

歯周補綴の技術的側面

PER-OLOF GLANTZ AND STURE NYMAN

一般原則

維持装置としてのクラウンの選択

支台歯形成上の設計

形成された支台歯の表面処理

強度に関する特別な見解

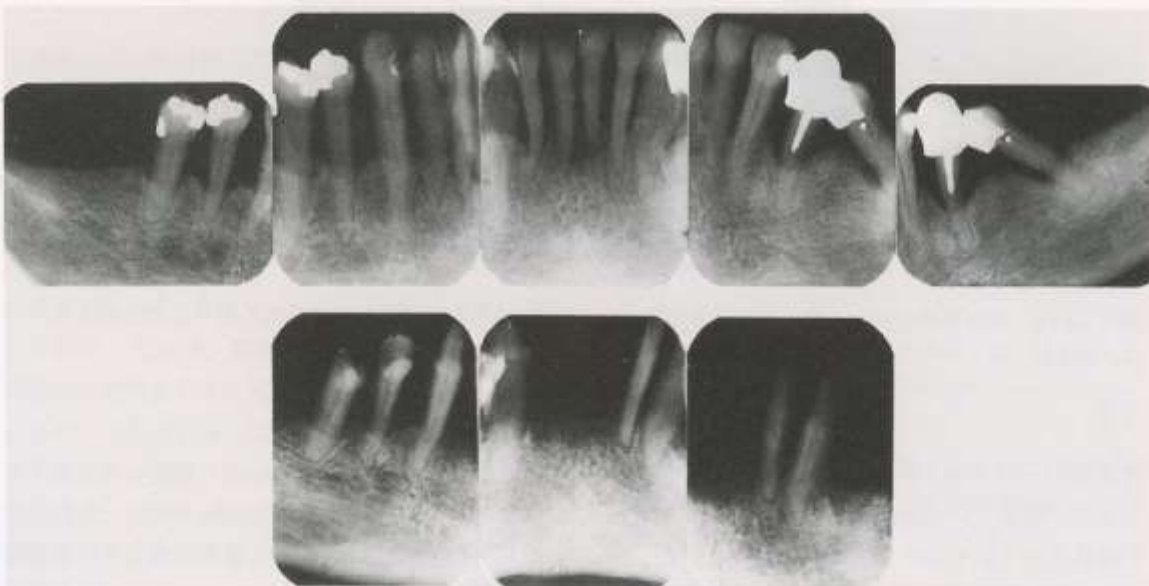


図24-1 進行した歯周疾患の術前(上段)と術後(下段)のX線像。残存歯の支持組織が減少している。

進行した歯周疾患では、しばしば歯周組織の破壊が、歯列の一部あるいはそれ以上の部分で、抜歯が必要になるまで進行してしまうことがある(図24-1)。そのような症例では、治療後に数本の歯しか残らないかもしれず、しかも、それらの歯は支持組織量が少ないばかりか、著しい動揺も示

す。このような時には、①失った機能の回復、②審美性の回復、③動揺した歯の固定などを目的とし、明らかに補綴治療を行う必要がある。歯周治療の原理と治療後の固定の生物学的根拠については、第14・15・23章で述べた。

