

人工股関節のスクイズ膜効果に関する研究

野 口 勉*・落 合 宏**・鵜 飼 隆 好***

Study on Squeeze Effect of Artificial Hip Joint

Tsutomu NOGUCHI, Hiroshi OCHIAI and Takayoshi UKAI

Abstract

Artificial hip joint has become to be widely applied for patients lose joint functions. But the joint has the problems, wear and loosening. In general, shock give rise to a loosening. But it is to regretted that the joint, made of hard materials, has small shock absorbing properties. In order to extend the service life, further studies on squeeze effect and the properties of fluid film between femoral head and acetabular socket in the joint are necessary. In this paper, as the first step, a theoretical method for estimating the buffer characteristics of synovial fluid film is given, which is developed from Elastohydrodynamic Lubrication (EHL) theory. The effect of design condition on the properties was also estimated. As a result of calculation, dissipation energy and the efficiency are good for evaluation of the shock absorbing properties, and femoral head size have a large effect for dissipation efficiency.

Key Words : Numerical Analysis, Biomechanics, Tribology, Artificial Hip Joint, Squeeze Effect, Elastohydrodynamic Lubrication, Shock Absorbing Property, Dissipation Energy.

1. はじめに

変形性股関節症、大腿骨頭壊死、股関節リウマチなどの股関節疾患や外傷性の関節破壊により機能を失った股関節に対して、その機能回復のために現在では図1に示すような人工股関節が広く用いられている。しかし、摺動部の摩耗や摩耗粉の影響による生体骨との界面部における緩み⁽¹⁾など「寿命」の問題から再置換術が必要となったり、あるいは年齢によっては置換術を見合わせるなどがあり、長寿命化が望まれている。そのためには摺動部における摩耗を低減し、同時に緩みを誘発する生体骨界面部への衝撃を緩和させる方法の確立が望まれている。

人工股関節の骨頭臼蓋間での現象に関する研究は、関節液膜形成に関して、骨頭の弾性変形を考慮し弾性流体潤滑理論 (Elastohydrodynamic Lub-

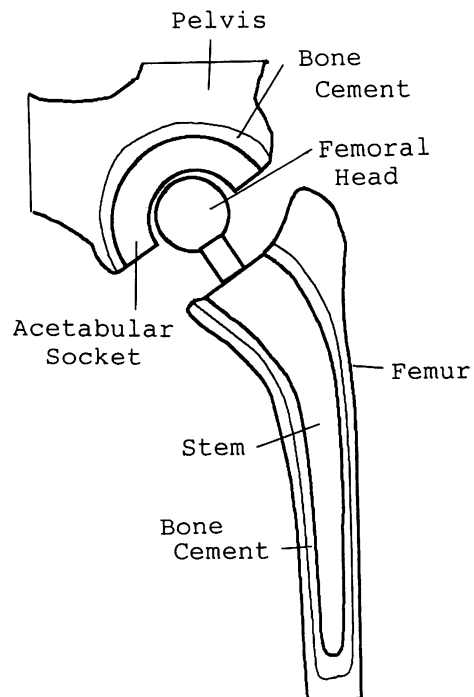


図1 人工股関節の概要

* 助手 機械工学科

** 助手 北海道大学

*** 教授 北海道大学

rication : EHL) により解析した馬淵ら⁽²⁾の研究、骨頭臼蓋間における表面粗さの突起接触と臼蓋の変形を考慮し弾性混合潤滑状態として解析、実験両面から調査している池内ら⁽³⁾の研究がある。また衝撃吸収能に関しては、人工股関節ステムのネック部に衝撃吸収材を用いて衝撃吸収機能を備えた人工股関節の開発をめざしている高久田ら⁽⁴⁾の研究などがある。

人工股関節細部の設計変更は今後も予測されるが形状適合性の点から当面変更されないであろう骨頭臼蓋間の摺動部における衝撃吸収能を調査するために、本研究ではその手始めとして、骨頭と臼蓋が半径差と等しい初期すき間を持つ状態から関節液を介して互いに接近する場合のスクイーズ(絞り膜)作用を潤滑理論により調査し、歩行時の緩衝性能に対する考察を行う。

(記号)

