

図 96-4  
大腿骨関節面はマルチポイントデジタイズにより関節面形状および関節の最遠点の位置についてのレジストレーションを行う。

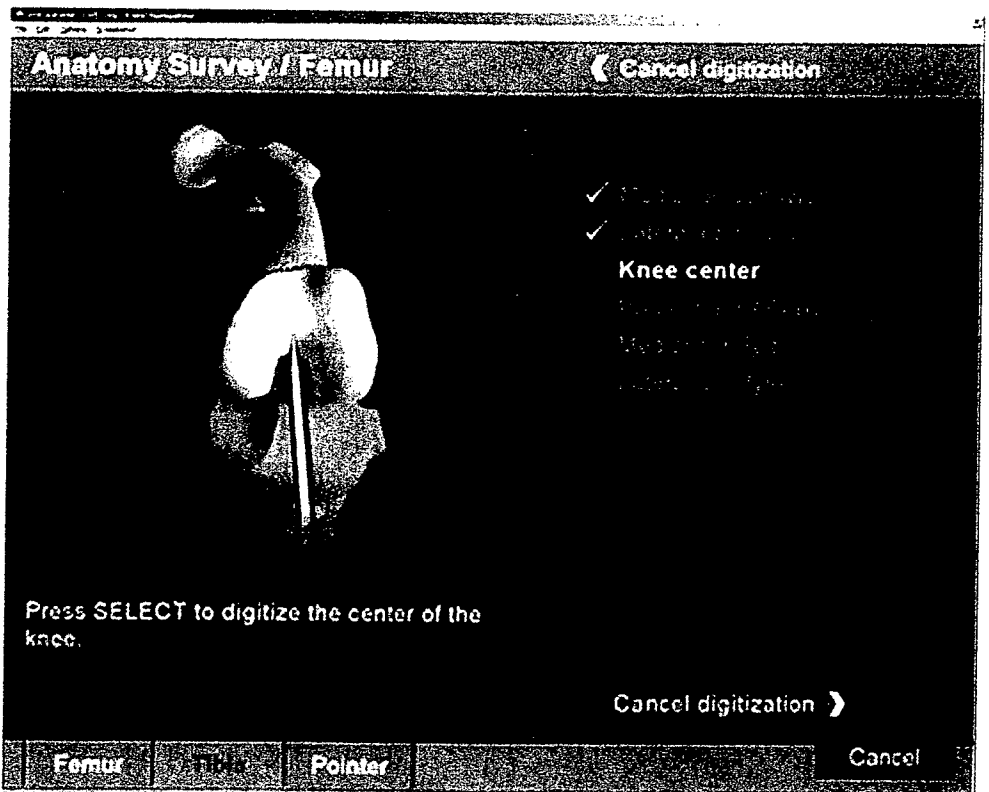


図 96-5  
大腿骨の解剖学的形状認識。術者はコンピュータの指示により内外側上顆に続いて膝関節中心としての顆間中央部をポインターで触れる。

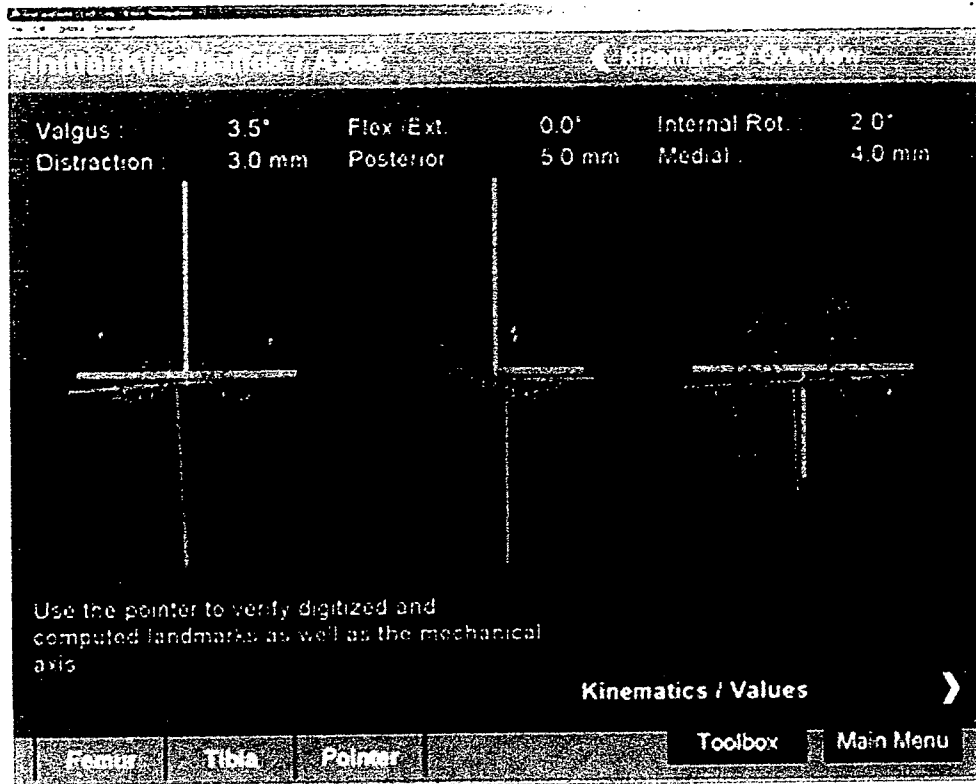


図 96-6  
大腿骨および脛骨のレジスタ  
ションが完了すると骨切り前  
関節のアライメントが前額面  
状面、横断面の三方向で表  
る。

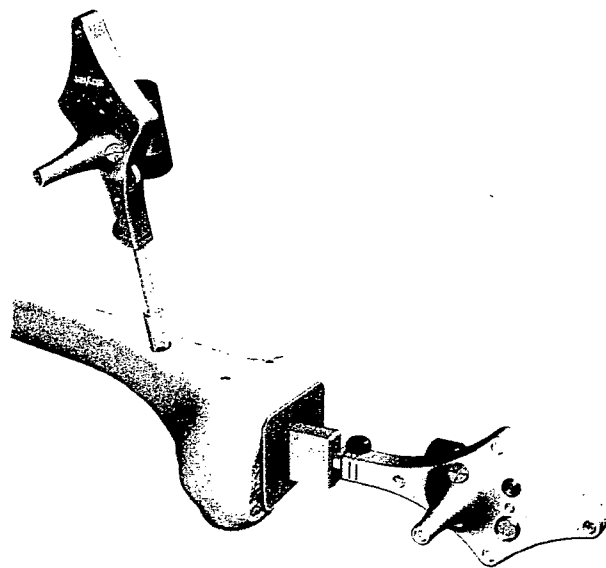


図 96-7  
骨切り面の評価はマーカを取り付けた専用のプローブを用いて行われる。

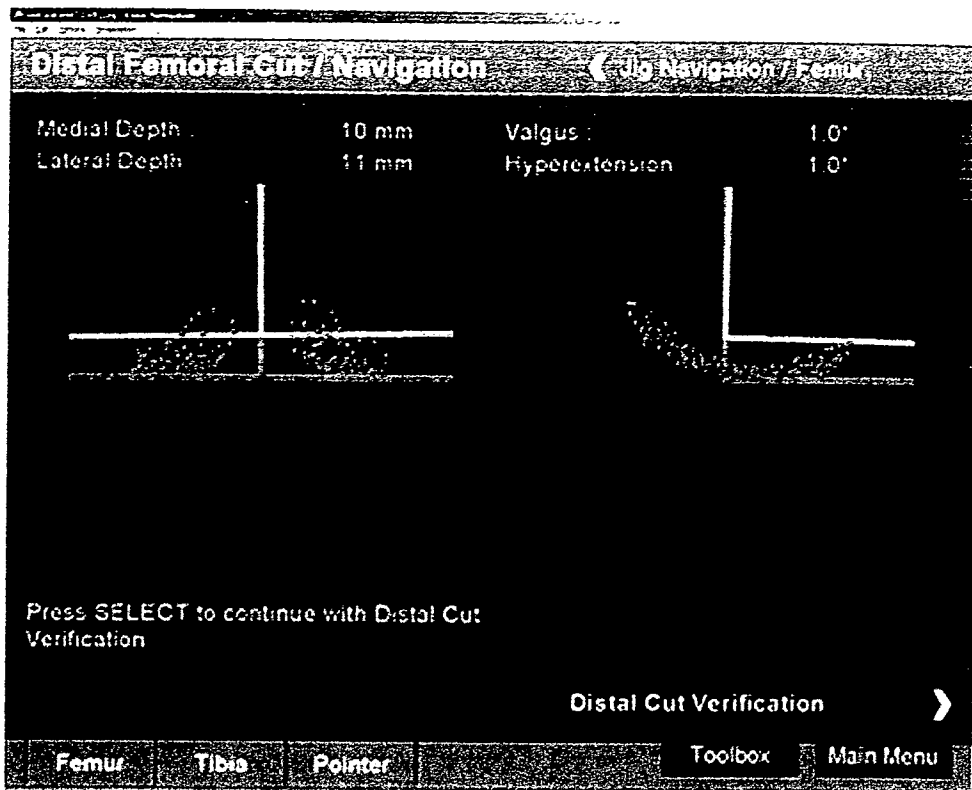


図 96-8  
 マーカーを装着した骨切りジグを用いることで大腿骨遠位部の骨切りシミュレーションが前後面と側面像においてリアルタイムに可能となる。

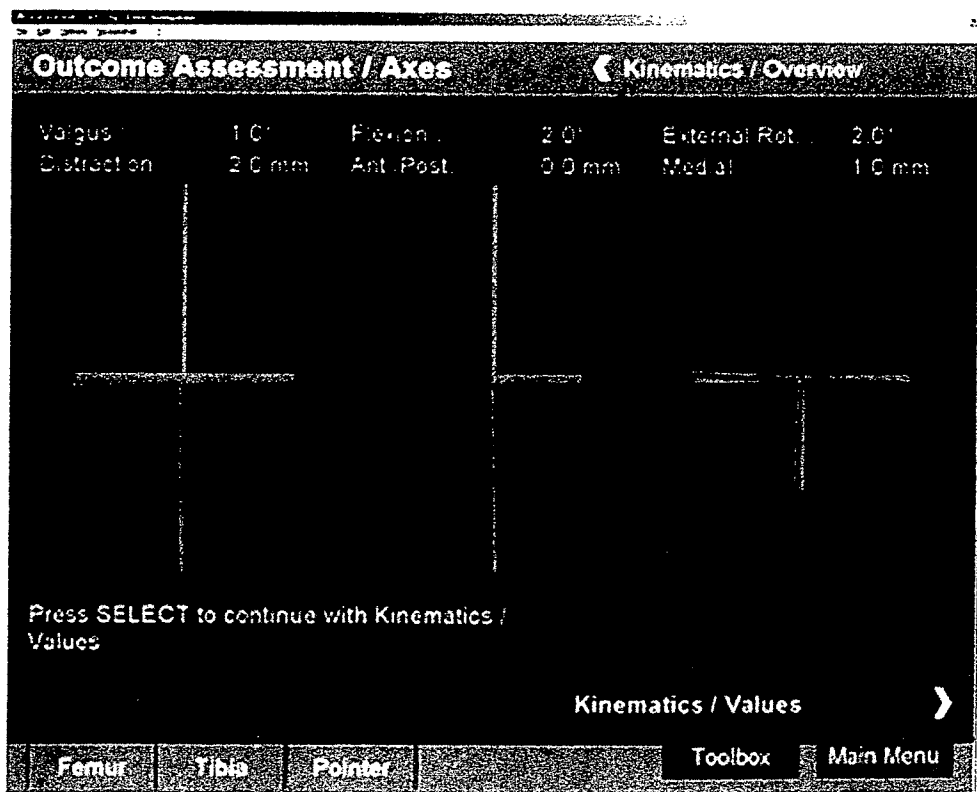


図 96-9  
 骨切り後の骨切り面のアライメントは荷重軸などに対する相対関係で評価される。

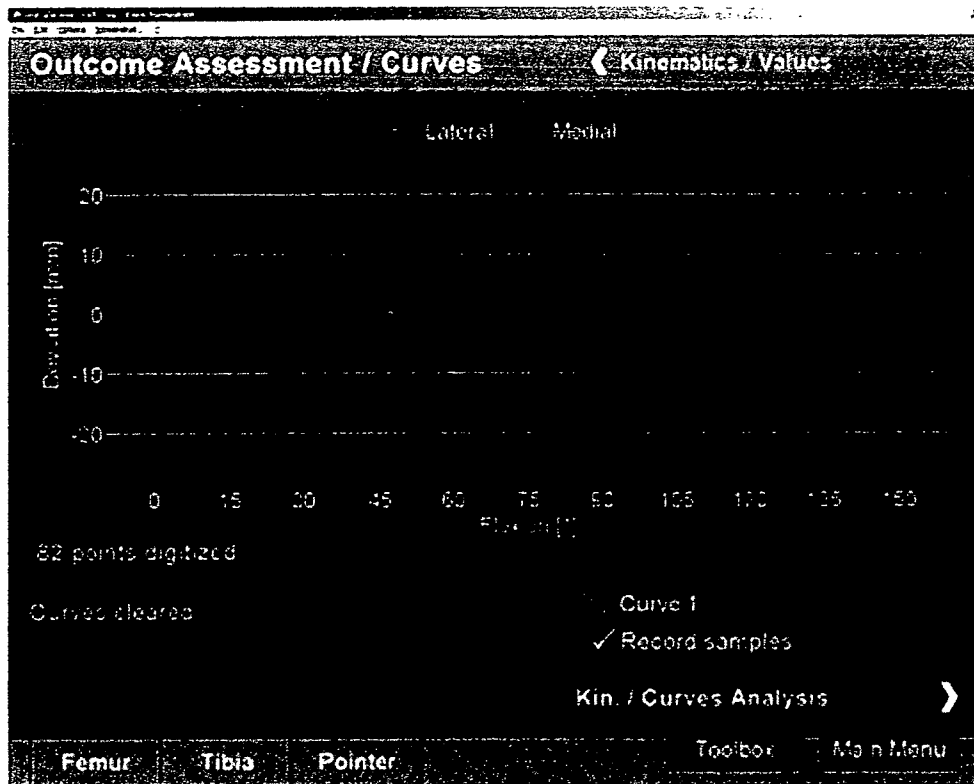


図 96-10  
骨切りギャップの膝関節屈曲に伴う変化。これにより最終的なコンポーネントの設置位置が決定される。

一ネット設置アライメントが良好な再現性ととも獲得されており、このことが最終的な耐久性の向上につながると期待されている。合併症に関しては、手術時間の延長や出血量、術後感染に関しては従来のTKAと大きく変わらないことが明らかとなっているが、一方でマーカーピンによる骨や軟部組織損傷が報告されており、今後解決すべき問題点と考えられる。

コンピュータ支援TKAでは、適正なアライメントと靭帯バランスに関する情報が術中に得られ、その情報にもとづいた正確な矯正が可能となる。さらに、これまでは術者の経験や知識に依存していた軟部組織の剥離や変形矯正が、患者個人の骨切りギャップや内外反変形、脛骨回旋などの正確な計測によりコンピュータで管理される。コンピュータ支援TKAは整形外科医にとって現在のTKAをより効果的に行う医療技術として今後の発展が大きく期待される。

## 7. まとめ

変化とは避けることのできない流れであり、少なくともそれを完全に否定することはできない。CAOSは、術者の経験と勘に頼りがちであった従来の手術に客観的かつ定量的な側面を導入し大きな変化をもたらしたが、コンピュータ支援TKAは今後さらなる改良、発展が必要な分野であ

る。しかし、筆者らは外科医が新しい手術技術を学ぶことは、医師自身として成長するとともに患者に対するより良い治療へつながるものであると確信している。

(訳 大森 豪)

### 参考文献

1. Bargren JH, Blaha JD, Freeman MA: Alignment in total knee arthroplasty: Correlated biomechanical and clinical observations. *Clin Orthop* 173: 178-183, 1983.
2. Chauhan SK, Scott RG, Breidahl W, Beaver RJ: Computer-assisted knee arthroplasty versus a conventional jig-based technique. A randomised, prospective trial. *J Bone Joint Surg Br* 86: 372-377, 2004.
3. Chauhan SK, Scott RG, Lloyd SJ, et al: A prospective randomized controlled trial of computer assisted versus conventional knee replacement. In Langlotz FL, Davies BL, Bauer A (eds): *Computer Assisted Orthopedic Surgery, Third Annual Meeting of CAOS. International Proceedings*. Darmstadt, Germany, Steinkopff Verlag, 2003, pp 52-53.
4. Delp SL, Stulberg SD, Davies B, et al: Computer assisted knee replacement. *Clin Orthop* 354: 49-56, 1998.
5. Dorr LD, Boiardo RA: Technical considerations in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 205: 5-11, 1997.
6. Forbes A: Robust circle and sphere fitting by least squares. *Natl Phys Lab Rep* 153: 1-22, 1989.
7. Jeffery RS, Morris RW, Denham RA: Coronal alignment after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 73: 709-714, 1991.
8. Jenny JY, Boeri C: Computer-assisted implantation of a total knee arthroplasty: A case-controlled study in comparison to classical instrumentation. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 87: 645-652, 2001.
9. Krackow KA, Bayer-Thering M, Phillips MJ, Mihalko M: A new technique for determining proper mechanical axis alignment during total knee arthroplasty: Progress toward computer assisted TKA. *Orthopedics* 22: 698-702, 1999.

10. Krackow KA, Phillips MJ, Bayers-Thering M, et al: Computer-assisted total knee arthroplasty: Navigation in TKA. *Orthopedics* 26: 1017-1023, 2003.
11. Lotke PA, Ecker ML: Influence of positioning of prosthesis in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 59: 77-79, 1977.
