

原 著

ヒト膝関節の摩擦と rotatory laxity に
関する研究

野 村 隆 洋
信州大学医学部整形外科学教室
(主任: 藤本憲司教授)

A STUDY ON FRICTION AND ROTATORY LAXITY
OF THE HUMAN KNEE JOINT

Takahiro NOMURA

Department of Orthopaedic Surgery, Faculty of Medicine,
Shinshu University
(Director: Prof. Kenji FUJIMOTO)

NOMURA, T. *A study on friction and rotatory laxity of the human knee joint.* Shinshu Med. J., 27: 755-767, 1979

1) Coefficient of friction of the human knee joint was measured by a pendulum machine. Knee joint specimens with surrounding soft tissues taken from thirteen cadavers were tested at angle of 30 degrees in flexion. The coefficient of friction ranged from 0.05 to 0.004 when measured immediately after compressive loadings of 22 kg to 142 kg. However, they were elevated with increase of loading time and reduced to the previous level within a few hours after removal of loading.

The coefficient of friction at small amplitude was low under any compressive load and not influenced by loading time. In frontal sections of the knee joints in which the coefficient of friction was elevated after long loading time, a visible contact between the femoral and tibial articular cartilages was observed.

2) Moments of rotation were applied by a rotation machine to the knee joints with surrounding soft tissues from seven cadavers under compressive load and the rotated angle was measured. Torque rotation graphs were plotted to show the rotatory laxity, which was reduced with increase of compressive load and loading time. However, the primary laxity (Wang) was detected immediately after heavy loading

(Received for publication; September 11, 1979)

Key words: ヒト膝関節 (human knee joint)
摩擦 (friction)
rotatory laxity

I 緒 言

生体関節の摩擦がきわめて低いことは知られているが^{1)~3)}、種々の荷重条件下において摩擦はどのくらいであるのか、摩擦に影響を及ぼす因子は何かなど不明な点が多い。

関節の潤滑機構を解明する実験的手段として、関節軟骨小片を使用する方法^{4)~7)}と関節全体を使用する方法¹⁾²⁾⁸⁾⁹⁾とがある。前者は要因を単純化して軟骨の摩擦特性を追求し得る利点があるが、生理的条件からかけ離れる。後者は生体により近い条件で実験を行い得るという利点があるが、摩擦に関与する要因がきわめて多く、結果の解析が困難となる欠点がある。しかし多数の要因に支配されているのが生体の実態であり、前者の方法により導き出された関節軟骨の摩擦特性が、関節全体としても納得し得るものであるかどうかを実証する必要がある。

そこで著者は、生体により近い条件で実験できる膝関節試験機を考案し、これを用いて軟部組織を温存した未固定のヒト膝関節の摩擦を計測し、ついで摩擦に影響を及ぼす因子を追求する目的で、種々の荷重条件下で実験を行った。

ヒト膝関節の運動は大別して、大腿骨と脛骨との間の蝶番運動と回旋運動とに分けられるため、実験も2種類行った。蝶番運動の摩擦は、振り子法により種々の条件下で摩擦係数を計測して相互に比較した。回旋運動の摩擦は、膝関節に回旋を生じる回転モーメントを加えて発生する回旋角度の大小により比較した。

II 振り子法による摩擦計測

A. 実験材料および方法

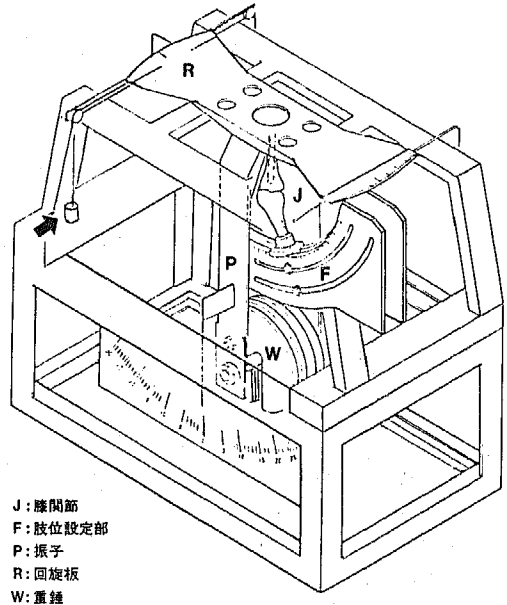
1. 実験材料

13例の膝関節を成人の病理解剖屍体より採取し、関節裂隙から約13cm上下で切断した。皮膚以外の軟部組織はすべて温存した状態で、-20°Cの冷凍庫に保存し、実験開始前に冷水(15°C)で解凍した。

2. 実験装置

膝関節の摩擦を計測するために図1のような振り子式膝関節試験機を試作した。膝関節(J)を骨セメントによって金属盤に固定し、それを上下逆にして試験機にネジで固定した。この場合に垂直に立てた脛骨に対して、大腿骨が30°の屈曲位になるようセットした。ついで振り子(P)に重錘(W)をかけて振り運動を行わせ、その減衰曲線を記録した。膝関節を30°の屈曲

位でセットしたのは歩行時の膝の屈曲角度を考慮したためである。上下逆にしたのは、正常位で固定した場合、膝関節を屈曲位に置くと脛骨の関節面が前方に傾斜して、荷重をかけると大腿骨が前方に滑り出てしまうためである。すなわち固定された大腿骨の上に重錘(W)によって荷重をかけられた脛骨が乗り、膝関節を支点として脛骨が振り運動を行うようにセットした。振り子自体の重さは7kgであり、重錘は135kgまでかけることが可能である。



J: 膝関節
F: 肢位設定部
P: 振り子
R: 回旋板
W: 重錘

図1 Knee joint pendulum and rotation machine

↑: 回旋モーメントを加えるための重錘

3. 摩擦係数の算出法

図2は実際に記録された振幅減衰曲線であり、これより振動1回あたりの振幅減少 $\Delta\theta$ を求めた。摩擦による振子の減衰運動から摩擦係数 μ を求める近似式⁸⁾は次の如くである。

$$\mu \approx \frac{1}{4r} \Delta\theta$$

ただし、

- l: 振り子の長さ(638mm)
- r: 関節の接触面の平均半径(28mm)
- $\Delta\theta$: 振動1回あたりの振幅減少を radian で表したものである。

