

電場・磁場による人工関節の摩擦摩耗特性制御に関する基礎的研究

中西, 義孝
九州大学工学機械科学

<https://doi.org/10.11501/3134999>

出版情報：九州大学, 1997, 博士（工学）, 課程博士
バージョン：
権利関係：

電場・磁場による人工関節の摩擦摩耗特性制御
に関する基礎的研究

中西義幸

電場・磁場による人工関節の摩擦摩耗特性制御
に関する基礎的研究

中西 義孝

目次

第1章 緒言	1
1・1 従来の研究	1
1・2 研究目的	9
第2章 生体関節の潤滑特性と摩擦挙動	11
2・1 研究目的	11
2・2 実験および方法	11
2・2・1 実験装置	11
2・2・2 摩擦係数の算出	12
2・2・3 試験片および潤滑液	13
2・2・4 関節形状測定	14
2・2・5 負荷に伴う関節の変形と接触面積の変化	15
2・2・6 負荷に伴う関節の変形と摩擦係数の関係	15
2・2・7 負荷中の揺動運動が摩擦係数に及ぼす影響	15
2・3 実験結果および考察	16
2・3・1 摩擦面形状測定	16
2・3・2 接触面積測定	17
2・3・3 負荷に伴う関節の変形と摩擦係数の変化	18
2・3・4 電場の印加が摩擦挙動に与える影響	25
2・4 まとめ	27

第3章	人工摩擦材の摩擦摩耗機構の解明(1)	28
	：関節液潤滑におけるステンレス鋼、チタン合金、 および超高分子量ポリエチレンの摩擦摩耗特性	
3・1	研究目的	28
3・2	実験および方法	28
3・3	実験結果および考察	31
3・3・1	潤滑液用関節液	31
3・3・2	摩擦挙動	31
3・3・3	摩擦面形状変化	34
3・3・4	摩擦面顕微鏡観察	37
3・4	まとめ	39
第4章	人工摩擦材の摩擦摩耗機構の解明(2)	40
	：ステンレス鋼同士の摩擦摩耗に及ぼす関節液成分の影響	
4・1	研究目的	40
4・2	実験および方法	40
4・2・1	摩擦材	40
4・2・2	実験装置と摩擦条件	42
4・2・3	潤滑液	44
4・3	実験結果および考察	45
4・3・1	球面ローラ／平板タイプ摩擦摩耗試験	45
4・3・2	球面／カップタイプ摩擦摩耗試験	48
4・4	まとめ	51

第5章	人工摩擦材の摩擦摩耗機構の解明(3)	52
	: ステンレス鋼同士の摩擦摩耗における 接触面圧摩擦材表面吸着膜との関連	
5・1	研究目的	52
5・2	実験および方法	52
5・3	実験結果および考察	54
5・3・1	潤滑液と接触面圧が摩擦摩耗に与える影響	54
5・3・2	半径すきまが及ぼす摩耗特性への影響	57
5・4	まとめ	59
第6章	人工摩擦材の摩擦摩耗機構の解明(4)	60
	: 軟質材摩擦面の摩擦挙動	
6・1	研究目的	60
6・2	実験および方法	60
6・2・1	試験装置および試験片	60
6・2・2	潤滑液	63
6・2・3	実験条件	64
6・3	実験結果および考察	67
6・4	まとめ	71

第7章 関節液成分含有水溶液の潤滑性能に及ぼす電場の効果 (1)	72
: 往復動・ヒアルロン酸水溶液潤滑における考察	
7・1 研究目的	72
7・2 実験および方法	72
7・2・1 試験装置および試験片	72
7・2・2 潤滑液	74
7・2・3 摩擦面付着物の同定	75
7・2・4 摩擦面観察および摩擦面付着物付着量の推定	75
7・3 実験結果および考察	76
7・3・1 電圧印加による摩擦挙動への影響	76
7・3・2 摩擦面付着物の同定	80
7・3・3 摩擦面へのHA付着量と摩擦挙動の関係	81
7・3・4 原子間力顕微鏡による摩擦面表面観察	82
7・3・5 潤滑液粘度が潤滑性能に与える影響	84
7・3・6 溶媒が潤滑性能に与える影響	86
7・3・7 正弦波交流電場印加による摩擦低減化機構	89
7・4 まとめ	91

第8章 関節液成分含有水溶液の潤滑性能に及ぼす電場の効果 (2)	92
: 往復動・ γ グロブリン添加ヒアルロン酸水溶液潤滑 における考察	
8・1 研究目的	92
8・2 実験および方法	92
8・2・1 試験装置, 試験片, および潤滑液	92
8・2・2 摩擦挙動の観察	93
8・2・3 摩擦面の観察	93
8・2・4 摩擦面間電場が潤滑性能に及ぼす影響	93
8・3 実験結果および考察	94
8・3・1 γ グロブリン添加が潤滑性能に与える影響	94
8・3・2 摩擦と摩擦面表面状態との関係	96
8・3・3 直流電場による潤滑性能の変化	98
8・3・4 交流電場による潤滑性能の変化	102
8・3・5 電場による潤滑性能変化に γ グロブリン濃度が与える影響	106
8・3・6 潤滑モードの変化が電場の効果に与える影響	109
8・4 まとめ	112

第9章	関節液成分含有水溶液の潤滑性能に及ぼす電場の効果 (3)	113
	: 潤滑モードの影響	
9・1	研究目的	113
9・2	実験および方法	113
9・2・1	試験装置, 試験片, および潤滑液	113
9・2・2	実験条件	115
9・3	実験結果および考察	116
9・3・1	摩擦面間への電場印加の影響と影響が現れる潤滑モード (チタン合金と導電性シリコンゴムの組合せ)	116
9・3・2	摩擦面間への電場印加の影響と影響が現れる潤滑モード (ステンレス鋼と導電性シリコンゴムの組合せ)	121
9・4	まとめ	125
第10章	関節液成分含有水溶液の潤滑性能に及ぼす電場の効果 (4)	126
	: 小電力化の試み	
10・1	研究目的	126
10・2	実験および方法	126
10・3	実験結果および考察	129
10・3・1	摩擦材電位変化の頻度が及ぼす影響	129
10・3・2	電場の電圧値が及ぼす影響	131
10・3・3	バースト幅が及ぼす影響	133
10・3・4	電場の効果に与える蛋白の性質の影響	135
10・4	まとめ	138

第11章	ステンレス鋼の摩耗特性に及ぼす交流磁場の効果 (1)	139
	：乾燥摩耗過程における影響	
11・1	研究目的	139
11・2	実験および方法	139
11・3	実験結果および考察	142
11・3・1	SUS304同士の摩耗	142
11・3・2	SUS304とSUS316の摩耗	145
11・3・3	SUS316同士の摩耗	146
11・4	まとめ	148
第12章	ステンレス鋼の摩耗特性に及ぼす交流磁場の効果 (2)	149
	：水溶液潤滑・往復動摩擦における考察	
12・1	研究目的	149
12・2	実験および方法	149
12・3	実験結果および考察	151
12・4	まとめ	154
第13章	結言および今後の展望	155

参考文献

謝辞

第1章 緒言

1・1 従来の研究

人工関節とは、生体関節の主たる機能である運動および荷重支持機能を代行する人工臓器⁽¹⁾であり、一般には関節部位に限定した置換が行われ、筋肉や靭帯が駆動源ないし運動制御部としての役割を果たしている。

変形性関節症や慢性関節リウマチ等の関節疾患により、運動機能障害ならびに疼痛が発生した場合、人工関節置換術が適用され、疼痛の除去・運動機能の回復に大きな成果を上げている。国内産業的にも、数年前の時点で、股関節と膝関節を主体として、約5万個の出荷実績（出荷額：約110億円）⁽²⁾を有す。

しかしながら、Charnley⁽³⁾による人工股関節の臨床適用の成功（1962年）から、35年あまり経過した現在でも、適用時の問題点、例えば摩耗や緩み、が指摘されている。

人工股関節の寿命を左右する一つの因子に、臼蓋への骨頭の埋没（Penetration）がある。Issacら⁽⁴⁾は、Charnley型人工股関節（超高分子量ポリエチレン(UHMWPE)臼蓋とステンレス骨頭）の埋没を経時的摩耗、すなわち一般に言う摩耗、とUHMWPEの回復不能なクリープ変形とに分離することを提唱し、臨床結果を2因子に分類することを試みた。Atkinsonら⁽⁵⁾は、1.4～16.3年間適用されたCharnley型人工股関節の25症例について調査し、臼蓋への骨頭の埋没率とその範囲を調査した。その結果、UHMWPEへの埋没過程におけるUHMWPEのクリープ変形の影響はそれほど大きくないこと、人工股関節の固定に用いられる骨セメントの破片が臼蓋で発見され、これがUHMWPEの摩耗を促進するばかりか、ステンレス骨頭表面をも傷つけること等を報告している。Hallら⁽⁶⁾は、同様のCharnley型人工股関節の調査において、UHMWPEのクリープの影響は無視できないが小さいことや、置換術直後から、骨セメントの摩擦面への進入があることを報告している。

現在人工関節の摩擦材として用いられているポリエチレン（UHMWPEおよびHDP(高密度ポリエチレン)）の摩耗因子は、ポリエチレンの高分子結晶構造、人工関節自体のデザイン（相手材、形状適合性、ならびに骨頭表面仕上げ精度⁽⁷⁾等）、および三体摩耗（Third-body wear）に大別される⁽⁸⁾。これらの因子の相互関係に関する報告も数多く存在する。Brummittら⁽⁹⁾は、三体摩耗の影響が、Co-Cr-Mo合金骨頭よりもTi-Al-V合金骨頭表面に現れやすいことを報告し、この原因を骨頭表面硬度に着目して論じた。Semlitschら⁽¹⁰⁾は、骨頭材料にアルミナを用いた場合、Co-Cr-Mo合金使用時よりもUHMWPEの摩耗が半減することを報告した。さらに、アルミナ骨頭と

同じ摩耗率がTi-Al-Nb合金 (Oxygen-deep-hardened) で期待できることも示している。

人工関節の緩みの原因は、材料力学的観点と生体反応の点から論じるのが妥当であると考えられる。速水ら⁽¹¹⁾は、緩みの原因は、人工関節置換術時に海綿骨を多量に切除することによる異種材料間への減衰のないエネルギー伝達と、それに起因する材料相互のマイクロモーションや剥離であるとの考えから、関節の衝撃吸収機構の可視化実験を行い、その推論の妥当性を検証している。

人工関節置換後の生体反応過程⁽¹²⁾は、人工関節ステム表面への骨進入による初期固定（主に、骨セメントを用いない場合）、人工関節周辺の反応、そして人工関節から発生する摩耗粉に対する反応、と段階的に進む。現在では、人工関節より発生する摩耗粉、特にポリエチレンの摩耗粉が生体組織と反応し、緩みを誘発することが問題^(13,14)となっている。Campbellら⁽¹⁵⁾は、ポリエチレンの相手材や人工関節の設計形状の違いがUHMWPE摩耗粉の大きさ・形状に影響を及ぼすかを調査するため、形状の異なる人工関節より採取した摩耗粉を走査型電子顕微鏡 (SEM) にて観察した。その結果、各群の摩耗粉には大きな差が認められないことから、すべての人工関節に共通の基本的な摩耗機構が存在すると結論づけた。Kobayashiら⁽¹⁶⁾は、人工股関節と人工膝関節より採取した摩耗粉を幾何学的パラメータ（等価直径、縦横比、および周囲長）にて調査し、摩耗粉量は人工股関節の方が少ないが、幾何学的パラメータには差が認められないことを報告している。一方、Stachowiakら⁽¹⁷⁾は、Kobayashiらと同等の幾何学的パラメータに、摩耗粉周囲のフラクタル次元⁽¹⁸⁾を追加することにより、人工関節の摩耗過程や作動状況の予想ができるかもしれないと記している。

ポリエチレンの摩耗粉とそれに伴う人工関節の緩みを最小限にする一つの解法として、流体潤滑の積極的導入が考えられる。Chamleyは多くの動物関節の摩擦を測定し、その速度特性から生体関節の摩擦が境界潤滑だと考えた。そのため、クーロンの摩擦法則に従い骨頭径を小さく（ $\phi 22\text{mm}$ ）設定している。しかし、笹田⁽¹⁹⁾は、同様の生体関節の摩擦係数の実測を行い、摩擦係数が0.006~0.01ときわめて低いことから流体潤滑膜の存在を予想⁽²⁰⁾し、Chamley型人工股関節とは対照的に、骨頭径を大きめに設定し、弾性流体潤滑 (EHL) 効果を積極的に増やすべきだと主張した。その後、馬淵ら⁽²¹⁾は、EHL計算により、十分な表面仕上げ精度が得られるならば、歩行条件下での流体潤滑が理論上可能であることを示している。

ポリエチレンの摩耗粉発生自体の消滅、すなわち人工股関節の摩擦材をポリエチレン以外の材質に置き換える方策も提案されている。池内ら⁽²²⁾は、摺動面の形状適合性が高いセラミック・セラミック人工股関節を提案し、潤滑液膜の過渡特性を数値解析している。一方、Mckee型人工股関節に代表されるメタル・メタル人工股関節

に関する報告も散見される。Streicherら⁽²³⁾は、Co合金の炭素含有量と摩耗特性の関係、および骨頭径について言及するとともに、血清を用いた実験結果より、金属に対する蛋白の役割の存在を示唆した。Jinら⁽²⁴⁾は、セラミックや金属同士の摩擦材組合せ、すなわち高弾性率材料同士の人工股関節の流体膜解析をEHL計算により解析した。その結果、半径すきまが潤滑膜厚さを決定する重要なパラメータであること、半径すきま、および表面仕上精度が流体膜形成に大きな役割を果たすこと、ならびに、接触半径と潤滑膜厚に密接な関係があることを報告している。

人工股関節と比較し形状適合性に乏しく、接触面圧が増大する可能性がある人工膝関節では、高弾性率材料同士への置換が困難と考えられることから、設計形状の変更により、UHMWPE摩擦面の接触面圧を下げる試みがなされている。Jinら⁽²⁵⁾は、接触面上のUHMWPE厚さと接触圧の関係を見積もり、UHMWPE内部応力を減らす指標となることを示し、Sathasivamら⁽²⁶⁾は、同様の研究により表面形状の最適化を目指している。O'Connorら⁽²⁷⁾は、UHMWPEの摩耗の主原因は良好とはいえない接触状態にあるとの見地から、運動の制約を受けず形状適合性が得られる生体半月板類似部品を適用することを提案した。笹田⁽²⁸⁾、馬淵ら⁽²⁹⁾は、摺動面適合性向上とUHMWPEの接触面圧低減を目的とし、従来採用されてきた解剖学デザインと異なった、円筒面型人工膝関節を開発し、臨床応用に踏み切っている。大月ら^(30,31)は、円筒面の曲率を一定とせず、2円弧とすることで、更なる摺動面適合性の追求を行っている。

摩耗量を減らす別の手法として、生体関節規範設計が行われている。このためには、生体関節の有する様々な機能を詳細に解析する必要がある。

生体膝関節の運動機構（リンク機構）の解明について、Kampenら⁽³²⁾は、ステレオレントゲン写真から、脛骨と膝蓋骨の6軸運動を解析し、膝の屈曲に伴い膝蓋骨は複雑な動きはするものの、一定の軌跡を描くことを示した。動的不安定性のメカニズムの調査を行った、Matumotoら⁽³³⁾は、ステレオカメラ写真を用いた解析を行い、解析法の妥当性について論じている。動的負荷からの関節保護の立場から、軟骨と海綿骨の役割を解析した、北条ら⁽³⁴⁾、Rohlら⁽³⁵⁾は、骨試験片の圧縮試験により、海綿骨の緩衝機能の低下が変形性関節症の発症および進展の力学的機序の一つになることを示唆した。さらにマクロな視点から関節の負荷機構を調査するため、村瀬ら⁽³⁶⁾は、豚膝関節を用いた衝撃試験と3次元FEM解析を試みている。一方で、micro-CTをはじめとする計測機器や解析モデルの発達により、微細な骨梁構造と機械的特性の相関が調査^(37,38)されるとともに、Wolffの法則⁽³⁹⁾に代表される、生物の適応機構⁽⁴⁰⁻⁴²⁾（Remodeling）に関する研究も数多くなされている。負荷、すなわち力学的刺激に対する細胞の反応、およびその反応形態は明らかとなりつつあるが⁽⁴³⁻⁴⁵⁾、細

胞間の情報伝達ならびに力学的刺激の認識メカニズムについての詳細は解明されていない。Cowinら^(46,47)は、骨の力学的刺激認識メカニズムとリモデリングを、4項目（流動電位；流体せん断抵抗による細胞壁への影響⁽⁴⁸⁾を含む、圧電効果；骨の変形に伴う電気分極⁽⁴⁹⁾、ギャップ・ジャンクション⁽⁵⁰⁾による細胞間の情報伝達、および骨芽細胞と破骨細胞の電気的な情報伝達）に分類し、その相互関係について論じている。現在では、動的負荷に対する骨のリモデリングにおいては、圧電効果より流動電位が支配的であるという認識が一般的⁽⁵¹⁾となり、流動電位に関する研究⁽⁵²⁻⁵⁴⁾も活発に行われている。この電気現象と骨の成長に関する研究^(55,56)は約150年前から行われており、現在では、遷延性治癒骨折や偽関節等の難治性骨折に対する電磁場刺激治療法⁽⁵⁷⁾として確立しつつある。著者ら⁽⁵⁸⁾も、骨粗鬆症に対する治療法の確立を目標とした、骨粗鬆症モデルラットの骨梁形態変化に及ぼすパルス変動磁場の効果を調査し、電磁場と骨梁形態変化に関連性が認められることを報じた。

生体関節の潤滑機構に関する研究も様々な視点から行われている。生体関節は、主に関節軟骨の弾性変形⁽⁵⁹⁾ならびに関節液の粘性効果に基づくソフトEHL⁽⁶⁰⁻⁶³⁾やマイクロEHL^(64,65)を含む流体潤滑を行う一方で、十分な厚さの流体潤滑膜の形成が困難となる過酷な条件下では、境界潤滑や滲出潤滑⁽⁶⁶⁾などの多種の潤滑モードが協調的に機能する「多モード適応潤滑」^(67,68)機構を有する低摩擦・長寿命の優れたトライボロジーシステムを構築している。

このシステムの構成要素である関節軟骨について、Swannら^(69,70)は、膝関節軟骨に対する押込試験を行い、関節軟骨の厚さ・弾性率が局所的に異なることを報告している。Stachowiakら⁽⁷¹⁾は、軟骨ピンと金属ディスクの摩擦摩耗試験を行い、体重程度の荷重条件以下では、限界はあるが軟骨自体に潤滑性能があること、ならびにその潤滑膜は1 μm 以下であり、それより深部は潤滑性能に乏しいことを報告している。一方、Fosterら^(72,73)は、関節軟骨の摩擦と荷重時間の関係を調査し、関節軟骨からの滲出機構について論じている。

生体関節の潤滑液である関節液に関する研究は、おもに加齢や病的変化との関連から研究が行われてきた。近藤⁽⁷⁴⁾は、人膝関節液のコーン・プレート粘度計による粘度測定と粘度に関連すると思われる構成成分の分析を行い、関節液の粘度が主にヒアルロン酸に支配されることを確かめ、病的関節液の粘度の低下は、濃度および分子量の低下の両因子に由来することを明らかにした。Webbら⁽⁷⁵⁾は、ボール・プレート粘度計を用いた粘度測定を行い、関節液粘度は、低温度・低せん断速度で上昇すること、圧力粘度指数は、一般的な潤滑液より大きく、圧力の上昇に関節液粘度は急速に対応すること、ならびに変形性関節症関節液の方が慢性リウマチ関節液より優れた潤滑特性を示すことを示した。関節液に粘性効果をもたらすヒアルロン酸

