



Title	機能性表面構造を有する人工股関節摺動面に関する基礎的研究
Author(s)	西村, 生哉
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(工学)
Dissertation Number	乙第5563号
Issue Date	1999-12-24
DOI	https://doi.org/10.11501/3163877
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/28094
Type	doctoral thesis
File Information	thesis1999.pdf



機能性表面構造を有する
人工股関節摺動面に関する基礎的研究

北海道大学
西村生哉

目 次

第 1 章	序 論	1
1 - 1	人工関節の歴史	1
1 - 2	人工関節の材料	3
1-2-1	金属材料	3
1-2-2	セラミック材料	4
1-2-3	高分子材料	4
1 - 3	人工関節の再置換	5
1 - 4	人工関節摺動部の潤滑問題	10
1 - 5	トライボロジ	13
1 - 6	摩擦	13
1-6-1	凝着説	14
1-6-2	表面突起の相互作用説	15
1-6-3	掘り起こし説	15
1 - 7	摩耗	15
1-7-1	凝着摩耗 (adhesive wear)	15
1-7-2	アブレシブ摩耗 (abrasive wear)	16
1-7-3	疲労摩耗 (fatigue wear)	16
1-7-4	腐食摩耗 (corrosive wear)	16
1 - 8	機能性表面構造	17
1-8-1	機能性表面構造の考え方	17
1-8-2	機能性表面構造の効果	17
1 - 9	人工関節摺動面の摩擦摩耗減少のアプローチ	19
1 - 10	研究の目的	22
1 - 11	本論文の構成	23
第 2 章	pin on disk による摩擦摩耗実験	25
2 - 1	実験装置	25

2 - 2	試料	2 7
2 - 3	短時間実験による最適パターン性状の決定	3 0
2-3-1	pin:高分子材料、disk:金属材料の場合	3 0
2-3-2	pin:金属材料、disk:高分子材料の場合	3 5
2-3-3	考察	4 3
2 - 4	長時間実験	5 5
2-4-1	実験	5 5
2-4-2	考察	6 6
第 3 章	ボールとカップによる摩擦実験	7 0
3 - 1	人工関節摺動面へのパターン付加	7 0
3 - 2	実験装置	7 3
3 - 3	結果	7 4
3 - 4	考察	7 7
第 4 章	関節シミュレータ実験	8 0
4 - 1	定荷重型関節シミュレータ実験	8 0
4-1-1	実験装置	8 0
4-1-2	試料	8 4
4-1-3	摩擦係数測定	9 0
4-1-4	カップの摩耗量測定法	9 1
4-1-5	結果	9 2
4-1-6	考察	1 0 7
4 - 2	変動荷重型関節シミュレータ実験	1 1 4
4-2-1	実験装置、試料	1 1 4
4-2-2	結果	1 1 7
4-2-3	考察	1 2 4
4 - 3	パターンによる流体潤滑性能向上の 実験的検証	1 2 7
4-3-1	実験方法	1 2 7

4-3-2 結果と考察	1 2 9
第 5 章 結 論	1 3 1
5 - 1 本論文で得られた知見	1 3 1
5 - 2 本論文の結論	1 3 3
5 - 3 今後の研究課題	1 3 4
謝 辞	1 3 6
参考文献	1 3 8

第1章 序 論

本章では人工関節の歴史、種類、問題点などに触れ、また潤滑に関する基本的な事項に関して概説した後、本論文の研究の目的および本論文の構成について述べる。

1 - 1 人工関節の歴史

人工関節の歴史は、その手術手技の発展もさることながら、材料開発の試行錯誤の歴史といっても良い。人工関節の材料として現在用いられているものは、高分子材料、金属材料、セラミックス材料など多種にのぼって

Table 1-1 人工関節に用いられた材料

年代	設 計 者	材 料
1890	Gluck	ivory knee
1923	Smith-Petersen	viscaloid for hip
1933	Smith-Petersen	pyrex glass for hip
1937	Smith-Petersen	bakelite for hip
1938	Smith-Petersen	vitallium for mould
1938	Wiles	stainless steel THR
1943	Moore	vitallium femoral head
1946	Judet	methyl metacrylate femoral head
1951	Mckee	bone cement for HIP
1957	Leventhal	titanium femoral head
1958	MacIntosh	titanium tibial plateau
1958	Charnley	Teflon ^{*1} hip socket
1960	Charnley	HDP hip socket
1970	Weber-Huggler	polyester for THR

^{*1}Tefron はフッ素樹脂の一種で Du Pont 社製品の商品名。ポリテトラフルオロエチレン (polytetrafluoroethylene) のこと。本論文では Tefron と表記する。

いる。人工関節に用いられた主な材料を、年代順に Table 1-1 にまとめた。文献上に見られる人工関節の記録は、1890 年にドイツの Gluck が象牙を用いて人工膝関節を作ったのが最初だとされている^{1.1)}。その後、アメリカの Smith-Petersen^{1.2)}は viscaloid、pyrex glass、bakelite などを股関節形成術に用いたが、生体適合性の問題からこれらの材料の臨床応用は早期に失敗している。しかし彼らが 1938 年に股関節カップに用いた vitallium はすぐれた臨床成績を残した。1938 年、イギリスの Wiles^{1.3)}は股関節のソケットおよび骨頭をステンレスで置換する全人工股関節を作ったが、成績は芳しくなかった。初めて本格的に高分子材料が用いられたのは 1946 年、フランスの Judet^{1.4)}によってである。彼は methyl metacrylate を用いて人工骨頭を作り、臨床応用をおこなったが、骨頭の摩耗や金属ステムの破損、ゆるみ (loosening) が発生し、数年で失敗した。1951 年、イギリスの Mckee^{1.5)}はステンレス製の全人工股関節を高分子材料である骨セメントで骨に固定する方法を考案した。この方法は世界的に広まり、現在でも広く用いられているが、Mckee の症例の場合、5 年以上でほとんど全ての症例において骨と骨セメントとの間に loosening を生じ、結局失敗に終わった。Wiles や Mckee の metal-to-metal total hip prosthesis の失敗により、人工関節の摺動面を金属対金属(特に同種金属)の組み合わせで作ると、摺動面の摩耗が激しく、metal corrosion が起こり、摺動部の摩擦係数が著しく大きくなり、人工関節全体の loosening が発生することが明らかとなった。そこで 1958 年にイギリスの Charnley^{1.6)}はソケットに Teflon を用い、ステンレスの骨頭と組み合わせた。これはソケットと骨頭が異なった材料で作られた最初の人工関節であった。この人工関節は Teflon の著しい摩耗のために早期に失敗に終わった。そこで 1960 年、Charnley^{1.7)}は Teflon を high density polyethylene (HDP) に換えたところ、Teflon と比較してソケットの摩耗が著しく減少し、また生体の異物反応もきわめて軽度であった。Charnley はこの人工股関節を骨セメントを用いて骨と結合させることにより画期的な成功を収めた。それ以来現在に至るまで、この方式は臨床で用いられており、すぐれた成績を示している。1970 年に Weber^{1.8)}と Huggler は骨頭に polyester、ソケットに金属を用いた人工股関節を作ったが、polyester の著しい摩耗、摩耗粉による強い生体

反応のために数年のうちに全例が失敗に終わった。これ以来、人工関節の凸側(骨頭)に高分子材料を用いる試みはなされなくなり、凹側(ソケット)に高分子材料(主に HDP)を用いるという原則が一般的となっていった。その後も人工関節材料の開発・改良が続けられ、1970年にはフランスの Boutin^{1.9)}が、alumina ceramic を人工股関節の骨頭およびソケットに初めて用い成功した。この ceramic to ceramic の組み合わせは、現在でもヨーロッパ(主にフランス、ドイツ)を中心として用いられている。

1 - 2 人工関節の材料

前節で見たように、人工関節の歴史は、その材料の発展の歴史でもあった。人工関節の材料が備えているべき条件として、生体材料としての条件、力学的条件、形成・加工上の条件などが挙げられる。生体材料としての条件としては、生体適合性、生体結合性、化学的結合性などが考えられる。また力学的条件としては、機械的強度、耐摩擦・摩耗性能などを考慮に入れなければならない。現在人工関節に用いられている材料は、金属材料、セラミック材料、高分子材料に大別できる。

1-2-1 金属材料

従来より人工関節に用いられる材料としては金属材料が多く、なかでもステンレス鋼(stainless steel)が広く用いられてきた。ステンレス鋼には多くの種類があるが、人工関節用としては SUS316L が多く用いられている。用途は骨頭、ステムなどである。しかしながらステンレス鋼に多く含まれる Ni に摩擦毒性があり発癌性が指摘されていること、またステンレス鋼の耐食性が Cr の酸化皮膜に依存しているために、生体内において酸化皮膜が破壊されると酸化皮膜の再形成がなされずに強度の低下がおこることなどが問題とされている^{1.10)}。ステンレス鋼以外には Co-Cr 合金(cobalt-chromium alloy、一般にバイタリウム(vitallium)とよばれる)が骨頭の材料として用いられている。これはステンレス鋼より硬く、腐食抵抗、疲労抵抗、耐摩耗性などの点ですぐれている。しかし、形成・加工が難しく、高価である点が欠点である。またステムには耐食・耐腐食性にすぐれたチ

タン合金 (Ti-6Al-4V) を用いた人工関節が多くなってきている。最近、CT scanning で見ることのできない生体内の病変を MRI で観察することが普及しつつあるが、MRI は数万ガウスという非常に強い磁場に患者を照射するので、磁性を帯びるような金属は人工関節材料としては好ましくない。その点、チタンは磁性を帯びることがないので安心して用いることができることも利点である。

1-2-2 セラミック材料

生体材料として用いられているセラミックには、酸化物セラミック (TiO₂、Al₂O₃、ZrO₂ など) および窒化物セラミック (TiN、Si₃N₄ など) があるが、人工関節用として用いられているのは多結晶アルミナ (Al₂O₃) セラミックである。アルミナは生体適合性、耐摩耗性にすぐれているが、脆性材料である点が問題である。前節で述べた、骨頭およびソケットにアルミナを使用した ceramic to ceramic 人工関節では、ソケットのバックに HDP などの高分子を使用し、歩行時の衝撃を吸収するようになっている。

1-2-3 高分子材料

人工関節に用いられる高分子材料には、ステムやソケットの固定に用いられる骨セメントと、ソケットとして用いられるポリエチレン (HDP) がある。骨セメントは即時重合レジン (ポリメチル・メタクリレート) である。HDP は前述のように、Charnley によって初めて人工関節のソケットに導入された。当初は分子量が 30 万 ~ 50 万であったが、現在では数百万まで高められており、耐摩耗性が向上している¹¹¹⁾。

以上のような材料を単体として用いるのではなく、複合材として用いることもおこなわれている。例えば、骨セメントを用いずにステムやソケットを骨と結合させるセメントレス型人工関節の場合、チタン合金製のステムやステンレス鋼で作ったソケットバックの、骨との間に強固な結合を必要とする部分に、水酸化アパタイトを蒸着することなどがおこなわれている。

Table 1-2 主な人工関節材料

材 料	状 態	引張強さ (MN/m ²)	引張降伏応力 (MN/m ²)	縦弾性係数 (GN/m ²)	伸び (%)	ビッカース硬さ (MN/m ²)	圧縮強さ (MN/m ²)
SUS316L	焼鈍	520 ~ 620	250 ~ 330	200	25 ~ 36	1400 ~ 1800	-
	冷間加工	1000 ~ 1500	770 ~ 1370	200	8	3200	-
ハ イトゥム	鑄造	650 ~ 750	440 ~ 570	200	8	3000 ~ 4000	-
	冷間加工	1000 ~ 1700	500 ~ 1300	230	9	4500	-
純チタン	焼鈍	550 ~ 620	480 ~ 510	100	15 ~ 20	2400	-
Ti-6Al-4V 合金	焼鈍	930	825	100	10 ~ 15	3500 (焼入 5300)	-
アルミナ	Al ₂ O ₃	270	-	350	0	2000	4000
ポリイソブレン	高密度	43	22	0.5	45	-	20
ポリイソブレン メタクリレート	骨セメント	25	-	2	5	-	80

る。

Table 1-2 に主な人工関節材料とその機械的性質を示す。

1 - 3 人工関節の再置換

人工股関節は、ソケット、骨頭、ステム、骨セメント、さらに生体骨が組合わされてできあがる、一種の精密機械システムだと言うことができる。我が国において人工股関節置換術(Total Hip Replacement, THR)が広く普及してから十数年が経過したが、一方、人工股関節再置換の報告も年ごとに増加する傾向にある^{1.12) - 1.16)}。Morscher らは 2,669 例の Müller 型人工関節に関して、平均 5.4 年で 141 例(約 5.4%)の再置換術を報告している。さらに骨頭側の loosening (弛み)は術後 5 年までは比較的少ないが、術後 8 年を境にして急に増加傾向を示すと報告している^{1.17)}。また 5 ~ 9 年の遠隔成績で、骨頭側の loosening が 20 ~ 50%、12 ~ 15 年の遠隔成績でソケット側の loosening が 25%という報告もある^{1.18)}。(loosening の定義は一様ではないが、一般には、・骨と骨セメント、または骨セメントとステムとの間に clear zone が存在し、・進行性であり、・臨床的には荷重時痛、回旋時痛の存在

するものを loosening とよんでいる)

再置換に至った原因を調べ、人工関節の信頼性を高めて寿命を延長させようとする研究は多くなされている。

Dumbleton^{1.19)}は人工股関節の再置換の原因を、感染、疲労破壊、loosening (弛み)、摩耗の4つに分類している。これらはそれぞれ種々の要因を持ち、また互いに独立ではないが、一般に時間依存型の関数形を持ち、その破損確率は図 1-1^{1.20)}の傾向を示す。

感染に関しては、人工関節の形状、材質の影響は全く未知数であるが、外科医や病院の技術的な問題が大きいと考えられる。

破壊に関しては、繰り返し荷重を受けるインプラント金属材料の耐食性の低下についての検討^{1.21)1.22)}や、骨の中の応力分布のインプラント前後での変化について有限要素法を用いた検討^{1.23)}などがなされている。

人工股関節置換術の臨床例で大きな問題となっている loosening の発生率は研究者によって異なっているが、10年成績で10～30%は避けられないと考えられている。また発生部位について、諸外国の報告ではステム側がソケット側の2倍以上である^{1.24) - 1.29)}のに対し、日本ではこれと逆の報告が

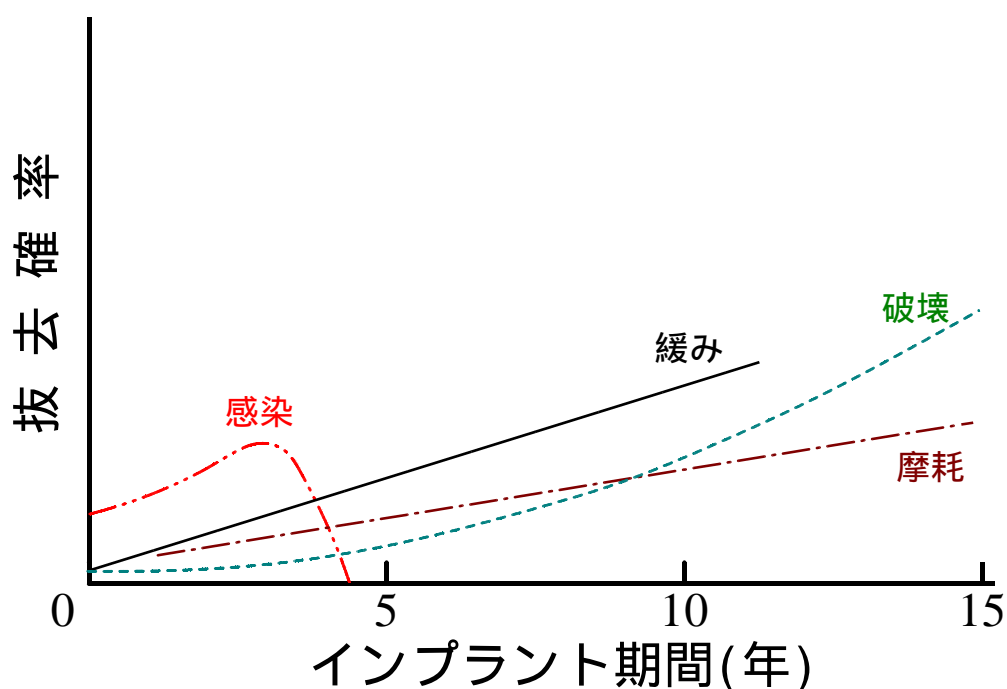


図 1-1 人工股関節のインプラント期間と抜去率の関係

なされている^{1.30)1.31)}。長屋らはこの点について大腿骨の大きさ、臼蓋の形状を含めた体型の差が原因であると指摘している^{1.32)1.33)}。近年 loosening には、摺動面の摩擦・摩耗の問題が大きく影響していることがわかってきた。人工関節摺動面の潤滑問題は以下の3点で loosening の原因となり得る。第一に、摺動部の摩擦モーメントが loosening の発生を促進する。第二に、摩耗が一様でない場合、ソケットと骨頭の摺動部に"ガタ"が生じ、これが loosening や痛みの原因となる。第三に、摺動部から生ずる摩耗粉 (wear debris / wear particles) が周囲組織に対して異物刺激をなし、ときには late infection すら招いて loosening の原因となる (摺動面の摩擦・摩耗に関しては次節で詳しく述べる)。これら以外にも、コンポーネント (骨頭、ステムなど) の設置位置または角度の不良、コンポーネントの材質不良、過大な股関節合力、各コンポーネントと骨とのひずみ量の差、セメント骨折、生体の異物反応、骨セメントの重合熱による組織壊死などが loosening の発生原因として指摘されている。

摩耗に関しては、摺動面が摩耗が進むと、カップとボールの間に隙間が生じ、歩行に際して痛みを感じる状態になることがある。

現在の人工股関節システムでは摩耗を完全にゼロにすることが原理的に不可能であり、また摩耗は患者が退院して歩き出した瞬間から発生する。人工股関節再置換の原因 (感染、疲労破壊、loosening、摩耗) は、単に loosening のみ、あるいは摺動面の摩耗のみというように独立して発生するのではなく、それぞれが互いの原因となる形で発生するのであるから、(入院中におこる感染症は別にして) 最も初期におこる摩耗を減少させることは人工股関節再置換を減少させ、患者の負担を軽くすることに極めて有効であると考えられる。

人工股関節の再置換の原因の中で、最も多い例は loosening であることは、多くの研究論文や臨床報告から明らかである。人工股関節が loosening を起こす原因は非常に多岐にわたっている。人工股関節摺動面の摩擦・摩耗の問題が大きく影響していることは先に述べたが、それ以外にも人工股関節 component の選択、手術手技、component の固定方法などがあげられる。

大部分の loosening は stem 側で発生するが、stem の固定方法には、骨セメントを用いる方法と用いない方法(セメントレス)とがある。骨セメントを用いた場合、術後の比較的早い時期から荷重をかけることができる(つまり歩行のリハビリテーションができる)という長所がある反面、骨セメントの重合熱で周囲組織を損傷したり、術者のセメンティング技術が大きく影響するなどの短所がある。一方セメントレスの場合は重合熱やセメンティング技術の問題はなくなるが、stem 表面と生体骨との化学的結合を期待した固定法であるから、術後早期のリハビリテーションができないなどの短所がある。loosening の発生を抑制するためにはどちらの方法が適しているか、という問題には現在のところ明確な解答が得られておらず、この二つの方法の選択は、医師の経験・治療方針にゆだねられている。

また loosening の原因としての摩擦・摩耗に関して、摺動面あらさや形状精度が問題となるが、現在臨床で使用されている人工股関節骨頭およびカップは真球とはほど遠い形状をしている(図 1-2)。またカップの摺動面にはメーカーでの加工時に付いたと思われる同心円状の加工痕が観察される(図 1-3 参照)。形状に不整合があり、しかもキズ(加工痕)が多い面が摺動面として不適切であることは明らかである。骨頭・カップの真円度を向上させ、摺動面の仕上げ精度を向上させれば、それだけでも摺動面の摩耗を減少させることができると考えられる。また、現在の人工股関節のカップと骨頭のカップリング方法は、" $\times \times$ mm のカップには $\times \times$ mm のボールを組み合わせる"だけであり、カップリング作業は手術中に医師によっておこなわれる。従ってカップと骨頭は、手術によって患者の体内に挿入されてから初めて摺動相手面と出会うことになる。そのため、大量の初期摩耗粉が発生し、これが再置換の原因となる。摩擦摺動において最も摩耗粉が発生しやすいのは初期摩耗である。これを防ぐためには、例えば、メーカーからの出荷前の段階でカップと骨頭のカップリングをおこなうことが考えられる。あらかじめ予備的な摺動を与えておき初期摩耗を終了させ、いわゆる"なじみ"の状態にしてからカップと骨頭を対にして出荷すれば、人体に挿入してからの摩擦状態が大幅に改善されるものと考えられる。

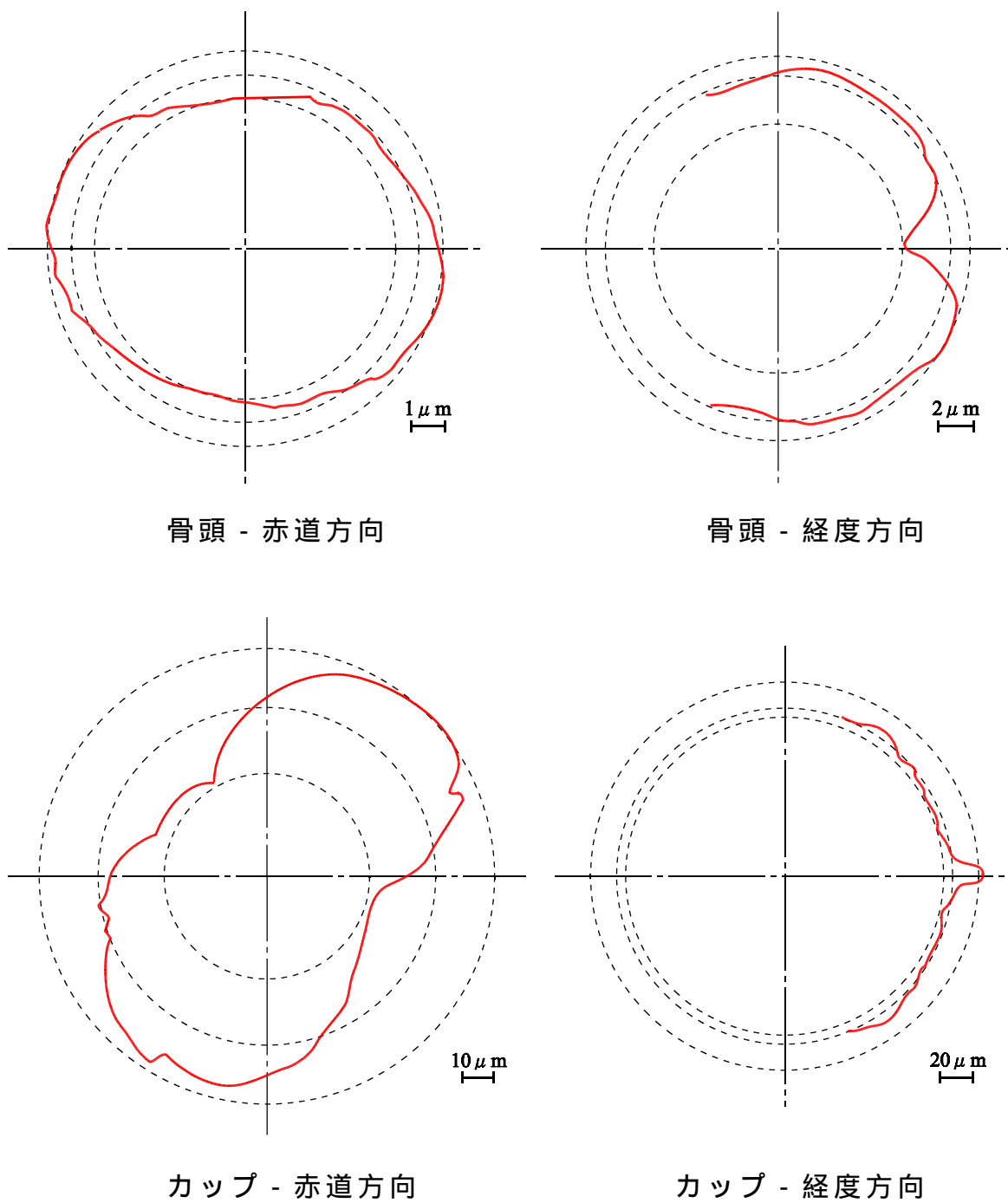


図 1-2 臨床で使用されている人工股関節骨頭およびカップの形状の一例

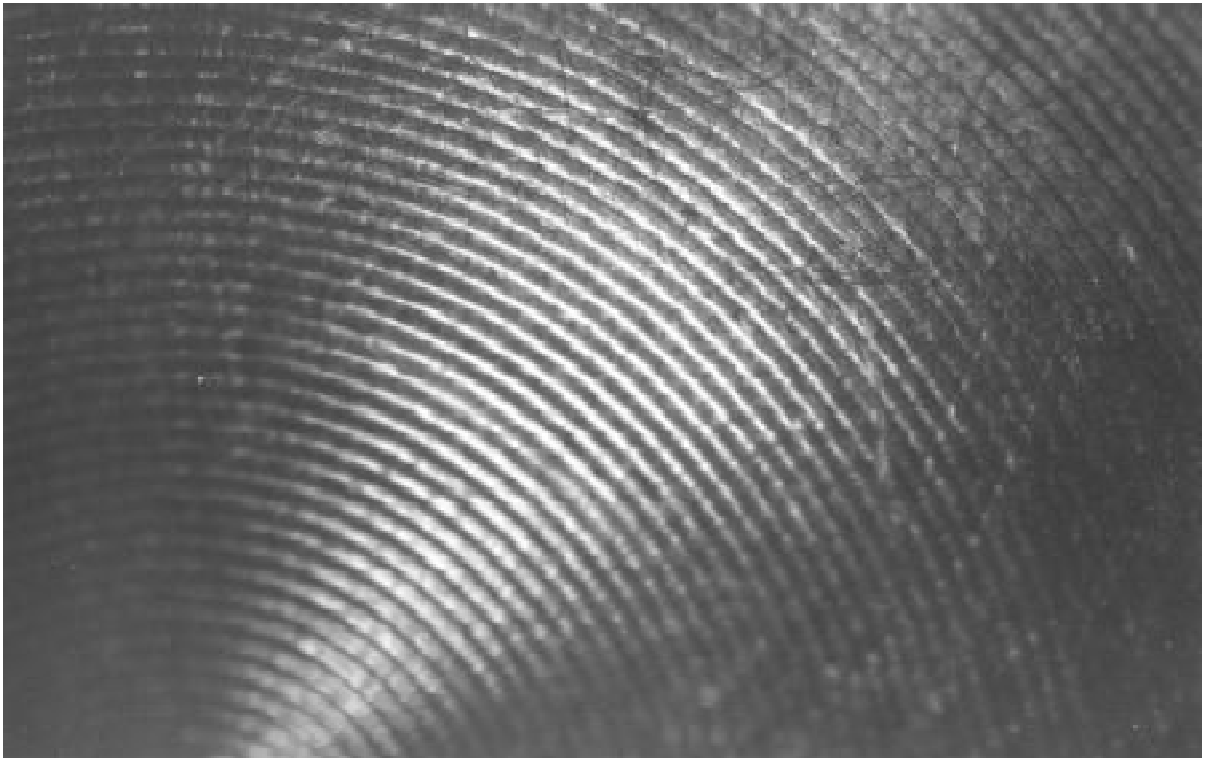


図 1-3 実験前(新品)のカップ(多数の加工痕が観察される)

1 - 4 人工関節摺動部の潤滑問題

人工関節の歴史で見たように、初期の人工関節は、Charnley の Teflon ソケットの過大摩耗、McKee の金属対金属の高摩擦など、摩擦・摩耗の点で大きな問題を抱えていた。現在の人工関節の摺動部は、骨頭にステンレス鋼または Co-Cr 合金、ソケットに UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene) を採用することによって、破局的な摩耗の生ずるおそれは少なくなった。UHMWPE は現在のところ、人工股関節ソケットに適用される材質の中で、最も適切なものである。UHMWPE は低摩擦性、良好な生体安定性、形成・機械加工の容易さなど、多くの望ましい特性を備えている。しかし UHMWPE の摩耗とそれに伴う摩耗粉は、常に大きな問題となっている。(UHMWPE の代替りとなる材料として有望なものは多結晶アルミナセラミックスであるが、これは主にヨーロッパの一部で用いられているにすぎず、日本ではほとんど用いられていない)

人工関節摺動面の潤滑問題は以下の 3 点で loosening の原因となり得る。第一に、摺動部の摩擦モーメントが大きければ、運動に際し、人工関節と

骨との境界部に大きな力が加わり、この力は loosening を進行させるように働く。第二に、一般の人工関節で UHMWPE の磨耗量は、年間約 200 μ m 程度であるといわれており、10 年で約 2mm の磨耗が生ずることとなる。磨耗が一様でない場合、ソケットと骨頭の摺動部に"ガタ"が生じ、"ガタ"は loosening や痛みの原因となる。第三に、摺動部から生ずる磨耗粉 (wear debris / wear particles) が周囲組織に対して異物刺激をなし、ときには late infection すら招いて loosening の原因となる。特に第三の磨耗粉の問題に関しては、最近、組織学的・生化学的な検討が加えられており^{1.34) - 1.38)}、再置換術の際に採取した人工関節周辺の組織中に存在するポリエチレンや金属の磨耗粉の観察がおこなわれている。後藤らは^{1.39)} submicron size の UHMWPE particle がマクロファージの出現に大きな影響を与え、UHMWPE particle を貪食したマクロファージから放出される各種サイトカインが破骨細胞を活性化し、骨吸収が進行し loosening が伸展すると述べている。

図 1-4 は北海道大学医学部において、人工股関節再置換術の際に摘出された、人工股関節ソケット (UHMWPE) の摩擦摺動部の写真である。矢印部を境として下側が大きく磨耗しており (磨耗が一様でない)、筋状の磨耗痕が見られる。上側には下側ほどの磨耗痕は見られないが、ひっかいた (scratch) ような痕が多数見られる。この例ではソケットはもちろん、骨頭、ステムも全て再置換された。

以上のように、UHMWPE の摩擦・磨耗を含めたステンレス鋼または Co-Cr 合金対 UHMWPE の潤滑問題を解決することは、人工股関節置換において、非常に重要であると考えられる。

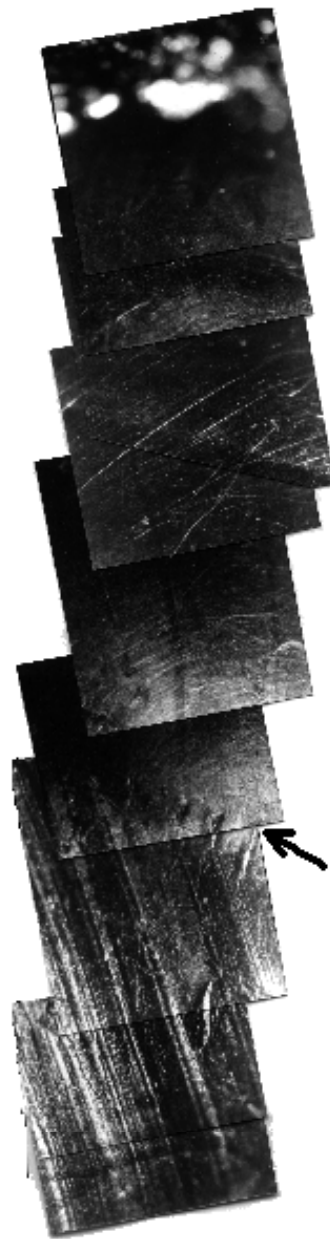


図 1-4 人工股関節再置換術の際に摘出された人工股関節ソケット(UHMWPE)の摩擦摺動部

1 - 5 トライボロジ

前節において、人工関節の寿命を延ばし再置換を減らすには、looseningをなくすこと、そのためには摺動面における潤滑問題についての考察が重要であることを述べた。潤滑問題に関する学問はトライボロジ(tribology)と呼ばれている。これはギリシア語の TRIBOS(摩擦する)を語源として1966年、イギリスで作られた新語である。OECD (Organization for Economic Cooperation and Development,経済協力開発機構)の定義によると、「トライボロジとは、相対運動をしながら、たがいに作用し合う面、ならびにそれに関連した諸問題と実地応用に関する科学と技術である(Tribology is the science and technology of interacting surfaces in relative motion and of related subjects and practices)」。言葉は新しいが、概念やその問題とするところは、非常に古い。1972年には biology と tribology との合成語として、バイオトライボロジ(biotribology)という言葉も生まれている。バイオトライボロジが対象とするのは、(人工)関節はもちろん、皮膚、腱、靭帯、人工心臓(弁)、歯、血管など多岐にわたる。トライボロジおよびバイオトライボロジに関しては、その内容が非常に広範囲にわたり、それぞれについて多くの論文、参考図書(トライボロジに関しては 1.40)-1.43)など、バイオトライボロジに関しては 1.10),1.44)など)が出版されている。以下の節では、本論文に関連のある内容について概説する。

1 - 6 摩擦

接触している二つの物体間に滑り(または転がり)を与えたときに生ずる、動きに対する抵抗を摩擦(または転がり摩擦)と呼び、抵抗力を摩擦力と呼ぶ。摩擦力は動きの方向と平行であり、かつ動きと逆方向に働くことは周知である。互いに静止している二物体に力を加えて動かすときに、動き始めに要する力を静摩擦力、動きを継続するのに必要な力を動摩擦力という。摩擦力には、以下に示す三つの法則が知られている。第一法則と第二法則は1699年に Amontons が、第三法則は1785年に Coulomb が発表したものである。この三つの法則はクーロンの法則または摩擦の法則と呼ばれる。

第一法則 摩擦力はすべり面の見かけの面積に無関係である。

第二法則 摩擦力は荷重に比例して増加する。

第三法則 動摩擦力は静摩擦力より小さく、かつすべり速度に無関係で一定である。

クーロンの法則は、ある条件の範囲で近似的に成立する経験則であり、例外も多いが、現在では理論的な解釈が加えられているものもある。

第二法則から摩擦係数 (coefficient of friction) が定義できる。摩擦力 F が垂直荷重 W に比例することから $F = \mu W$ となり、比例定数 μ を摩擦係数という。

摩擦の発生する原因にはいくつかの仮説が立てられている。その全てが完全に検証されたというわけではないが、代表的なものを挙げると、

- ・凝着説
- ・表面突起の相互作用説
- ・掘り起こし説

などがある。それぞれについて以下に説明する。

1-6-1 凝着説

二物体の接触を考えると、その真実接触面積は見かけの接触面積よりはるかに小さく、数千分の一であるといわれる。従って、真実接触面積部に加わる圧力は非常に大きなものとなる。そのため、二物体間に凝着がおこる。生成した凝着面を切断する力が摩擦力の主要な原因だとする考えが摩擦の凝着説である(図 1-5 参照)。凝着説を考えると、二物体を摺動させる場合だけでなく、垂直に引き離す場合にも、摩擦力に相当する力が必要であるが、そういう現象は通常観察されない。この点に関しては完全な説明はなされていない。

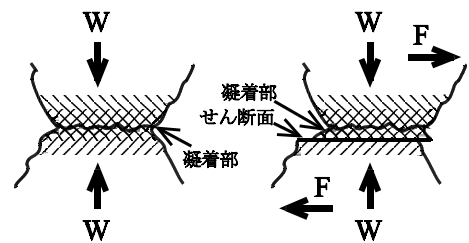


図 1-5 凝着説

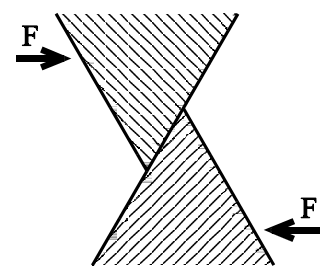


図 1-6 相互作用説

1-6-2 表面突起の相互作用説

運動に伴って片方が相手の面の凹凸を上下する際に力学的エネルギーの一部が熱として失われる(図 1-6 参照)。

1-6-3 掘り起こし説

二物体の固い方の突起、あるいは摩擦面に介在する異物が相手面にくいこみ、相手面の塑性変形によって溝ができるときに生じる力が摩擦力となるとする説である。研磨の際の摩擦力の主要部分は掘り起こしによるものである(図 1-7 参照)。

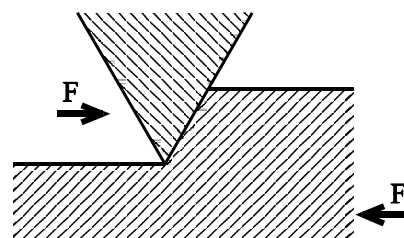


図 1-7 掘り起こし説

1 - 7 摩耗

相対的なすべりやころがり摩擦による物質表面からの逐次的減量現象を摩耗と呼び、普通はすべり面から摩耗粉として脱落減量がおこなわれる。また相手摩擦表面の接触部が凝着し、その内部でせん断が生じ、相手に移着することもある^{1.45)}。摩耗は、

凝着摩耗(adhesive wear)

アブレシブ摩耗(abrasive wear)

疲労摩耗(fatigue wear)

腐食摩耗(corrosive wear)

などに分類される。それぞれについて以下に説明する。

1-7-1 凝着摩耗(adhesive wear)

摩擦の凝着説で述べたように、二物体間に凝着が発生すると、生成した凝着面を切断する力が摩擦力となり、切断された部分は摩耗したことになる。二物体の表面が汚染されていたり、表面に酸化物が形成されていたりすると、凝着はおこりにくい。凝着の機構^{1.46) 1.47)}については金属間の相互溶解性、表面エネルギー、転移、また非金属では静電気が解析の対象になっているが、まだ明白にはなっていない。最近では、化学作用に大きく関

係する外殻電子(価電子)が凝着に作用するという考え方^{1.48)}も示されている。

1-7-2 アブレイブ摩耗 (abrasive wear)

相手摩擦面の表面粗さや摩擦面に介在する異物により、表面が削り取られる摩耗現象をアブレイブ摩耗と呼ぶ。柔らかい金属に対するヤスリやエメリーペーパーの働きは、表面粗さによるアブレイブ摩耗の例である。空気中のほこりや土、腐食摩耗の生成物、凝着摩耗により生じた硬質金属粒子は、研磨材的挙動を示し、アブレイブ摩耗の原因となる。二面の硬さの差が大きく、固い方の表面粗さが大きい場合、また凝着が比較的少なく、潤滑状態の良いときに固形異物が介在する場合などではアブレイブ摩耗が支配的になる。一般に他の摩耗形態に比べて磨耗量が大きい。

1-7-3 疲労摩耗 (fatigue wear)

Crompton ら^{1.49)}によると、ダイヤモンドと比較的硬さの低い材料とを組み合わせると、摺動初期のしばらくの間、ダイヤモンドの摩耗は0であり、ある時間から摩耗が発生する。これはダイヤモンドの疲労が原因であると考えられている。高分子材料が相手面の凸起によって繰り返し応力を受け、疲労によって摩耗するという考えも報告されている^{1.50)1.51)}。

1-7-4 腐食摩耗 (corrosive wear)

気体または液体状の腐食的環境で摺動がおこなわれるとき、摺動表面で化学反応がおこり、その生成物が一方または両方の表面に見られるようになる。一般に生成物は表面への付着力が弱く、その後の摺動によって脱落する。このプロセスが繰り返され、腐食摩耗が進行する。腐食は周囲環境と摺動面の性状によって決まる。例えば、加工の際に生じた金属内部の残留応力によって、応力腐食割れを生じることがよく知られている。また、海岸近くで動く機械装置が、清浄空気中よりも急速に腐食することは、経験的にも知られている。

1 - 8 機能性表面構造

著者の所属する研究室では、は従来より摩擦摺動面の潤滑性能の向上を目的として、摺動部表面に凹凸パターンを形成する表面改質法を開発してきた。これは主に機械部品用のドライベアリングの摩擦・摩耗特性を改善するためのもので、特に固体潤滑状態での金属対金属の摺動における摩擦特性を向上させる技術である。この凹凸パターン構造を、機能性表面構造と呼ぶことにする。以下に、機能性表面構造の基本的な考え方および効果について概説する。