この式に、数値を代入して、 μ の値を算出した。

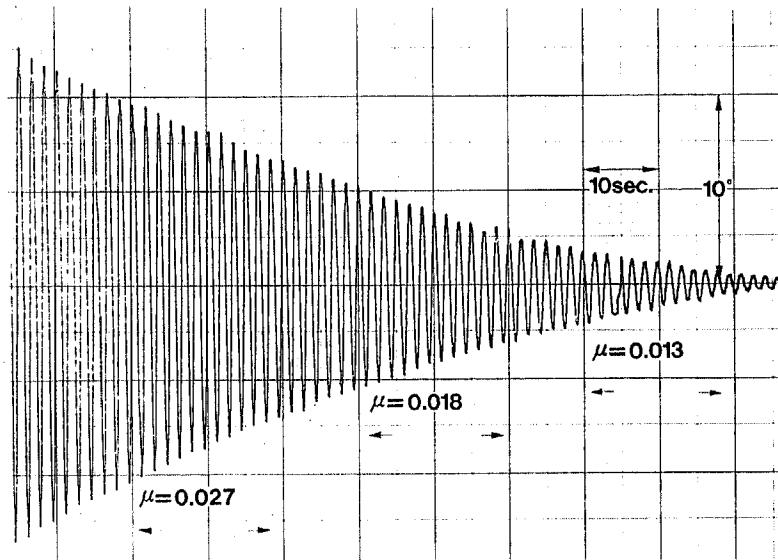


図 2 図 1 の試験機で記録された振幅減衰曲線と摩擦係数 μ

図 2 にはそれぞれ片振幅 10° , 5° , 2° 付近の摩擦係数が示してある。

B. 実験項目および結果

1. 荷重量と摩擦係数

膝関節における摩擦に対する荷重量の影響を調べるため、重錘によってかける荷重量を変えて実験を行った。67kg 荷重を全例 13 関節に、97kg 荷重を 7 関節に、37kg 荷重を 8 関節に加えた。摩擦係数 μ の計測値は 0.05~0.004 の範囲であったが、これを縦軸に、荷重量を横軸にとって図示したのが図 3 であり、a, b, c はそれぞれ片振幅 10° , 5° , 2° のグラフである。荷重量が増加すると摩擦係数は低下する傾向を示したが、有意差は認められなかった。なおいずれの荷重量においても、小振幅域での摩擦係数は大振幅域のそれよりもつねに小さかった ($P < 0.05$)。さらに 3 例の膝関節については 22kg から 15kg ずつ増量して最大 142kg までの荷重をかけ、その間の変化を観察した。その結果は図 4 に示すように、荷重が最も少ない 22kg では最大の摩擦係数を示したが、50kg 付近になると小さくなり、それ以上荷重を増加してもほとんど変化がなかった。100kg 以上の高荷重ではわずかに増大する傾向があったが、それも軽度であった。すなわち体重相当量から体重の 2~3 倍の荷重量では、荷重量そのものによる影響は少なくつねに低摩擦であった。

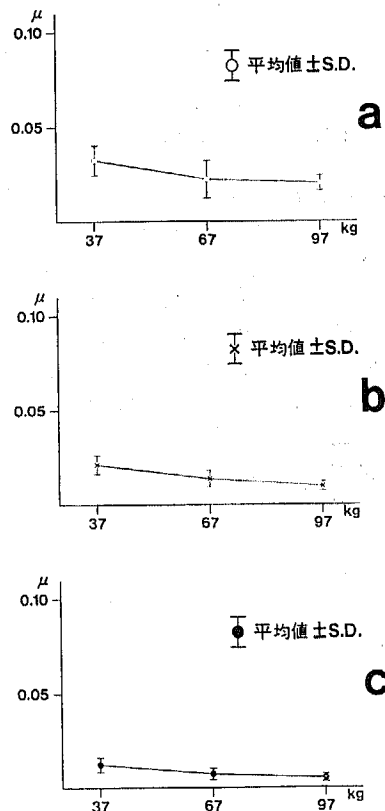


図 3 荷重量 kg と摩擦係数 μ
片振幅: a - 10° , b - 5° , c - 2°

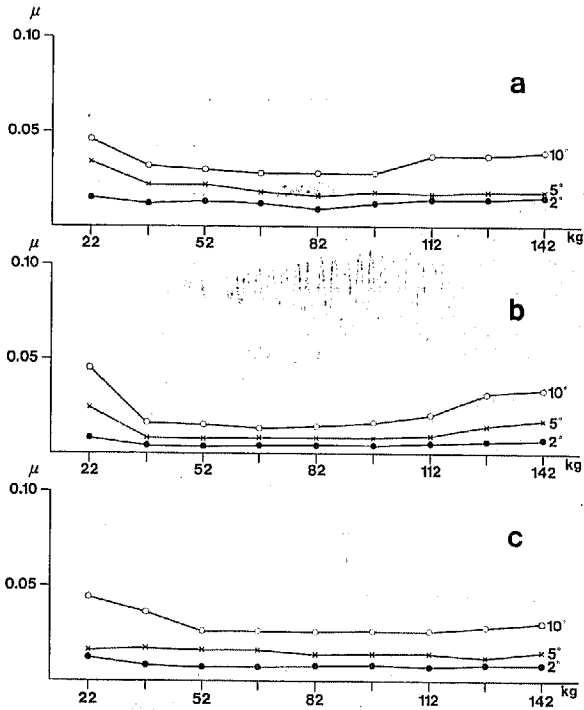


図4 荷重量と摩擦係数
a: 75才, 男 b: 73才, 女 c: 55才, 男

2. 荷重持続時間と摩擦係数

摩擦に対する荷重持続時間の影響を調べるため、荷重量は変えずに、振り運動前の荷重持続時間を変えて実験を行った。8例の膝関節について、荷重直後と荷重持続1時間後の摩擦係数を計測し、摩擦係数を縦軸に、時間を横軸にとって図示したのが図5であり、それぞれ振幅10°、5°、2°の値を示している。1時間後には全例において摩擦係数の増大が見られた。振幅10°と5°付近では、1時間後の摩擦係数は有意に増大したが(P<0.05)。振幅2°付近では増大は軽度で

