

CAD/CAM 活用による 歯冠修復治療 メタルフリーの歴史と展望

末瀬 一彦 著

1) 金属修復からの脱却に期待される歯科用 CAD/CAM システム

補綴治療に多用されてきた 12%金銀パラジウム合金の代替材料が模索され、ニッケルクロム合金や銀合金などが使用されてきましたが、12%金銀パラジウム合金を凌駕するほどの結果は得られませんでした。しかし、近年、日本の歯科材料の開発の進展はめざましく、新規材料としてコンポジットレジン系材料やセラミック系材料が次々に臨床応用されるようになってきました。新たに 2000 年当初から日本に導入されてきた歯科用 CAD/CAM システムの台頭も、大きな変革となりました。

歯科用 CAD/CAM システムは、自動車産業や工業界から遅れること約 10 年、1970 年代初頭に、欧米諸国の研究者らによって開発されました（表 1）。当初の歯科用 CAD/CAM システムはインレー修復用に開発されたものの、スキャニングや加工装置の精度に課題があり、またコンピュータの処理能力、製作法の煩雑さから広く臨床に普及するには至りませんでした。それが 2000 年代に入ると、スキャナーや加工装置といったハードウェア、CAD や CAM などのソフトウェアの開発が一気に加速するとともに、一方ではコン

表 1 歯科用 CAD/CAM システムの開発

1971 年	Fraçois Duret (Univ. Marseilles)	CAD/CAM システムを歯科へ導入
1979 年	Werner H.Mormann (Zurich Univ.)	CEREC システムの原案を立ち上げ
1983 年	Fraçois Duret (USC)	プロトタイプ Sopho System を発表
1987 年	Dianne Rekow (Minnesota Univ.)	Denti CAD System を発表 (後に BEGO 社システム)
1989 年	Matts Anderson (Univ. Umea)	放電加工による CAD/CAM システム (後に Procera System)
1984 年	藤田忠寛 (神奈川歯科大学)	タッチプローブと NC 加工機による CAD/CAM システム
1988 年	木村 博 (大阪大学)	補綴装置製作用 CAD/CAM システムの研究
1993 年	宮崎 隆 (昭和大学)	全自動 CAD/CAM システムを発表 (DECSY)
1993 年	内山洋一 (北海道大学)	次世代オーラルデバイスエンジニアリングシステム (GN-1)
1987 年	Siemens Dental 社	CEREC System 発表
1990 年	DCS Dental 社	DCS Titan System 発表 (後に DCS PRECIDENT)
1993 年	Nobel Biocare 社	Procera System 発表 (焼結アルミナ使用)
1998 年	DeguDent 社	Cercon System 発表 (ジルコニア使用)



4) CAD/CAM 冠成功への秘訣

(1) CAD/CAM 冠の支台歯形成

CAD/CAM 冠が脱離、破折しないための成功の秘訣は「支台歯形態」「CAD/CAM 冠の適合性」「接着操作」の3つが考えられます（図8）。

CAD/CAM 冠の支台歯形成は、レジンプロックの機械的な物性や切削加工などを考慮して、通常の全部金属冠の支台歯形成とは異なる場合があります。支台歯歯質の過度の削除はMI理論に逆行するもので、クラウンの維持力が低下し、象牙質の露出面が多くなり歯質との接着性も悪くなります。一方、削除量の不足は、クラウンの強度低下によって破折や脱離につながるため、CAD/CAM 冠においては適切な支台歯形成が重要となります。

前歯部、小白歯、大白歯に分けてそのポイントを記載します。

①前歯部 CAD/CAM 冠の支台歯形成

前歯部 CAD/CAM 冠における支台歯形態の特徴は、基本的にはオールセラミッククラウンの支台歯形態⁴⁵⁾に準じます。上顎中切歯の支台歯形態のポイントについて述べます。

・抗破折形態

上顎前歯部の咬合力は臼歯部とは異なり歯軸方向ではなく、通常は歯軸に対して舌側方向から斜めに加わるとともに、前方滑走運動に対する配慮が必要です。したがって、舌側面には咬合力に対して垂直で平坦な面を形成します。また、鋭利なラインアングルをなくし、応力集中を防いでCAD/CAM 冠の強度が最大限に発揮できるようにしなければなりません。また、隣接面辺縁部においては、破折を避けるために切縁方向に突出しないような緩やかな彎曲をもたせることも必要です（図9）。

・支持形態

支台歯高径が短くなると、舌側から加わった咬合力により唇側シャンファーマ部に応力集中が生じ、舌側での応力の抵抗ができなくなります。したがって、切縁部の削除量は正常な切縁の位置から3 mm ないしは歯冠長の1/3 までとし、支台歯高径が短くならないよ

