

Van C. Mow

Gerard A. Ateshian

Departments of Mechanical Engineering
and Orthopaedic Surgery,
Columbia University,
New York, NY 10032

Robert L. Spilker

Department of Mechanical Engineering,
Aeronautical Engineering & Mechanics,
Rensselaer Polytechnic Institute,
Troy, NY

Biomechanics of Diarthrodial Joints: A Review of Twenty Years of Progress

A survey of some of the advances made over the past twenty years in understanding diarthrodial joint biomechanics is presented. Topics covered in this review include biotribology (i.e., friction, lubrication and wear of diarthrodial joints); contact area determinations; stereophotogrammetric rendering of articular surfaces; deformational field analysis using canonical problems; and finite element formulations for both infinitesimal and finite deformations of biphasic materials and precise anatomic surfaces. Suggestions are made for future research directions as well.

二分関節のバイオメカニクス：20年の進歩の再考

二分関節のバイオメカニクスを理解するための、過去20年の進歩したいくつかの調査を紹介する。

この再考のトピックの範囲は、バイオトライボロジー（すなわち、二分関節の摩擦、潤滑、摩耗）；接触面積の判定、関節表面のステレオ写真測量の描写；正準問題を使用した変形領域の解析；そして二相性材料（液体と個体：軟骨のような）と精密な解剖表面の無限大及び有限大の変形の両方に対する有限要素定式化の説明をすることを包含している。

将来の研究の方向性についても提案していく。

正準変数（せいじゅんへんすう）：解析力学において、物体の物理量を表す基本変数として用いられる位置と運動量（の組）をいう。

有限要素法（finite element method, 略して F.E.M. あるいは FEM）：現在工学の多種多様な問題の数値解析、シミュレーション法として多用されており、計算力学を支える有力な手段となっている。

i. e (namely) e. g (for example)

1972年 Dowson によって tribology 誕生の6年後に提唱された。

バイオメカニクス：生物の運動機能を研究し、工学などに応用しようとする分野。生体力学。

Contributed by the Bioengineering Divisions of THE AMERICAN SOCIETY OF MECHANICAL ENGINEERS and presented at the 1993 ASME/AICHE/ASCE Summer Bioengineering Conference, Forum on the 28th Anniversary of ASME Biomechanics Symposium, Breckenridge, CO, June 25-29, 1993. Revised manuscript received July 19, 1993.

Introduction

Diarthrodial joints are the intricate mechanisms that provide motion between skeletal segments of animals. These motions allow locomotion (lower extremity function) and activities of daily living (e.g., hand function) to occur. Historically, bio-mechanical studies of joints were based on the need to better understand their structure-function relationships in providing joint motion, and the pathomechanical processes involved in joint diseases such as osteoarthritis [1, 2]. These studies have evolved significantly in the last twenty years as advances in theoretical analyses, experimental methodologies and high-speed computing methods have provided new opportunities for progress [3]. The object of this review is to present some of the important gains which have taken place in the past two decades in biotribology, quantitative descriptions of joint anatomy, joint contact and cartilage stresses, and finite element modelling of diarthrodial joints. Other areas relating to diarthrodial joints, e.g., tendons, ligaments, bone, etc., are also covered in this special JBE volume.

序論

二分関節は、動物の骨格節の動きを提供する複雑な仕組みである。

これらの動きにより、移動（下肢機能）および日常生活動（例えば、手の機能など）の発生することを可能にする。

歴史的に、関節の生体力学的研究は、関節の動きの提供する際のそれらの構造と機能の関連、および骨関節炎のような関節疾患に関与する病理メカニズムの過程をよりよく理解する必要性に基づいていた[1, 2]。

これらの研究は、理論分析、実験方法論、および高速コンピューター利用の方法における進歩が、発展のための新しい機会を提供すると同時に、過去20年間で著しく発展してきた[3]。

この文献の目的は、生物摩擦学、関節解剖学の定量的な記述、関節の接触と軟骨の圧力、そして二分関節の有限要素のモデリングにおいて、過去20年間で起こった重要な進歩のいくつかを提示をすることである。腱、靭帯、骨など、二分関節に関連する他の領域も、このJBEの特集号で扱われている。

JBD: Journal of Biomechanical Engineering: この論文の掲載されている雑誌

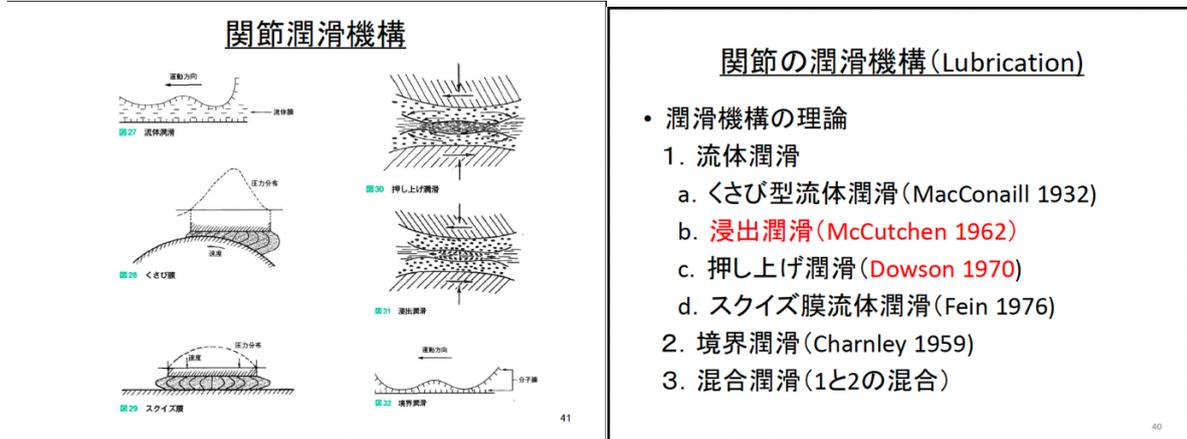
Biotribology

Tribological studies have been applied to every conceivable bearing system made by man. Various theories have been proposed for the study of lubrication of bearings. The most fundamental ones are the hydrodynamic lubrication theory of Reynolds (1886)[4], elasto-hydrodynamic lubrication theory of Dowson and Higginson (1977)[5], and boundary lubrication theories (see Bowden and Tabor, 1964 [6]; Peterson and Winer (1980) [7]). These modes of lubrication also operate within diarthrodial joints.

生体摩擦学

摩擦学は、人によって作られた考えられる全ての軸受け機構（ベアリングシステム）に応用されている。種々の理論は、ベアリングの潤滑の研究によって提案されてきた。

最も基本的なものは、Reynolds (1886) [4]の流体力学的潤滑理論、Dowson と Higginson (1977) [5]の弾性流体力学的潤滑理論、境界潤滑理論（BowdenとTabor (1964) [6] ; PetersonとWiner (1980) [7]参照）がある。潤滑のこれらの種類（モード）もまた、二分関節内で作用する。



Under healthy conditions, diarthrodial joints function in a nearly frictionless and wear resistant manner throughout life. Failure of these bearing surfaces (i.e., articular cartilage), as with engineering bearings, means a failure of these bearings to provide their essential lubrication function. In biomedical terms, failure of diarthrodial joints leads to osteoarthritis, or simply OA. While the depiction of the arthritic process in joints as the failure of the lubrication process in bearings is an over-simplification, the analogy between an engineering bearing and a diarthrodial joint is apt. In these joints, synovial fluid, articular cartilage and supporting bone are the essential materials forming the bearing system. The performance of these bearings depends on the mechanical behaviors of the materials comprising the joint. The reader is referred to the review in this volume by Lai et al., on progress made over the past 20 years on constitutive modeling of these materials. In this paper, only the performance of these bearings, i.e., the friction, lubrication and wear characteristics, and methods required to model these bearings will be reviewed. From the engineering view, benefits could also be gained from an appreciation of nature's bearing design.

健康な状態では、二分関節はほぼ摩擦がなく生涯にわたって摩擦しないような方法で機能する。工学ベアリング（軸受け）と同様に、これらのベアリング表面（すなわち関節軟骨）の故障は、これらベアリングが本質的な潤滑機能の提供ができないことを意味する。

生物医学的用語において、二分関節の障害は骨関節症、または単に OA につながる。ベアリングの潤滑過程の失敗として、関節における関節炎過程の描写は過度に単純化されているが、工学ベアリングと二分関節の類似は適切である。

これらの関節では、滑液、関節軟骨、および支持骨がベアリングシステムを形成する重要な材料である。これらのベアリングの性能は、関節を構成する材料の機械的行動（動き）に依存する。

読者は、これらの材料の構成的モデリングに関して過去 20 年間以上なされた進歩について、Lai らによるこの巻のレビューを参照される。

この論文では、これらのベアリングの性能、すなわち摩擦、潤滑、摩擦特性、およびこれらのベアリングをモデル化するために必要な方法のみをレビューされるであろう。

工学上の観点から、自然のベアリング設計を理解することからもまた利点を得ることができる。

All diarthrodial joints have some common structural features, Figs. 1(a) and (b). First, they are enclosed in a strong fibrous capsule which is often reinforced by ligaments, e.g., the knee ligaments. Second, this capsule is lined with a metabolically active tissue, i.e., the synovium, which secretes the synovial fluid, long thought to be the lubricant for diarthrodial joints [4]. Third, the articulating bone ends in the joint are lined with a thin layer of cartilage which is a hydrated-soft tissue. These linings, i.e., the synovium and the two cartilage layers, form the joint cavity which contains the synovial fluid, Fig. 1(b). The synovial fluid also provides the nutrients required by the chondrocytes residing in the avascular cartilage. Thus the synovial fluid, articular cartilage, and the supporting bone form a closed bearing system which provides the near frictionless bearing system of the body.

すべての二分関節は、いくつかの共通の構造的特徴を持っている。図 1 (a) および (b)。

第一に、それらは、膝靭帯などの靭帯によってしばしば補強される強力な線維膜に封入されている。

第二に、この関節包は、代謝的に活性組織、すなわち、滑液を分泌する滑膜で包まれており、これは、二分関節の潤滑剤であると長い間考えられてきた[4]。

第三に、関節をなす骨端は、関節が水和した軟部組織である軟骨の薄い層で覆われる。これらの内面張り材、すなわち滑膜と 2 つの軟骨層は、滑液を含む関節腔を形成する（図 1 (b)）。

滑液はまた、無血管軟骨に存在する軟骨細胞が必要とする栄養素を提供する。したがって、滑液、関節軟骨、および支持骨は、身体のほぼ摩擦のない軸受けシステムを提供する閉じた軸受けシステムを形成する。

軟骨細胞(英: chondrocyte) : 軟骨で認められる唯一の細胞。軟骨細胞は主にコラーゲンとプロテオグリカンより構成される軟骨基質の形成と維持を行う。

軟骨 (なんこつ、英: cartilage) : 軟骨細胞とそれを取り囲む基質からなる結合組織である。組織中には血管、神経、リンパ管が見られない。弾力性がある。

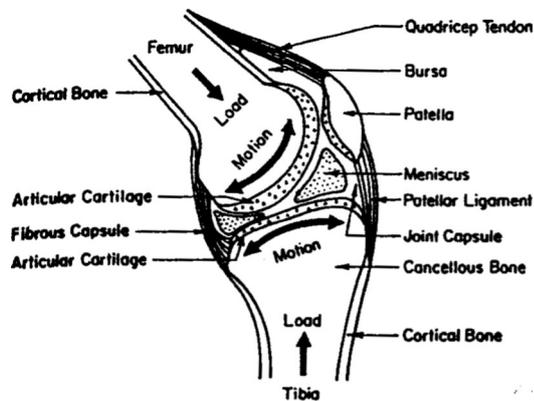
The human hip or knee joint may sustain loads up to 10 times body weight during daily activities such as walking [8]. In the hip these forces may yield compressive stresses as high as 18 MPa between a metallic endoprosthesis and the acetabulum during such mild activities as rising from a chair [9]. Even during standing, loads several times body weight are commonly found in the knee and hip. These high loads, and therefore high contact stresses, stem from the mechanical dis-advantage of the human joints, and can occur even in upper extremity joints, e.g., shoulder. These performance characteristics demand efficient lubrication processes to minimize friction and wear of cartilage in the joint.

