

'98 Vol.13

JOURNAL OF CLINICAL ACADEMY OF ORAL IMPLANTOLOGY

第13号



大阪口腔インプラント研究会誌

骨と細胞生物学と口腔インプラント

大阪大学歯学部生化学講座 米田俊之

はじめに

高齢化社会の進行に伴って口腔インプラントの必要性はますます高まると予想される。口腔インプラントの成功を大きく左右する要因はいうまでもなく移植したインプラントの顎骨への生着と、生着後のインプラント周囲での骨新生、いわゆるosseointegrationであろう。生着率を高めるためにはインプラントの材質の改善、形体の改良、そして手術術式の工夫などが精力的に試みられており、相応の成果をあげている。しかしながらこれらの技術的な進歩をもってしても、骨新生に関しては今のところ経過観察しながらその成り行きを見守るしかないのが現状である。もっと積極的に骨新生を高めるための手段がないのであろうか？例えばその一つの方法として、局所的、或いは全身的な薬物の投与により骨新生を増加させることができないだろうか？口腔インプラントに積極的に取り組んでおられる歯科医の方ならこのような思いを持たれた経験が必ず一度や二度はあるのではないだろうか？この理想に一步でも近づくためには、骨新生がどのような分子細胞生物学的メカニズムに基づいて行われるのかを理解しておかなければならない。又日頃歯科医が見落としがちである全身の観点からの骨新生のコントロールについても知っておく必要がある。本小稿では先ずこれらの点について総論的に述べ、最後にその知識や概念をどのように口腔インプラントに応用できるかについて触れる。

1. Ca代謝

骨とはどんな組織かということを一言で述べると、タンパク性の基質にミネラル（主にリン

酸カルシウム）が沈着した硬組織ということになる（図1）。そこで先ず骨を硬くしている最も大きな原因であるカルシウム（Ca）の代謝について簡単に述べる。

ヒトの体において血中のCaレベルは巧妙なコントロールのもとに、厳密に一定の範囲（10 mg/dl）に保たれている。これを生体の‘Ca恒常性’と呼んでいる¹⁾。‘Ca恒常性’は骨、腎臓、及び小腸におけるCaの出入り、並びにこれらの臓器と細胞外液との間におけるCaの移

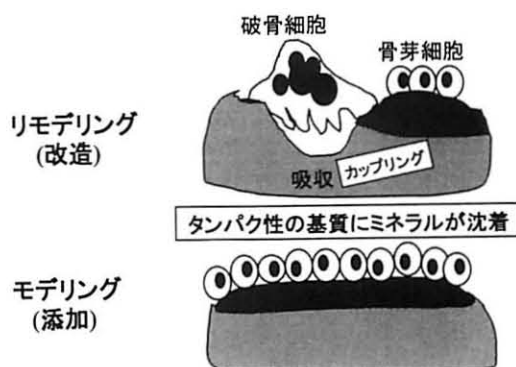


図1 骨はタンパク性の基質にミネラル（リン酸カルシウム）が沈着している。骨のでき方には二通りある。破骨細胞が骨を吸収した後の骨芽細胞が骨を形成する場合を、改造（リモデリング）と呼ぶ。この場合は常に新しい骨が一定量造られる。この時破骨細胞と骨芽細胞は恋愛中のカップルにたとえてカップリングしていると言う。破骨細胞による骨吸収が無く骨芽細胞が骨を造り続ける場合を、添加（モデリング）と呼ぶ。この場合は古い骨が残っていく。

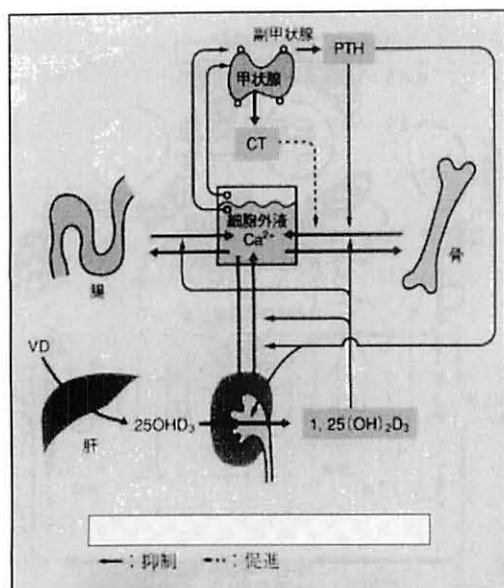


図2 カルシウム調節にかかわる臓器は骨、腎臓、そして小腸である。またカルシウムを調節するホルモンは副甲状腺ホルモン(PTH)、カルシトニン(CT)、そして活性型ビタミンD₃(1,25(OH)₂D₃)である。活性型ビタミンD₃は肝臓を経て腎臓で最終的に造られる。

動を調節する全身のホルモンと局所的サイトカインによって維持されている(図2)。

Caを調節する全身のホルモンとしては、副甲状腺ホルモン(PTH)、カルシトニン(CT)、そして、活性型ビタミンD₃が(1,25(OH)₂D₃)知られている。副甲状腺ホルモンは骨の吸収と腎尿細管でのCa再吸収を促進することにより血中Caを上昇させる。活性型ビタミンD₃は骨吸収と小腸からのCa吸収を促進することにより血中のCaを上昇させる。一方、カルシトニンは骨吸収を抑制することにより血中Caを降

下させる(表1)。逆の言い方をすると、血中のCaが下がってくると副甲状腺ホルモンと活性型ビタミンD₃が活発に分泌され、表1のような機能を発現して下がったCaを元に戻そうとする。このときカルシトニンは必要がないのでその分泌は抑制される。血中のCaが上がったときにはこれと反対の事が起こる。結局のところこれらのホルモンは生体のCa恒常性の維持を骨、腎臓、そして小腸に負担させるために作用すると考えられる。つまり国にたとえると中央政府のようなものである(図3)。

これに対して局所的、つまり骨の中においてCaレベルを調節するのはサイトカイン²⁾である。サイトカインというのは、細胞から産出される比較的分子量(<50,000)のペプチド性タンパクの総称であり、よく知られているものとしてインターフェロン、腫瘍壊死因子、或いは、コロニー刺激因子などがある。これらのサイトカインは骨の中に存在する細胞から産出され、自己分泌性(自分で作って自分を刺激すること)、又は傍分泌性(すぐ隣の細胞が作ったサイトカインを自分のために使うこと)に作用してCaのレベルを調節している。結局、サイトカインは骨環境内の調和維持のためにCaレベルを調節しており、その意味において骨にとってはより身近な存在であるといえる。つまりこちらは地方自治体のようなものである(図3)。このように全身的、及び局所的にお互いに関連しながら生体のCaは常に保たれている。したがってこの関係をホルモンー骨ーサイトカインーカルシウムループと呼ぶことができる(図4)。

表1 カルシウム／骨調節ホルモン

ホルモン	血中カルシウム	骨吸収	腎尿細管Ca再吸収	小腸Ca吸収
副甲状腺ホルモン	上昇	促進	促進	—
活性型ビタミンD ₃	上昇	促進	—	促進
カルシトニン	降下	抑制	抑制	—

—：作用が内と考えられている。

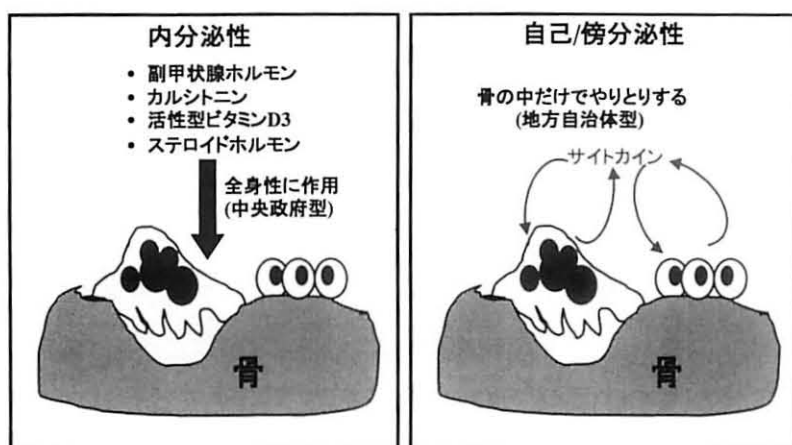


図3 全身性に働くホルモンと、骨の中だけで働くサイトカインとがある。
ステロイドホルモンの中でもエストロゲンとグルコルチコイドが特に骨に影響する。

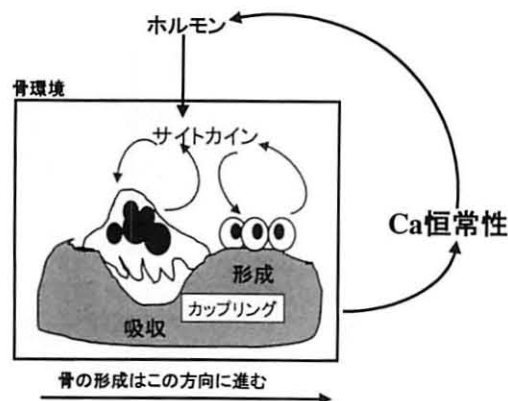


図4 このループでカルシウム恒常性が保たれていると考えられる。ホルモンは骨の中でのサイトカイン産生を調節する。

2. 細胞生物学的に見た骨代謝

1) 骨芽細胞

骨の構成成分のうちタンパク性基質を作るのは骨芽細胞である(図5)。基質とは骨を作る際の土台のようなものである、それを産出する骨芽細胞の数を増やすか、又は活性を上げることができれば骨形成は増加する。口腔インプラントにおいても、もしインプラント周囲の骨芽細胞の数、或いは活性を人為的に促進することができれば骨新生は強まり、インプラントの成功率を大きく高めることができる。骨芽細胞は骨髄中の間葉系幹細胞が増殖・分化することに



図5 五つの骨芽細胞が活発に基質を産生しているところ。代謝が盛んな骨芽細胞はこのような長方形から正方形に近い形態を示す。基質のしたの少し黒く見えるところが石灰化した部分。B：骨、OP：前駆骨芽細胞。(文献11の図を改変)

より形成される³⁾。間葉系は多分化能を有しており、刺激するサイトカインの種類に応じて筋肉細胞、脂肪細胞、或いは軟骨細胞などにも分化する(図6)。

2) 破骨細胞

骨芽細胞のみの活性が上がり続けると骨形成は増加するが、この場合はいわゆる添加という形の骨形成が起こる(図1)。つまり古い骨の

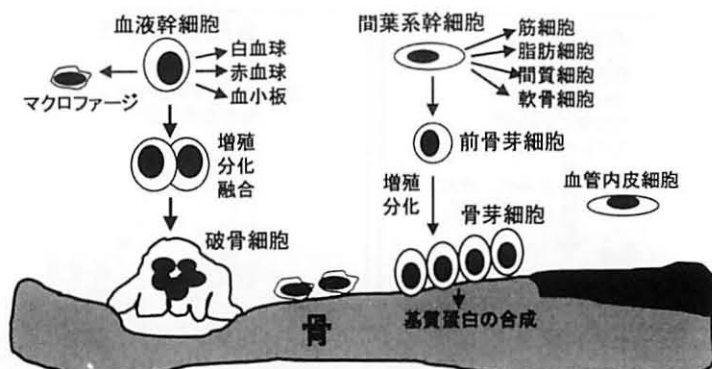


図6 破骨細胞は血液幹細胞から、骨芽細胞は間葉系細胞から各々分化する。血液幹細胞は全ての血球成分に分化する。間葉系細胞は刺激される。このように骨髄の中には様々な細胞が存在している。サイトカインによって筋細胞、脂肪細胞、軟骨細胞、間質細胞に分化する。

上に新しい骨が積み重なっていくことになる。しかし通常の生体で起こっている骨形成は添加によるものではなく、骨形成と骨吸収とがバランスよく交互に起こり、常に新しい骨が一定量存在するような仕組みになっている。このような骨のでき方をリモデリング（改造）と呼ぶ（図1）。そしてリモデリングにおいて骨吸収に携わるのが破骨細胞である（図7）。破骨細胞は生理的、病的を問わず生体内において骨を吸収できる唯一の細胞である。実際のところ骨のリモデリングは破骨細胞による骨吸収から開始されると考えられている。骨芽細胞とはカップリング（後述）しながらバランス良く骨の代謝を進展させる。カップリングが乱れ、破骨細胞の活性が異常に高まり、骨吸収が骨形成に比べて亢進した状態になると骨の量は減少する。口腔インプラントが失敗する場合も恐らく色々な原因で破骨細胞による吸収が高まり過ぎ、このようなアンバランスの状態になっていると考えられる。破骨細胞は骨髄中の血液幹細胞にその起源を発する（図6）。血液幹細胞は分裂・増殖を繰り返した後、分化過程に入り、細胞と細胞とが融合を繰り返して多核化し、そして活性化されて骨を吸収する多核の巨大な破骨細胞となる。骨吸収後、破骨細胞はアポトーシスにより死滅する⁴⁾。これらのすべてのステップにお

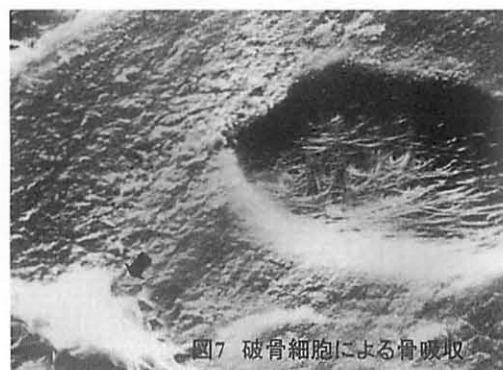


図7 破骨細胞が骨を吸収した部分の底部にはコラーゲン線維が見られる。矢印：骨を吸収し終わった後の破骨細胞。このように破骨細胞は動き回る。（文献12の図を改変）

いて、自己/傍分泌性に骨芽細胞系、破骨細胞系あるいは免疫担当細胞（リンパ球、マクロファージ等）が産出させるサイトカインが関与し、破骨細胞の形成・分化、あるいは活性化をコントロールしている。

3) カップリング

破骨細胞の項で、カップリングという表現を用いたが、ここでもう少し詳しく述べておく。骨のリモデリングは既に述べたように局所的に産出されるサイトカインにより自己/傍分泌性

にコントロールされている。このコントロールは破骨細胞による骨吸収と骨芽細胞による骨形成とが調和良く一定のバランスが保たれた状態で行われるように働く。このような状態を両細胞が一组のカップリングと呼んでいる(図1)。破骨細胞による骨吸収は、Howship's小窩内(図8)で約10日前後で終了する。一方、骨吸収により骨から放出された様々なサイトカインや、増殖因子が骨芽細胞の前駆細胞をケモタキシスより骨吸収部位に集合させ、それらの前駆細胞が分裂・増殖、そして分化した後、骨吸収により生じた欠損部を骨形成により修復する。これには約3~5ヶ月を要することが示されている。これが骨のリモデリングの大まかな細胞生物学的局面である。結局、骨のリモデリングが乱れると、つまり破骨細胞と骨芽細胞のカップリングが崩れると全体として骨量が減少し、様々な骨吸収性、或いは破壊性の疾患の原因となる。したがって、カップリングに影響を及ぼすサイトカインの同定と、その作用メカニズムの解明が非常に重要となる。今のところ、どのようなサイトカインが、どの細胞から産出され、どの細胞が、どのように作用するのかあまり分かっていない。唯一、骨基質中に豊富に存在し骨が吸収されている間に放出されるトランスフォーミング成長因子 β (TGF β) がカップリングを調節する、いわゆるカップリング因子の候補として挙げられているにすぎない¹⁾。

4) 骨細胞

骨には破骨細胞以外に骨細胞と呼ばれる細胞が存在する。組織学的に見ると骨細胞は骨の中に埋まっており、活性の低い細胞のように見える。(図9)。しかし数的には破骨細胞や、骨芽細胞よりも圧倒的に多く、何らかの役割を果たしていると想像はされていたが、技術的な問題のため培養細胞レベルでの研究が殆ど不可能であった。そのためその役割はヴェールに包まれ長い間謎であった。しかし最近、骨細胞としての性質をもった細胞株が樹立され始め⁵⁾、研究がようやく進展しつつあるので今後の発展が期待できる。又動物での研究から、骨細胞は機械

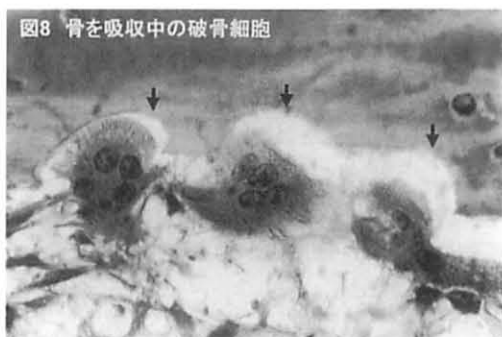


図8 破骨細胞が吸収している部分の骨は湾状にくぼんでおり(矢印)、ここをHowship's lacunae (ハウシップの吸収窩)と呼んでいる。又骨を吸収中に破骨細胞の核は骨を吸収している側と反対側に移動する。これを核の極性化と呼んでいる。(文献13の図を改変)



図9 石灰化組織の中に埋まった状態の骨細胞は細胞内小器官も少なく静止状態の細胞である。しかし長い突起(矢印)を出して隣の骨細胞と連絡し合っており、ちょうど神経細胞が突起を出しているのと同じように見える。実際、骨細胞は神経細胞のように機械的刺激を伝えることが分かっている。L: 骨小窩, B: 骨, C: コラーゲン。(文献11の図を改変)。

的刺激によく応答する細胞であることが明らかにされている。したがって常に機械的刺激の加わる口腔インプラントの場合も骨細胞が何らかの形で関与していると想像される。

5) 骨表面細胞

その他にも骨表面細胞と呼ばれる細長い細胞が骨芽細胞のすぐ近くの骨表面にしばしば見受けられ (図10)。この細胞は骨芽細胞がさらに成熟し、骨基質の合成を一時停止した細胞と考えられている。実際骨形成が新たになるとこの細胞は再び骨芽細胞の形態を取り、骨基質の合成を開始する。

3. 口腔インプラントと骨代謝

1) 細胞生物的成功

ここまでの話で細胞生物学的観点から口腔インプラントを成功させるためにはどうしたら良いかということがほぼ見えてくる。一言でいうと、インプラント周囲の骨のリモデリングを促進することがポイントになる。もう少し具体的にいうと、骨芽細胞と、破骨細胞の各々の活性を調和のある状態に保ちながら高めることができれば理論的にはインプラントは生着を促し、満足すべきosseointegrationが得られるはずである (表2)。結局、インプラントを成功させ