歯周支持組織を著しく喪失した患者には、通常、

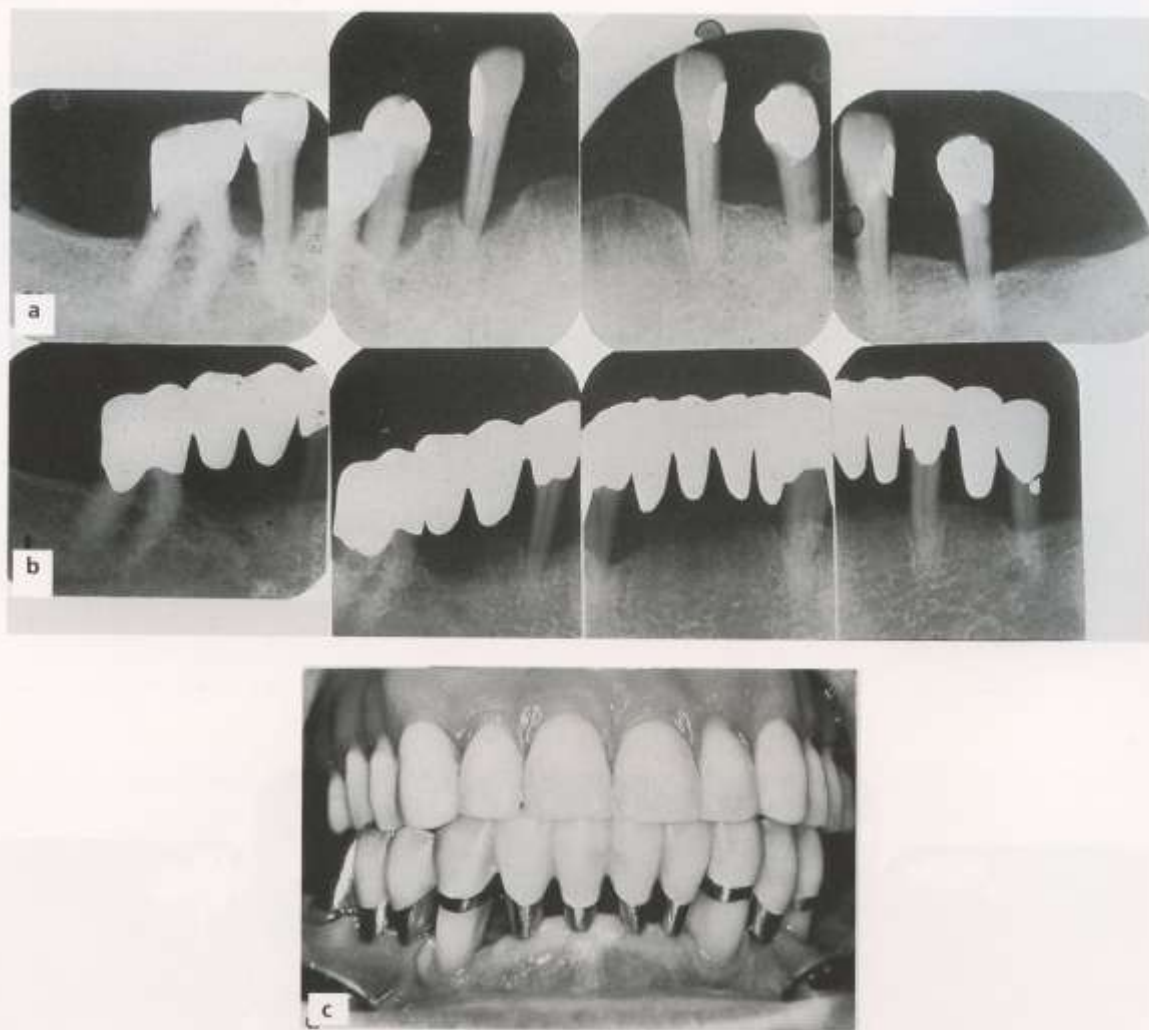


図24-2a～c 歯周組織を高度に喪失した患者の術前のX線像(a)と歯周治療と補綴処置の終了後のX線像(b)。cは、治療終了後5年の口腔内の状態を示す。

可撤性パーシャルデンチャーよりも固定性のブリッジが望ましい(図24-2)。固定性のブリッジは可撤性のパーシャルデンチャーに比べ、残存している歯周組織に対して、かなり強固な固定作用を有し、より調和のとれた力を分散(配分)する(第23章参照)。

歯周-補綴併用治療の長期の臨床研究によると、少数支台歯でしかも歯周組織が減少してしまった症例でも、健康であれば、固定性のブリッジの適応基準は、ブリッジが良好に機能するのに必要な残存歯根膜の生物学的な能力よりも、むしろブリッジ作製上の技術的および生物物理学的な要因と関連しているということである(Nyman と Lin-

dhe 1979, Nyman と Ericsson 1982, Randow ら 1986, Karlsson 1989, Glantz ら 1993)。そのような症例の患者では、適切な歯周治療とその後の綿密に構成されたブラークコントロールプログラムによって、臨床的に重大な歯肉炎の再発を防ぎ、それ以上の歯周組織の破壊 periodontal tissue breakdown を阻止することが可能であるという結果が特に示された。そして、10年以上の予後観察期間に、歯周疾患の再発で失われた支台歯はなかったが、技術的な失敗は起きてしまった。その原因を分類すると次のようになる。

(1) 支台装置の脱離、(2) 金属部分での破折、(3) 支台歯自体の破折。ところが、失敗症例をさらに

分析してみると、ブリッジの設計と構造の基本的な原則が見落とされていたことが明らかになった。この原則の詳細について、以下において検討する。

一般原則

固定性ブリッジ作製の基本原則は、支台歯が少なく、歯周支持組織が減少した患者でも、多くの支台歯が使える患者でも変わらない。しかし、支台歯の少ない場合には、明らかに臨床的、技術的なむずかしさがある。ここで、いくつかの技術的かつ生物物理学的要素について検討する。これらの要素は本質的にはすべてのブリッジに応用できるものであるが、支持組織の少なくなった歯列に、固定性ブリッジを応用する時には極めて重要となる。

ここでいうところのブリッジあるいはブリッジ構成体とは、金属構造物や前装材ばかりでなく、セメント接着材、支台歯、歯根膜および歯槽骨をも含むということをまず強調したい(図24-3)。

どんな物体(例えば、ブリッジ)でも荷重が加わると、歪みを起こすような応力(単位面積あたりの力)を生ずる(図24-4)。ブリッジのいかなる構成要素(例えば、金属フレーム、前装材、セメント接着材、支台歯、歯根膜および歯槽骨)にも、機能時に塑性変形または破折が起こるような状態にまで、歪みが到達してはならないという基本的な必要条件がある。この点で、ブリッジの様々な構成物は、それぞれ異なった物理的性質を持っていることを認識すべきである。歯根膜や歯槽骨(これはそれほどではないのであるが)は、弾性組織であって、力に抵抗し、力を分散するというすばらしい能力を持っている。その弾性により、応力の集中による歪みを減少させている。一方、歯科用合金、陶材およびセメント接着材は、破折や塑性変形限度内では限られた力にしか耐えることができない。