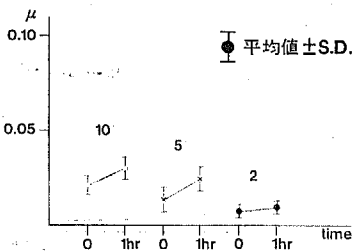


図5 荷重持続時間後の摩擦係数の増大
それぞれ振幅 10°, 5°, 2°

有意差はなかった。

つぎに2例の膝関節について、67kgの持続荷重を負荷し、荷重直後から2時間おきに振り運動を行わせ、最長24時間後まで計測した。さらにその後は荷重を除去し、振り運動時のみ負荷して4時間後に計測した。なお乾燥を防ぐために資料をガーゼでおおい、生食水を点滴してつねに湿った状態を保った。

その結果は図6に示すごとく、荷重直後の摩擦係数は非常に小さかったが、時間とともに上昇し、振幅10°付近では24時間後には0.1前後と著しく増大した。しかし振幅2°付近の摩擦係数は、荷重時間に伴う増大が軽度でつねに小さな値を示した。荷重を除去すると摩擦係数は低下し、4時間後にはほぼ荷重直後の値にまで回復した。

付. 持続荷重後の関節裂隙の変化

図7-aは、67kgの荷重を持続して12時間後に振り運動を行わせ摩擦係数が著しく増大した時点で、膝関節を振り試験機にセットしたまま、関節の接触面を変えずに液体窒素を用いて凍結させ、当教室のTakei¹⁰⁾の方法に準じてその前頭断面を削りだしたものである。図7-b

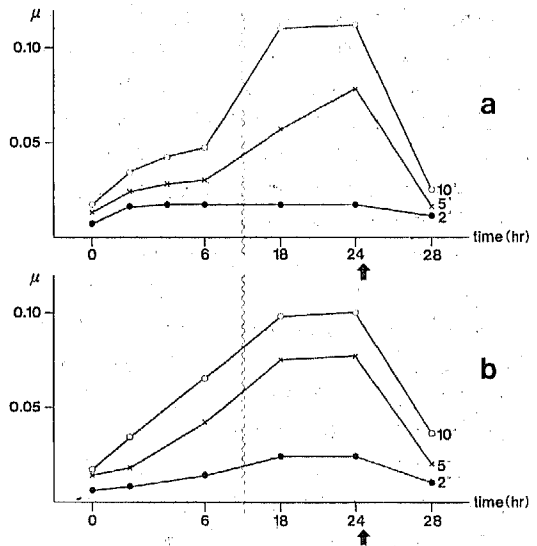


図6 荷重持続時間と摩擦係数
荷重 67kg
a: 71才, 女 b: 75才, 女
↑: 荷重除去

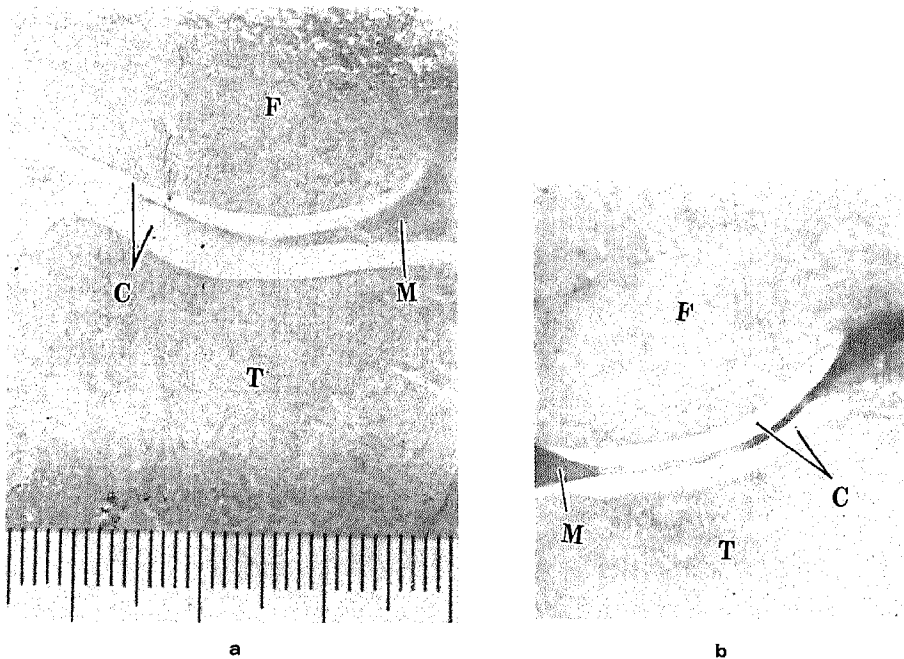


図 7-a 67kg 荷重を持続して12時間後に摩擦が増大した膝関節
 関節軟骨間の間隙は著しく狭くなり、部分的には肉眼的に接触状態となっている。
 図 7-b 武井の実験による 60kg 静荷重時の膝関節
 関節軟骨間には、明らかな間隙が存在する。
 F：大腿骨 T：下腿骨 C：関節軟骨 M：膝半月板

は Takei¹⁰⁾の実験によるもので、60kg の静荷重をかけた直後に凍結させた膝関節前頭断面である。両者の大きな相異は、後者では関節軟骨同志には可視的な接触が見られず、明らかな間隙が存在するのに対し、前者では軟骨間隙は著しく狭くなり、部分的に接触状態となっていることである。

Ⅲ 膝関節の rotatory laxity の計測

膝関節では、完全伸展位を除いて大腿骨あるいは脛骨の長軸を中心とする回旋がある程度許容されているが、関節の肢位や荷重量などに応じて許容される回旋角度や回旋運動に対する抵抗が異なっている。その程度を表現するのに Wang と Walker¹¹⁾は rotatory laxity という言葉を使用しているが、適当な日本語訳がないので本稿ではそのまま使用する。

A. 実験方法

1. 実験装置および材料

前述の振り試験機に、膝関節に回転モーメントを加えて発生した回旋の角度を読みとれる回旋板 (R) を

附加した。振り試験と同様に膝関節をセットして振り運動を行わせ、もっとも横ゆれが少ない状態で振り運動できる位置に調整し、これを回旋 0° とした。回旋板の先についているワイヤーの先端に、小さい重錘を吊り下げることによって回転モーメントすなわちトルク torque を加え (図 1 の⇒印)、その時に回旋した回旋板の目盛りを直読して回旋角度とした。回転モーメントは 7.5kg・cm ずつ増加し最高 84kg・cm まで加えた。