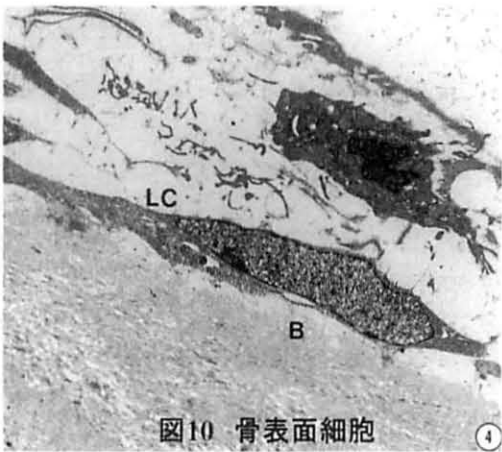


図10 骨表面細胞は骨芽細胞が休息している状態の細胞である。骨形成が再び必要になったら、活発な骨芽細胞の形態に戻り活動始める。(文献11の図を改変)

るために臨床で行っていることは全てこれらの細胞生物現象を最終的に得るための努力であるといえよう。そして臨床的にこれを達成するためには診療体系として表3に示すような患者も

表2 細胞レベルで見たOsseointegration

細胞	目標
骨新生を高める=骨のリモデリングを促進する	
骨芽細胞	インプラントへの接着を強める 増殖、基質合成を増加させる 石灰化を促進する
破骨細胞	活性が高まりすぎないようにする 場合によっては抑制する

表3 インプラントを成功させるためのチームアプローチ

担当者	対応
企業	材質、形体の改良
歯科医	適切な症例選択 手技の工夫、改善 患者教育
アシスタント	清掃補助
患者	清掃、維持
研究者	骨新生の促進

含めたチームアプローチが要求される。この表が今までのものと違うところは、研究者もチームの一員として参加する必要があることを示していることである。ところがこのように最も重要と思われる骨新生の促進の進歩が大きく遅れている。この点は大学人を含めた基礎研究者の奮起が望まれるところである。いずれにせよ、骨芽細胞と破骨細胞の活性をバランス良く保てるようなインプラントを移植できるかどうかで成功と失敗の分かれ目になる最終的な要素と言えよう。

2) 薬物的療法

このようなチームアプローチによってもosseointegrationが満足に得られないような症例の場合に、薬物の使用によりある程度の補足ができればその恩恵は大きい。そのような薬物になり得る可能性があるものとして塩基性線維芽細胞因子(aFGF)が最近注目されている⁶⁾。aFGFは名前が示すように線維芽細胞を増殖させるサイトカインとして見つけられたが、近年骨芽細胞による骨形成を促進するばかりではなく、破骨細胞による骨吸収も促進することが示されている。したがってインプラント周囲のリモデリングを高めるにはうってつけの増殖因子であると思われる。既に整形外科では骨折や、骨切り術後のピンの固定の時にaFGFを局所的に使うことによりosseointegrationを高めて良好な予後を得ようとする臨床的試みが行われており、ある程度の成功を収めている。

又Bone Morphogenetic Protein (BMP) もaFGFと同じような骨芽細胞促進作用を持っておりインプラントを行う際に色々と試されている。しかし破骨細胞に対する作用が殆どないために造られる骨がリモデリングによるものではなく添加によるものであることが難点として上げられている。

その他にも、破骨細胞による骨吸収が強すぎる場合には破骨細胞の阻害剤であるビスフォスフォネート (BP) が効果的であることが知られている。BPは欧米ではかなり古くから骨粗鬆症、パジェット病などの代謝性骨疾患、ガン性高カルシウム血症、骨転移などに用いられて

きた⁷⁾。日本でも骨粗鬆症、或いはガン性高カルシウム血症の治療薬として発売されている。そしてサルや犬などを使った実験でBPがインプラントの緩みを抑え、定着を助けることが報告されている。臨床的にインプラントへの適用は今のところ認められていない。唾液や細菌の多い口腔内でのこれらの薬物の使用は色々な問題点があるが、場合によっては試みる価値があるかもしれない。

おわりに

口腔インプラントの需要は今後ますます高まると予想され、それに対応できるように歯科医も十分な準備をしておかなければならない。その一環として、材質、手技の工夫、改良以外に、細胞生物学的観点からもインプラントを見つめなおす機会が必要になってくると予測される。何度も言うように、結局、細胞生物レベルで骨新生が得られなければインプラントの成功はあり得ない。そういう意味から、インプラントが移植されることにより、それに応答して骨新生をもたらす側である“骨”の細胞生物学について大まかに要約した。又最後に述べたように口腔インプラントに薬物的治療を加味できる可能性がでてきていることは大いに期待を膨らませる。しかしこれに対しても細胞生物レベルでの理解をきちんと持っていないと対処できない。これまではインプラントは臨床的な面からの研究が明らかに先行してきた。しかし高い成功率に裏付けられた、より一層の発展と普及を目指すためには基礎的理論をしっかりと固めておく必要がある。インプラントは超高齢化社会となる我が国の二十一世紀に備えて、臨床家と基礎研究者が二人三脚で取り組んでいかなければならない重要なテーマの一つである。

文 献

1. 米田俊之：サイトカインとカルシウム，骨代謝。Clinical Calcium 7:75-81, 1997.
2. 米田俊之：骨を破壊させる黒幕サイトカイン。骨，カルシウム代謝の調節系と骨粗鬆症（松本俊夫編集），羊土社，東京，pp.104-115, 1994.

3. 野田政樹：骨芽細胞分化のシグナリング。実験医学増刊「骨形成、吸収のシグナリングと骨疾患」（野田政樹，宮園浩平，松本俊夫，米田俊之，編集），羊土社，東京，pp.42-49，1994.
4. Roodman, R.D.: Advances in bone biology: The osteoclast. *Endocr. Rev.* 17:308-332, 1996.
5. Kato, Y. et al.: Establishment of osteocyte-like cell line, MLO-Y4. *J. Bone Miner. Res.* 12: 2014-2023, 1997.
6. 大内淑代，伊藤信行，野地澄晴：FGFシグナルの軟骨，骨形成における役割。実験医学増刊「骨形成，骨吸収のメカニズムと骨粗鬆症。分子からみた骨形成の最先端」（野田政樹，編集）羊土社，東京，pp.124-129，1998.
7. 米田俊之：ビスホスホネートの佐用メカニズム，医薬ジャーナル，34:2411-2418，1998.
8. Lian, J.B., Stein, G.: Osteoblast biology. In Osteoporosis. (Marcus, R., Feldman, D., Kelsey, J. eds.), Academic Press, San Diego, pp. 23-59, 1996.
9. Teitelbaum, S. et al.: Osteoclast biology. In Osteoporosis (Marcus, R., Feldman, D., Kelsey, J. eds.), Academic Press, San Diego, pp.61-94, 1996.
10. Einhorn, T.: The bone organ system: Form and function. In Osteoporosis. (Marcus, R., Feldman, D., Kelsey, J. eds.), Academic Press, San Diego, pp.3-22, 1996.

一般講演 〈第51回研究会：平成10年8月3日〉

● X線断層撮影装置を利用して—— インプラントの術前診査 13mmガイドピンを参考に

大阪厚生年金病院歯科口腔外科

猪 木 一 雄

大阪厚生年金病院歯科口腔外科では，約10年前よりインプラント体埋入手術の術前診査としてパノラマX線写真から得られる近遠心方向からの情報だけでなく，顎骨の幅や上顎洞，下顎管などの解剖学的構造物とフィクスチャーとの関係を三次元的に把握するために13mmの金属製のガイドピンを顎骨内に植立し，同時多層断層撮影を行い術前診査を行ってきた。撮影装置はOPTIPLIMMATO（SIMENS社製）を用いている。

フィクスチャー埋入手術を行う上での，本法

の有効性を検討するため症例を供覧しながら，その術式を詳説したい。

初めに，大阪厚生年金病院歯科口腔科におけるフィクスチャー埋入手術当日の診療の流れから説明する。

まず術前に初診時のパノラマX線写真を参考に13mmのガイドピンを埋入予定部の顎骨内に植立する。次にガイドピンを口腔内に植立し

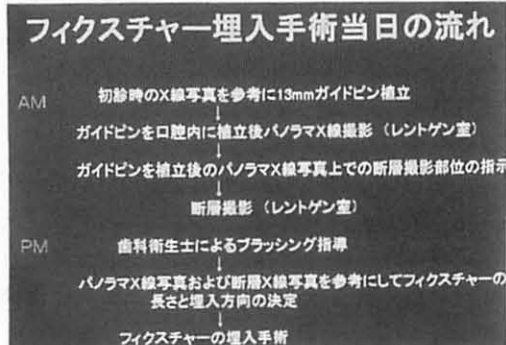


Fig. 1. フィクスチャー埋入手術当日の流れ。

た状態で、パノラマX線写真撮影を行い、撮影されたパノラマX線写真上で断層撮影を行う範囲を指示し、断層X線写真を撮影する。歯科衛生士によるブラッシング指導終了後、13mmガイドピン植立後のパノラマX線写真と同部の断層X線写真を参考にし、フィクスチャーを選択し埋入方向、埋入位置を決定する (Fig. 1)。

症 例 1

患者 46歳 男性

主訴 「67」部のインプラント治療希望

患者は約3ヶ月前に他院にて「7」の抜歯を施行され、「67」の可徹性有床義歯による咬合回復を勧められるも、インプラントによる咬合の回復を希望し当科を受診する (Fig. 2)。初診時にはパノラマX線写真撮影 (Fig. 3)、歯周治療の重要性とインプラント手術におけるリスク等の説明を行った。

その後「6」部延長ボンテック切断等の術前処置を施行し、フィクスチャー埋入手術日を決

定した。フィクスチャー埋入当日には、患者を午前中に来院させ初診時のパノラマX線写真を参考にフィクスチャー埋入予定部位にラルゴリマーNo.2にてドリリングを行いガイドホールにステンレス製の13mmのガイドピンを植立する。ガイドピンを植立した状態でパノラマX線写真撮影を行い (Fig. 4) そのパノラマX線写真上で「5」の近心より「8」の遠心までを3mmごとの間隔で断層撮影を行う様に指示し、断層撮影終了後 (Fig. 5) 断層X線写真上で歯槽頂から下顎管までの距離を測定しフィクスチャーと埋入方向、埋入位置を決定した。この患者の「6」部の断層写真では13mmのガイドピンが14.5mmに拡大され撮影されていることからこの周囲の構造物



Fig. 2. 初診時の口腔写真.

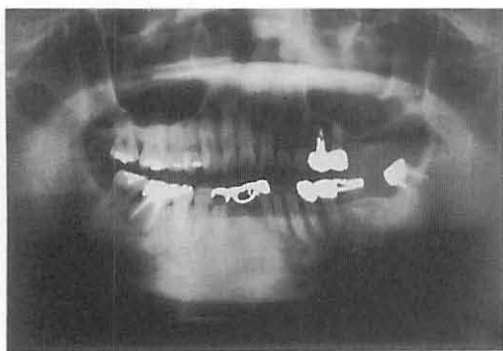


Fig. 3. 初診時のパノラマX線写真.

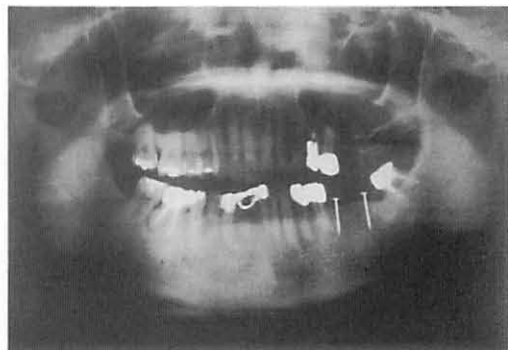


Fig. 4. 13mmガイドピン植立後のパノラマX線写真.



Fig. 5. 「6」部13mmガイドピン植立後の断層X線写真.



Fig. 6. 「6」部骨内長16mmフィクスチャー埋入後の断層X線写真.



Fig. 7. 術後のパノラマX線写真.

は約1.12倍に拡大されていることが示唆される.

フィクスチャーの埋入方向については特に変更する必要はないと判断し、歯槽頂から下顎管までの距離が19.0mmであったため骨内長16.0mm



Fig. 10. 前処置終了後の口腔内写真.



Fig. 8. 術後の下顎咬合面観.



Fig. 9. 術後の患側、側方面観.

のフィクスチャーを埋入した (Fig. 6). この患者は現在術後4年が経過しているが、「67」部インプラントによる補綴修復は順調に経過している (Fig. 7, 8, 9).

症 例 2

患者 60歳 男性

主訴 咀嚼障害

患者は長期間歯科治療を受けておらず口腔内

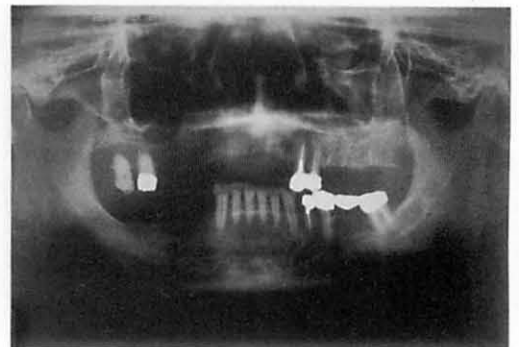


Fig. 11. 術前のパノラマX線写真.

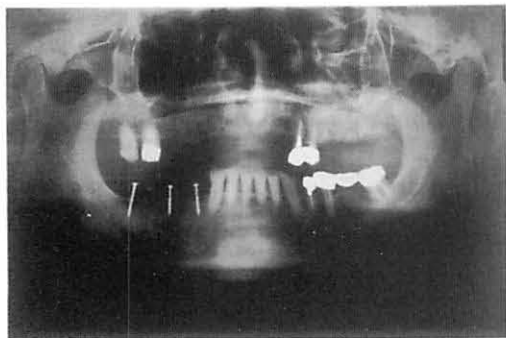


Fig.12. 13mmガイドピン植立後のパノラマX線写真.



Fig.13. 6]部に13mmガイドピン植立後の断層X線写真. ガイドピン埋入方向延長線上に下顎管が確認でき植立方向の変更の必要性が示唆される.

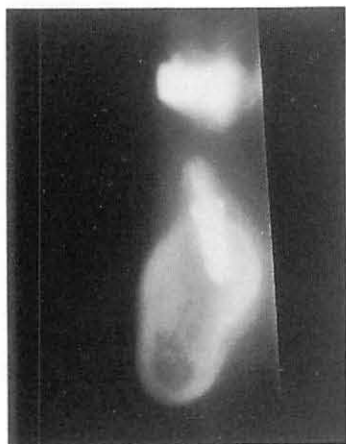


Fig.14. ガイドピンを参考に、舌側に傾斜させて埋入したフィクチャー.

には残根が放置された状態で咀嚼障害を主訴に来院し、初診時に咬合回復の方法として義歯による方法とインプラントによる方法を説明した。患者は右側下顎のみインプラントによる治療を希望した。まず初めの半年間で残根抜歯等の前処置を行い、上下プロビジョナルデンチャー装着した (Fig.10は前処置終了後の口腔内写真で

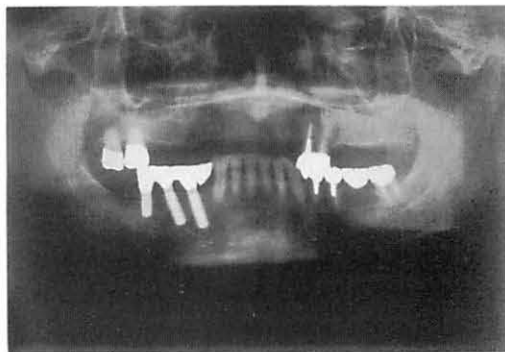


Fig.15. 術後パノラマX線写真. 765]部にインプラントによる補綴修復が行われている.

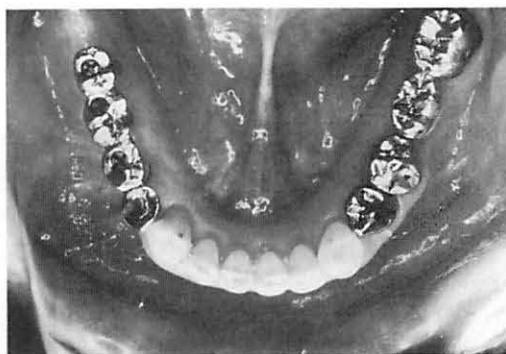


Fig.16. 術後の咬合面観.



Fig.17. 術後の口腔内写真.

ありFig.11はパノラマX線写真である)。フィクスチャー埋入当日、通法に従いガイドピン植立後、パノラマX線写真撮影を行い(Fig.12)そのX線写真を参考にして断層X線撮影を行った(Fig.13は「6」部の断層X線写真である)。本症例では「6」部のガイドピンが下顎管に近く、埋入方向の延長線上には下顎管が確認でき、下顎管への偶発症を考慮しフィクスチャーをガイドピンの方向より舌側に傾斜させて埋入を行った(Fig.14)。現在、術後6年が経過し、下顎の知覚異常等の異常所見は認めず順調に経過している(Fig.15, 16, 17)。

考 察

大阪厚生年金病院歯科口腔外科では、特に下顎臼歯部のインプラント植立法としてフィクスチャーの先端を舌側皮質骨に当てるBicorticalの支持様式を理想としている。13mmのガイドピンを用いた術前診査は診査の段階で顎骨に侵襲を加えるリスクファクターはあるものの、筆者は、通法のパノラマX線写真では何の問題もなく埋入可能と考えられる症例でも(Fig.18, 20)本法により検討した結果、頬側の骨が全くない

症例や(Fig.19)ガイドピンが舌側皮質骨を貫通していた症例(Fig.21)など13mmのガイドピンを用いることにより的確にフィクスチャーの埋入位置、埋入方向の調節を行えた経験を幾度となくした。実際にガイドピンを参考にしてフィクスチャーの埋入方向を調節することは非常に容易で、症例によっては侵襲が小さな段階でインプラント体の形態の変更も可能である。従って本法はフィクスチャー埋入手術の術前診査として有効な方法と考えられる。

ま と め

フィクスチャー埋入手術の術前診査として13mmのガイドピン植立後、断層X線写真撮影を行うことにより、

1. 埋入位置、埋入方向の確認をすることができる。
2. 断層X線写真上でのガイドピンの拡大率を求めることによって歯槽頂から下顎管、上顎洞までの距離を正確に把握することができる。
3. フィクスチャー植立方向の確認が容易に行える。



Fig.18. 13mmガイドピン植立後のパノラマX線写真。「5」部へのフィクスチャー埋入手術はオトガイ孔以外特記すべき問題は見受けられない。



Fig.19. 同部の断層X線写真。頬側皮質骨が全くないことが確認できる。

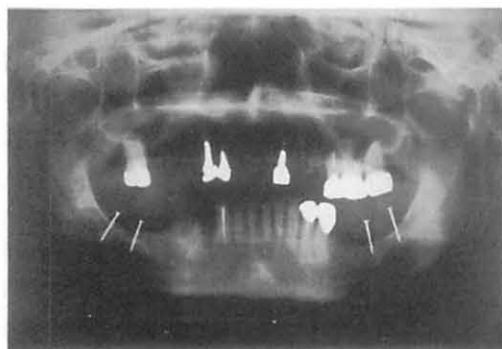


Fig. 20. 76|67 部に13mmガイドピン植立後のパノラマX線写真.