12. Maestro A, Harwin SF, Sandoval MG, et al: Influence of intramedullary versus extramedullary alignment on final total knee arthroplasty component position: A radiological analysis. *J Arthroplasty* 13: 552-558, 1998.
13. Mihalko WM, Krackow KA: Extramedullary, intramedullary and CAS tibial alignment techniques for TKA. Presented at the Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2004, San Francisco.
14. Mihalko WM, Krackow KA, Boyle J, et al: Intramedullary and computer navigational femoral alignment in TKA. Presented at the Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2004, San Francisco.
15. Mont MA, Urquhart MA, Hungerford DS, Krackow KA: Intramedullary goniometer can improve alignment in knee arthroplasty surgery. *J Arthroplasty* 12: 332-336, 1997.
16. Phillips MJ, Krackow KA, Thering MB: Computer-assisted total knee replacement—results of the first 90 cases using the Stryker navigation system. Presented at the conference on Computer-Assisted Orthopaedic Surgery, 2003, Marbella, Spain.
17. Ritter MA, Faris PM, Keating M, et al: Postoperative alignment of total knee replacement. *Clin Orthop* 299: 153-156, 1994.
18. Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, et al: Why are total knee arthroplasties failing today? *Clin Orthop* 404: 7-13, 2002.
19. Sparmann M, Wolke B, Czupalla H, et al: Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support. A prospective, randomised study. *J Bone Joint Surg Br* 85: 830-835, 2003.
20. Stulberg SD, Loan P, Sarin V: Computer-assisted navigation in total knee replacement: Results of an initial experience in thirty-five patients. *J Bone Joint Surg Am* 84: 90-98, 2002.
21. Victor J, Urtus M, Bellemans J, Fabry G: Femoral intramedullary instrumentation in total knee arthroplasty: The role of pre-operative x-ray analysis. *Knee* 1: 123-125, 1994.
22. Whiteside L, Arima J: The anteroposterior axis for femoral rotational alignment in valgus total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 321: 168-172, 1995.
23. Windsor RE, Scuderi GR, Moran MC, et al: Mechanisms of failure of the femoral and tibial components in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 248: 15-19, 1989.

# 電磁場を用いたコンピュータ支援人工膝関節全置換術

## Electromagnetic Computer-Assisted Navigation in Total Knee Arthroplasty

David R. Lionberger

コンピュータナビゲーション技術が手術治療に応用されたのは、脳外科手術において頭蓋骨に固定された発光ダイオード (light-emitting diodes; LED) マーカーを赤外線検知カメラで認識して位置情報を得た報告が初めてである<sup>10</sup>。近年、CTやMRI、フルオロスコープさらにはポジトロン断層撮影 (Positron Emission Tomography; PET)、超音波など各種の画像技術の著しい進歩により、これらを用いたより詳細かつ三次元、四次元といった画像情報が治療へ積極的に導入されている。

赤外線検知カメラによるナビゲーションシステムでは、三方向からのマーカー追視により対象物の瞬時の動きを検知することが可能であるが、このためにはカメラ視野が確保されることが絶対条件であり、カメラの視野が障害されると正確な測定は不可能となる。また、image-guidedのナビゲーションシステムでは手術中における患者の骨の位置変化を動的に認識できるマーカー (Dynamic Reference Frames; DRF) が用いられる。DRFは固定性が良く手術中に周囲すべての方向から可視可能でなければならないため、設置位置が重要な上にマーカー自体にある程度の大きさが必要で、さらに骨に強固に固定するためのピンやスクリューが必要となる。しかし、これらの必要条件は手術中にいくつかの問題を生ずる原因となる。すなわち、大きなマーカー自体が手術野を妨げたり手術器具と接触したりする問題、マーカーを固定するピンやスクリューによる刺入部の骨折や軟部組織損傷、さらにマーカーの固定位置自体も清潔度の点で問題となることがある。また、手術器具にマーカーを取り付ける場合にも基部に取り付けることが多く、手術部位に触れる先端との間の距離や手術操作中の器具の変形が誤差要因となる。

このようにカメラでのマーカー追視によるナビゲーションシステムにはマーカー固定や視野確保、骨・軟部組織損傷、手術器具使用時の誤差などいくつかの問題点が存在する。これらの問題点を解決するため極小のセンサーが使用可能でかつ組織透過性の特徴を持つ電磁場を利用したナビゲーションシステムの可能性が検討されるようになった。電磁場を用いたコンピュータナビゲーションによる手術治療は、脳外科や耳鼻科において新生児の頭蓋内手術に用い

られたのが最初である。ついで、この技術は心臓血管外科において心臓カテーテルの際に細く蛇行する血管内にカテーテルを安全かつ正確に誘導するために用いられるようになった<sup>11</sup>。