固定性ブリッジで、技術的かつ生物物理学的な失敗を防ぐためには、最大応力でさえブリッジ構成物のいかなる部分にも都合の悪い歪みを起こさ



図24-3 ブリッジを構成するものは、金属と前装材ばかりでなく、装着する際のセメントや支台歯、歯根膜、支持歯槽骨も構成物と考える。

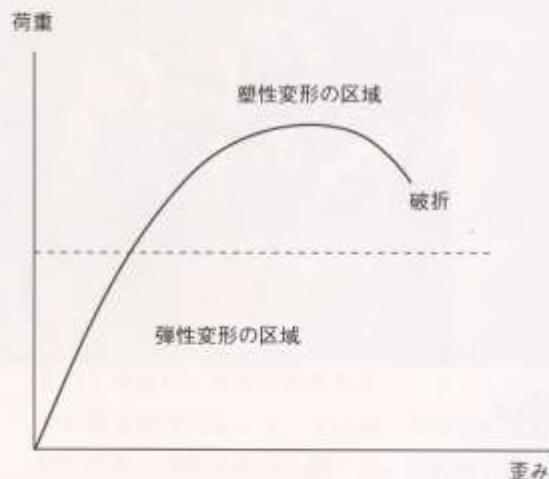


図24-4 どのような物質も荷重を加えると、生ずる応力により歪みが生じ、弾性変形や塑性変形あるいは破折を起こす。

ないように、ブリッジの各構成要素(支台歯、セメント接着材、維持装置、ポンティック、鑑着部など)の大きさや形態を決定することが必要である。ブリッジの構造に比べ、それを支える支台歯の数が少なく、しかも配置が悪ければ、ブリッジ自体の塑性変形や破折を免れないことになる。しかし、ブリッジの構成体である歯槽骨や歯根膜内には、咀嚼筋によって生ずる圧を制御する圧受容器が存在していることを理解すべきである



図224-5,6 支台歯に加わる荷重の大きさは、補綴装置が適正な咬合高径を保ち、しかも補綴装置の塑性変形の起こらない状態であれば、ブリッジのデザインと延長の状態および支台歯の配置で決定される。

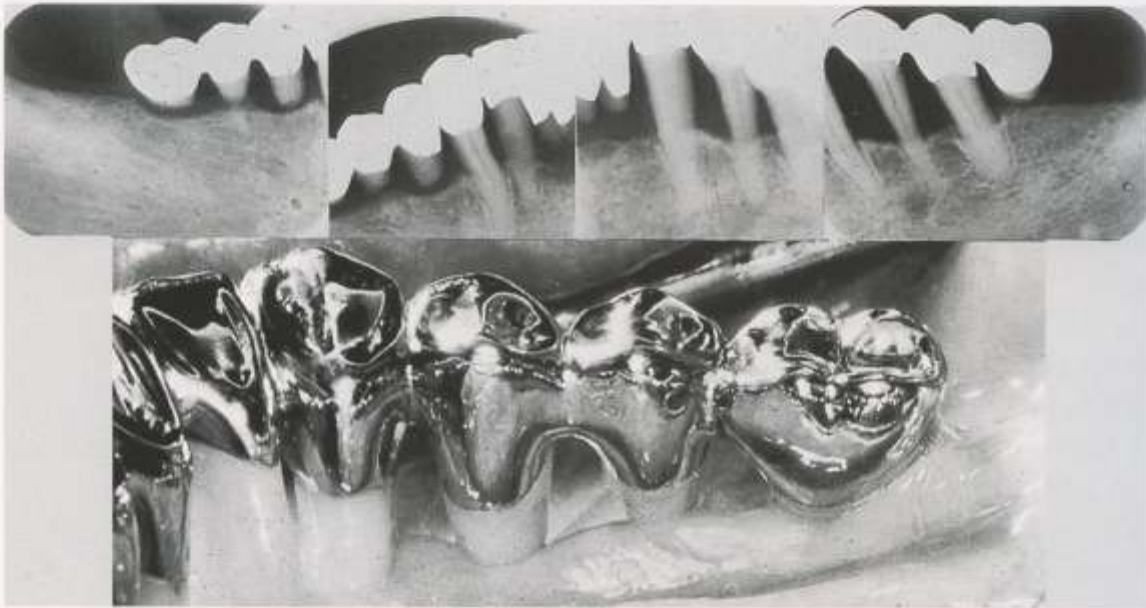


図24-6

(Hannam 1976)。つまり、ブリッジを構成する他のすべての要素は、圧受容器 mechanoreceptor が働きだす前に塑性変形を起こさないように配置され、設計されなければならないのである。圧受容器の機能は応力によって変化し、その閾値は、正常な高さの支持組織を持つ歯よりも、支持組織が減少した歯のほうが低く (Lundgren ら 1975)、また生活歯のほうが低いという仮説に対する実験的裏づけもある (Randow と Glantz 1986)。歯周支持組織が減少した生活歯を持つ患者では、固定性ブリッジが有利である。というのは歯周支持組織が減少しているほうが、ブリッジの種々の構成要素に十分な厚みを与えることができるからである。したがって、歯周疾患の患者には、延長性の

