCylinderの順になる。これらの垂直力を比較してみると、拘束度の低い順に立脚期における最大垂直力が小さくなっており、膝がスライドし接触点を最適位置に移動することで、必要以上の筋力を発生することを抑えている。一方遊脚期における垂直接触力は、Intact knee、LFA、Cylinderの順に大きい。遊脚期においては筋力がほとんど発生していないことにより膝のスライドは問題にならず、残っている十字靭帯の本数に比例して垂直接触力が大きくなっている。またCylinderの垂直接触力は歩行サイクル中常に圧縮になっており、今回の歩行時におけるCylinderの結果は、蝶番型人工膝関節に対する解析結果にも相当することがわかった。

水平接触力に関しては、Cylinderがかなり大きくなっている。この水平力には関節面の拘束によるものと摩擦によるものが含まれるので、その発生源を考察するために、図4・13に両人工膝関節の水平力の成分を示す。LFAでは歩行サイクル中接触点が後方に移動することにより、脛骨コンポーネント後方の平面部分で接触し、接触面形状による拘束が生じる前方の関節板隆起部にはほとんど接触しないため、接触面形状による拘束力は歩行サイクルの最初と最後以外では生じず、ほぼ摩擦力のみが水平力として伝達されている。これに対しCylinderでは、接触面の拘束によって生じる拘束力に摩擦力が加わり、より大きな水平力が伝達されている。このように人工膝関節両コンポーネント間の接触状態は接触面形状の拘束度、ならびに置換術によって生じる十字靭帯切除の有無により大きな影響を受けることがわかる。

骨セメント-骨界面上の応力を見ても、2つの人工膝関節では応力分布が大きく異なり、これはLFAでは特に垂直荷重の大きくなるときに接触位置が後方に



(a) LFA



(b) Cylinder

図 4・13 膝関節水平接触力の成分

移動することにより、また Cylinder では大きな水平力によるものという、上記の接触状態の違いによるものである。また界面上に生じている応力分布の最大値を比較してみると、せん断応力は Cylinder の方が大きい、相当応力、垂直応力は LFA の方が大きな値になっている。ただし、LFA で大きな応力が生じている脛骨の前部ならびに後部領域はほぼ皮質骨との接合領域であり、皮質骨の強度は海綿骨の約10倍程度⁽⁵⁹⁾あるので、骨セメント-骨界面でのゆるみの発生がこの骨強度に関連しているとする、LFA で前部、後部領域に生じている応力はそれほど問題ではなく、逆に Cylinder で海綿骨との接合領域である中央領域に生じている応力の方がゆるみの発生に大きな影響を及ぼす可能性があると考えられる。

4・7 結言

全人工膝関節置換術が膝の接触状態ならびに脛骨コンポーネント固定界面上の応力状態に及ぼす影響を検討した結果、以下のことがわかった。

- 1) LFA の大腿骨-脛骨コンポーネント接触位置は、Intact knee と比較して後方に移動する。これはACLの切除により、大腿骨を前方に残す力が小さくなるためである。
- 2) この後方移動により、LFA は脛骨コンポーネント前方の隆起部で接触することはほとんどなく、ほぼ脛骨コンポーネント平面部での一点接触状態である。したがって、接触面に生じる水平方向の接触力は、ほぼ摩擦力によるものだけである。
- 3) Cylinder は、その接触面形状の適合性により接触位置は移動しないが、これにより接触面での接触力が大きくなる。また両コンポーネントを引離す方向の力は生じないので、歩行動作に関しては蝶番型人工関節と同じ荷重伝達条件である。
- 4) これらの接触状態の違いにより、LFA では皮質骨部で、Cylinder では海綿骨部の骨セメント-骨界面上でそれぞれ大きな応力が生じる。このように人工膝関節のタイプにより脛骨コンポーネントのゆるみの一因と考えられる固定界面上の応力も大きな影響を受けることがわかった。

