

2 LITERATURÜBERBLICK

2.1 Vollkeramischer Zahnersatz

Keramik-Was ist das?

Das Wort Keramik läßt sich etymologisch aus dem Alt-griechischen „*keramos*“ ableiten, dies bedeutet „gebrannter Stoff“. So wird alles als Keramik bezeichnet, welches durch einen Brennvorgang verfestigt wird, der als Sinterungsprozess bezeichnet wird.

Die dentalen Keramikmassen entwickelten sich aus dem Porzellan, das erstmals 700 n. Chr. in China hergestellt wurde. In Europa wurde Porzellan erstmals 1709 am sächsischen Königshof von BÖTTGER hergestellt. Im Jahre 1788 wurden von CHEMANT die ersten aus einem Stück gebrannten Porzellangebisse, im eigentlichen Sinn als Totalprothesen, gefertigt. 1808 fertigte FONZI Keramikzähne, die auf der Rückseite mit einem Platinhaken versehen waren, die mit einer Metallbasis verlötet wurden. 1825 kamen die ersten konfektionierten Porzellananzähne durch die Firma S. S. White/USA auf den Markt.

1896 entwickelte der Amerikaner LAND ein Verfahren zur Herstellung von metallfreien Mantelkronen, sog. *Jacketkronen*, indem er als Brennt Träger eine Platinfolie benutzte.

Anfang des 20. Jahrhunderts folgte die Entwicklung keramisch verblendeter Metallkronen. Ein materialspezifisches Problem war dabei die thermische Inkompatibilität beider Werkstoffe. Durch die verschiedenen Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) kam es beim Abkühlen nach dem Brennvorgang zu Spannungen und zum Abplatzen der Verblendkeramik vom Metallgerüst. 1962 brachten die Firmen VITA-Zahnfabrik und Degussa das erste in Europa entwickelte metallkeramische System, mit aufeinander abgestimmten WAK-Werten, auf den Markt (sog. „VMK-Technik“; Verbund-Metall-Keramik).

Der Vorteil von vollkeramischen Versorgungslösungen liegt in einer ausgezeichneten Ästhetik [80]. Mit der Zusammenarbeit von McLEAN und der Firma VITA-Zahnfabrik und der Entwicklung der Systeme Vitadur und Vitadur N setzte sich

die metallfreie Versorgung von Einzelzähnen durch [52]. In ihrer klassischen Form war der Indikationsbereich jedoch auf das Frontzahnggebiet beschränkt. Auf Grund der geringen Bruchfestigkeit der Keramik musste die Materialzusammensetzung optimiert werden, und es wurden neue keramische Materialien entwickelt [76] [77]. Das Indikationsspektrum konnte bis jetzt auf dreigliedrige vollkeramische Brücken im Frontzahnggebiet, Einzelzahnrestaurationen im Seitenzahnbereich und keramische Verblendschalen erweitert werden [9]. Neue Entwicklungen stellen vollkeramische Brücken im Molarenbereich, Implantatsuprastrukturen und keramische Primärteleskope dar [30] [31] [90].

2.2 Methoden der Passgenauigkeitsuntersuchungen

Die Problematik des Vergleichs verschiedener Untersuchungen über die Passgenauigkeit einer Restauration liegt in der Tatsache, dass mehrere Untersucher unterschiedliche Messstrecken mit der gleichen Bezeichnung benennen (Tab.2.1) [40].

Tab.2.1	analog verwendete Begriffe
	marginal gap nach HOLMES
	(external) marginal gap
	marginal opening (MO)
	Spaltbreite an der Präparationsgrenze
	Randspalt
	marginale Diskrepanz
	zervikale Diskrepanz

DEMMELE gibt ebenfalls eine Begriffsdefinition der am häufigsten verwendeten Messstrecken bei Passgenauigkeitsuntersuchungen an [19].

Diese vorliegende klinische Untersuchung orientiert sich an der Begriffsdefinition *marginal gap* von HOLMES. Die Messung des *external marginal gap* gibt die kürzeste, senkrechte Distanz vom äußeren Kronenrand zum präparierten Stumpf an den Kantenpunkt des Kronenrandes, der die

geringste Entfernung zur gegenüberliegenden Oberfläche des Stumpfes besitzt [34]. Es wird weder eine Über- noch eine Unterkonturierung der Restauration berücksichtigt (Abb.2.1a).

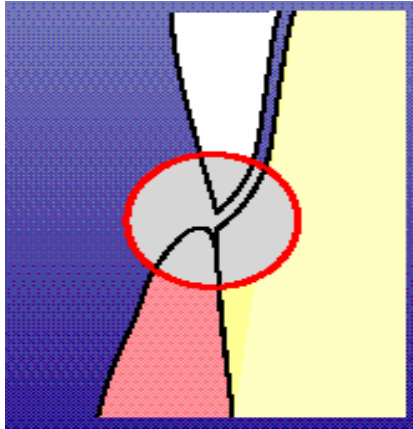


Abb.2.1a Bezeichnung der gemessenen Strecke:
external marginal gap Randspalt

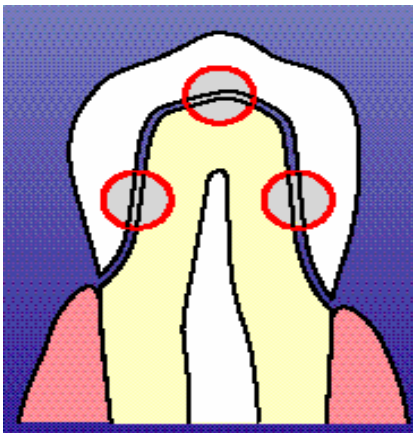


Abb.2.1b Bezeichnung der gemessenen Strecke:
internal marginal gap Zementspaltbreite

Der *internal marginal gap* stellt die kürzeste, senkrechte Distanz im Bereich des Zementspaltes bzw. des okklusalen Spaltes dar (Abb.2.1b).

DREYER-JØRGENSEN postulierte eine Randschlussgenauigkeit von kleiner als 50 µm. Dieser empirisch gefundene Wert gründet auf der Beobachtung, dass mit dieser Genauigkeit keine Sekundärkaries am Kronenrand entsteht.

Nicht einmal DREYER-JØRGENSEN behauptete von sich selbst, diese Präzision standardisiert herstellen zu können [23].

CHRISTENSEN fordert maximale Spaltbreiten zwischen 25 µm und 40 µm. Diese idealen Vorgaben sind aber unter klinischen Bedingungen nur selten zu erreichen [16].

Nach REHBERG liegt ein exakter Randschluss dann vor, wenn dieser weniger als 20 µm beträgt und wenn zirkulär ein gleichmäßiges Anliegen des Kronenrandes an die äußere Präparationsgrenze vorliegt [70].

Für in-vitro Untersuchungen gelten Randspalten von unter 50 µm als realisierbar [64]. McLEAN toleriert Randspalten bis 120 µm [53]. DIEDRICH und ERPENSTEIN halten die von DREYER-JØRGENSEN geforderten 50 µm für unrealistisch. Sie erhalten mittlere Randspalten an extrahierten Zähnen für Teilkronen von $88,01 \pm 92,04$ µm, für Vollkronen $142,40 \pm 103,29$ µm. Wichtig ist hierbei die Tatsache, dass es bei keiner der untersuchten Restaurationen zu Sekundärkaries kam [21].

