



第2章 生体潤滑理論

複写・再配布等禁止

トライボロジー
バイオ tribology の定義は「生体内での相対運動下で干渉しあう面および関連
『構造医学の原理』(吉田勤持,エンタプライズ)する諸問題とその臨床応用を対象とする学問および技術をいい」この定義の中で
「臨床応用」の明記が重要な意義をもっているのであり生体内機構の解明は学術
研究だけでは当然達成できず実地応用は不可欠の要素である。

関節構造体には、各々の2面が接触して捻れや往復等の反復性の運動をする部分が存在する。2面が接触している物体に力を加え、静止しているものを動かす際や、現在運動中のものをその状態に維持する時には、外部（筋力や地面からの抗反力）から加えた力に抵抗する力が生じる。運動を継続するには、常にこの抵抗する力より大きな力を作用させねばならない。この抵抗力を摩擦力という（図2-1）。

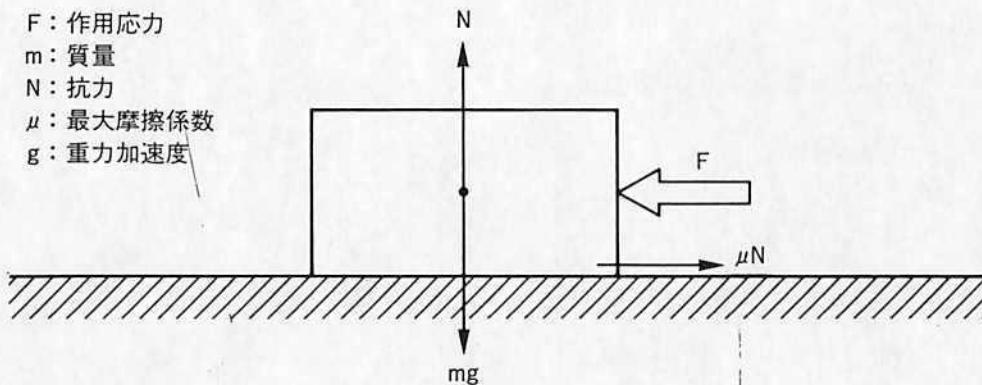


図2-1 物体に作用する摩擦力図

摩擦力は静止状態から運動状態に入る時が最も大きく、これを静止摩擦力といい、運動状態の摩擦力を動摩擦力という。摩擦力は接触面が直接接觸して運動する時は、非常に大きいが、2面の接触間に液体や空気、または粉末、コロイド状物などがあると摩擦力は、著しく減少する。このように、摩擦面に他の物質を供給して摩擦力を減少させることを潤滑といい、そのために供給される物質を潤滑剤という。バイオメカニクスにおいても、関節相互間において摩擦面が存在し、非常に精巧なメカニズムで潤滑されていることは当然である。それは摩擦あるところには必ず摩耗、あるいは運動エネルギーの熱転換が生じ、これによって各所構成体を破壊してしまうからである。故に生物学的関節潤滑は、適性な潤滑によって、摩擦、摩耗、発熱を制御し、局所組織の破壊をくい止め、更にこの関節機能を長期間正常な状態で運行することにあるといえる。

バイオメカニクスによる潤滑の目的は次の3つであり、潤滑剤としての関節滑液の、生化学的、物理学的作用を充分に考慮すべき点が重要であろう。

- 1) 摩擦面の発熱性エネルギー転換による相互面組織破壊の防止



- 2) 摩擦面構成体の摩擦量減少による関節機構精度の維持と、機能寿命の延長
3) 摩擦面の摩擦力減少による活動エネルギーの節約

ここで注意すべきは、上述した生体潤滑が、その局所のみに限局した場合、運動エネルギーが熱転換され、潤滑液のもつ比熱量に比し、局所ではオーバーヒート現象になってしまう。このため、局所潤滑された潤滑液は、限局されないで、次の潤滑液（熱エネルギーを吸収できる液）と、スムーズに交換されなければならない。ここに循環式による潤滑液補充機構の必要性が生じ、更に生化学的、物理的吸熱特性を失った潤滑液は、関節構成体外廃棄、および新産生される必要が出てくるのである。

潤滑液は交換性に循環されており、身体大循環との間に熱交換器を介して、熱エネルギーの移送をシステム化している。次に循環の特性について調べると（表2-1）のようになる。

潤滑の特性	介在関節構成体 (摩擦面への介在物メニスクス等)		備 考
	(-)	(+)	
冷却作用	○	×	循環給液系は効果大
応力分散作用	○	○	高粘度液の方が効果大
洗浄作用	○	×	循環給液系、および低粘度液は効果大
エロージョン防止作用	○	○	間隙不安定性の防止が重要
密封作用	○	○	高粘度液が効果大 高圧液体の低圧側への漏れ防止で関節機能上の油圧機構の保持と外部異物侵入防止作用

表2-1

上記の潤滑特性から生体内においては、高粘度液から低粘度液への物理化学的な潤滑液性状変換が必要に応じて自動的に行われていると考えられる。

摩擦および摩耗

摩耗はその原因から、機械的摩耗、生化学的摩耗、メカノケミカル摩耗の3つに分類される。

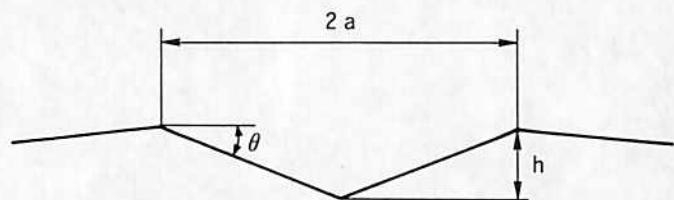
- 1) 機械的摩耗→局所の機械的運動性による
(運動エネルギーの熱変換によるものやキズ等による局所摩擦増大による)
- 2) 生化学的摩耗→局所及び全身の生化学的あるいは化学的作用による。
(感染、免疫失調、薬物)
- 3) メカノケミカル摩耗→機械的作用と化学的作用とが競合して生ずる摩耗をいう。



ここで摩擦面の凹凸は、平面度の不整や、微視的表面荒さから成るが、潤滑作用に支配的影響をもつのは、*荒さ突起の大小よりも突起の鋭さ（先端曲率半径）によるところが大きいことは、摩擦学によりすでに究明されている（図2-2）。

複写・再配布等禁止

円錐状又は
『構造医学の原理』(吉田勤持 エンタプライズ 19) プリズム状突起



(a)



(b) 突起先端がとがっている

突起先端
曲率半径 r の突起

(c)



(d) 突起先端がまるい

h : 突起の高さ
 r : 曲率半径

図2-2 表面あらさのモデル図

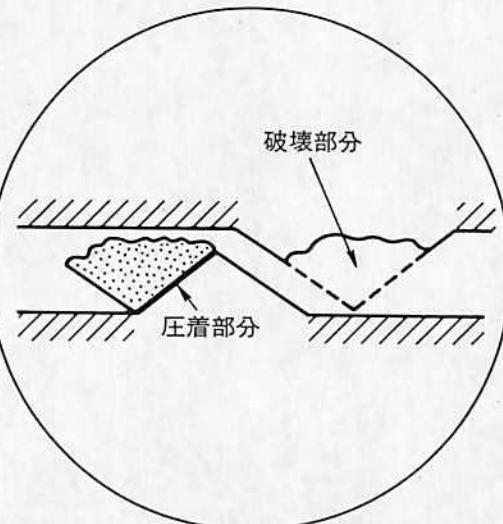
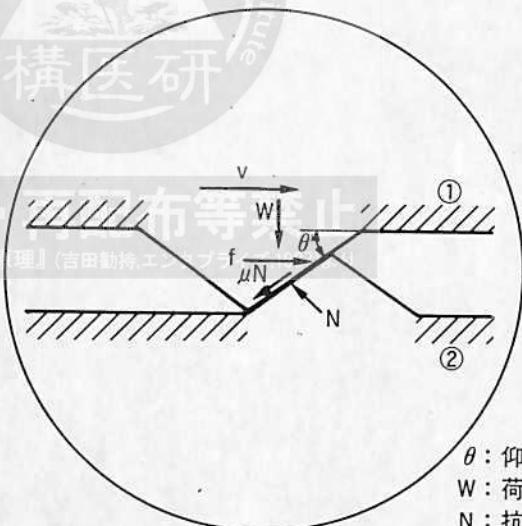
次に機械的摩耗をもつ5つのパターンに分類し概説すると

- (1)許容摩耗→生物学的許容限度内の軽微な摩耗をいい、直接的に有害とは見ないが、臨床的に耐摩耗性を向上させたい予防措置を講じる対象となるもの。
- (2)破断摩耗→荒さ突起が相手面に圧着された状態で運動が強制され、このために圧着荒さ突起面が剪断力により微小破断を生じて遊離したもの（図2-3）。

*現代医学では荒さ突起の大きさを変形といった形で問題にしているため、科学的解析結果が臨床事実と一致していない。

複写・~~再送付等禁止~~

『構造医学の原理』(吉田勤持,エクスプローラー)