第 5 章

総 括

本研究では人工膝関節の長寿命化に対する一つのアプローチとして、計算力学を用いてUHMWPEの変形、摩耗挙動の解析、ならびに人工膝関節両コンポーネント間の接触状態の把握を試みた。これらの結果得られた結論を各章ごとに述べる。

第1章は本研究の緒言であり、本研究の背景、これまでの研究、本研究の目的について述べた。

第2章では基礎的なUHMWPE関節板摩耗挙動の把握のため、UHMWPE平板の接触変形挙動をモデル実験と有限要素法解析により評価した。その結果、UHMWPE平板の摩耗に関連する力学状態はさまざまな条件の影響を受け、UHMWPEの厚さは最低でも6.0mm必要であり、またできるだけUHMWPEの変形を拘束させる固定条件がよいことがわかった。特に繰返し接触時の摩擦方向は摩耗のメカニズムまで異なる影響を及ぼし、一方向摩擦ではUHMWPE表面より、また往復摩擦では内部より摩耗が生じることがわかった。さらにこれらの違いは、繰返し接触時のクラックの進展に関与する応力値にも影響を及ぼしている。よって人工膝関節のUHMWPE関節板の摩耗挙動の評価は、実際の現象にあった往復摩擦状態で行わなければならないことがわかった。

第3章では実際のUHMWPE関節板の摩耗挙動把握のために、実際の人工膝関節接触面形状と関節板が歩行動作中に受ける複雑な繰返し負荷を想定して変形挙動解析を行い、関節板の受ける力学的状態ならびにその摩耗に対する影響について考察した。その結果、解析対象とした人工膝関節では関節板の前方隆起部の上方と隆起部直後の平坦部分の2領域で局所的な変形を受け、前方隆起部領域においては関節板表面より、また平坦部領域では内部と表面の両位置における摩耗挙動が重要であることがわかった。また関節板の力学的挙動は単に膝関節荷重の変

動に対応しているのではなく、人工膝関節の接触面形状がUHMWPE関節板に生じる応力に密接に関係していることもわかった。さらにこれらの結果より、関節板の摩耗を減少させると考えられる接触面形状を提案し、同様の力学的変形解析を行い、この提案したモデルの優位性を示した。

第4章では実際の動的な動作中の人工膝関節における接触状態の把握と、関節接触面形状の接触状態への影響を評価するために、歩行時における人工膝関節両コンポーネントの接触状態を解析し、脛骨コンポーネント接合界面における応力分布の計算を行った。その結果、歩行状態における動的な接触状態が算出され、接触面の形状ならびに2本の十字靱帯温存の有無により接触位置ならびに接触力も大きな影響を受け、さらにコンポーネント接合界面における応力値も著しく変化することがわかった。

本研究は人工膝関節長寿命化のアプローチの一つとして、これまであまり行われていなかった力学的観点からその評価を行ったものである。これまでに開発、改良されてきたさまざまな解析手法を応用することにより、新たな視点からの評価が可能になった。本論文中に示した各種の解析結果は本研究で対象とした一つのモデルについての解析例であるが、解析の手法、手順、評価法等を示したことにより、これから本研究の内容を応用し、人工膝関節改善の解析、評価に大いに役立つものとする。

今回の研究では簡単化のため矢状面内の2次元運動についてのみ解析を行ったが、実際の膝運動時には回旋動作の影響もあると考えられる。特にこの影響は人工膝関節開発の初期段階において蝶番型人工膝関節が短期間で破綻をきたした原因とも考えられており、また膝の外反、内反によっても荷重分布が異なるので、今後はこれらの影響を検討できるように3次元解析への拡張を行う予定である。さらに今回は動作解析の被験者として健常者を用いて測定を行ったが、より正確な評価をするためには解析に用いているモデルの人工膝関節を用いて膝関節全置換術を行った患者を対象として測定を行う必要がある。この場合、患者によってその歩行形態が異なることも考えられるので、その考慮もされなければならない。またこれらによって計算された膝関節の3次元接触状態をUHMWPE関節板の繰返し変形挙動解析への入力条件として用いることにより、より正確な解析、

