

© 1987 ISIJ

ハイブリッド炭素複合材料 —インプラント材料としての適用例—

小 島 昭*・大 谷 杉 郎*²

Hybrid Carbon Composite Materials Application to Implant Materials

Akira KOJIMA and Sugio OTANI

1. は じ め に

近年における新素材の発達は目覚ましいものがある。新素材を製作する上での特徴は、これまでの製法にとらわれずに、他の先端分野における新しい製造方法を積極的に取り入れることによつて、作り出すことであると思われる。このことは炭素材料の分野でも、宇宙工学における炭素繊維 (Carbon Fiber, 以下 CF と略記する) の複合化技術や、電子工学における CVD 技術、高分子工学における高分子成形技術などの先端技術が取り入れられ、これまでは持つことのできなかつた、種々の新しい機能を付与させることができるようになった。そして、これらの技術を複合化することによつて、ハイブリッドな構造をもつ炭素複合材の製作を試み、これらを生体用材料として展開することについて検討した^{1)~3)}。

炭素材料を生体用材料として使用するための研究は、1960 年代前半に V. L. GOTT らによつて行われた人工血管の研究中、炭素がすぐれた抗血栓性をもっていることがわかつた時から始まつた⁴⁾。これまで 25 年間にわたり、多くの研究者によつて行われ、人工心臓弁、人工歯根材および人工関節などに試みられてきた⁵⁾⁶⁾。その結果、炭素は、抗血栓性、生体親和性、生体組織との接着性、耐久性、摩擦および摩耗性などに優れていることがわかつた⁷⁾⁸⁾。

このようなすぐれた特徴をいかして多くの研究が行われた中で、最も成功した開発例は炭素人工心臓弁である。これらは原子炉用黒鉛材を熱分解炭素で被覆した低温等方性熱分解 (LTI) 炭素を用いて作られ、1980 年までに 20 万個を製造し、現在では米国で使用される心臓弁の 3/4 を占めるようになった⁶⁾。これ以外でも同種の素材による人工歯根材、頭蓋骨、各種関節なども作られるようになった。しかし、炭素材料と生体組織との適合性

のよさは十分あるにしても、炭素製の人工心臓弁⁵⁾⁹⁾ 以外にはほとんど成功していない。この理由として医学関係者があげる炭素材料の欠点は、(1) 表面が脆くて組織を汚す恐れが多いこと、(2) 施術時や生体内で破壊した時に、微粉末が生じやすいこと、(3) 使用場所によつては機械的強度に不足が見られること、(4) 生体組織と炭素材料とをしつかりと固定する方法がないことなどの点であつた⁷⁾。これらの諸問題の中で (1, 2, 3) 項に関しては、熱分解炭素被覆や各種の炭素繊維/炭素複合材、改良されたガラス状炭素などのめざましい発展とともに解決されつつある。しかし、(4) 項の生体組織と炭素材料との接着および固定の問題は、他の生体用材料にも共通するものであるが、本質的な点ではほとんど解決されていないのが現状である。

これまでに骨などの硬組織に、金属やセラミックス等の生体用材料を固定させるためには、(a) 埋入材料の形状を工夫して固定させる方法、(b) ねじなどによつて機械的に固定する方法、(c) 骨セメントを用いて接着する方法、(d) 多孔質材料を埋入材として用いる方法、および (e) 生体活性セラミックス (アパタイト、生体活性ガラスなど) を利用する方法などが用いられている。

いずれの方法も多くの問題をかかえており、いまだに満足のゆく方法となつていない。生体材料の接着固定の問題は、人工臓器と生体組織との触れ合つた界面構造をいかに設計するかである。界面構造の影響が顕著に見られるのは、咀嚼圧という大きな圧力が繰り返し加えられる人工歯根材の場合である。人工歯根材用の素材としてこれまでに使用されたものは、金属チタン、単結晶アルミナ、アパタイトなどがある。前二者は、生体に対しては無害で機械的強度が高いという材料特性を利用し¹⁰⁾¹¹⁾、アパタイトは生体組織との化学的親和性を重視したものである¹²⁾。いずれの場合も、人工歯根材全

昭和 61 年 8 月 4 日受付 (Received Aug. 4, 1986) (依頼解説)

* 群馬工業高等専門学校工業化学科助教授 工博 (Department of Industrial Chemistry, Gunma Technical College, 580 Toribamachi Maebashi 371)

*² 群馬大学工学部教授 工博 (Faculty of Engineering, Gunma University)

Key words: carbon; hybrid composite material; dental implant; application; surgery; characteristics; joining; carbon fiber.