θ : 仰角
 W : 荷重
 N : 抗力
 v : ②に対する相対移動速度
 μ : 摩擦係数(最大)
 f : 圧着力

図 2-3 破断摩耗

(3)アブレシブ摩耗→2面の硬さの差が臨界値を超えると、硬い方の荒さ突起が剛性突起となって相手面に喰い込み④切削、⑤ひっかきキズと微小破断(摩耗粉を発生する場合)、⑥ひっかきキズ(摩耗粉を発生しない場合)、のいずれかを生じる。

④切削アブレシブ摩耗は非常に激しい摩耗となり摩耗量が大きいので注意を要する。(図 2-4)。

P : 荷重
 h : 突起の押込み深さ
 F : 突起を相対的に滑らす力
 L : 突起の移動距離
 θ : 仰角

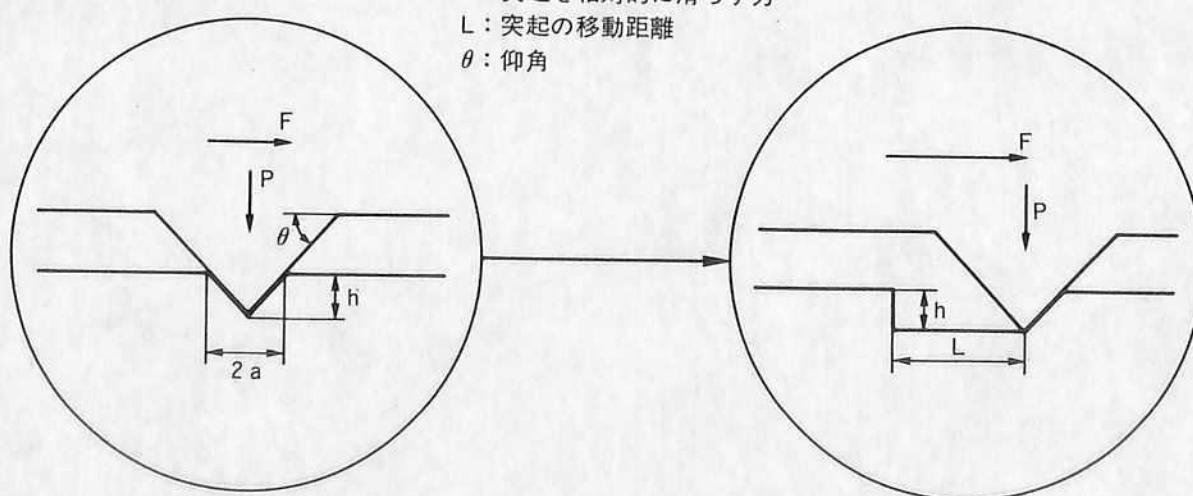


図 2-4 アブレシブ摩耗図(円錐突起)



ここで相対耐摩度という概念があるのだが、これは標準面（条件設定）で摩擦したときの摩耗量の逆数であり、突起に対する側の硬さに相関しており、硬度差が少ないほど摩耗は少なくなる。

複写・再配布等禁止

『構造医学の原理』(吉田勤持, エンタプライズ, 1987)より

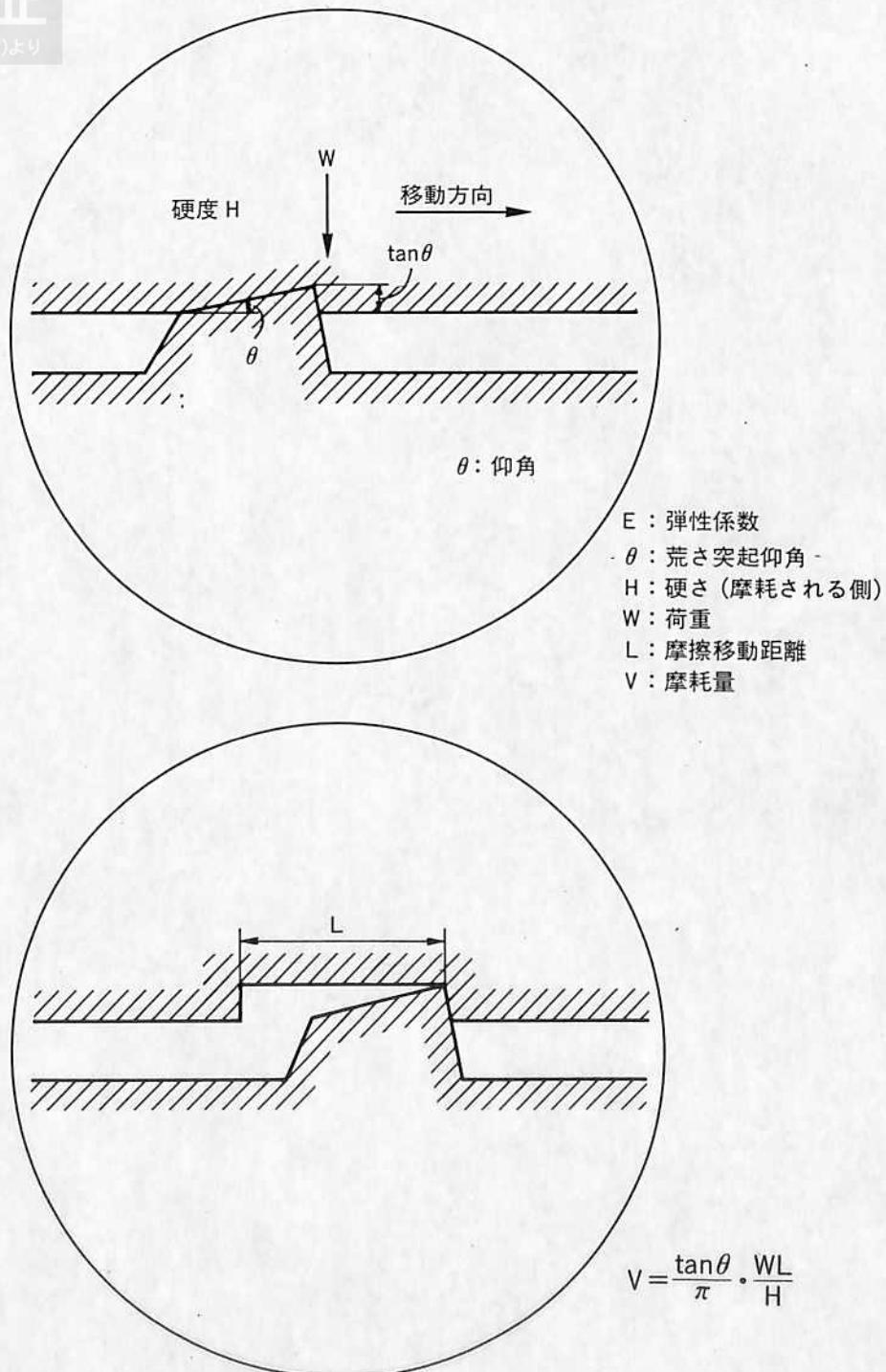


図 2-5 移動距離とアブレシブ摩耗を表す図



摩耗量（体積）Vの理論値は $V = \frac{\tan \theta}{\pi} \cdot \frac{WL}{H}$ であって硬い程摩耗が少なく微小破断型のアプレシブ摩耗における、先端曲率半径rの効果を示すもので、rが大だとhが大でも摩耗を生じにくい（図2-5）（図2-6）。

θ ：荒さ突起仰角 H：硬さ W：荷重

L：摩擦距離 V：摩耗量

複写・再配布等禁

『構造医学の原理』(吉田勤持,エンタプライズ,1987)より

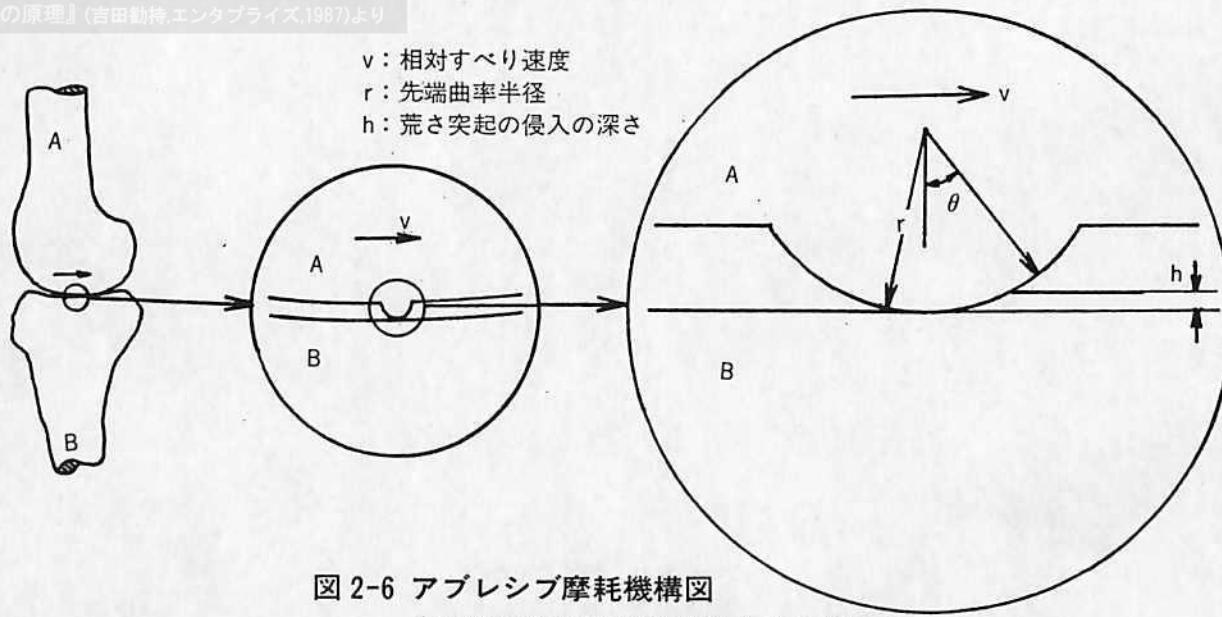


図2-6 アプレシブ摩耗機構図
(先端曲率半径が比較的大きな場合)