B_w : 体重

C : 初期すき間

$d_e(\theta, t)$: 臼蓋の弾性変形

$e(t)$: 骨頭の変位

e_{max} : 骨頭の最大変位

E : 臼蓋の縦弾性係数

E_d : 消散エネルギー

E_e : 弾性エネルギー

$h(\theta, t)$: すき間

$p(\theta, t)$: 圧力

Q : 流量

R : 骨頭半径

S_t : 臼蓋の厚さ

t : 時間

Δt : 時間きざみ

T : 荷重周期

T_w : 歩行周期

V : 骨頭の接近速度

w_{max} : 最大荷重

$W_w(t)$: 歩行荷重

$W_p(t)$: 関節液の支持荷重

$\varepsilon(t)$: 偏心率

$= e(t) / C$: 剛体の場合

θ : 角座標

η : 緩衝効率

η_d : 消散効率

μ : 関節液の粘度

ν : 臼蓋のポアソン比

2. 解析方法

解析にあたり以下の仮定をおく。

(1) 股関節は球関節で複雑な運動を行うが、骨頭臼蓋双方の中心軸方向の接近運動(スクイーズ運動)のみを考える。

(2) 骨頭と臼蓋は軸対称構造とし、その運動は対称軸に沿うものとする。

(3) 歩行時に加わる関節荷重は三角関数で近似する。

(4) 関節液は非圧縮性ニュートン流体として扱い、流れは層流とし、慣性の影響は無視する。

(5) 関節液の粘度に対する圧力の影響は考慮しない⁽⁵⁾。

(6) 通常、関節腔内は遊脚期においても正圧状態(3 kPa程度)である⁽⁶⁾が、微小のためこれを無視する。

(7) 臼蓋はポリエチレン製であるが完全弾性体として扱う。

2.1 股関節に加わる荷重

センサ付人工骨頭を用いて生体内計測を行ったBergmannらの結果⁽⁷⁾によれば、歩行しているときの股関節の最大荷重は体重の約3倍である。この結果は他の実測例、計算例⁽⁸⁾とも一致するものであり本解析の歩行荷重に採用する。また荷重の時間変動は図2に示したように正弦半波に近似して、 $T = 1$ s、 $T_w = 0.7$ s、 $B_w = 600$ Nおよ

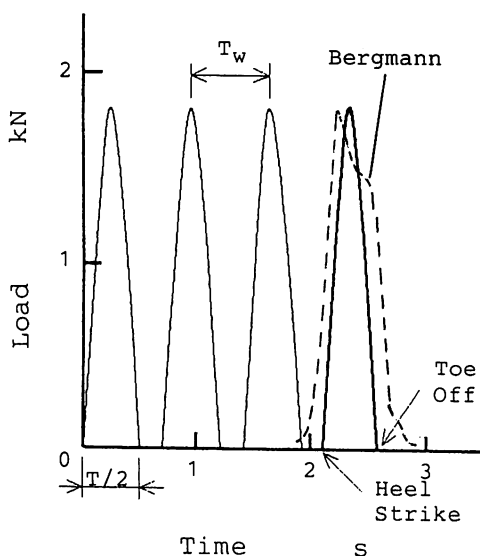


図2 歩行時の股関節荷重

び $w_{max} = 3 B_w$ の股関節荷重とした。

$$W_w(t) = w_{max} \sin(2\pi t/T)$$

$$0 \leq t \leq \frac{T}{2} \quad (1)$$

2.2 スクイーズ作用の基礎式と計算法

図1に示した通り人工股関節の臼蓋と骨頭とは鉛直方向に対して約45°傾斜した状態で設置されるために、式(1)で示した関節荷重は臼蓋中心軸から約45°傾いた方向の球表面に動くが、本研究では図3に示したように、半球状の臼蓋に対して、骨頭が互いの中心軸に沿って速度 V で接近したときの、球座面間に存在する関節液のスクイーズ作用を軸対称問題として考える。

