

Autor
Wissenschaftler
Status
Fundamental
Kategorie
Ratgeber

Welche Faktoren beeinflussen die Belastbarkeit von Restaurationen aus Zirkoniumdioxid?

Dr. Philipp Kohorst, Dr. Marc Philipp Dittmer, Prof. Dr. Meike Stiesch

Die hervorragenden mechanischen Eigenschaften von Zirkoniumdioxid erlauben die Herstellung von vollkeramischen Restaurationen auch in Indikationsbereichen, in denen noch vor wenigen Jahren ausschließlich metallische Werkstoffe zum Einsatz kamen. Aber obwohl diese modernen Oxidkeramiken eine ausgesprochen hohe Festigkeit aufweisen, können zahlreiche Einflüsse im Rahmen des Herstellungsprozesses und auch im Milieu der Mundhöhle die Belastbarkeit vollkeramischen Zahnersatzes reduzieren. Der folgende Beitrag beleuchtet die Hauptfaktoren, die zu einer Reduktion der Belastbarkeit von Restaurationen aus Zirkoniumdioxid führen können.

Einleitung

Restaurationen aus Zirkoniumdioxid (ZrO_2) haben bereits seit einigen Jahren die Phase der experimentellen Anwendung verlassen und nehmen inzwischen einen festen Platz im prothetischen Versorgungsspektrum ein. Anfänglich wurde der Einsatz der Oxidkeramik auf Kronen und kleinere Brücken im Seitenzahnbereich beschränkt, doch aufgrund der hervorragenden mechanischen Eigenschaften des Materials wurde schnell deutlich, dass eine Ausweitung des Indikationsbereichs möglich ist. Heute wird Zirkoniumdioxid daher nicht nur bei der Herstellung festsitzender Restaurationen in Form von Kronen bis hin zu weitspannigen Brücken (Abb. 1 und 2) eingesetzt, sondern auch hybridprothetische Arbeiten wie Geschiebe und Primärteleskope (Abb. 3) sowie Implantataufbauten (Abb. 4) lassen sich realisieren. Ein solch weites Indikationsspektrum, das in der Vergangenheit ausschließlich Metallen beziehungsweise Metalllegierungen vorbehalten war, wird in erster Linie durch den hohen Widerstand der Oxidkeramik ge-

genüber mechanischen Belastungen möglich. Bereits die Entwickler, die in den 70er Jahren des letzten Jahrhunderts durch Modifikationen der Zusammensetzung eine Vorform der in der Zahnmedizin verwendeten Zirkoniumdioxidkeramiken vorstellten, bezeichneten das Material sehr passend als „Ceramic Steel“^[1].



Abb. 1: Kronenblock mit Extensionsglied aus Zirkoniumdioxid.



Abb. 2: Viergliedrige Brücke mit Zirkoniumdioxidgerüst.

Zusammensetzung und Eigenschaften

Heutzutage wird in der Zahnmedizin nahezu ausschließlich Y-TZP (yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystals) verarbeitet, eine Zirkoniumdi-



Abb. 3: Primärteleskope aus Zirkoniumdioxid.



Abb. 4: Implantatabutment aus Zirkoniumdioxid.

oxidkeramik, die einen Zusatz von 3 Mol% Yttriumoxid (Y_2O_3) enthält. Bei dieser Konzentration des stabilisierenden Oxides liegt Zirkoniumdioxid in Form der sonst bei Raumtemperatur nicht stabilen tetragonalen Phase vor. Erst diese Stabilisierung ermöglicht den charakteristischen Mechanismus der Umwandlungsverstärkung^[2], durch den Zirkoniumdioxid eine sehr hohe mechanische Belastbarkeit aufweist und im Vergleich zu konventionellen Feldspat- oder Glaskeramiken weniger anfällig für die Entstehung von festigkeitsmindernden Rissen und deren Wachstum ist. Des Weiteren werden den Y-TZP-Keramiken zumeist 0,25 - 0,5 Gewichts-% Aluminiumoxid (Al_2O_3) zugesetzt, um die hydrothermale Al-