固定性ブリッジを行うことができるが、逆に歯周組織が十分にある“正常”な患者には直ちに適用できないということである (Randow ら 1986)。また重要なことは、圧受容器の持つ閾値は一定のものでなく、機能に対応しながら変化するということである (Öwall と Møller 1974, Goldberg 1976)。したがって、ブリッジの構成要素 (補綴材料、支台歯など) の塑性変形に要する力と圧受容器の閾値との差は大きくすべきである。いいかえると、他のすべての物理的要素 (補綴材料、支台歯など) は、歯周組織よりも荷重に耐えなくてはならない。

個々のブリッジの作製にあたり、支台歯をどこまで求めるか、どのような配置にするかということは、それぞれの症例によって異なる。荷重の大

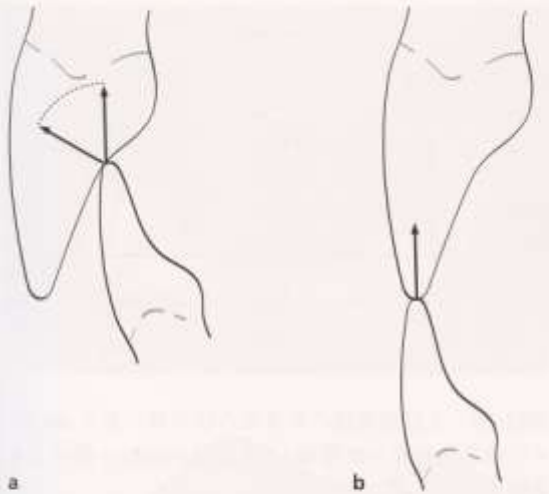


図24-7 オーバーバイトの深い症例では、機能時に側方力が生じやすいが、切端咬合に近くなるとあまり生じない。

きさと、補綴装置の咬合高径と、ブリッジの構成要素である塑性変形の閾値との間関係について公式が存在するわけではない(図24-5,6)。模型実験を行えば、ボンティックの長さ、特に延長部を短くすることによって、変形を耐久限界内に保持することが可能である。また、機能中に起こるすべての方向への荷重に対して、十分な厚みを与えることによって可能である(TimoshenkoとGoodier 1970)。

利用できる支台歯が減少した結果、ロングスパンのブリッジが避けられなくなったり、動揺するブリッジの安定のために、延長ボンティックを付与しなければならない時(第23章参照)、これらのボンティック構造によって生ずる増大した応力には、荷重方向へ補綴装置の厚みを十分に増加させることによって、破折を防がなければならない(LindheとNyman 1977)。この点に関して、歯周疾患の患者は“正常”な患者よりも有利である。歯槽骨の吸収により、臨床的歯冠長は長くなり、欠損部歯槽骨頂と対合歯の咬合面との間は広くなる。

ブリッジに関して適切な設計をするためには、すべての機能に関する荷重の方向に対する分析が注意深くなされなければならない。例えば図24-7のように、深いオーバーバイトを有する歯列では、機能時に上顎歯に働く水平力は大きなものであ



図24-8 13ユニットのブリッジであるが、側方からの力に対して明らかに強度が不足している。

る。したがって補綴物は側方に耐える厚みを持たなければならない。もし強度が足りなければ、早晚、破折がブリッジの構成要素の1カ所ないし他の部位にも起こるのであろう(Randowら 1986)(図24-8)。

維持装置としてのクラウンの選択

顎側に健全歯質が残っている場合、インレー、ピンレージおよび3/4冠のような部分被覆冠では、しばしば良好な審美的結果をもたらす。しかし全部被覆前装冠のような、支台歯の全周を被覆する管状形態の補綴装置は、縦に長い開放面を持つ構造の部分被覆冠よりも、さらに堅固でしっかりしている(TimoshenkoとGoodier 1970)。このことは、全部被覆前装冠に比べて、部分被覆冠は変形に対して、より抵抗性が低いことを意味している。したがって、少数歯を支台歯とした延長ブリッジの歯列における維持装置としては、全部被覆前装冠が好ましい(図24-9)。

支台歯形成上の設計

全部被覆冠の支台歯形成を行う際、基本的に求められる事項は、水平的に働く力に対してクラウン自体の維持を確実にすることである。そして、セ

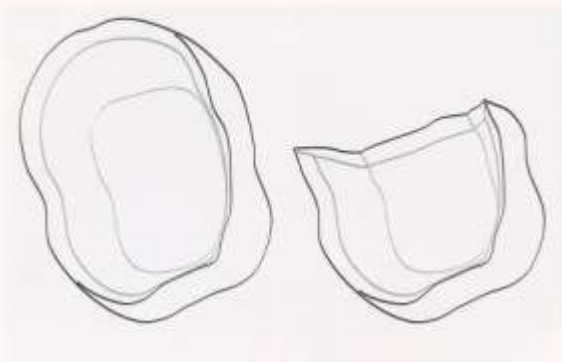


図24-9 全部被覆冠は部分被覆冠よりも剛性が高い。

メント層だけを唯一の保持因子にしてはいけない。これは最大限の菌冠長と最小限のテーバーを支台歯に付与することによってかなえられる(図24-10)。形成された歯の対角線の長さは、いずれも、その底辺の直径(長さ)を超えていなければならない(考察のため、HegdahlとSilness 1977参照)。