人の股関節あるいは膝の関節は歩行の様な日常活動の間に体重の10倍までの負荷に耐えることができる。[8]股関節において、これらの力は立ち上がりの様な軽い活動の時の人工関節(骨頭)と寛骨臼の間に18MPaもの高い圧縮応力を生み出す可能性がある[9]。

立ち上がりの中でさえ体重の数倍の負荷が通常の膝や股関節でよくみられる。

これらの高負荷およびそれによって生じる高い接触ストレスは、人の関節の機械的不利から生じ、そして例えば肩の様な上肢の関節でさえも発生する可能性がある。

これらの性能特性は、関節における軟骨の摩擦や摩耗を最小化する為に効率的な潤滑作用を必要とする。

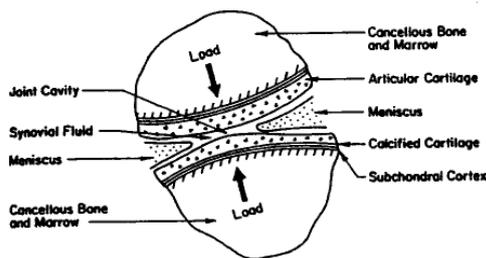


Human Knee Joint

Fig. 1 (a) Diagram of sagittal cross section of a human knee showing structures within the joint including articular cartilage, Joint capsule meniscus and bone

人間の膝関節

図 1 (a) : 人間の膝の矢状断面の図、関節軟骨、関節包、半月、骨などの関節内の構造を示す。



Load Bearing Region

Fig.1(b) Close-up view of the joint cavity within the load-bearing region showing the joint cavity and synovial fluid along with the articular cartilage and subchondral bone

過重負荷領域

図 1 (b) : 過重負荷領域内の関節腔の拡大図で、関節腔と滑液、および関節軟骨と軟骨下骨を示している。

Many techniques have been devised to measure the frictional coefficients of joints and wear properties of cartilage [10-18]. A variety of fluid-film lubrication theories, i.e., hydrodynamic theory [4], elastohydrodynamic theory [5, 19] and biphasic squeeze-film lubrication [20], have been used to describe the lubrication process and the extraordinarily low wear properties of diarthrodial joints [10, 13, 15]. Boundary lubrication [6, 7] between the two rubbing surfaces [12], each with an adsorbed monolayer of a lubrication glycoprotein (a component of synovial fluid) [21], and adsorbed layer of "structured-water" [17] have also been proposed to explain the low coefficient of friction. At present, however, no comprehensive or consistent theory exists for diarthrodial joint lubrication under all operating conditions. Considering the complex material behaviors of cartilage and synovial fluid, and the complex loading conditions, it is unlikely that one single lubrication mode exists in diarthrodial joints. However, with increased knowledge of the many components of diarthrodial joints, i.e., articular cartilage

[1], and synovial fluid [22], and advances made in quantitative anatomy of the articulating surfaces [23, 24] and the kinematics and load bearing characteristics of these joints [8, 9], the field is now poised to make major advances in understanding joint lubrication, load support within cartilage and the etiology associated with failures of animal bearings. Further, these advances are likely to be accomplished specifically on a joint by joint basis, i.e., hip, knee, shoulder, wrist, etc. [24-26].

関節の摩擦係数と軟骨の摩耗特性を測定するために、多くの技術が考案されてきた[10-18]。

さまざまな流体膜潤滑理論、すなわち、動水（流体）力学理論[4]、弾性流体力学理論[5,19]、および二相性スクイズ膜潤滑[20]が、潤滑プロセスおよび二分関節の異常に低い摩耗特性を説明するために使用されてきた[10,13,15]。

2つの摩擦面[12]の間の境界潤滑[6,7]は、それぞれ潤滑性糖タンパク質（滑液の成分）[21]の吸着単分子層と、「構造化水」[17]の吸着層を備えており、摩擦係数が低いことを説明するためにも提案されている。

しかし、現時点では、すべての動作条件下での二分関節の潤滑に関する包括的または一貫した理論は存在していない。

軟骨と滑液の複雑な材料の「動き」、および複雑な負荷条件を考慮すると、二分関節に単一の潤滑モードが存在する可能性は低い。

しかし、二分関節多くの構成要素、つまり、関節軟骨[1]、滑液[22]、関節面の定量的解剖学[23,24]、の進歩、これらの関節における運動学および耐荷重特性に関する知識[8,9]が増え、この分野は現在、関節の潤滑、軟骨内の荷重支持、および動物のベアリングの故障に関連する病因の理解において大きな進歩を遂げる準備ができています。

さらに、これらの進歩は、特に関節ごとに、すなわち、股関節、膝、肩、手首などで達成される可能性が高い[24-26]。（関節毎に病的に変化したときは、荷重関節や非荷重関節では、考えることが異なってくる）

Pa：水圧の単位として MPa を使うことがある。Pa は圧力・応力の単位で、単位平方当たり力を意味。

MPa = 1.0×10^6 Pa 1Pa = 1 N/m²

滑液：淡黄色透明 ヒアルロン酸と糖タンパク質を豊富に含む 滑膜（関節包の内層）の細胞から分泌される

Coefficient of Friction. Jones (1936) was one of the first to report on the coefficient of friction in animal joints [11]. Since then many studies on friction and wear have been performed and reported in the literature [12-17]. For all joints tested, the coefficient of friction was very low, ranging from 0.002 to 0.35. The latter number was an exception to all reported data and was obtained when the cartilage fluid content was allowed to be greatly diminished [13]. In general, fully hydrated cartilage loaded under dynamic (oscillatory) conditions, and articular surfaces lubricated with synovial fluid, had a coefficient of friction less than 0.01. Clearly, animal joints enjoy a very low coefficient of friction when compared to common engineering bearings. Paradoxically, diarthrodial joints seem to demonstrate a higher kinetic coefficient of friction than static coefficient of friction [14]. This is a significant tribological fact for the function of joints which are always loaded in a cyclical manner. These remarkable frictional characteristics have been a major motivational factor behind the efforts to study cartilage and diarthrodial joint biomechanics over the past twenty years.

摩擦係数

Jones (1936) は、動物の関節の摩擦係数について最初に報告した 1 人である[11]。

それ以来、摩擦と摩耗に関する多くの研究が行われ、文献に報告されている[12-17]。

テストしたすべての関節で、摩擦係数は非常に低く、0.002 から 0.35 の範囲であった。

後者の数値は、報告されたすべてのデータの例外であり、軟骨液の含有量を大幅に減らすことができたときに得られた[13]。

一般的に、動的（振動）条件下で負荷された完全に水和した軟骨、および滑液で潤滑された関節面は、0.01 未満の摩擦係数を有していた。

明らかに、動物の関節は、一般的な工学ベアリングと比較した場合、非常に低い摩擦係数を有している。

逆説的に、二分関節は静的摩擦係数よりも高い動的摩擦係数を示すようである[14]。

これは、常に周期的に負荷がかかる関節の機能にとって重要なトライボロジー（摩擦学）の事実である。

これらの顕著な摩擦特性は、過去 20 年間、軟骨および二分関節の生体力学を研究する取り組みの背景にある主要な動機付け要因となっている。

Mechanism for Ploughing Friction. Joint cartilage is a soft tissue with a compressive modulus of less than 1.5 MPa, a shear modulus of less than 0.5 MPa and a Poisson's ratio which ranges from 0 to 0.42 [27, 28]. While it is a highly hydrated tissue with a water content ranging from 60 to 85 percent, this water occupies molecular-size "pores" with a diameter estimated to range from 30 to 60 Å [13, 29, 30]. Most of these pores are "open" and "connected" allowing fluid seepage. When cartilage is deformed the water in the tissue will flow. This fluid flow is resisted by a high drag force because the normal permeability is extremely low, i.e., $O(10^{-15} \text{m}^4/\text{Ns})$. When a joint moves, ploughing of cartilage occurs (Fig. 2). This ploughing deformation causes interstitial fluid flow, and thus internal dissipation and fluid pressurization. This internal dissipation is the mechanism that gives rise to ploughing friction, and the pressurization gives rise to load support.

耕作摩擦メカニズム

関節軟骨は、圧縮弾性率が 1.5 MPa 未満、せん断弾性率が 0.5 MPa 未満、ポアソン比が 0~0.42 の軟部組織である[27,28]。

それは（関節軟骨のこと）水分含有量が 60～85%の高度に水和した組織であるが、この水は直径が 30～60Å の範囲と推定される分子サイズの「細孔」を占める[13,29,30]。

これらの細孔のほとんどは「開いて」「接続されて」おり、流体の浸透を可能にする。

軟骨が変形すると、組織内の水が流れる。

この流体の流れは、通常透過性が非常に低いため、高い抗力によって抵抗される、つまり O (10⁻¹⁵m⁴/Ns : ナノセカント) 関節が動くとき軟骨の耕作が起こる (図 2)。

この耕作変形は、間質の流体の流れを引き起こし、したがって内部の散逸と流体の圧力を引き起こす。

この内部散逸は耕作摩擦を引き起こす仕組みであり、加圧によって負荷支持に上昇する。

接触面の耕作など、地質材料の接触と滑りで観察されるいくつかの故障と摩耗の現象は、これらのメカニズムだけでは説明できないようです。Jaeger は、Byerlee によって提案された顕著性の失敗のメカニズムに加えて、スライドの方向に平行なかなり平坦な表面でさらに失敗のメカニズムが発生するはずであることを示唆しています。実際、これは、異なる硬度の材料で滑りが発生したときに十分に明らかになり、硬いものは柔らかい材料を引っ掻いたり、はがしたりします。

1 MPa は 1m×1m の面積の上に、約 100t の荷重が作用する状態である。

圧縮弾性率：硬さをあらわす指数。ある物質を圧縮し、厚みをゼロ（実際にはありえない）とする為に単位面積あたりどれだけ力を掛ければよいかの値。

せん断弾性率：大きなせん断弾性率をもつことが固体の特徴。この値の大きい物質ほど変形しにくい。

ポアソン比：固体の物体を一つの方向に伸ばすと、これと直角の方向には縮む。この縮みのひずみと伸びのひずみの比をポアソン比という。

1Å は 10⁻¹⁰m : オングストローム/angstrom 長さの補助単位。10 の 10 乗 = 百億分の 1 メートル。電磁波の波長測定や、原子物理学・結晶学・分子学などで用いる。

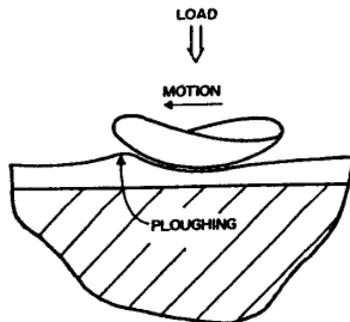


Fig. 2 Illustration of ploughing effect between a hard smooth surface (top) and a soft layered medium supported by a rigid foundation [1]

図 2 硬い滑らかな表面（上）と硬い基礎で支えられた柔らかい層状媒体の間の耕作効果の図

Lubrication Theories for Animal Joints. Many frictional experiments have been performed attempting to determine the role of synovial fluid or its components in joint lubrication [12-17]. This has been difficult to do since the deformation and flow properties of cartilage and synovial fluid differ significantly with loading conditions, and the anatomic form of joints. Further, the study of flow of the non-Newtonian synovial fluid [22] in a thin-film gap between two porous-permeable hydrated soft tissues has many formidable theoretical difficulties [1]. These unresolved difficulties have led to speculations, and incomplete and sometime wrong theories on how fluid-film lubrication may be formed in diarthrodial joints, e.g., hydrodynamic [4, 10], weeping-interstitial fluid flow out of cartilage [13], boosted-filtration flow into cartilage [15], squeeze-film—no flow in cartilage [16], elasto- and micro-elastohydrodynamic—no flow in cartilage [19]. One problem has been solved by two groups utilizing an identical squeeze-film formulation of a thin viscous fluid layer between an impermeable rigid spherical indenter and a biphasic layer of cartilage [31, 32], though somewhat surprisingly different conclusions were reached. To date, no problems addressing fluid-film lubrication in a configuration modelling diarthrodial joints with two layers of articular cartilage with different bi-phasic properties, non-Newtonian synovial fluid properties, precise anatomic forms, and physiologic loading conditions have been solved. Even after the significant progress made over the past 20 years, these problems remain major challenges in biomechanics and biomedical research.