は、現在、変形性関節症などの疼痛緩和を目的として臨床応用^(76,77)されている。

生体関節軟骨は、有形傾斜構造マトリックスを構成するコラーゲン繊維と無構造基質であるムコ多糖蛋白複合体（プロテオグリカン）を基質⁽²⁸⁾としている。すなわち、軟骨表面には、関節液構成成分と同じ、ヒアルロン酸や蛋白成分、および脂質が共存していることを示し、生体関節の潤滑を考える上では、関節軟骨と関節液の相互作用について考える必要がある。日垣ら⁽⁷⁸⁻⁸¹⁾は、豚肩関節を用いた振子試験を行い、蛋白成分（ γ グロブリン）と脂質^(82,83)（Dipalmitoyl phosphatidylcholine; DPPC）が境界潤滑性を有することを示すとともに、関節軟骨上の境界潤滑膜モデルをLangmuir-Blodgett法により作成し、そのモデルの妥当性を示している。石川ら⁽⁸⁴⁾は、関節軟骨/関節液界面における高粘度領域（ゲル状物質）の存在を確かめるため、ピン・オン・ディスク試験機を用いたモデル実験を行っている。

このような、生体関節機能の解明は、人工関節の新しい設計指針^(85,86)を生みだし、生体関節規範人工関節設計を押し進めている。Dowson⁽⁸⁷⁾は、過去30年間の人工関節の発達についてまとめ、摩耗の問題は生体関節とかけ離れた材料組合せ（メタル・ポリマー、セラミック・ポリマー、およびセラミック・セラミック）に起因するとの考えから、生体関節の特徴を備えたCushion Form Bearingの提案を行っている。この設計指針は股関節⁽⁸⁸⁾のみならず膝関節にも適用され、数値解析およびシミュレータ試験を行ったAugerら^(89,90)は、生体内で5年間の耐久性があることを示唆した。TecoflexTM（ポリウレタン）を用いたCushion Form Bearingと同様に、股関節への適用の試みから始まったPolyvinylalcohol (PVA)⁽⁹¹⁾は、Murakami⁽⁸⁵⁾により膝関節にも適用され、摺動面形状設計と共に実用化に向けた研究が進められている。

人工関節材料および人工関節の摩擦摩耗に関する実験室内研究は、その黎明期より現在に至るまで数多く行われている。しかしながら、生体という特殊な環境をそのまま実験室に再現するには、物理的・技術的に困難が生じる。ゆえに、実験室内研究においては、実験条件が生体内と異なったものになる可能性があり、それは実験結果にも影響を及ぼす。Clarkeら⁽⁹²⁾は、Charnley型の臨床結果とシミュレータ試験結果を比較したが、UHMWPEの摩耗量は、臨床結果と比較し30-50%となり、テフロン（PTFE）のそれは3-5倍となる結果が得られたと報告している。また、臨床で観察されるUHMWPEの層状剥離が、シミュレータ試験では観察されないとBurgessら⁽⁹³⁾は報告している。

潤滑液の種類が摩擦摩耗特性を変化させた報告例として、Tsukamotoら⁽⁹⁴⁾は、人工関節材料の境界潤滑性を振子試験機にて調査した際、潤滑液（乾燥摩擦、生理食塩液、関節液、オレイン酸、ステアリン酸添加スピンドルオイル）により、それらの摩擦係数が大きく異なることを示した。Bigsbyら⁽⁹⁵⁾は、ステンレス/UHMWPEおよ

びジルコニア/UHMWPEの人工股関節のシミュレータ試験を行い、水潤滑ではステンレス面にUHMWPEの移着膜が観察され、ジルコニア骨頭の方が耐摩耗性を示すが、牛血清潤滑では、両者の摩耗特性にほとんど差が生じないことを報告している。現在、人工関節の耐摩耗性の試験法に関する規格としてASTM F732-82⁽⁹⁶⁾がある。この規格では、潤滑液として動物の血清を用いるとしているが、血清の個体差の影響による結果のバラツキも予想される。

摩擦様式による影響も報告されている。Bragdonら⁽⁹⁷⁾は、UHMWPEの摩耗率が生理的な動きと一方向の往復動とでは異なることや、原子間力顕微鏡 (AFM) およびSEMによる表面観察により、両表面形態に大きな差異が生じていることを報告している。Wangら⁽⁹⁸⁾は、UHMWPEが摩擦により分子鎖の再構成を行うため、一方向滑りの時は耐摩耗性が向上し、摩耗試験においては間違った結果を生む可能性があることを指摘している。この様なUHMWPEの特性を考慮し、Saikko⁽⁹⁹⁾は、臨床成績とシミュレータ試験結果を合理的に一致させるためには3軸運動が必要であることを指摘している。Medleyら⁽¹⁰⁰⁾は、メタル・メタル人工股関節のシミュレータ実験結果解析を通して、実験時には摩擦運動、接触状態、およびEHL、各方面からの解析を包括し、総合的に解釈しなければならないと論じている。

本研究では、これらの報告を踏まえ、各種人工材料の関節液潤滑下での摩擦・摩耗機構の解明を行うとともに、その特性の制御の可能性について検証する。

これまでの摩擦摩耗特性の制御に関する研究は、工業分野を中心に押し進められ、制御手法としては、摩擦面間電場や、磁場が用いられている。

遠藤ら⁽¹⁰¹⁾は、無添加マシン油での、炭素鋼、アルミニウムおよび黄銅の摩擦摩耗試験を行い、同種金属同士の摩擦においては、外部電圧の極性に無関係に、電圧の大きさが増大するにつれて摩耗率は増大し、異種金属間の摩擦では接触電位差を打ち消す外部電圧付近で摩耗率が最小となることを示している。山本ら^(102,103)は、パラフィン系精製鉱油中での軸受鋼と炭素鋼の摩擦において、硬度の低い摩擦面を陽極側にすることで、摩擦面に電気化学的不動態膜を形成させ、摩擦特性が改善できることを示し、不動態膜生成に至る印加電圧・電流の下限値があることや、潤滑液中の酸素濃度と不動態膜形成の関係についても論じている。平塚ら⁽¹⁰⁴⁾は、摩擦を伴いながら、硬い金属に柔らかい金属を電気メッキすると、その圧縮力によって下地金属との密着性に優れた潤滑膜ができる可能性を指摘し、軸受鋼と銅、銅と銅の摩擦中、スズを電気メッキすると摩擦部分に密に広がったメッキ層が生成され、摩擦係数が低下することを報告した。生体適合性材料の摩擦に関する報告も存在する。Zakiら⁽¹⁰⁵⁾は、水系潤滑液 (生理食塩液、関節液) 中における、関節軟骨とガラス、ステンレス鋼、およびUHMWPEの摩擦過程において、直流電場を印加することによ

り、摩擦挙動に変化が生じることを確認し、その機構の解釈をvan der Waals力と電気二重層に求めている。しかし、電場による積極的コントロールの可能性については言及していない。

現在では、電場以外にも、磁気とトライボロジーとが関連した現象、特に磁氣的現象をトライボロジーに利用している例⁽¹⁰⁶⁾が多数挙げられる。

それら磁氣的現象に関する研究の一例として、強磁性材同士、もしくは一方が強磁性材の組合せの乾燥摩擦過程を、磁場内において行くと、シビア・マイルド摩擦遷移が促進されることが報告されている。このメカニズムについて、平塚ら⁽¹⁰⁷⁾は、摩擦による摺動面の酸化促進を示し、熊谷ら⁽¹⁰⁸⁾は、磁場の酸化促進作用による摩擦粉の微細化と、その磁力による摩擦面間への吸引介在によるものと説明している。この磁場による摩擦低減化は常磁性体であるSUS316やSUS304同士の組合せの摺動でも確認^(109,110)されている。一方で、摩擦過程における磁場印加は、必ずしも劇的な低摩擦化を引き起こすとは限らない。平塚ら^(111,112)は強磁性体であるNiおよびS45C同士の摩擦においては、滑り速度によって磁場の効果が異なることを示し、菊池ら⁽¹¹³⁾も、S20C同士の摩擦においても同様の傾向が存在することを示している。

一般に、反磁性材を摩擦材に用いると、磁場は摩擦現象を全く変化させない^(109,110)ことが明らかとなっているが、強磁性体と常磁性体の摩擦材組合せの場合、磁場が摩擦を増加させる場合が存在し、その条件についても明らかにされつつある。熊谷ら⁽¹¹⁴⁾は、SUS304ロータと各種のピンの摩擦過程において、磁場印加により摩擦が増大するか否かのパラメータとして、ロータ摩擦面と摩擦粉のビッカース硬さの差に着目している。このような摩擦過程における磁場の効果は、乾燥摩擦過程に限られた現象ではない。山本ら⁽¹¹⁵⁾は、極性油中における軸受鋼と炭素鋼の摩擦過程において、磁場印加により潤滑油の転移温度が上昇することを確認している。

このような磁場がトライボロジー現象に関与する機構について、明確な解答は得られていないが、摩擦電磁気現象⁽¹¹⁶⁾が関与していると考えerことは妥当だと思われる。摩擦電磁気現象 (Triboelectromagnetism) とは、固体の摩擦に伴う帯電、摩擦面近傍におけるマイクロプラズマの発生、トライボエミッションなどの諸現象を包含した現象である。摩擦電磁気現象が発生すれば、そこでは、周囲分子は発生した電子や光による攻撃を受け、正、負のイオンやラジカルなどの活性中間体を生じ、それぞれに対応した反応が発生する。仮に、低温摺動面においても、この摩擦電磁気現象の発生量が十分であれば、この摩擦電磁気現象による反応が支配的となると考えられる。

本研究では、これらの報告・知見を踏まえ、電磁場による関節液潤滑下の人工摩

1・2 研究目的

次世代人工関節設計においては、摺動面形状を中心とした形状設計と共に、人工関節に用いる摩擦材の開発・選択が必要である。本研究では、摩擦材選択の指針を提示し、かつ、選択された摩擦材の特性を十分に引き出す、もしくは制御する手法について提案・検証を行う。

本研究の目的は、大きく2つに分類される。第一は、各種人工摩擦材の関節液潤滑下での摩擦・摩耗機構の解明であり、第二は、電場・磁場を用いた摩擦摩耗特性の改善である。これらの目的を遂行するため、下記の手順により研究を行った。

第2章において、豚肩関節を用いた振子試験により、生体関節の潤滑機構の解明を行った。この研究においては、関節軟骨の粘弾性特性が与える摩擦係数への影響を中心に議論する。これは、機械的特性（特に、弾性率）をパラメータとした人工関節摩擦材の評価に貢献するものと考えられる。さらに、人工関節の摩擦摩耗特性制御の研究指針を得る目的から、生体関節に電場を適用した場合の摩擦挙動への影響も調査した。

第3章においては、ステンレス鋼、チタン合金および超高分子量ポリエチレンの摩擦摩耗試験を、関節液潤滑と有機成分を含まないRinger液潤滑にて行い、関節液中の有機成分が及ぼす摩擦摩耗特性への影響とその原因を推論した。その推論の検証と詳細な解析を行うため、第4、5章においては、ステンレス鋼同士の摩擦摩耗過程における関節液成分の影響を調査し、第6章においては、軟質材（導電性シリコーンゴム）とステンレス鋼またはチタン合金の摩擦過程における関節液成分の影響を調査した。

第6章により得られた、軟質材とステンレス鋼またはチタン合金の摩擦摩耗メカニズムを基に、第7章から第10章において、電場による潤滑特性の改善およびその機構について、調査した。

第7章においては、関節液構成成分のうち、潤滑液粘性を支配するヒアルロン酸水溶液の潤滑性能に及ぼす電場の効果を調査し、電場による摩擦増減機構の解明を行った。

第8章においては、多成分溶質系潤滑液での電場の効果および機構を解明するため、ヒアルロン酸水溶液に蛋白成分の一つである γ グロブリンを添加した潤滑液にて、摩擦実験を行った。実験結果を基に、第7章のヒアルロン酸単体水溶液潤滑時との機構の差異について論じる。

第9章においては、電場の効果が現れる潤滑モードについて調査を行うと共に、摩擦材の差異による、電場の効果の違いについて観察し、その原因について論じた。

第10章においては、電場による摩擦材および潤滑液の損傷を緩和する目的から、

制御用電場の入力電力の小電力化に着目した。目的遂行のため、本章では、制御用電場の波形の変化と摩擦挙動の関係を観察、考察する。

第4章および第5章により得られた、ステンレス鋼同士の摩擦摩耗メカニズムを基に、第11章と第12章において、磁場による摩耗特性の改善およびその機構について、調査した。

第11章においては、常磁性体であるステンレス鋼の摩耗特性に与える交流磁場の効果を乾燥摩耗過程の結果を中心に議論する。この章では、特に磁場印加と酸化膜形成の関心に重点をおいた。

第12章においては、メタル・メタル人工関節の摩耗特性の制御を目的として、水溶液潤滑下での磁場印加の効果を検討する。この際、第12章の乾燥摩耗過程での効果との差異に着目し、目的達成のための指針を提案する。

第2章 生体関節の潤滑特性と摩擦挙動

2・1 研究目的

現在臨床応用されている代表的な人工関節と生体関節を摩擦材の観点から比較した場合、大きな差異として、材料物性（例えば弾性率）が挙げられる。本章の目的は、生体関節の摺動面形状および軟骨の粘弾性特性が、摩擦挙動にどのような影響を与えているかを調査し、生体規範設計を行う上での指針を得ることにある。

さらに、人工関節の摩擦摩耗特性制御の研究指針を得る目的から、生体関節に電場を適用した場合の摩擦挙動への影響も調査した。

2・2 実験および方法

2.2.1 実験装置

図2-1に実験に用いた振り試験機を示す。試験片を振子の支点として、自由揺動を与えることが可能である。振子本体を含めた荷重を100Nまたは1kNに設定した。また、ジャッキによる除荷状態の維持や加変速DCモータによる負荷中の強制揺動が可能である。

電場の適用に当たっては、関節断面に密着させた電極（SUS304製）により、電場（正弦波交流5V）の印加を行い、電場印加が生体関節摩擦に及ぼす影響を調査した。

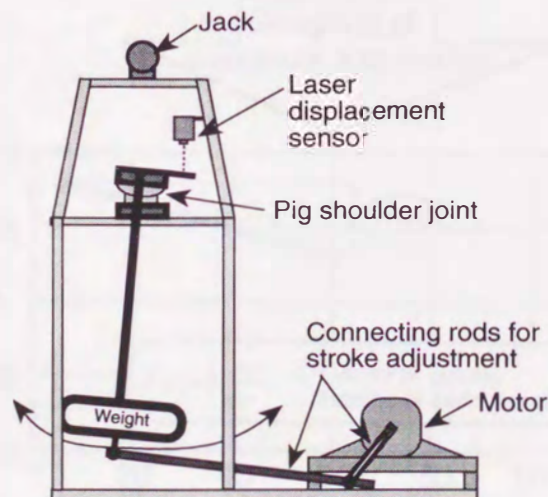


図2-1 振り試験機概略図

2・2・2 摩擦係数の算出

摩擦係数の計算方法を図2-2に示す。レーザ変位計により算出された揺動角は実験終了後、グラフにプロットし減衰状態の評価に用いる。このプロットデータより各振幅の最大点を抽出し、各振幅での減衰量を計算した。直線減衰となる領域（100Nでは0.08～0.03rad, 1kNでは0.09～0.03rad）の平均減衰量 $\Delta\theta$ より次式^(117,118)を用いて摩擦係数を算出した。

$$f = (l/4r) \Delta\theta$$

l : 重心支点間距離

r : 摩擦面半径

なお、重心支点間半径と摩擦面半径は各実験において実測した。

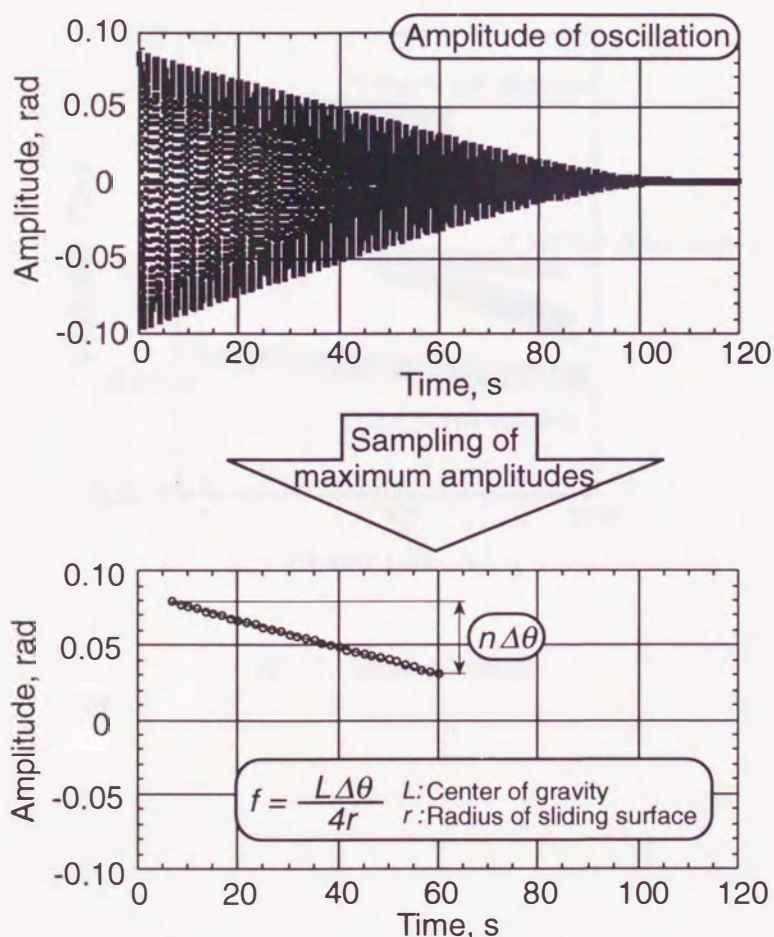


図2-2 摩擦係数の算出方法

2. 2. 3 試験片および潤滑液

実験対象は、生後6カ月、同程度の体重を有する豚群の肩関節である。肩関節は採取後、乾燥を防ぐため、生理食塩水を含ませたガーゼで覆い、実験開始まで温度約5℃で保存した。

振子摩擦試験で用いた潤滑液は0.2wt%, 0.5wt%および1.0wt%ヒアルロン酸ナトリウム（以下HAと略す、分子量：88万）生理食塩水溶液である。これら潤滑液および豚関節液の粘性特性を図2-3に示す。潤滑液粘性を司るHAの生理食塩液は、関節液と同様に非ニュートン性を示すが、せん断速度による粘性変化は若干小さめである(74,76)。せん断速度 10s^{-1} において豚関節液と0.5wt%HA生理食塩水溶液の粘度がほぼ同じであることがわかる。