評価が行える。この際、UHMWPEの粘性変形挙動、特に除荷時の応力緩和、変形回復挙動の導入もより高度な解析には望まれるものである。

最後に、人工膝関節の開発、改善に関する研究に携わる研究者として、一刻も早く長寿命、高性能な人工膝関節が世の中に広く出回り、膝疾患で苦しむ多くの患者がその苦しみから解放されることを切に望むものである。特に膝関節は股関節とならび人間の移動動作（歩行）のための基本となる重要な関節であるので、肉体的苦痛の除去のみならず、移動可能になることが新たな生き甲斐の発見にもなり、つまり精神的苦痛除去の効果も期待されるため、その社会的貢献度は非常に大きいと考えられる。

参考文献

- (1) 山本 真, "人工関節の泣きどころ," 潤滑, Vol. 31, No. 11, pp. 775-780, 1986.
- (2) 村上輝夫, 大月伸男 and 松井博之, "関節シミュレータ試験による人工しつ(膝) 関節の潤滑膜形成の評価," 日本機械学会論文集C編, Vol. 53, No. 485, pp. 151-156, 1987.
- (3) H. C. Amstutz, P. Campbell, N. Kossovsky and I. C. Clarke, "Mechanism and Clinical Significance of Wear Debris-Induced Osteolysis," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, No. 276, pp. 7-18, 1992.
- (4) 康元 潤 and 牛田多加志, "摩耗粉に起因する人工関節不安定化の問題," 機械研ニュース, No. 5, pp. 6-7, 1993.
- (5) T. M. Wright, C. M. Rimnac, P. M. Faris and M. Bansal, "Analysis of Surface Damage in Retrieved Carbon Fiber-Reinforced and Plain Polyethylene Tibial Components from Posterior Stabilized Total Knee Replacements," *J. Bone and Joint Surgery*, Vol. 70-A, No. 9, pp. 1312-1319, 1988.
- (6) T. Tateishi and T. Fukubayashi, "Advanced Biocomposite Material and Application to the Artificial Joint," *Bioceramics*, Vol. 1, pp. 48-53, 1988.
- (7) T. Murakami, N. Ohtsuki and H. Higaki, "The Adaptive Motimode Lubrication in Knee Prostheses with Compliant Layer During Walking Motion," ed. by D. Dowson, C. M. Taylor, T. H. C. Childs, M. Godet and G. Dalmaz, *Thin Films in Tribology*, Elsevier, Amsterdam, pp. 673-682, 1993.
- (8) K. W. J. Wright, H. S. Dobbs and J. T. Scales, "Wear Studies on Prosthetic Materials Using the Pin-on-Disk Machine," *Biomaterials*, Vol. 3, pp. 41-48, 1982.
- (9) W. Rostoker and J. O. Galante, "Contact Pressure Dependence of Wear Rates of Ultra High Molecular Weight Polyethylene," *J. Biomedical Materials Re-*

search, Vol. 13, pp. 957-964, 1979.