図24-11には、両側性にデザインされたブリッジを装着することになっている上顎を示す。正常なオーバージェットとオーバーバイトが存在すると仮定した場合、前方運動によって遠心の支台歯に対して、咬合面方向と前方方向を組み合わせた方向への力が生ずる(図24-11の矢印)。もし臼歯の遠心面が、犬歯の近・遠心面および切歯の唇舌側面に対して、平行に形成されているならば、このような力によってブリッジを脱落させようとする働きを妨げることができる。さらに装着方向は、脱落力が働く方向に対して、遠心位に角度をつけるようにすべきである。さらに維持を向上させるには、臼歯の遠心面に平行にボックスやグループを頬側面および舌側、あるいは、いずれか一方に形成すべきである。

もし臼歯の支台歯が近心に傾斜していたら、ナイフエッジのような形成では、その臼歯の遠心面と前歯の反対側の歯面、つまり頬側面との間と平行性を得ることは、もはや不可能となる(図24-12)。しかし、このような症例の場合、臼歯の遠心面をショルダー形成することで、前歯の唇側面と平行にすることができる。側方への脱落力に対して適切な維持を確保するために、顎の両側に

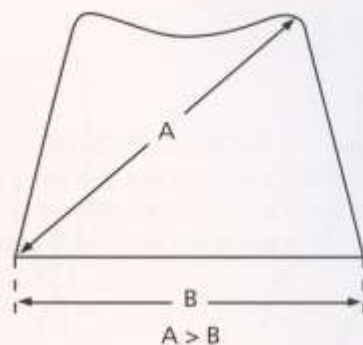


図24-10 全部被覆冠の形成面の対角線の長さ(A)が、その歯の歯頸部の直径(B)よりも長い時に、保持力を発揮する。

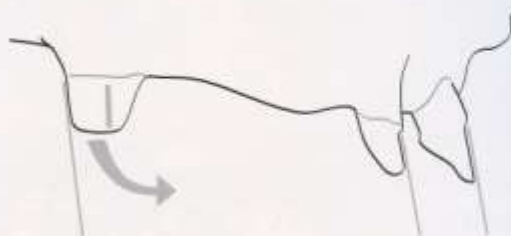


図24-11 上顎フルブリッジの支台歯形成を図示する。前方運動時の前歯部の接触により、後方の支台歯には図中の矢印のような方向の離脱力が働く。

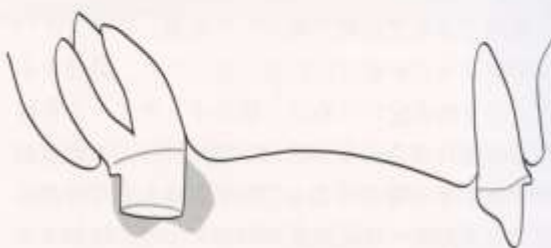


図24-12 近心方向に傾斜した大白歯の支台を示す。このような支台歯の遠心部にはショルダーを設け、犬歯の唇側面と平行に形成する。

ある小白歯と大白歯の頬舌側面は互いに平行になるようにし、もし前歯があれば、その隣接面に平行になるようにしなければならない(図24-13)。もしボックスやグループが維持の増加のために付与されるならば、それらは臼歯の隣接面に形成されるべきである。



図24-13 下顎のブリッジの形成を示す。頬舌側とも左右両側ではほぼ平行にして、側方運動時にブリッジが脱落しないような十分な維持力を持つように形成されている。

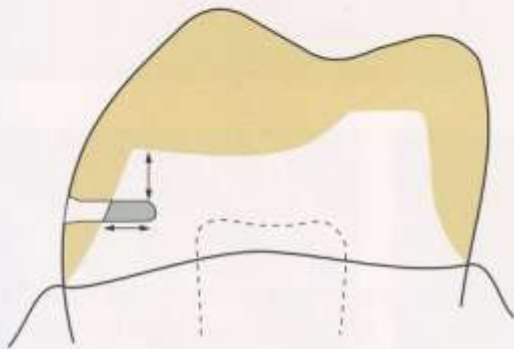


図24-14 クラウンの維持力を増すために、図のような水平ピンを打つことがある。ピンの周囲には十分な厚みの象牙質がとれるようにする。

装着方向に平行なピンおよび水平ピン、あるいは、そのいずれかは、鑄造修復物の維持を改善することができる。また、形成面の底辺の径がその対角線よりも長いような場所でも、ピンが支台歯中に使用できる。しかし、ピンによる修復は、厚い歯質を持った歯にのみ使用されるべきである(図24-14)。さもなければ、明らかに歯質の破折が起る危険性があり、それは引き続いて脱離へとつながる。

歯周治療後、残存歯はそれぞれ異なった動揺を示すかもしれない。これらの歯が支台歯として用いられる際、最も安定した歯(図24-15 矢印)は回転運動や脱落を起こす運動の支点として働く。この支台歯にとって適切な保持を与えることは、極めて重要である。それゆえ、歯冠を形成する段階で、最大限の臨床的歯冠長が支台歯の維持のために役立つようにすべきである。さらに、より維持力を改善するために、ボックスやグループが形成されることもある(図24-16)。