アプレシブ摩耗は剛性突起の喰い込みによって生ずるものであり、硬い荒い突起の他、硬質粒子（摩耗粉等）は摩擦面に侵入する個数を減少させることになる。ここで臨床的には関節内骨傷後などに外力によって他動的運動が強制された場合や関節面内骨傷後に不整関節が形成された場合などのごく限られた場合のみにアプレシブ摩耗は生じる。

一般的には、関節損傷後にアプレシブ摩耗を想定した解析をおこなっている様だがこれは日常的には全くあり得ないと思われる。

(4)疲れ摩耗→疲れ応力が摩擦面の表面層に働く時生じる②ピッティングと⑥剝離の二種がある（図2-7）。

(5)エロージョン→各種のものがあるが、バイオトライポロジーで問題となるのは、⑦ゼネラルエロージョン、即ち流体中の固形粒子によって生ずる摩耗と⑧キャビテーションエロージョン、即ち液体中の気泡が衝撃により断熱圧縮を受ける際の高温（300～600°C、気泡が微小ゆえ熱エネルギーは非常に小さい）および高圧（通常は1,000～2,000kg f/cm²程度）によって固体（被体）表面に生ずる微細破壊の累積による虫喰い状の疲れ破損（関節内では、反応性に増殖修復機転が作用し、結果的に局所関節肥大等の原因となる）（図2-8）。

（※注、関節のルーズニングは、キャビテーションを惹起させ易い条件を作る。）



(a)ピッチング

複写・再配布等禁止

『構造医学の原理』(吉田勤持,エンタプライズ,1987)より

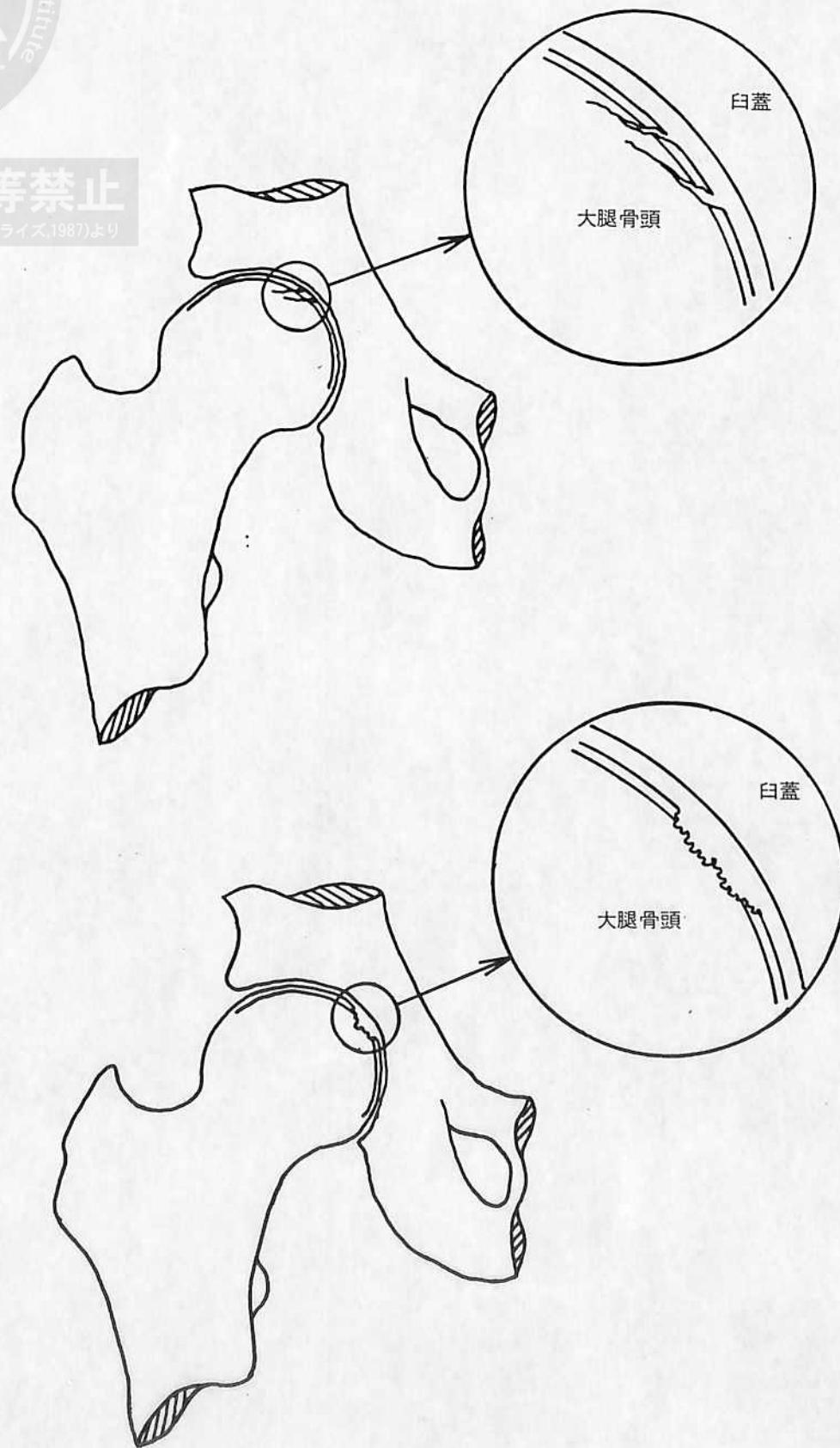
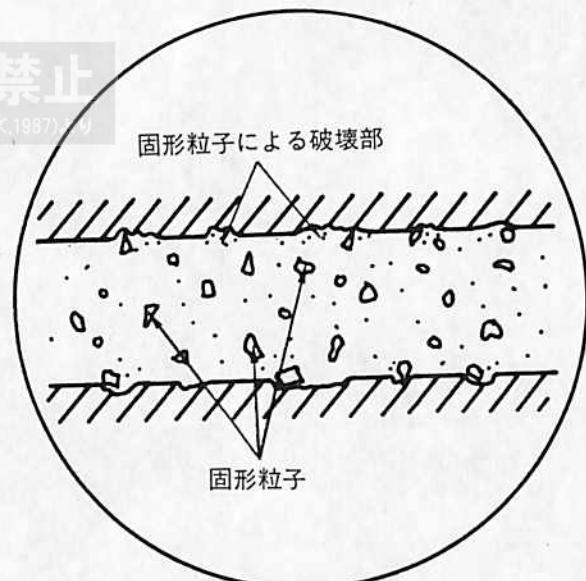


図 2-7 疲れ摩耗図

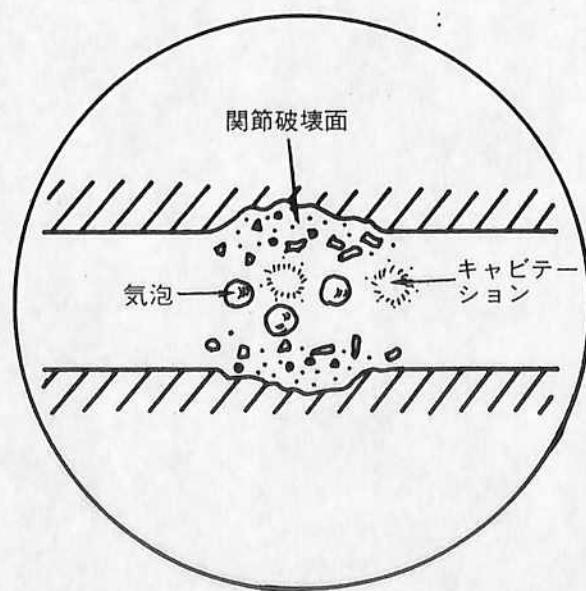


複写・再配布等禁止

『構造医学の原理』(吉田勤持, エンタプライズ 1987) より



© ゼネラル・エロージョン



④ キャビテーション・エロージョン

図 2-8 エロージョン模式図



複写・再配布等禁止

『構造医学の原理』(吉田勤持 エンタプライズ, 1987)より

潤滑について理論的には
 (I)潤滑膜なしの直接接触と
 (II)気相、液相、固相、混合相等の潤滑膜を介して接触を行う間接接触に分かれ、これには摩擦面におけるコンタミナント（汚染物）も含まれ、時としてコンタミナント潤滑膜が重大な関節破壊を防ぐ場合もある（図2-9）。