体のデザインについての工夫はあるが、生体組織と接する歯根材の表面構造についての特別な配慮はなされていないのが現状である。これらの点を考慮して、著者らは歯科研究者との共同で、人工歯根材の開発研究を行ってきた。その人工歯根材の特徴は、生体親和性の極めて高い炭素材料の表面に、生体組織と三次元的に交織しうる微細な多孔層構造を持つ人工歯根材（インプラント）を作り、天然歯と同様の支持組織を、主として生物物理的に誘導しようとしたことである。

本解説は、表面構造に特徴をもつインプラントの設計原則、それを具体化するための製作方法、その際における問題点、製作されたインプラントの物性および構造、表面修飾による機能性の付与、歯科研究者によつて行われた細胞培養および動物実験などについて説明し、実用化研究へ引き継ぐまでの研究経過をまとめたものである。

この微細な多孔層構造をもつ炭素インプラントの製作方法は、黒鉛電極、等方性黒鉛製品およびガラス状炭素などによつて代表されるこれまでの炭素材料に比べて、著しく製作方法が異なり、熱分解炭素と炭素繊維/炭素複合材の、二つの製造技術を結びつけたハイブリッドな複合化技術によつて達成できたものである。この構造は、格別にファインな構造をもつ炭素インプラントの開発につながり、炭素成形物についてのこれまでの認識を新たにするものと考えている。

2. インプラントの設計原則

生体組織とインプラントを接着固定するのに、きわめて効果的であると考えられるインプラントの設計の基本は、「埋入材と生体との生物学的な結合を期待するよりも、埋入材に多孔表面層を設け、埋入材の表面層と新生組織との一体化した構造によつて接着固定を計ることである」と、共同研究者の柳沢定勝（日本大学歯学部）は、次のようなインプラントの条件を提案した^{1)2)13)~17)}。

(1) 素材は、骨の物性に近似し、細胞の付着性がすぐれていて、その増殖を妨げないものを使用する。

(2) 素材の表面は、細胞の分裂増殖のための付着固定の場となり、新生する細胞に酸素と栄養の供給が十分に行われるように、循環液が浸透しやすい大きさの空隙をもつ多孔構造であること。

(3) 多孔表面層は、新生するコラーゲン線維と三次元的に交織した状態を形成し、インプラントと生体組織とが一体化して力を伝達できる構造であること。そして、空隙率をできる限り大きくすると同時に堅牢であること。

これらの設計原則のうち、第(1)項の骨の物性（曲げ強度、圧縮強度および弾性率など）に素材の物性を近似させることは、炭素材料で十分達成できると考えられた。また、炭素と細胞との親和性の良いこともこれまで

の多くの研究によつて確認されている。第(2, 3)項はいずれも表面多孔層の構成と物性に関係した。そして、この表面多孔層は堅牢であることを前提にし、表面に近い部分では空隙径を大きくし、深部の空隙径を小さくした構造であることが望まれた。

このような多孔表面層を実現するには、表面の構造が一種の Rigid flame いわゆる微細なラーメン構造表面層 (Fine Rahmen Structure Surface, 以下 FRS と略記する) をもち、これに堅牢な表面とするための工夫をしたものが最適と考えた。この FRS をもつ炭素人工歯根材を FRS インプラントと名付けた（この場合の「ラーメン」とは、建築用語で部材と部材とが相互回転ができないように剛に結合され、部材間には大きな空隙が作られている構造を示す¹⁸⁾）。

3. FRS インプラントの基本的製作法

上記の設計原則をもつ FRS インプラントの基本的製作方法は、図1に示すように、歯根材として必要な機械的強度を満足している芯材と、50% 以上の空隙率を持ち、機械的に強固な FRS 層とを一体化させる構造を構築することであつた。これまでの多孔表面層を作る試みの多くは、焼結体の粒子間の空隙を利用したもので、一般に空隙が少なく、強いて空隙を大きくすれば機械的材料強度が低下した。従つて、FRS 層をもつ炭素材の構造は、本研究に着手する前の研究結果から CF 不織布内に適当な温度勾配を作り、これに熱分解炭素を含浸した構造が適していると考えた¹⁹⁾。

また、試作するインプラントの形状は、埋入部位や目的によつて異なるので、歯槽骨に埋入した時に、骨に対して局部的に応力集中のおこることが少なく、幅広い場所に、均等な応力分散が可能で大きな支持力を期待できるブレード型、前歯部など狭い部位に適用可能な天然歯根型の2種を試みることにした。それらの構造模型を図2に示す。A, B はともにブレード型、C は天然歯根型である。また、D は歯冠をかぶせる金属製のポストコアと、さや（スリーブ）が分離している Weber 方式によ