1-8-1 機能性表面構造の考え方

ベアリングにおけるすべり面や転がり面では、潤滑剤がなくなった場合、潤滑不良を生じて寿命となる。そこで、すべり案内面に多用されるキサゲ面のオイル溜りの発想が、固体潤滑機構にも適用できるのではないかと、すなわち固体潤滑剤の保持、供給機構として、潤滑面に凹凸パターンを付加することはきわめて効果的ではないかと考えた。具体的には図 1-8 のように母材表面をエッチング、レーザ加工、電解加工、放電加工などにより凹凸型に加工し、その上に固体潤滑剤をスパッタ蒸着、真空蒸着、メッキなどによってコーティングする。

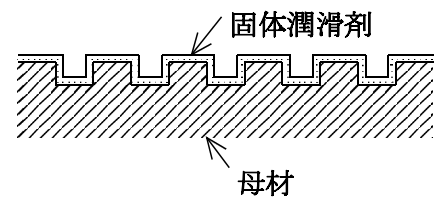


図 1-8 機能性表面構造

1-8-2 機能性表面構造の効果

(a) pin on disk 摩擦実験^{1,52)}

SUJ2 軸受鋼を用いた pin on disk 摩擦実験をおこなった。軸の回転数は 600rpm、垂直荷重は 30 分毎に 30kgf ずつ増加させた。固体潤滑剤として金を用いている。摩擦力が 15kgf を越えたときに摺動面の寿命と判断した。結果を図 1-9 に示す。横軸は荷重、縦軸は摩擦力である。図中の×印は、摺動面の寿命を示している。摺動面にパターンを付加した試料 D は、摩擦力が低く、他の試料より高荷重まで潤滑性能を維持している。

(b) 転がり軸受

転がり軸受(NSK626 開放型、材質 SUJ2 軸受鋼)のインナーレースおよびアウターレース面にこのような表面構造を与た場合の軸受け寿命について検討した。パターンは凹型で、径は 0.15mm、ピッチは 0.18mm、固体潤滑剤は MoS₂ である。軸受には 1.6kgf の荷重をかけ、4,767rpm で回転させた。駆動にはモータを用い、モータの電流値が一定値(予備実験にて決定されている)を越えたときに軸受けの寿命とした。結果を図 1-10 に示す。インナー/アウターレースにパターンを付加した試料(A, B)は付加していない試料(C, D, E)と比べて寿命に 10 倍以上の差がある。

以上に示したように、金属対金属の摺動において、摺動面に機能性表面構造(パターン)を付加することにより、潤滑性能、耐久性が大きく向上する。これをベアリングなどに応用すると、その寿命を大幅に延長することができる。

機能性表面構造が潤滑性能を向上させる理由はまだ明らかになっていないが、定性的にはパターン凸部で荷重を受け、凹部から固体潤滑剤を補給

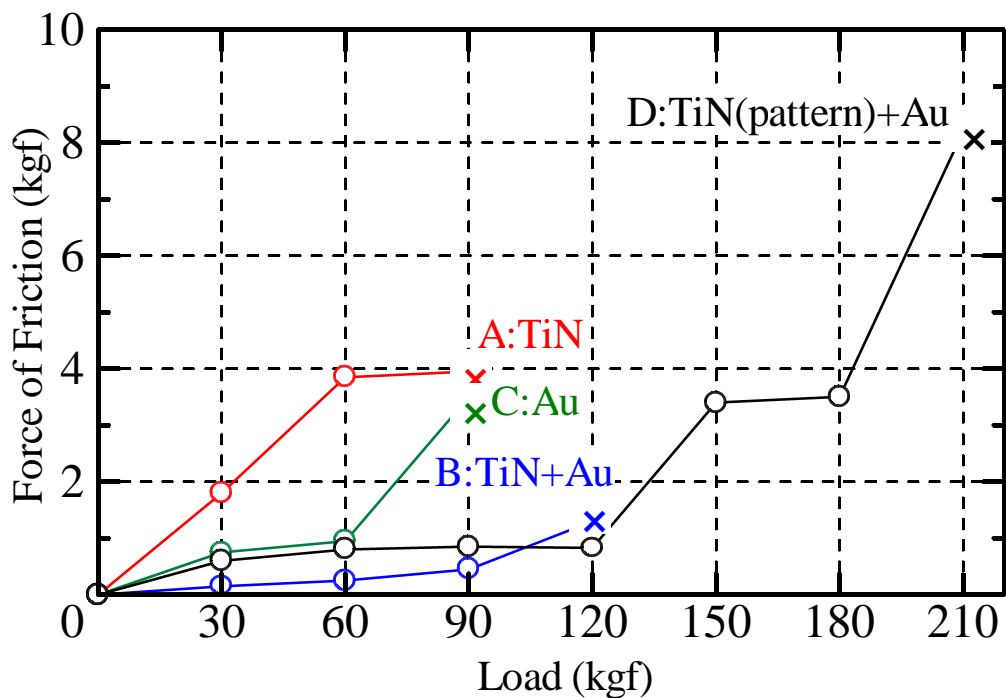
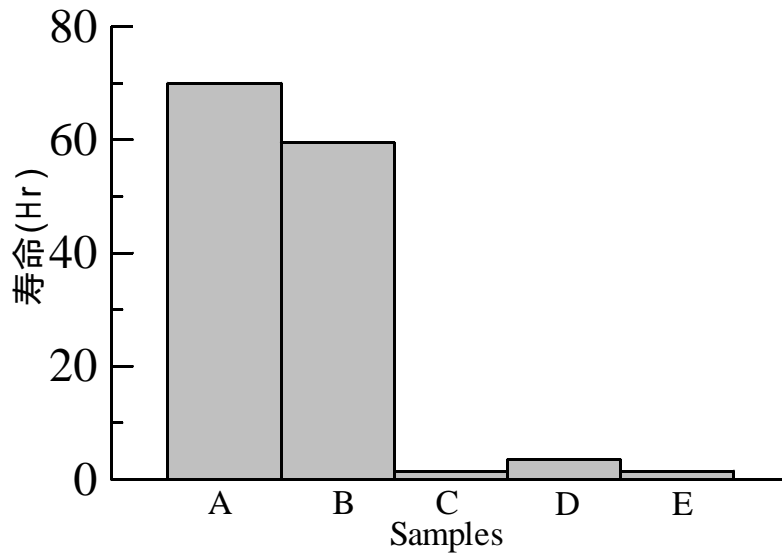


図 1-9 機能性表面構造の効果 (pin on disk 摩擦実験)



		+:有		-:無		
		A	B	C	D	E
インナー アウター	凹 pattern	+	+	-	-	-
	N ₂ イオン注入	+	+	+	-	-
レース面	MoS ₂ スパッタ蒸着	+	+	+	+	+
玉	MoS ₂ スパッタ蒸着	+	-	-	+	-
	MoS ₂ 粉をまぶす	-	+	+	-	+

図 1-10 機能性表面構造の効果(転がり軸受け)

することにより、摺動部に常に潤滑剤を供給することができ、潤滑剤切れがおこりにくいためであると考えられる。

このような摩擦摺動面の潤滑性能を向上させる機能性表面構造は、著者の所属する研究室のオリジナルであり、日本国内において特許を取得している^{1,53)}。また現在アメリカ及びヨーロッパの特許も申請中である。

1 - 9 人工関節摺動面の摩擦・摩耗減少のアプローチ

人工関節摺動面の摩擦・摩耗を減少させるには、摺動面の材質を変える方法と摺動面の形状を変える方法がある。材質に関しては、カップ用のポリエチレンに替わる材料は未だに見つかっていないが、ポリエチレンに炭

素繊維およびセラミックスを複合させ、耐摩耗性、耐クリープ性、生体適合性を同時に達成させようという試みがおこなわれている^{1.54)}。骨頭は現在主に用いられているステンレス鋼や Co-Cr 合金の組成を変えたり、表面にイオンインプラントをおこないポリエチレンの摩耗を減少させる研究^{1.55)}がおこなわれている。また、骨頭そのものをアルミナなどのセラミックスに替える試みもおこなわれているが^{1.56)}、摩擦・摩耗の問題を大きく改善するには至っていない。

本研究は、人工関節摺動面の摩擦・摩耗を減少させるために、摺動面の材質を変えずに、その表面形状のみを変化させようというものである^{1.57)}。同様のコンセプトに基づいた研究に、大西によって提案された人工股関節骨頭^{1.59)}(図 1-11)がある。大西は種々の表面粗さ、うねりを持った骨頭を用いて関節シミュレータによる HDP ソケットの摩耗実験をおこなった結果、次のような結果を得ている^{1.60)}。

突出したうねりは初期より HDP ソケットの摩耗を増量せしめ、凹んだうねりは耐摩耗性に優れている。突出した粗さ、または突出したうねりに粗さが伴えば、HDP ソケットの摩耗は倍増する。従って骨頭は真球に近いもの、表面粗さの小さいものでなければならない。

この結果から大西らは、「凹んだうねりは耐摩耗性に優れている」とし、「骨頭表面に人工的に凹部を作る」という観点で図 1-11 の骨頭を製作し、股関節シミュレータを用いた摩耗実験で市販の骨頭と比較して良好な結果を得ている。

本研究のパターン付加型骨頭(第 4 章の写真参照)と図 1-11 の帯状面取り型やゴルフボール型骨頭は、一見よく似た形状をしているが、「面取り」と「パターン」の製作意図は全く異なっている。帯状面取り型やゴルフボール型、特にゴルフボール型骨頭は、先に述べたように「凹んだうねりは耐摩耗性に優れている」ということから、単に「骨頭表面に人工的に凹部を作る」という観点で製作されており、本研究におけるパターン付加型骨頭のパターンの製作意図とは全く異なるものである。本研究におけるパターンの製作意図とは、

1. 摺動面内に潤滑液を貯蔵・供給する部分をつくり、それによって潤滑液切れを防止する。
2. 摩耗粉の逃げ場所をつくり、アブレシブ摩耗を減少させ、摺動面のなじみを促進する。

ことである。帯状面取り型やゴルフボール型骨頭の面取り部分が上記 1. または 2. の効果を持つかどうかは不明であるが、図 1-11 に示されるように、これらの骨頭の凹部の深さが数 μm 程度しかないことを考えると、仮に

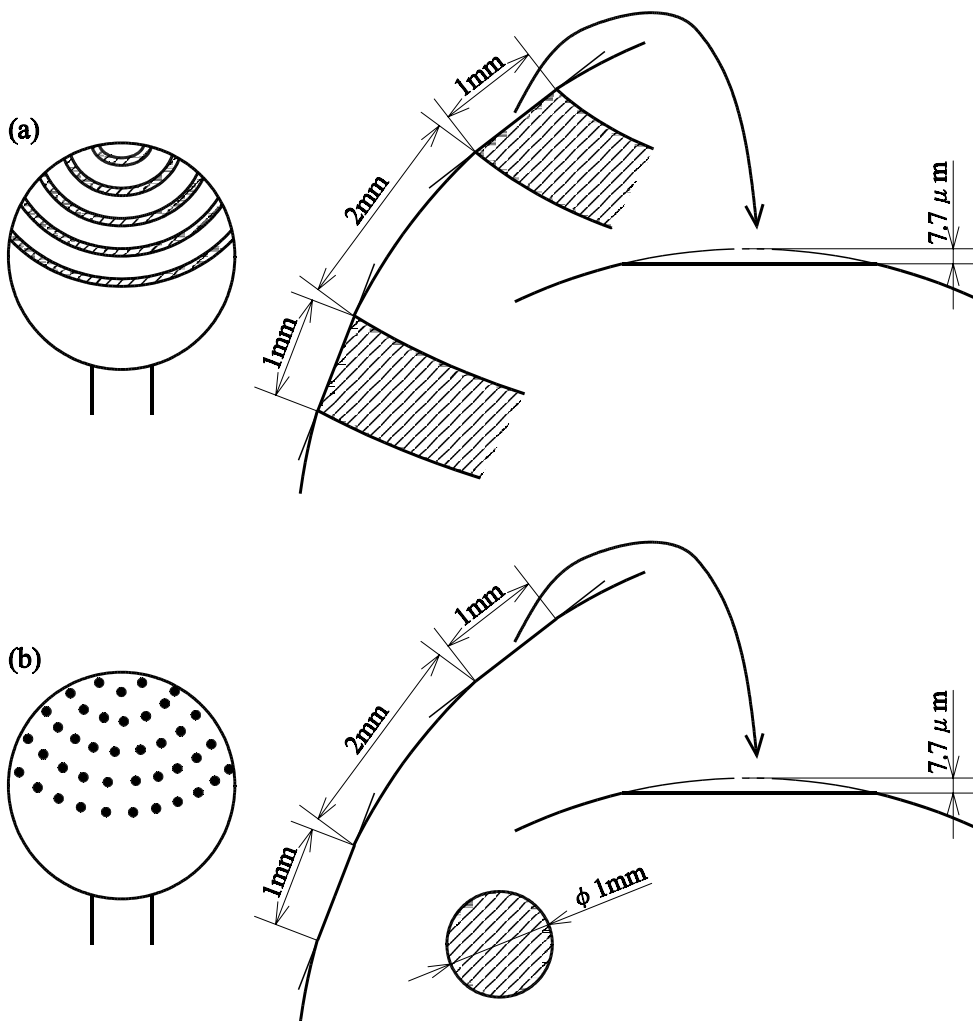


図 1-11 大西によって提案された人工股関節骨頭^{1.59)}

(a) 緯度方向に多数の帯状面取りを施した骨頭

(b) 小円状の面取りを施した「ゴルフボール型」骨頭

ゴルフボール型骨頭の面取り部分が 1.または 2.の効果を持つとしても、その効果はごく小さいものだと推測できる。面取り方式の場合、面取り部分の大きさを決めると凹部の深さも一意に決まってしまうが、パターン付加方式だと、これらを独立に設定することが可能であるという点も、パターン付加方式の優位性であると考えることができる。

1 - 10 研究の目的

1960 年代初頭にイギリスの Charnley が股関節全置換術 (Total Hip Replacement, THR) に成功して以来、人工関節は本格的に発展し、普及していった。現在では世界中で年間 30 万例以上の THR がおこなわれている。THR 症例数の増加に伴って経年的な切損 (mechanical failure) 例も増加しており再置換術 (revision) がおこなわれるようになってきた。再置換術をおこなわなくてはならない理由は、主に人工関節摺動面の摩耗とステム部分のゆるみ (loosening, 特に aseptic loosening) である。最近の研究によって、この摺動面の摩耗と loosening との間に密接な関係があること、すなわち摺動面における高密度ポリエチレン (high-density polyethylene, HDP) の摩耗粉 (wear debris / wear particles) の発生が loosening の大きな原因であることが明らかになってきた^{1.61), 1.62)}。すなわち loosening の防止には人工関節摺動面における HDP の摩耗を防止することが不可欠であり、それによって患者にたいへんな負担のかかる再置換術の症例を減らすことができると考えられる。そのため摺動面の表面改質による摩擦・摩耗および腐食特性の改善に関する研究^{1.63), 1.64)}や、臨床使用後における HDP ソケットの摩耗状態の研究^{1.65)}などがおこなわれているが、現在まで満足のいく結果が得られてはいない。

本研究は、従来おこなわれてきたものとは異なる方法で、人工関節摺動面の表面改質をおこない、その潤滑性能の向上を図ろうとしたものである。著者の所属する研究室では従来より摩擦摺動面の潤滑性能の向上を目的として、摺動部表面に凹凸パターンを形成する表面改質法を開発してきた^{1.66), 1.67)}。これは主に機械部品用のドライベアリングの摩擦・摩耗特性を改善するためのもので、特に潤滑油を含まない状態での金属対金属の摺動における摩擦特性を向上させる技術である。

本研究では、この技術を人工関節摺動面に応用することにより、HDP 摩耗粉の発生を抑え人工関節の寿命を延長させることを目的とし、そのための基礎的な検討として金属 (SUS316L、Co-Cr 合金) 対高分子材料 (HDP) の摺動における摺動面パターン形成の効果について検討した。具体的には、

1)人工関節摺動面に機能性表面構造を持たせることを提案し、実験によってその潤滑特性向上効果を確認する。また最適な機能性表面構造について実験・検討をおこなう。

1 - 11 本論文の構成

本論文は全体で 5 章からなる。

第 1 章は「序論」であり、人工関節の歴史・材料・問題点などについて述べた後、本論文で取り扱う内容の工学的な基礎となるトライボロジについて概説した。さらに本論文で提案している摩擦摺動面への機能性表面構造 (凹凸パターン) 付加について紹介して、本研究の位置づけと目的を明らかにした。

第 2 章は「pin on disk による摩擦・摩耗実験」と題し、pin on disk 摩擦・摩耗試験機を用いて、凹凸パターン付加による潤滑性能向上について検討している。摺動面への凹凸パターン付加によって、硬材料対硬材料の潤滑性能が向上することは既知であるが、人工関節のような硬材料対高分子材料の摺動に関しては確認されていない。第 2 章においては硬材料対高分子材料の摩擦実験をおこない、凹凸パターン技術が人工関節においても応用可能であることを示す。

第 3 章は「ボールとカップによる摩擦実験」と題し、市販の人工股関節に凹凸パターンを付加した試料を用いて摩擦実験をおこない、その潤滑性能について検討している。第 2 章では pin on disk を用いた平面对球面の摺動実験にとどまっているが、人工股関節は球面对球面である。そこで、市販の人工股関節を試料として用いることができるよう、pin on disk 装置を改造して摩擦実験をおこなった。これは第 4 章の関節シミュレータを用い

た実験の予備実験となっている。

第4章は「関節シミュレータ実験」と題し、関節シミュレータを試作し、それを用いて、市販の人工股関節に凹凸パターンを付加した試料の潤滑性能について検討している。第2章、第3章の結果を受けて、摩擦実験装置として実際の歩行をシミュレートした関節シミュレータを試作した。試料には第3章で用いたものと同じ、市販の人工股関節に凹凸パターンを付加したものを用意した。これらを用いて潤滑性能を検討し、凹凸パターンが人工関節の潤滑性能向上に影響を与えることを示す。

第5章は「結論」であり、前章までの実験・研究で得られた知見と、今後の研究課題として残された問題をまとめている。

第2章 pin on diskによる摩擦・摩耗実験

前章で述べたとおり、摺動面に凹凸パターンを形成し潤滑性能を向上させる技術は、著者の所属する研究室で開発されたものである。これは金属対金属の接触における固体潤滑性能を大幅に向上させるものである。この結果をふまえ、本論文ではこの技術を人工関節に応用することを考えた。すなわち人工関節摺動面に凹凸パターンを付加して、潤滑性能を向上させ、人工関節の寿命延長を図ろうというものである。しかし表面パターンニング技術による金属対金属(硬質材料対硬質材料)の潤滑性能向上は確認されているが、人工関節摺動面のような金属対高分子(硬質材料対軟質材料)の場合は、その効果が確認されていない。また、金属対金属の場合は、パターン部に固体潤滑剤を付加したが、機能性表面構造を人工関節に応用する場合には、パターンに固体潤滑剤を付加するわけにはいかない。

そこで本章では、固体潤滑剤なしで、金属対高分子における表面パターンの効果を確認することを目的として、pin on disk による摩擦・摩耗実験をおこなった。

2 - 1 実験装置

図 2-1 に pin on disk 式摩擦・摩耗実験装置の概略図を、また図 2-2 に実験装置の写真を示す。本装置は回転軸 (Rotation shaft) に取り付けられた sample (pin 形状) とサンプルホルダーに取り付けた sample (disk 形状) との間で摩擦・摩耗実験をおこなうものである。回転軸には 300rpm の回転が与えられる。回転軸とサンプルホルダーは、空気軸受 (Air bearing) で保持される。このため試料間で発生する摩擦力のために、サンプルホルダー自体がきわめて容易に回転できるようになっている。サンプルホルダーの回転トルクはロードセル (共和電業 120T-100B) で検出される。ロードセルの出力は、ストレインアンプ (共和電業 DPM-613A) および AD コンバータを介してパーソナルコンピュータ (NEC PC9801-E) に入力され、経時的に記録される。潤滑液は使用することも使用しないことも可能である。本実験では潤

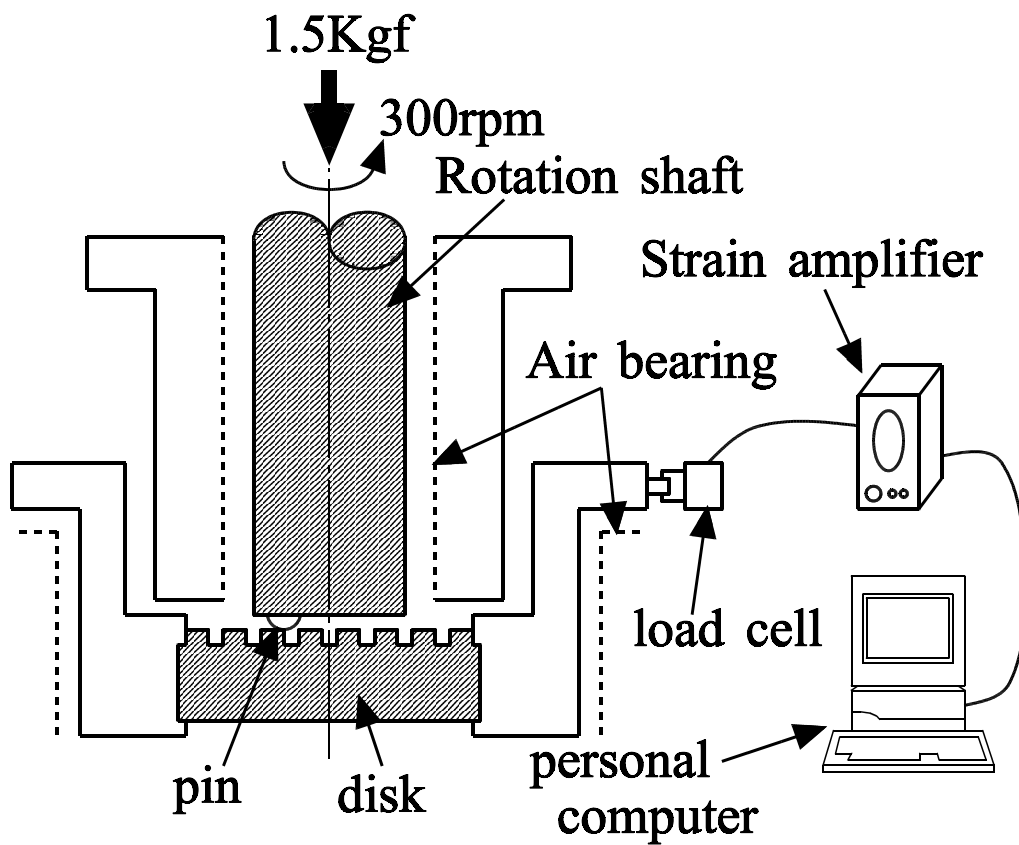


図 2-1 pin on disk 式摩擦・摩耗実験装置の概略図

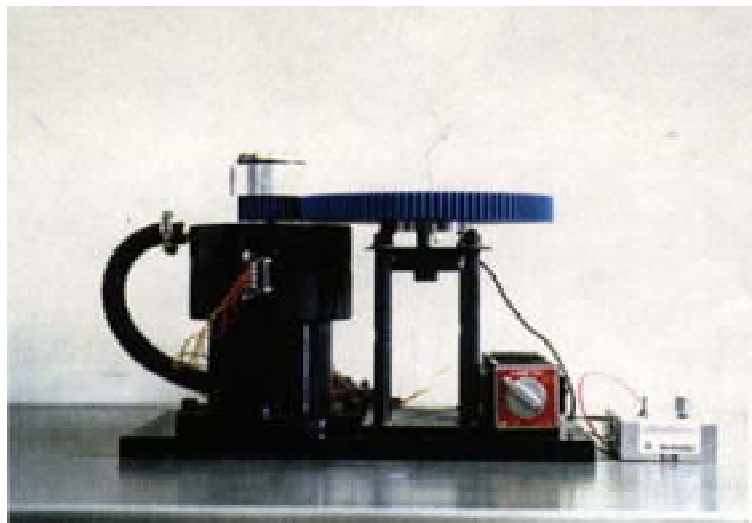


図 2-2 pin on disk 式摩擦・摩耗実験装置

滑液として、生理的食塩水と牛血清を用いている。回転軸中心と pin 試料までの距離は 4mm、また回転軸中心とロードセルまでの距離は 70mm である。従って、摩擦係数は次の式で計算される。

$$\text{摩擦係数} = \frac{\frac{70}{4} \times \text{測定された摩擦力}}{\text{荷重}}$$

荷重は直接回転軸に加えられるようになっている。本実験においては、荷重を 1.5kgf とした。

実験終了後、pin および disk 試料の摩耗痕を光学顕微鏡で観察した。また、disk 試料の摩耗痕を触針式表面粗さ測定器 (株)小坂研究所、サーフコーダ SE-30H、触針半径 2 μ m) で測定した。

2 - 2 試料

本 pin on disk 摩擦実験における pin と disk の材質の組み合わせは、実際に人工関節に使用されている Co-Cr 合金、SUS316L と超高分子量ポリエチレン (UHMWPE) の組み合わせである。骨頭 (ボール) が金属材料、ソケットが高分子材料という実際の人工関節の構成をふまえて、本実験では pin を Co-Cr 合金または SUS316L、disk を UHMWPE で製作したが、参考のために pin が UHMWPE、disk が SUS316L の試料も作成して実験をおこなった。

(a) pin

図 2-3(a) に pin の形状を示す。Co-Cr 合金製の pin は、直径 22mm の未使用の人工関節骨頭 (ボール) から、図に示したように直径 7mm、長さ 5mm の円筒形になるように切り出したものである。また SUS316L 製の pin は直径 22mm の未使用のベアリング (日本精工) から、同じように直径 7mm、長さ 5mm の円筒形になるように切り出したものである。また UHMWPE 製の pin は、これと同寸法になるように実際の人工関節で使われている UHMWPE を加工したものである。pin の先端を球面としたのは、接触面での片当りなどの不安定な要素を極力抑制し試験毎の較差を抑えて、接触面の摩擦摩耗状態や摩擦力の比較をおこなうためである。

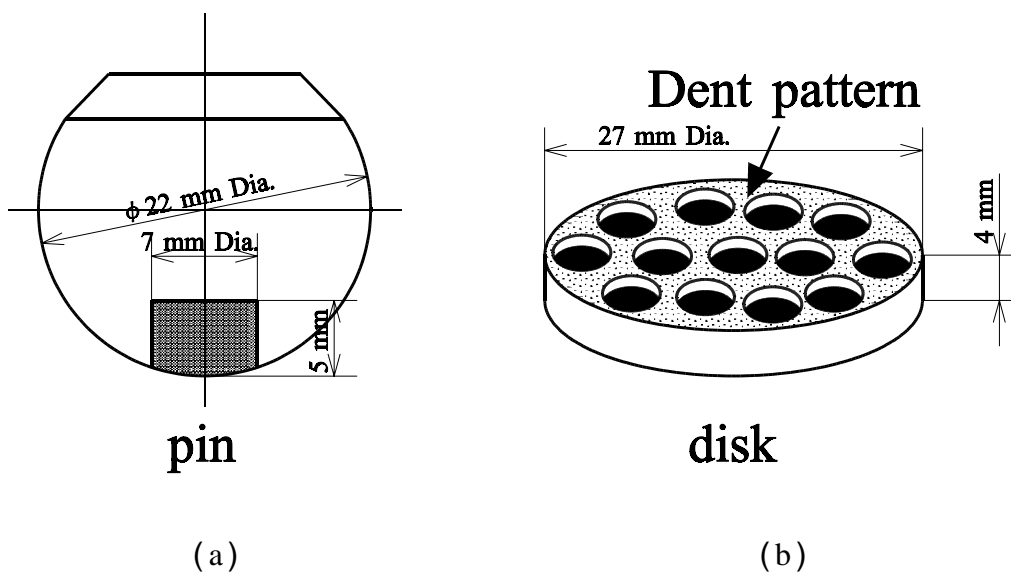


図 2-3 pin on disk 式摩擦・摩耗実験の試料

(b) disk

図 2-3(b)に disk の形状を示す。disk は直径 27mm、厚さ 4mm の円盤形で、材質は実際の人工関節で使われている UHMWPE および SUS316L である。摩擦摺動面の表面粗さは、摩擦・摩耗実験結果に大きな影響を及ぼす。本実験では Ra で 0.03 ~ 0.05 μm に統一して仕上げた(SUS316L においては鏡面仕上げとなる)。

摩擦摺動面が Flat な disk の他に、表面に凹パターンを付加した disk を製作した。UHMWPE 製の disk では、NC 工作機械(牧野フライス)を用いて、エンドミルで UHMWPE 表面に穴あけ加工をおこなうことでパターンを作成した。工具の送りに関して工具指令データを作成し、ドリルの径、ピッチは試料毎に変更できるようにした。エンドミルの径(パターンの直径となる)は 0.2 ~ 1mm を 0.1mm 毎に用意した。ピッチはエンドミルの径の 1.5 ~ 4 倍を選択した。切り込み深さは全て 1mm に統一し、切り込み速度はパターンの加工精度を上げるために 1mm/sec に設定した。さらに加工後、バリ取りおよび加工の際の表面の荒れを処理するためラッピングおよびバフ仕上げをおこなった。

SUS316L 試料に対するパターンの形成は、フォトケミカルエッチングによりおこなった。図 2-4 にパターンの形成工程を示す。まずコンピュータ

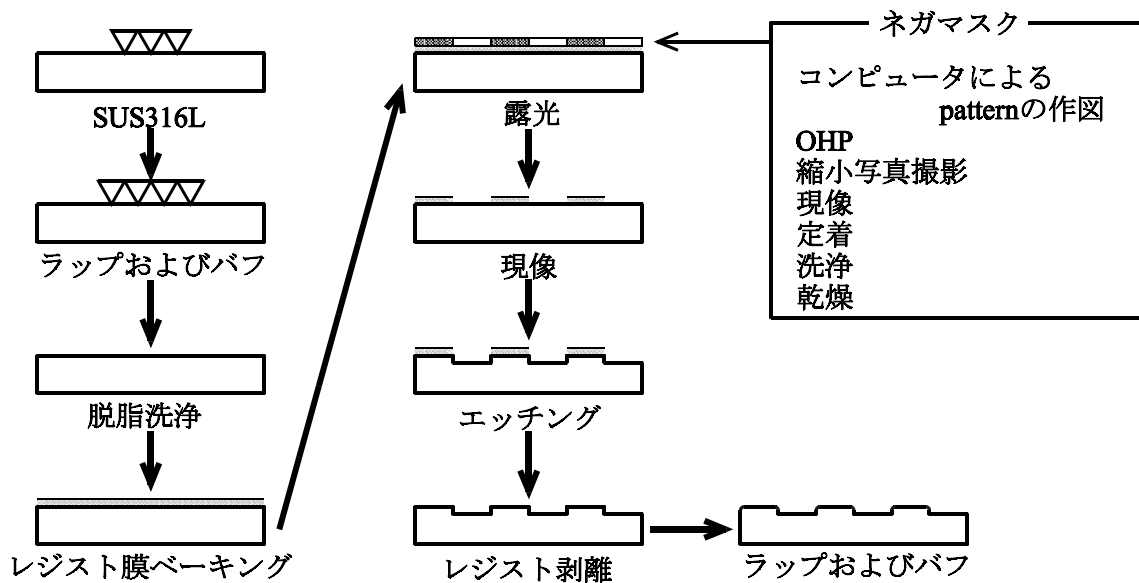


図 2-4 SUS316L 上への pattern 形成工程

を用いてパターンを作図し、これを OHP シートにコピーする。これを縮小写真撮影することでネガマスクを得る。なお、ネガマスクには露光用乾板 (Kodack) を使用した。一方、SUS316L 試料(ラッピングおよびバフ仕上げ済み)にはアセトンによる超音波洗浄の後、表面にレジストを塗り、90 で 30 分間のプレベイクをおこなった後、ネガマスクを固定し、25 秒間の露光および現像をおこなう。次にレジストの固着力を高めるため、120 で 60 分間のベイクをおこなう。ベイク終了後、これをエッチング液に浸しパターンを形成した。最後にエッチングにより劣化した表面を再度鏡面に仕上げ、形成したパターンのエッジ部分を削り落とすために、ラッピングおよびバフ仕上げをおこなった。これによりパターン内部以外の表面はパターン形成以前と同程度の状態 ($Ra:0.03 \sim 0.05 \mu m$) を得た。なお、レジストにはポジタイプ (Hoechst AZ1350) を、現像液には AZ デベロッパー (Hoechst) を使用した。またエッチング液としては鉄および鉄合金のエッチングに最も一般的とされている塩化第二鉄 (関東化学 Cat.No. 16018-00) を使用した^{2.1)}。溶液の濃度は 40%、温度は 50 である。この方法では、エッチング時間によってパターン凹部の深さ(エッチング深さ)が決まる。本実

験ではパターン凹部の深さを約 5 μ m とした。

2 - 3 短時間実験による最適パターン性状の決定

2-3-1 pin:高分子材料、disk:金属材料の場合

pin に UHMWPE、disk に SUS316L を用い、Table 2-1 に示した条件で摩擦・摩耗実験をおこなった場合の摩擦力の経時変化を図 2-5、図 2-6 に示す。横軸は実験開始からの経過時間、縦軸は摩擦力および摩擦係数である。図 2-5 はパターンの径を 0.3mm(ピッチはその 3 倍の 0.9mm)、図 2-6 はパターンの径を 0.4mm(ピッチはその 3 倍の 1.2mm)として実験をおこなったものである。両図とも、パターンなし(No-pattern)で実験をおこなった結果と共に示してある。

パターンを付加した試料では、パターンの径を 0.3mm にした場合(図 2-5)も、径を 0.4mm にした場合(図 2-6)も摩擦力の経時変化はほぼ同様の傾向を示している。摩擦力は時間と共に単調に増加してゆき、実験開始から 12 時間経過後には、摩擦力は 5.5gf 前後、摩擦係数は約 0.065 となる。パターンを付加していない試料では、パターンを付加した試料と同じように、摩擦力は時間と共に単調に増加してゆくが、その傾きは、より急である。実験開始から 12 時間経過後には、摩擦力は約 7.3gf、摩擦係数は約 0.085 となる。パターンを付加した試料と付加していない試料を比較すると、パターンを付加した場合、摩擦力の変動が少なく安定しており、また摩擦力の値自体も(実験開始直後を除いて)低いことがわかる。

摩擦摺動面にパターンを付加したことによって、摩擦力がどの程度減少したのかを示すために、摩擦力の減少率(Decrease of friction force)を以下の式で定義した。

$$\text{Decrease of friction force} = \frac{\text{Non-pattern摩擦力} - \text{pattern摩擦力}}{\text{Non-pattern摩擦力}} \times 100\%$$

摩擦力は常に変動しているが、単純平均を取って No-pattern 摩擦力または pattern 摩擦力とした。Decrease of Friction force が大きいほど摺動面 patterning による潤滑性能改善効果が高く、この値が 0 の場合パターンの効果はない。

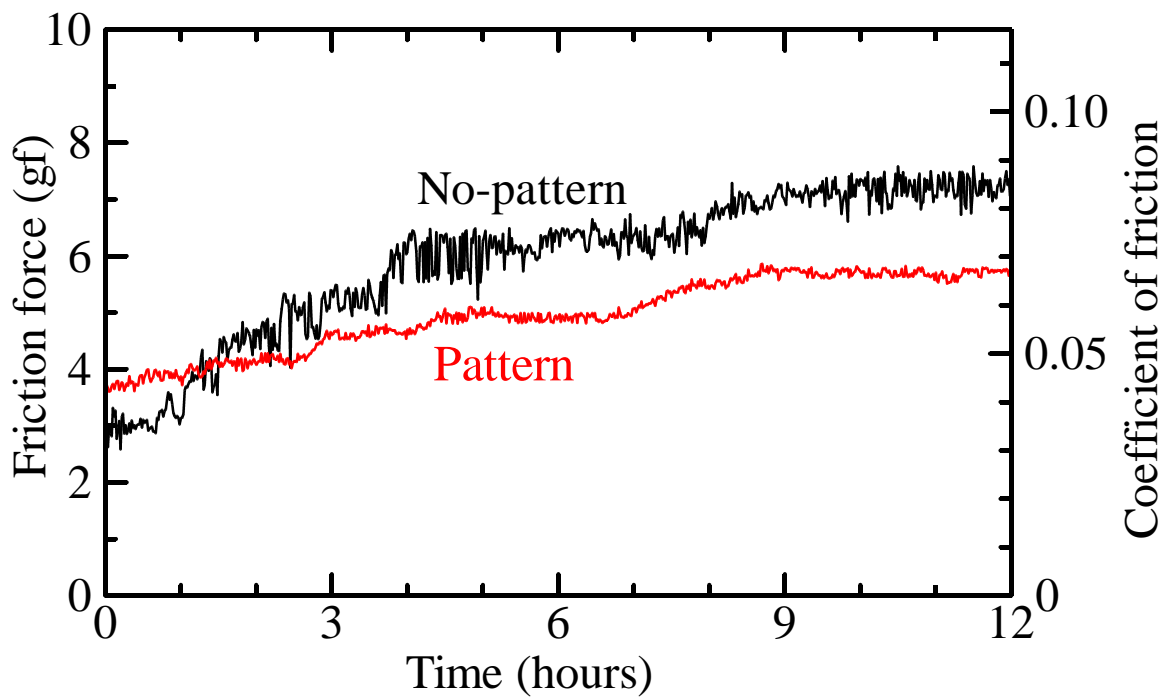


図 2-5 摩擦力の経時変化 (pattern 径:0.3mm)

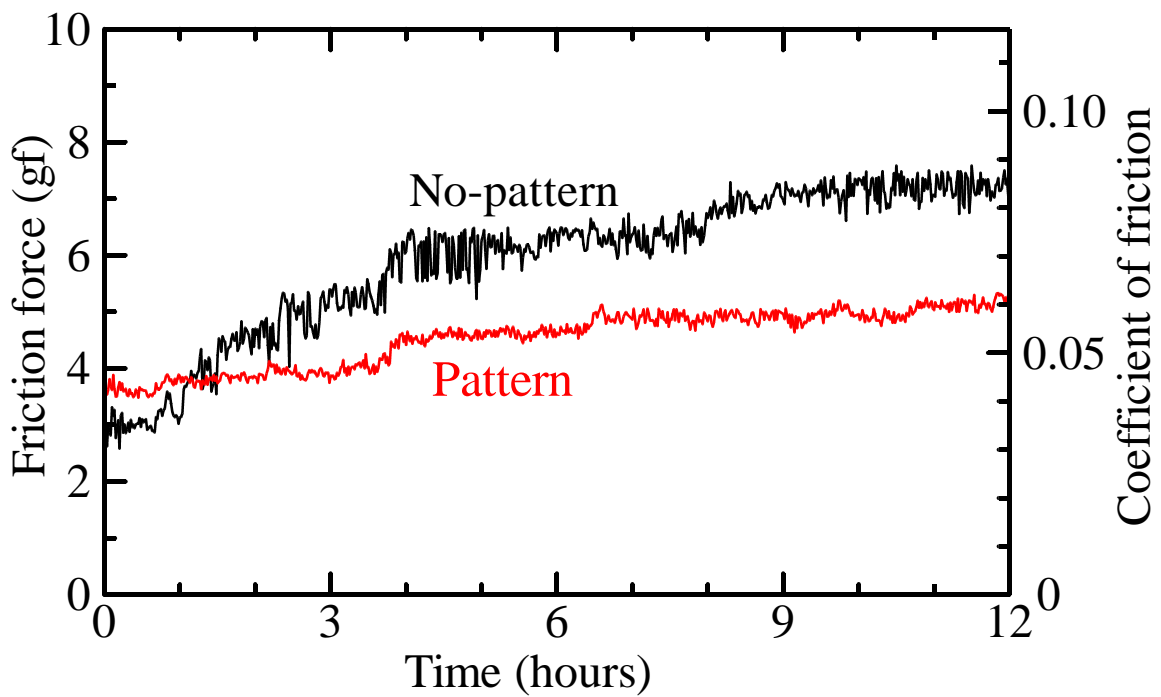


図 2-6 摩擦力の経時変化 (pattern 径:0.4mm)