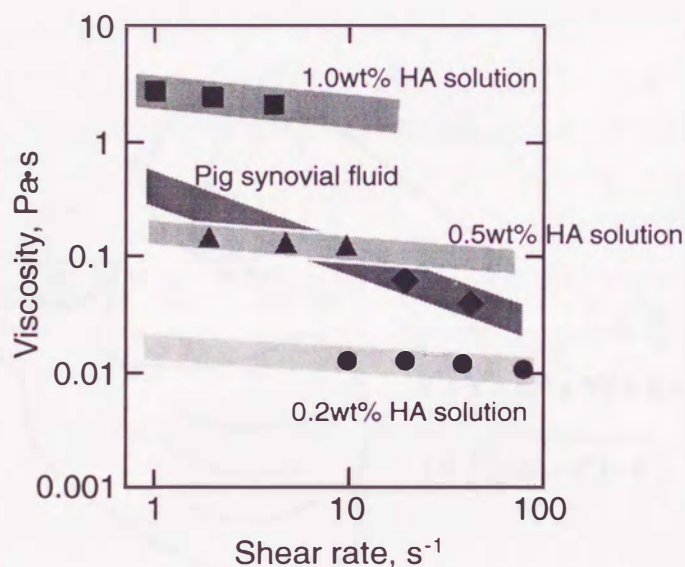


図2-3 潤滑液の粘度

2. 2. 4 関節形状測定

摩擦面である豚肩関節の骨頭と臼蓋の形状測定法を図2-4に示す。歯科用アルギン酸塩印象材（アルギネル）により骨頭および臼蓋の型を採取後、模型用超硬石膏により復元模型を作成した。これら復元模型関節面の長手方向を長径方向とし、長径方向と直交する方向を短径方向と設定した。摩擦面の曲面は真円の一部と仮定し、3次元測定器を用い各方向に沿った3点のX-Y 2次元座標を真円の式に代入することにより、3元1次方程式を得た。ガウスの消去法によりこの方程式の未知数であるa,b,cの近似解を求めることにより摩擦面半径 r_L および r_S を導いた。骨頭、臼蓋それぞれ10個の摩擦面半径を計測し、平均及び標準偏差を求めた。

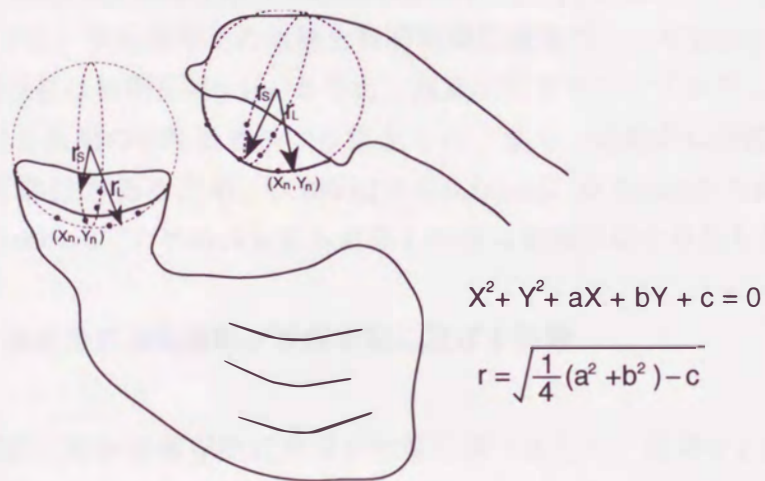


図2-4 関節形状の測定法

2. 2. 5 負荷に伴う関節の変形と接触面積の変化

関節軟骨は粘弾性的性質⁽⁵⁹⁾を有する。ゆえに荷重および荷重時間により関節軟骨が変形し、接触面積が変化することが考えられる。関節面接触領域見積りの手法として3S法⁽¹¹⁹⁾ (Silicone oil - carbon black powder Suspension Squeeze technique) がある。しかし、本実験において試行したところ、臼蓋部にシリコンオイルの残留が認められ、明瞭な接触領域が見いだせなかった。よって、本実験では、炭素粉(コピー機用トナー)を関節骨頭側に散布し、実験条件と同じ荷重条件においた後、臼蓋に付着したトナーの面積をCCDカメラで撮影し、2値化処理の後、接触面積を見積もった。

2. 2. 6 負荷に伴う関節の変形と摩擦係数の関係

潤滑液のスクイーズ膜作用や関節の変形などが関節摩擦に及ぼす影響を調べるため、各HA生理食塩水溶液潤滑の下で、負荷時間、摩擦係数および関節の変形量の関係を調べた。関節の変形量は振子試験機に豚肩関節を固定した後、潤滑液を臼蓋に約0.5ml滴下し、負荷を与えた直後と負荷時間経過後のレーザ変位計の値の差より求めた。摩擦係数は初期振幅0.1radを与え、減衰状態をサンプリングした後、0.09radから0.03radの各振幅の平均減衰量より算出した。また、揺動中に潤滑モードの変化が存在する可能性があるため、0.09radから0.06rad、0.06radから0.03radおよび0.015radから0.005radでの平均減衰量も計算し同様に摩擦係数を算出した。

2. 2. 7 負荷中の揺動運動が摩擦挙動に及ぼす影響

負荷中の揺動運動が摩擦挙動に及ぼす影響を調べるため、負荷中に加変速DCモータにて強制揺動を与えた後の摩擦係数を測定した。

2・3 実験結果および考察

2・3・1 摩擦面形状測定

豚の肩関節の形状測定結果を表2-1に示す。

表2-1 形状測定結果（単位：mm）

	Head		Cup	
	major	minor	major	minor
Mean radius	25.2	22.7	19.1	18.2
Standard deviation	1.25	1.86	3.04	3.02

長径方向，短径方向とも骨頭の摩擦面半径の方が，臼蓋のそれよりも大きいことが認められた。この結果は，比較的荷重条件が穏やかな場合に周辺から接触が生じ，関節面中央部に潤滑液のとじ込め領域が形成される可能性を示す。さらに，低弾性率の関節軟骨と相まって長時間のスクイーズ膜形成も期待できる。

2・3・2 接触面積測定

測定結果を図2-5に示す。両荷重条件ともに負荷時間の増加に伴い、接触領域が増加する傾向が観察された。これは、粘弾性を有する関節軟骨の変形によるものと考えられる。1 kNにおいては、負荷時間20分と30分に大きな差が認められない。関節軟骨は約1-2 mmの有限厚さであるため、総変形量にも限界が存在することが示された。

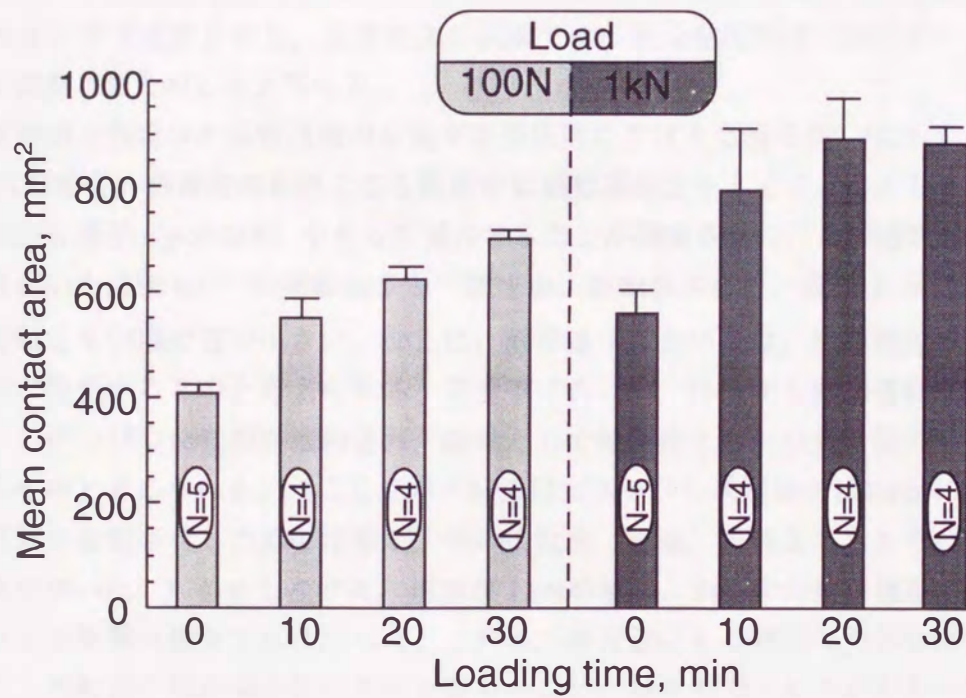


図2-5 荷重時間と接触面積の変化

2・3・3 負荷に伴う関節の変形と摩擦係数の変化

荷重を加えた直後の関節の摩擦係数に及ぼす荷重ならびに潤滑液粘度の影響を図2-6に示す。ヒアルロン酸水溶液は顕著な非ニュートン性を示す^(74,75)。そのため同じ滑り速度でも潤滑膜厚さが異なれば実効粘度に変化が生じる。故に、一般的には、ヒアルロン酸添加濃度と実効粘度には線形関係は成立しないと考えられる。しかし、両荷重条件において振子の周期がほぼ一定であること、さらに荷重100Nにおいては荷重が比較的低いことから負荷直後においては軟骨の変形が微小であることが考えられ、関節の潤滑モードはHAの添加濃度増加に伴い、境界、混合および流体潤滑が主要なモードとなり推移していると考えられる。この結果より、荷重100Nにおいては0.2wt%HA程度の生理食塩水溶液を潤滑液として用いることにより、関節の潤滑モードを混合潤滑領域に設定できることが推測できる。しかしながら荷重が1 kNの場合、100Nの時の様な明瞭な潤滑モードの変化は観察されなかった。これは高荷重下では大きな弾性変形を生じ、負荷直後の試験では広範な粘度領域でEHLモードが主体的に機能したためと考えられる。

負荷時間と負荷中の揺動運動の有無が摩擦係数に及ぼす影響を図2-7に示す。荷重が100Nの場合、負荷時間が同じでも負荷中に揺動運動を与えることにより摩擦係数が統計的有意差 ($p < 0.005$) をもって減少することが観察された。この結果は犬の股関節を用いた渡壁ら⁽¹²⁰⁾の実験結果と一致する。摩擦面半径は、表2-1に示されたように骨頭より臼蓋の方が小さい、ゆえに、静荷重下においては、関節軟骨のいびつな変形が発生するものと考えられる。荷重下において、外部から揺動運動を与えた場合、このいびつな変形が緩和され、結果として粘弾性ヒステリシス損失を減少させるものと考えられる。(ここで言う粘弾性ヒステリシス損失とはTaborにならい、粘弾性体を変形させるための仕事と、その後放出(回復)可能なエネルギーの差という意味で用いた。)しかしながら、荷重が1 kNの場合、負荷中の揺動運動が摩擦係数に与える影響は観察されなかった。これは、高荷重による軟骨の大きな弾性変形により、摺動面の形状適合性が良好となったこと、振り子のトルクが大きいため、静止荷重により発生する関節軟骨のいびつな変形による粘弾性ヒステリシス損失の影響が相対的に小さくなったこと、が考えられる。

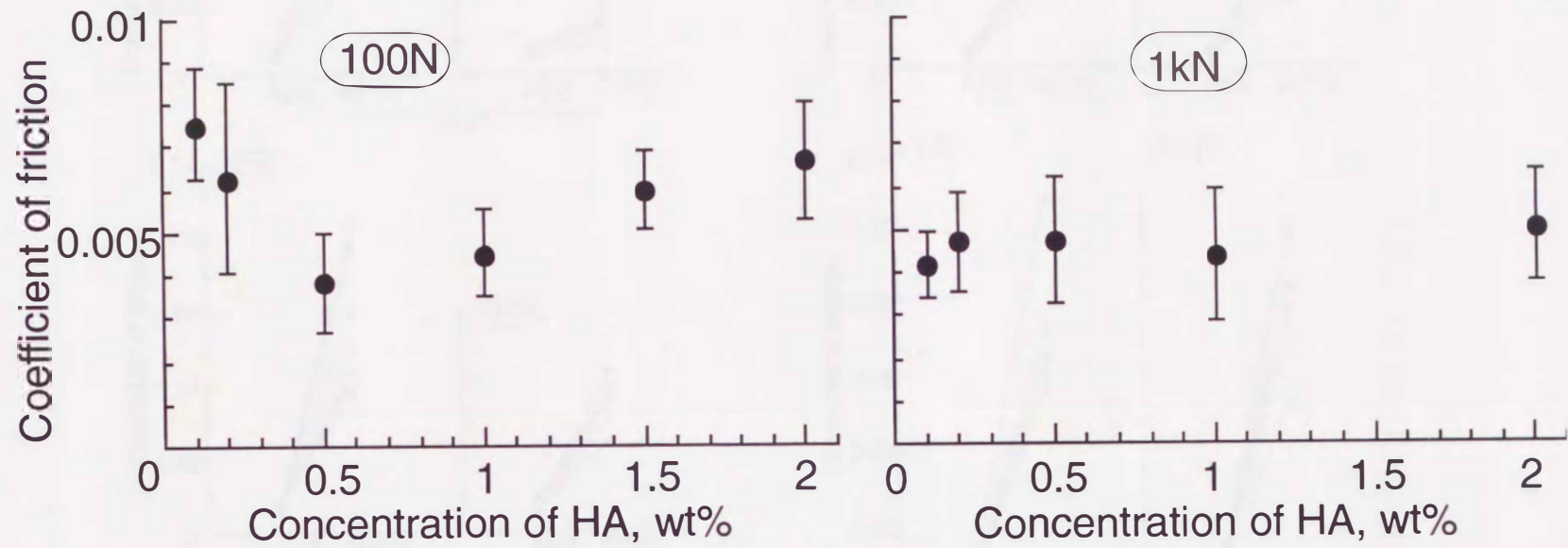


図2-6 関節の摩擦係数に及ぼす荷重および潤滑液粘度の影響
(摩擦係数は負荷直後の直線減衰域 (100Nは0.08~0.03rad,
1 kNは0.09~0.03rad) より算出)

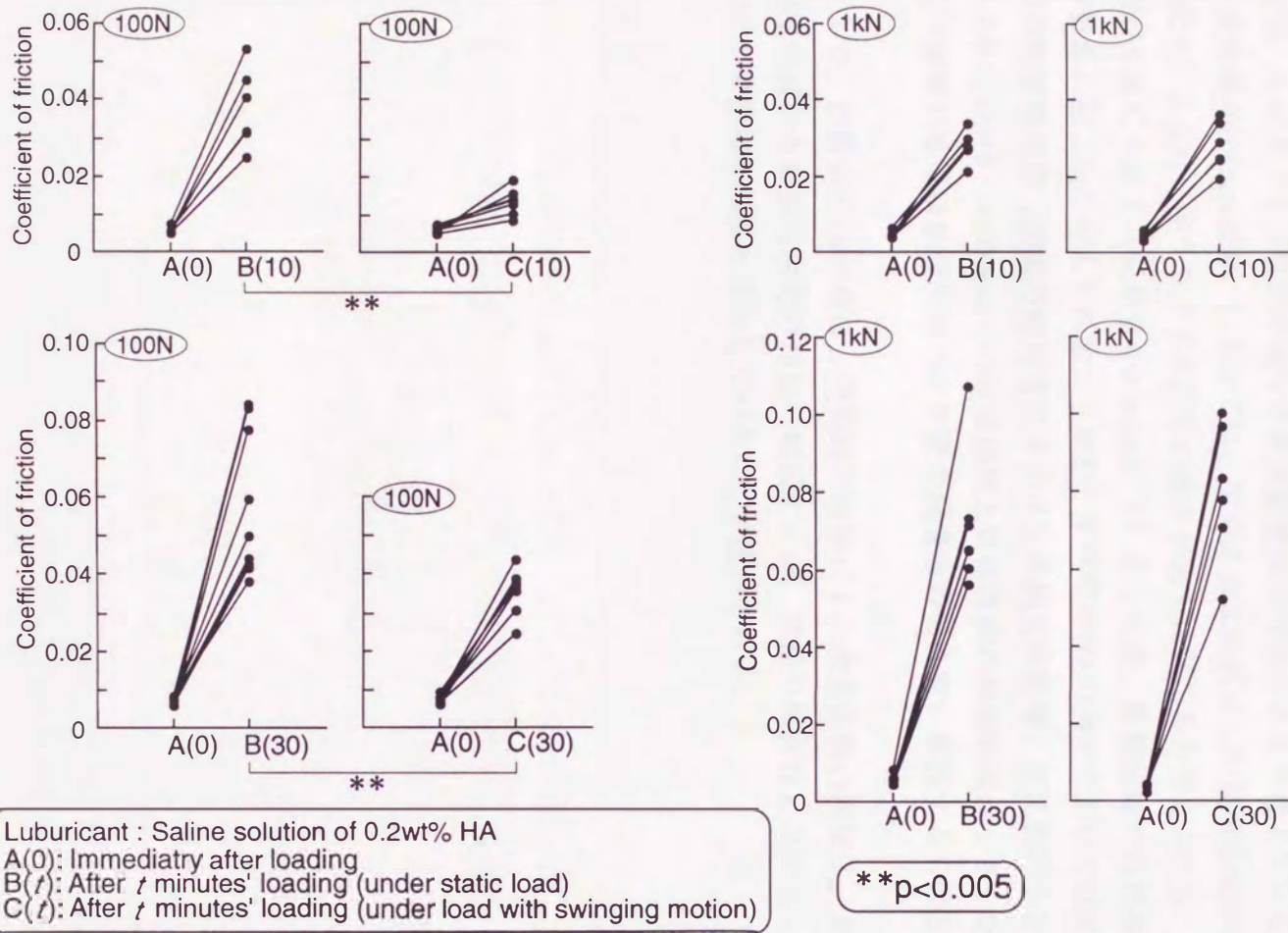
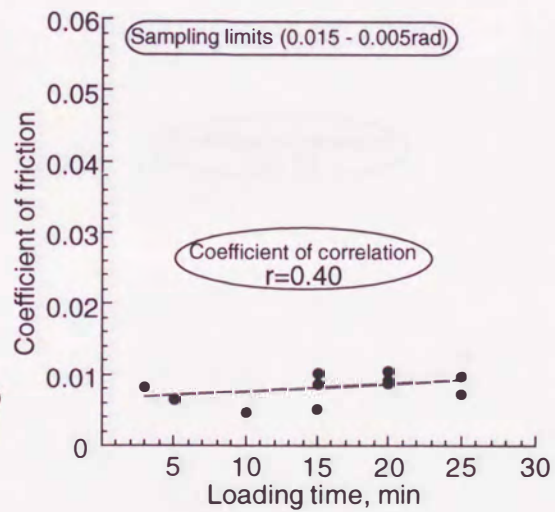
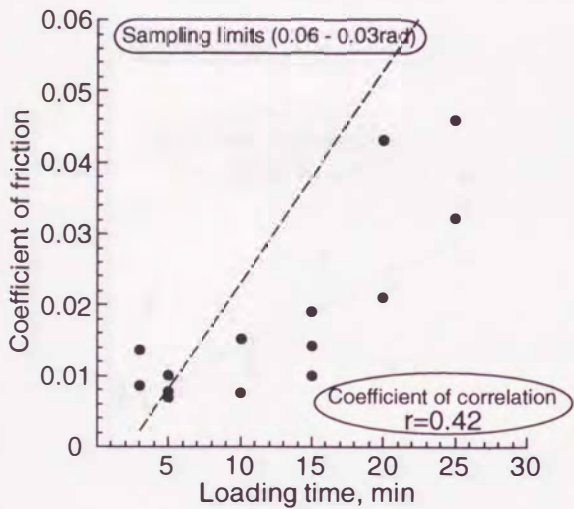
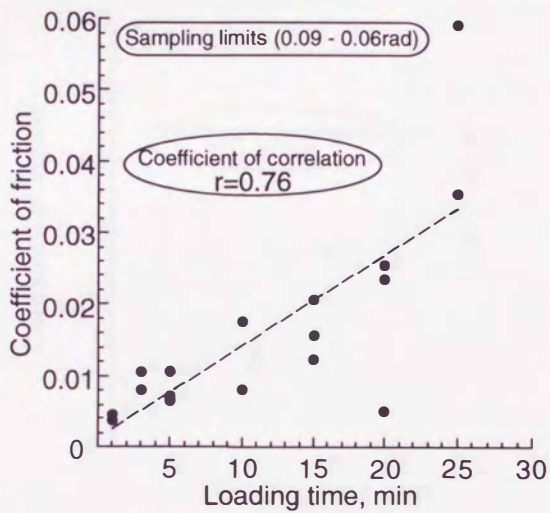
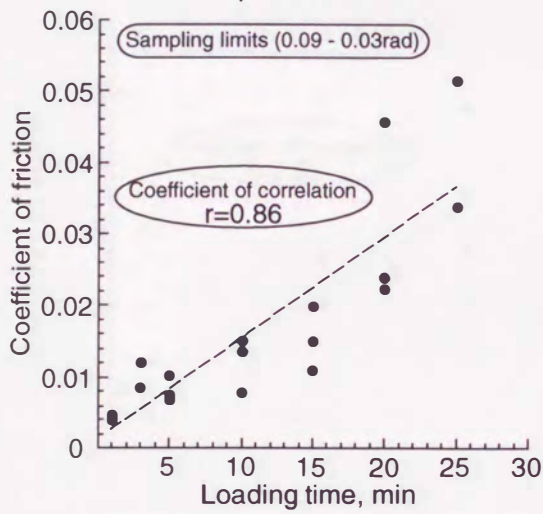
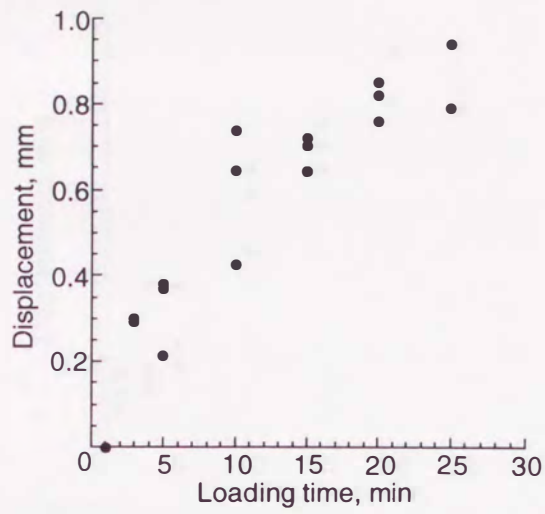
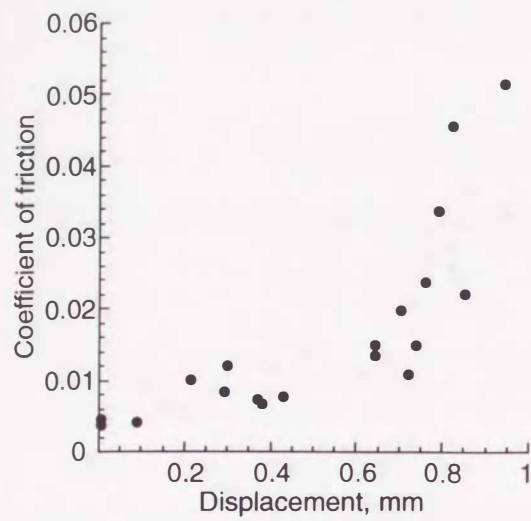