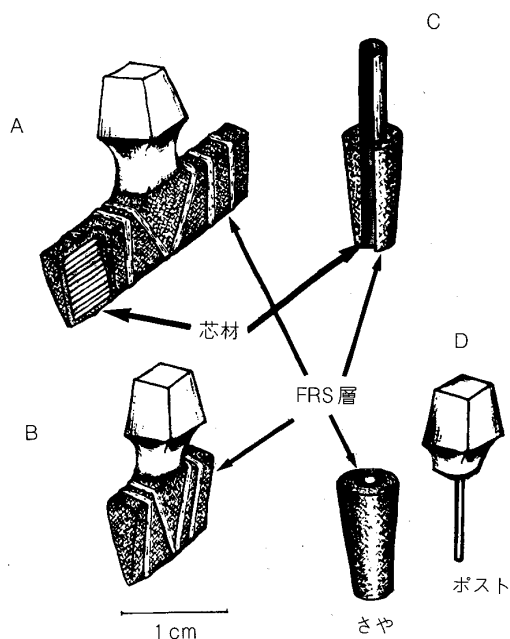
要求特性

高硬度 低熱膨張率	高空隙率 高剛性
強い接着	
芯 材	FRS

製法

CF/炭素複合材	CF/LTPC 複合材
LTPC による接着	

図1 FRS インプラントの要求特性と調製方法



A, B: ブレード型 FRS インプラント
 C: 天然歯根型 FRS インプラント
 D: Weber 方式による天然歯根型 FRS インプラント
 図2 FRS インプラントの構造模型

る天然歯根型である。

この構造模型(図2)を、実現化するための方法としては、図1に示したように機械的特性の優れた炭素芯材を用い、その表面に堅牢な FRS 層を構築することである。

この模型を実際に具体化する場合の大きな問題点は、(a) 高強度炭素芯材の選択あるいは製作、(b) FRS 層の構築、(c) FRS 層と芯材との接着一体化などであった。

4. 高強度炭素芯材

歯根材としての強度を保持し、FRS 層を固定させるための芯材用炭素材の機械的特性は、少なくとも曲げ強度 150 MPa 以上、圧縮強度 100 MPa 以上をもち、金属と同じように靱性を示す炭素薄板あるいは炭素細棒が必要であった。その他に、芯材用炭素材の熱膨張係数が $5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 以上になると、構築された FRS 層と芯材との間で剥離が生じた²⁰⁾。従つて、両者を強固に接着させるためには、芯材の熱膨張係数が $2 \sim 4 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 程度であることが望ましかった。このための炭素材として、電極用炭素材あるいは等方性炭素材などについて検討してみたが、いずれも脆性を示すとともに、強度的にも不足していた。また、後者は熱膨張率にも問題があつた。そのため、現状でこれらの諸特性を満足している炭素繊維/炭素複合材を使用することにした。そして、天然歯根型 FRS インプラントには直径 2~3 mm の一方向性

の炭素繊維/炭素複合材棒(曲げ強度 660 MPa, 圧縮強度 170 MPa, 曲げ弾性率 36 GPa)を、プレート型の FRS インプラントには厚さ 2~3 mm の CF 織布積層型の炭素繊維/炭素複合材板(曲げ強度 150 MPa, 圧縮強度 100 MPa, 曲げ弾性率 30 GPa)をそれぞれ用いることにした。このうち、ブレード型 FRS インプラント用の炭素繊維/炭素複合材板は、航空機のブレーキ材用に製作された CF 織布積層型の炭素繊維/炭素複合材板を利用することにした。それに対し、天然歯根型用の炭素繊維/炭素複合材の細棒は、CF とフェノール樹脂とから炭素繊維/樹脂複合材を作り、これを炭素化することによつて調製した²¹⁾。その際に、CF をあらかじめ高温処理しておくか、あるいは炭素繊維/炭素複合材を黒鉛化温度まで熱処理することによつて、ある程度の靱性を持たすことができた²²⁾。

5. FRS 層の構築および芯材との接着一体化

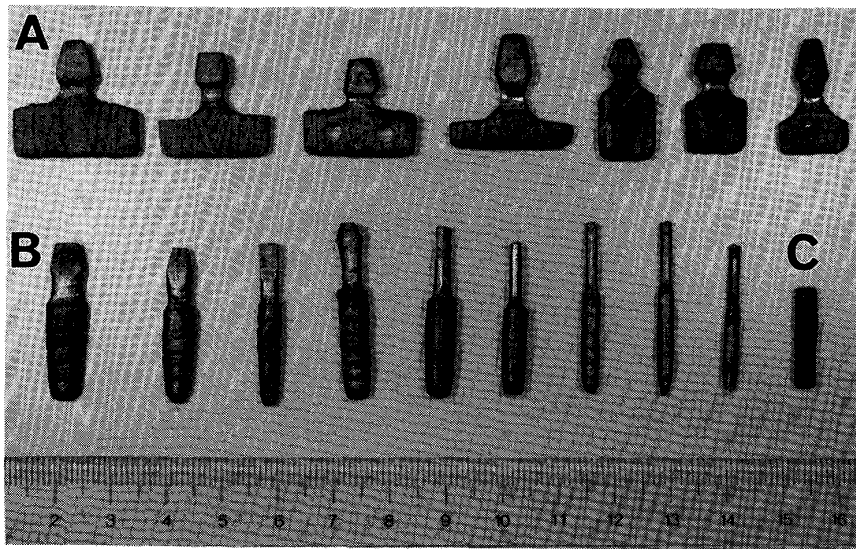
FRS 層の構築は、CF ペーパーや CF マットなどの CF 不織布を基材にした CVD 法を用い、著者らが開発した低温気相熱分解炭素(Low Temperature Pyrolytic Carbon, 以下 LTPC と略記する)を含浸させることによつて行つた¹⁹⁾。ここで使用した LTPC は、cis-1,2-ジクロロエチレンを原料にし、気相中で分解させて基材上に堆積させた熱分解炭素である^{23)~26)}。