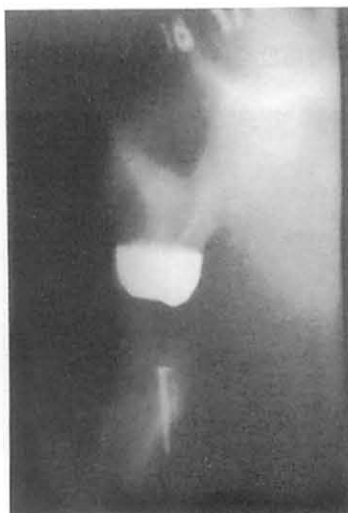


Fig. 21. 67部の断層X線写真. 13mmガイドピンは舌側皮質骨を貫通しており、植立方向の変更の必要性が示唆される.

●X線断層撮影装置を利用して—— 簡便で確実な骨形成を考慮した ガイドピン（レントゲン使用）の 一利用法

泉大津市開業

佐藤 文夫

◆はじめに

口腔インプラントの埋入手術に際しては、埋入部の情報が多ければ多いに越したことはない。特に骨の立体的な情報は最も欲しいところである。だからといって、余り大きな負担は困る。その点、最近のパノラマに付属の断層撮影装置はインプラントを行う一般臨床家にとって好都合な機材となった。

CT再構築画像の利用も盛んになってはいるが、患者の負担（地域的・時間的・経済的・レントゲン線大量被爆等）問題は決して少なくない。一般臨床家はそのような負担に見合う大きな症例ばかりを扱うわけではない。大抵は2～4歯欠損の症例である。インプラント症例のすべてを、一々CTのある施設へ紹介して大量の

レントゲン線に曝すのは考え物である。

また、口腔インプラントの計画設計施術する際、ステントの利用もよく論じられるが、手術に際し却って手際の障害となることが多い。

◆旧式パノラマ装置の輪切り（断層）撮影

10数年前より、大阪厚生年金病院の多軌道断層撮影装置による画像に触発され、パノラマも断層撮影装置の一種であることから、装置の一部を改造し変則的な利用法で顎骨を輪切り（歯列弓を横断した画像を勝手に呼んでいる）にした画像を得て利用してきた。（写真1）

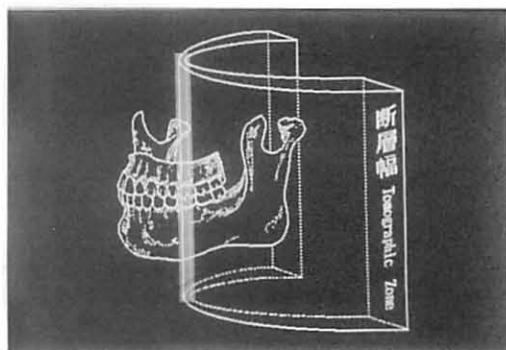


写真1 通常のパノラマの断層軌道の前歯部（焦点深度幅が狭く、電圧が高い）に、撮影したい顎骨部位を移動した模式図

通常のパノラマの断層軌道の前歯部に、撮影したい顎骨部位を移動し輪切り画像を得よう



写真2 実際の撮影風景（左側臼歯部）



写真3 下顎右側臼歯部ブレード・インプラント，上顎左側臼歯部骨膜下インプラントの通常パノラマ撮影と輪切り断層撮影（一枚のフィルムに一人の患者の口腔内を4分割同時撮影したもの）

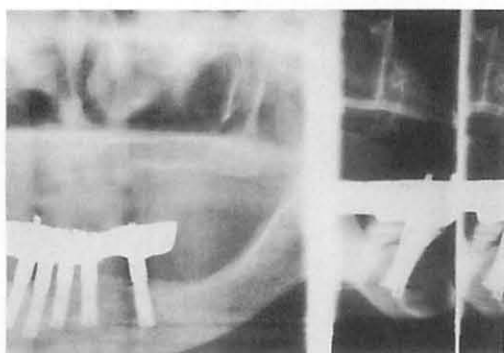


写真4 下顎前歯部ブローネマルクシステム・インプラントの通常パノラマ撮影と輪切り断層撮影（一枚のフィルムに患者の口腔内を3分割同時撮影したもの）

にした。（写真2～4）

最近のパノラマに付随する断層撮影装置も、この方法を発展させたものであるが、それ用に開発しただけあって、再現性・操作性は格段に良い。

◆最近のパノラマ付随断層撮影装置の利用成果

昨年、第45回本研究例会において国内で入手し得るパノラマ付随断層撮影装置を扱う各社に、セールスポイントを聞く機会を持った。その後、会員がそれぞれの思惑で好みの機種を選択し利用してきた。1年以上経って、それらの成果を発表しあうこととなった。

私は、アサヒレントゲン社製A Z 3000を採用した。そこそこ満足し使用しているこの装置を利用し、自分なりに考案して行っている手技を供覧する。

◆利用方法（簡便で確実な骨形成を目指して）

骨内にガイドピンを挿入しレントゲン画像を判定する方法は、以前より各インプラントシステムにあることはあったが、粘膜切開翻転後にこれらの操作を行うので、レントゲン現像や再検査が必要な場合に多くの時間を費やし、術中に麻酔が覚めることがしばしばあった。翻転後の浸潤麻酔操作の困難性などを考えると、切開前に粘膜上よりこれらの検索を行った方が、後の手術処置が行い易いと思われる。（写真5～10）



写真5 粘膜上より骨内にφ1.6mmのガイドホールを形成するための、骨ドリル（京セラバイオセラム・パイロットドリル16 L）

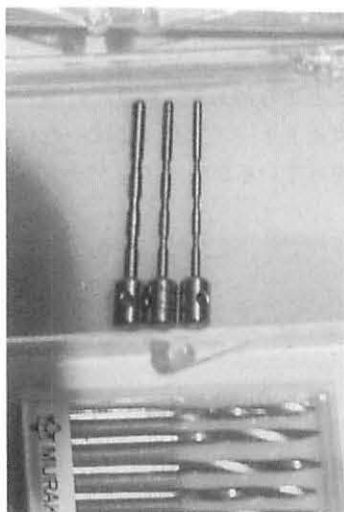


写真6 上はレントゲン画像上で、判読可能な目盛り付きガイドピン（テクニカ社のデプスゲージ 左より $\phi 1.9\text{mm}$ $\phi 1.5\text{mm}$ $\phi 1.3\text{mm}$ ）真ん中の $\phi 1.5\text{mm}$ を使用。下は骨内に形成した $\phi 1.6\text{mm}$ のガイドホールを拡大するためのピーソー氏リーマー。最大直径 $\phi 2.0\text{mm}$ を利用し、 $\phi 2.0\text{mm}$ の骨ドリル使用へのガイドホールを形成する。



写真7 $\phi 1.5\text{mm}$ のガイドピンを粘膜上より、骨内へ挿入した口腔内写真

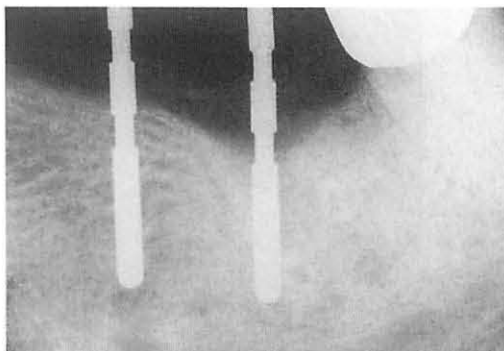


写真8 $\phi 1.5\text{mm}$ のガイドピンを骨内に挿入したデンタル、この画像に検索を加えさらに骨のガイドホールの深さ、場合によっては方向を修正し断層撮影に移る。

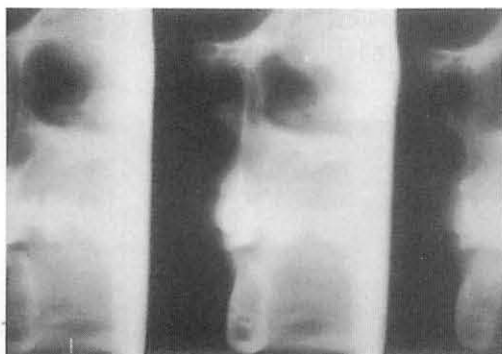


写真9 同部位の断層撮影画像、左より下顎左側第1小臼歯（ ± 0 ）、同第2小臼歯部（ ± 0 ）、同第1第臼歯近心部（-3：焦点を3mm近心に移動）

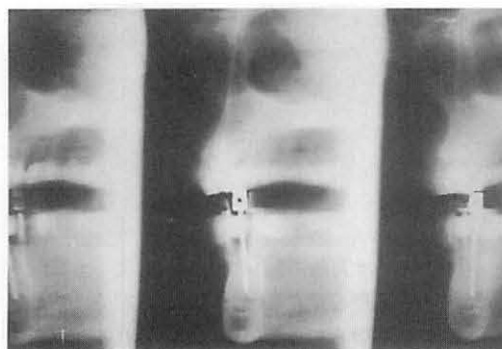


写真10 同部位に $\phi 1.5\text{mm}$ のガイドピンを骨内に挿入した断層撮影装置を同じ設定で撮影した画像である。写真9と10との比較により、この装置の再現性（臨床上不便を感じない程度）の良さが理解出来る。

◆ガイドホールを粘膜上より骨内に形成

手術に先だって粘膜切開翻転前に計画設計したところのインプラント埋入部位・方向・長さに従って、 $\phi 1.6\text{mm}$ のガイドホールを粘膜上より骨内に形成し、 $\phi 1.5\text{mm}$ のガイドピン（レントゲン画像上で、判読可能な目盛り付き）を挿入、レントゲン（デンタル・パノラマ・断層）撮影を行う。得られた画像を分析検討を加え、初期の計画に近いものであれば粘膜切開翻転後、歯肉の厚み等の修正を加え、先に形成した $\phi 1.6\text{mm}$ のガイドホールを順次拡大し所定の骨形成



写真11 $\phi 1.5\text{mm}$ のガイドピンを粘膜より骨内へ挿入したデンタル。この場合上顎洞前壁と近心歯牙歯根（歯根膜）に注意が必要である。



写真12 粘膜切開翻転後、ガイドピンを再挿入深さの確認を行っているところ。

を終了する。（写真11～14）

この手法の特徴は、試掘したガイドホールを利用するところにある。初期の計画と実際の骨形成（ガイドホール）が、ほぼ一致しているかまたは違っているかを、インプラント埋入の際

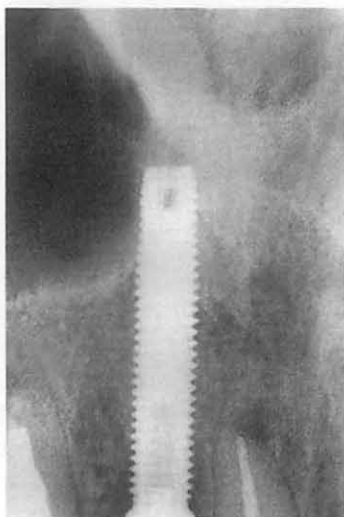


写真13 インプラントの先端が上顎洞前壁に接触（上顎洞粘膜の破損はあっても少ないものの、インプラントの一部は上顎洞皮質骨を穿孔しているものと思われる）して埋入されている。

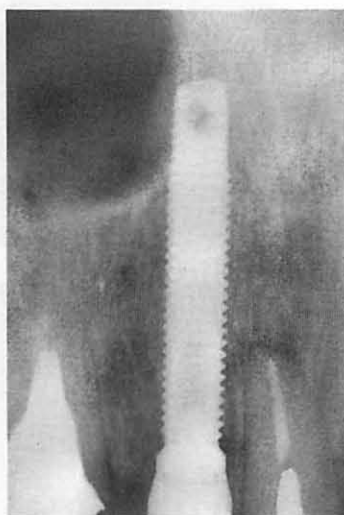


写真14 6ヶ月後の同レントゲン画像：上顎洞前壁を穿孔したと思われる部分に新たな骨らしきものが見受けられる。

して、最も知りたい情報（インプラント埋入予定先端部付近）を検証することが出来る。試掘したガイドホールが予定したものに近いものである場合、方向はガイドホールによってほぼ決められているので、後は深さを確認し骨形成を進めることになる。

◆試掘ガイドホールの径

試掘したガイドホールの径を $\phi 1.6\text{mm}$ したのは、これより小さいと粘膜切開翻転後の場所確認が困難になる場合があり、また大きいと試掘したガイドホールが不適で、新たに別のガイドホールを形成する場合、骨のロスが大きすぎる事となる。色々試して来て、 $\phi 1.6\text{mm}$ ガイドホールの径が最適であると決めているものである。

また、粘膜切開翻転前にガイドホールを形成することによって、上部構造物歯頸部付近の審美観を予測して骨形成の方向を決められる。（写真15・20）

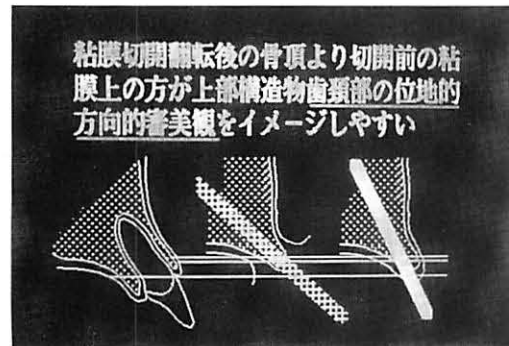


写真15 特に上顎前歯部においては、粘膜切開翻転後に骨を形成し始めると、骨頂より骨の中心部にむかって骨形成を行ってしまいがちである。そのような場合、隣在歯が存在すると上部構造物歯頸部の位置が、隣在歯の位置に比べ根尖へ位置することがしばしばあり審美性を悪くする。粘膜切開翻転前にガイドホールを形成することによって、人工歯配列の感覚で上部構造物の歯頸部を想定しつつ骨形成を行うことが可能であることに最近気付いた。



写真16 側切歯部は歯槽頂よりやや口蓋側より、犬歯部はやや唇側より、小臼歯部は歯槽頂より切削を開始すると後の上部構造物製作時の歯頸部審美性が容易になってくる。

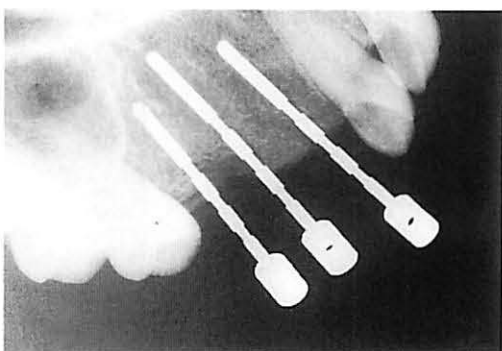


写真17 3本の $\phi 1.5\text{mm}$ のガイドピンを粘膜上より骨内へ挿入したデンタル。側切歯部・犬歯部はやや先端部に余裕があり、小臼歯部は上顎洞ぎりぎりの深さである。

◆結 論

この手法を採用することにより、従来に比較して確信を持って骨形成が行えるため、術中の確認のためのレントゲン撮影も少なく、短時間に手術を行うことが出来るようになった。また、粘膜切開翻転前にガイドホールを形成することによって、上部構造物歯頸部付近の審美観を予測して骨形成の方向を決められる特徴がある。この審美性の問題については、これから研鑽をすすめて行きたいと思っている。



写真18 側切歯部は歯槽頂よりやや口蓋側より、
φ1.5mmのガイドピンを骨内へ挿入し
た断層撮影画像



写真19 側切歯部・犬歯部のガイドピンを骨内
へ挿入した断層撮影画像

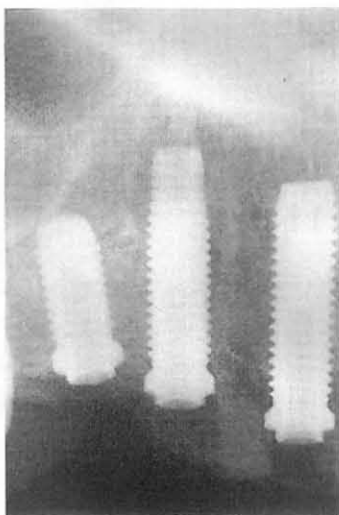


写真20 骨内に埋入した3本のインプラントの
デンタル

●私は今このような理由で、このインプラントを臨床に取り入れている

I T I

キーワード：第3世代インプラント 1回法
Biologic Width

大阪市開業

阿保幸雄

◆はじめに

現在日本で認可されているインプラントは40種類をこえている。どのインプラントを埋入するのが患者の幸福につながるのであろうか？私の症例を通じてこの事を考えてみたい。

インプラントの分類

1. 第1世代インプラント；骨膜と骨の間に埋入することを原則とする。
Subperiosteum implant, Lamus implant, etc
2. 第2世代インプラント；病的には生体とfibro osseous integrationの関係で存在する。健全歯と連結することを原則とする。
Linkow Blade Bioccrum, Shape Memory, etc
3. 第3世代インプラント；病的には生体とosseointegrationの関係で存在する。
シリンダー状の形態を持ち単独植立を原則とする。
Brånemark, ITI, IMZ, 3i, etc
現時点で第1世代および第2世代のインプラントを患者に埋入するのは、特殊な症例以外には不適當であると考えられる。