Table 2-1

荷重	1.5Kgf
回転数	300rpm
温度	20 (室温)
潤滑液	生理的食塩水
pattern 径	0.3mm
ピッチ	0.4mm

またこの値がマイナスの場合、摺動面にパターンを付加したことによって、潤滑性能が劣化したことを示す。図 2-5 および図 2-6 からパターンの径と摩擦力の減少率との関係を示すと図 2-7 のようになる。パターンの径が 0 となっているものは、パターンを付加していない(No-pattern)試料である。この図から、SUS316L 上にパターンを付加すると、パターンを付加しないものに比べて、約 20% 摩擦力(摩擦係数)が減少することがわかる。

次に試料表面の摩耗状態を観察した結果を示す。図 2-8 は UHMWPE 表面の摩耗痕の全体像である。図 2-8(a)はパターンを付加した SUS316L disk 試料(pattern 径:0.3mm)と摺動させたもので、(b)はパターンを付加していない(No-pattern) SUS316L disk 試料と摺動させたものである。パターン試料を用いた場合と No-pattern 試料を用いた場合とでは、明らかな違いが観察される。パターン試料と接触した UHMWPE 摺動面(a)は No-pattern 試料と接触した面(b)と比べて平滑である。また No-pattern 試料と接触した UHMWPE 表面には、白く光っている部分(矢印で示した)が多数見られる。これは SUS316L 試料の摩耗粉であり、UHMWPE 試料表面に突き刺さっている。

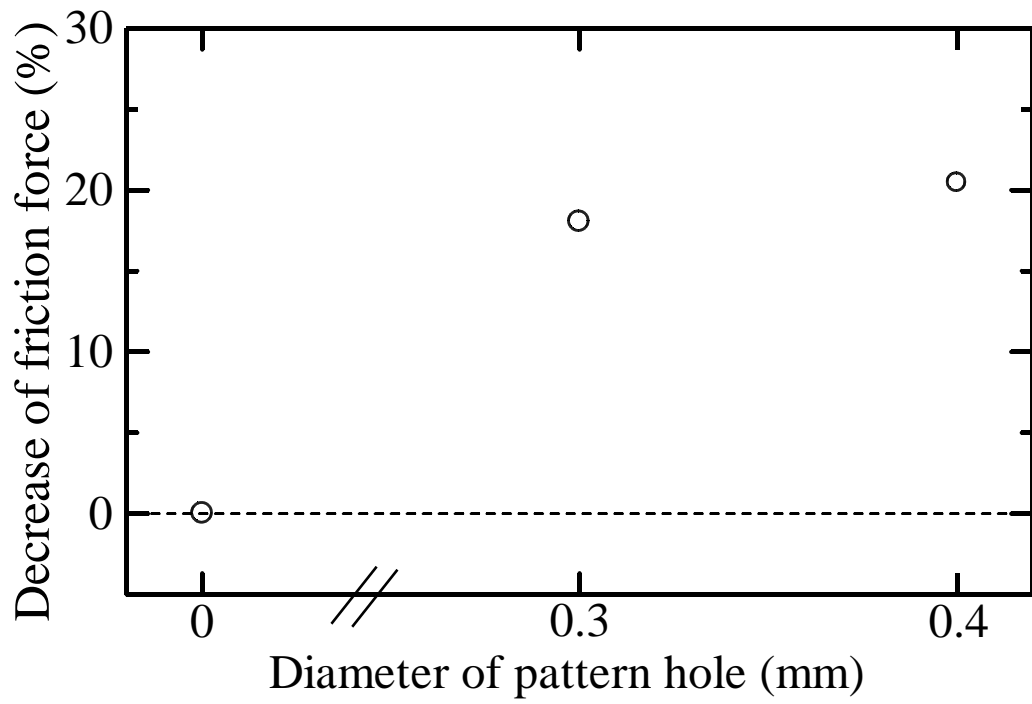
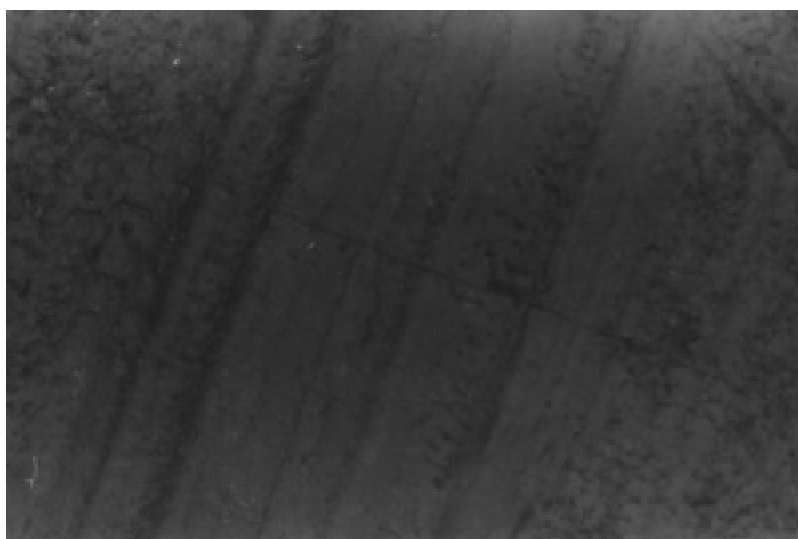
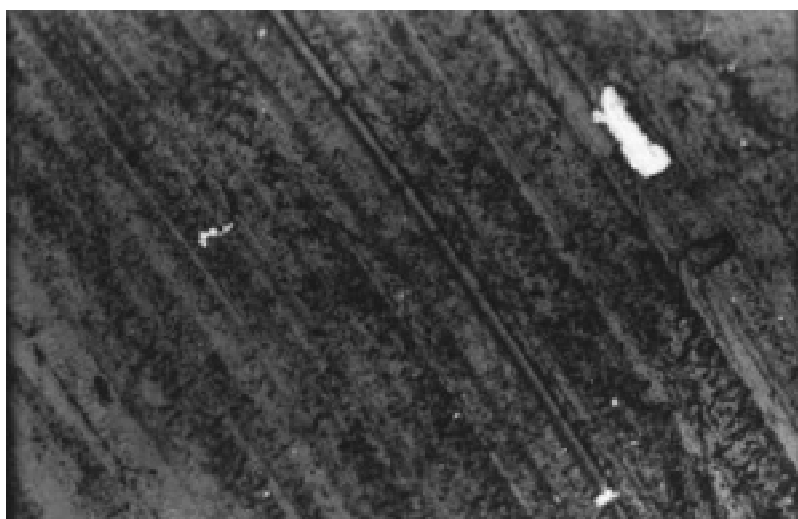


図 2-7 摩擦力の減少率



(a) pattern を付加した SUS316L disk 試料と
摺動させた UHMEPW 試料の摺動痕



(b) pattern を付加していない SUS316L disk 試料と
摺動させた UHMEPW 試料の摺動痕

100 μ m

図 2-8 UHWPE の表面観察

Table 2-2

荷重	1.5Kgf
回転数	300rpm
温度	20 (室温)
潤滑液	生理的食塩水
pattern の占有率	20%

2-3-2 pin:金属材料、disk:高分子材料の場合

次に、pin に SUS316L、disk に UHMWPE を用い、Table 2-2 に示した条件で摩擦・摩耗実験をおこなった。Table 2-2 の"pattern の占有率"(Occupation rate of pattern)とは、次の式で定義したもので、単位面積におけるパターン部分面積の割合である。

$$\text{patternの占有率} = \frac{\text{単位面積当たり pattern の占める面積}}{\text{単位面積}} \times 100\%$$

本実験ではこのパターンの占有率を 20%として、パターンの径を 0.2 ~ 1.0mm まで変化させた。結果の一例としてパターンの径が 0.5mm の場合の結果を図 2-9 に示す。横軸は実験開始からの経過時間、縦軸は摩擦力および摩擦係数である。図には、パターンなし (No-pattern) で実験をおこなった結果も併せて示してある。

これらの結果から前節と同様に、パターンの径と摩擦力の減少率との関係を示すと図 2-10 のようになる。パターンの径が 0 となっているものは、パターンを付加していない (No-pattern) 試料である。図 2-10 を見ると、パターンの径が増加するに従って摩擦力の減少率が増加 (すなわち摩擦力が低下) してゆき、径が 0.4mm ~ 0.5mm 程度で摩擦力の減少率が約 23% となり、ピークを示す。パターンの径がそれ以上になると、摩擦力の減少率は低下してゆき、径が 1mm の場合、摩擦力の減少率が約 -10% となる。

次に、パターンの径と disk として用いた UHMWPE 試料の最大摩耗深さ (表面粗さ計で測定) との関係を図 2-11 に示す。図 2-11 は図 2-10 とは負の相関を示している。すなわちパターンの径が増加するに従って最大摩耗深

さは減少してゆき、径が 0.4mm ~ 0.5mm 程度で最大摩耗深さが約 8 μ m となり、最低となる。パターン径がそれ以上になると、最大摩耗深さは増加してゆき、径が 1mm の場合、最大摩耗深さは約 15 μ m となる。

以上の結果から、摩擦摺動面にパターンを付加することによって潤滑性能が向上することがわかった。またパターン径と潤滑性能には相関関係があり、パターン径が約 0.5mm のときに潤滑性能が最も向上することがわかった。

以上の結果をふまえ、パターン径を 0.5mm に固定し、ピッチを変えて摩擦・摩耗実験をおこなった。実験条件は Table 2-2 に示したとおりである。結果の一例としてピッチが 1.2mm の場合の結果を図 2-12 に示す。図には、パターンなし (No-pattern) で実験をおこなった結果も併せて示してある。

これらの結果をもとにピッチと摩擦力の減少率との関係を示したのが図 2-13 である (各点におけるパターンの占有率も同時に示してある)。図 2-13 を見ると、ピッチが増加するに従って摩擦力の減少率が増加 (すなわち摩擦力が低下) してゆき、ピッチが 1.0mm ~ 1.2mm 程度で摩擦力の減少率が約 23% となり、ピークを示す。ピッチがそれ以上になると、摩擦力の減少率は低下してゆく。

次に、ピッチと disk として用いた UHMWPE 試料の最大摩耗深さ (表面粗さ計で測定) との関係を図 2-14 に示す (各点におけるパターンの占有率も同時に示してある)。図中の破線はパターンなし (No-pattern) の試料を用いたときの最大摩耗深さ (11.4 μ m) を示している。図 2-14 は図 2-13 とは負の相関を示している。すなわちピッチが増加するに従って最大摩耗深さは減少してゆき、ピッチが約 1.2mm のところで最大摩耗深さが約 7.7 μ m となり、最低となる。ピッチがそれ以上になると、最大摩耗深さは増加してゆく。

この結果から、パターン径と潤滑性能に相関関係がある (径が約 0.5mm のときに潤滑性能が最も向上する) だけでなく、ピッチと潤滑性能にも相関関係があり、ピッチが約 1.2mm のときに潤滑性能が最も向上することがわかった。

そこで、パターン径を 0.5mm、ピッチを 1.2mm として摩擦・摩耗実験

をおこなった UHMWPE 試料(disk)とパターンを付加しない(No-pattern)で摩擦・摩耗実験をおこなった UHMWPE 試料(disk)の摺動面における摩耗痕を観察した。結果を図 2-15 に示す。図 2-15(a)はパターンを付加した UHMWPE 試料の摺動痕(倍率の関係でパターンは見えていない)、図 2-15(b)は No-pattern の UHMEPW 試料の摺動痕である。パターンを付加した UHMEPW 試料の表面は平滑で、潤滑状態が良好であったことがうかがえる。一方、No-pattern の UHMWPE 試料の表面は粗く、掘り起こし摩耗のおきた痕があり、パターン試料と比較して潤滑状態が劣っていたことがわかる。

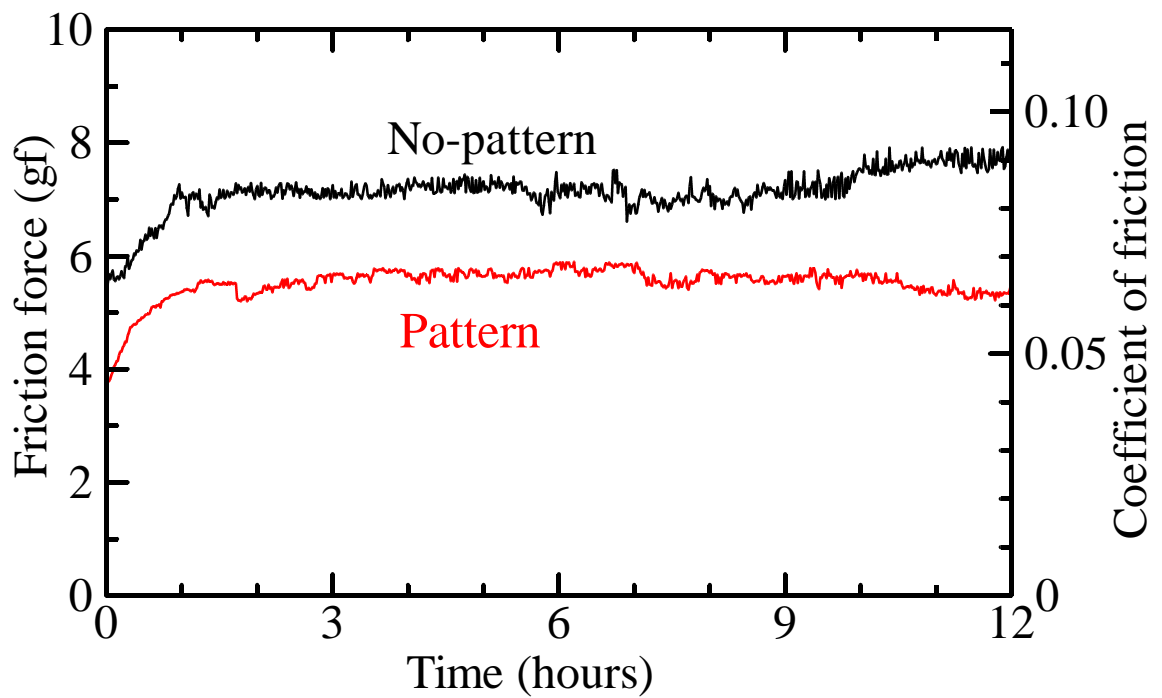


図 2-9 摩擦力の経時変化 (pattern 径:0.5mm pattern の占有率:20%)

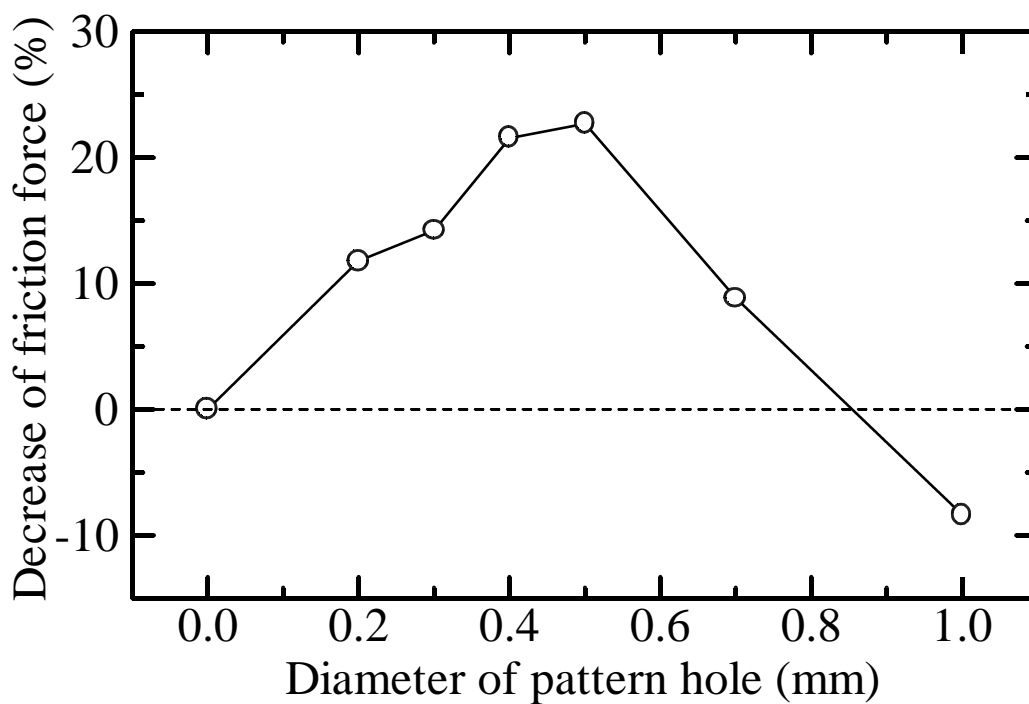


図 2-10 pattern の径と摩擦力の減少率との関係

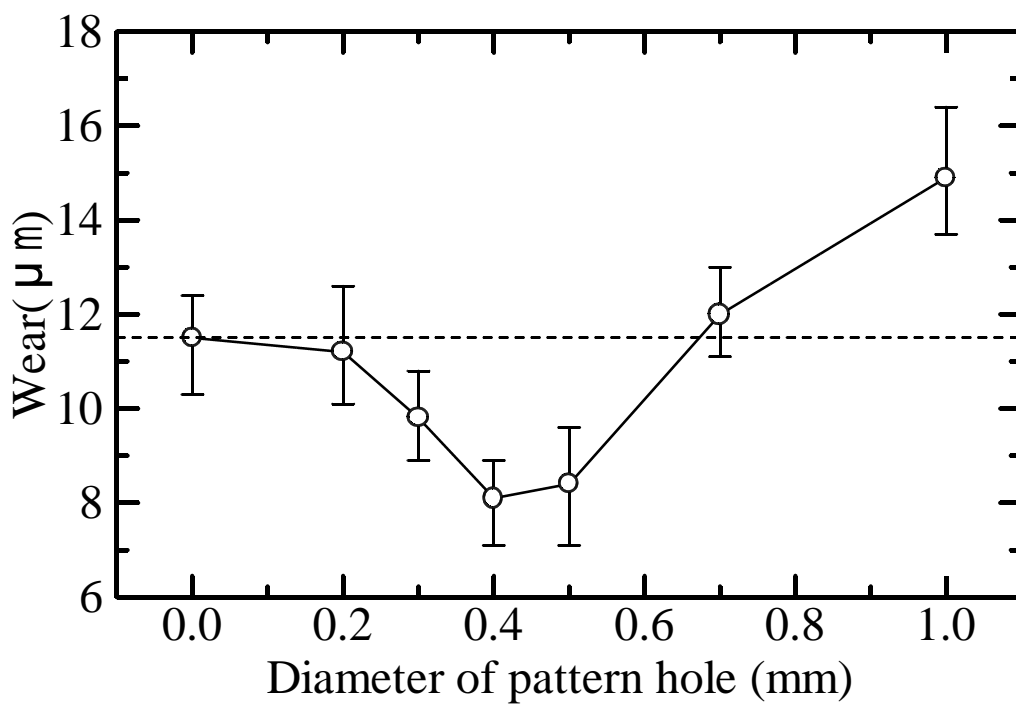


図 2-11 pattern の径と最大摩耗深さとの関係

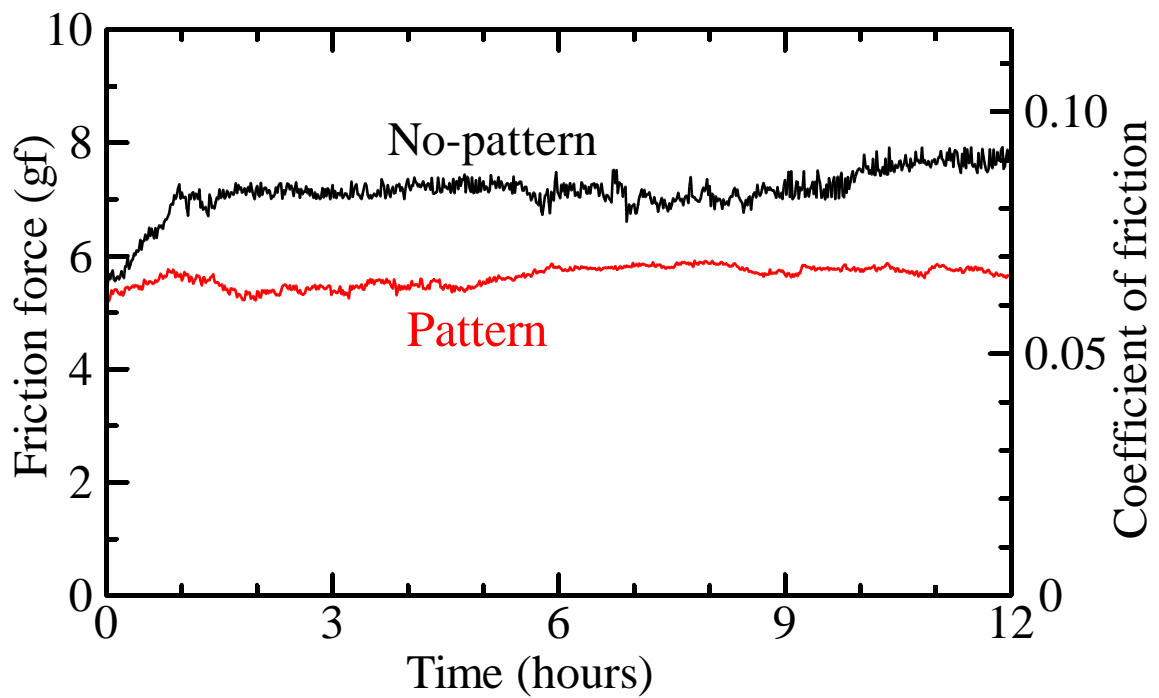


図 2-12 摩擦力の経時変化 (pattern 径:0.5mm ピッチ 1.2mm)

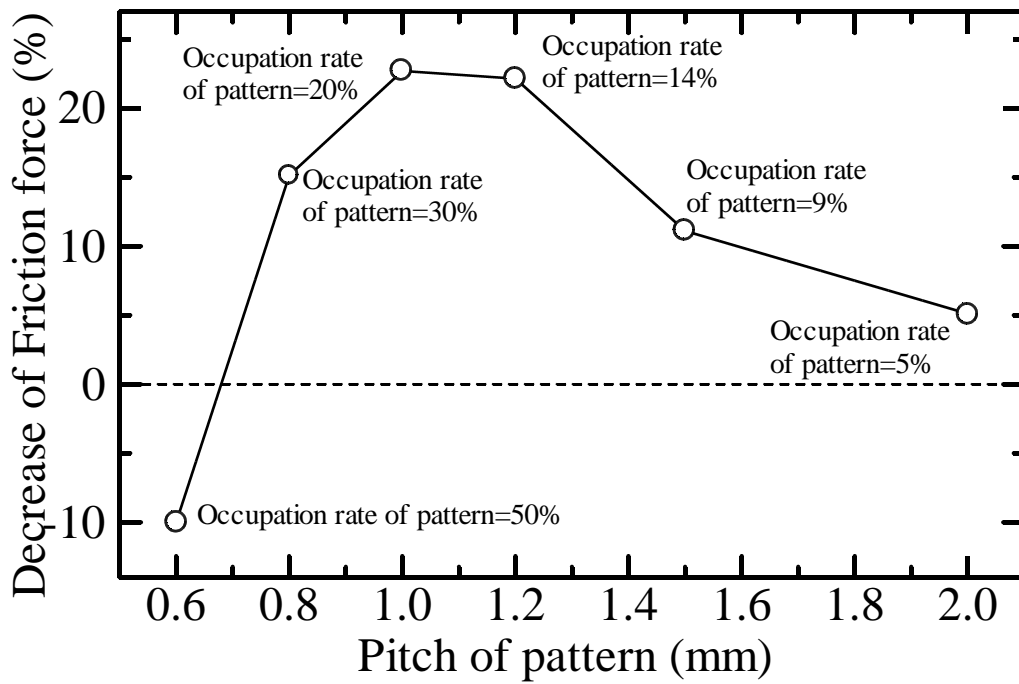


図 2-13 ピッチと摩擦力の減少率との関係

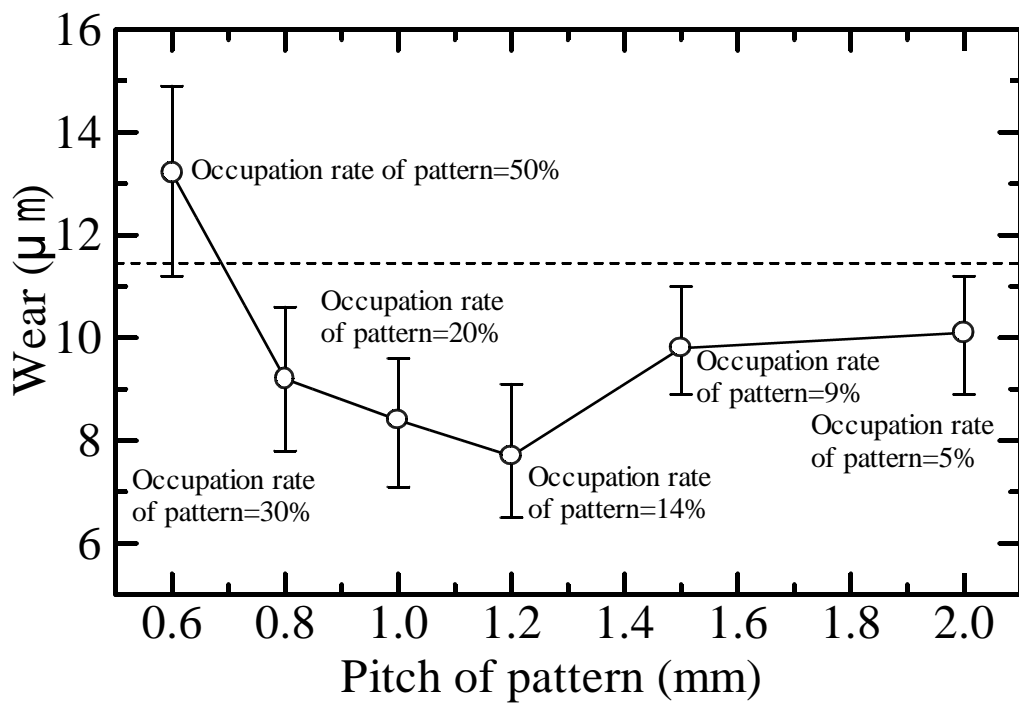
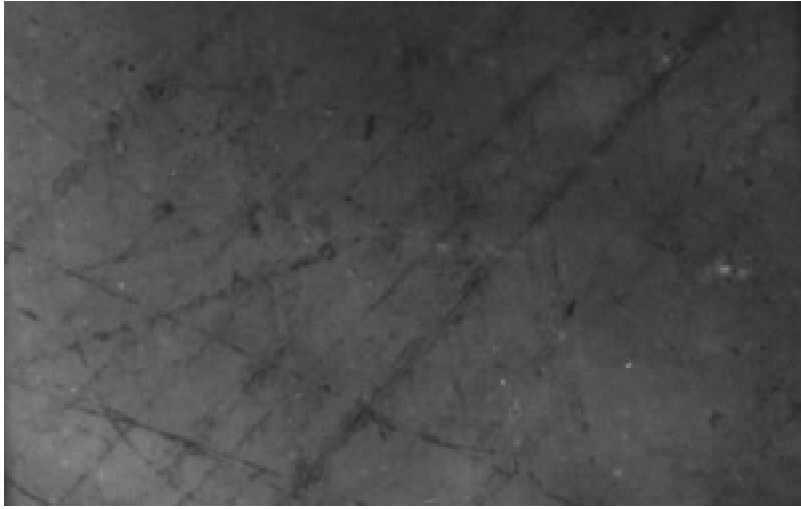
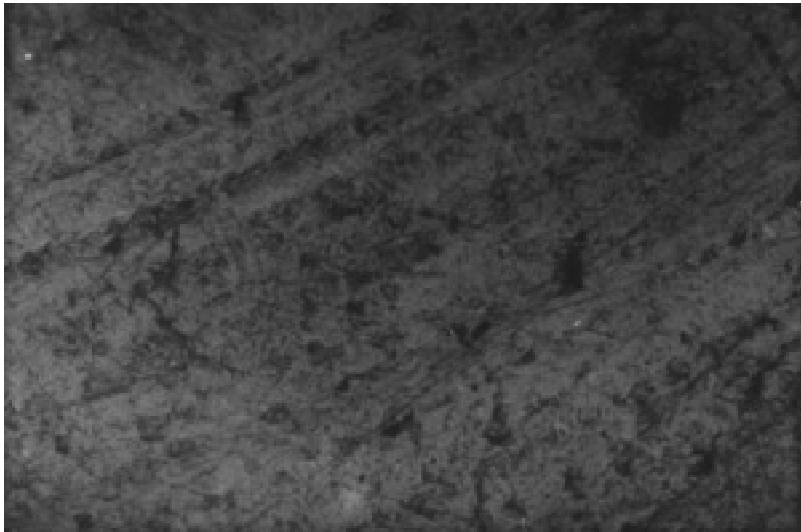


図 2-14 ピッチと最大摩耗深さとの関係



(a) pattern を付加した UHMWPE 試料の摺動痕



(b) pattern を付加していない UHMWPE 試料の摺動痕

100 μ m

図 2-15 UHMWPE の表面観察

2-3-3 考察

摩擦摺動表面に凹凸パターンを形成することによって、金属対金属(硬質材料対硬質材料)の接触における固体潤滑性能が向上することはすでに確認されている。しかし人工関節摺動面のような金属対高分子(硬質材料対軟質材料)の場合は、表面 patterning 技術の効果が確認されていなかった。そこで本章では金属対高分子における表面パターンの効果を確認するために pin on disk による摩擦・摩耗実験をおこなった。すなわち disk 試料上にパターンを付加した試料と付加していない試料でその潤滑性能に差があるかどうかを、摩擦力(摩擦係数)の経時的変化、摩耗痕の最大深さ、摩耗痕の顕微鏡観察などによって評価しようというものである。

金属対金属の潤滑性能を向上させる表面パターンは、形状が円形で地形は凹パターンと凸パターン(図 2-16)の両方が提案されている。形状は円形の他に三角形、四角形、溝型などが考えられるが、円形以外の形状のパターンは実験されていない。地形に関しては凹凸両パターン共に潤滑効果を向上させることが確認されているが、凹パターンと凸パターンで潤滑効果

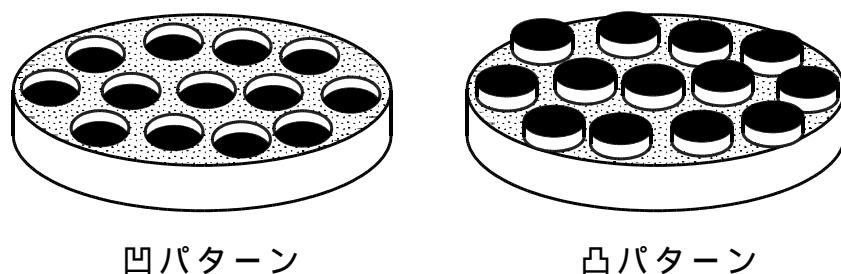


図 2-16 pattern の地形

に大きな違いは見られていない。そこで本研究ではパターンの形状を円形とし地形を凹型とした。地形を凹型としたのは人工関節摺動面にパターンを付加する際の簡便さを考慮したためである。凸パターンを作成するために不要部分を除去することは、除去部分の形状の複雑さなどが原因となっており、難しくコストのかかる加工となる。また凸パターン部を付加することは凸パターン部の材質の問題(生体適合性など)や、凸パターン部と下地部分との接合方法、その付着力などに関して検討すべき点が多い。それに対

して、円形凹パターンを作成するために不要部分を除去することは、機械加工やエッチングなどを用いて比較的容易におこなうことが可能である。これらを考慮して、パターンの形状および地形を円形・凹型として pin on disk 摩擦・摩耗実験をおこなった。

本実験では、負荷荷重を 1.5kgf としている。人工関節の臨床使用においては、階段の上り下りなどの際に体重の 2 ~ 3 倍の荷重が人工関節に負荷されるといわれている²²⁾。それに対してこのように軽い荷重としたのは、本実験で用いた pin on disk 実験装置の制約のためである。図 2-1 に示したように、本実験装置はサンプルホルダーの重さ + 加えられた荷重を air bearing で受けているので、あまり大きな荷重を加えることはできないのである。ただし pin on disk 摩擦・摩耗実験では、当然ながら人工関節の摩耗をシミュレートすることはできない。摺動の速さ (pin on disk 実験の方が速い)、摺動の向き (pin on disk 実験は一方向、人工関節は往復)、その他の条件が大幅に異なるからである。その中で負荷荷重のみ人工関節を意識して体重の 2 ~ 3 倍 (約 200kgf) などという高荷重を用いることには意味がない。本実験の目的は、硬材料 (金属) 対硬材料 (金属) において潤滑性能改善効果を発揮した凹凸パターンが人工関節で用いられている硬材料 (金属) 対高分子材料の組み合わせにおいてもその効果を発揮するかどうかを確認することにあり、このような低荷重実験でもその目的は達せられると判断した。

pin on disk 試験における pin と disk の材質には、実際に人工関節に使用されている超高分子量ポリエチレン (UHMWPE) と SUS316L の組み合わせを用いた。骨頭 (ボール) が金属材料、ソケットが高分子材料という実際の人工関節の構成を考えると pin を SUS316L、disk を UHMWPE で製作するのが適当であろうが、参考のために pin が UHMWPE、disk が SUS316L の試料も作成して実験をおこなった。なお、パターンは disk 試料側に作成した。

まず、pin を UHMWPE、disk を SUS316L で製作して実験をおこなった。実験における初期状態の pin と disk の接触圧力を、実際の人工関節のボールとソケットの接触圧力に等しくなるように設定し、潤滑液に生理的食塩水を用いて 12 時間の摩擦・摩耗実験をおこなった結果、パターンを付加して実験をおこなった試料に、明らかな摩擦力 (摩擦係数) の減少を認めた。

パターンを付加していない試料の摩擦力は、実験開始直後は約 3gf(摩擦係数約 0.035)、12 時間経過後に約 7.3gf(摩擦係数約 0.085)となった。それに対してパターンを付加した試料では、実験開始直後は約 3.6gf(摩擦係数約 0.042)、12 時間経過後に約 5.5gf(摩擦係数約 0.065)となった。摩擦力の減少を定量的に評価するために摩擦力の減少率(Decrease of friction force)を定義して比較したところ、パターン試料は No-pattern 試料に対して約 20%の摩擦力の減少があることがわかった。

次に pin を SUS316L、disk を UHMEPW として同様の摩擦・摩耗実験をおこなったところ、やはりパターンを付加して実験をおこなった試料に、明らかな摩擦力(摩擦係数)の減少を認めた。また UHMWPE 試料の摩耗痕の最大深さに関しても同様で、パターンを付加した試料は最大約 32%の摩耗改善が見られた。ただしパターンを付加した試料の摩擦力(摩擦係数)、摩耗痕の最大深さはパターンの径およびピッチに依存し、パターンの径=0.5mm、ピッチ=1.2mm のとき最も大きな摩擦力の減少率(約 23%)、最も小さな摩耗痕の最大深さ(約 7.7 μ m)を得る。径やピッチがこれらの値より大きく、あるいは小さくなるとパターンを付加した試料と付加していない試料との差は小さくなっていく。

以上のことから、摩擦摺動面にパターンを付加することによって、金属対金属(硬質材料対硬質材料)の接触の場合だけでなく、金属対高分子(硬質材料対軟質材料)の場合でも潤滑性能が向上することがわかった。またパターンの径およびピッチには最適値が存在することがわかった。その理由として定性的に考えられるのは、金属対金属(硬質材料対硬質材料)の場合と同様、以下の 2 点である。

1. パターン凹部への摩耗粉の取り込み
2. パターン凹部からの潤滑液の供給

1.の「パターン凹部への摩耗粉の取り込み」については、以下のように考えることができる。第 1 章で述べたとおり、2 固体の摺動において、完全な流体潤滑はほとんどあり得ない。摺動面の表面粗さや形状精度の悪さなどが原因となり、固体同士が接触する部分が発生し、流体潤滑と固体潤滑の中間状態、すなわち境界潤滑になるのが普通である。完全な流体潤滑

でない以上、固体接触面で摩耗粉が発生する。この摩耗粉が摺動面間に入り込むと、“切削工具”のような働きをして摺動面を削り、摩耗が促進され、摩擦力も大きくなる。このように摺動面間に異物が入り込むことにより発生する摩擦現象をアブレシブ摩擦(摩耗に着目する場合はアブレシブ摩耗)と呼ぶ(第 1 章参照)。アブレシブ摩擦(摩耗)をなくするためには、摺動面間の異物、この場合は摩耗粉を取り除くことが重要である。摺動部にパターンを付加することによって、パターン凹部に摩耗粉を取り込むことができ(図 2-17 参照)、それによってアブレシブ摩擦を低減することができる。

また、2.の「パターン凹部からの潤滑液の供給」については次のように考えることができる。前記の通り、本実験における潤滑状態は境界潤滑であると考えられる。境界潤滑とは擦り合う 2 面の間に潤滑液はあるが、その厚さが不十分で、潤滑液を貫いて摺動面の突起の接触が生じる状態である^{2.3)}。摺動面の突起の接触を減らして、潤滑状態を流体潤滑に近づけるためには、表面粗さや形状精度などに注意して摺動面を仕上げる必要があるのはもちろんであるが、摺動中に潤滑液が途切れることなく供給されることも重要である。パターンを付加した試料の方が潤滑性能が高かったということは、パターンが潤滑液(この実験では生理的食塩水)の供給源になっているのではないかと考えられる。図 2-17 で考えると、disk 表面にパターンを付加することによってパターン凹部に潤滑液が溜まる。disk と pin との摺動により、溜まった潤滑液がその粘性によって摺動面に引き出され

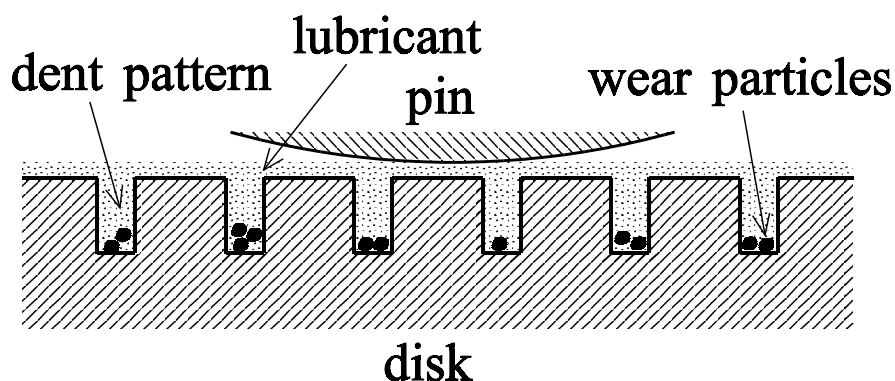


図 2-17 pattern の効果

る。あるいはパターン凹部に摩耗粉が入り込むことによって、溜まった潤滑液があふれ出る。このようにパターンから潤滑液が供給されることによって、いわゆる"油ぎれ"状態になることなく、より流体潤滑に近い状態で摺動することができる。

摺動表面 patterning が潤滑性能向上に効果があるのは、摺動面を「摩耗粉の取り込み場所 / 潤滑液の供給源」(パターン凹部)と「荷重を受ける部分」とに分離することにあると考えられる。「荷重を受ける部分」ばかりで「摩耗粉の取り込み場所 / 潤滑液の供給源」がない場合が、パターンを付加していない場合に相当する。この場合、「摩耗粉の取り込み / 潤滑液の供給」というパターンの効果が期待できないので、潤滑性能は良くない。「摩耗粉の取り込み場所 / 潤滑液の供給源」を大きくしていくと、パターンの効果が現れて潤滑性能が向上する。「摩耗粉の取り込み場所 / 潤滑液の供給源」をさらに大きくしていった「荷重を受ける部分」が減少すると、「荷重を受ける部分」に加わる圧力が増すこととなり、摩擦力が増大し摩耗も増えるなど、潤滑性能が低下する。従って「摩耗粉の取り込み場所 / 潤滑液の供給源」と「荷重を受ける部分」との間には適正な面積比が存在するはずである。円形パターンの径やピッチは、この面積比、すなわちパターンの占有率を決定するパラメータとなっており、本 pin on disk 摩擦・摩耗実験ではパターンの径=0.5mm、ピッチ=1.2mm のときに潤滑性能が最も向上する。このときのパターンの占有率は約 14%である。