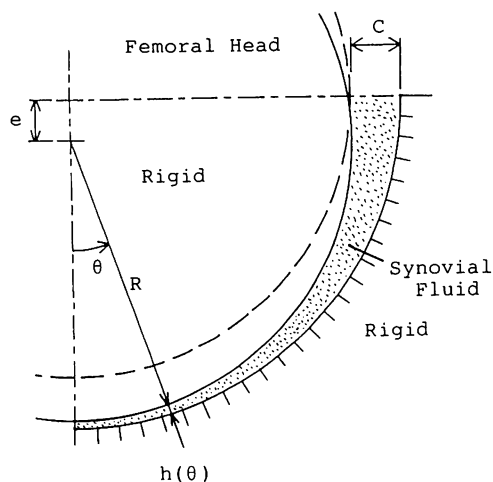


図3 軸対称モデル

図4に示したように、液膜中の一点にある微小部分 $Rd\theta dr$ に働く力の平衡から次式が得られる。

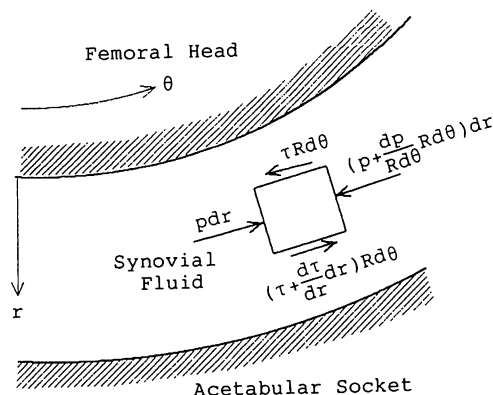


図4 液膜における力の平衡

$$\frac{1}{R} \frac{dp}{d\theta} = \frac{d\tau}{dr}$$

ニュートンの法則

$$\tau = -\mu \frac{du}{dr}$$

から、圧力と流速の関係は次式となる。

$$\frac{1}{R} \frac{dp}{d\theta} = -\mu \frac{\partial^2 u}{\partial r^2}$$

骨頭臼蓋表面において流速が0という境界条件から速度分布は次のようになる。

$$u = \frac{hr - r^2}{2R\mu} \frac{dp}{d\theta}$$

この流速と流路面積から流量が求められる。

$$dQ = u(2\pi R \sin \theta) dr$$

よって臼蓋と骨頭とが接近することによって、そのすき間から押し出される関節液の流量 Q は θ 方向の圧力勾配を用いて次式のように表すことができる。

$$Q = 2\pi R \sin \theta \int_0^h u dr = \frac{2\pi R \sin \theta h^3}{12R\mu} \frac{dp}{d\theta} \quad (2)$$

また、骨頭が速度 V で接近したとき、周方向要素 $R d\Phi$ から押し流される流量 dQ は、図5に

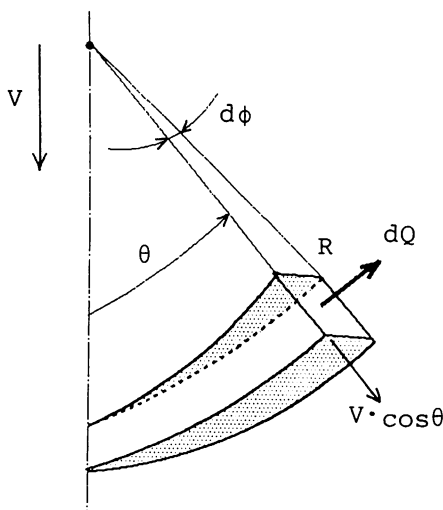


図5 スクイーズ作用による流れ

示す幾何学的関係から次のようになる。ここで Φ は対称軸回りの座標である。

$$dQ = V \sin \theta \frac{R^2 \sin^2 \theta d\Phi}{2}$$

よって、流量 Q には次の関係もある。

$$Q = \int_0^{2\pi} \frac{VR^2 \sin^2 \theta}{2} d\Phi$$

$$= \pi V R^2 \sin^2 \theta \quad (3)$$

上記流量に関する式(2), (3)により次の関係式が導かれる。⁽⁹⁾

$$\frac{dp}{d\theta} = \frac{6 \mu R^2 \sin \theta}{h^3} V \quad (4)$$

式(4)の数値解を求めるために関節液の圧力勾配と骨頭臼蓋の接近速度を次式のとおき差分近似する。

$$\frac{dp}{d\theta} = \frac{p(\theta + \Delta\theta) - p(\theta)}{\Delta\theta} \quad (5)$$

$$V = \frac{de}{dt} = \frac{e(t + \Delta t) - e(t)}{\Delta t} \quad (6)$$

よって、式(4)は次のように書き換えることができる。

$$p(\theta + \Delta\theta) = p(\theta) + \frac{6 \mu R^2 \Delta\theta}{\Delta t} \frac{\{e(t + \Delta t) - e(t)\} \sin \theta}{h^3} \quad (7)$$