LTPC の特徴は、製造温度が従来の熱分解炭素のそれよりも 500°C 程度低い約 700°C であること²³⁾、高い硬度²⁷⁾と基材炭素との間で強い接着性を示すことであつた²⁰⁾。具体的には、炭素繊維/炭素複合材芯材に CF 不織布を巻きつけた堆積基材内に、芯材との接触面が高温、外表面がより低温になるような温度分布ができるように、加熱方法をくふうして LTPC 含浸を行い、FRS 層の構築と芯材との接着一体化を同時に行うようにした。

5.1 天然歯根型 FRS インプラントの製作

直径 2 mm の芯材用の一方向性炭素繊維/炭素複合材棒に CF 不織布(厚さ 0.25 mm)を直径 6 mm になるまで巻きつけ、その上から CF 撚糸を 2 mm 間隔で巻いて固定し堆積基材とした。この基材を直接通電によつて加熱し、芯材部の温度を 900°C とし、アルゴンと共に原料(cis-1,2-ジクロロエチレン)を送り込んで、LTPC の含浸を行つた。含浸終了後、外径を 4~5 mm 程度に成形するとともに、頸部をダイヤモンドペーストで研磨して鏡面に仕上げ、天然歯根型 FRS インプラントとした。

作製した各種天然歯根型 FRS インプラントの外観を写真1の下段Bに示す。これらのインプラントの表面状況を顕微鏡で観察すると、LTPC 被覆によつて CF の直径は 30~50 μm にまで増大し、CF の交点は強固に結合されて、200 μm 以上の空孔が数多く存在しラメラ



A: ブレード型 FRS インプラント
B: 天然歯根型 FRS インプラント
C: 動物中への埋入試験用の円柱型 FRS インプラント

写真1 製作した各種 FRS インプラントの外観

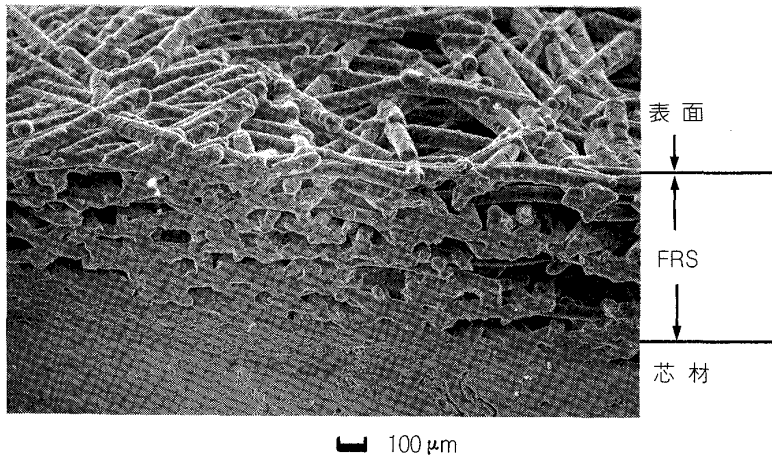


写真2 ブレード型 FRS インプラントの走査型電子顕微鏡による断面観察

構造をなしていた。FRS 層の厚さは約 1.3 mm で、表面から 400 μm 程度のところまで開孔が存在し、その空隙率は 40~70% であった。それよりも芯材に近い部分では空隙率は低くなり、閉孔になっていた。FRS 層内の空隙率の分布は、CVD 条件を調節することによって制御可能であった。FRS 層の表面は、8.5 のモース硬さ (100~110 のショアー硬さ) をもつ LTPC 層によって被覆され、極めて堅牢であった。

5.2 ブレード型 FRS インプラントの製作

ブレード型 FRS インプラントの作製方法も、基本的には天然歯根型 FRS インプラントの場合と同じである。芯材 (CF 織布積層品の炭素繊維/炭素複合材) を、所定形状に切りだし、CF 不織布を 2~3 枚ブレード部に貼付し、CF 撚糸を巻いて芯材に押さえつけた。芯材の形状から、直接通電法では均一に加熱することは困難なため、高周波誘導炉を使用した。しかし、基材の形状が小さくそれだけでは、直接所定温度まで昇温させることはできなかつた。そこで、芯材に CF ペーパーを貼付した基材を、黒鉛感熱体に接触させて加熱し、CF 不