これまで述べたように電磁場を用いたナビゲーション技術は脳神経外科や耳鼻科領域では積極的に導入されたのにもかかわらず、残念なことに整形外科領域では、カメラナビゲーションが優先され関心は高まらなかった<sup>5-7, 13, 16, 17</sup>。しかし、近年、電磁場を用いたシステムも多重コイルによるDRFの開発などにより誤差範囲が並進で2mm、角度で2度と改善され、軟部組織上にもセンサーが設置できるという利点も含めて整形外科領域での応用の可能性が飛躍的に大きくなっている。

また、電磁波の暴露による身体への影響については古くから議論されているがいまだに明らかに証明されたものはなく<sup>12</sup>。現在電磁波が広く応用されている組織増殖や軟骨再生、疼痛緩和においても電磁波による悪影響は示されていない。唯一、心臓のペースメーカーに影響をおよぼすことが知られているが、現在の多くのペースメーカーには迂回システムの機能があり電磁波による深刻な影響は回避されている。

### 1. 電磁場を用いたコンピュータナビゲーションの原理

電磁場は交流もしくは直流電流を流す送信器 (localizer) により発生する。通常、送信器は2個か3個のコイルを内蔵し、振動磁場または変動磁場を安定して供給するために断続的な磁場を作り出すことにより受信器 (receiver) の感度を高くしている。磁場強度は約1ガウス (0.0001テスラ) 程度の低磁場であり、磁場から一定距離に置かれた送信器は、その位置と磁場の強さに依存した電流を送信する。磁場に対するコイルの方向によって電流は最大となるが、90度の偏向は電流を打ち消す。

ファラデーの法則は、電気回路に発生する誘起電力の大きさは回路を横切る磁束の時間変化率に比例するということを述べているが、この法則は以下に示すマクスウェル

方程式から導くことができる.

$$\oint \vec{E} \cdot d\vec{s} = -\frac{d\Phi_B}{dt}$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}$$

ファラデーの法則は磁界の変化による電位の発生の仕方を簡潔に記述しており、いかなる磁束の変化によってもコイルには電位が生じるが(図98-1), 磁束の変化は以下の現象により生じる<sup>3</sup>.

- ・コイル内部の磁場変化
- ・コイルの面積変化もしくは磁場内に占めるコイルの面積変化(コイルの大きさの変化または磁場に対するコイルの出し入れに相当)
- ・磁場の方向とコイルのなす角度の変化

$$\text{発生する電位} = -N \frac{\Delta(BA)}{\Delta t}$$

$$\text{誘電起電力} = -N \frac{\Delta\Phi}{\Delta t}$$

(N:コイルの巻数, BA:磁束, B:磁束密度, A:コイルの面積)

もし、磁場が巻数Nの範囲で一定であれば発生する誘電起電力はコイル巻分の誘電起電力のN倍である.

磁場強度から磁場の方向も計算により決定され、受信器

の位置と姿勢は一つまたは二つのコイルから受け取った流から求めることができる. 一つのコイルにより磁場の度と方向が測定できるので, X, Y, Z方向の位置とピチとヨーの五自由度が決定される. しかし, ロールと知られる六番目の自由度は複数のコイル受信器がなければ求めることができない. 人工関節置換術や他の整形外手術では回転が重要な意味を持つので, 多くのシステム二つ以上の複数コイルが送信器および受信器に内蔵されている.

磁場を発生する送信器はソレノイドコイルであり交流流または直流電流により作動する. 送信器におけるコイルの配列は, 配列の中の一つのコイルを時間または周波数域で多重駆動するコイル配列コントローラを使うことによって制御され, 個々のコイルが異なる時刻で駆動される. 全てのコイルがそれぞれ異なる周波数で同時に駆動され, 電磁場は手術操作が行われる患者の体内および手術野周に発生し, この空間は「患者空間」と呼ばれる. 患者空の大きさは磁場強度に依存し, 空間内のパドルプローブポイントなどの手術器具に設置された受信器に電流を発生させる. この電流は分離回路からナビゲーションプロインターフェイスを通じて, コイル配列コントローラに送られる. 電流が発生すると, パルス場がコンピュータに

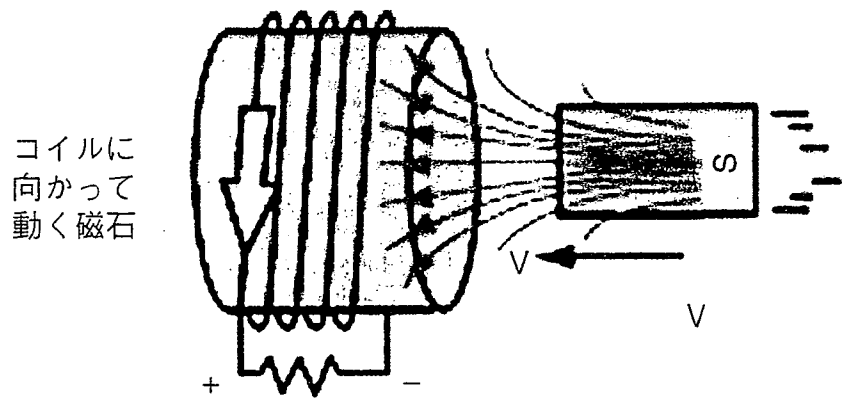


図98-1

コイルに電流が流れているとき, 内部の軟鉄は電磁場を生み出す. 右側は受信器もしくはDRFであり, コイルの方向が電磁場と平行なとき流は最大となる. 下は双方のエネルギーを記述する法則である.

って標準化された所定の周波数で振動し、さらに通常1秒ごとに平均化されてモニターに転送される。

電磁場を用いるナビゲーションシステムでは、トラッキングシステムのDRFは信号をコイル配列コントローラに送るためナビゲーションプローブインターフェイスとつながれている。DRFは患者空間内の患者身体に固定するよう設計されており〔人工膝関節全置換術 (total knee arthroplasty; TKA) では大腿骨遠位部と脛骨近位部〕、送信器とDRFとの相対運動を感知することができる。この相対運動はコイル配列コントローラに転送され、位置整合情報を更新して正確なナビゲーションを維持する。

電磁場の発生に関して、交流システムでは受信器への伝導に音響波エネルギーを用いている。この振動システムにより、周波数領域における多重変換のための時刻制御はより安定し持続的な電磁場の発生が可能となる上、金属や他の電磁場発生源による外部干渉の影響が少なくなる。これに対し、直流システムでは直流電源により駆動するコイルが連続的に回転し受信器により読み取られる。しかし、直流システムで発生した電磁場の測定には大型で高価なホール素子かフラックスゲートセンサーを必要とする上、これらのセンサーはしばしば他のナビゲーション機器と干渉を起こす問題点を有している。さらに、当初、直流システムは金属や導電性ひずみによる干渉を受けにくいと思われていたが、実際には交流システムよりも大きなひずみをもたらした。このため、現在は電磁場発生に際しては交流システムが主流となっている。

電磁場を用いたコンピュータナビゲーションシステムの精度に関しては、現在の工業的水準では発生した電磁場は並進 $\pm 2$  mm、回転 $\pm 2$ 度の精度を達成している<sup>15</sup>。また、測定値における誤差の絶対値を規格化して求める二乗平均平方根誤差 (root mean square (RMS) error) では、大腿骨頭中心のRMS誤差は $\pm 4$  mmであり、これは下肢荷重軸などにおいて1度以上の誤差を生じないことが明らかとなっている。現行の電磁場を用いたナビゲーションシステムでは、術者にできる限り使いやすくする目的から小数点以下の誤差は考慮していないが、それでもコンピュータナビゲーションを用いない従来のシステムに比べれば精度は1桁向上している。また、送信器により発生した磁場はナビゲーションシステム全体の精度に影響するため、外部信号誤差もしくは干渉を追加的に感知する読み取り専用記憶装置 (read only memory; ROM) が必要となる。その他の誤差要因としては、手術中の軟部組織の移動、手術器具における金属や磁性ひずみなどの環境要因がナビゲーションの精度に影響する。

## 2. ひずみの要因

磁性システムは本質的に環境から干渉を受け、これらは導電性ひずみと磁性ひずみに分類される。

導電性ひずみは、磁場により導電性金属に電流が発生することにより生じる。この種類のひずみを起こすのは、鉄とアルミニウムなど導電性の高い金属材料である。人工関節の材料として用いられることの多いチタンは導電性が低く、電磁場に与える影響は比較的少ない。ケブラーや他の合成繊維を含む炭素繊維も導電性は低く、電磁場内に直接設置されても小さなひずみしか生じない (図 98-2)。

磁性干渉 (磁性ひずみ) はよく知られた概念であり、医療現場ではMRIでの干渉が有名である。磁石を引き寄せる物体は全て磁性体と考えられ、引き寄せる力が強いほどより強い磁性を帯びている。したがって、400番台の鉄鋼や17-4ステンレスは強磁性体であるが、アルミニウムとチタンの磁性はそれほど強くないのでひずみも小さい。磁性金属の影響は交流および直流システムともに見られるが、交流システムの方が影響は小さい。

導電性ひずみと磁性干渉に関する知識を基に、手術場における電磁場を用いたコンピュータナビゲーションの環境について以下のような知見が得られている。

- ・送信器は手術野にできるだけ近づける
- ・できるだけ磁性干渉の小さい手術器具を選択する
- ・金属の種類によらず、送信器および受信器の間にある金属を少なくする
- ・金属が大きいほど、ひずみも大きい
- ・X線透視装置など、電磁場ナビゲーションの操作性をよくするための環境を整える。また、手術台自体の金属部分をできるだけ少なくする

近年の技術革新によりこれら干渉発生源の多くは解消されているが、まだ完全とはいえずいくつかの取り組むべき課題が残されている。例えば、X線透視装置は骨盤、脊椎および頭蓋などの三次元的な解剖学的形状をより正確に把握するために極めて有用であり、これらの手術になくならない装置である。しかし、現在使用されているX線透視装置は電磁場の干渉発生源となるため、X線透視装置との併用が可能である電磁場ナビゲーションシステムの構築は最も重要な課題の一つとされている。



### 3. 電磁場を用いたコンピュータナビゲーションの誤差と精度

コンピュータ支援によるナビゲーションシステム全体の精度に関しては、アメリカのガイドラインによる並進精度  $\pm 2\text{mm}$  以内が基本とされている。また、既述したひずみに関しては辺縁部での影響が大きい。すなわち、ひずみの辺縁では手術器具などの対象物が送信器または受信器に近づくにしが磁場干渉が発生する。ドリフト現象も電圧や温度の変動もしくは回路構成関係の変化により発生する。現行のナビゲーションシステムではコンピュータのソフトウェアに電圧安定化プログラムを組み込むことでドリフト現象発生を防いでいる。

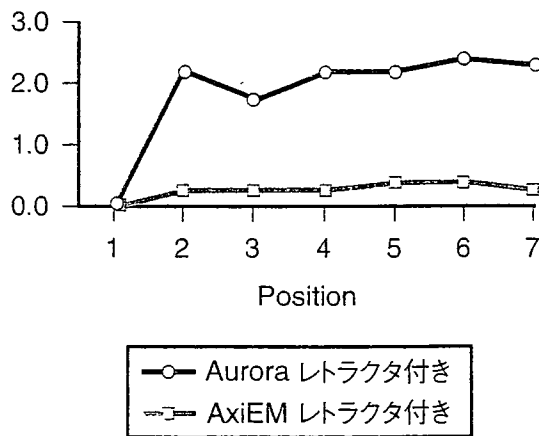
形状・位置データの取得から計算・解析までの速度はシステムにより異なるが、送信器により発生した磁場の安定性やコンピュータの処理速度、ソフトウェアの性能により影響される。