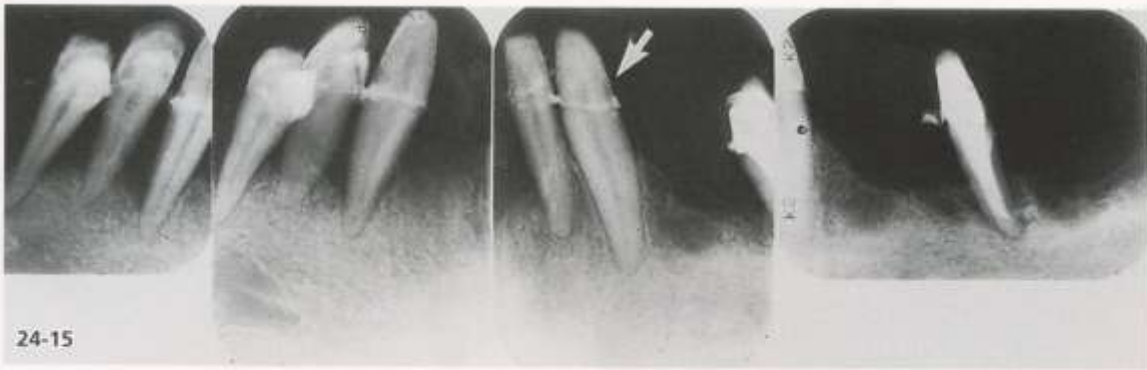
また、合釘装着のために根管を形成する際、築造形成の設計に適合させる平行性について、同じ

ような必要条件がある(図24-17)。根管とその周囲のベベルは、できるだけテーバーがつかないように形成されるべきである。

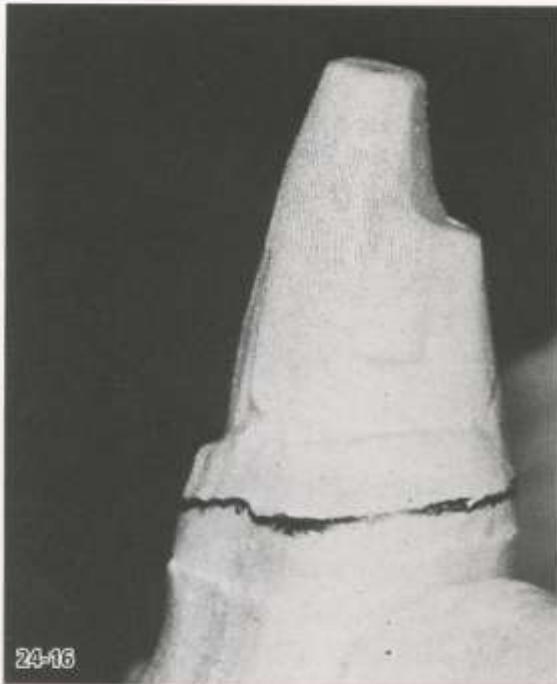
まとめとして、もし弱い角度のテーバーになるように形成がなされたら(<20度)、セメント層による抵抗力は、ブリッジの挿入方向と反対方向に作用する力によって、保持の喪失を予防するには通常十分である。しかし、セメント層による力は、もし支台歯と維持装置が十分な高径と正確な寸法を持っていないければ、水平的な力に抵抗するのに十分ではない。

形成された支台歯の表面処理

形成された支台歯の表面は、様々な材料、例えば、象牙質片、印象材、暫間用のセメント、歯面に吸収された唾液成分、微生物および食物残渣(図24-18)のような物質で覆われている。最適な維持を達成するためには、セメント合着前に、それらのすべての物質を取り除かなければならない。し



24-15



24-16

図24-15,16 下顎のX線像を示す。支台歯の動揺はそれぞれ異なる。最も強固な支台歯(図24-15、矢印)は、脱落する時の支点となる。この支台歯の臨床的歯冠長を長くしたりグループを付与したりして、最も維持力が得られるような形成を行う(図24-16)。