織布層内に温度分布を作り、LTPC 含浸を行った。製作した各種ブレード型 FRS インプラントの外観を写真 1 の上段 A に示す。

走査型電子顕微鏡により観察したブレード型 FRS インプラントの表面および断面構造を写真 2 に示す。CF は LTPC で被覆され直径が 100 μm 程度にまで増大し、それぞれの交点が剛に結合され 100~300 μm 程度の空隙のあるラーメン構造を形成していた。また、芯材と FRS 層とは強固に接着されていた。この FRS 層を、歯で強く噛んでも破壊されることのないほど、堅牢であった。

5.3 Weber 方式による FRS インプラントの製作

図 2 の D に示した Weber 方式の歯根型 FRS インプラントの製作方法は、上記 (1) の方法とはほぼ同じである。CF 不織布を巻きつけた炭素繊維/炭素複合材棒に、LTPC を含浸させた後、長さ 5~10 mm に切断した。このさやの上部断面の中心に直径 1 mm 程度の穴を穿ち、この中に金属チタンあるいはステンレス製のポストコアを挿入し、歯科用の接着剤で固定した。Weber 方

式の FRS インプラントは、施術時に問題がおこりにくいことや、芯材として必要な強度を金属が負担しているのが特徴である。

6. FRS インプラントの新しい製作方法

前項に記したように FRS 層の構築と芯材との接着を、LTPC 含浸によつて同時に行つた。しかし、芯材への CF ペーパーの巻付け方が悪かつたりすると、FRS 層の剝離する場合があつた。そのため、より強固な接着のできる新しい FRS インプラントの製作方法を検討した²⁸⁾。それは、PAN 系の CF を製作する場合の中間処理品である、酸化繊維を利用することであつた。それにはまず芯材用の酸化繊維/樹脂複合材を作り、これに酸化繊維不織布を貼付し、フラン樹脂で両者を接着した。その後、炭素化、LTPC 含浸を、順次行うことにより、FRS 層の構築と芯材との接着一体化を果たした。えられたインプラントの断面を観察すると、上記の方法で製作した場合と同じ FRS 層が構築され、芯材との間でも良好な接着状況を示していた。この方法における問題点としては、酸化繊維/炭素複合材の機械的強度であつたが、1000°C で炭素化した場合の曲げ強度および圧縮強度が、ともに 270 MPa であつたので歯根材として必要な機械的強度をほぼ満足していた。酸化繊維を用いるこの方法は、緻密化処理が不要であることから省エネルギーおよび工程の簡素化にも役立ち新しい、炭素繊維/炭素複合材の製作方法になると考えている。

7. FRS インプラントの表面修飾

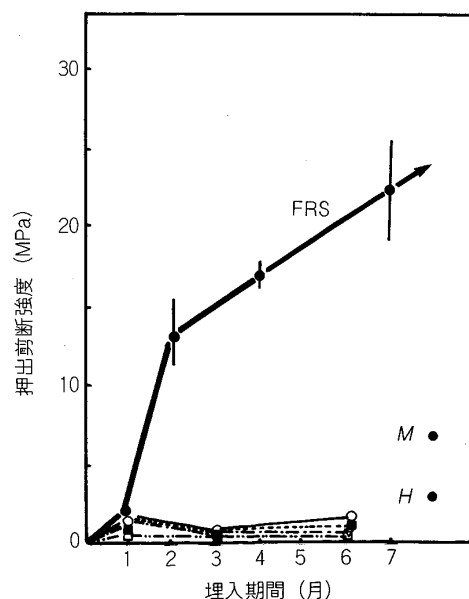
FRS インプラントも含めて、一般に生体用材料の表面は親水性であることが望ましい。しかし、炭素材料の表面は水に対して濡れにくいので、LTPC 板を試料として、より濡れやすくすることを目指した。このため、硝酸による湿式酸化を行つたが、LTPC は酸化されなかつた。また、りん酸による電解酸化を行つたが、LTPC の特性が損なわれてしまった。そこで、LTPC 板を平行平板型のプラズマ発生装置内に入れ、酸素下でのプラズマエッチングを行つたところ、極めて濡れ性が高くなり、硬度低下もなかつた。また、LTPC 表面の赤外線吸収スペクトル中には $>C=O$ 基の存在が認められたが、走査型電子顕微鏡観察では未処理の場合と全く同じ平滑面であつた。

次に、FRS インプラントに対して酸素によるプラズマエッチングを行つた。処理前の FRS 層上に、ガラス製のキャピラリーから水を一滴落としても、水滴のままであつたが、酸素によるプラズマ処理を行つた後は、滴下と同時に水は FRS 層内に吸収され、FRS 層の表面が親水性に改質されたことを示した。これらのことより FRS インプラントの表面修飾には、酸素を用いるプラズマエッチング法が望ましいと言える²⁹⁾。