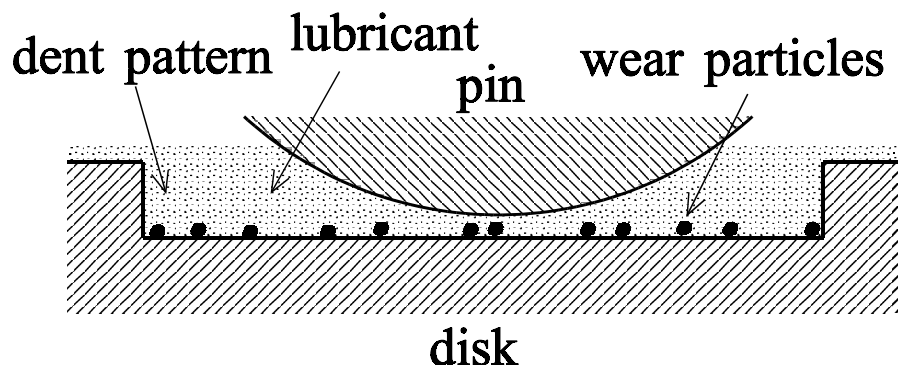


図 2-18 pattern が大きすぎる場合

ただし、例えばパターンの径=5mm、ピッチ=12mm としてもパターンの占有率は同じ値になる。このようなパターンを disk 表面に付加しても、パターンが大きすぎて「パターン凹部への摩耗粉の取り込み」、「パターン凹部からの潤滑液の供給」の役割を果たさず、潤滑性能向上に関して効果は期待できないと考えられる(図 2-18 参照)。

図 2-19 に本実験で用いたパターンの径とピッチを示す(倍率は 20 倍である)。図上部に pin の大きさも同時に示しておく。これは図 2-10 および図 2-11 でまとめた一連の実験に相当するものである。この実験ではパターンの占有率(Occupation rate of pattern)を一定値(20%)としているので、パターンの径とピッチのならば、最小のもの(径 0.2mm、ピッチ 0.4mm)を

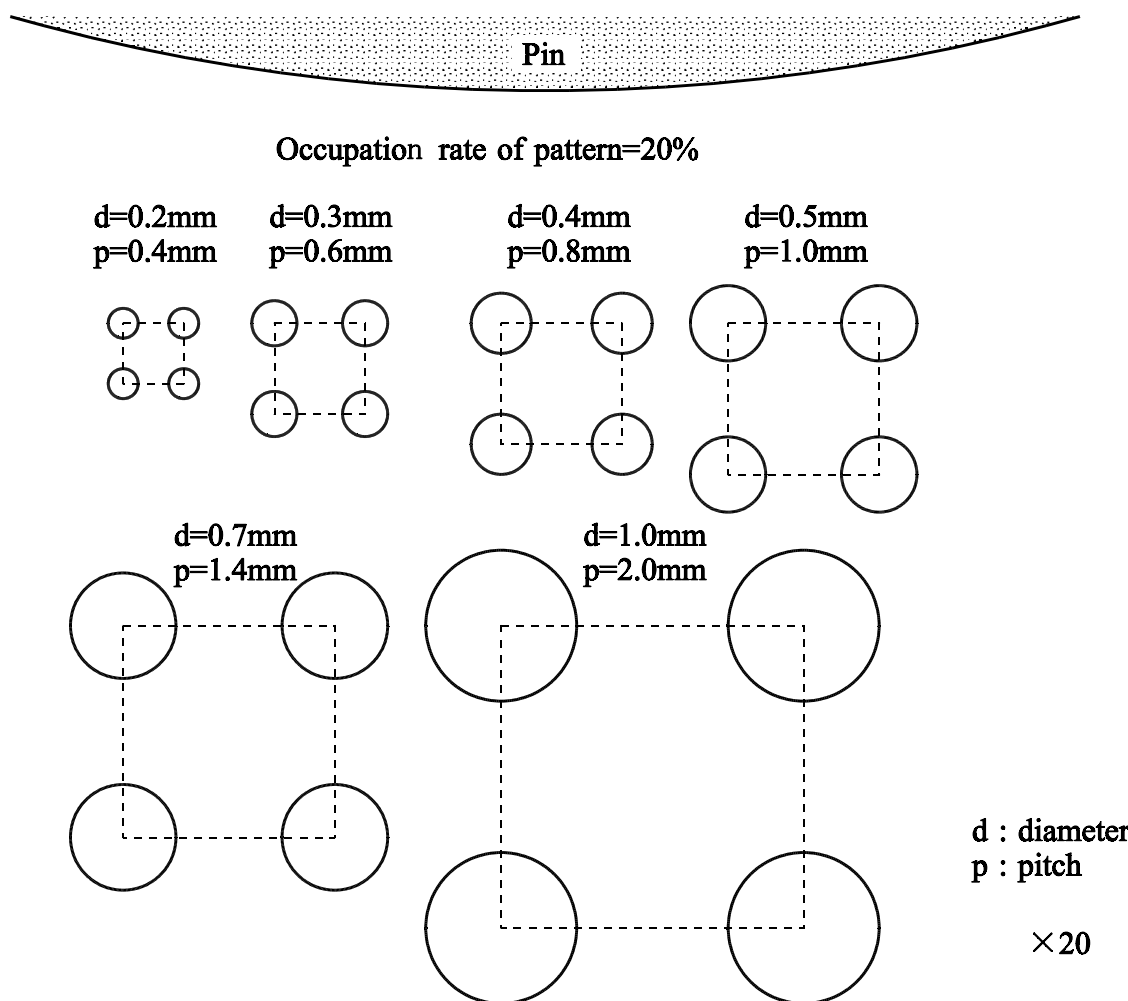


図 2-19 本実験で用いた pattern の径とピッチ (pattern の占有率=20%)

そのまま拡大したものとなっている。この中で潤滑性能が最も向上したのは径 0.5mm、ピッチ 1.0mm のものであった。これより大きいものはパターンとパターンの間隔が広いため、そこでアブレシブ摩耗が発生し、潤滑性能が低下したと考えられる。また、パターンが小さい場合は、大きな摩耗粉がパターン中に入り込めず、潤滑性能が向上できなかったと考えられる。このことについて「摩耗粉の平均移動距離」と「摩耗粉がパターン穴に落ちる確率」をパラメータとして考えてみる。

球が平面に接している部分の面積はヘルツの弾性接触理論によって計算することができる^{2.4)}。本実験において、摺動の初期に球状の pin と平面状の disk との接触状態を計算すると、半径約 0.6mm の円になる。pin と disk はこの円で接触しながら、半径 4mm の円周上を回転する。従って、半径 4 ± 0.6 mm の領域が接触領域となる。図 2-20 はこれを図示したもので、ハッチング部分が接触領域である。この接触領域のある部分に摩耗粉が存在したとして、それが「円周上に平均何 mm 移動したときパターン穴に遭遇するか」を「摩耗粉の平均移動距離」とする。具体的には図 2-20 右側に

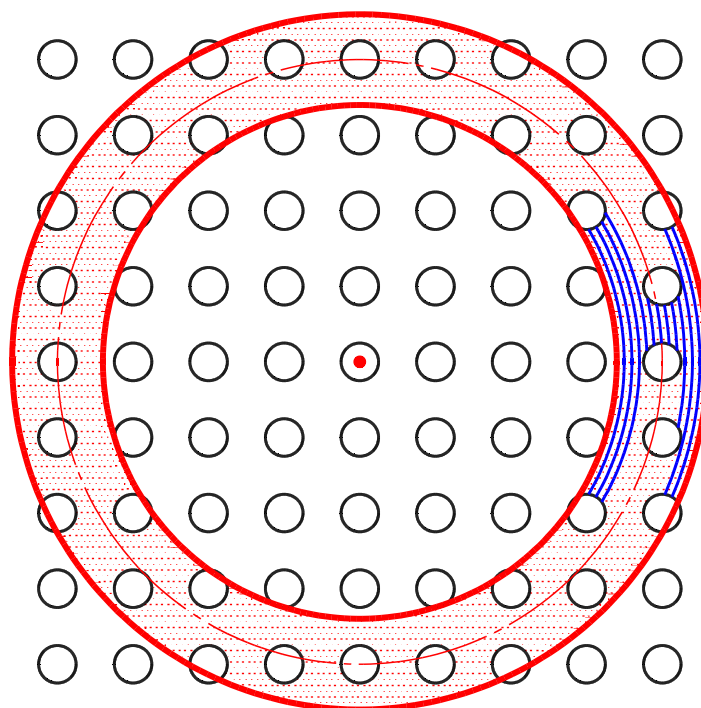


図 2-20 pin と disk の初期接触領域

示した円弧の長さの平均である。平均移動距離が小さいものほど摩擦状態は良好であると考えられる。

次に摩耗粉がパターン穴に落ちる確率を考える。UHMWPE の disk 上に、disk を貫通するパターンを作成し、パターン穴から落ちてきた摩耗粉と disk 表面に残った摩耗粉を回収してその大きさの分布を調べた。その結果、平均径 250 μ m、標準偏差 114 μ m であった。摩耗粉の粒径が正規分布するものと仮定して、パターン径より小さい摩耗粉はすべてパターン穴に落ち込むと考え、「摩耗粉がパターン穴に落ちる確率」を計算することができる。この確率が大きいものほど摩擦状態は良好であると考えられる。

これらをグラフ化したものが図 2-21 である。横軸がパターンの径、縦軸は左側が平均移動距離、右側が摩耗粉がパターン穴に落ちる確率である。上に述べたように、平均移動距離は小さい方が、摩耗粉がパターン穴に落ちる確率は大きい方が摩擦状態が良好であると考え、パターンの径がある値のときに摩擦状態が最適となることが考えられる。図 2-10 の摩擦力の減少率のグラフや図 2-11 の摩耗量のグラフにおいて、最適値が存在するのは以上のような理由によるものと考えられる。

最適値に関しては次のように考えられる。図 2-21 を見ると、パターンの径が 0.5mm 以上で摩耗粉がパターン穴に落ちる確率がほぼ 100%となる。この確率が大きいほど潤滑性能向上効果が高いとすると、パターンの径は 0.5mm 以上が望ましいことになる。一方、平均移動距離はパターンの径と共に増加する。平均移動距離は小さいほど潤滑性能向上効果が高いとすると、パターンの径は小さいほど良い。図 2-21 を見ると、パターンの径が 0.5mm 以上になると平均移動距離が急激に増加しているのがわかる。摩耗粉がパターン穴に落ちる確率と平均移動距離の両者を見ると、パターンの径は 0.5mm 前後が望ましいと考えることができる。

図 2-22 に、図 2-13 および図 2-14 でまとめた一連の実験に相当するパターンの径とピッチを示す(倍率は 20 倍である)。図上部に pin の大きさも同

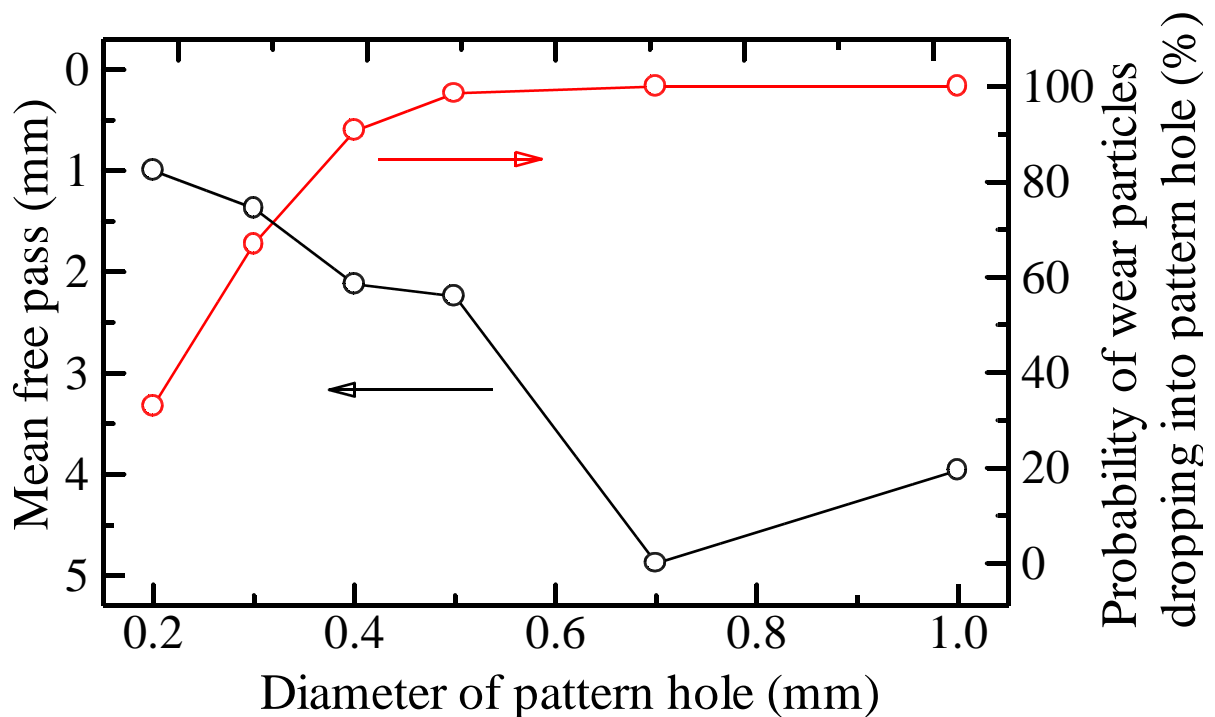


図 2-21 pattern 径と平均移動距離 / 摩耗粉が pattern 穴に落ちる確率との関係

時に示しておく。この実験では、パターン径を一定値 (0.5mm) としている。この中で潤滑性能が最も向上したのはピッチ 1.2mm、パターンの占有率 14% のものであった。このピッチが最適であることの定性的な説明は、先程述べたものと同様である。すなわちピッチが大きくなるとパターンとパターンの間隔が広いため、そこでアブレシブ摩耗が発生することが考えられ、逆にピッチが小さくなると接触圧力上昇 摩耗の増加というメカニズムが考えられる。このことについて先ほどと同様に「摩耗粉の平均移動距離」と「pin と disk の接触面積の割合」をパラメータとして考えてみる。

図 2-23 は、横軸がピッチ、縦軸は左側が摩耗粉の平均移動距離、右側が pin と disk の接触面積の割合である。平均移動距離の求め方は先ほどと同様である。また Rate of loaded area (pin と disk の接触面積の割合) とは 100 - パターンの占有率である。平均移動距離は小さい方が、pin と disk の接触面積の割合は大きい方が摩擦状態が良好であると考え、ピッチがある値のときに摩擦状態が最適となることが考えられる。図 2-13 の摩擦力

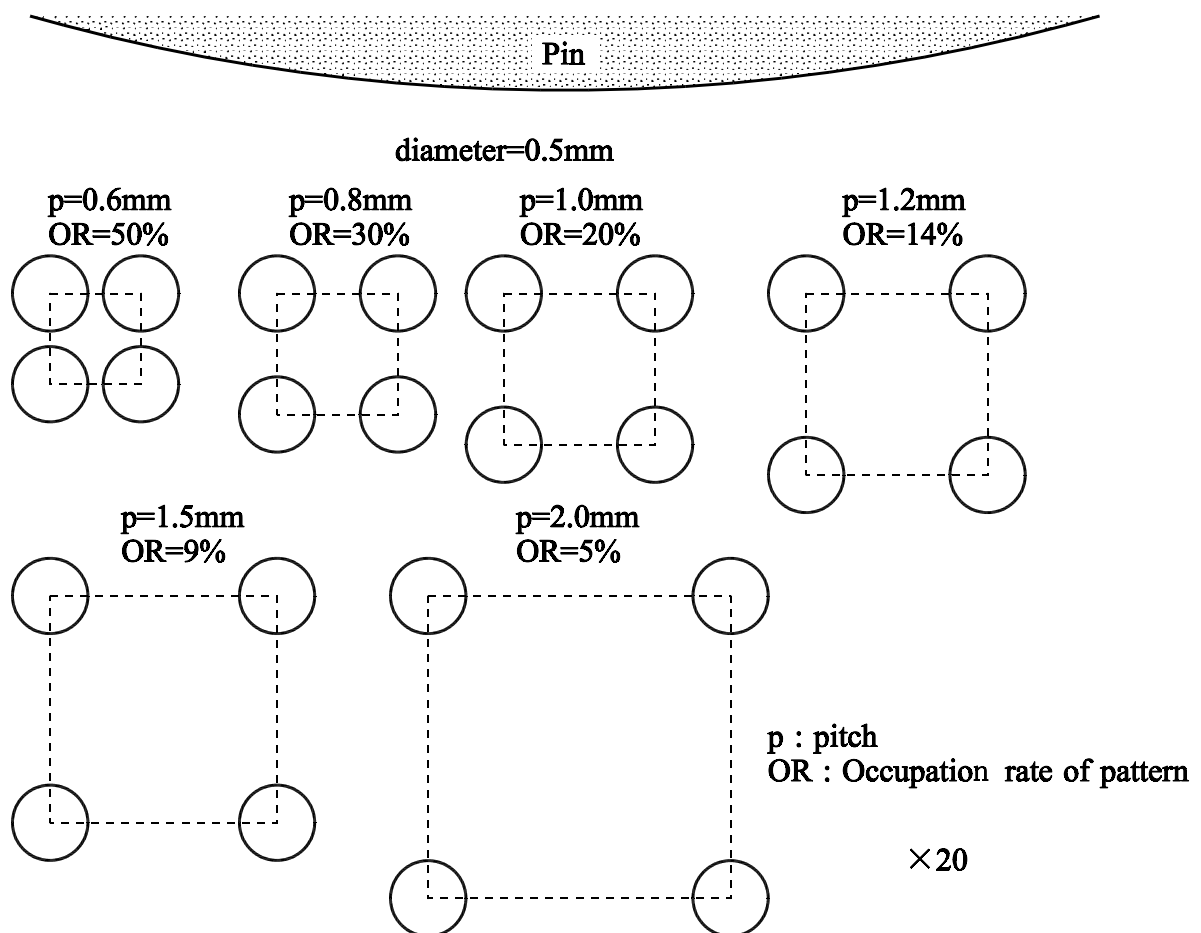


図 2-22 本実験で用いた pattern の径とピッチ (pattern の径=0.5mm)

の減少率のグラフや図 2-14 の摩耗量のグラフにおいて、最適値が存在するのは以上のような理由によるものと考えられる。

最適値に関しては次のように考えられる。図 2-23 を見ると、ピッチが増加すると共に接触面積も徐々に増加している。接触面積が大きいほど潤滑性能向上効果が高いとすると、ピッチは大きい方がよい。一方、平均移動距離もピッチと共に増加するが、平均移動距離が小さいほど潤滑性能向上効果が高いとすると、ピッチは小さいほどよい。図 2-23 を見ると、ピッチが 1.2mm 以上になると平均移動距離が急激に増加しているのがわかる。接触面積と平均移動距離の両者を考えると、ピッチは 1.2mm 前後が望ましいと考えることができる。

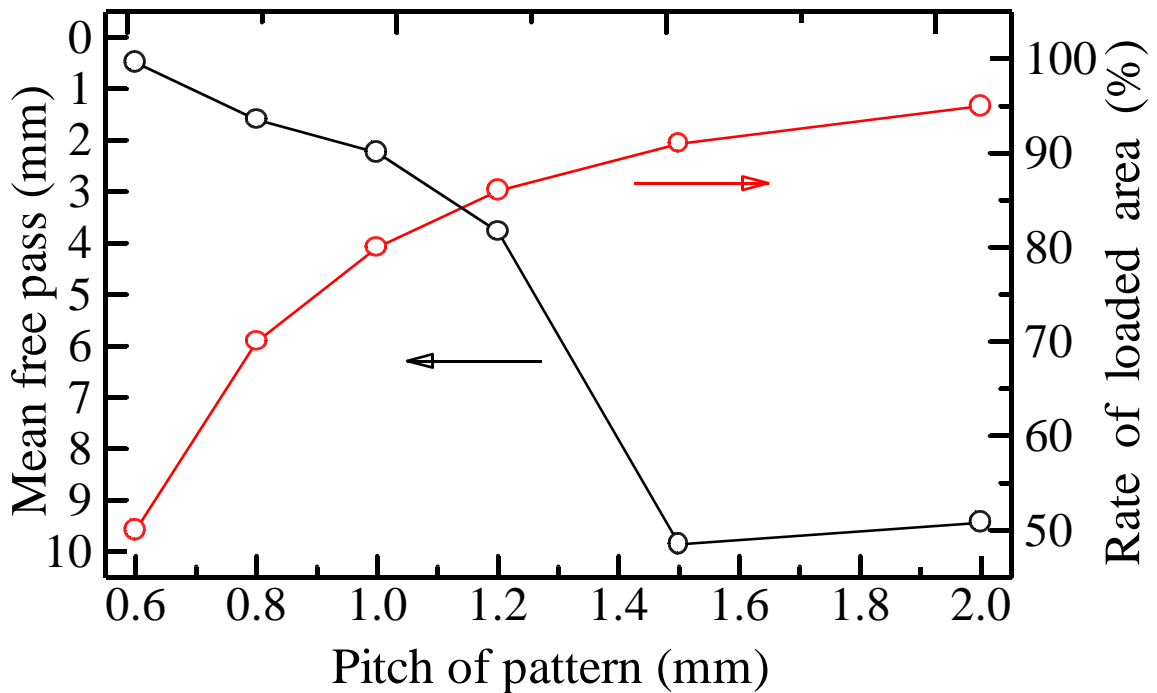


図 2-23 ピッチと平均移動距離 / 接触面積との関係

以上の図 2-21 および図 2-23 に示した解析は大きな問題を含んでいる。図 2-21 に関して言えば「平均移動距離の大小が摩擦状態に及ぼす影響」と「摩耗粉がパターン穴に落ちる確率の大小が摩擦状態に及ぼす影響」との関係が明らかにされていないことが問題である。例えば「平均移動距離の大小が摩擦状態に及ぼす影響」が無視し得るほど微々たるもので「摩耗粉がパターン穴に落ちる確率の大小が摩擦状態に及ぼす影響」が支配的だとすると、結局、「パターンの径が増加するに従って摩擦状態が改善される」という結論になり、先に述べたような摩擦力の減少率のグラフ形状が山型となり径 = 0.5mm が最適である、ということが説明できなくなる。図 2-23 についても同様である。

「平均移動距離程の大小が摩擦状態に及ぼす影響」や「摩耗粉がパターン穴に落ちる確率の大小が摩擦状態に及ぼす影響」を定量的に評価するのは非常に難しい。「平均移動距離が mm のときの摩擦状態」 = 「摩耗粉がパターン穴に落ちる確率が × × % のときの摩擦状態」という評価式も

存在しない。従って厳密には現段階において図 2-21 および図 2-23 に示した考え方では、パターンの径やピッチに摩擦力・磨耗量を最低にする最適値が存在することを説明できないことになる。

ただし、この問題点について理解し、十分注意を払った上で、最適値の存在について図 2-21 および図 2-23 を用いた定性的な説明をおこなうことに関しては問題はないと考える。また、ここで示した考え方は金属対高分子材料の摺動におけるパターン設計の指針になるものと考えられる。

パターンの径およびピッチの適正な大きさは、摺動面の形状(平面对平面、平面对球面、球面对球面など)と摺動面の材質(金属対金属、金属対高分子材料など)に影響されると考えられる。従って本実験で得られたパターンの径およびピッチの最適値が、そのまま人工関節摺動部に付加すべき最適値であるとは考えにくい。人工関節摺動部に付加すべきパターンの径およびピッチの最適値は、人工関節シミュレータを用いた実験で検討すべきである。

2 - 4 長時間実験

前項までの実験で、摩擦摺動面にパターンを付加することによって、金属対高分子(硬質材料対軟質材料)の潤滑性能が向上することがわかった。しかし前項までの実験は、実験時間が12時間という比較的短いものであった。金属対金属の摩擦実験においては、潤滑液を補給せずに長時間の摺動を続けていると、急激で大幅な摩擦力の増加と大きな摩耗が見られ、寿命となる。前項までの実験ではパターンを付加した試料にも、付加していない試料にも、このような現象は観察されていない。金属対高分子の潤滑において、摺動面へのパターン付加の如何にかかわらず寿命までの期間が同じであるとするなら、パターンの効果は潤滑のごく初期でしか期待できないことになる。そこで、摩擦摺動時間を延長して実験をおこなった。

2-4-1 実験

実験装置、実験方法などは前項と同じである。試料として Co-Cr 合金製 Ball およびパターンを付加した / 付加していない UHMWPE 製 disk を用いた。パターンの径およびピッチは、前項の実験で最もすぐれた潤滑性能を示した径=0.5mm、ピッチ=1.2mm を用いた。潤滑液は用いていない。実験条件を Table2-3 に示す。なお実験は、摩擦力の急激で大幅な増加が生じたと判断した時点までとした。

結果を図 2-24 に示す。パターンを付加した試料と付加していない試料では、摩擦力の経時変化に大きな差が見られる。パターンを付加した試料は摩擦力の変動が少なく、約 20gf から約 25gf までほぼ直線的に摩擦力が変化している。それに対してパターンを付加していない試料では、摩擦力

Table 2-3

荷重	1.5kgf
回転数	300rpm
温度	20 (室温)
潤滑液	なし
pattern 径、ピッチ	0.5mm、1.2mm

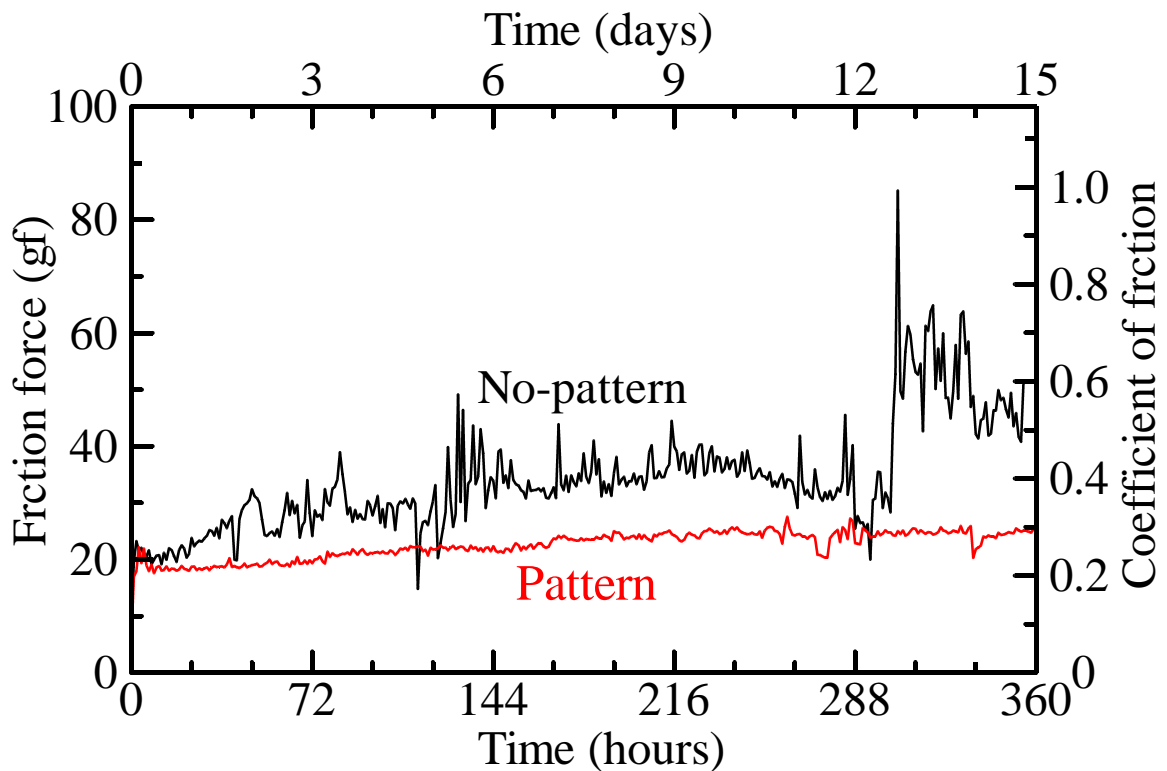


図 2-24 長時間の摺動実験(潤滑液なし)

の値が高く、またその変動も非常に大きな曲線が得られている。摩擦力は実験開始 305 時間後に最高値の約 85gf(摩擦係数は約 1)に達する。その後、摩擦力は幾分減少するものの、それ以前より高い摩擦力を示すようになる(この時点で実験を終了させたため、実験時間は 360 時間となった)。

摩擦力の値を比較するために"摩擦力の減少率"を計算すると、約 51%となる。また摩擦力の変動を評価するために、"摩擦変動値"を定義した。まず、図 2-24 などに示された摩擦係数曲線から凹凸の波長の長い成分(うねり成分)を除去して得られた曲線を、摩擦変動曲線と呼ぶことにする(図 2-25 参照)。これを最小二乗法により直線近似する。次に摩擦変動曲線の中心線を設定する。これは中心線と摩擦変動曲線で囲まれる面積が中心線の両側で等しく、そして最小二乗直線と平行になるようにする。中心線から測った摩擦変動曲線を $f(x)$ とし、測定時間を T とする。このとき、次の式で得られる値を摩擦変動値とした。

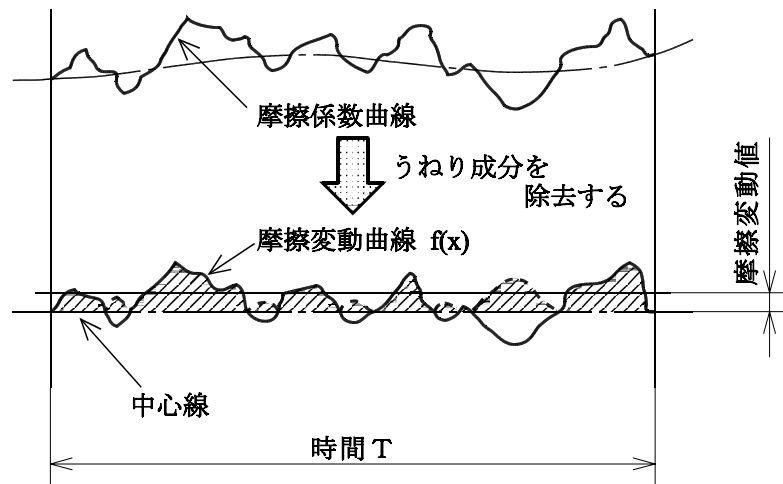


図 2-25 摩擦変動値の導出

$$\text{摩擦変動値} = \frac{1}{T} \int_{x=0}^{x=L} |f(x)| dx$$

摩擦変動値の単位は摩擦係数と同様で無次元となる。これは旧 JIS における中心線平均あらさ Ra の求め方と全く同様である。この摩擦変動値を求めると、No-pattern は約 10.49×10^{-3} 、パターンは約 48.92×10^{-3} であった。次に摺動後の UHMWPE 試料の断面曲線から摺動痕の面積を計算し、それを円周分積分して磨耗量を計算したところ、No-pattern 試料は約 6.83mm^3 、パターン試料は約 2.47mm^3 となった。これらの結果を Table2-4 に示す。

図 2-26 に UHMWPE 試料の摺動痕の写真を示す。図 2-26(a)はパターンを付加していない UHMWPE 試料であり、図 2-26(b)はパターンを付加した

Table 2-4

360 時間の摺動実験後(潤滑液なし)の Pattern を付加した試料と付加していない試料との比較

	Pattern	No-pattern
摩擦力の減少率 (%)	51	-
摩擦変動値	10.49×10^{-3}	48.92×10^{-3}
磨耗量 (mm^3)	2.47	6.83

UHMWPE 試料である。両図を比較すると、パターンを付加していない試料(図 2-26(a))の方が摺動痕の幅が広く、摺動痕に黒茶色の筋が多数入っていることがわかる。パターンを付加した試料(図 2-26(b))ではパターンの中に摩耗粉が溜まり、黒く見えている。参考までに、図 2-26(b)の試料の"摺動痕部ではない"パターンの中を見てみると、穴の中に摩耗粉が落ちているのが観察される(図 2-27 参照)。

次に、これらの UHMWPE 試料と摺動させた Co-Cr 試料の摺動痕の写真を図 2-28 に示す。図 2-28(a)はパターンを付加していない UHMWPE 試料と摺動させた Co-Cr 試料、図 2-28(b)はパターンを付加した UHMWPE 試料と摺動させた Co-Cr 試料である。パターンを付加していない UHMWPE 試料と摺動させた Co-Cr 試料の摺動痕は、方向が一定しておらず、深い溝が刻まれている。一方、パターンを付加した UHMWPE 試料と摺動させた Co-Cr 試料の摺動痕は、方向が一定しており、深い溝は観察されない。



(a) pattern なし



(b) pattern あり

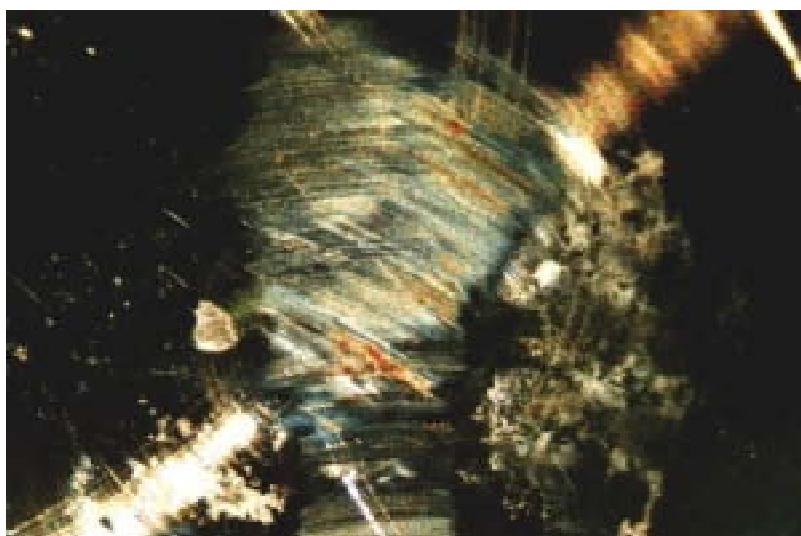
図 2-26 UHMEPW 試料の摺動痕

<潤滑液なし 360 時間>



100 μ m

図 2-27 UHMWPE 試料の摺動痕部ではない pattern の中
<潤滑液なし 360 時間>



(a) 対 pattern なし UHMWPE



(b) 対 pattern あり UHMWPE

図 2-28 Co-Cr 試料の摺動痕痕

<潤滑液なし 360 時間>

以上の結果から、潤滑液を用いないで摩擦・摩耗実験をおこなうと、パターンを付加していない試料では急激で大幅な摩擦力の増加が見られ、摺動状態が不安定となるのに対し、パターンを付加した試料では安定な摺動状態が持続するし摩耗量も小さいことがわかった。次に、潤滑液を用いて長時間の摺動をさせた場合でも、パターンの付加による潤滑状態改善効果が持続するかどうかを確認するため、実験をおこなった。実験方法、試料などは潤滑液を用いないでおこなった実験と同じである。潤滑液には仔牛血清を用いた。仔牛血清は全て同一ロットのものを使い、24時間毎に交換した。

図 2-29 に摩擦力の経時変化を示す。パターンを付加した試料の方が付加していない試料よりも摩擦力の値が低く、安定している。潤滑液なしでおこなった実験と同様に、摩擦力の減少率、摩擦力の経時変化の摩擦変動値、磨耗量の値を Table 2-5 にまとめた。

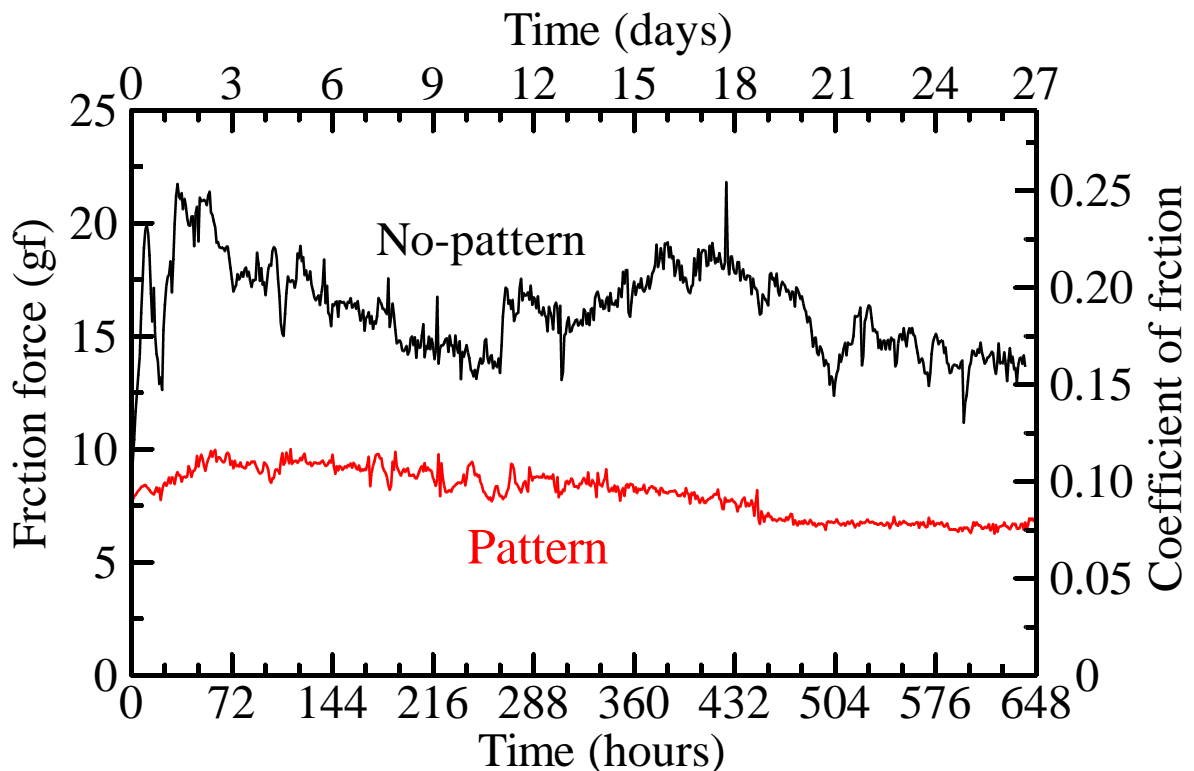


図 2-29 長時間の摺動実験(潤滑液あり)

Table 2-5

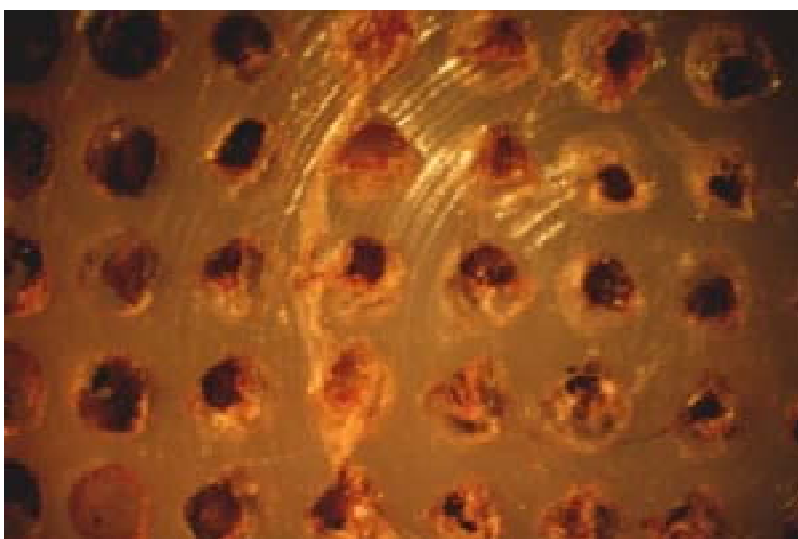
648 時間の摺動実験後(潤滑液あり)の Pattern を付加した試料と
付加していない試料との比較

	Pattern	No-pattern
摩擦力の減少率(%)	101	
摩擦変動値	4.67×10^{-3}	16.33×10^{-3}
磨耗量(mm ³)	16.1	16.6

図 2-30、図 2-31 に UHMWPE 試料および Co-Cr 試料の摺動痕の写真を示す。パターンを付加していない UHMWPE 試料の摺動痕(図 2-30(a))には、潤滑液なしで摺動させたときのような黒茶色の筋(図 2-26(a))が見られない。パターンを付加した UHMWPE 試料(図 2-30(b))の摺動痕部にあるパターンは磨耗粉で埋まっている。pattern なし試料と摺動させた Co-Cr 試料(図 2-31(a))の摺動痕は、方向は一定しているが、深い溝が観察される。それに対して pattern あり試料と摺動させた Co-Cr 試料(図 2-31(b))の摺動痕は、方向が一定しており、深い溝は観察されない。