図24-17 築造のための形成を示す。根管内のテーパや歯根周囲のベベルは、なるべくテーパがつかないようにする。



図24-18 形成した歯の表面のSEM像を示す(×2,500)。表面には、装着の前に除去すべき異物が付着している。

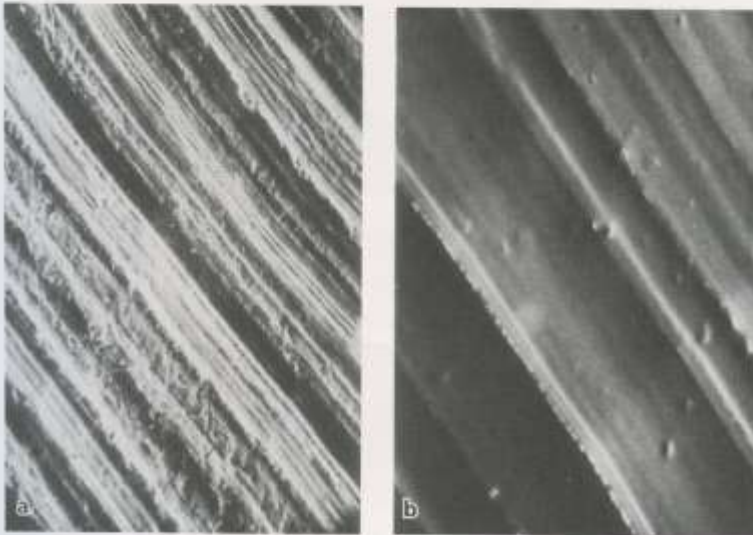


図24-19 形成したままの象牙質(a)と、裏装材を塗布後の像(b)を示す。裏装材は象牙質表面の凹凸を埋めてしまう。

かも、さもなくば、セメント層と形成された歯面との間の密接な接触という必要条件が得られない。しかも、形成した歯面の微細構造や性質の維持のために、異物の除去は、歯質に対して非破壊的な処理方法や清掃剤によって行われなければならない。したがって、強い酸や塩基のような効果的な清掃剤は避けるべきである。Brännströmら(1982)の研究によると、界面活性洗浄剤は、通常の3%過酸化水素水とエタノールの複合によるものよりも効果があることが報告されている。しかし、様々な異物の幅広い物理学・化学的諸性質を考えると、最も効果的な清掃法としては、①弱い過酸化水素水のような酸化剤、②エタノールのような溶剤、そして、③界面活性剤などを別々に塗

布する方法があげられる。これらの清掃剤を塗布したのち、歯面から遊離した物質を除去したり、他の洗浄剤の効果が障害されるのを防ぐために、水洗すべきである。

歯髄を保護するために、クラウンの装着前に形成歯面に裏装材を使うべきであると以前からいわれてきた。しかし一方、セメント合着材が保持力を得るための象牙質の微細構造(図24-19)を、裏装材が埋めてしまうので、このような処置は歯科用セメントの保持力を著しく弱めるという報告もある(Glantzら 1978)。

もし、残存している歯質がたいへん薄く、歯髄を保護する必要がある場合には、裏装材を肝心な部分(図24-20)だけに用い、形成面の全域には塗



図24-20 歯髄に近接し、象牙質の薄いところだけに、歯髄を保護するための裏装材を使用する。裏装材は必要箇所だけに用いることに注意

布しないようにすべきである。裏装材は化学的にも機械的にも歯科用セメントに劣る性質を持っているので、裏装材をマージン付近には塗布してはならない。通常、粘性の低い裏装材が好まれる。というのは、粘性が高くなると裏装材のフィルムがはがれやすくなるからである (Glantz ら 1978)。

形成された歯面を清掃したり、セメント合着したりする時に、歯面への唾液の接触を防ぐことは、まず第一に重要なことである。たとえ一瞬でも形成面に唾液が接触すれば、薄い有機質被膜が吸着する。それゆえ、唾液の介在によってセメントと歯面との直接的接触を妨げることになる (Baier と Glantz 1978, Vassilakos 1992)。

強度に関する特別な見解

1. ブリッジの破折

金属フレームの破折は、フレームに十分な厚みを与えることによって防ぐことができる。動揺しているブリッジの安定性に必要な平衡をとるための荷重を得るためには、カンチレバーが使えるであろう (第23章参照)。そのような補綴物 (図24-21) では、延長部分により生じた増加した応力の代償のために、荷重がかかる方向にある金属フレームの厚さを増すべきである (Nyman ら 1975)。しかし、そのように増加できるのは、長い臨床的歯冠を持ち、浅い垂直的被蓋を持っている患者の場合だけである (図24-22)。このことは、短い臨床的歯冠や深い垂直的被蓋を有する患者にみられるよ



図24-21 延長部は、動揺するブリッジを安定させるために付与する。



図24-22 患者の臨床的歯冠長は長く、その被蓋は浅い。このような場合には、金属フレームに十分な長さを与えることができる。

うに、ブリッジと対合歯との空間が利用できない場所では、カンチレバーを避けるべきであることを意味している (図24-23a)。そのような患者では、可撤性修復物を使うか、あるいは固定性の修復物と可撤性の修復物を併用すべきであろう (図24-23b)。