Nach SPIEKERMANN sind Werte von 50-100 µm klinisch akzeptabel [81]. Möglich erscheint eine Annäherung des Kronenrandes auf weniger als 200 µm [48] [100].

Die Arbeitsgruppe für Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde definiert einen Randspalt bis 100 µm als gut, bis 200 µm als akzeptabel und bis 300 µm in kleinen Bereichen als tolerabel [49].

Nach Untersuchungen von KAPPERT nimmt der Randspalt nach der Zementierung um durchschnittlich 26 µm zu [43]. Weitere Faktoren, die den Randschluss beeinflussen, sind die Zementwahl und die verwendete Präparationsform. Hierbei kommt es zu einer geringfügigen Vergrößerung des Zementspaltes aufgrund einer Abflussbehinderung bei der Präparation einer zirkulären, rechtwinkligen Stufe [20] [53] [86] [89].

Randspaltanalysen an extrahierten Zähnen oder an Sektionsgut geben wahrscheinlich den exaktesten Aufschluss über die erreichbare Qualität unter Praxisbedingungen [22] [24] [57] [81]. In der von DONATH durchgeführten Untersuchung wurde jedoch nur in 1% der Fälle eine Präzision von besser als

50 µm gefunden. Realität ist, dass mehr als 50% heute in der Größenordnung von 300 µm bis 500 µm liegen (Tab.2.2).

Tab.2.2 Randschluss in Großstudien			
Autoren	Jahr	n Kronen	mittlerer Randspalt in µm
Albert	1971	264	70 – 251
Ludwig	1979	173	647 ±636
Düsterhus	1980	110	< 160
Spiekermann	1986	142	382 50-1425
Donath	1987	115	632 39-5340
Müller	1994	213	446 ±277

Ziel dieser Untersuchung ist es, die Passgenauigkeit von PROCERA AllCeram-Kronen zu ermitteln. Hierfür stehen mehrere Messmethoden zur Auswahl, wie zum Beispiel an Schliffpräparaten, an Replikamodellen oder durch Unterschichtungen, der sog. internen Silikonschicht. Die quantitative Erfassung kann durch rasterelektronische Aufnahmen, mit Hilfe eines Lichtmikroskops oder durch die Laservideographie erfolgen [99].

Im Rahmen dieser Studie wurde die Randspalten (*external marginal gap*), die Zementspaltbreite und der okklusale Spalt (*internal marginal gap*) mit einer internen Silikonunterschichtung unter einem Lichtmikroskop vermessen.

Der Vorteil der hier verwendeten Methodik mit einer internen Silikonunterschichtung ist die relativ einfache Durchführbarkeit im Mund des Patienten (Praktikabilität) sowie die Aufarbeitung und das Vermessen unter dem Mikroskop (Reliabilität).

Verschiedene Autoren fordern das Vermessen des gesamten Randbereiches, da in verschiedenen Bereichen unterschiedliche Passungen zu finden sind. Die Zementspaltbreite, d. h. die Passung der Krone auf dem Stumpf wird hierbei aber nicht erfasst. Bei der Untersuchung der Passgenauigkeit von computerunterstützt hergestellten Kronen ist es von Bedeutung, die Präzision im gesamten Spalt zu quantifizieren.

Eine statistisch große Anzahl von Messpunkten ist erforderlich, um die Messfehler auszugleichen, die durch die zirkuläre Vermessung von Randspalten entstehen können. Die zirkuläre Vermessung bietet die Möglichkeit, den Randspalt in seiner Gesamtheit zu erfassen. In Anbetracht der Streuung der Messwerte gibt der Mittelwert der Randspaltbreite nur unzureichend Auskunft über das tatsächliche Erscheinungsbild. Der Medianwert hat im Gegensatz zum arithmetischen Mittel (Mittelwert) den Vorteil, nicht durch Extremwerte beeinflusst zu werden.

KAPPERT gibt als mögliche Darstellung die Einteilung in Intervallen an [43]. BIENIEK verglich vier vollkeramische Systeme. Hierbei wurden die nicht-parametrischen Ergebnisse in einer Box-Whisker-Plot-Darstellung graphisch aufgezeichnet [10]. Für die klinische Beurteilung eines Kronenrandspaltes ist nicht allein die mittlere Spaltbreite interessant, sondern auch der prozentuale Anteil der zirkulär ermittelten Werte unter einem definierten Maximalwert. Diese Vergleiche sind aus einer Box-Whisker-Plot-Darstellung direkt abzulesen, während rein parametrische Beschreibungen über ein arithmetisches Mittel eine solche Betrachtung nicht zulassen [11].

2.2.1 Randspaltuntersuchungen bei vollkeramischen Systemen

SETZ untersuchte den Randschluss bei Hi-Ceram-Kronen. Bei zirkulärer Vermessung ergaben sich für die marginale Diskrepanz Werte von 66 μm , bei axial geschnittenen Kronen für den Randspalt ein Mittel von 74 μm . 20% der gefundenen Werte lagen zwischen 100-150 μm [79].

In einer in-vitro Untersuchung mit InCeram-Kronen fand PRÖBSTER mittlere Randspalten von 30 μm . Der gemessene Bereich erstreckte sich von 3 μm bis 171 μm [68].

KAPPERT ermittelte in seiner in-vitro-Feldstudie die Randspalten an der Präparationsgrenze von InCeram-Restaurationen. Der mittlere Randspalt auf dem Patientenmodell betrug $32 \pm 12 \mu\text{m}$. 99,9% der Werte lagen in dem von SPIEKERMANN geforderten klinisch akzeptablen Bereich von $<100 \mu\text{m}$ [43].

In einer in-vitro Untersuchung wurde die mittlere Passung von InCeram (161 μm), PROCERA AllCeram (83 μm) und IPS Empress (63 μm) verglichen [84]. MAY fand für PROCERA AllCeram-Kronen mittlere marginale Randspalten auf Modellstümpfen von 55 μm für Prämolaren, 62 μm für Molaren. Die Messmethode war hierbei die Laser Videographie [51]. In einer weiteren in-vitro Untersuchung fand MAY mit einer internen Silikonunterschichtung Randspalten von 58 $\mu\text{m} \pm 40 \mu\text{m}$ für PROCERA AllCeram-Kronen (Tab.2.3) [50]. FRISCHALOWSKI fand für unzementierte PROCERA-Kronen auf einem Referenzstumpf einen mittleren Randspalt von 55 μm . Dieser Randspalt vergrößerte sich nach Zementierung um 10 μm auf durchschnittlich 65 μm [29].

Tab.2.3 Randschluss PROCERA AllCeram in-vitro			
Autoren	Jahr	n Kronen	mittlerer Randspalt in μm
Sulaiman	1997	-/-	83
May	1996	-/-	55 und 62
May	1997	10	58 \pm40
Frischalowski	2000	60	unzementiert: 55 zementiert: 65

Eine Arbeitsgruppe der Universität Dresden ermittelte in einem analogen Studiendesign mittlere Randspalten zwischen 80 μm und 95 μm im Frontzahnbereich und 90 μm und 145 μm im Seitenzahngebiet (Tab.2.4).