- (10) 宮城 登, 安田和則 and 柚木博行, "後十字靱帯温存型アルミナ・セラミックス人工膝関節およびKinematic II型人工膝関節の摩耗試験," *日関外誌*, Vol. VII, No. 4, pp. 603-612, 1988.
- (11) R. M. Rose, M. D. Ries, I. L. Paul, A. M. Crugnola and E. Ellis, "On the True Wear Rate of Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene in the Total Knee Prosthesis," *J. Biomedical Materials Research*, Vol. 18, pp. 207-224, 1984.
- (12) 白崎芳夫, 立石哲也 and 福林 徹, "人工膝関節のバイオメカニクス的研究," *日本機械学会論文集A編*, Vol. 57, No. 542, pp. 2555-2559, 1991.
- (13) R. W. Hood, T. M. Wright and A. H. Burstein, "Retrieval Analysis of Total Knee Prostheses: A Method and Its Application of 48 Total Condylar Prostheses," *J. Biomedical Materials Research*, Vol. 17, pp. 829-842, 1983.
- (14) P. S. Walker and H.-H. Hsieh, "Conformity in Condylar Replacement Knee Prostheses," *J. Bone and Joint Surgery*, Vol. 59-B, No. 2, pp. 222-228, 1977.
- (15) G. A. Engh, K. A. Dwyer and C. K. Hanes, "Polyethylene Wear of Metal-Backed Tibial Components in Total and Unicompartmental Knee Prostheses," *J. Bone and Joint Surgery*, Vol. 74-B, No. 1, pp. 9-17, 1992.
- (16) D. L. Bartel, A. H. Burstein, M. D. Toda and D. L. Edwards, "The Effect of Conformity and Plastic Thickness on Contact Stresses in Metal-Backed Plastic Implants," *Transactions of the ASME, J. Biomechanical Engineering*, Vol. 107, pp. 193-199, 1985.
- (17) D. L. Bartel, V. L. Bicknell and T. M. Wright, "The Effect of Conformity, Thickness, and Material on Stresses in Ultra-High Molecular Weight Components for Total Knee Replacement," *J. Bone and Joint Surgery*, Vol. 68-A, No. 7, pp. 1041-1051, 1986.
- (18) 馬淵清資, 笹田 直 and 塚本行男, "解剖学的形状人工膝関節の高い接触圧力による塑性流動の予測," *生体材料*, Vol. 8, No. 4, pp. 184-193, 1990.
- (19) 立石哲也, 林紘三郎, 笹田 直 and 馬淵清資, "セラミックス人工骨・関節の設計, 製造の考え方," *日本機械学会編, 生体材料学*, オーム社, 東京, pp.

106-109, 1993.

- (20) 石川博將 and 佐々木克彦, "誘起異方性を考慮した繰返し塑性構成モデル," *日本機械学会論文集A編*, Vol. 53, No. 591, pp. 1432-1439, 1987.
- (21) H. Ishikawa, H. Fujiki and K. Yasuda, "Mechanics of Bio-tribology for Artificial Joint," *Proceedings of 7th International Conference of Biomedical Engineering*, pp. 149-151, 1992.
- (22) 藤木裕行, 石川博將 and 安田和則, "人工膝関節用超高分子量ポリエチレンの接触力学," *日本機械学会論文集A編*, Vol. 59, No. 567, pp. 2800-2807, 1993.
- (23) H. Fujiki, H. Ishikawa and K. Yasuda, "Contact Mechanics of Ultrahigh-Molecular-Weight Polyethylene for Artificial Knee Joint," *JSME International J.*, Vol. 38, No.4, Ser. A, pp. 572-580, 1995.
- (24) C. F. Popelar, C. H. Popelar and V. H. Kenner, "Viscoelastic Material Characterization and Modeling for Polyethylene," *Polymer Engineering and Science*, Vol. 30, No. 10, pp. 577-586, 1990.
- (25) 石川博將, 石井 広 and 内田 猛, "繰返し塑性構成式を用いた転がり-すべり接触変形解析," *日本機械学会論文集A編*, Vol. 57, No. 542, pp. 2432-2437, 1991.
- (26) H. Ishikawa and K. Sasaki, "Yield Surfaces of SUS304 Under Cyclic Loading," *Transactions of the ASME, J. Engineering Materials and Technology*, Vol. 110, pp. 364-371, 1988.
- (27) H. McKellop, I. Clarke, K. Markolf and H. Amstutz, "Friction and Wear Properties of Polymer, Metal, and Ceramic Prosthetic Joint Materials Evaluated on a Multichannel Screening Device," *J. Biomedical Materials Research.*, Vol. 15, pp. 619-653, 1981.
- (28) A. F. Bower, "Cyclic Hardening Properties of Hard-Drawn Copper and Rail Steel," *J. Mechanics and Physics of Solids*, Vol. 37, No. 4, pp. 455-470, 1989.
- (29) A. F. Bower and K. L. Johnson, "The Influence of Strain Hardening of Cumu-