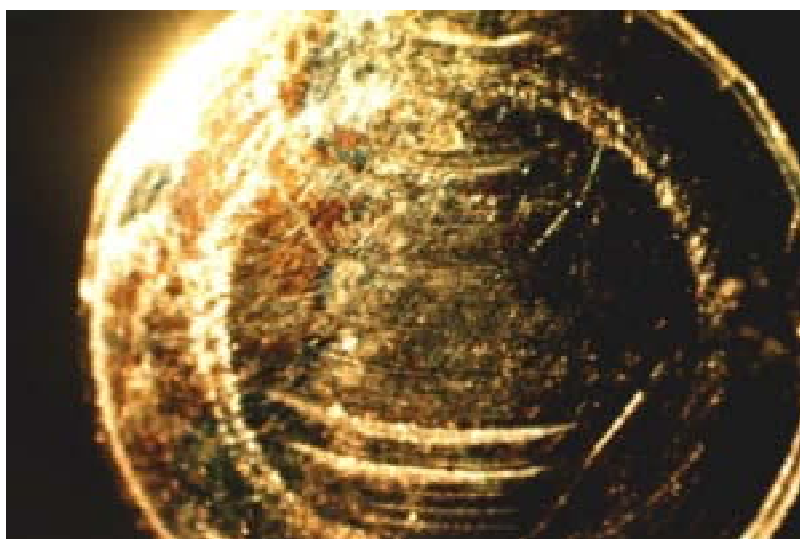
(a) pattern なし



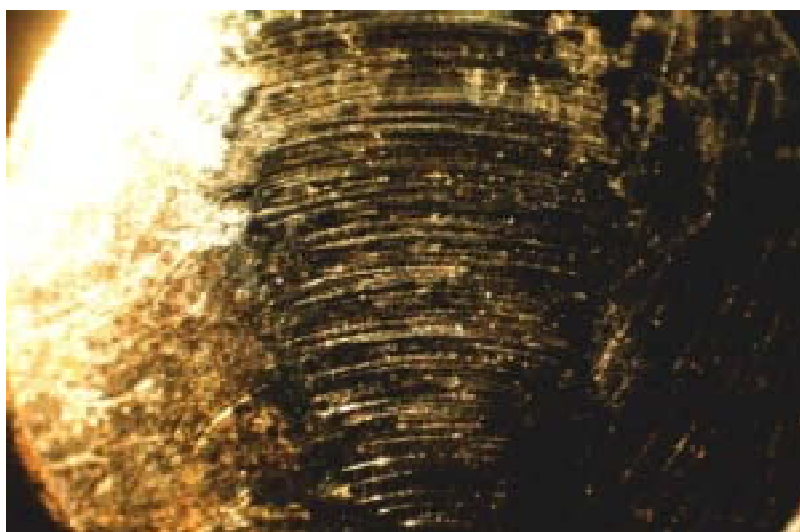
(b) pattern あり

図 2-30 UHMEPW 試料の摺動痕

<潤滑液あり 648 時間>



(a) pattern なし UHMWPE と摺動させたもの



(b) pattern あり UHMWPE と摺動させたもの

図 2-31 Co-Cr 試料の摺動痕痕

<潤滑液あり 648 時間>

2-4-2 考察

前項までの実験で、摩擦摺動面にパターンを付加することによって、金属対高分子(硬質材料対軟質材料)の潤滑性能が向上することがわかった。本節では、この潤滑性能の向上が一時的なものではなく、長期間持続するかどうかを確認するため、長時間の pin on disk 摩擦・摩耗実験をおこなった。

実験は、潤滑液を用いた場合と用いない場合とについておこなった。実験の結果、潤滑液の有無にかかわらず、摩擦力(摩擦係数)、摩擦力の経時変化の中心線平均値、磨耗量などの点で、パターンを付加したことによる潤滑性能の向上が示された。

笹田らは、ヒアルロン酸を潤滑液として用いたステンレス鋼対ポリエチレンの摺動において、実験開始から 5 分後の摩擦係数は、約 0.087 であると報告している^{2,2)}。また、一般には人工関節の摩擦係数は 0.05 以上であるといわれている。本実験における摩擦係数の平均値と、実験開始 5 分後の摩擦係数を Table 2-6 にまとめた。当然ながら潤滑液を用いない場合の平均摩擦係数が非常に大きいですが、その他の摩擦力は他の研究者による値とおおむね一致している。

パターンを付加したことによってどの程度摩擦力(摩擦係数)が減少したかを示す値である"摩擦力の減少率"を見ると、潤滑液なしで約 51%、潤滑液ありで約 101%である。前項までの 12 時間の実験の場合、摩擦力の減少率の最高値が約 25%であることを考えると、本節の実験の摩擦力の減少率が非常に高いことがわかる。これは実験時間が長くなると、パターンを付加しない(No-pattern)試料の場合、摩擦力が大きく増加していくのに対して、パターンを付加した(pattern)試料を用いると、摺動状態が安定して摩擦力の増加が抑えられるためである。

実験終了後、UHMWPE 試料の摺動痕を観察すると、摺動部のパターンには摩耗粉が溜まっており、もはやパターンとは呼べない状態になっている(図 2-32)。表面粗さ測定器を用いて調べてみても、摺動部のパターン部分には"穴"が認められない。これは潤滑液を用いた場合でも用いない場合でも同様である。このように実質的にパターンの穴(pattern hole)がなくな

Table 2-6 摩擦係数の比較

	潤滑液なし		潤滑液あり		(参考) 笹田らの実験、ヒアルロン酸使用 ステンレス鋼対ホ ^o リエチレン
	pattern	No-pattern	pattern	No-pattern	
実験開始 5 分後	0.06	0.09	0.04	0.11	0.087
平均	0.26	0.4	0.09	0.19	-

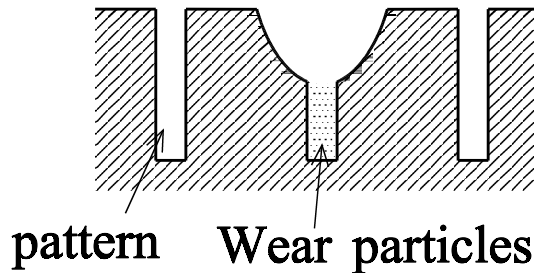


図 2-32 摺動痕部の pattern hole

った状態では、パターンを付加した試料と付加していない試料との間に差がなくなっているのではないかとと思われるが、図 2-24、図 2-29 の摩擦力の経時変化を見ると、パターンを付加した試料は、実験終了時においても、摩擦力の大きさや摩擦力の変動が、パターンを付加していない試料よりも小さい。すなわち摩耗粉によってパターンの"穴"が埋められてしまっても、パターン構造は潤滑性能向上効果を失わないのである。その理由は以下のように考えられる。

まず、パターン穴にたまる摩耗粉は UHMWPE が主であると考えられ、摩耗粉同士の間隙があると、一見穴が埋まったように見えても、まだ摩耗粉を取り込む余地が残っている場合があると考えられる。さらにパターン穴が完全に埋まってしまっても、それが直ちにパターンの寿命とはならない。その理由を以下に説明する。通常、摺動面は機械加工によって形成される。そのため、表面粗さが 0 ということはありません。図 2-33 に示したように(微視的に見れば)大きな突起が存在する。この突起部分は真実接触面積を形成することになり、大きな接触圧力がかかるため、結果的に早い時期に摩耗する。摺動中は常に摩耗が発生しているが、この摺動初期の摩耗は特に大きく、初期摩耗と呼ばれている。初期摩耗が終了すると、

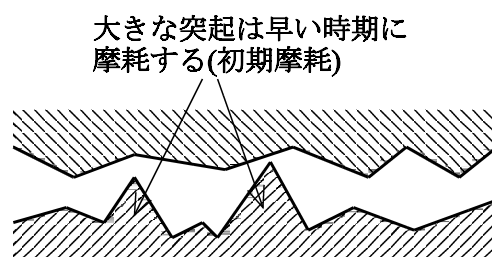


図 2-33 初期摩耗

"なじみ"状態に入り、摩耗は減少する。このプロセスは自動車などのエンジンでもおこっている。新車時に慣らし運転が必要で、エンジンオイルを頻繁に交換する必要があるのは、シリンダ内の初期摩耗終了までは摺動面に大きな負荷を与えず、大量に発生する初期摩耗粉をエンジン外に排出するためである。初期摩耗粉を摺動面に残しておく、アブレシブ摩耗などの原因となり、エンジン(摺動面)の寿命を縮めるのである。本節の潤滑剤を用いない実験において、摺動面にパターンが存在しない場合は、この初期摩耗粉が摺動面に残ったままとなり、潤滑状態を悪化させ、なじみ状態になりにくい。図 2-26(a)(UHMWPE 試料の摺動痕の写真)に見られる黒茶色の筋は、このような(初期)摩耗粉が凝着したものと考えられる。それに対して、摺動面にパターンが存在すると、初期摩耗粉をパターン中に取り込みむ。これは摩耗粉を摺動面外へ排出するのと同じ効果を持つので、なじみ状態となる時期が早く、摺動面の寿命が延長される。また摺動面の磨耗量もパターンのないものと比較して約 3 分の 1 となっている。このように、摺動部のパターンが摩耗粉を取り込むことによって摩耗粉排出効果を持ち、その後の摺動に好影響を与えると考えると、パターンが摩耗粉によって埋まっても、それが直ちに「No-pattern 摺動面と同じ」「パターンによる潤滑性能向上効果の寿命」というわけではないのである。

潤滑剤を用いた実験では、24 時間毎に潤滑剤を交換しているので、それに伴い摩耗粉は定期的に排出されていることになる。そのため 24 時間以内での「1.パターン凹部への摩耗粉の取り込み」効果はあるだろうが、それは潤滑剤を用いない実験ほど大きくはなく、この場合の潤滑性能の向上は「2.パターン凹部からの潤滑液の供給」によるものが大であると考えられ

る。図 2-30(a)には図 2-26(a)に見られるような黒茶色の筋が見られない。また潤滑剤を用いた実験での磨耗量を見ると、パターンを付加した試料も付加していない試料も、ほぼ同程度である (Table 2-5 参照)。これらは潤滑液の交換に伴う摩耗粉の排出によって、パターンのある / なしにかかわらずアブレシブ摩耗が抑制されたためであると考えられる。人工関節ではこのような、いわゆる"オイル交換"は不可能であるので、パターンのある / なしによる潤滑状態の違いはさらに大きくなるものと思われる。

凹凸パターン(機能性表面構造)を持った摺動面が、金属(硬材料)対金属(硬材料)の摺動に対して潤滑性能向上効果があることは、前章で示した。本章では、この凹凸パターンを人工関節に応用するにあたり、人工関節で用いられている金属(硬材料)対高分子材料の摺動でも効果を発揮するかどうかを調べた。その結果、凹凸パターンを持つ摺動面は、金属(硬材料)対高分子材料の摺動に対しても、大きな潤滑性能向上効果があることが確認され、凹凸パターンの人工関節への応用の可能性が開かれた。

第3章 ボールとカップによる摩擦実験

前章の実験において、金属(硬材料)対高分子材料の摺動においても摺動面にパターンを付加することで潤滑性能が向上することが示された。この結果を基に本章以降では、より実際の人工股関節の使用条件に近い実験条件で摩擦実験をおこなっていく。この際、人工股関節のカップ(高分子材料：UHMWPE)と骨頭(金属：Co-Cr合金)のどちらにパターンを付加すべきかという問題がある。前章の実験では、パターンはすべて disk 側に付加していた。pin 側の摺動部分の面積は非常に小さいため、パターンを付加することが難しく、また仮にパターンを付加したとしても、期待する潤滑状態向上効果が得られるかどうか疑問だったためである。前章において pin を UHMWPE、disk Co-Cr 合金をとした場合(前章 2-3-1 節)はボールにパターンを付加したものを想定しており、逆に pin を Co-Cr 合金、disk を UHMWPE とした場合(前章 2-3-2 節)、これはカップにパターンを付加したものを想定している。前章の結果によると、これらどちらの場合でも、潤滑状態が向上することが確認された。従って実際の人工股関節を用いた実験ではカップ、ボールのどちらにパターンを付加しても結果に大きな差はないと考えられる(ただしパターンの生成工程の違いなどで、パターンの精度や質に差が生じ、その結果潤滑性能に差がでるということは考えられる)。

以上の結果をふまえ、今後の実験では骨頭にパターンを付加することとする。その理由であるが、実際の人工股関節の使用においては体重の数倍という高荷重がカップと骨頭にかかり、高分子材料であるカップにパターンを作成したものにこのような高荷重が与えられたとき、カップの変形、破壊などが考えられるからである。骨頭側にパターンを付加する場合、変形、破壊といったものはほとんど考える必要がない。

3 - 1 人工関節摺動面へのパターン付加

前章の pin on disk による実験で、摩擦・摩耗特性に対する摺動表面

patterning の有効性が示された。しかし、pin on disk 実験の性格上、試料は pin(球面)対 disk(平面)であった。表面 patterning 技術を人工関節に応用するためには、関節シミュレータによる実験が不可欠である。そこで、関節シミュレータによる摩擦実験の予備段階として、実際の人工関節の摺動表面にパターンを付加した試料を用いて、骨頭 (Co-Cr、球面)対カップ (UHMWPE、球面)の摩擦・摩耗実験をおこなった。

第 1 章で述べたように、現在の人工関節摺動部の材質は、

- ・骨 頭 金属 (SUS316L、あるいは Co-Cr)、セラミックス (アルミナ)
- ・ソケット 高分子材料 (UHMWPE)、セラミックス (アルミナ)

である。これらの中で、最も多く使われているのは、骨頭が Co-Cr 合金、ソケットが UHMWPE という組み合わせである。本実験でも、この組み合わせを用いた。

本実験では、骨頭部分にパターンを形成した。Co-Cr 合金の骨頭にパターンを形成するために、電解エッチング法を用いた。エッチングの流れは、

- ・骨頭表面にレジストを塗布する。
(数 μm 厚、均一に。レジスト名は OFPR (東京応化))
- ・骨頭の大きさに合わせて製作したメタルマスクを、骨頭に被せる。
- ・水銀ランプで露光する。
(光のあたり方に不均一がないように、ジグを作成した)
- ・メタルマスクをはずし、現像する。
- ・エッチングをおこなう。

レジスト塗布～現像までは日本精工(株)に、エッチングはケミカルプリント(株)に依頼した。

パターンの径とピッチは、前章の pin on disk 実験において、最も潤滑性能が向上した 径=0.5mm、ピッチ=1.2mm を使用した。骨頭の径は 26mm のものを用いた。

図 3-1、図 3-2 にレジストを現像した状態の骨頭と、エッチングを済ませてパターンを付加した骨頭の写真を示す。



図 3-1 レジストを塗布し現像した状態の骨頭



図 3-2 pattern を付加した骨頭

3 - 2 実験装置

実験装置は第2章で用いた pin on disk 摩擦・摩耗装置を用いた。この装置にジグを用いて、試料として人工関節骨頭(ボール)とソケット(カップ)を使用できるようにした(図 3-3 参照)。摺動面の回転数(300rpm)や摩擦力の測定方法などは第2章と同様である。垂直荷重は 3.5Kgf、実験時間は 24 時間、潤滑液には蒸留水を用いた。実験条件を Table 3-1 に示す。

Table 3-1

荷重	3.5Kgf
回転数	300rpm
温度	20 (室温)
潤滑液	蒸留水

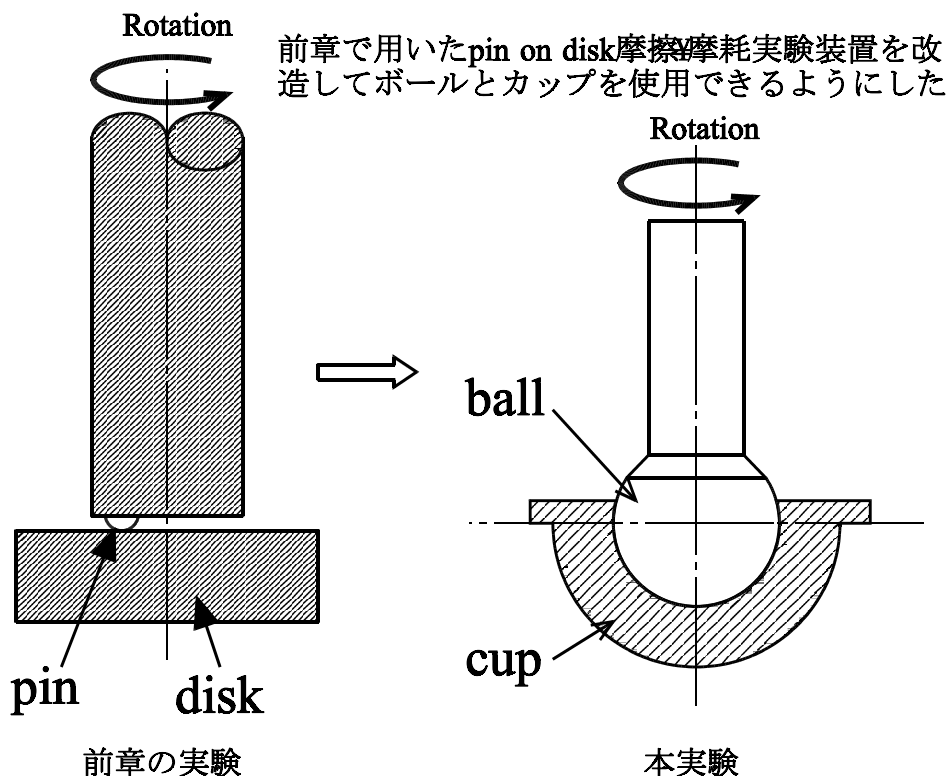


図 3-3 本実験におけるボールとカップの摺動

3 - 3 結果

図 3-4 に摩擦係数の経時変化のグラフを示す。図中 No-pattern または Pattern(0.5)と表記してあるものは、それぞれパターンなしの試料およびパターンを付加した試料(パターン径 0.5mm)である。第 2 章の球対平面における pin on disk 実験と同様に、本実験においても、パターンを付加した試料はパターンなしの試料と比べて、低い摩擦係数を示すことがわかる。パターンなしの試料の摩擦係数は、0.04 程度から始まり、最高値は 0.075 程度である。パターンありの試料の摩擦係数は、0.04 程度から始まり、約 90 分後に 0.05 に達するが、その後急激に減少し 0.03 程度になり、その後は緩やかに増加して行き、最終的には 0.05 程度となる。

摩擦力(係数)の減少率は 36.5%で、すなわち摺動面にパターンを付加することによって摩擦力が約 3 分の 2 に減少したことになる。また摩擦変動値は、パターンを付加しない試料で 5.23×10^{-3} 、付加した試料で 1.83×10^{-3} となり、その比は約 3 倍である。実験終了後のカップの重量を測定し実験開始前と比較してカップの磨耗量を求めたところ、パターンを付加した試料と摺動させたカップで 0.7mg、パターンなしの試料と摺動させたカップで 1.1mg となり、パターンなしの試料のと摺動させた方が約 1.6 倍摩耗が多かった。また実験終了後のカップの摺動面の表面あらさ(中心線平均あらさ、Ra)を測定したところ、パターンを付加した試料と摺動させたカップで $0.704 \mu\text{m}$ 、パターンなしの試料と摺動させたカップで $1.429 \mu\text{m}$ となり、パターンなしの試料と摺動させた方が約 2 倍表面あらさが悪かった。これらの結果を Table 3-2 に示す。

実験終了後のカップの摺動面の顕微鏡写真を図 3-5 に示す。パターンを付加していない骨頭と摺動させたカップ(図 3-5(a))の摺動面には、クレーターに似た地形が観察され、摺動面が荒れていることがわかる。それに対して、パターンを付加した骨頭と摺動させたカップ(図 3-5(b))の摺動面には、非常に規則的な摩耗痕が観察される。

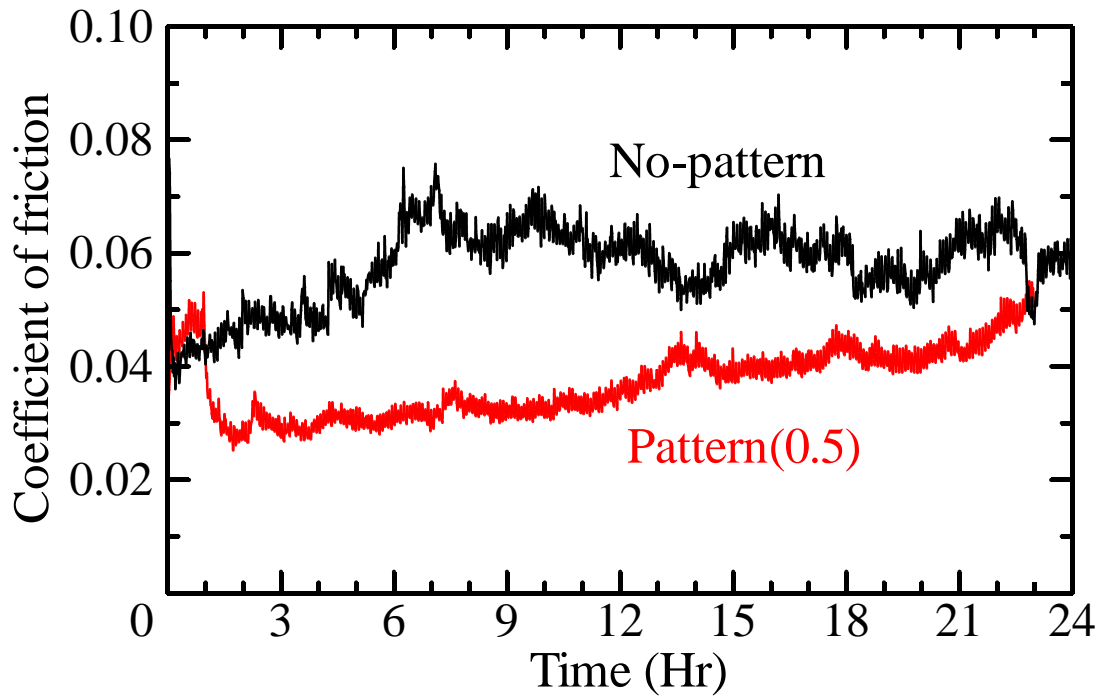
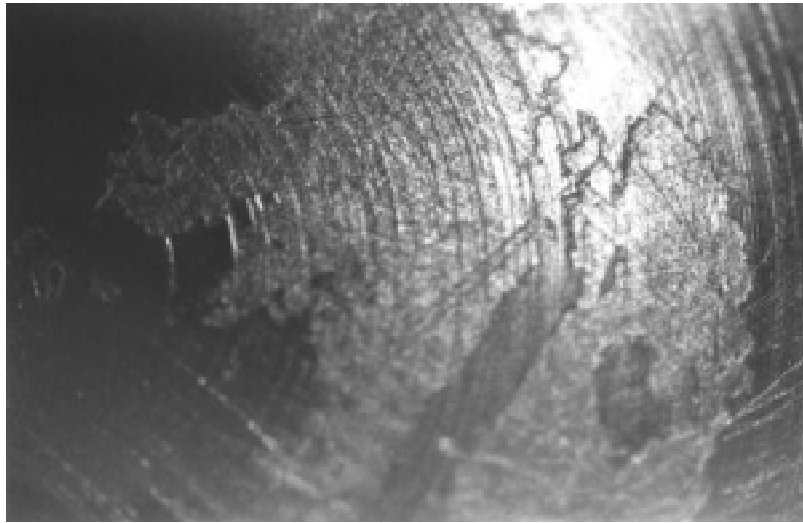


図 3-4 摩擦係数の経時変化

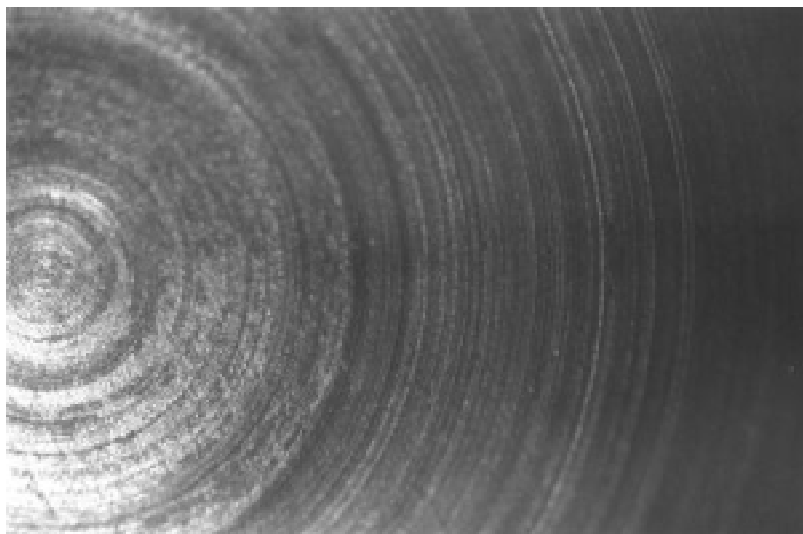
Table 3-2

ボールとカップによる摩擦実験

	Pattern	No-pattern
摩擦力(係数)の減少率(%)	36.5	-
摩擦変動値	1.83×10^{-3}	5.23×10^{-3}
磨耗量 (mg)	0.7	1.1
摺動面の表面あらさ (Ra) (μm)	0.704	1.429



(a) pattern なし骨頭と摺動させたもの



(b) pattern 付き骨頭と摺動させたもの

図 3-5 UHMEPW 試料(カップ)の摺動痕

3 - 4 考察

本章では関節シミュレータによる摩擦実験の予備段階として、実際の人工関節の摺動表面にパターンを付加した試料と pin on disk 摩擦・摩耗実験装置を用いて、骨頭 (Co-Cr、球面) 対カップ (UHMWPE、球面) の摩擦・摩耗実験をおこなった。摺動面への負荷荷重は 3.5kgf としている。3.5kgf という大きさは実験装置の能力からくる制約であった。本来なら臨床使用において人工股関節に加えられる最大荷重 (200kgf 程度と想定できる) を加えるべきであると考えられるが、本実験では pin on disk 摩擦・摩耗実験装置にエアベアリングを使っている関係上、大きな負荷荷重を与えることができなかったのである。しかし球面对球面の摺動において、パターンを付加した試料と付加しない試料との摩擦・摩耗状態の差異を観察するという目的のためには、このような小さな荷重を用いても差し支えないと判断した。

結果 (図 3-4、図 3-5 および Table 3-2) を見ると、摩擦摺動面にパターンを付加することによって、潤滑性能が向上していることがわかる。まず摩擦力 (摩擦係数) が減少し、その減少率は 36.5% である。また、パターンを付加していない試料では、摩擦力 (摩擦係数) の時間変化が大きいのが、パターンを付加することによって時間変化が小さくなり、摩擦状態が安定することがわかる。摺動面の摩擦・摩耗挙動が安定しているかどうかを示す摩擦変動値は、パターンを付加しない試料で 5.23×10^{-3} 、付加した試料で 1.83×10^{-3} となり、その比は約 3 倍である。さらにパターンを付加した骨頭と摺動させることにより、カップの磨耗量は約 64% に、カップ摺動面の表面あらさは約 50% に減少する。カップの摺動痕の顕微鏡写真を見ると、パターンを付加していない骨頭と摺動させたカップにはクレーター状の地形が観察される。これはカップから削り取られた摩耗粉が、逃げ場のないまま摺動面に残り、それが骨頭によってカップ摺動面に押しつけられて再付着したためにできたものと考えられる。前章の pin on disk 実験においてこのような地形が見られなかったのは、摩耗粉が pin の軌道上からはずれるという、摩耗粉の逃げ場があったからであると考えられる。このように摩耗 再付着というプロセスを繰り返すと、摺動面の表面あらさが悪化していき、潤滑性能に悪影響を及ぼすが、パターンを付加した骨頭と摺動さ

せたカップには、そのような痕跡は全く見られない。また、いったんカップから削られた摩耗粉が再度カップに付着すると、実験前後のカップの重さによって磨耗量を測定するという方法では、実際の磨耗量より小さい値がでることになる。すなわち Table3-2 に示した No-pattern の磨耗量は 1.1mg 以上と考えられる。従って、上では「パターンを付加した骨頭と摺動させることにより、カップの磨耗量は約 64%に」減少すると書いたが、実際は「64%以下に」減少するとしたほうが正しい。

これらの表面パターンニングの優位性の原因は、第 2 章で考察したものと同様であると考えられる。すなわちパターン中への摩耗粉取り込み効果と、パターンからの潤滑液供給効果である。本実験で得られた摩擦係数の経時変化(図 3-4)から、これらの効果、特にパターン中への摩耗粉取り込み効果と摩擦挙動との関係を類推すると、次のようになる。図 3-4 のパターンを付加した試料を見ると、摺動初期に摩擦係数が 0.03 0.05 に増加し、その後急激に 0.03 まで減少している。これは、典型的な初期摩耗現象と見ることができる。すなわち、ボール(骨頭)とカップの形状の違いが原因となり、柔らかいカップが急速に削られてゆき、そのとき摩擦係数が増加する。カップの摩耗粉が大量に発生するが、これはパターン中に取り込まれ、摺動面に直接存在する時間はごく短い。ボールとカップの"すりあわせ"が終了し"なじみ"状態になると、カップの摩耗は少なくなり、摩擦係数が減少し、摩擦係数の時間変動も小さくなり、安定状態となる。それに対して、摺動面にパターンが存在しない場合は、骨頭とカップの形状の違いが原因となり、柔らかいカップが削られてゆき、摩擦係数が増加するまでは同様であるが、カップの摩耗粉の逃げ場所がなく、摩耗粉が摺動面に直接存在することになり、アブレシブ摩耗を引き起こす。さらに本実験においては、いったん削られた摩耗粉がカップに再付着し摺動面の表面状態を悪化させる。そのため、ボールとカップが"なじみ"状態になりにくく、摩擦係数は時間とともに大きく変動し、安定状態になりにくい。

以上のように、球面(Co-Cr 合金)対球面(UHMWPE)の摺動においても、表面パターンニングが摩擦状態向上に効果を持つことがわかった。次章では本実験と同様のサンプルを用いて、関節シミュレータによる摺動実験を

おこなう。

第4章 関節シミュレータ実験

前章のボールとカップによる摩擦実験においても、摩擦・摩耗特性に対する摺動表面 patterning の有効性が示された。本章では、前章で用いた人工関節の摺動表面にパターンを付加した試料を使い、試作した関節シミュレータで、骨頭 (Co-Cr、球面) 対カップ (UHMWPE、球面) の摩擦・摩耗実験をおこなった。

4 - 1 定荷重型関節シミュレータ実験

4-1-1 実験装置

市販の人工股関節の骨頭 (ボール) とソケット (カップ) を用いた摩擦・摩耗実験をおこなうために、振り子式人工関節シミュレータを製作した。前章のボールとカップによる摩擦実験では常に一方向の摺動であったが、本振り子式人工関節シミュレータでは、図 4-1 に示すように、摩擦摺動面に人間の歩行を模した往復運動の摺動が与えられる。

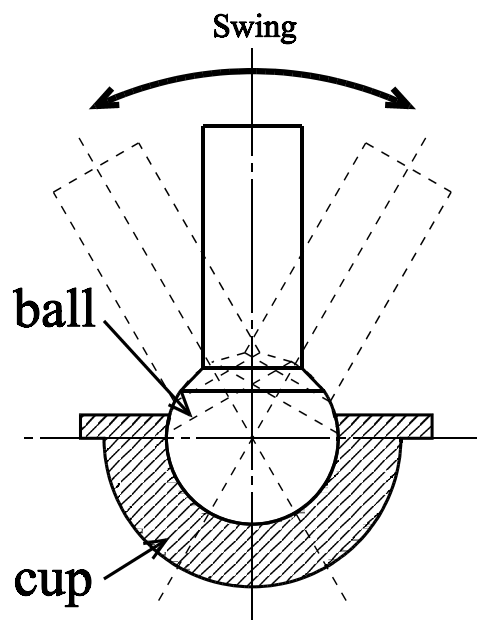


図 4-1 振り子式人工関節シミュレータの摺動面の運動

図 4-2 に製作した振り子式人工関節シミュレータの概略図を示す。試料は カップと ボールであり、オステオニクス社の市販品を使用した。ボールの直径は 26mm である。 は潤滑液である。本実験では、潤滑液として蒸留水を用いた。 は鉛製のおもりである。 はエアシリンダ (SMC:MDBL80-700-D-A67) である。エアシリンダは、エアコンプレッサ (東芝・SP10-75T7) にて駆動される。エアシリンダの動きが、 ガイドバーに沿って動く スライダに伝えられ、揺動部を振り子のように動かす (図 4-2 下図破線参照)。揺動角度は 60 度である。本シミュレータの揺動スピードは、 [一往復] / [3 秒] である。

揺動回数は、 1×10^6 回 (100 万回) とした。これは通常の生活の歩行数に換算して、約 1 年分に相当する。

通常の生活では、階段の上り下りなどのさい、体重の約 3 倍の荷重が股関節にかかると言われている。成人の標準体重を約 70kg として、本実験では、 の鉛製のおもりによってカップとボールに 200kgf の荷重をかけている。図 4-3 に本振り子式人工関節シミュレータの外観写真を示す。

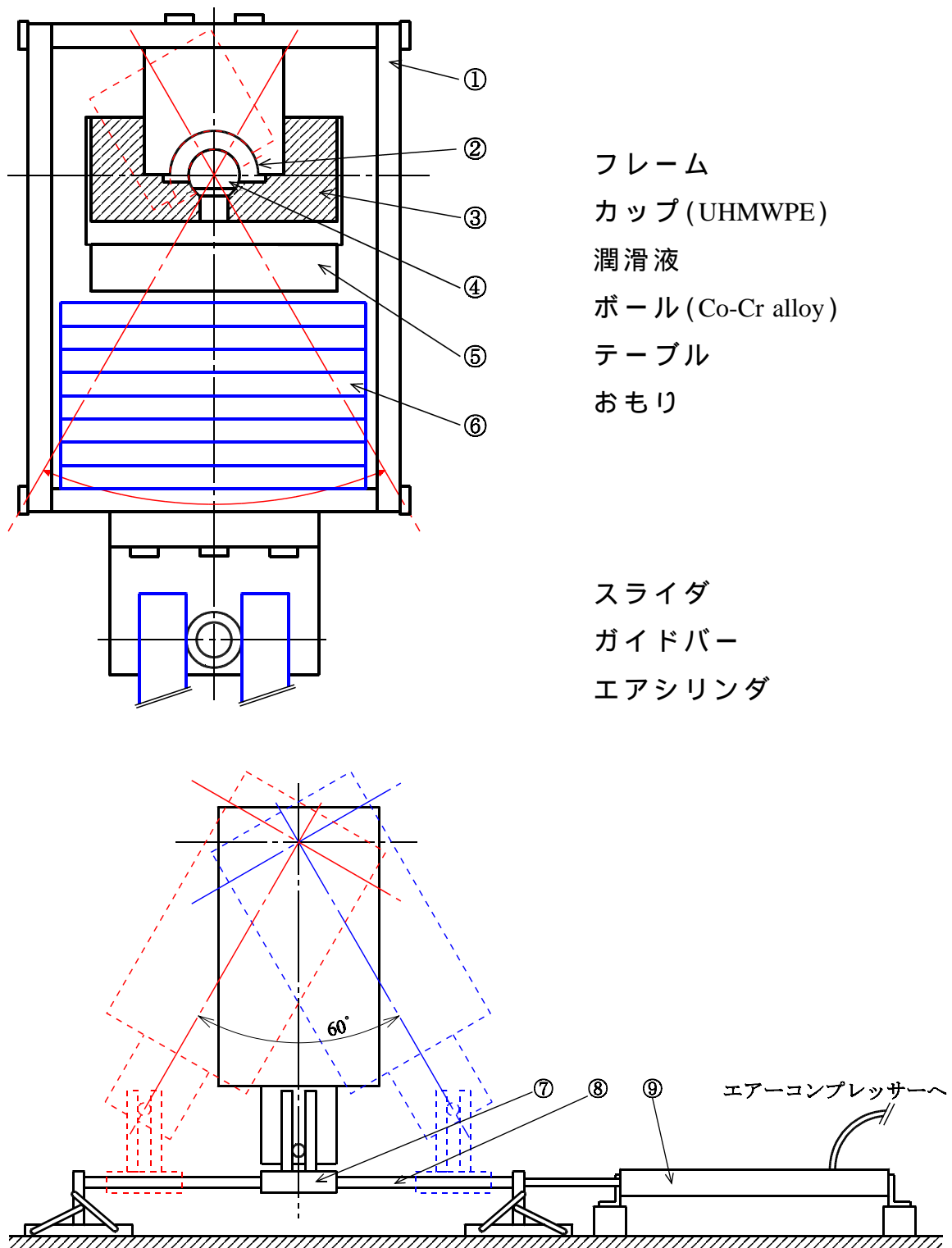


図 4-2 振り子式人工関節シミュレータ

上図:揺動部

下図:全体図(揺動部および駆動部)



図 4-3 振り子式人工関節シミュレータの外観写真

4-1-2 試料

摺動面にパターンを付加して潤滑性能を向上させようとする考え方は、摺動面そのものの形状精度が十分良好であることを前提としている。摺動面の形状精度が不十分で表面あらさや表面のうねりが大きい場合には、パターンのエッジが刃物の役割をし、相手面を削ってしまうことも考えられる。人工関節の摺動面はどうであろうか。図 4-4 は市販の人工関節カップ、骨頭の摺動面形状を計測したものである。表面に大きなうねりが存在し、その大きさは数 μm または数十 μm 程度に達する。これは一般に用いられている機械用ベアリングと比較して 100 倍以上形状精度が悪く、このような摺動面では良好な潤滑が期待できない。また、本論文で提案している摺動面へのパターン付加も、摺動面そのものの形状精度がこれほど悪ければ、その真価を発揮できないという可能性もある。そこでまず、形状精度の悪い市販の人工関節にパターンを付加したものをを用いた実験をおこない、次に形状精度を改善した試料を用意して実験をおこなった。

まず、市販試料をベースにした実験であるが、用いた試料は、市販の人工股関節骨頭の摺動面にエッチングによってパターンを形成したものの、および市販の人工股関節カップである。これらは前章で用いたものと同様である。また、本実験ではカップにパターンを付加した試料も用意した。カップにパターンを付加した試料の概略図と写真を図 4-5、図 4-6 に示す。パターンは径 0.5mm、ピッチ 1.2mm、深さ 1mm とした。パターンの作成方法は 5 軸 NC 工作マシンによる機械加工である。パターンの向きは球面に対して直角に、すなわちカップの中心(図 4-5 の点 O)に向くようにした。ただし図 4-5 の * 印の範囲は面に対して工具を直角に入れることができないので、球中心から 3mm 上側に移動させた点 O' を加工中心として加工した。そのためこの範囲のパターン穴は、本来点 O 方向に向くはずのものが、10 度程度点 O' 方向にずれている。

さらに摺動面の形状精度を改善した試料を用意して実験をおこなった(表記の簡略化のため、形状精度を改善したカップおよび骨頭を真球カップ、真球骨頭と呼ぶことにする)。真球カップは市販カップの摺動面直径の小さいものを超精密加工によって真球に削り出して作成した(図 4-7 参

照)。また真球骨頭は市販品の中で最も真球度の高いものを使用した(骨頭は非常に硬いので、大きな直径の骨頭を真球に削り出し表面を研磨することは、実験室レベルでは非常に困難である)。これらの真球カップ、真球骨頭の摺動面形状を図 4-8 に示す。真球骨頭にパターン(径 0.5mm、ピッチ 1.2mm)を付加した試料も実験に用いた。