8. 動物中への埋入試験による FRS インプラントの評価

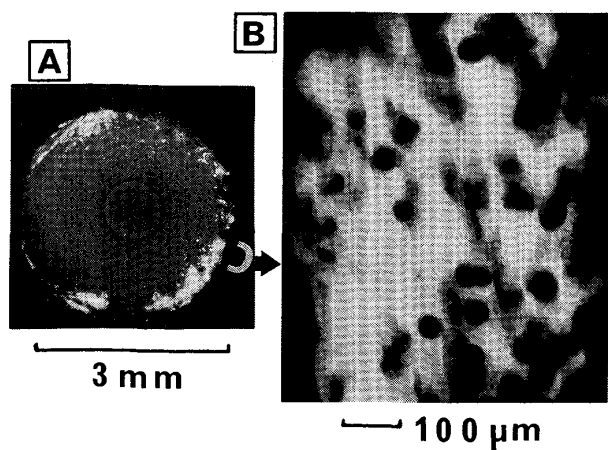
この項に關しての実験は、日本大学歯学部 柳澤定勝によつて行われた。上記のようにして作製された FRS インプラントを、臨床試験に使用するためには、まず素材の安定性を確かめておかなければならない。そのために、LTPC や FRS 層をもつ炭素材が、どのような細胞親和性、細胞毒性および組織刺激性などを示すかについて検討し、これらの炭素材料が細胞親和性に優れた材料であることを確認した。さらに、FRS 層内の空隙は、生体組織を誘導するための表面構造としても最適であつた³¹⁾。

生体組織と生体材料を接着固定させる FRS 層の効果を検討するために、円柱型 FRS インプラント (外径 3 mm) を猿の大腿骨中に 1~7 か月間埋入れした。所定期間経過後、猿を犠牲にし、押出試験を行つて FRS 層と骨組織との間の剪断接着強度を求めた (図 3)。FRS インプラントの剪断接着強度は、術後 2 か月で急激に増加し、平均 13 MPa となつた。以降経月的に上昇し、術後 7 か月では 23 ± 4.2 MPa、最高値は 32 MPa であつた。これらの値は、現在までに報告された種々のインプラントの中では、最も強い剪断接着強度を示すものの一つで、日本猿の歯の顎骨との接着強度 (5.1~6.8 MPa, 図 3-M) やひとの歯の引張剪断強度 (2 MPa, 図 3-H) 比べてもきわめて高い。また、図中比較のために示した、



○: 炭素繊維/炭素複合材 ■: 骨セメント △: 金属チタン
□: ステンレス
M: 猿の歯の接着強さ (押出試験で測定)
H: ひとの歯の引張剪断強度

図 3 猿の大腿骨中に埋入しておいた円柱型 FRS インプラントの埋入期間と押出剪断強度との関係



A: 円柱型 FRS インプラント試料断面の X 線マイクロラジオグラム

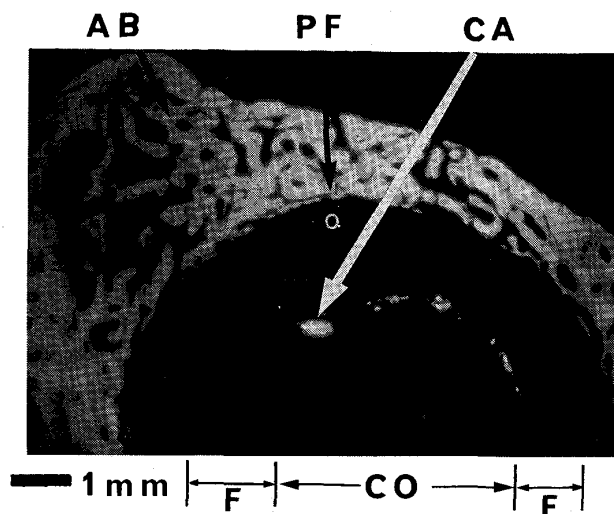
B: 上記 A の一部分の拡大写真

写真 3 猿の大腿骨中に埋入しておいた円柱型 FRS インプラントを摘出した後の X 線マイクロラジオグラム

FRS 層をもたない炭素材や金属チタンの場合には、6 か月間埋入れさせても 2 MPa 程度で、接着強度は極めて低いことがわかる³²⁾。

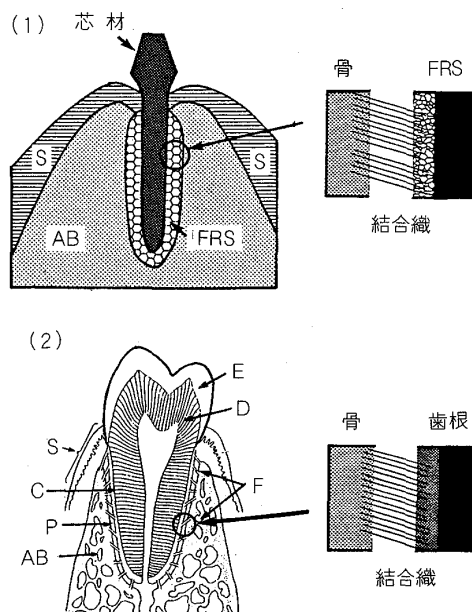
押出試験を行つた後の FRS 試料を薄片にし、その X 線マイクロラジオグラムを観察した (写真 3)。インプラントの表面層の空隙の中へ入り込んで石灰化した X 線不透過性の新生骨 (白色部分) と、LTPC 被覆をした X 線透過性の CF (黑色部分) とが、完全に一体化していた。このような X 線マイクロラジオグラム像と高い接着強度から、FRS インプラントと生体との結合機構は、FRS 層と生体硬組織よりなる一種の生体複合材料 (Biocomposites) を形成するからであると考えられ、FRS 層をもつ炭素材は生体組織との接着に対してきわめて効果的であった。

