

Zusammenfassung

In dieser In-vitro-Studie wurden die Haltekräfte von Doppelkronen mit Spielpassung und zusätzlichem Halteelement (TK-Snap®) über insgesamt 10.000 Fügezyklen untersucht. Die Kronen wurden aus einer Kobalt-Chrom-Legierung, einer Gold-Platin-Legierung und aus Titan hergestellt. Für die Doppelkronen jeder Gruppe wurde ein klinisch akzeptables Langzeitverhalten der Haltekräfte beobachtet. Diejenige Doppelkrone je Legierungstyp, die am Ende der Versuchsreihe die niedrigsten Haltekräfte aufwies, wurde mit einem neuen Halteelement versehen und nochmals 10.000 Fügezyklen ausgesetzt. Durch den Austausch des Halteelements konnte in jedem Fall nicht nur die Wiederherstellung der initialen, sondern auch der langfristig wirksamen Haltekräfte erreicht werden.

Indizes

Doppelkronen, Halteelement, herausnehmbarer Zahnersatz, Marburger Doppelkrone, Spielpassung, Verschleißverhalten

Das Verschleißverhalten von Doppelkronen mit Spielpassung und zusätzlichem Halteelement

Hans-Jürgen Wenz, Djamila Puschmann, Frank Emde, Klaus M. Lehmann

Die klinische Langzeitbewährung und der Tragekomfort von herausnehmbarem Zahnersatz hängen im Wesentlichen vom prothetischen Versorgungskonzept ab. Dabei hat die Art der Verbindung des herausnehmbaren Zahnersatzes mit der Restbezaahnung großen Einfluss auf dessen Funktion und Lebensdauer. Doppelkronen haben sich zur Verankerung von herausnehmbaren Teilprothesen seit vielen Jahren bewährt.^{3,11,12,18,20,27,30} Sie werden zunehmend auch zur Verankerung von abnehmbarem, Implantat getragenen Zahnersatz verwendet.^{4,9,13,26} Aufgrund der unterschiedlichen Haltewirkung werden drei Doppelkronensysteme unterschieden.²⁸ Bei den Teleskopkronen wird die Haltewirkung über die Friktion parallelisierter Flächen erzeugt. Bei der Konuskrone entsteht die Haltewirkung über die Verkeilung zwischen Innen- und Außenkrone, wobei der Konuswinkel die Höhe der Haltekraft primär definiert.^{8,21} Bei der Doppelkrone mit Spielpassung liegt ebenfalls eine exakte Passung zwischen Innen- und Außenkrone vor, ohne dass es jedoch während des Einsetzens oder Herausnehmens der Prothese zur Friktion oder Verkeilung kommt. Die Retention des Zahnersatzes wird an ausgewählten Doppelkronen über ein

Einleitung

zusätzliches Halteelement gewährleistet.^{13,16,28} Eine weitere Entwicklung stellen die so genannten Galvanoteleskope dar, bei denen auf das Innenteleskop ein Käppchen aus Feingold abgeschieden wird, welches durch Einkleben in ein gegossenes Prothesengerüst stabilisiert wird.²⁵ Zu den Galvanoteleskopen liegen jedoch bisher – im Gegensatz zu den anderen Systemen – keine publizierten Untersuchungen zum klinischen Langzeitverhalten vor.

Bei Teleskop- bzw. Konuskronen-Prothesen ist es zahntechnisch schwierig, die gewünschte Haltekraft zu erreichen. So wurde in verschiedenen Studien bei längerer Tragedauer ein deutlicher Retentionsverlust ebenso beschrieben wie eine starke Zunahme der Haltekräfte.^{7,12,19,21,22} Daher wurden unterschiedliche Mechanismen oder Halteelemente empfohlen, um bei Teleskop- oder Konuskronen die Haltekraft klinisch besser kontrollieren oder um verlorene Haltewirkung wiederherstellen zu können.^{1,14,15,17,22,24,28,30} Ein Doppelkronensystem mit Spielpassung, welches konstruktionsbedingt zur Erzielung der Haltewirkung ein zusätzliches und austauschbares Halteelement (TK-Snap[®], Si-tec, Gevelsberg) nutzt, ist die Marburger Doppelkrone²⁸. Dieses Therapiekonzept hat sich sowohl auf natürlichen Pfeilern²⁷ als auch bei Implantat getragenen Zahnersatz¹³ klinisch bewährt. Jedoch existieren bisher keine Daten hinsichtlich des Verschleißverhaltens des Haltelements und bezüglich der Möglichkeit, eventuell verlorene Retention durch den Austausch des Haltelements wiederherzustellen.

Ziel der vorliegenden Studie war es daher, den Verschleiß und das langfristige Retentionsverhalten von Doppelkronen mit Spielpassung und dem Halteelement TK-Snap[®] zu untersuchen. Des Weiteren sollte die Möglichkeit evaluiert werden, ob und in welchem Ausmaß eine verlorene Haltewirkung durch einen Austausch des Haltelements wiederhergestellt werden kann.