- lative Plastic Deformation in Rolling and Sliding Line Contact," *J. Mechanics and Physics of Solids*, Vol. 37, No. 4, pp. 471-493, 1989.
- (30) 藤木裕行, 石川博將 and 安田和則, "UHMWPE の転がり-すべり変形に及ぼす負荷様式の影響," *日本機械学会論文集A編*, Vol. 60, No. 571, pp. 833-840, 1994.
- (31) V. Bhargava, G. T. Hahn and C. A. Rubin, "An Elastic-Plastic Finite Element Model of Rolling Contact; Part 1: Analysis of Single Contacts," *Transactions of the ASME, Journal of Applied Mechanics*, Vol. 52, pp. 67-74, 1985.
- (32) J. R. Atkinson, K. J. Brown and D. Dowson, "The Wear of High Molecular Weight Polyethylene - Part I: The Wear of Isotropic Polyethylene Against Dry Stainless Steel in Unidirectional Motion," *Transactions of the ASME, J. Lubrication Technology*, Vol. 100, pp. 208-218, 1978.
- (33) K. J. Brown, J. R. Atkinson and D. Dowson, "The Wear of High Molecular Weight Polyethylene - Part II: The Effects of Reciprocation Motion, Orientation in the Polyethylene, and a Preliminary Study of the Wear of Polyethylene Against Itself," *Transactions of the ASME, J. Lubrication Technology*, Vol. 104, pp. 17-22, 1982.
- (34) 藤木裕行, 石川博將 and 安田和則, "人工膝関節におけるUHMWPEの厚さ, 固定条件および摩擦力の摩耗への影響," *日本機械学会論文集A編*, Vol. 60, No. 576, pp. 1871-1877, 1994.
- (35) D. J. Kilgus, J. R. Moreland, G. A. M. Finerman, T. T. Funahashi and J. S. Tipton, "Catastrophic Wear of Tibial Polyethylene Inserts," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, No. 273, pp. 223-231, 1991.
- (36) B. Weightman and D. Light, "A Comparison of RCH 1000 and Hi-Fax 1900 Ultra-High Molecular Weight Polyethylenes," *Biomaterials*, Vol. 6, pp. 177-183, 1985.
- (37) カパンディ, "屈曲・伸展時における脛骨顆上の大腿骨顆の運動," *関節の生理学 II 下肢*, 医歯薬出版, 東京, pp. 86-87, 1988.
- (38) 藤木裕行, 石川博將 and 安田和則, "歩行時における人工膝関節の接触変形