次に、ブレード型 FRS インプラントを、咀嚼圧が常に加えられている猿の下顎骨大白歯部に植立した。これに歯冠をかぶせ、通常の歯として使用させた場合に生体組織が示す FRS 層の効果について検討した。2 年後に猿を犠牲にし、下顎骨中に植立させてある FRS インプラントを歯槽骨ごと切断し、試料薄片を作製しその X 線マイクロラジオグラムを観察した (写真 4)。炭素は X 線透過性であるから、X 線ラジオグラムには、空隙と同様に黒くあらわれ、X 線透過性の悪い骨の部分が白くあらわれる。図の中心部に見られる黒色部分は FRS インプラントの芯材部、その周囲の FRS 層の芯材に近い部分には、細く輪状に広がった白い X 線不透過性の部分が見られる。それよりも外側には X 線透過性の軟組織が広がり、最外層には白色の歯槽骨層が順次観察された。光学顕微鏡観察の結果と合わせ考えると、FRS 層内の芯材に近い部分に侵入した生体組織は石灰化して骨化しているが、FRS 層と歯槽骨との間は石灰化しないで、



AB: 顎骨 PF: 結合組織 CA: 石灰化組織 F: FRS 層
CO: 芯材部

写真 4 2 年間猿の下顎骨中に埋入させておいたブレード型 FRS インプラントの周囲組織の X 線マイクロラジオグラム



(1) FRS インプラントの植立模型と接着固定モデル

(2) 天然歯根の植立模型と、接着固定モデル

AB: 顎骨 S: 歯肉上皮 C: セメント質 P: 歯根膜
E: エナメル質 D: 象牙質 F: シャルピーの線維束

図 4 FRS インプラントの植立方法および天然歯とその周囲組織の模型図と、それらに対応する FRS インプラントおよび天然歯根の生体組織との接着固定モデル

天然歯の歯根膜に相当するコラーゲン線維からなる結合組織層の作られていることがわかる。この支持機構は、図 4 (1) のモデル図に示したように「骨」と「石灰化層」が「コラーゲン線維」によつて結びつけられていたことになる。この様子は、図 4 (2) に記したように「骨」

と「セメント質」とがやはり「コラーゲン線維」によって結ばれている天然歯の支持機構に極めて類似していた。

FRS インプラントを動物中へ埋入した場合、FRS 層内に生体組織が新生し、FRS 構造とからみあつて一体化した。FRS 層内に新生した組織が骨化するか、しないかは、いくつかの条件によつてきまる。その中の重要な要素の一つは、外部からの力がかかつて、相対的な移動があるかないかである。大腿骨のように骨とインプラントの間に相互の動揺がない非機能下では、FRS 層内を含めすべての新生組織は緻密骨になつた。しかし、咀嚼圧のような機能が植立した歯根に繰り返し加えられ、歯槽骨と歯根との間に相互移動のある機能下では、FRS 層の芯材に近い部分だけが骨化し、FRS 層の表面部から周囲にかけては、軟組織のままであつた。その結果、周囲の骨と FRS 層内の石灰化した部分とを、コラーゲン線維が結合するという状態を示した。FRS 層を表面にもつインプラントは、FRS 層の適当な空隙組織とその剛性によつて、必要に応じて両方の、つまり全部が骨化して完全に一体化する方式と、軟組織を介して一体化する方式の結合組織を新生させる機能を示したものとと言える。

従つて、FRS 層をもつインプラントは、人工歯根材に利用されるだけでなく、生体との接着および支持を必要とする、その他の体内埋入型人工臓器としても応用できる可能性をもつものと考えている。

9. お わ り に

微細ラーメン構造層を表面上にもつ炭素人工歯根材 (FRS インプラント) の開発を、炭素材料研究者と歯科研究者とで、密接な連絡を取り合いながら推し進めてきた。その結果、FRS インプラントは、生体組織を生物物理的に誘導し、これまでのインプラントでは果たせなかつた、歯根材と生体組織との間に天然歯と同様な接着装置を構築することができた。

FRS インプラントは、高次のハイブリッド構造をもつ炭素材である。これは、宇宙工学や電子工学における先端技術を積極的に取り入れて作りだされたもので、炭素複合化技術の集大成といつても過言ではない。従つて、この高度複合化技術は、これからの炭素成型技術の発展に大いに貢献するであろう。