Material und Methode

Zur Gewinnung identischer Primärkronen wurde zunächst eine Referenzinnenkrone aus Messing mit 4 mm hohen, parallelisierten Außenflächen hergestellt, daraus wurden mittels Dubliertechnik 15 Primärkronen aus Wachs gefertigt. Die Herstellung von jeweils 5 Doppelkronen aus einer CoCr-Legierung, einer AuPt-Legierung und aus Titan (Tabelle 1) erfolgte standardisiert, entsprechend den Vorgaben zur Herstellung von Doppelkronen mit Spielpassung.²⁸ Das Halteelement (TK-Snap[®]) wurde nach Herstellerangaben in die Sekundärkrone eingebaut. Dazu wurde ein Kasten aus einer AuPt-Legierung in eine in der Innenfläche der Außenkrone vorbereitete Aussparung eingeklebt. In diese wurde das Halteelement, bestehend aus einem elastischen Kunststoffkörper mit integrierter Titan-kugel, eingesetzt. Wenn beim Einsetzen des Zahnersatzes die Sekundär- über die Primärkrone gleitet, wird der Kunststoffkörper des Haltelements elastisch deformiert. Bei

Tabelle 1 Hersteller und Zusammensetzung der verwendeten Legierungen.

Legierung, Hersteller	Zusammensetzung in m%
Wironit [®] , [CoCr] (BEGO, Bremen, Deutschland)	Co 64, Cr 28,65, Mo 5, Si 1, Mn 1, C 0,35
Mainbond EH [®] , [AuPt] (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland)	Au 70, Ag 13.4, Pt 8,5, Cu 7,5, Zn 0,5, Ir 0,1
Biotan [®] , [Ti] (Schütz-Dental, Rosbach, Deutschland)	Ti 99,47, Fe 0,2, O 0,18, C 0,1, N 0,03, H 0,0125

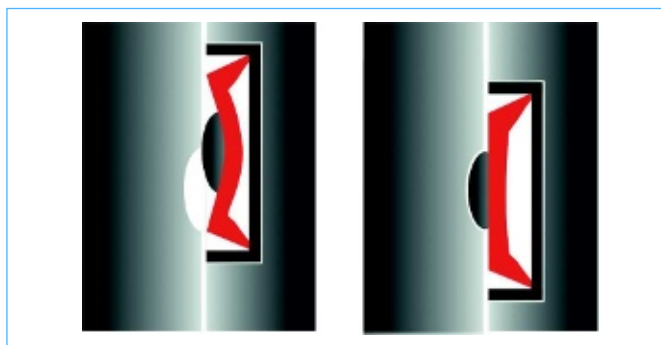


Abb. 1 Die Funktion des TK-Snap® Halteelements. Der elastische Kunststoffkörper wird während des Einsetzens deformiert. In der Endposition schnappt die Titankugel in die korrespondierende Vertiefung der Innenkrone.

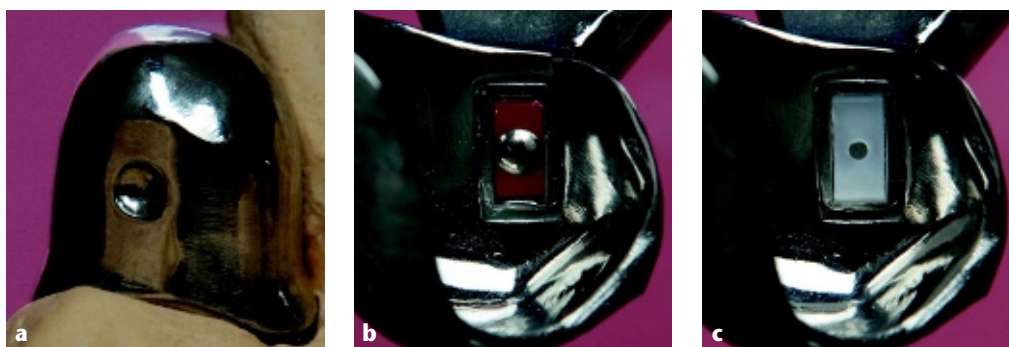


Abb. 2 **a** Auf einer parallelisierten Fläche der Innenkrone befindet sich eine Vertiefung von 0,4 mm Tiefe. **b** In der Innenfläche der Außenkrone ist eine rechteckige Aussparung eingearbeitet, welche das austauschbare Retentionselement aufnimmt, **c** eingesetzter inaktiver Platzhalter aus Kunststoff. Zur besseren Darstellung ist die Außenkrone aufgetrennt (**b**, **c**).

Erreichen der Endposition der Sekundärkrone schnappt die Titankugel in die korrespondierende Vertiefung der Primärkrone und sorgt für die Haltewirkung (Abb. 1 und 2).

Die Doppelkrone wurden in einer speziell konstruierten Versuchsapparatur einem künstlichen Verschleiß unterzogen, indem sie 10.000 Fügezyklen durchliefen (Abb. 3a). Dazu wurde die Rotation eines Elektromotors in eine Vertikalbewegung eines parallel geführten Schlittens umgewandelt. An seinem unteren Querhaupt war mittig ein Messingstumpf eingeschraubt, auf dem die zu prüfende Primärkrone befestigt war. Der untere Teil des Geräts bestand aus der Messvorrichtung, die zur Aufnahme der entsprechenden Sekundärkrone und des Kraftaufnehmers diente. Die Sekundärkrone wurde mit Pattern Resin (GC Europe, Leuven, Belgien) an einem Metallstab befestigt, der in einem Metallzylinder fixiert war. Seitlich des Metallzylinders waren Trägerfedern aus einer Magnesiumlegierung angebracht, die das gesamte System elastisch lagerten (Abb. 3b).