材料は同じく剖検屍体を用い、7 例の膝関節について荷重量、荷重持続時間を変えながら実験を行った。

なお回旋の方向については、大腿骨を基準とし下腿骨が内旋する方向を内旋、その反対方向を外旋とした。

2. torque rotation graph

横軸に内外旋を生じる回転モーメントすなわちトルクを、縦軸に内外旋角度をプロットし、内外旋を一巡すると一つの閉鎖曲線が得られる (図 8)。これは一種のヒステリシス曲線 (hysteresis loop) であるが、

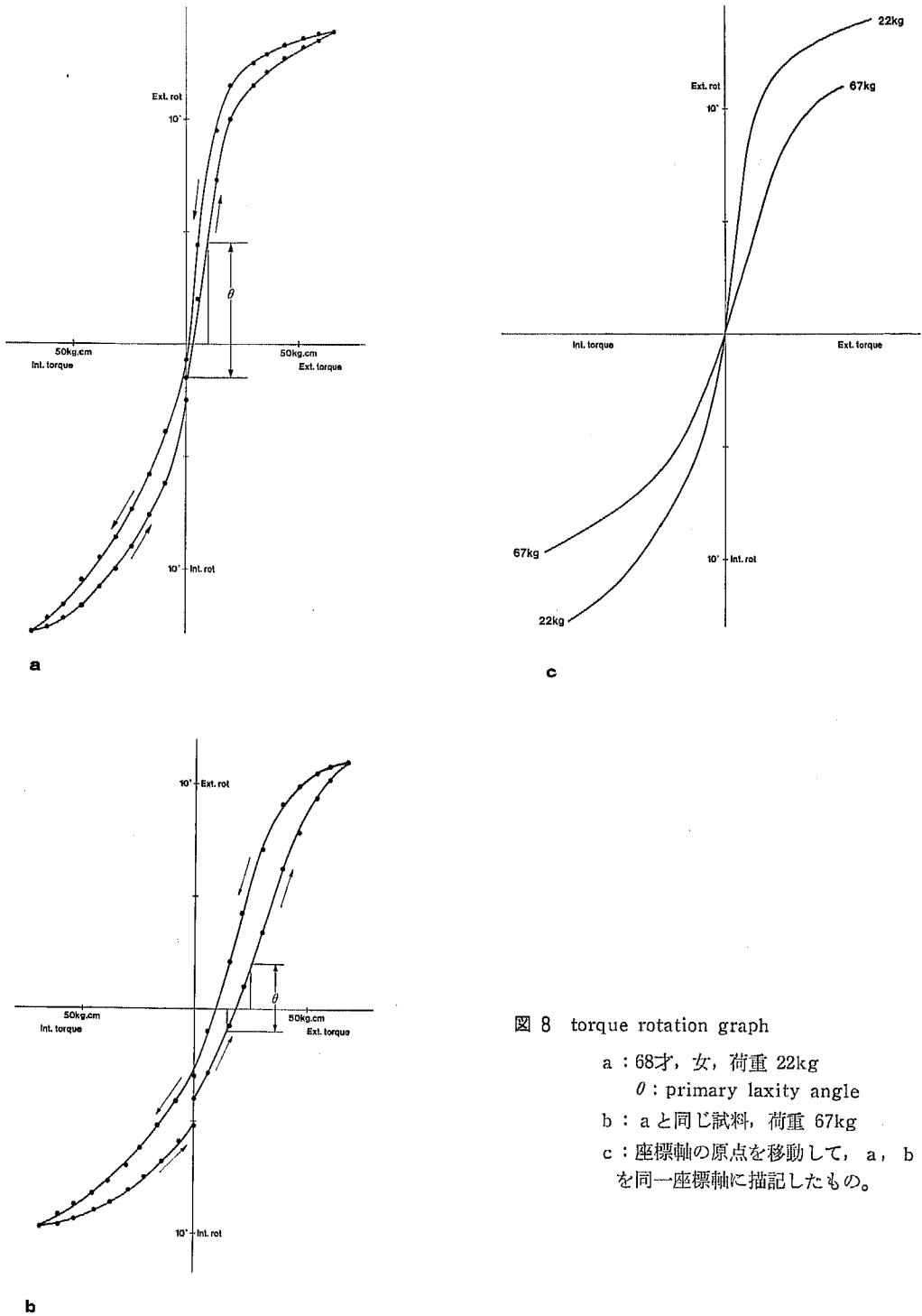


図 8 torque rotation graph

- a : 68才, 女, 荷重 22kg
- θ : primary laxity angle
- b : aと同じ試料, 荷重 67kg
- c : 座標軸の原点を移動して, a, b
を同一座標軸に描記したもの。