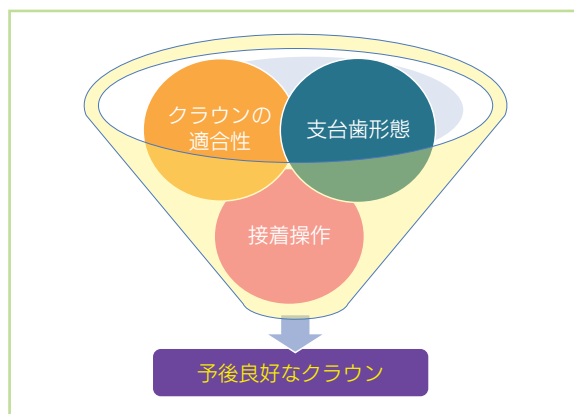


図8 クラウンの脱離・破折が生じないための鉄則

すが、修復材料や対合歯とのクリアランスによって削除量は決定されなければなりません。咬合面のクリアランスは、モノリシックジルコニアクラウンでは1.5～2.0mm、ジルコニアボンドセラミッククラウンでは2.0～2.5mm程度必要となります。

支台歯形成のポイントとしては、支台歯は石膏歯型としてモデルスキャナーで、あるいは口腔内スキャナーでスキャンニング操作を行うことから、形成面は可及的に滑らかで隅角部は丸みを付与し、辺縁形態は金属冠よりは若干多めのシャンファー形態とし、スムーズで単純な形態となるように形成することが重要です。特に辺縁形態の決定は、従来のような石膏歯型のトリミング操作ではなくCADのモニター上で行うため、鮮明に再現しておかなければなりません。

モノリシックジルコニアクラウンの場合、材料特性を考慮して正常な天然歯の状態から前歯部唇側歯頸部で0.8mm、舌側で1.0mm、切縁部は1.5～2.0mm、臼歯部では機能咬頭側歯頸部で1.0mm、非機能咬頭側で0.8mm、軸面部で1.3mm、咬合面部で1.5～2.0mm程度の削除量が必要であり、上下顎歯ともに辺縁はディープシャンファー形態が望ましく、削除量はほぼ最終的なクラウンの厚みとなります(図19, 20)。一方、ジルコニアボン

