

5 Diskussion

5.1 Fehlerbetrachtung

5.1.1 Probekörperherstellung

Um der DIN EN ISO 1562 zu entsprechen, wurden konfektionierte Körper zur Probekörperherstellung verwendet [11]. Die Vermessung der gegossenen Probekörper ergab Abweichungen, die innerhalb der in der DIN Norm angegebenen Toleranz lagen. Die Herstellung der Probekörper erfolgte durch die Firmen selber sowie von verschiedenen „kommerziell“ arbeitenden Dentallaboren. Da unterschiedliche konfektionierte Gußkörper erhältlich sind, wurden von den Herstellern teilweise unterschiedliche konfektionierte Gußkörper verwendet, was sich an der Form des zylindrischen Kopfes zur Einspannung in die Zugapparatur bemerkbar machte.

Trotz angestrebter gleicher Techniken bei der Herstellung der Prüfkörper wird man in unterschiedlichen Dentallaboren nie absolut gleiche Grundbedingungen vorfinden. Alleine die Arbeitsweise des einzelnen Zahntechnikers, z. B. beim Anstiften der Wachskörper, nimmt Einfluß auf den Endzustand des Probekörpers.

Bei der Fertigstellung der Probekörper wurde von den meisten Dentallaboren die Oberfläche sandgestrahlt. Ein Hersteller (Cendre & Métaux) erreichte eine glatte Oberfläche durch Abdrehen der Probekörper auf einer Drehbank bis auf Endmaß.

Daher war es ein weiteres Ziel der Arbeit, die Auswirkung solcher herstellerbedingten Unterschiede auf die mechanischen Eigenschaften durch verschiedene Verarbeitung der Legierung zu untersuchen. Es wurden die mechanischen Eigenschaften gleicher

Legierungen jedoch unterschiedlich herstellender Dentallabore verglichen.

Die Ergebnisse zeigen keine Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften hinsichtlich der Herstellung der Prüfkörper durch die unter wirtschaftlichen Aspekten arbeitenden „kommerziellen“ Dentallabore.

5.1.2 0,2 %-Dehngrenze

Die Messung der 0,2 %-Dehngrenze erweist sich zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften als geeignete Untersuchung. Die Bestimmung erfolgt entsprechend der DIN EN 10002 – 1 [12]. Die Probekörper sind in einer Universalprüfmaschine mit tariierter Kraftmeßdose zu dehnen bis sie zerreißen. Die Querschnittsgeschwindigkeit von 2 mm/min führt zu einer langsamen Belastungssteigerung. Sie entspricht der Normvorgabe von $(1,5 \pm 0,5)$ mm/min. Die beschriebene Meßeinrichtung findet in der Zahnmedizin zur Messung der mechanischen Eigenschaften einer Legierung häufig Anwendung [13, 23].

Eine Fehlerquelle stellt das korrekte Einsetzen des Probekörpers in die Zugvorrichtung dar. Die senkrechte Ausrichtung der Probe ist optisch sicher zu verwirklichen.

Die bestimmten Werte der 0,2 %-Dehngrenze liegen dicht bei den vom Hersteller gemessenen 0,2 %-Dehngrenzen für die Serien aus 100 % Neumetall. Dies spricht für eine richtige und fehlerarme Versuchsdurchführung.

5.1.3 Härte

Die Hersteller sind nach DIN EN ISO 1562 [11] verpflichtet in der Verpackung die Härte der Legierung in Vickers anzugeben. So

wurde auch hier die Härte nach Vickers bestimmt. Diese Form der Härtemessung ist zur Prüfung von Metallen gut geeignet, und wird besonders zur Bestimmung der Härte von zahnärztlichen Füllungswerkstoffen eingesetzt [45, 46, 67]. Bei den Herstellern ist für die Härteprüfung eine Belastung von 5 kp mit einer Haltezeit von 30 s (HV5/30) üblich. Für die Vergleichbarkeit der Ergebnisse mit anderen Untersuchungen wäre die Verwendung einer Kraft von 5 kp sinnvoll gewesen. Bei dieser Untersuchung wurde eine Kraft von 0,05 kp bei 30 s Haltezeit (HV0,05/30) gewählt, um viele kleine Eindrücke setzen zu können und Härteprofile aufzunehmen. Der Vorteil der Bestimmung der Vickershärte liegt jedoch in den annähernd gleich erzielten Härtegraden bei unterschiedlichen Prüfkräften [67].

Bedingt durch die geringe Belastung sind allerdings mehr oberflächlichennahe Regionen erfaßt worden als bei Verwendung höherer Kräfte. Abweichungen zu den Sollwerten sind eventuell durch strukturelle Unterschiede der Oberfläche erklärbar.