動物の関節の潤滑理論

関節潤滑における滑液やその成分の役割を明らかにするために、多くの摩擦に関する実験が実施されてきた[12-17]。

軟骨や滑液の変形や流動の特性は、荷重条件関節の解剖学的形態によって著しく異なるため、このような実験を行うことは困難であった[1]。

さらに、2つの多孔質浸透性水和軟部組織間の薄い膜の間隙における非ニュートン性の滑膜流体[22]の流れの研究には、多くの破格な理論的困難が存在する。

これらの未解決の問題は、流体力学的 [4, 10]、軟骨からのウィーピング間質液流出 [13]、軟骨への押し上げによる流出 [15]、軟骨内のスクイズフィルム流出なし [16]、軟骨内の弾性および微細弾性流出なし [19] など、二関節性関節においてどのように液膜潤滑を形成することができるかの推測や不完全で時に誤った理論へと導いてきた。ある問題は、不浸透性の硬い球状圧子と軟骨の二相性層の間に薄い粘性流体層を設けると同一のスクイズフィルム定式化を利用した2つのグループによって解決されているが [31, 32]、やや驚くことに異なる結論が導き出されている。

ある問題は、不浸透性の硬い球状圧子と軟骨の二相性層[31,32]の間に薄い粘性流体層を設けるという同一のスクイズ膜用いた 2 つのグループによって解決されているが、やや驚くべきことに、異なった結論に達している。

現在まで、二相性特性、非ニュートン滑液特性、正確な解剖学的形状、生理的負荷条件などが異なっている 2 層の関節軟骨を持つ、二分関節をモデルとした構成による流体膜潤滑を扱う問題は解決されていない。過去 20 年間に大きな進歩があったにもかかわらず、これらの問題はバイオメカニクスと生物医学研究の大きな課題となっている。

非ニュートン流体：（英: Non-Newtonian fluid）は、流れの剪断応力（接線応力）と流れの速度勾配（ずり速度、剪断速度）の関係が線形ではない粘性の性質を持つ流体のこと。 ニュートン流体に当てはまらない流体の総称を指す。

Boundary lubrication experiments were undertaken to examine the molecular aspects of synovial fluid lubrication [21]. In these studies, synovial fluid was treated with various degradative enzymes to digest the proteins and hyaluronate chains and/or passed through fine-pore filters with various pore sizes to eliminate these macromolecules from the fluid. The components from the separation procedure were subsequently tested for their ability to reduce friction. From these studies, a glycoprotein was found which acts as an effective boundary lubricant. Also, it was found that the lubrication properties of synovial fluid treated with hyaluronidase differed from un-treated synovial fluid. These two results suggest that a mixed lubrication process might occur within joints where the non-Newtonian fluid plays a role in fluid-film lubrication and the lubricating glycoprotein plays a role in boundary lubrication. Since our joints operate at high loads and slow speeds, it is unlikely that a sufficiently thick fluid film can be generated by any of the classical fluid-film lubrication mechanisms (e.g., hydrodynamic, or elasto-hydrodynamic modes) to permit appreciable load carrying capacity. The literature does argue that the extremely low coefficient of friction prohibits ruling out fluid-film lubrication. How fluid-film lubrication can be achieved in a diarthrodial joint is still an issue that needs to be resolved.

境界潤滑実験が、滑液潤滑の分子的側面を調べるために行われた[21]。

これらの研究では、滑液は、さまざまなタンパク質とヒアルロン酸鎖を消化する分解酵素で処理され、あるいは、これらの高分子を流体から除去するためにさまざまな細孔サイズの微細孔フィルターに通された。

続いて、分離手順で得られた成分について、摩擦を低減させる能力をテストした。

これらの研究から、効果的な境界潤滑剤として機能する物質として糖タンパク質が見つかった。

また、ヒアルロニダーゼ（ヒアルロン酸を分解する酵素）で処理された滑液の潤滑特性は、未処理の滑液とは異なることが見出された。

この 2 つの結果から、関節内では、非ニュートン流体が流体膜潤滑の役割を果たし、潤滑性糖タンパク質が境界潤滑の役割を果たすという、混合潤滑過程が起こっている可能性が示唆された。

我々の関節は高負荷と低速度で作動するので、かなりの負荷容量を許容するために、十分に厚い流体膜が、従来の流体潤滑メカニズム（流体力学モードや弾性流体力学モードなど）によって実現される可能性はほとんどない。

文献では、非常に低い摩擦係数は流体潤滑を排除することができないと主張している。

二分関節で、流体膜潤滑がどのように獲得されるのか、依然として解決される必要のある問題である。

境界潤滑、混合潤滑、液体潤滑とスライベック線図

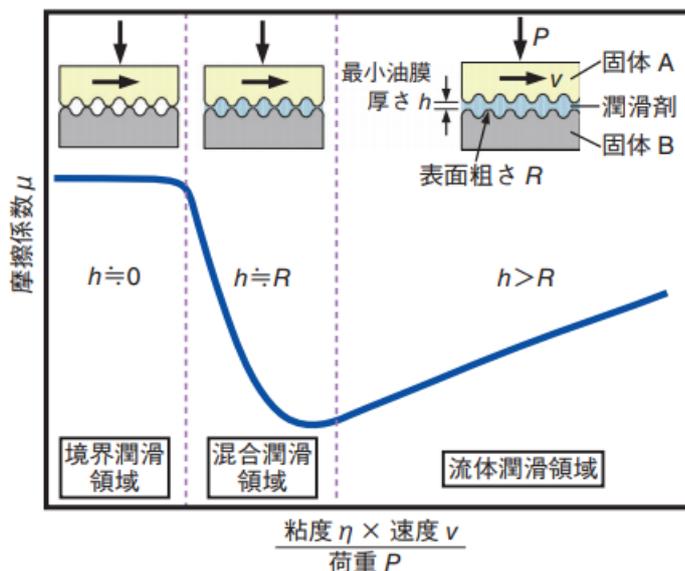


図 13 ストライベック線図

(精密工学会誌/Journal of the Japan Society for Precision Engineering Vol. 81, No. 7, 2015)

※ストライベック線図について

- ①荷重 (W) : 荷重が大きいと流体潤滑になりにくい。
- ②速度 (V) : 速度が速いと流体潤滑になりやすい。ただし速すぎると摩擦係数が増大する。
- ③粘度 (η) : 粘度が高いと流体潤滑になりやすい。ただし高すぎると流体と固体接触面の抵 (摩擦力) が大きくなる摩擦係数が増大する。

混合潤滑とは、接触面において境界潤滑と流体潤滑の両方が生じている状態のことをいう。

non-Newtonian fluid 非ニュートン流体。ニュートンの粘性法則に従わない流体。

ニュートンの粘性法則とは、面積が十分に広い 2 枚の平流れのせん断応力 (接線応力) と流れの速度勾配 (ずり速度、せん断速度) が比例した粘性の性質を持つ流体のこと。

非ニュートン流体は、流れの剪断応力 (接線応力) と流れの速度勾配 (ずり速度、剪断速度) の関係が線形ではない粘性の性質を持つ流体のこと。 (日本バイオレオロジー学会誌 (B & R) 第 18 巻 第 1 号 200)

Wear of Articular Cartilage. It is estimated that a human knee or hip joint may experience one million cycles of loading per year. These high cyclical stresses and strains may cause fatigue micro-cracks on the articular surface or within the bulk material, and these may grow and accumulate into microscopically observable damages to the articular surface. Figure 3(a) is a scanning electron micrograph (SEM) showing a micro-crack on the surface of human cartilage removed during surgery. Collagen fibers spanning the crack tips are clearly visible. It is likely that the collagen fibers at the articular surface serve as crack arresters. Micro-cracks can be formed within cartilage. These micro-cracks can coalesce, eventually causing delamination of the surface membrane from cartilage. Figure 3(b) is a SEM showing a surface layer being removed from the surface of a human hip joint cartilage. In time, if the rate of damage exceeds the rate at which the cells can repair the tissue, an accumulation of such damages could lead to tissue failure [1,2]. Thus the fundamental difference between wear of a biological material such as cartilage in vivo and wear of an engineering bearing is that in the biological system, there is a balance of mechanical attrition and biological repair.

関節軟骨の摩耗

人間の膝または股関節は、年間 100 万サイクルの荷重を受ける可能性があるとして推定される。

これらの高い周期的な圧迫および負荷は、関節面またはバルク材料内に疲労微小亀裂を引き起こす可能性があり、そしてこれらは関節面に顕微鏡で観察可能な損傷に成長し蓄積する可能性がある。

図 3(a) は、手術中に除去されたヒト軟骨の表面の微小亀裂を示す走査型電子顕微鏡写真 (SEM) である。

亀裂の先端にまたがるコラーゲン繊維がはっきりと見える。

関節面のコラーゲン繊維が亀裂防止剤として機能しているようである。

微小亀裂は軟骨内に形成される可能性がある。

これらの微小亀裂は合体し、最終的に軟骨からの表面膜の剥離を引き起こす。

図 3(b) は、ヒト股関節軟骨の表面から表層を除去した状態を示す SEM である。やがて、損傷の速度が細胞組織を修復できる速度を超える場合、そのような損傷の蓄積は組織の障害につながる可能性がある。

[1, 2]

したがって、生体内での軟骨などの生物学的材料の摩耗と工学ベアリングの摩耗との根本的な違いは、生物学的システムでは、機械的摩耗と生物学的修復のバランスが取れていることである。

バルク材料 : 医療用材料 やバンカー、ホップ、タンクの充填又は荷あけなどの分野において活用されるキーワード

走査型電子顕微鏡 (SEM) は電子顕微鏡の一種である。電子線を絞って電子ビームとして対象に照射し、対象物から放出される二次電子、反射電子 (後方散乱電子、BSE、透過電子、X 線、カソードルミネッセンス (蛍光)、内部起電力等を検出する事で対象を観察する。通常は二次電子像が利用される。透過電子を利用したものは STEM (走査型透過電子顕微鏡) と呼ばれる。

in vivo (イン・ビボ) : 「生体内で」を意味する用語であり、学術論文などにもしばしば登場する。由来はラテン語。

Wear from cartilage rubbing against cartilage is not the result of adhesive wear since cartilage surfaces do not weld together as do metal surfaces when their micro-asperities come into contact [6, 7, 18]. In some clinical situations, cartilage must articulate against a metal endoprosthesis when one side of a damaged joint is replaced. A study of wear of dead cartilage rubbing against a smooth metal surface has been reported [18]. Loss of collagen from the tissue was used as the indicator of wear rate. It was found that even at moderately high pressures, the wear rates were generally very low ($<0.5 \mu\text{g/hr}$ at 4.62MPa). This low wear rate may be due to the tenacious lubricating glycoprotein serving as the boundary lubricant. However, the mechanisms of this wear process which cause tissue loss are obscure (e.g., delamination?). Finally, as with engineering bearings, chemical events (e.g., corrosion) may be very important. In joints, enzymes such as collagenase and metalloproteinase may cause degradation of cartilage. These enzymatic activities are critical once inflammation sets in and, as with corrosive effects on metallic bearings, they act to accelerate the wear and tear processes in cartilage.

軟骨と軟骨の摩擦による摩耗は、軟骨表面がその微小領域が接触したときに金属表面のように溶接されないため、接着による摩耗とは異なる [6、7、18]。

臨床状況によっては、損傷した関節の片側を置換する際に、軟骨が金属製の人工関節と関節を形成しなければならない。

死滅した軟骨が滑らかな金属表面とこすれ合うことによる摩耗の研究が報告されている [18]。

組織からのコラーゲンの損失は、摩耗率の指標として使用された。

その結果、中程度の高圧であっても、摩耗速度は一般的に非常に低いことがわかった (4.62MPa で $0.5 \mu\text{g/hr}$ 未満)。

この低い摩耗率は、粘着性のある潤滑性の糖蛋白が境界潤滑として機能したためと考えられる。

しかしながら、組織の損失が起こった、この摩耗の過程のメカニズムは不明である。(例えば膜の剥離のような?)