Die Auslenkungen der Sekundärkrone wurden über einen Ferritkern, der von einer Induktionsspule umschlossen war, in ein elektrisches Signal umgewandelt und konnten mit einem XY-Schreiber (Linseis, Selb) kontinuierlich aufgezeichnet werden. Die Messeinrichtung gewährleistete die Aufzeichnung der Füge- und Lösekräfte mit einer Genauigkeit von 0,05 N. Ein Trichter aus Kunststoff, der die Sekundärkrone umgab, wurde mit künstlichem Speichel (Glandosane, Fresenius, Bad Homburg) befüllt und ermöglichte das Fügen und Lösen der Sekundärkrone unter Benetzung mit künstlichem Speichel.

Eine spezielle Transfereinheit diente dem Angleichen der Führungsflächen der Innenkrone mit der Vertikalbewegung des motorbetriebenen Schlittens, wodurch die achskorrekte Position der Innenkrone gewährleistet war. Abschließend erfolgte die Befestigung der Sekundärkrone mit selbsthärtendem Kunststoff (Pattern Resin) am Metallzylinder in

Versuchsaufbau

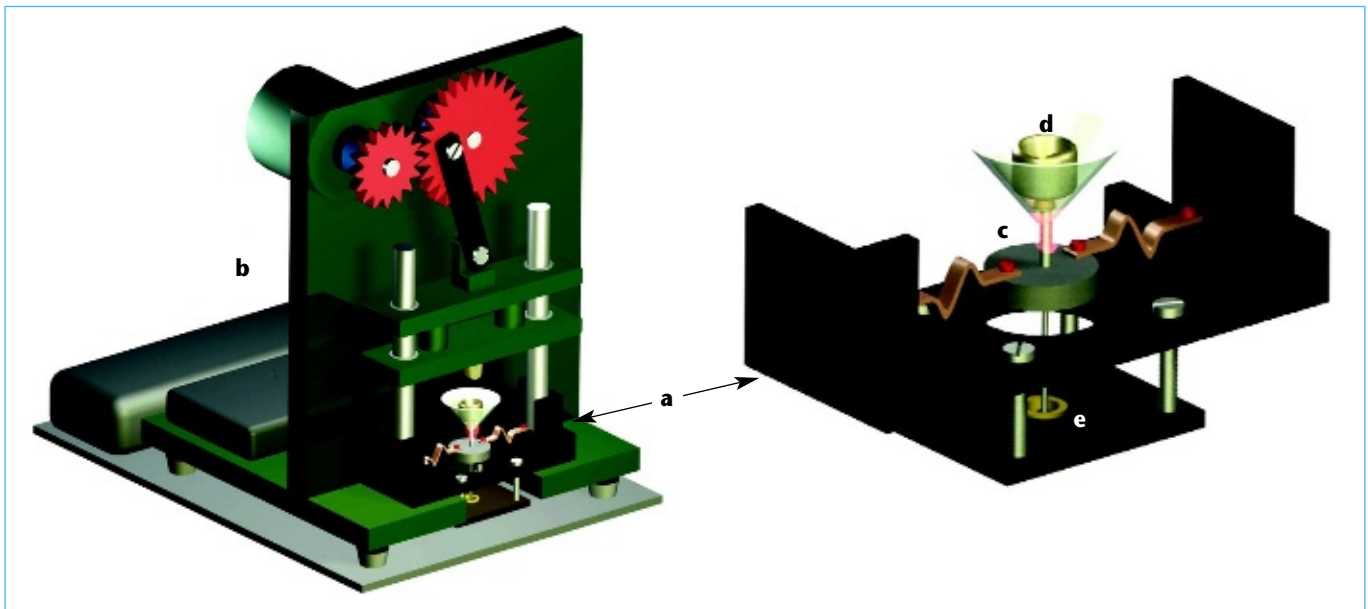


Abb. 3 Die Versuchsapparatur: Die Innenkrone ist auf einem motorbetriebenen parallel geführten Schlitten befestigt (a). Die Messapparatur (b) besteht aus dem mit elastischen Trägerfedern befestigten Metallzylinder (c), einer mit Kunststoff am Metallzylinder fixierten Außenkrone (d) und dem von einer Induktionsspule umschlossenen Ferritkern (e).

der untersten Position der Vertikalbewegung des Schlittens, sodass sichergestellt war, dass Innen- und Außenkrone in der Endposition vollständig gefügt wurden. Die korrekte Montage der Komponenten im Sinne einer Spielpassung wurde durch das Messen der Füge- und Lösekraft ohne eingefügtes Halteelement und ohne künstlichen Speichel überprüft. Hierbei mussten die ermittelten Werte weniger als 0,1 N betragen.

