解 説

生体機能と複合材料 ——医学、歯学分野での現状と課題——

宮 入 裕 夫*

1. ま え が き

生体材料は従来の工業材料にはない優れた多くの機能を有する多機能材料である。特に最近では材料のスマート化が複合材料の開発目標となって、益々生体材料への関心が高まっている。

生体材料は骨や歯のような硬組織と皮膚や血管などの軟組織とに大きく分けられる。したがって生体機能の代替として実用化されている人工臓器もこれら硬組織か軟組織かのいずれかの材料を人工的に創成することより生体機能の発現が行われる。生体材料の材料として優れた特徴は材料自身が負荷を検知する機能を有することで、またその機能によって何らかの損傷に対しては、これを修復することのできる機能を有することである。したがって材料の知能化はこのような自己検知機能や自己修復機能を如何に構築し、これを人工臓器として活用するかが大きな課題となっている¹⁻³⁾。

生体材料は一般の工業材料と異なり、このような優れた特徴を有するものであるが、特に外力などの力学的負荷に対しては敏感に反応する特殊な材料である。したがってこのような機能をもつ生体材料の創成は人工臓器の開発の基盤技術であり、またここで開発された材料は工業材料として広くその実用化が期待されている。特に生体材料のように多くの機能を有する材料の開発には当然のこと、単一の材料による単機能的な特性ではその対応が難しく、素材の複合化によりその実用化が可能である。

ここではこのような状況の中で将来の人工臓器の開発に関し、生体材料としての材料の多機能化のための課題について検討し、将来複合材料の開発に携わる多くの研究者の皆様に少しでも新規材料の開発に関心をもって戴き、新しい生体材料及び複合材料の発展に寄与して戴ければと願うものである。

2. 生体材料と複合化⁴⁻⁶⁾

生体材料は一般に硬組織や軟組織など区別することなく、限られた素材で生命を維持するために多くの機能を有する多機能材料でなければならない。したがって生物は多くの機能を有する素材の集合体によって構成されていると言ってもよい。そのため生体材料の多機能化は一般の工業材料のように単純な素材の組合せだけではその実用化は難しい。すなわち生体材料の多機能化は異種材料の組合せを連続的に構成させることにより、構造的要素から神経系要素に至るまで情動的機能を含めた素材構成となっている。消化器系、血管系の要素では食物や血液を運ぶためのパイプラインを構成するだけでなく、栄養の吸収や搬送のための運動機能を有するなど大変優れた構造を形成している。また骨や歯を構成している硬組織は駆体を支持したり、食物を咀嚼する単純な機能に加え過大な負荷を感知し、自己を防御する機能や咬合(歯の噛み合せ)による摩擦に耐えるための自己修復機能などを有する素材である。

しかし一般の工業材料ではこのような機能を持ち合せた材料はまだ開発されていない。現在では生体材料のみが実現できる特殊な機能であるかもしれない。したがって生体材料ほどの知能化が不可能としても材料の多機能化には大きな期待がかけられている。またこのようなことから多機能化を目指す材料開発では単一の材料だけによる単純な構成ではその実用化の難しいことが分かる。すなわち生体材料の開発にはさまざまな物理的及び化学的特性を有する素材を組み合わせるニーズに応えうような材料構成が必要である。

そこで生体材料の創成に必要な複合化のニーズを列挙すると下記ようになる。

- 1) 相反する性能の共存
- 2) 機能の多様性

- ① 検知機能
- ② 修復機能

* Hiroo MIYAIRI: 東京医科歯科大学生体材料工学研究所 (101-0062 東京都千代田区神田駿河台 2-3-10)