ここですき間形状 h は、骨頭臼蓋を剛体と考えた場合、初期すき間と偏心率から次式のように表される。

$$h(\theta, t) = C \{1 - \varepsilon(t) \cos \theta\} \quad (8)$$

しかし通常人工臼蓋には縦弾性係数が1 GPa以下の超高分子量ポリエチレン (UHMWPE) などを用いており、使用中の変形は大きい。またこの変形により関節液が保持される効果も期待される。そのため本研究では、図6に示すように四角形リング要素を用いて臼蓋をモデル化し有限要素解析を行うことで弾性変形を求め、表面の変位量 $d_e(\theta, t)$ を用いてすき間の修正を行った。

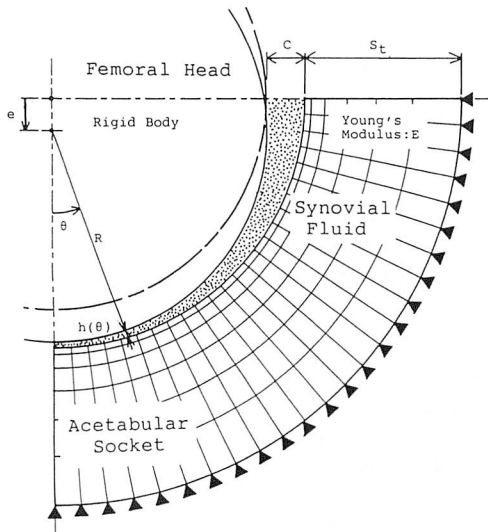


図6 人工臼蓋を要素分割した解析モデル

$$h(\theta, t) = C \{1 - \varepsilon(t) \cos \theta\} + d_e(\theta, t) \quad (8')$$

よって、式(7)に式(8')を代入した次式により圧力分布を求めた。

$$p(\theta + \Delta\theta) = p(\theta) + \frac{6 \mu R^2 \Delta\theta}{\Delta t} \times \frac{\{e(t + \Delta t) - e(t)\} \sin \theta}{[C - e(t) \cos \theta + d_e(\theta, t)]^3} \quad (9)$$

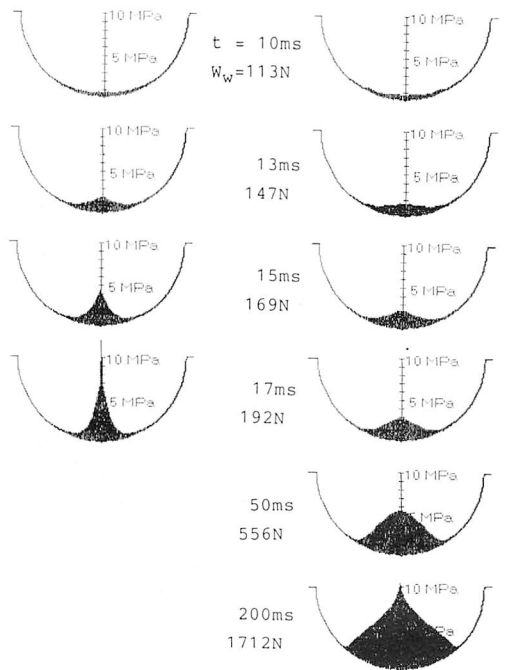
ここで $\theta = 90^\circ$ ，すなわち半球軸受の縁における圧力の境界条件は大気圧とした。

数値計算は差分法と有限要素法とを統一的に扱うプログラムを作成して、各時間に対し式(1)の歩行荷重とつり合うための関節液の圧力を式(9)により求め、その圧力による臼蓋の弾性変形を有限要素法を用いて計算して臼蓋の変形 $d_e(\theta, t)$ が収束するまで繰り返し計算させる方法を用い、時間 t における関節液圧力、すき間、骨頭の変位、臼蓋の変形などを求めた。