Tab.2.4 Randschluss PROCERA AllCeram in-vivo			
Autoren	Jahr	n Kronen	mittlerer Randspalt in μm (Median)
Böning	2000	40	Frontzähne 90
		40	Seitenzähne 119

2.2.2 Randspaltuntersuchungen bei CAD/CAM-Systemen

In den Übersichtsarbeiten über CAD/CAM-Systeme sind das CEREC 1, 2 und 3 für den Einsatz in der Zahnarztpraxis, das PROCERA- und DCS-Verfahren im Laborbereich untersucht und beschrieben worden [7] [5] [47] [71] [82].

Eine vollständige Übersicht über aktuelle und zukünftige CAD/CAM-Systeme zeigt Tab.2.5 [97].

Tab.2.5 Übersicht über aktuelle CAD/CAM-Systeme				
System	Firma	Arbeitsgruppe	Digitalisierung	Materialien
bellaDent	bellaDent Laborverbund			Zirkonoxid, Aluminiumoxid
Cad. esthetics	Ivoclar, FI- Schaan Decim AB, S-Skelleftea		lichtoptisch	Zirkonoxid
cercon	Degussa Dental D-Hanau		Kopierfräs- verfahren	Titan, EM, NEM, Kunststoff Aluminiumoxid, Zirkonoxid
CEREC 1, 2 und 3	Sirona, D-Bensheim	Mörmann, Brandestini	opto-elektronisch	InCeram Alumina, InCeram Spinell, Mark II, ProCad
CEREC inLab	Sirona, D-Bensheim	Mörmann, Brandestini	opto-elektronisch	InCeram Alumina, InCeram Spinell, InCeram Zirkonia
CICERO	Elefant, NL-Hoorn	van der Zel	optisch, Laser	vorgesintertes Aluminiumoxid (Zirkonoxid)
DCS-Precident	DCS-Dental AG, CH-Basel	Tavor, Schlegel	lichtoptisch	Titan, EM, NEM, Kunststoff Aluminiumoxid, Zirkonoxid, Glaskeramik
DENS-tech*)	Dens, D-Berlin		optisch	Metall, Keramik, Kunststoff
Denti-Cad*)	Bego, D-Bremen	Rekow	mechanisch	Metall, Keramik, Kunststoff
DIGIDENT	Girrbach, D-Pforzheim		optisch (Weißlicht, kein Laser)	Titan, Gold, Kunststoff, Glaskeramik Aluminiumoxid, Zirkonoxid
Everest**)	KAVO, D-Biberach		optisch	Titan, Gold, Kunststoff, Glaskeramik Aluminiumoxid, Zirkonoxid
GN-I**)	GC Corporation J-Tokyo		lichtoptisch	
LAVA*)	3M ESPE, D-Seefeld		lichtoptisch	Titan, vorgesintertes Aluminiumoxid, vorgesintertes Zirkonoxid
PROCERA	Nobel Biocare, S-Göteborg	Andersson	mechano- elektronisch	Titan, Aluminiumoxid, Zirkonoxid
Sopha*)	Bio-Concept, F-Vienne	Duret	optisch, CCD	Metall, Keramik, Kunststoff

(aktueller Stand zur IDS Köln März 2001)

*) eingeschränkte klinische Bedeutung, **) in Vorbereitung; Prelaunch-Phase

Neue Entwicklungen und Weiterentwicklungen von bestehenden Systemen sind derzeit in der technischen und klinischen Erprobung und stehen kurz vor ihrer Markteinführung [54] [75] [87]. Bei der Untersuchung der marginalen Passgenauigkeit von computergefrästen Titankronen, die mit dem DCS-Precident-System hergestellt wurden, lag die durchschnittliche Randspaltbreite bei $81,6 \mu\text{m} \pm 25,1 \mu\text{m}$ [8].

Titankronen, welche mit dem ursprünglichen PROCERA-System funkenerodiert und kopiergefräst wurden, wiesen eine mittlere marginale Passgenauigkeit von $71 \mu\text{m}$ auf. Die Werte schwankten zwischen $20 \mu\text{m}$ und $150 \mu\text{m}$ [14].

KARLSSON fand mittlere Randspalten von PROCERA Titan-Kronen von $70 \mu\text{m}$ [44]. FREESMEYER verglich die marginale Passgenauigkeit von DCS- und PROCERA Titan-Kronen. Für eine Hohlkehlpräparation liegen die ermittelten Werte im klinisch akzeptablen Bereich von $<100 \mu\text{m}$ [28] [96] [101].

2.3 Wissenschaftliche Grundlagen dentaler Keramiken

Unter dem Begriff „Keramik“ fasst man verschiedene anorganische, nichtmetallische Werkstoffe zusammen, die in Wasser schwer löslich und wenigstens zu 30% kristalliner Struktur sind. Die Keramiken erhalten durch eine spezielle Wärmebehandlung (von meist über $800 \text{ }^\circ\text{C}$) ihre materialspezifischen Werkstoffeigenschaften.

Dentale Keramiken bestehen meist aus einer amorphen Glasphase (z.B. Feldspatglas), in die kristalline Partikel (z.B. Leuzit) feinverteilt eingelagert sind. Keramik besteht in der Regel aus Oxidverbindungen, d.h. aus Sauerstoffverbindungen. Diese starken kovalenten Bindungen und die stabilen Ionenbindungen verleihen der Keramik ihre hohe Stabilität und geringe Elastizität (Spröbruchverhalten, Sprödigkeit) und ihre Unempfindlichkeit gegenüber chemischen Einflüssen [36] [59] [76].

Alle Keramiksyste me haben die physikalischen Eigenschaften, die an moderne Zahnersatzmaterialien gestellt werden:

- biologische Unbedenklichkeit / Biokompatibilität
- Mundbeständigkeit, Löslichkeitsverhalten, Geschmacksneutralität
- geringe Temperaturleitfähigkeit
- Formstabilität
- optische Eigenschaften (ähnlich wie Zahnhartsubstanz)
- mechanische Festigkeit
- niedriges spezifisches Gewicht

Werden Dentalkeramiken nur zur Verblendung von metallischen Substrukturen verwendet, spielt das Festigkeitsproblem der Verblendkeramik nur eine untergeordnete Rolle. Das ausreichend dimensionierte Metallgerüst sorgt für die erforderliche Stabilität. Eine Festigkeitssteigerung bei vollkeramischen Systemen wird durch Verwendung von industriell gefertigten Hochleistungskeramiken bzw. durch die Modifizierung und Optimierung der Zusammensetzung von Dentalkeramiken erreicht:

- Erhöhung der Kristallanteile in der Glasmatrix
- Verwendung von sehr kleinen Kristallen
- möglichst homogene Verteilung
- fester Verbund zwischen Glasphase und Kristall

Die Kristallphase ist für die mechanische Festigkeit verantwortlich, da die Verwendung von kleinen Kristallen eine gute Packungsdichte mit sehr kleinen interkristallinen Zwischenräumen ermöglicht. Ein Nachteil dabei ist, dass mit zunehmendem Kristallanteil die Transluzenz der Keramik sinkt.