第3世代インプラントの分類

1. 表面性状による分類

- (1) 鏡面研磨（チタン）；Brånemark 3i (glamlard lype), etc

Brånemark Implant が存在しなかったら現在のImplantの発展はなかったと言えるぐらい、その歴史的役割は大きい。しかしながら、osseointegrationの強さに問題があり、文字どおり歴史的なものになりつつある。

- (2) ハイドロオキシアパタイト；Calcitek, steri-oss, etc

破骨細胞がみつめられ、また長期臨床報告によると7年後よりインプラントの撤去率が増加し、長期予後には問題がある。

- (3) TPS；IMZ 3i (IMZ type), etc

現在最も多く使用されている。TPS表面のチタン粒子の剥離が報告されており、その粒子は所属リンパ節に蓄積されるとの報告がされている。これは、人体に対し有害ではないとのことである。

- (4) サンドブラスト or エッチング；(ASTRA, 3i-OSSEOTITE)

上記のチタン粒子の剥離の問題を解決し、鏡面研磨表面よりも強固な骨結合を可能とした。ただしブラスト粒子がインプラント表面に残存する可能性を残している。

- (5) サンドブラスト+エッチング；ITI (SLA)

SLA(Sandblast largeglid Acidetching)はブラスト粒子の残存しないクリーンなチタン表面と、骨細胞の伝導しやすい粗造な表面を存する。TPSと比較し骨接着率が高いだけでなく早期にosseointegrationが達成されることから、3ヶ月の治療期間から8週間に短縮が可能となった。

1991年Buserらのさまざまなインプラント表面処理と骨接触面積の報告によると、(2), (5), (3), (4), (1)の順で骨接触面積が多かった。

2. 術式による分類

- ① 1回法；ITI, etc

術直後よりインプラントの1部が口腔に露出しているためosseointegrationの獲得が疑問視されたが、十数年の経過を経て問題が無いことが証明された。後述するBiologic widthの観点からみても、最も安定した予後が得られる術式であると考えられる。

② 2回法; Brånemark, IMZ, 3i, etc

埋入直後より2次手術までインプラント体が完全に粘膜に被覆されるため, osscointegrationの獲得が容易である。しかしながら、予後に歯周病学的にみて後述する問題の解決ができていない。

症 例

- ① T. N 昭和48年生 女性
初診: 1990年2月



写真1

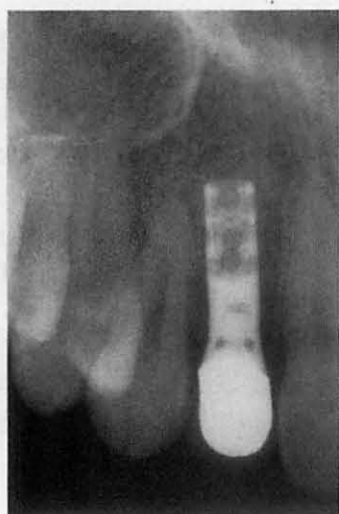


写真2

インプラント埋入日: 1990年9月
インプラントの種類: ITI(HC 10mm 角度付)
+GBR (GORE膜)
予後: 上部構造装着時(写真1, 2); 9年経過(写真3, 4)

② T. H 昭和12年生 男性

初診: 1991年4月
インプラント埋入日: 1994年3月
インプラントの種類: 3i (IMZ-type) +
GBR (GORE膜)
予後: 上部構造装着時(写真5, 6); 5年経過(写真7, 8)

考 察

①は術後9年, ②は術後5年で、共に口腔衛生状態は良好。インプラント頸部の歯肉に炎症



写真3



写真4



写真 5



写真 7

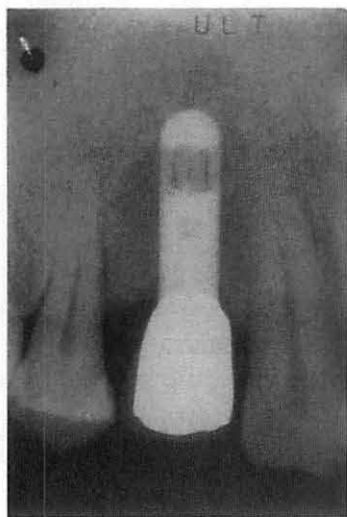


写真 6

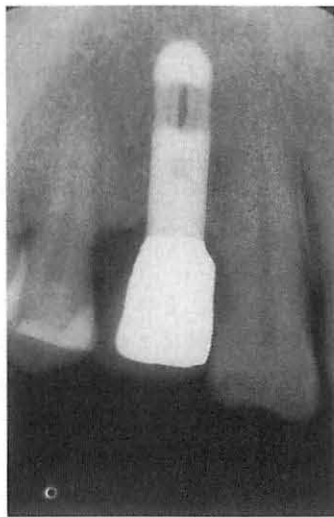


写真 8

はなく、両症例共理想的な予後である。X線で2つの症例を比較するとその違いは明瞭である。即ちインプラント頸部の骨の形態が、①は平坦でいわゆる食パンの耳のような形であるが、②では深さ2mmの4壁性骨欠損の状態がみられる。このことは骨レベルはマイクロギャップから約2mmの位置で安定するというbiologic widthの理論により説明される。即ち2回法では、理想的な予後が得られた場合でも歯周病学的にみれば深さ2mmの4壁性骨欠損の問題が必然的に存在するということである。今回は代表的な2症

例を挙げたのみであるが、筆者の十数年間で1回法(TPS)と2回法(TPS)をそれぞれ約500症例の経過観察をした結果では、例外も多数あるが基本的にはその傾向がみとめられる。

結 論

以上の理由に加えてITIのラインアップにSLAが加わったこと、および審美的上部構造の装着が可能になったことから、筆者はITIを臨床で使用している。

●私は今このような理由で、このインプラントを臨床に取り入れている ブローネマルク・インプラント・システム

泉大津市開業

佐藤 文 夫

◆はじめに

リンコー・ブレードが全盛期にインプラントを始め、インプラント沈下等でインプラントに行きずまりを感じていた頃、ヨーロッパよりITI, ブローネマルク・システムが日本へ紹介された。当時は、骨とインプラント間の軟組織を歯根膜になぞらえてペリ・インプラント・メンブラン (Peri Implant Membrane) と称していたことさえある。そのような頃に、新しいインプラントの論拠である骨癒着といわれても急には信じられなかった。

理解し始めたのは、それらの研修会を幾度か受けてからである。特にブローネマルクの研修会によって理解が急速に深まった。ブローネマルク・システムの解説書は、DR. ブローネマルクと共同執筆者等の研究業績と、膨大な関連参考文献を引用しオッセオ・インテグレーションについて証明を行っていた。骨組織微小循環の研究が、このシステムの起こりだけに骨組織とインプラントとの関わりについて、臨床家の我々にも納得するものがあつた。

◆オッセオ・インテグレーション

(ティッシュ・インテグレーションは?)

埋入したインプラントが分化した細胞(低分化状態の癥痕組織ではなく、高分化した組織としての骨・骨髄)によって生体の一部として認められた状態を、オッセオ・インテグレーションと定義づけている。一方、東京歯科大学の井上等はインプラント周囲の軟組織について、癥痕組織に近いものと断じている。その意味ではインプラント体と組織(硬軟共に)との関係をティッシュ・インテグレーションと呼ぶには多少の無理があるのかも知れぬ。

インプラントと骨との関係は、かなり解明されてきたように思えるが、軟組織についてはどうであろうか。硬軟両組織に生体の一部として認められるようなインプラントが待たれる。

◆今、私は

ブローネマルク・システムとITIを併用している。審美に関係のない部位で安静期に外圧の影響がない症例にはITIを用いている。多数歯欠損症例で暫間義歯が必要な場合には、インプラントに応力がかかる危険性があるのでITI本来の手法では対処し難い。そのような場合や審美に関係がある症例、二次手術で多少とも固有粘膜域を増すことが期待されるケースについてはTwo Stageであるブローネマルク・システムを採用している。使う比率はITIが1に対してブローネマルク・システムが3の割合であろうか。

◆ブローネマルク・インプラント・システムの特徴について

- ・多くの理論的裏づけを示し、オッセオ・インテグレーションの証明を行っている
- ・多彩なフィクスチャー・アバットメントを提供している
- ・発売当初より商品管理が良かった(フィクスチャー・アバットメント・ドリル等は日本導入当初より、滅菌しガラス管内の同種金属ケースに格納封入)
- ・アバットメント装着時のフィクスチャー回転防止システムがある(このことは重要である)
- ・発売当初より術式の規格化が確立されていた(一次手術より印象時トランスコーピング等技工操作まで)
- ・手術援助スタッフ派遣等サービスが充実されている

症 例 1

ブローネマルク・システムについての症例として、このシステムでの初めての無歯顎症例(8年経過)を供覧した。(写真1~6)

例会において、ブローネマルクと比較してIT

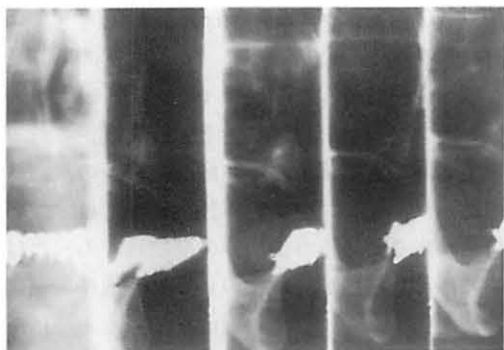


写真1. 術前の計画診断資料

一枚のフィルムに撮影したパノラマと
同機材を変則的に用い、輪切り断層撮
影した画像



写真2. 上顎フルデンチャーとの対合関係

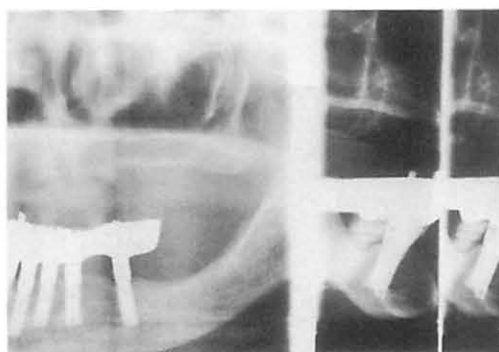


写真3. 上部構造物完成時のパノラマと輪切り
断層撮影した画像 (術後2年)

Iのほうが骨密着度が、かなり良いと述べた方がいた。私には、所定の安静期間を経過後アバットメント装着時 (インプラント埋入時、特に骨植に問題を感じなかった症例) インプラント体が回転し、骨との密着を失ったITIの症例があ



写真4. 口腔内写真 (術後5年)

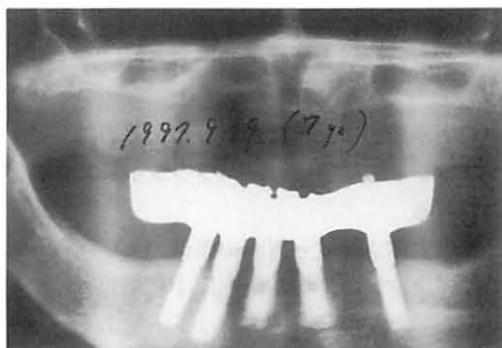


写真5. 術後7年後のパノラマ画像

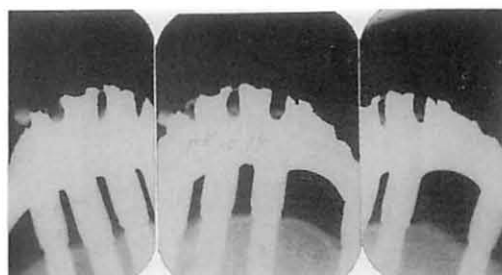


写真6. 術後7年6ヶ月後のデンタル画像 (イ
ンプラント埋入の骨頂部)

る。一概にはものは言えない。

◆回転防止システム (アバットメント装着時)

円筒型のインプラント体は、回転応力に対し最も抵抗力が弱いはずである。アバットメントの装着固定方式は、ほとんどのシステムがネジによる締め込みである。ネジが緩まないため、必要なプレロード (Preload: ネジの締め付け力) が生じるよう、指定されたトルク (システムにより異なるがニートン植20~35N) で締めなく

てはならない。従って、アバットメント装着時には必ずインプラント体の回転を予防する手立てが必要である。ブローネマルク・システムにはある。

10年前スイス・バーゼルで行われたITIボンフィット発表研修会で、私は新しいインプラント・システムにアバットメント装着時、インプラント体の回転防止に配慮のない（今もそのまま）事を指摘し詰問したことがある。いくら骨密着に自信があろうとも、生体活性の良い症例ばかりを扱うわけではない。そのことを考えると、回転防止のシステムがないインプラントには多少の欺瞞と傲慢さを感じる。

◆成功不成功に大きな関わりがあるのは、インプラントの種類よりインプラント受容体の方である。

患者生体活性度と周囲の条件のよい症例として、16歳女性の下顎前歯部両中切歯先天性欠損に埋入した前世代のインプラントであるバイオセラム（3 SIS：極く初期の京セラ製）の単独

植立（One Stage One Part）長期症例（18年近く）を供覧した。

この症例を行った当時はインプラント埋入時、仮にインプラント自体が骨と強固に固定されていても隣在天然歯牙に固定源を求めるのが通法であった。インプラント単独植立などは、遠い将来に来るであろう歯科界の夢物語であったはずである。単独植立が今のように急速に現実化し普遍化するとは、つい最近まで考えも及ばなかったのである。

しかし、このケースは両側の歯牙が無傷で傷つけるに忍びないことと、患者が我が娘で多少の治験であってもと、当時は邪道であった単独植立の手法をとることとした。しかし初めてのことで、躊躇しながらの最終補綴物装着はインプラント埋入8ヶ月後であった。結果的にこのことが、今のインプラント安静期間と合致し長期生存の一因となったものと思う。長期フォロー出来ている同じような症例を、他にも持っている。（写真7～10）



写真7. 18年前に埋入したバイオセラム（3 SIS）レントゲン像：この種のインプラントを始め数症例目であったので、浅めの埋入に終わっている。

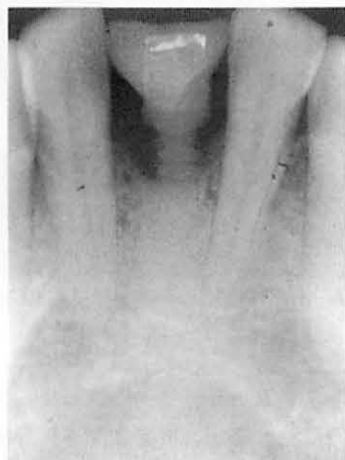


写真8. 埋入後12年目のレントゲン像（骨吸収の程度はブローネマルク・システムの基準を下回っている。）



写真 9



写真10

写真 9、10は口腔内写真バイトもタイトである。

◆お わ り に

口腔インプラントの成功不成功はインプラントの種類によって、さほど大きく変わるとは思わない。システムによって、多少使い勝手が異なるので、術者の好みで選択すれば良い。私はブローネマルク・システムにも欠点はあると思うが、些細な所まで配慮が行き届いている点を

評価する。成功不成功は、患者の生体活性度と埋入部位の状況が大きく関わる。次いで術者の新しい情報認識と技の良し悪しが成功不成功を左右するものと思う。適応症を見分ける診断能力と技を養うため、新しい情報を取り入れるべく絶えず研鑽を積みねばと自らを戒めるところである。

インプラントの上部構造

—特にネジの締め付けと緩みについて—

大阪大学歯学部附属病院口腔総合診療部 前田 芳 信

〈はじめに〉

近年インプラントを用いた欠損補綴処置を希望して来院する患者の数は確実に増加してきている。このことは、インプラントを用いた補綴処置がもはや特殊な治療方法ではなく、欠損補綴におけるオプション（選択肢）の一つとして一般にも広く認知されてきていることを意味していると思われる。歯科インプラントそのものの歴史は決して浅いものではないが、やはり1960年代にBrånemark¹⁾が予知性の高いオッセointegrেশョンの概念と確立法を、豊富な研究データとともに提唱したことが今日の状況をもたらす上で大きく貢献したことは間違いない。

それ以降多くの改良がなされて今日に至っているのであるが、特に最近のインプラントの話題としては、

- (1)インプラントのスクリータイプ化
- (2)部分欠損症例への適応の増加
- (3)表面性状の粗造化と早期の負荷
- (4)一回法の増加
- (5)上部構造のセメント合着

などが挙げられている²⁾。

このなかでも、(5)の項目に関しては前歯部あるいは下顎の臼歯部において、審美性を重視するがためにセメント合着されるケースが増加してきている。特に前歯部で歯頸部の歯肉からアバットメントに金属色が透けて見えることを考慮してセラミックのアバットメントを用いる場合や、臼歯部で咬合面のスクリーアクセスホールや複雑なラテラルスクリー（横ネジ）による固定法を回避したい場合などには、セメント合着が選択されることになる。

〈スクリーによる固定かセメント合着か〉

ここであらためて、スクリーによる固定とセメント合着とについて考えてみたい。まずスクリー固定の利点はリトリバー・システムが確立できること、また固定の際にセメントが不要なことがあげられる。ここでリトリバビリティ（retrievability）とは「取り戻すこと、救済することが可能なこと」を意味しており、上部構造では再製、修理、改修等が可能なことを意味している。このことは、特に部分欠損症例で、将来さらに欠損が広がる可能性が高い場合などには考慮しなければならないことである（図1）。一方スクリー固定の欠点は、上部構造とアバットメントあるいはフィクスチャーとがパッシブフィット（受動的に適合）していることが前提となること、スクリーのアクセスホールが必要となること、スクリーに緩みが生じる可能性があることなどである^{3,4)}。ここでいう、パッシブフィットとはスクリー無しでも上部構造とアバットメントあるいはインプラントが正確に適合する状態を意味している⁵⁾。スクリーで締め付けて始めて適合する場合には、複数のフィクスチャーがあると上部構造を介してフィクスチャーに過剰な負荷を常にかける危険性をともなう。これが、「スクリーによる固定の落とし穴」でありスクリーによって「不適合でも適合しているように見える」ことが問題なのである。

セメント固定の利点は、スクリーのための穴（アクセスホール）が不要であり、そのため上部構造が容易にかつ審美的に製作できることである。反面欠点は、リトリバビリティの低下、セメント層形成による浮き上がりや余剰セ