3. 結果と考察

3.1 スクイズ作用

骨頭が臼蓋に接近するとき発生する関節液の圧



(a) Rigid Socket

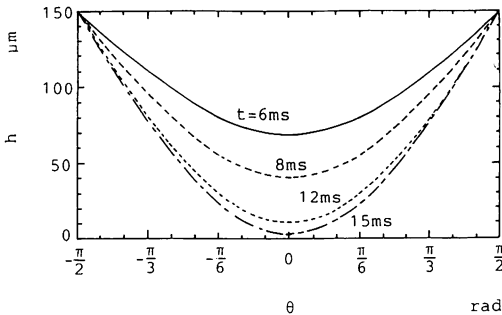
(b) Elastic Socket

図7 圧力分布の推移

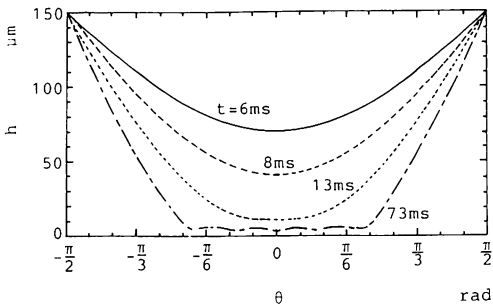
力分布の推移を、臼蓋を剛体とした場合と弾性体とした場合について、それぞれ図7に示した。臼蓋内面から曲率中心に向かうベクトルとして圧力を図示しており、曲率半径を10 MPaの値としている。計算条件は次のとおりである。 $R=14\text{mm}$, $C=0.15\text{mm}$, $\mu=0.015\text{Pa}\cdot\text{s}$ 。弾性体の場合 $S_t=9\text{mm}$, $E=760\text{MPa}$, $\nu=0.35$ とした。

また剛体の場合 $t=19\text{ms}$ ($W_w=214\text{N}$, $e=150\mu\text{m}$), 弾性体の場合 $t=221\text{ms}$ ($W_w=1770\text{N}$, $e=210\mu\text{m}$) で計算が終了しているが、最小すき間は $1\mu\text{m}$ 以下であるため表面粗さを想定した場合「接触」と見なした。

図7から、剛体の場合には圧力が対称軸近傍に集中しており、弾性体の場合には比較的広範囲に分布しているのが分かる。これは弾性変形による液膜の保持効果が作用しているためであり、 $\theta=\pm 40^\circ$ の範囲内で h (液膜厚さ) がほぼ一定になり液膜を保持している様子を図8に示した。図9には歩行荷重 W_w と骨頭の変位 e の関係を示した。 $e=C=150\mu\text{m}$ 付近で線図の傾きが徐々に大きくなっており、スクイーズ膜効果により骨頭-関節液-臼蓋系の圧縮剛性が増している。剛体の場合 $R=11, 20\text{mm}$ の結果も併せて示しており、当然のことであるが $e=C$ で計算が終了している。



(a) Rigid Socket



(b) Elastic Socket

図8 すき間の推移

R が大きくなることにより受圧面が広がる結果、支持荷重が大きく現れる。

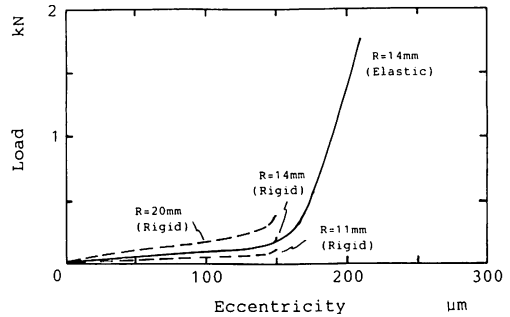
図9 W_w - e 線図

図7, 8, 9からスクイーズ作用の初期段階においては剛体, 弾性体の差異が明らかではなく、圧力が上昇する終期において、スクイーズ膜効果による差が明確になっていることが分かる。

図10, 11は W_w - e 線図に最小膜厚さを併せて示したものであり、計算の条件を図10については $R=21\text{mm}$, $C=50\mu\text{m}$, $\mu=0.02\text{Pa}\cdot\text{s}$, $S_t=9\text{mm}$, $E=2\text{GPa}$, $\nu=0.35$, $w_{\max}=1800\text{N}$ とした場合で、図11は $w_{\max}=600\text{N}$ とした場合である。

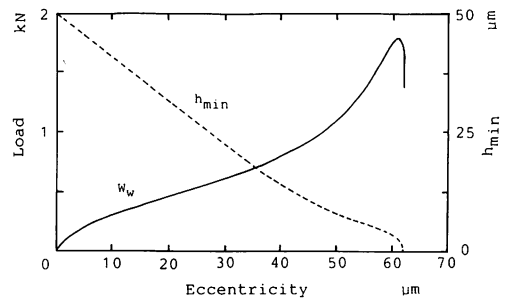
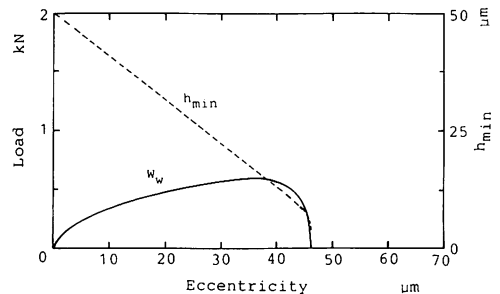
図10 W_w - e 線図図11 W_w - e 線図