terung zu vermindern^[3,4]. Insbesondere aufgrund des Mechanismus der Umwandlungsverstärkung zeigen Zirkoniumdioxidkeramiken sowohl eine sehr hohe Biegefestigkeit (900 - 1.300 MPa) als auch eine Risszähigkeit, die mit Werten von 7 - 10 $MPa \cdot m^{1/2}$ zwar noch im Sprödbereich liegt, jedoch die höchste verfügbare Risszähigkeit im dentalkeramischen Bereich darstellt^[5]. Diese außergewöhnlichen mechanischen Eigenschaften machen es möglich, vollkeramischen Zahnersatz herzustellen, dessen initiale Belastbarkeit die Kaukräfte des Menschen deutlich übersteigt und somit eine sichere Anwendung gewährleistet. In eigenen Untersuchungen wurde für viergliedrige Seitenzahnbrücken aus Zirkoniumdioxid eine initiale Belastbarkeit von rund 1.500 N festgestellt^[6], die physiologisch auftretenden maximalen Kaukräfte bewegen sich hingegen lediglich in einem Bereich von circa 250 - 500 N.

Nichtsdestoweniger existieren sowohl bei der Herstellung des Zahnersatzes als auch in seiner Funktionsphase zahlreiche Faktoren, die zu einer drastischen Abnahme der Belastbarkeit führen können und denen vor der Eingliederung einer vollkeramischen Restauration Rechnung getragen werden muss. Im Folgenden sollen die aus Sicht der Autoren wichtigsten Faktoren dargestellt werden, die insbesondere die Belastbarkeit von Restaurationen aus Zirkoniumdioxid beeinflussen können.

Beachtung der Präparations- und Konstruktionsrichtlinien

Bei der Stumpfpräparation für Kronen und Brücken aus Y-TZP werden eine ausgeprägte Hohlkehle und ein zirkulärer Mindestabtrag von 1 mm angestrebt. Wichtig bei der Präparation ist zudem, scharfe Kanten und Stufen zu brechen und möglichst abgerundete Winkel zu schaffen, um Spannungsspitzen unter funktioneller Belastung und damit Prädilektionsstellen für eine Rissentstehung zu minimieren. Zusätzlich wird dadurch die korrekte Erfassung der Stumpfgeometrie durch digitale CAD-Systeme erleichtert.

Trotz des enormen Potenzials der Zirkoniumdioxidkeramiken gelten hinsichtlich der Gerüstdimensionierung andere Richtlinien als bei metallkeramischen

Restaurationen. Bei dreigliedrigen Brückenkonstruktionen sollte eine Mindesthöhe der Konnektoren von 3 mm eingehalten werden, wobei insgesamt eine Querschnittsfläche von 9 mm² nicht zu unterschreiten ist. Bei mehrgliedrigen Brückenkonstruktionen sowie in Bereichen mit hoher Belastung sind die Querschnittsflächen auf 16 mm² auszudehnen. Daneben sollte ein kleiner Krümmungsradius der nach gingival gerichteten Seite des Konnektors vermieden werden, da sich dieser negativ auf die induzierten Spannungen auswirkt^[7]. Die im Konnektorenbereich auftretenden Spannungen lassen sich zusätzlich durch den Winkel der okklusalen Krafteinleitung und somit auch durch die Gestaltung der Höckerneigung beeinflussen^[8]. Auch sollte bei der Herstellung der Gerüste bereits eine reduzierte anatoforme Gestaltung der okklusalen Anteile berücksichtigt werden. Dieses Vorgehen gewährleistet gleichmäßige Schichtstärken der Verblendmasse und minimiert somit das Risiko des sogenannten Chipping, d. h. des Abplatzens von Verblendanteilen.

Schädigung durch mechanische Bearbeitung

Defekte in der Keramikstruktur sind oftmals der Ausgangspunkt für ein schleichend fortschreitendes, unterkritisches Risswachstum und können gegebenenfalls in einem katastrophalen Bruchereignis resultieren. Der festigkeitsmindernde Einfluss einer mechanischen Vorschädigung auf Zirkoniumdioxidkeramiken wurde bereits in verschiedenen Untersuchungen gezeigt^[9-12]. Im Rahmen des Herstellungsprozesses zahnärztlicher Restaurationen können insbesondere während der Bearbeitung durch den Zahntechniker Schädigungen auftreten (Abb. 5). Häufig kommt es beispielsweise beim Separieren zu unbemerkten Schadstellen in dem Bereich der interdentalen Konnektoren (Abb. 6). Gerade dieser ist jedoch aufgrund der hier während der Belastung auftretenden Zugspannungsspitzen besonders anfällig. Eigene Finite-Elemente-Untersuchungen an viergliedrigen Y-TZP-Brücken konnten zeigen, dass bei okklusaler Belastung im Bereich des mittleren Konnektors Spannungsspitzen insbesondere in der nach basal gerichteten Rundung zu finden sind (Abb. 7)^[8]. Das Auftreten von Fehlstellen kann das Frakturrisiko in diesem am stärksten belasteten Bereich einer

Brücke deutlich erhöhen, da sowohl die Entstehung als auch die Ausbreitung von festigkeitsmindernden Rissen begünstigt wird.