5.2 Diskussion der Meßergebnisse

5.2.1 0,2 %-Dehngrenze

Die Meßwerte der Zugprüfung lag bei allen untersuchten Materialien über der in DIN EN ISO 1562 [11] vorgegebenen untersten 0,2 %-Dehngrenze. Nach der dort angegebenen Tabelle gehören alle untersuchten Legierungen bis auf Biotrend 210 zur Typgruppe 4. Die Legierung Biotrend 210 gehört mit einer 0,2 %-Dehngrenze, die bei einigen Werten unter 240 MPa liegt, zur Typgruppe 3.

Alle Ergebnisse der Gold-Titan-Legierungen liegen jedoch hoch signifikant unter den Meßwerten der Referenzlegierung Porta P6.

Auch streuen die Werte der Gold-Titan-Legierungen stärker als die der Referenzlegierung Porta P6. Dies gilt besonders für alle Serien, die nur mit 66 % Neumetall vergossen wurden.

Die Serien der Gold-Titan-Legierung aus 100 % Neumetall weisen keine signifikanten Unterschiede auf.

Wie oben beschrieben, kommt es nicht zu einer geringeren 0,2 %-Dehngrenze oder starken Veränderung der Meßwerte durch die Verarbeitung der Legierung in einem „kommerziell“ arbeitenden Dentallabor.

Die Simulation keramischer Brände bei den Gold-Titan-Legierungen führt nicht wie bei der Vergleichslegierung Porta P6 zu einer gleichmäßigen, starken Erhöhung der 0,2 %-Dehngrenze, bei den Serien aus 100 % und aus 66 % Neumetall. Die Ergebnisse der Serie Biotrend 210 zeigen nach Durchführung keramischer Brände neben einer sehr hohen Standardabweichung ein Absinken der 0,2 %-Dehngrenze. Bei allen anderen Serien der Gold-Titan-Legierungen kommt es zu einer leichten Steigerung der 0,2 %-Dehngrenze nach Simulation von keramischen Bränden.

Die mikroskopisch sowie durch die Härteverläufe nachgewiesenen Inhomogenitäten der Gefüge der Gold-Titan-Legierungen bedingen die Streuung der Werte für die 0,2 %-Dehngrenze.

Auch der Titangehalt scheint durch die Verwendung von bereits gegossenem Material beeinflusst zu werden. Die Legierung, die durch die Ausscheidung einer Titan-Gold-Phase (TiAu_4) stabilisiert wird [18], wird beim Absinken des Titangehaltes durch Oxidationsvorgänge mechanisch geschwächt. Bei der Bildung von Titandioxid wird der verfügbare Anteil an Titan abgesenkt. Das Titandioxid bleibt als Schlacke beim Guß zum Teil im Tiegel zurück.

Denkbar ist die Absenkung des Titangehaltes aber auch bei Verbleib des Titandioxides in der Legierung. Auch hier stände das

Titan nicht für die Bildung der stabilisierenden Titan-Gold-Phase zur Verfügung. Dies würde die teilweise beobachtete Schwächung der mechanischen Festigkeit nach simulierten keramischen Bränden erklären.

Auch die beobachteten Titanausscheidungen reduzieren den verfügbaren Titananteil.

5.2.2 Härte

Die relativ leicht zu messende Oberflächenhärte eines Werkstoffes kann als erste Orientierung für die zu erwartende mechanische Belastbarkeit und Verschleißfestigkeit sowie Kompatibilität mit anderen Geweben (Antagonistenabrasion) im Munde dienen [45, 60]. Zur Beurteilung der Meßergebnisse wurde der Meßfehler bestimmt, er beträgt $HV\ 0,05 = 13$.

Aus den Untersuchungsergebnissen läßt sich schließen, daß alle untersuchten Gold-Titan-Legierungen eine ausreichende Härte aufweisen, die sich mit klinisch bewährten hochgoldhaltigen Legierungen vergleichen läßt, wenn mit 100 % Neumetall gearbeitet wird. Die gemessenen Werte stimmen in etwa mit den Angaben des Herstellers überein, nur die Härtewerte nach dental-keramischer Verblendung liegen bei dieser Untersuchung deutlich unter denen der Hersteller. Durch die Simulation keramischer Brände kommt es nicht einheitlich bei allen Gold-Titan-Legierungen zu einer Steigerung der Vickershärte, wie es bei hochgoldhaltigen Legierungen zu beobachten ist. Die Streuung der Werte nimmt jedoch zu.

Eine Reduzierung des Neumetalls auf 66 % führt, unter Berücksichtigung des Meßfehlers zu sehr starken Streuungen, die nach simulierten keramischen Bränden im Extremfall weniger als ein Drittel der Ausgangshärte ausmachen. Ein gesichertes

werkstoffkundliches Verhalten des Werkstücks ist damit nicht gegeben.

Die gemessenen Härteverläufe weisen auf gußbedingte Inhomogenitäten der Legierungen hin. Lunker und Porositäten führen zum abrupten Sinken der Härtewerte. Hier scheint die prüfende Diamantpyramide auf makroskopisch nicht sichtbare Lunker zu treffen.