- 3) 異種材料の連続的な構成
- 4) 情報機能を有する素材

生体材料は同一の素材が相反する性能を有する特徴的な材料である。負荷をうけると剛性を上げ大きな荷重にも耐えるが、通常は低い剛性を保つと言った相反する機能を上手に共存させている。例えば外部刺激に反応する筋肉の力学的挙動はこのような機能に対応できる優れた特性である。そしてこのような構造は骨の荷重負担を軽減し荷重の分散にも寄与するものである。またこのような材料の性能は反射的に機能でき、しかも駆体を支える骨格とそれを被覆する筋肉、皮膚などの軟組織とが連携し負荷に耐える構造になっていることである。骨を支えるこのような構造は腱や靱帯などが筋肉と連続的に結合し力の伝達と分散を行っている。このような状況は複合材料の荷重の伝達が繊維を介して行われる状況によく類似しているが、負荷に応じた物性の変化はまだ生体材料のみがなしえる業であると言ってよい。

機能の多様性は、現在材料の知能化として最も注目されている分野である。構造用材料である限り外力に対し優れた機械的特性が要求される。しかしどのような優れた材料が開発されても、設計者は最小の材料で最大の負荷に耐える最適設計が要求されるため、素材の破壊や損傷に対する対応は不可欠である。そこでこのようなことを考えると生体材料の有する検知機能は材料の破壊を未然に防ぐ有力な手段である。生体材料は硬組織、軟組織に限らず、素材の内部に神経系や血管系を配することにより負荷に対し敏感に対応できる構造になっている。特にこのような検知機能は単純な情報だけでなく、負荷の大きさや損傷の状況に至るまで定性的なものばかりでなく定量的な信号の伝達も行っている。そしてこのような生体材料の検知機能は生体の部位によって異なり、その手段もさまざまである。また検知した情報に従って自己修復や自己感応機能などのさまざまな機能が対応している。そして生体の修復機能はこのような検知した情報に即応できる機能である。したがって修復機能はこのような検知機能と連動した形で機能し、生体の情報はこのように相互に連携をもつことですばらしい構造を形成している。したがって生体の有する修復機能はその損傷の状況に応じてさまざまであるが、一般的に自己修復機能の範囲も広く、検知機能の働きで損傷を未然に防ぐ手段も持ち合わせている。

生体の異種材料による連続的な構成は生体材料の最も特徴的なものである。特に生体の表面を構成している皮膚のような軟組織の構造から駆体を支える骨の構造への

連続的な構造の変化は特徴的なものである。このような構成には腱や靱帯が有効に機能しており、軟組織と硬組織との結合は荷重の伝達や情報の交換も含め理想的に行っている。また皮膚や骨などの単独の構造を見ても分かるようにそれぞれの構成部材は、表層から深層へと連続的な構造を形成することで異種材料で構成された複合構造が連続した積層構造を形成すると言った複合材料の基本的な手段により造られていることである⁷⁾。

したがって生体材料はこれを複合材料の研究者から見ると、単純な骨のような硬組織ばかりでなく硬組織と軟組織とを有効的に組み合わせることにより、従来の工業材料ではなかったこれからの材料開発の目標である理想的な複合材料を形成していると言ってよい。

3. 歯科領域での複合化

歯科領域で使用される材料は基本的には歯の代替として使用されるような硬組織を対象としたさまざまな材料である。入れ歯として古くから使用されてきた義歯床も最近では床を薄くし、口蓋（上顎の内壁部）に適合したさまざまな工夫が展開されている。義歯床も金属床、レジン床などさまざまな材料を用いたものが使用されているが、顎堤（歯が並んでいる部分）や口蓋の形態の変化に適合するよう粘膜との直接の接触は避けて、粘弾性体を介した複合構造により緩衝効果を上げている。

従来欠損した歯には周辺の歯に支持を求めた歯科用ブリッジが広く使われている。しかしこのような歯科用補綴物（体内で機能する人工物、例えば義歯、人工関節など）を使用するには顎堤の状況や周辺の歯に損傷を与えるなど歯科用ブリッジの設計には難しい技術が要求されているだけに、最近では人工歯根を用いた歯科用インプラントが行われている。