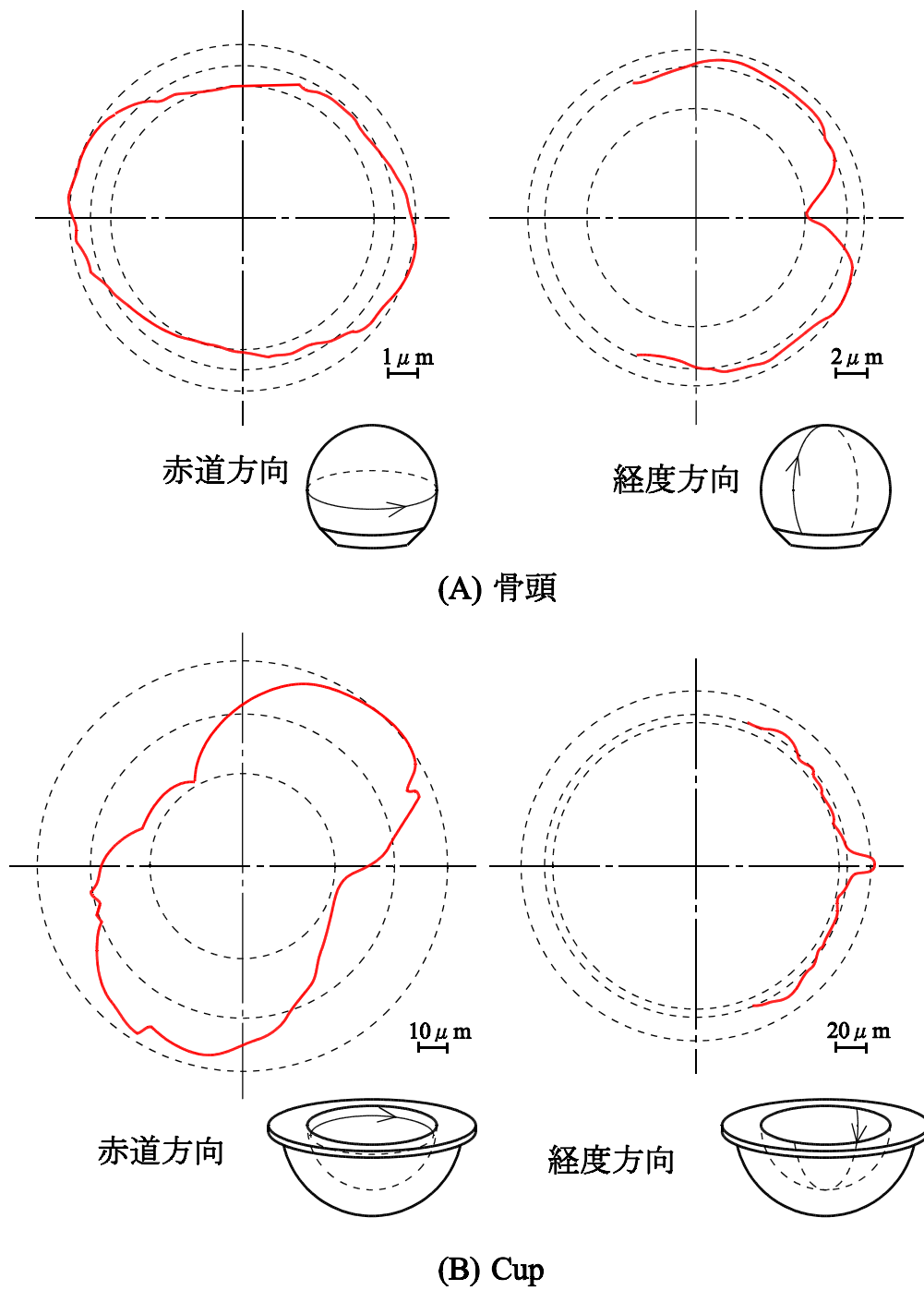


図 4-4 市販の人工関節骨頭およびカップの摺動面形状

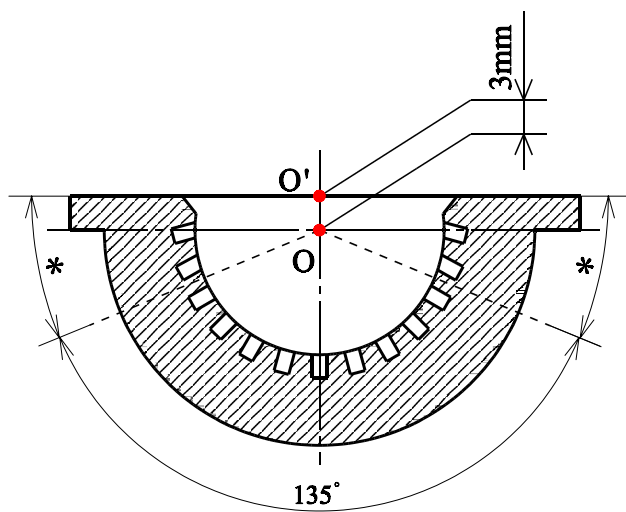


図 4-5 カップに pattern を付加した試料の概略図



図 4-6 カップに pattern を付加した試料

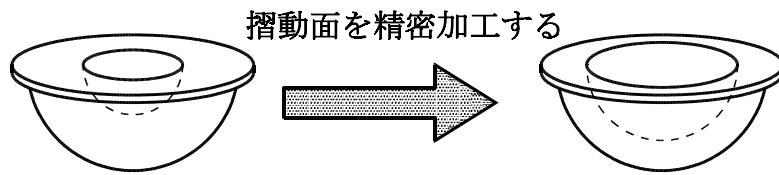


図 4-7 カップ摺動面の真球化

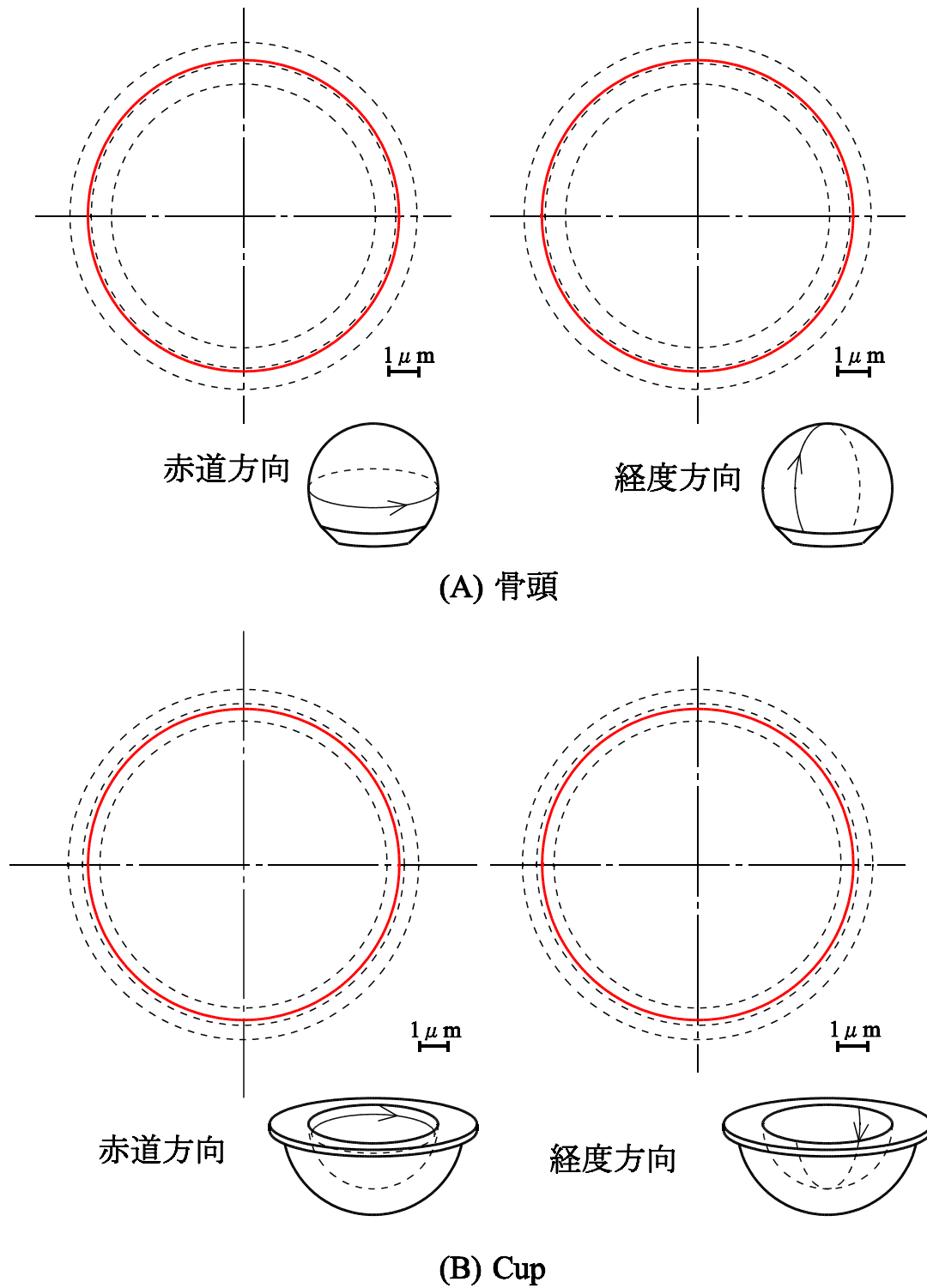


図 4-8 真球骨頭および真球カップの摺動面形状

4-1-3 摩擦係数測定

本振り子式人工関節シミュレータを用いた実験で得られるデータは、カップとボールの摩擦係数、カップ及びボールの外観写真、カップの摩耗量などである。ここでは、摩擦係数の測定法方について説明する。

右図のような自由揺動振り子を考える。この振り子を自由揺動させると、支点を構成する軸受部分の摩擦によって、振幅は図 4-10 のように減衰する。この振り子揺動振幅減衰曲線から、振り子支点の摩擦係数を知ることができる(空気抵抗は非常に小さいとして、無視する)。

支点軸受の半径(振り子回転中心から軸受摩擦面までの距離)を r 、振り子の重りの重量を W 、有効振り子長を L 、振り子の受ける抵抗モーメントを M とする。 $n-1$ 回目の揺動片振幅 θ_{n-1} と n 回目の片振幅 θ_n が測られたとすると、 $n-1$ 回目と n 回目の間の平均抵抗モーメント係数は、

$$\frac{M}{W} = L \cdot \frac{\theta_{n-1} - \theta_n}{4}$$

で表される。この抵抗モーメント M がすべて軸受の摩擦抵抗に依存する場合、その摩擦係数 f は

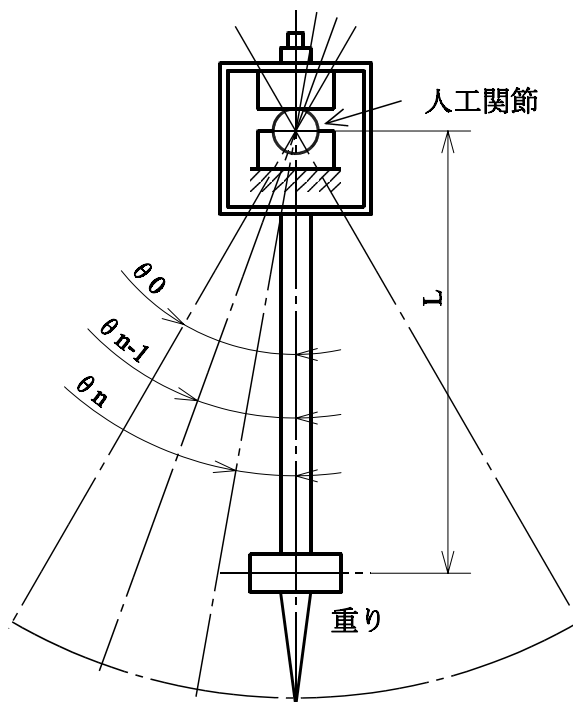


図 4-9 振り子法による
支点関節の摩擦測定

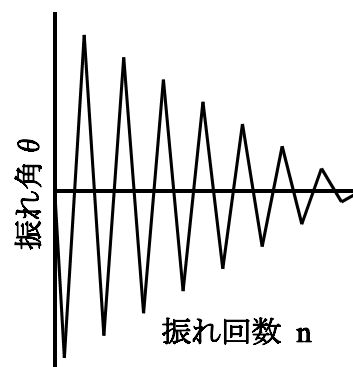


図 4-10 振り子揺動振
幅減衰曲線

$$f = \frac{M}{r \cdot W} = \frac{L}{r} \cdot \frac{\theta_{n-1} - \theta_n}{4}$$

となる。従って L と r がわかっているならば、一回毎の揺動振幅の減衰 ($\theta_{n-1} - \theta_n$) を測ることによって、その間の平均摩擦係数 f を知ることができる^{4.1)4.2)}。本実験においては $L=154\text{mm}$ 、 $r=13\text{mm}$ である。

実際の測定においては、振り子式人工関節シミュレータを揺動部と駆動部とに分離し、揺動部のみを自由振動させる。揺動振幅が減衰していく様子を家庭用ビデオカメラで撮影し、後にその画像から $\theta_{n-1} - \theta_n$ を得た。なお、 n の値によって得られる摩擦係数には若干の違いがある(非線形性)。そのため、自由振動の初期、中期、後期で上記の解析をおこない、得られた値を平均して摩擦係数を得た。

4-1-4 カップの摩耗量測定法

この節ではカップの摩耗量を測定する方法を説明する。カップの摩耗量は実験前後のカップの重量の差から求める。まず実験前のカップの重量を測定する。実験後にカップをシミュレータからとりだし、流水で十分に水洗いをした後、蒸留水で 20 分間超音波洗浄しカップに付着している摩耗粉を取り除く。次に恒温乾燥機で乾燥 (60℃、2 時間) させる。カップを乾燥機からとりだし、約 12 時間室温で乾燥させ、重量を測定する。乾燥機からとりだした直後と、室温に 12 時間おいた後とではわずかながら重量が異なる。これはカップが熱い (60℃) ためにおこる、カップ周囲の気流、およびカップ表面への気体 (空気) の吸着のためであろう。この重量の変化は初めはほぼ直線的に増加するが、約 2 ~ 2.5 時間経過すると変化がなくなる。以上の方法で求めた実験前後のカップ重量の差を摩耗量とした。ただし、カップは長時間水に浸しておくと、わずかながら含水する。そのため関節シミュレータにカップをセットし、シミュレータを駆動せずに荷重のみをかけたカップの重量を測定し、その結果をカップの含水量として摩耗量を補正している。

4-1-5 結果

図 4-12 に、本振り子式人工関節シミュレータによる、人工関節摺動面摩擦係数の経時変化のグラフを示す。横軸は揺動回数、縦軸は摩擦係数である。 はパターンなし、 はそれぞれ骨頭(ボール)に直径 0.5mm、0.8mm、0.3mm のパターンを付加した試料、 はカップに直径 0.5mm のパターンを付加した試料を用いて実験をおこなった結果である。

図 4-12 は、これまでに起こった実験で得られた摩擦力(摩擦係数)の経時変化のグラフとは異なり、パターンの有無による摩擦係数の差が見られない。パターンなしの試料()と直径 0.5mm()、0.8mm()のパターンを付加した試料は、ほぼ同様の摩擦係数の経時変化を示している。 で示した直径 0.3mm のパターンを付加した試料は、実験の前半に摩擦係数が増加し、約 0.1 に達するが、その後、摩擦係数は減少して、他の試料と同様の値に落ちつく。また、カップに直径 0.5mm のパターンを付加した試料()は、他の試料と異なり、実験開始後すぐに摩擦係数が 0.12 程度まで増加し、その後実験終了まで、高い摩擦係数を維持し続ける。

次にボールとカップの表面形状を実体顕微鏡で観察した。新品のボールとカップの表面状態が 1×10^6 往復の摺動の結果、どのように変化したかを図 4-13 ~ 図 4-15 に示す。図 4-13 はパターンなしボール対パターンなしカップであり、図 4-12 において で示される組み合わせである。図 4-14 パターン付きボール(径 0.5mm)対パターンなしカップであり、図 4-12 において で示される組み合わせである。図 4-15 はパターンなしボール対パターン付きカップ(径 0.5mm)であり、図 4-12 において で示される組み合わせである。図 4-13 の(a)を見ると全体にわたって多数の条痕が観察されるのに対して、図 4-14(a)では条痕の存在する部分と存在しない部分がはっきりと別れている。すなわちパターンとパターンの間には条痕は少なく、パターンのない部分に条痕が多く見られる。また、矢印で示した部分にはパターン中に落ちた UHMWPE 摩耗粉が観察される。図 4-13 の(b)には同図(a)と同様の多数の条痕が観察されるのが、図 4-14(a)では顕著な条痕は見られず全体になめらかである。図 4-15(b)は押しつぶされて変形したかのような表面が観察される。

図 4-16 は実験前と実験終了後のカップの表面あらしさを測定したものである。測定点はカップ凹部の最低点で、この箇所は静止状態においてボールの頭頂部と接触する。測定方向は摺動方向と垂直方向とした(図 4-11 参照)。図 4-16(a)は実験前のカップ、(b)はパターンなしのボールと摺動させたカップ、(c)、(d)、(e)はそれぞれ径 0.3mm、0.5mm、0.8mm のパターンを持ったボールと摺動させたカップの表面あらしさである。図 4-16 には、パターンの有無によるカップの表面あらしさの違いが顕著に示されている。これらのカップの中心線平均あらしさ Ra を Table 4-1 にまとめた。

図 4-17 にカップの摩耗量を示す。No-pattern はパターンなしボール対パターンなしカップの組み合わせで摺動したカップである。P-0.5、P-0.3、P-0.8 はそれぞれパターン付きボール(径 0.5、0.3、0.8)パターンなしカップの組み合わせで摺動したカップ、P-Cup はパターンなしボール対パターン付きカップの組み合わせで摺動したカップである。No-pattern の摩耗量を 100 としたときの他の条件の摩耗量の割合もあわせて示してある。パターンなしの試料(No-pattern)と比較して、ボールにパターンを付加して摺動させた試料(P-0.5、P-0.3、P-0.8)のカップ摩耗量はいずれも小さくなっており、パターンの効果が見られる。しかしカップにパターンを付加した試料(P-Cup)のカップ摩耗量は非常に大きくなっている。

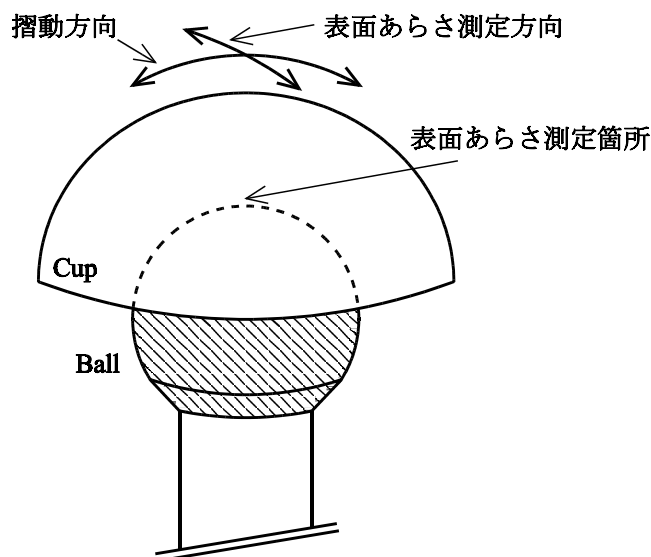


図 4-11 カップの表面あらしさ測定箇所と方向

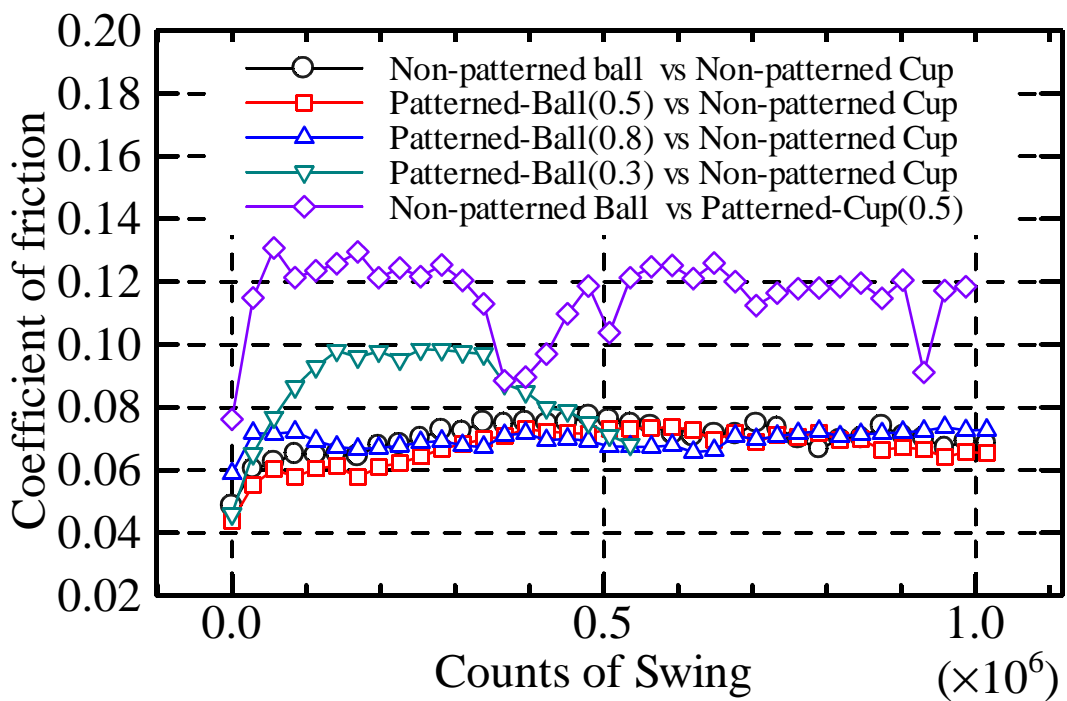
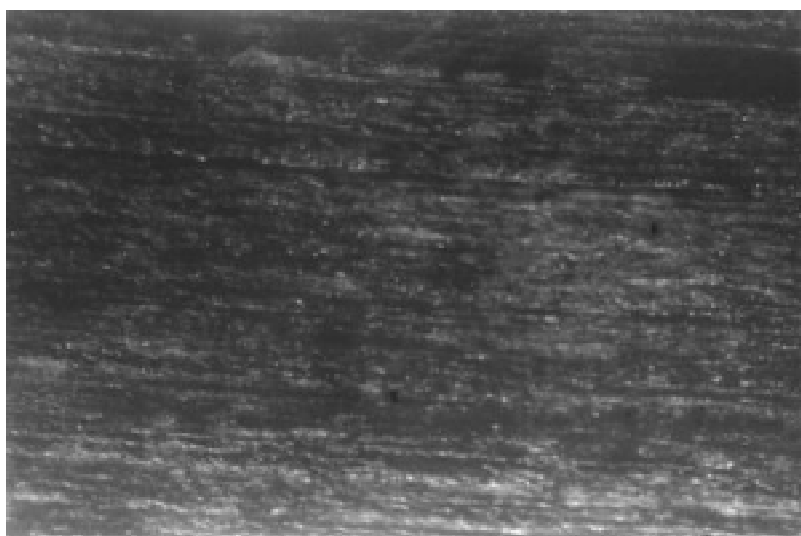


図 4-12 振り子式人工関節シミュレータによる人工関節摺動面摩擦係数の経時変化



(a) ボール



(b) カップ

図 4-13 実験終了後のボールとカップ
(Non-patterned ball 対 Non-patterned cup)



(a) ボール

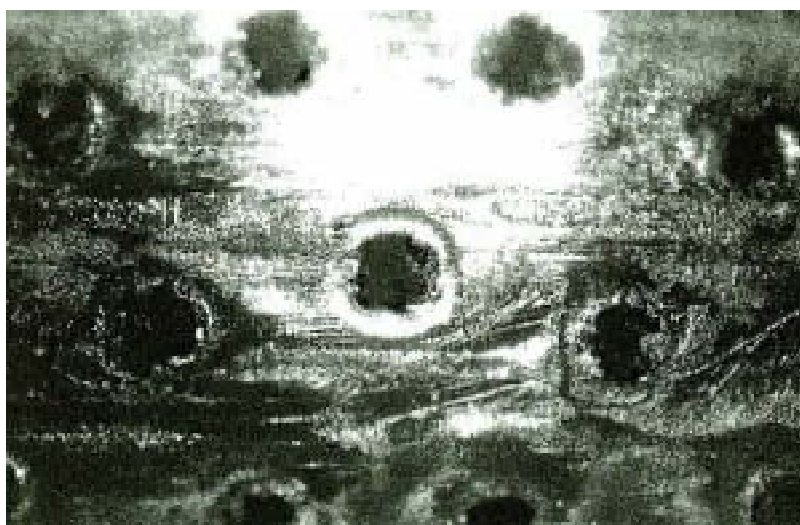


(b) カップ

図 4-14 実験終了後のボールとカップ
(patterned ball (径 0.5mm) 対 Non-patterned cup)

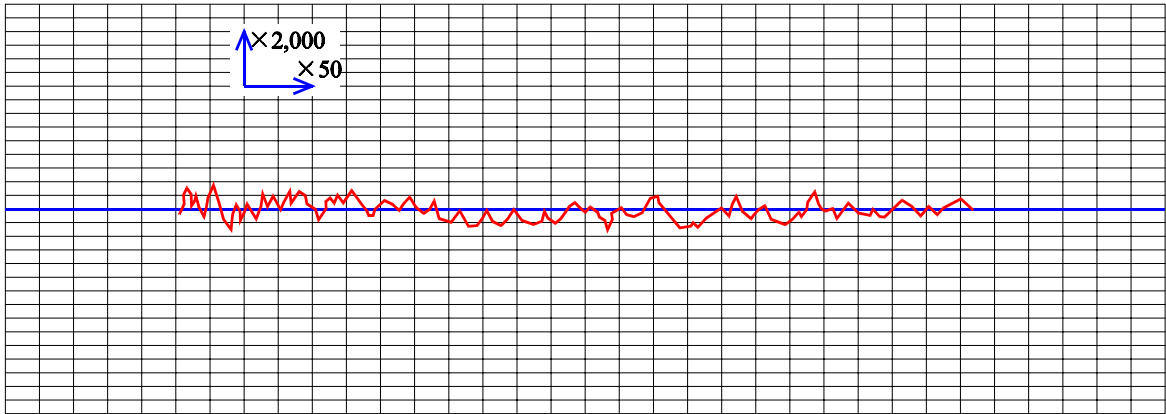


(a) ボール

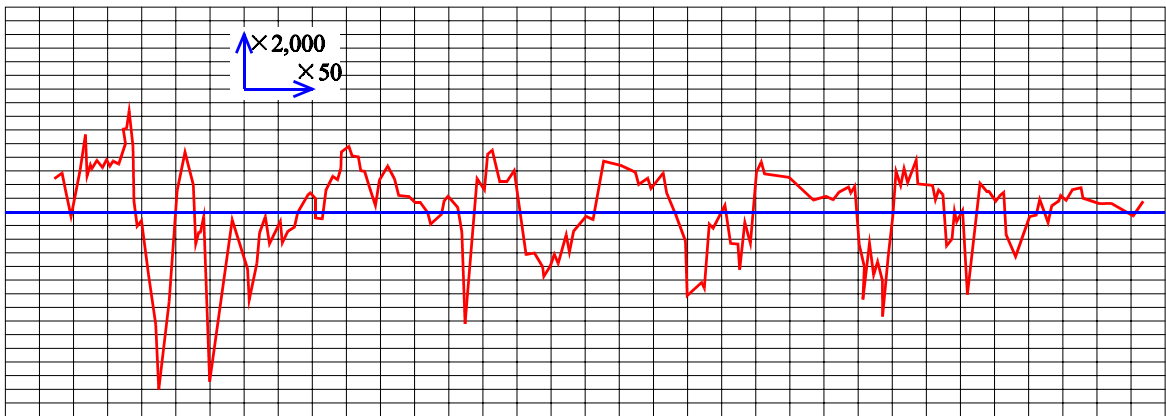


(b) カップ

図 4-15 実験終了後のボールとカップ
(Non-patterned ball 対 patterned cup (径 0.5mm))

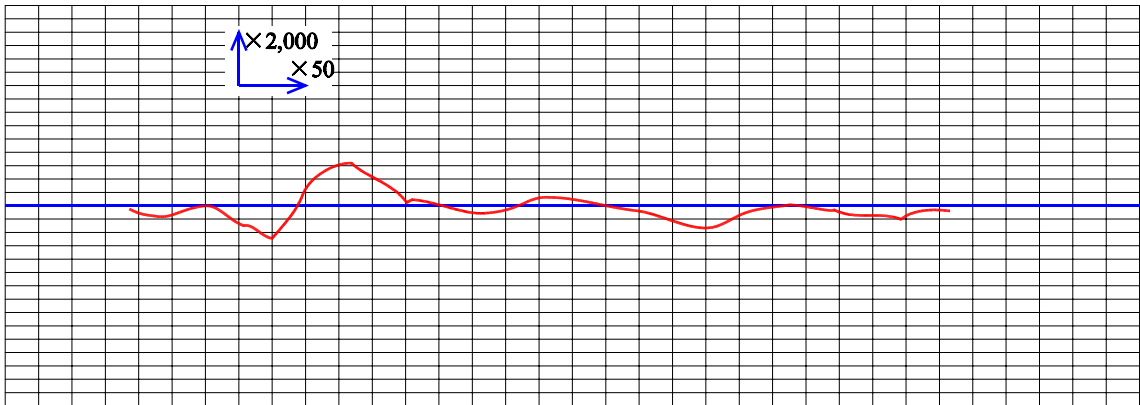


(a) 実験前のカップ

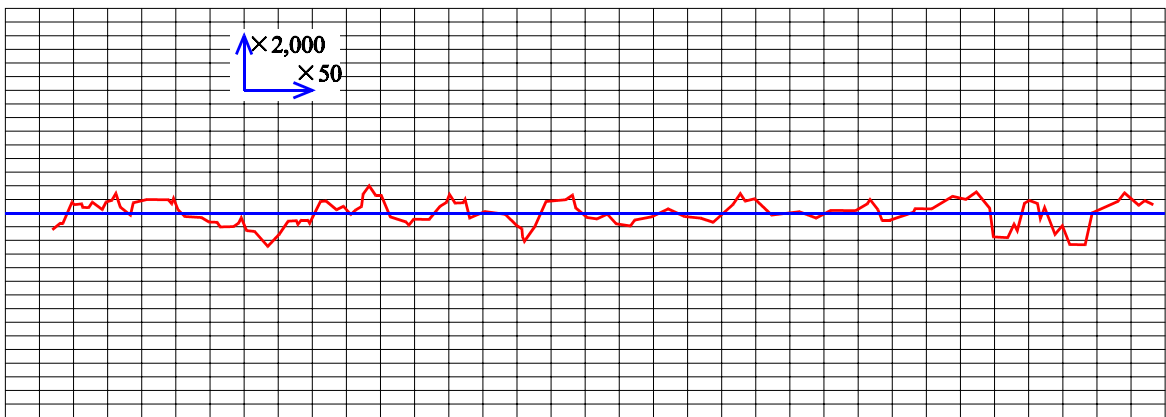


(b) pattern なしボールと摺動させたもの

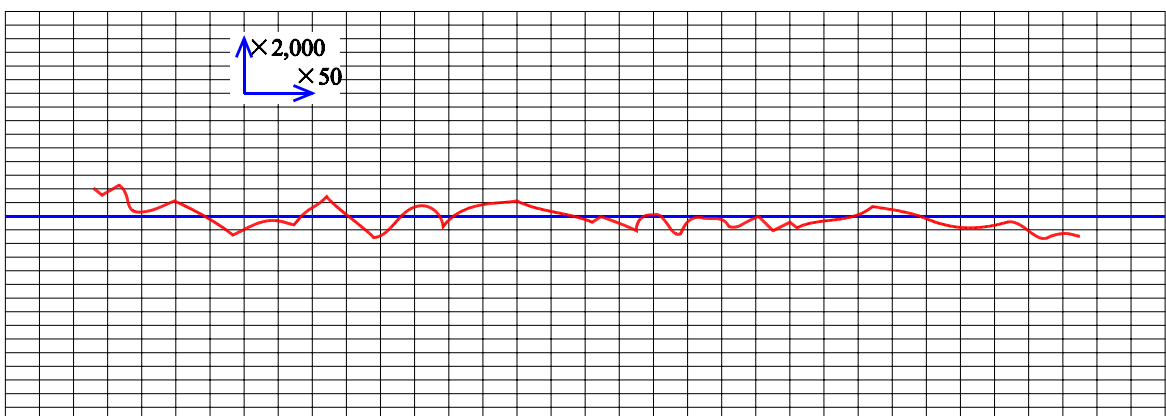
図 4-16 実験終了後のパターンなしカップの表面あらさ



(c) pattern(直径 0.3mm)付きボールと摺動させたもの



(d) pattern(直径 0.5mm)付きボールと摺動させたもの



(e) pattern(直径 0.8mm)付きボールと摺動させたもの

図 4-16 実験終了後のパターンなしカップの表面あらさ

Table 4-1

カップの条件	Ra(μ m)
実験前	0.55
パターンなしのボールと摺動させたもの	2.29
径 0.3mm のパターン付きボールと摺動させたもの	0.93
径 0.5mm のパターン付きボールと摺動させたもの	0.76
径 0.8mm のパターン付きボールと摺動させたもの	0.61

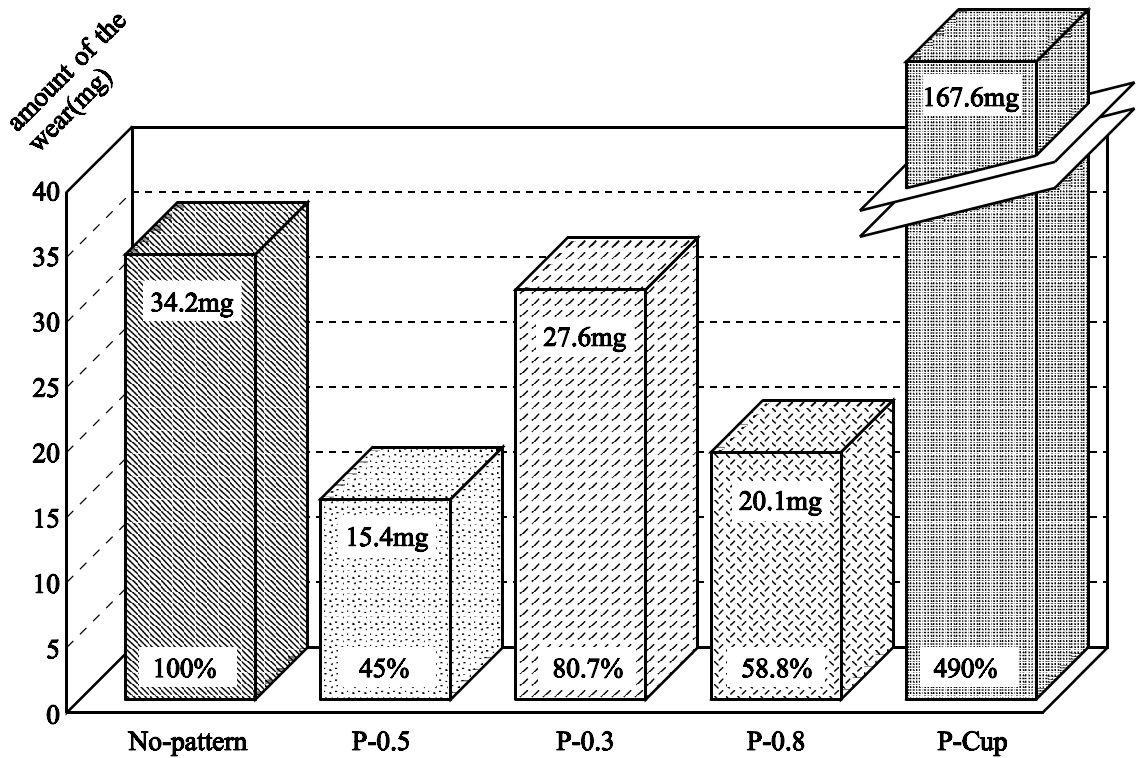


図 4-17 カップの摩耗量

次に真球カップ、真球骨頭を用いた実験の結果について述べる。

図 4-18 に、本振り子式人工関節シミュレータによる、人工関節摺動面摩擦係数の経時変化のグラフを示す。横軸は揺動回数、縦軸は摩擦係数である。 は市販骨頭(パターンなし)+市販カップ、 は真球骨頭(パターンなし)+真球カップ、 は真球骨頭(パターンあり、径 0.5mm)+真球カップの組み合わせを用いて実験をおこなった結果である。パターンを付加したことによる摩擦係数の減少はほとんど見られないが、摺動面の形状精度を向上させることによって摩擦係数が約 30%減少している。

ボールとカップの表面形状の実体顕微鏡写真を図 4-19 ~ 図 4-21 に示す。図 4-19 は市販の人工関節をそのまま使用したもの(図 4-18 の)、図 4-20 は真球のボール(パターンなし)と真球加工したカップとの組み合わせ(図 4-18 の)、図 4-21 は真球のボールにパターンを付加したものと真球加工したカップとの組み合わせ(図 4-18 の)である。市販品同士の組み合わせではボールもカップも摺動表面が非常に荒れている。特にカップには摩耗粉が再付着したような跡が見られる。真球ボールと真球カップとの組み合わせでは、摺動表面の荒れに改善が見られ、カップ表面もスムーズになってきている。さらに真球ボール+パターンと真球カップとの組み合わせでは、摺動表面が非常に滑らかになっていることがわかる。ボール表面の荒れはほとんど見られなくなり、カップ表面も非常に滑らかである。

図 4-22 にカップの摩耗量を示す。図中には市販の人工関節をそのまま使用したときの最終摩耗量を 100 としたときの、真球ボールと真球カップ、真球ボール+パターンと真球カップの摩耗量の割合もあわせて示してある。どの条件で実験をおこなっても摩耗量は直線的に増加している。ただし増加の割合は条件ごとに異なり、実験終了時には市販の人工関節をそのまま使用したものは 23.1mg、真球のボールと真球加工したカップとの組み合わせでは 15.6mg、真球のボールにパターンを付加したものと真球加工したカップとの組み合わせでは 7.2mg のカップ摩耗量が観察された。摺動表面形状を真球にすることによって、カップの摩耗量は約 70 %に、さらにパターンを付加することによって約 30 %に抑えられる。