Eine Randaufhärtung der Legierungen ist nicht zu beobachten, obwohl von SCHMIDT [64] eine Veränderung der chemischen Zusammensetzung dieser Zone nachgewiesen werden konnte. Allerdings bewegt sich die Dicke dieser Schicht im Bereich von wenigen μm . Das Abfallen der Härtewerte am Rand der Prüfkörper ist durch eine Verdrängung des Einbettkunststoffes zu erklären. In den inneren Bereichen ist dies naturgemäß nicht mehr möglich, da die umgebende Legierung stabilisierend wirkt.

5.2.3 Gefüge

Die nach dem Bruch des Prüfkörpers durchgeführte mikroskopische Untersuchung läßt darauf schließen, daß sichtbare Lunker und Ausscheidungen aus Titan bei den Gold-Titan-Legierungen zu frühem Bruch und somit zu niedrigeren mechanischen Werten geführt haben. Das Auftreten von Lunkern ist als Hinweis auf die hohen Ansprüche an die Verarbeitung zu sehen. Im Gegensatz zu herkömmlichen Gold-Legierungen wurden recht häufig große Lunker beobachtet. Allerdings muß die ungünstige Geometrie und Größe der Prüfkörper für den zahnmedizinischen Guß beachtet werden. Das Auftreten von Sauglunkern ist daher kaum zu vermeiden. Diese sollten jedoch, wenn überhaupt in den Köpfen der hantelförmigen Probekörper liegen und nicht in den zu belastenden Stellen auftreten.

Das untersuchte Gefüge stellt sich günstig dar. Keramische Brände scheinen eine weitere Homogenisierung zu bedingen.

Bei Proben der Serie aus 66 % Neumetall konnten jedoch Ausscheidungen aus Titan beobachtet werden, die sich in Form kleiner Kristallite zwischen die Gold-Titan-Phasen absetzten.

Ob diese Ablagerungen aus einem gesunkenen Titangehalt nach erneutem Vergießen resultieren, sollte in einer weiteren Untersuchung festgestellt werden.

Auch das Korrosionsverhalten ist diesbezüglich zu prüfen [64].

Ein reduzierter Titangehalt wirkt sich wie oben beschrieben wesentlich auf die mechanischen Eigenschaften dieser Legierungsform aus. Auch beim Rein-Titan ist das Wiedervergießen wegen seiner starken Oxidbildung nicht ratsam.

Weiterhin ist zu klären, inwieweit es beim erneuten Guß zur inhomogenen Verteilung des Titans kommt. Dies könnte die großen Schwankungen der Meßwerte zum Teil erklären.

Die beobachteten Titanausscheidungen weisen darauf hin, daß es zu Schwierigkeiten bei der Homogenisierung der Legierung kommt. Inwieweit dies herstellungs- oder gußtechnisch bedingt ist konnte nicht geklärt werden.

5.3 Schlußfolgerung

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung lassen sich folgende Schlußfolgerungen ableiten:

Die untersuchten Gold-Titan-Legierungen haben neben ausreichenden Werten der 0,2 %-Dehngrenze eine mit klinisch bewährten hochgoldhaltigen Legierungen vergleichbare Härte.

Die Verarbeitung der Legierungen in „kommerziell“ arbeitenden Dentallaboren führt nicht zu einer starken Veränderung oder Absenkung der gemessenen Parameter.

Die Ergebnisse der verschiedenen, untersuchten Gold-Titan-Legierungen aus 100 % Neumetall liegen dicht beieinander.

Das Wiedervergießen der Gold-Titan-Legierungen mit 66 % Neumetall führt zu großen Streubreiten bei der 0,2 %-Dehngrenze und bei der Härteprüfung.

Bei Proben der Serie aus 66 % Neumetall konnten weiterhin Ausscheidungen aus Titan beobachtet werden, die sich in Form kleiner Kristallite zwischen die Gold-Titan-Phase absetzten.

Das Wiedervergießen der Gold-Titan-Legierungen erscheint nicht empfehlenswert. Es sollte immer mit 100 % Neumetall gearbeitet werden.

Nach den durchgeführten keramischen Bränden kommt es bei den Gold-Titan-Legierungen zu einer leichten Steigerung der 0,2 %-Dehngrenze und der Vickershärte, im Vergleich zur stärker ansteigenden Meßwerten der Referenzlegierung Porta P6.

Bei der Vickershärte ist die geringe Steigerung mit den durch Gefügeinhomogenitäten teilweise stark abfallenden Werten zu erklären.

Die Gold-Titan-Legierungen scheinen für Verarbeitungsfehler anfällig, wie es auch bei der Verarbeitung von Rein-Titan bekannt ist. Daher ist eine Umstellung auf die Besonderheiten dieser Legierung notwendig. Die Angaben der Hersteller sind deshalb genau zu befolgen.