最後に、工学的ベアリングのような化学的な事象(例えば、腐食作用)は、非常に重要かもしれない。関節において、コラーゲナーゼとマトロプロテアーゼなどの酵素は、軟骨の退廃(劣化)を起こす可能性がある。

これら酵素の活性は、いったん炎症が起きると重要で、金属的ベアリングの腐食性の作用と同様に、これらは軟骨の摩耗と損傷の過程を加速させる作用がある。

コラーゲナーゼ: タンパク質の一種であるコラーゲンを分解する酵素

マトリックスマトロプロテアーゼ: (英: Matrix metalloproteinase, MMP)マトロプロテアーゼ(活性中心に金属イオンが配座しているタンパク質分解酵素の総称)の一群であり MMP の活性中心には亜鉛イオン(Zn^{2+})やカルシウムイオン(Ca^{2+})が含まれる。コラーゲンやプロテオグリカン、エラスチンなどから成る細胞外マトリックスの分解をはじめとし、細胞表面に発現するタンパク質の分解、生理活性物質のプロセッシングなどその作用は多岐にわたる。1962年にジェロム・グロスとチャールズ・ラピエールによりオタマジャクシの変態において尾が吸収される過程に関与する酵素として発見され[1]、1968年にはヒトの皮膚に存在することが示された

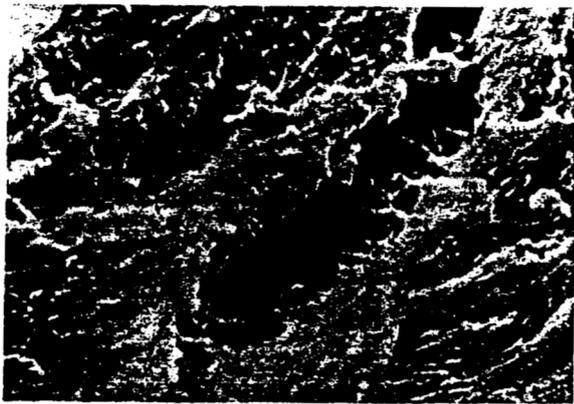


Fig. 3(a) A scanning electron micrograph at X3000 of a osteoarthritic human cartilage removed at surgery showing a micro-crack, (From Mow, V. C., and Soslowsky, L. J., Basic Orthopaedic Biomechanics, V. C. Mow, and W. C. Hayes, eds., Raven Press, New York, 1991, Chapter 6.)

図3(a) 手術時に除去された微小亀裂を示す骨関節炎のヒト軟骨の3000倍での走査型電子顕微鏡写真



Fig.3(b) A scanning electron micrograph at X1000 for a osteoarthritic human hip joint cartilage showing delamination of the superficial tangential zone of the tissue (From Mow, V. C., and Soslowsky, L. J., Basic Orthopaedic Biomechanics, V. C. Mow, and W. C. Hayes, eds., Raven Press, New York, 1991, Chapter 6.)

図3(b) 組織の表面に接する区域の膜の剥離を示す骨関節炎のヒト股関節軟骨の1000倍での走査型電子顕微鏡写真

Joint Mechanics: Contact Areas and Cartilage Stresses

While the discussions above have focused on biotribology, other aspects of joint biomechanics are equally important. Clearly, loading of joints leads to high contact stresses in the supporting joint structures such as cartilage, bone, tendons, and ligaments. High stresses in these tissues, or alterations in the stress patterns resulting from injury or repetitive loading, are believed to be responsible for cumulative tissue damage and OA [2]. Consequently, another major endeavor of the last two decades has focused on determining contact areas and stresses in joints, using experimental methods. Most of these studies dealt with lower-extremity joints, particularly the knee, hip and ankle, although interest in upper-extremity joints (wrist, elbow, and shoulder) is evident in the recent literature. A number of techniques are summarized below, with a particular emphasis on studies of the knee and hip.

関節機構: 接触領域と軟骨応力

上記の議論は生物摩擦学に焦点を合わせてきたが、関節の生体機構の他の側面も同様に重要である。明らかに、関節に負荷がかかると、軟骨、骨、腱、靭帯などの支持関節構造に高い接触応力が発生する。これらの組織の高い応力、または損傷や反復的な負荷に起因するストレスパターンの変化は、累積的な組織損傷と OA の原因であると考えられている [2]。

そのため、過去 20 年間は、実験的な方法を用いて、関節の接触面積と応力を決定することに重点を置いた研究が行われてきた。

これらの研究のほとんどは、下肢の関節、特に膝、股関節、足首を対象としたものであるが、最近の文献では上肢の関節（手首、肘、肩）に対する関心も顕著になっている。以下に、特に膝と股関節の研究に重点を置いて、いくつかの手法を要約する。

Radiographic and Sectioning Techniques. The earliest studies of diarthrodial joint contact were performed radiographically, where "points" of contact were determined. In his 1955 book, Steindler [33] reported on the early radiographic studies dating back to Zupping (1904) [34] on the tibiofemoral joint. Radiographic techniques have also been employed in conjunction with radio-opaque solutions injected into the joint, e.g., Kettelkamp and Jacobs, 1972 [35]; Maquet et al., 1975 [36]. Sectioning techniques have been used to determine joint contact areas. Wiberg (1941) sectioned frozen knee joints to analyze contact in the patellofemoral joint [37]. While this technique can be used for only one joint position, the results reported by Wiberg were in agreement with subsequent studies using other methods.

X線撮影と切片作成技術

関節の接触に関する最初の研究は、X線写真を用いて行われ、接触の「点」が決定された。Steindler [33] は 1955 年に出版した本の中で、Zupping (1904) [34] まで遡って、脛骨・大腿関節に関する初期の X線写真の研究について報告している。

また、X線写真の技術は、関節に注入された放射線不透過性の溶液と組み合わせて使用されてきた（例えば、Kettelkamp と Jacobs, 1972 年 [35] ; Maquet ら 1975 年 [36]）。

関節の接触面積を決定するために、切片作成技術が用いられてきた。

Wiberg (1941) は、膝蓋大腿関節の接触を分析するために凍結した膝関節を切片化した [37]。

この技術は 1 つの関節位置にしか使用できないが、Wiberg が報告した結果は、他の方法を用いた後続の研究と一致していた。

Sectioning Techniques:

従来の組織学的手法は、電子顕微鏡で使用するために 0.2 ミクロンの切片を一貫して切断できるように変更されています。材料は、強いコロジオンと硬質パラフィンに二重に埋め込まれている必要があります。切断するブロックの面を小さくし、ナイフの傾きを正確に調整する必要があります。

埋め込み媒体を部分的または全体的に除去し、電子顕微鏡用のセクションを取り付けるための手順が開発されました。

Dye Staining Techniques. Greenwald and O'Connor (1971) determined contact areas in the hip joint using a dye staining method [38]. In this method, the cartilage surfaces are first allowed to absorb a chemical agent prior to applying a load on the joint. While the joint is loaded, it is exposed to a second liquid chemical agent which reacts with the first agent in cartilage to produce a colored stain in all those regions of the articular surfaces not in contact. Subsequently, the joint is washed with normal saline and the surface is removed to allow viewing of the staining. A similar approach was employed by Goodfellow et al. (1976) [39] for studies of the knee joint and Moran et al. (1985) for studies of the finger joints [40]. Matthews et al. (1977) applied methylene blue on the retropatellar surface prior to loading the joint, and then assessed the size and location of the imprint of the patella on the opposing trochlear surface [41].

染料染色法. Greenwald and O'Connor (1971) は、染料染色法を使用して股関節の接触面積を決定した [38]。

この方法では、軟骨表面に、関節に負荷をかける前に化学薬品を吸収させる。

関節に負荷がかかると、軟骨表面は最初の液体化学薬品にさらされ、接触していない関節面のすべての領域に着色された染みを生成する 2 番目の液体化学薬品にさらされる。

続いて、関節を通常の生理食塩水で洗浄し、表面を除去して染色を観察できるようにする。

同様のアプローチが Goodfellow らによる膝関節の研究で (1976) [39]、Moran らの (1985) 指の関節の研究で採用された [40]。

Matthews ら (1977) は、関節に負荷をかける前に膝蓋骨後面にメチレンブルーを塗布し、次に向かい合う滑車表面上の膝蓋骨の痕跡のサイズと位置を評価した [41]。

Casting Techniques. In this method, a casting material is injected into the joint while still a liquid, either prior or sub-sequent to load application. In the former case, the casting material is squeezed out of the regions of contact, thereby creating holes or translucent regions in the hardened cast. In the latter case, the cast will only contain holes, which correspond to regions where the material could not penetrate. The most common casting materials used are methylmethacrylate and silicone rubber. Probably the earliest casting study was performed by Walker and Hajec (1972) on the tibiofemoral joint [42]. Recently, Yao and Seedhom (1991) introduced the "3S technique," where a silicone oil-carbon black powder suspension is squeezed out from the regions of contact between the joint surfaces following loading [43].

型取り技術

この方法では、荷重を加える前と後に、液体のまま型取りの材料を関節に注入する。

前者の場合、型取りの材料は接触の領域から絞り出され、それによって硬化した型取りに穴または半透明の領域が作成される。

後者の場合、型取りには、材料が浸透できなかった領域に対応する穴のみが含まれるだろう。

使用される最も一般的な型取り材料は、メタクリル酸メチルとシリコーンゴムである。

おそらく最も初期の型取りの研究は、Walker と Hajeck (1972) によって脛骨大腿骨関節で行ったものである。最近、Yao と Seedhom (1991) は、荷重後に関節面間の接触の領域からシリコンオイル-カーボンブラック粉末の懸濁液が絞り出される「3S 技術」を紹介した。

メタクリル酸メチル：メタクリル酸メチル樹脂 (PMMA) 製造するための原料モノマー

メタクリル酸メチルだけを重合させたポリマーがアクリル樹脂の代表例であるメタクリル酸メチル樹脂で、ガラスの代替に用いられるほど透明性の高いプラスチックの代表例である。

シリコンゴム (英: silicone rubber シリコン・ラバー)：シリコン樹脂 (シリコンを主成分とする合成樹脂) のうち、ゴム状 (ラバー状) のもの。

「シリコンゴム」「シリコンラバー」「ケイ素ゴム」とも言われる。耐熱・耐水・耐薬品性に優れている。生体への影響が少なく、前述の特性から体液に触れても変質しにくいいため、医療では弾性材料や繊維材料として利用されており、前者ではバルーンカテーテル、後者では気体透過性が良いことから人工心肺膜としても利用されている。歯科医療などの型取り剤、美容整形手術の充填剤などにも用いられている。

懸濁液 (けんだくえき)：液体中に 0.1~10 μ m 程度の固体微粒子が分散したもの。泥水、墨汁などはその例。長時間放置すると微粒子は沈降するが、安定剤 (墨汁に対するゼラチンなど) を加えると長く懸濁状に保たれる。

Surface Proximity Techniques. Scherrer et al. (1979) introduced a joint contact determination method based on the calculation of the relative proximity of the articular surfaces at various joint positions [44]. In this method, mathematical models of the articular surfaces are created from 3-D surface measurements [45], and the relative positions of these surfaces at various joint angles are measured with a kinematic linkage. Using the kinematic data, the mathematical surfaces are realigned to assume their relative in situ positions, and the distances between the surfaces calculated. All those regions of the opposing surfaces which fall within a prescribed distance from each other are defined as contact areas. A similar analysis was performed by Soslowsky et al. (1992) [26] using close-range stereophotogrammetry (SPG) for surface topography [23-25], and kinematic measurements. Most recently, Kwak et al. (1993) reported on the contact areas and cartilage thickness distribution in greyhound patellae, distal femurs and tibial plateaus using SPG [46]. Figure 4(a) demonstrates the relative position of the patella and distal femoral articular surfaces at 60 and 120 degrees of flexion, while Fig. 4(b) displays the contact areas on the patella at 30, 60, and 90 degrees.

表面近接技術

Scherrer らは (1979) 様々な関節位置での関節表面の相対的な近接性の計算に基づく関節接触決定方法を紹介した [44]。

この方法では、関節表面の数学的モデルが 3D 表面測定から作成され [45]、様々な関節角度でのこれらの表面の相対的位置が運動学的連鎖で測定される。

運動学的データを使用することで、数学的な表面は、その場での相対的な位置を想定して再調整され、表面間の距離が計算される。

対向する表面のうち、互いに所定の距離内にあるすべての領域が接触領域として定義される。

同様の分析が表面地形のための近接ステレオ写真測量 (SPG)、および運動学的測定値の使用により、Soslowsky ら (1992) [26] によって実行された。

最近では、Kwak ら (1993) が SPG を使用して、グレイハウンド (犬) の膝蓋骨、大腿骨遠位部、および脛骨高原における接触面積と軟骨の厚さの分布について報告した [46]。

図 4 (a) は、屈曲 60 度と 120 度での膝蓋骨と大腿骨遠位部関節面の相対位置を示し、図 4 (b) は、30 度、60 度、および 90 度での膝蓋骨の接触領域を示したものである。

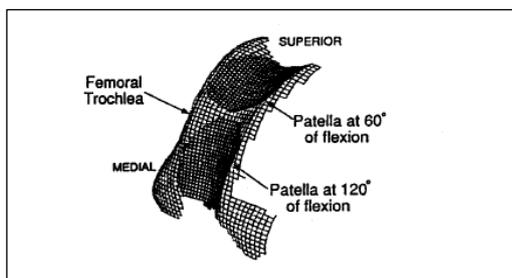
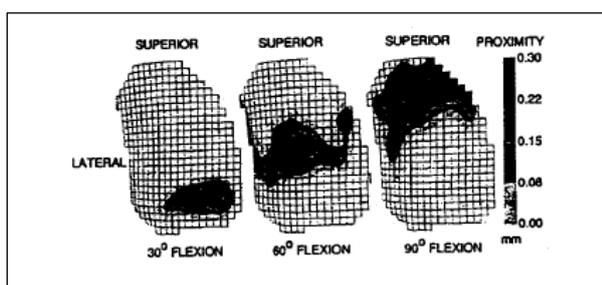


Fig.4(a) Typical configuration of the relative position of the greyhound patella and distal femoral articular surfaces at 60 and 120 degrees of flexion, as obtained with stereophotogrammetry

図 4 (a)：ステレオ写真測量 (SPG) で得られた、屈曲 60 度および 120 度でのグレイハウンド (犬) の膝蓋骨と大腿骨遠位部関節面の相対位置の典型的な構成



Pressure Measurement Techniques. In addition to measuring contact areas, investigators have also been interested in measuring contact stresses or pressures. Ferguson et al. (1979) measured contact stresses in the patellofemoral joint using miniature piezoresistive contact pressure transducers implanted at various locations on the retropatellar cartilage [47]. This type of transducer can be used for measuring transient stress responses at discrete locations in the joint, providing a history of the time-dependent response of cartilage which is known to behave in a viscoelastic manner. Piezoresistive transducers were also used by Brown and Shaw (1983) to look at contact stresses in the hip [48] and on the femoral condyles [49].