図2-7 負荷時間と負荷中の揺動運動の有無が摩擦係数に及ぼす影響

図2-8, 図2-9, および図2-10に, 荷重 1 kN時の負荷時間, 関節変形量 (負荷直後からの増分) および各減衰領域より算出した平均の摩擦係数を示す. 0.2wt%および0.5wt%HA生理食塩水溶液では変形量が0.6mmを越えた場合, 急激な摩擦係数の増加が観察された. 1 kNの負荷条件においては, 摩擦係数の増大に及ぼす粘弾性ヒステリシス損失の影響は小さいと考えた. ゆえに, 負荷時間の増加に伴う摩擦係数増加の原因は, 主にスクイズ膜厚の減少と直接接触部の増加であると考えられる. 負荷初期 (変形量が0.6mm未満) においては, 関節摩擦面周囲からの接触領域の増加 (表2-1, 図2-5) とそれに伴うスクイズ膜厚の減少がおもに起こると考えられる. スクイズ膜厚が非常に小さく (変形量が0.6mm以上) になった後, 接触領域の直接接触部の増加がおもに起こると考えられる. しかし, すべてのHAの濃度において揺動運動中の関節の粘弾性変形 (関節の粘弾性ヒステリシス損失の影響) が比較的小さいと考えられる0.015radから0.005radでの摩擦係数と負荷時間の相関係数が小さくなっている. この領域の摩擦は軟骨表面のゲル膜や潤滑液のせん断に起因するものと推測できる.

以上より, 負荷が1 kNの時は, 負荷時間増加による摩擦係数の増加は, 主にスクイズ膜厚の減少と直接接触部の増加に起因するが, 関節の粘弾性ヒステリシス損失に起因する摩擦増加機構も関与していることが推測される.



Load 1kN
Saline solution of 0.2wt% HA

図2-8 生体関節の摩擦挙動特性 (1)

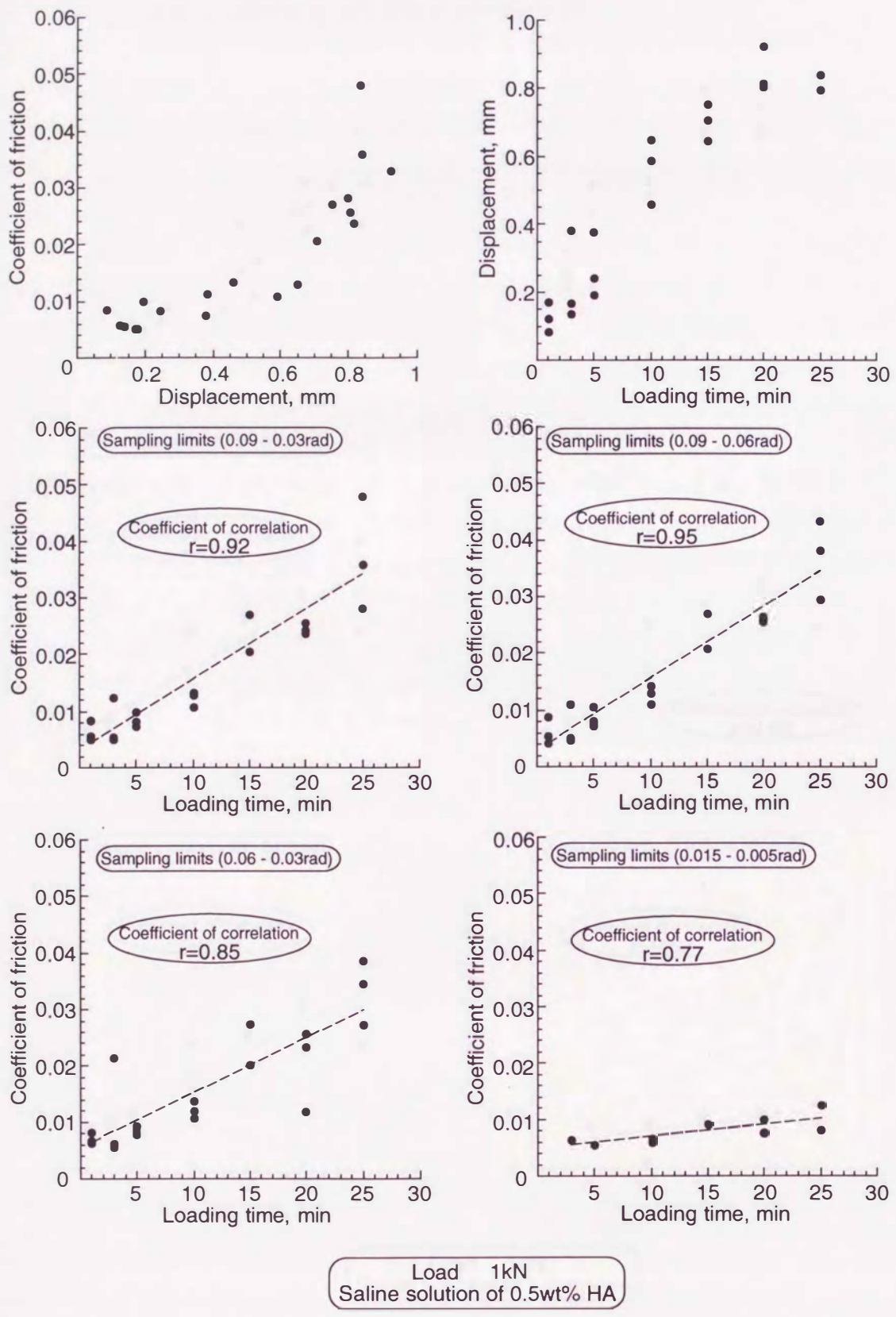


図2-9 生体関節の摩擦挙動特性 (2)

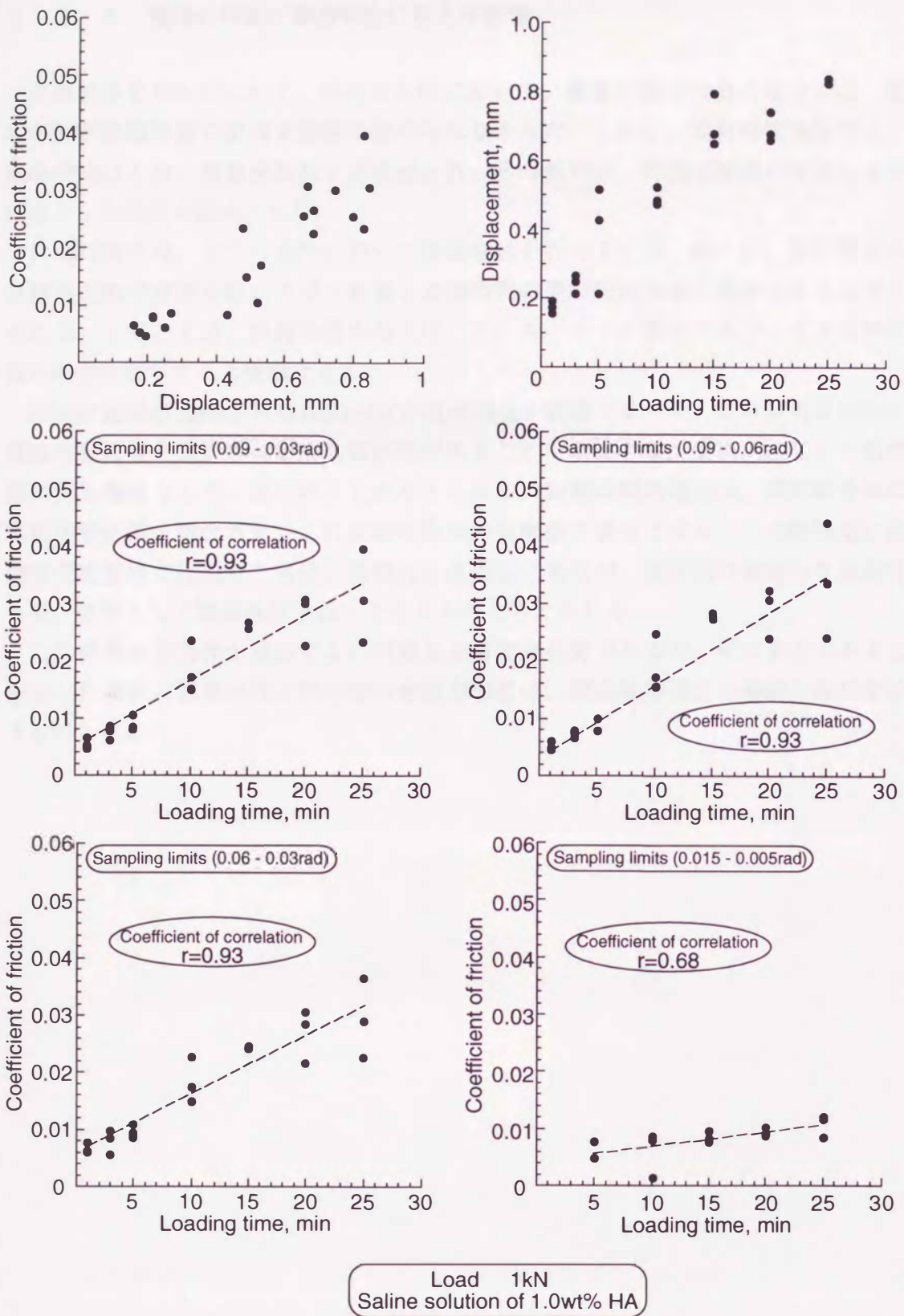


図2-10 生体関節の摩擦特性 (3)

2・3・4 電場の印加が摩擦挙動に与える影響

実験結果を図2-11に示す。両荷重条件において、荷重時間が10分の場合には、電場印加が摩擦挙動に及ぼす影響は認められなかった。しかし、負荷時間30分では、電場印加により、摩擦係数低下が確認され、その傾向は、印加周波数の増加により顕著となる傾向が認められた。

負荷時間中は、全ての条件において強制揺動を行っている。ゆえに、関節軟骨の粘弾性変形が摩擦挙動に及ぼす影響と負荷時間の間の相関関係は僅少であると考えられる。このことは、負荷時間の増大は、主にスクイーズ膜厚の減少と真実接触面積の増大に寄与すると推測できる。

印加周波数が10Hzよりも1kHzの方が低摩擦化が顕著であった。これは電場印加が摩擦挙動に与える影響に周波数依存性があることを示唆する。電場印加により低摩擦に至る機構として、以下のことが考えられる。負荷時間の増加は、関節軟骨面の真実接触面積を増大させ、これは凝着由来の高摩擦を誘発させる。この凝着部に高周波交流電場が作用した場合、連続的な表面電位変化が、凝着部の凝着力を脆弱化させ、結果として摩擦係数を低下させるものと考えられる。

この機構の妥当性を検証するには更なる研究が必要であるが、仮に妥当であると仮定した場合、電場印加と無印加の摩擦力の差は、関節軟骨同士の凝着力変化を示すものとなる。

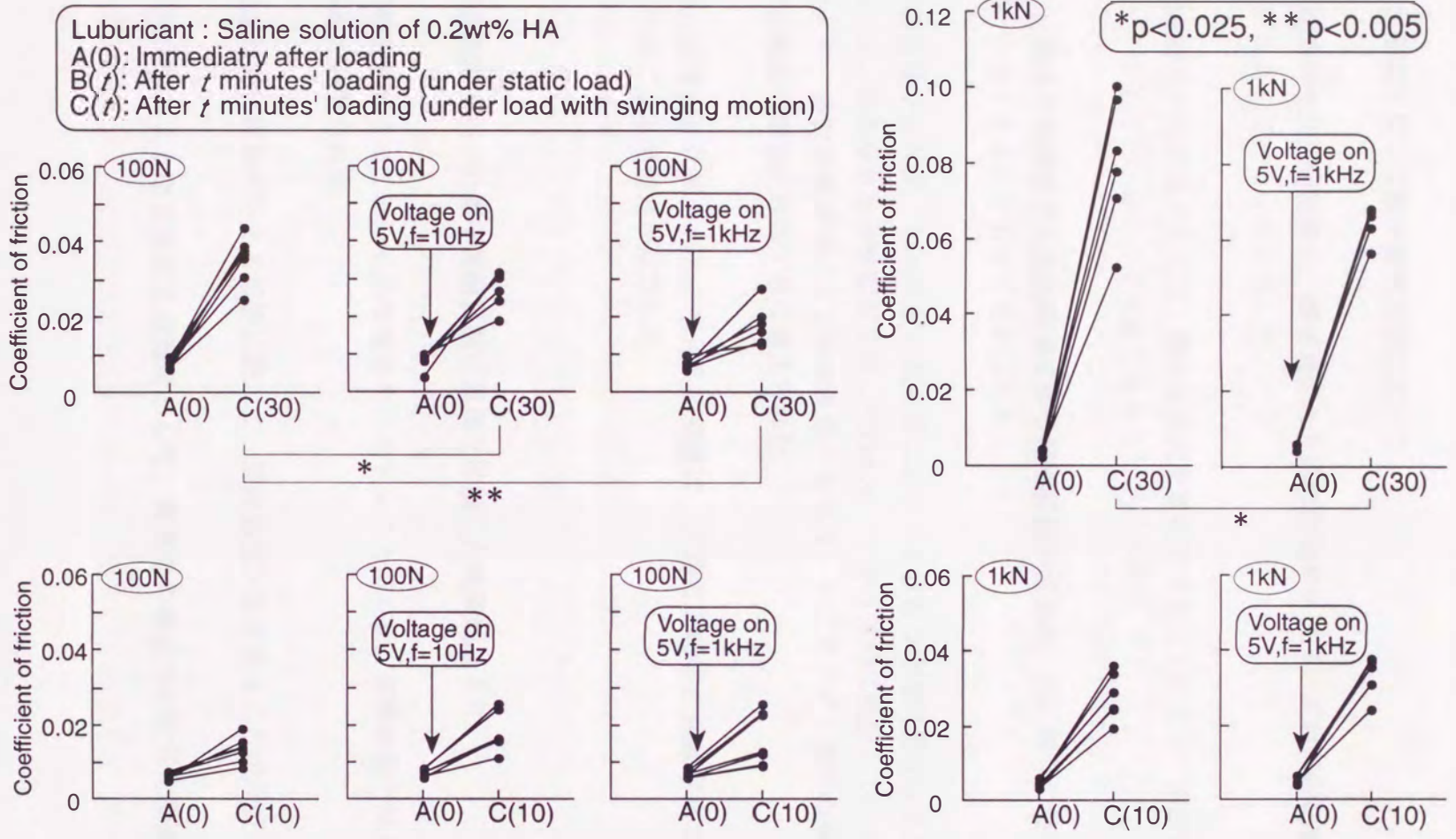


図2-11 生体関節摩擦に及ぼす電場の効果

2・4 まとめ

豚の肩関節を用いた振子摩擦試験において、

- 1) 肩関節の形状測定結果は、潤滑液のとじ込め作用やスクイーズ膜保持に有利な形状を有していることを示した。
- 2) 100N程度の軽荷重であれば、潤滑液粘度を変化させることにより、関節の潤滑モードを変化させることが可能であることが示された。
- 3) 100N程度の軽荷重での負荷時間に伴う摩擦係数の増加は、主に軟骨の粘弾性変形に由来するものであることが示された。
- 4) 負荷直後であれば、1 kN程度の高荷重においても良好な摩擦特性が示された。これは、関節軟骨の弾性変形を伴ったEHLモードが主体的に機能していることを示す。負荷時間増加による摩擦係数の増加は、主にスクイーズ膜厚の減少と直接接触部の増加に起因すると考えられた。
- 5) 豚の肩関節に代表される、生体関節機構は、長期直立時等の起動摩擦の点からは不利になる可能性が示された。

豚の肩関節を用いた振子摩擦試験に電場を印加した実験結果より、

- 1) 摩擦条件によっては、正弦波電場を印加することにより、摩擦係数が低下する現象が観察された。
- 2) 摩擦挙動に電場が与える影響に関して、周波数依存性があることが示唆された。
- 3) 電場印加による摩擦係数低減機構として、凝着部の凝着力の脆弱化機構を提案した。

第3章 人工摩擦材の摩擦摩耗機構の解明(1)