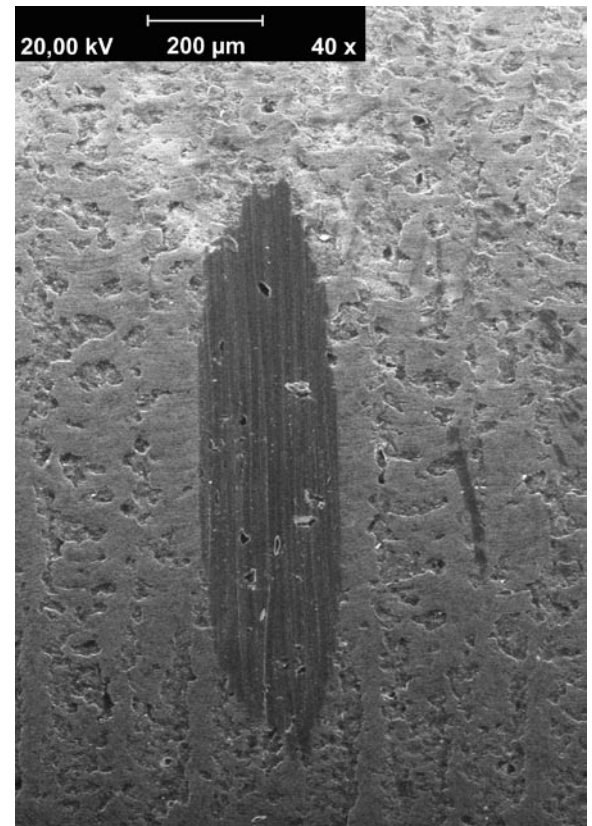


Abb. 5: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der Schädigung einer Zirkoniumdioxidoberfläche.



Abb. 6: Separation mit Trennscheibe im Bereich der interdentalen Konnektoren.

Bisherige Studien, die den Einfluss einer durch das Separieren induzierten Vorschädigung untersucht haben, konnten dennoch keinen negativen Effekt durch einen im gingivalen Konnektorenbereich angebrachten Ritz finden^[6, 13]. Eine Erklärung für den geringen Einfluss könnten die Dimensionen der Schä-

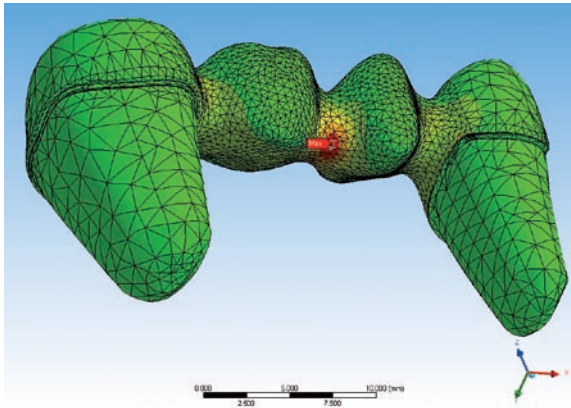


Abb. 7: Finite-Elemente-Modell eines Zirkoniumdioxidgerüsts unter okklusaler Belastung: Größte Zugspannungen treten im basalen Bereich des mittleren Verbinders auf.

digungen sein, die in den genannten Studien nur eine Breite von 180 µm und eine Tiefe von 60 µm aufwiesen. Zudem wurden die Ritze unter starker Wasserkühlung angebracht und hatten aufgrund der Sägeblattgeometrie gerundete Innenkanten, was unter dem Gesichtspunkt auftretender Spannungen eher günstig zu bewerten ist.