### 4. 電磁場を用いたナビゲーションシステムのTKAへの応用

現在普及している光学カメラを用いたナビゲーションシステムを使用している整形外科医にとって、カメラシステムが必要なくマーカ―や手術器具も小さく術野を妨げることの少ない電磁場を用いたTKAのナビゲーションシステムは有用性が高いと思われる(図98-3)。本システムをTKAに用いた場合、レジストレーション等に要する時間は10分程度で他のナビゲーションシステムと同等である。さらに、近年は音声支持機能の導入が検討され、術者の煩わしさを軽減する努力がなされている。

実際のTKAでは、膝関節を展開後二つのDRFを膝周辺部に取り付ける。DRF設置のための特別な皮切は必要なく、大腿骨側のDRFは関節面から約4cm近位で内側広筋の下方を展開して大腿骨上に取り付ける(図98-4)。脛骨側のDRFは脛骨近位内側にスクリーで固定するが、この際、髓内骨切りガイドや脛骨コンポーネントのステムがスクリーに触れないように注意しなければならない(図98-5)。また、大腿骨、脛骨のDRFとも体内で位置の確認

金属ひずみ誤差



	AxiEM	Aurora
平均	0.71	1.30
標準偏差	0.34	0.96
99%信頼区間	1.74	4.17
最大値	1.59	4.31

図98-2 金属の干渉によるひずみは、交流磁界か直流磁界によって異なっている。

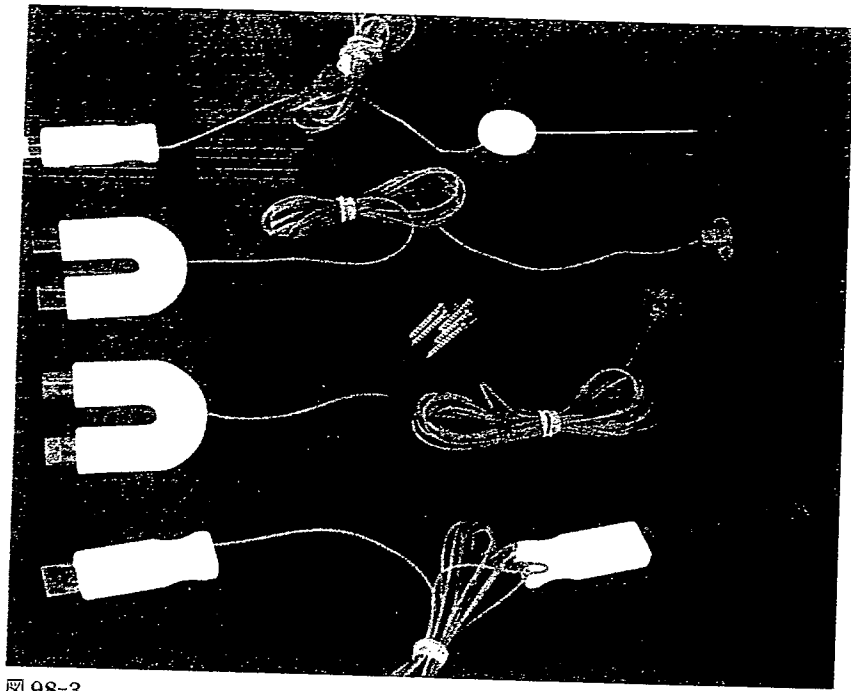


図 98-3

電磁場を用いたコンピュータナビゲーションに必要な器具。  
上から、形状確認用プローブ、DRFと固定用のスクリュー、骨切りガイド用ダブルプローブ。

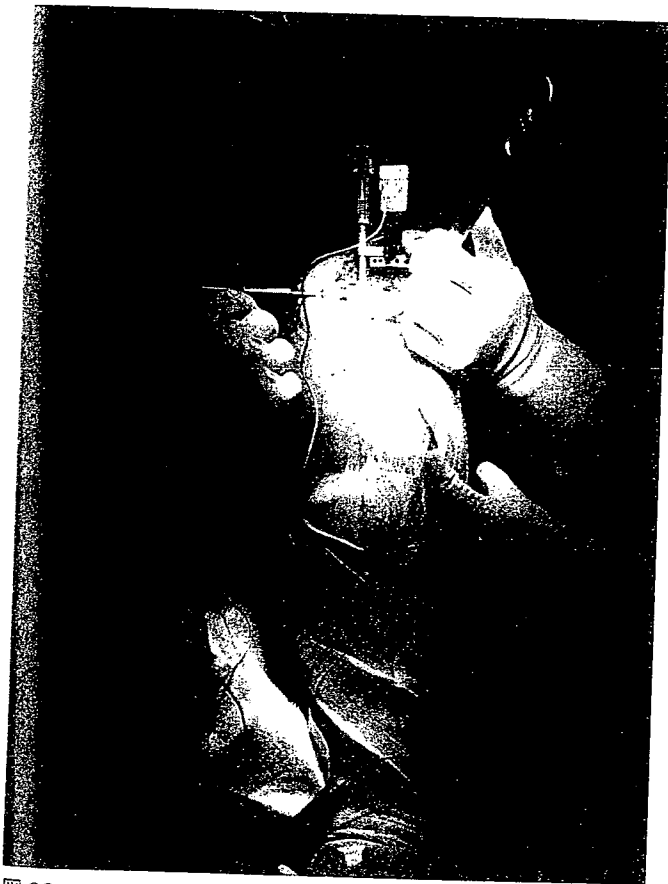


図 98-4

DRFは設置に特別な皮切を必要としないため、いわゆるMISにも対応可能である。



図 98-5

脛骨側のDRFは脛骨近位内側にスクリュー固定するが、骨切りガイドや脛骨コンポーネントのステムと接触しないように注意が必要である。

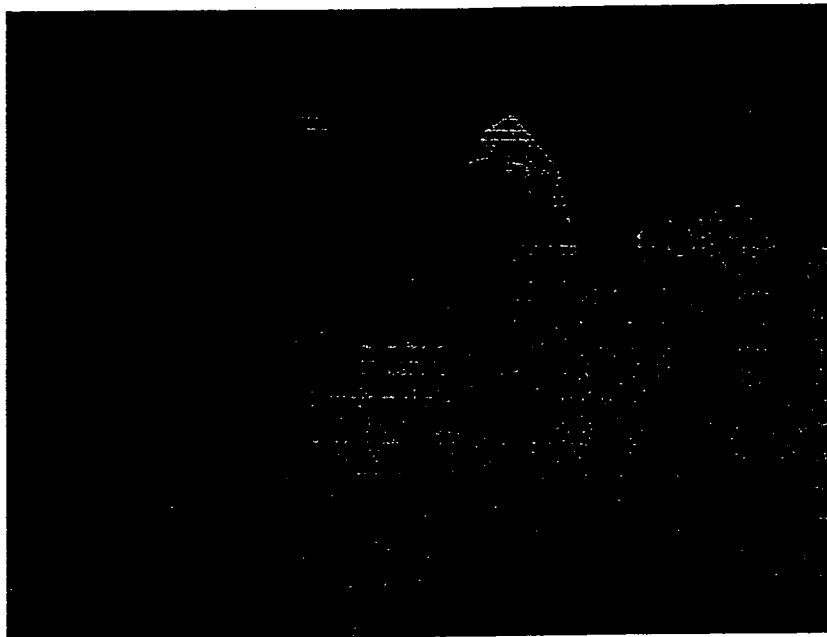


図 98-6  
骨切り用パドルプローブの設置と磁場発生用の送信器。

が可能なため、設置後に軟部組織で被覆しても問題はない。

電磁場を作り出す送信器 (localizer) の位置は重要で、送信器の周囲 50 cm の範囲内であれば形状や位置情報を正確に得ることは可能であるが、理想的には DRF との距離は 15 cm 程度が望ましい。しかし、実際の TKA では途中で金属などによる磁場の障害がなければ、DRF と送信器の距離が 5 ~ 20 cm 程度であれば、手術に有用な位置、運動情報の伝達が可能である。もし、金属などの介在物が存在すると “clipping” 現象が生ずるため注意が必要である。

DRF と送信器が適切な位置に設置された後、解剖学的特徴点 (landmark) をポインターで触れて位置情報を取得する (図 98-6)。主なランドマークには、大腿骨内側後顆、外側後顆、内側顆遠位端、外側顆遠位端、顆間前方部、Whiteside's line、脛骨関節面内側端、脛骨関節面外側端、脛骨顆間隆起、膝蓋腱脛骨附着部、足関節内果、足関節外果がある。また、大腿骨頭中心は大腿骨を股関節周囲に回転させることで推定する。

骨切りガイドには専用のパドルプローブを取り付けその位置をナビゲーションする。これにより大腿骨、脛骨とも髓内ガイドを使う必要がなくなる。大腿骨の骨切りの場合には、例えば骨切りガイドの回旋方向の設置位置を Whiteside's line や TEA を参考に決定するとコンピュータの画面上にはそのレベルで骨切りした場合の notch 形成の有無までが表示される (図 98-7、図 98-8)。また、可動域

や膝アライメントの推定は術中に必要な軟組織解離の程度に関する情報も得られ、TKA 後の良好な膝関節機能を得るために有効である。

この他、電磁場を用いたコンピュータナビゲーションシステムでは他のコンピュータナビゲーションシステムと同様にコンポーネントサイズの決定や骨切り後の伸展・屈曲ギャップの推定も可能であり、靭帯バランスや joint line の変化を適正に得ることが可能である (図 98-9、図 98-10)。

## 5. 電磁場を用いたコンピュータ支援 TKA の利点

電磁場を用いたコンピュータ支援 TKA に特有な利点としては以下の 3 点が挙げられる。(1) 従来の光学カメラを用いたナビゲーションシステムでは、大きなマーカーを強固に固定するためのピンやスクリューによる骨や筋肉、皮膚の障害が大きな問題の一つであり、スクリュー孔での骨折や皮膚や筋肉の癒痕形成による疼痛や可動域制限の報告もある。電磁場を用いたシステムでは、大きなマーカーは必要ないため、これらの問題は解決され得る。(2) 光学カメラを用いたシステムでは、手術中に突然視野が障害され手術自体に大きな影響を与えるということがしばしば生ずる。しかし、電磁場を用いたシステムではこのような事態