図1-a : 32部がインプラント、4部がExtとなった。



図1-b : 32部の製作時の作業模型。



図1-c : 32の遠心に4のボンラックを追加した際の作業模型。

メントの残留の可能性、さらには脱離の危険性があげられる^{3, 4)}。

しかし、例えセメント合着の場合でもアバットメントはフィクスチャーにスクリューで固定しなければならないことには変わりはない。むしろより確実にアバットメントがネジ固定されなければならない。

＜現実の術後の合併症＞

では実際にスクリューに関して、上部構造装着後にそれほど問題が生じるものなのだろうか。過去の報告から代表的な例をあげてみたい。KallusとBessing⁶⁾は無歯顎症例の固定性上部構造の5年経過症例について調査し、ゴールドスクリューの緩みが最も多くみられたと報告している。部分欠損症例の上部構造では、Laney WRら⁷⁾が単独植立82症例について最長3年の経過を観察している。この中では経過1年目にアバットメントスクリューの緩みが頻発するがそれ以降は減少すること、チタン製スクリューよりもゴールドスクリューでその頻度が低かったとしている。

このように、現実スクリューに関する問題、特にスクリューの緩みが生じやすいことが分かる。

＜スクリューの締め付け

メカニズム、プレロード＞

ここで、なぜスクリューで固定することができるのかを改めて考えてみたい。歯科領域でも既製のスクリューポストなどネジの締め止めの原理を応用したものは多い。スクリューで固定できるのは、スクリュー表面で生じる摩擦によるものか、あるいはスクリューが楔の役割となっているのか。木にネジを止める場合には確かに摩擦や楔の効果で固定できると考えることができる。

しかし、フィクスチャーの内部の内ネジとアバットメントスクリューの外ネジとの関係のように金属同志で、しかもテーパーが付与されていない場合には摩擦や楔はあまり期待できない。それよりもプレロードが必要となる。プレロードとは、図2に示したようにスクリューをネジ込んでいって（トルクをかけて）ヘッド部が固定部に接して（図2-a）もさらに回転を続けると、金属同志であるがためネジに伸ばすことになる（図2-b）。その時点でネジ込みをやめると伸びた部分が縮もうとする（図2-c）。この時に生じる力がプレロード（Preload）であり、常にその力が作用することになる⁸⁻¹⁰⁾。

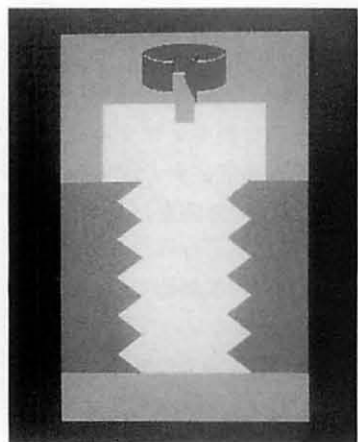


図 2 - a

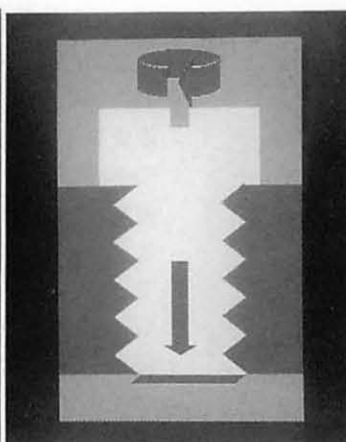


図 2 - b

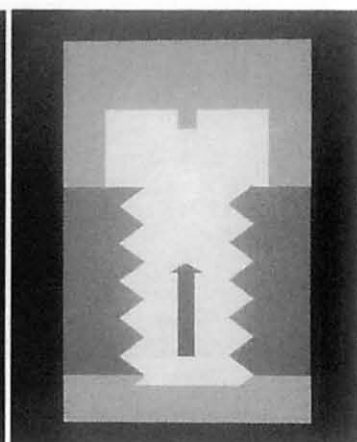


図 2 - c

そうはいつても、そのままネジ込みを続けてゆくとネジは破断する。そこでスクリューが破断せず、また緩みを生じ難いプレロードが得られる締め付けトルクの大きさが知りたくなる。産業界のJIS規格ではネジきれる強度（破断強度）の50～70%が適正な締め付けトルクと規定している。現在では、各インプラントシステムにトルクコントローラーやトルクドライバーが揃っていて、アバットメントスクリューやゴールドスクリューなどの各スクリューに適正なトルクをかけて安全かつ適切にプレロードが得られるようになっている。

ただし、実際に得られるプレロードの大きさにはスクリューの寸法、材質、表面性状が影響する。ネジの材質に関しては、チタンよりも金合金のように伸びがありかつ弾性に富むものの方が大きなプレロードが得やすい。また表面性状に関しては、滑らかな方がプレロードが得やすいが、潤滑材を介在したり、表面に金メッキしたスクリューを利用することが可能である。

例えば、アバットメントコネクションの際に新しいアバットメントスクリューをフィクスチャーにねじ込むと、機械加工されたネジ山の表面の微細な凹凸が摩擦となって適切なトルクがかからない。そのままだと、装着後の上部構造への微細な衝撃で表面の微細な凹凸が摩耗し、やがてスクリューの緩みとなって現れる。このことをsettling（おさまり現象）と呼んでいる。このため、スクリューによる固定を確実にするに

表 1 インプラントを撤去に要したトルク(単位: Ncm)

インプラントの種類	撤去に要したトルク
HA-coated	186.0 (±50.1)
Ti-6AL-4V	78.6 (±18.1)
CPTi	47.0 (±24.4)

は以下の点に注意する。

1. トルクドライバーを用いて必要なトルクを与える。その際ドライバーの方向をしっかりと固定することが重要である。同じトルクドライバーを用いても得られるトルクには大きな差があることも明らかにされている(表1)¹¹⁾。
2. 1度に締めてしまわないで、2度締めを行う。またネジ表面に潤滑材を塗布した方が適切にプレロードが得られやすい。
3. 後日再度緩みを確認して締め直す必要が生じることがある。

＜そんなに締め付けて大丈夫？ オッセオインテグレーションは破壊されないのか？＞

確かに緩みを防ぐには一定のトルクを与えなければならないことは分かるが、その際にフィクスチャー周囲に折角形成したインテグレーションには影響はないのだろうかと思うのが当然である。Sullivan¹²⁾はインテグレーションしているか否かを判定するために、20Ncmのトルクドライバーでフィクスチャーを撤去する方向にトルクをかけるカウンタートルクテスト（逆トル

表2 ハンドドライバーではどの程度締まっているかわからない(単位: Ncm)

目的のトルク	ハンドドライバーで 実際に与えられたトルク
10	0.7~18.1
20	1.4~33.7
30	8.2~36.2

クテスト)を行い、それでも変化のないことが上部構造製作の条件となるとしている。

こんなことが可能なのは、表2¹⁰⁾のような結果があるからである。正常にオッセオインテグレーションしておれば、20Ncmではフィクスチャーは撤去されることはないと言えるのである。

<スクリューの緩みは安全機構、

でも緩むには理由がある>

インプラントには多くのスクリューが用いられているが、それらを緩ませないためには、適切なトルクを与えてプレロードを生じさせることが前提となる。そうすることにより、上部構造とアバットメント、アバットメントとフィクスチャーの間にあるスクリュージョイントの耐疲労性も高くなり、長期的には上部構造を安定した状態に保つことができる。

「スクリューの弛みは安全機構(fail-safe mechanism)であり、アバットメントやゴールドスクリューが緩むことで、フィクスチャーにまで問題が波及するのを防いでくれるとする考え方も確かに成り立つ。ただ患者がそのことに気付いてすぐに来院すればよいが、その状態が長く続くとフィクスチャーの破折などの予期しない結果を生むことになる。むしろ定期観察の際に、術者はスクリューに緩みが無いか、緩みがあれば単に締め直すだけではなくその原因(上部構造の不適合、締め付けトルクの不足、咬合調整の不足など)の有無を疑ってみる必要がある¹⁰⁾。

以上のように、インプラントシステムにおいて、ネジの機構はありがたいものであると同時に厄介なものでもある。せめてそのメカニズムを理解して、上手に利用したいものである。

参考文献

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983; 50: 399-410.
2. Buser D: personal communication, 1988.
3. 重村 弘: インプラント・リテイニング・システム(前半) - 各種固定方式の長短と今後の動向 - QDT, 1988; 23: 310-21.
4. 重村 弘: インプラント・リテイニング・システム(後半) - 各種固定方式の長短と今後の動向 - QDT, 1988; 23: 444-37.
5. 前田芳信 訳(1995): ホワイトのインプラント上部構造, クインテッセンス出版, 東京都, 1-240. (Osseointegrated Dental Technology: G. Wahite 著, Quintessence Pub, London, 1933.)
6. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prosthesis supported by osseointegrated implants after 5 years, Int J Oral Maxillofac Implants 1994; 9: 169-478.
7. Laney WR et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years, Int J Oral Maxillofac Implants 1994; 9: 49-54.
8. 前田芳信(1966): ネジの締め付け原理を考える 各システムの機構と特徴, Quintessence Dental Implantology, 3(1), 24-28.
9. 前田芳信, 西田 圭, Sakaguchi, R. (1996): インプラントにおけるネジの原理と臨床応用での注意点, Quintessence Dental Implantology, 3(2), 34-39.
10. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws, Int Oral Maxillofac Implants 1995; 10: 295-302.
11. Goheen KL et al. Torque generated by hand held screwdrivers and mechanical troquing devices for osseointegrated implants, Int J Oral Maxillofac Implants 1991; 9: 149-155.
12. Carr AB et al. Reverse troque failure of screwshaped implants in baboons: baseline data for abutment troque application, Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10: 167-174.
13. Sullivan D: personal communication, 1995.
14. 前田芳信 訳(1995): Binon P. ほか: インプラントシステムにおける「スクリュー(ネジ)」の役割, The role of screws in implant systems, Quintessence Dental Implantology, 2: 446-467.

パーシャルデンチャーの可能性と限界

義歯の設計を変える重合精度

大阪大学歯学部歯科理工学講座 寺岡文雄

はじめに

完成した義歯が口腔内で適合せず、人工臓器として十分に機能しない原因は2つに大別できる。1つは、印象採得や咬合採得から蠟義歯製作までの工程に問題がある場合である。他の1つは、蠟義歯から後の重合および義歯完成までに問題がある場合である。義歯が口腔内で人工臓器として機能を発揮するためには、この2つの工程を同時に正確にクリアする必要がある。どちらの一方が欠けても、臨床上満足できる義歯は得られない。

義歯の性能は歯科理工から観察すると、床用レジン（材料）と重合（成形方法）の影響を受ける。床用レジンと重合方法は義歯の性能に相互に影響を与えるが、床用レジンが強さなどの機械的性質などに影響を強く与える。また、重合方法は義歯の適合性、人工歯の移動や残留モノマーなどに影響を強く与える。

一方、義歯の設計（形態）は歯科理工の範疇外であるが、床用レジンや重合方法が変われば、義歯の形態もそれに対応して変化してもよいと考えている¹⁾。すなわち、床用レジンや重合方法が改良されて義歯の性能が向上すれば、義歯の設計も変わるべきであると思う。この点、金属床義歯の場合には義歯の設計は多少変わるが、床用レジンや重合方法によって設計が変わることとはなかった。

このように従来、義歯の設計は床用レジンや重合方法とは全く無関係にとらえられてきたわけだが、本稿のテーマであるパーシャルデンチャーの可能性を広げるためには、相互の関係を明確にして協力させる必要がある。臨床においては重合の操作はブラックボックスでもよいが、重

合によって義歯の性能がどのような影響を受けるかは熟知している必要があると思う。

以上のことを踏まえて、床用レジン²⁾の現状とそれに伴う重合法の現状を通覧し、さらに、適合精度が優れた、再現性の高い重合システム（DSシステム^{2~4)}）*について述べてみたい。

なお、筆者は今日に至るまでに、義歯の精度を求めて研究を行い、重合によってほとんど変形せず、適合精度が優れた再現性の高い重合システムを開発してきた。これがDSシステムである。これは、正確に採れた印象や咬合をほとんど狂わすことなく正確に再現でき、後変形もきわめて少ない義歯が製作できる重合システムである。無口蓋義歯やノンクラスプ義歯に対して賛否両論はあるが、このように適合精度が向上したことにより、従来では困難とされてきたこれらの義歯も比較的容易に製作できるようになった¹⁾。

床用レジン²⁾の現状

床用レジン²⁾は、アクリルレジンとスルホン樹脂（便宜上アクリルレジン以外の床用レジン²⁾を指す）がある（表1）。アクリルレジン²⁾は重合反応によって硬化し、形成される。一方、スルホン樹脂²⁾は加熱軟化溶解させて石膏型内に充填し、固化して成形させる。

*DSシステムの由来：DSシステムは、模型側フラスコを98℃、人工歯側フラスコを55℃に加熱乾燥し、餅状レジン²⁾を注入して重合させます。このように、餅状レジン²⁾を加熱乾燥させた石膏型内で重合させる方法は世界にも類を見ない重合方法です。石膏型を乾燥させるということで、Dried Stoneの頭文字をとり、DSシステムと名付けました。

表1 床用レジンの分類と種類

アクリルレジ	加熱重合型アクリルレジ
	常温重合型アクリルレジ
	ヒートショック型アクリルレジ
	光重合型アクリルレジ
スルホン樹脂	ポリスルホン
	ポリエーテルスルホン
	ポリカーボスルホン

以下にアクリルレジとスルホン樹脂の現状を紹介する。

1. アクリルレジ

アクリルレジを硬化させて成形する場合、重合収縮と熱収縮は避けられない^{5,6)}。重合収縮と熱収縮、いわゆる成形収縮によって義歯は変形し、口腔内で適合しなくなる⁷⁾。

重合収縮についての対策の1つに、粉の添加割合を多くする方法がある。粉の量を多くすれば重合収縮は減少し適合性は向上すると思われるが、各床用レジに対して適正な粉液割合が存在する⁸⁾。すなわち、粉の量が多すぎると適正な餅状にはならず、適合性も悪くなる(図1)。粉液の割合を変えると重合収縮は異なり(表2)、適合性にも影響する。粉を精製したことにより、DSレジでは粉液比は2.8:1と高くすることができたが、現状では限界に近い値である。

熱収縮についての対応策は、常温重合型レジを用いる方法と70℃付近で重合する、いわゆる低温長時間重合(70℃は低温とは言えないが)とがある。常温重合型レジの場合には約55℃で重合されるが、液(モノマー)量が多いため重合熱によって最高温度は100℃以上になることもある。また、残留モノマー量は多く、機械的性質は劣り、重合後の後変形も大きい(図2)。低温長時間重合の場合には重合時間が短いと残留モノマーが多くなる。70℃で24時間の重合では適合性が優れているとは言えない(図5参照)。

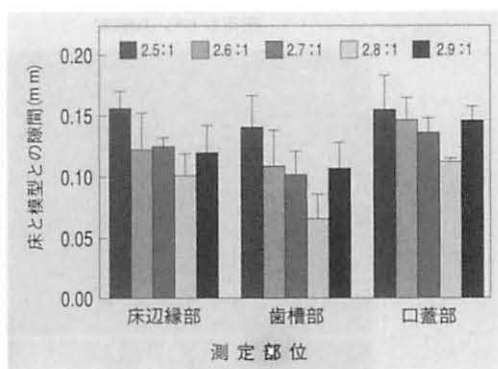


図1 粉液を変えたときの義歯の適合性。
粉の割合を多くすると床と模型との間隙は減少するが、多く入れすぎると適合性は逆に悪くなる。床用レジによって適切な粉液比が存在する。

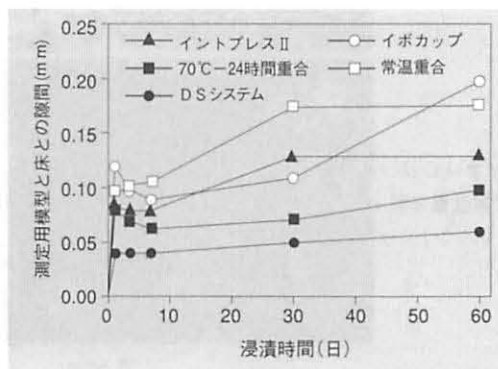


図2 水中浸漬による義歯の変形(後変形)。
重合直後の義歯粘膜面に低膨張石膏を流して測定用模型を製作し、水中浸漬による床と測定用模型との間隙を測定した。重合方法によって水中浸漬による義歯の変形(後変形)は異なる。

表2 粉液比と重合収縮の関係

粉:液	体積収縮(%)	線収縮(%)
1.7:1(常温重合型レジ)	7.8	2.7
2.0:1(加熱重合型レジ)	7.0	2.4
2.8:1(DSレジ)	5.5	1.9