Aber obwohl aufgrund der hohen Schadenstoleranz von Zirkoniumdioxid, die insbesondere auf dem Prinzip der Umwandlungsverstärkung beruht, unter den geschilderten Bedingungen kein negativer Einfluss einer Vorschädigung auf die Belastbarkeit gefunden wurde, sollte die Bearbeitung von Zirkoniumdioxidrestorationen dennoch stets mit größter Sorgfalt erfolgen. Insbesondere eine ausreichende Wasserkühlung bei der mechanischen Bearbeitung ist zwingend erforderlich – und dies nicht nur im Rahmen des zahntechnischen Herstellungsprozesses, sondern bei jeglichem Einsatz von rotierenden Instrumenten wie auch bei Korrekturen während der klinischen Einprobe durch den Zahnarzt. Denn die geringe Wärmeleitfähigkeit von Zirkoniumdioxid verhindert eine rasche Ableitung der entstehenden Reibungswärme. Dies führt zu einer lokalen Überhitzung im Kontaktbereich des rotierenden Instruments und letztlich zu strukturellen Defekten in der Keramik, die wiederum die Belastbarkeit der Restorationen herabsetzen. Durch eine effektive Wasserkühlung kann die entstehende Hitze abgeführt und so eine Überhitzung des Materials sicher vermieden werden.

Spannungen und Verformungen durch den Verblendprozess

Im Zuge der Verblendung von Restaurationen aus Zirkoniumdioxid werden glaskeramische Verblendmassen bei Temperaturen von mehreren hundert Grad oberhalb der Glasübergangstemperatur auf das Gerüst gesintert. Anschließend erfolgt die relativ schnelle Abkühlung der gesamten Restauration. Aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) von Gerüstmaterial und Verblendkeramik entstehen hierbei Spannungen, in Folge derer Verformungen der Werkstücke auftreten können. Durch diese thermisch induzierten Spannungen steigt das Frakturrisiko der Restaurationen unter funktioneller Belastung^[14]. Zudem können sie letztendlich zu einem Abplatzen der Verblendmasse bereits während des Abkühlvorgangs im Dentallabor führen^[15]. Gravierender sind die Folgen, wenn es in vivo zur Delaminierung der Verblendmasse kommt, da die defekten Versorgungen dann häufig nicht mehr in toto aus dem Patientenmund entfernt werden können und ihre Neuanfertigung notwendig wird.

Weitere Untersuchungsergebnisse deuten darauf hin, dass auch die Randschlussqualität unter den thermisch induzierten Verformungen negativ beeinflusst wird^[16]. Dies hat wiederum stärkere Zementschichtstärken im marginalen Randbereich zur Folge, welche nach längerer Tragedauer ausgewaschen werden können und somit der Entstehung von Kronenrandkaries sowie Parodontitis Vorschub leisten. Sollen die aufgeführten Risiken minimiert werden, dürfen ausschließlich die vom jeweiligen Hersteller empfohlenen und auf den WAK des Gerüstwerkstoffs abgestimmten Verblendmassen Verwendung finden.

Einfluss durch das wässrige Milieu der Mundhöhle

Während seiner gesamten Funktionsphase ist jegliche Art von Zahnersatz dem korrosiven Umgebungsmilieu der Mundhöhle ausgesetzt. Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken beträgt zwar im Durchschnitt weniger als 30 % des in der ISO-Norm 6872 festgelegten Maximalwertes von 100 µg/cm², doch ist bekannt, dass bereits der Einfluss von Wasserdampf ausreicht, um die Festigkeit von Keramiken

herabzusetzen. Generell sind alle Arten von Keramiken aufgrund ihrer Gefügestruktur mit kovalent-ionischen Bindungen anfällig gegenüber einem unterkritischen Risswachstum. Das feuchtwarme, korrosive Milieu der Mundhöhle beschleunigt diese Rissausbreitung zusätzlich^[17]. Die dafür verantwortlichen Prozesse sind der Rebinder-Effekt und die Spannungsrissskorrosion. Der Rebinder-Effekt besagt, dass in Mikrorisse eindringende Flüssigkeiten wie z. B. Speichel einen nach innen gerichteten Druck erzeugen, der zur Vergrößerung bestehender Risse beiträgt^[18]. Bei der Spannungsrissskorrosion wird die für das Risswachstum notwendige Energie durch Anlagerung und Wechselwirkung von Wassermolekülen mit der vorgeschädigten Kristallstruktur herabgesetzt^[19]. Dies erfolgt in verstärktem Maße, wenn das Material gleichzeitig mechanisch belastet wird^[20].