関節液潤滑におけるステンレス鋼、チタン合金、 および超高分子量ポリエチレンの摩擦摩耗特性

3・1 研究目的

現在臨床適用されている人工関節の多くは境界～混合潤滑モードで作動していると考えられ、そのため摩擦摩耗特性は、摩擦材物性と潤滑液組成の相互作用により大きく影響を受ける。人工関節置換後の潤滑液は血清類似の体液あるいは二次関節液である。これは潤滑液として血清を用いることにより生体内潤滑液組成とほぼ同じ組成が得られることを示唆する。しかし、厳密には蛋白質濃度・組成の違いやヒアルロン酸と蛋白との複合体の影響が摩擦摩耗特性に反映される可能性も存在する。

本章では、潤滑液に豚膝関節液と有機成分を含まないRinger液を用いた人工材料の摩擦摩耗試験を行う。その結果より、関節液中の有機成分が及ぼす摩擦摩耗特性への影響とその原因を推論する。

3・2 実験および方法

試験機の概略と摩擦材形状・材質組合せをそれぞれ図3-1, 3-2に示す。摩擦形態は、半径30mmの球面を有するディスクと平板の点接触往復動である。摩擦条件は、荷重9.8N, ストローク20mm, 周期1sとし、 1.55×10^6 サイクル(約18日)の摩擦摩耗特性を評価した。

潤滑液は豚関節液を生理食塩液により2倍に希釈したものをを用いた。関節液は屠殺直後の豚膝関節より採取した。採取直後に4種((a)無色あるいは淡黄色の透明・高粘ちょう (b)淡赤色の透明 (c)赤色の不透明 (d)無色あるいは淡黄色の透明・低粘ちょう)に区分した。これらの粘度測定結果(実験室温21℃)を図3-3に示す。全ての関節液で非ニュートン性が観察された。実験には(a)種の複数頭(N>100)混合関節液のみを用いた。しかし、採取時に同じ針とシリンジを繰返し用いたため、使用関節液は若干淡赤色を呈した。

対比実験として、有機成分を含まないRinger液(表3-1)を潤滑液とした摩擦摩耗試験も行った。

潤滑液量は80mlである。48時間ごとに、潤滑液をすべて回収、生理食塩液にて潤滑液槽内を洗浄の後、新しい潤滑液との交換を行った。

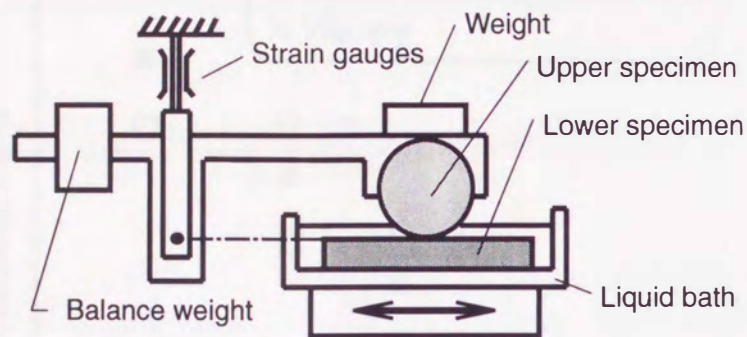
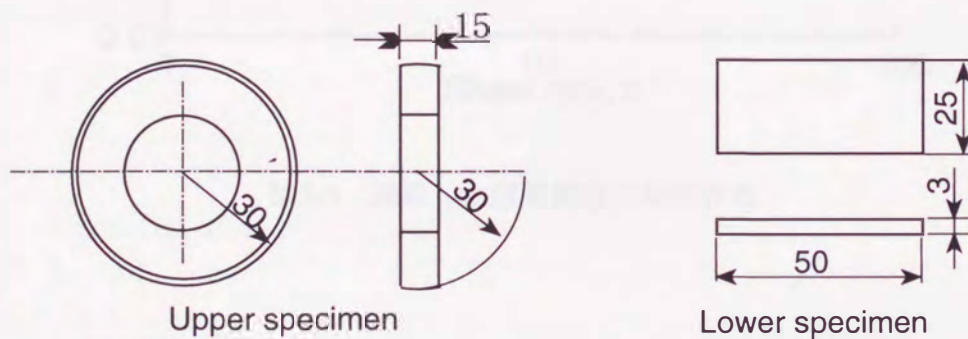


図3-1 往復動摩擦摩耗試験機



	A	B	C	D
Upper	Stainless steel	UHMWPE	Stainless steel	Titanium alloy ※
Lower	Stainless steel	Stainless steel	UHMWPE	UHMWPE

(※ : Ti-6Al-4V, N⁺ ion implantation)

図3-2 摩擦材形状および摩擦材組合せ

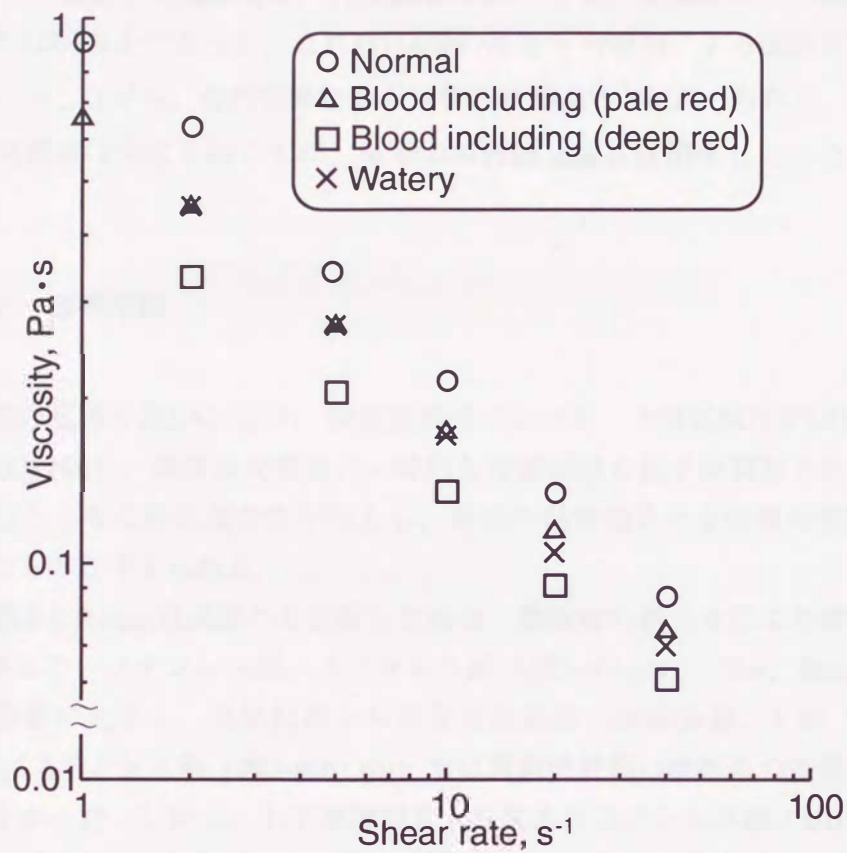


図3-3 採取した豚関節液の粘性特性

表3-1 Ringer液組成 (g/l)

Water	Sodium	Potassium	Calcium	Chloride
990.00	3.59	0.21	0.05	5.74

3・3 結果および考察

3・3・1 潤滑液用関節液

交換のため回収した関節液は、目視観察においても、実験前よりの粘性が低下していることは明らかであった。これはHA等の高分子の摩擦による破断が原因と考えられる。しかしながら、自然乾燥物からは樹枝状結晶⁽¹²¹⁾が認められた。これらは、実験中に関節液は劣化を起こすが、本来の特性は完全には消失していないことを推察させる。

3・3・2 摩擦挙動

摩擦係数の推移を図3-4に示す。関節液潤滑において、下部試験片がUHMWPEの場合（図3-4(C),(D)）、潤滑液交換後に一時的な摩擦係数の低下が観察された。これは、試験の進行とともに形状適合性が向上し、新液の粘性効果とその後の粘性低下の影響が現れたものと考えられる。

関節液潤滑とRinger液潤滑とを比較した場合、摩擦材の組合せにより摩擦係数の差異が観察された。ステンレス鋼/ステンレス鋼（図3-4(A),(a)）では、Ringer液潤滑の摩擦力が非常に大きく、実験初期から測定可能範囲（摩擦係数 >1.0 ）を超えた。UHMWPE/ステンレス鋼（図3-4(B),(b)）では両潤滑液間の摩擦力の差異はほとんど観察されなかった。しかし、上下摩擦材を入れ替えたステンレス鋼/UHMWPE（図3-4(C),(c)）やチタン合金/UHMWPE（図3-4(D),(d)）、すなわち、下部摩擦材にUHMWPEを用いた場合には、関節液より潤滑液粘度の小さいRinger液潤滑の方が摩擦係数が低値となる傾向が観察された。

関節液中には、高分子多糖類であるヒアルロン酸の他に、蛋白質や脂質などの血清由来成分が含まれている⁽²⁸⁾。蛋白質⁽¹²²⁾は α アミノ酸がペプチド結合により縮合重合したポリペプチドである。関節液中に含まれるアルブミンやグロブリンなどのように球状構造をとる蛋白質は、極性のアミノ酸側鎖が蛋白質の外側に露出して水と相互作用する傾向があり、非極性（疎水性）のアミノ酸側鎖は内側に固まって、疎水性の芯を作る。DPPCに代表されるリン脂質⁽⁸¹⁾も水性の環境では集合し、疎水鎖を中心に向け極性部を外側に向ける球状のミセルや疎水鎖を内側に会合させ並ぶ平面上の二重膜の形態をとる。これらの形態は、水溶性のヒアルロン酸と異なり、両親媒性の性質を有することを示す。本実験のように、疎水的な性質を有する摩擦材が存在する場合、これら両親媒性物質は、疎水的相互作用により摩擦材表面に吸

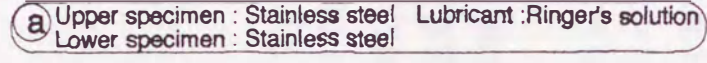
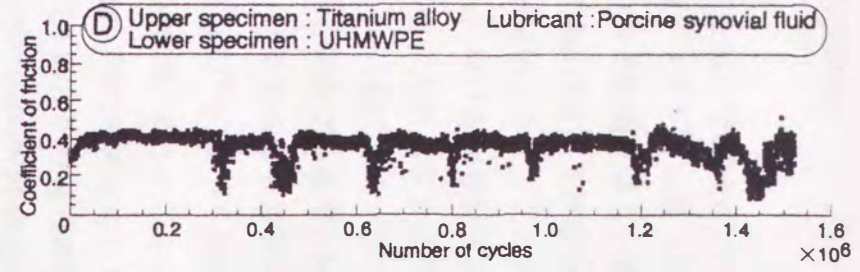
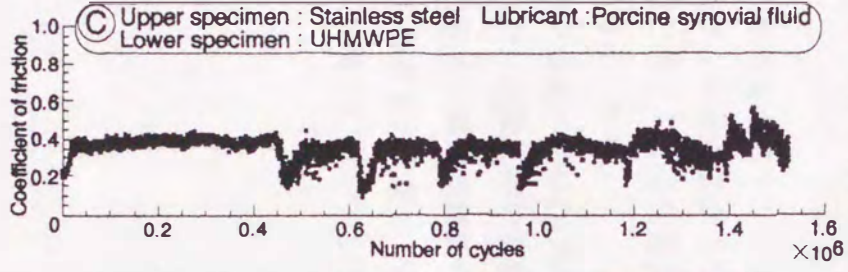
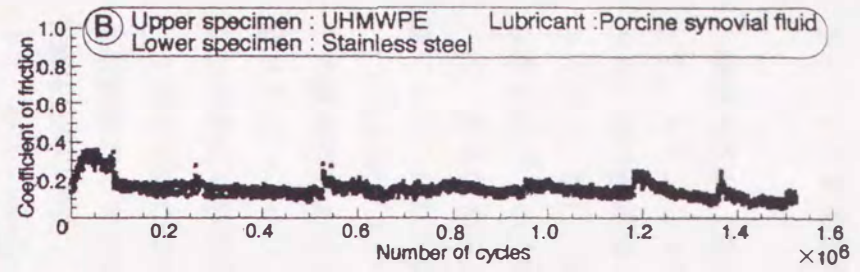
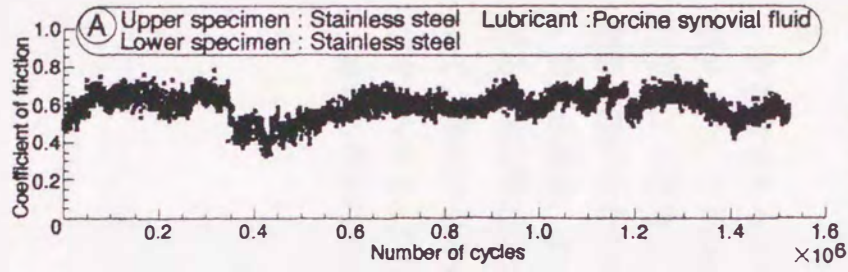
着する可能性がある。この吸着物により、上部摩擦材／吸着物／下部摩擦材、なる連続的かつ局所的な接合（以下、micro-bondingと称す）がなされている可能性もある。さらに、摩擦母材と吸着物の接合力（吸着力）が非常に大きい場合には、摩擦母材の機械的強度との相対関係により、micro-bonding部のせん断破壊部位（例えば、吸着物のせん断破壊や摩擦母材のせん断破壊）が異なることも考えられる。

本摩擦様式では上部材と下部材の摩擦過酷度が大きく異なる。よって、関節液中の両親媒性成分（蛋白質、脂質等）が摩擦条件の穏やかな下部摩擦材表面に吸着する影響が、摩擦挙動に大きく反映されると考えられる。

ステンレス鋼／ステンレス鋼（図3-4(A),(a)）では、摩擦材表面への両親媒性成分の吸着が、上下母材同士の直接接触を阻害する保護膜的役割を果たすものと考えられる。仮に、ステンレス摩擦材表面と吸着物の接合力（吸着力）が非常に大きく、かつ、ステンレス鋼の機械的強度が吸着物のそれより大きいと仮定するならば、micro-bonding部のせん断破壊が吸着物領域で発生したと考えることもできる。

下部摩擦材がステンレス鋼よりも柔らかいUHMWPE（図3-4(C),(c)と(D),(d)）の場合には、真実接触面積の増大により、micro-bonding部も増大すると考えられる。micro-bonding部の増大は、ヒアルロン酸等の高分子溶質の摩擦面間への流入を阻害し、結果として摩擦力を増大させる可能性がある。さらに、UHMWPE表面と吸着物の接合力（吸着力）が非常に大きく、かつ、UHMWPEの機械的強度が吸着物のそれより小さいと仮定するならば、micro-bonding部のせん断破壊がUHMWPE領域で発生していると推測することもできる。

人工材料への両親媒性成分（例えば蛋白質）の吸着力について、本報告では詳細な実験的検証を行っていない。よって、吸着強度が摩擦材の機械的強度よりも高いとする仮定には疑問の余地があり、上述の議論の一部は妥当ではない可能性がある。しかし、本研究遂行のための予備実験において、ステンレス鋼表面に吸着した蛋白成分は、通常の洗浄（蒸留水、アセトン、ヘキサン、エチルアルコール）程度では払拭できないことが原子間力顕微鏡（AFM、本報告では第7-8章にて詳細を示す）観察により確認された。さらに、アルミナ懸濁液による物理的研磨により確実に吸着物の除去ができることも確認している。以上の観察結果より、吸着強度も摩擦摩耗特性に影響を与える重要な因子であると考えている。



Coefficient of friction > 1.0

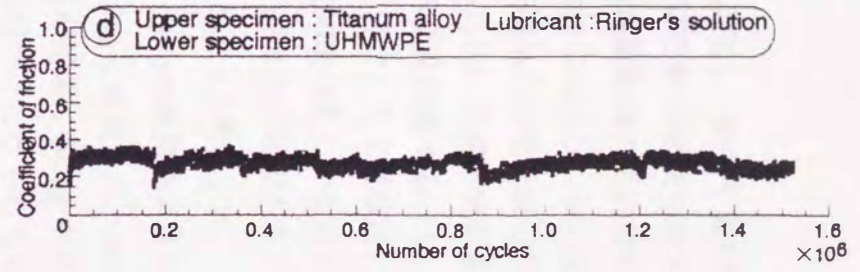
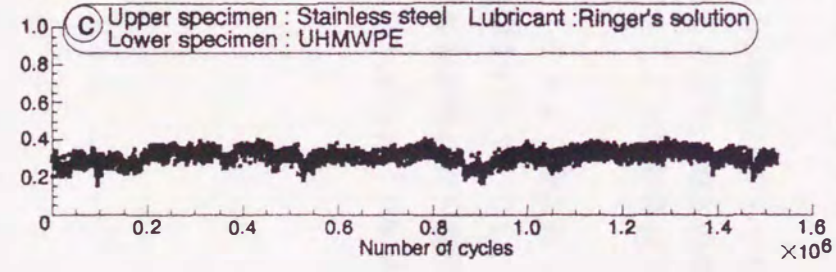
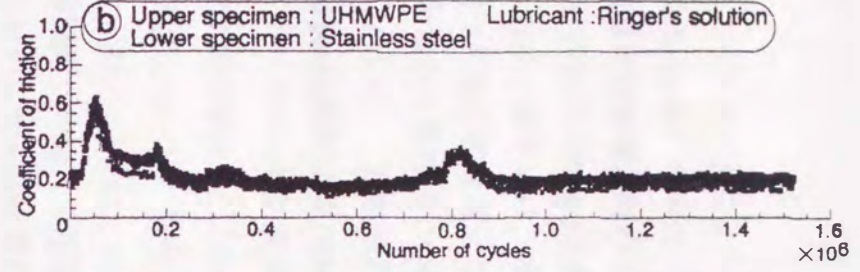


図3-4 関節液およびRinger液潤滑における摩擦係数の推移

3・3・3 摩擦面形状変化

摩擦面形状（直交断面）を触針式プロファイルメータにより測定した結果を図3-5に示す。ステンレス鋼／ステンレス鋼（図3-5(A),(a)）の場合、摩耗量は図3-6に示すとおり、関節液潤滑の方が低値を示し、摩擦材表面吸着物の保護膜作用の可能性が示された。しかし、関節液潤滑の下部摩擦材表面にはRinger液潤滑には見られない大きな摩耗痕とうねりが観察された。これらの原因説明には、摩擦材表面吸着層の不均一性、多成分溶液系における摩擦材表面への優先吸着順位ならびに吸着形態等を考慮に入れた検討が必要であり、本研究の評価法の範囲内での評価は困難であった。

UHMWPE／ステンレス鋼の場合（図3-5(B),(b)），関節液潤滑では上下摩擦材に若干の摩耗が認められる程度であるが、Ringer液潤滑ではUHMWPEの著しい摩耗が観察された。これは、関節液成分吸着物によりステンレス鋼表面粗さに起因するアブレシブ摩耗や移着膜形成⁽⁹⁵⁾に基づく凝着摩耗が減少したためと考えられる。

下部摩擦材がUHMWPE（図3-5(C),(c)と(D),(d)）の場合、Ringer液潤滑よりも関節液潤滑の方がUHMWPEの摩耗が大となった。これは3・3・2にて推論した、micro-bonding部の増大による高分子溶質の摩擦面間への流入の阻害が原因と考えられる。また、micro-bonding部のUHMWPE領域においてせん断破壊が起こったとも考えられる。