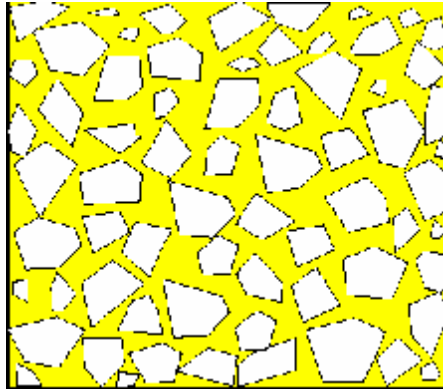


Abb.2.2 Leuzitverstärkte Feldspatkeramik

Bei IPS-Empress und Optec liegt ein Optimum an Anreicherung von Leuzitkristallen in der Glasmatrix vor [98] (Abb.2.2). Durch die Einlagerung von Al_2O_3 -Kristallen konnten die Festigkeitswerte bei dentalen Keramiken noch weiter gesteigert werden.

2.3.1 Verbundsystem mit Hartkerngerüst aus Aluminiumoxid

Aufgrund der Tatsache, dass eine Erhöhung des Kristallanteils zwar eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften bewirkt, aber ebenso eine zunehmende Opazität und verringerte Transluzenz verursacht, wurden neue vollkeramische Verbundsysteme mit einem keramischen Hartkerngerüst entwickelt. Das Gerüstmaterial mit erhöhten Kristallanteil besitzt eine im Vergleich höhere Bruchfestigkeit und eine verbesserte Bruchzähigkeit [93].

Die Verblendung erfolgt mit konventionellen Feldspatkeramiken mit geringem Kristallanteil. Die Zugabe von Leuzit- oder Aluminiumoxidkristallen in der Verblendkeramik dient einerseits zur Steigerung der Bruchfestigkeit von 80 auf 120 MPa sowie zu einer Annäherung des Wärmeausdehnungskoeffizienten an den der Gerüstkeramik.

Einen neuen Weg ging SADOON mit dem InCeram-System. Die Firma VITA (Bad Säckingen) besitzt mit der InCeram Technologie ein vollkeramisches Verbundsystem mit einem Hartkerngerüst aus Aluminiumoxid. Der Name InCeram ist aus „glasinfiltrierter **Keramik**“ entstanden und beschreibt damit das Fertigungsprinzip.

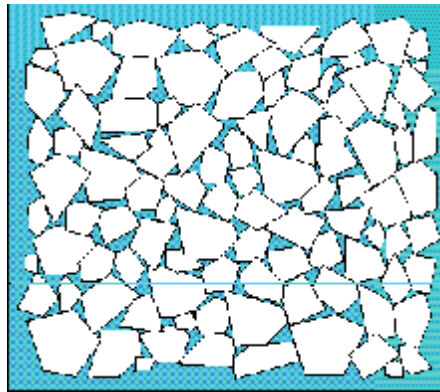


Abb.2.3 VITA InCeram (Prästadium) Aluminiumoxid geschlickert

Bei dieser Technologie wird feinstkörniges Aluminiumoxidpulver, der sog. Schlicker, mit einem Pinsel auf den Modellstumpf aufgebracht. Dem Gemisch wird nun Flüssigkeit entzogen, wodurch eine feste Packungsdichte entsteht. Hierbei wird ein locker geschlickertes Al_2O_3 -Gerüst hergestellt (Abb.2.3).

Während des Sinterungsbrands bei 1120°C kommt es zu einem Zusammenbacken der Aluminiumpartikel, ohne hierbei zu verschmelzen. Eine Volumenschrumpfung findet dabei nicht statt. Die eigentliche mechanische Festigkeit wird anschließend durch einen Infiltration mit Bor-Lanthanglas erzielt (Abb.2.5). Das Lanthanglas wird durch die Kapillarkräfte in das poröse Gerüstgefüge eingesogen und verschließt die Hohlräume zwischen den Kristallpartikeln. Es resultiert ein hochfestes glasinfiltriertes Al_2O_3 -Gerüst, welches mit Vita Dur- α Verblendkeramik verblendet wird. Der Anteil von Al_2O_3 liegt hier bei ca. 60% [17] [73].

Die werkstoffkundliche Problematik der infiltrierten Aluminiumoxidkappe ist deren hohe Opazität. Für Frontzahnkronen ist daher ein tranzluzenteres Magnesium-Aluminiumoxid (Spinell) verfügbar, welches aber eine um ca. 100 MPa geringere Biegefestigkeit besitzt [68].

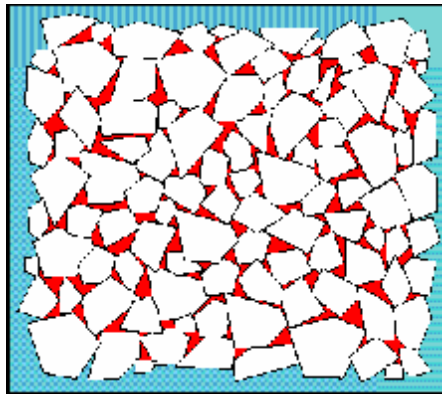


Abb.2.4 VITA InCeram Aluminiumoxid mit Bor-Lanthanglas infiltriert

Aufgrund der materialspezifischen Eigenschaften setzt das InCeram System neue Maßstäbe in der Herstellung vollkeramischer Restauration [43] [42]. Der Indikationsbereich umfasst Einzelkronen, kleine Front- und Seitenzahnbrücken, Klebebrücken und Implantatsuprastrukturen [41] [45].

Die maschinelle Verarbeitung (CELAY, Digident, LAVA, DCS, CEREC) von industriell vorgesinterten Aluminiumoxidkeramikrohlingen (Grünkörper) und anschließende Infiltration ergibt eine Erhöhung der Festigkeitswerte, sowie eine wesentliche Zeitersparnis im Vergleich zu konventionell laborgefertigten InCeram-Restaurationen [32] [68].

Die Verarbeitung von hochreinem Al_2O_3 für individuelle Zahnformen schien zunächst unmöglich [52]. Erst durch die computerunterstützte Herstellung und die Fertigung in industriellen Produktionsstätten wurde die Verarbeitung von hochreinem Aluminiumoxid realisiert (Reinheitsgrad > 99.7%) (Abb.2.5) [3] [39] [60].

Für orthopädischen Endoprothetik (Gelenkimplantate) aus Aluminiumoxidkeramik ist ein Al_2O_3 -Anteil von = 99,5% vorgeschrieben (ISO 6474-1981).

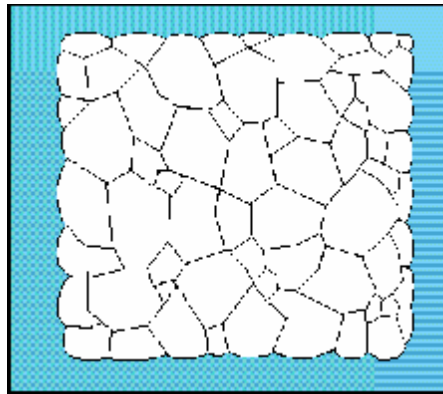


Abb.2.6 PROCERA AllCeram
dicht gesintertes Aluminiumoxid

Vorteile einer industriell gefertigten Hochleistungskeramik:

Kritische Fehler werden bei der Herstellung von Industriekeramiken minimiert. Restporen, Inhomogenitäten, Oberflächenschädigungen, Risse beim Sinterungsprozess und Eigenspannungen, welche die Festigkeit beeinträchtigen, können vermieden werden [36] [37]. Eine standardisierte und hochwertige Produktqualität ist bei einem vollautomatisierten industriellen Fertigungsprozess mit einer integrierten Qualitätskontrolle gewährleistet.