Neben den genannten Phänomenen kommt bei der Degradation von Zirkoniumdioxid im wässrigen Milieu ein weiterer, spezieller Mechanismus zum Tragen. Durch das Füllen von im Keramikgefüge vorhandenen Sauerstoffleerstellen durch Hydroxylionen kommt es zu einer verstärkten Phasentransformation von der tetragonalen in die monokline Modifikation. Dieses führt aufgrund der Volumenvergrößerung zu Mikrorissbildungen im Keramikgefüge. Der exakte Ablauf der Reaktion ist jedoch bis heute noch nicht abschließend geklärt^[21-23].

Zyklische Kaubelastung

Neben der feuchtwarmen Lagerung im Speichel ist Zahnersatz in der Mundhöhle bei täglich bis zu 14.000 Kontakten zwischen den Ober- und Unterkieferzähnen^[24] ständig mechanischen Wechselbelastungen ausgesetzt. Die Kontakte zwischen den artikulierenden Zahnreihen treten beim Schlucken, Kauen, Sprechen, bei reflektorischen Leerbewegungen und bei Parafunktionen auf. Die höchsten Kräfte werden dabei während des Kauvorgangs gemessen. Bei der Beeinflussung vollkeramischer Restaurationen durch mechanische Wechselbelastungen müssen in erster Linie diese Kaukräfte berücksichtigt werden. Während des Kauvorgangs führt der Mensch pro Minute durchschnittlich 58 - 120 Kauzyklen^[25, 26] mit Maximalkräften von 150 - 665 N, bei Bruxismus von bis zu 1.221 N^[27, 28] aus. Die durchschnittlichen Kaukräfte im Molarenbereichen liegen in Abhängigkeit von der

Härte der Speisen zwischen 20 N und 120 N^[29]. Hochrechnungen zur Anzahl der pro Jahr auftretenden Kauzyklen schwanken stark. Sakaguchi et al. geben 240.000 Kauzyklen pro Jahr an^[30], wohingegen Rosentritt et al. nach ihren Untersuchungen von bis zu 800.000 Zyklen pro Jahr ausgehen^[31]. Über ihre gesamte Verweildauer in der Mundhöhle kann eine Restauration somit weit über 10^7 Kauzyklen ausgesetzt sein^[27].

Diese zyklische mechanische Belastung ist insbesondere bei der Bewertung von vollkeramischen Restaurationen von Interesse. Die auftretenden Kräfte führen zwar nicht zum sofortigen Bruch der Restaurationen, jedoch kommt es zu einer verstärkten unterkritischen Rissausbreitung. Dies vermindert die Belastbarkeit^[32] und kann letztlich zum Versagen des Werkstücks führen^[33, 34].

Thermische Belastungen

Die Festigkeit keramischer Materialien wird auch durch wechselnde thermische Belastungen herabgesetzt (35), wie sie bei Temperaturschwankungen während der Aufnahme warmer und kalter Speisen und beim Atmen auftreten. In der Literatur werden dabei Extremtemperaturen zwischen 0° C und +67° C im Rahmen der Nahrungsaufnahme angegeben^[36, 37]. Nach verschiedenen Untersuchungen führt dies im Bereich der Restaurationen zu Temperaturen von +5° C bis +55° C^[38, 39]. Schätzwerte, wie oft diese Temperaturwechsel während der klinischen Lebensdauer eines eingegliederten Zahnersatzes von circa 10 - 15 Jahren auftreten, schwanken zwischen 5.000 - 50.000 Zyklen^[40-42].

Auswirkungen auf die Belastbarkeit

Insgesamt sind das wässrige Milieu der Mundhöhle sowie die mechanischen und thermischen Wechselbelastungen die Hauptfaktoren, die zu einer Reduktion der Belastbarkeit von Restaurationen aus Zirkoniumdioxid in der Funktionsphase führen. In eigenen In-vitro-Untersuchungen, die diese Faktoren weitgehend realitätsnah berücksichtigt haben, wurde eine Abnahme der Belastbarkeit von viergliedrigen Seitenzahnbrücken um etwa 40 % beobachtet^[6]. Vor der Alterssimulation lag die Belastbarkeit der Brü-

cken bei circa 1.500 N. Die in der Literatur geforderte Anfangsfestigkeit von mindestens 1.000 N für festsitzenden Zahnersatz im Seitenzahnbereich wurde somit weit überschritten. Nach künstlicher Alterung betrug die Belastbarkeit der Restaurationen im Mittel etwa 900 N. Es zeigte sich damit ebenfalls ein deutlicher Abstand zur Minimalforderung von 600 N für die Dauerfestigkeit im Seitenzahnbereich. Andere Autoren fanden für viergliedrige Seitenzahnbrücken ebenfalls Bruchlastwerte in dieser Größenordnung, wobei die Abnahme der Belastbarkeit infolge einer künstlichen Alterung lediglich 20 % betrug^[43, 44].