粉末(ポリマー)の粒径は床用レジにより異なり、重合したレジ表面の性状は重合方法によっても異なる⁹⁾(図3)。

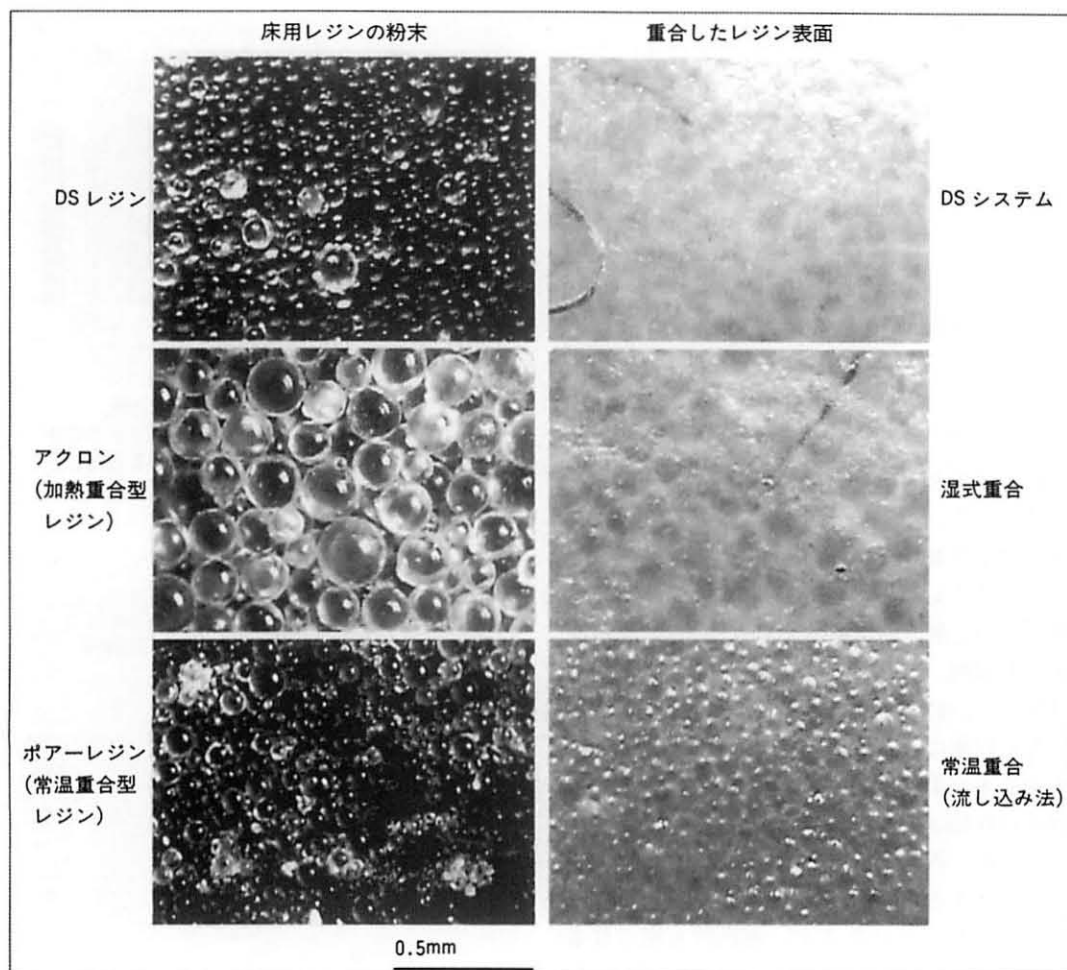


図3 床用レジンの粉末と重合したレジンの表面。
粉末の粒径は床用レジンの種類によって異なり、重合したレジンの表面の性状は重合方法によっても異なる。

2. スルホン樹脂

ここではアクリル樹脂以外の床用レジンをスルホン樹脂と呼んでいるが、ポリスルホン、ポリエーテルスルホンおよびポリカーボネートがある。初期の頃はポリスルホンが使用されていたが、成形性、色、破折およびモノマークラックなどの欠点があり、現在ではポリカーボネートにほとんど変わっている。

ポリカーボネートはアクリル樹脂と比較すると耐衝撃性は優れているが、剛性は劣っている。そのためポリカーボネートでは剛性を高めるため、ガラス繊維などのフィラーを入れてアクリル樹脂の剛性に近づけている。

スルホン床義歯は射出成形か圧縮成形で製作されている。射出成形は分子の配向や残留応力によって適合性は圧縮成形と比べて悪く、モノマークラックも生じやすい^{9,10)}。圧縮成形で製作した義歯の適合性は70℃-24時間重合と同程度であり(図4)、適合性の優れたアクリル樹脂床義歯と比べると悪い。

スルホン樹脂は、成形方法によって適合性やモノマークラックの発生状態も異なる。しかし、スルホン床義歯では義歯の設計を変えるだけの適合性が得られないため、その成形方法についてはここでは省略する^{9,10)}。

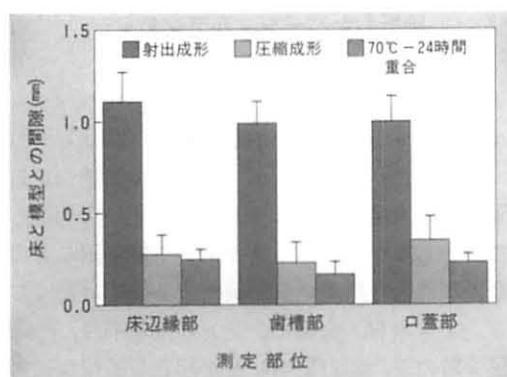


図4 スルホン床義歯と70℃-24時間重合したアクリルレジン床義歯の適合性。射出成形したスルホン床義歯の適合性は悪く、圧縮成形したスルホン床義歯の適合性は70℃-24時間重合したアクリルレジン床義歯とほぼ同じである。

重合方法の現状

アクリルレジンの重合方法を表3に示す。重合方法によって義歯の適合性は大きく影響される(図5)。重合がほぼ完全に起これば重合収縮は必ず生じ、加熱後冷却すれば熱収縮は必ず起こりそれに伴い義歯は変形する。適合性はよいとされている重合方法の中には未重合のものもあり、後変形¹¹⁾が起こるため、これらの重合方法は論外である。

以上のことから、重合時の義歯の変形を最小限に食い止め適合性を向上させるためには、重合収縮と熱収縮をコントロールする必要がある。重合収縮前述したように、粉液比を適切な範囲内で可能な限り大きくし、重合開始部位をコントロールして模型粘膜面側から均一に行わせることにより、適合性は向上する。さらに、餅状レジン注入後保圧した状態で重合させ、スプルー部で収縮分を補填させることである¹²⁾。

熱収縮をコントロールするためには、重合するのに必要最低限の熱を加え、重合時の発熱を抑えることである。また、粉液比を適切な範囲内で可能な限り大きくすると、重合時の発熱量を抑えることができる⁸⁾。100℃の加熱は過加熱であり、70℃では24から36時間の加熱が必要である。

上述した重合により、義歯が変形する原因である重合収縮と熱収縮をコントロールし、適合

表3 アクリルレジンの重合方法

分類	重合方法
湿式重合	JIS法, 低温長時間重合, イボカップシステム
乾式重合	オートキュアー
マイクロ波重合	一般マイクロ波重合, SPADシステム
常温重合	流し込み法, イントプレスⅡシステム
乾燥均一片面重合	DSシステム

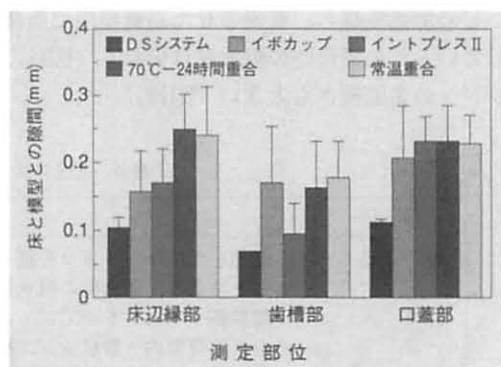


図5 重合したアクリルレジン床義歯の適合性。床用レジンの種類および重合方法によって義歯の適合性は異なる。

性を向上させた重合方法がDSシステムである。

歯科理工からのチャレンジ

DSシステムの開発に伴い歯科理工からのチャレンジとして、重合方法が変わり適合性などが向上すれば、義歯の可能性も拡大する、と考えたことが発端である。かの新幹線も、300km/hに達して在来線の特急の約2倍の速度になり、将来は500km/hにも達する、と言われている。しかし、高速になればそれに伴い振動や騒音も増加するなど問題も生じるが、これらの問題を解決していかなければ世間には認められず、発展は望めない。

義歯の場合も、同じことが言えるはずである。限界は人間が作ったものであり、可能性は時代と共に進化すべきである。床用レジンの可能性を広げるためには、大胆なチャレンジも試みなければならない。

DSシステムの技工的な操作方法や詳細は文献^{2, 3, 13~15)}に譲り、ここではDSシステムの主な特徴と義歯の性能を示す。

DSシステム

DSシステムの概念と特徴を表4に示す。これらの特徴が単独ではなく、互いの相乗効果によって適合性(図5)、維持力(図6・図7)および人工歯の移動量(図8・図9)などの義歯の性能に影響を及ぼしている。また、DSシステムは専用の装置(図10)内で石膏型をあらかじめ加熱乾燥し、乾燥させた石膏型内で重合しているため重合時の吸水量は少なく(図11)、レジン表面硬さも大きい(図12)。

破折したパーシャルデンチャー ——過去の症例を見る

ここでは問題提起として、破折したパーシャルデンチャーの症例を示してみる(図13)。

破折したパーシャルデンチャーの形態を見る限り、応力集中が起こり破折しやすい形態をしているものが多いが、クラスプや補強線などの金属が埋入されていると破折する確率は高くなる。すなわち、金属とレジンの接着不良、熱膨脹係数の差、応力集中などが起こり義歯は破折する。また、パーシャルデンチャーでは補強線を埋入するケースは多いが、補強線を埋入すると適合性は悪くなる¹⁶⁾。

表4 DSシステムの概念と特徴^{2~4)}

項目	特徴と理論
乾燥	流し込んだ上下フラスコを別々の温度に加熱乾燥させる。石膏模型や型を乾燥させることにより、重合時の吸水量が減少し(図11)、経時変化は少なくなる(図2)。
注入	模型側フラスコを98℃に、人工歯側フラスコを55℃に加熱乾燥した後ボルトを締めし、石膏型内へ餅状レジンを注入する。保圧した状態で重合し、スプルーで重合収縮部分を補填するため、適合精度は向上する(図5)。
均一片面	あらかじめ高い温度(98℃)に加熱された模型側から均一に重合が開始する。このことにより義歯の適合精度は向上する。
適温重合	重合が完了するのに必要最低限の熱をあらかじめ石膏型に与え余分な熱を加えていないため、過加熱(オーバーヒート)にならない。
短時間重合	餅状レジンが石膏型内に充填されると重合はすぐに開始する。専用レジン粉末を精製し、重合に必要な最低限の添加剤を入れ、粉の割合が最大限になるようにし、石膏模型の均一片面加熱温度とマッチさせている。

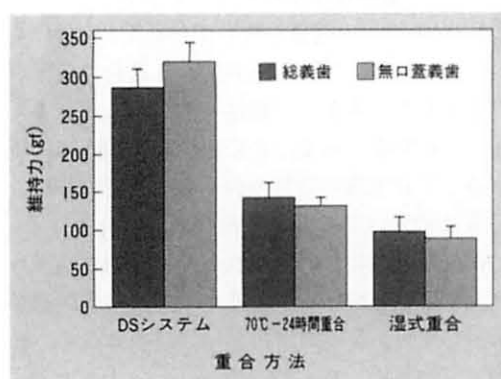


図6 *ex vivo*での義歯の維持力。ウレタン模型を用いて総義歯と無口蓋義歯の維持力試験を行った。DSシステムでは他の重合方法と比較して2~3倍維持力は大きく、また、無口蓋義歯のほうが維持力は大きい。

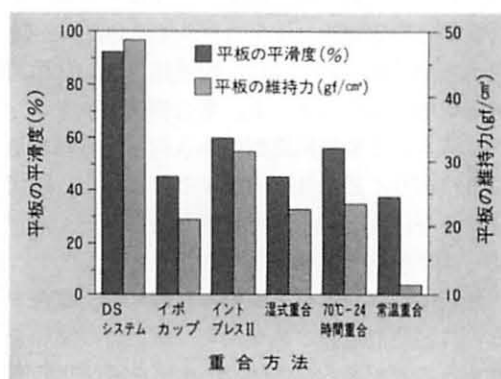


図7 重合した平板試料の平滑度と維持力。直径30mmの平板試料を重合して維持力試験を行い、重合方法の違いによる平滑度と維持力を測定した。重合方法により平滑度と維持力は異なり、DSシステムでは平滑度は約90%で重合によっての変形が少ないことがわかる。

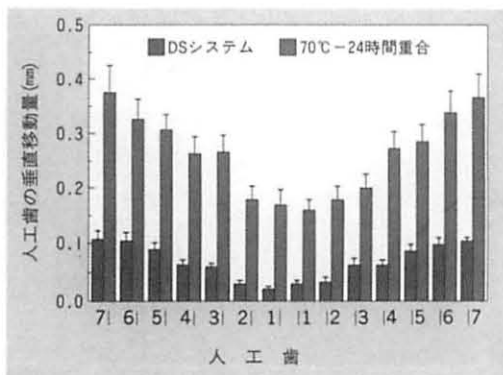


図8 人工歯の垂直移動量(咬合高径).
重合方法によって人工歯の移動量は異なり、DSシステムで製作した義歯の咬合高径の変化は少ない。

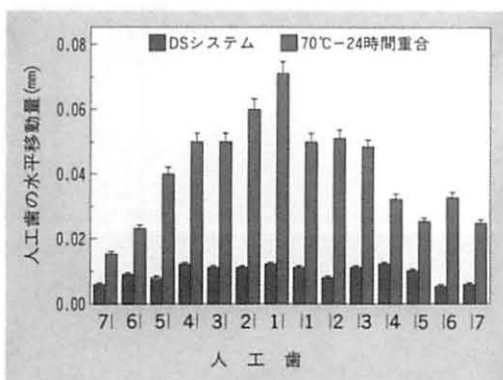


図9 人工歯の水平(左右)移動量
重合方法によって人工歯の移動量は異なり、DSシステムで製作した義歯の人工歯の移動量は少ない。

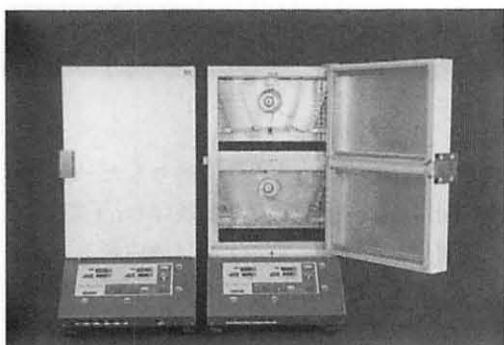


図10 DSトラスター(石膏型の加熱乾燥装置).
模型側のフラスコを98℃に、人工歯側のフラスコを55℃に均一加熱乾燥する。同時に4個のフラスコを入れることができる。

こういう状況からしても、歯科理工学の立場からは、義歯床の中には金属は入れないほうが

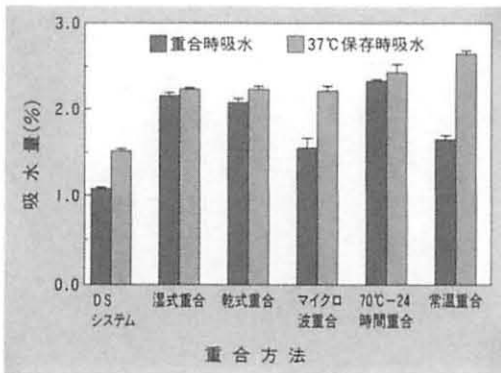


図11 重合したレジンの吸水量
重合方法によってレジンの吸水量は異なる。石膏型を加熱乾燥しているDSシステムの吸水量は最も少ない。短時間で重合するマイクロ波重合の場合には重合時の吸水量37℃の水中で保存すると湿式重合および乾式重合の吸水量はほとんど同じになる。常温重合の場合には重合時の吸水量は少ないが、水中保存すると吸水量は最も多くなる。

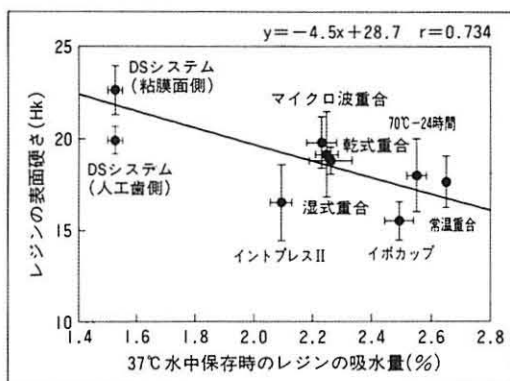


図12 重合したレジンの硬さと吸水量との関係。
レジンの硬さは床用レジンの種類と重合方法によって影響を受ける。DSシステムの粘膜面側のレジンの表面は硬い。

よいと考えている。

ノンクラスプ義歯・無口蓋ノンクラスプ義歯 —現在の症例から

DSシステムを用いたノンクラスプ義歯の症例はまだ少ないが、臨床の場で活用されている。これらは経過観察を長く続けていく必要はもちろんあるが、こういう活用の現状がどこからきているか、判断していただきたい。

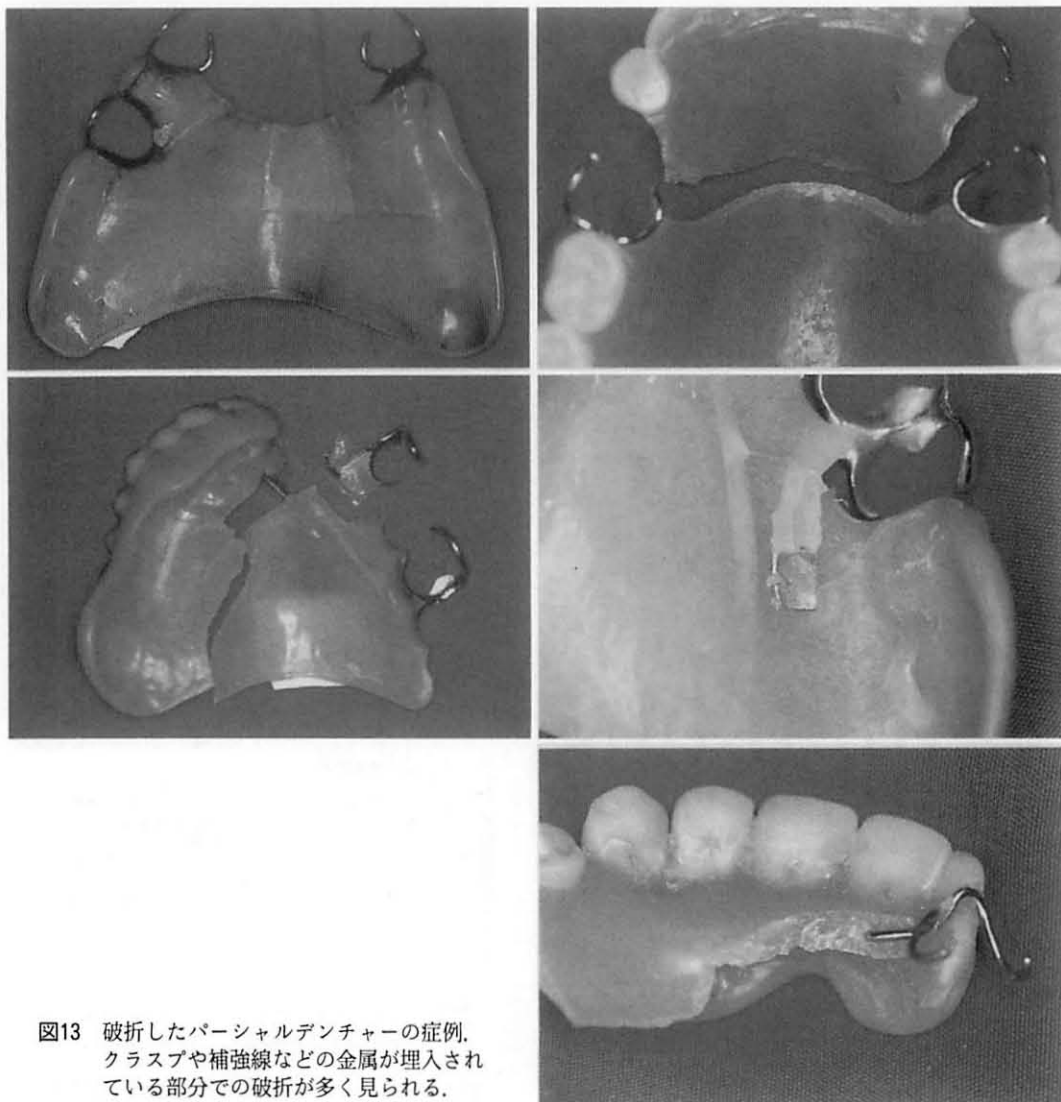


図13 破折したパーシャルデンチャーの症例。
クラスプや補強線などの金属が埋入され
ている部分での破折が多く見られる。

パーシャルデンチャーのクラスプを含めた設計をもう一度見直すことなどは、重合や床用材料を扱う歯科理工からだけではとうてい手に負える問題ではない。歯科医師をはじめ、患者さん、歯科技工士、歯科衛生士の方々の協力が必要なのは、言うまでもないことである。