a) 流れの方向に流路が狭まる、あるいは向かい角の原理による「くさび膜効果（図2-10）」（関節面がラセン形状面であることが多い）

複写・再配布等禁止

『構造医学の原理』(吉田勤持,エンタプライズ,1987)より

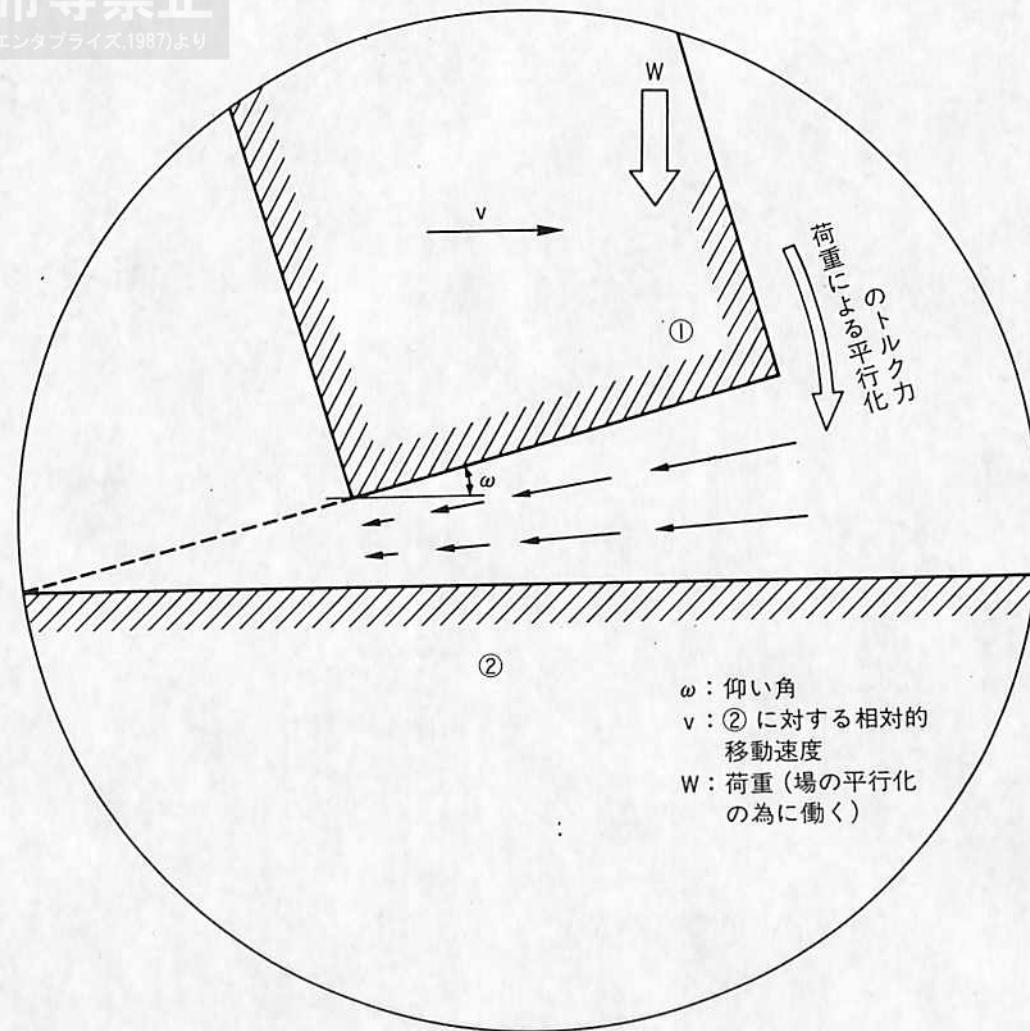


図2-10 くさび膜効果図



b) 二面間隙の近寄りにより生ずる「絞り膜効果（図2-11）」（重力による近接効果など）

複写・再配布等禁止

『構造医学の原理』(吉田勤持 エンタプライズ, 1987)より

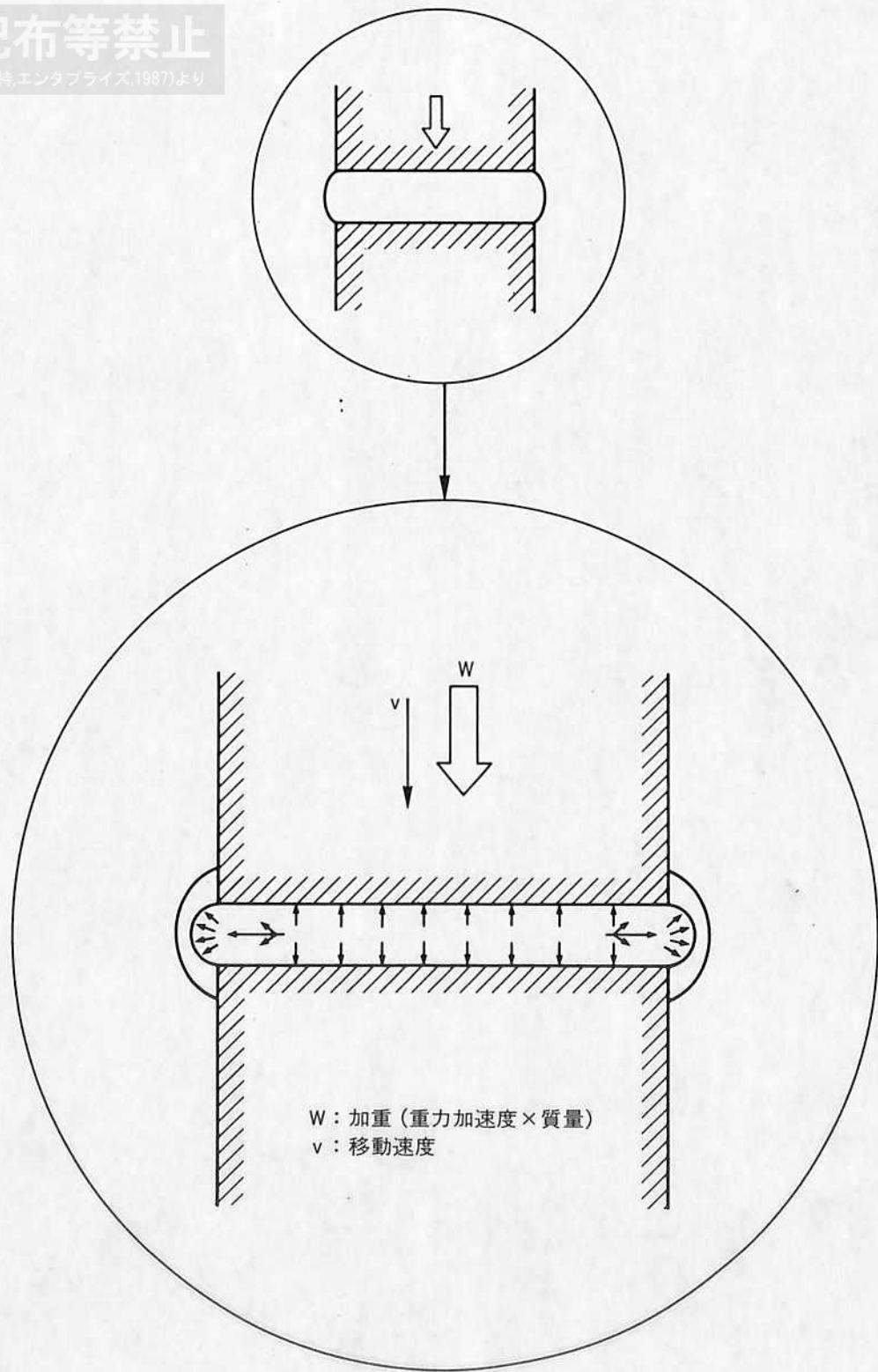


図2-11 絞り膜効果図



c) 流れ方向に前方ほど流速が遅くなることによる「ストレッチ効果（図2-12）」

複写・再配布等禁止

『構造医学の原理』(吉田勤持,エンタプライズ,1987)より

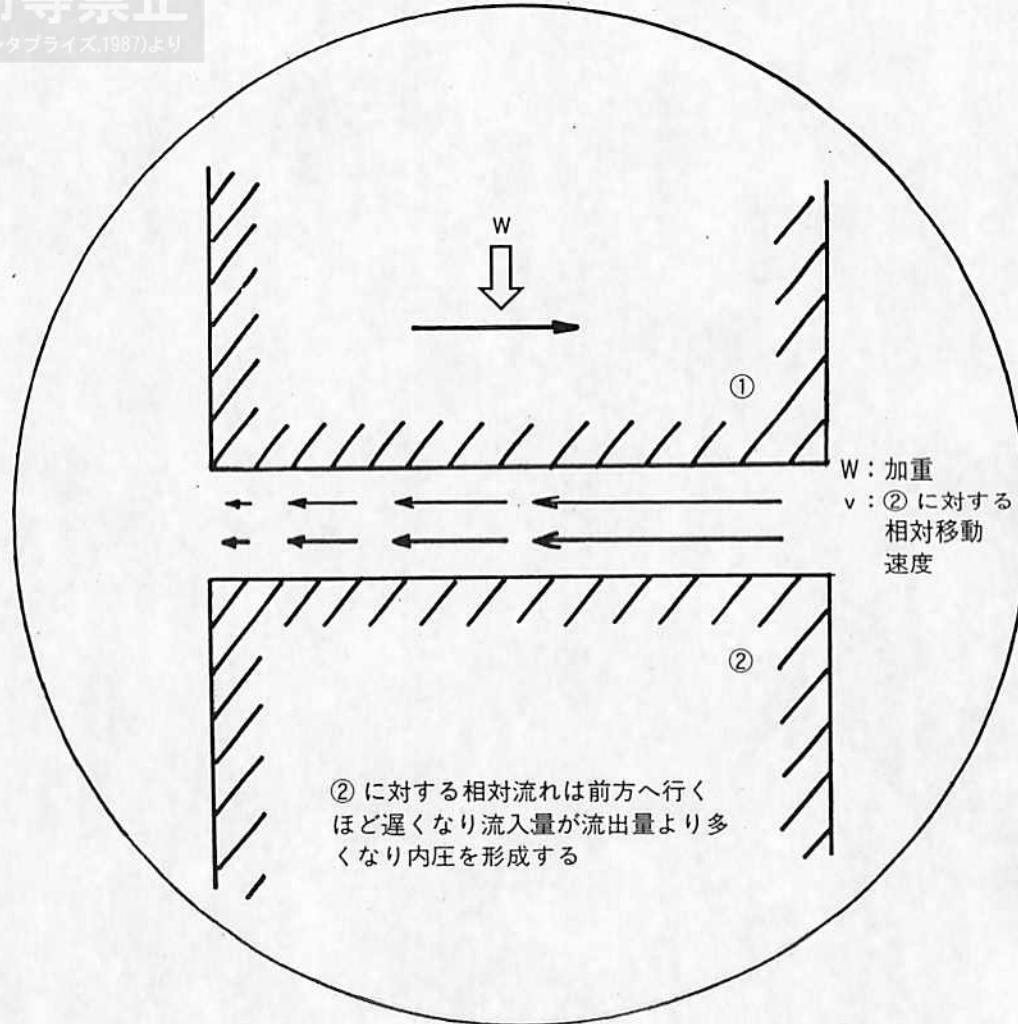


図2-12 ストレッチ効果図

のいずれかによるしかない。c)の「ストレッチの効果」は理論解析式に自動的に入ってくるので、意識的削除がない場合は、そのまま入力されてしまうが、a) b)の「くさび膜効果」および「絞り膜効果」に較べ、例外を除いて無視できる程度の小さな効果であるため、通常は考慮されにくい。この3つの場合、方向性が重要で、逆の場合は減圧効果を生じる。