Die Doppelkronen wurden in bis zu 10.000 Zyklen abwechselnd gefügt und gelöst, wobei die resultierenden Kräfte kontinuierlich aufgezeichnet wurden. Unter der Annahme, dass eine Prothese dreimal täglich herausgenommen und wieder eingesetzt wird, entspricht dies der simulierten Tragezeit einer Prothese von ca. 10 Jahren. Die Geschwindigkeit für einen kompletten Zyklus betrug fünf Sekunden. Für die Analyse des Kraftverlaufs wurden die Kraftwerte während der ersten 720 Zyklen nach jeweils 18 Zyklen abgelesen und danach im Abstand von 370 Zyklen bis zum Ende des Versuchs. Die Daten wurden nach 10, 100, 1.000, 5.000 und 10.000 Zyklen statistisch ausgewertet. Nach 10.000 Zyklen wurde der Durchmesser der Titankugel des TK-Snap® mit einer digitalen Schieblehre bestimmt und mit dem Durchmesser bei Versuchsbeginn verglichen. Zusätzlich wurden die Außenflächen der Innenkronen auf makroskopisch sichtbare Verschleißspuren untersucht.

Diejenige Doppelkrone je Legierungstyp, die am Ende der Versuchsreihe die niedrigsten Haltekräfte aufwies, wurden mit einem neuen TK-Snap® versehen und nochmals 10.000 Verschleißzyklen ausgesetzt.

Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS 11.0. Die erhobenen Daten wurden mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung überprüft. Der Vergleich der Mittelwerte der verschiedenen Legierungen erfolgte durch einfaktoriel-

DOPPELKRONEN

le ANOVA und den post-hoc Scheffé-Test. Das Signifikanzlevel wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Die Analyse des Kraftverlaufes über die Zeit erfolgte durch eine Varianzanalyse mit Messwiederholung, gefolgt von einem t-Test für gepaarte Stichproben.

Die Haltekräfte der Doppelkronen aus den drei untersuchten Legierungen entwickelten sich im Verlauf der 10.000 Zyklen unterschiedlich (Abb. 4, Tabelle 2). Während die Doppelkronen aus der AuPt-Legierung keine signifikante Abnahme der Haltekraft zeigten, nahm die Haltewirkung bei den Doppelkronen aus der CoCr-Legierung und aus Titan signifikant ab (Tabelle 3). Bei den Doppelkronen aus der CoCr-Legierung nahm die Haltewirkung während der ersten 1.000 Zyklen statistisch signifikant von 4,8 auf 1,5 N ab und reduzierte sich nach 10.000 Zyklen auf 1,1 N. Auch bei den Doppelkronen aus Titan nahmen die Haltekräfte während der ersten 1.000 Zyklen signifikant von 5,8 auf 1,2 N ab. Nach 10.000 Zyklen zeigten die Doppelkronen aus Titan mit 0,6 N die geringste Haltekraft. Bei den Doppelkronen aus der AuPt-Legierung war die initiale Haltekraft mit 2,1 N deutlich geringer als in den anderen beiden Gruppen, fiel aber nach 10.000 Zyklen nur unwesentlich auf 1,9 N ab (Tabelle 2).

Ergebnisse Verlauf der Haltekräfte

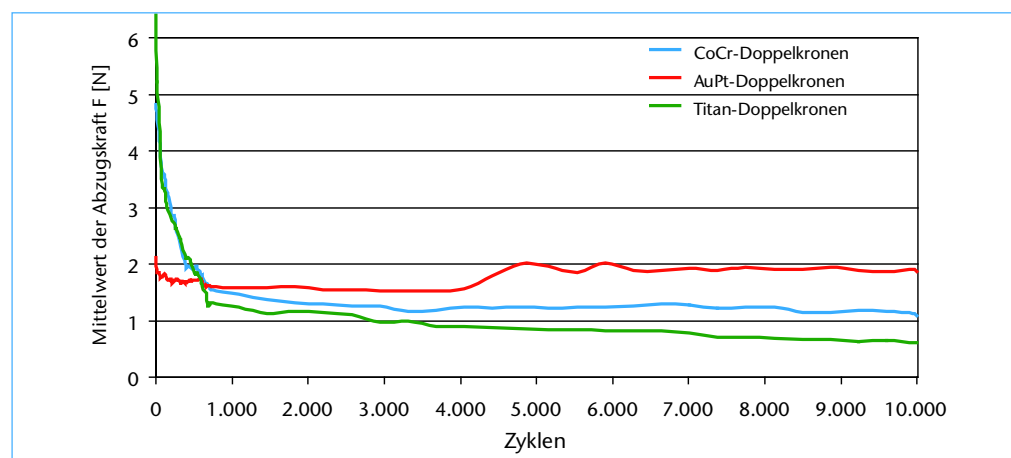


Abb. 4 Die Mittelwerte der Abzugskräfte [N] der Doppelkronen aller Legierungen im Verlauf von 10.000 Zyklen.