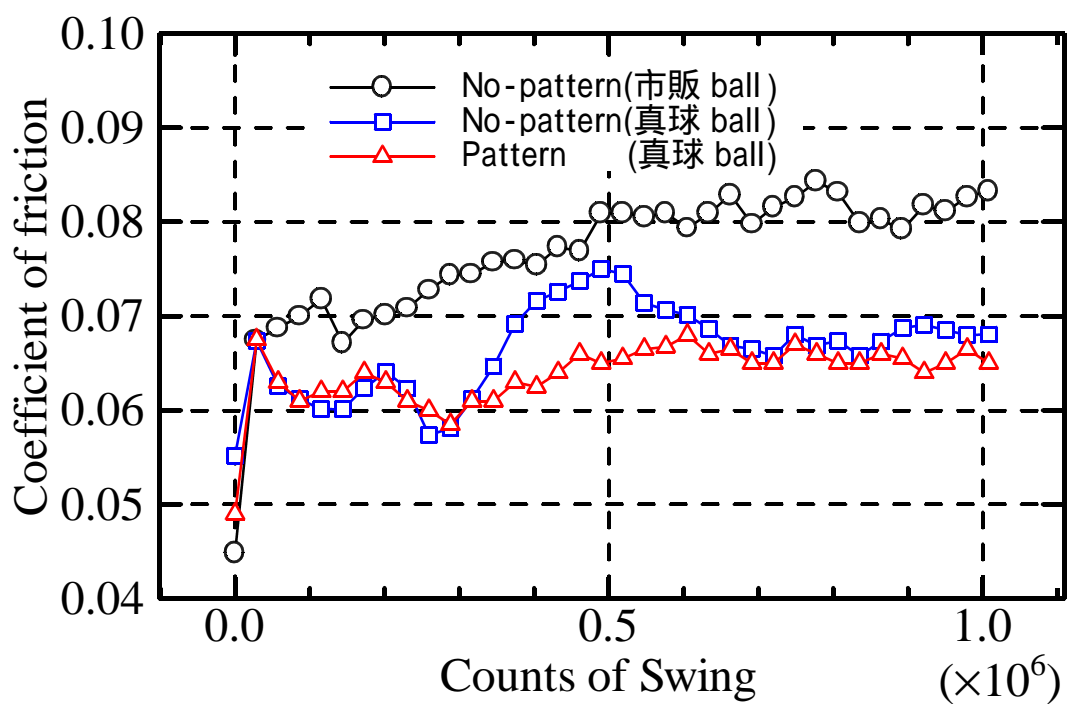


図 4-18 振り子式人工関節シミュレータによる
人工関節摺動面摩擦係数の経時変化

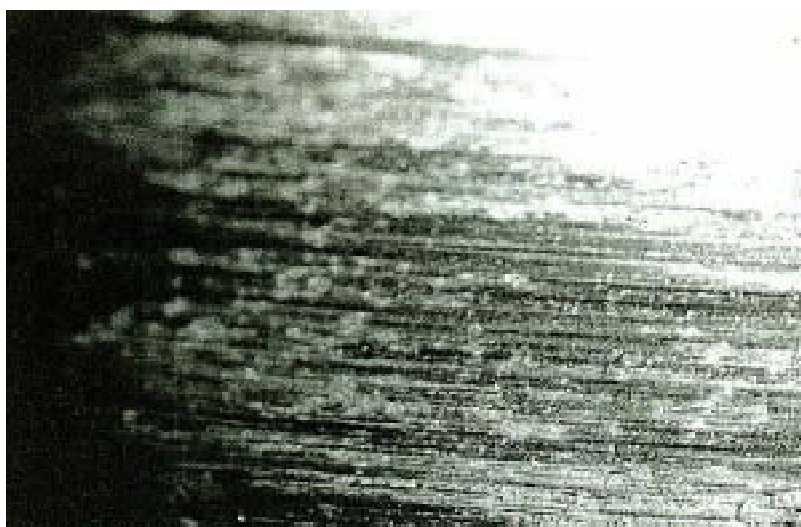


(a) ボール

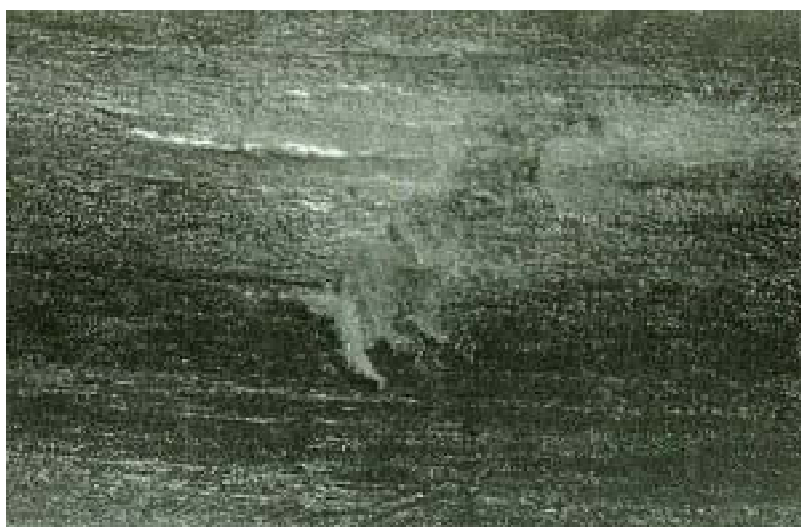


(b) カップ

図 4-19 実験終了後のボールとカップ
(Non-patterned ball 対 Non-patterned cup)

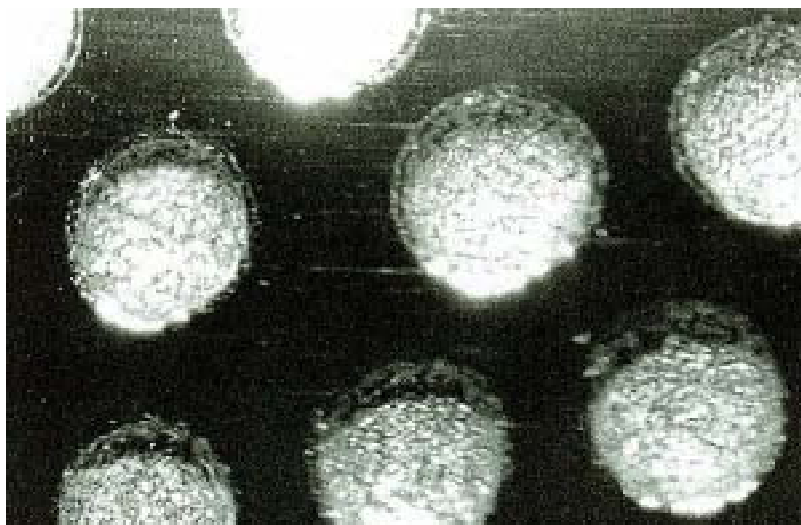


(a) ボール



(b) カップ

図 4-20 実験終了後のボールとカップ
(真球 Non-patterned ball 対真球 Non-patterned cup)



(a) ボール



(b) カップ

図 4-21 実験終了後のボールとカップ
(真球 patterned ball (径 0.5mm) 対真球 Non-patterned cup)

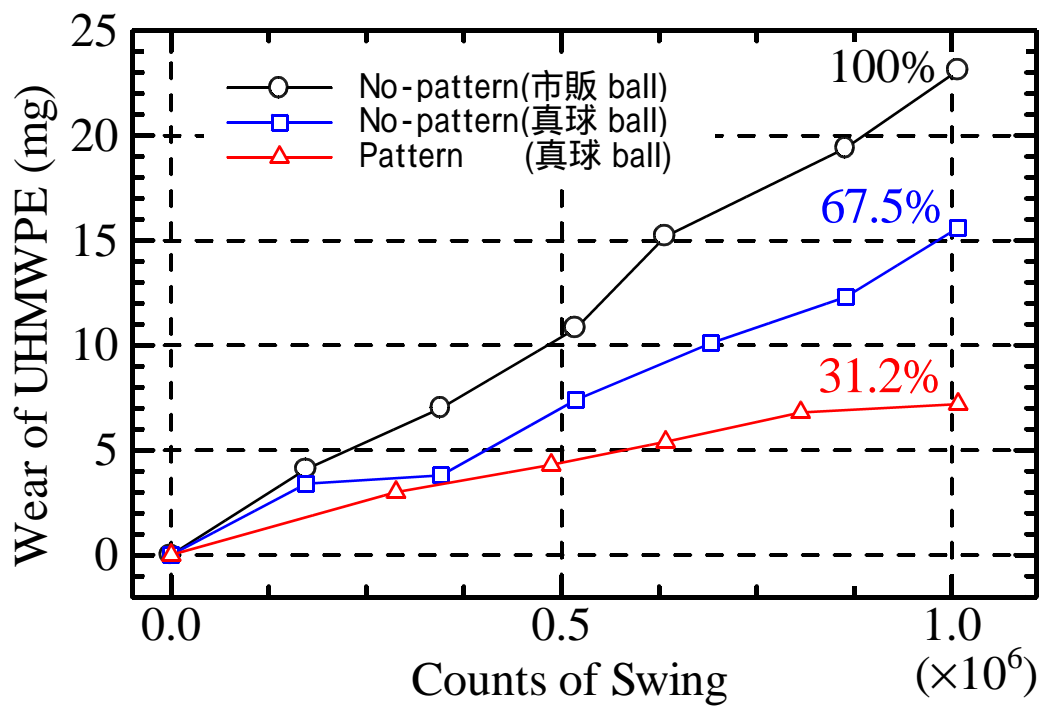


図 4-22 カップの摩耗量

4-1-6 考察

初めにボールにパターンを付加した場合について考察する。

前章までの実験においては、摺動面にパターンを付加することによって摩擦係数の減少が観察された。本実験では、ボールにパターンを付加しても摩擦係数は減少していない。その理由として次の三点が考えられる。

まず第一に、柔らかいカップがパターンに押しつけられたときに、カップが図 4-23 のように変形してパターンの中に入り込み、それが摩擦力増大の原因になったのではないかということである。そこでこの変形量がどの程度であるか評価するために、次のように考えてみる。簡単のため図 4-24 のような両端支持ばりで考える。はりのヤング率を E 、断面二次モーメントを I 、長さを L とし、はりが受ける荷重を W とすると、はりの最大たわみ y_{max} は、

$$y_{max} = \frac{5WL^3}{384EI}$$

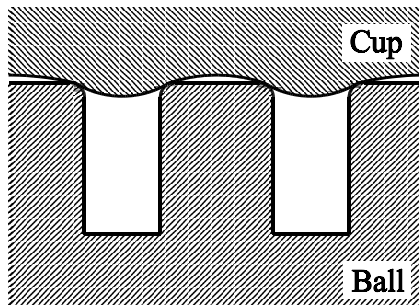


図 4-23 カップの変形

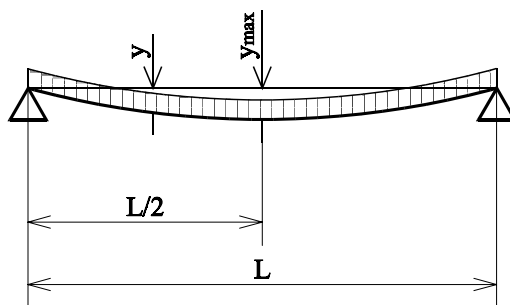


図 4-24

で与えられる^{4,3)}。ヤング率 E は UHMWPE のヤング率を用い 0.5GPa とする。はりの長さ L はパターン 1 個分(パターン径 0.5mm)を考慮して $L=0.5\text{mm}$ とする。荷重 W はこの部分にすべての荷重がかかっているとして $W=200\text{kgf}$ とする。はりの断面形状を幅 10mm × 高さ 5mm の長方形とすると、 $I=(10 \times 5^3)/12$ となる。これらの値を先ほどの式に代入すると、はりの最大たわみ $y_{\max}=0.06 \mu\text{m}$ となる。 $L=0.3\text{mm}$ (パターン径 0.3mm)、 $L=0.8\text{mm}$ (パターン径 0.8mm)の場合は、それぞれ $y_{\max}=0.01 \mu\text{m}$ 、 $y_{\max}=0.25 \mu\text{m}$ となる。どの場合でも y_{\max} は $1 \mu\text{m}$ 以下である。特に $L=0.5\text{mm}$ 、 0.3mm の場合はほとんど変形しないといっても良い。さらに、カップとボールとの接触を両端支持ばりで考えることによって、 y_{\max} は大きく見積もられると考えられ、また計算においてもパターン 1 個分にすべての荷重 (200kgf) が負荷されているとしているため、やはり y_{\max} は大きく見積もられると考えられる。これらのことを考えあわせると、図 4-23 のようなパターンの存在によるカップの変形、それによる摩擦係数の増加というものは考慮する必要がないといえる。

第二にはパターン周辺のバリの存在である。本実験では Co-Cr 合金のボール上にパターンを形成している。パターン周辺にバリが存在した場合、その Co-Cr 製のバリは UHMWPE を削る刃物としての働きをすることになる。この場合、すべてのパターンにバリがある必要はなく、またバリの大きさもごく小さいものでよい。しかも Co-Cr 製のバリは UHMWPE に比べて非常に固いので、摩耗して消滅するのが遅い。このようにパターン周辺にバリが存在すると、UHMWPE の磨耗量を増し摩擦係数を増加させる原因となる。前章の実験においてもこの現象があらわれているはずであるが、前章の実験は負荷荷重が 3.5Kg であったのに対し、本実験の負荷荷重は 200Kg である。大きな荷重が負荷されたためにバリの影響が顕著にあらわれたものと考えられる。また、バリが存在しなくとも同様の現象がおこる場合がある。図 4-4 に示したように市販のカップと骨頭は真円とはほど遠い形状をしている。摺動面を微視的に見ると一般に全面接触はしていないが、市販の人工股関節の場合はマクロ的に見ても偏った接触状態であると考えられる(図 4-25 参照)。このような場合、パターン周辺部が鋭角であ

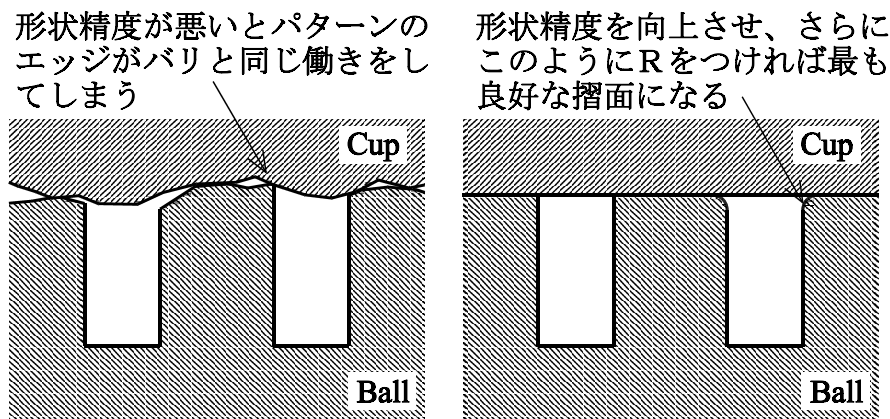


図 4-25 摺動面の接触状態

れば、そのエッジがバリと同様の効果をあらわす。これらを防ぐにはカップや骨頭の摺動面を真円に近い形状に仕上げ、さらにパターン周辺部にRを持たせてやればよい。図 4-18 において摺動面を真球に加工した試料の摩擦係数が低くなっているのはこのような理由によるものと考えられる。

第三に、実験条件の設定に問題があったと考えられる。本実験では、摺動面にかかる荷重を 200Kgf としているが、この荷重は実験中常に摺動面に与えられている。ヒトの歩行の場合、

関節の摺動面にかかる荷重は、図 4-26 に示したように荷重域と非荷重域に分かれる。すなわち、足をあげているときは、摺動面に負荷がかかっていない(正確には、このときの負荷は足の筋肉の緊張と足にかかる重力のバランスとで決定される)。摺動面周辺に潤滑液が存在すれば、非荷重域に潤滑液が供給されると考えら

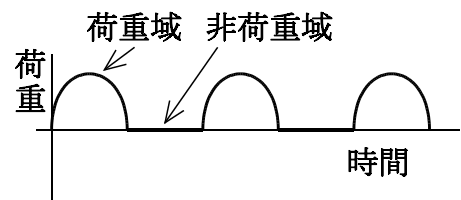


図 4-26 ヒトの歩行における関節にかかる負荷の模式図

れ、このとき摺動面にパターンが存在すると、非荷重域でパターン中に潤滑液が補給され、荷重域でパターンから摺動面に潤滑液を供給することによって潤滑性能を向上させる可能性が考えられる。しかし本実験においては、摺動面に常に荷重がかかっており、非荷重域が存在しないため、パターンからの潤滑液の供給がおこなわれず、パターンなしと同等の摩擦係数

が得られたと考えられる。したがって臨床使用において、本実験と異なりパターンニングによって摩擦係数が低下することは期待できる。

パターンを付加したボールの実験終了後の写真(図 4-14(a))を見ると、条痕の存在する部分と存在しない部分がはっきりと別れている。模式的にスケッチすると図 4-27 のようになる。摺動方向にパターンが存在する部分には条痕が少なく、パターンのない部分に条痕が見られる。また摺動面全体にわたって条痕の存在するパターンなしボール(図 4-13(a))と比較すると、条痕の量が非常に少ない。これは摺動面へパターンを付加したことによって潤滑性能が向上したことを示している。今回の実験では特に考慮しなかったが、パターンの効果をより発揮するためには、摺動方向に必ずパターンが存在するような、例えば図 4-28 のようなパターン配置が望ましいであろう。実験後のカップの表面あらさ(図 4-16 および Table 4-1)を見ると、パターンを付加することによって摺動表面の"荒れ"が非常に小さく抑えられることがわかる。実験前のカップの表面あらさ曲線(図 4-16(a))には、周期的な凹凸が観察される。これは第 1 章で示した「実験前(新品)のカップ」写真に見られる同心円状の加工痕に対応するものである。この表面の Ra は $0.55 \mu\text{m}$ である。図 4-16(b)はパターンなしのボールと摺動させたカップであるが、実験前と比べて明らかに表面が荒れていることがわかる。Ra も $2.29 \mu\text{m}$ となり、実験前の Ra と比べると一桁大きくなっている。図 4-16(c)(d)(e)はパターン付きのボールと摺動させたカップの表面あらさ曲線である。曲線の形状は(b)のパターンなしのボールと摺動させたカップのものとは全く異なっており、むしろ(a)の実験前のカップのあらさ曲線に近い。Ra もパターン径 0.3mm、0.5mm、0.8mm でそれぞれ $0.93 \mu\text{m}$ 、 $0.76 \mu\text{m}$ 、 $0.61 \mu\text{m}$ となり、すべて $1 \mu\text{m}$ 以下である。パターンのあるなしにかかわらず、摺動実験をおこなうことによって表面あらさは増加するが、ボールにパターンを付加することによってカップの表面あらさの増加をごく低く抑えることが可能である。このことからパターン付加によってカップの磨耗量が減少したことが示唆される。ただし、先に述べたように、多くのパターンのどこかにバリ(摺動面の形状精度の悪さに起因

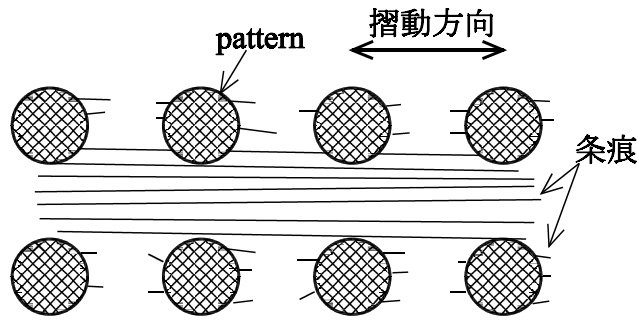


図 4-27 実験終了後のボール表面のスケッチ

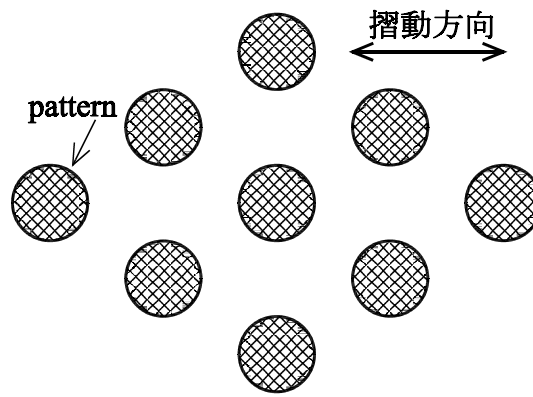


図 4-28 望ましいパターンの配置

する鋭角のエッジ)が存在すると、磨耗量が大幅に増加する可能性がある。

次にカップにパターンを付加した場合について考察する。

摩擦係数の経時変化(図 4-12)を見ると、カップにパターンを付加した試料()は、実験開始直後から実験終了まで摩擦係数が高い。また実験終了後のカップ(図 4-15(b))には、押しつぶされて変形したかのような表面が観察される。これらの結果はカップへの表面パターンニングによって潤滑性能が低下したことを示す。この原因としてはカップの変形が考えられる。前章の初めに、パターンが骨頭側にあってもカップ側にあってもパターンそのものの効果が同じであるなら、材質を考えてパターンは骨頭側に付加した方がよいという考えを述べたが、この実験ではそれを立証する結果となった。本実験で用いたカップは市販品であり、その材質は超高分子量ポリエチレン(UHMWPE)である。これは柔らかい材料であるので摺動時の摩

擦によって変形する。カップにパターンが付加されていない場合はこの変形は問題にならないが、パターンを付加したため構造的な剛性が低下して大きく変形するようになる。摺動面の変形がおこった場合には、なめらかで良好な潤滑を期待することはできない。

カップにパターンを付加した試料の潤滑性能が低い理由が、上記のようなカップの変形であるならば、これはかなり根本的な問題であり、カップにパターンを付加することは不適切であるといわざるを得ない。ただし、これは使用するカップが UHMWPE である場合である。近年、2、3 の人工関節メーカーから、メタル (Co-Cr) 骨頭対メタル (Co-Cr) カップやセラミックス (アルミナ、ジルコニア) 骨頭対セラミックス (アルミナ、ジルコニア) カップの製品が発売されている。メタルやセラミックス製のカップであるならば、パターンニングによる潤滑性能の向上が期待できる。

次に真球加工したカップとボールを用いた実験について考察する。市販の人工関節骨頭およびカップの摺動面形状の一例を図 4-4 に示しているが、一見、摺動面であるとは信じられないほど、形状精度が悪い。一般に用いられている機械用ベアリングでは、これより 100 倍以上形状精度が良い。このように形状精度の悪い摺動面では、良好な潤滑などとうてい期待できるものではない。本論文で提案している摺動面へのパターン付加も、摺動面そのものの形状精度がこれほど悪ければ、その真価を発揮できないという可能性もある。そこで図 4-8 に示すような真球カップ、真球ボールを用意して摺動実験をおこなった。その結果、実験後の摺動面の顕微鏡観察では真球にした効果をはっきりと観察できなかったが、カップの摩耗量に関しては、真球のカップとボールを用いるだけで摩耗量を約 $2/3$ にすることができた。さらに真球 + pattern の試料では、摺動面の顕微鏡観察においてその効果をはっきりと観察でき、さらにカップの摩耗量を市販品の約 $1/3$ にすることができた。すなわち、摺動面の形状精度を向上させることで潤滑性能が向上し、さらに pattern を付加することでさらに良好な潤滑性能が得られることが確認された。

ちなみにカップの摩耗量を示した図 4-17 の "No-pattern" として示した試料

と、図 4-22 の "No-pattern(市販 ball)"として示した試料は、いずれも市販の人工関節をそのまま(pattern を付加せずに)使用している。ただし前者は実験終了後に一回のみ摩耗量測定をおこなっているのに対して、後者は約 1.7×10^5 の摺動ごとに摩耗量測定をおこなっている。摩耗量の測定をおこなうためにはシミュレータからカップを取り外し、流水洗浄 超音波洗浄 乾燥という手順を踏む。この過程でカップに付着している摩耗粉のほとんどは洗い流されてしまう。たとえば、自動車のエンジンオイルを交換しているようなものであり、潤滑という観点からすれば好ましい状況になる。その結果、実験中に一度も摩耗量測定をおこなっていない図 4-17 の "No-pattern" のカップ摩耗量は 34.2mg、実験中に数回摩耗量測定をおこなった図 4-22 の "市販の人工関節" のカップ摩耗量は 23.1mg となっている。これに対して図 4-17(実験中に一度も摩耗量測定をおこなっていない)の "P-0.5" のカップ摩耗量は 15.4mg である。市販試料の摺動中に "オイル交換"、すなわち摩耗粉の除去をおこなうよりも、摺動面に pattern を付加した方がカップの摩耗減少に対して有効であることがわかる。pattern が潤滑性能を向上させる機序として、pattern 凹部への摩耗粉の取り込みと pattern 凹部からの潤滑液の供給を挙げた。カップ摩耗量測定のためにカップを洗浄し摩耗粉を除去することは、pattern 凹部への摩耗粉の取り込みと同様の効果を持つであろう。ただし pattern が存在する場合は摺動中に常に摩耗粉を取り込むことが可能であるから、定期的な摩耗粉除去よりも有利である。また、カップの洗浄、摩耗粉の除去では潤滑液の供給効果は全く得られない。実際問題として、人工関節を生体内にインプラントした後は、このような "オイル交換"、すなわち摺動面からの摩耗粉除去をおこなうことは不可能である。この点からも pattern の有効性が強調される。

4 - 2 変動荷重型関節シミュレータ実験

前節ではカップとボールの摺動面に一定荷重(200Kgf)を負荷しての摩擦実験について述べた。しかし、人間の歩行運動においては、関節の摺動面にかかる荷重は変動している。そこで前節で用いた関節シミュレータを改造し、カップとボールの摺動面に変動荷重を与えることができるようにした。

4-2-1 実験装置、試料

図 4-29 に変動荷重型関節シミュレータの外観図を示す。大部分は前節の定荷重型関節シミュレータと同様であるため、詳細の説明は前節に譲るが、駆動部に スプリングが新設されている部分が前節の装置と異なっている。図 4-29 下図で揺動部が実線の位置に来たときはスプリングが圧縮され荷重を受け止めるため、カップとボールの摺動部にかかる荷重は50Kgf となる。揺動部が破線の位置に来たときはスプリングが自由長まで伸長し摺動部には 200Kgf の荷重がかかる。ヒトの歩行の場合、摺動部の往復運動のうち、荷重がかかるのは一方向のみである(足をあげているときは、摺動面にほとんど負荷がかからない)。それに対して本シミュレータでは往復どちらにも荷重がかかる。また、ヒトの歩行では、足と身体がまっすぐになったとき(足と身体が一直線上に来たとき)に最大の荷重がかかる。それに対して本シミュレータでは図 4-29 下図で揺動部が破線の位置に来たとき(ヒトの歩行で足を前に出した状態に相当する)最大の荷重がかかり、実線の位置に来たとき(足と身体が一直線上に来たときに相当する)最小の荷重となる。このように本シミュレータはヒトの歩行を完全に模擬できるようにはなっていないが、摺動面の表面改質(pattern 付加、形状精度向上など)の効果を調べるためには十分に使用できる。

実験に使用した試料は前節同様、市販のカップとボールの組み合わせ、真球カップと真球ボールの組み合わせ、真球カップと真球ボール + pattern の組み合わせを用意した。ただし、前節では真球ボール以外のカップとボールのメーカーとしてオステオニクス社のものを使用していたが、本節では試料入手上の制約から、ジンマー社のものを使用している。揺動回数は、

2 × 10⁶回(200万回)とした。これは通常の生活の歩行数に換算して、約2年分に相当する。その他、実験方法(カップの摩耗量測定法など)は前節と同様である。

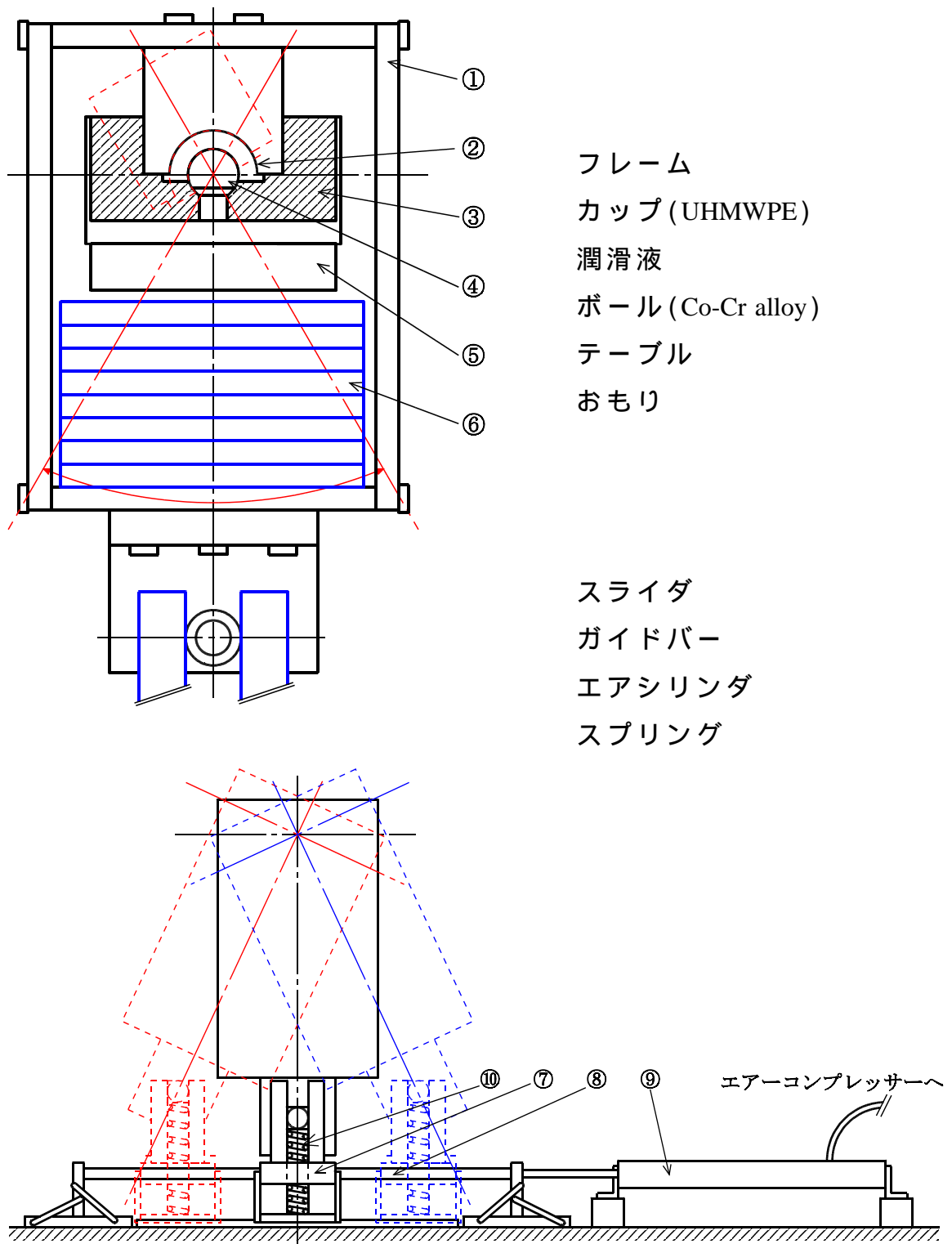


図 4-29 振り子式人工関節シミュレータ

上図:揺動部

下図:全体図(揺動部および駆動部)

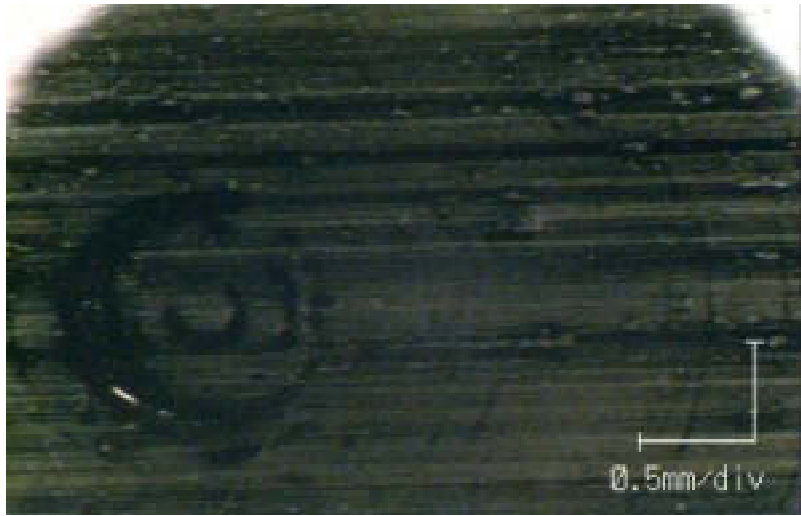
4-2-2 結果

図 4-30 ~ 図 4-32 に実験終了後のカップとボールの摺動面の顕微鏡写真を示す。図 4-30 は市販のカップとボールの組み合わせ、図 4-31 は真球カップと真球ボールの組み合わせ、図 4-32 は真球カップと真球ボール + pattern の組み合わせである。ボール、カップ共に市販のものと真球のもので大きな違いは見られないが、市販品の方が深い傷(摺動痕)が多く観察される。それに対して真球に pattern を付加したもの(図 4-32)には、ボール、カップ共にほとんど摺動痕が見られず、潤滑状態が非常に良好であったことを示している。

図 4-33 は実験終了後のボールの表面あらさを測定したものである。市販のもの(Non-patterned ball)には数カ所に摺動痕とみられる表面のキズが観察されるが($Ra=0.154 \mu m$)、摺動面の形状精度を向上させたもの(真球 Non-patterned ball)ではそれらはほとんど見られなくなり($Ra=0.136 \mu m$)、摺動面の形状精度を向上させた上にパターンを付加したもの(真球 Pattern ball)になると全くフラットな表面($Ra=0.118 \mu m$)となる。この結果は図 4-30 ~ 図 4-32 の摺動面の顕微鏡写真の結果と一致している。

図 4-34 にカップの摩耗量を示す。市販のカップとボールの組み合わせ(図中 Non-pattern と表記)のときの摩耗量を 100 としたときの他の条件での摩耗量の割合もあわせて示してある。カップ摩耗量は No-pattern で摺動させたものが 6.6mg、真球カップと真球ボールの組み合わせ(真球と表記)で摺動させたものが 5.3mg、真球カップと真球ボール + pattern の組み合わせ(真球 pattern と表記)で摺動させたものが 1.7mg であった。市販の組み合わせで摺動させたものと比較して真球 pattern ではカップの摩耗が 30 % 以下に減少している。

実験終了後に回収された UHMWPE 摩耗粉の電子顕微鏡写真を図 4-35 に示す。図 4-35(a)は市販試料を用いたもの、(b)は真球 No-pattern 試料を用いたものである。真球 Pattern 試料を用いたときは、摩耗量が少なすぎるため摩耗粉の回収ができなかった。(a)、(b)共に摩耗粉の大きさ、形態などに違いは見られなかった。



(a) ボール



(b) カップ

図 4-30 実験終了後のボールとカップ
(Non-patterned ball 対 Non-patterned cup)

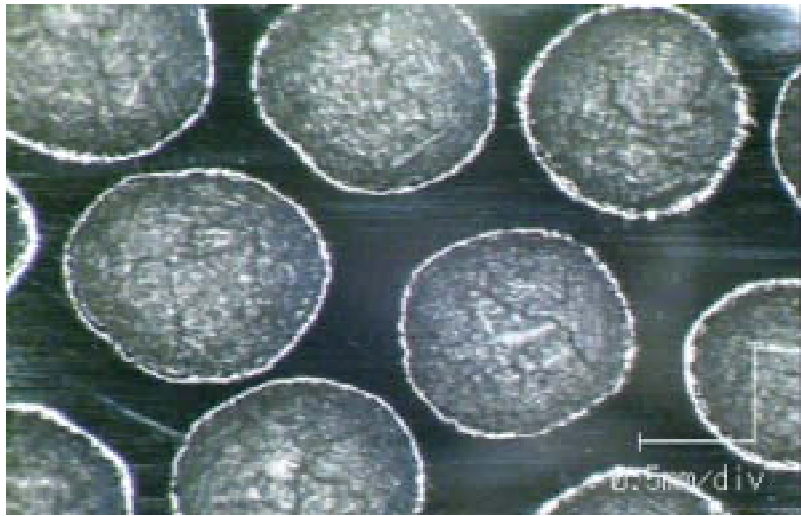


(a) ボール



(b) カップ

図 4-31 実験終了後のボールとカップ
(真球 Non-patterned ball 対真球 Non-patterned cup)

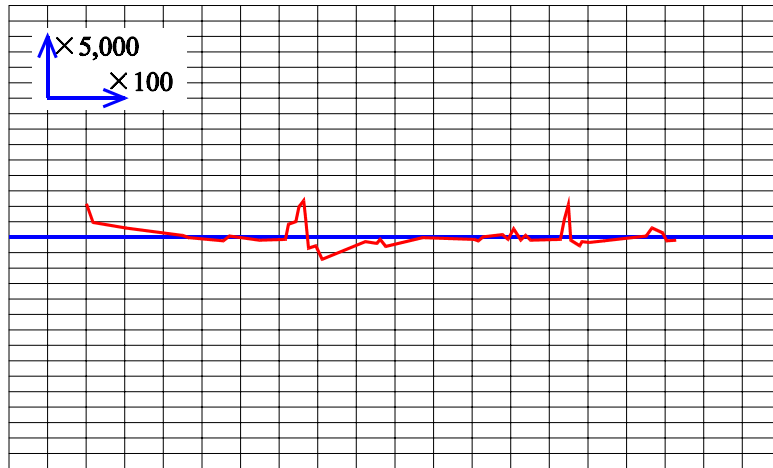


(a) ボール

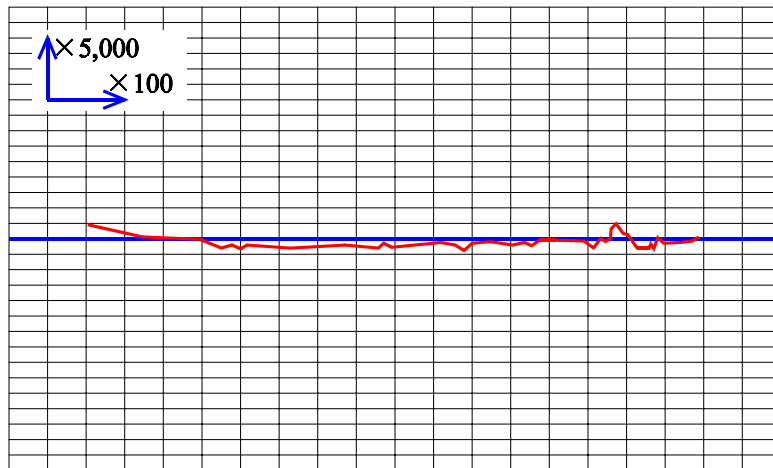


(b) カップ

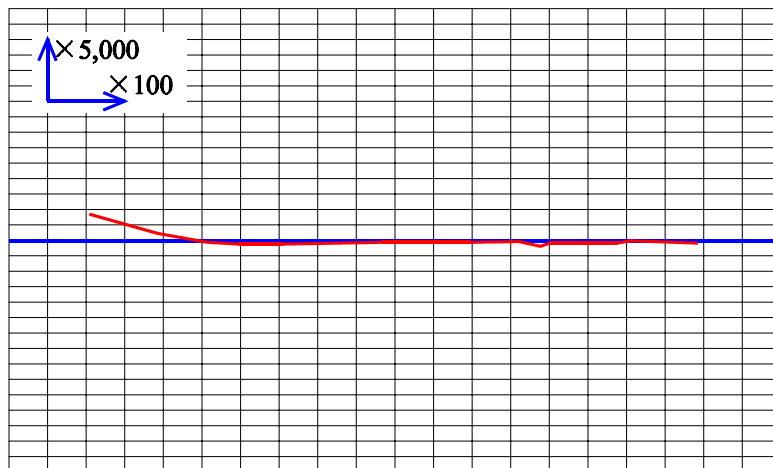
図 4-32 実験終了後のボールとカップ
(真球 patterned ball 対真球 Non-patterned cup)