膝関節の摩擦と rotatory laxity

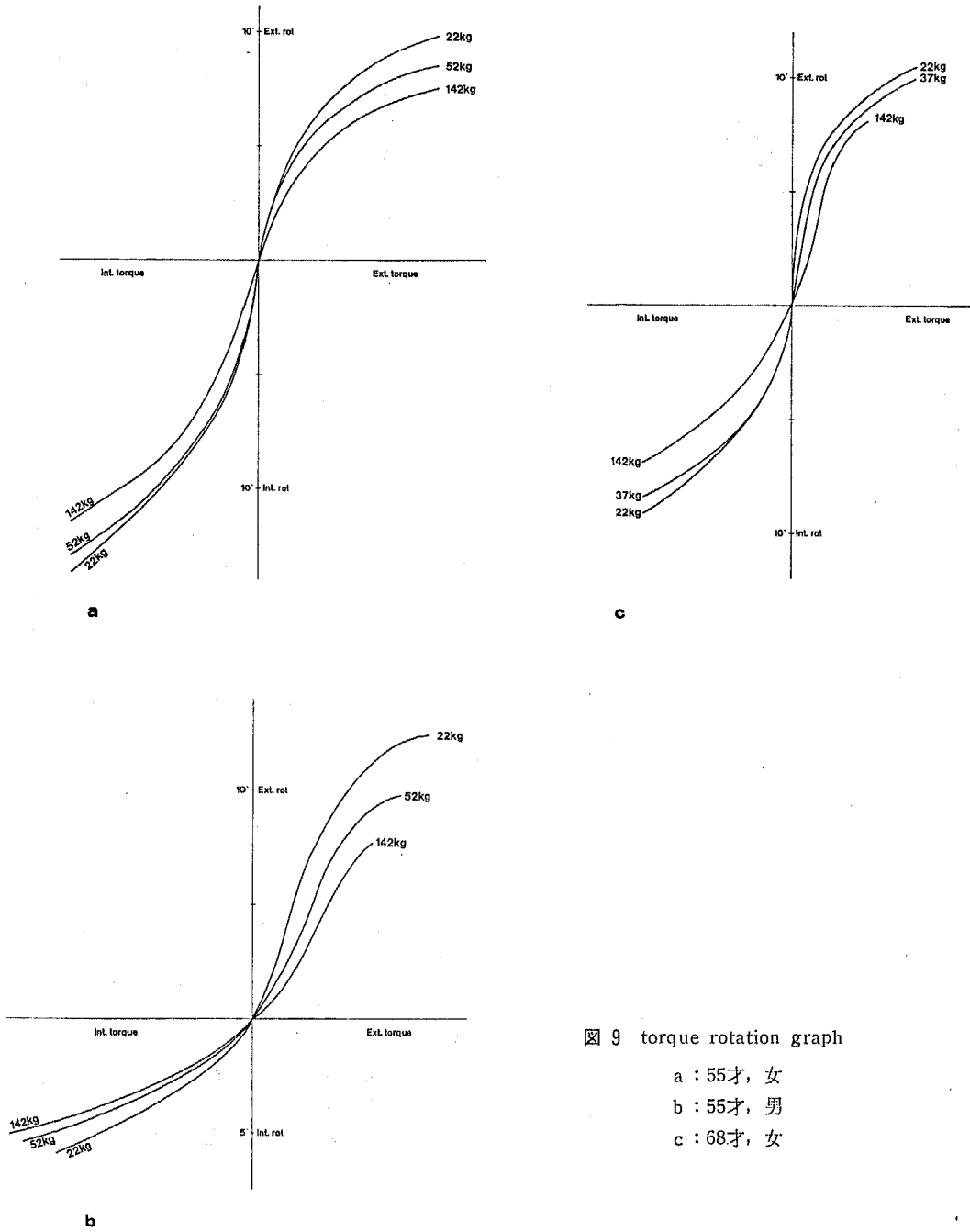


図 9 torque rotation graph

- a : 55才, 女
- b : 55才, 男
- c : 68才, 女

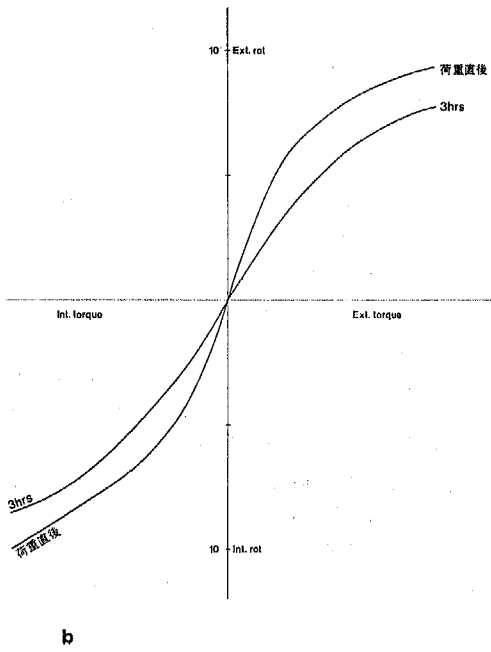
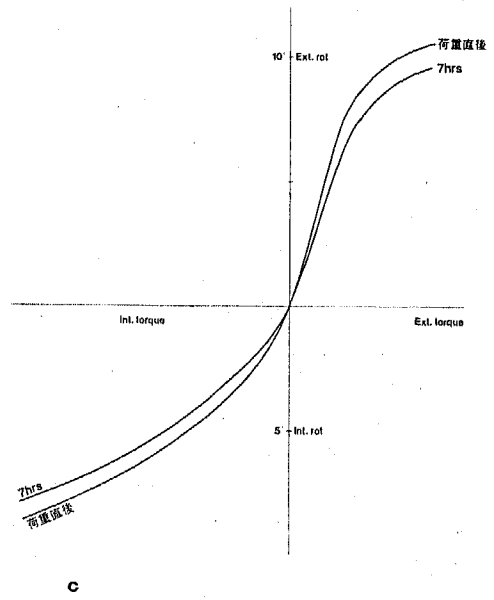
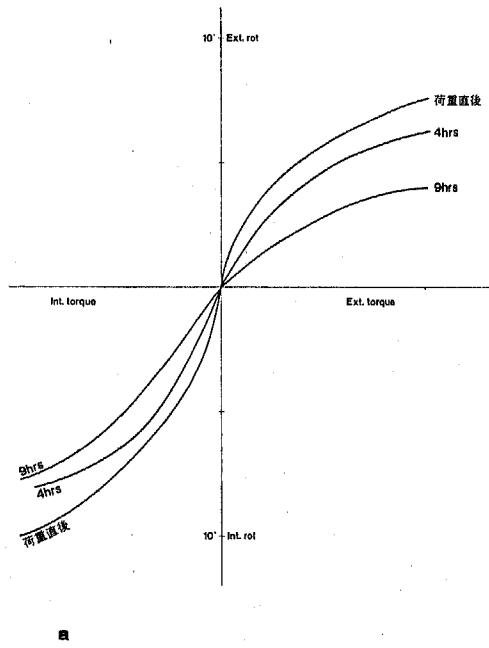


図10 torque rotation graph

a : 74才, 女, 荷重 67kg

b : 73才, 女, 荷重 142kg

c : 55才, 男, 荷重 37kg

Wangと Walker¹¹⁾にならって torque rotation graph と呼ぶ。

この曲線の勾配が急であれば小さいトルクの変化で大きな回旋運動の変化が起こることを意味する。図8の曲線は a, b ともに中央部は勾配が大きく、トルクの大きい場合のそれとは明らかに異なっている。Wangと Walker¹¹⁾にならって大きな勾配部分を primary laxity, 小さな勾配部分を secondary laxity と呼ぶ。primary laxity の大きさは、最大の勾配を示す部分で 10kg·cm のトルク差によって得られる回旋角度 primary laxity angle (θ) によって表現される。primary laxity は軟部組織の抵抗がほとんど関与しない状態、つまり関節面の摩擦抵抗のみによって制動された時の laxity と考えられる。secondary laxity は回転モーメントを加えてもわずかしか回旋しない部分であり、これは膝の安定装置として働いている軟部組織の緊張を意味していると考えられる。