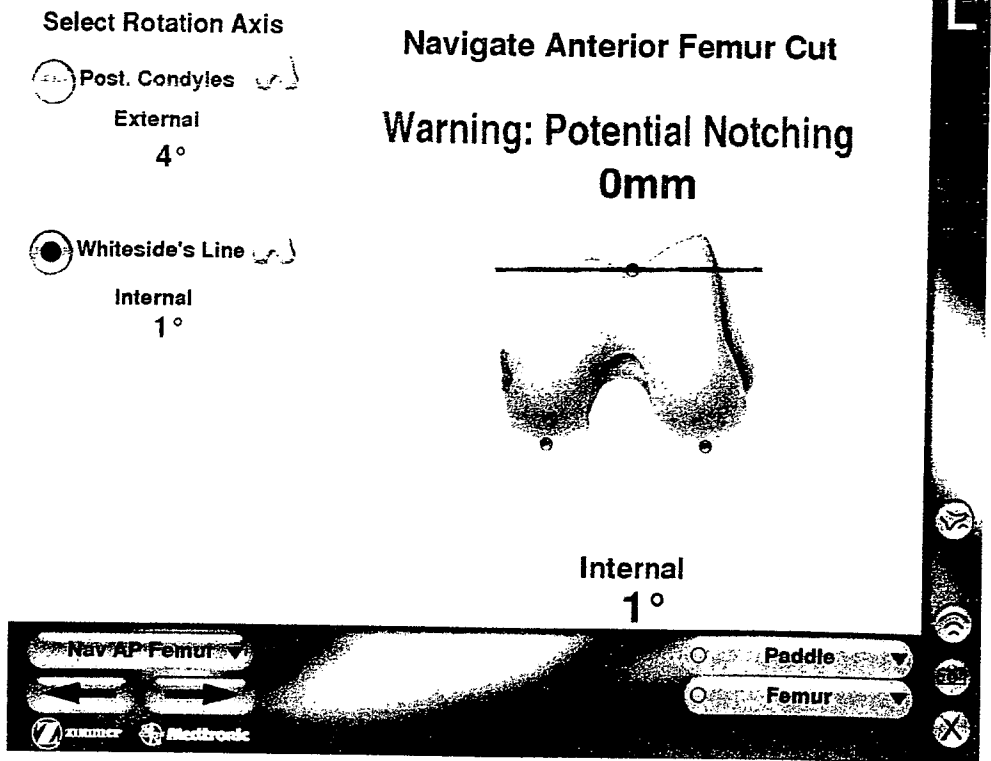


図 98-7  
大腿骨遠位部骨切り画面。  
それぞれの軸に準じて骨切りを行  
った場合の前方 notch 形成の有無  
を事前に知ることができる。

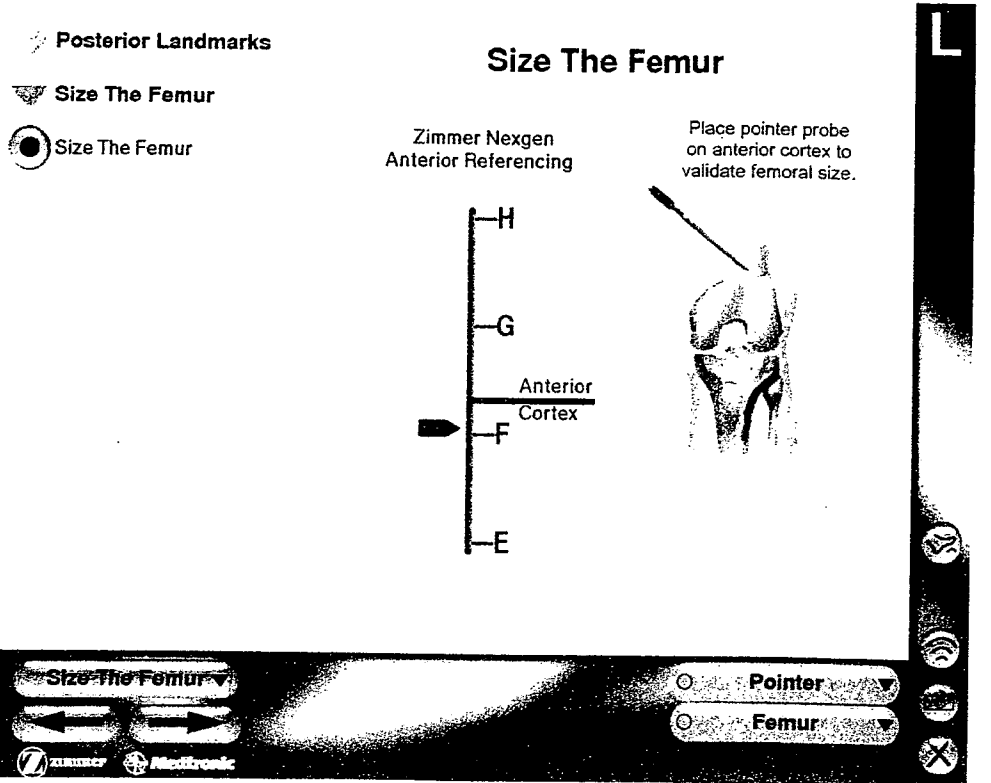


図 98-8  
大腿骨コンポーネントサイズ決定  
画面。  
ポイントなどで確認された解剖学  
的指標から最適なコンポーネント  
の大きさが計算される。

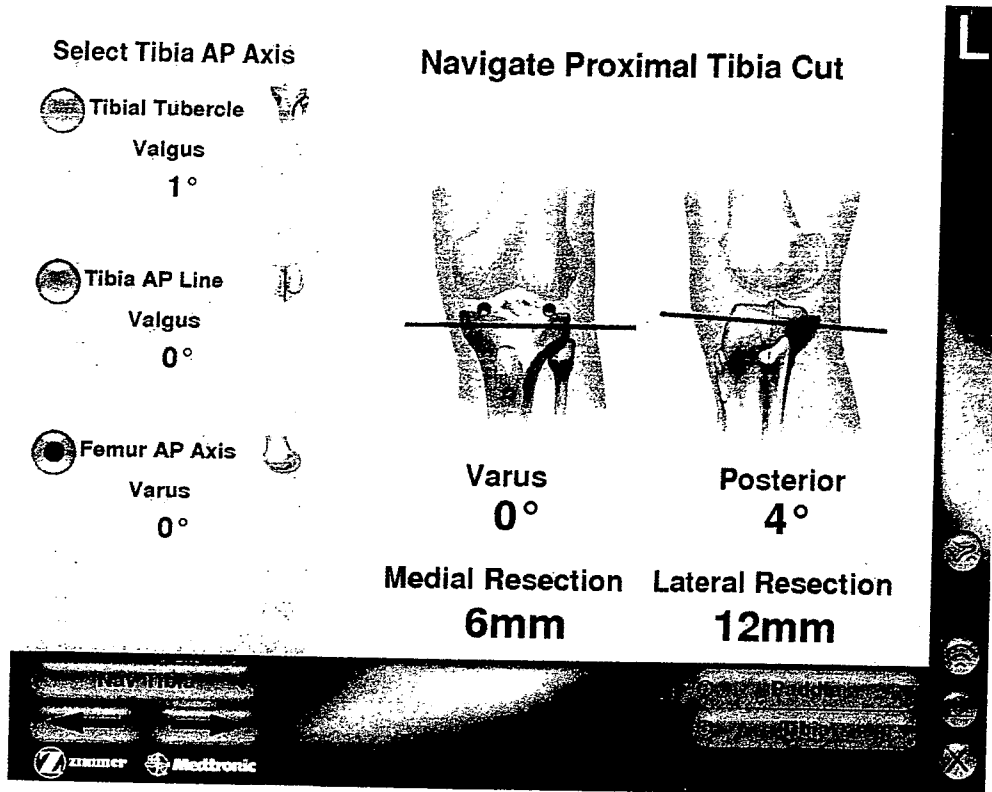


図 98-9  
脛骨近位骨切り画面。  
大腿骨前後軸を基準として骨切り  
した場合の内側および外側の骨切  
り量が表示される。

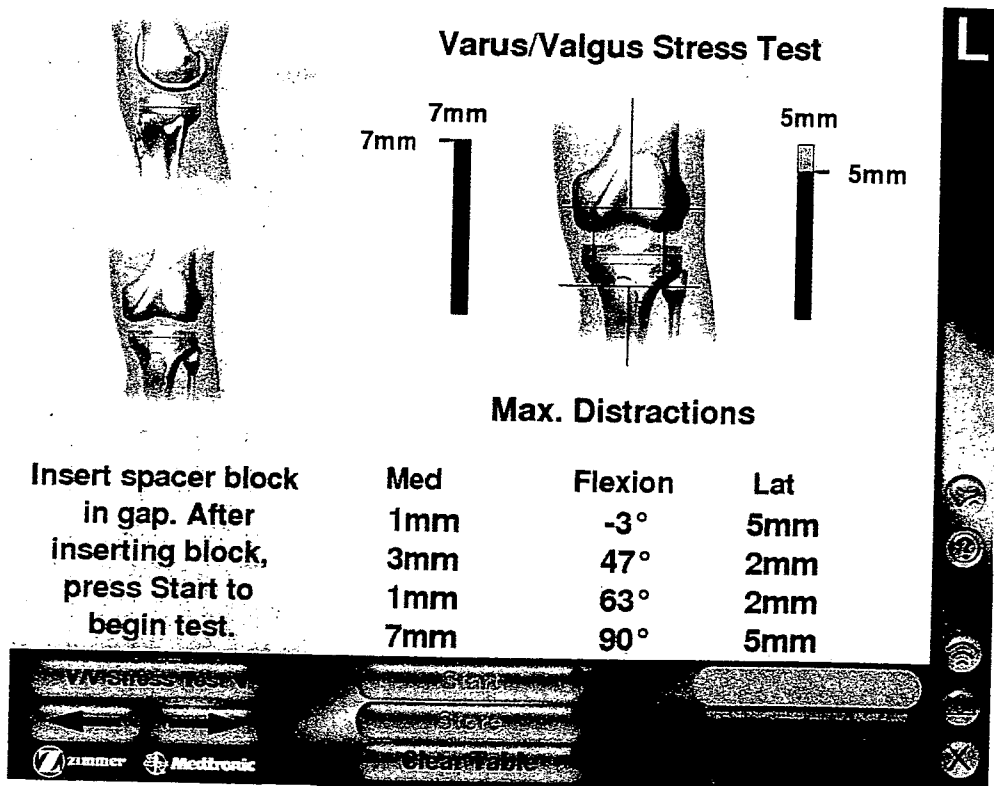


図 98-10  
膝の各屈曲角度における骨切りギ  
ャップの変化が表示される。

は皆無であり、磁場に影響しない手術器具を用いればさらにその環境は安定する。(3) 電磁場を用いたコンピュータナビゲーションシステムはいわゆる MIS にも十分対応が可能という大きな利点を有している。すなわち、既述したようにマーカーが小さいため設置のための余分な侵襲が必要なく、かつ骨に設置後軟部組織で被覆しても影響されない。したがって、TKA において正確性と低侵襲性を同時に目指すならば電磁場を用いたシステムを用いるのが最適と考えられる。

これらを含めて電磁場を用いたコンピュータ支援 TKA の有用性と限界を整理すると以下の点に集約される。

- (1) インプラントの正確な設置が可能。
- (2) 術前計画、術後評価が完全なデータとして記録保存可能。
- (3) 分析した情報の蓄積や研究目的での情報利用が可能。
- (4) 骨切り面の精度が術中にリアルタイムにフィードバックされる。
- (5) 骨切りジグを用いなくても正確な骨切りが可能。
- (6) 骨切りジグによる髄腔内の侵襲がないため肺血栓発生の心配がなく、また骨の形状による骨切りへの影響がない。
- (7) 従来の X 線と二次元テンプレートを用いた不正確な術前計画ではなく、どの機種においても三次元的な正確な術前計画が可能なため、症例に最適な機種を選択することが可能。
- (8) 他のナビゲーションシステムと同様に骨切りギャップの測定が、伸展位からどの屈曲角度でも任意に評価可能であり、靭帯バランスの獲得や joint line の維持に有効。
- (9) 大腿骨と脛骨の相対位置が正確に評価されるためのコンポーネントの回旋位置の評価が可能。
- (10) 電磁場を用いたナビゲーションでも MIS においては他のナビゲーションシステムと同様に上顆軸の正確な位置は特定できないため、Whiteside's line や機能軸、後顆軸などを用いる必要がある。