人工歯根の植立は顎骨に直接埋め込むもので、人工歯根と顎堤とは骨の増殖を待って直接固定する方法が行われている。しかし天然歯は通常図1に示すような歯根膜と呼ぶ繊維状のもので歯と顎骨とを接合しており、咀嚼力による力の伝達と分散とを行うことで衝撃力に対する応力の緩和と吸収を行っている。すなわち力学的特性の異なった素材の複合化によって、ヒトの体重ほどの咬合力をも支持できる構造となっている。しかし現状の歯科医療ではまだ歯根膜を有する歯の再生は実現されておらず、人工歯根膜の再生は大きな研究課題となっている。したがって人工歯根における咬合力の緩和や吸収には、図2に示すような人工歯根と咬合面を形成する上部構造にはこのような緩衝的な特性を有する材料を介在さ

図1 歯の構造と顎骨

図2 アパタイトセラミックを用いた人口歯根

せることによりそのような機能を再現させている。

このように人工歯根の植立のような単純な構造においても性質の異なる材料物性を活用することにより機能的な補綴物の構築が望まれており、また多くの補綴物にも複合構造の適用が考えられている。したがって人工歯根用の材料にも優れた機械的特性と骨との生物学的結合を行うために複合構造が採用されている。現在の人工歯根は多くの研究成果を踏まえて、人工歯根の心材にはチタン合金を用い表面には生体親和性の優れたアパタイトコーティングを施したものが広く用いられている。チタン表面にアパタイトコーティングする技術にはさまざまな手法が駆使されている。特にチタン合金とアパタイト層との接合力は人工歯根の固定力に影響を及ぼすために多くの研究がなされている。このように人工歯根の構成も優れた機械的特性と生体適合性とを共存させるために多くの複合構造が実用化されている。

また歯科領域では多くの修復材料が用いられている。このような材料の中でもう蝕した歯（虫歯になった歯）の表面に窩洞（凹状を有する有底孔）を形成して充填する歯科用充填材料は生体適合性を有する多機能材料が要求される。アマルガムは古くから使用されていた優れた充填材料であったが水銀汚染によりその使用は難しい。このような状況の中で開発されたものが歯科用コンポジットレジンである。この材料は歯質との接着性に加えて食物を咀嚼するための咬合面を形成するために優れた耐磨耗性が要求される。したがってこのような材料には接着性と耐磨耗性との異なる特性をもつ素材の複合構造が採用されている。このように歯科領域での補綴物には生体材料の代替として多くの複合材料が使用されて

いる。

4. 歯科用コンポジットレジン

4.1 コンポジットレジンの構成

歯科領域で充填材として広く用いられているコンポジットレジンとは、複合化により新しい歯科用材料を生み出している。このレジンとは口腔内で充填材と使用するため常温硬化の化学重合型レジンと光硬化による光重合型レジンとが用いられている。したがってコンポジットレジンの基本組織はベースレジンとレジンの中に多量に混入されるフィラー（無機系材料）とで構成されており、レジンの硬化には重合開始剤、重合促進剤（活性剤）などが用いられている。またレジンにはフィラーを結合させるための結合剤（binder）の役割を果たしている。このようなレジンとは米国のボーエンによって開発（1963年）されたもので、BIS-GMA と呼ぶレジンである。このレジンとは歯科用レジンとして広く用いられている MMA 系（メチルメタクリレート）レジンより高分子量で熱に強い熱硬化性レジンである。また口腔内での使用に耐えるため、優れた耐水性と機械的特性とを有するもので、最近では BIS-GMA をベースにさまざまな改良がなされている。

フィラーに用いられる材料には石英ガラス、硼ケイ酸ガラス、リチウム、アルミニウム、シリケート、三リン酸カルシウム、石英などの微細な粉末が用いられる。フィラーはその形状や寸法さらには含有量、表面処理法などによって硬化時の特性は変化する。表面処理にはシランカップリング剤などが用いられ、フィラー表面のレジンに対する濡れ性の向上に寄与する。フィラーの形状は大きく球状、棒状、不定形の3種類に大別されるが最