Anzahl der Zyklen	10	100	1.000	5.000	10.000
CoCr-Doppelkronen	4,8 ± 0,7	3,6 ± 0,7	1,5 ± 0,1	1,3 ± 0,3	1,1 ± 0,5
AuPt-Doppelkronen	2,1 ± 0,9	1,8 ± 0,4	1,6 ± 0,5	2,0 ± 0,8	1,9 ± 0,7
Titan-Doppelkronen	5,8 ± 2,0	3,4 ± 0,5	1,2 ± 0,3	0,9 ± 0,4	0,6 ± 0,2

Tabelle 2 Mittelwerte der Abzugskräfte [N] und Standardabweichung aller Legierungen nach 10, 100, 1.000, 5.000 und 10.000 Füge- und Lösezyklen.

	Varianzanalyse t-Test für gepaarte Stichproben (Anzahl der Zyklen)				
	Messwiederholung	10 vs. 100	100 vs. 1.000	1.000 vs. 5.000	5.000 vs. 10.000
CoCr-Doppelkronen	0,000	0,000	0,002	0,095 ^{ns}	0,314 ^{ns}
AuPt-Doppelkronen	0,466 ^{ns}	0,234 ^{ns}	0,195 ^{ns}	0,120 ^{ns}	0,627 ^{ns}
Titan-Doppelkronen	0,000	0,060 ^{ns}	0,000	0,015	0,113 ^{ns}

Tabelle 3 Statistische Analyse (p-Wert) der Unterschiede der Haltekräfte der verschiedenen Legierungen bei den verschiedenen Messpunkten. Das Signifikanzlevel wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

Tabelle 4 Statistische Analyse (p-Wert) der Unterschiede der Haltekräfte zwischen den verschiedenen Legierungen nach 10, 100, 1.000, 5.000 und 10.000 Zyklen. Das Signifikanzlevel wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

Anzahl der Zyklen	ANOVA	Scheffé-Test		
		CoCr vs. AuPt	CoCr vs. Ti	AuPt vs. Ti
10	0,002	0,024	0,468 ^{ns}	0,003
100	0,000	0,000	0,741 ^{ns}	0,002
1.000	0,329 ^{ns}	0,871 ^{ns}	0,613 ^{ns}	0,340 ^{ns}
5.000	0,018	0,151 ^{ns}	0,491 ^{ns}	0,019
10.000	0,007	0,094 ^{ns}	0,360 ^{ns}	0,007

Beim Vergleich der Haltekräfte der verschiedenen Gruppen wurden an den fünf Messpunkten (10, 100, 1.000, 5.000, 10.000 Zyklen) signifikante Unterschiede bei 10 und 100 Zyklen zwischen der AuPt-Gruppe und den anderen beiden Gruppen beobachtet. Alle drei Gruppen erreichten nach 1.000 Zyklen ein vergleichbares Haltekraftniveau (1,2 bis 1,6 N) ohne signifikante Unterschiede. Nach 5.000 beziehungsweise 10.000 Zyklen war die Haltewirkung der Doppelkronen aus der AuPt-Legierung signifikant größer als diejenige der Doppelkronen aus Titan (Tabelle 4).

Verschleiß

Bei der makroskopischen Untersuchung der Außenflächen der Primärkronen auf Verschleißspuren wurden die stärksten und breitesten Abnutzungsspuren an den Innenkronen aus Titan festgestellt. Demgegenüber wiesen die Primärkronen aus der CoCr-Legierung die geringste Abnutzung auf. Der Verschleiß des TK-Snap® Halteelements, bewertet an der Reduktion des Durchmessers der Titankugel, betrug nach 10.000 Zyklen bei der Titan-Gruppe 32 %, bei der CoCr-Gruppe 24 % und war mit 11 % bei der AuPt-Gruppe am geringsten (Abb. 5).

Wiederherstellung der Haltekraft

Durch den Austausch des TK-Snap® nach 10.000 Zyklen konnte die initiale Haltekraft bei allen geprüften Doppelkronen wiederhergestellt werden. Sie zeigten im Vergleich zum Hauptversuch alle einen ähnlichen Verlauf der Haftkräfte (Tabelle 5).

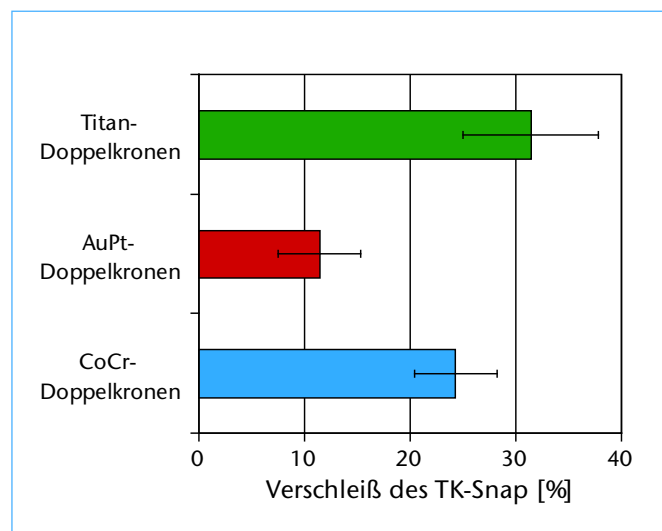


Abb. 5 Der Verschleiß der Titankugel des TK-Snap® [% des Durchmessers] nach 10.000 Zyklen für Doppelkronen aus allen Legierungen.