圧力測定技術

接触面の測定に加えて、調査者らは接触応力あるいは接触圧の測定にも関心を持ってきた。

Ferguson ら (1979) は、膝蓋骨後方の軟骨上の様々な位置に埋め込まれた小型のピエゾ抵抗接触圧変換器を用いて、膝蓋大腿関節の接触圧を測定した[47]。

この種類の変換器は、関節において分離した位置での一時的な応力の反応の測定に使用することが可能で、粘弾性を示す事で知られている軟骨の時間依存性反応の経過を提供する。

Brown や Shaw (1983) は、ピエゾ抵抗変換器を、股関節[48]や大腿骨顆[49]の接触応力を調べるためにもまた使用していた。

圧力測定は、表面上の流体（液体または気体）によって加えられた力の分析です。圧力は通常、単位表面積あたりの力の単位で測定されます。圧力と真空の測定のために多くの技術が開発されてきました。一体型ユニットで圧力を測定および表示するために使用される機器は、圧力計または圧力計または真空計と呼ばれます。

ピエゾ抵抗圧力センサ (piezoresistive pressure sensor) : ピエゾ抵抗圧力センサの測定素子は、シリコンベースのホイートストンブリッジ回路です。ここに圧力がかかると電気抵抗が変化します。この効果は一般にピエゾ抵抗効果と呼ばれます

Fukubayasi and Kurosawa [50] used pressure sensitive film (by Fuji Film Co., Ltd., Tokyo) to measure contact pressures in the joint directly, by inserting the film between the contacting articular surfaces. This pressure sensitive film consists of two polyester sheets which, when pressed against each other, will produce a red stain whose intensity depends on the applied pressure. As the film is sensitive to humidity, it is generally sandwiched between polyethylene sheets; under such a configuration, the film is approximately 0.2 to 0.3 millimeters thick. To assess the actual pressure from the intensity of the red stain, a calibration procedure is necessary [e.g., 51]. Because of its simplicity, the Fuji pressure-sensitive film has been used extensively; unfortunately not all of it could be referenced here. To mention a few, however, in the area of knee research for example, Huberti and Hayes (1984) used pressure sensitive film to analyze the influence of Q-angle and tendofemoral contact [52] as well as the effects of capsular reconstructive procedures [53] on patellofemoral contact pressures. Similarly, Brown et al., studied contact stress aberrations in the presence of osteochondral defects (1991) [54]; Haut measured patellofemoral contact pressures during impact loading of the knee [55]. A similar technique was employed by Ahmed (1983) who studied pressure distributions on the tibia [56] and the retropatellar surface [57]. Recently, a comparison study of four of the above techniques has been completed (dye staining, silicone rubber casting, Fuji pressure-sensitive film, and SPG) (1993) [58]. It was found that dye staining could over-estimate contact areas while silicone rubber casting tended to underestimate contact areas, particularly in highly congruent articulations; Fuji film and SPG provided very consistent results.

Fukubayasi と Kurosawa (福林と黒澤) [50]は、感圧フィルム（富士フィルム株式会社、東京）を使用して、接触する関節面の間にフィルムを挿入することにより関節の接触圧力を直接測定した。

この感圧フィルムは、2枚のポリエステルシートで構成されており、互いに押し付けると加えられた圧力に依存する強度によって赤い染みが生成される。

フィルムは湿度に敏感であるため、通常はポリエチレンシートで挟まれており；このような構成ではフィルムの厚さは約 0.2~0.3mm である。

赤い染みの強さから実際の圧力を評価するには、校正手順が必要である[例えば 51]。

そのシンプルさから、富士感圧フィルムは広く使われているが；残念ながら、ここですべてを参照できるわけではない。

しかし、いくつか言及すると、たとえば膝の研究の野では Huberti and Hayes (1984) が感圧フィルムを使用して Q 角度と膝蓋大腿接触の影響[52]と、膝蓋大腿接触圧に関する関節包再建手順による影響[53]を解析している。

同様に、Brown らは、骨軟骨欠損の存在下での接触応力異常を研究した (1991) [54]. Haut は、膝の衝撃荷重時の膝蓋大腿接触圧を測定した[55]。

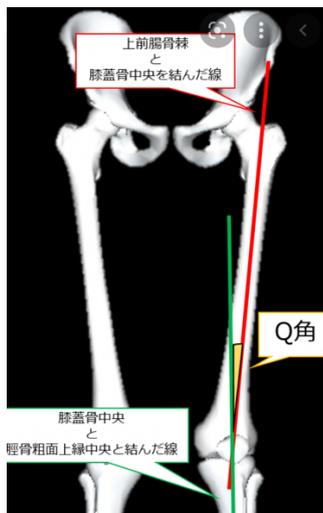
同様の手法が、脛骨[56]と膝蓋後面[57]の圧力分布を研究した Ahmed (1983) によっても採用された。

最近、上記の 4 つの手法（染料染色、シリコーンゴムキャスティング、富士感圧フィルム、SPG）の比較研究が完了した (1993) [58]。

染料の染色は接触面積を過大評価する可能性があるが、シリコーンゴムキャスティングは特に非常に適合する関節において、接触面積を過小評価する傾向がある；富士フィルムと SPG は非常に一貫した結果を提供した。

富士フィルムのプレスケールフィルム：ピーク圧力のスナップショットを通じて 0.006~300 Mpa (約 0.87~43,500 psi) の範囲の圧力を測定する使い捨ての感圧フィルムです。カラースケールを介して圧力プロファイルをキャプチャし、圧力分布を明らかにします。

Q-angle：上前腸骨棘と膝蓋骨中心から結んだ線と脛骨粗面から膝蓋骨中心を結んだ線がなす角であり、脛骨粗面が脛骨上で外方に位置していれば Q-angle は大きくなるといえる。



In vivo measurements of contact areas or pressures in normal human joints have not yet been reported, although one study has employed an instrumented metallic hip endoprosthesis to measure the contact pressures [9]. To date, there appears to be only one study which has reported on measuring compressive strains in hip joint cartilage in situ [59]. It was found that for normal hip joints, compressive strains do not exceed 15 percent.

正常な人体の関節の接触面積または圧の生体内での測定は、まだ報告されていない、ある研究では、接触圧を測定するために装着された股関節の金属人工股関節を使用して接触圧力を測定している[9]。

現在までに、その位置で[59]、股関節軟骨に荷重したひずみを測定した報告が一例だけ見られる。

それによって、正常の股関節における、荷重のひずみは 15%を超えないことが分かった。

in situ (イン・サイチュ)：ラテン語で「その位置において」という意味であり、種々の学問分野で「その場」という意味で用いられている。

Theoretical Analyses of Joint Mechanics. In contrast to experimental studies, few theoretical models of joint contact exist in the literature. Hirsch (1944) proposed to use the Hertz contact theory for contacting elastic spheres to model cartilage indentation [60]. Askew and Mow (1978) analyzed the problem of a stationary parabolically-distributed normal surface traction acting on a layered transversely isotropic elastic medium to assess the function of the stiff surface layer of cartilage [61]. More recently, Eberhardt et al. (1990, 1991) [62, 63] developed a solution for the contact problem of normal and tangential loading of elastic spheres, with either one or two isotropic elastic layers to model cartilage. Using the biphasic model for cartilage [64], Mow and Lai (1980) calculated stresses in a cartilage layer subjected to a moving, parabolically-distributed normal surface traction [65]. The load partition factor between the solid and fluid at the articular surface was used in their parametric analysis. Armstrong (1986) studied the contact problem between a cylinder and an elastic layer resting on a rigid foundation, using a thin layer asymptotic analysis for a compressible (equilibrium response) and incompressible (initial response) material [66]. Most recently, Ateshian et al. (1992, 1993) performed an asymptotic analysis of the contact of two spherical isotropic biphasic layers subjected to a step normal load subsequent to the depletion of the thin lubricant film between the surfaces [67, 68]. The results from this analysis were in agreement with the solution of a squeeze-film problem addressing the initial approach of the surfaces [20]. The results from the studies listed above have demonstrated that considerable differences may be found in cartilage stress predictions depending on the particular cartilage constitutive model being employed, e.g., linear elasticity theory versus linear biphasic theory. Other studies have made use of joint mathematical models which incorporate realistic geometric data, to predict contact areas and stresses in joints; the reader is referred to the studies by Wismans et al. (1980) [70], Blankevoort et al. (1991) [71], and Hirokawa (1991) [72].

関節機構の理論的分析

実験的研究とは対照的に、関節接触の理論モデルは文献にほとんど存在しない。

Hirsch (1944) は、軟骨のくぼみをモデル化するために、弾性の球体の接触に関してヘルツ接触理論を使用することを提案した[60]。

※力が加わった時に凹み、引き伸ばされる時の個体と流体の二相性において、軟骨に掛かる応力をモデル化しようという考え方

Askew と Mow (1978) は、軟骨の硬い表面層の機能を評価するために、層になった横方向に等方性の弾性の媒体に作用する、静止した放物線状に分布した通常表面牽引力が作用する問題を分析した[61]。

より最近では、Eberhardt ら (1990, 1991) [62,63]は、軟骨をモデル化するための 1 つまたは 2 つの等方性弾性層を使用して、弾性球の通常および接線荷重の接触問題の解決策を開発し[64]、軟骨の二相モデルを使用して、Mow と Lai (1980) は、移動する放物線状に分布した通常表面牽引を受ける軟骨層の応力を計算した[65]。

彼らのパラメトリック解析では、関節面での固体と流体の間の荷重分割係数が用いられた。Armstrong (1986) は、圧縮性 (平衡応答) および非圧縮性 (初期応答) 材料の薄層漸近解析を使用して、剛体基礎上に静止した円柱と弾性層との間の接触問題を研究した[66]。

ごく最近、Ateashian ら (1992、1993) は、表面間の薄い潤滑膜の枯渇に続く段階的な通常荷重を受けた、2つの球状等方性二相層の接触の漸近解析を実行した[67,68]。

この分析からの結果は、表面の初期のアプローチに対処するスクイズ膜問題の解決と一致していた[20]。上記の挙げられた研究の結果から、特に軟骨を構成するモデル、たとえば線形弾性理論 対 線形二相性理論の採用によって、それらに依存する軟骨応力予想について重要な相違を見つけることが出来るかもしれない。

他の研究では、関節の接触面積と応力を予測するために、関節の具体的で現実的な幾何学的データである、数学的モデルを使用している；読者は、Wismans ら (1980) と Blankevoort ら (1991)、Hirokawa(1991)を参照してほしい[72]。

線形弾性理論 対 線形二相性理論：荷重する量と変形する量→たとえばゴムを引口からとゴムの変形は正比例していくような理論と弾性が失われたときの引くと量と変形は比例しないということ。

ヘルツ接触理論：接触力学の古典派理論であり、エンジニアや研究者にとって非常に便利なツールです。理論の導出は比較的困難ですが、最終的な解決策は、システムの特性を発生した応力に関連付ける一連の単純な解析方程式です。ヘルツ理論は、弾性流体潤滑理論の最初の分析ソリューションを取得するためにもうまく適用されました

パラメトリックとノンパラメトリックの違い：統計検定の関連分野において、パラメトリック (parametric) とノンパラメトリック (nonparametric) という用語がしばしば用いられる。パラメトリックとは母数 (パラメーター) によることを意味し、ノンパラメトリックとは母数 (パラメーター) によらないことを意味する

Finite Element Modeling of Joints

Joint biomechanics problems are characterized by *moving* contacts between two topographically complex soft tissue layers separated by a thin layer of non-Newtonian synovial fluid. Examples of this type of problem include the sliding contact between the humeral head and the glenoid in the shoulder or the patella over the femoral groove in the knee, and the multi-body contact problem between the tibia, femur and menisci. The complexity of such problems requires implementation of sophisticated numerical methods for solutions. The finite element method is ideally suited for obtaining solutions to joint contact problems. Thus far, much of the finite element analysis has been applied to the study of hard tissue structures, often as it relates to prosthetic devices. The focus of our discussion of computational mechanics in this review is on diarthrodial joint analysis.