また図8の曲線は、a, b ともに座標の原点を通っていない。それは振子そのものの重さ、すなわち 7kg の荷重がかかった状態において、振子運動の横ゆれのもっとも少ない位置を回旋角度 0° とすると、振子に荷重をかけただけでトルクを加えなくても内旋位になるからである。内外旋モーメントをかけて一巡した後もほぼ同じ程度の内旋位にもどる。そこで比較を容易にするため図8-cに示すように座標軸の原点を曲線と横軸との交点に移動し、さらにグラフを簡単にするため閉鎖曲線の中点をとって1本の線として書き、このグラフについて検討を加えた。

なお図8の閉鎖曲線で囲まれた面積 (hysteresis-loss) は摩擦および軟部組織の抵抗によるエネルギーロス (energy loss) を示すが、低荷重時には非常に小さく、往復の曲線は非常に接近する (図8-a)。荷重が増加すると往復曲線間が離れ、ヒステリシスロスが増加する (図8-b)。しかしこの実験で用いた試験機によると、Wangと Walker¹¹⁾の実験と比較してヒステリシスロスが明らかに小さい。

B. 実験項目および結果

1. 荷重量と rotatory laxity

rotatory laxity に対する荷重量の影響を調べるため、3例の膝関節について 22kg から最高 142kg までの荷重をかけ rotatory laxity を調べた。図9に見られるように、荷重が増加するに従って勾配は減少した。しかしその程度は試料により差があった。図9-bでは荷重の増加に伴い rotatory laxity はかなり低

下したが、図9-cでは変化が少なかった。

2. 荷重持続時間と rotatory laxity

rotatory laxity に対する荷重持続時間の影響を調べるため、3例の膝関節について一定の荷重量を持続的に負荷し、荷重直後から数時間おきに rotatory laxity を計測した。

図10に見られるように、荷重時間が増加するに従って勾配は減少した。しかしその程度は試料により差があった。荷重量を 142kg とした試料では、荷重持続後3時間でも勾配がかなり変化したが (図10-b)。荷重量を 37kg とした試料では、荷重持続後7時間においても前者のような著明な変化は認められなかった (図10-c)。

IV. 考 察

A. 振子法による摩擦計測

1. 関節の低摩擦性について

著者の用いた材料は剖検屍体より採取したものであり、冷凍保存期間も数週から数カ月に及び、筋力の影響もほとんど入っていない故、生きたヒト膝関節とはかなり条件が異なるかも知れない。しかし皮膚以外の軟部組織はすべて温存され、関節液も当然含まれている。笹田³⁾は、腰椎麻酔下に生きた人間 (19才, 男) の膝関節に 20kg の荷重をかけて振子法により摩擦係数を計測して、0.08~0.006 の計測値を得たという。著者の計測値も荷重直後には 0.05~0.004 であった。Charnley¹⁾はヒト遺体の足関節で、福岡²⁾は犬死体の足関節で測定したが、およそ 0.02~0.005 であったという。これらからみても関節の摩擦係数が 10^{-2} から 10^{-3} の間にあるのは確かなようである。氷片が氷の上を滑る場合の摩擦係数が 0.03 といわれるので、これは驚くべき低摩擦であり、笹田³⁾も工学者の目でみて驚くべき低い値であると述べている。

また著者の実験結果では、 2° 付近の小振幅域においては、振幅が 5° , 10° の場合に比べて摩擦係数は常に小さかった。これは Charnley¹⁾が指摘するように大振幅域では、筋、靭帯などの軟部組織の緊張による抵抗の影響を受けるためと思われる。内田と森田⁸⁾もめん羊の肘関節で実験を行い、軟部組織を除去すると摩擦は低下するが、その影響は大振幅域で著しいと述べている。

2. 摩擦に対する荷重量の影響

Unsworthら⁹⁾は、関節軟骨表面の関節液をぬぐいさしたヒト股関節に、約 15kg から 80kg の荷重をか

けて摩擦係数を計測したところ、60kg までは荷重量の増加とともに摩擦係数も低下したが、60kg と 80kg ではほとんど差がなかった。そしてこの範囲内では荷重量が大きいくほど摩擦係数が低いことから、軟骨から潤滑剤としての水分がしみ出すのであろうと推測した。笹田¹²⁾はブタの関節で実験を行い、軟骨表面の関節液をぬぐいさった場合には、低荷重（体重の $\frac{1}{4}$ ）では摩擦係数は大きい、高荷重（体重の $\frac{1}{2}$ ～ $1\frac{1}{2}$ ）では小さいと述べている。そして高荷重を加えた場合、軟骨表面には軟骨からしみ出してきたと思われるゲル状の液体が付着するのを観察し、これが潤滑作用をしているのであろうと推論した。これらは Mc Cutchen⁴⁾の提唱する weeping lubrication theory の説明にはきわめて有力である。

著者の実験では、皮膚以外の軟部組織をすべて温存してあるため、荷重時に軟骨からの液体のしみ出しを観察することはできなかったが、体重以上の高荷重域では摩擦は低かった。

当教室の Takei¹⁰⁾はヒト膝関節に 60kg～100kg の静荷重をかけて凍結させ、膝の前頭面を削りだしてその形態を観察した結果、関節軟骨同志に可視的な接触はなく、軟骨の変形によって関節面が互によく適合していたと述べている。したがって著者の実験における高荷重での低摩擦性も、軟骨からの液体のしみ出しと、軟骨の変形により適合性がよくなったためと推測される。

3. 摩擦に対する荷重持続時間の影響

振り子法による摩擦計測でもっとも強調したいのは、荷重時間の持続による摩擦の著しい増大である。前述したごとく荷重直後には低摩擦であったが、荷重を継続すると摩擦は著しく増大し、特に振幅 10° 付近では 0.1 前後にまでなった。しかし再び荷重を除去しておく、ほぼ荷重直後の低摩擦にまで回復した。

Unsworth¹³⁾はヒト股関節について、まず関節液で潤滑した時 (lubricated condition) と関節軟骨表面の関節液をぬぐいさった時 (dry condition) の摩擦係数を比較した結果、明らかに前者の方が摩擦は低かったという。しかし lubricated condition でも、振り運動開始前にしばらくの間荷重をかけておくと dry condition との間にその差が少なくなり、とくに 60 kg 以上の負荷では両者の間に差がなくなってしまったという。この事実より彼は、静止状態である程度以上の荷重が持続的にかかっていたら、関節液が関節面の間から排除されてしまったと推論した。