FRS インプラントは、これまで著者らによつて調製されてきたが、新技術開発事業団の昭和 61 年度課題に「炭素質人工歯根材の製造技術に関する研究」が採択され、実用化研究がこれから積極的に進められることになつたことを付記しておく。

最後に、細胞培養や動物内への埋入に関する実験を行つて下さいました、日本大学歯学部 柳澤定勝博士に感謝します。

文 献

- 1) 大谷杉郎, 柳澤定勝: ファインセラミックスの最新技術 (1982), p. 208 [シーエムシー社]
- 2) A. KOJIMA, S. OTANI, T. IWATA, S. YANAGISAWA, E. SAIRENJI and K. NIJIMA, : *Carbon*, **22** (1984) 1, p. 47
- 3) 大谷杉郎, 小島 昭: ファインセラミックス, **3** (1982), p. 151
- 4) V. L. GOTT, D. E. KOEPHE, R. L. DAGGETT, W. ZARNSTORFF and W. P. YOUNG: *Surgery*, **50** (1961), p. 382
- 5) J. C. BOKROS, L. D. LAGRANGE and F. J. SCHOEN: *Chemistry and Physics of Carbon*, ed. by P. L. WALKER, Jr. (1972) 9, p. 103 [Marcel Dekker]
- 6) G. M. JENKINS: *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, **3** (1980), p. 171
- 7) 伊藤晴夫: 炭素 (1981) 104, p. 15
- 8) 大谷杉郎: 化学工学, **46** (1982), p. 161
- 9) J. C. BOKROS: *Carbon*, **15** (1977), p. 355
- 10) C. A. DABBUSH 著, 柳澤定勝訳: インプラント, その臨床と現状 (1980), p. 539 [書林]
- 11) 藤沢 章: ファインセラミックス, **1** (1980), p. 240
- 12) 小木曾誠: 現代化学, **6** (1983), p. 17
- 13) A. KOJIMA, S. OTANI and S. YANAGISAWA: *International symposium of carbon, New Processing and new applications* (1982), p. 103
- 14) 柳澤定勝, 吉峰一夫, L. I. LINKOW, 西連寺永康, 新国俊彦: 日本歯科評論, **421** (1977), p. 92
- 15) S. YANAGISAWA and E. SAIRENJI: *Extended Abstracts International Symposium on Carbon* (1982), p. 100
- 16) S. YANAGISAWA, E. SAIRENJI and S. OTANI: *Artificial Organs*, **7** (A) (1983), p. 85
- 17) S. YANAGISAWA, N. TAKADA, I. YANAGISAWA, Y. WAKAMATSU, M. SATOU, E. SAIRENJI, A. KOJIMA and S. OTANI: *J. Nihon Univ. Sch. Dent.*, **27** (1985) 1, p. 46
- 18) 科学技術用語大辞典, (1974), p. 1469, [日刊工業新聞社]
- 19) 大谷杉郎, 小島 昭: 日本化学会誌 (1981) 3, p. 359
- 20) 小島 昭, 大谷杉郎, 新藤一浩, 井上高志: 日本化学会誌 (1982) 3, p. 396
- 21) 大谷杉郎, 小島 昭, 飯塚重雄, 星野新吾, 神津正史: 炭素 (1983) 113, p. 53
- 22) 小島 昭, 大谷杉郎, 高木新一: 炭素 (1984) 118, p. 136
- 23) 大谷杉郎, 小島 昭, 小浜祐司, 桜井 智: 日本化学会誌 (1979) 4, p. 494
- 24) 大谷杉郎, 小島 昭, 榎田高志, 堀江慎吾: 日本化学会誌 (1979) 12, p. 1690
- 25) 大谷杉郎, 小島 昭, 田沢正人, 小沢行男, 塩田利彦: 日本化学会誌 (1981) 7, p. 1099
- 26) 小島 昭, 大谷杉郎, 内藤幸雄, 茂木 一: 日本化学会誌 (1982) 1, p. 49
- 27) 小島 昭, 大谷杉郎, 富塚 功: 炭素 (1984) 119, p. 197
- 28) 小島 昭, 大谷杉郎, 茂木栄作, 伊藤隆道, 前田 紘, 佐藤賢二, 岩下 敦: 炭素 (1985) 123, p. 166
- 29) 大谷杉郎, 小島 昭, 角田典昭, 大島宗之: 学振117-委-No. 189-A5 (昭和 61 年 4 月)
- 30) N. TAKADA, I. YANAGISAWA, M. NAKAJO, Y. WAKAMATSU, S. YANAGISAWA, E. SAIRENJI, H. OHARA, A. KOJIMA and S. OTANI: *J. Nihon Univ. Sch. Dent.*, **27** (1985) 1, p. 35
- 31) 小沢俊之: 日大歯学, **59** (1985), p. 584
- 32) 片山直樹: 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, **26** (1983), p. 884