関節の有限要素モデリング

関節の生体力学的問題は、非ニュートン滑液の薄い層によって分離された、地形的に複雑な 2 つの軟部組織層の間の接触の移動によって特徴付けられる。

このタイプの問題の例には、上腕骨頭と肩の関節窩の間あるいは膝の大腿骨溝上の膝蓋骨との間の滑り接触、および脛骨、大腿骨と半月板の間の多体接触問題が含まれる。

このような問題の複雑性は、解決のための洗練された数値的手段の実装を必要とする。

有限要素法は、関節接触の問題に対する解決を得るのに理想的な方法である。

これまでのところ、有限要素分析の多くは、硬部組織構造の研究に適用されており、多くの場合、人工肢に関連しているものであった。

このレビューでの計算的力学の議論の焦点は、二分関節分析にある。

Joint Contact Analysis. As a consequence of the relative dearth of precise geometric data and material properties, as well as the complexity of a properly formulated joint mechanics problem, few such computational models have been reported. Two-dimensional studies of the tibial-femoral contact problem in the knee [73], and in the hip [74, 75] have been reported. Heegaard (1993) presented a 3-D contact analysis of the knee assuming perfectly lubricated interaction between tissue layer and allowing for large relative motions of the layers [76]. In each of these studies, the soft tissue layers are treated as single phase elastic materials.

関節接触分析

適切に定式化された関節の力学的問題の複雑性と同様に、正確な幾何学的データと材料特性の相対的な欠乏の結果、そのような計算的モデルはほとんど報告されていない。

膝における脛骨と大腿骨の接触問題[73]および股関節[74,75]において 2次元研究が報告されている、Heegaard (1993) は、組織層間の完全に潤滑された相互作用を想定し、そして層間の大きな相対運動を許容する、膝の 3D 接触解析を提示した[76]。

これらの各研究では、軟部組織層は単相弾性材料として扱われる。

Analysis of the Meniscus. The meniscus of the human knee has been studied via finite elements. Initially, axisymmetric toroidal models of the meniscus were developed assuming frictionless contact between the meniscus and deformable femur and tibia and single phase elastic materials [77, 78] or transversely isotropic materials [79]. Aspden (1985) used nonlinear tensile properties in the circumferential direction and linear compressive properties in the cross section (chosen to match the cartilage layer properties) in an axisymmetric model resting on a rigid frictionless tibial surface with loads applied to the femoral surface [80]. Three-dimensional models of the meniscus including contact and single phase material representations allowing for different properties in the circumferential direction have also been reported [81]. An axisymmetric transversely isotropic biphasic model of the meniscus, supported by a frictionless tibial surface and loaded through the femoral surface, has been developed by Spilker et al. [82]. Important insights into meniscal behavior have been obtained from these

models. However, significant effort remains to incorporate the meniscal analyses into a more complete mechanics representation of the three-body contact problem of the knee.

半月板の分析

人の膝の軟骨は、有限要素を用いて研究されてきた。

当初、半月板と変形可能な大腿骨および脛骨と、単相弾性材料[77,78]または横方向に等方性の材料[79]との間の摩擦のない接触を想定した、軟骨の軸対称ドーナツ形モデルが開発された。

Aspden (1985) は、大腿骨表面に荷重を加え、剛性の摩擦のない硬い脛骨表面上に静止している軸対称モデルで、円周方向の非線形張力特性と断面の線形圧縮特性（軟骨層の特性に一致するように選択）を使用した[80]。

円周方向の異なる特性を可能にする、接触および単相材料表現を含む半月板の三次元モデルもまた報告されている[81]。

摩擦のない脛骨表面によって支持され、大腿骨表面を通して負荷がかけられた、半月板の軸対称の横方向に等方性の二相モデルが、Spilkerらによって開発されてきている[82]。

これらのモデルから、半月板の働きに関する重要な洞察が得られている。

しかしながら、膝の3体接触問題のより完全な力学表現に、半月板の分析を組み込むための多大な努力が残っている。

Future Directions in Finite Element Joint Analysis. To tackle the problem of joint analysis, fundamental studies will be needed in the following areas: 1) 3-D finite element analysis of moving contact problems utilizing nonlinear finite deformation biphasic laws for cartilage and non-Newtonian laws for synovial fluid; 2) automated-adaptive methods for the generation and control of 3-D computational models using error estimates and controls which account of the nonlinearities, singularities and boundary layer effects; 3) integration of digital SPG anatomic data with the automated adaptive 3-D mesh generation, and numerical methods for processing the material and geometric data required for the contact analysis; and 4) parallel solution algorithms for the nonlinear time-dependent problems utilizing high-performance computer architectures.

有限要素法による関節解析の今後の方向性

関節分析の問題に取り組むには、以下の分野で基本的な研究が必要である。

1) 軟骨の非線形有限変形二相法則と滑液の非ニュートン法則を利用した、移動接触問題の3次元有限要素解析、(軟骨の運動をどうやって有限要素法の問題に落とし込むか?)

2) 誤差推定および非線形性と特異性および境界層効果を考慮している制御を利用した、3次元計算モデルの作成および制御による自動化適応法(有限要素モデルとして関節をどのようにモデルにするか?)

3) デジタルSPG解剖学的データと自動適応化3次元メッシュ生成との統合および接触解析に必要な材料および幾何学的データの数値処理方法(モデリングしたモデルを実際の軟骨や関節に近づけるためには?)

および 4) 高性能なコンピュータの論理的構造を利用した非線形時間依存問題に対する並列解法。(作成した関節や軟骨の有限要素モデルどうやって速く解くか?(三次元有限要素モデルは高性能PCでも解くのに時間がかかる)

* 関節を分析するという事は、軟骨の問題、滑液の問題、誤差の問題、境界層の問題、幾何学的データの問題、時間の問題を解決する必要がある。

* 有限要素法とは 1), 骨組構造を解析する一般的な構造解析の手法である。連続構造物を有限個の小さな要素に分割し、これを骨組の部材として考え、部材端(節点)において力の平衡条件や適合条件などを用いて、条件式を組立てる。この小さな要素のことを有限要素という。

* メッシュモデルは、頂点、エッジ、面で構成され、多角形表現(三角形と四角形を含む)を使用して3D形状を定義する。複雑な形状をしている3Dモデルに有限要素法を実施する際、ある程度形状を単純化する必要がある、3Dモデルのメッシュ化が必要になる

アルゴリズム(algorithm): ある特定の問題を解いたり、課題を解決したりするための計算手順や処理手順のこと。これを図式化したものがフローチャート

It is widely accepted that the time-dependent response of cartilage can be accurately represented by the biphasic theory derived by Mow et al. (1980) [64]. Under isotonic conditions, this biphasic theory of incompressible solid and fluid phases is appropriate for most applications involving cartilage modeling for infinitesimal or finite deformations. The mathematical problems associated with these studies are therefore posed in terms of partial differential equations (continuity equation for the mixture, momentum equations and diffusive momentum exchange for each phase, and nonlinear constitutive relations), initial and boundary conditions, and interface conditions. These interface conditions now exist for a biphasic surface in contact with a fluid [69], or against an impermeable or permeable solid [20], or against another biphasic surface [67, 68]. Numerical methods are required to solve these non-linear problems, even for relatively simple geometries. To be useful, these solutions will ultimately be needed in real time.

軟骨の時間依存性応答は、Mowら(1980)によって引き出された二相性理論によって正確に表すことができることが広く受け入れられている。

等浸透圧条件下では、非圧縮性の固体相と流体相のこの二相理論は、微小変形または有限変形の軟骨モデリングを含む、ほとんどの応用に適している。

そのため、これらの研究に関連する数学的問題は、偏微分方程式(混合物の連続の方程式、各相の運動量方程式と拡散運動量交換、および非線形構成関係)、初期条件と境界条件、および界面条件の観点から主張される。

これらの界面条件は、流体と接触している二相性表面[69]、または不浸透性または透過性の固体に対して[20]、または別の二相性表面に対して[67, 68]存在している。

これらの非線形問題を解くには、比較的単純な形状であっても、数値計算が必要である。

これらの問題解決を有用にするためには、最終的に即時応答が必要になる。

偏微分方程式：自然科学の分野で流体や重力場、電磁場といった場に関する自然現象を記述することにしばしば用いられる。これらの場というものは例えば、フライトシミュレーションやコンピュータグラフィックス、あるいは天気予報などといったものを扱うために重要な役割を果たす道具である。また、一般相対性理論や量子力学の基本的な方程式も偏微分方程式である。また、経済学においても重要な概念であり、特に金融工学において多用される。

Finite element formulations corresponding to the nonlinear biphasic mixture theory have been developed using alternate approaches which include 2-D applications to both soft tissues and soils, for example, (Prevost (1982), [83]; Suh et al. (1991), [84]; Wayne et al. (1991), [85]; Spilker and Almeida (1992), [86]). Simon and Gaballa (1988), [87] have developed nonlinear finite element formulations for hydrated tissues based on the poroelastic consolidation theory of Biot (1941), [88]. For cartilage, where inertial effects have been neglected, these finite element formulations yield a system of coupled first order differential equations with nonlinear coefficient matrices, whose solution is obtained through incremental and iterative methods. Solution of these equations provides a detailed description of fluid flow, strain, stress and pressure fields within the layer of tissue. Linear 3-D elements [89] and nonlinear 3-D formulations [90] have been presented recently for the biphasic theory. However, full nonlinear 3-D analysis for joints of realistic geometry remains a computationally challenging problem.

非線形二相混合理論に対応する有限要素定式化は、例えば、軟部組織と土壌の両方への 2 次元応用を含む交互アプローチを使用して開発されている (Prevost (1982), [83]; Suh ら (1991), [84]; Wayne ら (1991), [85]; Spilker and Almeida (1992), [86])。

Simon and Gaballa (1988), [87] は、Biot (1941), [88] の多孔質弾性統合理論に基づいて、水和組織の非線形有限要素定式化を開発した。

慣性効果が無視されている軟骨の場合、これらの有限要素定式化により、非線形係数基盤で結合された一次微分方程式のシステムがもたらされ、その解決は漸増法および反復法によって獲得される。

これらの方程式の解明は、組織層内の流体の流れ、ひずみ、応力、圧力場を詳細に記述することができる。最近、二相流の理論に対して、線形 3 次元要素[89]と非線形 3 次元定式化[90]が発表された。

しかしながら、現実的な形状の関節に関する完全な非線形 3 次元解析は、計算的に難解な問題のままである。

一階の微分方程式ということは、一階の導関数が含まれていて、それ以上の階数の導関数を含まない微分方程式ということ。例えば $y' + x y = 1$ $y' + xy = 1$ $y' + xy = 1$ は一階微分方程式。

The moving contact problem between two layers of biphasic tissues will require that contact conditions be incorporated into a finite element formulation. This problem is intrinsically non-linear since the extent of the contact surface at a given level of load or prescribed joint displacement is not known a priori. For elasticity problems, the concept of a contact element, whose degrees of freedom correspond to contact traction, has been successful and has been used recently by Heegaard (1993), [76] in a 3-D elastic contact analysis of the patellofemoral articulation. An analogous approach is being developed by Donzelli and Spilker (1993) for biphasic materials [91].