Anzahl der Zyklen	Haltekraft [N]					
	CoCr-Doppelkronen		AuPt-Doppelkronen		Titan-Doppelkronen	
	TK-Snap (1)	TK-Snap (2)	TK-Snap (1)	TK-Snap (2)	TK-Snap (1)	TK-Snap (2)
10	4,68	4,80	2,09	2,30	4,82	5,20
100	3,78	3,26	1,64	1,34	3,14	2,80
1.000	1,44	1,30	1,23	1,22	0,82	0,73
5.000	0,90	1,00	1,37	1,24	0,41	0,52
10.000	0,45	0,90	1,23	1,33	0,36	0,45

Tabelle 5 Wiederherstellung der Haltekraft durch den Austausch des TK-Snap® an der Doppelkrone (je Legierungstyp), die nach 10.000 Zyklen die niedrigste Haltekraft aufwies.

Eine zu geringe oder zu hohe Haltekraft kann den klinischen Erfolg von doppelkronenverankertem Zahnersatz einschränken. Konuskronen können – vor allem initial – eine zu starke Haltekraft aufweisen, was zu Schwierigkeiten beim Ausgliedern der Prothese führen kann. Im Zusammenhang mit diesem Problem wurden von Hulten et al.¹¹ Komplikationen wie das Lösen von Primärkronen oder die Fraktur von Pfeilerzähnen beschrieben. Ein Problem besteht darin, dass es vor dem Zementieren des Zahnersatzes schwierig ist festzustellen, ob eine korrekte und adäquate Haltekraft der gesamten Konstruktion erreicht wurde. Oberflächenunebenheiten mit isolierten Kontaktzonen zwischen Außen- und Innenkrone sowie ein unter Spannung eingegliedertes Prothesengerüst können initial eine ausreichende Konushaftung vortäuschen. Diese kann jedoch bereits in der ersten Tragezeit durch Verschleiß bzw. durch orthodontische Zahnbewegung verloren gehen, sodass letztendlich nur noch ein passiver Sitz der Prothese resultiert.⁷

Im Gegensatz dazu beobachteten Wagner und Kern²³ bei mehr als 50 % der von ihnen untersuchten Konuskronen-Prothesen auch noch nach 10 Jahren Tragedauer ausreichende Haltekräfte zwischen 5 und 10 N. Ohkawa et al.²¹ sowie Güngör et al.⁸ hingegen empfahlen zur langfristigen Sicherstellung der Retention von Konuskronen die Integration eines zusätzlichen Halteelementes. Diese sehr unterschiedlichen Ergebnisse veranschaulichen, dass die Herstellung von Konuskronen ein technisch sensibles Verfahren darstellt. Die klinische Erfahrung zeigt, dass unzureichende Haltekräfte besonders dann auftreten werden, wenn der verbleibende Restzahnbestand gering ist. Dies bestätigten Igarashi et al.¹², die unbefriedigende Haltekräfte bei 58 % der nachuntersuchten Konuskronen-Prothesen beobachteten, wenn diese an nur wenigen verbliebenen Zähnen verankert waren.

Ein Verlust an Haltewirkung wird auch bei Teleskopkronen beobachtet. So stellten Mock et al.¹⁸ in einer klinischen Studie zur Langzeitbewährung von Teleskopkronen fest, dass die Patienten am häufigsten den Verlust der Haltewirkung beanstandeten. Da der Verlust von Haltekraft, der durch den Verschleiß von korrespondierenden Metalloberflächen auftritt, nicht suffizient auszugleichen ist, wurden auch für Teleskopkronen zusätzliche Halteelemente empfohlen. Beispiele wie O-Ring Halteelemente¹⁴, gelötete horizontale Pins¹ und Friktionsstifte²⁴ wurden angewendet, jedoch liegen keine Untersuchungen zu ihrer Langzeitbewährung vor. Minagi et al.¹⁷ stellten eine geschlitzte Außenkrone vor, die in einen Unterschnitt an der Innenkrone eingreifen kann. Sie belegten, dass die Haltekraft durch Aktivierung des biegsamen Bereiches der Außenkrone wiederhergestellt

Diskussion

werden konnte. Daten zur klinischen Anwendung oder zur Langzeitbewährung liegen nicht vor. Stark und Stiefenhofer²² untersuchten *in vitro* das Kraftverhalten von friktiven und von friktionslosen Teleskopkronen aus einer NiCr-Legierung sowie aus Au-Legierungen. Bei den friktionslosen Teleskopen diente das TK-Snap[®] als zusätzliches Halteelement. Im Vergleich zur Haltekraft bei Versuchsbeginn wiesen die Doppelkronen nach 10.000 Fügezyklen einen Verlust der Haltewirkung von etwa 50 % auf.

Bei der Marburger Doppelkrone werden durch die systembedingte Spielpassung Verkeilungseffekte und Klemmwirkungen verhindert, wodurch der Zahnersatz für die Patienten einfach zu handhaben ist. Die Haltewirkung wird gezielt durch ein zusätzliches und bei eventuellem Haftkraftverlust austauschbares Halteelement an ausgewählten Doppelkronen sichergestellt.