総義歯の無口蓋義歯についてはDSシステムが約5年前から臨床応用されているが、経過はきわめて良好である^{17,18)}。

ここに紹介するノンクラスプ義歯および無口蓋ノンクラスプ義歯の症例は、静岡県で開業さ

れている近藤 弘先生からお借りした一部である。図14には、上顎は3|3が残存し、下顎は7̄6̄が欠損した症例を示す。上顎は無口蓋・ノンクラスプ義歯で、下顎はノンクラスプの1本義歯である。咀嚼時や会話中に脱離することなく機能している。

図15には、上顎は総義歯で、下顎は62|12567̄が欠損した症例を示す。上顎は無口蓋義歯である。下顎はノンクラスプであるが、維持力が大きく患者さんが容易に取り外しできなかったため、脱着用の溝を両側に付与している。口を大

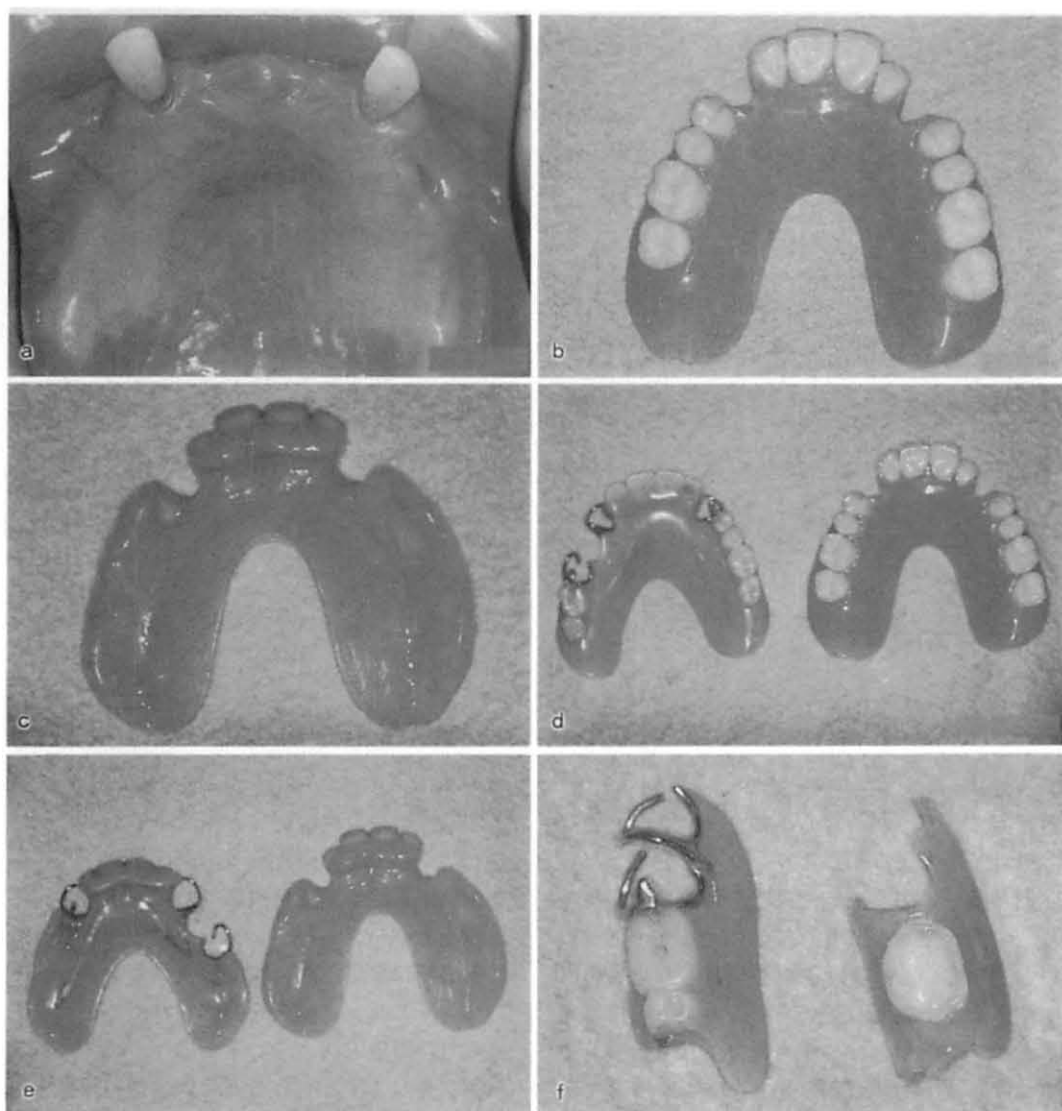


図14 上顎は3|3が残存，下顎は「6」が欠損した症例。

a: 上顎顎堤，3|3残存。b: 上顎完成義歯（咬合面観）。無口蓋・ノンクラスプ義歯。c: 上顎完成義歯（粘膜面観）。d: 新旧上顎義歯（咬合面観）。左が旧クラスプ義歯，右が新ノンクラスプ義歯。e: 新旧上顎義歯（粘膜面観）。左が旧クラスプ義歯，右が新ノンクラスプ義歯。f: 新旧下顎義歯（「6」欠損，咬合面観）。左が旧クラスプ義歯，右が新ノンクラスプ義歯。g: 新旧下顎義歯（「6」欠損，粘膜面観）。左が旧クラスプ義歯，右が新ノンクラスプ義歯。h: 上顎新義歯装着（咬合面観）。i: 新義歯装着（正面観）。j: 下顎ノンクラスプ新義歯装着（「6」欠損症例）。

きく開いても義歯は脱離しないし，舌を出しても義歯は浮き上がらない。

おわりに——パーシャルデンチャーの可能性
適合性がよく，パーシャルデンチャーに十分な維持力があれば，無口蓋にし，ノンクラスプにしても大丈夫だと考えるのは，歯科理工的な



考え方であろうか。たしかにクラスプが必要な症例は多いと思うが、クラスプを必要としない症例も多いと思う。鉤歯は咬合時に負担がかかり、動揺が激しくなり、抜歯に至るケースは多いと聞いている。クラスプを付与しないと義歯が沈下すると言われているが、レストを付与するとか天然歯付近まで床を延ばすなどの設計をすれば、沈下も防げると思う。ノンクラスプ義歯は、患者さんにとって違和感がなく、審美性もよくなる利点がある。また、クラスプがなくなると歯肉の色がきれいになる、とも聞いている。

印象採得や咬合採得などは基本に忠実に行うことが重要である。正確な印象採得や咬合採得を生かすも殺すも重合次第である。もちろん、総義歯とパーシャルデンチャーで重合方法を変える必要はない。適合精度の優れた重合方法でパーシャルデンチャーを製作すれば、可能性を拡大し、限界も超えられると思う。臨床ではクラスプをなくすということは大きな冒険かもしれないが、すでに一部の臨床家によって行われている事実からも、可能性に挑戦していきたい。

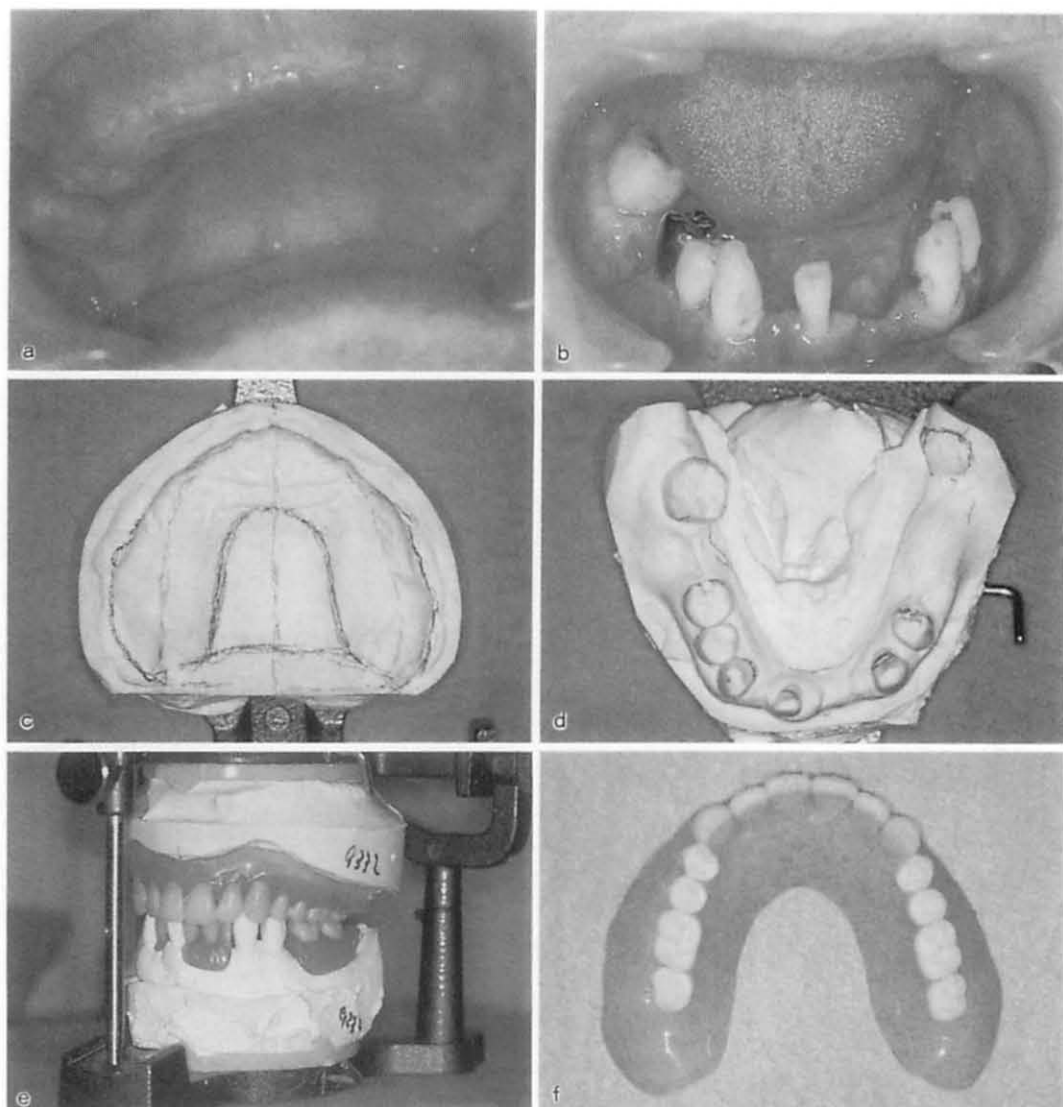


図15 上顎は総義歯、下顎は62|12567が欠損した症例。

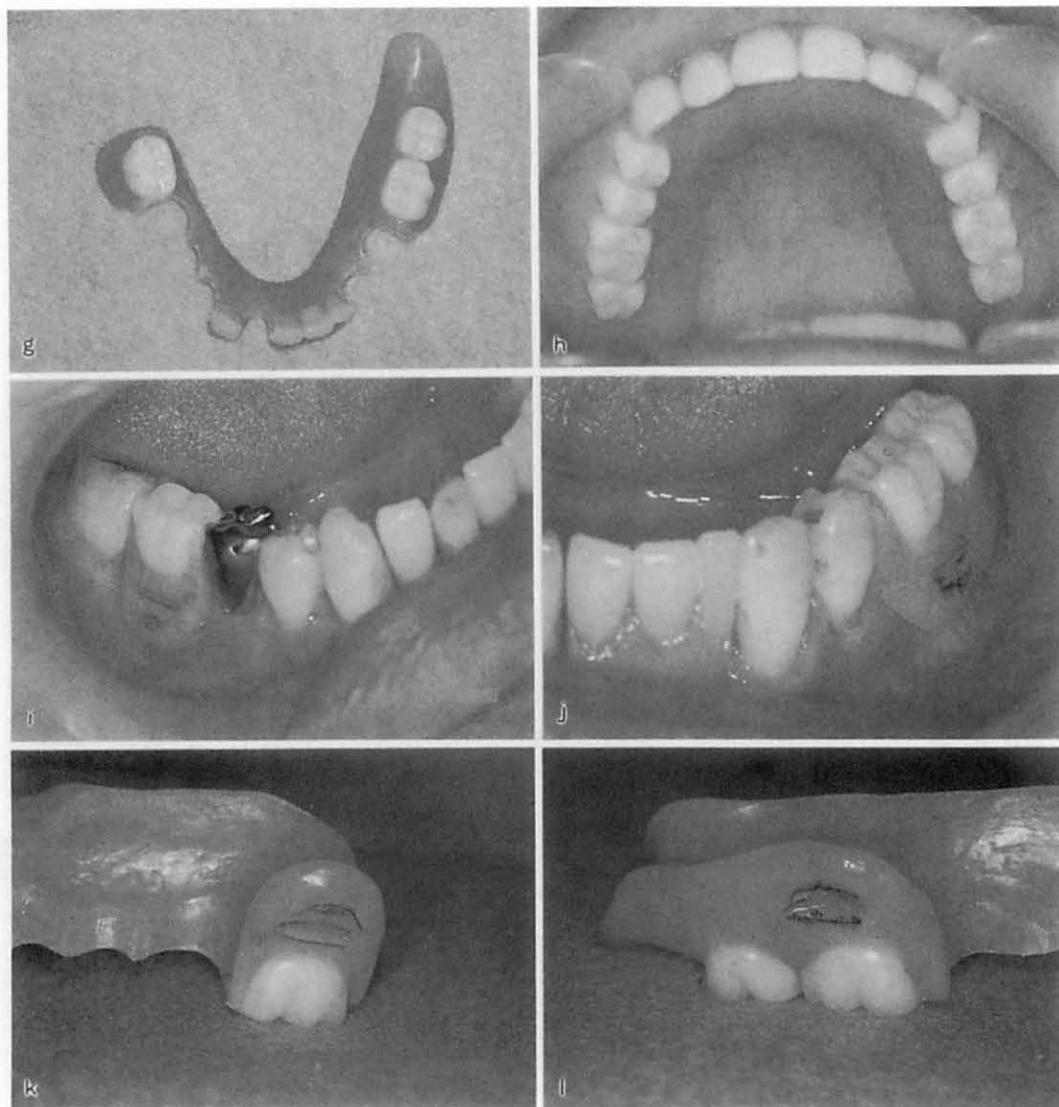
a: 上顎顎堤. b: 下顎顎堤. c: 上顎無歯模型, 無口蓋義歯の床外形線.
d: 下顎模型. 62|12567欠損. e: 蟬義歯(上下顎). f: 完成した上顎
無口蓋義歯(咬合面観). g: 完成した下顎ノンクラスプ義歯(咬合面
観). h: 上顎無口蓋義歯装着. i: 下顎新義歯装着(右側), ノンクラス
プ. j: 下顎新義歯装着(左側), ノンクラスプ. k: 下顎右側臼歯部,
義歯脱着溝. l: 下顎左側臼歯部, 義歯脱着溝. m: 上下新義歯装着
(正面観). n: 咬合状態のチェック, 上顎左側臼歯部. o: 咬合状態の
チェック, 下顎左側臼歯部. p: 上下顎新義歯装着開口時(正面観). q:
上下顎新義歯装着舌前突時(正面観).

謝 辞

無口蓋ノンクラスプ義歯に関するご指導と臨床のスライドを提供していただいた近藤 弘先生(静岡県開業)に、衷心よりお礼申し上げます。

参 考 文 献

- 1) 寺岡文雄, 北原一慶, 高橋純造, 須田誠治: レジンから歯科技工が見える 第10検証 重合方法で義歯の設計が変わる—無口蓋義歯への誘い, 歯

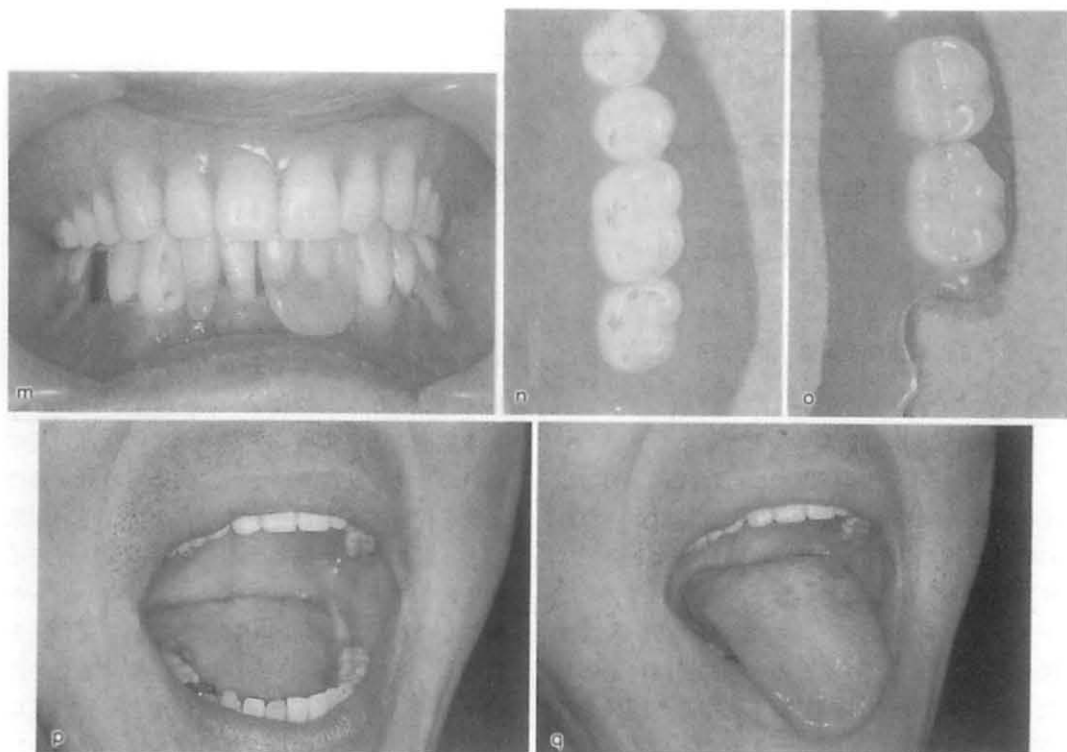


科技工, 25(3): 340-349, 1997.