両潤滑液とも上部摩擦材がステンレス鋼よりチタン合金の方が摩耗は若干ながら低減した。これはチタン合金の方がステンレス鋼に比べ親水的であり、疎水的相互作用により吸着すると考えられる両親媒性成分の吸着力低下もしくは吸着量減少の影響が現れたものと考えられる。

関節液潤滑、チタン合金／UHMWPE（図3-5(D)）において、チタン合金表面に若干の摩耗が検出された。実験に用いた関節液はフィルター処理を行っていない。よって、臨床で見られる人工関節摺動面の三体摩耗とほぼ同じ現象が現れた可能性⁽⁹⁾が考えられる。この三体摩耗の影響は下部摩擦材がUHMWPE(図3-5(C),(c)と(D),(d))の場合の摩耗特性にも現れている可能性がある。

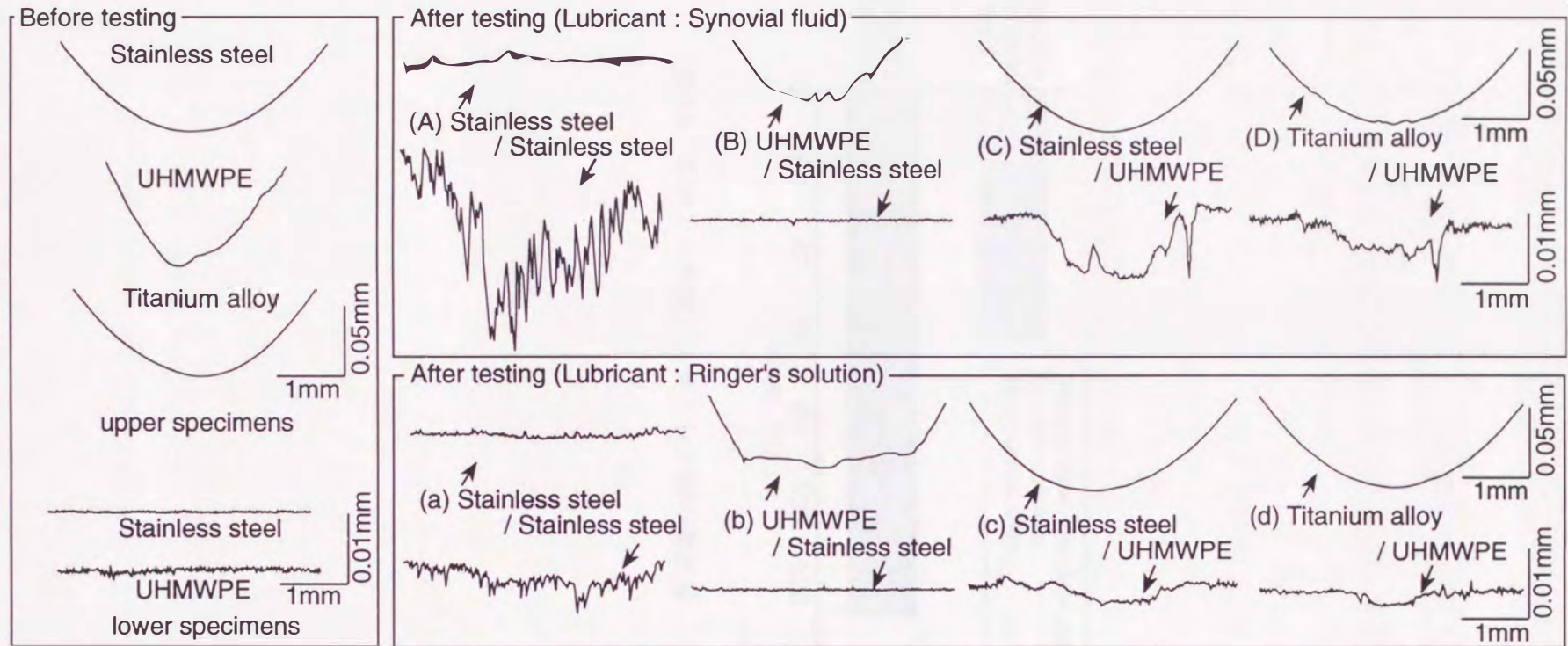


図3-5 実験前後の摩擦材表面形状 (直交断面)

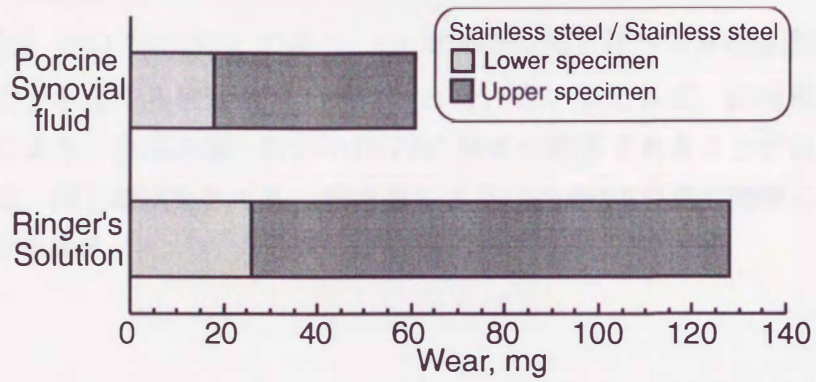
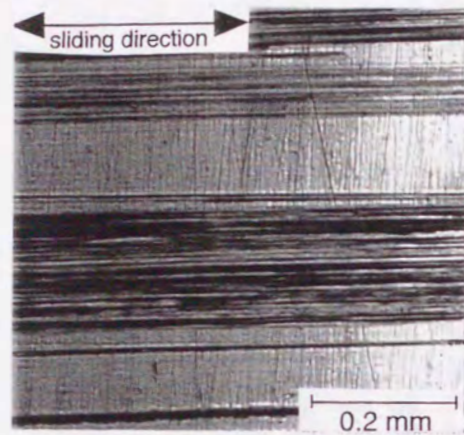


図3-6 ステンレス鋼／ステンレス鋼の摩耗量

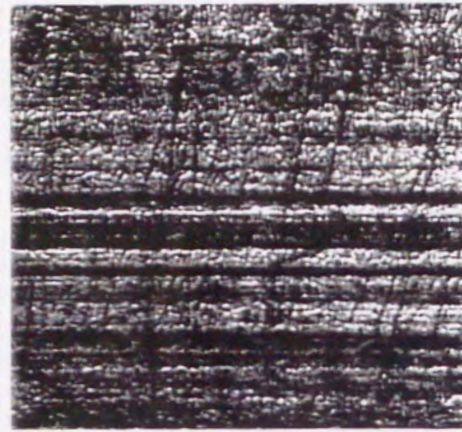
3・3・4 摩擦面顕微鏡観察

実験後の光学顕微鏡による摩擦面観察の一部を図3-7に示す。関節液潤滑(図3-7(A),(B))の場合、摩擦材表面に複数のスクラッチ痕が観察された。スクラッチ痕はRinger液潤滑(図3-7(C),(D))では観察されないことから、関節液に微小骨片が含まれていたことが予想され、その結果、三体摩耗が進行したと思われる。ただし、関節液潤滑・UHMWPE表面の損傷(図3-7(B))は、プロフィール(図3-5(C))が示すように大きい。これはステンレス鋼よりもUHMWPEは機械的強度(この場合表面硬度)が劣るため、三体摩耗の影響が大きく現れた結果であると考えられる。さらに、この損傷機構にはmicro-bonding部UHMWPE領域のせん断破壊による影響も考える必要があるものと思われる。

Ringer液潤滑(図3-7(C),(D))の場合、UHMWPEの相手材への移着膜形成⁽⁹⁵⁾による自己潤滑作用を示唆する表面状態が観察された。言い換えれば、潤滑液に関節液を用いることにより、金属表面へのUHMWPEの移着が阻害されることが示された。これらの結果は、同じ摩擦条件でも、潤滑液によりUHMWPEの潤滑機構に変化が生じる可能性を示唆する。



(A) UHMWPE / Stainless steel
Lubricant : Synovial fluid



(B) Stainless steel / UHMWPE
Lubricant : Synovial fluid



(C) UHMWPE / Stainless steel
Lubricant : Ringer's solution



(D) Stainless steel / UHMWPE
Lubricant : Ringer's solution

図3-7 光学顕微鏡による摩擦面観察
(上部摩擦材 / 下部摩擦材, 観察対象は下部摩擦材)

3・4 まとめ

摩擦摩耗試験の結果，以下の機構を提案する．

- (1) 疎水的な性質を有する摩擦材を用いる場合，関節液中の両親媒性物質は，疎水的相互作用により摩擦材表面に吸着する可能性がある．
- (2) この吸着物は，上部摩擦材／吸着物／下部摩擦材，なる連続的かつ局所的なmicro-bondingを引き起こす可能性がある．
- (3) 摩擦材／吸着物の接合力（吸着力）が非常に大きい場合には，摩擦母材の機械的強度との相対関係により，micro-bonding部のせん断破壊部位が異なることも考えられる．

（関節液潤滑におけるステンレス鋼／ステンレス鋼）

摩擦材表面への両親媒性成分の吸着(1)が，上下母材同士の直接接触を阻害する保護膜的役割を果たす．仮に，ステンレス摩擦材／吸着物の接合力（吸着力）が非常に大きく，かつ，ステンレス鋼の機械的強度が吸着物のそれより大きいと仮定するならば，micro-bonding部のせん断破壊が吸着物領域で発生する．

（関節液潤滑におけるステンレス鋼またはチタン合金／UHMWPE）

相手材を金属から低弾性率のUHMWPEに置換えることにより，真実接触面積とmicro-bonding部の増大が起こる．これは，高分子溶質の摩擦面間への流入を阻害し，摩擦摩耗特性を劣化させる．仮に，UHMWPE表面と吸着物の接合力（吸着力）が非常に大きく，かつ，UHMWPEの機械的強度が吸着物のそれより小さいと仮定するならば，micro-bonding部のせん断破壊がUHMWPE領域で発生する．

第4章 人工摩擦材の摩擦摩耗機構の解明（2）

ステンレス鋼同士の摩擦摩耗に及ぼす関節液成分の影響

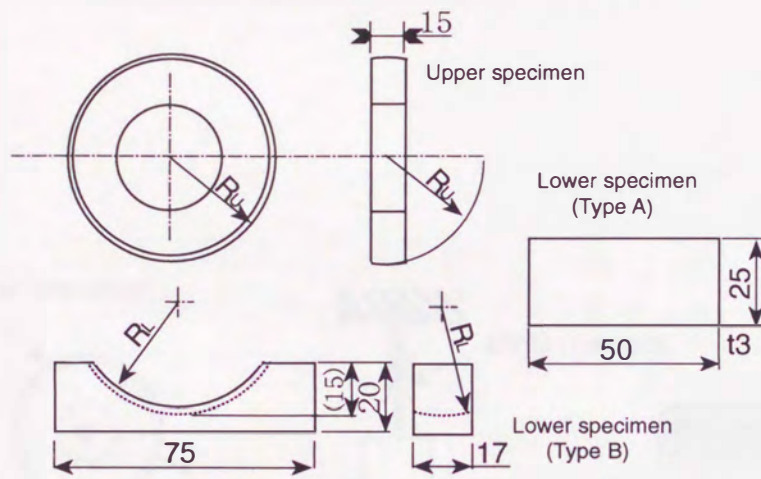
4・1 研究目的

第3章により，ステンレス鋼同士の摩擦においては，関節液潤滑の方がRinger液潤滑に比べ，摩擦摩耗特性が優れていることが示された．この原因として，両親媒成分の摩擦材表面への吸着の影響を示唆した．この章では，ステンレス鋼同士の摩擦摩耗試験を通じて，関節液の各成分の役割について検討する．

4・2 実験および方法

4・2・1 摩擦材

実験に用いた摩擦材（材質SUS316）形状を図4-1に示す．本研究では摩擦条件を変化させる目的から，摩擦条件が厳しくなる球面ローラ／平板（Type A）タイプと人工股関節のクリアランスと形状的に同等とみなせる球面／カップ（Type B）タイプの2種類の組合せを用いた．球面ローラと平板の摩擦表面は鏡面仕上げ（ $R_{rms}=0.02\ \mu\text{m}$ ）を施した．しかし，球面／カップ（Type B）タイプの摺動面においては，表面にうねりが認められ，実際の人工関節摩擦表面より二乗平均粗さは高値（ $R_{rms}=0.4\ \mu\text{m}$ ）を示した．



	Roughness, R_{ms} , μm	Diameter of Sphere, mm	Sphericity, mm
Upper Specimen	0.4	60.08	0.04
Lower Specimen (Type A)	0.02	—	—
Lower Specimen (Type B)	0.4	60.53	0.04

图4-1 摩擦材形状

4・2・2 実験装置と摩擦条件

球面ローラ／平板タイプ摩擦摩耗試験機

試験機を図4-2に示す。この装置により関節液構成成分別の潤滑特性を評価した。摩擦条件は一方向滑り（滑り速度0.035m/s）、一定荷重4.9N（初期面圧240MPa, Hertzの最大接触圧力）とし、実験中の潤滑モードの変化が極力僅少となるように設定した。37℃、湿度100%の環境下で、滑り距離 5.04×10^4 m（約17日）間の摩擦摩耗特性を評価した。

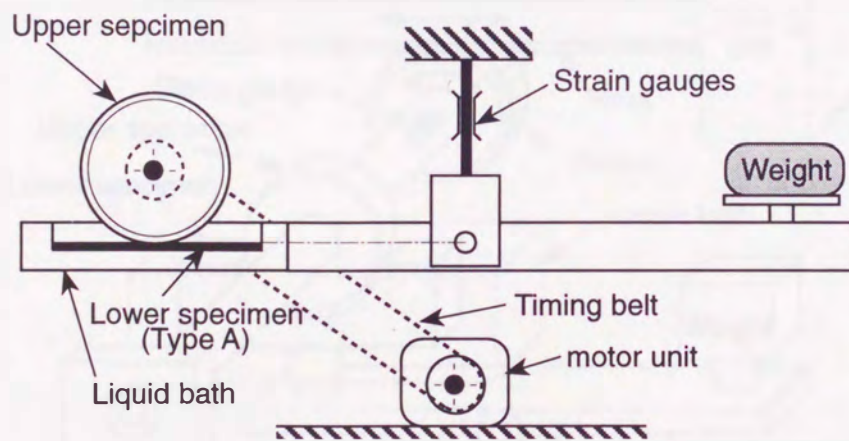


図4-2 球面ローラ／平板タイプ摩擦摩耗試験機

球面／カップタイプ摩擦摩耗試験機

球面ローラ／平板タイプ試験機により得られた結果をより詳細に検討するため、図4-3に示す試験機を用いた。荷重条件は一定荷重206N（初期面圧39MPa，Hertzの最大接触圧力）である。揺動周期は生理的条件とほぼ同じ1sである。揺動角は1 cycleの滑り距離を実際の人工股関節（骨頭直径22～44mm）とほぼ同じにするため、 $\pm 10^\circ$ に設定した。37℃の環境下での試験を行い摩擦摩耗特性を評価した。

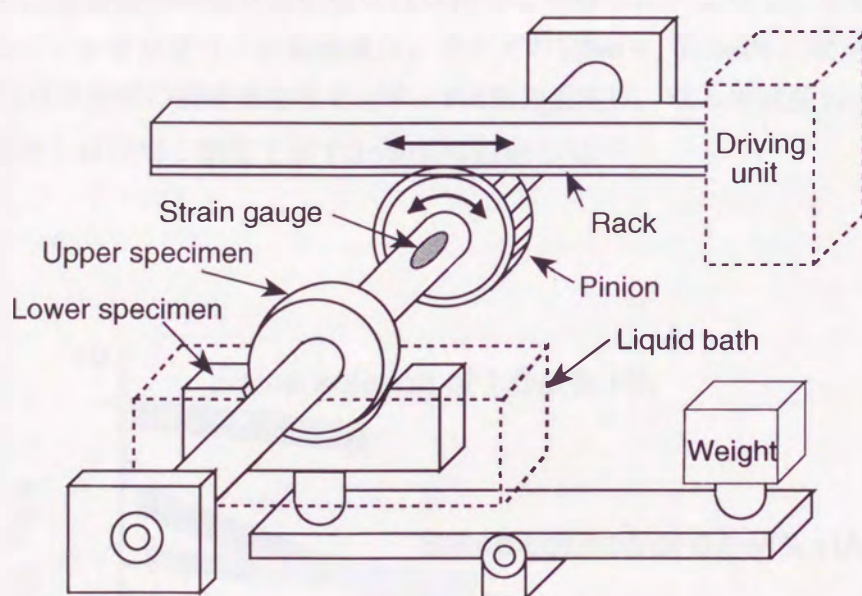


図4-3 球面／カップタイプ摩擦摩耗試験機

4・2・3 潤滑液

潤滑液は、屠殺直後の豚膝関節より採取した関節液，ならびに生理食塩液に人血清アルブミン， γ グロブリンまたはヒアルロン酸ナトリウム（鶏冠製，分子量 9.6×10^5 ，以下HAと略す）をそれぞれ溶解したものをを用いた．さらに，総ての潤滑液に酵素（ヒアルロニダーゼまたはトリプシン）処理を施したものについても同様の実験を行った．

日垣ら⁽⁸¹⁾による豚関節液蛋白成分の総量測定とセルロースアセテート膜電気泳動法による区画によれば，関節液中のアルブミン， γ グロブリン濃度はそれぞれ約2.0wt%および0.25wt%であった．また，笹田ら⁽²⁸⁾による人の関節液についての結果をもとに同様の見積もりを行ったところ，ほぼ同じ含有濃度値が得られた．人工関節置換術においては滑膜切除が行われており，ヒアルロン酸産生能は低下していると考えられる．しかし，二次関節液または体液中の蛋白成分は血漿由来のものであることから，蛋白成分の含有濃度値はほぼ同じと判断した．よって，本実験におけるアルブミン， γ グロブリン添加濃度は，それぞれ2.0wt%，0.3wt%に設定した．

図4-4にHA添加時の潤滑液粘度を示す．HA添加濃度は，せん断速度 10s^{-1} 近傍において豚関節液とほぼ同じ粘度を示す0.5wt%に設定した．

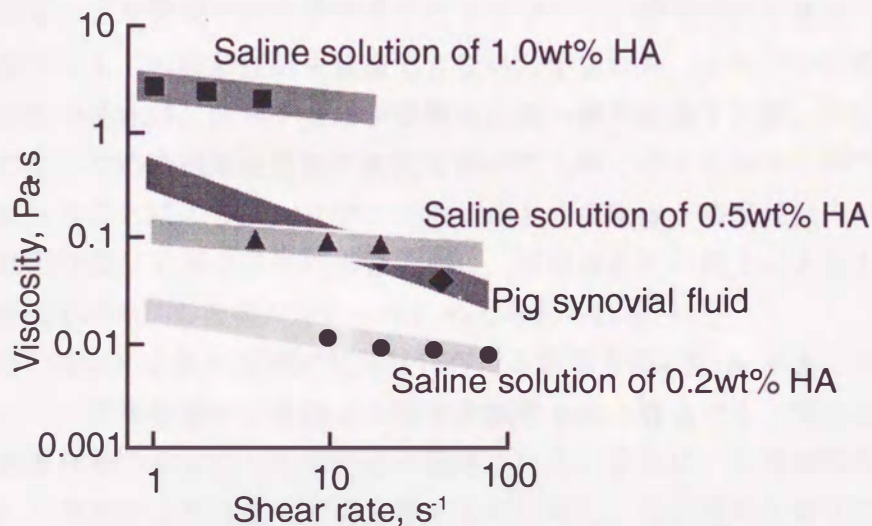


図4-4 潤滑液粘度

4・3 結果および考察

4・3・1 球面ローラ／平板タイプ摩擦摩耗試験

関節液潤滑の結果を図4-5(a)に示す。トリプシン処理により摩擦係数、摩耗量ともに増加した。これは関節液中蛋白が境界潤滑性を有することを示唆する。 α -アミノ酸がペプチド結合により縮合重合した多くの球状蛋白は水溶液中では疎水部分を内側に巻き込み、親水部分を殻として溶存している。しかし、蛋白は両親媒性物質であり、疎水部分の一部が露出している可能性は否定できない。特に、多数の疎水基を有する γ グロブリンは疎水性摩擦材であるステンレス鋼と疎水性相互作用により強く吸着する可能性がある。この機構は、抗血栓性材料の設計指針⁽¹²³⁾において、担体の親／疎水性の考慮という形で取り上げられている。ヒアルロニダーゼ処理においても同様の摩擦摩耗特性の劣化が得られた。この原因としては、粘性効果の減少またはHA単体の境界潤滑性の劣化が考えられる。