Neben hochgoldhaltigen Legierungen und CoCr-^{16,27,28} oder CrNi-Legierungen²² können auch Titan oder Titanlegierungen zur Herstellung von doppelkronenverankertem Zahnersatz verwendet werden.⁵ Die Versuche der Autoren zeigen, dass das TK-Snap[®] System auch in Verbindung mit Doppelkronen aus Titan eine noch ausreichende Langzeitretention bietet. Hierbei wiesen allerdings die Kraftverläufe initial die höchste Streuung und im Verlauf von 10.000 Fügezyklen den höchsten Haltekraftverlust auf. Ursächlich hierfür könnten die hohe Oberflächenhärte und die technischen Schwierigkeiten bei der Herstellung einer exakten Passung zwischen Innen- und Außenkronen beim Guss von Titan sein. Dem entspricht, dass bei maschinell hergestellten Präzisionsattachments aus Titan, im Vergleich zu solchen aus Goldlegierungen, ein ungünstigeres Verschleißverhalten beobachtet wurde.¹⁰

Üblicherweise wird bei Verankerungssystemen zwischen einer so genannten Einlaufphase mit variierenden initialen Haltekraften und einer anschließenden stabileren Funktionsphase unterschieden.⁶ Dies ist auch bei den von den Autoren geprüften Doppelkronen der Fall, wobei dieser Effekt vom Material der Doppelkronen abhängt. Bayer et al.² untersuchten den Verschleiß von vorgefertigten Halteelementsystemen mit metallischer Patrizie und Matrize sowie von Systemen mit Matrizeinsätzen aus Kunststoff. Letztere wiesen die geringere Änderung der Haltekraft auf. Auch Wichmann et al.²⁹ fanden bei Präzisionsgeschieben, bei denen die Matrize und Patrizie aus Metall bestand, eine deutliche initiale Reduktion der Haltekraft, während Geschiebe mit Kunststoffeinsätzen einen konstanteren Kraftverlauf zeigten.

Das in der vorliegenden Studie untersuchte Halteelement ist eine Kombination aus einem flexiblen Kunststoffeinsatz und einer kleinen Titankugel, welche dem Verschleiß in erster Linie unterliegt. Dies könnte die von den Autoren festgestellte hohe initiale Reduktion der Haltewirkung der Doppelkronen aus CoCr und Titan erklären. Sie stimmt mit der hohen Oberflächenhärte dieser Legierungen und dem daraus resultierenden höheren Verschleiß der Titankugel des TK-Snap[®] überein (Abb. 5). Die vollständige Wiederherstellung des Haltekraftverhaltens nach Eingliederung eines neuen TK-Snap[®] (Tabelle 5) deutet darauf hin, dass der Verschleißprozess fast vollständig an dem austauschbaren Retentionselement stattfindet.

Die von den Autoren *in vitro* ermittelten Haltekraften waren geringer als jene, die in der Literatur zur Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz empfohlen werden. Hierbei muss aber bedacht werden, dass in der Regel mehr als eine Doppelkrone einer Prothese mit einem Halteelement versehen wird, sodass sich die Haltekraften addieren und auch

Doppelkronen mit Spielpassung über ihre parallelisierten Flächen als Kippmeider wirken. Außerdem ist zu berücksichtigen, dass der Versuchsaufbau beim Fügen und Lösen der Außenkrone nur einen Freiheitsgrad zuließ. Nach den klinischen Beobachtungen der Autoren ist die Haltekraft von über Doppelkronen mit Spielpassung verankertem Zahnersatz oft sogar ohne TK-Snap® Halteelemente ausreichend. In diesem Fall werden sie durch inaktive Platzhalter aus Kunststoff ersetzt (vgl. Abb. 2c), bis eventuell nach einer Einlaufphase eine höhere Haltewirkung erwünscht ist.²⁸

Aus dieser In-vitro-Studie lassen sich folgende Schlüsse ziehen: Für Doppelkronen mit Spielpassung aus einer AuPt-, einer CoCr-Legierung und aus Titan wurden im Langzeitversuch, in Kombination mit dem TK-Snap® Halteelement, klinisch akzeptable Haltekräfte beobachtet. Der Verschleißprozess beim Fügen und Lösen der Doppelkronen fand fast vollständig an dem austauschbaren Retentionselement statt. Exemplarisch konnte gezeigt werden, dass durch den Austausch des Halteelements nach 10.000 Zyklen bei Doppelkronen aus allen drei Legierungen wieder die ursprüngliche Haltekraft mit vergleichbarem Langzeitverhalten erreicht wurde.