以上のことから、粘度、液相膜形状等の他に、必ず速度が必要条件となり、低速では充分に流体圧発生ができず、軸受荷重支持に必要な膜厚維持ができない。それ故、起動、停止の際とか、極低速運動時は無効となる。また、粘性流体潤滑であるため、運動強度、反復回数、速い運



動の場合、単位面積当たりの熱エネルギー発生量が加速度的に増し、局所軸受温度が非常に高くなるので、この場合は冷却のための循環給液熱交換作用の作動が不可欠となる。

(2) 静力学的流体潤滑

摩擦面の外部で関節機能ポンプ作用により、圧力流体を作り、軸受に供給する『構造医学の原理』(吉田勤持, エンタプライズ1987)より
システムで外部圧力潤滑とも呼ばれる。「ラジアル軸受」「スラスト軸受」のいずれにも、効果的に静圧軸受けともいいう。動力学的流体潤滑の短所である起動、停止時の負荷能力低下や、極低速運動時の機能低下をおぎなう大きな作用があるが、構成機能および構造は非常に複雑となり、所用スペースは大きい(図2-13、図2-14、図2-15)。

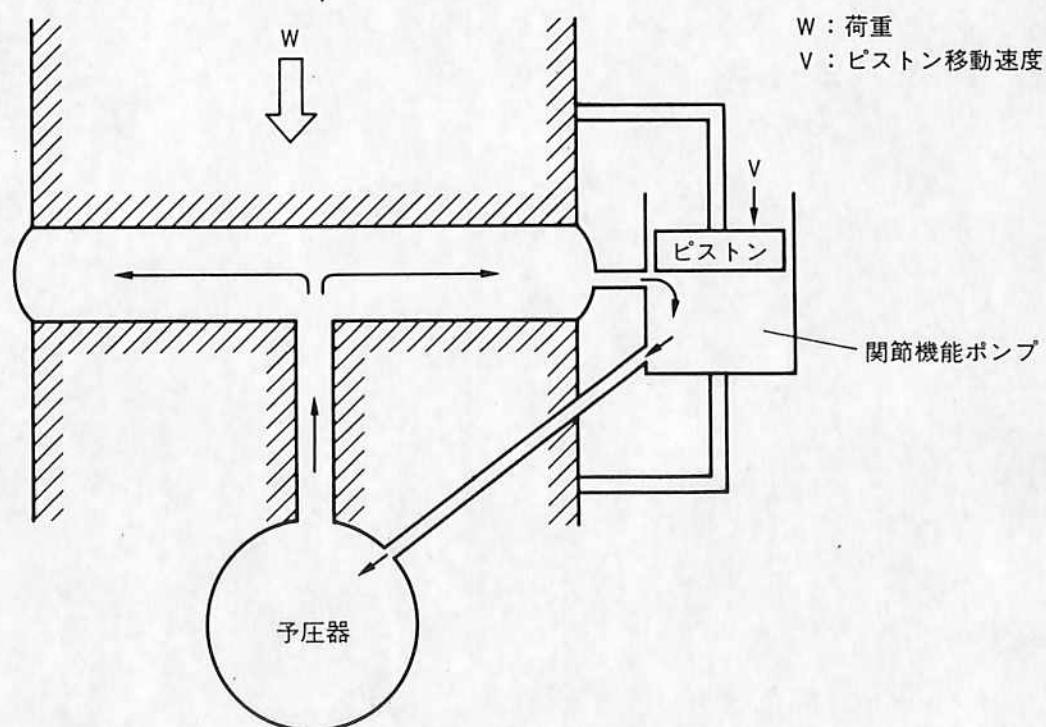


図2-13 静力学的流体潤滑図①
(単孔性)



複写・再配布等禁止

『構造医学の原理』(吉田勤持、タブライズ、1987)より

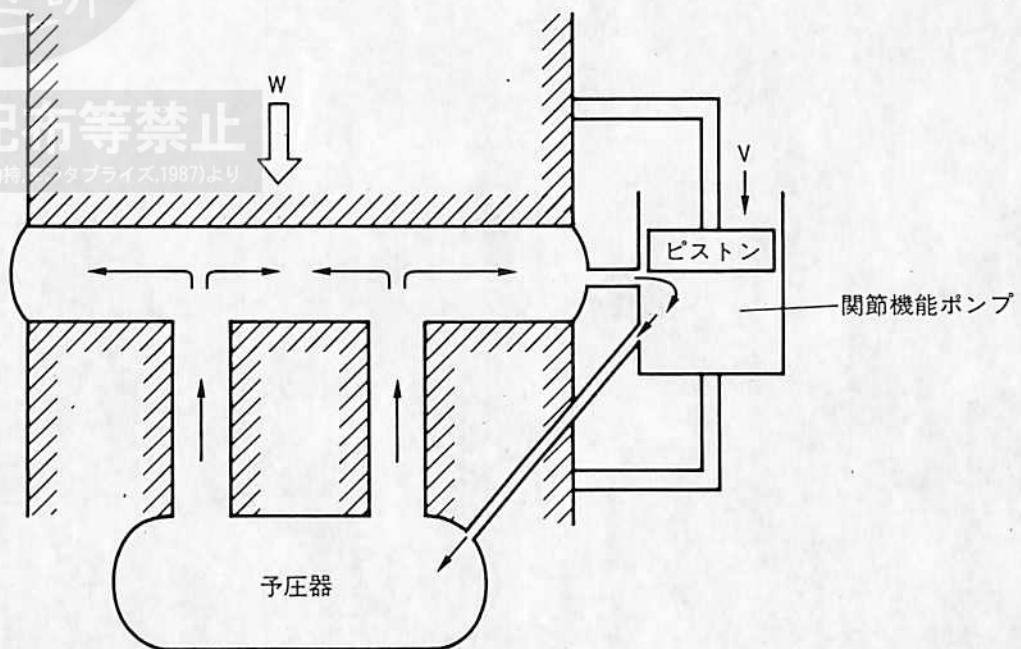


図 2-14 静力学的流体潤滑図②
(二孔性)