二相性組織の 2 層間の移動接触問題では、接触条件を有限要素の定式化に組み込む必要がある。

この問題は、与えられた負荷レベルまたは規定の関節変位での接触表面の範囲が事前に分かっていないため、本質的に非線形である。

弾性問題に関しては、自由度が接触牽引力に対応する接触要素の概念が成功し、最近では Heegaard (1993), [76] が膝蓋大腿関節の 3 次元弾性接触解析で使用している。また、Donzelli and Spilker (1993) により、二相性材料に対する類似のアプローチが開発されている[91]。

In order to apply these computational methods to joint mechanics problems, precisely measured anatomic data, e.g., from the SPG method, should be used to construct a 3-D solid model from which an appropriate finite mesh can be constructed and analysis performed. A procedure for using SPG data as the anatomic input for a 3-D finite element biphasic model is under development in our laboratories (Spilker et al. (1993), [92]); a representative example currently under study will help to illustrate the process and level of complexity. The SPG data for a human humeral head consist of the coordinates defining the collection of bilinear patches making up the upper and lower surfaces of the tissue [26]. The Finite Octree mesh generator [93], using newly developed operators to interface with the SPG data, is used to subdivide the domain into 10-node tetrahedral elements, and attributes (boundary conditions) are assigned to the model faces (or portions of those faces). This 3-D biphasic finite element analysis has been performed using a 3-D biphasic mixed-penalty element [89]. For the humeral head problem a relatively coarse mesh (1303 elements, 2463 nodes, 6 unknowns per node) has been constructed with increased refinement in the vicinity of a centrally located, circular shaped, parabolically distributed load on the upper surface. This preliminary study helped to illustrate the magnitude of effort and the essential elements required to develop a 3-D finite element analysis of a diarthrodial joint using the biphasic theory.

これらの計算方法を関節力学の問題に適用するためには、SPG 法などで正確に測定した解剖学的データを用いて 3 次元ソリッドモデルを構築し、そこから適切な有限メッシュを構築して解析を実行する必要がある。SPG データを 3 次元有限要素二相モデルの解剖学的入力として使用する手順は、我々の研究室で開発中である (Spilker ら (1993), [92])。現在研究中の代表的な例を用いて、その過程と複雑さのレベルを説明する。

人の上腕骨頭の SPG データは、組織の上面と下面を構成する双線形の張り付ける収集物を定義する座標で構成されている[26]。

SPG データとのインターフェイスとして新たに開発したオペレータを使用した Finite Octree メッシュジェネレータ [93] を使用して、領域を 10 ノードの四面体要素に細分化し、モデル面（またはそれらの面の一部）に属性（境界条件）を割り当てた

この 3 次元二相性有限要素解析は、3 次元二相性混合ペナルティ要素[89]を用いて実施されている。

上腕骨頭の問題では、比較的粗い複雑な機構（1303 要素、2463 結節点、結節点ごとに 6 つの未知数）が構築され、上面の中央に配置された円形の放物線状に分布した荷重の近くで精度を高めた。

この予備的研究により、二相性理論を用いた二分関節の 3 次元有限要素解析の開発に必要な労力と必要な要素を明らかにすることができた。

ノード：節、結節（点）、節点、交点、中心点、集合点、こぶ、膨らみ、などの意味を持つ英単語。IT の分野では網状構造の構成要素などをこのように呼ぶ

In a contact problem, refined meshes are needed in the vicinity of the contact zone. For biphasic materials, mesh refinement is often required in the vicinity of loading. Thus the mesh generator must have the intelligence to place elements optimally, i.e., using more elements where needed and fewer elements away from critical locations. This process may also be time dependent as the contact zone and/or load change with time. Mesh adaptivity relies on a measure of the error which can be used to identify regions where refinements or coarsenings are needed. Rigorous error measures or reliable error indicators must be defined and proven for the finite element formulation of the nonlinear biphasic equations. Using an error measure based on the distribution of total stress in a biphasic material, Donzelli et al. (1992) have examined several linear 2-D axisymmetric biphasic problems [94]. Figure 5 shows four meshes generated for an axisymmetric representation of the meniscus resting on a lubricated tibial surface and loaded on the full femoral surface by a parabolically-distributed load, and using a transversely isotropic solid phase in the biphasic model. The mesh is automatically refined in a region of high stress gradients and coarsened where stress gradients are less severe [82].

接触問題では、接触部の近傍でメッシュの精緻化が必要となる。

また、二相性材料の場合は、荷重がかかる付近でメッシュの再精緻化が必要になることが多い。

そのため、メッシュの生成においては、必要な場所にはより多くの要素を使用し、重要な場所からはより少ない要素を使用するなど、要素を最適に配置する機能が求められる。

このプロセスは、接触領域や荷重が時間とともに変化するため、時間に依存することもある。

メッシュの適応性は、改良や粗さの調整が、必要な領域を特定するために使用できる誤差の測定に依存している。

非線形二相方程式の有限要素定式化のために、厳密な誤差測定法または信頼できる誤差指標を定義し、証明する必要がある。

Donzelli ら（1992）は、二相性材料の全応力の分布に基づく誤差指標を用いて、いくつかの線形 2 次元軸対称二相性問題を調査した[94]。

図 5 は、半月板が潤滑な脛骨表面に静止し、放物線状に分布した荷重によって大腿骨全面に荷重がかかる軸対称表現で、二相モデルで横等方性固相を使用した場合に生成される 4 つのメッシュを示したものである。

メッシュは、応力勾配が大きい領域では自動的に精密化され、応力勾配が小さい領域では粗くなる[82]。

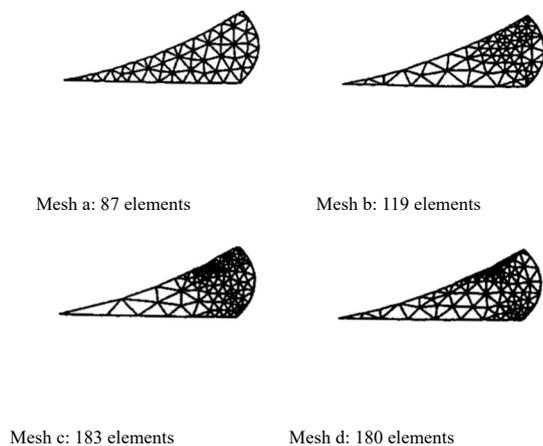


Fig. 5 Four meshes generated for an axisymmetric representation of the meniscus. The mesh refines in a region of high stress gradients and coarsens where stress gradients are less severe [82]

図 5：半月板を軸対称に表現するために生成された 4 つのメッシュ。応力勾配が大きい領域ではメッシュが細くなり、応力勾配が小さい領域では網目が粗くなる。

Conclusion

This brief review of research in diarthrodial joint biomechanics is a testimony to the exciting progress that has taken place in this field over the last few decades, while at the same time it provides a sobering perspective of the complexities of the various mechanisms responsible for the proper functioning of diarthrodial joints. Each of the three areas selected in this review, namely biotribology, joint contact mechanics and finite element modelling of diarthrodial joints present major challenges that need to be addressed in future research.

結語

二分関節バイオメカニクスに関するこの簡単なレビューは、過去数十年にわたりこの分野で行われてきたエ刺激的な進歩の証であると同時に、二分関節が適切に機能するための様々なメカニズムの複雑さについて、冷静な視点を与えてくれるものである。本総説で取り上げた3つの分野、すなわち、生体分子生物学、関節接触力学、二分関節の有限要素モデリングは、それぞれ今後の研究において取り組むべき大きな課題を提示している。

※関節の水腫の状態は、関節面を離すことになり重くなる。注射で液体を抜くと、その重さが軽くなることはある。

Acknowledgment

This work was sponsored by a Bristol-Myers Squibbs/Zimmer Center of Excellence Award for Orthopaedic Research (Columbia University: VCM), a Whitaker Foundation grant (Columbia University: GAA), and a Surdna Foundation grant (Rensselaer: RLS).

References

1. Mow, V. C., Ratcliffe, A., and Poole, A. R., "Cartilage and Diarthrodial Joints as Paradigms for Hierarchical Materials and Structures," *Biomaterials*, vol. 13, 1992, pp. 67-97.
2. Howell, D. S., Treadwell, B. V., and Trippel, S. B., "Etiopathogenesis of Osteoarthritis," *Osteoarthritis: Diagnosis and Medical/Surgical Management*, R. W. Moskowitz, et al., eds., Saunders, Philadelphia, Chap. 9, 1992.
3. Mow, V. C., Ratcliffe, A., and Woo, S. L-Y., *Biomechanics of Diarthrodial Joints*, Springer-Verlag, New York, Vol. 1 & 2, 1990.
4. Reynolds, O., "On the Theory of Lubrication and its Application to Mr. Beauchamp Tower's Experiment, Including an Experimental Determination of the Viscosity of Olive Oil," *Phil. Trans. Roy. Soc.*, Vol. 177, 1886, pp. 157-234.
5. Dowson, D., and Higginson, G. R., *Elastohydrodynamic Lubrication*, Pergamon Press, Oxford, UK, 1977.
6. Bowden, F. P., and Tabor, D., *The Friction and Lubrication of Solids*, Clarendon Press, Oxford, UK, 1964.
7. Peterson, M. B., and Winer, W. B., *Wear Control Handbook*, American Society of Mechanical Engineers, New York, 1980.
8. Paul, J. P., "Force Actions Transmitted by Joints in the Human Body," *Proc. Roy. Soc.*, vol. 192B, 1976, pp. 163-172.
9. Hodge, W. A., Carlson, K. L., Fijan, R. S., Burgess, R. G., Riley, P. O., Harris, W. H., and Mann, R. W., "Contact Pressures from an Instrumented Hip Endoprosthesis," *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 71-A, 1989, pp. 1378-1386.
10. the Glenohumeral Joint: A Biomechanical Study," *J. Orthop. Res.*, Vol. 10, 1992, pp. 524-534.
11. MacConaill, M. A., "The Function of Intra-articular Fibrocartilages, with Special References to the Knee and Inferior Radio-ulnar Joints," *J. Anat.*, Vol. 66, 1932, pp. 210-227.
12. Jones, E. S., "Joint Lubrication," *Lancet*, Vol. 230, 1936, 1043-1044.
13. Charnley, J., "The Lubrication of Animal Joints in Relation to Surgical Reconstruction by Arthroplasty," *Ann. Rheum. Dis.*, Vol. 19, 1960, pp. 10-19.
14. McCutchen, C. W., "The Frictional Properties of Animal Joints," *Wear*, Vol. 5, 1962, pp. 1-17.
15. Linn, F. C., "Lubrication of Animal Joints: II. The Mechanism," *J. Biomechanics*, Vol. 1, 1968, pp. 193-205.
16. Walker, P. S., Dowson, D., Longfield, M., and Wright, V., "Boosted Lubrication in Synovial Joints by Fluid Entrapment and Enrichment," *Ann. Rheum. Dis.*, vol. 27, 1968, pp. 512-520.
17. Unsworth, A., Dowson, D., and Wright, V., "The Frictional Behavior of Human Synovial Joints: I. Natural Joints," *ASME Journal of Lubrication Technology*, vol. 97, 1975, pp. 360-376.
18. Davis, W. H., Jr., Lee, S. L., and Sokoloff, L., "A Proposed Model of Boundary Lubrication by Synovial Fluid: Structuring of Boundary Water," *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 101, 1978, pp. 185-192.
19. Lipshitz, H., and Glimcher, M. J., "In Vitro Studies of the Wear of Articular Cartilage. II. Characteristics of the Wear of Articular Cartilage When Worn Against Stainless Steel Plates having Characterized Surfaces," *Wear*, Vol. 52, 1979, pp. 297-339.
20. Dowson, D., Jin, Z. M., "A Full Solution of the Problem of Microelastohydrodynamic Lubrication of a Stationary Compliant Wavy Layered Surface Firmly Bonded to a Rigid Substrate with Particular Reference to Human Synovial Joints," *J. Engng. Med.*, vol. 206, 1992, pp. 185-193.
21. Hou, J. S., Mow, V. C., Lai, W. M., and Holmes, M. H., "Squeeze Film Lubrication for Articular Cartilage with Synovial Fluid," *J. Biomechanics*, Vol. 25, 1992, pp. 247-259.
22. Swann, D. A., Silver, F. H., Slayter, H. S., Stafford, W., and Showe, E., "The Molecular Structure and Lubricating Activity of Lubricin from Bovine and Human Synovial Fluids," *Biochem. J.*, Vol. 225, 1985, pp. 195-201.
23. Lai, W. M., Kuei, S. C., and Mow, V. C., "Rheological Equations for Synovial Fluids," *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 100, 1978, pp. 169-186.
24. Huiskes, R., Kremers, J., Lange, A. de, Woltring, H. J., Selvik, G., and Rens, Th. J. G., "Analytical Stereophotogrammetric Determination of Three Dimensional Knee-Joint Geometry," *J. Biomechanics*, Vol. 18, 1985, pp. 559-570.
25. Ateshian, G. A., Soslowsky, L. J., and Mow, V. C., "Quantitation of Articular Surface Topography and Cartilage Thickness in Knee Joints Using Stereophotogrammetry," *J. Biomechanics*, Vol. 24, 1991, pp. 761-776.
26. Ateshian, G. A., Rosenwasser, M. P., and Mow, V. C., "Curvature Characteristics and Congruence of the Thumb Carpometacarpal Joint," *J. Biomechanics*, Vol. 25, 1992, pp. 591-608.
27. Soslowsky, L. J., Ffow, E. L., Bigliani, L. U., Pawluk, R. J., Ateshian, G. A., and Mow, V. C., "Quantitation of In Situ Contact Areas at