Zahlreiche weitere Studien beschäftigen sich mit der Belastbarkeit von dreigliedrigen Seitenzahnbrücken aus Zirkoniumdioxid. Aufgrund der kürzeren Spannen weisen diese Restaurationen in der Regel deutlich höhere Belastbarkeiten auf, die sich im Bereich von 2.000 - 2.500 N bewegen^[44-46]. Über die Belastbarkeit von hybridprothetischen Restaurationen auf Basis von Zirkoniumdioxid liegen in der Literatur derzeit keine ausreichenden Daten vor, so dass noch keine Aussagen über das Langzeitverhalten möglich sind.

Fazit

Die Anwendung von Zirkoniumdioxid in der Zahnheilkunde hat in den letzten Jahren das Indikationsspektrum für vollkeramischen Zahnersatz deutlich erweitert. Die Anfertigung von großen Brückenkonstruktionen und Implantataufbauten aus einem hochästhetischen und biokompatiblen Werkstoff auch in mechanisch stark belasteten Regionen ist somit möglich geworden. Doch trotz dieses beeindruckenden Potentials sollten sowohl bei der Konstruktion als auch in der Funktionsphase von Zahnersatz aus Zirkoniumdioxid stets die zahlreichen Faktoren beachtet werden, die zur teilweise drastischen Abnahme der Belastbarkeit führen können. Neben Schädigungen während der mechanischen Bearbeitung oder dem Auftreten von Spannungen infolge des Verblendprozesses sind dabei besonders die Einflüsse im Milieu der Mundhöhle zu berücksichtigen, die nicht verhindert werden können und denen die vollkeramischen Restaurationen über den gesamten Zeitraum ihrer Funktion ausgesetzt sind. ■

Das Literaturverzeichnis kann bei der Redaktion angefordert werden.

Dr. Philipp Kohorst Hannover, Deutschland



- 2000-2005 Studium der Zahnmedizin an der Medizinischen Hochschule Hannover
- 2005 Zahnärztliche Approbation
- 2005-2007 Wissenschaftlicher Mitarbeiter der Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Biomedizinische Werkstoffkunde an der Medizinischen Hochschule Hannover
- 2007 Promotion
- seit 2008 Oberarzt der Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Biomedizinische Werkstoffkunde an der Medizinischen Hochschule Hannover
- 2008 Dentaprima-Forschungspreis Zahnmedizin und Dissertationspreis des Kuratoriums Perfekter Zahnersatz

Kontakt Kohorst.Philipp@mh-hannover.de

Dr. Marc Philipp Dittmer Hannover, Deutschland



- 2000-2005 Studium der Zahnmedizin an der Medizinischen Hochschule Hannover
- 2005 Zahnärztliche Approbation
- 2005-2008 Wissenschaftlicher Mitarbeiter der Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Biomedizinische Werkstoffkunde an der Medizinischen Hochschule Hannover
- 2007 Promotion
- seit 2009 Wissenschaftlicher Mitarbeiter der Klinik für Kieferorthopädie an der Medizinischen Hochschule Hannover

Prof. Dr. Meike Stiesch

Hannover, Deutschland

- 1988-1994 Zahnmedizinstudium am Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
- 1994 Promotion
- 1994-1998 Wissenschaftliche Mitarbeiterin der Abteilung für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie an der Universitätsklinik Schleswig-Holstein
- 1998-2000 Postgraduiertenweiterbildung Zahnärztliche Implantologie an der New York University
- 2001 Ernennung zur „Qualifiziert fortgebildeten Spezialistin für Prothetik der DGZPW“ und Oberärztin der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik der Medizinischen Hochschule Hannover
- 2002 Habilitation für das Fachgebiet Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde an der Medizinischen Hochschule Hannover
- 2003 Ltd. Oberärztin der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik der Medizinischen Hochschule Hannover
- 2005 Berufung auf den Lehrstuhl für Zahnärztliche Prothetik der Medizinischen Hochschule Hannover
- seit 2005 Direktorin der Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Biomedizinische Werkstoffkunde an der Medizinischen Hochschule Hannover