## 6. 電磁場を用いたナビゲーションの問題点

電磁場を用いたコンピュータナビゲーションの原理の項でも述べたが、本システムには磁場に関係する特有の問題点が存在する。

まず、光学カメラによるナビゲーションシステムがカメラの視野によって大きく影響を受けると同様に電磁場を用いたナビゲーションシステムも周囲の環境により影響を

受ける。最も大きな原因は鉄による磁性体の影響であり、この場合にはシステム自体が作動しなくなる場合もある。その他、アルミニウムや銅、鉄鋼なども磁場に影響を与える。一方で、300 番台の鉄鋼やチタンなどは磁場に与える影響は比較的少ない。したがって、これらの金属を手術野から遠ざけることが必要となるが、アルミニウムや鉄鋼の場合には膝から 30 cm 離れていればその影響は少ない。

磁場のゆがみによる干渉の影響は、電磁場に特有な問題点である。この場合、電磁場の異常はコンピュータにより信号異常として検知され、その結果位置や運動に関する情報の読み取りが不可能となることがある。光学カメラによるシステムではカメラの視野が確保されているかぎりこのような問題は生じない。

送信器 (localizer) により作り出された磁場信号も重要である。すなわち送信器が動いたりすると DRF で検出できる情報に影響するため送信器はしっかりと固定されていなければならない。送信器の大きさは通常ソフトボール 2 個分程度であり、手術中に邪魔になることは少ない。もし、邪魔になるようであれば術野から離すことはできるが、この場合には DRF との距離に注意する必要がある。磁場の人体への影響については既述したように以前から多くの議論がなされているが、いまだに明確な結論にいたっていない<sup>12</sup>。さらに、電磁波は現在組織増殖や軟骨再生、疼痛緩和などに広く応用されているが、それらの報告でも電磁波による悪影響は示されていない。唯一、心臓のペースメーカーに対しては正常な作動に影響を及ぼすことが知られているが、現在の多くのペースメーカーには迂回システムの機能があり、電磁波による深刻な影響は回避されている。

## 7. 電磁場を用いたナビゲーションシステムの将来

電磁場を用いた手術ナビゲーションの最大の特徴は手術野を阻害することが少ない点であろう。つまり、一般的には手術侵襲を小さくしようとすれば複雑な技術や術者の経験と勘に頼ることが多くなり医師のストレスがさらに増すことが多い。正確な術前計画と術中への高精度な再現性、さらには高性能手術器具があれば次世代の TKA は我々にとってさらに簡便に行うことが可能となるはずであり、コンピュータナビゲーションはこのことを可能とするシステムなのである<sup>11</sup>。さらに、医療福祉分野でのコンピュータ化は大きなビジネスチャンスとして経済にも影響を与えることにもなる(図 98-11)。コンピュータ技術を用いた仮想空間いわゆる「バーチャルリアリティー」の分野は今後ますます発展を遂げ、例えば戦闘機の操縦におけるコン

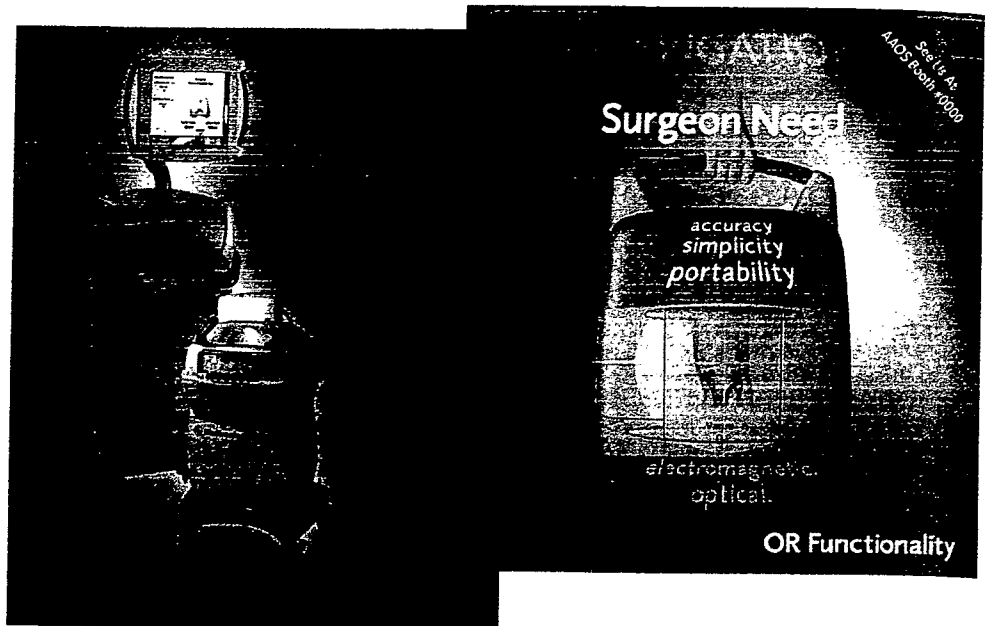


図 98-11  
医療現場におけるコンピュータの  
小型化。



図 98-12  
戦闘機の操縦におけるコンピュータナビゲーション。

ピュータナビゲーションのように軍事面での応用を含めてさらに進んだナビゲーションシステムが開発されるであろう (図 98-12)。そして、医療の分野におけるコンピュータナビゲーション手術の導入は、より良い治療結果に向け

てすべての外科医に等しく恩恵を与えることが大きく期待される。

(訳 大森 豪)

## 参考文献

1. Faddis M, Blume W, Finney J, et al: Novel, magnetically guided catheter for endocardial mapping and radiofrequency catheter ablation. *Circulation* 106: 2980-2985, 2002.
2. Fried MP, Kleefield J, Gopal H, et al: Image-guided endoscopic surgery: Results of accuracy and performance in a multicenter clinical study using an electromagnetic tracking system. *Laryngoscope* 107: 594-601, 1997.
3. Halliday D, Resnick R, Walker J: *Fundamentals of Physics*, 5th ed. New York, Wiley & Sons, 1997, part III, p 754.
4. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection: Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Physics* 74: 494-522, 1998.
5. Koele W, Stammberger H, Lackner A, Reittner P: Image guided surgery of paranasal sinuses and anterior skull base-5 years experience with the Instra Trak-System. *Rhinology* 40: 1-9, 2002.
6. Kottkamp H, Hindricks G, Breithardt G, Borggrefe M: Three-dimensional electromagnetic catheter technology: Electroanatomical mapping of the right atrium and ablation of ectopic atrial tachycardia. *J Cardiovasc Electrophysiol* 8: 1332-1337, 1997.
7. Kottkamp H, Hugel B, Krauss B, et al: Electromagnetic versus fluoroscopic mapping of the inferior isthmus for ablation of typical atrial flutter. *Circulation* 102: 2082-2086, 2000.
8. Manwaring KH, Manwaring ML, Moss SD: Magnetic field guided endoscopic dissection through a burr hole may avoid more invasive craniotomies: A preliminary report. *Acta Neurochir Suppl* 61: 34-39, 1994.
9. Otori N, Haruna S, Yoshiyuki M, Moriyama H: [Endoscopic endonasal surgery with image-guidance.] *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho* 103: 1-6, 2000. Japanese.
10. Reinhardt H, Meyer H, Amrein E: A computer assisted device for the intraoperative CT-controlled localization of brain tumors. *Eur Surg Res* 20: 51-58, 1988.
11. Reittner P, Tillich M, Luxenberger W, et al: Multislice CT-image-guided endoscopic sinus surgery using an electromagnetic tracking system. *Eur Radiol* 12: 592-596, 2002.
12. Repacholi M, Greenebaum B: Interaction of static and extremely low frequency electric and magnetic fields with living systems: Health effects and research needs. *Bioelectromagnetics* (In press). (Summary report of WHO scientific review meeting on static and ELF held in Bologna, 1997).
13. Schwarz Y, Mehta AC, Ernst A, et al: Electromagnetic navigation during flexible bronchoscopy. *Respiration* 70: 516-522, 2003.
14. Solomon S, Magle CA, Acker DE, Venbrux AC: Experimental non-fluoroscopic placement of inferior vena cava filters: Use of an electromagnetic navigation system with previous CT data. *J Vasc Interv Radiol* 10: 92-95, 1999.
15. Victor J, Hoste D: Image-based computer-assisted total knee arthroplasty leads to lower variability in coronal alignment. *Clin Orthop Relat Res* 428: 131-139, 2004.
16. Wagner A, Schicho K, Birkfellner W, et al: Quantitative analysis of factors affecting intraoperative precision and stability of optoelectronic and electromagnetic tracking systems. *Med Phys* 29: 905-912, 2002.
17. Zaaroor M, Bejerano Y, Weinfeld Z, Ben-Haim S: Novel magnetic technology for intraoperative intracranial frameless navigation: In vivo and in vitro results. *Neurosurgery* 48: 1100-1107; discussion 1107-1108, 2001.





## High lubricious surface of cobalt–chromium–molybdenum alloy prepared by grafting poly(2-methacryloyloxyethyl phosphorylcholine)

Masayuki Kyomoto<sup>a,b,\*</sup>, Yasuhiko Iwasaki<sup>c</sup>, Toru Moro<sup>d</sup>, Tomohiro Konno<sup>b</sup>,  
Fumiaki Miyaji<sup>a</sup>, Hiroshi Kawaguchi<sup>d</sup>, Yoshio Takatori<sup>d</sup>, Kozo Nakamura<sup>d</sup>,  
Kazuhiko Ishihara<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Research Division, Japan Medical Materials Corporation, Japan

<sup>b</sup>Department of Materials Engineering, School of Engineering and Center for NanoBio Integration, The University of Tokyo, Japan

<sup>c</sup>Institute of Biomaterials and Bioengineering, Tokyo Medical and Dental University, Japan

<sup>d</sup>Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, The University of Tokyo, Japan

Received 19 December 2006; accepted 9 March 2007

Available online 18 March 2007

### Abstract

Osteolysis caused by wear particles from polyethylene in artificial hip joints is of great concern. Various bearing couple combinations, bearing material improvements, and surface modifications have been attempted to reduce such wear particles. With the aim of reducing the wear and developing a novel artificial hip-joint system, we created a highly lubricious metal-bearing material: A 2-methacryloyloxyethyl phosphorylcholine (MPC) polymer was grafted onto the surface of the cobalt–chromium–molybdenum (Co–Cr–Mo) alloy. For ensuring the long-term retention of poly(MPC) on the Co–Cr–Mo alloy, we used a 4-methacryloyloxyethyl trimellitate anhydride (4-META) intermediate layer and photo-induced graft polymerization technique to create a strong bonding between the Co–Cr–Mo substrate and the poly(MPC) chain via the 4-META layer. The Co–Cr–Mo alloy was pretreated with nitric acid and O<sub>2</sub> plasma to facilitate efficient interaction between the 4-META carboxyl group and the surface hydroxyl group on the Cr oxide passive layer of the Co–Cr–Mo alloy. After MPC grafting, the MPC unit peaks were clearly observed in the Fourier-transform infrared spectroscopy with attenuated total reflection (FT-IR/ATR) and X-ray photoelectron spectroscopy (XPS) spectra of the Co–Cr–Mo surface. Tribological studies with a pin-on-plate machine revealed that surface MPC grafting markedly lowered the friction coefficient. We concluded that the grafted poly(MPC) layer successfully provided high lubricity to the Co–Cr–Mo surface.