44. Scherer, P. K., Hillberry, B. M., and Van Sickle, D. C., "Determining the In-Vivo Areas of Contact in the Canine Shoulder," *ASME Journal of Biomechanical Engineering*. Vol. 101, 1979, pp. 271-278.
45. Scherrer, P. K., and Hillberry, B. M., "Piecewise Mathematical Representation of Articular Surfaces." *J. Biomechanics* Vol. 12, 1979, pp. 301-311.
46. Kwak, S. D., Newton, P. M., Setton, L. A., and Grelsamer, R. P., "Cartilage Thickness and Contact Area Determination in the Canine Knee Joint," *Trans. Orthop. Res. Soc.*, vol. 18(2), 1993, pp. 351.
47. Ferguson, A. B., Brown, T. D., Fu, F. H., and Rutkowski, R., "Rebit of Patellofemoral Contact Stress by Anterior Displacement of the Tibial Tubercle," *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 61-A, 1979, pp. 159-166.
48. Brown, T. D., and Shaw, D. T., "In Vivo Contact Stress Distribution in the Natural Human Hip." *J. Biomechanics*, Vol. 16, 1983, pp. 373-384.
49. Brown, T. D., and Shaw, D. T., "In Vitro Contact Stress Distributions on the Femoral Condyles," *J. Orthop. Res.*, Vol. 2, 1984, pp. 190-199.
50. Fukubayashi, T., and Kurosawa, H., "The Contact Area and Pressure Distribution Pattern of the Knee," *Acta Orthop. Scand.*, Vol. 51, 1980, pp. 871-879.
51. Singerman, R. J., Pedersen, D. R., and Brown, T. D., "Quantitation of Pressure-Sensitive Film Using Digital Image Scanning," *Exp. Mech.*, Vol. 27, 1987, pp. 99-103.
52. Huberti, H. H., and Hayes, W. C., "Patellofemoral Contact Pressures," *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 66-A, 1984, pp. 715-724.
53. Huberti, H. H., and Hayes, W. C., "Contact Pressures in Chondromalacia Patellae and the Effects of Capsular Reconstructive Procedures." *J. Orthop. Res.*, vol. 6, 1988, pp. 499-508.
54. Brown, T. D., Pope, D. F., Hale, J. E., Buckwalter, J. A., and Brand, R. A., "Effects of Osteochondral Defect Size on Cartilage Contact Stress," *J. Orthop. Res.*, vol. 9, 1991, pp. 559-567.
55. Haut, R. C., "Contact Pressures in the Patellofemoral Joint During Impact Loading of the Human Flexed Knee," *J. Orthop. Res.*, Vol. 7, 1989, pp. 272-280.
56. Ahmed, A. M., and Burke, D. L., "In-Vitro Measurement of Static Pressure Distribution in Synovial Joints Part I: Tibial Surface of the Knee," *ASME J. Biomech. Engng.*, Vol. 105, 1983, pp. 216-225.
57. Ahmed, A. M., Burke, D. L., and Yu, A., "In-Vitro Measurement of Static Pressure Distribution in Synovial Joints-Part II: Retropatellar Surface," *ASME Journal of Biomechanical Engineering* Vol. 105, 1983, pp. 226-236.
58. Ateshian, G. A., Kwak, S. D., Soslowky, L. J., and Mow, V. C., "A Stereophotogrammetric Method for Determining In Situ Contact Areas in Diarthrodial Joints: A Comparison Study," *J. Biomechanics*, in press, 1993.
59. Armstrong, C. G., Bahrani, A. S., and Gardner, D. L., "In Vitro Measurement of Articular Cartilage Compression in the Intact Hip Joint Under Load," *J. Bone Joint Surg.*, vol. 59-A, 1977, pp. 744-755.
60. Hirsch, C., "A Contribution to the Pathogenesis of Chondromalacia of the Patella," *Acta Chir. Scand. Suppl.*, Vol. 83, 1944, pp. 1-106.
61. Askew, M. J., and Mow, V. C., "The Biomechanical Function Collagen Ultrastructure of Articular Cartilage," *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 100, 1978, pp. 105-115.
62. Eberhardt, A. W., Keer, L. M., Lewis, J. L., and Withoentien, V., "An Analytical Model of Joint Contact," *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 112, 1990, pp. 407-413.
63. Eberhardt, A. W., Lewis, J. L., and Keer, L. M., "Normal Contact of Elastic Spheres with Two Elastic Layers as a Model of Joint Articulation," *ASME JOURNAL OF BIOMECHANICAL ENGINEERING*, Vol. 113, 1991, pp. 410-417.
64. Mow, V. V., Kuei, S. C., Lai, W. M., and Armstrong, C. G., "Biphasic Creep and Stress Relaxation of Articular Cartilage: Theory and Experiment," *ASME JOURNAL OF BIOMECHANICAL ENGINEERING*, Vol. 102, 1980, pp. 73-84.
65. Mow, V. C., and Lai, W. M., "Recent Developments in Synovial Joint Biomechanics," *SIAM Review*, vol. 22, 1980, pp. 275-317.
66. Armstrong, C. G., "An Analysis of the Stresses in a Thin Layer of Articular Cartilage in a Synovial Joint." *Eng. Med.*, Vol. 15, 1986, pp. 55-61.
67. Ateshian, G. A., Lai, W. M., Zhu, W. B., and Mow, V. C., "A Biphasic Model for Contact in Diarthrodial Joints," *ASME Adv. Bioengng.*, Vol. 22, 1992, pp. 191-194.
68. Ateshian, G. A., Lai, W. M., Zhu, W. B., Mow, V. C., "An Asymptotic Solution for Two Contacting Biphasic Cartilage Layers," *J. Biomechanics*, in review, 1993.
69. Hou, J. S., Holmes, M. H., Lai, W. M., and Mow, V. C., "Boundary Conditions at the Cartilage-Synovial Fluid Interface for Joint Lubrication and Theoretical Verifications." *ASME JOURNAL OF BIOMECHANICAL ENGINEERING*, vol. 111, 1989, pp. 78-87.
70. Wismans, J., Veldpaus, F., Janssen, J., Huson, A., and Struben, P., "A Three-Dimensional Mathematical Model of the Knee-Joint," *J. Biomechanics*, vol. 13, 1980, pp. 677-685.
71. Blankevoort, L., Kuiper, J. H., Huiskes, R., and Grootenboer, H. J., "Articular Contact in a Three-Dimensional Model of the Knee," *J. Biomechanics*, vol. 24, 1991, pp. 1019-1031.
72. Hirokawa, S., "Three-Dimensional Mathematical Model Analysis of the patellofemoral Joint," *J. Biomechanics* Vol. 24, pp. 659-671.
73. Anderson, D. D., Brown, T. D., and Radin, E. L., "The Influence of Basal Cartilage on Dynamic Juxta articular Stress Transmission," *Clin. Orthop.*, vol. 286, 1993, pp. 298-307.
74. Brown, T. D., and DiGioia, A. M., "A Contact-Coupled Finite Element Analysis of the Natural Adult Hip." *J. Biomechanics*, Vol. 17, 1984, pp. 437-448.
75. Rappert, D. J., Carter, D. R., and Shurman, D. J., "Contact Finite Element Stress Analyses of the Hip Joint," *J. Orthop. Res.*, Vol. 3, 1985, pp. 435-446.
76. Heegaard, J.-H., Large Slip in Biomechanics: Kinematics and Stress Analysis of the Patello-Femoral Joint," Ph.D. Thesis, Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, Lausanne, 1993.
77. Sauren, A. A. H. J., Huson, A., and Schouten, R. Y., "An Axisymmetric plate Element Analysis of the Mechanical Function of the Meniscus," *Int. J. Sports Med.*, Vol. 5, 1984, pp. 93-95.
78. Sauren, A. A. H. J., Huson, A., and Schouten, R. Y., "An Axisymmetric plate Element Analysis of the Mechanical Function of the Meniscus," *Int. J. Sports Med.*, Vol. 5, 1984, pp. 93-95.
79. Grood, E. S., and Zoghi, M., "An Axisymmetric Finite Element Model of the Meniscus," *ASME Adv. Bioengng.*, New York, 1987, pp. 51-52.
80. Schreppers, G. J. M. A., Sauren, A. A. H. J., and Huson, A., "A Mechanical Model of the Load Transmission in the Tibio-Femoral Contact Area," *Eng. Med.*, vol. 204, 190, pp. 53-59.
81. Aspde, R. M., "A Model for the Function and Failure of the Meniscus," *m. Md.*, vol. 199, 1985, pp. 119-122.
82. Tissakht, M., and Ahmed, A. M., "Effect of Tibial Axial Rotation on Knee Meniscal Stress: A Finite Element Study," *Trans. Orthop. Res.* Vol. 15, 1990, pp. 243.
83. Spilke, R. L., Donzelli, P. S., and Mow, V. C., "A Transversely Isotropic Biphasic Finite Element Model of the Meniscus," *J. Biomechanics*, Vol. 25, 1992, pp. 1027-1045.
84. Prevost, J. H., "Nonlinear Transient Phenomena in Saturated Porous Media," *Comp. Meth. Appl. Mech. Engng.*, Vol. 20, 1982, pp. 3-18.
85. Suh, J. K., Spilker, R. L., and Holmes, M. H., "A Penalty Finite Element analysis for Nonlinear Mechanics of Biphasic Hydrated Soft Tissue under Large Deformation," *Int. J. Num. Meth. in Engng.*, Vol. 32, 1991, pp. 1411-1439.
86. Wayne J. S., Woo, S. L. Y., and Kwan, M. K., "Application of the up Finite Element Method to the Study of Articular Cartilage." *ASME JOURNAL OF BIOMECHANICAL ENGINEERING*, Vol. 113, 1991, pp. 397-403.
87. Spilker, R. L., and Almeida, E. S. D., "A Mixed-Penalty Finite Element Formulation for the Finite Deformation of a Biphasic Continuum with Hyperelastic Solid Phase." *ASME Symposium on Computational Mechanics of Porous Materials and Their Thermal Decomposition*, N. J. Salamon and R. M. Sullivan, eds., New York, 1992, pp. 43-54.
88. Simon, B. R., and Gaballa, M., "Poroeleastic Finite Element Models for the Spinal Motion Segment Including Ionic Swelling," *Computational Methods in Bioengineering*, R. L. Spilker and B. R. Simon, eds., ASME, 1988b.
89. Biot, M. A., "General Theory of Three-Dimensional Consolidation," *J. Appl. Physics*, vol. 12, 1941, pp. 155-164.
90. Vermilyea, M. E., and Spilker, R. L., "Hybrid and Mixed-Penalty Finite Elements for 3D Analysis of Soft Hydrated Tissue," *Int. J. Num. Meth. Engng.*, to appear, 1993.
91. Almeida, E. S., and Spilker, R. L., "Three Dimensional Finite Deformation Analysis of Nonlinear Biphasic Materials by the Mixed-Penalty Finite Element Approach," *ASME Adv. Bioengng.*, to appear, 1993.
92. Donzelli, P. S., and Spilker, R. L., "A Finite Element Formulation for Contact of Biphasic Materials: Evaluation for Plane Problems," *ASME Adv. Bioengng.*, to appear, 1993.
93. Spilker, R. L., Almeida, E. S., Clutz, C., Shephard, M. S., Ateshian, G. A., and Donzelli, P. S., "Three Dimensional Automated Biphasic Finite Element Analysis of Soft Tissues from Stereophotogrammetric Data," *ASME Adv. Bioengng.*, to appear, 1993.
94. Shephard, M. S., and Georges, M. K., "Automatic Three-Dimensional Mesh Generation by the Finite Octree Technique," *Int. J. Num. Meth. Engng.*, vol. 32, 1991, pp. 709-739.
95. Donzelli, P., Spilker, R., Baehmann, P., Niu, Q., and Shephard, M., "Automated Adaptive Analysis of the Biphasic Equations for Soft Tissue Mechanics using a Posteriori Error Indicators." *Int. J. Num. Meth. Engng.*, Vol. 34, 1992, pp. 1015-1033.