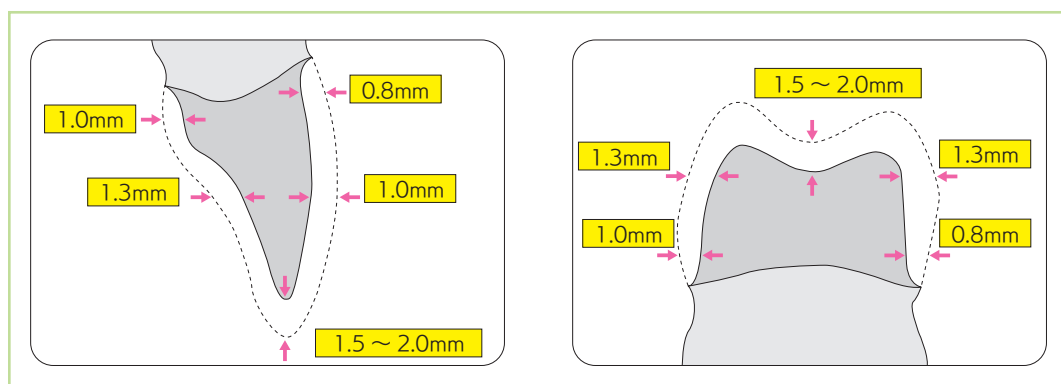


図19 モノリシックジルコニアクラウンの支台歯削除量

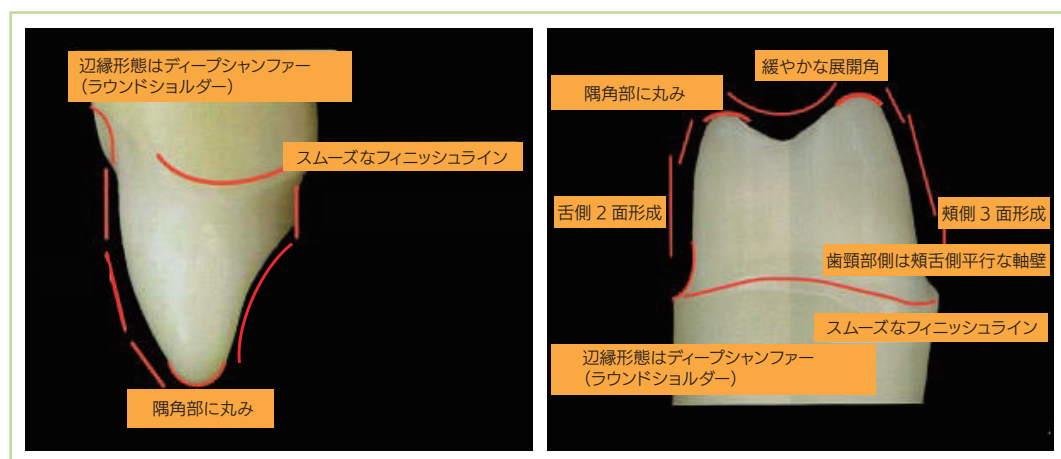


図20 モノリシックジルコニアクラウンの支台歯形態 (ヤマキン 歯科用デジタルハンドブックより)

単独歯を修復する場合、支台歯の95%は失活歯で（図1）¹¹⁶⁾、大部分の症例で支台築造が必要となります。支台築造のゴールドスタンダードはメタルポストコアでしたが、メタルポストコアの基本的形態は接着性のないリン酸亜鉛セメントの時代に、ポストコアの維持形態を中心に考案されたものです（図2）。しかし、メタルポストコアの基本的な形態である歯根長の2/3の長さ、歯根幅径の1/3の太さなどを忠実に実践した支台歯では、歯質との弾性係数の違いや非接着性から歯根破折や亀裂が生じていることも少なくありません。さらにメタルポストコア装着歯では歯質や歯肉の変色が生じていることも多く、前歯部CAD/CAM冠や自費診療でも適用されるジルコニアクラウンではメタルコア部は色

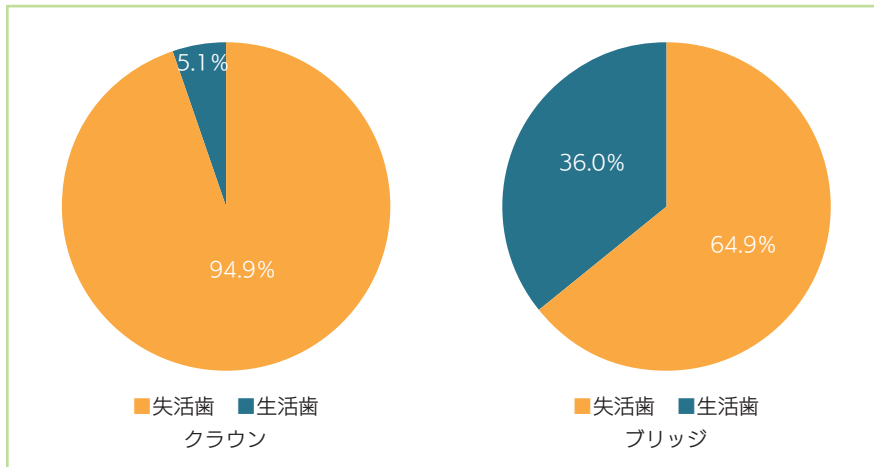


図1 修復物支台歯の状態

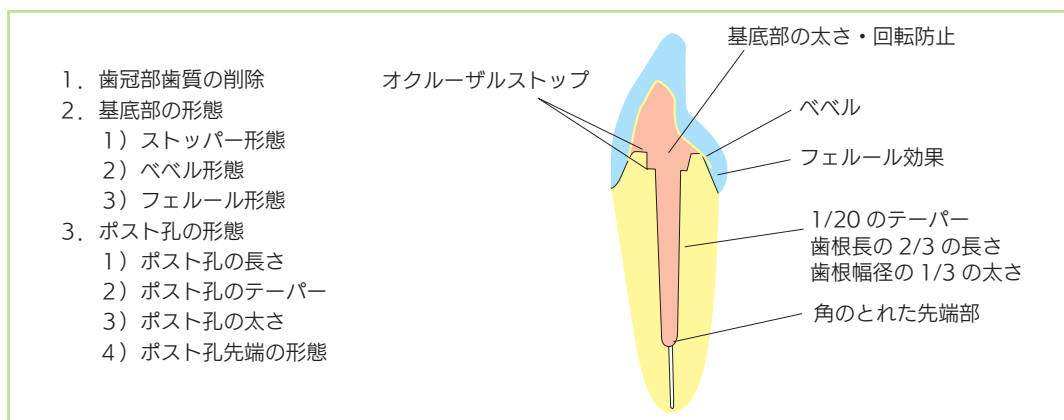


図2 メタルポストコアのディジションメイキング

歯科用 CAD/CAM システムは、新たな材料の開発やインプラント治療への応用、さらには歯科技工業態の変化などの成長期を経て、現在も発展期にあります（図 19）。現在の歯科医療におけるデジタル技術の革新によって、口腔内情報の収集から補綴装置の製作、さらには機能評価に至る一連のプロセスが完成されつつありますが（図 20）、今後さらに機器、材料の開発や IoT、AI の技術革新によって進展することが予想されます。