近では研磨効果の優れた不定形のものが高く用いられている。

4.2 フィラーの寸法と形状

図3はコンポジットレジンに使用されている主なフィラーの形態を示す。当初コンポジットレジンのフィラーにはシリカ粉末が用いられ、粒径も10~50 μm と表面は粗く、フィラー含有量も70~78%程度のものであった。その後表面の粗造を補うために超微粒子(0.05 μm 以下)のフィラーを単独で混入したものやレジンに超微粒子のフィラーを混入し、硬化後粉碎して約20~30 μm の有機フィラーとして用いたMFR型(Micro particle filled resin)フィラーのコンポジットレジンが実用化した。しかしこの方法ではフィラーの含有量を上げることが難しく約50%が限度であったため機械的特性の低いことが欠点であった。そこでこれらの経験を生かしてフィラーの大きさを2種類以上組み合わせ、フィラー同士の間隔をできるだけ小さくし、バインダーの量を減らしたものが実用化された。このようなフィラーを用いたものを高密度充填型コンポジットと呼んでいる。

また一方では化学重合型に加え光硬化型のレジンが実用化されるようになり、フィラーの要求性能もただ機械的特性ばかりではなく、光透過性の優れたフィラーの開発が要求されるようになった。

そこで光透過性の良い、機械的特性の優れた粒度の異なるフィラーを組み合わせ、フィラー含有量が80%以上

(a) 従来型フィラー

(b) MFR型フィラー

(c) 高密度充填型フィラー

図3 コンポジットレジン用フィラーの形状

表1 光重合型と化学重合型レジンの得失

対 比 項 目	光 重 合		化 学 重 合	
練 和 の 有 無	不 要	<ul style="list-style-type: none"> ●手間がはぶける ●気泡の混入がない 	必 要	<ul style="list-style-type: none"> ●手間がかかる ●気泡をまき込む
気泡の混入状態	混入しない	<ul style="list-style-type: none"> ●材質が常に一定 ●審美性の向上 	混入する	<ul style="list-style-type: none"> ●材質が不均一になる ●面荒れや変色の原因
修復材の特性	均 一	<ul style="list-style-type: none"> ●諸物性は常に一定 	不均一	<ul style="list-style-type: none"> ●弱い部分ができる
硬 化 状 況	照射で始めて硬化する	<ul style="list-style-type: none"> ●確実に充填できる ●複数の窩洞が同時に充填できる 	練和と同時に硬化が始まる	<ul style="list-style-type: none"> ●充填の途中で硬化する場合がある ●時間の制約を受ける
表 面 硬 化 性	優れている	<ul style="list-style-type: none"> ●表面硬度が高く耐摩耗性・辺縁封鎖性・表面滑沢性などに優れる 	劣 る	<ul style="list-style-type: none"> ●表面硬度が低いため耐摩耗性・辺縁封鎖性・表面滑沢性に劣る
重合発熱の有無	無 い	<ul style="list-style-type: none"> ●歯質に対して熱刺激がない ●発熱による重合収縮が少なくなる 	有 る	<ul style="list-style-type: none"> ●歯質に熱刺激がある ●発熱による重合収縮がある
品質の安定性	安 定	<ul style="list-style-type: none"> ●環境温度等による影響を受けにくい ●物性が安定 	不安定	<ul style="list-style-type: none"> ●環境温度等による影響を受けやすい ●物性が不安定になる

のハイブリット型のフィラーが開発され、コンポジットレジン⁸⁻¹⁰⁾の性能も向上した。したがってフィラーはこのような経緯を経て最近では高密度充填用フィラーを用いたコンポジットレジンが広く用いられている。

4.3 重合方法と機械的特性⁸⁻¹⁰⁾

ベースレジンの重合方法には2つの方法がある。その1つは2種類のペーストを混ぜて化学重合を行う方法で、もう1つは1種類のペーストによる光重合法である。光重合レジンも当初は紫外線照射のものであったが、紫外線の人体への為害性から最近では可視光線による重合が行われている。表1は両重合法の特徴を示したものであるが、操作性も含めフィラーやレジンの改良が行われ、化学重合型のものに比べ光重合型レジンの物性も向上し、最近では光重合型レジンが広く用いられている。しかし光重合型レジン⁸⁻¹⁰⁾は光照射を行うため前歯のみがその適用部位となる。したがって実際には化学重合型と光重