- 解析," 日本機械学会論文集A編, Vol. 61, No. 582, pp. 472-479, 1995.
- (39) J. B. Morrison, "Bioengineering Analysis of Force Action Transmitted by the Knee Joint," *Bio-Medical Engineering*, Vol. 4, pp. 164-170, 1968.
- (40) M. A. Lafortune, P. R. Cavanagh, H. J. Sommer and A. Kalenak, "Three-Dimensional Kinematics of the Human Knee During Walking," *J. Biomechanics*, Vol. 25, No. 4, pp. 347-357, 1992.
- (41) K. Yasuda and T. Sasaki, "Muscle Exercise After Anterior Cruciate Ligament Reconstructon: Biomehcanics of the Simultaneous Isometric Contraction Method of the Quadriceps and the Hamstrings," *Clinical Orthopaedics*, Vol. 220, pp. 266-274, 1987.
- (42) G. W. Blunn, P. S. Walker, A. Joshi and K. Hardinge, "The Dominance of Cyclic Sliding in Producing Wear in Total Knee Replacement," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, No. 273, pp. 253-260, 1991.
- (43) 藤木裕行, 石川博將 and 安田和則, "歩行時における人工膝関節の接触変形解析 (第2報: UHMWPE 関節板接触面形状の摩耗挙動への影響)," 日本機械学会論文集A編, Vol. 61, No. 585, pp. 1129-1135, 1995.
- (44) 藤木裕行, 石川博將 and 安田和則, "表面置換型人工膝関節における歩行動作中のUHMWPE 関節板変形解析," 日本臨床バイオメカニクス学会誌, Vol. 16, pp. 409-414, 1995.
- (45) H. Ishikawa and H. Fujiki, "Contact Mechanics in Artificial Knee Joint," ed. by K. Hayashi and H. Ishikawa, *Computational Biomechanics*, Springer, Tokyo, pp. 43-66, 1996.
- (46) H. Ishikawa, H. Fujiki and K. Yasuda, "Contact Analysis of Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene Articular Plate in Artificial Knee Joint During Gait Movement," *Transactions of the ASME, J. Biomechanical Engineering*, Vol. 118, No. 3, pp. 377-386, 1996.
- (47) Y. Ohkoshi, K. Yasuda, K. Kaneda, T. Wada and M. Yamanaka, "Biomechanical Analysis of Rehabilitation in the Standing Position," *American J. Sports Medicine*, Vol. 19, No. 6, pp. 605-611, 1991.

- (48) H. Fujiki, H. Ishikawa and K. Yasuda, "Effect of Total Knee Arthroplasty on Contact Force of Knee Joint During Gait," *Proceedings of International Conference on New Frontiers Biomechanical Engineering*, pp. 341-344, 1997.
- (49) 藤木裕行 and 安田和則, "歩行時の変動荷重を考慮した人工膝関節の応力解析," *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, Vol. 19, 印刷中, 1998.
- (50) 藤木裕行, 石川博将 and 安田和則, "全人工膝関節置換術による膝関節接触力の変化とその影響 (第1報: 二次元モデルによる歩行動作時の解析)," *日本機械学会論文集A編*, 投稿中.
- (51) 畠中泰彦, 久保秀一, 長谷 齊, 高井信朗 and 平澤泰介, "人工膝関節置換術後の歩行に関する運動学的考察," *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, Vol. 15, pp. 391-395, 1984.
- (52) 山崎信寿, "2足歩行の総合解析モデルとシミュレーション," *バイオメカニズム*, Vol. 3, pp. 261-269, 1975.
- (53) 阿江通良, 湯 海鵬 and 横井孝志, "日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定," *バイオメカニズム*, Vol. 11, pp. 23-33, 1992.
- (54) 山崎信寿 and 遠藤博史, "膝関節不安定性の計測と推定," *バイオメカニズム*, Vol. 9, pp. 115-125, 1988.
- (55) 笹田 直, 塚本行男 and 馬淵清資, "円筒面型人工膝関節," *バイオトライボロジー—関節の摩耗と潤滑—*, 産業図書, 東京, pp. 187-197, 1988.
- (56) 茨木俊秀 and 福島雅夫, "非線形計画問題に対する逐次2次計画法," *FORTRAN77 最適化プログラミング*, 岩波書店, 東京, pp. 167-207, 1991.
- (57) R. D. Crowninshield and R. A. Brand, "A Physiologically Based Criterion of Muscle Force Prediction in Locomotion," *J. Biomechanics*, Vol. 14, No. 11, pp. 793-801, 1981.
- (58) 尾田十八, 多加充彦, 富田勝郎 and 沢口 毅, "生体解析への2次元有限要素モデル適用についての考察," *日本機械学会論文集A編*, Vol. 54, No. 501, pp. 1172-1179, 1988.
- (59) "Hard Tissues - Bone -," ed. by H. Abe, K. Hayashi and M. Sato, *Data Book on Mechanical Properties of Living Cells, Tissues, and Organs*, Springer, To-

kyo, pp. 292-349, 1996.