図10では最大荷重を越えて約1400 Nで接触している。また、図11は接触を起こさないで一つの荷重サイクルを終えた例である。骨頭の回転運動によるすべりを考慮しなければならないが、これらの結果から条件を適切に選択することにより、接触期間を短縮することができ、低摩耗の摺動部を実現することが可能である。

3. 2 接触後の $W_w - e$ 線図

踵接地 (Heel strike) に始まる立脚期 (Stance phase) において接触が生じる場合、それ以降の荷重の変化に対して現象は弾性混合潤滑状態を経て境界潤滑状態、固体接触状態と推移し、最終的な爪先離れ (Toe off) で無負荷となった時点で弾性変形が回復し、かつ1点で接触した状態となる。その後引き続き遊脚期 (Swing phase) に骨頭と臼蓋間に流体膜が回復し遊脚期終了 (踵接地) 時点で初期状態に復帰すると仮定する。

この1荷重サイクルにおける接触を基準として次の三つの場合を考えた。

- i) 荷重増加過程で接触 (図9)
- ii) 荷重減少過程で接触 (図10)
- iii) 接触しない (図11)

ii) のプロセスに対する概念図を図12に示した。

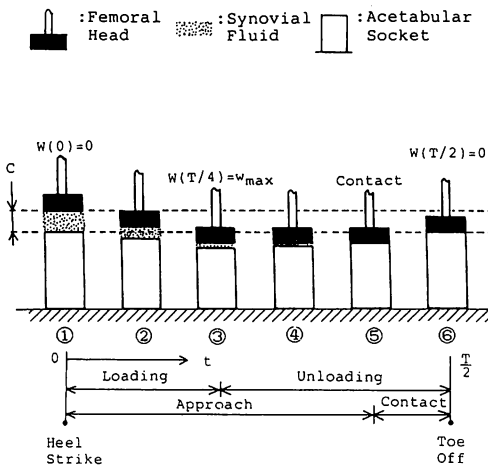


図12 立脚期のプロセスモデル

①～②：骨頭が臼蓋に接近することにより、圧力が増加するため弾性変形を生じる。

③～④：偏心率が大きくなると、すき間に比べて弾性変形が大きく、骨頭は無負荷の臼蓋表面より下方へと変位する。

④～⑤：最大荷重を越えて歩行荷重が小さくなり、弾性変形が回復していく過程で接触を起こす。

⑥：最終的に荷重が取り除かれるため、接触した状態で臼蓋の変形量が0となる。

i) の場合においても、接触時期が最大荷重前になることを除いて同様に考えることができる。

本研究においては、この接触から除荷終了までの間における荷重と変位の関係を図13に示したよ

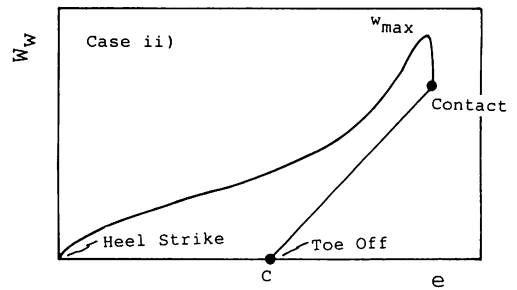


図13 接触後の $W_w - e$ 線図

うに直線で近似する。適合性の高い凹凸2球面同士の接触における荷重－変位関係の非線形性を直線近似することにより弾性ひずみエネルギーは大きく見積もられることになり、消散効率などの過大評価は避けられる。