Non-patterned ball



真球 Non-patterned ball



真球 Patterned ball

図 4-33 実験終了後のボールのあらさ

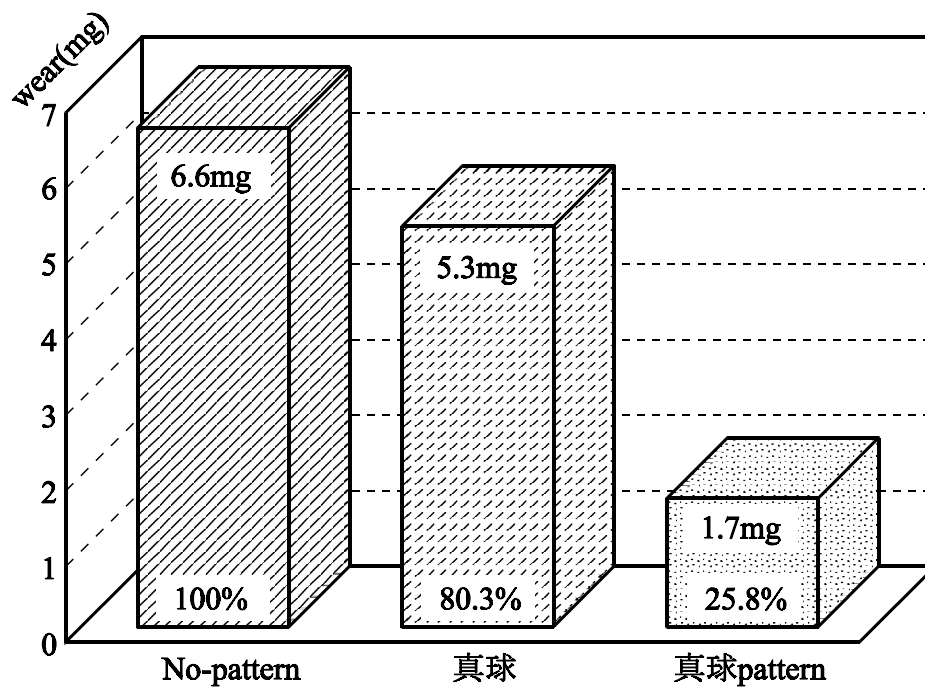
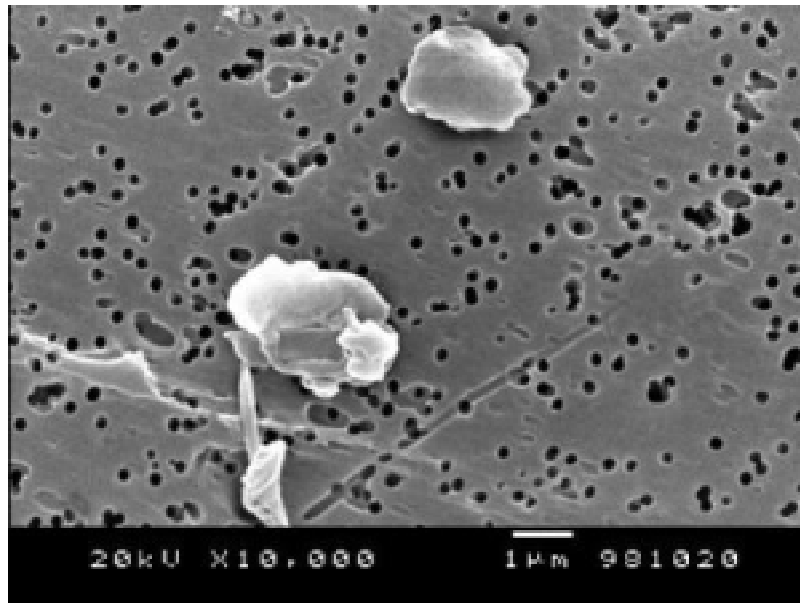
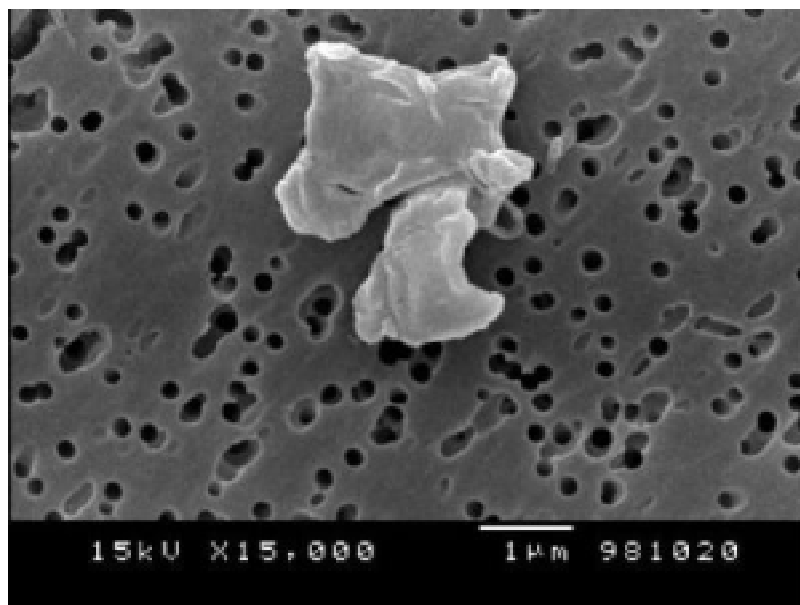


図 4-34 カップの摩耗量



(a) Non-patterned ball 対 Non-patterned cup



(b) 真球 Non patterned ball 対 真球 Non-patterned cup

図 4-35 回収された UHMWPE 摩耗粉

4-2-3 考察

前節の実験では、摺動中常に一定の荷重がカップとボールの摺動面に付加されていた。本節では、荷重を変動させ、条件をヒトの歩行により近づけさせることを目的としている。これによって UHMWPE(カップ)に対して繰り返し応力が付加された場合の潤滑状態を評価できる。

結果は非常に顕著にあらわれた。まず摺動面の顕微鏡観察では、真球カップと真球ボール + pattern の組み合わせで実験した試料の摺動面が際だってスムーズであった。傷や摺動痕がほとんど観察されず、写真からでは摺動方向がわからないほどである。2 × 10⁶回の摺動の後でこれほど良好な摺動表面を保っているということは、潤滑状態が非常に良好であり、ほとんど流体潤滑されていたことを示している。それに対して市販試料同士の組み合わせでは多くの摺動痕が観察される。摺動面に pattern を付加していない真球試料同士の組み合わせでは、市販試料ほど顕著ではないが、やはり摺動痕が観察される。これは潤滑状態が境界潤滑であったこと、すなわち固体同士(カップとボール、またはそれらと摩耗粉)の直接接触があったことを示している。ボールの表面あらかの測定結果も上記の顕微鏡観察の結果を裏付けており、市販試料、真球試料、真球 pattern 試料の順に表面状態が良好になる。特に真球 pattern 試料には"あらか"がほとんど認められなかった。また、カップの摩耗量測定においても同様の結果が得られた。市販試料と比較すると、摩耗量は真球試料で約 85 %、真球 pattern 試料で約 27 %まで減少している。なお、市販試料と真球試料で UHMWPE 摩耗粉を回収・観察したが(真球 Pattern 試料は摩耗量が少なすぎるため摩耗粉を回収できなかった)、両者の摩耗粉の形状、大きさなどに違いは見られなかった。これは両者の摩耗形態が同じであったことを示しており、その形状から硬い Co-Cr 合金と柔らかい UHMWPE との直接接触による掘り起こし摩耗であると考えられる。

市販試料の組み合わせでは、摺動面形状の精度が非常に悪く理想的な形状(真球)に対して凸のところでは摺動面同士の固体接触が避けられない。固体接触部分は応力の集中が生じ柔らかいカップが摩耗してゆく。ただしカップの摩耗量は前節の実験よりも小さい。これは前節の実験と異なり、

摺動面にかかる荷重が変動しているため、低荷重時に少量の潤滑液が摺動面に供給されたためではないかと考えられる。真球試料同士の組み合わせでは、やはり pattern が付加されていないので pattern からの潤滑液の供給がなく、固体接触が生じるため、摺動痕が残る。しかし形状精度が良好であるので、市販試料のように摺動面の一部分が固体接触することはなく、摺動面全体の接触になる。そのため市販カップに比べ応力が分散されカップ摩耗量が小さくなったと考えられる。真球カップと真球ボール + pattern の組み合わせの場合は、形状精度が良好であることに加え、pattern が付加されているため pattern 凹部から潤滑液が供給される。また、荷重が高い状態から低い状態へ移行するとき摺動面間に陰圧が生じ、pattern 凹部から摺動面へ潤滑液が引き出されやすいということも予想される。そのため潤滑状態は常に流体潤滑状態となり、摺動面には摩耗痕が生じず、カップの摩耗もほとんどなかったと考えられる。

今回の実験では変動荷重を与えた摺動実験をおこなったが、UHMWPE の疲労摩耗と見られるものは観察されなかった。しかしさらに長期にわたる摺動を与えた場合、市販試料のように摺動面の形状精度が悪い場合には、摺動面凸部の固体接触による応力集中によって UHMWPE の疲労摩耗が生じる可能性がある。同様に真球試料同士の組み合わせでも、摺動回数を増やすことによってカップの摩耗が増大する可能性がある。しかも一度摩耗粉が発生すると、それが原因となってアブレシブ摩耗が生じ、加速度的に摩耗量が増大してゆくことも考えられる。真球カップと真球ボール + pattern の組み合わせの場合は良好な形状精度や pattern の潤滑特性向上効果のために、流体潤滑状態が長期間持続すると考えられ、人工股関節の摺動面としては最も優れたものとなる。

本節の実験のカップの摩耗量は、いずれの条件においても前節の実験のカップ摩耗量の約 25 ~ 30 % 程度になっている。前節と本節の実験条件の違いは、荷重条件(前節:一定荷重、本節:変動荷重)、試料(前節:オステオニクス社製、本節:ジンマー社製)、揺動回数(前節: 1×10^6 回、本節: 2×10^6 回)である。このうち に関しては、本来ならば同じメーカー・同じ型番のものをを用いるべきであるが、試料入手の都合上、変更せざるを

得なかった。オステオニクス社のカップとジンマー社のカップは、その材質はほぼ同じものと考えられる(両社とも同一の材料メーカーからUHMWPEの供給を受けている)。ただし、本節で用いたジンマー社のカップは摺動面にガンマ線放射処理が施されており、耐摩耗性が向上している。前節の実験に比べて揺動回数が2倍になっているにもかかわらず、カップの摩耗量が減少しているのは、変動荷重による効果にくわえて、試料自体の耐摩耗性向上の効果もあったと考えられる。それぞれの効果がどの程度カップ摩耗量減少に寄与しているかは、直ちに答えることができない。しかし、前節においても本節においても摺動面を改良した試料は市販試料の摩耗量に対して、約2/3(真球)、約1/3(真球+ pattern)となっており、本論分で主張している摺動表面改質がカップ摩耗量の減少に非常に効果的であることを示すことができた。

4 - 3 パターンによる流体潤滑性能向上の実験的検証

これまで、摺動面に pattern を付加することにより潤滑性能が向上することを示してきた。その理由として、pattern 凹部への摩耗粉の取り込みと pattern 凹部からの潤滑液の供給を挙げた。良好な潤滑を阻害し人工関節の loosening の大きな要因となる摩耗粉を摺動面から取り除こうとするのが pattern への摩耗粉の取り込みにであり、これに関しては pattern を付加した摺動面の写真(第2章図 2-26、図 2-27 や本章図 4-14 など)に pattern 中に落ちた摩耗粉が示されている。また、人工関節の潤滑状態は一般に境界潤滑(流体潤滑 + 固体潤滑)となっており、境界潤滑のなかで流体潤滑の割合を増加させようとするのが pattern 凹部からの潤滑液の供給である。pattern を付加した試料の摺動実験後の顕微鏡観察において摩耗痕が非常に低減されていることが、この効果の例証であると考えられる。本節では、摺動面に pattern を付加することにより、流体潤滑性能がどの程度向上するのかについて、実験的に検討した。

4-3-1 実験方法

図 4-36 に実験装置を示す。円盤形の試料を用意し、潤滑液中で試料と基板に一定の相対速度(約 0.8m/s)を与える。試料に一定速度で荷重を加えてゆき、試料と基板が接触したときの荷重を測定する。荷重をかけるための支持棒と試料との間には弾性体をはさみこんでおり、流体潤滑圧によって試料が自由に向きを変えられるようになっている。試料、基板は共にステンレス製で、表面あらさ、表面のうねりはともに $0.01 \mu\text{m}$ 以下の鏡面である。潤滑液には 36 に保った牛血清を使用した。試料には pattern を付加していないものと付加したものを用意した。

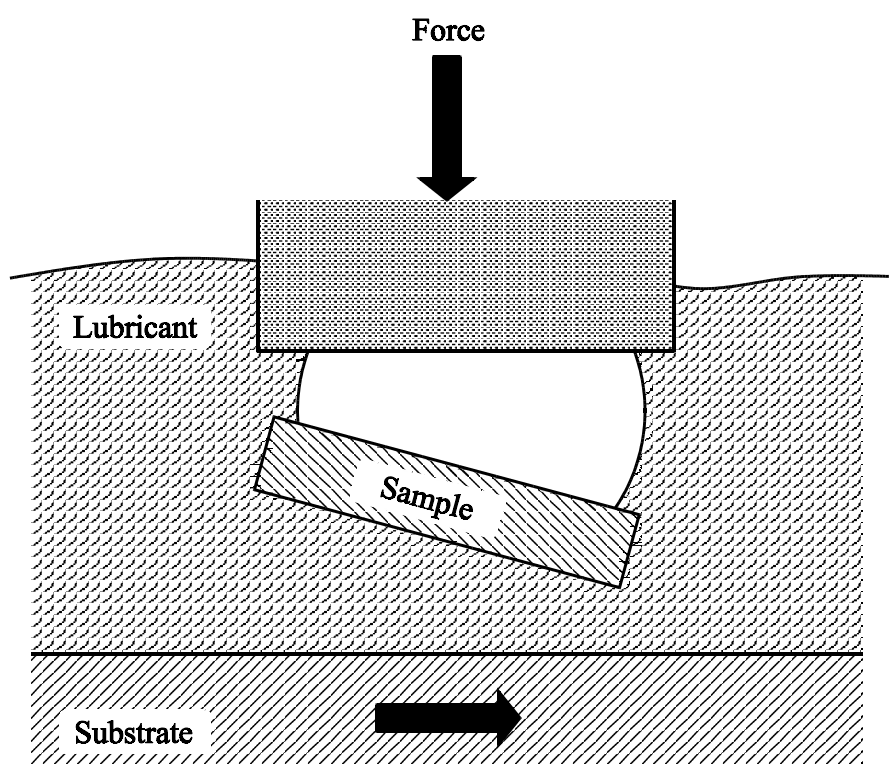


图 4-36 实验装置

4-3-2 結果及び考察

試料同士が接触した荷重は以下の通りであった。

Table 4-2

pattern あり	3.3Kgf ± 0.52
pattern なし	2.4Kgf ± 0.35

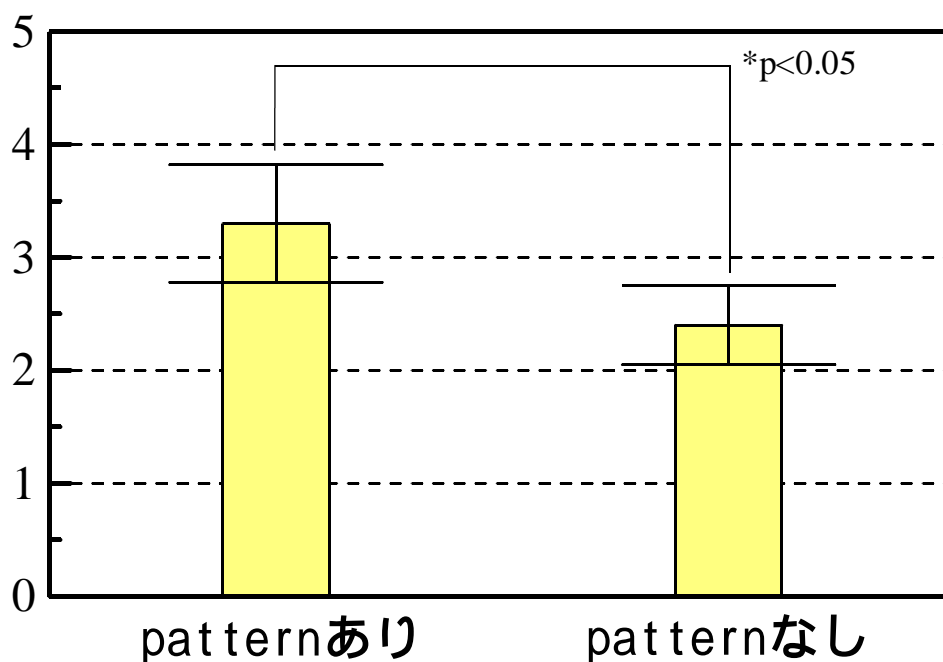


図 4-37 試料の接触荷重

この実験で用いた試料は超精密加工により表面あらさやうねりを取り除いてあり、最初は荷重を加えていないため、摺動状態は完全な流体潤滑から出発すると考える。したがって摩耗粉などの影響は考えなくて良い。最初は摺動面と摺動面との間には潤滑膜が存在し、摺動面同士は離れている流体潤滑状態であるが、徐々に荷重が加わると潤滑膜が薄くなりついには破断して試料同士の接触が生じ境界潤滑(固体潤滑)へと移行する。そのときの荷重は摺動面に pattern を付加することによって約 1.4 倍に増加した。pattern を付加することによって流体膜(潤滑膜)の受けることのできる荷重が増加したのである。このことから大きな荷重が加わって境界潤滑(流体

潤滑 + 固体潤滑)状態になったとき、pattern 付加によって流体潤滑で受ける荷重の割合が大きくなっているのではないかと考えられる。

以上のように、人工股関節骨頭摺動面にパターンを付加することによって、カップの磨耗量が減少し、潤滑性能が向上することがわかった。ただし、ボール(骨頭)にパターンを付加する場合、バリの存在が潤滑性能を大幅に低下させる可能性があり、ボールへのパターン付加の方法を再検討する必要がある。また、UHMWPE カップにパターンを付加した場合は、潤滑性能が低下することがわかった。現在市販されている人工股関節カップおよび骨頭の摺動面は、摺動面とは呼べないほど形状精度が悪く、形状精度を改善し真球に近づけるとそれだけで潤滑性能が向上すること、形状精度を改善した摺動面にパターンを付加すると、潤滑性能がさらに向上することがわかった。

第5章 結 論

本章では、前章までの実験・研究で得られた知見と、今後の研究課題として残された問題をまとめて、本論文の結論とする。

5 - 1 本論文で得られた知見

「摺動面に凹凸パターンを付加することによって、摩擦・摩耗を減少させ、摺動面の寿命延長をはかる」という技術は、機械要素であるベアリングの性能向上のために著者の所属する研究室で開発されたものである。本論文ではこの技術を人工関節摺動面に応用することによって、人工関節の寿命を延長させようとしたものである。

人工関節、特に人工股関節においては、ルーズニングによる再置換が大きな問題となっている。ルーズニングにはいろいろな原因が考えられるが、摩擦摺動面、特にカップ側の摩耗およびその摩耗粉が大きな原因となっていることが最近の研究によってわかってきた。カップの材質は UHMWPE (ultra high molecular weight polyethylene、超高分子量ポリエチレン)であり、その摺動相手面となる骨頭の材質は Co-Cr 合金である。

上に述べたように、凹凸パターン技術は元来ベアリングをターゲットとして開発されたものであり、金属 vs 金属の摺動においては非常に大きな効果をあげているが、人工関節のように金属 vs 高分子材料の摺動においても、その効果を発揮するかどうかは不明であった。そこで本論文の第 2 章においては、pin on disk 摩擦試験機を用いて金属 vs 高分子材料の摩擦実験をおこなった。その結果、金属 vs 高分子材料の摺動においても、摺動面のパターンの有無によって摩擦係数および磨耗量が大幅に変化することがわかった。すなわち摺動面にパターンを付加することによって、最高 25% 程度、摺動中の摩擦係数を低くすることができ、摺動中の摩擦力(摩擦係数)の変動も小さく抑えることが可能であることがわかった。また、磨耗量も小さくすることができることがわかった。ただし、摩擦係数や磨耗量の減少量は、付加したパターンの径とピッチに依存しており、摩擦係

数・磨耗量を最低にする最適な径・ピッチが存在していることもわかった。

以上のように、金属 vs 高分子材料の摺動においても凹凸パターン付加技術が摩擦・摩耗特性向上に有効であることがわかった。これを人工股関節に応用するにあたっては、実際の歩行を模した関節シミュレータによる摩擦実験が必要である。第 3 章では関節シミュレータ実験に先だって、市販されている人工股関節のカップと骨頭を試料とした摩擦実験をおこなった。ウエットエッチング法により市販の人工股関節骨頭に凹凸パターンを付加した試料は、パターンを付加していない(すなわち市販のままの状態)の試料と比べて、摩擦係数が低く摩擦状態も安定していた。これによって pin on disk 試験機のような球面 vs 平面の場合だけでなく、球面 vs 球面の場合においても摺動面への凹凸パターン付加が効果を示すことがわかった。

これら第 2 章および第 3 章の結果を踏まえて、第 4 章では関節シミュレータを試作し、これを用いた摩擦実験をおこなった。第 3 章で用いたものと同じ試料を用いて実験をおこなったところ、パターンの有無による摩擦係数の差は見られなかったが、実験終了後の摺動面の観察およびカップの磨耗量には大きな違いが見られた。すなわちパターンを付加した試料と比べて、付加していない試料では摺動表面に多数の摺動痕が観察され、表面あらさも大きく、またカップ磨耗量も大きかった。しかし、カップにパターンを付加したものは、摩擦係数、表面観察共にパターンなしのものより劣っており、カップにパターンを付加することは不適切であることがわかった。さらに市販のカップおよび骨頭の摺動面の真球度を測定したところ、理想的な形状(真球)とはかけ離れた形状であった。そのため摺動面の形状精度を向上させ真球に近づけたカップと骨頭を用意し実験をおこなったところ、摺動表面観察やカップ磨耗量において市販のものより優れていた。真球の摺動面にパターンを付加すると潤滑性能はさらに向上した。

さらに試作した関節シミュレータを改良し、変動荷重を付加できるようにして実験をおこなった結果、市販品をそのまま使った実験では摺動表面の荒れやカップ磨耗量の増大が見られたが、真球摺動面を持つ試料では、摺動表面の荒れやカップの磨耗が抑えられ、真球摺動面 + パターンの試料ではこれらが全く見られないほど潤滑性能が向上した。

5 - 2 本論文の結論

本論文では人工関節の摩擦・摩耗問題に焦点を当て、その解決策として凹凸パターンを付加した機能性表面構造を持つ人工関節を提案し、主に凹凸パターンによる潤滑性能向上および摺動面形状精度の改善による潤滑性能の向上という点について論じてきた。その結果、得られた結論をまとめると、以下のようなになる。

「人工関節摺動面の形状精度を向上させ、硬材料側摺動面に凹凸パターンを付加することにより、摺動面の摩擦・摩耗を減少させることができ、その結果、人工関節の長寿命化(looseningの減少再置換症例の減少)をはかることができる可能性がある」

「可能性」としたのは、次節で述べる今後の研究課題として残された問題があるからである(特に臨床試験を経てみなければ"~できる"と断言することはできない)。この結論は(たとえ今後の研究課題がすべて解決したとしても)摺動面の形状精度を向上させパターンを付加すればそれで問題がすべて解決すると主張するものではない。人工関節を本当に完成されたものにするためには、ステムの固定方法(骨セメントを用いる方法と用いない方法(セメントレス))の問題、カップと骨頭のカップリング方法の問題、医師の手術手技や術式の問題、新しい材料の開発の問題、人工関節の使用方法(術後の患者の運動など)の問題、さらにコストの問題などを総合的に考えていく必要がある。このように人工股関節再置換への対策は、工学的に解決できるものものばかりではなく、実際に手術をおこなう医師の手技の向上やメーカーの企業努力を要求するものも多い(これは人工股関節だけの問題ではなく、医工学のあらゆる分野において言えることである)。医学者と工学者、さらに人工関節メーカーや患者が一体となって、情報やアイデアを提供しあい、より良い人工関節のハード・ソフトを作り上げてゆくことが重要である。

5 - 3 今後の研究課題

本論文の最後に、今後の研究に解決をゆだねた問題について述べる。

(1)潤滑性能向上の理論的裏付け

摩擦摺動面に凹凸パターンを付加することによって、摩擦係数が下がり磨耗量が減少することは実験的に確認された。しかしその理由 - - 凹凸パターンを付加するとなぜ摩擦状態が改善されるのか - - についての理論的な解析は本論文においてなされていない。現在のところ考えられる(おそらくこうであろうという)理由と、それを基にしたパターンの径・ピッチの最適値の存在理由についての考察はおこなっているが、これらは未だ仮説の域を出ておらず、これを理論として成立させるにはさらなるデータの収集と注意深い論考が必要となるだろう。摺動表面の形状精度の問題も同様である。

(2)パターンの作成方法の検討

骨頭(ボール)にパターンを付加する場合、パターンの周辺部が鋭角であったり周辺部にバリが存在すると、パターンの効果が十分に発揮できない。その対策としてはパターン周辺部にRを持たせてやればよい。本論文において、Co-Cr 骨頭へのパターン付加はエッチング法を用いたが、パターンの作成方法については、エッチング以外の方法も含めて再検討をする必要があると考えられる。

(3)関節シミュレータの改良

本論文で試作・使用した関節シミュレータを改良し、前後のみの揺動だけでなく、回転方向にも自由度を持たせたと、より実際の歩行に近い動きを実現できる。潤滑液の供給方法にも改善の余地があるだろう。さらに実験時間短縮のためには、ある程度の加速性能(揺動 1 周期の時間を短くする)を持たせたほうがよい。これらの仕様を満たした関節シミュレータ 2 号機を開発し、摩擦実験をおこなえば、凹凸パターンの効果をよりの確に評価できるし、そのデータは(1)で述べた理論的裏付けの材料となるだろう。

(4)動物実験

本論文でおこなった実験はすべて *in vitro* のものである。本論文で提案している「摺動面へのパターン付加」「摺動面の形状精度の向上」は材質の変更などを伴わないものであるから、生体内にインプラントしたときに大きな悪影響が生ずることは考えにくい。パターンのエッジ部分(エッジにならないよう、パターン製作時に注意すべきであるが)などの表面エネルギーの高い部分から、金属材料の溶出がおこらないとも限らない。また *in vitro* で確認されたパターンの効果が *in vivo* でも発揮されるものかどうか、動物実験をおこなって確かめる必要があるだろう。

(5)臨床試験

実際の人工関節に凹凸パターンを付加して(または形状精度を向上させた上でパターンを付加して)、それを人工関節を必要としている患者にインプラントする。症例を増やしてゆき、従来のパターンなしの人工関節と比較して、統計的にパターンの効果を確認する必要がある。臨床試験には整形外科医の協力と10年スパンの時間が必要である。

(6)コストダウンの検討

パターン付き人工関節は、従来のパターンなしの人工関節と比べて製造工程の増加を要求する。工程増はそのままコスト増につながる。摺動面の形状精度を向上させることも同様にコスト増につながる。人工関節置換術は整形外科の領域ではポピュラーな手術であり、人工関節の供給は完全に商業ベースに乗っている。医療費の増加が国の予算を圧迫し、大きな社会問題となっている現在、大げさに言えばどんなに優れていてもコスト意識のない技術はよい技術とは言えない。形状精度の優れたパターン付き人工関節をなるべく低コストで供給できる製造・管理工程の開発は重要である。

一度インプラントしたら、その後は一生"人工"であることを意識しないで済む人工関節・・・それは、患者の切なる希望であり、人工関節の研究をおこなうものにとっての夢である。関節という言葉をも他の臓器に置き換えれば、それは人工臓器研究者の夢であると言えよう。夢が現実になるまでには、残念ながらまだ長い時間がかかりそうである。特効薬はない。夢の実現に向かって一步一步進むのみである。

謝 辞

本研究は、北海道大学工学部生体工学専攻生体機能合成工学講座、現北海道大学工学研究科システム情報工学専攻生体システム工学講座生体物理工学分野においておこなわれたものです。

本研究をおこなうにあたり、同分野教授・三田村好矩先生には先生が北海道東海大学にご在籍中から、全面的なご支援、暖かいご指導、的確なご助言をいただきました。ここに深く感謝いたします。

北海道大学名誉教授・勇田敏夫先生には生体機能合成工学講座教授時代から言葉に尽くせぬほどお世話になりました。厚くお礼申し上げます。

同分野助教授・村林俊先生には折に触れ有益なご指導、ご討論いただきました。深く感謝いたします。

生産環境制御工学分野教授・五十嵐悟先生、医用システム工学分野助教授・下岡聡行先生、プロセスダイナミクス分野助教授・牧野英司先生には研究を進めるに当たって大変有益なご助言をいただきました。深く感謝いたします。

北海道大学医学部整形外科学講座助手・伊藤浩先生、旭川医科大学整形外科学講座・谷野弘昌先生、同・大水信幸先生には実験に関して非常にお世話になりました。各先生からの実験試料の提供がなければ、本研究はおこなえませんでした。また人工股関節全般に関して数々のご指導をいただきました。厚くお礼申し上げます。

試料の作成に関してプロセスダイナミクス分野技官・高橋義美氏、生産環境制御工学分野技官・金子一郎氏、物質情報基礎工学分野技官・浜田弘一氏のご助力をいただきました。厚くお礼申し上げます。

人工股関節骨頭へのパターンの作成に関しては、日本精工(株)の田中守氏に商売抜きのご尽力をいただきました。心より感謝いたします。

本研究は生体物理工学分野の大学院生諸氏の協力によっておこなわれました。pin on disk 実験に関しては井久保圭一氏、シミュレータ実験に関しては四方實人氏、比嘉昌氏に特に感謝いたします。

謝辞

本研究で用いた実験装置には、大きな騒音を発生するものがあります。そのため、実験室の近くに研究室を構えられていた生体計測分野の学生諸氏には大変なご迷惑をおかけしたものと思います。この場をお借りしてお詫びとお礼を申し上げたいと思います。

本研究はここに記した関係各位、および記しきれなかった多くの方々のご協力があって初めて成し得たものであることをあらためて明記させていただき、深く感謝の念を表します。

最後に、いつも変わらぬ笑顔で勇気づけてくれた、妻・明子と娘・彩香に感謝を捧げます。

1999年10月
西村生哉

参 考 文 献

第 1 章

- 1.1) T.H.Gluck: Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultata, betreffend die Naht und den Ersatz von Defekten höherer Gewebe, sowie über die Verwethung resorbiernarer und lebendiger Tampons in dir Chirurgie., Arch. Klin. Chir., 41, 234, 1891
- 1.2) M.N.Smith-Petersen: Arthropasty of the hip., J. Bone and Joint Surg., 21, 269, 1939
- 1.3) P.Wiles: The surgery of the osteoarthritic hip., J. Surg. [Br], 45, 488, 1957
- 1.4) J.Judet and R.Judet: The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint., J. Bone and Joint Surg., 32-B, 166, 1950
- 1.5) G.K.McKee: Artificial hip joint., J. Bone and Joint Surg., 33-B, 465, 1951
- 1.6) J.Charnley: Arthroplasty of the hip., a new operation Lancet, 1, 1129, 1961
- 1.7) J.Charnley: Total hip replacement by low-friction arthroplasty., Clin. Orthop., 72, 7, 1970
- 1.8) B.G.Weber: Die Rotations-total Endoprothese des Hüftgelenkes., Z. Orthop., 107, 304, 1970
- 1.9) P.Boutin: Arthroplastie totale de la hanche par prothèse en alumine frittée., Rev. Chir. Orthop., 58, 299, 1972
- 1.10) 笹田 直、塚本行男、馬淵清資: バイオトライボロジー - 関節の摩擦と潤滑 - ., 産業図書, 1988
- 1.11) 沢井一彦、服部友一、丹波滋郎: 人工関節の素材について., 整形外科 MOOK - 人工膝関節 - ., 金原出版, 1991
- 1.12) 今井 亮 ほか: 人工股関節置換術における loosening 例の検討., 整形外科, 32, 601-606, 1981
- 1.13) Visuri T., Lindholm TS., Antti-Poika I., Koskenvuo M.: The role of overlength of the leg in aseptic loosening after total hip arthroplasty., Italian Journal of Orthopaedics & Traumatology., 19(1):107-11, 1993.
- 1.14) Langlais F., Benkalfate T.: Femoral loosening of total hip prosthesis caused by

pseudarthrosis resulting from trochanterotomy., *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l Appareil Moteur.*

- 1.15) Dowd JE., Schwendeman LJ., Macaulay W., Doyle JS. and Shanbhag: Aseptic loosening in uncemented total hip arthroplasty in a canine model., *Clinical Orthopaedics & Related Research.* (319):106-21, 1995 Oct.
- 1.16) Mohler CG., Callaghan JJ.: Early loosening of the femoral component at the cement-prosthesis interface after total hip replacement., *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume.* 77(9):1315-22, 1995
- 1.17) Morscher E. and Schmassmann A.: Failures of Total Hip Arthroplasty and Probable Incidence of Revision Surgery in the Future., *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 113, 745-749, 1975
- 1.18) Harris W.H.: *Advanced Concepts in Total Hip Replacement.*, SLACK, 1985
- 1.19) Dumbleton JH.: Elements of hip joint prosthesis reliability., *J. of Medical Engineering & Technology.* 1(6): 341-346, Nov. 1977
- 1.20) 日本機会学会 編:生体材料学.,オーム社, 1993
- 1.21) 于 慶巍、森田真史、糸満盛憲、笹田 直:繰り返し荷重を受けるインプラント金属材料の耐食性低下について., *生体材料*, Vol.11, No.1, 27-35, 1993
- 1.22) B.A.Buchanan, E.D.Rigney Jr and J.M.Williams: Ion implantation of surgical Ti-6Al-4V for improved resistance to wear-accelerated corrosion, *J. Biomed. Mater. Res.*, 21, 255-266, 1987
- 1.23) 外村孝次、岡 正典、堤 定美、坂口一彦、中村孝志:関節面の接触を考慮した応力解析 - 表面置換型人工関節のデザインについて -. *生体材料*, Vol.10, No.3, 7-21, 1992
- 1.24) Cupic Z.: Long term follow-up of Charnley arthroplasty of the Hip., *Clin. Orthop.*, 141, 28, 1979
- 1.25) Hunter G.A. et al.: The results of revision of total hip arthroplasty., *J. Bone and Joint Surg.*, 61-B, 419, 1979
- 1.26) Olsson S.S. et al.: Clinical and radiological lon-term results after Charnly-Müller total hip replacement., *Acta Orthop. Scand.*, 52, 531-542, 1981
- 1.27) Reikeras O.: Ten year follow-up of Müller total hip prosthesis., *Acta Orthop. Scand.*,

53, 919, 1982

- 1.28) Salvati E.A. et al.: A Ten year follow-up study of our first one hundred consecutive Charnley total hip replacement., J. Bone and Joint Surg., 63-A, 735, 1981
- 1.29) Sutherland C.J. et al.: A Ten year follow-up of one hundred consecutive Müller curved stem total hip replacement arthroplasties., J. Bone and Joint Surg., 64-A, 970, 1982
- 1.30) 長屋郁郎 ほか: Charnley-Müller 型人工股関節 . 初期 100 関節の術後 10 年の長期成績について., 別冊整形外科, 3, 115, 1983
- 1.31) 山室隆夫 ほか: Charnley 型人工股関節遠隔成績., 別冊整形外科, 3, 63, 1983
- 1.32) 長屋郁郎 ほか: Charnley-Müller 型人工股関節の再置換術について., 季刊整形外科,臨時増刊号, 2, 24-31, 1984
- 1.33) 内山 眞 ほか: Müller 型人工股関節の長期成績からみた"ゆるみ"の原因と対策.,臨整外, 20, 593-602, 1985
- 1.34) Maloney,,: Isolation and characterization of wear particles generated in patients who have had failure of hip arthroplasty without cement., J. of Bone and Joint Surg. -American Volume. 77(9), 1301-1310, 1995
- 1.35) Hamilton H.W., Gorczyca J.,: Low friction arthroplasty at 10 to 20 years. Consequences of plastic wear., Clinical Orthopaedics and Related Research., 318, 160-166, Sep. 1995
- 1.36) Shanbhag A.S., Jacob J.J., Glant T.T., Gilbert J.L.,: Composition and morphology of wear debris in failed uncemented total hip replacement., J. of Bone and Joint Surg. -British Volume. 76(1), 60-67, 1994
- 1.37) Cooper R.A.,: Polyethylene debris-induced osteolysis and loosening in uncemented total hip arthroplasty. A cause of life failure., J. of Arthroplasty 7(3), 285-290, Sep. 1992
- 1.38) Lee J.M., Salvati E.A., Betts F.,: Size of metallic and polyethylene debris particles in failed cemented total hip replacements., J.of Bone and Joint Surg. -British Volume. 74(3), 380-384, 1992
- 1.39) 後藤龍治、松野丈夫、伊藤浩 ほか:人工関節弛みの介在組織に対する組

織学的及び生化学的検討.,日整会誌, 67(8), S-1309, 1993

- 1.40) 松原清: トライボロジ - 摩擦・摩擦・潤滑の化学と技術 - ., 産業図書, 1985
- 1.41) J.ホーリング 編、松永正久 監修: トライボロジ., 近代科学社, 1984
- 1.42) 広中清一郎: 新しい摩擦の科学 - トライボロジー入門 - ., 講談社, 1991
- 1.43) Ivan Iliuc: TRIBOLOGY OF THIN LAYERS., Elsevier Scientific Publishing Co., 1980
- 1.44) 日本機会学会 編: 生体材料学., オーム社, 1993
- 1.45) 日本潤滑学会 編: 潤滑用語解説集., 朝倉書店, 1970
- 1.46) F.P. Bowden, D.Tabor: The Friction and Lubrication of Solids ., Clarendon Press, 1954
- 1.47) F.P. Bowden, D.Tabor: The Friction and Lubrication of Solids ., Clarendon Press, 1964
- 1.48) L.B.Sargent: ASLE Trans., 21, 4, 285, 1964
- 1.49) D.Crompton, et al.: Proc. Roy .Soc., 333, A, 435, 1973
- 1.50) M.M.Renzikovskii: Abrasion of Rubber (edi. D.I.James), Maclaren, 119, 1967
- 1.51) I.V.Kragelskii, E.F.Nepomnyashchi: Wear, 8, 303, 1965
- 1.52) 西村生哉、勇田敏夫、斉藤剛: 摺動面の表面構造による潤滑特性に関する研究., 北海道大学工学部研究報告, 第 158 号, 87-94, 1992
- 1.53) 勇田敏夫、田中守: 耐摩耗性金属摺動部材., 公開特許広報, 昭 60-135564
- 1.54) 立石哲也、柚木博行: 高性能人工股関節の開発と評価., 整形外科 MOOK - 人工股関節 - , 金原出版, 1986
- 1.55) T.Röstlund, B.Albrektsson and T.Albrektsson: Wear of ion-implanted pure titanium against UHMWPE., Biomaterials, Vol10 April, 1989
- 1.56) J.M. Dorlot, P. Christel, A. Meunier: Wear analysis of retrieved alumina heads and sockets of hip prostheses., J. Biomed Mater. Res. Applied Biomaterials, Vol.23, No.A3, 299-310, 1989
- 1.57) Ikuya Nishimura, Toshio Yuhta, Keiichi Ikubo, Toshiyuki Shimooka, Syun Murabayashi, and Yoshinori Mitamura,: Modeification of the Frictional Surface of Artificial Joint., ASAIO Journal, Vol.39, No.3, 762-766, 1993

- 1.58) 西村生哉、勇田敏夫、伊藤 浩、岸本隆史、後藤龍治、松野丈夫、金田清志:
機能性表面構造を有する人工関節に関する基礎的研究,生体材料
Vol.13, No.6, 266-271, 1995
- 1.59) Oonishi H.,: Studies on the shape and contour of the metal prosthetic head in total
hip prosthesis., Orthopaedic Surgery and Traumatology, Proceedings on the 12th
SICOT, Excerpta Medica, Amsterdam, 107-123, 1972
- 1.60) 大西啓靖:人工関節のバイオメカニクス.,整形外科 MOOK - 人工股関
節 -, 金原出版, 1986
- 1.61) Eyerer P, Kurth M, Mckellup HA, Mittlemeier T.: Characterization of UHMWPE
hip cups run on joint simulators., J. Biomed. Mater. Res., 21, 275-291, 1987
- 1.62) 後藤龍治、松野丈夫、伊藤浩、金田清志、高田裕子、矢野裕子:人工股関節
弛みの介在組織に対する組織学的及び生化学的検討.,日整会誌, 67, (8),
S1309, 1993
- 1.63) T.Röstlund, B.Albrektsson and T.Albrektsson: Wear of ion-implanted pure titanium
against UHMWPE., Biomaterials, Vol10 April, 1989
- 1.64) B.A.Buchanan, E.D.Rigney Jr and J.M.Williams: Ion implantation of surgical
Ti-6Al-4V for improved resistance to wear-accelerated corrosion, J. Biomed. Mater.
Res., 21, 255-266, 1987
- 1.65) J.R.Hernandez, E.M.Keating, P.M.Faris, J.B.Meding and M.A.Ritter: Polyethylene
Wear in Uncemented Acetabular Components., J. Bone Joints Surg. [Br], 76-B,
263-266, 1994
- 1.66) 勇田敏夫、田中守:耐摩耗性金属摺動部材.,公開特許広報, 昭 60-135564
- 1.67) 西村生哉、勇田敏夫、斉藤剛:摺動面の表面構造による潤滑特性に関す
る研究.,北海道大学工学部研究報告,第 158 号, 87-94, 1992

第 2 章

- 2.1) 橋本貴夫:図説フォトファブリケーション,総合電子出版
- 2.2) 笹田 直、塚本行男、馬淵清資:バイオトライボロジー - 関節の摩擦と潤
滑 - .,産業図書, 1988

2.3) J.ホーリング 編、松永正久 監修:トライボロジ.,近代科学社, 1984

2.4) 松原清:トライボロジ - 摩擦・摩擦・潤滑の化学と技術 - .,産業図書
,1985

第 4 章

4.1) 笹田 直、塚本行男、馬淵清資:バイオトライボロジー - 関節の摩擦と潤滑 - .,産業図書, 1988

4.2) 笹田 直、前沢伯彦:潤滑, Vol.18, No.12, p901, 1973

4.3) 平 修二(監修):現代 材料力学.,オーム社,1970

4.4) J.ホーリング 編、松永正久 監修:トライボロジ.,近代科学社, 1984