謝 辞

本研究の完成に当たり、研究立案、計画から論文の発表に至るまで、北海道大学工学部研究、石川昌博教授をはじめ北海道大学工学部、大田利博教授に感謝の意を述べ、ご助言を頂きました。さらに同僚の先生にとららず、広く敬愛に包まれて多くのことをご指導いただきました。ここに心から感謝の意を表します。

本論文の作成にあたり、北海道大学工学部研究、高橋隆年教授、山本真之教授にはご専門の立場から専任として検討とご意見を頂きました。ここに心から感謝の意を表します。

また実験機を提供いただいた大塚セフ(氏)、さらに実験の遂行にあたり多大なご協力を頂いた北海道大学工学部、伊賀正依教授に心から感謝の意を表します。

最後に、本研究の一部は、文部省科学振興費補助金重点領域研究(メカニクス・ロボティクス) No. 042371001、ならびに経産省研究(A)(No. 03750332, No. 03750330)の助成によることを記して感謝します。

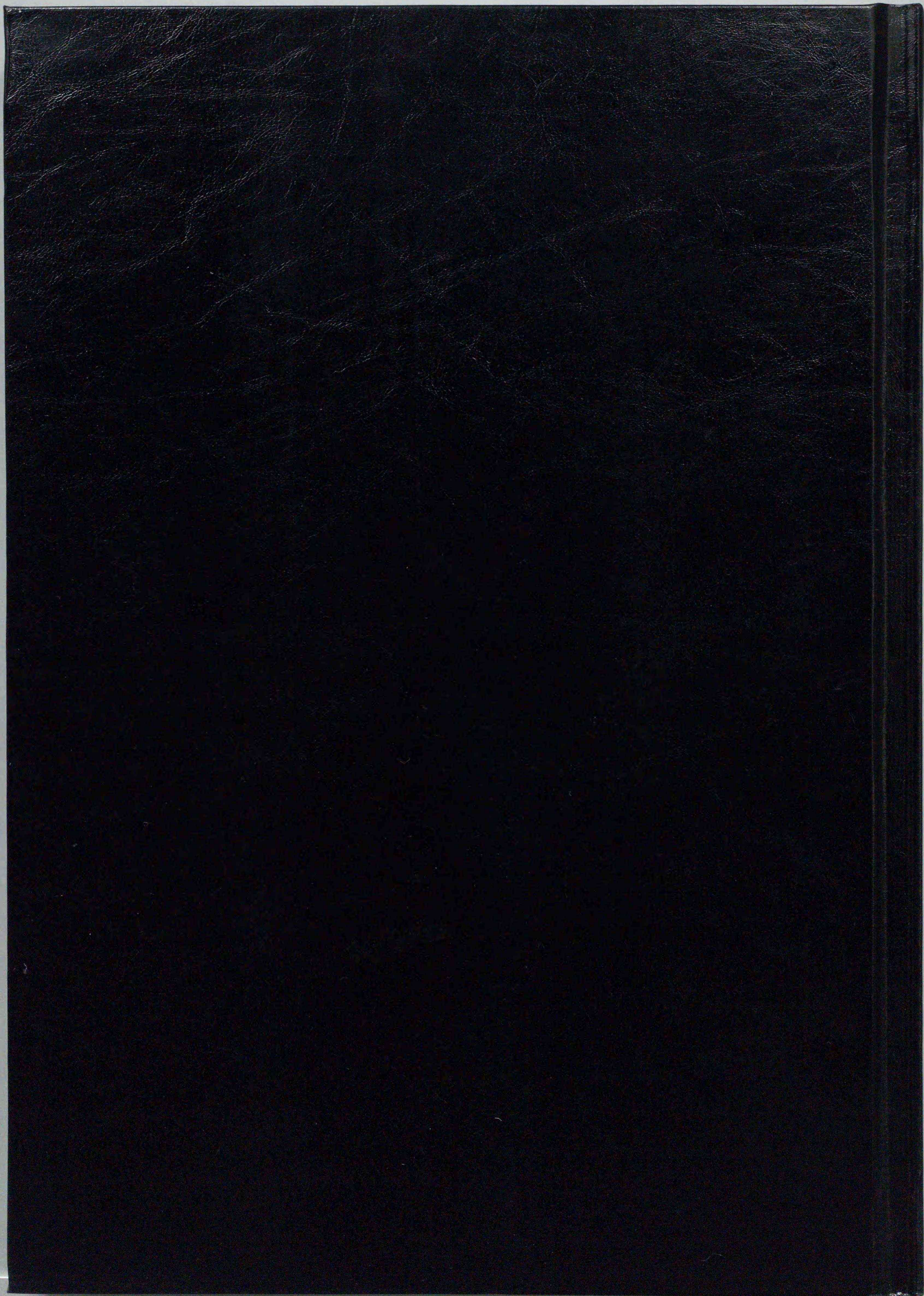
謝 辞

本研究の実施に当たり、研究立案、計画から論文の作成に至るまで、北海道大学工学研究科 石川博將教授ならびに北海道大学医学部 安田和則教授に終始ご丁寧なご指導、ご助言を頂きました。さらに研究のみにとどまらず、広い範囲に渡って多くのことをご指導いただきました。ここに心から感謝の意を表します。