- 2) 寺岡文雄, 木村 博: 床用レジン of 精密重合 (その2) DSシステム, DE, 103, 2-7, 1992.
- 3) 寺岡文雄: 適合精度を追求した重合システム その1 DSシステムの基礎と概念, QDT, 18: 457-475, 1993.
- 4) 北原一慶, 寺岡文雄: 適合精度を追求した重合システム その2 DSシステムの技工操作と失敗しないためのチェックポイント, QDT, 18: 595-607, 1993.
- 5) 寺岡文雄, 北原一慶, 高橋純造: レジンから歯

科技工が見える 第8検証 重合をイメージする, 歯科技工, 24(11): 1434-1445, 1996.

- 6) 寺岡文雄, 北原一慶, 高橋純造: レジンから歯科技工が見える 第8検証 高分子をイメージする, 歯科技工, 24(12): 1562-1573, 1996.
- 7) 寺岡文雄, 北原一慶, 高橋純造: レジンから歯科技工が見える 第1検証 こんな成形方法で大丈夫か, 歯科技工, 24(4): 468-479, 1996.
- 8) 寺岡文雄, 北原一慶, 高橋純造: レジンから歯科技工が見える 第5検証 もち状レジンを検証する歯科技工, 24(8): 994-1007, 1996.



- 9) 寺岡文雄, 北原一慶, 高橋純造: レジンから歯科技工が見える 第3検証 スルホン床義歯を検証する その1, 歯科技工, 24(6): 744-755, 1996.
- 10) 寺岡文雄, 北原一慶, 高橋純造: レジンから歯科技工が見える 第4検証 スルホン床義歯を検証する その2, 歯科技工, 24(7): 860-869, 1996.
- 11) 寺岡文雄, 北原一慶, 多田広宣, 中川正史高橋純造: 総義歯の重合後および保存時の変形とその回復 (第1報) 各種一般重合方法で作製した総義歯, 補綴誌, 39(2): 274-279, 1995.
- 12) 寺岡文雄, 北原一慶, 高橋純造: レジンから歯科技工が見える 第6検証 填入法と注入法を検証する, 歯科技工, 24(9): 1158-1168, 1996.
- 13) 寺岡文雄, 北原一慶, 杉田順弘, 木村 博: 重合開始部位を制御した重合システムによる金属床の適合性 (第1報) コバルトクロム製造床義歯について, 歯材器, 12(2): 304-309, 1993.
- 14) 寺岡文雄, 北原一慶, 杉田順弘, 高橋純造: 重合開始部位制御システムによる金属床の適合性 (第2報) 純チタン製造床義歯について, 歯材器, 12(3): 321-325, 1993.
- 15) 寺岡文雄, 北原一慶, 高橋純造: 重合開始部位制御システムで作製した超塑性チタン合金床義歯の適合性, 補綴誌, 38(2): 298-302, 1994.
- 16) 寺岡文雄, 元江正幸, 北原一慶, 高橋純造: レジンから歯科技工が見える 第12検証 補強線を検証する, 25(5): 590-599, 1997.
- 17) 寺岡文雄, 北原一慶, 高橋純造: 特集1 レジン床義歯が「合わない」これだけの理由 問題提起-歯科理工から提起されるレジン床不適合要素, 歯科技工, 24(2): 165-179, 1996.
- 18) 西田良枝, 新倉久市 浦部素直, 熊沢洋一, 北原一慶, 寺岡文雄: レジンから歯科技工が見える 特別板 (座談) 何で決まる? レジン床義歯評価-適合性は義歯機能の源, 24(10): 1274-1285, 1996.

プラトンインプラントを 上下無歯顎に 応用した症例

東京都開業 浦 口 昌 秀

はじめに

インプラント治療が円滑に行われるためには、その根幹となる治療法や治療関連器材が、われわれ第一線の臨床医の要求に合致したものでなければならないことはいうまでもない。プラトンインプラントは、このような日本の一般臨床医の実状とモンゴロイドの人種的特徴に適應したシステムであり、一般臨床医中心の開発を各研究機関・企業がサポートすることによって、臨床現場の微妙な要求に対応できる信頼性の高いシステムとなっている。すなわち、わが国の一般臨床医の願望を世界最高レベルにある日本の精密機械工学が具現化したシステムとなっているのである。その結果、このシステムは一般的な歯科医院で常備されている器材に最小限のインスツルメントで応用できるように設定され、また、他のシステムとの互換性をもたせることによって、可及的にすでに所有しているキットでこのインプラントの臨床応用ができるようにも考慮されている。これは、コストの削減を図れるというにとどまらず、その臨床医がそれまでに培った技術が無駄にならないという大きな利点を持つものである。

また、インプラントを体得することは講習会や本だけでは困難であり、臨床現場での実践的トレーニングを必要とするが、『臨床医が自分の医院でインストラクターと治療を行いながら技術も学ぶシステム（実践研究会）』を用意していることもプラトンインプラントの大きな特徴である。

本症例はこのような指導システムのもとで行

われた治療の一つであり、読者諸兄が一般臨床医のためのインプラントのあるべき姿について一考する機会となれば幸いである。

症 例 報 告

本稿では、ガイドドリルシステム、マグヘッドなど特記すべき事項を中心に述べる。

1) 術前処置

本症例のように残存歯がすべて保存不可能な場合にはまず抜歯を終了し、口腔内の細菌叢の変化を待ってインプラント埋入を行うのが原則である。また、治療期間中の患者の生活上の不便を緩和するためにテンポラリーデンチャーを製作したが、治療期間中に床下粘膜で咬合圧を負担し、インプラントを確実に免荷するためにはテンポラリーデンチャーといえども完成度の高いものでなくてはならない。本症例においてはハイドロキャストによる印象と射出成型法による製作を行った。

2) インプラント埋入手術

インプラントの手術を行うには当然清潔な環境が要求されるが、われわれは必ずしも外科処置のための特別なオペレーションルームが必須だとは考えていない。それは、細心の注意を払ったうえで、必要にして十分でよく、インプラントの社会的ニーズに応るには、患者と臨床医双方の負担の軽減を図るべきであり、インプラントは日常臨床の延長線上に位置づけられるべきである。本症例では、通常の歯科診療台上で上顎4本、下顎8本のインプラントを埋入した。また、モンゴロイドの狭い口腔内でのサージカルステント使用の困難さは常々に指摘される場所であったが、本システムではガイドドリルシステムによるポジショニングを採用した（図1、2）。

ガイドドリルシステムでは、ガイドホルの段階でインプラントの埋入位置、方向、深度を確認し、場合によっては修正することができる。したがって、リスクが少なく容易に正確な埋入

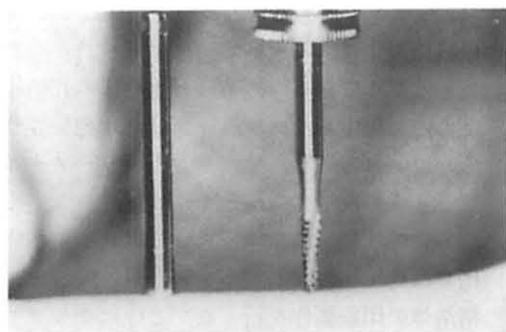


図1 ガイドドリルシステムによって正確な方向，平行な埋入が容易にできる。



図2 下顎インプラントの埋入方向はガイドドリルシステムによって正確に行われている。

ができ，ガイドピンの方向に合わせることによって複数のインプラントを平行に埋入することが可能である。

また，上顎大臼歯部の骨は脆弱な傾向があり，従来は対応に苦慮することが少なかった。本症例の上顎大臼歯部の骨も脆弱であったためボーンコンデンシングテクニックを採用した(図3)。このテクニックは脆弱骨であっても十

ボーンコンデンシングテクニック

—脆弱骨への対処法—

最終ドリル(mm)	埋入ボディ (mm)
φ3.3用	→ φ3.7あるいはそれ以上
φ3.7用	→ φ4.0あるいはそれ以上

図3 直径の大きいインプラントのセルフタップ埋入によるボーンコンデンシングテクニック。

分な初期固定を得ることができるため，オッセオインテグレーション獲得のための不安要素を排除できることになる。安静期間中インプラントを無圧下におくためには，埋入されたインプラントに対応するデンチャー内面を十分削除する必要があり，そのためには術後のデンチャー調整が重要である。

3) 上部構造体のデザイン

(1) 下顎(ボーンアンカーブリッジ)

歯根膜を有しないインプラントの上部構造体の維持様式は，応力集中を極力排除することが前提条件となる。現時点で人類が到達している科学技術レベルと歯科領域に汎用されている技術にはタイムラグがあり，エンジニアリングの常識として異種金属をハンドマニュアルで間接製作する方法ではミクロン単位の適合はほとんど不可能である。そのためスクリューによる締め付けを行った場合，インプラントや骨に対して応力歪みが継続的に影響し続ける危険性がある。したがって，セメントによる補正を期待できる方法を選択するほうが，安全であると同時に変化を続ける生体内への適応力も高いと考えられる。しかし，セメントリテンションであっても，一体型の上部構造では金属や骨のたわみによる応力集中による特定のボディへの負担過重の危険性があるために，本症例では左右臼歯部と前歯部の3ピースの設計を行った。

3カ月の安静期間の後にヘッドを装着し，テンポラリーレストレーションの製作を行った。プラトンインプラントは，戻しトルクが締めトルクの50%アップとなっているため，厳密なヘッドの締め込みを必要としない。これは接合部の精度が高いためにテーパー部の摩擦力が大きいことと，ネジ谷に対してネジ山を数 μm ずらす『たわみネジ』を取り入れた二重ロック構造となっているためである。これらはわが国の精密機械工学技術の賜物である。

レジン製のテンポラリーレストレーションの目的は骨の成熟に合わせた段階的負荷増大法のためであるが，同時に咬合状態，清掃性，

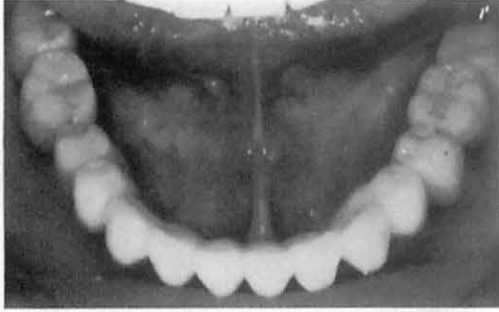


図4 テンポラリーレストレーションは骨の成熟と患者との認識の統一を目的とする。

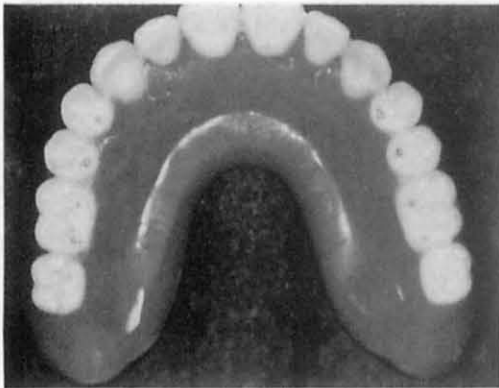


図5 テンポラリーデンチャー。この段階では、まだ補強プレートとレジン歯である。

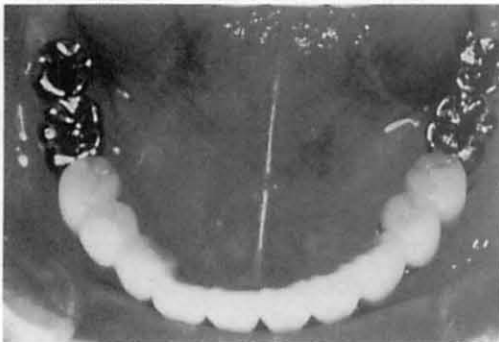


図6 下顎の最終補綴物。カルボン酸セメントによる可撤式の維持システムである。

審美性などの修整を行い、患者との意見の交換と認識の統一を図る。この段階でめざすべき治療の到達点のイメージの合一を行う(図4)。テンポラリーレストレーションの調整が完了し、形態が決定した段階でテンポラリーメタルブリッジの製作を行う(図5)。レジ

ンと金属では内部応力の集中度が異なるため、最終補綴物により近い素材による検討が必要であるからである。側方圧は垂直圧の10倍程度の応力集中をインプラント頸部に発生させるといわれているため、テンポラリーメタルブリッジの段階では、とくにインプラント頸部の骨の状態を注意深くチェックする。本症例では約1年の経過観察の後、最終的な上部構造体の印象製作を行った。このステップで行った場合、最終補綴物の調整はほとんど不要であり、患者の満足度はきわめて高い。本症例では、必要に応じて上部構造体を撤去できるようにカルボン酸系セメントを選択した(図6)。

(2) 上顎(デンチャーとマグヘッドのコンビネーション)

われわれはデンチャーのアンカーとしてのインプラントの場合、アタッチメントとしてはおもにマグヘッドを用いている(表1)。これは、われわれオリジナルのものを(株)プラトンジャパンに製作依頼しているものである。この場合、粘膜とインプラントの機能圧負担のバランスが重要であるが、粘膜が若干沈み込んだ状態でキーパーとマグネットがコンタクトするように調整している。またデンチャーにマグネットを正確に組み込むことが大きなポイントであり、そのためのレジンキャップを使用している(図7)。インプラントにスクリー一体型キーパーを装着すると同時にテンポラリーデンチャーにマグネットを装着し、維持力と装着感を確認しながら口蓋部を削除していく(図8)。義歯外形の決定後に、テンポラリーデンチャーを用いた咬座印象を採得し、最終義歯を製作する。最終義歯の初期段階では人口歯の咬合面はまだレジンのままであり、義歯の安定とレジン歯の摩擦を見極めた時点で、白金加金に置換する(図9、10)。

表1 マグヘッドの利点(柏原・高松等のまとめによる)

コスト安い
術式がシンプル
テンポラリーデンチャーに装着可能
側方圧が軽減できる
維持力の調節が可能
埋入位置の自由度が高い

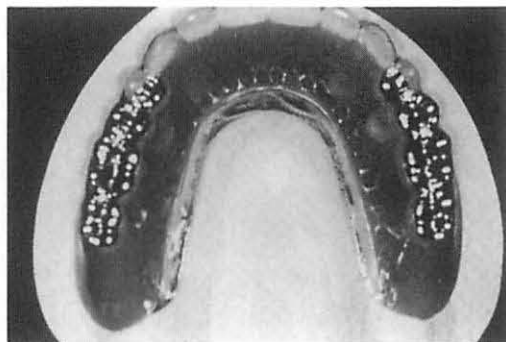


図9 上顎最終義歯の完成(咬合面)。

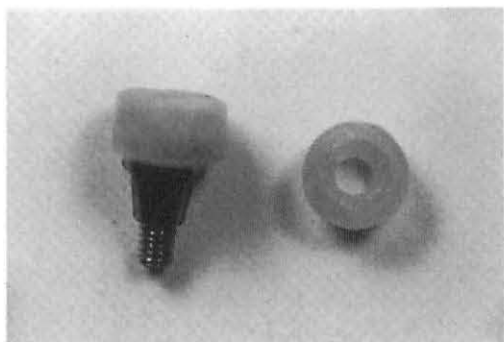


図7 マグヘッド用レジンキャップ
(有)デンタルハーモニー折笠氏のご厚意による)。

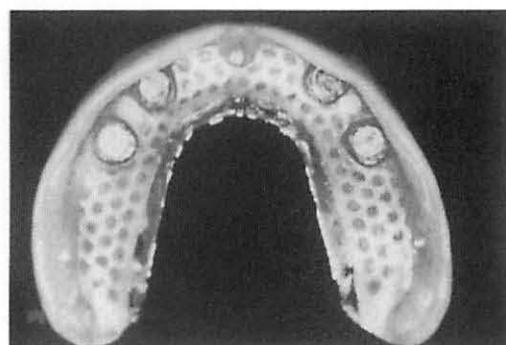


図10 上顎最終義歯の完成(粘膜面)。

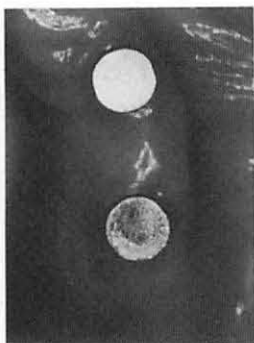


図8 キーパーの装着状態。デンチャーの圧痕に注意。

おわりに

以上プラトンインプラントの臨床応用例について報告を行ったが、このインプラントを用いた臨床医諸氏は、その治療過程において、従来

感じていた術者としての心理的ストレスが、意外に少ないことに驚かされるであろう。これは、プラトンインプラントシステムが日本の臨床医の現場の声を聞きながら開発された故ではないかと考える次第である。医療一般の歴史的流れを見ても、患者の精神的・肉体的負担を可及的に軽減していく技術が求められ、開発され、そして定着してきたものである。

医療は最終受益者である患者のためにあり、大衆の支持を失った技術は必ず衰微する。インプラントも例外ではなく、広く国民の理解と支持を獲得するためには、媒介者である臨床医の利便性にかなったシステムが要求されるのである。その意味で臨床医に開かれたプラトンインプラントの登場は歴史の必然であり、これによって、一般臨床医が主人公となる新しい時代の幕が開いたと言えるのではないだろうか。