合型レジンとの併用によって実用に供されている。

表2は両重合法による市販のコンポジットレジンの接着強さを牛歯象牙質(牛の歯の象牙質、図1参照)との接着強さ試験によって調べたものであるが、接着強さについては接着の難しい象牙質についても光重合型レジンの優れた接着性が示される。

5. 骨 の 再 生

骨や歯を構成する硬組織はそれぞれの組成と形状とを変えて、複雑な複合構造を形成している。しかし骨の構造は同じ長管骨でも骨幹部と骨端部ではその構造は異なる。図4は長管骨の全体像と骨幹部及び骨端部の断面構造を示したものである。骨の断面は骨膜、緻密質、海綿質と骨表面から内部へと3層の構造となっている。このような構造は長管骨が歩行による曲げモーメントや振りモーメントに耐えるように表面層は緻密な構造を形成し、表面層から心層へと骨密度を連続的に密から粗に変えることによって、軽量でかつ大きな外力にも十分耐える構造を形成している。

表3は牛の長管骨の軟骨と骨の組成を各々の部位について調べたものであるが、皮質骨の骨幹部と関節軟骨とを比較すると骨の主成分である灰分とコラーゲンは両骨部では全く逆の構成となっている。すなわち骨幹部皮質層部では灰分が66%と高く、コラーゲンは22%と低いが、関節軟骨部ではコラーゲンが55%と高く、灰分は6%と低い値を示している。したがって骨の構成は骨密度の変化をただ断面の形態だけでなく、このように組成の変化によってその構造を効果的にしかも連続的な構造によって形成している。したがって骨の代替についても損傷した骨が十分実用に供しうるよう骨の組織や組成のこのよ

表 2 歯科用接着剤の接着強さ
(化学重合型/光重合型)

コンポジットレジン	タイプ	被着材	せん断強さ (MPa)
化学重合型 レジン	タイプ I	象牙質	3.85
	タイプ II	象牙質	3.70
	タイプ III	エナメル / 象牙質	4.47
	タイプ IV	エナメル	8.12
	タイプ V	象牙質	4.04
	タイプ VI	エナメル	8.99
光重合型 レジン	タイプ I	象牙質	4.87
	タイプ II	象牙質	4.74
	タイプ III	エナメル / 象牙質	6.42
	タイプ IV	エナメル	9.02
	タイプ V	象牙質	5.04
	タイプ VI	エナメル	9.39

図 4 長管骨の全体図と断面図

表 3 長管骨の軟骨と骨の全組成 (%±平均偏差)

成 分	仔ウシ (N=3)				
	関節軟骨	骨端軟骨	一次海綿骨	二次海綿骨	骨幹皮質骨
全窒素量	12.19±0.18	9.46±0.70	4.47±0.05	4.49±0.14	4.29±0.21
灰 分	5.8±0.4	23.4±5.7	65.2±0.5	65.1±0.4	66.6±0.3
水	6.8±1.5	7.2±2.7	6.4±0.7	6.1±0.8	5.6±0.9
コラーゲン	55.1±1.2	39.0±2.3	21.4±0.3	22.5±0.4	21.9±0.5
コンドロイチン硫酸	22.1±1.2	23.5±1.1	0.55±0.05	0.31±0.03	0.23±0.01
ケラタン硫酸	3.2	3.0	0.4	0.2	0.2
シアル酸	0.44±0.03	0.48±0.01	0.12±0.01	0.10±0.01	0.07±0.01
その他のタンパク質	8.4	10.2	3.0	1.9	1.3
合 計	101.8	106.8	97.0	96.0	95.9