Nachteilig ist die Opazität dieser Werkstoffe, die einen optischen Chamäleoneffekt der natürlichen Zahnhartsubstanz teilweise verhindert. Mit zunehmendem Grad der Kristallisation bzw. steigendem Kristallanteil in der Glasphase steigt die Opazität an. Die Gerüstdicke ist ebenfalls entscheidend für das lichteoptische Erscheinungsbild [4]. Ein Vorteil eines „semi-transparenten“ Gerüstmaterials ist die Eigenschaft dunkel verfärbte Zahnhartsubstanz, gegossene Metallaufbauten und metallische Unterfüllungen abzudecken [62].

Al_2O_3 ist eine kristalline Keramik mit einem Schmelzpunkt von 2050°C . Diese Temperatur liegt weit über den Brenntemperaturen der entwickelten Verblendkeramiken, somit wird beim Verblenden die Passgenauigkeit und die Qualität des Randschlusses der Gerüstkapfen nicht beeinträchtigt.

Die Verblendung der Gerüstkapfen erfolgt mit einer Dentalkeramik, welche im Wärmeausdehnungs-Koeffizienten auf die thermische Expansion von

Aluminiumoxid angeglichen wurde. Die Bindung zwischen Aluminiumoxid und Verblendkeramik basiert in erster Linie auf Ionenbindungen (Tab.2.6).

Tab.2.6 PROCERA AllCeram Materialeigenschaften	
Art der Keramik	Aluminiumoxid
Reinheitsgrad	99,7-99,9%
Schmelzpunkt	2055°C
WAK $\times 10^{-6}$ K	7
Größe der Kristallpartikel	5 μ m

Die Langzeitstabilität von Restaurationen aus Aluminiumoxidkeramik ist mit konventionellen VMK-Systemen (Verbund-Metall-Keramik) vergleichbar. Es werden 5-Jahres Überlebensraten von 96,9% für PROCERA AllCeram, sowie 98,4% für InCeram berichtet [61] [78]. Eine aktuelle Untersuchung aus 2002 berichtet von einer kumulativen Überlebensrate für PROCERA AllCeram von 97,7% für 5 Jahre und 93,5% für 10 Jahre [63].

2.4 Vollkeramische Systeme

Eine Übersicht über vollkeramische Systeme findet man bei STRUB [83]. Eine neuere Einteilung gliedert sich nach der werkstoffkundlichen Zusammensetzung (Tab.2.7) und dem Herstellungsmodus (Tab.2.8) [69].

Tab.2.7 Einteilung nach Materialien	
vorwiegend oxidkeramischer Werkstoff	vorwiegend glaskeramischer Werkstoff
Zirkonoxid	Sinterkeramiken (z.B. Vitadur-N)
Aluminiumoxid (z.B. PROCERA AllCeram)	Feldspatkeramik (z.B. IPS Empress) Glaskeramik (z.B. Dacor)

Aufgrund der hohen Festigkeitswerte der Aluminiumoxidgerüste können PROCERA AllCeram-Restaurationen konventionell mit Zink-Phosphat-Zementen oder Glasionomer-Zementen eingegliedert werden. Eine Erhöhung der Haftwerte für Glasionomer-Zement wird durch das Sandstrahlen, für Composite-Zemente durch ein Silikatisieren und Silanisieren der Kroneninnenfläche (Rocatec, 3M ESPE) erreicht [13] [45].

Die verschiedenen vollkeramischen Systeme zeichnen sich durch unterschiedliche optische und physikalische Eigenschaften aus. Hochleistungskeramiken mit einem erhöhten Anteil an Kristallen (z.B. Aluminiumoxid, Zirkonoxid) besitzen hohe Festigkeitswerte, sind aber eher opak. Diese Materialien werden zur Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten verwendet. Die Verblendung erfolgt mit transluzenten und transparenten Sinterkeramiken. Hingegen besitzen glaskeramische Werkstoffe sehr gute optische Eigenschaften, sollten aber aufgrund ihrer geringen mechanischen Festigkeitswerte adhäsiv befestigt werden und ausschließlich im Frontzahnbereich eingesetzt werden [27].

Neben dem Sintern einer Aufbrennkeramik auf einem feuerfesten Zahnstumpf und dem Gießen bzw. Pressen einer Glaskeramik in eine Hohlform werden zunehmend die Keramikmaterialien maschinell bearbeitet. Die Verwendung von präfabrizierten Keramikblöcken ist möglich. Es können sowohl fertige Werkstücke oder sog. Halbwerkzeug (Grünling) verarbeitet werden (Tab.2.8).

Tab.2.8 Einteilung nach dem Herstellungsverfahren				
Formsinterung	Gießen	Heißpressen	Kopierschleifen	CAD/CAM/CIM
Vitadur Optec OPC InCeram Inlay- und Sinterkeramik	Dicor	IPS Empress Authentics	CELAY cercon	CEREC DCS-Preident DIGIDENT CICERO LAVA bellaDent Everest PROCERA

2.5 CAD/CAM

In vielen Bereichen der modernen Fertigungstechnik werden an die Qualität und Präzision hohe Anforderungen gestellt. Das Qualitätsmanagement erfordert den Einsatz von neuen Technologien und Systemressourcen. Computer sind unabdingbare Voraussetzung für industrielle Qualitätsstandards und eine kontinuierliche Qualitätskontrolle. Die Fertigung

wird rechnerintegriert und -kontrolliert. Die Fehlerquelle „Mensch“ wird zunehmend eingeschränkt.

Definition: CAD/CAM

Das Akronym CAD/CAM wurde für den technischen Maschinenbau geprägt.

CAD: computer-aided-design

rechnerunterstützter Entwurf, Zeichnung und Konstruktion. CAD kann außer zeichnen und konstruieren auch die dynamische Berechnung von technischen Bauteilen und die räumliche graphische Simulation von Bewegungsabläufen umfassen.

CAM: computer-aided-manufacturing

rechnerunterstützte Fertigung von Werkstücken mit Hilfe von computergesteuerten Werkzeugmaschinen (Numerikmaschinen oder Industrieroboter), enthält zusammen mit **CAP** (computer-aided-planning) die Arbeitsvorbereitung und die Durchführung der Fertigung sowie die NC-Überwachung der Fertigung (Qualitätskontrolle).

Der Verbund von CAD, CAP und CAM wird allgemein als CAD/CAM bezeichnet.

Klinische und labortechnische Schritte bei der konventionellen Anfertigung von Zahnersatz

Bei der konservativen Herstellung nach dem Lost-Wax-Verfahren werden alle Schritte im zahntechnischen Labor durchgeführt. Die endgültige Form der Metallrestauration wird durch die Wachsmodellation festgelegt. Im Gussverfahren wird die Form in Metall überführt. Das abschließende Verblenden dient dem ästhetischen Erscheinungsbild und der Herstellung einer Kaufläche mit statischer und dynamischer Okklusion (Abb.2.6).