0.5wt%HA添加生理食塩液潤滑の結果を図4-5(b)に示す。無処理潤滑液では比較的安定した摩擦係数を示すが、トリプシン添加により、摩擦係数がほぼ1にまで上昇し、摩耗量も増加した。HAの粘性効果に影響を及ぼさない酵素の添加が、顕著な摩擦摩耗特性の劣化を引き起こす機構として以下のことが考えられる。HAはグルクロン酸とn-アセチルグルコサミンがエーテル結合により縮合重合した多糖類である。HAは構造内に豊富な水酸基とカルボキシル基を有し、親水性溶質の特性を持つ。この親水性溶質により構成された潤滑液中にトリプシンが添加された場合、トリプシン自体の蛋白としての吸着作用も無視できない。すなわち、トリプシン添加による摩擦摩耗特性の劣化は、低分子蛋白が摩擦材表面へ優先吸着するが、十分な境界潤滑性を持たないため摩擦摩耗特性の劣化を招いたものと考えられる。ヒアルロニダーゼ処理を行うことにより、トリプシン添加以上の高摩擦、高摩耗傾向が観察された。この原因は低分子蛋白添加の影響の他に、潤滑液粘性の低下による上下摩擦材間の直接接触部の増加の影響が加わったためと考えられる。

潤滑液中の蛋白の有無が摩擦摩耗特性に与える影響を図4-5(c)に示す。生理食塩液潤滑において、摩擦係数が1を越える現象が観察される場合でも、蛋白成分の存在により、摩擦挙動の安定化と低摩耗化が観察された。さらに、生理食塩液潤滑において発生した摩耗粉は潤滑液中で相分離するのに対し、蛋白添加生理食塩液中の摩耗粉は容易には相分離せず、蛋白成分が摩耗粉に対して保護コロイド的役割を有する可能性が示唆された。

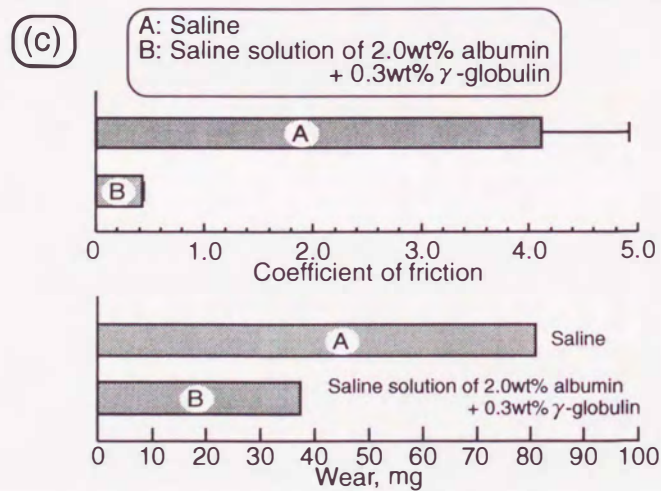
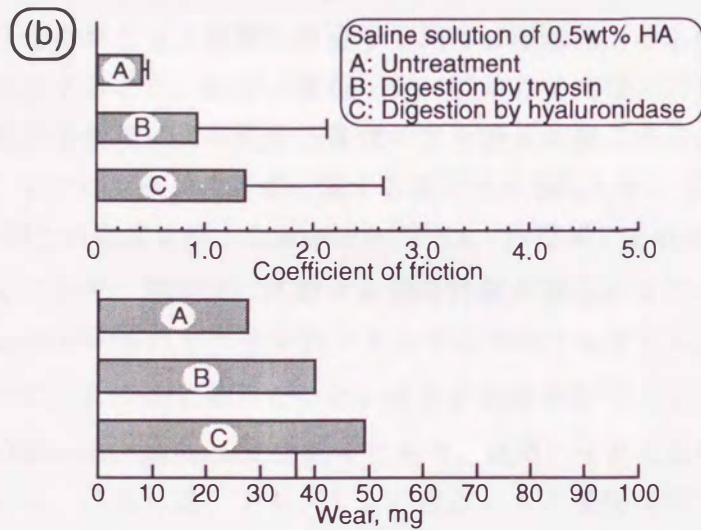
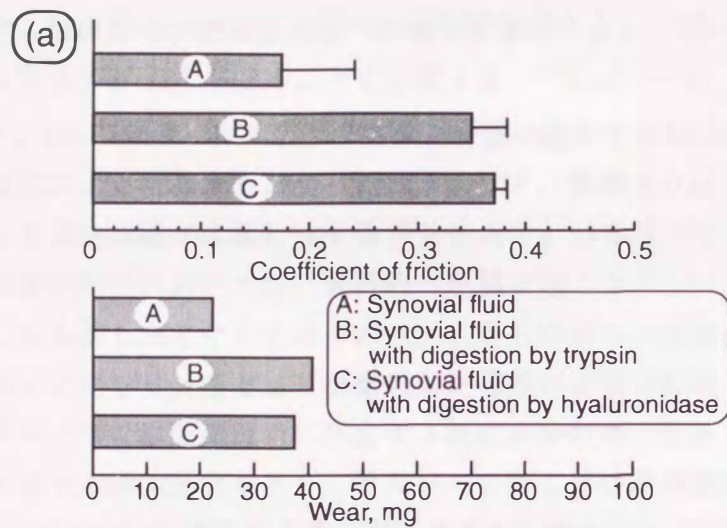


図4-5 球面ローラ／平板タイプ試験における摩擦摩耗特性
 (Error barは標準偏差を示す)

以上の結果は、蛋白成分が摩擦材表面への優先吸着性を有し（図4-5(b)）、かつ境界潤滑性向上に寄与する（図4-5(c)）ことを示唆する。（Luら⁽¹²⁴⁾の、UHMWPEカップとジルコニア、Co-Cr合金、およびセラミック骨頭の組合せにおける摩擦熱を、熱電対と有限要素法により計算するに至ったコンセプト、簡略すれば、摩擦熱により摩擦面に沈殿した蛋白固層が摩耗特性を改善させる、というコンセプトが存在するが、本実験での摩擦形態においては、摩耗粉の堆積は起こりにくい。よって、境界潤滑性と断言しても差し支えないと考えた。）しかしながら、添加蛋白であるアルブミンもしくは γ グロブリンのどちらが摩擦摩耗特性に有効に作用しているかは不明である。 γ グロブリンは関節液中に存在する蛋白成分の中でもっとも大きな分子量（約16万）を有する球状蛋白であり、アルブミン類よりは溶解度が低く、水に難溶である。また、Furusawaら⁽¹²⁵⁾による、ポリスチレンのガラスへの吸着挙動の研究によれば、分子量の異なる2種類の高分子を同時に吸着させると分子量の大きいものが優先的に吸着すること、低分子量種を先に吸着させた後、高分子量種を系に添加していくと高分子量種による低分子量種の置き換えが起こることが報告されている。これらは、 γ グロブリンの吸着に関する優位性を示唆している。事実、Vitallium（Co-Cr合金）同士の摩擦を行ったWalkerら⁽¹²⁶⁾は、短時間であれば、HAに γ グロブリンを添加することで、関節液に匹敵する潤滑性能が得られることを報告している。しかし、Lyklemaら⁽¹²⁷⁾らはアニオン性ラテックスへのアルブミンの飽和吸着量に関する研究において、系のpHに依らない強い吸着が観察されていることを、笹田ら⁽²⁸⁾は、人関節液のalbumin/globulin比は約4であり、血漿のそれと比較し高値であることを報告している。これらは、アルブミンの吸着による摩擦摩耗挙動への影響も無視できないことを示している。よって、この点について更なる検討を行った。

4・3・2 球面／カップタイプ摩擦摩耗試験

実験結果を図4-6, 4-7および表4-1に示す。すべての条件で、摩擦係数が0.2を越えており、摩耗が激しく約90万サイクル（約10日）で実験を中止した。さらに、摩耗面は抜去後の人工関節摩耗面より粗いものとなった。この結果は、本実験の潤滑状態が生体内人工股関節の潤滑モードよりかなり過酷であることを示唆する。この主な原因として、高面圧であるとともに、荷重条件が死荷重であり、通常歩行時に存在する遊脚期が存在しないため、スクイズ膜効果が期待できないことが挙げられる。また、実験中の二次的な原因として、摩耗による半径すきまの減少（表4-1）による潤滑液供給量の不足が考えられる。

アルブミン添加生理食塩液潤滑の方が、 γ グロブリン添加生理食塩液潤滑よりも低摩擦傾向を示すとともに、摩耗量も γ グロブリン添加生理食塩液潤滑295mgに対し、165mg（約56%）と低摩耗性を示した。これらの結果は、本実験のような異種蛋白間の相互作用を防止した個別の潤滑液系においては、添加濃度の影響を大きく受ける可能性を示唆する。

しかしながら、 γ グロブリンの寄与も無視できない。なぜならば、2.0wt%アルブミン添加生理食塩液に γ グロブリンを0.3wt%添加することにより、総摩耗量が約50%減少するからである。

潤滑液に粘性効果を与えるHAを添加した潤滑液は、摩擦係数が4者の中で最大ながら、摩耗量は最小値を示した。この機構は、潤滑液構成成分別の摩擦材表面への吸着特性の観点からは、解釈が困難である。糖蛋白複合体が形成されている可能性があり、それが摩擦摩耗特性に与える影響は、今回の結果からは推定できないが、複合体がステンレス鋼同士の摩擦において、摩耗を低減する可能性が示唆された。

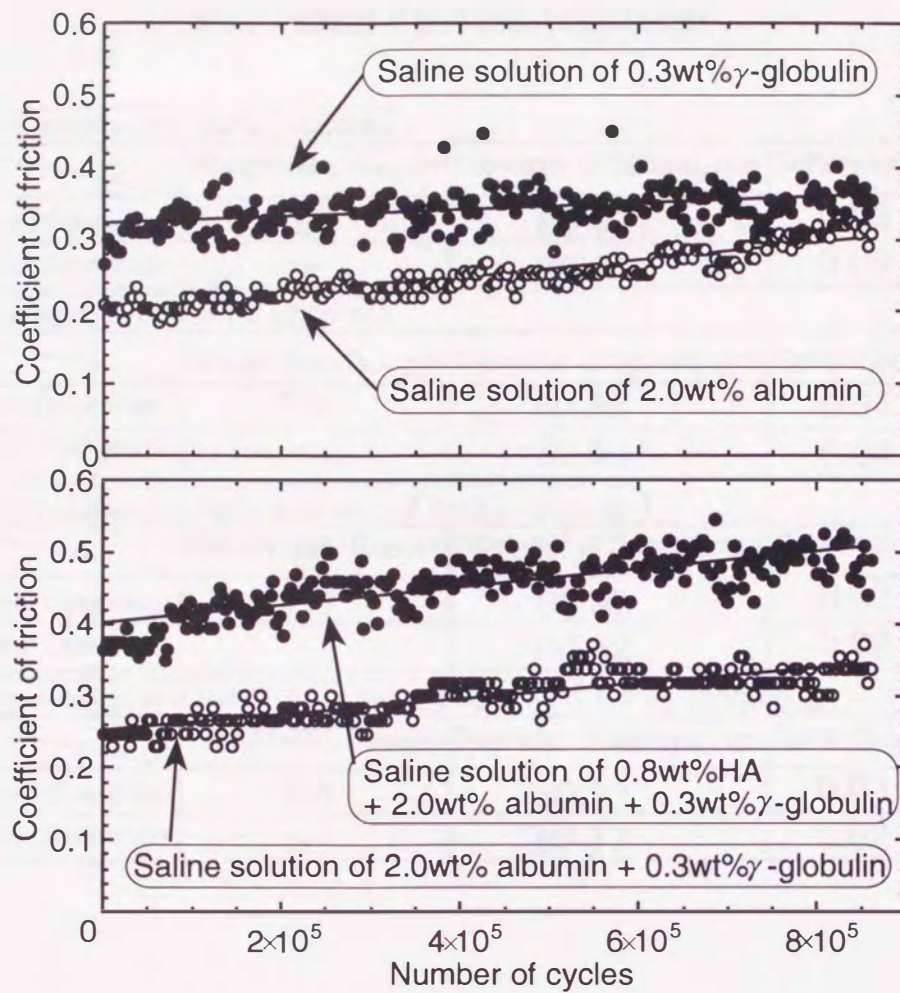


図4-6 球面／カップタイプ試験における摩擦係数の推移

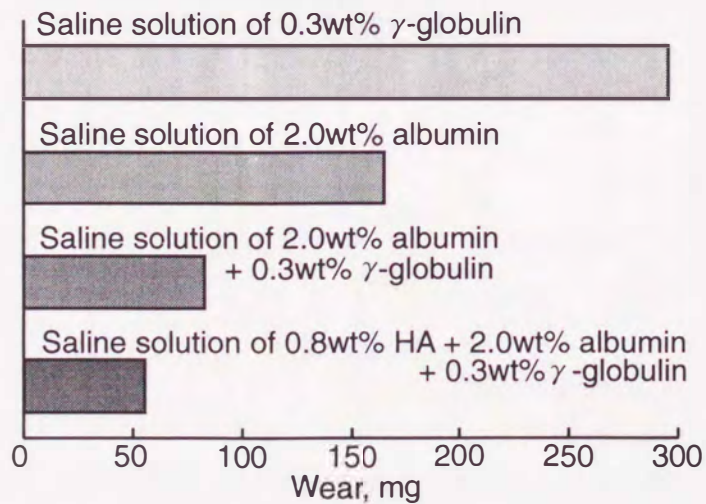


図4-7 球面／カップタイプ試験における摩耗量

表4-1 実験終了後の試験片の形状変化

Saline solution of 0.3wt% γ -globulin			
	Roughness, R_{rms} , μm	Diameter of Sphere, mm	Sphericity, mm
Upper Specimen	5.8	60.49	0.03
Lower Specimen	—	60.44	0.03

Saline solution of 2.0wt% albumin			
	Roughness, R_{rms} , μm	Diameter of Sphere, mm	Sphericity, mm
Upper Specimen	6.9	60.36	0.04
Lower Specimen	—	60.50	0.04

Saline solution of 2.0wt% albumin + 0.3wt% γ -globulin			
	Roughness, R_{rms} , μm	Diameter of Sphere, mm	Sphericity, mm
Upper Specimen	7.9	60.37	0.02
Lower Specimen	—	60.42	0.02

Saline solution of 0.8wt% HA + 2.0wt% albumin + 0.3wt% γ -globulin			
	Roughness, R_{rms} , μm	Diameter of Sphere, mm	Sphericity, mm
Upper Specimen	6.3	60.33	0.03
Lower Specimen	—	60.77	0.02

4・4 まとめ

ステンレス鋼 (SUS316) 同士の摩擦摩耗試験 (初期接触面圧39MPa~240MPa) を行った結果, 以下のことが示唆された.

- 1) 関節液構成成分である蛋白成分が境界潤滑性を向上させ, 低摩擦・低摩耗性に寄与する.
- 2) 境界潤滑性は蛋白の種類および濃度の影響を受ける.

第5章 人工摩擦材の摩擦摩耗機構の解明(3)

ステンレス鋼同士の摩擦摩耗における接触面圧と摩擦材表面吸着膜との関連

5・1 研究目的

第4章において、McKee型人工股関節に代表されるメタル・メタル人工股関節の低摩耗性の因子として、二次関節液ならびに体液に含まれる蛋白成分の境界潤滑性への寄与を記述した。人工股関節の設計においては、形状適合性を向上させ、流体潤滑効果を積極的に増やすことが提唱されている。このような人工股関節は、従来のものと比較し、流体膜破断時の接触面圧も低下すると考えられ、低面圧下における摩擦摩耗特性を把握する必要がある。本章では、ステンレス鋼同士の摩擦摩耗特性における接触面圧と蛋白成分由来摩擦材表面吸着膜との関連を検討した。さらに、接触面圧低下をもたらすパラメータの一つである半径すきまが、摩耗特性に与える影響についても調査した。

5・2 実験および方法

試験法として、流体膜形成が期待できる球面／カップタイプ試験(第4章, 図4-1, 図4-3), ならびに摩擦条件制御が容易であり、流体膜形成が僅少となるピン・オン・プレート試験(図5-1, 図5-2)を採用した。各試験片はステンレス鋼(SUS316)にて作成し、鏡面加工を施した。潤滑液として、生理食塩液ならびに人血清アルブミンと γ グロブリンを添加した生理食塩液を用いた。一部の研究では、屠殺直後の豚膝関節より採取した関節液を生理食塩液により50%に希釈したものも用いた。一定荷重(球面／カップタイプ試験は初期面圧4.0~15MPa(ヘルツ最大接触圧), ピン・オン・プレート試験は面圧0.2~4.0MPa)を与え、摩擦摩耗特性を評価した。

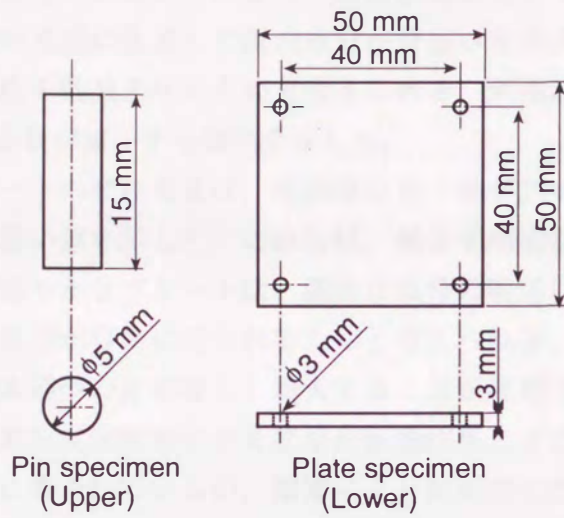


図5-1 ピン・オン・プレート用試験片 (SUS316)