内田ら⁵⁾も摩擦の荷重時間依存性を指摘した。彼らは豚の軟骨小片を試料にして往復運動式摩擦試験器を用いて、荷重時間と摩擦係数、荷重時間と軟骨のひずみ量を計測して、摩擦の増大とひずみ量の増大がよく似ていることを指摘し、軟骨の変形にあたっての軟骨からの液体のしぼり出しが、摩擦の上昇と密接な関係にあると述べた。当教室の赤岡⁶⁾⁷⁾も同様の装置で実験を行い同じ結果を得ている。すなわち軟骨小片に荷重がかかると瞬間的に初期圧縮ひずみが生じ、滑動を続けていると液体のしみ出しを伴ってクリーブ曲線を描いて徐々にひずみが進行し、同時に摩擦も増大する。しかし軟骨小片を除荷して液体に浸しておけば、ひずみは回復し摩擦も低下する。これらのことから摩擦の増大は、滑動によって摩擦面間から液体が排除されること、軟骨の変形につれて軟骨からしみ出す液体が減少すること、および軟骨の変形によって接触面が拡大することなどによるのではないかと考えられている⁵⁾⁷⁾。除荷して液体に浸しておけば、ひずみの回復と同時に液体が軟骨内へ吸収され、再び摩擦も低下するのであろう⁵⁾⁷⁾。著者の実験では、振り運動時以外は静止した状態であるから上記の条件とはかなり異なる。しかし関節全体においても時間による軟骨の変形増大と、軟骨内からの液体のしみ出しの減少は当然考えられる。しかも荷重がかかっていたら、たとえ関節液が周囲に存在してもこれが荷重面から逆に軟骨内へ入っていくことは、内田と森田⁵⁾、赤岡⁶⁾⁷⁾の実験によっても否定されている。したがって膝関節においても軟骨小片と同じ現象、すなわち時間による軟骨の変形増大と、軟骨内からの液体のしみ出しの減少によって、摩擦は著しく増大するものと考えられる。荷重直後には軟骨の変形も軽度でかえって適合性もよくなり、軟骨内からの液体のしみ出しも十分可能なので低摩擦なのであろう。

前述の凍結割断標本 (図 7-a, b) に見られるごとく、荷重直後には関節軟骨から液体がしみ出してある種の潤滑膜をつくり、軟骨が変形して適合性がよくなり低摩擦であるが (図 7-b)、長時間の荷重持続では液体が出しつくされて、しかも振り運動によって軟骨面間から潤滑膜を形成すべき液体が排除され、摩擦は著しく高くなったものと思われる (図 7-a)。このように関節の潤滑には、軟骨内からの液体のしみ出しによって生ずる軟骨面間に存在する間隙が大きく関与しているものと思われる。

いっぽう著者の実験結果では、振幅 2° 付近の小振

幅域においては、摩擦係数は常に小さく、しかも荷重時間の持続による影響もほとんどうけなかった。このことは Unsworth ら⁹⁾のいうように、関節のごく微小な運動は関節面間の滑動によるものではなく、軟骨自体の弾性変形によって生じているという可能性を考えなければならぬ。

ともあれ関節にとっては接触面を変えずに持続荷重を加えていることが、摩擦を増大させる重要な要因であることは明瞭で、治療の目的で行う関節の外固定なども可及的に避けるべきである。また関節症における運動開始時痛も、不動荷重関節の運動開始時における摩擦増大が一つの要因となっているのであろう。

B. 膝関節の rotatory laxity

1. 実験方法について

Wang と Walker¹¹⁾の実験では、インストロン荷重装置を使用したので一軸性の回旋しか許容されなかった。しかし膝関節面の形状から考えても、機械のように厳密な一軸性の回旋軸が存在するとは考え難い。もともと全体では脛骨の上に大腿骨が乗っていて、機械で決められるような回旋中心はないのであるから、インストロンの一定の回旋軸にあわせようという実験は、生理的条件から逸脱した条件下の実験であることに留意しなければならない。

事実 Wang と Walker¹¹⁾は実験最初の内外旋サイクルではヒステリシスロスの大きな曲線が得られ、回旋中心を調整して2〜3回の回旋を行った後に、ヒステリシスロスの小さな安定した曲線が得られたと述べている。これに対し著者の実験では、固定した大腿骨上に脛骨を乗せるだけで特に軸の規制がないので、より生体に近い状態の回旋を観察できる利点がある。

2. 荷重による膝関節の回旋

膝関節の回旋0°の基準をどこにとるかについての決まった約束はない。伸展位における大腿骨と脛骨との位置関係を基準にとるという考えも成立する。しかし伸展位のままで膝関節の屈伸する平面を決定することは不可能である。すなわち膝関節の回旋に関して、伸展位での基準を設けることは実際には難かしい。それに反して屈曲位では大腿骨軸と脛骨軸を含む平面が決められるから、それを基準とすることができる。著者はその実際的方法として、振子運動をさせてもともと横ぶれの少ない位置に固定し、その位置で回旋板の目盛りを0°に合わせて実験を開始した。

振子に荷重をかけたただけでこの基準の位置から脛骨が内旋したが、これは脛骨と大腿骨の関節面の形状

と、軟部組織の制動によって決められた現象と考えられる。すなわち30°屈曲位では関節面が内旋方向に滑り出すような方向に傾斜した状態で適合していると考えられる。この傾斜のために垂直方向の荷重が内旋方向の水平分力に轉換されるのであろう。荷重によって生じた内旋位は torque rotation graph 上で primary laxity と secondary laxity との移行部にはほぼ一致するが、摩擦抵抗の少ない生体関節では関節面の形状に応じて容易に滑り出すが、あるところまでくると回旋を制限する軟部組織の抵抗によって、一定の位置に平衡するものと思われる。

3. 関節面の摩擦からみた rotatory laxity

Wang と Walker¹¹⁾の実験では50kgの荷重ですでに primary laxity は完全に消失している。回転モーメントがすべて関節面間の摩擦によって消費されたとして計算すると、摩擦係数は0.4という非常に高い値になる。しかし著者の振子実験で得られた50kg荷重直後の摩擦係数は0.02〜0.03程度であるから、この場合のトルクは摩擦以外の因子によって消費されていると考えなければならない。いっぽう著者の回旋実験で得られた高荷重下の primary laxity を示す部分での摩擦係数を計算してみると0.07〜0.03となり、いくぶん高めではあるが振子実験で得られた摩擦係数により近似し、生理的狀態に近くなる。すなわち回旋運動においても関節面間は良好な潤滑状態が保たれているといえよう。Wang と Walker¹¹⁾と著者との実験結果のちがいは、Wang と Walker¹¹⁾も述べているように、彼らの実験では一軸性に規制された回旋運動である故に、不適合な関節面を移動するための仕事量として高いトルクが必要になったものと考えられる。