© 2007 Elsevier Ltd. All rights reserved.

**Keywords:** Joint replacement; Cobalt alloy; Phosphorylcholine; Metal surface treatment

### 1. Introduction

The number and prevalence of primary and revision hip and knee joint replacements are substantially increasing worldwide every year [1]. This implies that the quality of artificial joints is becoming increasingly important. Most patients who receive an artificial joint experience a dramatic relief from pain and enjoy a rapid improvement in their quality of life. The most widely used bearing couple

in artificial hip-joint systems is the combination of an ultra-high-molecular weight polyethylene (UHMWPE) acetabular component and a metal femoral component. The cobalt–chromium–molybdenum (Co–Cr–Mo) alloy is one of the most widely used metal-bearing materials in artificial joint systems. The Co–Cr–Mo alloy has good mechanical properties, castability, corrosion resistance, and wear resistance, whereas stainless-steel and titanium alloys have a disadvantage with regard to corrosion resistance and wear resistance, respectively.

In total hip arthroplasty (THA), osteolysis caused by the wear particles from UHMWPE has been recognized as a serious issue [2–4]. Efforts to decrease these particles have focused on bearing material improvement and the use of

\*Corresponding author. Uemura Nissei Bldg. 9F, 3-3-31 Miyahara, Yodogawa-ku, Osaka 532-0003 Japan. Tel.: +81 6 6350 1014; fax: +81 6 6350 5752.

E-mail address: [kyomotom@jmmc.jp](mailto:kyomotom@jmmc.jp) (M. Kyomoto).

combinations other than metal-on-UHMWPE [5–7]. Recently, a metal-on-metal-type artificial hip-joint system consisting of Co–Cr–Mo acetabular and femoral components has been studied [8,9]. The advantages of the Co–Cr–Mo/Co–Cr–Mo bearings are the absence of the generation of UHMWPE wear debris and decreased wear as compared to that in the case of the Co–Cr–Mo/UHMWPE bearings [10,11]. However, even in the Co–Cr–Mo/Co–Cr–Mo bearings, aseptic loosening induced by wear particles and metallosis remain as serious issues in revision surgeries [12,13]. In addition to metallosis, electrochemical corrosion and carcinogenesis occurring due to the dissemination of wear particles to the other parts of the body have been reported [14].

To reduce such wear particles, improvements in the bearing materials and surface modifications of the Co–Cr–Mo alloy have been attempted [15,16]. Surface coating may reduce the UHMWPE wear without compromising the bulk mechanical properties of the implant materials. Various “hardening treatments” on metal-bearing surfaces, such as diamond-like carbon coating, titanium nitride coating, and ion implantation have been attempted [17–19]. Although these surface modifications may improve the THA survivorship, the limited THA longevity imposes restrictions for its application in younger patients. Consequently, the possibility of replacing the femoral head alone, in either solid or articular surface replacement form, during revision surgeries of metal-on-metal THA remains an attractive feature of such implants. However, the Co–Cr–Mo alloy or the hardening-treated Co–Cr–Mo alloy may induce damage to the cartilaginous tissue.

On the other hand, previous studies reported that highly lubricious hydrogel polymer used as an artificial cartilage did not damage against the cartilaginous tissue [20,21]. We have recently developed a highly lubricious artificial hip-joint system by a “mild treatment” with soft materials. In this treatment, poly(2-methacryloyloxyethyl phosphorylcholine (MPC)) was grafted onto the surface of CLPE (CLPE-*g*-MPC) [22–24]. MPC is a methacrylate monomer with a phospholipid polar group in a side chain and is used to prepare novel polymer biomaterials, as designed by Ishihara et al. [25] who were inspired by the neutral phospholipids of cell membranes. Many polymers containing the MPC unit are widely used as biomaterials [26–33]. Moreover, various medical devices have already been developed using poly(MPC) and are being used clinically. The efficacy of MPC polymer as a biomaterial has been well verified [34–36]. Based on the biocompatibility and

hydrophilicity of poly(MPC), we have been developing new artificial joints with highly lubricious bearing surfaces that are formed by photo-induced radical graft polymerization.

In this study, we synthesized a highly lubricious metal-bearing material in which the MPC polymer was grafted onto the surface of the Co–Cr–Mo alloy (Co–Cr–Mo-*g*-MPC) for developing a novel artificial hip-joint system—artificial femoral head and metal-on-metal (Co–Cr–Mo/Co–Cr–Mo) type—for THA. We also investigated the surface structure and tribological properties of Co–Cr–Mo-*g*-MPC.

## 2. Materials and methods

### 2.1. Co–Cr–Mo alloy substrate and pretreatments

The Co Cr Mo alloy was supplied by Yoneda Advanced Casting Co., Ltd (Takaoka, Japan). The chemical composition of the Co Cr Mo alloy used in this study is listed in Table 1. This alloy was manufactured according to the ASTM F75 standard specification for Co 28Cr 6Mo alloy [37]. The Co Cr Mo samples were polished so that the average surface roughness ranged between 0.01 and 0.02  $\mu\text{m}$ .

The polished Co Cr Mo samples were washed with acetone, and then immersed in 35vol% nitric acid at room temperature for 35 min according to the ASTM F86-04 standard [38]. This treatment provides passivation by surface oxidation and can dissolve certain foreign materials that may remain from the previous procedure. Moreover, a previous study reported that the Cr concentration of dry-polished stainless steel was lower at the surface than in the bulk [39]. We therefore treated the surface with nitric acid with the aim of increasing the Cr concentration by “re-surfacing.”

After the nitric acid treatment, the Co Cr Mo samples were irradiated with O<sub>2</sub> plasma at 500-W high-frequency output and 150 mL/min O<sub>2</sub> gas flow for 5 min by using O<sub>2</sub> plasma etcher (PR500, Yamato Scientific Co., Ltd., Tokyo, Japan). The O<sub>2</sub> plasma treatment increased the thickness of the surface oxide layer.

### 2.2. 4-Methacryloxyethyl trimellitate anhydride coating on Co–Cr–Mo alloy and MPC graft polymerization

4-Methacryloxyethyl trimellitate anhydride (4-META) and acetone were purchased from Wako Pure Chemical Industries, Ltd. (Osaka, Japan). The previous studies suggested that 4-META and methacrylates were applicable as photocurable bonding liners that can bind a resin composite to a metal substrate [40–42]. MPC was synthesized industrially by using the method developed by Ishihara et al. [25] and was supplied by AI Bio-Chips Co., Ltd. (Tokyo, Japan). 2-Hydroxy-1-[4-(hydroxyethoxy)phenyl]-2-methylpropanone (DAROCUR<sup>®</sup> 2959, D2959) was purchased from Ciba Specialty Chemicals Holding Inc. (Basel, Switzerland). D2959 is a highly efficient radical photoinitiator for ultraviolet (UV) curing of the systems containing unsaturated monomers and prepolymers. It is particularly well known as a cytocompatible UV photoinitiator with UV intensities of <6 mW/cm<sup>2</sup> that can perform polymerization for up to 10 min with a UV light of 365 nm [43].

The synthesis of Co Cr Mo-*g*-MPC is schematically illustrated in Fig. 1. The various pretreated Co Cr Mo samples were coated with an

Table 1  
Chemical composition (%) of the Co Cr Mo alloy

Cr	Mo	C	Ni	Fe	Si	Mn	Al	Co
28.61	5.96	0.03	0.02	0.03	0.54	0.40	0.02	Bal.

acetone solution containing 10mass% 4-META by using a spin coater (K-359 S-1, Kyowariken Inc., Tokyo, Japan) and then dried in the dark at 40 °C for 3 h to remove the acetone. MPC and D2959 were dissolved in degassed ethanol to a concentration of 2mass% and 0.1mass%, respectively. The Co Cr Mo samples coated with 4-META after various pretreatments were immersed in the MPC ethanol solution containing D2959. Photo-induced graft polymerization on the Co Cr Mo surface was carried out using UV irradiation (UVL-400HA ultra-high-pressure mercury lamp, Riko-Kagaku Sangyo Co., Ltd., Finabashi, Japan) with an intensity of 5 mW/cm<sup>2</sup> at 60 °C for 10 min with a Toshiba D-35 filter to allow the passage of UV light of only 350 ± 50 nm wavelength. After the polymerization, the Co Cr Mo-*g*-MPC samples were removed from the solution, washed with ethanol, and dried at room temperature.

### 2.3. MPC graft polymerization on cross-linked polyethylene

Compression-molded UHMWPE (GUR1020 resin, Poly Hi Solidur Inc., IN, USA) bar stock was gamma irradiated at 50 kGy in N<sub>2</sub> gas and annealed at 120 °C in N<sub>2</sub> gas for cross-linking. After cooling, the cross-linked polyethylene (CLPE) specimens were machined from this bar stock.

MPC grafting onto the CLPE surface was performed as described in previous studies [23,24]. They were immersed in an acetone solution containing 10 mg/mL benzophenone for 30 s and then dried in the dark at room temperature to remove the acetone. MPC was dissolved in degassed pure water to a concentration of 0.5 mol/L. The benzophenone-coated CLPE samples were immersed in the aqueous MPC solution. Photo-induced graft polymerization on the CLPE surface was carried out using UV irradiation with an intensity of 5 mW/cm<sup>2</sup> at 60 °C for 90 min. After the polymerization, the CLPE-*g*-MPC samples were removed from the solution, washed with pure water and ethanol, and dried.

### 2.4. Surface analysis by Fourier-transform infrared spectroscopy, X-ray photoelectron spectroscopy, and water-contact angle measurement

The functional group vibrations of the Co Cr Mo alloy surfaces before and after the MPC grafting were examined by Fourier-transform infrared (FT-IR) spectroscopy with attenuated total reflection (ATR) equipment. The FT-IR/ATR spectra were obtained using an FT-IR analyzer (FT/IR615, JASCO Co. Ltd., Tokyo, Japan) for 32 scans (1.2 s/scan) over the range of 800–2000 cm<sup>-1</sup> at a resolution of 4.0 cm<sup>-1</sup>.

The surface elemental conditions of the Co Cr Mo alloy before and after the MPC grafting were analyzed using X-ray photoelectron spectroscopy (XPS). The XPS spectra were obtained using an XPS spectrophotometer (AXIS-HSi165, Kratos Analytical Ltd., UK) equipped with a 15-kV Mg-K $\alpha$  radiation source at the anode. The take-off angle of the photoelectrons was maintained at 90°. Five scans (approximately 260–425 s/scan depending on the atomic signal strength) were taken for each sample.

The static water contact angles on the Co Cr Mo surfaces that were subjected to different types of pretreatments before and after the MPC grafting were measured using the sessile drop method with an optical bench-type contact angle goniometer (Model DM300, Kyowa Interface Science Co., Ltd., Saitama, Japan). Drops of purified water (1  $\mu$ L) were deposited on the Co Cr Mo-*g*-MPC surface, and the contact angles were directly measured with a microscope after 60 s of dropping, according to the ISO 15989 standard [44]. Measurements were repeated six times for each sample, and the average values were considered as the contact angles.