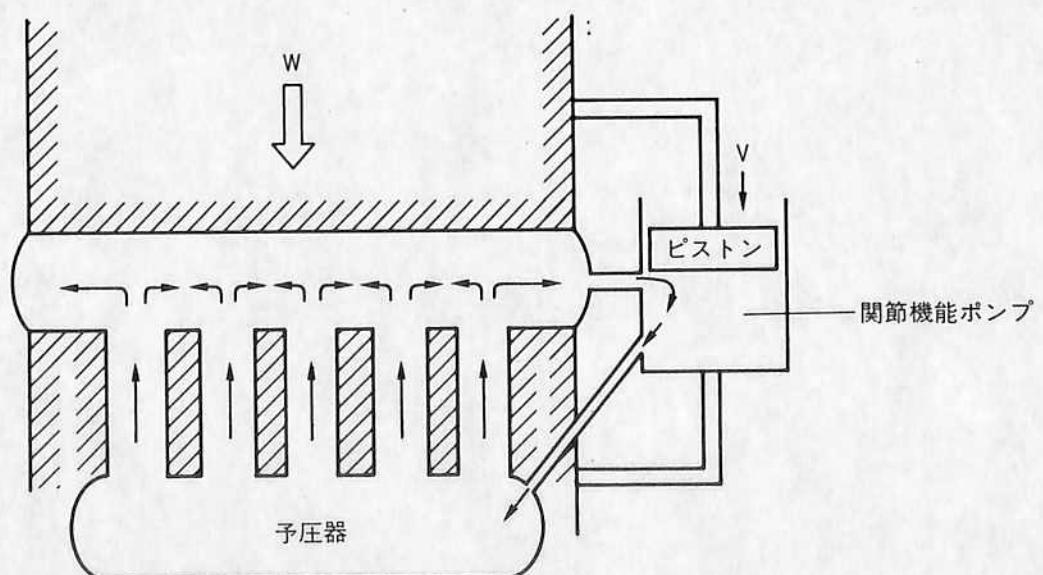


図 2-15 静力学的流体潤滑図③
(多孔性)



複写・再配布等不可

『構造医学の原理』(吉田勤持,エンタプライズ社)を参考にした説明です。軸受性能は、軸受面の材質や物理的性質によって決定される。しかし、潤滑膜の挙動のみによって決定される。

物質が変わっても軸受性能には影響がないことになる。故に理論上流体力学的条件を満足する限り、関節面（摩擦面）の構成材料は何でもよいことになるが、実際には生体である限り、生物学的反応および素生においてある一定のものに限定されてくる。

(3)境界潤滑

これは多孔質であるため、軸受面で流体圧を保持できない場合や、機能上流体圧を保持できない場合。更に潤滑剤分子の層数で単層、そして数層ないし十数層程度（膜厚0.1μm以下）の極薄潤滑膜を用いるものであり、(1)(2)に比し、膜厚は、 $\frac{1}{10}$ ～ $\frac{1}{100}$ 程度にすぎない。

この層は境界層、あるいは配列層と呼ばれ、粘性を持たず、ニュートンの粘性法則に従わない。従って流体粘度とは無関係である。

トライポロジー特性は、潤滑剤と摩擦面素材の組合せによって定まり、これは摩擦面素材の表面原子と潤滑剤分子との間に働く作用力によって摩擦面が拘束される潤滑剤分子境界膜を構成するのである（図2-16）。これとは逆に、潤滑膜が

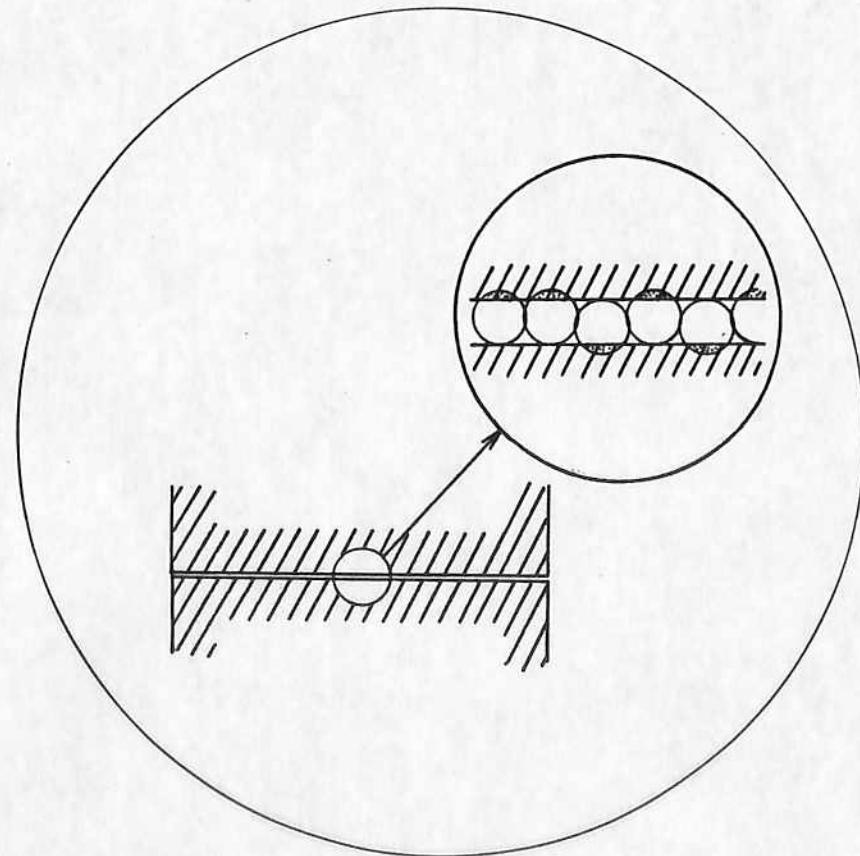


図2-16 境界潤滑図



複写・再配布等

『構造医学の原理』(吉田勤持,エンタブライズ1997)より、剪断抵抗が大で、摩擦係数は0.05~0.2程度であり、潤滑剤なしの状態と大きく違わない。故に摩擦による熱エネルギー転換は大きく、局所温上昇は運動度に比し、高くなる。しかし、摩耗防止には大きな効果を持ち、親和性の強い有力な境界潤滑膜は破断摩耗の防止に対して非常に大きな効果を持つ。生体内においては正確な境界潤滑は行われていないが潤滑剤の単列配層においても原子あるいは分子のコロ効果を発揮されることになり、これは摩擦面に拘束的な被膜を形成するため正確には近境界潤滑(図2-17)と呼ぶ。現在一般的には生体潤滑は境界潤滑と考えられている(解析上)ためやはり理論と臨床にギャップを生じているのが現状である。

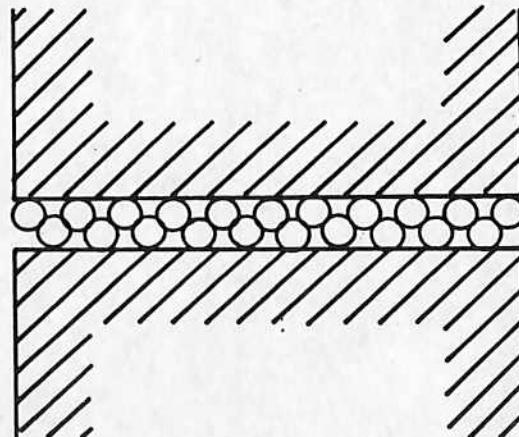


図2-17 近境界潤滑図

生体潤滑の機構要素

○関節軟骨

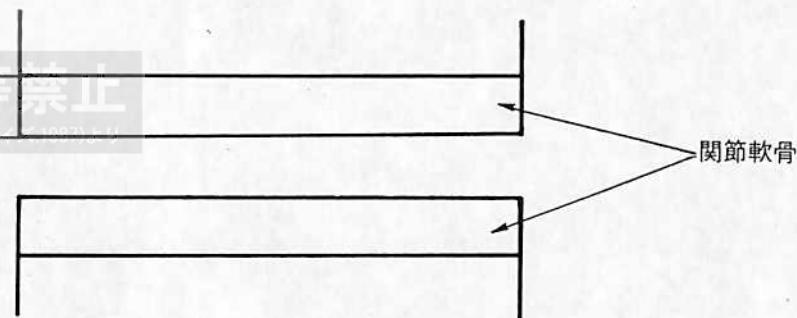
関節軟骨は強く弾力のある結合組織で、細胞と線維がゲル状の基質に埋まっている。基質として主なものは、硫酸コンドロイチンである。関節軟骨は殆んどが硝子軟骨であり、成人の場合、この軟骨は神経および血管を欠いている。軟骨には弾性があり、圧迫すると薄くなり、除去するとゆっくり元の厚さに還る性質をもっている(図2-18)。関節軟骨自身の栄養補給は滑液から成され、関節運動中などに起こる間歇的内液圧縮は滑液中の栄養分の軟骨内浸入や軟骨からの老廃物