3. 3 緩衝特性

3. 3. 1 緩衝特性の定義

前述したとおり爪先離れから次の踵接地までに初期状態へ復帰すると考え、骨頭臼蓋間の緩衝特性を緩衝器に準じて考える。図14参照。

$$\text{吸収エネルギー: } E_a = E_d + E_e \quad (10)$$

$$\text{緩衝効率: } \eta = \frac{E_a}{W_{\max} \times e_{\max}} \quad (11)$$

$$\text{消散効率: } \eta_d = \frac{E_d}{E_a} = \frac{E_d}{E_d + E_e} \quad (12)$$

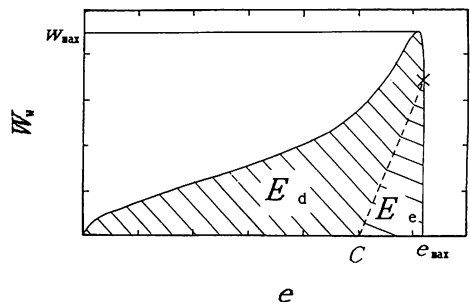


図14 緩衝特性

この荷重サイクルにおける踵接地から爪先離れまでの過程において、 $W_w - e$ 線図に囲まれる面積が消散エネルギーである。

3. 3. 2 特性値の比較

(1) 骨頭半径 R の影響 骨頭半径の差異による緩衝特性の変化を図15に示した。市販されている

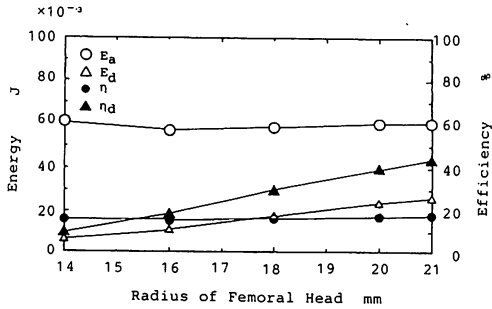


図15 骨頭半径 R の影響

るものは $R=11, 13, 14, 16\text{mm}$ であるが、 21mm と大きなものまで計算した。骨頭半径が大きくなるに従い消散エネルギーと消散効率が増加しているが、吸収エネルギー、緩衝効率に大きな変化はない。骨頭-関節液-臼蓋系は一般の緩衝器と異なり行程が定まっていないから式(10), (11)より明らかなように弾性エネルギーが大きい場合でも吸収エネルギー、緩衝効率が高くなる。したがってこの二つの特性だけで人工股関節の緩衝性能を比較することはできないと考える。一方消散エネルギーはその性質上大きい方が良く、また消散効率は一般的に跳ね返りの少なさを表すものであり、「3. 1」に述べたとおり本研究においては接触の少なさを示すことにもなり、大きい方が良い。

なお、図示した傾向から骨頭半径が小さくなると緩衝性能は低下することが窺える。

(2) 初期すき間 C の影響 式(9)からスクイーズ作用の初期に影響すると考えられる。結果を図16に示したが、 C の小さい方が消散エネルギーと

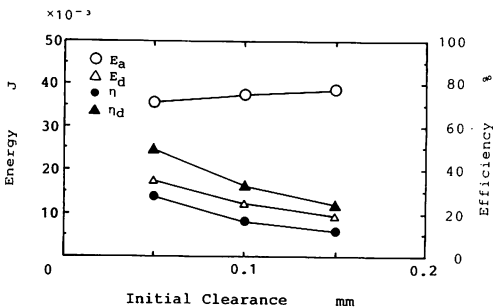


図16 初期すき間 C の影響

効率が大きく現れ、吸収エネルギーについては減少傾向がある。骨頭臼蓋の半径差が小さくなることにより剛性が増すためと考えられる。また接触が生じた場合接触面積が大きくなることから摩擦に対する検討が必要となる。

(3) 臼蓋の縦弾性係数 E の影響 低密度ポリエチレンが 0.2 GPa 程度、骨セメントとして用いられているポリメチルメタクリレートが $2, 3\text{ GPa}$ 程度である。図17から、縦弾性係数を高く

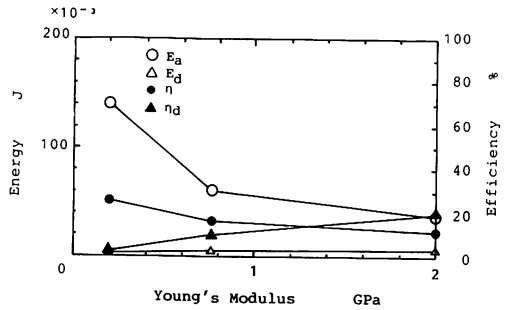


図17 縦弾性係数 E の影響

すると吸収エネルギーと緩衝効率は低下するが、消散効率は増加することが分かる。また消散エネルギーに変化は見られない。 E は、 $d_e(\theta, t)$ として式(9)に含まれており、スクイーズ作用の終盤に影響するものと考えられる。