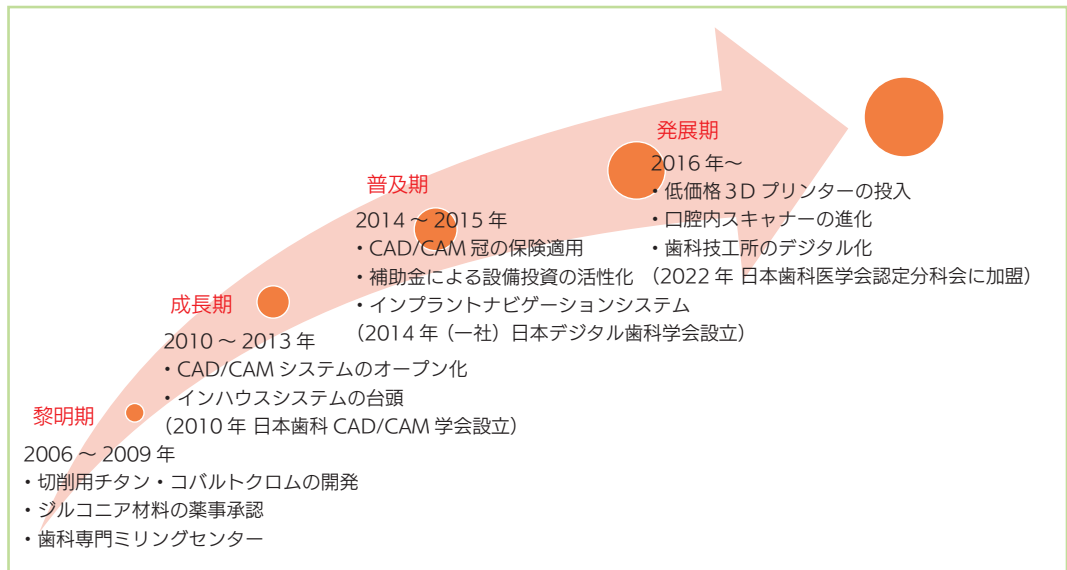


図 19 日本における歯科用 CAD/CAM システムの変遷

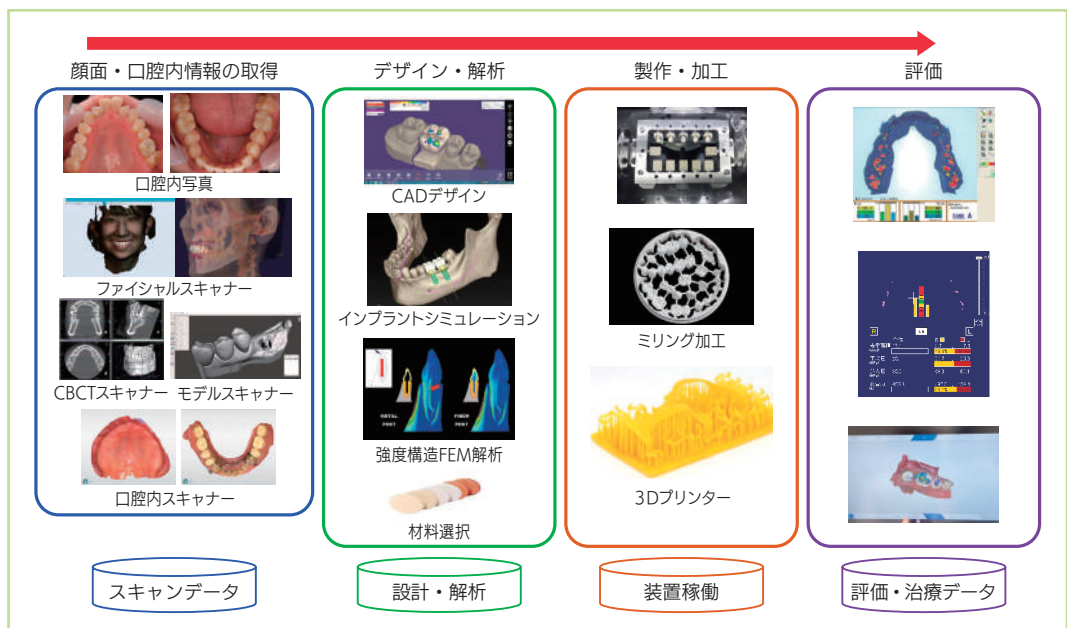


図 20 将来的な歯科治療におけるデジタル化のプロセス