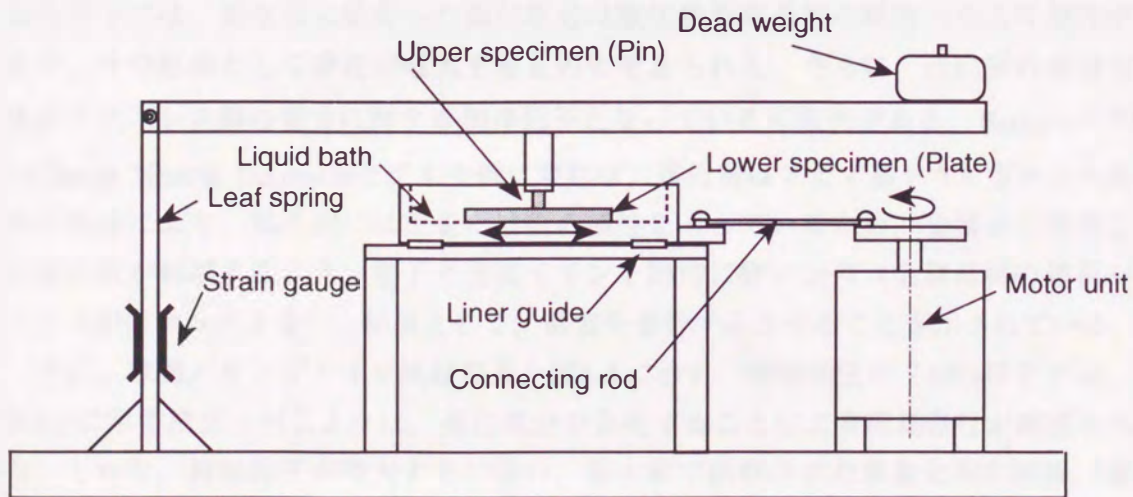


図5-2 ピン・オン・プレート摩擦摩耗試験機

5・3 実験結果および考察

5・3・1 潤滑液と接触面圧が摩擦摩耗に与える影響

ピン・オン・プレート実験の結果を図5-3に示す。同じ接触面圧で比較した場合、潤滑液に蛋白成分が添加されることにより、摩擦係数が低下することが確認された。これはステンレス鋼の表面に吸着した蛋白成分が摩擦材表面保護膜として作用し、摩擦面間のせん断抵抗を低減させたためと考えられる。両潤滑液とも、接触面圧の増加とともに、摩擦係数が減少する傾向を示した。

実験終了後のプレートの摩耗重量は、両潤滑液間で差が認められず、ピンの摩耗重量と比較し非常に低い値を示した。これらは、絶えず摺動状態にあるピンと比較し、摩擦の過酷度が穏やかなプレートは、潤滑液成分の吸着による保護膜作用や潤滑液による摺動面の冷却が容易に行われるためと考えられる。ピンの摩耗重量は蛋白成分含有生理食塩液潤滑の方が著しく増大することが観察された。この結果は、第4章にて記述した蛋白成分吸着による摩擦面保護作用と矛盾するものである。金属表面は通常酸化膜に覆われているが、摩擦により局所的に酸化膜が剥離し、新生面が発生していると考えられる。この新生面は化学的に活性であり、そのため潤滑液中の蛋白成分の吸着が容易な状態にあると考えられる。高面圧下での摩擦においては、この吸着膜は摩擦の過酷度をマイルドにする役割を果たし、その結果として、酸化膜形成が容易となり、低摩耗性が発現するものと考えられる。一方、図5-3のような低面圧下の摩擦では、潤滑液中に蛋白成分が存在しない場合においても、摩擦による酸化により新生面は酸化し、酸化膜が形成されるものと考えられる。このような条件下では、新生面に吸着した蛋白成分は酸化膜形成過程の障害となる可能性があり、その結果として摩耗が増大するものと考えられる。さらに、蛋白質の吸着自体がステンレス鋼の腐食に対する加速因子となっている可能性がある。Benceら⁽¹²⁸⁾のCharge Neutral Corrosionモデルを例に取れば、蛋白質はアミノ基やカルボキシル基等の残基により、局所的には正または負の極性をもっているため、金属面に吸着した蛋白質が剥離するとき、電子と金属イオンを同時に奪い去り（金属母材の電荷バランスが保たれたまま）、結果として、腐食を進行するさせることが示されている。

次に、球面／カップタイプ試験結果を図5-4に示す。接触面圧が7MPa以下では、図5-3に示す結果と同じように、蛋白成分が介在することによる摩耗進行が観察された。しかし、接触面圧が増大するに従い、第4章で観察された事象と同じ現象（蛋白質吸着による保護膜作用）が観察されるようになった。

Pin : SUS316 Plate : SUS316 Sliding distance : 3450 m

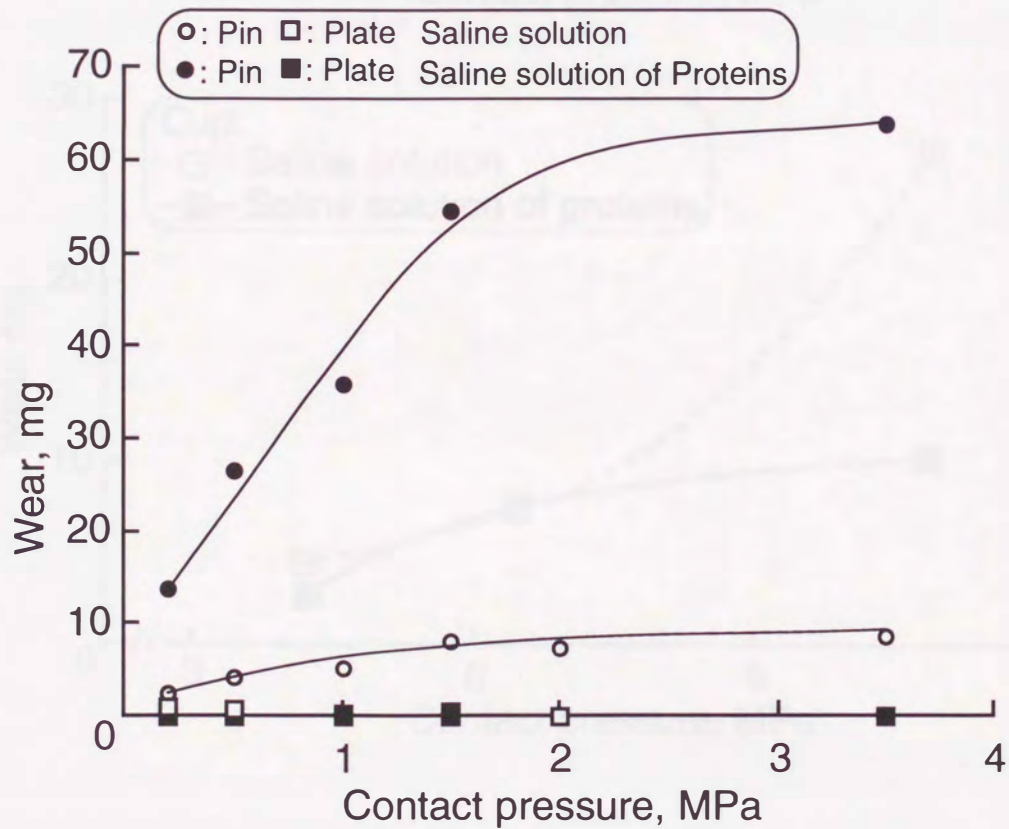
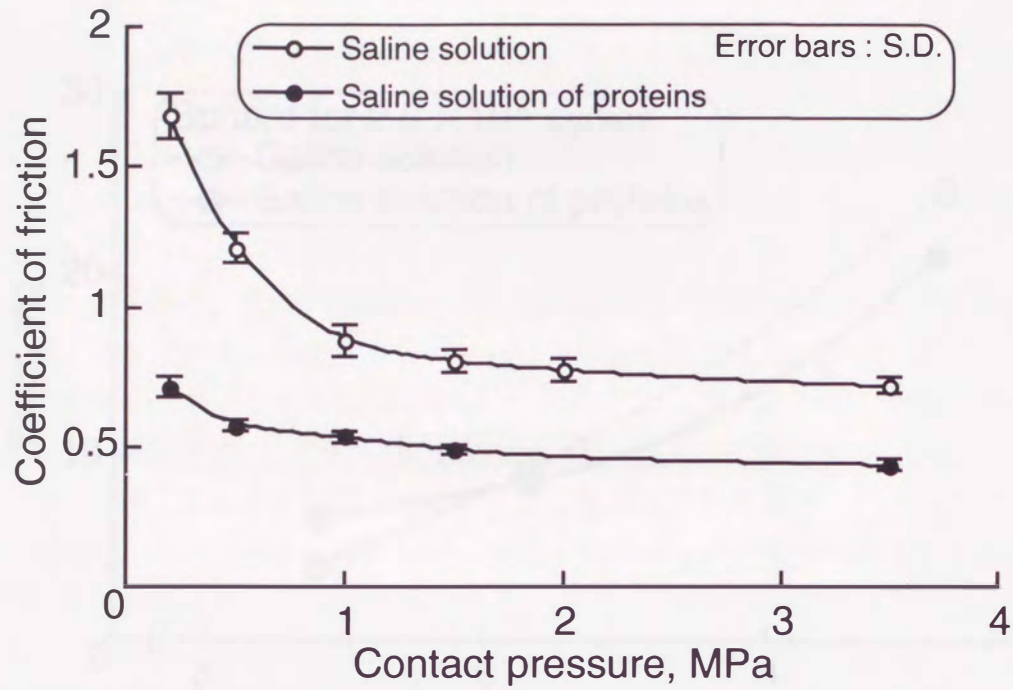


図5-3 ピン・オン・プレート実験におけるステンレス鋼の摩擦摩耗特性

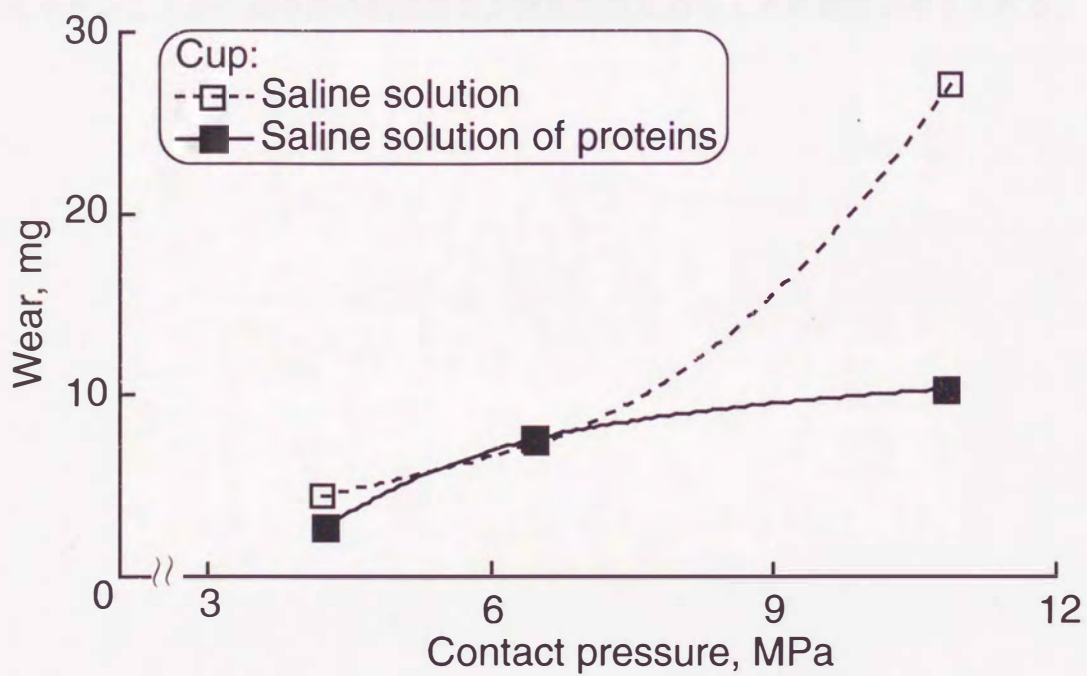
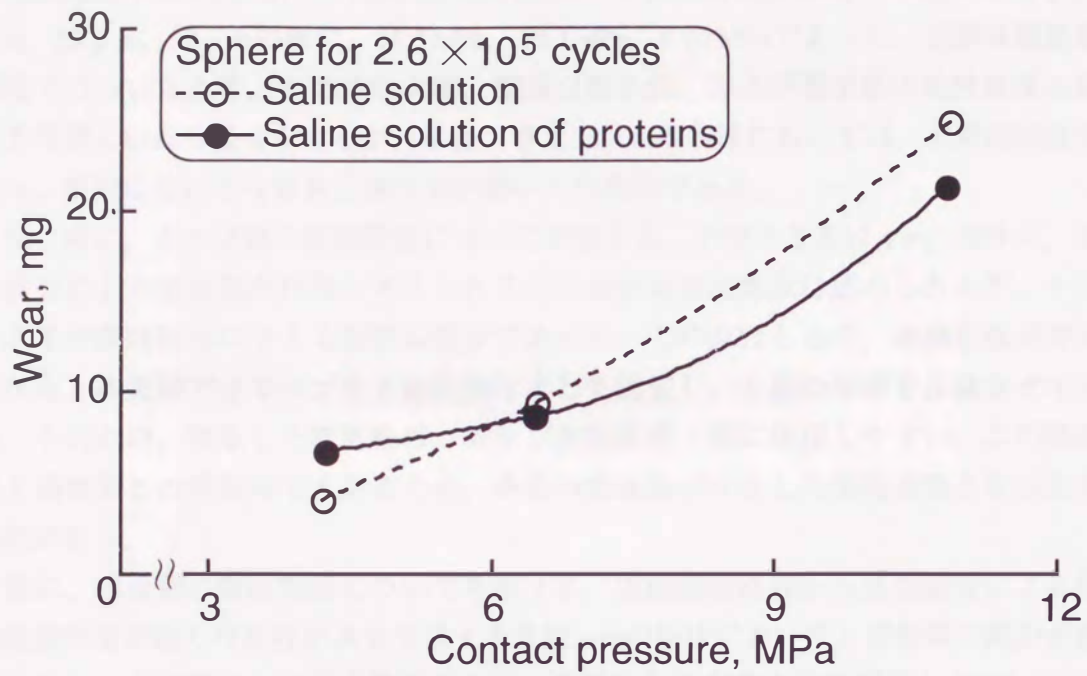


図5-4 球面/カップタイプ実験におけるステンレス鋼の摩擦摩耗特性
(各条件ともに半径すきまは $50\mu\text{m}$ に設定)

5・3・2 半径すきまが及ぼす摩耗特性への影響

実験結果を図5-5に示す。死荷重98.0Nにおける初期接触面圧は、半径すきまが70 μm 、59 μm 、32 μm の順に、11.5MPa、10.2MPa、6.82MPaであった。実験は関節液潤滑で行っているため、ヒアルロン酸、糖蛋白複合体、および潤滑液の粘性効果の影響を考慮に入れる必要があるが、半径すきま32 μm の条件においては、実験開始直後から、蛋白成分による摩耗促進作用が働いた可能性がある。

はじめに、カップ側の摩耗特性について考察する。半径すきま32 μm の条件で、蛋白成分による摩耗促進作用と考えられる若干の摩耗増加傾向は認められるが、半径すきまが摩耗特性に与える影響は僅少であった。この原因として、摩擦形態が考えられる。本実験ではカップを下部試験片として固定し、上部の球面を運動させている。そのため、発生した摩耗粉は、カップ摺動面最下部に堆積しやすい。この領域は上部球面との接触域でもあるため、多量の摩耗粉が介在した摺動形態となった可能性がある。

次に、球面側の摩耗特性について考察する。実験開始直後から蛋白成分による摩耗促進作用が働く可能性がある半径すきま32 μm の条件において、摩耗量の減少が観察された。本実験は、関節液潤滑であり、半径すきまが第4章で採用した225 μm よりも小さいことから潤滑液の粘性効果が摩耗特性に寄与した可能性が考えられる。

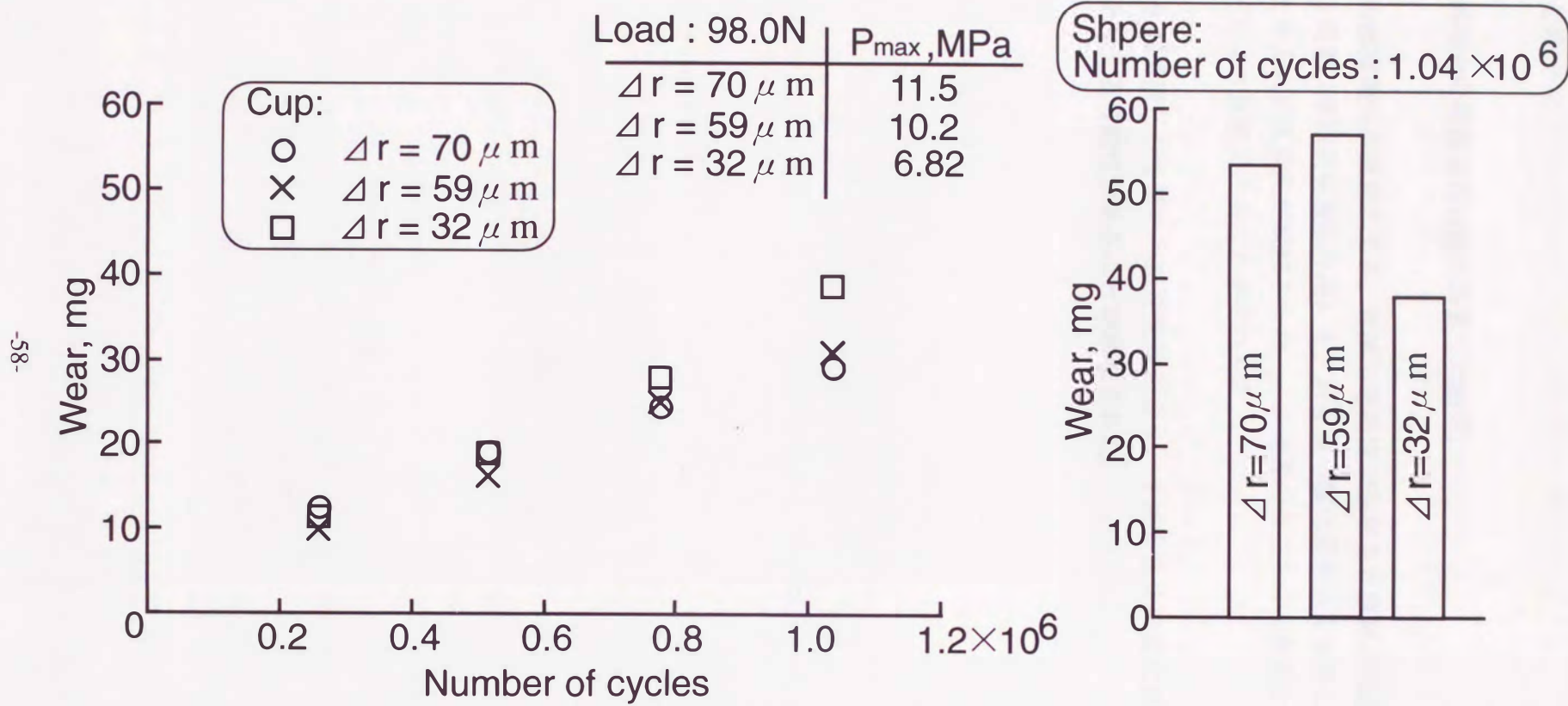


図5-5 半径すきまが及ぼす摩耗特性への影響

5・4 まとめ

ステンレス鋼同士の摩擦摩耗特性を調査した結果、

- 1) 蛋白質の摩擦面への吸着により、摩擦面過酷度が緩和され摩耗が低減すると考えられる現象（摩擦面保護膜作用）と、新生面の酸化膜形成を阻害し摩耗を増加させると考えられる現象が観察された。この両者のどちらが支配的となるかは、接触面圧により区別できることが示された。
- 2) 関節液を潤滑液として用いた摩耗実験により、半径すきまの変化は摩耗特性に影響を与える可能性があることが示唆された。