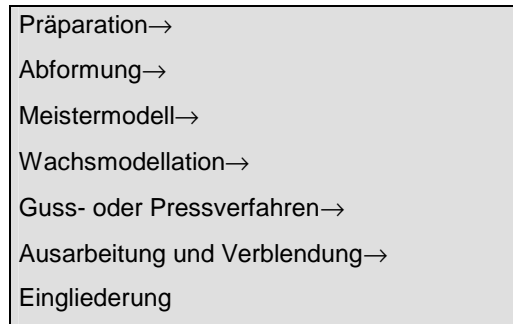


Abb.2.6 Flussdiagramm einer konventionellen Herstellung nach dem Lost-Wax-Verfahren

Klinische Schritte bei der CAD/CAM-unterstützten Herstellung von Zahnersatz

Bei der CAD/CAM-unterstützten Herstellung werden technische Prozesse aus dem zahntechnischen Labor ausgelagert. Arbeits- und Fertigungsschritte werden mit Hilfe eines Rechners durchgeführt oder durchgeplant, wenn es um die Verarbeitung von speziellen Materialien geht, die unter normalen zahntechnischen Laborstandards nicht verarbeitet werden können („Outsourcing“).



Abb.2.7 Flussdiagramm einer CAD/CAM-Herstellung

Nach der Digitalisierung der Modelloberfläche erfolgt die Konstruktion der Restauration computerunterstützt mit einer speziellen Software am Monitor bzw. durch Digitalisierung eines Wax-Up. Die Fertigung der Gerüste erfolgt in einer industriellen Produktionsstätte mit rechnergesteuerten Fräsmaschinen.

Der Zahntechniker kann abschließend die hergestellten Kronen- und Brückengerüste mit Keramik ästhetisch und funktionell verblenden (Abb.2.7).

Klinische Schritte bei der CAD/CIM-unterstützten Herstellung von Zahnersatz

Speziell für die Zahnmedizin wurden der Begriff CAD/CIM entwickelt.

CIM computer-integrated-manufacturing

Es wird die computerunterstützte Behandlung in der zahnärztlichen Praxis bezeichnet, unter kompletter Umgehung des zahntechnischen Labors. Die computerunterstützte Konstruktionseinheit und die Fertigungseinheit sind integraler Bestandteil einer kompletten Lösung in einer Maschine.

Die konventionelle Abdrucknahme und Herstellung eines Meistermodells wird durch die Digitalisierung der beschliffenen Pfeiler im Mund des Patienten überflüssig (Optischer Abdruck). Die Konstruktion und die Herstellung kann „chairside“ erfolgt, d.h. direkt am Behandlungsstuhl wird die Restauration aus einem industriell gefertigten Keramikblock herausgefräst. Falls die Keramik individualisiert werden muss, kann ein Charakterisieren mit keramischen Malfarben erfolgen. Eine keramische Einzelzahnrestauration kann in ein er einzigen Behandlungssitzung fertig gestellt und eingegliedert werden (Abb.2.8).

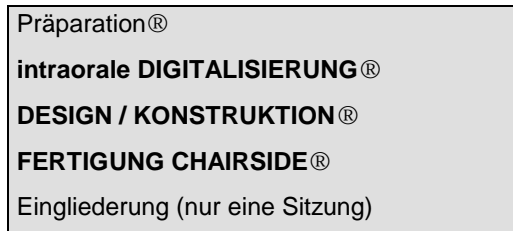


Abb.2.8 Flussdiagramm einer CAD/CIM-Herstellung

Der Vorteil dieser Herstellungstechnik ist die Wiederherstellung eines Zahnes in einer Sitzung und das Wegfallen von Abdrucknahme, Modellherstellung und der provisorischen Versorgung.

2.5.1 Prinzip der CAD/CAM-Systeme

Bei der computerunterstützten Herstellung von Zahnersatz werden grundsätzlich drei verschiedene Arbeitsstufen durchlaufen. Diese einzelnen Prozessstufen werden computerunterstützt oder vollautomatisch durchgeführt. Dabei können die einzelnen Prozessschritte isoliert bzw. an räumlich getrennten Stellen durchgeführt werden. So werden zentralisierte Produktionsstätten eingerichtet (Netzwerk, Outsourcing).

Die notwendigen Prozessstufen zur Herstellung von Zahnersatz können auch als integraler Bestandteil einer isolierten Fertigungsstätte durchlaufen werden. Neuere Systeme haben dieses Baukastenprinzip verwirklicht (DIGIDENT, CEREC 3, CEREC InLab, LAVA, Everest).

DIGITISER	è	Digitalisierung / Datenerfassung
COMPUTER	è	Design und Konstruktion der Restauration
FRÄSSTATION	è	computerunterstützte Fertigung

Abb.2.9 Einheiten einer CAD/CAM-Fertigungsstation

2.5.2 Digitalisierung

Die Datenaquisition der präparierten Zahnoberfläche erfolgt durch ein optisches oder mechanisches Abtastverfahren. Die Abtastung kann an einem konventionell hergestellten Arbeitsmodell oder direkt im Mund des Patienten erfolgen. Letzteres hat den Vorteil, dass die Abformung im Mund und die Modellherstellung mit allen Fehlerquellen komplett entfällt.

Es kommen drei verschiedene Abtastverfahren zur Anwendung:

Mechano-elektronische Abtastung

Mechano-elektronische Abtastverfahren haben grundsätzlich eine höhere Auflösung als optische Verfahren. Die Eigenbeweglichkeit der Pfeilerzähne könnte aber im Mund zu einer fehlerhaften Abtastung führen, so dass die Erfassung der Präparation ausschließlich auf dem Arbeitsmodell erfolgt. Eine Sonde mit einer stirnseitig angebrachten Abtastkugel wird über die präparierte und unpräparierte Zahnoberfläche bewegt. An den Achsen und Scharnieren des Abtastwerkzeuges sind elektrische Potentiometer, induktive

Wegaufnehmer oder Winkelaufnehmer befestigt, deren Widerstandswerte elektronisch gemessen und digitalisiert werden. Die Oberfläche kann anschließend aus den erfassten Daten dreidimensional berechnet werden. Als mechano-elektronische Abtastverfahren sind derzeit der PROCERA-Scanner und der DCS-Digitizer im klinischen Einsatz.

Optische Abtastung

Weitere Systeme (CICERO, DCS, DIGIDENT, CEREC InLab und LAVA) nutzen ein Laser-Lichtschnitt-Verfahren, um die dreidimensionale Geometrie des präparierten Zahnstumpfes, die unmittelbare räumliche Umgebung und die antagonistischen Flächen optisch zu erfassen.

Opto-elektronischer Abdruck

Das CEREC-System besitzt eine spezielle intraorale Kamera, welche ein sich periodisch bewegendes Muster paralleler Lichtstreifen auf den präparierten Zahn projiziert und die tiefentypische Verzerrung des Streifenmusters durch die Oberflächenkontur mit einem CCD-Sensor (charge-coupled-device) registriert [56].

Die Genauigkeit der optischen Abformung ist abhängig von der Anzahl der Bildpunkte (Pixel) des CCD-Sensors. Die Präzision der Methode wird durch das kontrastgebende Pulver (Titandioxid-Pulver) beeinflusst, mit dem der abzutastende Zahn zur Vermeidung von Lichtreflexionen beschickt werden muss.