### 2.5. Surface observation by fluorescence microscopy

We used rhodamine 6G (Wako Pure Chemical Industries, Ltd., Osaka, Japan) that can be applied simply and rapidly to a polymer coating and

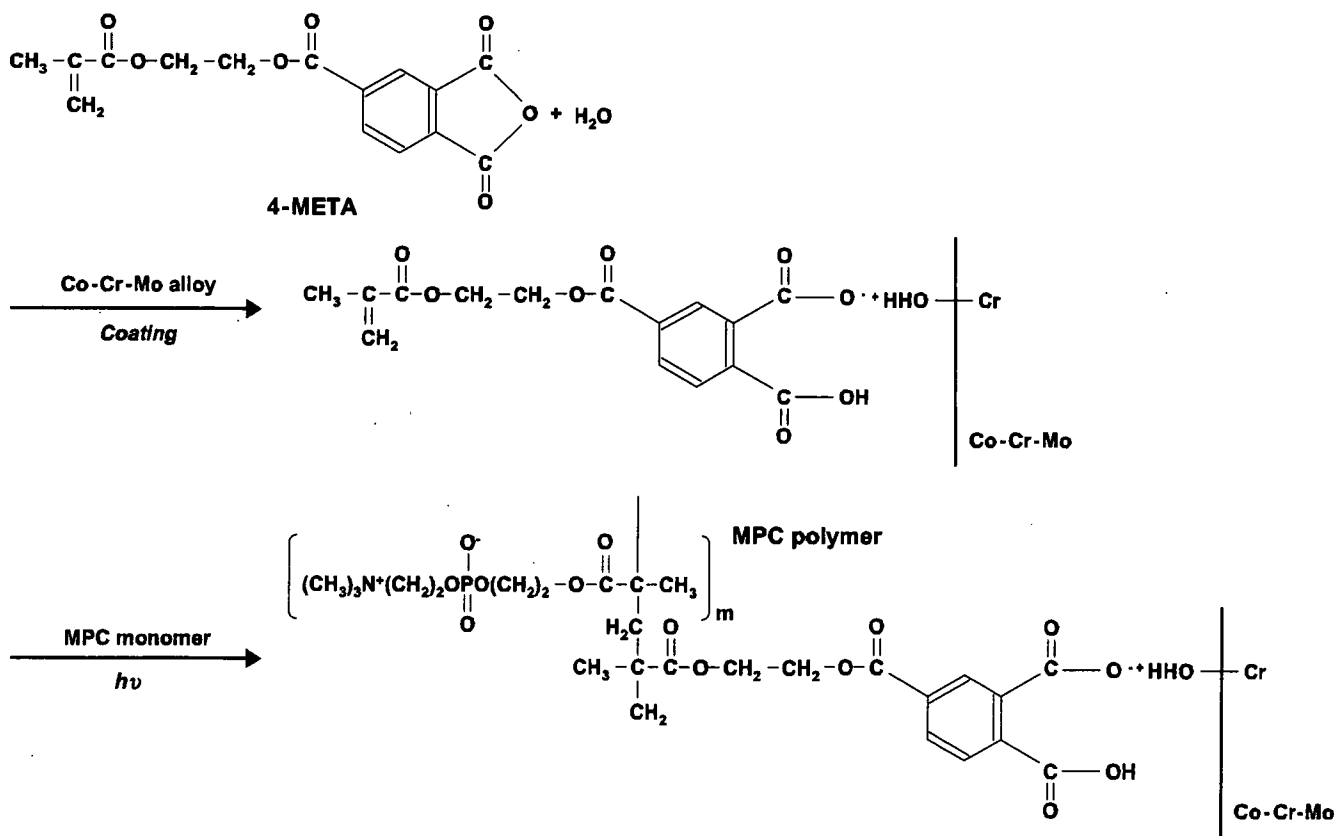


Fig. 1. Scheme for the synthesis of Co Cr Mo-*g*-MPC.

imaged using fluorescence microscopy (FM). Wang et al. [45] found that rhodamine 6G effectively stains poly(MPC) that possesses great structural similarity to lipids. This simple staining technique enables the evaluation of the coated area by FM.

An aqueous solution of 200 mass ppm rhodamine 6G was used for all the staining experiments. All the samples were stained by following a two-step procedure: (1) The samples were immersed in the rhodamine 6G solution for 30 s and then removed. (2) Next, they were washed two times consecutively in distilled water for 30 s and then dried.

A fluorescence microscope (Axioskop 2 Plus, Carl Zeiss AG, Oberkochen, Germany) was used for FM imaging and examination of all samples. Pseudo-color images were obtained using a CCD camera (VB-7010, Keyence Co., Osaka, Japan) and imaging software (VH analyzer 2.51, Keyence Co., Osaka, Japan). Lenses with  $\times 10$  magnification and appropriate exposure time (approximately 1/10 s) were employed to obtain best image quality of the various samples.

It is known that most fluorescent dyes undergo a process called photobleaching under normal imaging conditions, with subsequent deterioration during fluorescence [45]. In general, the fluorescence intensity decreases with time during imaging [45]. In the present study, the Co Cr Mo-*g*-MPC samples were stained with rhodamine 6G, and they were illuminated within 5 min of staining. The time required for appropriate exposure was within 1–2 min. It was therefore assumed that the effect of photobleaching of rhodamine 6G was not very significant under these experimental conditions.

### 2.6. Friction test

The friction coefficients between the pins fabricated from various materials and the untreated Co Cr Mo ( $n = 2$ ) or Co Cr Mo-*g*-MPC (pretreated with nitric acid and O<sub>2</sub> plasma,  $n = 3$ ) plates were measured using a custom-made pin-on-plate machine [46]. Each pin was a cylinder measuring 5 mm in height and 9 mm in diameter. Friction tests were carried out at a temperature of 37 °C, a contact stress of 2.4 MPa, and a swing distance of 25 mm with a frequency of 1 Hz [47]. The lubricant used was a mixture of 27 vol% bovine serum, 20 mM/L of ethylene diamine tetraacetic acid (EDTA), and 0.2 mass% sodium azide [48]. The friction tests were performed up to maximum  $5.0 \times 10^4$  cycles (preliminary test,  $n = 1$ ), and the lubricant was not changed during the tests.

## 3. Results

Fig. 2 shows the FT-IR/ATR spectra of the untreated Co–Cr–Mo sample and the nitric acid- and O<sub>2</sub> plasma-pretreated Co–Cr–Mo-*g*-MPC sample. Absorption peaks were not observed for the Co–Cr–Mo sample before the MPC grafting and for either the nitric acid- or O<sub>2</sub> plasma-pretreated Co–Cr–Mo-*g*-MPC samples (data not shown). In contrast, new absorption peaks were observed only for the Co–Cr–Mo-*g*-MPC samples pretreated with both nitric acid and O<sub>2</sub> plasma. The peaks at 1720, 1550, and 1460 cm<sup>-1</sup> are attributed to the aromatic ring C=O and -CH<sub>2</sub>- in the 4-META and MPC graft polymer. The peaks at 1080 and 970 cm<sup>-1</sup> are due to the phosphate group in the MPC unit [25].

Table 2 summarizes the elemental compositions of the Co–Cr–Mo surfaces that were subjected to the different types of pretreatments. After the nitric acid pretreatment, the O<sub>2</sub> and Co compositions decreased and the Cr and Mo compositions increased. After O<sub>2</sub> plasma pretreatment, the O<sub>2</sub> composition increased to approximately 53% due to the formation of the surface oxide layer. After the combined nitric acid and O<sub>2</sub> plasma pretreatment, the compositions

of O<sub>2</sub>, Co, and Cr were higher than those before the pretreatment.

The XPS spectra of the binding energy region of the Co<sub>2p</sub>, Cr<sub>2p</sub>, and Mo<sub>3d</sub> electrons obtained from the nitric acid- and O<sub>2</sub> plasma-pretreated Co–Cr–Mo sample before and after the 4-META coating are shown in Fig. 3. Prior to the 4-META coating, the Co oxide (Co<sup>2+</sup>), Cr oxide (Cr<sup>3+</sup>), and Mo oxide (Mo<sup>4+</sup> and Mo<sup>6+</sup>) peaks were observed in the Co<sub>2p</sub>, Cr<sub>2p</sub>, and Mo<sub>3d</sub> spectra, respectively. After the 4-META coating, Co<sub>2p</sub> and Mo<sub>3d</sub> were depleted but Cr<sub>2p</sub> was almost unchanged.

Fig. 4 shows the XPS spectra (N<sub>1s</sub> and P<sub>2p</sub>) of the untreated Co–Cr–Mo sample and the nitric acid- and O<sub>2</sub> plasma-pretreated Co–Cr–Mo-*g*-MPC sample. In both N<sub>1s</sub> and P<sub>2p</sub> spectra, the peaks appeared only for Co–Cr–Mo-*g*-MPC. The peaks at 403 and 134 eV were assigned to the -N<sup>+</sup>(CH<sub>3</sub>)<sub>3</sub> and phosphate groups, respectively. These peaks are the characteristic of the phosphorylcholine present in the MPC units.

Table 3 summarizes the elemental compositions of the Co–Cr–Mo-*g*-MPC surfaces that were subjected to different types of pretreatments. The surface nitrogen (N) and phosphorous (P) compositions in the Co–Cr–Mo-*g*-MPC samples were higher than those in the untreated Co–Cr–Mo samples. It should be noted that in the Co–Cr–Mo-*g*-MPC samples pretreated with both nitric acid and O<sub>2</sub> plasma, the measured N and P compositions increased to 3.0 and 2.9, respectively, and the Co, Cr, and Mo from the Co–Cr–Mo substrate were not detected.

Fig. 5 shows the static water contact angle on the Co–Cr–Mo surfaces subjected to different types of pretreatments before and after the MPC grafting. The

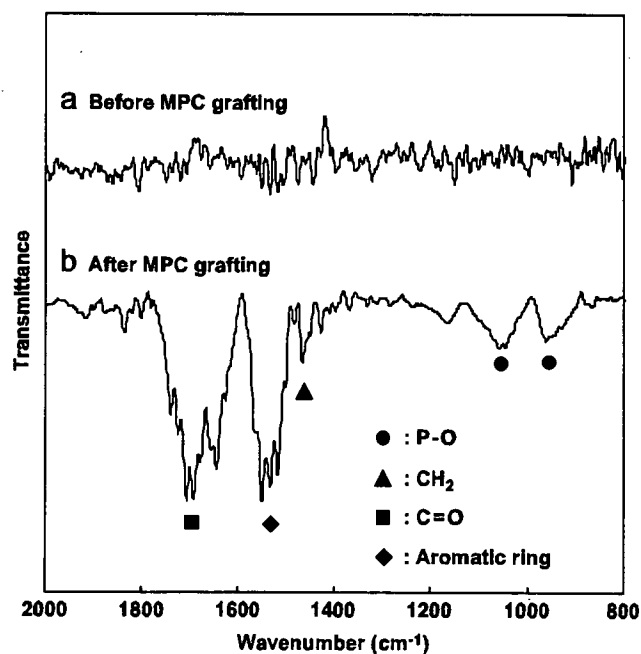


Fig. 2. FT-IR/ATR spectra of the nitric acid- and O<sub>2</sub> plasma-pretreated Co Cr Mo sample (a) before and (b) after MPC grafting.