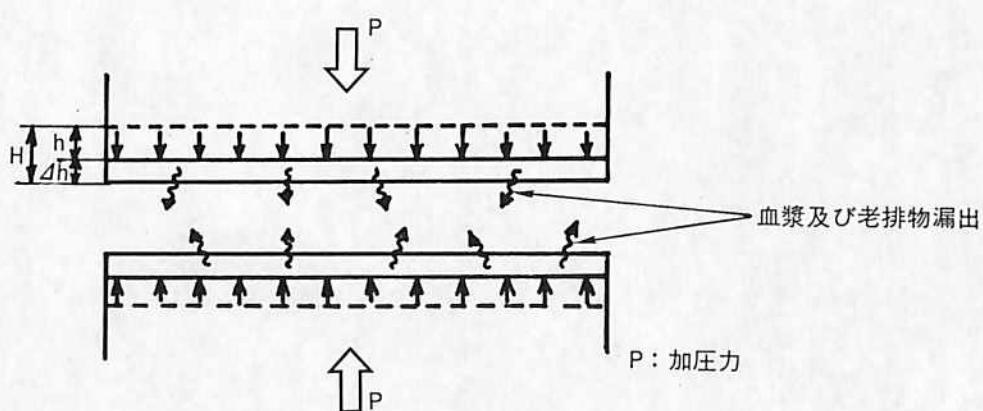
複写・再配布禁止

『構造医学の原理』(吉田勤持, エンタテイメント社) 1997年

生理的安静時



圧迫時



P: 加压力

Δh : 関節軟骨の圧縮距離
h: 関節軟骨の圧縮時の
残存厚
H: 無負荷時の関節軟骨の厚さ

圧除去時

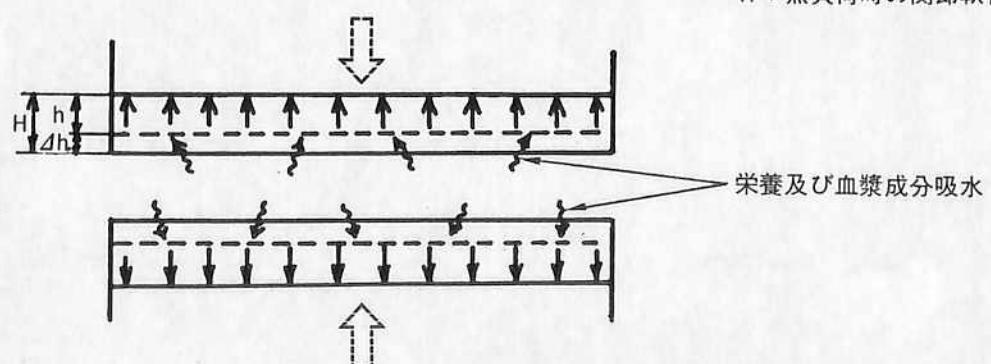


図 2-18 関節軟骨加圧変化図
(関節軟骨はスponジ・クッショニ作用を有する)



の浸出を助ける流体力学特性上の作用を持っている。さらには weeping 潤滑、boosted 潤滑から関節面洗浄作用をもさせることになる（図 2-19）。

複写・再配布等禁止

『構造医学の原理』(吉田勤持 エンタプライズ, 1987)より

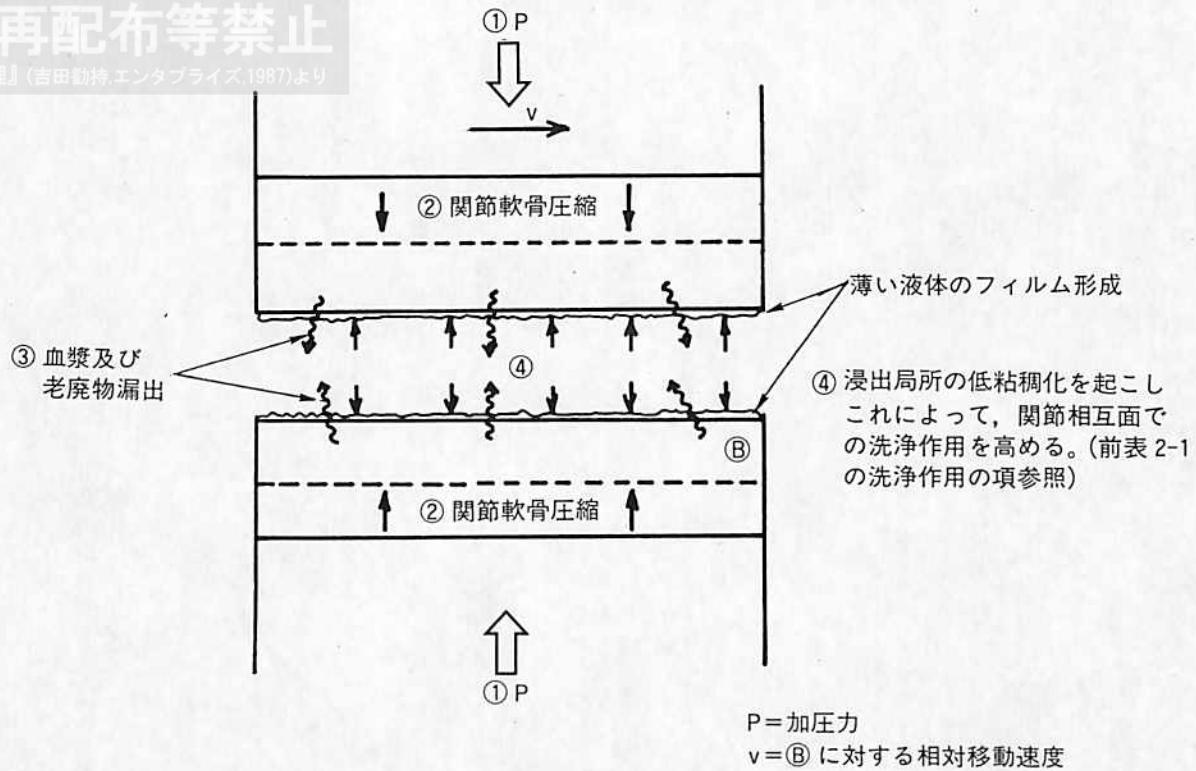


図 2-19 関節軟骨面洗浄作用の図：(Weeping 潤滑)
の構造医学的な考え方 (Boosted潤滑)

○ 滑膜

滑膜は血管に富む結合組織であり、関節包の内側を被っているが、関節軟骨表面は被覆していない。滑膜はリンパ管や神経を持っているが、これにもまして一番の特徴は、関節腔近傍に分布する毛細（網状）血管の net work (図 2-20) で、これが滑液の生成、循環給液產生機構に直接関与している。滑膜表面は平滑性であり、絨毛、ひだ、脂肪パットなどがある。滑膜は、外科的切除を行っても残留滑膜および関節包から再生される。

○ 滑液

滑液は弱アルカリ性で淡黄色をしていることが多いが、無色のことも深黄色のこともある。粘性があり卵白のような感じである。粘性はヒアルロン酸の為で、これに酸を加えると mucin を形成する。ヒアルロン酸の粘性は、濃度に比例して増大し、1%以上の溶液はゲル化する。滑液の粘性は温度により異なり、高温で



複写・再配布等禁止

『構造医学の原理』(吉田勤著) ライフライズ 1987年より

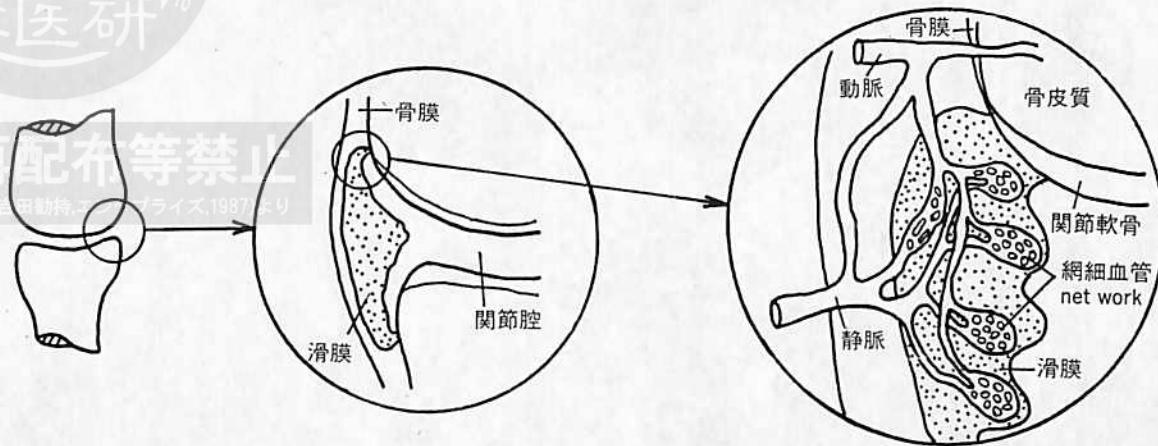


図 2-20 net work 図

粘性が低くなり、低温で粘性が増大する。他にムコ多糖体 (mucopolysaccharides) も滑液に含まれている。ムコ多糖体の基礎単位と思われる二糖体 (disaccharides) は他の部位で形成され血流により結合組織に運ばれ、結合組織で多糖化され、ムコ多糖体を形成する。滑膜細胞はヒアルロン酸の形成に、直接関与し、組織培養でも組織科学的に証明されている。他の含有物質は一般に血漿中に存在するもので、それが透析されてできたものである。

(滑液の役割は主として、関節潤滑のための潤滑液、関節軟骨への栄養補給、そして熱交換の媒体として作用する)