2.5.3 Design / Konstruktion

Nach der Digitalisierung der Stumpfoberfläche und der Datenerfassung mit einem geeigneten Aufnahmesystem, erfolgt das rechnerische Aufbereiten der räumlichen Datenmengen und das Bearbeiten direkt am Monitor. Während früher die Verwaltung großer Datenmengen ein Problem darstellte, sind heute günstigere Speichermedien verfügbar. Die notwendige Software läuft meist auf handelsüblichen Personal-Computern mit ausreichend hoher Geschwindigkeit.

Am Monitor wird am digitalen Zahnstumpf die Präparationsgrenze festgelegt. Dieser Arbeitsschritt erfolgt manuell und wird vom Zahntechniker, Zahnarzt oder einer angelernten Hilfskraft durchgeführt. Spezielle Computerkenntnisse sind nicht erforderlich, da die verschiedenen Softwareprogramme „**user**freundlich“ konzipiert sind.

Ein vollautomatisches Erkennen und Festlegen der Präparationsgrenze ist bei einem beschliffenen Zahnstumpf derzeit noch nicht realisierbar. Die Präparationsgrenze wird per Mausclick mittels den Cursortasten festgelegt. Die potentielle Fehlerquelle „Mensch“ ist mitentscheidend für die Präzision der Restauration verantwortlich.

Die abgescannte Modelloberfläche entspricht der Innenkontur der späteren Restauration. Die Außenform der Restauration wird mit Hilfe einer CAP-Software virtuell konstruiert. Weiterhin besteht die Möglichkeit, die Oberfläche eines Wax-Up zu digitalisieren, mit der Modelloberfläche zu verknüpfen und dadurch die digitale Gesamtform der Restauration zu generieren. Die Nutzung von digitalen Zahnbibliotheken in Form von Netzgrafiken zur Gestaltung der Außenkontur ist ebenfalls möglich. Die approximalen und okklusalen Kontaktpunkte werden durch ein digitales Verzerren dieser Form konstruiert. Um auch funktionelle Bewegungen bei der virtuellen Modellation zu berücksichtigen, kann man bei komplexeren Systemen die individuellen Axiografiewerte des Patienten in die Software eingeben. Der Computer simuliert einen elektronischen Artikulator mit allen möglichen funktionellen Kaubewegungen. Die statischen und dynamischen Okklusionsparameter fließen in die Gestaltung der funktionellen Kauflächen ein [26].

Zur Herstellung eines komplett mittels CAD/CAM-Verfahren hergestellten Zahnersatzes ist neben der digitalen Erfassung der präparierten Pfeilerzähne ein zusätzliches Erfassen der Oberflächendaten der Nachbarzähne, der Antagonisten sowie aller statischen Kontaktflächen von Ober- und Unterkieferzähnen notwendig. Außerdem werden eine Registrierung der Position des Oberkiefers zum Gesichtsschädel bzw. zu den Kiefergelenken sowie die Werte der dynamischen Okklusionsbewegungen des Unterkiefers zur

Berechnung der okklusalen Morphologie der funktionellen Kaufläche benötigt [46].

Um die endgültigen Fräsbahnen zu berechnen, werden mathematische Interpolationsverfahren, sog. Spline-Funktionen eingesetzt. Diese Datensätze werden zur Ansteuerung der NC-Fräsmaschinen benötigt.

2.5.4 computerunterstützte Fertigung

Nach der Berechnung können mehrachsige computergesteuerte Fräsmaschinen den geplanten Zahnersatz herstellen, oder es können die zur Herstellung benötigten Halbwerkzeuge und Formwerkzeuge gefertigt werden. Zur vollständigen Bearbeitung des Zahnersatzes mit einer NC-Fräsmaschine ist es notwendig, das Werkstück aus allen Richtungen mit Außen- und Innenkontur bearbeiten zu können, wozu mindestens 5 1/2 Freiheitsgrade notwendig sind. Viele Systeme verwenden Fräsmaschinen mit 3 1/2 Achsen. Die Angabe der drei Achsen bezieht sich auf die Bewegungsmöglichkeit der Fräswerkzeuge in den drei Raumkoordinaten. Nach der Bearbeitung der Unter- bzw. Oberseite bis zur größten Zirkumferenz wird der Zahnersatz um 180° gewendet und die Gegenseite anschließend bearbeitet. Diese Wendemöglichkeit wird als halbe Achse bezeichnet [6].

2.5.5 Präzision von CAD/CAM-Systemen

Die gerätespezifischen Toleranzen und Messfehler, welche in der Fertigungskette vom Scanner bis zur Frässtation auftreten, sind für die Präzision der Restauration entscheidend. Der mittlere Fehler während der Herstellung von geometrischen Probekörpern liegt bei einem PROCERA-Scanner bis hin zur NC-Frässtation bei $\pm 10 \mu\text{m}$ [66] [65].

2.5.6 Materialauswahl

Es kann aus einer Vielzahl von Rohmaterialien und Halbwerkzeuge (Grünling) zur Produktion von Zahnersatz gewählt werden. Eine grobe Einteilung läßt sich in metallische und nichtmetallische Werkstoffe durchführen.

- Titan
- Goldlegierungen (EM)
- Nichtedelmetalllegierungen (NEM)

- hochpolymere Verbundstoffe (Composite)
- glaskeramische Werkstoffe
- Aluminiumoxidkeramiken (vorgesinterte Grünling)
- Aluminiumoxidkeramiken (Rohmaterial)
- Zirkonoxidkeramik

Die Bearbeitung von gesinterten und hochfesten Materialien ist sehr zeitaufwendig und durch den Verschleiß an Fräsern sehr kostenintensiv. Die Verwendung von vorgesinterten Keramikgrünlingen ist in der reinen Bearbeitung zeitökonomischer und rationeller.

2.6 PROCERA

Das von ANDERSSON entwickelte System zur Herstellung von Zahnersatz aus Titan war ursprünglich ein reines Kopierschleifverfahren, d.h. noch kein CAD/CAM-System im eigentlichen Sinne. Ein Modellstumpf wurde in die Kopierfräse eingespannt und zur Herstellung von Formelektroden aus Graphit verwendet. Mit Hilfe der Funkenerosion wurde aus Reintitan die Innenkontur aus dem Werkstück herausgerodiert. Die Außenkontur der Restauration wurde anschließend mit einer Kopierfräse herausgearbeitet, hierbei wird die Außenform eines Wax-Up auf dem abgetasteten Modellstumpf auf die Oberfläche des Titanwerkstücks übertragen [2] [14] [18].

Erst 1995 mit der Einführung eines Scanners für die mechano-elektronische Abtastung und Digitalisierung der Stumpfoberfläche wurde PROCERA ein vollwertiges CAD/CAM-System. Die computerunterstützte Modellation der Kronenkappen mit der benötigten Mindeststärke für die Gerüste erfolgt mit der Planungssoftware CADD am Bildschirm. Die aufbereiteten Daten werden mit der Datenfernübertragung zur zentralen Produktionsstätte in Stockholm/Schweden übertragen. Mit der PROCERA-Technologie sind Kronengerüste, Vollkronen und Brücken aus Reintitan Grad 4 (AllTitan) und industriell gefertigte Aluminiumoxidkeramik (AllCeram) möglich [3] [55] [67] [103].