Schlussfolgerungen

1. Akagawa Y, Seo T, Ohkawa S, Tsuru H. A new telescopic crown system using a soldered horizontal pin for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1993;69:228-231.
2. Bayer S, Gruner M, Keilig L et al. Investigation of the wear of prefabricated attachments-an in vitro study of retention forces and fitting tolerances. *Quintessence Int* 2007;38:e229-237.
3. Bergman B, Ericson A, Molin M. Long-term clinical results after treatment with conical crown-retained dentures. *Int J Prosthodont* 1996;9:533-538.
4. Besimo C, Graber G. A new concept of overdentures with telescope crowns on osseointegrated implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1994;14:486-495.
5. Besimo CH, Graber G, Fluhrer M. Retention force changes in implant-supported titanium telescope crowns over long-term use in vitro. *J Oral Rehabil* 1996;23:372-378.
6. Besimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil* 2003;30:671-678.
7. Ericson A, Nilsson B, Bergman B. Clinical results in patients provided with conical crown retained dentures. *Int J Prosthodont* 1990;3:513-521.
8. Güngör MA, Artunç C, Sonugelen M. Parameters affecting retentive force of conus crowns. *J Oral Rehabil* 2004;31:271-277.
9. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:560-569.
10. Holst S, Blatz MB, Eitner S, Wichmann M. In vitro wear of different material combinations of intracoronary precision attachments. *Int J Prosthodont* 2006;19:330-332.
11. Hulten J, Tillstrom B, Nilner K. Long term clinical evaluation of conical crown retained dentures. *Swed Dent J* 1993;17:225-234.
12. Igarashi Y, Goto T. Ten-year follow-up study of conical crown-retained dentures. *Int J Prosthodont* 1997;10:149-155.
13. Krennmair G, Weinlander M, Krainhofner M, Piehslinger E. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or telescopic crown attachments: a 3-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2006;19:164-170.
14. Lee MW, Baum L, Pence B, Hererra W. O-ring coping attachments for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1995;74:235-241.
15. Longoni S, Apruzzese D, Careddu G, Sartori M, Davide R. New telescopic crown protocol for partially edentulous patients: report of 32 cases. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:475-481.
16. Mengel R, Lehmann KM, Metke W, Wolf J, Flores-de-Jacoby L. A telescopic crown concept for the restoration of partially edentulous patients with aggressive generalized periodontitis: two case reports. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22:129-137.
17. Minagi S, Natsuaki N, Nishigawa G, Sato T. New telescopic crown design for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999;81:684-688.

Literatur

18. Mock FR, Schrenker H, Stark HK. Eine klinische Langzeitstudie zur Bewährung von Teleskopprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 2005;60:148-153.
19. Molin M, Bergman B, Ericson A. A clinical evaluation of conical crown retained dentures. J Prosthet Dent 1993;70:251-256.
20. Nickenig A, Kerschbaum T. Langzeitbewährung von Teleskopprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1995;50:753-755.
21. Ohkawa S, Okane H, Nagasawa T, Tsuru H. Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use. J Prosthet Dent 1990;64:153-158.
22. Stark H, Stiefenhofer A. Untersuchungen zum Verschleißverhalten von Aktivierungselementen für Teleskopkronen. Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:707-710.
23. Wagner B, Kern M. Clinical evaluation of removable partial dentures 10 years after insertion: success rates, hygienic problems, and technical failures. Clin Oral Investig 2000;4:74-80.
24. Weber H, Frank G. Spark erosion procedure: a method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care. J Prosthet Dent 1993;69:222-227.
25. Weigl P, Hahn L, Lauer HC. Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures. J Biomed Mater Res 2000;53:320-336.
26. Weischer T, Mohr C. Implant-supported mandibular telescopic prostheses in oral cancer patients: an up to 9-year retrospective study. Int J Prosthodont 2001;14:329-334.
27. Wenz HJ, Hertrampf K, Lehmann KM. Clinical longevity of removable partial dentures retained by telescopic crowns: outcome of the double crown with clearance fit. Int J Prosthodont 2001;14:207-213.
28. Wenz HJ, Lehmann KM. A telescopic crown concept for the restoration of the partially edentulous arch: the Marburg double crown system. Int J Prosthodont 1998;11:541-550.
29. Wichmann MG, Kuntze W. Wear behavior of precision attachments. Int J Prosthodont 1999;12:409-414.
30. Widbom T, Lofquist L, Widbom C, Soderfeldt B, Kronstrom M. Tooth-supported telescopic crown-retained dentures: an up to 9-year retrospective clinical follow-up study. Int J Prosthodont 2004;17:29-34.

Adressen der Verfasser

Prof. Dr. med. dent. Hans-Jürgen Wenz

Dr. med. dent. Djamila Puschmann

Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffkunde, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel, Arnold-Heller-Straße 3, Haus 26, 24105 Kiel

E-Mail: hjwenz@proth.uni-kiel.de

Dr. med. dent. Frank Emde

Mendelssohnstr. 7, 87700 Memmingen

Prof. Dr. med. dent. Klaus M. Lehmann

Kreutzacker 7, 35041 Marburg

Summary

This *in vitro* study investigated the long-term retention of double crowns with clearance fit made of a cobalt-chromium alloy, a gold-platinum alloy and of titanium when using an additional attachment (TK-Snap®) over 10.000 insertion/separation cycles. For all three tested groups of double crowns a clinically acceptable long-term retention was observed. The double crown that finished with the lowest retention value in each alloy-group was exemplarily selected for exchange of the attachment and subjected to another 10.000 cycles of insertion and separation. The complete restoration of the initial retention as well as the long term retention was achieved for each group by exchanging the attachment.