本論文の作成にあたり、北海道大学工学研究科 鵜飼隆好教授、山本克之教授にはご専門の立場から有益なご検討とご意見を頂きました。ここに心から感謝の意を表します。

また実験試料を提供いただいた京セラ(株)、ならびに実験の遂行にあたり多大なご協力を頂いた北海道大学工学部 平賀正秋技官に心から感謝の意を表します。

終わりに、本研究の一部は、文部省科学研究費補助金重点領域研究「バイオメカニクス(No.04237101)」ならびに奨励研究(A)(No.08750092, No.09750090)の補助によることを記して深謝します。

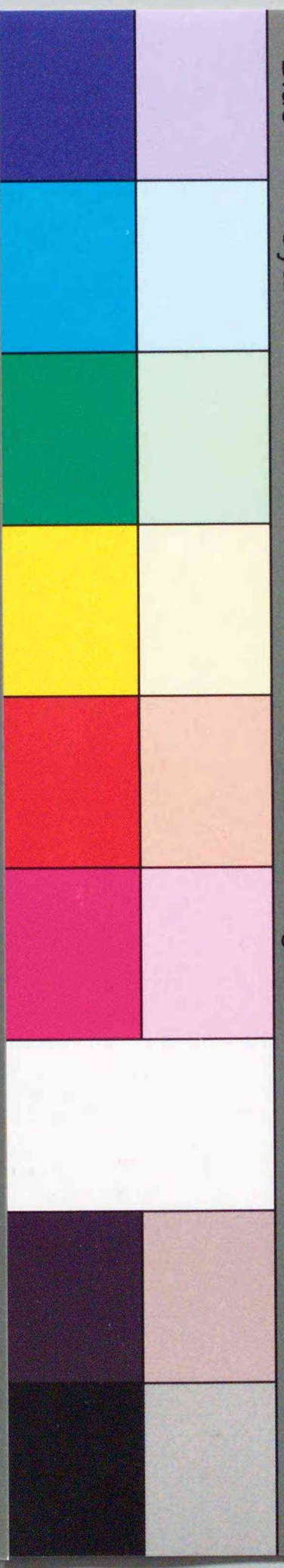


inches 1 2 3 4 5 6 7 8
cm 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19

Kodak Color Control Patches

© Kodak, 2007 TM: Kodak

Blue Cyan Green Yellow Red Magenta White 3/Color Black



Kodak Gray Scale



© Kodak, 2007 TM: Kodak

A 1 2 3 4 5 6 M 8 9 10 11 12 13 14 15 B 17 18 19