滑膜性関節の潤滑に対する構造医学的な考察として滑膜性関節の摩擦係数は約0.001程度といわれ非常に微小であることは、成書の記するところである。関節の摩擦は理論的に流体潤滑と考えられるがこれは関節面が相互に直接接触せず、間隙に滑液が存在し、二つの摩擦面は薄い流体膜で隔てられている。荷重（重力）がかかると、関節内圧は上昇し、摩擦面は圧力流体によって直接接触しない状態、つまり二つの摩擦面の間で行われる潤滑は、関節相互面同士の摩擦ではなく、間隙に介在する流体の層の中の内部圧力潤滑との考えによるところが大きい。しかし、現在では流体摩擦が起こる際の一定の条件（流体圧产生および運動の継続性および一定以上の運動の速さの確保）を得ていないために否定的である。これは内部圧力潤滑（動力学的流体潤滑）のみしか考慮されておらず、流体潤滑のもう一方の重要な要素である静力学的流体潤滑についても充分に検討されるべき問題である。この静力学的流体潤滑においても一定の条件が必要であるが、前者と異り圧力流体产生の問題のみが必要条件となる。これは、摩擦面相互間外では一時的な関節機能ポンプの起動時と停止時は、運動の変換時であり、最大エネルギー

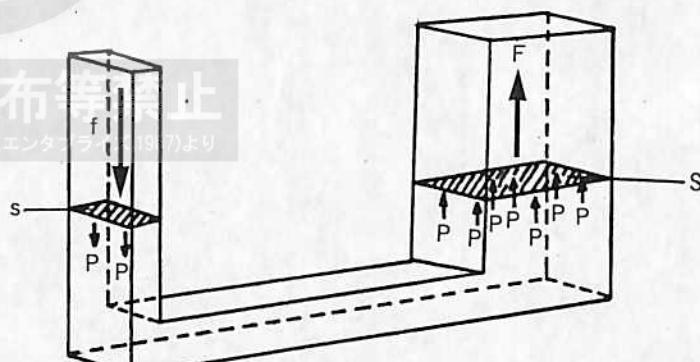


が局所へ集中するため、関節周囲（影響筋収縮）の圧力上昇により関節相互面内圧はパスカルの原理（図 2-21）で上昇し充分に静力学的流体潤滑が機能し、動

複写・再配布等禁止

『構造医学の原理』(吉田勤持,エンターライズ社,1997)より

$f \cdot F$: 応力
 $s \cdot S$: 断面積
 P : 圧力



パスカルの原理図（物理学的）

$$\begin{aligned} f &= P \cdot S \text{ であるから} \\ P &= f / s \\ \therefore F &= P \cdot S \\ &= f / s \\ &= S / s \end{aligned}$$

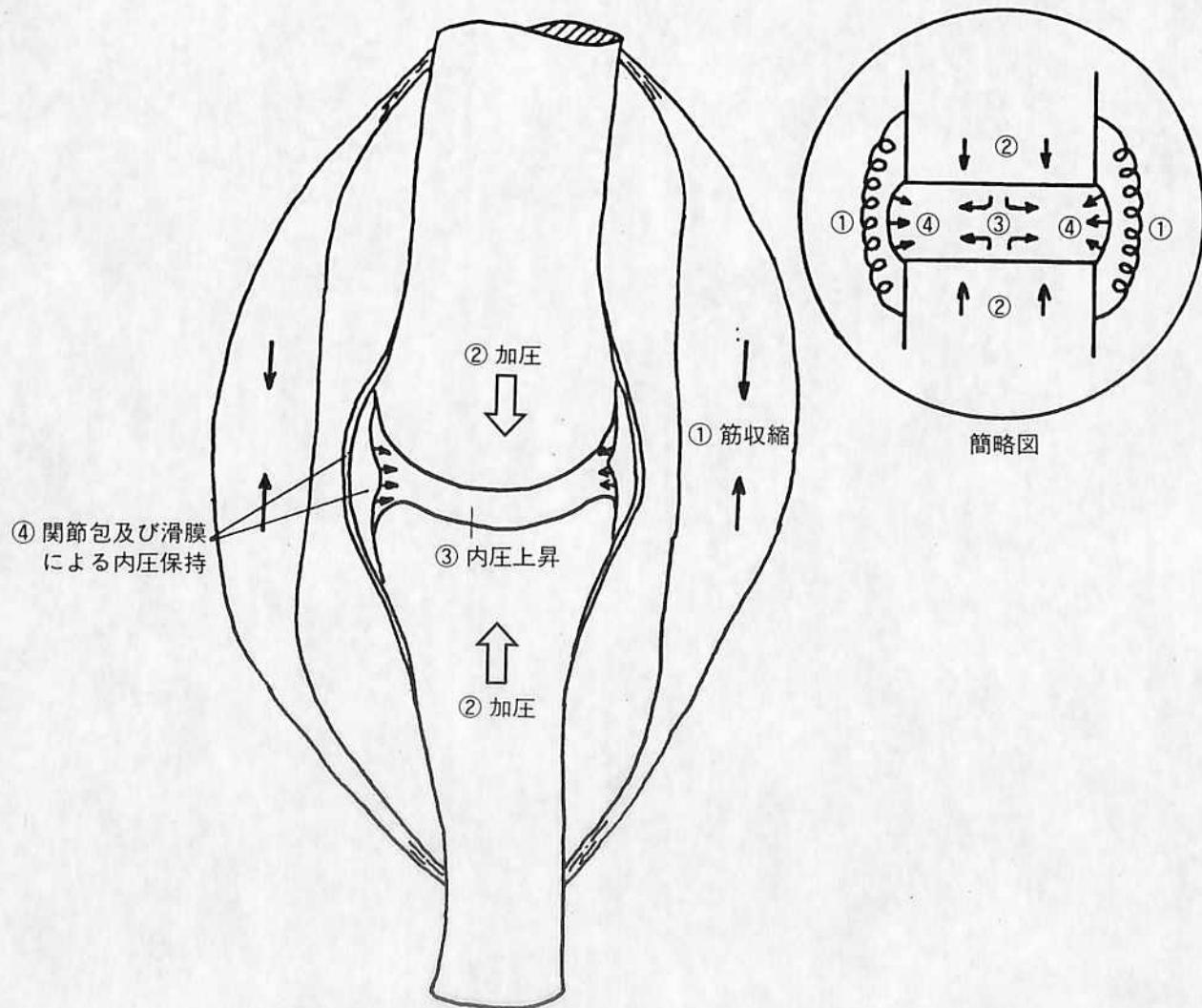


図 2-21 関節相互面でのパスカルの原理作動図



複写・再配布等

『構造医学の原理』(吉田勤持 エンタプライズ 1987)より

力学的流体潤滑へのつなぎ役を果たし得る。更に動力学的流体潤滑の条件での運動速度は、滑液の粘性度が高まれば、非常な高速でなくても作用可能であり、各関節運動の緻密な解析から各関節運動は、单一性のスベリ摩擦あるいはコロガリ摩擦から成るのではなく、「スベリ平面軸回旋摩擦」や、「コロガリ、スライド、捻れ摩擦」といった具合に、複合的な運動状態にあり、特に円滑な動きを達成している人類においてはこの関節形状は形態的に殆んど螺旋形状を含んでおり、その動きも大小差はある、螺旋運動が複合（図2-22）されていて、運動中は単な

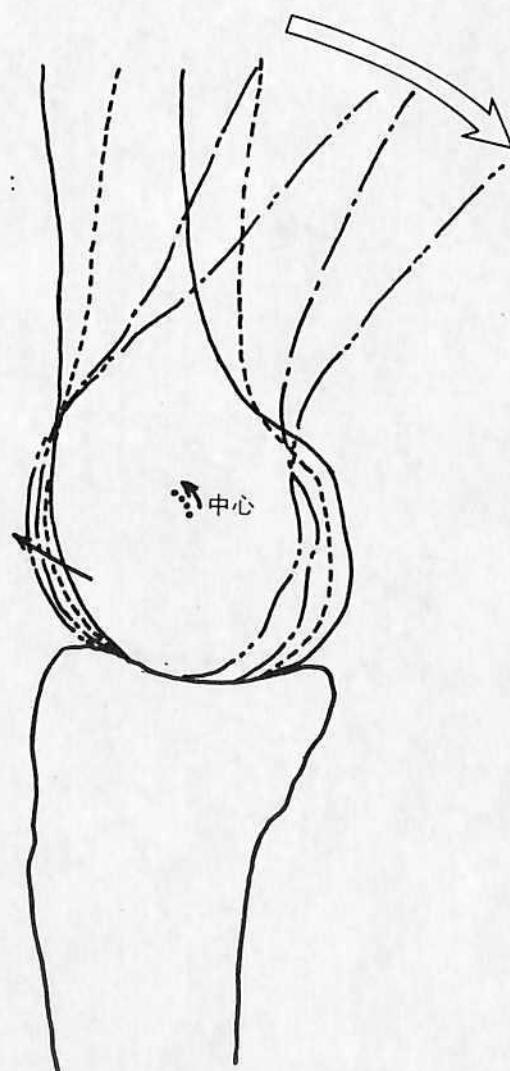


図2-22 複合らせん継続運動図1
(側面図)



る反復グライドではなく、不整円運動で運動の連続性を保っている（図2-23）。

図2-23 不整円運動の図

複写・再配布等禁止

『構造医学の原理』(吉田勤持,エンタプライズ,1987)より