(4) 臼蓋厚さ S_t の影響 臼蓋の剛性という点から考えると前項と深く関係すると思われるが図18に示したとおり、いずれの特性も大きな変化は

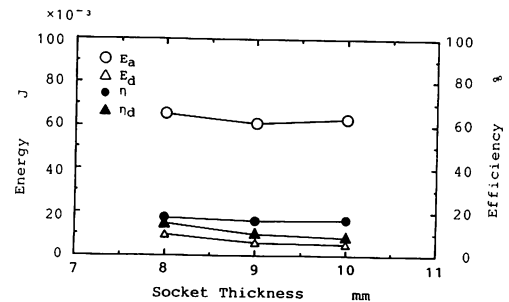


図18 臼蓋厚さ S_t の影響

無い。式(9)から E と同様の影響があると考えられるが今回計算に用いた S_t の範囲は狭く、結果にその影響を表すには至らなかった。生体内空間という制約によって骨頭直径との兼ね合いもあり利用し得る寸法に限度がある。市販のものは 7 mm から 16 mm 程度の範囲である。

(5) 最大荷重 w_{max} の影響 前述の結果をもと

に緩衝特性が高く現れると考えられる条件を設定し、最大荷重 w_{max} を 0.6, 1.8, 3.6 kN とした場合の結果を図19に示した。最大荷重が大きくなる

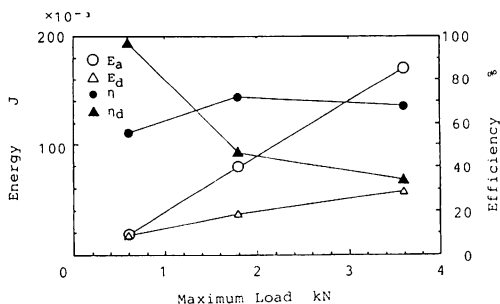


図19 最大荷重 w_{max} の影響

と吸収エネルギー、消散エネルギーが増加、緩衝効率は60%前後を推移し消散効率は減少している。負荷が大きいくほど消散エネルギーは大きくなっているが、同時に臼蓋の変形が大きいため、弾性エネルギーが極端に大きくなり、そのため負荷が大きくなると消散効率が低下する。

以上のことからスクイズ作用に直接影響する骨頭半径 R 、すき間 h としてスクイズ作用の初期に影響を与える初期すき間 C 、同様にスクイズ作用の終盤に影響を与える縦弾性係数 E の3条件における最適な組み合わせを求めることで大きなスクイズ膜効果を発揮し、より高い緩衝性能を期待し得ると考える。

4. ま と め

- (1) 弾性流体潤滑理論に基づき有限要素法と差

分法を統一的に用いることにより、歩行時における人工股関節のスクイズ作用を調べた。

(2) 骨頭臼蓋間の関節液に関する緩衝特性を試算した結果骨頭の寸法を大きくすると、吸収エネルギー、緩衝効率は大きな変化を示さないが、消散エネルギー、消散効率は増加するなど個々の設計条件が緩衝特性に与える影響を把握し得た。

(3) 消散エネルギー、消散効率により人工股関節における緩衝性能を評価すべきことを示した。

(4) 現在多用されている $\phi 22$ の骨頭は、緩衝性能という点では厳しい状態で使用されていることが推測される。

文 献

- (1) 山本 真, 潤滑, 31-11, (1986), 775
- (2) 馬淵清資他, バイオメカニクス, 9, (1988), 127
- (3) 池内健他, 日本機械学会講演論文集No. 920-64, (1992), 123
- (4) 高久田和夫他, 日本機械学会講演論文集No. 920-7, (1992), 147
- (5) 黒田成昭, トライボロジスト Vol. 35 No. 1, (1990), 2
- (6) 伊藤鉄夫, 股関節外科学, 金芳堂, (1991), 113
- (7) G. Bergmann et al., Clinical Implant Materials: Advances in Biomaterials vol.9, (1990). 639
- (8) 文献(6)の135 p
- (9) O. Pinkus et al., Theory of Hydrodynamic Lubrication, (1961), 222, McGraw-Hill

(平成4年11月30日受理)