うな複雑な構造を十分認識したうえで行われなければならない。しかし従来の骨の再生では生体親和性の高いアパタイトセラムックスすなわちハイドロキシアパタイト焼結体 (Sintered hydroxyapatite $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, 焼き固めた物体) を人工的に欠損した窩洞部に埋入して骨の再生を行うもので、この種の研究については多く報告がある^{11,12)}。例えば成人の大腿骨にリーマで孔をあけ相対密度 70% の円柱形及びネジ型のアパタイトセラムックスを埋入した実験がある。埋入後一定期間ごとにアパタイトの骨親和性を調べるとアパタイト周辺は新生骨で覆われ、骨とアパタイトとは密接に結合していることが観察されている。また埋入後 2 週間後の結合力は 5.0~10.0 MPa であることも報告されている。また生体親和性の優れたアパタイトを焼成するにはアパタイトの粒径は 0.15~0.3 mm 程度のもので、骨形成可能の優れたアパタイトの焼結温度は 700~900℃ 近傍がよいと言われている。このようにアパタイトを主成分とする素材の生体親和性についての研究は無機系材料の研究者にとっては大きな関心事である。しかし欠損部にアパタイトのような親和性のよい材料を埋入し欠損部を補強するような骨の再生は従来一般に行われていたものであるが、生体にとってはこのような充填物は異物であり、骨の再生を遅延される要因となっている。したがってこのような物質は骨の治癒過程ではむしろ骨の再生を阻害する要因となっていると言てよい。

そこで骨の再生について最近行った新しい手法を紹介する^{13,14)}。この方法はシェパードの成犬を用いて行ったものであるが、犬の顎骨に 10×10×10 mm の窩洞を人工的に形成して骨の再生を行ったものである。従来骨の再生にはアパタイトを主成分とする素材を埋入するが、ここではこの欠損部を生体吸収性に優れた無機系材料と熱

図 5 下顎骨の欠損部位とその寸法

可塑性樹脂との複合体の薄膜で覆い、欠損部を空隙の状態保持し、骨の再生を行ったものである (図 5)。したがって欠損部には充填物はなく、複合体被膜に覆われた閉ざされた空間内で骨の再生は自由に行われる。被覆材として用いた生体膜は無機系材料として生体吸収性の優れたリン酸カルシウム (β -TCP) と有機系材料として一定の強度と賦形性を有するポリ乳酸共重合体 (CPLA) との構成によって造られた複合体である。

その結果骨の再生は手術後 8 週間で従来の形態までに回復し、12 週後には成熟した石灰化組織の再生を確認した (図 6)。また被覆材として用いた β -TCP/CPLA 膜は手術後 4 週間目で生体内に吸収され再生骨に変化した。しかし被覆材を施さなかった対照群では 12 週間経過後も窩洞内には骨組織の再生誘導はなく、骨再生に複合膜の効果の大きいことが確認された。この手法についてはすでにシェパード成犬の長管骨 (膝から足首にかけた長い管状の骨) を切断して同じ被覆材を用い、切断部には補強用治具を取り付けた実験系により骨の再生の実験を実施している。長管骨の切断面の間隔は 20 mm として実験した (図 7)。その結果骨の再生は顎骨の状況に比べ多少遅いが、骨の再生は確認されている¹³⁾。また骨の増

図 6 ビーグル犬の下顎骨の再生過程 (12 週間) (X 線写真)

図 7 ビーグル犬の長管骨切断による骨の再生 (X 線写真)

殖は両切断面より空隙部に向けて確実に行われていることを X 線観察により確認している。しかしこのような再生骨が通常の負荷に耐えるためには力学的刺激が必要である。したがってそのような通常の負荷に耐える骨を再生させるためには、さらにさまざまな負荷を長期間加えるような運動を徐々に与えることで骨組織の誘導は可能であると考えている。

このように骨の再生では現在骨の複合構造を如何に創成させるかが大きな課題となっており、この技術が完成すれば大きな損傷を受けた手や足も従来のように切断することなく再現できる可能性が期待されているだけに多