4. rotatory laxity に対する荷重量および荷重持続時間の影響

Hsieh と Walker¹²⁾は rotatory laxity に対する荷重の影響を調べ、荷重量の増加に伴って rotatory laxity が低下すること、すなわち立位にて膝関節の安定に役立つことを指摘し、その原因を関節面間の摩擦と、荷重による軟骨の弾性変形の結果関節の適合性が部分的によくなるためと推論した。そのうちでも摩擦の影響は少なく、主として軟骨の弾性変形によって凹面(脛骨側)と凸面(大腿骨側)とがかみ合う結果、わずかな回旋角度でも傾斜面を登るための大きなトルクが必要になるとしてこれを up-hill 効果と称した。著者の実験の振子試験では高荷重においても摩擦係数は低く、荷重による影響はごく少なかった。しかし荷

重量がある程度以上になれば、関節面の弾性変形が生じて凹面と凸面がよくかみ合う結果、HsiehとWalker¹³⁾のいう uphill 効果によって、摩擦抵抗は小さくても陥凹してできた傾斜面をのり越えなければ回施しえないので laxity が低下するのは当然である。rotatory laxity から計算した摩擦係数が、振子試験より求めた摩擦係数よりも高い値を示したのは、up-hill 効果による回旋抵抗が増したためと思われる。

荷重持続時間が長くなると摩擦係数および関節面の弾性変形は増大するので rotatory laxity の低下はきわめて当然であろう。荷重時間による影響が荷重の大きなところで明瞭なものも、軟骨の弾性変形がより大きいためと思われる。

以上により膝関節は低荷重や瞬間荷重で関節面の弾性変形が小さい時は良好な rotatory laxity を有し歩行や走行の機能に適しており、いっぽう定荷重状態で一定の肢位を保つ時は、関節面の弾性変形による回旋安定性が生じるものと思われる。

V. 結 語

A. 皮膚を除く軟部組織を附着させたまま凍結保存しておいたヒト膝関節13例を用いて、種々の荷重条件下で振子法により摩擦係数を計測した。

1. 22kg~142kg の荷重量では、荷重直後の摩擦係数は0.05~0.004の範囲できわめて小さかった。また大振幅域では小振幅域よりも常に大きかった。

2. 荷重持続時間が長くなると摩擦係数は増大し、振幅10°付近では0.1前後にまでなった。しかし振幅2°付近の摩擦係数は、荷重時間に伴う増大が軽度で常に小さかった。荷重を除去すると、摩擦係数は数時間で低下しほぼ荷重直後の値にまで回復した。

3. 長時間荷重後に摩擦係数が増大した膝関節では、関節軟骨同志に可視的な接触が認められた。

B. 重錘によって荷重を加えた膝関節7例において、これにさらに回旋を生じる回転モーメントを加え、それによって発生した膝の回旋角度を計測して torque rotation graph を作製した。この曲線の勾配が rotatory laxity の程度を示すが、この rotatory laxity に対する荷重量、荷重持続時間の影響を調べた。

1. rotatory laxity は荷重量が増加すると低下した。また荷重持続時間が長くなるとともに低下した。

2. Wang と Walker¹⁴⁾の報告と異なり、50kg 以上の高荷重においても、荷重直後には primary laxity

が認められた。

稿を終るに臨み、御指導、御校閲頂いた藤本憲司教授に深く感謝の意を表すとともに、直接御指導、御鞭達下さった寺山和雄助教授、武井経憲助手および実験に御協力頂いた斉藤寛医学士に感謝致します。また本研究に対して御批判、御助言を頂きました当大学生理学教室東健彦教授、解剖学教室志水義房教授に感謝致します。

本研究は文部省科学研究費の助成を受けて行われた。試験機の設計をして頂いた東京工大笹田直教授、戸田浩司の両氏および記録装置の設計をして頂いたエンジニアリングシステム社柳沢源内氏に感謝します。

本論文の要旨は第51回日本整形外科学会総会(昭和53年5月)において寺山和雄助教授が発表した。

文 献

- 1) Charnley, J.: The lubrication of animal joints in relation to surgical reconstruction by arthroplasty. *Ann. rheum. Dis.*, 19: 10-18, 1960
- 2) 福岡善平: 関節潤滑に関する実験的研究. *医研*, 34: 100-110, 1964
- 3) 笹田 直: 潤滑技術よりみた関節. *臨整外*, 7: 838-844, 1972
- 4) McCutchen, C. W.: The frictional properties of animal joints. *Wear*, 5: 1-17, 1962
- 5) 内田貞夫, 森田真史, 藤升広子: 関節軟骨の粘弾性と摩擦性. *潤滑*, 23: 117-123, 1978
- 6) 赤岡啓二, 寺山和雄, 渡辺惣兵衛: 関節軟骨と硝子面間の摩擦に関する研究. *整形外科基礎科学*, 5: 199-204, 1978
- 7) 赤岡啓二: 関節軟骨と硝子面間の摩擦に関する研究. 第1報. *信州医誌*, 27: 723-736, 1979
- 8) 内田貞夫, 森田真史: 振子試験による生体関節の摩擦. *潤滑*, 22: 131-134, 1977
- 9) Unsworth, A., Dowson, D. and Wright, V.: Some new evidence on human joint lubrication. *Ann. rheum. Dis.*, 34: 277-285, 1975
- 10) Takei, T.: Deformation of the articular cartilage and joint space of the human knee joint under static load. *J. Jap. Orthop. Ass.*, 53: 577-593, 1979
- 11) Wang, C. J. and Walker, P. S.: Rotatory

膝関節の摩擦と rotatory laxity

- laxity of the human knee joint. *J. Bone Jt. Surg.*, 56-A : 161-170, 1974
- 12) 笹田 直 : 関節における摩擦と潤滑. *潤滑*, 23 : 79-84, 1978
- 13) Hsieh, H. H. and Walker, P. S. : Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J. Bone Jt. Surg.*, 58-A : 89-93, 1976

(54. 9. 11 受稿)