Titan

Zur Fertigung von Zahnersatz aus Titan werden Formelektroden aus Graphit hergestellt. Mit diesen Elektroden können die Lumina der Kronengerüste aus einem Titanblock herausgerodiert werden, die Oberfläche wird anschließend mit NC-Fräsmaschinen bearbeitet. Zur Herstellung von mehrgliedrigen Brücken werden die einzelnen Brückenelemente mit einem Stereolaserschweiß-Verfahren zusammengefügt. Nach dem Verschicken in das zahntechnische Labor erfolgt die Verblendung mit speziellen Titan-Verblendkeramiken [85].

Bei der maschinellen Herstellung von Gerüsten aus Titanrohlingen für verbundmetallkeramische Kronen- und Brückenversorgungen entfällt die Problematik einer Verzunderungsschicht (Alphacase-Schicht), die während eines konventionellen Gussvorgangs auf der Oberfläche des hochreaktiven Titans entsteht.

Aluminiumoxidkeramik

Eine neue Entwicklung stellt die Herstellung von individuell geformten Abutments aus Aluminiumoxid für Implantatsuprastrukturen dar [74] [39]

Vollkeramische Brückengerüste sind ebenfalls mit Hilfe des PROCERA-Scanners anzufertigen. Einzigartig ist die separate Herstellung des Brückenzwischenstückes und der Gerüstkronen, die in einem speziellen Fügeprozess zu einem kompletten Brückengerüst zusammengesintert werden [30]. Die per FEA-Analyse (finite-elemente-analysis) errechneten Werte der Bruchfestigkeit für ein dreigliedriges Brückengerüst, die im Laborexperiment bestätigt wurden, lassen theoretisch einen Einsatz im Seitenzahnbereich zu.

Mit der Abtastung und Digitalisierung der Oberfläche einer Wachsmodellation für eine Primärkrone für teleskopierenden Zahnersatz ist die Herstellung einer vollkeramischen Matrize möglich [90] [92] [91]. Als Vorteile werden die zahnähnliche Farbe der Primärkronen, die Biokompatibilität des keramischen Werkstoffes, die geringe Plaqueakkumulation und eine verbesserte psychogene Akzeptanz angeführt [31].

Derzeit wird mit der Produktion von Keramikverblendschalen (Veneer-Technologie) mit einem 250 µm dicken Aluminiumoxid-Gerüst begonnen. Mit diesem Gerüst kann die Frakturanfälligkeit während der labortechnischen Herstellung und des komplizierten Einzementierungsvorgangs von Keramikverblendschalen reduziert werden [104] [35].

Zirkon

Die metallfreie Einzelzahnrestauration auf einem Zirkonoxid-Gerüst wird derzeit klinisch erprobt. Der Herstellungsmodus entspricht der AllCeram-Technologie. Die Verblendung erfolgt mit einer im WAK (Wärmeausdehnungskoeffizient) angenäherten Dentalkeramik.

CADD-computerunterstützte Konstruktion

Eine weitere Systemkomponente ist die rechnerunterstützte Planung und Konstruktion von Implantatabutments aus Titan, Aluminiumoxid und Zirkonoxid (ab 2001). Mit Hilfe der 3D-CADD-Software können die gewünschten Freikörpergeometrien von Abutments direkt am Monitor konstruiert werden. Dadurch entfällt die zum Teil sehr zeitaufwendige Beschleifen von Titanrohlingen bzw. die konstruktive Wachsmodellation auf Laborimplantaten (Wax-Up) und das anschließende Abtasten am Scanner. Der Datensatz kann direkt an die Produktionsstätte in Schweden per DFÜ-Modem übermittelt werden [95].

Studien über materialtechnische Eigenschaften, Passgenauigkeit und Langzeitstabilität wurden veröffentlicht [1] [12] [25] [63] [88] [94] [102].

Das PROCERA AllCeram-System wurde in einem Joint-Venture von Nobel Biocare AB mit Sandvik Hard Materials AB entwickelt. Die Produktion der Al₂O₃-Kappen erfolgt in einem gemeinsamen Unternehmen, der PROCERA Sandvik AB.

Das globale PROCERA-Netzwerk besteht aus den zwei zentralen Produktionsstätten (Stockholm, Schweden und Fair Layn, U.S.A.) und den dezentralen Scannereinheiten in den zahntechnischen Labors und Universitäten. Weltweit sind 1100 Scanner in 28 verschiedenen Ländern

eingrichtet. In Deutschland sind derzeit 150 Scanner installiert (Stand Mai 2002). Täglich werden bis zu 2500 AllCeram-Gerüste hergestellt. Bis heute wurden weltweit über 2 Mio PROCERA AllCeram-Kronen hergestellt, dabei wurden im allein im Jahr 2000 über 680.000 Gerüstkappen hergestellt.

Der PROCERA AllCeram-Herstellungsprozess

Das Abscannen des Modellstumpfes mit dem Scanner und die Konstruktion der Gerüstkappe am Computer erfolgt im zahntechnischen Labor. Die Daten werden mit der Datenfernübertragung zur Produktionsstätte nach Stockholm/Schweden gesendet. Es folgt die Herstellung eines vergrößerten Modellstumpfes, auf dem das Aluminiumoxidkeramikpulver aufgepresst wird. Anschließend wird die Oberflächenkontur mit NC-Fräsmaschinen herausgearbeitet. Das Sintern der Keramik erfolgt in Industriebrennöfen, dabei schrumpft die Keramikkappe auf die benötigte Originalgröße zurück. Nach einer abschließenden Qualitätskontrolle werden die Gerüstkappen in das zahntechnische Labor zur Verblendung durch den Zahntechniker geliefert [58].[38] [60].

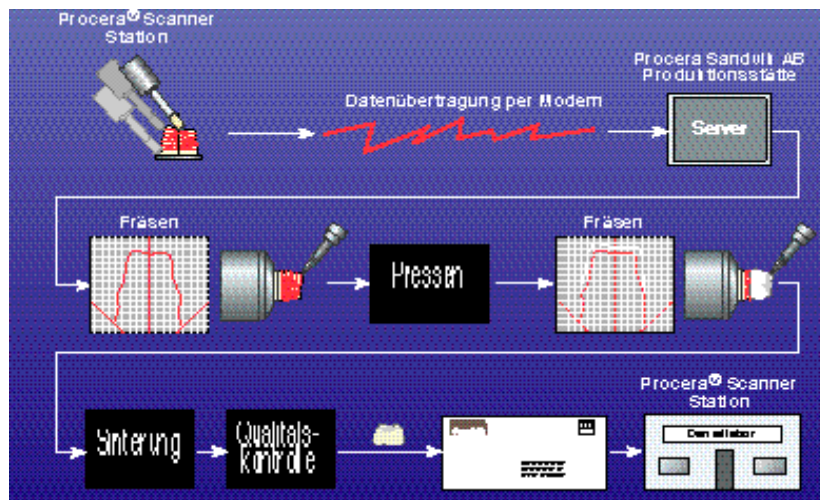


Abb.2.10 Flussdiagramm der Herstellung PROCERA AllCeram

Bildquelle Nobel Biocare