鏝着部は、破折の起こりやすい場所である (図24-24)。こうした理由として、一般的に貧弱な設



図24-23 臨床的歯冠長が短く被蓋も深い状態を示す(a)。このような場合には可撤性か、固定性と可撤性のコンビネーションで修復したほうがよい(b)。



図24-24 上顎のブリッジが矢印の鑲着部で破折した。

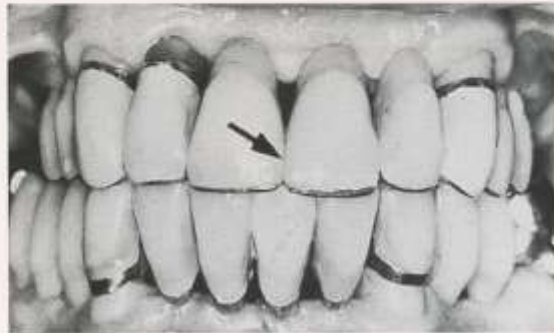


図24-25 3本の支台歯に支えられた10ユニットのブリッジを示す(支台歯は13、12と23)。このブリッジは、矢印の1カ所ではしか鑲着を行っていない。



図24-26 矢印の鑲着箇所ので腐食を起こしている(金冠)。



図24-27 金合金鑄造冠咬合面にパーシャルデンチャー(コバルトクロム合金鑄造床)のメタルフレームが7年間接触していた部で腐食が起こっている。

計や鑲着部に時としてみられる物理的性質が十分でないということが考えられる(Bergman 1976)。それゆえ、できることなら多くのブリッジをワン

ピースとして鑄造することによって、鑲着は避けるべきである。また、鑲着部は強い荷重を受ける場所に設定されるべきではない。そのような部位



図24-28 合着や維持力のために、支台歯の形成面はなるべく広くなるようにする。



図24-29 X線像は、延長ブリッジの最後の支台歯の根破折を示す。築造の先端部で破折しており、骨欠損を起こしていることに注意



図24-30 根管充填され、適正な築造がなされた支台歯のX線像(a)。根管充填された支台歯は、幅の広いメタルコーピングが露出している(b)。

の例として、カンチレバーに隣接する維持装置の近遠心面があげられる (Glantz ら 1984)。上顎の小白歯から反対側の小白歯まで延長したブリッジにおいては(図24-25)、たった3本の支台歯(右側側切歯、犬歯および左側犬歯)しか使われていない。金属フレームは2つの部分に分けて铸造され、両中切歯間にわずか1カ所の鐵着部が存在するだけである。

すべてのブリッジの金属フレームは、1種類または数種類の合金からなっている。異種金属または合金が同一の生物学的環境に存在する時に、金属間に個々の性質を劣化させるような相互作用が働く。腐食 corrosion は、最も一般的な反応で、異種金属または合金が互いに接触しているとすぐに現れる(図24-26, 27)。可能であれば、いつも貴

金属合金を使うべきであり、1人の患者に使われる合金の種類はできる限り少なくすべきで、理想的には1種類にすべきである。

2. 合着用セメントの破砕

すでに述べたように、合着用セメントの破砕は、維持装置の維持力の喪失という結果になる。したがって、セメント層の面積が大きければ大きいほど、全体の維持能力は向上することが強調されてきた(図24-28)。この事実、特にわずかな支台歯しか使用できないブリッジにおいて、ブリッジ維持のために臨床的歯冠長を最大限に使い、最大限の表面積を利用することの重要性をさらに強く示唆している。



図24-31 適切な口腔清掃が容易にできるように設計されたブリッジを示す。



図24-32 この症例では2つの3ユニットのブリッジを製作しているが、ワックスアップの時点で、歯間ブラシやトゥースピックを用いながら、歯間部の適切な形態を確認すべきである。

3. 支台歯の破折

支台歯の破折は、生活歯 (Randow ら 1986) よりも根管充填された歯 (図24-29)、主として歯根に合釘を入れている歯、およびカンチレバークリッジの末端の支台歯として働いている歯において、より頻繁に発生することが報告されている。このような破折の危険性を最小限にするために、根管は歯質の壁が脆弱になるほど広げるべきではない (図24-30a)。さらに、メタルコーピングは、歯頸部のまわりを取り囲むべきである (図24-30a)。模型実験によって、合釘とメタルコーピングを持つ根管充填された歯は、コーピングのない同様の歯の強さのおよそ10倍の強度を持つこ

とが実証されている。コーピングが広ければ広いほど、維持能力はさらに高められる。

歯周組織支持の減少した患者における固定性ブリッジの技術的、生物物理学的な特色に加えて、全部被覆冠は支台歯でもボンテックでも、適切な口腔衛生が容易にできるように設計されなければならない (図24-31)。全部被覆冠のマーzinは、できる限り常に歯肉縁上に位置するようにさせ、頬側と舌側面はオーバーカントゥア (過度の豊隆) にしてはいけない。

さらに、鼓形空隙の幅は、患者に勤める特別な歯間清掃用具 (図24-32) の大きさに合わせるべきである。

参考文献

Baier, R.E. & Glantz, P.-O. (1978). Characterization of oral *in vivo* films formed on different types of solid surfaces. *Acta Odontologica Scandinavica* 36, 289-301.

Bergman, M. (1976). *Chemical and thermodynamic studies of dental gold alloys with special reference to homogenization, electrical corrosion and cluster formation*. Thesis. University of Umeå, Sweden.

Brännström, M., Glantz, P.-O. & Nordenvall, K.-J.

(1982). Cavity cleansers and etchants. In: Smith, D.C. & Williams, D.F., eds. *Biocompatibility of Dental Materials*, Vol. II, Boca Raton, FL: CRC Press.

Glantz, P.-O., Gwinnett, A.J. & Jendresen, M.D. (1978). Effects of cavity varnish on surface morphology and retention. *Journal of Dental Research* 57, Special Issue A, 126.

Glantz, P.-O., Nyman, S., Strandman, E. & Randow, K. (1984). On functional strain in fixed mandibular