くの関心が寄せられている。

6. あとがき

生体材料は一般の工業材料とは多少異なったものではあるが、最近では新素材の開発や材料の多機能化などニーズ指向型材料の新規材料の開発には重要な鍵を握る素材である。特に最近の知能材料の開発には生体材料の優れた機能やその仕組みは多機能化を目指す材料の研究や技術の展開に多くの示唆を提供してくれる。したがって生体材料への関心は医学や歯学領域の研究者のみならず材料の研究に携わる多くの研究者間に高まっている。また生体材料の研究は多岐にわたっておりその研究テーマも広い範囲に及んでいる。特に生体材料の多機能性は異種の素材とその組織を変えた種々の形態とを巧みに組み合わせたもので、従来の工業材料ではなし得なかった複雑な構造と情報機能をもった材料である。また材料の物性も軟組織から硬組織と、連続的にその構成を変え腱や筋肉の働きによって各々の組織はさまざまな外力に対応できる構造となっている。

ここでは医学、歯学領域での最近の研究動向として歯学領域ではコンポジットレジン、医学領域では骨の再生を中心に述べたが、これらの素材は生体の硬組織としてその機能を果たすもので生体材料の再生では基本的技術である。生体材料は補綴物として生体内では生体と共存しその機能を果たし、かつ長期間の使用に耐えねばな

らない。そのためには生体適合性と生体との界面での接合は大きな課題である。しかし生体は一般に外部からの異物に対してはこれを排除しようとする拒否反応を示す。したがってこれを如何に克服していくかは将来の人工臓器の開発には重要な鍵となっている。

一方このような人工物による生体機能の代替を生体の有する増殖機能により促進させ、機能の復元を計る方法がある。その一つがここに示した骨の再生である。この方法は生体の修復に際してはできる限り人工物を避けて生体機能を復元しようとするものである。このような考えは人工関節と骨との接合でも同じことが議論されている。すなわち人工関節の固定に人工物である接着剤を使用するか否かと言った問題である。しかし生体での補綴物の適用は骨の形態や治癒期間の長短さらには骨の増殖の状況など多くの要因が考えられるだけに実際にはそれぞれの状況に応じて適宜これらの方法をそれぞれ対象者に適用していかねばならない。したがって医学や歯学領域の治療では硬組織の再生においてもできるだけ多くの手法を開発した中で症例に適応した最善の手法が必要である。そしてこのような研究を行うことで生体材料の知能材料としての仕組みも徐々に解明できるものと考えている。

したがって生体材料の機能やその仕組みを研究する中で生体材料へのこのような関心と新規素材の開発とが材料機能に対する何らかの新しい知見を見出し得るならば、材料科学の分野でも将来に向けて新しい研究の方向が見出すことができるものと確信している。

参 考 文 献

- 1) 日本複合材料学会編：複合材料のはなし，日刊工業新聞社，東京（1997），p. 139.
- 2) 三木光範，他3名：複合材料，共立出版，東京（1997），p. 210.
- 3) 宮入裕夫：強化プラスチック，**44**, 10（1998），415.
- 4) D. Levy, D.A. Deporter, et al.: *J. Clin. Periodontol.*, **168**, 2（1969），186.
- 5) P.P. Binon: *Int. J. Prosthodontics*, **10**, 3（1996），345.
- 6) G.J. Meiger: *J. Oval Rehabilitation*, **27**, 1（1997），11.
- 7) Y.C. Fung: *Biomechanics, Mechanical Properties of Living Tissues*, Spring Verlag, New York, Hedelberg, Berlin（1981），p. 6.
- 8) 橋本弘一監修：やさしい歯科材料のはなし，(株)松風（1989），p. 88.
- 9) H. Miyairi, H. Fukuda & M. Nagai: *Adhesion Science and Technology*, Proceeding of the International Adhesion Symposium, Japan（1994），pp. 851-858.
- 10) 宮入裕夫：日本接着学会誌，**34**, 4（1998），150.
- 11) M. Akao, H. Aoki & K. Kato: *J. Material Sci.*, **16**（1982），343.
- 12) 山室隆夫: *Orthopaedic Ceramic Implants*, **2**（1982），1.
- 13) 小山富久，高久田和夫，宮入裕夫，菊地政紀，他3名：第5回顔面バイオメカニクス学会，同学会誌，大阪（1997）.
- 14) 宮入裕夫，小山富久，松本裕子，高久田和夫，他6名：1998年度歯科産業学会学術講演会要旨集，仙台（1998）.